

## ■ 要旨

1895年レントゲン (Röntgen, wilhelm Conrad : 独) によるX線の発見の翌年には、X線の発見に用いられたクルックス管の欠点を改良した、凹面陰極と対陰極が45度の傾きをもったガス入りX線管 (以下イオン管という) が考案され、また、国内においてはX線による手、植物などの透過実験が行われた。1909年には株式会社島津製作所 (以下、島津という) が、千葉<sup>ちやうのち</sup>国府台病院に蓄電池を電源とした感応コイルで高電圧を発生し、イオン管に電力を供給する方式の国産初のX線装置を納入した。1914年第一次世界大戦が勃発し、X線管の輸入が難しくなり国産化が熱望され、1915年、白熱電灯を製造していた東京電気株式会社 (東芝メディカルシステムズ株式会社、以下東芝という) が国産初のイオン管「ギバ」 (産業遺産登録 No.00047号、2010年登録) を開発した。しかし、イオン管は不安定な製品であったため、この欠点を改善し安定したX線出力の得られる熱電子形のクーリッジ管を1913年クーリッジ (Coolidge.William David : 米) が発明した。特許が登録されると、東芝が国内での製造・販売の特許実施権 (1920-1934) を取得した。

この特許実施権のある15年間に、東芝はクーリッジ管のバルブの中央が大きく膨らんだ部分を、順次小さくするとともに、陽極の銅母体に、銅、コパールなどの気密用のリングシールを取り付ける構造によって熱発生源の近くを外部から、空気、油、水で冷却し、陽極に発生する熱を逃がす方法でX線出力を増やす活路を開いた。この気密封止技術が後の回転陽極X線管の開発に活かされた。以後、焦点の2重焦点化、X線管全体を油浸にするなど機能の向上と小形化を進めるとともに、ガラス外囲器の材料を硬質ガラスに変更し、防電撃・防X線のX線管装置「ジャパニックス」を開発し世界水準に近い技術を得た。

クーリッジ特許の使用期間が満了になると、準備を進めていた島津と渋谷レントゲン株式会社 (後に株式会社日立に移管) がX線管の開発、製造に着手し、1945年までに東芝とほぼ同種類の競合品を揃えた。

太平洋戦争終了後は、X線管の性能低下が問題となり国民の健康診断に事欠く状態が憂慮され、官の指導で相互の競争を廃して共同研究を行い品質の安定化を図った。1960年代に入ると、国民生活の変化により消化器系のガンの検診が要求された。そこで、商品化されていた、回転陽極X線管とイメージ・インテンシファイアの新しいテクノロジーを用いた遠隔操作式XTV透視撮影台が開発された。従来の胸部間接の静止撮影から動態撮影へと変化し、X線管は、高速回転による小焦点大電流撮影と陽極の熱容量の増大が要求された。この消化器撮影の開発が、ターゲットをタングステン・モリブデンで接合する技術を生み、また、高速回転における高温の軸受け技術が、その後のCT、循環器撮影用X線管の開発に大いに寄与したと考えられる。X線管は、固定陽極から付加価値の高い回転陽極になり、1980年代までは、焦点組合せ、ターゲット径、ターゲット角度、熱容量、回転数などの構成要素を変えて、一般撮影を基本に、断層撮影、循環器撮影、および、乳房、回診用、ステレオ撮影、拡大撮影など多くの術式に対応してきた。この間、コンデンサー用150kV高耐電圧X線管、2極管による100 $\mu$ m焦点X線管、ブルーミングレス焦点X線管など国産技術による独自の製品が生み出された。

一方、クーリッジ管以来のX線革命と言われるゴッドフリー・ニューボルト・ハウンスフィールド (Godfrey Newbold Hounsfield) の発明したCT (Computed Tomography) が商品化され、1975年から英国EMI社を始め多くの海外メーカのCT装置が輸入開始された。国内では、株式会社日立製作所 (以下日立という) が1976年5月の日本医学放射線技術学会で頭部用CT-H250を発表し以後、国内三社 (東芝、日立、島津) による開発競争がスタートした。全身用CTのシングルスライス用には、当初は海外品の陽極熱容量750kHUの回転陽極X線管装置を使用していたが、徐々に国産品に取り替わった。CTの開発は急速で、検出器のスライス数も320個とマルチになり、ポリウム、ヘリカルスキャン時代に入った。撮影時間も1秒以内となりX線管装置も4,000kHUの熱容量を持つ、世界でも最高の性能を有するCT用X線管装置を東芝が開発した。CT撮影は、従来X線が通過し認識出来なかった低吸収領域の画像を映像化するとともに、三次元の立体画像も可能となった。また、感光系もフィルム、増感紙に代わるデジタルのFPD (Flat Panel Detector) が実用化の時代を迎えた。このように、X線写真もアナログ (影絵と言われる陰影像) からデジタル画像に変遷する時代となった。

X線管の製造技術を、当初クーリッジ特許権を取得していた東芝が、模倣ではなく指導で習得出来たことは、技術の系統化としては世界との遅れを短縮するためにはむしろ幸運であったと考えたい。X線管は、高電圧発生装置、感光系、撮影台があって成り立つ製品である。したがって、これら周辺技術の変化が与えた変遷と、また、X線透過力は、CTで観察できるように鮮鋭度の高い立体像へと進歩したが、放射線を用いない技術が、MRI (Magnetic Resonance Imaging)、内視鏡・超音波機器などの発展によりX線の領域にひたひたと迫って来ている。このように、X線の持つ利点と欠点を点と点で結び技術の系統化として記述した。

## ■ Abstract

In the year following the discovery of X-rays by Wilhelm Conrad Röntgen in 1895, gas-filled X-ray tubes (ion tubes) that improved on the Crookes tube were invented that used a concave cathode and an anticathode set at 45°. Before long, experiments were being conducted in Japan where X-rays were transmitted through things such as hands and plants. Then in 1909, Shimadzu Corporation (Shimadzu) delivered Japan's first X-ray apparatus to Kohnodai Hospital in Chiba Prefecture, which used an induction coil powered by a storage battery to electrify an ion tube. The outbreak of World War I in 1914 made X-ray tubes difficult to import and prompted their domestication, and Tokyo Electric Company (Toshiba Medical Systems Corporation; Toshiba), who were manufacturing incandescent light bulbs, developed Japan's first X-ray tube in 1915 – the GIBA ion tube.<sup>1</sup> Ion tubes were unstable products, and in 1913 William Coolidge invented an improved thermionic tube that could produce a stable X-ray output. After a patent had been issued, Toshiba obtained a patent license (1920-1934) to manufacture and sell them in Japan.

While Toshiba gradually reduced the size of the central bulge of the Coolidge tube during the 15 years in which their patent license was valid, they also found ways of increasing X-ray output by changing the construction of the copper or Kovar ring seal where it meets the copper anode so that the heat generated at the anode could be cooled from the outside with air, water, or oil. This seal technology was later revived for the rotating anode X-ray tubes. From then on, Toshiba worked to introduce various improvements, such as dual focus X-ray tubes and oil-immersed tubes, while making the tubes smaller overall and using borosilicate glass for the tube envelopes. By the time they developed the electric-shockproof and X-ray-shielded JAPANIX tube, they had achieved near-world-class technology.

When Toshiba's license for the Coolidge patent expired, Shimadzu and Shibuya Roentgen Co. (later acquired by Hitachi, Ltd.), who had been making preparations in advance, began developing and manufacturing X-ray tubes, and by 1945, they both had similar product ranges to compete with Toshiba.

After the end of World War II, as X-ray tubes still suffered from a rapid drop-off in performance, fearing that this would cause a deterioration in the state of medical care, the government instructed companies to put competition on hold and commence a joint research effort to stabilize product quality. In the 1960s, changes in the lifestyle of Japanese people made examination for gastrointestinal cancer necessary. An X-TV remote-control fluoroscopy system was developed using newly commercialized technology, such as the rotating anode X-ray tube and a new image intensifier. The change from conventional indirect chest still imaging to fluoroscopy (dynamic imaging) created the need for high-power microfocus X-ray tubes with rapidly rotating anodes with increased heat capacity. It would appear that the development of gastrointestinal imaging led in turn to the development of tungsten-molybdenum targets, and that high-speed high-temperature bearing technology later contributed greatly to the development of CT and X-ray tubes for cardiovascular imaging. X-ray tubes gradually abandoned fixed anodes in favor of high value-added rotating anodes, and by the 1980s, X-ray tubes for general imaging were being tailored for tomography and cardiovascular imaging, as well as various other procedures, such as mammography, routine bed-side radiography, stereography, and radiographic magnification. This was done by modifying the tubes' target assembly, target diameter, target angle, anode heat capacity, and rotational speed. Recently, unique products using Japanese technologies, such as diode X-ray tubes with a 100 μm focus, X-ray tubes with reduced focal spot blooming, and X-ray tubes that can withstand a 150 kV capacitor discharge, have been developed.

The invention of computed tomography (CT) by Godfrey Newbold Hounsfield has been called the greatest advancement in the field of X-ray radiography since the invention of the Coolidge tube, and CT equipment began to be imported in 1975 after its commercialization, initially from EMI in the UK, and then from many other overseas manufacturers. In Japan, after Hitachi announced the CT-H 250 head scanner at the Japanese Society of Radiological Technology in May 1975, a race began between three companies (Toshiba, Hitachi, and Shimadzu) to develop their own CT technology. The early units originally used a foreign-made rotating-anode X-ray tube with an anode heat capacity of 750 kHU for making single-slice whole-body scans, but these tubes were gradually replaced by domestic alternatives. CT technology developed rapidly and

---

1 *Essential Historical Materials for Science and Technology* Registration No.00047 (2010)

entered the era of volume helical scanning, with multi-slice detector arrays containing 320 elements being produced. Toshiba developed an X-ray tube unit for CT with the highest performance in the world; with a heat capacity of 4,000 kHU it was capable of making a scan in less than one second. CT imaging could capture areas of low attenuation that were undetectable with conventional X-ray technology, and it also made three-dimensional imaging possible. The era of digital flat panel detectors (FPDs) arrived, and they quickly became a practical alternative to photosensitive films and intensifying screens. In this way, X-ray radiography transitioned from analog (negative images called “shadowgraphs”) to digital images.

I would like to think that Toshiba, who had acquired the rights to the Coolidge patent, was able to master the technology for manufacturing X-ray tubes on the basis of its guidance rather than having to imitate it, and was therefore rather fortunate to be able to catch up with the rest of world by systematizing the technology. X-ray tubes rest on a foundation of other products, such as photosensitive materials, photography equipment, and apparatus for generating high-voltage electricity. Accordingly, although the penetrating power of X-rays has tended to increase with changes in these peripheral technologies to enable high definition three-dimensional imaging under CT, technologies such as endoscopy, ultrasonography, and magnetic resonance imaging (MRI) that do not use radiation are gradually invading the domain of the X-ray. In this paper I will provide a point-by-point description of the systematization of X-ray technology and the strengths and weaknesses of X-rays.

## ■ Profile

**神戸 邦治** *Kuniharu Kanbe*

国立科学博物館産業技術史資料情報センター主任調査員

昭和 32 年 3 月 岐阜県立岐阜工業高等学校卒業  
 昭和 32 年 4 月 株式会社島津製作所入社  
 医用放射線機器の品質管理・生産技術を経て、  
 X線管装置の開発・設計に従事  
 昭和 38 年 3 月 立命館大学理工学部 卒業  
 平成 07 年 島津メディカルシステムズ(株)  
 平成 17 年 オー・エイチ・ティー(株)  
 平成 28 年 4 月 国立科学博物館 主任調査員

## ■ Contents

1. はじめに .....	188
2. X線管装置の概要 .....	189
3. イオン管とクーリッジ管 .....	194
4. クーリッジ特許期間満了後の動向 .....	204
5. 性能標準と対応技術 .....	210
6. 回転陽極 X線管の開発 .....	221
7. 胸部撮影 .....	229
8. 消化管撮影 .....	238
9. 循環器撮影と CT 撮影 .....	258
10. 各種撮影 .....	269
11. 規格 .....	290
12. あとがき・謝辞 .....	295
資料 X線管装置の技術の変遷 .....	298
X線管装置の系統化図 .....	302
産業技術史資料（登録候補）.....	303

# 1 | はじめに

X線は、医用、工業用、分析用に利用され発展してきたが、本調査では、主に医用で用いるX線管装置を中心に調査を行った。医用に用いるX線管は、当初は、X線発見時に使われていたクルックス管であったが、電子衝撃面がガラスであったため、溶融などの問題から、陰極、陽極が金属のガス入りのイオン管に代り、さらに、不安定なイオン管から安定的にX線を放射する熱電子管(クーリッジ管)になった。X線管の形状は変化しているが、現在も原理が同じクーリッジX線管である。イオンX線管、クーリッジX線管とも固定陽極のタイプで、診察用全般、および、工業用、治療用に分かれて利用されていたが、1950年に回転陽極X線管が開発されると、それぞれの術式に対応した機種が多く生まれた。

ところが、1970年代の後半、CTの登場により、断層撮影も従来の裁断面から横断面の像になり、また、造影剤によるカテーテル検査も血管造影だけではなくカテーテルを使った治療(IVR: Interventional Radiology)が、頭部、腹部、心臓に盛んに適用され、循環器用X線管も陽極熱容量の増大が要求された。そのため、X線管の耐電圧の向上に加え、冷却用としての封入媒体である油を外部へ循環させ、ファン、または、水で冷却し性能を維持する技術も必要となった。一方、電気入力を与えるX線高電圧装置の進歩や、X線出力を捉え、見えないものを見えるようにする感光系の技術開発など、外部環境も変化し、X線管装置は、陽極の熱容量の増大と機種の統一が進められた。本報告書では、これらの経緯にもとづいた技術の変遷を系統的に記述した。

第二章「X線管装置の概要」では、X線発見の経緯と熱陰極X線管の発明までのX線管の遷移、および基本的なX線の性質について簡単に解説した。

第三章「イオン管とクーリッジ管」では、イオンX線管の輸入時代と国産化への経過と、使用経験のトピックスを紹介しイオン管が終焉にいたる技術説明をした。また、クーリッジ管の海外情報ともう一つのクーリッジ管といわれるリリエンフェルト管についても紹介し、さらに、東芝がクーリッジ管の特許実施権を得た期間中に開発したX線管に、どんな技術改善をして商品化したかを記述した。

第四章「クーリッジ特許期間の満了後の動向」では、1934年7月7日クーリッジ特許の権利期間が満了となり、各社がX線管の開発に参入できるようになり、島津、日立とも東芝の製品シリーズに相当する商品化を急いだが、その間の製造に関する島津の逸話を述べる。一方、東芝は、製品精度の向上に努め、他社との間に確然た

る技術格差をつけていた状況での製品開発を進めた。その他、安全対策が欠如していた装置に対する法規制、また、治療用X線管の利用状況の把握もおこなった。

第五章「性能標準と対応技術」では以下について述べた。1945年太平洋戦争終了後、戦後の混乱による、技術および物質の欠如による製品品質の低下は、結核予防の住民健診に多大な影響を与えた。これを解決すべく官がメーカを指導し、X線管の基礎研究、焦点性能の実験結果を基にした規格の整理と統一、および、問題解決の技術指導をした。

第六章「回転陽極X線管の開発」では、海外情報と国内での実用的な回転陽極X線管開発のための基本要素技術を解説した。X線発見の翌年には回転陽極のアイデアが発表されており、最初に実用化したのは、Müllerが1929年に開発したRotalixである。

第七章「胸部撮影」では、電源事情の悪い国内をレントゲン車で巡回した住民健診(胸部間接撮影)が本格化し発展したのは、戦後(1945年以降)からであり、そのために、威力を発揮したコンデンサー装置の特異な性能の説明とコンデンサー用X線管、とくに、世界で初めて開発した三極X線管を中心にして記述した。

「第八章 消化管撮影」では、イメージ・インテンシファイア、回転陽極X線管を用いた遠隔操作式XTV透視台の開発による、焦点大きさの推移、陽極熱容量増大などに関する基礎的な技術の進歩の経緯、および、FPD登場による高級TV寝台の開発について触れた。

「第九章 循環器撮影とCT撮影」では、第一世代用の固定陽極X線管から、第三世代のマルチスキャンまでの陽極熱容量を増大したX線管装置について、熱容量が増えたことによる対応技術を述べた。例としては、内輪レス軸受けの使用、球軸受けでない液体動圧軸受機構の開発、陽極の熱膨張による焦点移動の影響を少なくする技術の導入などである。

「第十章 各種撮影」では、各術式に応じたX線管について記述した。

「第十一章規格」のJISについては、戦後(1945年)にX線管製造メーカーが協議して国内独自の規格を制定したが、その後は、IEC(International Electrotechnical Commission)、および、ICRP(International Commission Radiological Protection)の勧告を受け、改正を行ってきた。ここでは、長期にわたり審議され制定された規格を抽出して記述した。

## 2 | X線管装置の概要

銀板写真は1839年、エックス写真（陰影像）は1895年に発明された。どちらも光を利用した写真である。銀板写真の記録媒体がフィルムになりデジタルへと進化したのと同様、エックス線（X線）も、人体の透過像が医学面に応用されて来たが、放射線という悩ましい問題を抱えながらも発展してきた。

### 2.1 X線の発見とX線管の推移<sup>1) 2)</sup>

ガラス管（glass tube）の両端に電極を設け、陽極（アノード）と陰極（カソード）間に高電圧をかけて、管内の空気（1気圧 = 101,300Pa）を真空ポンプで抜いて圧力を下げていくと、空気が希薄になり放電して電流が流れる。

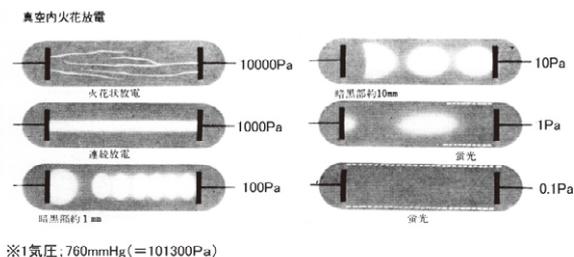


図 2.1 真空放電<sup>3)</sup>

その度合いによっていろいろな現象（図 2.1）が起こる。圧力、10,000Pa 位になると放電が始まり、赤紫色の細い光が発生し、100Pa になると光は管全体に広がり縞模様が現れ陰極付近に暗部が生じる。一般的に、この圧力での放電は、ガイスター管（Geissler tube）の領域になる。さらに圧力を 10Pa 以下にすると管内の光は薄くなりガラス管壁に黄緑色の蛍光を発する。内部圧力をこの位にした放電管をクルックス管（Crookes tube）という。圧力が 0.01Pa 以下になると放電がなくなる。

18 世紀においては、表 2.1 に示す著名者はじめ、多くの物理学者による真空放電の実験研究が行われていた。

表 2.1 真空放電研究の著名な科学者

真空放電の先駆者		ユリウス・ブリュッカー	Plücker, Julius (1801~1868年)	独
ガイスター管	1857年	ハインリヒ・ガイスター	(Johann Heinrich Wilhelm Geissler (1814~1879年))	独
クルックス管	1875年	ウィリアム・クルックス	William Crookes (1832~1919年)	英
※レーナルト管	1894年	フリップ・レーナルト	Philip Eduard Von Lenard (1862~1947年)	独

※ガラス管に薄い金属の窓を設け陰極線を取り出すようにした（Lenard tube）。

ドイツ Würzburg 大学のレントゲン（Röntgen, Wilhelm Conrad）（1848-1923）も、同様に真空放電の研究を行っていた。1895年、実験管の近くにあった蛍光紙に写った光からある種の放射線が発生していることに気づいた。今まで全く知らなかった性質を持ったものであり、透過力のある放射線であることが分かった。不思議な放射線発見後の記念講演で、会場の総意として、この放射線を未知の線 - X線（レントゲン線）<sup>4)</sup> と呼んだ。

1878年クルックス（英）は陰極線が微小の電気粒子からなることと、陰極線の衝突面が熱を持つことも発見、図 2.2 に示すクルックス管の実験で、陰極線によりガラス壁に映った十文字の影像の写真撮影を試みたが、アルミニウム板とガラス壁からの X線放射のため、写真乾板が被り断念した。

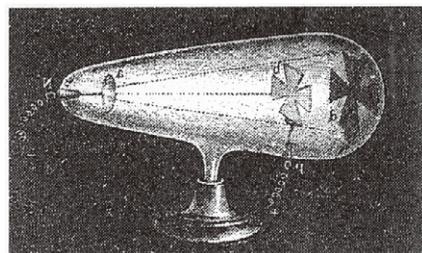


図 2.2 クルックス管で実験<sup>2)</sup>

陰極線通路に十文字のアルミニウム陽極をおくとガラス壁に陽極の影像ができた（実験：W. Crookes）

一方レントゲンが X線を発見したときの実験管もクルックス管で図 2.3 に示すように円盤状の陰陽極を備えた内部圧力 0.1Pa 程度の真空管であった。電極間に高電圧を加えると陰極から陰極線（電子線）が放出し、管球の軸方向に直進しガラス管壁に衝突、ガラスから X線を放射した。蛍光紙を用いて光る現象を認知し X線の発見となったレントゲンと、写真乾板が

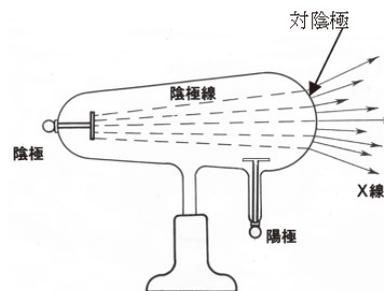


図 2.3 クルックス管<sup>5)</sup> で X線発生（実験：W. Röntgen）

X線で被り何も映らなかったクルックスとは、用いた受光面が蛍光紙と写真乾板の違いで皮肉な結果となった。いずれにせよ電子衝撃面がガラスであるため溶融点が高く照射負荷が小さく、また、熱による溶解も生じ長期の使用に耐えない欠点があった。

1900年頃から改良したイオンX線管 (Ion x-ray tube: ガス入りX線管) が出現した。図2.4に空冷型のイオンX線管の概略図を示す。図2.5にイオンX線管の電子とイオンの流れを示す。両極に高電圧が印加されたとき管内の僅かな浮遊電子が気体分子に衝突し電離する。電離された電子は電界の影響を受けさらに加速度を増し電離を繰り返す。電子は陽極へ、陽イオンは陰極へそれぞれ運動する。陽イオンは陰極に衝突し自由電子を発生させる。この電子が電界で加速され陽極に向かい衝突しX線を発生すると考えられている。管内の状態を平衡にするために若干の電子と陽イオンの結合があり、空間電荷による制限を受け、流れる電流 (mA) は陽極に向かう電子と陽イオンとによる電荷の和となる。

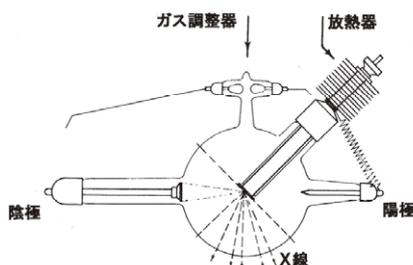


図2.4 空冷型のイオンX線管<sup>5)</sup>

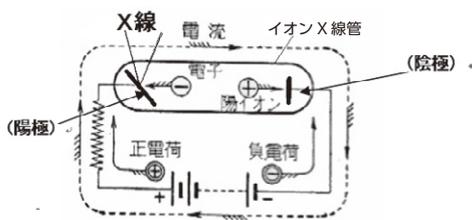


図2.5 電子とイオンの流れ<sup>6)</sup>

イオンX線管は、管内圧力の微妙な調整、および、封入ガスの吸着、放出などの現象がイオン数を変化させ、X線管の質 (管電圧) と量 (管電流) をコントロールし難いという大きな欠点があるため、次第に使用されなくなった。1910年頃から電子源にフィラメント (filament) を用いることが試みられ、1913年クーリッジ (Coolidge, William David) (1873-1975) は、高真空内でタングステン (tungsten) 熱陰極の温度を変化することにより管電流を任意に加減出来るX線管を

完成した。これがクーリッジ管 (Coolidge tube) である。図2.6に、陰極に渦巻状のフィラメントを取納したクーリッジX線管の概略図を示す。

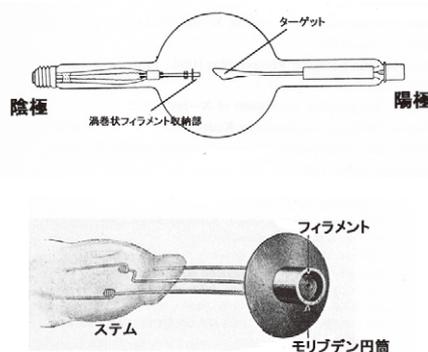


図2.6 クーリッジX線管<sup>5)</sup>  
(タングステン熱陰極)

クーリッジが最初の論文において「X線管に熱陰極を使用するという考えは新しいものではないが、陽イオンが基本的な役割を演じていない十分な真空中において、この原理が好結果で応用されたことはいまだかつてなかったということを確認した」と述べている<sup>1) 7)</sup>。クーリッジ管の真空度は $10^{-4} \sim 10^{-5}$  Paという高真空状態になっていた。当時は、まだ熱電子放射は陰極自身に含まれているガスによるもので、完全にガスを除去した陰極線からは電流が流れないだろうという考えが根強く残っていた常識を打ち破った発明であった。現在よく用いられているX線管は、多くの改良が加えられているが、基本原理はクーリッジ管である。

## 2.2 X線の発生と性能

### 2.2.1 X線の発生 (連続X線と特性X線)<sup>3) 9)</sup>

図2.7は、X線発生の簡単な回路図である。フィラメント加熱によって放出された熱電子はX線管の両端に印加された高電圧によって加速され、陽極に衝突する。この熱電子は、原子の軌道電子と衝突しエネルギー

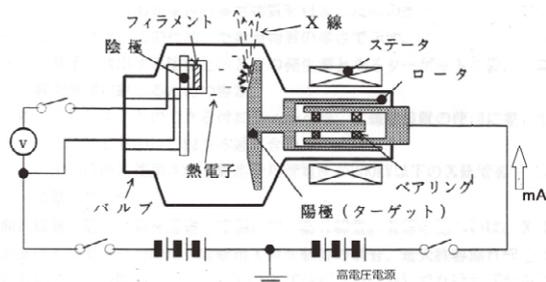


図2.7 X線発生回路

ギーを与え、原子を電離あるいは励起の状態にもたしますが、軌道電子と衝突せず原子の奥深く進んだ熱電子は原子核の電場の影響を受けブレーキ（制動）がかけられ X 線を発生し、大部分のエネルギーは熱になる。このブレーキにより発生する X 線を制動 X 線、または、連続 X 線という（図 2.8）。

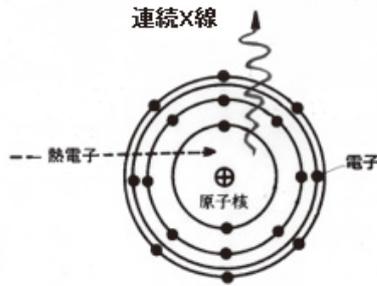


図 2.8 制動 X 線発生<sup>10)</sup>

医用の診断・治療、工業用には、連続 X 線が用いられる。陰陽極間に加えられた電位により、高速で陽極ターゲットに衝突する電子の速度は、管電圧 100kV で光速の約 60% という速さである。

一方、熱電子が軌道電子と衝突するとき、原子を電離または励起する。電離あるいは励起された原子体系は不安定で、より安定状態に戻ろうとする。エネルギー順位は外側軌道電子の方が大きいので、内側軌道に移る際にエネルギー差が発生し、これが X 線に変換される。軌道電子は物質により規則正しい配列をなしているから、放射される X 線も、その固有の X 線となる。これを特性 X 線（示性 X 線、固有 X 線）という。図 2.9 にその模様を示す。K 殻の電子がたたきだされると L 殻、M 殻から電子が移行する。L 殻から移行した場合を  $K\alpha$ 、M 殻から移行した場合を  $K\beta$  特性線という。同様に  $L\alpha$ 、 $M\alpha$  特性 X 線がある。特性 X 線は蛍光 X 線とも呼ばれ分析用に用いられる。

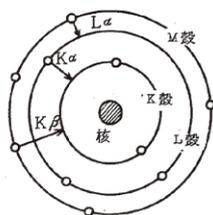


図 2.9 原子内の電子移行と特性 X 線の発生<sup>9)</sup>

## 2.2.2 物質との相互作用

X 線の光子が物質中を通過するとき原子内で何も作用せず透過するものもあるが、光子が軌道電子に衝

突し、光電効果（軌道電子が X 線の光子エネルギーを吸収して原子の外に飛び出し X 線が消滅する現象、図 2.10 参照）を起こし吸収（消滅）され、また、コンプトン散乱やレーリー散乱を起こし進行方向から逸らされる。さらに、電子対生成での吸収もある。つまり、物質の中でこれらの相互作用が起こるたびに X 線は弱まってゆく。この起こる確率は、物質の原子番号に比例すると言われる。

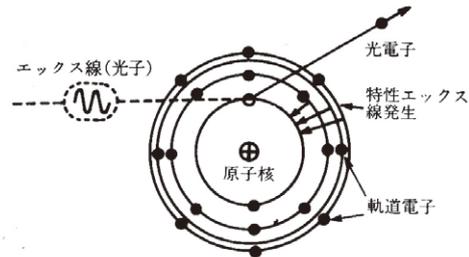


図 2.10 光電効果<sup>10)</sup>

## 2.2.3 X 線の発生効率

高速の電子が物質中を移動するときブレーキがかかりそのエネルギーを失う。これが制動 X 線（連続 X 線）であるが、発生した制動 X 線のエネルギーが高速電子の運動エネルギーの何%になるかを示するのが X 線発生の効率である。制動 X 線のエネルギーは Kuhlenskampf<sup>11)</sup> の実験式から求められている。実験式から、X 線発生の効率は  $\eta$  つぎのようになる。

$$\eta = \text{X 線エネルギー} / \text{電気エネルギー} \\ = KV^2IZ / VI = KVZ$$

V: 電圧（管電圧）、Z: ターゲットの原子番号、K: 通常使われる範囲での定数  $1 \sim 1.1 \times 10^{-9}$  である。

例えば、管電圧 100000V、タングステン ( $Z=74$ )、定数 K を  $1 \times 10^{-9}$  とすると、 $\eta = 1 \times 10^{-9} \times 100,000 \times 74 = 0.0074$  となり、わずかに 0.74% である。すなわち電気エネルギーの約 1% が X 線となり、残りはすべて電子衝突した陽極で熱に変換されたことになる。

## 2.2.4 スペクトルと最短波長<sup>9)</sup>

X 線は電磁波であり、紫外線とガンマ線の間にある。波長は、 $100 \text{ \AA} \sim 10^{-2} \text{ \AA}$  ( $10 \text{ nm} \sim 0.001 \text{ nm}$ ) の範囲にある。加速された電子が金属と衝突すると X 線が発生する。このとき連続 X 線と特性 X 線が発生する。図 2.11 は、ターゲット材が、モリブデン (Mo) とタングステン (W) に、35kV の管電圧を加えた時の X 線のスペクトル分布である。X 線スペクトルとは「混ざりあったものを分けて並べたもの」<sup>12)</sup> という意味であり、ターゲットの材料によって変わる。なだらかな

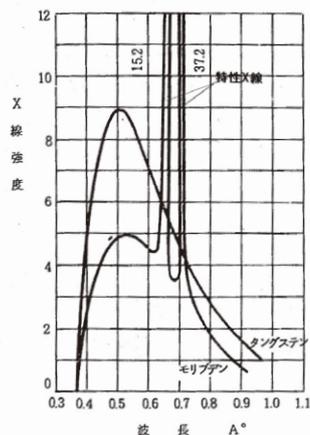


図 2.11 W-Mo スペクトル<sup>9)</sup>  
(Mo の特性 X 線)

山形をしているのが連続 X 線で、急峻に突き出しているのが特性 X 線である。横軸は、波長  $\text{\AA}$  ( $10^{-10}\text{m}$ ) を、縦軸はエネルギーの強さ (X 線強度) を示す。波長  $\lambda = C/\nu$  ( $C$ : 光速、 $\nu$  = 振動数) を表わす。波長の短い X 線ほどエネルギーが大きい。これを X 線が硬い、波長の長い X 線は軟らかいと表現している。また、最も短い波長 (最短波長) の X 線は、1 回の衝突で完全に静止し、かつ衝突した原子にも熱エネルギーを与えない場合に生ずる。この最短波長は、 $\lambda_{\min} = 12.4/\text{kV} \times 10^{-10}\text{m}$  で与えられる (デュエン・ハントの法則、Duane-Hunt)。例えば、管電圧を図 2.11 の 35kV で計算すると、最短波長は、 $\lambda_{\min} (\text{\AA}) = 12.4 \div 35 = 0.354 \text{\AA}$  (0.0354nm) となる。

## 2.2.5 X 線の減弱

### (1) 距離の逆 2 乗則<sup>10)</sup>

図 2.12 に示すように、X 線管焦点に懐中電灯を置いて照らしたと考えた時、照らしている面積を考えると、直径が 2 倍になると面積は 4 倍、3 倍の場合は、

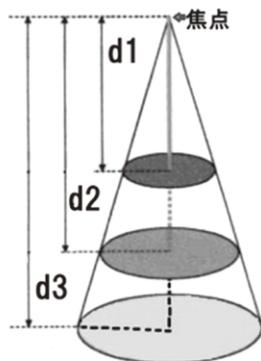


図 2.12 距離の逆 2 乗の説明図 d1、d2、d3 焦点;  
(懐中電灯) と壁 (測定点) までの距離<sup>10)</sup>

9 倍となる。一方、懐中電灯の明るさは一定であるから、距離が 2 倍に離れた d2 では、1/4 の明るさになる、d3 では、1/9 となる。以上より距離を 2 倍にすれば 1/4、3 倍にすれば 1/9 となる。これを距離の逆 2 乗則という。X 線管の焦点からの出力も、焦点から d1 における X 線強度を  $I_1$ 、距離 d2 における強度を  $I_2$  とすれば、 $I_2/I_1 = (d1/d2)^2$  となる。故に X 線強度は距離の 2 乗に逆比例する。なお、逆 2 乗則が適用されるのは光源 (焦点) が点状であることが条件である。

### (2) 減弱係数<sup>8)</sup>

2.2.2 で述べたように、物質との相互作用 (吸収・透過・散乱) による減弱で、その原理は、つぎのとおりである。十分細く絞った平行な X 線束を物質に投射した場合、表面の X 線強度を  $I_0$ 、表面から測った深さ xcm の点における X 線強度を  $I_x$  とするとこの点から dxcm 進む間に受ける X 線強度の減弱  $dI_x$  は  $I_x$  および dx に比例する。比例定数  $\mu$  とすると  $I_x = I_0 e^{-\mu x}$  の式が成り立つ、 $\mu$  は減弱係数という。減弱係数は、材質により異なり、放射線防護、人体組織の等価材、などの計算、また、CT では吸収係数と呼ばれ画像構成の計算に利用されている (詳細は、「医療用 X 線 CT 技術の系統化調査報告、2008 年」参照)。

## 2.3 X 線管の分類<sup>9)</sup>

X 線管の種類については、ほぼ、つぎの三つに分類される。

### (1) 医用 X 線管 Medical X-ray tube

X 線の透過と吸収を用いて画像を構成するもので、種類においても数においても最も多い。透視・撮影など体内の病巣、骨折、血管などの診断の目的に用いる診断用 X 線管、癌や腫瘍の放射線治療の目的に用いる治療用 X 線管があるが近年減少傾向にある。

1973 年 CT (Computed Tomography) が実用時代に入り、アナログ (陰影) からデジタル (数値) 断面画像となり診断能が一段と向上し、X 線管も大容量化して来た。

### (2) 工業用 X 線管 Industrial X-ray tube

X 線の透過と吸収を用いて画像を構成することについては、医用 X 線管と同じであるが、溶接物の溶接箇所の検査、鋳造内部の巣の有無を調べる非破壊検査に用いるなど、撮影物質の密度が高いため透過力の強い高電圧の X 線管が主流である。また、X 線が物質を通過するときの吸収特性を利用した X 線厚さ計

の X 線源に用いるものがある。その他、航空手荷物、および、食品の異物混入の検査など、低管電圧の X 線管も必要とされている。

### (3) 分析用 X 線管 X-ray tube for analysis

物質に照射したときの回折現象や分光特性を利用して、物質の構造を調べたり成分元素の分析を行うときに用いる X 線管である。

※本技術調査は医用 X 線管について記述するものであるが、工業用も、分析用も本質においては類似のものである。

### 引用・参考文献

- 1) 電子管の歴史；X 線管，日本電子機械工業会電子管史研究会，P430, 424-425，オーム社（1987, 11）
- 2) （株）島津製作所医用機器事業部：レントゲン回顧，P3-8，島津製作所（1994.11）
- 3) 小泉菊太；わが国における X 線管の歩み，P15，金原出版株式会社（1976.12）
- 4) H.J.W.Dam:McClure's Magazin, 6, P403（1896）
- 5) 野崎秀英；診断用 X 線装置の変遷，P132, 140, 147，鳳鳴動書店（1983,10）
- 6) 伊藤義雄；電灯・証明・電熱，P16，オーム社（1959, 10）
- 7) W.D.Coolidge;Phy, Review, 2, 2, 6, P409（1913）
- 8) 瀧内政次郎；診療 X 線技術新書，P20, 28 金芳堂（19615）
- 9) 香川 威；医用 X 線管，P3, 6-7 京都放射線技術専門学校（1976, 9）
- 10) 紫藤寛治；X 線作業主任講習会テキスト，P8-12 財団法人電子科学研究所（1995.1.）
- 11) 中堀孝志；内外国文献紹介，日本放射線技術学会誌第 8 卷第 2, 3 号（1952.12）
- 12) 佐藤勝彦；図解量子論，P18，PHP 研究所（2004.3）

# 3 | イオン管とクーリッジ管

クルックス管の陰極から放出される電子流は、電子収束機能がないため電子衝撃面が広く焦点も大きい。焦点面はガラス壁のため、電子衝撃の熱によりたびたび損傷するとともに撮影の鮮鋭度が悪いという欠点があった。そのため、多くの科学者、工学者が能率よくX線を発生する方法を研究して来た。1896年電子収束機能をもった陰極と傾斜金属ターゲットの陽極を有するイオンX線管(図3.1)が開発<sup>1)</sup>された。このX線管は、イオンの影響で管電圧と管電流の調整に難点があったが、それでも短い期間、クーリッジX線管の出現までは技術の一環として貢献した。一方、固定陽極X線管(クーリッジ管)は多方面へ利用されたが、回転陽極X線管の登場により主流ではなくなり、現在では、限定された用途タイプのみが残っている。

## 3.1 海外の動向と国内の状況

### 3.1.1 イオンX線管(ガス入りX線管)の実用化<sup>1)</sup>

図3.1のタイプが最初の実用的なイオンX線管(関連2.1項)である。陰極はアルミニウムで凹面に湾曲し、電子が陽極に集中衝撃して焦点を形成するように作られており、陽極はニッケル板に白金箔(0.025mm厚)を張り付けた焦点管で、図3.1に示すように傾斜させることによって正面(X線が照射される面)から見た見かけの焦点(実効焦点)が小さくなるよう考案されている。管内は、0.1Pa程度に排気されガスが封入されている。なお、このX線管の白金箔ターゲットは、クルックス管(図2.2参照)の陰極と陽極(ガラス壁)の中間に置かれたので対陰極と呼ばれるようになり、従来の陽極は補助陽極(図3.2参照)と呼ばれるようになった。

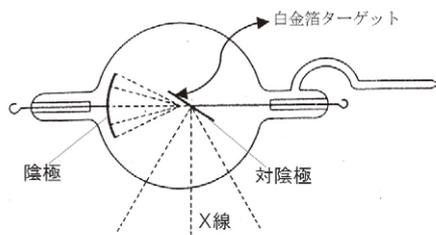


図3.1 凹面陰極と傾斜ターゲット (イオンX線管<sup>1)</sup>)

イオンX線管の焦点は、クルックス管の $\varnothing 20\text{mm}$ から $\varnothing 2\text{mm}$ と小さくなり、管電流も5~10mA流せ

るようになった。これにより手の撮影は1~2分で撮影可能となったと記述がある。しかしイオンX線管は、30~50mAと表示されていても、X線出力が不安定なため、実際は表示仕様より低かったものと考えられるので、この「手の撮影条件」は一例ではあるが、当時を知る貴重な情報である。管電圧、距離、感光系の条件は不明であるが、一般的に、管電圧、距離を現在と同様としても、管電流量は、 $5\text{mA} \times 60\text{s}$ (1分)=300mAsとなり現在技術に比べれば100倍以上のX線量で撮影していたと推測される。このことから感光系の鮮鋭度、感度の技術革新が伺える。また、電圧、感光材料は明確ではないが、クルックス管では、頭は20分、腰は、30分以上の撮影時間であったが、イオンX線管(1910年)は、頭部は、2分30秒、腰部で約4分と短縮している<sup>2)</sup>。一方、イオン管はイオン数の調整という難しさがあった。

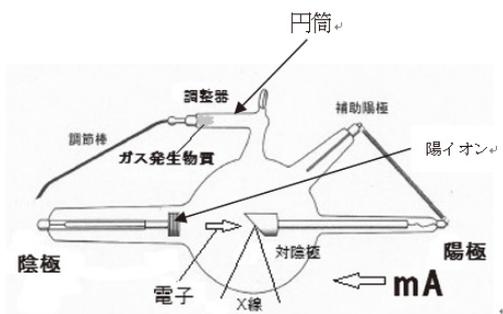


図3.2 調整器付きイオンX線管<sup>13)</sup>

図3.2において、電離された陽イオンは陰極に衝突し電子を発生、発生した電子は電界で加速され陽極へ衝突しX線を発生(管電流mAは、陽極から陰極へ流れる)する。しかし、使用している間にイオンが消費され、次第に管内の圧力が高くなり電流が流れにくくなる。そこで、管上部に円筒を設け、この中にアスベスト、雲母、炭素、苛性カリ、パラジウムなど、ガスを多量に吸蔵しやすい物質を入れたガス調整器が考案された。管内の真空度が低くなり電流が流れにくくなると、針金の先端を陰極に触れ、円筒内で放電を起こさせ、その電流によって円筒内の物質を熱してガスを放出させ、真空度を調節した。つまり、排気した時の真空度0.1Pa程度まで回復させる(図3.2にガス調整器付きイオンX線管を示す)。

しかし、イオンの調整を長時間手動で行うことは困難である。当時、治療装置は、管電流2~3mAで1時

間必要であった。そのため、治療中の管電圧安定のために図 3.3 に示すようなガス自動調節器<sup>2)</sup> が考案された。(中身が見えないので具体的な説明は出来ないが、)管電流の増減を感知し、加熱されたパラジウムから出る水素を管球に送りガス圧を調整するものである。現在の管電流を安定調整する機構の始まりである。

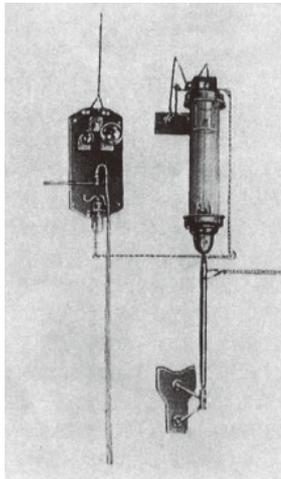


図 3.3 ガス自動調節器<sup>2)</sup>

### 3.1.2 イオン X 線管の進化<sup>1) 3)</sup>

1900 年頃から許容負荷増大のため、陽極を中空にして液体を満たして冷却する方式、陽極に多量の金属を使用して熱容量を大きくする考えはあった。水は比熱が大きいので、これを冷却媒質として用いることは有効である。

図 3.4 は水冷式の例で、管外部に球形のタンクを設け冷却したものである。一方、対陰極の電子衝撃面の材料としては、もっぱら白金が使用されていた。X 線管を冷却するのは陽極の溶解を防ぐ目的もあるが、温度上昇によって生ずる電氣的影響も考慮してのことである。しかし、白金は、融点が 1773 °C と低いので、電子衝撃による蒸発が多くガス分子と結合して管壁への付着が多かった。1904 年ごろから、ターゲット材料は、白金より融点の高いタングステンに変わっていった。陽極全体も銅で作られ、その先端部に 2~3mm 厚

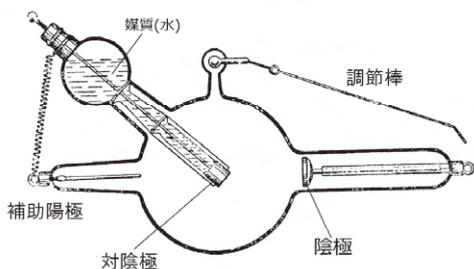


図 3.4 水冷式イオン X 線管<sup>7)</sup>

のタングステン板が埋め込まれるようになり、陽極熱容量は著しく増大し、最大管電流 50mA 程度流せるようになった。図 3.5 は、我が国に多く輸入された機種で、ドイツ、ミューラー社 (以下ミューラーまたは、Müller と呼ぶ) の水冷式イオン X 線管 “ラビット” で、外形 Ø20cm、長さ 77cm、ガス発生物質は苛性カリでアスベスト紙に浸したものである。

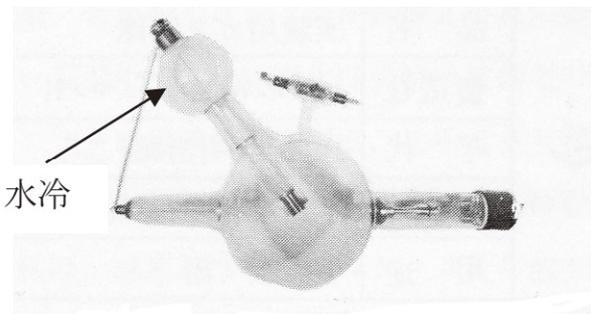


図 3.5 水冷イオン X 線管<sup>5)</sup>  
ラビット (Müller) 1914 年

輸入したイオン X 線管を用いて、(株) 島津製作所 (以下島津と呼ぶ) は我が国で X 線装置を初めて、陸軍千葉国府台衛戍病院に 1909 年に納入した。図 3.6 は、よく紹介されている写真で、1911 年に、日本赤十字社大津支部に納入されたイオン X 線管を取り付けた X 線装置である。(装置は島津の誘導コイル式 X 線装置) 図 3.6 で、中央に吊り下げられているのがイオン X 線管 (輸入品、Müller のラビットに似ている) で、上側が陽極、下が陰極である。イオン X 線管を取り付けた貴重な写真である。人物の横にあるのが蛍光板で、X 線管と蛍光板の間に被写体 (人物) が入り透視像を観察する。また、テーブルの上でも撮影出来るよう別の管球が取付けられている。(X 線管は、ゲン

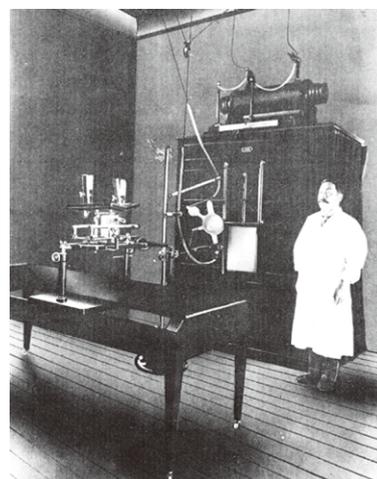


図 3.6 イオン X 線管を用いた X 線装置<sup>4)</sup>

デラッハ社；独)。いずれにせよ、防電撃の構造ではないので高電圧対応に十分な配慮が必要な装置であった。X線出力の低下を補正する調整器の中の物質を熱するためには、管球の中央部から導出している調節棒(写真が小さいので判別し難いが、図3.2参照)を陰極に近づけて放電させていた。勿論、放電させるには電位傾度を考えた距離で操作した。しかし、どの位の高電圧、時間でガス物質の加熱温度、発生ガスを制御することが出来るかは、まさに経験による。X線とともに高電圧にも気を配って撮影を行った時代である。

## 3.2 イオンX線管の国産化

### 3.2.1 イオンX線管の製造<sup>2) 8)</sup>

わが国では、第一次世界大戦(1914-1918)により輸入が困難となった。それまでX線管は、シーメンス社(Siemens、独、以下シーメンスと呼ぶ)、Müllerのものが多かった。そのため、医学界からの強い要望もあり、国産化が望まれ、1914年、電球を製造していた東京電気株式会社(現在の東芝メディカル株式会社、以下東芝と呼ぶ)がX線管開発に着手した。1915年イオンX線管「ギバ」を発売した。

「ギバ」の商品名については、東芝の野波七郎がつぎのように述べている。「釈尊の説き残した経典の中には医学<sup>1)</sup>に関したものがいろいろあります。仏医経(ブツイキョウ)、増一阿舎経(舎⇒舎:ゾウイツアゴンキョウ)、仏説胞胎経(ブッセツホウタイキョウ)、救療小兒瘦病経(瘦⇒疾:キュウリョウシヨウニシッペイキョウ)、仏説呪菌経(ブッセツジュバキョウ)、戔目経、痕痔経、耆婆経(ギバキョウ)東芝が戦前「ギバ」という商品名をX線装置(ギバKX-8型X線装置、ギバSF-75型X線装置など)体温計(ギバ体温計)太陽燈(ギバ〇〇型太陽燈)その他につけていたのは、この耆婆経の耆婆を採ったものです」。

X線撮影装置については、輸出品を取扱う企業などから新しい分野の商品という情報が広まり、また、国

1. 釈尊の経典は難しい、読み方のわからない字を「大正新脩大藏経」<sup>6)</sup>を参考に、各経の相似の字を変更(⇒部分)し、こう読むのではと解釈した。なお、戔目経は、呪目経(ジュモクキョウ)と、また、痕痔経は、療痔病経(リョウジビョウキョウ)と読むのではと思うが、間違いがあればご容赦願いたい。仏医経(ブツイキョウ)は、病老のさまを述べたもので、貧食を戒め布施と摂食を勧める意味の経典で、以下、胎児、小児の脂肪組織の病的減少、菌、痔、目、---、などに関する経典と考えられる。「耆婆(ギバ)」は、大辞林によると、釈迦の弟子でインドの名医で、その経は本人の徳を説いたもの。X線管の開発に際し、パイオニアであるとともに、名医になぞらえ名器を生み出すよう命名した東芝の先人達の奥深い思いが窺われる。

内でも医学への利用が増えていた状況から、電球技術のある東芝以外にもビジネスチャンスということでX線管製造に参加したものと推測する。参加した企業は、東芝以外7社である。国内でX線管の製造を始めた会社ということで、その企業と管球のニックネームと生産した期間を下記に示す。国内イオンX線管も、クーリッジ管の出現(1913年発明)により製品寿命は短かった。しかし、管内電極を、ガラス外圍器をとおして外部へ導出するために当初は、リード線、および、陽極リングをガラスの膨張係数に合わせるのに高価な白金を使用していたが、その後、リード線は合金へ、陽極リングは、銅へと移行する技術へ変わった。短い期間ではあるが、8社の企業競争によりX線管球技術の封着技術の基礎が出来た時代と考えられる。

- |           |            |               |
|-----------|------------|---------------|
| ① ギバ管球    | 1914~1920年 | 東芝            |
| ② キンシ管球   | 1915~1932年 | 森川忽助製作所       |
| ③ タカ管球    | 1916~1920年 | 高岡理化学工業株式会社   |
| ④ オークラ管球  | 1919~1927年 | 大倉レントゲン製作所    |
| ⑤ キン管球    | 1919~1929年 | 金城医療器械株式会社    |
| ⑥ ニトラ管球   | 1923~ ---年 | 落合理化学研究所      |
| ⑦ テイコク管球  | 1927~1930年 | 帝国レントゲン株式会社   |
| ⑧ フォンタナ管球 | 1928~1931年 | (株)渋谷レントゲン製作所 |

東芝は、1915年の開発当初には「ギバA、B、C」を発売した。「ギバA、B、C」は白金ターゲットであったが、1917年にタングステンターゲットに改良された。空冷形「ギバE」を図3.7に、水冷形「ギバD」を図3.8に示す。性能は、水冷、空冷とも110kV、100mAとなっているが、水冷形の方が当然長時間の熱容量は大きいと考えられる。空冷形は国立科学博物館に展示されている。空冷形の陽極は、先端の銅塊にタングステン板(以下W板と呼ぶ)約2×2×0.15cmが、ロウ付けされている。ロウ材は、銀ロウ(Ag82% + Cu28%、溶融温度が870℃)で、ロウ付けの境界の拡散層は出来るが極めて薄く弱い、また、接合点での温度が銀ロウの温度で制限されるため、熱容

量を大きく出来ないので、主として一般撮影に用いられた。なお、ギバD形は、電子衝突面の陽極構造は、E形と同じであるため、短時間の定格は同じであるが、冷却水が陽極の裏まで循環するため、熱容量はE形に比して大きい。そのため、連続放射時間の長い撮影に適している。冷却水は二股の管がある流水口を使用している。

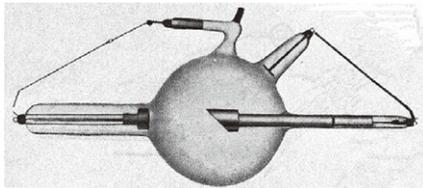


図 3.7 ギバE形 (東芝、1917年)<sup>7)</sup>

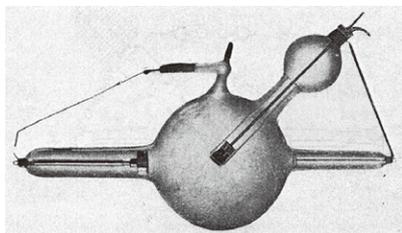


図 3.8 ギバD形 (東芝 1917年)<sup>7)</sup>

東芝「ギバE & ギバD」以外で、特異なタイプのイオンX線管として (株) 渋谷レントゲン製作所 (株式会社渋谷レントゲン製作所は1945年日立へ移管、以下日立と呼ぶ) より販売された立体撮影用X線管「フォンタナS型」がある (図3.9)。調整器は苛性カリ付き。陽極が2面あり、その対抗位置に二つの陰極がある。陽極は共通極で陰極の接続を手動で付替えることで、左、右の写真が得られる。立体撮影を同一管電圧で行うことを目的としていたが、撮影管電圧ごとに差が生ずることが多く、映像が揃わずステレオ視は難しかったが、画期的なアイデア商品であった。国立科学博物館に収蔵されており、約90年近く経過しているが、管内の電極に酸化はない。また、陽極のリン



図 3.9 立体イオンX線管<sup>13)</sup>

日立 (渋谷レントゲン1929年)

グとガラスの溶着は、白金ではなく銅材が利用されている。当時は、封着の完成度を測定するリークディテクター (Leak detector) がなかったのは残念であるが、銅とガラスの溶着という難しい技能を東芝以外の企業も持っていたことから、国内企業の潜在能力が高いレベルであったことは確かだと思われる。

### 3.2.2 イオンX線管の使用状況<sup>2)</sup>と終焉

イオンX線管についてはつぎのような使用経験の紹介があるので記述した。

#### (1) 使用経験 (口述記録)

明治時代の管球はすべてイオンX線管であった。小坂早五郎の書<sup>9)</sup>「X線技術学及び療法」では、「ガス管球には、陽極、陰極および対陰極の外に管球の真空度を回復するため、少量のガスを発生し得る側室を具備している。硬度の管球、即ち、真空度の高いものは破損し易く電流を通過させることが困難であるが、しいてこれに電流を通ずるときは、透過力の強い硬質のX線を得ることができる。これに反して軟度の管球、すなわち、真空度の弱い管球は電流を通ずることが容易で軟線の放射線を得ることが出来る。あまり軟くなり過ぎると使用不可能となり、また、長時間使用し強電流を通過させると廃物となることもあった」と記述。また、田中苗太郎<sup>10)</sup>は、「X放線“ランプ”(X線管のこと)は、新品は放射する所のX放線の侵徹力が弱って、僅か手とか足とかとより透さず、少々<sup>2)</sup>使用すると大腿のような厚き部分とも透すようになる。故に新、中、古の3個は、是非備える必要がある。新しい管球は火花間隙10cm、中は20cm、古い管球では、25~30cm閃光に適している」と報告している。新しいガス管球では高度に排気されているので、初めに大電流を通すと、対陰極の金属に含まれたガスが飛び出して、一度に軟化し元のように回復できないことがあった。故に軟線 (小坂、田中の原文では軟性と表現) の新しい管球は注意して使用し、最初のうちは、皮膚病の治療あるいは手の写真を撮影するなど比較的小電流より使い始め、順次に頭、胸、腹、大腿などの写真に用いたようである。

ガス管球の取扱、特に硬度の見分け方には、熟練と“カン”が必要とされ、X線技術者の苦心と技術の真髓があったようである。この上手、下手が写真像に影響し、撮影のたびに調整せねばならないから、熟練者でも同一管球を使用して、同一部位、同一条件の撮影であっても、必ずしも同調子の写真が得られるとは限

2) 少々；ややと言い、だんだんの意味

らなかった。渥美博、麻川重敏<sup>11)</sup>なども当時を追想して「色で判断したガス管球の取扱技術は、秘中の秘で、後輩や仲間にもなかなか教えられなかった」と話している。

以上の使用経験から、まず、使用開始時、50～60kV程度の電位を与えた時、少ない管電流で耐電圧が安定動作している場合は、イオン数が少なく管内圧力とのバランスが良いと判断出来、内部抵抗も高いので、管電圧を上げ易く透過力の強い高電圧撮影が出来る。ただし、内部の電極、ガラスの温度が上昇するとガスは、内部の構成材料に吸着されガスの放電電圧が高くなり過ぎ今までの使用していた管電圧ではイオン生成しなくなるので、管球を保管庫(図3.10参照)で休ませることも必要になる。この兼ね合いは難しく、当時は、実際に真空度は測れないが、イオン管のガラスにはマンガン(酸化物)が入っており、ガラス壁から蛍光を発していたので、この色具合で管内のガス圧を判断し管球の耐電圧状況を把握していたものと推察する。真空度が低い時は、イオン数も多く、低管電圧での撮影が出来るので軟度のX線と呼ばれている。管内の内部抵抗が低いので管電流を流し過ぎる恐れがある。これらの操作は、一般的な初期判断であって、管電圧を急速に上げたり、ガス物質を必用以上熱すると吸蔵ガスが大量に放出され、管内放電を誘発しX線管破損の原因になるので注意が必要である。なお、新品の管球は、管電圧によく馴染ませてから使う。つまり、エージング(Ageing)を十分すれば、高い仕様になっていく。しかし、性能を向上させるには、時間がかかるので、新・中・古の3段階の性能を持った管球が必要である。新・中・古の見分け方は、対向させた円形金属板、または、球間のギャップの放電で測定し、放電距離(火

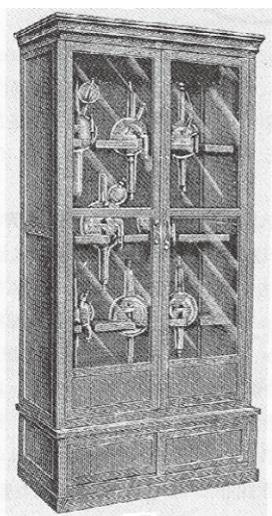


図3.10 イオンX線管保管庫<sup>7)</sup>

花間隙)で管電圧を測定した。エージングの効いた古い管球の方は火花間隙が広いので耐電圧が高い。ただし、管電流が流れた時の電圧降下分の測定は困難であるので試し打ちという方法である。いずれにせよ、当時は封着技術の問題もあり、リークによる影響も無視出来ない環境でのイオンX線管を用いた撮影は、ガラス管壁の色、および、使用状況を考察するなどの総合判断も加味した経験的な技能を必要としていたと考えられる。

## (2) イオンX線管の保管

このような状況の中、イオン管の管電流は、管内ガス量と管電圧の2因子に左右されるため、必要X線量と必要線質を得るのは簡単ではなく、熟練者の腕によるところであった。したがって一つの管球で、いろいろの撮影を連続、毎日使用することは不可能で、そのつど所定の管電圧の管球を選んで使用するため多数の管球を準備する必要があった。レントゲン室には、壁に管球を保管するための管球棚を設けたり、図3.10<sup>7)</sup>のような管球を休めるとともに保管する保管庫が用意されていた。

いずれにせよ、イオンX線管は、ガス圧の再現性が悪い、X線の質と量の調整が個々に出来ない、管球を安定させるための技能習熟が必要であるなど取扱いは難しかった。その他、X線管の防護のため、管球を鉛硝子で作った釣鐘(グロッケ)のような被せものに収める試みをしたが防X線は不完全であるなど、イオンX線管は、防X線、防電撃対策が難しい構造であった。このようなことから電離作用によらないX線の発生方法の研究がなされ、その結果出現した、クーリッジ管(1913年)の発明という画期的なX線管の技術変遷に遭遇したため、イオンX線管の寿命は短かった。

## 3.3 クーリッジX線管

イオンX線管において種々の不都合が起こるのは、管内の残留ガスのためである。そこで、管内の排気をさらに高真空にしたX線管を動作させれば、この欠点を除くことが出来るはずである。このような見地から新しい原理に基づいたX線管が相次いで考えられた。高度の真空においては、従来のイオン管のように陽イオンを陰極に衝突させて電子を発生させるということは出来ないで、別な電子供給源が必要であるという技術思想をもとに、ゼネラル・エレクトリック(General Electric Company、以下GEと呼ぶ)から新しい熱電子管、クーリッジX線管が誕生した。

### 3.3.1 もう一つのクーリッジX線管<sup>1)</sup>

クーリッジ管が発明される一年前にリリエンフェルト管 (Lilienfeld tube)<sup>12)</sup> が発明されていた。1904年、ドイツのウエーネルト (Wehnelt) はタングステン陰極の数十倍も電子放射が出来る酸化陰極を発明した。翌年ウエーネルトは、この陰極をX線管に応用しようと実験を行ったが、陰極被膜は陽イオンの衝撃に耐えられず破損してしまっ

た。1912年、ドイツのリリエンフェルト (J. E. Lilienfeld) とローゼンタール (W.J. Rosenthal) は、ウエーネルトの陰極をやめ、これと全く原理を異にした熱電子放射によるX線管を考案した。図3.11はその原理図である。このX線管は3つの主な電源からなり、下部のガラス球内に白金のフィラメントがあり、フィラメントトランス  $T_3$  により10A程度の加熱電流で一定に加熱されている。電子加速トランス  $T_2$  により陰極と白金フィラメントの間に2,000~5,000Vの電圧が加えられ、白金フィラメントにより発生した熱電子は加速され、陰極を衝撃し多数の2次電子を発生する。陰極に生じた電子は高電圧トランス  $T_1$  により加速され陽極を衝撃しX線を発生させる。管電流は電子加速トランス  $T_2$  の電圧を変化することにより調整することができる。陽極は白金イリジウム板を付加した銅管で冷却水槽へ連なる。管の直径 $\phi$ 11cm、長さ77cm、その詳細な性能は明らかでない。

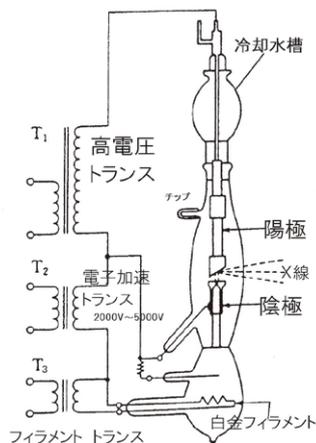


図 3.11 リリエンフェルト管の原理図

このX線管は長時間使用に耐え、X線の質と量をそれぞれ別個に調節し得る点は当時では画期的であった。構造が複雑であったのが難であるが、X線管の発達史上重要な部分を占めていた。

このリリエンフェルト管は実用になり一時期かなり使用されたが、クーリッジによる熱電子管の普及により次第に影をひそめていった。図3.12<sup>13)</sup>に外観図を

示す。国立科学博物館の展示品は、白金のフィラメント線が目測ではあるが、直径約 $\phi$ 0.5~0.6mmで二つの楕円状、ちょうど蝶の羽根の形のようにであった。フィラメント電流10Aは問題ない構造である。ただ、フィラメントと陰極間において電子収束が正確に行われていたかの確認は難しい。

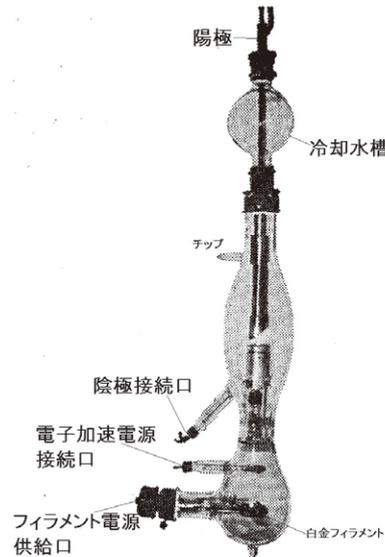


図 3.12 リリエンフェルト管の外観<sup>13)</sup>

(国立科学博物館展示品)

### 3.3.2 クーリッジX線管

#### (1) クーリッジ管 (Coolidge tube) の開発

タングステンは融点が $3400^{\circ}\text{C}$ でターゲット材料として注目されていたが、当時タングステンがガラスや陶器と同じく非常に脆く、加工出来る金属ではないと考えられていた。クーリッジは、普及し始めていた白熱電球の製造の必要性から研究を開始し、数年間の努力の結果、1905年展延性あるタングステン線の製法を開発した。1913年、ラングミュアー (Langmuir) の研究成果 (タングステンフィラメントの電子放射の研究)<sup>14)</sup>に基づきタングステンフィラメントを陰極に用いた高真空X線管、クーリッジU形 (図3.13)<sup>15)</sup>を

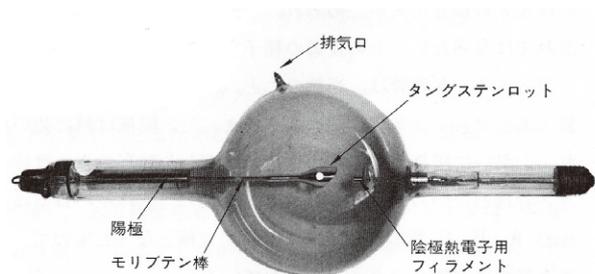


図 3.13 U形クーリッジX線管<sup>18)</sup>

(GE製、1913年)

開発した（関連 2.1 項）。初期のクーリッジ管は、図 3.13 に示すように、X 線管を排気する排気口（チップ）がバルブ中央に突出しているため取扱いに注意が必要であった。陽極はタングステンロッドが途中からモリブデン棒に接続されている。フィラメントは渦巻状（図 2.6 参照）で、バルブは軟質ガラスである。陽極が高温になるため輻射対策としてバルブ中央は大きい。大きさは直径  $\varnothing$ 18cm、長さ 57cm である。表 3.1 に、クーリッジ管 U 形の規格<sup>7)</sup>を示す。

表 3.1 クーリッジ管 U 形の規格<sup>7)</sup>

焦点	直径 $\varnothing$	撮影の出力
大焦点	10mm	80kVp 100mA 1Sec
小焦点	7.5mm	80kVp 45mA 1Sec

初期の U 形クーリッジ管<sup>2)</sup>には、いくつかの欠点があった。それは、X 線管の焦点大きさが、7.5~10mm とイオン管の焦点 2mm より大きいため鮮鋭度が悪く、さらに、図 3.13 で見られるように陽極の先端がタングステンの塊であることから焦点外 X 線の影響もあり画質はイオン管より低いものであった。さらに、U 形管の熱容量は比較的小さいため、温度上昇が早く陽極は赤熱状態になっていた。陽極全体はタングステンで作られていたので長時間の使用には耐えたが、陽極が高温になると、逆電流の恐れがあるため自己整流にはほとんど使用出来なかった。したがって、当初は診断用より治療用として使用された。

クーリッジは、この欠点を補うため銅塊にタングステン (W) 釘を埋め込み陽極熱容量を大きくし、さらに、外端部に冷却器を付けた診断用 R 形管を発表した<sup>2)</sup>。このように熱容量を大きくすることによって焦点で発生した熱は速やかに外部へ伝達されるため陽極全体の温度も下がり、熱放散によるバルブの加熱も少なくなり球径も小さくすることが出来た。図 3.14 に R 形 Coolidge 管と陽極構造を、表 3.2<sup>7)</sup>に規格を示す。

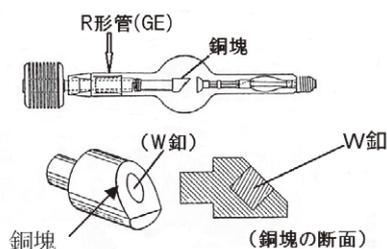


図 3.14 R 形 Coolidge 管と陽極構造<sup>2)</sup>

表 3.2 R 形 Coolidge の規格<sup>7)</sup> 1918 年

mA形	焦点(mm)	kVp	mA	sec
10	4	115	10	1
30	5.8	115	100	0.1

GE は、U 形：一般用、H 形：治療用、R 形：撮影用、D 形：歯科用、W 形：水冷用を完成させ日本へも輸出した。なお、1922 年 Müller は、Goetze (独) が発明した線状フィラメントを用いて 2 重焦点の X 線管を開発した。構成は、図 3.15 に示すようにタングステン線をスパイラルに巻いて、電子を収束する電極に収納し、陽極の傾斜面に平行の位置においたものである。図 3.16 示すようにフィラメントから放射した電子は、ターゲット面に長方形の実焦点  $L \times B$  を形成する。このとき利用線垂側から見た焦点の大きさ ( $b \times l$ ) を実効焦点という。 $B \times L$  を焦点と呼ぶのではなく、 $b$  (幅)  $\times l$  (長さ) を焦点、つまり実行焦点と呼ぶとオーソライズされたのは後年のことである。ターゲット角度  $\theta$  を  $19^\circ$  とすれば、渦巻フィラメントによる円焦点に比し、電子衝撃面積が 2 倍大きいので X 線管への入力が増加出来る。なお、二つの焦点が中央で重なり合うよう電極に傾きを設けるなどの工夫がされていた。実効焦点  $b$  (幅)  $\times l$  (長さ) は、同じ寸法 (例: 5mm  $\times$  5mm) で表示していた。2 重焦点、つまり、大と小の焦点を中心で重ね合わせるには、電極 (図 3.15 参照、一般的には電子を収束する機能をもつので収束電極と呼ばれる) の円の中心を底にして周縁に角度をつける設計で断面を V 字形に

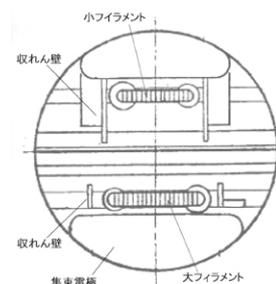


図 3.15 2 個の線状フィラメントを収納した電極<sup>16)</sup>

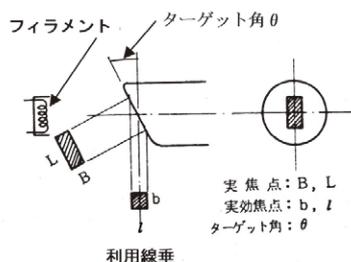


図 3.16 実焦点と実効焦点の関係<sup>16)</sup>

することで可能となる。国内でこの形に出来たのは、メーカー間に差はあったにせよ工作機械の進歩との関連もあり、1960年以降になる。それまでは、角度を付けないで、取束電極は平面にし、中心に合わせたが、種々の条件があり、設計上難しい点があった。

## (2) クーリッジ管の国産化<sup>5) 7)</sup>

1920年～1934年まで東芝はクーリッジX線管の特許実施権を取得し、国内の製造、販売権を占有した。この15年間を含め、現代までクーリッジ管に対抗するX線管の発明がなかったということは、特許の請求範囲が「陽イオンを発生しない程度の真空と熱電子を発生する陰極を組み合わせたX線管」<sup>5)</sup>のように、現在でも通用する極めて広い権利範囲であったからである。(クーリッジ特許：米国が日本への出願1914.5.5、登録1919.7.8(第34628号))

東芝は、GEの技術供与もあり、1920年には、ユニバーサルタイプ(Universal type)として「クーリッジU形」を開発した。10mm焦点(治療用)、8mm焦点(一般撮影用)、7.5mm焦点(一般撮影、透視)3種類を製作した。形状は、中央が大きく膨らんだGEのU形と全く同じであるが、バルブ中央の排気口(チップ)が陰極側のカバーの中に収納されているので取扱いが楽である。この点は、初期のGEのU形より進歩している。図3.17に米国製輸入品のX線管支持装置<sup>17)</sup>と初期のクーリッジX線管U形を示す。X線管は、グロツケ(bell glass)という含鉛硝子の容器に中央の膨らみ部分を入れ保持する(図3.18)。グロツケは、管球の膨らみに応じ内径、切込みが異なり、先端には、照射野の大きさを決める「X線絞り」を取り付ける構

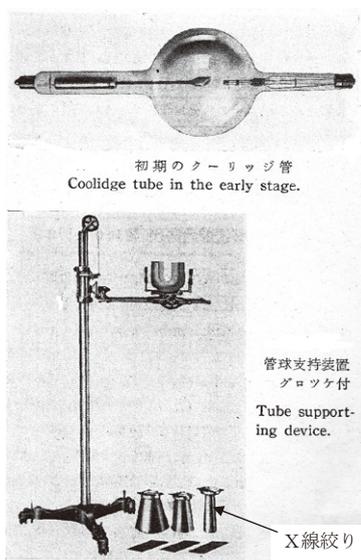


図3.17 U形クーリッジ管とX線管支持装置<sup>17)</sup>

成になっている。グロツケとX線絞りで対策したが、グロツケの上部は空いているので放射線防護については、まだ十分とは言えなかった。なお、図3.19<sup>2)</sup>は、X線撮影の風景としてよく見る藤波剛一博士(1880-1942)の心臓実大透視中のものであるが、蛍光板透視であるため被曝しながらという厳しい診察である。



図3.18 グロツケ<sup>7)</sup>  
(bell glass)

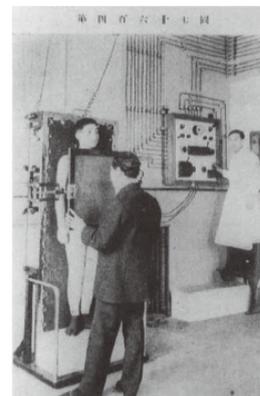


図3.19 撮影風景<sup>2)</sup>

U形のクーリッジ管は、陽極がタングステン、モリブデンのロッド(rod)であるため、GEのU形と同様に、熱放散が輻射のみのため効率が悪い。そこで、GEと同じ陽極(図3.14参照)にして、バルブの中央の膨らみを小さくしたR形に変更した。一般撮影用R形は、10mA、30mA、100mAの3機種、携帯用のS形、P形、歯科用C形と揃えた。R形30mA形<sup>2)</sup>の規格を表3.3に示す。

表3.3 R30mA形の規格<sup>2)</sup>

mA形	焦点(mm)	kVp	mA	時間
30	5.8	80	5.4分	
		80	30	20sec
		100	125	0.1sec

構造的には、図3.14に示すものと同様。銅塊とW釘の接合方法は分からないが、ガラスと金属の接続方法は、陽極棒の中間に銅のリングをロウ付けし、リング端を「ナイフエッジ(knife edge)」にしたことに特長がある。ガラスとの接合時、この傾斜が

膨張係数を合わせるという改善である。

図 3.20 にリングシール断面を示す（リングシールの使用法は第 4 章「クーリッジ特許期間満了後の動向」の図 4.1、第 5 章「性能標準と対応技術」の図 5.23 を参照）。

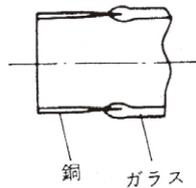


図 3.20<sup>16)</sup> リングシール (ring seal)

東芝は、1927 年クーリッジ管 U、H、R、S、W のタイプを主に GE 輸入品も含め島津を特約店とする契約<sup>8)</sup>を締結した。また、1930 年には、東芝が、X 線装置の開発に着手した。

### (3) クーリッジ管の防 X 線・防電撃

X 線管を図 3.17 に示すような、グローケで防護する方法は完全ではない。X 線障害の問題は医師や技術者に被害が出る可能性が高いが、防 X 線・防電撃形の X 線管装置は国内にはなかったため、Müller ははじめ海外メーカーから輸入していた。Müller は、メタリックス (Metarix<sup>7)</sup>)、シーメンスは、マルチックス (Mutix) が代表的な防 X 線、防電撃形の X 線管装置である。当時、多く輸入されていた Müller の Bouwers が考案した Metarix<sup>7)</sup> (1925 年) について説明する。

空冷形は、バルブ中央を小さくするためには、銅陽極にし、中央と陰陽極のバルブ径を同じ位にする設計が望ましい。図 3.21 の概略図に示すように Müller は構造が複雑で中心部はクローム鉄 (B: 3mm 厚) で、その両端はガラス円筒 (G) へと接合されている。さらにその外側は、5mm 厚の鉛で囲み、その外は 1.5mm の真鍮で囲み接地される。X 線放射窓 (W) は特殊ガラス窓からなっており、管全体はベークライト円筒で保護されている。図 3.22 に外観を示す。

これに対し東芝は、Müller が軟質ガラスを使用して

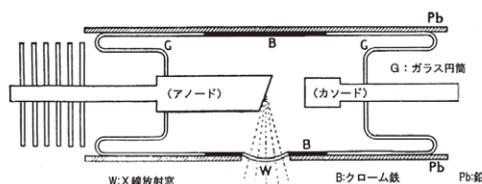


図 3.21 Müller の Metarix の内部概略図<sup>7)</sup>

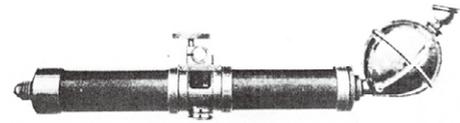


図 3.22 Metarix (Müller)<sup>7)</sup>

いたのを硬質ガラスにすることで中央部の強度を上げ X 線管装置としての構造を簡単にした「ジャパニックス」を 1931 年に開発した。1954 年、東芝研究所の主任研究員である田中正道は「レントゲンの進歩と東芝」の座談会で「ジャパニックスに似た構造のものがアメリカを始め世界で広く採用されており、X 線管の構造は当時のジャパニックスと中身が全然同じで日本が元祖ということに愉快な思い出である」と述べている<sup>17)</sup>。

目立たないが、X 線管に硬質ガラスを採用し中央部の膨らみを小さくし防電撃、防 X 線の容器構造を簡略化し、結果として小型化したのは、コストも含め、日本が手掛けた大きな改善である。外圍器のバルブは、中央の膨らみがなくなり (図 3.23)、防電撃、防 X 線の空冷式の決定版を開発した (1931 年)。形名は、ジャパニックス X 線管で、一般撮影用、空冷 LR-6kW、水冷 LW-10kW、携帯用 LS-1.8kW の他、一般撮影用で単焦点ではあるが、線状フィラメントの LW-30 MA W (水冷)<sup>2)</sup>を発売した。全波整流で 80kV、125mA、0.1sec の定格であった。図 3.23 にジャパニックス (Japanix) の X 線管を、図 3.24 に管容器の外観を示す。1933 年ジャパニックスは改良され、シーレックス管球となり本格的に国産遮蔽管球が普及した。シーレックスは、封入する管球は変わらないが、放射口部分にツープス (絞) を兼ねた形状を持たせている。シーレックスには XD の符号を付け各種整備した。また、X 線の普及にとともに防 X 線、防電撃が強く望まれるとともに湿度への対応から、管球を空冷から油浸にする研究が進みクーリッジ SP 形を開発した。従来の空冷タイプに比し、外径は 1/2、体積 1/4、と小さくすることが出来、防電撃、防 X 線に対する基礎固めをした。



図 3.23 中央部の膨らみが小さくなった X 線管 10kW<sup>8)</sup>



図 3.24 ジャパニックス管球<sup>8)</sup> “Japanix” X-ray tube assembly

(4) クーリッジ特許権取得期間中の開発 X 線管

クーリッジ特許の権利取得期間中に開発した東芝 X 線管の概略一覧表を表 3.4 に示す。特異的なことは、形状の覧に表現されているが、性能なども含め詳細は不明である。形状などの変化から進歩の足跡は判断でき、当時の需要に対応したことがうかがえる。なお、表 3.4 の※印の欄は、線状フィラメントを用いた我が国で初めての 2 重焦点の X 線管である。

以上が、クルックス管からクーリッジ特許までの流れである。クルックス管、イオン管とも欠点があったため、利用期間は短かった。一方、クーリッジ X 線管も、当初の H 形 (国産初) が国立科学博物館に展示されているが、陰陽極の封止部は、白熱電灯の封着部が用いられていた。そのため、陽極の熱を直接外部へ引き出すことが出来ず管内で熱放散させ、また、熱い陽極の固定もガラスで保持して陽極温度を下げるのが難しく使用制限が多かったであろう。その後、W 釘を銅に埋め込む (図 3.14 参照) アノードを開発し、X 線管は、空冷から油浸形へと小さく、また、防 X 線、防電撃タイプへと進化した。しかし、表 3.4 では、過去に製造した、空冷、水冷タイプも装置として稼働しているため補修用として継続した製造が必要であり機種が増えている。

表 3.4 東芝 X 線管の機種<sup>2) 5) 7)</sup>

空冷	水冷	油浸	用途	形状
U(7.5mm焦点)			一般撮影用	タンダステンロッドの陽極で、バルブ中央が大きい。陽極の冷却は放射線のため容量が小さい
U(8mm焦点)			一般撮影用	
U(10mm焦点)			治療用	
H(200kV)			治療用	
R(10mA)			一般撮影用	
R(30mA)			一般撮影用	
R(100mA)			一般撮影用	銅アノードで、バルブ中央に丸い膨らみはあるがU形よりは小さい。陽極の熱を外部へ伝導出来る
S			携帯用	
P			携帯用	
C			歯科用	
LS-1.8kW			携帯用	
LS-6kW			携帯用	
LR-6kW			一般撮影用	
	30MAW		一般撮影用	
	LW-10kW		一般撮影用	硬質ガラスを採用しバルブの強度を上げ外圍器の丸い膨らみをなくしてスマートな形に改善した
XDR-6kW	XDW-6kW	SP-6kW	一般撮影用	
XDR-10kW	XDW-10kW	SP-10kW	一般撮影用	
		SP-15kW	一般撮影用	
XDR-10/2kW	XDW-10/3kW	SP-DF-10kW	一般撮影用※	
		SP-DF-15kW	一般撮影用※	
		SPR-200-3	治療用	

※線状フィラメントの陰極を用いた2重焦点X線管

東芝は、困難な技術を要する図 3.14 の W 釘と銅の接合法を開発、実用化し、陽極の熱容量を増やすことが出来、また、硬質ガラスの採用により、簡易構造の防 X 線、防電撃のジャパニックスを生み出し、さらに、2 重焦点フィラメントを完成させた。クーリッジ特許満了までの 15 年間で、東芝は GE からの技術援助があったとはいえ、海外と競合出来る技術を習得したものと考えられる。

ここまで製造してきた X 線管については、定格として、治療用は、200kV で 1~2mA 程度、診断用は、10kW (焦点 5mm × 5mm)、管電圧 100kVp、管電流 100mA、1sec が、実用に供した汎用品である。

なお、ターゲット角度は、19° であるため有効照射野は、65cm で大角サイズ (356mm × 356mm) である。

引用・参考文献

- 1) 電子管の歴史；X 線管，P427-429，日本電子機械工業会電子管史研究会，オーム社 (1987, 11)
- 2) 山田勝彦；日本放射線技術史，P61-62, 66, 177-179, 79-81，社団法人 日本放射線技術学会 (1989, 1)
- 3) (株) 島津製作所医用機器事業部；レントゲンの回顧，P24-25，島津製作所 (1994, 11)
- 4) 島津製作所；科学とともに 100 年，島津製作所の歩み，P38，島津製作所 (1975, 11)
- 5) 小泉菊太；わが国における X 線管の歩み，P28, 35, 68, 46-50，金原出版 (1976, 3)
- 6) 大正新脩大蔵経，大蔵出版 (1924-1932)
- 7) 野崎秀英；診断用 X 線装置の変遷，P140-163，鳳鳴動書店 (1983, 10)
- 8) 日本放射線機器工業会；レントゲンの装置の歴史 - 発祥と育み -，P150-153, 156, 160 日出島 (1995.11)
- 9) 小坂早五郎；P39，X 線技術学及療法 (1924)
- 10) 田中苗太郎；X 放線の検査に就いて余の経験，P89，医海時報 (1906)
- 11) 渥美博，麻川重敏；技術史編さん委員会座談会，東京 (1968)
- 12) J.E.Lilienfeld, u, W.J.Rosenthal; eb.dFortschr, a.d.Geb.d.Röntgenstrahien, 18.P256 (1912)
- 13) 国立科学博物館；国立科学博物館所蔵の X 線コレクション，P2, 6, 11，国立科学博物館理工学研究部 (2010)
- 14) Langmuir, I ;The effect of space charge and residual gases on thermionic currents in high vacuum, Phys, Rev., 2, 450-480 (1913)
- 15) Coolidge WD:Roentgen ray tubes.Radiology, 45, 449-466 (1945)
- 16) 香川 威；医用 X 線管，P11, 18, 10，京都放射線技術専門学校 (1976.9)
- 17) 東芝レビュー；レントゲンの進歩と東芝 P483, 484，東芝レビュー，(1954.5)
- 18) 小泉菊太；X 線とソフテックス写真，P7，共立出版株式会社 (1985.4)

# 4 | クーリッジ特許期間満了後の動向

## 4.1 背景

島津は、クーリッジ X 線管の特許期間満了を視野に、人工太陽灯などの大形真空管を製造していた日本石英工業株式会社（以下日石と呼ぶ）にクーリッジ特許の期間満了の2年前の1932年、X線管、整流管の試作を委嘱していた。一方、株式会社渋谷レントゲン製作所（1945年日立に移管、ここでは渋谷と呼ぶ）は熱電子管の修理で技術を習得していた。1934年7月7日クーリッジ特許の権利が満了になり、両社はX線管の製造に着手した。このとき、東芝X線管球の技術責任者である松島肇が、特許は切れても他メーカーがX線管を作ろうとしても15年の歳月はかかるだろうと、野波七郎（後の東芝放射線常務取締役）に語っていた<sup>1) 2)</sup>。2極の真空管であるX線管には、銅へのW鉤の埋込、ガラスと金属の接合、および、21世紀に入っても自動化が出来ていないフィラメント張り、真空中での大きな金属の塊（電極）の内部ガス排気作業など多くの製造上の課題があった。

## 4.2 製造技術について<sup>3)</sup>

当時、日石は、紫外線、赤外線を発生させる人工太陽灯などの真空管の製作を、また、渋谷も修理などを通じ真空管製作に関する潜在的な技術はあったものと推定する。しかし、東芝のように、GE社より技術指導を受けてスタートするのは状況が大きく違う。製造上の問題について、島津の社内史に以下の記述がある。「エックス線管のアノードは当初から遠心分離法によっていたが、品質の安定性を欠き、高周波炉を用いた真空鑄造法の研究が進められ、昭和20年（1945年）にその技術が確立された」<sup>3)</sup>。内容や、当時のX線管については、国立科学博物館の所蔵のX線管コレクションの中から所望のX線管を抽出し、銅へのタングステンボタン（以下W鉤という）の埋込、ガラスと金属の接合、および、フィラメント張り状態の外観調査をした。また、製造推進に大きく寄与した、エージングとガラス製拡散ポンプについても記述する。

### (1) アノードの製造

図4.1に小型のX線管のアノードの断面図を示す<sup>4)</sup>。傾斜を持つ銅棒の先端にW鉤が埋め込まれている。なお、日石は、銅リングの代りにシクロ（シリコーン

とクローム鉄の合金、Cr25~30%含有）という材料を採用していたため、銅陽極には、まず鉄リングをロウ付けで介在させ、その鉄リングにシクロのリングを溶着した。その溶着には、原子水素弧溶接機（芝浦製作所）を用いていたが、鉄を介在させるためクロームが酸素を強く吸着する問題があった。

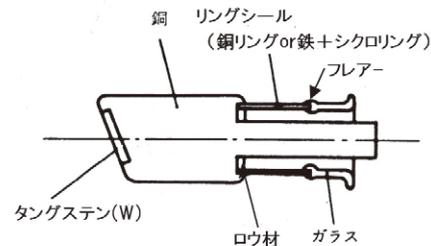


図 4.1 固定陽極の断面図<sup>4)</sup>

Wの融点は3400℃、銅は1083℃、と温度差の大きい材料を接合するのは難しい。銀72%、銅28%配合の銀ロウ材（融点780℃）を用いても拡散層が薄く強度も弱い。なによりも動作温度が低く銀の蒸発物がバルブに蒸着し放電を生ずる可能性が高い。基本的には、W鉤の上に溶融した銅を流し込み銅の収縮力で接合する方法がベストと考えられたが、Müllerでは、空気中の遠心鑄造法を採用していることが同社の記念出版物に示されていたのでこれを採用することにした。タングステン板は、国産品が手に入らずドイツから輸入した。その方法は、高融点の材料（例えば、グラファイト：Graphite）を用いた“るつぼ”の容器にW鉤を固定し回転させ、溶融した銅を流し込み、遠心力によって密着性を上げる製造法と考えられる。金属の酸化対策、回転速度、溶融銅の流し込むタイミングなど職人技も必要とする作業である。1933年から1934年にかけて難航の末実用化した。鑄造品は機械加工後、油脂などをアルカリ、酸を主とした洗浄剤でとり除き、管球に組み込む。X線管は、使用時、高温に加熱されるので、管内の電極は、予め温度を上げ吸蔵ガスを真空ポンプで排出させる。カソードは管球外に設定した高周波コイルの誘導電流で加熱出来るが、アノードは銅のため抵抗が小さく誘導電流も小さいので加熱し難い。そこで、高電圧負荷を加えて温度を上げ銅材の含有ガスを放出させる。このときWと銅の密着が悪いとタングステンの鉤（ボタン）が真っ赤になり浮いたようになる。これをタングステンの「浮

き」と表現した。密着性が悪いと熱伝導率が悪くなりこのような不良が発生する。接合の完成度を検査する方法は難しく歩留まり面の問題もあり、遠心鑄造法は品質の安定性に不安があったため、図 4.2 に示す真空鑄造法を開発した。所定のターゲット角度に設定したカーボン（Graphite：融点 3550℃）の止め台に W 釘をタングステン、または、モリブデンの L 型ピンで固定し、つぎに、カーボンの筒（円筒）を嵌合し、所定の銅棒をセットする。これを、支持台のカーボン台に乗せ、石英ガラスの円筒を被せる。真空ポンプで圧力を下げると、石英円筒の端部は支持台のゴムパッキン（Packing）を大気で圧着し密封する。図 4.2 の構成で内部を真空にし、外部から高周波コイルにて誘導電流を流し、カーボンを熱し銅を熔融する。銅は抵抗が小さいので高周波では渦電流が小さく温度が上がらない。そこで、周囲に抵抗の大きいカーボンを配置しこのカーボンを熱することによって銅を熔融する。カーボンの筒は図 4.2 に示すように熱容量を持たすために 2 重にするなど工夫してある。銅は、鉄などのようにゆっくり溶けていく金属とは異なり、融点の 1083℃で一瞬にして熔融する材料であるので密着度が改善された。真空内での作業であるため接合面間に遠心鑄造法で懸念されていた空気の溜まりがない。1945 年のことであり各社の関心を集め、他社に取り入れられた。この方法は、その後、量産には向かないので大形炉を用いた方法、または、化学的気相成長法（Chemical Vapor deposition）など新しい溶着法に変更されていると推定される。

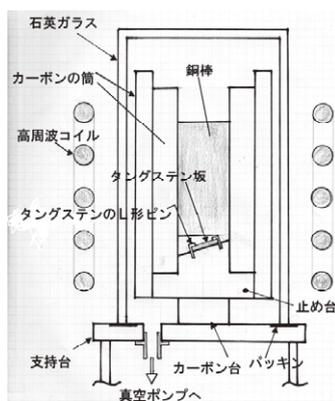


図 4.2 真空鑄造法

## (2) ガラスと金属の接合

1929 年に製造された、渋谷の立体撮影用のフォンタナ S（図 3.9 参照）では、図 4.1 に示すように、東芝と同様（図 3.20 参照）銅リングの先端をナイフエッジにしてガラスを巻き付ける方法である。まず、銅と

銅リングをロウ付けした陽極（図 4.1）をガラス旋盤（回転体をバーナーで加熱する機械）に固定し、回転させながらバーナーで銅リングを加熱し、酸化物（亜酸化銅  $\text{Cu}_2\text{O}$ ）をつくり、その上にガラス棒を熔融しながら銅リングの端部に巻き付ける、このとき、ガラスが銅の酸化物を吸収して銅リングの間に気密を保ち接合層を作る。銅リング端は丁度こぶのような形になる。これにガラス管を接合し端部をフレアー（flare）にして仕上げる。なお、日石については、銅リングを用いた製品がなく、調査した 1935 年の“アクメ W-10”<sup>5)</sup>では、リングの熔融温度が銅より高いシクロを採用していた。接合方法は上述の銅リングと同じであるが酸化物は違う。渋谷も日石もリングシールの材料は異なるが、ガラスと金属の接合という面では、東芝と同等の封着技術は有していたと思う。ただし、リングの材料である銅及びシクロに問題があったため、スローリーク<sup>1</sup>の問題があり歩留まりは低かったものと考えられる。スローリークになると X 線管は耐電圧不良となる。

## (3) フィラメント張り

日石の 1935 年製“アクメ W-10”<sup>5)</sup>。1939 年製の渋谷のクロニックス管球は、コイルフィラメントが使用されている<sup>6)</sup>。コイル状に巻いたフィラメントを図 3.15（参照）のように電極内の溝の所定位置に張り固定するには、タングステンコイルをピンセットなどで調整しながら形を整える。さらに、コイルの変形を調整したら、必ず、水素などの雰囲気の中で電流を流し加熱し形作る。これをフォーミング（Forming）作業という。フォーミング作業を繰り返しながらフィラメントを張るという製造技術も持っていた。

## (4) エージング（Ageing）

日石は要素技術が未熟なまま、多くの問題に悩まされ、Müller の管球を手本に試行錯誤を繰り返し、何とか形としては完成させた。作業者が初めて X 線管に初期の高電圧を加えた時、管球内が蛍光色（この現象を、正しい呼び方ではないがグローと表現した）の光を発した。これは、X 線管が不良になったものと思ひ、躊躇しながら再度確認のため印加したところ、蛍光の光が最初の通電時より、少し薄くなった。以

1 ボンベに高い圧力で封入されたガスが漏れ、ガス圧が下がることをリーク（漏れる）という。一方この逆で、気密封止した真空管に空気が入り内部圧力が上がることもリークという。その空気の入り期間に定義はないが、気密封止して、長期間（一般的には、一ヶ月以上）に亘って徐々に空気が入って真空度が悪くなっていくことをスローリークという。

後、管電圧を上げながら、蛍光発生→蛍光消滅を繰り返し、所定の管電圧で蛍光色が消えた。X線管製造の初期の逸話である。X線管は、大きな金属ブロックが真空内に封止されているので完全なガス出しは難しく、電極温度と圧力が実用使用の領域に入り完成したと判断しても残留ガスはどうしても残る。管内に残留ガス（気体分子）があると通電時、電子が気体分子に衝突し種々の色の発光をする。発光する色は気体分子の種類によって異なる。勿論、長い期間通電せず放置した場合は、金属内部の吸蔵ガスが多く放出される。そこへ、いきなり高い管電圧を加えると蛍光色ではなくアーク状態になり破損の要因ともなる。取扱説明書には、低いところから電圧を加えるよう注意事項として記載されている。このことから、X線管は、排気作業完了後仕上げ工程としてエージング（Ageing）を取り入れた。

### (5) 油拡散ポンプ

真空ポンプの性能は管内の圧力を下げる排気速度と、どこまで低く下げたかの到達真空度で数値化されている。X線管の排気に必要な $10^{-4} \sim 10^{-5}$ Paの圧力を得るには拡散ポンプと背圧用の回転ポンプとの組合せとなる。この拡散ポンプには、水銀拡散ポンプ、油拡散ポンプなど種々あるが、水銀ポンプは、コールドトラップに用いる液体窒素やドライアイスの管理が煩わしいので、装置を清浄化しつつ、メンテナンスしやすいガラス製油拡散ポンプを工夫し用いた。一例として、図4.3にガラス製の拡散ポンプ例を示す。拡散ポンプは、ニクロム線のヒーターで加熱された油蒸気をノズルからジェット状に噴射させ、蒸気の熱エネルギーから変換した蒸気流がガラス容器壁面（水冷却）で凝結し気体を遊離してロータリポンプで排気される。

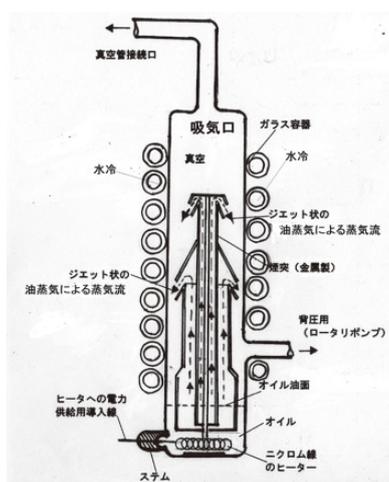


図4.3 油拡散ポンプ

る。拡散ポンプの内部構成部品は簡単であるので常に清掃が出来、管内も浄化し易い。現在は、このようなポンプではなく、機械的に駆動している壁を使い、そこに衝突した気体分子に特定の方向の運動量を与えることにより排気作用を持たせるポンプとして、ターボ分子ポンプ（Turbo molecular pump）が用いられている。図4.4の構造図（A）において、磁気軸受けにて浮上しているロータ翼が高速回転しステータ翼との相互作用により気体分子を弾き飛ばすことによりガスを排気するポンプである。図4.4（B）にその外観を示す。

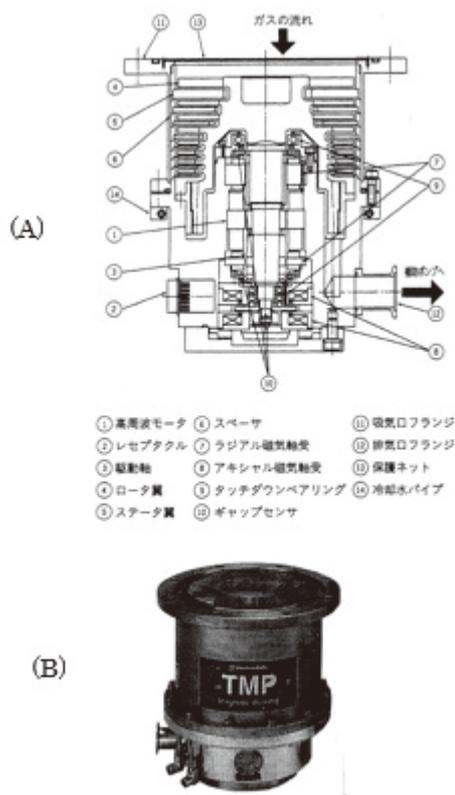


図4.4 ターボ分子ポンプの構造と外観<sup>7)</sup>

## 4.3 競合品と東芝の状況

### 4.3.1 競合品<sup>3) 8)</sup>

日石は、クーリッジX線管の特許が満了した時には、グロツケで遮蔽する必要のあるX線管、空冷治療用140kVp、診察用113kVpを開発した。また、ジャパニックス対抗の防X線、防電撃アクメ・プロテックス6kW、10kWは、空冷用ではあるが、大きな冷却器を装備し、水冷却と同じ性能をもつタイプ（ヘビーアノードと呼称）として開発した。以後、油浸2.5kW、8kW、10kWの診察用X線管、200kV、

3mA の治療用 X 線管など他社と規格を合わせた標準機種を揃えた。渋谷は、クーリッジU形のように、グロツケで遮蔽するタイプからスタートしたが1937年の法令（診療用エックス線装置取締規則）<sup>8)</sup>の発令により、防X線・防電撃のX線管装置、クロニックス管を開発（1939年）した。クロニックスには、3kW、6kW、10kW、20kWがあり、その他、歯科用、携帯用、治療用、工業用など東芝とほぼ同等の競合品を開発した。図4.5にクロニックス W-10kW（水冷）の概略図を示す。

東芝のジャパニックス、日石のプロテックスも同様の形であり、内面は2mmの鉛板で遮蔽包囲し、放射窓には0.5mmのアルミニウムのろ過版が付加してある。この0.5mmのアルミニウム厚さに、X線管の外囲器であるガラスの厚さに相当するアルミニウム厚さを加えれば、ほぼ2mmのアルミニウム相当となる。使用管電圧が95kVpであるので、現在の規格でも適用可能である。ろ過の概念は、実験データなどの資料はないが、すでに対応出来ていた。図4.6は、クロニックス10kWの定格である。1939年のものであるが、単相全波で60kVp、235mA、1secは、1953年の東芝と日石のSDR-10の規格とほぼ同じである。その他、3kW、6kWタイプも、短時間の定格は同じである。したがって、開発を開始したときの定格と戦後の定格は大きな差はないと考える。なお、クロニックス W-20kWについては、焦点が7×7mmと大ききいので利用は少なかったと考えられる。競合各社は、高電圧用のX線管

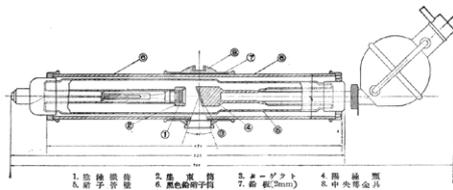


図4.5 クロニックス W-10kW<sup>6)</sup>の概略図

の開発は多少遅れたが、東芝、松島肇<sup>1) 2)</sup>の思惑より早い立ち上がりになったようである。

#### 4.3.2 東芝の状況<sup>8)</sup>

他社競合品と対抗するために東芝は子宮癌治療用（表在治疗）SPC-75-4を開発した（図4.7に示す）。このX線管は、空洞パイプ先端表面に薄い金属の陽極があり、この薄い金属の裏側（真空側）の電子衝撃面は、金メッキのターゲットである。細い導管の中を電子がとおり、先端の金メッキターゲットに衝突し、X線はこの薄い金属を通して外部へ放射する構造である。陽極（パイプ）はアースで、外側には樹脂製の保護管を装着して用いる。その他、300kVタイプの深部治療用と300kVの工業用の高電圧タイプを開発している。

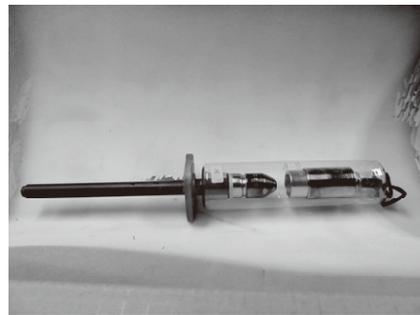


図4.7 SPC-75-4<sup>5)</sup>表在治疗用

さらに、東芝は、新技術として、1942年ゲッター付き管球の発表会を行った。ゲッター (getter) は、バリウムなどの薄い被膜をX線管内に蒸発によって形成するもので、蒸着した被膜の化学作用で、管内の残留ガスを補足、吸着する作用をする小さな真空ポンプである。特に、チップ切断時、ガラスが溶融するとき放出するガスを吸着するのに効果的がある。しかし、ゲッターは、管球の使用状況によりことなる

三相全波整流 (整流管六本使用)	エックス線管電圧 kV 波高値 実数値	0.05秒		0.1秒		0.2秒		0.3秒		0.5秒		1秒	5秒	10秒	30秒	連続		
		mA	mAs	mA	mAs	mA	mAs	mA	mAs	mA	mAs	mA	mA	mA	mA	mA		
	40	38.5	380	19	350	35	349 <sub>260</sub>	68	310	93	285	143	260	140	96	28	7	
	50	48.0	360 <sub>350</sub>	18	310	31	270	54	250	75	220	110	210	110	75	23	7	
	60	57.0	330	17	260	26	225	45	210	63	190	95	175	95	65	19	6	
	70	67.2	300	14	225	23	195	39	180	54	165	83	150	80	55	16	5	
	80	76.8	250	13	195	20	170	34	150 <sub>150</sub>	47	150	75	130	70	50	14	5	
	90	86.3	230	12	175	18	150	30	140	42	130	65	115	65	45	13	4	
	95	91.2	220	11	165	17	140 <sub>145</sub>	29	130	39	125	63	110	60	40	12	4	
単相全波整流 (整流管四本使用)	エックス線管電圧 kV 波高値 実数値	0.05秒		0.1秒		0.2秒		0.3秒		0.5秒		1秒	5秒	10秒	30秒	連続		
		mA	mAs	mA	mAs	mA	mAs	mA	mAs	mA	mAs	mA	mA	mA	mA	mA		
			50	35.4			370	74	340	102	300	150	280	150	100	30	7	
			60	42.6		350	35	300	60	280	84	260	130	235	125	85	26	6
			70	49.5 <sub>49.5</sub>		300	30	260	52	240	72	225	113	200	110	75	22	5
			80	56.7		260	26	225	45	210	63	200	100	175	95	65	19	5
	90	63.8		230	23	200	40	190	57	175	88	155	85	60	17	4		
	95	67.5		220	22	190	38	180	54	165	83	150	80	55	16	3		

図4.6 クロニックスの使用規格<sup>6)</sup>

が、ある期間をすぎるとガスを補足、吸着する能力は低下する。ゲッターは凹構状の金属環内にバリウム (barium)、を主成分とした材料を充填したもので、両端を電流で加熱して蒸発させ、カソード内の金属面、あるいは、ガラス面に、薄い被膜を形成させる。バリウムの薄い膜は、小さな真空ポンプではあるが管球完成直前に真空度を改善する画期的な提案であった。ゲッターを X 線管に使用したのは海外品とほぼ同時期であった。

なお、バリウムゲッターは、図 4.8 に示すような断面に改良され<sup>9)</sup>、馬蹄のような形で両端は、ステムの導線と接続し電流を流せる構造になっている。断面の寸法は、一例として、 $a \times b \times c = 1.06 \times 0.82 \times 0.65\text{mm}$  であり、また、バリウムとアルミニウムの化合物 ( $\text{BaAl}_4$ ) でもある。さらに、ニッケルのパウダーが混合されていて、バリウムゲッターに電流を流し加熱すると約  $800^\circ\text{C}$  でニッケルパウダーの発熱反応によってゲッター材を熱分解し素早く蒸発し、管内のガラス壁、または、電極の金属面に蒸着膜を形成する。この蒸着膜は、管球内のガス ( $\text{H}_2\text{O}-\text{O}_2-\text{CO}_2-\text{N}_2$ ) や不純物を含んだガスを吸蔵、または、固着するという化学的能力を持っている。ただし、不活性ガスは吸着しない。

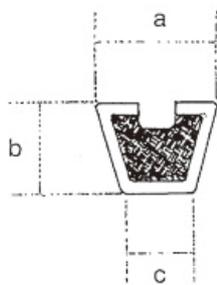


図 4.8 ゲッターの断面

#### 4.4 法令の発令<sup>8) 11)</sup>

1935年3月7日付け読売新聞の記事『「レントゲン電撃で患者黒焦げ悶死」看護婦、医師も重傷す。治療室で撮影刹那の漏電 (東電付属病院で稀有の大惨事)』の見出しで X 線事故の報告<sup>10)</sup> がされている。図 4.9 は当時の新聞記事である。

これが引き金になったと思われるが、1937年、診療用エックス線装置取締規則と電気工作物規定の改正が行われた。この法令の狙いは、X 線装置の高電圧による災害と X 線の散乱などによる被害を無くそうということで、X 線装置設計の転換期となった。



図 4.9 感電事故の記事

1935年3月7日付き (読売新聞)

#### (1) 診療用エックス線装置取締規則の制定

診療所、または、歯科診療所は、X 線装置を設置したら、病院施設名、所在地、装置のメーカー名、高電圧回路の方式と X 線管の最大使用管電圧、従事する医師の氏名、および X 線診療に関する履歴などを書類に明記し、所在地の地方長官に 10 日以内に届けるよう規定している。届け出様式には規定はない。その他、装置を設置した部屋は、使用する最大管電圧で定められた鉛厚で防護 (別途規定) し、撮影においては、蛍光板に鉛ガラス (鉛当量は別途規定) を付加すること、焦点と皮膚間距離は 40cm 以上に保つこと、透視中に 30mA 以上 (過電流) の電流が流れたときは、高電圧を自動的に遮断出来る装置であることなど、危害防止、安全条件も届け出書類に明記することは必須条件となっている。違反した場合は 100 円以下の罰金となっている (当時の米 10kg は、約 3 円と言われている)。レントゲンメーカーとしては、出荷品については、安全対策を十分満足にし得る技術はあった。

#### (2) 電気工作物規定の改正

規定等は、既納品も出来る限り安全性を確保するため改定された。この規定では、最も完全なものを第一種 (X 線装置は高電圧の露出部分がなく、X 線管は絶縁を施し金属で覆うもの)、最も簡単なものを第四種とし、その間に第二種、三種と分け合計四種類とした。診療所の規模 (費用) に応じて改造する安全対策であるが、一番問題なのは第四種で、露出部分が多く、また、X 線管の絶縁が不十分なもので、これを危険のないようにせよというのは (危険のところ無きよう適当に施設することを要す)、技術・費用面からも大変難しいことであった。

## 4.5 治療用 X 線管について

イオン X 線管、クーリッジ X 線管などの用途は診断用より治療用のウエイトが高い。皮膚表面の低管電圧での治療なら観察可能であるので理解出来るが、深部治療用については不明である。本調査は技術の系統化調査ではあるが、術式には関係あるので詮索した。確かに、戦前の古い資料を見ると「皮膚面量・深部量・深部百分率表」があり、作用線量を指示している。現在は、ほとんど治療用の X 線管は製造していないが、当時の状況を知る上で、X 線治療について館野之男の歴史講話シリーズの一編を図 4.10<sup>12)</sup>に掲載する。

X 線治療で、鼻と喉、乳がん、胃がんなどで、ピンポイントで患部のがん細胞を破壊するには、診断技術と計算により綿密な放射線治療計画を作らないと実施出来ない。当時は、医学的な X 線治療の根拠となるものがないのに、末期がんの患者に X 線照射をしたのは、太陽光線と同じスペクトル光線を放射する人工太陽灯で皮膚結核を治療し、その効果が認められノーベル賞を受賞したデンマークのニールス・フィンセン (Niels Ryberg Finsen 1860-1904 年) が提唱した「光線療法」に対抗して、X 線も同じ効果があるのではないかということで、放射線照射をしたという館野之男の説がある。そのため、例えば、疱疹の後処理、アトピー性皮膚炎など、いろいろな病状に X 線による深部治療が盛んに行われたのではないかと推測し得る。そのため、研究のため、深部治療の X 線管が要求されるのも不思議ではなかったと考えられる。

## 4.6 開発中断<sup>8)</sup>

1942 年には、X 線装置も価格等統制令を適応されることとなり、業界団体である「日本医科電機協会」を

同じ X 線管価格も統制価格で凍結された。当時の主な管球メーカーは東京芝浦電気株式会社、株式会社島津製作所、株式会社渋谷レントゲン製作所、株式会社川西機械製作所 (1941 年「医理学新報」第 10 年第 4 号の広告面に X 線管の広告が出ていた) の 4 社であった。他に表面に出ないところもあったかも知れない。戦局も厳しくなり各社とも開発は中断の形となった。

### 引用・参考文献

- 1) レントゲン装置の歴史：-- 発祥と育み --, P167, 日本放射線機器工業会 (1995)
- 2) 医療と健康と共に (社史), P38, 東芝メディカル (1988)
- 3) 島津製作所：島津製作史, P378-379, 島津製作所 (1967, 9)
- 4) 香川威：医用 X 線管, P13, 京都放射線技術専門学校 (1976, 9)
- 5) 国立科学博物館所蔵 X 線管コレクション, P18, 登録 NO.029, 国立科学博物館理工学班 (2010)
- 6) 日立：シブヤエックス線管, 熱電子管「クロニックス W-10kW」カタログ, 渋谷レントゲン (1939)
- 7) 井上, 芦田：ターボ分子ポンプの排気性能解析, P98, 島津評論 57 (1/2) 97-101 (2000)
- 8) 小泉菊太；わが国における X 線管の歩み, P46-56, 62, 金原出版 (1976, 3)
- 9) サエス・ゲッターカタログより引用：サエス・グループ社
- 10) 中澤靖夫；エックス線発見 120 年の歩み, P29, 社団法人日本診療放射線技師会 (2015.6)
- 11) 岸, 田中他：レントゲンの進歩と東芝, P487-488, 東芝レビュー (1954.5)
- 12) 東芝メディカル；21 世紀への懸橋, P57, 東芝メディカル (1998, 10)

— 館野之男先生の  
歴史講話シリーズ⑧ —

医学史のなかの放射線治療  
① X 線治療と光線療法  
X 線治療は、1896 年 2 月 2 日ドイツで報告された鼻咽頭癌、アメリカで 1 月 29 日から始められた乳癌、フランスで 7 月 4 日から始まった胃癌が早い。これらは全部末期癌であるから、一見、現在の放射線治療の先祖のように思える。だがこうした治療は、学問的な根拠なしに始まったと思えない。診断についてならレントゲンの論文にも X 線透視法と X 線写真法がはっきりと書いてある。だが、X 線治療の根拠となるようなことは全然ないからである。X 線治療は、当時欧米にみなぎっていた光線療法に対する期待にあおられて始まった。たとえばデンマークのニールス・フィンセンが 1895 年 11 月に始めた皮膚結核の光線療法は大変な評判だったらしく、ノーベル賞委員会も 1903 年フィンセンの「光線療法」に第 3 回の生理学・医学賞を授与している。このような社会感情があったからこそ、白内障の治療に X 線が有効だとするエジソンの「臨床実験」もまかり通ったのであろう。

図 4.10 館野之男の歴史講話<sup>12)</sup>

# 5 | 性能標準と対応技術

1945年太平洋戦争終戦後、X線管製造については、東芝川崎工場は全焼、鳥津は、幸い戦火は免れたので、X線管製造工場を1947年外部（小川工場）から本社へ移設した。渋谷は1945年、技術部を日立製作所（以下日立と呼ぶ）の茂原工場へ移管した。しかし、結核対策は国策であり、そんな中、X線管の性能低下は、戦後の国民の健康診断にも事欠く状態であることが憂慮された。そこで、日本学術振興会学術部の主導のもと、全国X線管製造会社の主要技術者および医科電機関係者が集まり、東京大学教授本多侃士<sup>つよし</sup>を委員長とする研究班が1947年11月に設立された。日本学術振興会学術部が要望した「趣意書」<sup>1) 2)</sup>の主要内容を図5.1に示す。研究班は費用の面で存続が厳しい状況になったが、日本学術会議の配慮により文部省科学研究費を受けられ、またX線協議会<sup>1</sup>としても活動が出来るようになり、X線管の基礎事項などについて、放射線技術学会への研究発表、検討会が行われ、その結果は「X線管の研究」<sup>3)~6)</sup>にまとめられた。

『エックス線管及エックス線用整流管の性能の基礎的研究に関する研究班設置趣意書』  
 最近の海外通信によれば回転陽極エックス線管は著しく發達を遂げ間接撮影にさへ使用されるに至つて居り又深部治療にあつては強電流管の出現により治療時間が著しく減少されつゝある。  
 吾國の現状を顧みるにエックス線管及エックス線用整流管の動作特性並にその平均壽命に關し科學的自信なく専ら熟練工の勤に依存する有様である。従つて製作される管も動作特性に均衡性を欠き安全な動作を期待し難い状態である。斯の如き現状にある爲別記の如き基礎的研究を行ふ事によって設計上の基礎資料を確立し以てその結果の製作技術上に反映される事を熱望するものである。

図 5.1 研究班設置趣意書<sup>1)</sup>

## 5.1 性能標準

「X線管の研究」第1号（1951、1）目次の第3編までを図5.2に示す。ガリ版刷りで紙質も悪いが、熱意は伝わってくる。第3編 材料、測定器の「第3.1章 銅および銅リング」の項で、リングシールの報告がある。「X線管の性能低下は憂慮すべき状態」とは、リングシールの気密不足など、真空度劣化が大きな要因と考えられる。しかし、「趣意書」の理念は基礎資料の確

1 X線協議会は、1952年に「日本X線管製造会」となり、メンバーは、(株)日立製作所、(株)医理学研究所、神戸工業(株)、ソフテックス(株)、日本電気(株)、(株)鳥津製作所、東京超短波レントゲン(株)、東芝メディカルシステムズ(株)の8社であった。しかし、X線管装置の製造を続けているのは(株)日立製作所、ソフテックス(株)、(株)鳥津製作所、東芝メディカルシステムズ(株)の4社で、他の4社は製造を中止した。

立である。「X線管の研究」の刊行、および各社独自の試験・研究発表などを検討し、特性、規格、使用条件など性能を標準化した。

目次	
第1編 X線管	
第1.1章	管電流とフィラメント電流の關係 ..... 1頁
第1.2章	管電流の波形 ..... 5
第1.3章	フィラメント特性 ..... 9
第1.4章	フィラメントの温度分布 ..... 19
第1.5章	フィラメントの初期温度上昇 ..... 26
第1.6章	真空管に関する研究 ..... 34
第1.7章	X線管の発光及びグロー ..... 38
第1.8章	ピンホール・カメラ ..... 43
第1.9章	許容負荷及び温度測定(その一) ..... 46
第1.10章	許容負荷及び真空度測定(その二) ..... 50
第1.11章	許容負荷及び真空度測定(その三) ..... 53
第1.12章	X線管試験 ..... 60
第2編 整流管	
第2.1章	整流管概説 ..... 73
第2.2章	動作性に関する実験 ..... 73
第2.3章	外国に於ける研究 ..... 76
第2.4章	動作性の説明に対する一試案 ..... 77
第2.5章	フィラメントの温度分布 ..... 83
第2.6章	整流管の放射電流 ..... 86
第3編 材料、測定器	
第3.1章	銅材料及び銅リング ..... 89
第3.2章	銅リングのリーク試験 ..... 92
第3.3章	銅材からのガス放出 ..... 94
第3.4章	タンブステン・ボタン グラフ ..... 96

図 5.2 X線管の研究第1号目次<sup>2)</sup>（第3編まで）

### 5.1.1 X線管の形名

図5.3に診療用X線管JES電気7401（1947年制定）を示す。X線管の規格としては我が国最初のものである。正式なJIS規格ではない。形名は、文字と数字の組合せで表示する。この規格にしたがい、世界標準、空冷10kW、5mm焦点、放熱式の裸管球の場合、第1項は、遮蔽容器入りでない裸管球なので「S」、第2項は、診断用で「D」、第3項は、放熱式であるため「R」、第4項は、数字と書いてあるが各社の裁量に委ねている。そのため、話し合いで短時間の最大入力を表示してSDR-10とし共通の分かりやすい形名になった。しかし、機種が少ない場合はこの形名の付け方で進められたけれども、機種の増加にしたがい各社とも特長を生かした製品、形名が誕生したためJISとしては統一的な形名をつけることは難しくなった。

日本電業規格	JES 電業 7401
診療用エックス線管	

- 1 種 適用範囲 この規格は おもに 診療と治療の目的に使うエックス線管に適用する。
- 2 種 定値 エックス線管の定値は つぎのように 決める。
1. 診療の目的に使うものは 最大使用電圧 (キロボルト値を以て示す。以下これにならう) と、単相全波整流における 1 秒間のエックス線管 最大入力 (キロワット値を以て示す。以下これにならう) とで表わす。
  2. 治療の目的に使うものは 定電圧回路における最大使用電圧と その電圧における最大連続エックス線管電流 (リアンペア平均値を以て示す。以下これにならう) とで表わす。
- 3 種 エックス線管の形名 エックス線管の形名は つぎの配列による文字と数字との組合せから成りたつものとする。
- 1 項 2 項 3 項 4 項  
「数字」 「文字」 「数字」 「数字」
- おのおのの項の文字と数字とは つぎによる。
1. 1 項の文字としては エックス線管のエックス線管シヤヘイ設置のあるなしにより 1 項の文字を使う。

1 表

エックス線管シヤヘイ設置のあるなしによる分類	1 項の文字
あ る も の	X
な い も の	S

2. 2 項の文字としては エックス線管の用途により 2 項の文字を使う。

2 表

用途による分類	2 項の文字
診 療 用	D
治 療 用	T
註 射 器 用	C

3. 3 項の文字としては エックス線管の冷却方法により 3 表の文字を使う。

3 表

冷却方法による分類	3 項の文字
自 冷 式	N
放 熱 式	R
水 冷 式 と 過 水 式	W
油 浸 式 と 油 浴 式	O

特 許 標 準 局	昭 和 22. 9. 3. 決 定
-----------	-------------------

A 5 (148×210)

図 5.3 JES 電業 7401<sup>7)</sup>

### 5.1.2 管電圧波形

図 5.4 に整流回路の一覧を示す。変圧器式回路の場合単相全波整流回路から三相全波整流回路まで、連続している脈流波形の一周期 (one cycle) を記号表示した。定電圧回路は矩形波であり、コンデンサ回路は負荷印加後放電による管電圧降下があるので台形表示となる。脈流波形の用い方としては、携帯、および、移動形など軽量が第一のため、整流器を用いない簡略な方式の自己整流を選択する装置が多い。自己整流回路は逆耐電圧が加わるので負 (逆) の電圧が、正より少し低くする工夫がされている。

用 語	記 号	
変圧器式 回 路	単相全波整流回路	
	単相半波整流回路	
	自己整流回路	
	三相全波整流回路	
定電圧回路		
コンデンサ放電回路		

図 5.4 整流回路<sup>8)</sup>

図 5.5 に診断用として標準的な単相全波整流回路を示す。S1~S4 は整流器で、まず、正の管電圧が加わったとき、管電流は、B → S1 → X 線管 → S2 → A、と流れ、つぎに逆の管電圧の場合は、A → S3 → X 線管 → S4 → B、と流れる。図 5.5 で、半波整流の場合は、整流器を 2 個、自己整流の場合は整流器が無い回路の装置となる。定電圧回路には、インバーター回路、倍電圧方式のグライナッヘル (Gleinacher) 回路などがある。コンデンサー放電回路は、電荷を蓄積して放電する回路である。なお、変圧器式回路は脈流波形であり、その脈動率は定電圧を 1.0 とすれば、単相全波整流回路では約 70% 位になる。

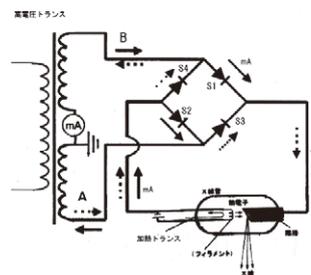


図 5.5 単相全波整流回路

脈動率が 70% 位になれば、図 5.6 に示すように、線質の軟らかい部分は人体に吸収され、利用されるのは斜線部分になるなど矩形波に比べ X 線効率が悪い。

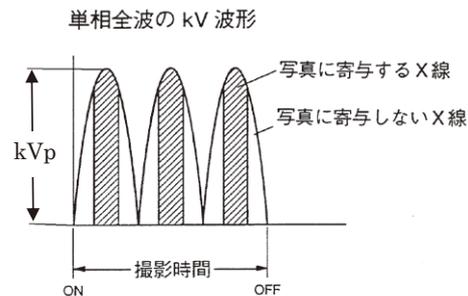


図 5.6 脈流波形の弱点<sup>9)</sup>

グライナッヘル回路、コンデンサー放電回路は、定電圧の理想値に近いが、コンデンサーの取扱いの難しさがあった。そのため、脈流回路が、三相全波整流、テトロード式 3 相高電圧装置を経て脈動率 1.0 のインバータへと約半世紀かけて変わっていったのは、画質向上のためである。なお、複数分野の「技術の系統化調査」において、インバーター回路は多く紹介されているので省略する。脈流波形の回路の場合は、図 5.6 に示すように管電圧は波高値 kVp で管電流は平均値で、定電圧 (インバータ) 回路の場合は kV で表す。

### 5.1.3 焦点

X線管の焦点とは、カソードの電極（電子を集束するので集束電極と呼ばれる、以下集束電極という）の溝の中に取付けられたコイル状のフィラメントから飛び出した電子が、電子レンズの作用を受けて集束されターゲットに結ぶ像のことである。この模様を図5.7<sup>8)</sup>に示す。

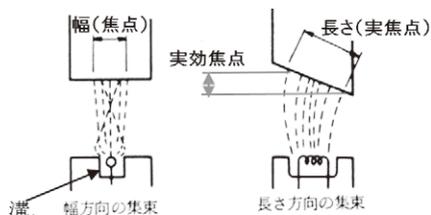


図 5.7 電子の集束<sup>8)</sup>

このとき、フィラメントの長手方向（溝の長手方向）に相応する焦点が長さ方向（実焦点）で、傾斜方向から見た焦点を実効焦点という、フィラメントの直径方向（溝の幅方向）に相応する焦点の方向を幅方向という。焦点の長さ方向の大きさは、集束電極の溝長さとしてフィラメントの長さで決まる。一方、幅方向はフィラメントの直径、溝の幅、溝の形状、フィラメントの位置（深さ）によって、大きさも電子分布も変化する。図5.8(a)は、幅方向の大きさと電子分布がフィラメント位置によって変化する例を示す。

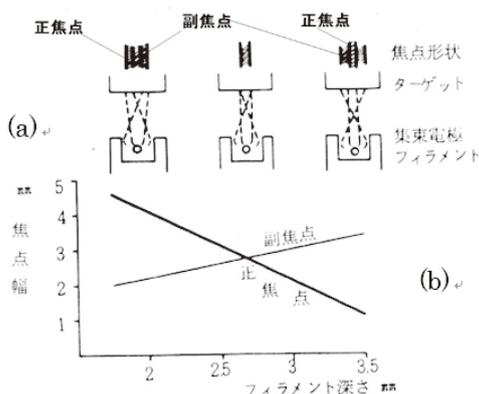


図 5.8 フィラメント深さと焦点の関係<sup>8)</sup>

フィラメントから正面方向に飛び出した電子が正焦点、側方向に飛び出した電子が副焦点を形成する。焦点を形成する電子軌道の概略図を図5.9に示し、図5.8(b)にフィラメント深さと正焦点と副焦点の大きさの関係を直線で示す。正焦点はフィラメントの深さが深くなるに従い小さくなるが、副焦点はその逆である。そのため、二つの直線の交点より左側は副焦点が正焦

点の内側になる。一方、交点は、正焦点と副焦点が一致する。この場合、焦点は電子が集中するので過熱を起こしやすい、熱を平均化するために、X線管の焦点は、副焦点が正焦点の内側に入るよう設計してある。

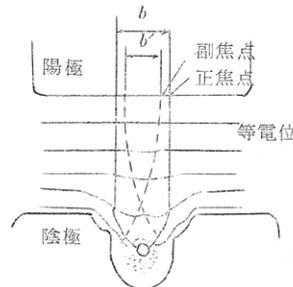


図 5.9 電子軌道の概略図<sup>10)</sup>

この焦点像（実効焦点）を撮影し大きさを測定するには、図5.10に示すようなピンホール法で行う。焦点・ピンホール、ピンホール・フィルム間は、それぞれ30cmとする。フィルム側は、散乱線などにより感光しないよう鉛張りの箱で遮蔽してある。ピンホールの径は、 $\phi 0.3\text{mm}$ で等倍の大きさに撮影される（図5.11）。実効焦点の大きさは、幅、長さとも測定値からピンホールの径の2倍を引いた値と決めた。図5.10は長さ方向の例で、 $F=L-2d$ <sup>11)</sup>ということになる。

図5.11の焦点像（実効焦点）の長さ方向の電子分

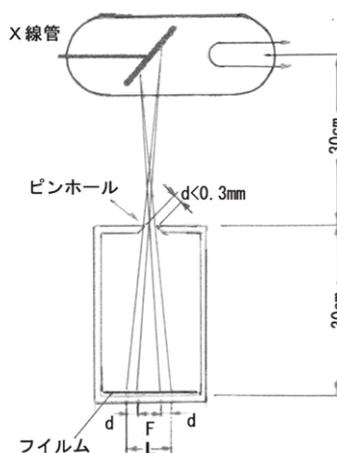


図 5.10 ピンホール撮影<sup>11)</sup>

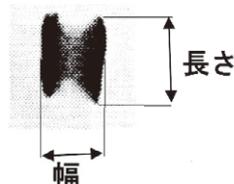


図 5.11 X線管の実効焦点像<sup>8)</sup>

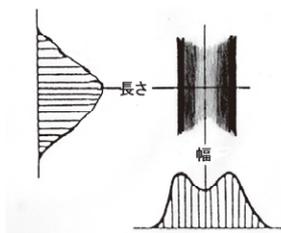


図 5.12 焦点の電子分布<sup>12)</sup>

布は、図 5.12 に示すように、単峰性の形状で、中央が密で端部にかけて疎になっている。幅方向は、峰が二つあるので双峰性の形状をしている。

長さ方向は、コイル状のため中央部が放射熱で温度上昇し、端部はフィラメントの取付部に熱を奪われる現象、エンドクーリング (End Cooling) により低くなっている。一方幅方向は、端部に電子密度が集中するため、あたかも焦点が 2 個あるような電子分布になっている。そのため、両方向から X 線が放射される形態になるので、画質は、長さ方向の単峰性に比べて悪い。そこで、焦点の幅方向と長さ方向で特性が異なるので、1959 年、第 15 回日本放射線技術学会で「解像力的に見た X 線管の焦点寸法について」の発表で、鳥津の田部貞夫<sup>13)</sup> が次のように提案した。X 線管の焦点寸法はピンホール写真の長さおよび幅方向の寸法を呼称値に合致させている。しかし、X 線管の焦点については、幅方向のボケが長さ方向より大きく認知され、また、解像力も幅方向が著しく悪いと結論した。そこで、平行銅線群を用いて 1~5mm の焦点の長さおよび幅方向の解像力を調べ、別に電子分布の均一な焦点の解像力を求めた。その結果、例えば 5 × 5mm の焦点の長さ方向の解像力は均一電子分布の 4.2mm の焦点に相当し、幅方向は、均一電子分布の 6mm に相当した。この結果、従来の幾何学的焦点寸法の 5 × 5mm もの、解像力的焦点寸法としては、幅 6 × 長さ 4.2mm (6/4.2=1.4) ということになる。したがって、真四角な形ではなく、長細い焦点にするよう提案した。これは、言い換えると、幅 5mm × 長さ 5mm の焦点は、幅 5mm × 長さ 7mm (幅 5 × 1.4) で同等の解像力になるということである。焦点を解像力で測定する方法の提案の後、1961 年、東芝が 0.05mm の焦点を開発した時、ピンホール径が 0.3mm であるため、ピンホール写真での測定は出来ない。そこで、田部貞夫と同様に解像力法、つまり平行銅線群より細かい試験片を用い解像力撮影で焦点大きさを測定した。

5.13 に解像力による焦点試験法を示す。試験片は、幅または直径が  $g$  で、長さ数 mm~数 cm の X 線を透過しにくい金属を、間隔  $g$  で数本並べたものである。

焦点大きさ (F) は、 $F=2gM/(M-1)$  で求められる。M は拡大率である。図 5.14<sup>14)</sup> に試験片と撮影像の例を示す。図 5.13 において、フィルムに撮影された試験片像が試験片と同数の線として認められるときは (図 5.14 (B))、 $F < 2gM/(M-1)$  となり、試験片像が 1 本の太い線として見えるときは、 $F = 2gM/(M-1)$  となる。なお、試験片像が認められないときは (図 5.14 (A))、 $F > 2gM/(M-1)$  となる。焦点大きさについては、幅は双峰性、長さは単峰性の電子分布を有している。そのため、焦点大きさは、長さ / 幅 = 1.4 とし、0.3mm 以下の焦点は解像力法で行うことが 1972 年 JIS Z 4231 (回転陽極 X 線装置通則) で制定された。なお、焦点測定に用いていたピンホール  $\varnothing 0.3\text{mm}$  は、加工技術の未熟な時代には、顕微鏡でみると真円ではなく、辺縁はギザギザであった。そこで、1975 年に制定された JIS Z 4704 (医用 X 線管装置) は、IEC (International Electrotechnical Commission) Publication 336 に準拠し、図 5.15 に示すようにピンホール板は、材料・ピンホール径が詳細に規定されている。ピンホールは、極めて高い精度での加工が必要なため、各社、社団法人日本画像医療システム工業会を通じて IEC 規格のピンホール板を一括の購入とした。

なお、画質への影響であるが、焦点は形のあるものであるから焦点自身の影を映し出す。これを半影 (ポ

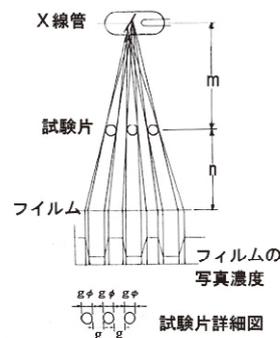


図 5.13 解像力法による焦点試験法<sup>11)</sup>

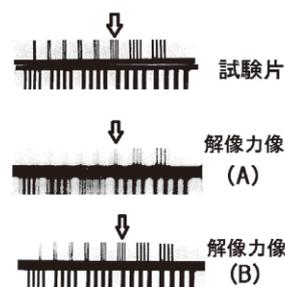


図 5.14 試験片と解像像の例<sup>14)</sup>

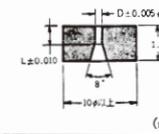
項	目	IEC 規格	JIS
ピンホール板	材質	1) 金90%, 白金10%合金 2) タングステン 3) タングステンカーバイド 4) タングステン合金 5) タンタル 6) 白金, イリジウム10%合金	指定せず(1)
	ピンホール形状	 直径 D±0.005 のみ指定(1)	
	焦点・ピンホール板間距離	100mmあるいはそれ以上	同左

図 5.15 ピンホールの形状<sup>8)</sup>

ケ) といひ画像に影響を与えている。図 5.16 に被写体の拡大と焦点の半影の関係を示す。焦点とフィルム間距離を 100cm、被写体厚を標準の 20cm とした場合、5mm 焦点の半影 (Bf) は、被写体中心 (90cm) で見ると、半影 (Bf) = F × (n/m) = 5 × (10/90) = 0.55mm となる。人間の目の識別限界は 0.3mm と言われているのでフィルムに近い面ではよいが、離れている個所は半影がより大きくなる。固定陽極 X 線管の 10kW は必需負荷であるが、5mm 焦点での使用は画質的には厳しい大きさである。

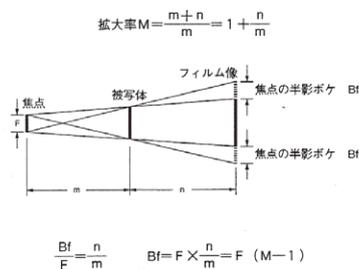


図 5.16 焦点の半影 (ボケ)

### 5.1.4 単位<sup>15)</sup>

単相全波整流回路における X 線管入力 の計算は、国際的慣習として、H.U. (Heat Unit) を用いた。管電圧は、波高値 kVp、管電流は、平均値 Ip (mA) で表し、X 線管への負荷、つまり短時間入力は、H.U. = 管電圧 (kVp) × 管電流 (mA) × sec、連続陽極入力、(HU/sec) = 管電圧 (kVp) × 管電流 (mA) とした。三相全波回路の場合は、脈動率が高くなるので 1.35 倍、また、カロリーへの換算は、1H.U.=0.71J=0.17cal とした。しかし、JIS Z 4704 (1975 年) では、X 線管入力は W (ワット) 表示で、定電圧・三相 12 パルス回路の場合は、脈動率 1.0、三相 6 パルス回路、単相全波回路でケーブル 6m 以上、管電流 10mA 以下の

とき脈動率 0.95、単相全波、半波、自己整流回路の場合は脈動率 0.74 と定められた。なお、インバータ回路が多くなって来たので、現在は、W (ワット) 表示が標準で H.U. (以下 HU で表す) は、X 線管が最大に蓄積し得る熱量的表現として用いられている。

### 5.1.5 最大単発負荷定格と陽極の熱特性<sup>15)</sup>

#### (1) 電源回路

図 5.17 に各整流回路の管電流 (入力) の関係を示す。単相全波整流、単相半波整流、自己整流共、管電圧 (kVp)、管電流 Ip (平均値 mA) が同一の時は、入力も同一である。しかし、このとき、入力の最高瞬時値は、単相半波および自己整流で、全波整流のほぼ 2 倍となる (図 5.17.a)。いいかえれば、単相半波整流および自己整流の場合の入力は、全波整流の半分となる (図 5.17.b)。仮に同一入力の瞬間許容負荷を加えたとすれば、半波整流は全波整流に対し、2 倍の負荷がかかるので焦点温度が高くなる。半波整流において、全波整流の時と焦点の温度を同一にするための入力比は、1 秒負荷で 70%。自己整流では、逆電流の影響があるので約 65% になることを実験で確認し採用した。

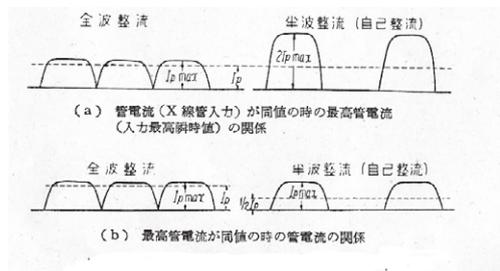


図 5.17 各整流回路の管電流 (入力) の関係

#### (2) 最大単発負荷定格

短時間の X 線管入力と時間の関係を示すもので、短時間最大定格、または、最大規格と呼ばれてきたが、ここでは、最大単発負荷定格として用いる。図 5.18 に示すように、縦軸に X 線管平均電流 Ip (mA、以

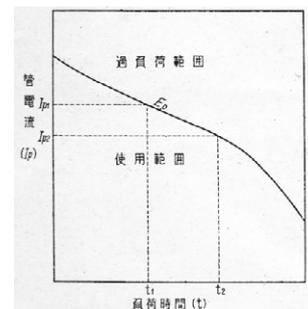


図 5.18 最大単発負荷定格の使い方

下管電流と呼ぶ)、横軸に負荷時間  $t$  (s) をとり、管電圧  $E_p$  (kVp) をパラメータとして描いてある。管電圧  $E_p$  の時、時間  $t_1$  に対しては  $I_{p1}$ 、 $t_2$  に対しては、 $I_{p2}$  がそれぞれ許し得る最大管電流となる。この曲線の下方の範囲が使用範囲、上方は X 線管に対して過負荷となる範囲である。

図 5.19 に固定陽極 X 線管の世界標準 SDR-10 の管電圧  $E_p$  をパラメータとして描いた最大単発負荷定格 (単相全波整流) を示す。この定格は、X 線管に負荷を加える前、つまり冷却された状態で 1 回だけ加えられる最大の許容負荷である。実際には、電源変動、または、X 線装置に機器類の誤差があるので、これら外部要因を考慮して、最大単発負荷定格の 90% 以下で使用するようにしている。

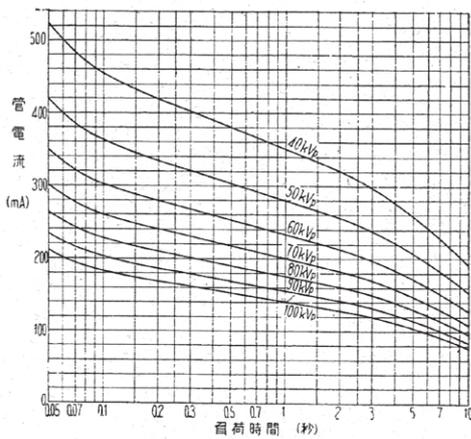
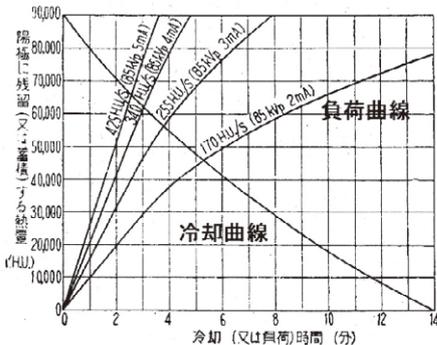


図 5.19 SDR-10 最大単発負荷定格 (単相全波整流)

### (3) 陽極の熱特性

X 線管に負荷を加えた場合、管内の電極温度が上昇する。この負荷の発生熱量と蓄積された熱量の冷却の関係を表したものを X 線管の陽極熱特性という。図 5.20 に SDR-10 の陽極熱特性を示す。冷却曲線と負荷



「備考」(強制空冷、ラジエータ使用、風量 45 l/min)  
 最大冷却率: 200 H. U./s (風量 90 l/min)  
 " : 150 H. U./s (風量 45 l/min)

図 5.20 SDR-10 陽極熱特性

曲線がある。冷却曲線は、陽極に加えられた負荷の発生熱量が放出され冷却されてゆく状態を、負荷曲線は、連続的に陽極を加熱する場合に陽極に熱量が溜まってゆく状態を示すものである。陽極に最大に蓄積した熱量が、陽極の最高温度で飽和しているときの放熱の割合を示すのが最大冷却率である。SDR-10 では、曲線では表していないが、「備考」冷却の風量が、45L/min の時、最大冷却率は、150HU/s となっている。これが、風量が、45L/min の時の連続陽極入力である。即ち、ある管電圧  $E_p$  においては、最大冷却率 (HU/s) / 管電圧  $E_p$  (kVp) = 管電流  $I_p$  (mA) に相当する範囲内で連続用いてもよい負荷である。

また、最大冷却率に相当した負荷を加えるときは、図 5.21 (a) 曲線のように  $H_m$  で飽和する。もしこれより大きな負荷を加える時は、(b) 曲線のようになる。また、小さな時は (c) 曲線のようになる。例えば (b) 曲線で使用するときは、時間  $t_3$  において陽極に溜まった熱量は  $H_3$  に達し、このとき加えることが出来る熱量は  $(H_m - H_3)$  となる。さらに負荷を続けると。時間  $t_4$  において、 $H_m$  に達するから、ここでいったん負荷を止め、冷却曲線にしたがい冷却してから再び使用することが必要である。

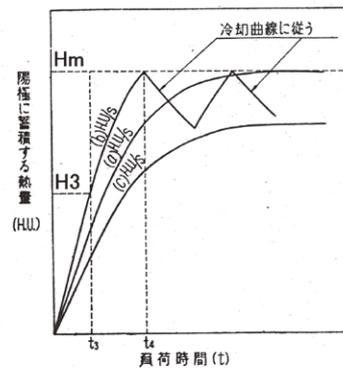


図 5.21 負荷曲線の使用例

### (4) 撮影負荷の繰り返し<sup>B)</sup>

胸部集団間接撮影、消化管撮影など、1 回だけの撮影ではなく、多数枚、または、連続して撮影する場合の一例として、数回 / 分の割合で長時間連続して撮影する低速連続撮影の場合の例を説明する。この場合の陽極温度と時間の関係を図 5.22 に示す。陽極温度は、加えた連続撮影負荷を平均化した負荷 (陽極温度、 $T_1$ ) で飽和する。したがって、連続して加える負荷の焦点温度は、陽極温度の飽和値に加えたものになる。ただし、陽極の飽和温度と撮影の焦点温度の合計が焦点最高許容温度 ( $T_{max}$ ) 以下でなければなら

ない。最大単発負荷定格で示される最大負荷は。陽極が冷たい時に許される1回の撮影定格を示しているから、連続撮影を行う場合は、最大単発負荷定格の負荷を割引かねばならない。故に、1回の撮影負荷 = 最大単発負荷定格 × (Tmax - T1) / Tmax となる。なお、透視 + 撮影負荷の場合は、陽極飽和温度に透視負荷の平均陽極温度が加算されての計算となる。

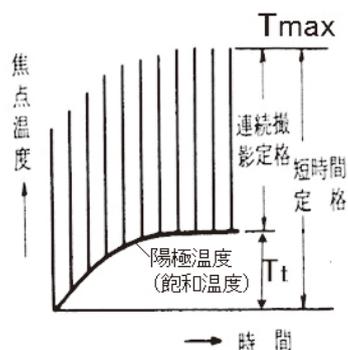


図 5.22 低速連続撮影による焦点温度

### 5.1.6 試験法<sup>16)</sup>

エックス線管の試験法は、1949年にJIS Z 2002 (診療用 X 線管試験法) として制定されており、幻の規格<sup>7)</sup>とされているが<sup>2)</sup>概要はつぎのとおりである。

#### (1) 一般試験

##### ① 構造試験

漏水試験。水冷式タイプに適用され、水冷タンクに水を正常に満たし漏斗(じょうご)の取付部から圧縮空気 1kg/cm<sup>2</sup>を送り漏れの有無を調べる。

##### ② 耐電圧試験

診断用は最大使用管電圧の 1.05 倍、管電流 2mA で 1 分間耐えること、治療用は、140kVp のタイプは、147kVp で 5 分間、200kVp のタイプは、120kVp までを 3 分間で、以後 210kVp までを 10 分間で連続的に電圧を上昇し異常のないこと。

##### ③ 負格試験

診察用 X 線管は、自己整流回路と全波整流回路で、

治療用のものおよび近接照射用は定電圧回路でそれぞれ定められた負荷試験をし、蛍光、グローなどが陰極まで達しないかどうか、また、焦点面の輝度ならびに X 線管電流が安定しているかどうか調べる。診察用 10kW のものを一例としてとると負荷試験はつぎのとおりである。

自己整流回路：70kVp、100mA、1sec 負荷後、5sec 休止し 3 回通電し、85kV、4mA、240sec、1 回通電。  
全波整流回路：70kVp、180mA、1sec 負荷後、5sec 休止し 3 回通電する。

#### ④ X 線管電流特性試験

10kW 用、70kVp、5mA (単相全波、ケノトロン使用) で、フィラメント電流、最小 3.3A、最大 4.0A の値でなければならない。

#### ⑤ フィラメント電圧電流特性試験

10kW 用、3.5A で 4.0~7.8V、4.5A で 6.4~12.0V の範囲であること。

#### ⑥ 実効焦点の大きさ試験

測定法は、X 線管の主放射線上の焦点の中心から 30cm の位置に直径 0.3mm 以下の孔を有する厚さ 2~3mm 鉛板を置き、さらに、鉛板から 30cm 隔てた位置にフィルムを直角において実効焦点を撮影する。焦点・鉛板の孔・フィルムは、一直線上にあること。撮影した焦点像の両端および中央部の 3 か所を測定した値の平均値を測定値とする。10kW は 5 ± 0.5mm、6kW は 4 ± 0.4mm、4kW は 3 ± 0.4mm、2kW は 2 ± 0.5mm を許容範囲とする。

#### ⑦ ガラスバルブの厚さ測定試験

主放射線方向のバルブ厚さを光学的肉厚測定器で測定する。

#### ⑧ X 線の強さ測定試験

近接照射 X 線用のみについて、線量と半価層を測定し記録する。

#### (2) 出荷試験

出荷試験：一般試験終了後 2 週間以上経過してから再び耐電圧試験を行う。ただし、排気終了後 30 日以上経過してから一般試験を行う場合はこの試験は省略してもよい。

#### (3) 参考試験

##### ① ガラスバルブの X 線減弱試験

ガラスバルブの X 線減弱試験は JIS に示す方法で行い、その結果はガラス厚さとアルミニウム当量との関係曲線で表すものとする。

2 幻の規格の意味：ガリ版刷りの規格案「JIS Z 2002 診療用エックス管試験法(案)」の解説に「「----- 昭和 23 年 11 月工業技術庁の委嘱を受け -----」と記載があり、工業標準化法制定の 1949 年(昭和 24 年)6 月に、このガリ版刷りの規格案の JIS Z 2002 の JIS の部分を JES に訂正されている。したがって、この規格は、工業技術庁の委嘱を受けているので JES で発行すべきものであるのに、JIS で発行されている。一方 JIS の総目録 JIS Z2001~Z2004 は空欄になっているので、JIS Z 2002 は幻の規格と注記した (JIRA における JIS 規格案作成活動 その 2、日本放射線技術学会誌 57 巻 10 号 矢野太記載、2001.1)。

## ② X線しゃへい試験

1950年制定JIS Z 2005（エックス線管及びエックス線管容器のエックス線しゃへい試験法）に規定された方法で行う。（本規定では、試験すべき遮蔽装置のある機種として、XDR-10、XDW-10、XDR-6、XDW-6が記してあるが、測定法の規定はない）。

以上より、(1)一般試験の②③は、耐電圧、大電流試験でX線管の基本性能テストであり、④は連続通電時の管電流の低下に関するもので、また出荷試験については、期間をおいてスローリークの懸念に対し再度確認することなどもあり、この試験に合格するためには、真空度劣化のない製品を製造することが重要である。

## 5.2 対応技術（改善）

### 5.2.1 金属とガラス

#### (1) コバルト (kovar)

ガラスと金属の接着には、銅をナイフ・エッジにするなど工夫して真空気密の向上に努力してきた。「X線管の研究」<sup>17)</sup> 第1号での報告では、図5.23に示すように、銅とガラスの接着部分は両者の膨張係数に大きな差があるため、銅の先端を極めて薄くすることによって銅の柔軟性を利用しその膨張差を逃がしている。銅リングのナイフ・エッジの角度は、 $1.5^{\circ} \sim 3.5^{\circ}$ 程度、先端における銅の厚さは、0.05mm前後となっている。このように薄くなっている部分に重い陽極の荷重がかかる上に製造工程中 $1000^{\circ}\text{C}$ に近い高温になるなどの無理があるため、銅材中のピンホールや過度の酸化による銅材質からのリークがある。さらに、ガラスが接着するには銅表面に出来る亜酸化銅 ( $\text{Cu}_2\text{O}$ ) 被膜がガラスに溶着し気密の膜を形成するが、この酸化膜が剥がれたり、クラックしたりする事によってスローリークを生ずる。そのため、各社は、銅の純度を99.62%（酸素0.03%）のものを使用しCO脱酸処理をしたり、ガラス巻き部分の幅を広くしたり、ガラスに溶けるのは亜酸化銅 ( $\text{Cu}_2\text{O}$ ) であってCuOではないので、封着するときガスバーナーの加減でCuOの生成を防ぐなど一定の改善をしたが満足し得るものではなかった。

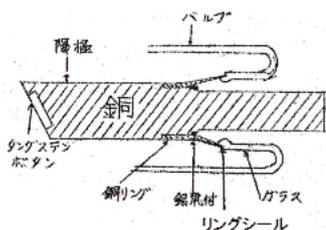


図 5.23 銅陽極とリングシール断面概略図

金属とガラスの溶着には、ニッケル、コバルト、鉄合金のコバル (kovar) がよいということは知られており、1938年GEが回転陽極X線管を開発したとき、ウエスチングハウス社 (Westinghouse Company) が「フェルニコ」という名称で市販していた。当時GEがフェルニコ・コバル (Fernico・kovar) という名称で米国特許を得、日本にも優先権の主張をしていた。しかし、英国からすでに情報を得ていたので異議申し立てが認められ、住友金属工業株式会社が1937年試作に成功したが、戦争によりニッケル・コバルトの入手難から実用にはいたらなかった<sup>18)</sup>。

戦後、品質低下を懸念して発足した日本学術振興会では、ガラスと金属の接合溶着部分、すなわち金属リングに各社が困難を訴えているのを取りあげ、1948年、本多侃士（東京大学教授）委員長名で専門家に研究を委嘱<sup>1)</sup>（住友電気伊丹製作所、古川理科研究所）し、コバルの製造を依頼したものと推測する。1950年頃からX線管の銅リングに代わりコバルリングが実用化され真空気密（スローリークが減少）が改善した。コバルの組成は、Fe53.5%、Ni29%、Co17%、Si0.2%、Mn0.3%、であり、コバルは炭素 (C) を含んでいるので、脱炭処理をしないと熔融ガラスに小さな泡が生じスローリークの原因となる。脱炭処理は通常は水素処理で加熱温度は数百度で、肝心なことは水素を水と反応させて用いることである。なお、米国製フェルニコについては、X線管の研究第2号<sup>2)</sup>、4.2章の、“諸材料”で、Fe52.7%、Ni28.9%、Co17.2%という分析結果が報告されている。

#### (2) ガラス (glass)

X線管のバルブは、通常みずあめを巻き取るのと同じように吹きざお (Blowing pipe) の先端にガラスを巻き取った後、金属製の金型に入れ呼吸のみで膨らませる<sup>19)</sup>。この呼吸の加減で厚さを調整する。現在、厚さは0.5mm以下をも調整しうる職人技で製作している。金型には、接触を妨げるため鉱物油などを塗布し、光沢のある滑らかな表面に仕上げている。呼吸にて形を仕上げるわけであるが耐電圧的に問題となる気泡を作らないようにすることも大切な技能である。

X線管も外圍器のバルブ (valve) は、軟質ガラス（ソーダガラス）から耐熱温度の高い硬質ガラス（ホウケイ酸ガラス）に変更されているので、以下硬質ガラスについても記述する。

#### ① 組成

表5.1<sup>20)</sup>にX線管に用いるガラスの組成を示す。硬質ガラスは、ホウケイ酸ガラスといわれ、主成分であ

るシリカが全体の80%を占め、残りの約20%の内、ホウ酸 ( $B_2O_3$ ) の含有量が多くアルカリ成分であるソーダの含有量が少ない組成である。なお、軟質ガラスも参考のために併記した。軟質ガラスは、酸化ナトリウム ( $Na_2O$ ) の比率が多いのでソーダガラスと呼ばれている。

表 5.1 ガラスの組成<sup>20)</sup>

	主 成 分 %							
	SiO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Na <sub>2</sub> O	K <sub>2</sub> O	GaO	MgO
硬質ガラス	80.9	2.3	0.03	12.7	4	0.04		
軟質ガラス	72.0	1.0			15.0		9.0	3.0

## ② 耐熱的性質

ホウケイ酸ガラスはソーダガラスと比較してホウ酸の組成比率が高いので線膨張係数は小さい。ここで、ガラスは急冷されると表面層に張力を、熱されると圧縮力を受ける。また、ガラスは圧縮力には強いが張力に弱い。従って、線膨張係数が小さいホウケイ酸ガラスは、急冷を受けた場合、内部に発生する張力が小さくなるので割れにくく耐熱性が大きい。硬質ガラスとは、硬さではなく温度変化に強いということで分類されている。

## ③ 機械的性質

ガラスの論理的な強度は非常に大きいといわれているが、実際には脆く割れやすいのである。それは、表面に存在する微細なキズに張力が発生した場合、そのキズに応力が集中し破壊してしまうからである。この潜在的な表面のキズはガラスを成形、加工、運搬するとき発生する。避けがたい場合もあるが、衝撃を受けた場合、その面には圧縮応力が反対面には引張り応力が発生し、衝撃の強さ、キズの如何によっては割れる。ホウケイ酸ガラスはキズが入りにくいガラスではあるが取扱には注意が必要である。

## ④ 化学的性質

ホウケイ酸ガラスは、他のガラスと比較してアルミナ成分の割合が高く、しかも、アルカリ成分の割合が少ない組成のため酸性物質および蒸留水による腐食量は極めて少ない。ただし、フッ化水素を含むリン酸、熱リン酸、フッ化水素酸およびアルカリに対しては高い耐久性があるとはいえない。

## ⑤ 電気的性質

X線管用バルブとして使用するときは、耐電圧上、体積抵抗が高いことが望ましいが、体積抵抗が高いと電荷の蓄積が大きくなるので、この電荷を逃がすためには表面抵抗が小さくという相反する要素が必要である。このようなガラスをつくることは難しいが、排気処理の電極加熱で形成される耐電圧的に影響のない程

度の極薄い蒸着膜が表面抵抗を減らす作用をしていると想定したい。

## (3) ガラスとコパールの溶着

コパールとガラスの溶着においては、コパールの膨張係数に近いコパールガラスを用いる。コパールガラスは表5.1に示す組成を少し変えて製作する。配合は各社のノウハウである。一例として、図5.24にコパールに近似したとコパールガラスの膨張曲線<sup>8)</sup>を示す。コパールガラスの膨張曲線に見られるような400℃前後からの膨張率の増大はいずれの硬質ガラスにも見られる傾向である。

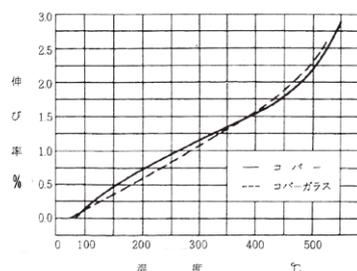


図 5.24 コパールとコパールガラスとの膨張<sup>8)</sup>

図5.25<sup>20)</sup>は旋盤にバーナを付けた、ガラス旋盤でのガラスの溶着作業の一例である。現在も手作業で行われている。この図5.25の作業のようにガラスを溶融温度で成形、加工後急冷すると冷却時に生じた温度分布の不均一な影響で、機械的な内部応力を持ち、成形、加工部分が破損し易い。そのため、転移点に保持してガラスに粘性流動を起こさせて応力を緩和してやる必要がある<sup>21)</sup>。これが、「なまし」である。「なまし」によって、ガラスの物理的性質が変化するので注意する必要がある。

なお、近年、ガラスを膨らませてX線管のバルブを手作業で作る熟練者が減少しているため既製品のガラスパイプからX線管バルブを作ることや、また、アノード、カソードの組立品をバルブ外周器に図5.25のような手作業ではなく自動化で溶着する試みが進められている。



図 5.25 ガラス作業の例<sup>20)</sup>

### 5.2.2 雲母<sup>22)</sup> からセラミック

カソードのフィラメントを保持し固定するモリブデン棒 (Mo) の絶縁体として雲母が用いられていた。雲母の吸着ガスは主に H<sub>2</sub>O で 200℃ 以下で排出され、吸蔵ガスはさらに温度を高めると二酸化炭素 (CO<sub>2</sub>) を排出する。そのため、雲母をフィラメントの絶縁体として構成した電極を加熱処理するとき、ガスの排出に時間を要する問題があった。図 5.26 は、カソードの電極 (集束電極) の断面の概略図である。フィラメントコイルを Mo 棒の先端で固定し、Mo 棒は両側から 1mm 厚さ程度の雲母板で締め止めねじで固定する方法が多かった (図 5.26 (B))。雲母は、ガス排出に時間を要する他、排気後も吸蔵ガスが放出するなど取扱いの難しい材料であった。これを、ステアタイト、アルミナ系 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> のセラミックスに変更 (図 5.26 (A)) することにより、管内ガスの排出減に貢献し、真空度劣化の改善に寄与した。

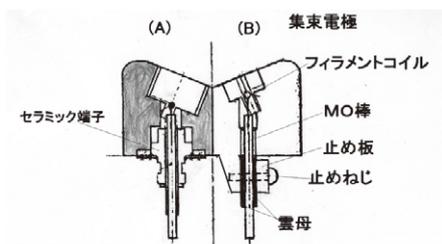


図 5.26 フィラメント保持用 Mo 固定棒の絶縁方法

### 5.2.3 冷却改善<sup>8) 23)</sup>

図 5.27 に示したのは、空冷形の陽極で、太い銅棒が管外に突出し、放熱器が取付けられている。陽極で発生した熱は伝導により放熱器まで導かれ周囲の流体に伝達される。流体は空気であり、使用頻度によっては、ファン (fan) で風を吹き付ける場合もある。全伝達熱量  $Q = \lambda S (\theta_1 - \theta_2) / L$  で表される。移動する熱量は、両端部の温度差 ( $\theta_1 - \theta_2$ )、物体の断面積  $S$  に比例し、移動距離  $L$  に反比例する。 $\lambda$  は、熱伝導率。

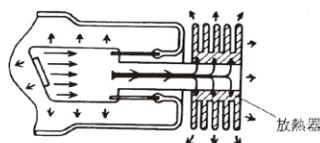


図 5.27 空冷形陽極の構造<sup>8)</sup>

図 5.28 は、水冷形の陽極で、陽極に穴をあけ、この穴にパイプを挿入して冷却液を送って冷却する方法である。この方法では、陽極ターゲットの近傍まで冷却液を送れるので極めて冷却率がよい。冷却液は水を用いる。相接する金属と流体 (水) の間の熱の移動は、全熱伝達量  $Q = \alpha S (\theta - t)$  で表され、流体内の熱の移動は対流 (循環) にて行われる。 $\alpha$  は、熱伝達係数、 $S$  は伝達面積、 $(\theta - t)$  は相接する物質の温度差である。5kW の空冷形 SDR-10、水冷形 SDW-10 は、標準品であり各社が生産する主力の汎用品である。

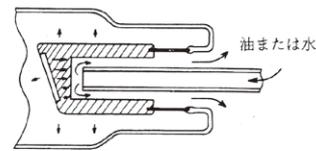


図 5.28 水冷形陽極の構造<sup>8)</sup>

図 5.27、5.28 に示すように陽極構造が異なるので、別々に製作せねばならなかったが、東芝は、水冷形に空気を吹込むことで、二つのタイプを一つにした SDWR-10 を開発した。図 5.29 に各種冷却法による比較を示す。③④は、SDW-10、SDR-10 の外部冷却器を、風量 1.1L/S で冷却した場合、⑥⑦は、SDW-10 の改造品で陽極近傍まで、空気を吹き込 (1.1L/S と 2.4L/S) んだ場合の、陽極温度と時間の関係を示す。明らかに空気を吹き込んだ場合は顕著な冷却効果が表れている。実用品は 350HU/S で 90L/min の吹き込み量で用いている。

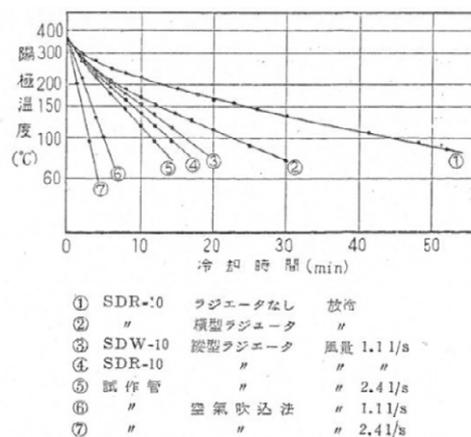


図 5.29 各種冷却法の比較<sup>23)</sup>

## 引用・参考文献

- 1) 小泉菊太：わが国における X 線管の歩み, P80-82 (1976.12)
- 2) 電子管の歴史：X 線管, 日本電子機械工業会電子管史研究会, 435-436, オーム社 (1987.11)
- 3) X 線管協議会：X 線管の研究 (1951)
- 4) X 線管協議会：X 線管の研究 (1953)
- 5) X 線管協議会：X 線管の研究 (1955)
- 6) X 線管協議会：X 線管および X 線装置の研究 (1957, 1961)
- 7) 日本放射線技術学会：JIRA における JIS 規格案作成活動その 2, 日本放射線技術学会誌第 57 巻 10 号 (2001.10)
- 8) 香川威：医用 X 線管, P11-27, 京都放射線技術専門学校 (1976, 9)
- 9) 島津医用機器事業部：X 線写真, P38, 島津製作所 (1992.4)
- 10) 田部, 高野：X 線管および整流管, 焦点, X 線管および X 線装置の研究, P1-3, X 線管協議会 (1961)
- 11) 吉田元重：微小焦点高速回転ローターノード, P397-400, 東芝レビュー, 21(4) (1966.4)
- 12) 島津製作所：回診用コンデンサー装置 MC-125L-30, 島津評論第 35 巻 4 号 (1978)
- 13) 田部貞夫：解像力的に見た X 線管の焦点寸法について, 第 15 回日本放射線技術学会誌 (1959.8)
- 14) 高野, 宇多村：日立回転陽極 X 線管ヒッターノードについて, P64, 日立評論 (1959.12)
- 15) 滋賀弘一郎：診断用 X 線管の最大規格とその使用方法について P880-890, 東芝レビュー, 8(11) (1953.11)
- 16) 滝内政次郎：診療 X 線技術新書, P245-248, 金芳堂 (1961.5)
- 17) 窪田：銅材及び銅リング, X 線管の研究第 1 号, P89-91, X 線管協議会 (1951.1)
- 18) 島津製作所社史草稿 (電子管工場史), 島津製作所, 田部貞夫口述記録 (1967.3)
- 19) 成瀬省：ガラス工学, 人工成形法, 第 10.1 章, P151-152, 共立出版株式会社 (1958)
- 20) 昭栄ガラス(株) 提供資料 (2010)
- 21) 岸井貫：管球用ガラスの電気抵抗, P400, 東芝レビュー, 14(4) (1959.04)
- 22) 斉藤昇：雲母のガス放出について, P258-259, 東芝レビュー, 8(4) (1953.04)
- 23) 滋賀, 関：X 線管冷却に関する実験, P284, 東芝レビュー, 6(5) (1951.1)

# 6 | 回転陽極 X 線管の開発

固定陽極 X 線管は、文字どおり陽極が固定していて動かないので、電子はターゲットの定められた部分である焦点のみを衝撃する。そのとき、衝撃面の面積が大きいとそれだけ多くの電子を受け入れ負荷を増大させることができるが、反面、焦点が大きくなり焦点の半影（図 5.16 参照）が大きくなり画質が悪くなる。回転陽極 X 線管は、ターゲットを大きな円板とし焦点を円板周辺に結ばせ、ターゲットを高速度で回転することによって、電子衝撃面を絶えず移動して実質的に焦点の衝撃面積を増大し、小さな焦点で大きな負荷を得るものである。このように、電子の衝撃を受けるターゲットを動かして、焦点で発生する熱を拡散させて定格を上昇する試みはガス X 線管の時代から多く試みられたが、大きなタングステン円板の製造、真空中で動作し、かつ高温にも耐える軸受け、また、油脂を用いない乾式潤滑など難しい問題があり成功しなかった。しかし、管外から回転磁界を加えて回転する方法が少しずつ発展してきた。以下その変遷を記述する。

## 6.1 日本特許

回転陽極 X 線管については、X 線発見の翌年の 1896 年に R.W.Wood<sup>1) 2)</sup>、1899 年 Rollins<sup>2)</sup> などは、当時、X 線発生のターゲットとしての硝子壁の電子衝撃面を移動させるため管球全体を回転させる構想をもった。1915 年には、W.D.Coolidge<sup>2)</sup> も電子線を磁力で偏向させ X 線管自体を回転させ陽極面への電子衝突の部位を変更させる考案をしたが、実現には至らなかった。世界で初めて実用化したのは、Müller の Rotalix で 1929 年のことである。日本では、1924 年藤木卯吉がガス管球での回転陽極 X 線管の特許<sup>2)</sup>を得ていた。

その内容を図 6.1 に示す。イオン管である。回転対陰極は 2 本の軸受けで保持され、気密封止して導出された回転子を外部へ引き出し、回転子をコイルで巻いた固定子の磁力で回転させる機構で、回転対陰極を回転させながら陽イオンを陰極に衝突させ、電子を発生させ、その電子を高電圧で加速させ回転中の対陰極に衝突させ X 線を発生させる。固定子は陽極と同電位にするため絶縁トランスを必要とする。また、回転部分を真空気密に保つなど難しい技術が必要なため、実現にはいたらなかったが、海外特許の国内成立を阻止する資料として貢献している。

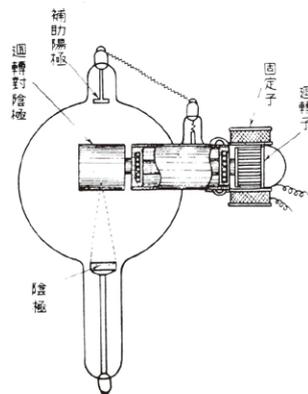


図 6.1 藤木卯吉の特許（1924 年）

## 6.2 海外情報

海外品としては、島津は Müller と、日立は Siemens、東芝は GE との関係があったので、Müller の Rotalix（ロータリックス）<sup>3) 4) 5) 7)</sup> 1929 年、Siemens の Pantix<sup>2) 6)</sup>（パンティックス）1932 年、GE の T1-2 型<sup>2) 7)</sup> 1938 年を記述する。

### (1) Müller（蘭）“Rotalix”1929 年

図 6.2 に概略図を示す。A.Bouwers（蘭）の考案によるものである。傾斜した陽極の銅棒に埋め込まれたタングステン円盤（W）のほぼ中央の、対抗した位置にフィラメントがある。銅陽極に取り付けられた回転軸を、保持部に固持された軸受け（ベアリング）に挿入し陽極が回転体として機能する構造とした。回転体の周囲には、磁性体鉄心とコイルからなる固定子（Stator）があって回転磁界を作り誘導電動機を形作っている。回転数は、1,500rpm、焦点軌道 40mm、焦点大きさ 2.2mm、短時間単発入力は、55kVp、400mA、0.2sec である。空冷 10kW タイプは、5mm 焦点ではあるが、55kVp で 300mA、0.2sec（図 5.19 参照）であるから、約 30% 増しの驚くべき定格であった。しかし、この X 線管は、空冷である。放射熱での冷却は、陽極母体が銅であるため固定陽極と同様、使用温度を高く出来ないため、陽極の熱容量を大きく出来ない、また、軸受けが電子衝撃部の近傍にあるため、高熱にさらされる。そのため、透視負荷は 1 時間に 10 分程度しか加えられず、撮影頻度の少ない場合はよいが、撮影頻度が多い場合陽極の許容温度を越え不良となる場合が多かった。また、価格も高価

であり普及しなかった。図 6.3 に外観図を示すが、X線放射口の近くに膨らみを有している。ここに固定子 (Stator) を収納する。固定子と回転体とは絶縁材で絶縁されているが、空隙は空気であるので、耐電圧を高く出来ない。

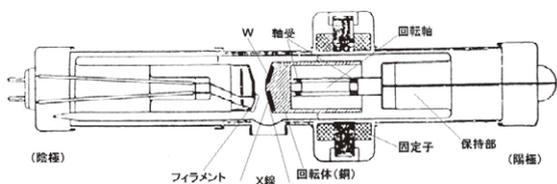


図 6.2 Müller "Rotalix" の概略図

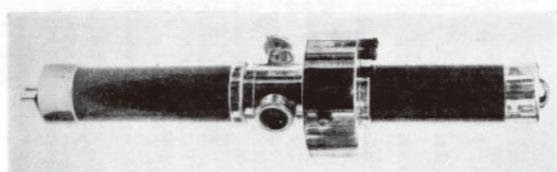


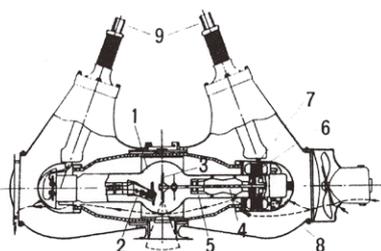
図 6.3 Müller "Rotalix" の外観

### (2) Siemens (独) "Pantex" 1932 年

図 6.4 に外観を、図 6.5 には、容器入りの概略図を示す。傘型 W 板ターゲットを使用することによって、高い温度での輻射が出来ることが最大の利点である (図 6.4)。ターゲットは、輻射での冷却であるので、熱が軸受けに伝わりにくいように連結する回転軸棒 4 は細くし、また、ターゲットと軸受けの間に熱輻



図 6.4 Pantex の外観 (Siemens)



- |        |         |
|--------|---------|
| 1.X線管  | 6.回転子   |
| 2.陰極   | 7.固定子   |
| 3.回転陽極 | (回転磁界用) |
| 4.回転軸棒 | 8.管球容器  |
| 5.球軸受  | 9.高電圧用  |
|        | ケーブル    |

図 6.5 Pantex の容器入り概略図 (Siemens)

射を反射する円板を取り付けた。容器内には防電撃の高電圧ケーブルが収納され、空冷のため陽極側にファンがある (図 6.5)。特筆すべきは、タングステンの傘型ターゲットを用い、連結する回転軸を細くした構造が、回転陽極 X 線管の基礎を築いたことである。

### (3) GE (米) "RT1-2" (1938 年)

米国は、Müller より実用化は数年遅れたが、軸受け (Bearing) には、金、または、銀などをボールに蒸着することにより真空中でも良好な潤滑剤になることを見出した。当初は、Müller "Rotalix" タイプのように、回転体の銅棒に W を埋め込む方法を試みたが、熱容量不足によりターゲットが損傷した。そこで、Siemens と同様に傘型ターゲットで細い連結回転軸 (モリブデン棒) を使用し、熱を伝導で冷却するのではなく、輻射で冷却する方法にした。図 6.6 に概略図を示す。油浸型であるため、管容器を小型化出来るとともに固定子 (stator) と回転子 (rotor) 間に油が入ることにより、耐電圧が向上し、固定子と回転子の間隙が狭く出来、起動時間の短縮、および、固定子への入力を減じた。また、図 6.7 には、その外観を示すが、回転体 (ローター) の銅材の表面に処理 (黒色のクロムメッキと考えられる) をし、ローターからの熱放散を助長している。図 6.6 から、軸受けは外輪方式での使用であることが分かる。

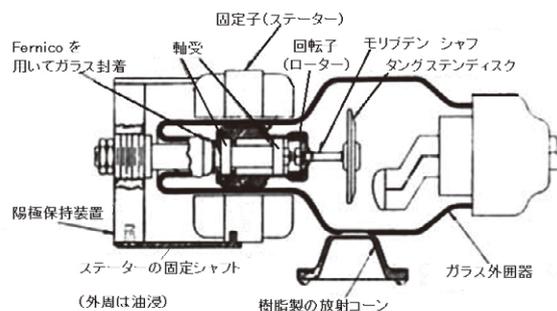


図 6.6 GE 回転陽極 X 線管主要部の概略図

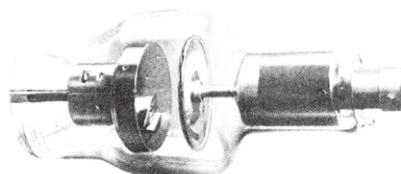


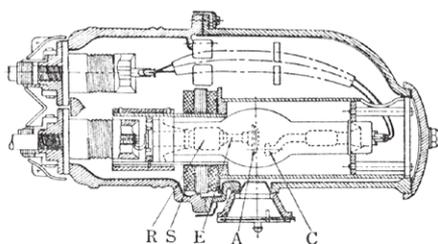
図 6.7 GE 回転陽極 X 線管の外観

## 6.3 実用化に向けて

Müller “Rotalix” の銅 + W 釧の陽極回転体（熱伝導タイプ）から Siemens “Pantex” の W ターゲット円板（熱輻射タイプ）へ、さらに、GE “RT1-2” で、油浸にすることによって回転陽極 X 線管の基本構成が 1938 年に完成を見た。しかし、真空中で用いる軸受けの潤滑問題は、21 世紀に入っても研究を続けなければならない困難な課題であった。1938 年日本においても、東芝が回転陽極 X 線管を試作した。図 6.8 に管球 SP-RA<sup>2) 7) 8)</sup> の外観を、図 6.9 に管容器に封入した X 線管装置としての概略図を示す。



図 6.8 国産初空冷式回転陽極 X 線管  
東芝 SP-RA



A:陽極 B:陰極 C:フィラメント E:回転陽極  
R:回転子 S:界磁コイル

図 6.9 東芝 X 線管装置の概略図

陰陽極の高電圧の挿入口が同方向である。X 線管は空気絶縁であるが、熱が上がり過ぎた場合、油浸密閉の構造なので、絶縁油によって循環冷却されるようになっていた。この試作品は、陽極回転数 1,200rpm 焦点は、3mm と 1.8mm の 2 機種あり、短時間の最大単発負荷定格は、固定陽極の 6.5 倍あり、X 線管は金属製の容器に封入密閉されている。この試作品は、軸受けの潤滑の研究が不足していたため、回転不良となり実用に至らなかった。1944 年、高温に耐える軸受けが開発され、空冷式マツダ（東芝）SDN-R-60（図

6.10）が発表されたが、太平洋戦争末期のため製品化は不可能であった。しかし、この試作管は空襲による工場焼失の寸前に臨床試験のために持ち出され、その後数年間実験に使用された。物資もない不自由な戦争末期に回転陽極 X 線管を製造したということは驚くべきことである。



図 6.10 空冷式回転陽極 X 線管  
東芝 SDN-R-60

回転陽極 X 線管の開発は、クーリッジ管の開発と並ぶ X 線管の革命であり、小焦点大容量化の達成、半影ボケと運動ボケの少ない X 線撮影への絶対条件である。実用的な回転陽極 X 線管を開発したのは、1949 年東芝の油浸式回転陽極 X 線管 ROTENODE XDO-R-60 (65,000HU)<sup>8)</sup> である。鳥津は文部省科学試験研究費の交付を受け、1951 年に試作品を、1954 年に CIRCLEX-1/2U10 (80,000HU) を発売<sup>9)</sup> した。日立は、1955 年 HITANODE DOR-502 (65,000HU) を開発した。三社とも油浸形で、新しい機種ということで、「ローターノード」、「サークレックス」、「ヒッターノード」と呼称した。なお、日本電気株式会社、神戸工業株式会社も回転陽極 X 線管を開発し市場へ参入したが、X 線装置の開発、製造と一体でないということで 1955 年頃 X 線管の製造から撤退した。ここでは、三社の初期開発品の構造、性能について記述する。

### 6.3.1 X 線管の構造<sup>13)</sup>

回転陽極 X 線管は、回転磁界を加え回転させるが、X 線管の瞬時入力、ターゲット上の最高焦点温度で制限される。また、電子衝撃面の温度上昇した面は、常にある程度冷却された面と置き換わり、発生した熱はターゲット円板全面に分布する。負荷時間が長くなると、入力は焦点面の温度ではなく陽極全体で制限される。そのため、陽極熱を熱伝導で外部へ排出する固定陽極 X 線管に比し、回転機構を有する回転陽極 X 線管は、輻射での冷却であるため効率は悪い。開発品の構造の概略図を、東芝は図 6.11<sup>10)</sup> に、鳥津は図 6.12<sup>11)</sup> に、日立は図 6.13<sup>13)</sup> に示す。軸受けの使用法は、東芝は外輪、鳥津、日立は内輪方式である。回転陽極 X 線管の主な構造が、海外品に類似しているのは、残念ながらやむを得ないところである。図 6.12

で、回転子（ロータ）と回転磁界を与える固定子（ステータ）との隙間Dには、絶縁物、絶縁油、ガラス、真空の層があるため、1mm以下の通常のモータとは異なり10mm程度ある。空隙が広いので起動時に大きな電力を必要とするが、油浸であるため空気絶縁に比し耐電圧は向上した。

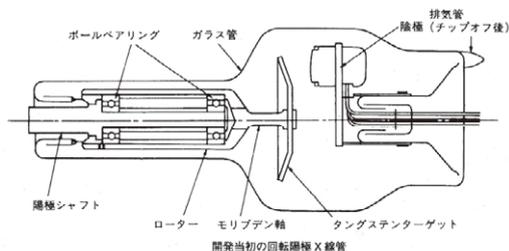


図 6.11 東芝回転陽極 X 線管の概略図 XDO-R-70 (初期開発品)

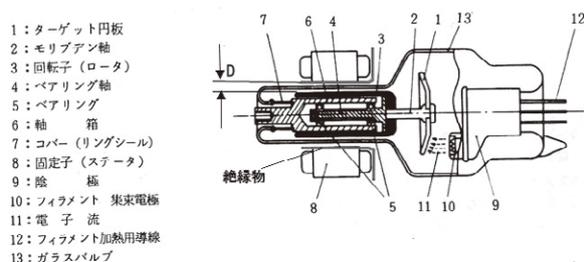


図 6.12 島津 回転陽極 X 線管の概略図 CICREX1/2U10 (初期開発品)

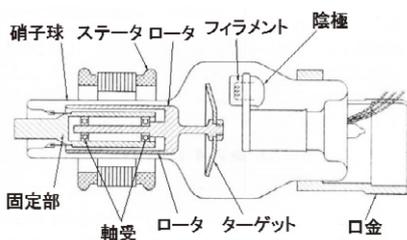


図 6.13 日立 回転陽極 X 線管概略図 DOR-502 (初期開発品)

### 6.3.2 陽極

ターゲット円板は、傘形（角度18°）のタングステン鍛造品である。図6.14に負荷テストをしたDOR-502のターゲット円板の外観を示す<sup>13)</sup>。焦点軌道面が電子衝撃によって荒れている。

3社ともターゲットの大きさは、直径 $\varnothing 70\text{mm}$  × 3.5mm程度であるから、重量は、約250g（Wの比重19.3）となる。三社の公表最大陽極熱容量は、65,000～80,000H.U（11,050～13,600cal）であり、最大蓄積

### 軌道荒れ

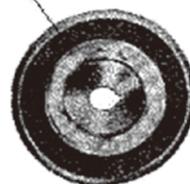


図 6.14 タングステン円板 (DOR-502)

熱容量のときのターゲット全体の温度は、1,100～1300℃と推定する。このようにタングステン円板は高い温度で使用されるので、タングステン円板を固定するモリブデン軸は、ロータへ熱が伝わりにくいようにモリブデン軸を中空にし、断面積を減じるなど対策している。ターゲット板（図6.14）は中央に孔があり孔の一部には回り止めの切欠きがあり、モリブデン軸と嵌合しモリブデンナットで締結している。モリブデン（融点2625℃）軸とロータ材の銅（1083℃）との接合は、温度差があるので、第4章で説明したような真空铸造法での製造となる。しかし、この構造はモリブデン軸に伝わる高い熱によって銅材ロータの溶融による偏心の可能性もあるため、図6.15に示すようにロータ（銅材）とモリブデン軸の間に銅より熔融温度の高い鉄系の材料を用い、モリブデン側、ロータ側とも高い温度のロウ材を選び、偏心、変形のない回転体に各社とも改善した。図6.14は、使用済のタングステンターゲットの円板の焦点軌道面の状態で、これは、ヒッターノード<sup>13)</sup>の2mm焦点で50Hz、全波整流回路、60kVp、500mA、0.1secの負荷を30秒に1回の割合で30,000回繰り返し寿命試験を行ったものである。この程度は、まだ使用可能である。実際にヒッターノードを使用する場合、この条件より軽い負荷の場合が多いので、焦点面の荒れ具合はもっと少ないと考えられる。

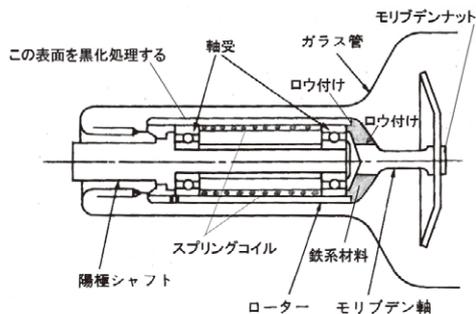


図 6.15 機械的強度を増したロータ (例)

### 6.3.3 軸受<sup>10) 12) 13)</sup>

軸受けは、図 6.16 に示すようにリテーナ付き（保持器とも呼称）<sup>14)</sup>の一般的に用いられているタイプである。しかし、回転陽極 X 線管では、電子衝撃によってターゲット円板を高温（約 1,000℃ 以上）に加熱する。



図 6.16 リテーナ付き軸受

そして、熱せられたターゲット円板の熱は、モリブデン軸を介し熱伝導でロータを 600~700℃ にする。このとき、ロータの内側に設けられた軸受けもかなりの高温になる。したがって、リテーナ付きは、数 μm ~ 数 10 μm の隙間の軸受けであるので、熱膨張により回転が止まり、再度陽極を冷やしても回転の回復はない。そこで熱膨張による回転停止の対策として、リテーナを取り外した総ボールの軸受け（図 6.17）<sup>15)</sup>を採用した。

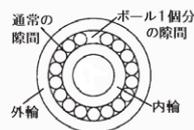


図 6.17 総ボール軸受

総ボール軸受けの場合通常ボール半個分程度の隙間があるが、回転陽極 X 線管の場合熱膨張対策としてさらにボール 1 個分の隙間を開けている。軸受け材料も耐熱性に優れた高速度鋼を採用した。高速度鋼 (high-speed steel) とは「ハイス」と呼ばれ、高温下での耐軟化性の低さを補い、より高速での金属材料の切削を可能にする工具の材料とすべく開発された鋼である。高速度鋼は、高温下での硬さや耐軟化性を高めるべく、鋼にクロム、タングステン、モリブデン、バナジウムといった金属成分を添加したものであり、高温での使用に適した材料といえる。

軸受けは、可動部品間の接触面積減らすためにボールで分離するもので、ラジアル荷重およびアキシャル荷重を支持し、2つの起動輪（内輪、外輪）でボールを囲み、ボールを通して荷重を伝達する。使用法は、起動輪の一方である外輪、内輪のどちらかを固定して用い、一方の起動輪が回転するとそれによってボ

ールが自転することで2つの表面が接して回転する。X 線管は、ラジアル荷重およびアキシャル荷重の両方で用いるが、軸受けの内外輪とボールの隙間が熱膨張により広がると回転音が高くなるとともに、ボールおよび内外輪の転動面の摩耗が進む。そこで、内外輪とボールの隙間は、材料が膨張しても常に一定に保たれる工夫がされている。

また、真空中で用いられ、高温に曝される軸受けは一般に使用される油脂系の潤滑剤を用いることは出来ない。非油脂系の潤滑剤で高温における蒸気圧が低く、柔らかく、融解点の低い材料が望ましい。潤滑剤には、蒸着およびイオンまたはメッキ（湿式、乾式、真空）などで、銅、金、銀などをコーティングする方法と、鉛の粉、二硫化モリブデンなどを塗布する方法などがある。潤滑剤は、ボールのみに、また、軸受けの内輪または外輪のみ、ボールと外輪の両方などいろいろ組合せがある。真空中の回転性能は微妙である。潤滑膜により回転音は大きく異なり、銅、銀、金などは潤滑剤として、相対的に回転音は高く、鉛など柔軟性のあるものは低い。現在でも結論が出ていないが、鉛の粉末を塗布する方法に落ち着いている。ただし、軸受けの転動面の凹凸は、ミクロン以下の精度が必要であるので、出荷までは慣らし回転は必要であると考えられる。

なお、軸受けへの熱伝導を減じるのに接触部分であるロータに黒色の黒化処理（東芝は、受信管の陽極黒化法であるスーティング法を採用）をして熱放散をよくし温度を下げた（図 6.15）。回転寿命のテストとして DOR-502（日立）は、陽極が赤熱する負荷を与え 20,000 回の撮影回数を加え、異常のないことを確認した。

また、XDO-R-70（東芝）は、図 6.18 に示すように陽極を連続回転させて、その惰性回転時間（ステータの電源を切ってから陽極が静止するまでの時間）の変化を記録したものであるが、1,000 時間を経過しても大きな変化は見られなかった。図 6.18 において中止と書いてあるのは、実験を打ち切ったということ

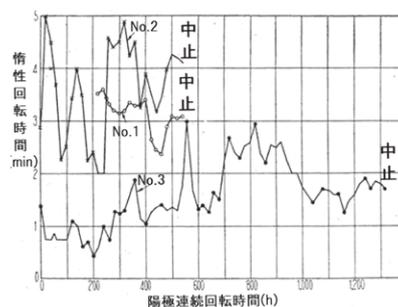


図 6.18 ボールベアリング寿命試験  
東芝 (2,700RPM)

で、ボールベアリングはなお健在であったということである。なお、軸受け寿命を延ばすために、ステータ電源を切ってから無駄な惰性回転を少しでも意図的に減らすために、島津は2個の軸受けの外輪内側にスプリングコイルを挿入し、アキシャル荷重の変動を抑えるとともに惰性回転を制動する方法を採用していた(図 6.15)。回転陽極 X 線管の寿命としては回転寿命、ターゲットの荒れによる X 線出力の減少などが上げられるが、上述の寿命テストは当時の使用状況から見て妥当な結果であったと考えられる。しかし、寿命、保証の問題は一義的には論ずることは難しく個別対応であったものと推定する。図 6.19 に当時のヒッターノードの管内排気職場 (1962 年)<sup>12)</sup> を示す。

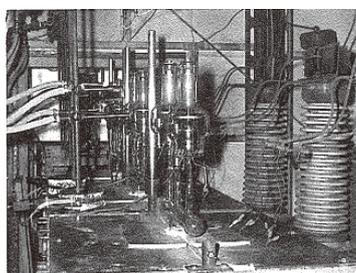


図 6.19 ヒッターノードの管内排気職場

### 6.3.4 性能<sup>13) 16)</sup>

#### (1) フィラメント特性 (2mm 焦点)

DOR-502 (日立) は、4.5A-8.4V、XDO-R-70 (東芝)、CIRCLEX1/2U10 (島津) は、4.5A -10V と大きな差はないが、僅かではあるが線径が東芝&島津より少し細いと考えられる。フィラメントは純タングステン線で出来ているので、真空中で加熱すると表面から蒸発してやせ細り溶断する。ヒッターノードの DOR-502 のフィラメント寿命の概略値は、4.5A で 600 時間と示しているが、Langmuir<sup>17)</sup> の理論式から求めた直線の場合の値に近似している。したがって、X 線管のフィラメントはコイル状になっており、実際はコイル間が密であるので輻射熱でさらに温度が上がるため表示より短くなる。また、真空度も影響を受けるので、目安値と考えたい。

#### (2) エミッション特性 (2mm 焦点: 単相全波整流、60Hz)

管電圧をパラメータにして、フィラメント電流 (A) と管電流 (mA) の関係を表したものをエミッション特性という。XDO-R-70 を図 6.20 に示す。DOR-502 は 60kVp、4.5A で 240mA の管電流が得られるが、XDO-R-70 は、150mA と少ない。DOR-502 は、フィ

ラメント線径の少し細いものを使用しているが寿命的には問題ない。なお、図 6.20、図 6.21 で低管電圧のときの管電流 (mA) がフィラメント電流を増やしても増えないのは空間電荷の影響によるものである。

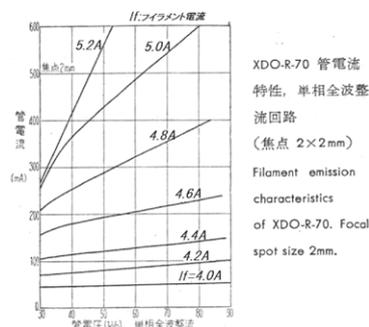


図 6.20 XDO-R-70

2mm 焦点エミッション特性

#### (3) 最大単発負荷定格 (2mm 焦点: 単相全波整流、60Hz)

図 6.21 に CIRCLEX1/2U10、図 6.22 に DOR-502、図 6.23 に XDO-R-70 の 2mm 焦点、60Hz での最大単

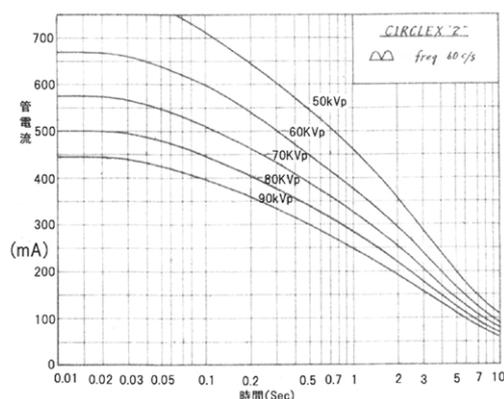


図 6.21 CIRCLEX1/2U10<sup>19)</sup>

最大単発負荷定格 2mm 焦点 60Hz

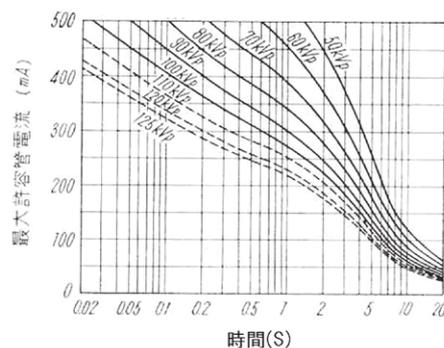


図 6.22 DOR-502

最大単発負荷定格 2mm 焦点 60Hz

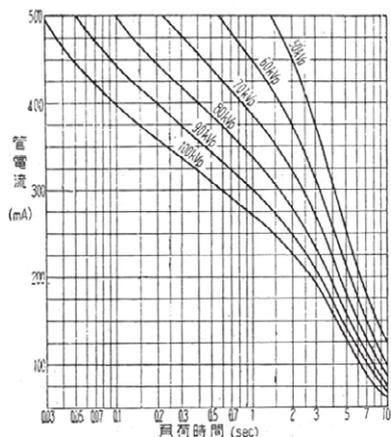


図 6.23 XDO-R-70

最大単発負荷定格 2mm 焦点 60Hz

発負荷定格を示す。1945年に、東芝が、XDO-R-60を完成したときは、2mmの単焦点である。実効焦点は、幅、長さとも同じ大きさであり、最大単発負荷定格も、60kVpで450mA、0.1secであった。1953年に開発したXDO-R-70は、1mmと2mmの2重焦点である。2つの焦点を得るために集束電極を中央で傾斜を付け2つのフィラメントを収納したため、アノードとカソード間の距離が単焦点の場合に比し長くなる。また、フィラメント特性は初期開発品XDO-R-60と全く同じであるので、距離の長い分だけ、エミッション特性は悪い。これは、使用定格内のフィラメント電流なのでフィラメント寿命としては問題ない。なお、長さ方向焦点を解像力的に幅方向と同じにしたので、実焦点長さは、幅方向の1.4倍と電子衝撃面積が増え、定格も60kVp、660mA、0.1secと増大した。DOR-502(1955年開発)は、60kVp、660mA、0.1sec、CIRCLEX1/2U10は、60kVp、600mA、0.1secである。ターゲットを回転することにより、固定陽極X線管に対し0.1sec負荷で2倍、焦点は5mmから2mmへ大きく改善した。

(4) 駆動装置

回転陽極X線管のロータを駆動する機構は単相誘導電動機の分相形である。回転数は同期速度n、周波数f、極数pとすれば、 $n=120f/p^{18}$ で表される。回転陽極X線管は、p=2であるので、同期速度は、50Hzの場合、3,000RPM、60Hzは、3,600RPMとなるが、固定子と回転体の空隙が、通常モーターの常識よりはるかに大きいので、50Hzでは、2,500~2,700RPM、60Hzでは、3,000~3,200RPMに設定されている。XDO-R-70の駆動装置は、分相コンデンサー24F、起動時、定速回転に到達するまでの時間は1.0sec、入力

は、100V、200W、以後40V、80Wでの運転となる。駆動装置は、陽極回転の起動、X線放射を行うもので通常の制御器と組み合わせて用いる。手持操作器の押しボタンにより陽極を起動し、定速に達すると赤ランプが点灯しX線放射準備を示し、別のボタンで高電圧を印加する。また、撮影が終われば制動をかけ無駄な回転、および、不要なフィラメント点火を避けるようにしている。なお、回転陽極X線管として、国内では初めての防電撃、防X線、油浸冷却の管容器に収納したX線装置としてXDO-R-70を図6.24に、図6.25にDOR-502の外観を示す。

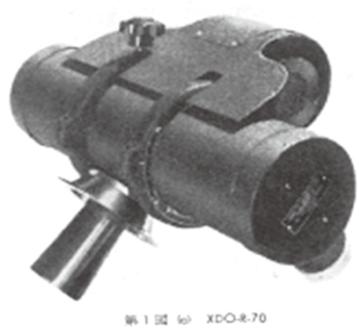


図 6.24 東芝 XDO-R-70 の外観

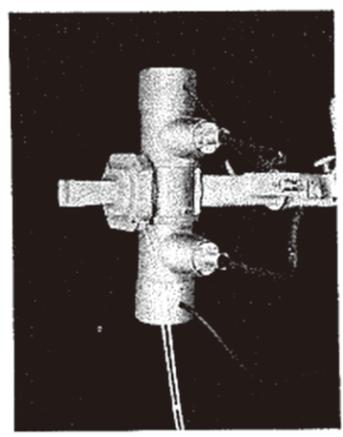


図 6.25 日立 UOR-2 (X線管 DOR-2 を収納) 外観図

回転陽極X線管は、小焦点、高出力X線管として、また、固定陽極X線管は移動形として変遷していくので以下撮影術式ごとの項目として記述していく。

引用・参考文献

- 1) 江藤秀雄：“レントゲン管”発達の歴史，日本レントゲン学会，17, 2, P54~77 (1939)
- 2) 野崎秀英：診断用X線装置の変遷，P153-156，鳳鳴堂書店 (1983,6)
- 3) A.Bouwers:New metal x-ray tubes.Brit.

- j.Radiology.P23-139 (1927)
- 4) A.Bouwers:Verhandl.dDeutsch Rontgengesellsch, 76, P102 (1929)
  - 5) 福田雋一:回転対陰極管球, 島津レントゲン時報, 26, 5, P16-18 (1930)
  - 6) 日本放射線機器工業会: レントゲン装置の歴史 - 発祥と育み -, P164, 日出島 (1955.11)
  - 7) 山田勝彦: 日本放射線技術史, P84-87, 日本放射線技術学会 (1989.6)
  - 8) 東芝: 90年にわたり医療・工業用 X 線装置のキー・デバイスを提供する東芝電子管デバイスの年表, 東芝 (2005)
  - 9) 島津製作所: 島津製作所史, P381, 島津製作所 (1975.11)
  - 10) 吉田元重: 日本の放射線機器戦後発展史, P84-85, 社団法人日本画像医療システム工業会 (2009.11)
  - 11) 神戸邦治: X 線管の最近の動向, P33, 日本医学放射線学会物理部会 (1984.9)
  - 12) 日立: 日立メディコ 15 年の歩み, 医療の発展と福祉の向上をめざして, p133, 日立 (1988.12)
  - 13) 高野, 宇多村: 日立回転陽極 X 線管ヒッターノードについて, P58-66, 日立評論 41(12) (1959.12)
  - 14) NTN(株) Web([www.ntn.co.jp/ntnstory/teach/index.html?no=3](http://www.ntn.co.jp/ntnstory/teach/index.html?no=3)), 2016.11.10 閲覧
  - 15) THK(株) Web ([www.adrinternational.co/PDF\\_catalogue/-/shs\\_\(j\)\\_P](http://www.adrinternational.co/PDF_catalogue/-/shs_(j)_P)), 2016.11.10 閲覧
  - 16) 滋賀, 吉田: マツダ回転陽極 X 線管について, P956-963, 東芝レビュー9(10) (1954.10)
  - 17) H.A.Jones and I.Langmuir,; G.E.Review. 30, P301-354, 408 (1927)
  - 18) 山内二郎: 交流電動機の世界速度制御, P65, 電気応用 (1955.2)
  - 19) Roentgen Hand Book:P95-98 島津製作所 (1956.1)

# 7 | 胸部撮影

## 7.1 間接撮影法の採用

英米独伊の物理学者によって増感紙が考案され、ドイツのマックス・レヴィは両面乳剤のフィルムを使った。トーマスエジソンはタングステン酸カルシウムの蛍光板を作った。目に見えないX線を目に見える影像にするための工夫、すなわち、増感紙、両面乳剤のフィルム、蛍光板など、現在にあってもその改良を追っている技術の源泉がX線発見後一年で開発されたことは驚きである<sup>1)</sup>。X線発見の初期は、指、手、足など骨部、および、太腿などの撮影から始まり、以後は、図7.1の絵図(1906年)<sup>2)</sup>、また、図7.2の島津が近代化の始まりとして開発した汎用X線装置“ダイアナ号”(1918年)を用いた撮影風景<sup>1)</sup>が示すように、結核治療のための胸部診断撮影が主流であったと考える。

日本人の平均寿命が男性44.8歳、女性46.6歳(1935年)<sup>3)</sup>の時代に、結核対策は深刻な問題であった。御

園生圭輔の「結核対策と間接撮影」の口実記録(“キヤノンイメージ”1969年の発表)から1935年の結核による死亡率は200人/人口10万人と報告されている<sup>4)</sup>。当時の日本の人口は約7千万人であるから、14万人というのは、高い死亡率であった。1944年のストレプトマイシンの発見から死亡率は減少に転ずるが、X線撮影も大きく寄与した。当初は、病院施設で大きなサイズのフィルムに増感紙を用いて撮影していたが、多人数の撮影が迅速に出来ないうえ、手間と費用を要し、また、蛍光板観察での対応も考えられたが記録に残らないなど、国をあげて対処するには非効率であった。

1936年東北大学医学部放射線医学教室教授古賀良彦が、仙台で開催された第14回日本結核病学会総会で「X線撮影法及び間接撮影法に関する研究」として「間接撮影法」を発表した<sup>4)</sup>。フィルムを増感紙で挟み撮影する方法を直接撮影という。一方、古賀が提案した間接撮影は、蛍光板に映るX線像を普通の集光「レンズ」を使った写真機で撮影する方法である。

図7.3に直接撮影法を、図7.4に間接撮影法の概略図を示す。古賀は、35mmフィルムで発表した<sup>4)</sup>が、1940年、刊行誌“シブヤ時報”には、60×60mmフィルムでの実験結果が発表されている<sup>5)</sup>。蛍光板は、25%の含鉛ガラスを2種類選択して実験している。カメラは、F2.5、焦点距離75mm、撮影条件：単相全波整流、80-90kVp、100mA、0.5-1.0secである。撮影距離1mでの背面撮影線量を90kVpで試算すると1.0secのときで約2.6mSVとなる。鉛ガラスを用いることにより、直接撮影に比し約10倍の線量を必

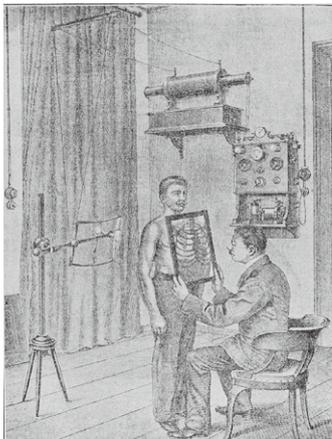


図 7.1 初期の撮影絵図 (1906年)

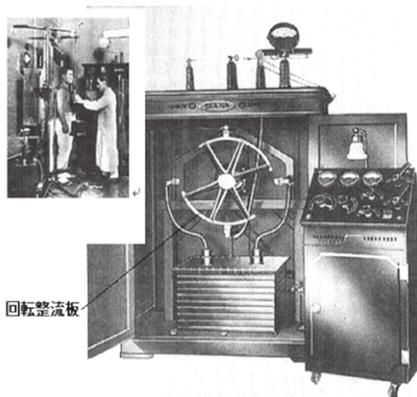


図 7.2 島津X線装置(ダイアナ号)とクーリッジ管を用いたの撮影風景(1918年)

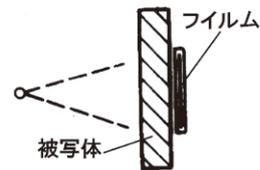


図 7.3 直接撮影法

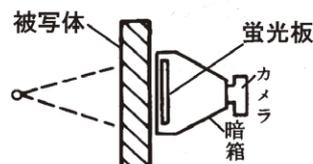


図 7.4 間接撮影法

要とする。撮影した胸部写真を参考のために図 7.5 に示す。当時としては、コントラストのよい撮影との記述がある。蛍光板、カメラは海外品、フィルムは、さくらレントゲンである。この時代に検診精度を上げるための工夫が始まっていた。その後、ミラーカメラなどの開発により 70mm、100mm フィルム用のスポットカメラの使用が可能となり診断能は向上した。

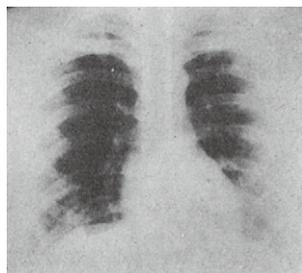


図 7.5 6 × 6cm フィルムでの間接撮影像

## 7.2 コンデンサー装置

間接撮影はサーベイ (survey) であり、間接撮影の所見で疑いがある場合は、直接撮影で精密検査という 2 重のチェック体制であった。1938 年、間接撮影法が発表された当時は、病院、施設での撮影であった。1938 年頃から自動車に X 線装置を積載し、移動で撮影出来るようになったが、本格的な発展は、戦後 (1945 年以降) である。

図 7.6 に島津の間接撮影装置 R-2 形を、図 7.7 にこの間接装置 R-2 形を搭載した X 線自動車 (1940 年) を示す。当時で 100 人 / 1 時間の撮影を行えた<sup>1)</sup>。図 7.8 に 1939 年頃の間接撮影の風景を示す<sup>2)</sup>。間接撮影負荷としては、蛍光板が感光系であり、それに鉛ガラスを介して撮影するので、必要負荷として、頭部、大腿など密度の高い一般撮影も対象となるので、単相全波整流で最大 100kVp、100mA が目安である。X 線管としては、ジャパニックス、クロニックス、プロテックスの 10kW が適している。10kW 形は、空冷 SDR-10 から空冷 SDR-10B と長さが短くなり、さらに油浸の SDO-10WAX と小さくなった。その変遷を図 7.9<sup>6)</sup> に示す。当初、管電圧を高くすると、肺野の淡い陰影が消えるのではと懸念されていたが、散乱線の除去法を改善をしたところ、血管陰影も追及出来るということで間接撮影も管電圧を高くする要求もあったが、X 線管の頻度と寿命などの関係から、管電圧は 90~110kVp の範囲で使用されていた。

なお、間接撮影を拡大するためには、全国津々浦々

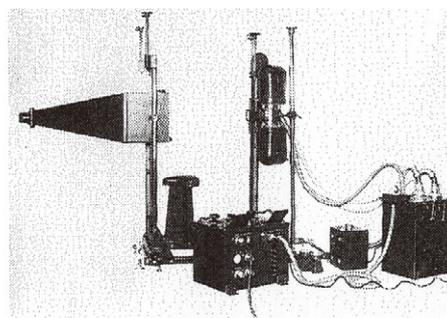


図 7.6 車載用コンデンサー装置  
島津 R-2 形 (1940 年)

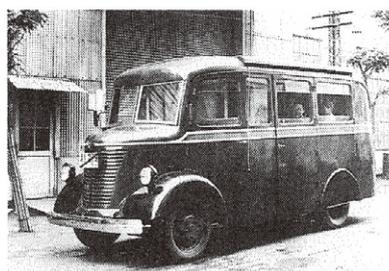


図 7.7 レントゲン自動車 (1938 年)



図 7.8 胸部間接撮影の風景 (1939 年頃)

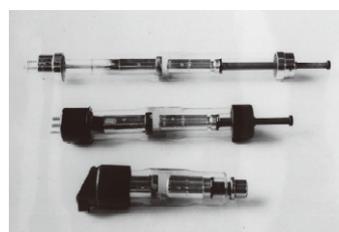


図 7.9 固定陽極 X 線管 10kW の変遷

上 SDR-10  
中 SDR-10B  
下 SDO-10WAX

まで出さなければならぬ。大容量電源を必要とする X 線装置は、戦後の電力事情の悪さから満足に動作しなかった。そこで、小容量の電源でも対応出来る発生装置としてコンデンサー X 線装置が採用された。コンデンサー式 X 線装置としては、すでに東

芝が1935年、高圧印加方式のKCD-10型（世界初<sup>3)</sup>）を完成させている。コンデンサー装置は、小容量の電源で良いX線写真が撮れることから車載用や電源事情の悪いところで重宝された。国内事情が生んだ技術であるといえよう。

### 7.2.1 印加方式<sup>7) 8)</sup>

コンデンサー回路には、おもに、フィラメント点火方式と、高圧印加方式がある。

#### (1) フィラメント点火方式

概略の回路を図7.10に示す。H.Tは高電圧トランス、F.TはX線管フィラメント用の変圧器、Cは撮影用コンデンサー、Rは保護抵抗、Sは開閉器である。H.Tからの電力の供給でコンデンサーが所定の管電圧に充電されたとき、開閉器Sを閉じると、予め調整されているエミッション(mA)が得られるようフィラメント電流が流れ、X線管に管電流が流れる。管電圧は放電により降下するが、管電流は投入時に調整されたところまで上昇し以後減衰していく。X線管に加わる管電圧と管電流の変化を図7.11に示す。

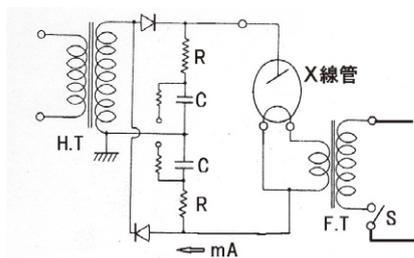


図7.10 フィラメント点火式  
コンデンサー装置回路図

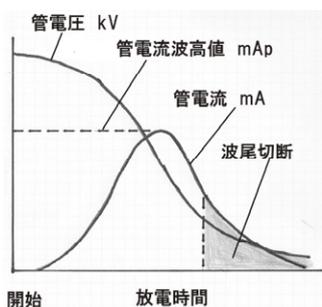


図7.11 フィラメント点火式放電のkVとmAの変化

#### (2) 高圧印加方式

概略の回路を図7.12に示す。予め所定のエミッション(mA)が得られるようフィラメント電流を調整しておき、管電圧の充電が完了すれば、Sを閉じX線管

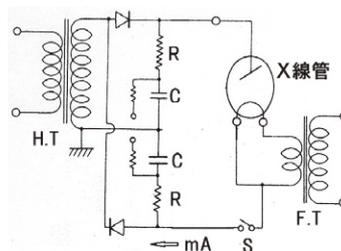


図7.12 高圧印加式  
コンデンサー装置回路図

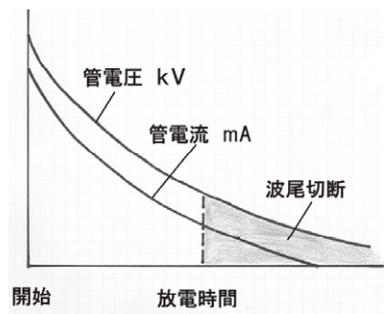


図7.13 高圧印加式放電のkVとmAの変化

に高電圧を加える。電荷は放電により減衰する。管電圧と管電流が降下していく変化を図7.13に示す。

#### (3) 波尾切断<sup>9)</sup>

上記、(1)、(2)の方式によるコンデンサー装置は、充電が終われば、その後の電源の状態にかかわらずコンデンサーに蓄積されたエネルギーによって写真効果が発揮できる。しかし、コンデンサー回路は、利用出来るエネルギーが $1/2CV^2$ とコンデンサー容量が固定されているので、被写体厚によるX線量の調整は管電圧に依存するためX線の質の調整は難しい。また、撮影はコンデンサーの放電にて行うので、図7.11、図7.13にみられるように、放電によって管電圧が減少して行くにしたがいX線の波長は次第に長くなって、被写体に吸収される分が多くなり、写真効果はほとんど無くなる。この場合、時間にして約0.1秒、以後の負荷は電圧にして40kV以下でフィルムの黒化にはほとんど寄与しない。この部分は、無用の負荷となってX線管を熱するだけである。また、胸部のように被写体厚が大きく変化している場合は、組織の軟らかい部分を軟X線が透過し、黒化度を増し鮮鋭度を低下させる。このように、電源事情が悪くても、コンデンサーに充電すれば管電圧が容易に得られる利点は大きい。蓄積された電荷を放電現象で利用するため、管電圧と管電流が変化する。そのため、線質と線量を別個にコントロール出来ない。とくに、40kV以下の写

真効果のない X 線が、被験者に不要な被爆を与える。そこで、図 7.11、図 7.13 に示すように、塗りつぶし部分をカットする方法として、X 線管と並列にバイパス回路を設けコンデンサーの電荷を放電させる方法を採用した。ホトタイマーなどの検知装置で必要線量を認知すれば、残留電荷を抵抗に放電させる。尻部を切るということで、波尾切断と呼称した。図 7.14 に概略の波尾切断の回路図を示す。

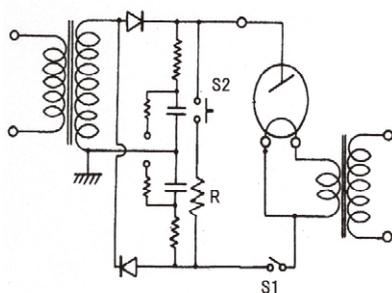


図 7.14 波尾切断用コンデンサー装置の回路図

図 7.14 において、開閉器 S1 を閉じ、X 線管に電荷を与えた後、ホトマルなどの検知で所定の露出が得られれば、開閉器 S2 が閉じ残留電荷は並列回路でループになっている保護抵抗で消費する。波尾切断した場合の線質 (X 線スペクトル) については、スペクトルを図 7.15<sup>10) 11)</sup> に示した。

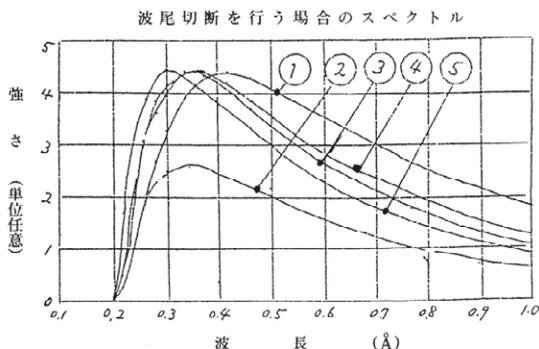


図 7.15 波尾切断を行う場合のスペクトル

図 7.15 において、①初期充電電圧 60kV で全放電した場合、②初期充電電圧 60kV で放電、50kV で波尾切断した場合、③スペクトルの比較を容易にするため②の最大値を①に等しくしたもの、④単相全波整流 60kV の場合、⑤定電圧 60kV の場合を示している。この図より、波尾切断することによって、X 線の全量 (スペクトルの包む面積) が減少するとともに短波長領域よりも長波長領域が余計に減少して波長の均等性がよくなっていることがわかる。スペクトルを短波長

側で使用し画質を良くするには、波尾切断電圧を、初期充電電圧に近づけてゆくことが重要である。フィラメント点火方式、高圧印加方式とも、コンデンサーの全電荷を、X 線管を通じて放電させるためフィルムの黒化に関係のない X 線は、波尾切断の機構で改善されたが、1 回の撮影ごとに電荷が全放電するので、次の撮影に充電のために、時間が必要というマイナス面は改善されなかった。また、フィラメント点火方式は、フィラメントに流す電流に加熱慣性があるので、短時間の撮影には無理がある。高圧印加方式は、高圧開閉器を空気中で使用する機構の難しさ、および、開閉時のノイズ、火花対策など性能面に不安があった。

### 7.2.2 三極 X 線管の開発

フィラメント点火方式、高圧印加方式は、撮影ごとに充電という操作があり効率が悪かった。コンデンサー装置で高圧を印加する方法には、回路に整流管を入れ、整流管にスイッチ操作をさせる方法と X 線管をスイッチにする方法がある。X 線管をスイッチにした場合は、おもに、長所としては、①整流管の陽極電圧降下に対応する損失はない。②グリッド電圧は負の範囲だけなので、2 次電子の影響はない。短所として①エミッションが制限を受ける。②電子の密度分布の偏りのため焦点の比負荷が小さくなる。一方、整流管の場合は長所として① X 線管の焦点比負荷に影響を与えない。②エミッションに制限を与えない。短所としては①陽極降下による損失がある。②冷陰極放射は X 線管と比較すると多くなる。③構造によっては、一般の整流管と同じく、電界の影響により、陽極電圧降下が変化する場合は、写真に安定性を欠くことがある。共通の特徴として、従来の一次側もしくは高圧閉路用の電磁スイッチによる方法と比較すると、極めて短い時間の露出が可能となり、早い繰り返し、また、他の回路との同期が楽になる。常にコンデンサーを利用出来る利点はあるが、大きな欠点として冷陰極放射の多いときはスイッチとしての作用が完全とはいえない問題がある。

国内でも整流管方式の試作は行われたが、手軽さから、X 線管スイッチのほうが便利であると考えられ、東芝は、X 線管スイッチ方式を選択した。カソードの集束電極に格子 (グリッド) を設け、絶縁したフィラメントととの間に、負の電位を与えて、管電流を遮断する構造の格子付き三極 X 線管を世界で初めて開発した。格子制御形固定陽極 X 線管 DS-503R を 1955 年に、格子制御形ロータノード DR-56、76、86 を 1957 年世界で初めて開発 (以下三極 X 線管とい

形名	焦点(mm)	整流方式	max.kV	陰極電圧(kV)	陰極電流(mA)	送電時間(S a c)	外形寸法(mm)		冷却	格子電圧(V)
							全長	最大径(管径)		
固定陽極X線管										
DS-503R	5×5	全波整流	100	80	4	連続	360	56	空冷	-2000
		(蓄放式) 1μF	80	60	300					
回転陽極X線管										
DR-56	2×2	全波整流	100	70	3	連続	374	104	油浸	-2000
		(蓄放式) 0.5μF	80	60	320					
DR-76	2×2	全波整流	100	60	4.70	0.1	450	152	油浸	-2000
		(蓄放式) 1μF	100	60	550	連続				
DR-86	2×2	全波整流	125	120	230	0.1	450	152	油浸	-2000
		(蓄放式) 1μF	125	120	250	連続				

図 7.16 東芝、格子付三極X線管の性能  
世界初 1955-1957 年

う)した。その性能表を図 7.16 に示す<sup>12) 13)</sup>。

図 7.9 に示す固定陽極管では、10kW 形をフィラメント点火、高圧印加などの方法でコンデンサー用として用いてきたが、三極管の登場により、各社、固定陽極では、単焦点では 5mm、二重焦点では 2/5mm を、回転陽極 X 線管では、間接用は 2mm 焦点を揃えた。なお、三極 X 線管になると、フィラメント点火、高圧印加としての使い方は異なり、X 線管には常時管電圧が印加されている。脈流波形と違い、矩形波は常に管電圧が波形の上限でかかっているので放電のチャンスが多い、そのため、X 線管の最大使用管電圧は、125kV が精いっぱいであったが、日立の UG-6HE-01NB<sup>14)</sup> は、陽極蓄積熱容量は 140,000HU、ターゲット直径 Ø90mm、単発最大入力 25kW ではあるが、最大使用管電圧が 150kV の性能のものを 1975 年に開発した。コンデンサー使用で、胸部の高電圧撮影が可能で 150kV 仕様のもは世界にこの X 線管しかなかった。日立は、極めて高い耐電圧技術を所有していた。図 7.17 にその外観を示す。



図 7.17 UG-6HE-01NB (日立) コンデンサー装置用  
1mm 焦点 150kV

## 7.2.3 三極 X 線管の特性

### (1) 遮断特性<sup>15)</sup>

三極 X 線管の格子に負の電圧を加えて管電流を遮断するわけであるが、格子電圧 (バイアス) は管電圧が高くなるほど必然的に高くなる。管電流を遮断するのに必要な格子電圧と管電圧の関係を遮断特性という。図 7.18 に一例を示す。実用的には、管電圧を変

えるごとに格子電圧を変えるのは不便であるので、X 線管の最高使用管電圧における遮断格子電圧を指定し、最高使用管電圧以下で用いる場合もこの指定された格子電圧を用いるのが普通である。

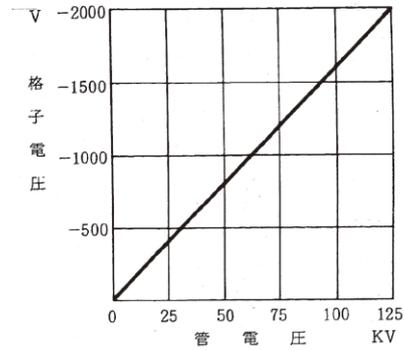


図 7.18 三極 X 線管の遮断特性

図 7.19 に格子付き三極管の陰極構造を示す。MO (モリブデン) アンカに固定されたフィラメントは磁器端子に固定され、磁器端子は集束電極に TiG またはスポット溶接で固着される。集束電極には一定の間隔をおいてグリッド用の MO (モリブデン) 線が張られている。フィラメントとグリッド線 (格子線) を設置した集束電極の間は磁器端子にて数千ボルトの絶縁が保たれている。その外観を図 7.20 に示す。

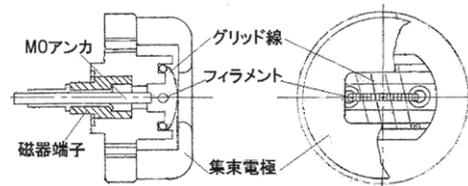


図 7.19 格子付三極 X 線管の断面

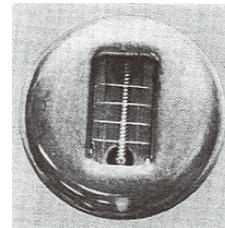


図 7.20 格子付三極 X 線管の外観

通常は、グリッド線を張った集束電極側をマイナス、フィラメント側をプラスにし、高電圧の絶縁をした高圧直流電源でグリッドへの入力をオン・オフするわけであるが、図 7.21 に示す回路は、前述の使用管電圧に応じて格子電圧を変えるのは不便であることを解消した回路であり鳥津の特許である。図 7.21<sup>7)</sup> にお

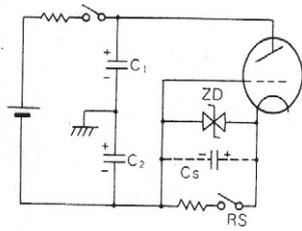


図 7.21 格子付き三極 X 線装置の回路

いて、X 線管にコンデンサーの充電電圧を印加したとき、高電圧ケーブルの浮遊電荷が蓄積し（図 7.21 の点線部分）使用管電圧での格子電圧で管電流をストップする。つぎに、リードスイッチ（RS）をオンにすると、高電圧ケーブルの浮遊電荷が放電するので格子電圧はオフとなり管電流が流れる。リードスイッチは、高電圧側にあるオン・オフの接点を機械的に切り替える構造であり、その制御は、外部からの磁力によって行われる。この磁力を発生させるコイルは、低圧側にあり、高電圧と絶縁されている。リードスイッチの応答速度は、回路、閉路ともに数  $100\mu\text{sec}$  なので、X 線の開閉制御には十分な性能を有している。また、X 線管にグロー放電が起こると、格子の制御機能が失われ、放電電流は陽極から格子に流れるため、格子回路とフィラメント回路間に高電圧が加わりこの間の絶縁破壊を起こす。この電圧は数万ボルトに達すると推定される。絶縁破壊は格子とフィラメントを絶縁している磁器端子、ケーブルヘッド、および、ケーブルの心線間など絶縁耐力の弱いところに現れる。絶縁破壊を起こすとフィラメントと格子間が短絡状態になるので、管電流を阻止出来ない。この対策として図 7.21 では、格子とフィラメントの間に過電圧防止素子（ZD）を設け、グリッドからフィラメントへ過電流をバイパスさせる。

### (2) 格子の許容負荷に与える影響<sup>15)</sup>

格子を有する X 線管では、フィラメントから放出された電子流は格子により粗密を生ずるため、焦点の電子分布にも粗密が出来る。密なる部分はそれだけ温度上昇が大きいので、X 線管負荷は密なる部分の温度によって制限を受ける。したがって定格は、制限を受け、格子のない場合の約 80% となる。

### (3) 暗流 X 線<sup>15) 16) 17) 18)</sup>

三極 X 線管で格子にバイアスをかけ管電流をストップさせても、陰極から電子を放出する場合がある。このような現象を冷陰極放出（cold cathode emission）あるいは高電界放出（high-field emission）という。X

線管は陰極の加熱によって熱電子を放出するが、高電界放出の場合は外部電界に起因する吸引力によってエネルギーを与えられる。高電界放出による電子流密度は電子放出体（emitter）の温度には無関係で材料の種類および電界の強さに関係し、 $J = \alpha E^2 \varepsilon^{B/E}$  で表される。J は高電界放出による電子密度、E は陰極表面における電界の強さ、 $\alpha$  は定数、B は主として陰極材料の仕事関数によって決められる定数である。ある時間、高電界を加えて冷陰極放出を行わせるとエージング効果により比較的安定になる。針端と平板間、あるいは、円筒と同心の細線間の電界は、間隔が小さい場合、高電圧が加わると高い冷陰極放出となる。したがって、高電圧真空管の設計においては、電極間の距離、形状、および、電界放出の起こらない電位傾度を考慮せねばならない。三極 X 線管の場合、矩形波という厳しい波形の管電圧が長時間印加されたままの状態でスタンバイしている。そして、撮影の瞬間、陽極の回転起動とフィラメント点火の 0.8~1.0 秒間に、X 線管装置の放射口に取付けられた X 線防護シャッターが開き、X 線が放射される。この 0.8~1.0 秒間の間に冷陰極放電による電流（暗電流という）が流れていると被験者への被曝となる。

そこで、暗流 X 線の実態を検討するために、実験を行った。通常では、暗流 X 線は発生し難いので、暗流 X 線を発生し易くするために、電極の表面処理を施していない X 線管を十数本製作し、実際の使用状態に近い負荷、 $70\text{kV} \cdot 30\text{mAs}$  を 3 回 / 分割合で、総回数 5,000~30,000 回程度加えたときの、負荷回数と暗流 X 線量の実験結果を図 7.22 に示す。暗流 X 線量が  $1.5\text{mSv/h}$ （SV はシーベルト、h は時間）以上の場合には数千回の負荷を加えることによってゼロまでに減少した。また、 $1.5\text{mSv}$  以下の場合には約数百回で急速に減速し徐々にゼロに減じた。 $50\mu\text{Sv}$  以下の場合には  $1.5\text{mSv}$  以下の場合と同じような減少傾向であった。また、最初から暗流 X 線量がゼロの場合には、繰り返し負荷を加えても暗流 X 線量は発生することは

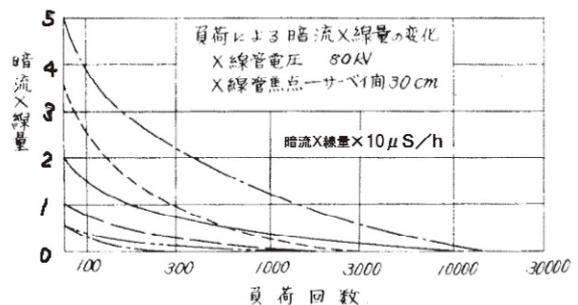


図 7.22 負荷回数と暗流 X 線量の関係図

なかった。つぎに、暗流 X 線がどの部分から発生しているのかピンホール写真にて撮影した。ピンホールとの位置関係から確認したところ冷陰極放射は、陰極側電極表面の突起が起因していた。図 7.23 に、暗流 X 線の発生源の写真を示す。



7.23 暗流発生源の写真  
ピンホール径 0.5mm  
80kV 不点火 (増感紙使用)

暗流 X 線は繰返し負荷によるエージング、または、電極表面の突起などの処理によって暗電流量を減ずることが出来ると考えられる。また、暗流 X 線は、次のような特徴がある。①普通 X 線と線質は同じであり、陰極より発生する電子による X 線である。②暗流 X 線の発生場所は、焦点とは関係なく陽極側面にも発生する。とくに、陽極に近い陰極表面の尖りが有力である。③暗流 X 線は真空度が  $10^{-2}$ Pa 以上では直接関係ないが、 $10^{-1}$ Pa 以下では不安定になる。④  $H_2$ 、 $O_2$ 、 $CO$ 、 $CO_2$  など、気体の種類によって暗電流は直接影響を受けない。

JIS Z 4704 (1975) では、X 線シャッターを取り付けた状態で X 線防護シャッターの表面から 5cm の位置で  $20\mu\text{SV/h}$  以下の漏れ線量であることと規定されている。上述の実験結果などの技術情報を取り入れ、暗電流減少のための改善がなされた。

#### 7.2.4 画質と定格を向上した三極 X 線管<sup>7)</sup>

格子制御式三極 X 線管装置は、陰極構成に大きな特徴を有している。従来の三極 X 線管は、フィラメント前面にモリブデン (Mo)、タングステン (W) などの格子線が張ってあり (図 7.20)、フィラメントから放射される電子流は、この格子に加わる負のバイアスによって制御される。このように、格子を用いて X 線制御する三極 X 線管は、格子の影響で電子流に粗密ができるため、焦点の温度が不均一になり、負荷容量が制限されるとともに放射特性が押さえられ、とくに、低管電圧では、大きな管電流は得られなかった。

格子付 X 線管の電子強度分布は、図 7.24 示すよう

に、幅方向は通常の二極 X 線管と同様、双峰性分布となるが、長さ方向は格子のしま目の影響を受け、画質上好ましくない多峰性の分布となっている。そのため焦点温度が不均一になり、定格が制限されていた (7.2.3(2))。一方、格子を無くして集束電極に負のバイアスを加え管電流制御するには、0.6~0.8mm 程度以下の小焦点のものでなければならないが、定格が低く実用的でなかった。そこで、格子無しで制御できる 0.6~0.8mm の小焦点を 2 個用い、2 個のフィラメントを同時に点火し、二つの双峰性焦点を相重ねることなく少しずつ形成させる構成とした (図 7.25)。

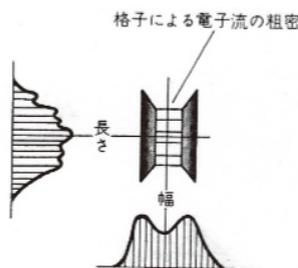


図 7.24 格子付き三極 X 線管の焦点の電子分布

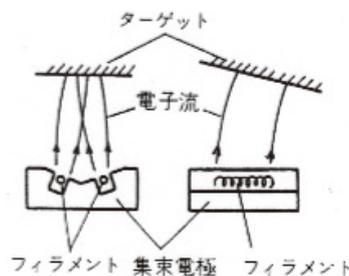


図 7.25 改善形三極 X 線管の電子集束

陰極構造の特徴として、集束電極溝に設けた二つのフィラメントから放射される電子流は、強電界によって曲げられるため、フィラメントは平行に並べず、ややすそ広がりにしてターゲット面で二つの焦点が平行になるような構造にした (図 7.26)。この結果、図 7.27 に示すように、第 1 のフィラメントによる焦点と、第 2 のフィラメントによる焦点は少しずれた形で重なる。このように、二つの双峰性焦点を少しずつして重

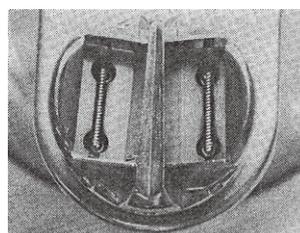


図 7.26 改善形三極 X 線管の陰極全面

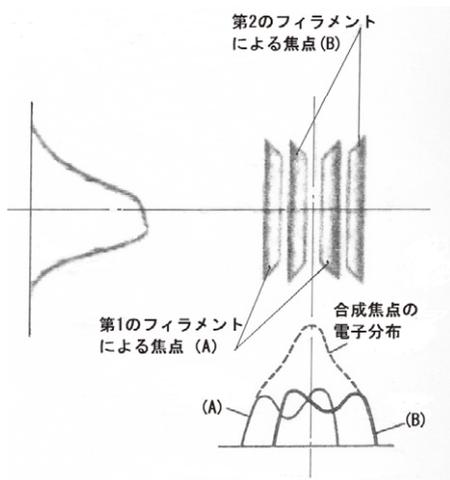


図 7.27 改善形三極管の焦点の電子分布

ねることによって、幅方向は、ほぼ単峰性の電子強度分布が得られ、一方、長さ方向も格子線がないため、単峰性の電子分布密度が得られるとともに、定格、エミッション特性が向上した。

また、図 7.28 に、1.2mm 焦点であるが、格子付きの場合（従来形）と格子無し（改善形）の場合の撮影定格の比較を示す。従来形は格子線（グリッド線）の影響で、エミッション、撮影定格とも制限されて低い。改善形は撮影定格、エミッションとも、格子線の影響がないので、大幅に向上している。

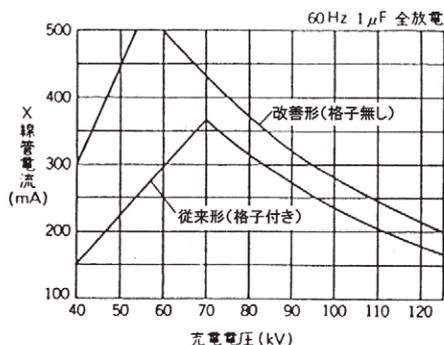


図 7.28 撮影定格とエミッション特性の比較  
(1.2mm 焦点, 3000RPM)

なお、改善形の低管電圧側の管電流が減少している（エミッション特性が低い）のは空間電荷の影響によるものである。画質と定格を向上させた三極 X 線管は、以下のような長所をもつ。(1) 格子線がないのでエミッション特性がよい。(2) 焦点に格子のしま目がないので定格が上昇する。(3) 電子分布がほぼ単峰性になるので、画質が良くなる。(4) フィラメントの消耗が少ないので寿命が長くなる。

この単峰性焦点の X 線管は島津の実用新案（登録

NO.1717001 号、1988 年）である。

## 7.2.5 エピソード

コンデンサー用三極 X 線管装置の漏れ線量は、ICRP（国際放射線防護委員会）の勧告を受け、焦点から 1m の距離において 1mSV/h 以下。また、暗流 X 線は、暗流 X 線防護シャッター（以下シャッターと呼ぶ）開放状態で、接触可能な表面から 5cm の位置で 20 $\mu$ SV/h 以下（7.2.3(3)）と JIS で規定した。

シャッターは、撮影の瞬間に開閉することは不可能なため、患者の撮影体位が準備できてからシャッターを解放するとともに、所定の管電流を得るためにフィラメントを加熱し X 線曝射（グリッドのバイアスをゼロボルト）する。そのとき、加熱の立ち上げを早くするためにフィラメントは常時低い電流を流し予備加熱をしている。勿論、X 線管には管電圧は常時加えられたままであり、予備加熱のときもグリッドにバイアスをかけ X 線の発生を阻止している。つまり、このシャッターを解放し、X 線曝射しない状態での暗流 X 線が、20 $\mu$ SV/h 以下であることが規格である。

ところが、1978 年西欧へ輸出するコンデンサー装置において、シャッターを開き、X 線が曝射されるまでの漏洩 X 線、および、暗流 X 線が患者に不要な被爆を与えている問題が IEC から指摘された。これは、フィラメント電流の立ち上げを早くするために予備加熱が、X 線発生限界ぎりぎりに調整されていたことも原因であった。そのため、撮影位置（焦点から 1m）での漏れ線量を上述の 20 $\mu$ SV/h 以下にするということも規定されるのではないかと考えられた。この要求が適用されると、焦点から 1m の距離において 1mSV 以下の条件が適合しなくなり、より厳しい防護が必要となるので、X 線管装置の遮蔽用鉛が 2~3kg 増となる。そのため、装置のバランスが不均衡になり大幅な設計変更が必要となるとともにシャッターを 0.1s 以内にオン・オフしなければならないという当時としては不可能な対応を迫られた。そのため、商品は、空港、または、港にストップ状態となり大問題となった。

この騒動の中、島津の X 線装置の若き開発責任者中西猛（元島津製作所医用機器事業部副事業部長）が、理不尽な通告であると職制を飛び越え医用機器メーカーが運営する組織である JIRA（社団法人画像医療システム工業会）に内情を訴え渡航費用の応分の負担を依頼し、パリで行われた IEC 国際電気規格総会で、フィラメント加熱を適正に調整すれば、シャッターの開く間の線量は一枚の X 線撮影で、患者が受ける線量に比べ無視できる説明した。その後、中西を座長と

する作業部会（メーカー代表、厚生省スタッフとで構成）で審議し結果は、IEC 総会で上申を認定された。職制の許可は後に得たと思うが、業界のため一発奮起し流暢な語学力と卓越した技術力、また、素早い行動力に同業者始め関係者から歓迎の意を得た。国際機関に我を顧みず果敢に挑戦した技術者の活動として記述した。

なお、1951年に始まった新結核予防法などの効用によって、結核死亡率は、1967年には、10万人中20人を割り待望の10人台になった（御園生報告<sup>4)</sup>。固定陽極の三極X線（5mm焦点）の使用期間は短く、その後は、格子制御式の回転陽極X線管装置が車に搭載され活躍してきたが、結核での死亡率が減じた1967年以降、国家的対応としての胸部間接撮影は徐々に減少して行った。一方、インバータ装置の開発により、コンデンサー装置の利用は減少していくが、三極X線管は、高級透視台の透視用のパルス制御など特殊な使い方として利用されている。

#### 引用・参考文献

- 1) 島津医用機器事業部：レントゲン回顧，P23, 28-29, 43-44, 島津製作所（1994.11）
- 2) 中澤靖夫：エックス線発見120年の歩み，P173, 183, 公益社団法人，日本診療放射線技師会（2015.6）
- 3) 東芝メディカル：21世紀への懸橋，P13, 東芝メディカル（1998.10）
- 4) JIRA：日本の放射線機器戦後発展史，P29-33, 日本画像医療システム工業会（2009.11）
- 5) 小川，久保：6×6cm エックス線間接撮影について，P81-82, シブヤ時報，(2)3, 渋谷レントゲン（1940.8）
- 6) 島津製作所：島津製作所史，P380, 島津製作所（1967.9）
- 7) 小沢，中西，神戸：回診用コンデンサ式X線装置 MC-125L-30, P29-30, 島津評論 35(4)（1978.12）
- 8) 滝内政次郎：診療X線技術新書，P229, 金芳堂（1961.5）
- 9) 岡部，芳賀：グリッド制御X線管および整流管，P590-592, 東芝レビュー12(5)（1957.5）
- 10) 放射線機器工業会：レントゲン装置の歴史，P125, 日本放射線機器工業会（1995.11）
- 11) 中堀孝志：X線装置，特にコンデンサ式装置に関する研究，学位論文（1956）
- 12) 東芝：90年にわたり医療・工業用X線装置のキー・デバイスを提供する東芝電子管デバイスの年表，東芝（2005）
- 13) 東芝：東芝電子管一覧，P1070-1071, 東芝レビュー18(9)（1963）
- 14) 日立：日立X線管・X線管装置一覧表カタログ，P9, 日立（1980）
- 15) 香川威：医用X線管，P30, 京都放射線技術専門学校（1976.9）
- 16) 木下隆博：電気物理・電気回路，P532-533, オーム社（1959.7）
- 17) 嵯峨根，長谷川：格子制御X線管の負荷による暗流X線の変化について，第18回日本放射線技術学会雑誌抄録（1962.6）
- 18) 宇多村，小田部：X線管の暗流X線について，第18回日本放射線技術学会誌抄録（1962.6）

## 8 | 消化管撮影

消化管撮影においては、1931年ころの日本では、透視から撮影に切替える装置もなく、進行性の癌の陰影欠損がおぼろげに見える程度であったが、ウィーン大学で粘膜レリーフ像を見学し、撮影するという術式を観察し国内でも透視から撮影に切替える装置を作ったと、元東北大学学長黒川利雄（1897-1988）が述懐していた<sup>1)</sup>。バリウムを用いた透視撮影台は当初は輸入品であったが、1936年頃から国産化<sup>2)</sup>され、1955年、図8.1に示すように、手動でカセット枠<sup>1</sup>を操作していたのを自動で送れるようにした透視撮影台 AS-54を島津が発売した<sup>2)</sup>。図8.2は、東芝の透視撮影台 G形で、X線管装置支持装置と組合せて使用する<sup>3)</sup>。G形透視撮影台は、全手動、傾斜自在形で、蛍光板は手前90°に開き、X線照射野を制御するシボリはツマミ

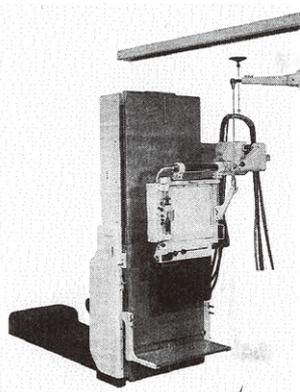


図 8.1 島津透視撮影台 AS-54 (1955年)

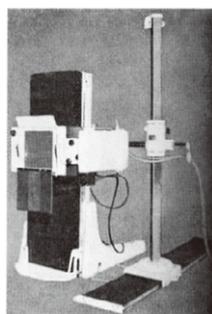


図 8.2 東芝透視撮影台 G形  
X線管支持装置と組合せ (1956年)

1 X線フィルムと増感紙を密着収納するとともにフィルムが光で露光しないようにした取枠をいう。取枠に取り付けられた蓋の開閉により、増感紙、フィルムの出し入れを暗室にて行い、患者側の板は薄くて機械的に強く、X線吸収の少ない材料を用いてある。なお、蓋の開閉は簡単に行える。大きさは、大角、四つ切り、など、厚さは、10mm前後である。

式である。性能の向上、価格の低減を意図して1956年に開発された。

X線照射野は最大で大角サイズ（350×350mm）、X線管は固定陽極のとき、世界標準の製品10kW、2.5/5mmの2重焦点で2.5mmを透視に、5mmを撮影に用いていたが、1955年からは、回転陽極X線管（65kHU、1/2mm焦点）を使用する時代に入った。透視撮影台は、図8.1と8.2に示すようにX線の入射方向が、背中から透過する背腹照射方式のアンダチューブタイプである。透視像は蛍光板であり、撮影枚数も1~2枚で、粘膜レリーフ像の撮影は簡単ではなく、充満像が多く細かいところの所見を見つけたのは、難しかったと推測する。結核が暫時減少傾向にあるなか、食の改善など国民生活の向上に相応して、癌の対策が必要になってきた。そのなかで、胃がんの死亡率は高く、白川、市川によって開発された「2重造影法」<sup>1) 10)</sup>が有効な撮影法ということで1965年ころから全国に広まっていった。バリウムによる消化管の2重造影法は、日本独自の胃がんのX線診断法で、空気を混入させ胃を風船のように膨らませバリウムを胃全体に広げる方法である。そのため、それまでの充満像を中心とした画像では得られなかった微細な消化管の粘膜病変をとらえることができ、早期胃がん診断に画期的な成果をもたらしたといえる。

国は、胸部間接撮影と形態は異なるが、35歳以上を対象とした成人用胃集団検診車の整備や検診運営の補助事業を進めるなどの取組みを行なった。消化管撮影は、蛍光板観察からテレビとイメージング増感器（以下IIという）を組合せたX線テレビ装置（以下XTVという）を、透視台に取付け、撮影術式を遠隔操作式に、また、二重造影撮影法などにより、被験者数の増大とともに撮影頻度が増加した。これら新しいテクノロジーの影響を受け回転陽極X線管は、画像に影響を与える焦点外X線の問題もあるが、陽極熱容量の増大、三倍高速回転による定格向上による小焦点化を促進し診断能の向上に貢献した。以下、問題点である焦点外X線、II、増感紙、フラットパネルなど感光系、および、画質の評価に解像方法を理論化したMTFの導入などの影響を受け、陽極熱容量の大容量化などX線管が大きく前進した消化管撮影について記述する。一方、固定陽極X線管は小焦点での管電流が少ないため消化管撮影への使用はなくなった。

## 8.1 焦点外 X 線<sup>4) 5)</sup>

回転陽極 X 線管は、固定陽極 X 線管のように銅母体に W 釘が埋め込まれたものと違い、ターゲット全体がタンゲステンであるため、2次電子による焦点外 X 線への対応が必要であった。そこで、焦点外 X 線に関する実験と焦点外 X 線を除去する試作管に関する報告があるので記述する。

陰極のフィラメントから放出された電子がターゲットに衝突、焦点を形成し X 線を発生させるが、そのもっているエネルギーを金属内の電子に与えて、その表面から電子を逸出させる現象を二次電子放出<sup>6)</sup>という。焦点から放出された二次電子は陰極-陽極間空間の電界によって初速度を失い、大部分は再び陽極に向かって加速されるが、この場合一次電子流のように集束されないでターゲット全体に拡散し衝突する。回転陽極 X 線管では、電子衝突面が大きなタンゲステンをを用いているため、二次電子放出が多く、写真にカブリを与え、コントラストを低下させる。この焦点以外から放出される X 線を焦点外 X 線という。つまり、回転陽極 X 線管は、一次電子による本来の焦点と、2次電子によって形成されるターゲット全体が焦点という二つの X 線が放出されているということである。焦点外 X 線の発生源をピンホールカメラで撮影した写真を図 8.3 に示す。主放射方向と直角の側面を示すが、焦点外 X 線は明らかなようにターゲット全域にわたっており、とくに、焦点付近では著しい。この状態は、電極の構造、電極間距離、電極とバルブの間隔など、管球の構造によって変化する。

焦点外 X 線は、ターゲットのみならず、管壁およびターゲットを支持する回転軸からも発生しているが、それらはターゲットから発生する焦点外 X 線に比べ弱いので実用上は問題ない。固定陽極 X 線管の場合 W 釘およびその回りの銅陽極正面、側面から焦点外 X 線を放射しているが、W 釘の寸法は比較的小さく、銅

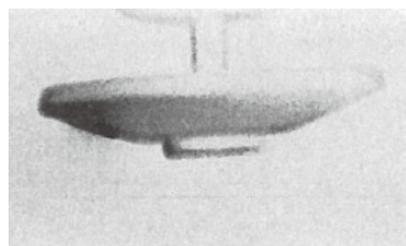


図 8.3 焦点外 X 線源側面から撮影 (DR-50)

左側の濃い黒食部分は焦点部分で他はすべて焦点外 X 線の発生部分

の原子番号 29 もタンゲステン (原子番号 74) に比し小さく、放射口から見る陽極全体の表面積も小さいため X 線の発生効率が悪い。そのため、回転陽極 X 線管ほど焦点外 X 線は問題とならなかった。

つぎに、焦点外 X 線の線量は、焦点 X 線に比べてどの程度の大きさをフィルムの黒化度およびポケットチャンバ (線量計) によって測定した。図 8.4 のように、主放射線方向に幅 0.5mm、長さ 10mm のスリットをもった 3mm 厚の鉛板を置き、125kVp、1mA で露出時間を変化させて測定した。このようにして求めた結果を図 8.5 に示す。焦点から遠く離れたところに比し、近傍は、高い X 線強度を持つ焦点外 X 線が発生している。

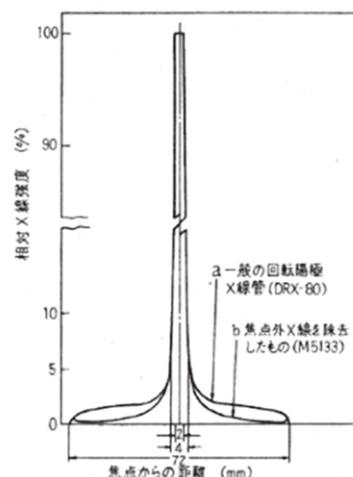


図 8.5 焦点外 X 線強度分布の比較



図 8.4 焦点外 X 線強度測定配置図

これから、全 X 線量に対する焦点外 X 線の比を求めると 26.3% となった（東芝）。この焦点外 X 線を除去するための X 線管が試作された。真空管内に X 線しゃへい板を設けるに際して、排気が容易で、X 線吸収性能の高い材料としてモリブデン（原子番号 42）を選んだ。島津は、図 8.6 に示すように、焦点外 X 線をしゃへい板を設けるために、ターゲット全体を腕型（モリブデン厚さ 1.0mm）にし、その腕型は、陽極回転の軸受けが内輪方式のため、腕型しゃへい板から 4 本の支持柱を出して、陽極の非回転部に固定する方式とした（形名：CIRCLEX1/2U10H）。この腕部の上には電子入射口を、側面は焦点からの X 線放射される方向に必要最小限の孔を設けてある。東芝は、図 8.7 に示すように、しゃへい板は、X 線放射方向を十分カバーできる扇形の大きさ（全周の 1/4）とし、材料は 1.5 mm 厚のモリブデンで、陽極回転の軸受けを外輪回転で用いるので、ローター回転体の先端を中空にし、その中を陽極の先端を通し支持棒（しゃへい板保持用）に固定した（形名：ROTENODE M5133）。ターゲット直径  $\varnothing 70\text{mm}$ 、最大使用管電圧 125kVp、焦点 1/2mm の 2 重焦点、普通回転である。

焦点外 X 線を除去するための試作 X 線管（東芝）で、格子を撮影した像を図 8.8 に示す。(a) が試作品

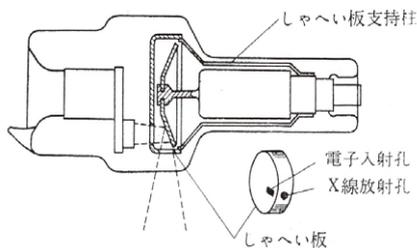


図 8.6 試作管  
CIRCLEX-1/2U10H（島津）

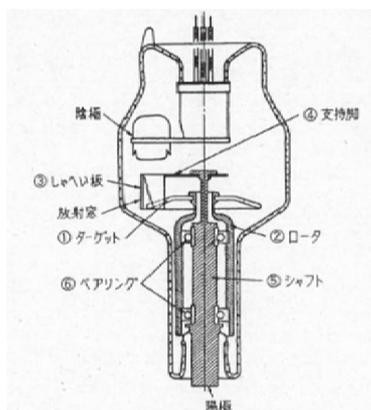


図 8.7 試作管  
M5133（東芝）

で撮影した格子写真、(b) は普通タイプの格子写真である。焦点外 X 線を除去した効果が鮮鋭度として僅かではあるが認められる。図 8.9 には、試作管（島津）と普通タイプの各管電圧における X 線強度の比較を示す。焦点外 X 線は全線量の中で約 20~30% 含んでいる。東芝の実験結果 26.3% とほぼ同じような結果となっている。

焦点外 X 線の線質については<sup>5)</sup>、管球の外側で焦点に近接した位置に、焦点からの X 線をしゃへいする鉛

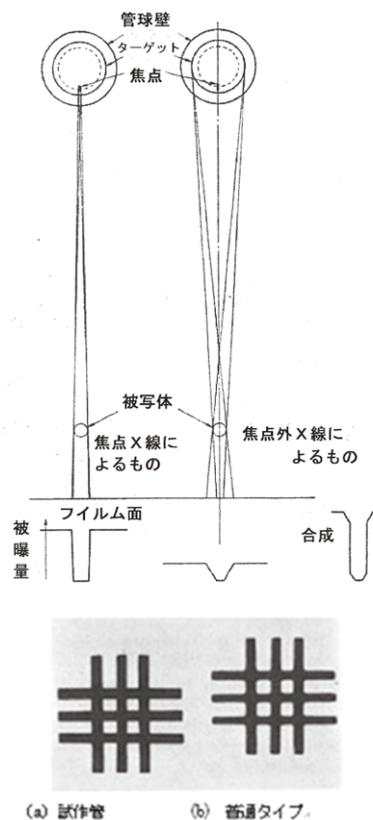


図 8.8 焦点外 X 線による鮮鋭度の変化

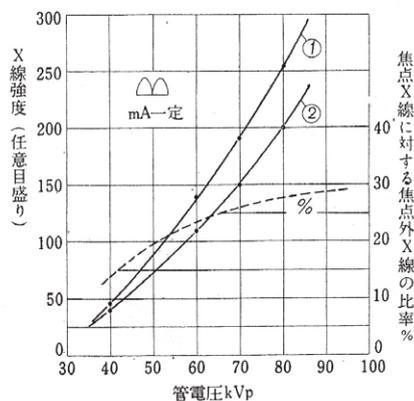


図 8.9 普通タイプと試作管の X 線強度の比較  
①普通タイプ ②試作管  
%比率 = (①-②) / ①

板において焦点 X 線と焦点外 X 線を分離して、両者の線質の比較を行った実験より、焦点外 X 線の線質は管電圧 100kVp (全波整流回路) の場合、アルミニウムの半価層で約 20% と柔らかい値となっている。このように、焦点外 X 線は軟質なので、被写体への吸収も多く写真黒化度への寄与も少ないと考えられる。このように焦点外 X 線について試作管まで作り検討したが、致命的であったのは、管内に設けたモリブデンのしゃへい板が負荷をかけたとき、ターゲットより先に 2 次電子により急激な温度上昇をすることである。そのため、定格がターゲットの焦点温度ではなく管内に設けたしゃへい物の温度で制限されたということである。東芝の焦点外 X 線遮蔽形 M5133 は、1963 年頃までは発売されていたが、しゃへい板を設けたタイプの X 線管の製作は簡単ではない。そこで、図 8.10 に示すように、管容器の放射口に X 線が通りやすくなるための絶縁性の高い樹脂製のコーンを奥深く、パルプぎりぎり配置し、そのコーンに所定の X 線が通過するだけの孔を設けた鉛コーンを挿入する方法での対応となった。焦点外 X 線の除去には十分といえないが、シボリ (X 線シャッターとも呼称されている) の改良などもあり、影響を出来る限り減少させている。

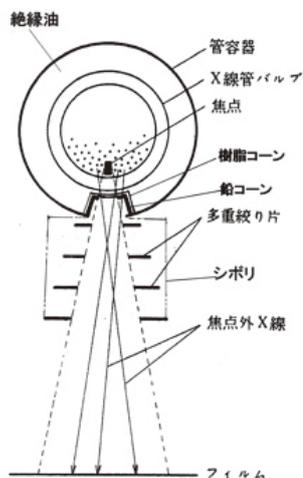


図 8.10 シボリの配置

## 8.2 イメージング増倍率の開発<sup>7)</sup>

蛍光板による透視では、像の明るさが非常に低く、像の細部や、コントラストの低い部分の識別が困難であった。医学上重要な病変は一般的にいて、寸法は小さくコントラストも低いので一層、具合が悪い。像を明るくすればよく見えるようにはなるはずだから、X 線量率を増せばよいのだが、人体に対する X 線被

曝の影響を考えると、無制限に線量率を増すわけにはいかない。そこで X 線被曝を増すことなく透過像の明るさを増すことが出来る装置の出現が待望されてきたわけである。蛍光板透視像は暗いもので、蛍光板の上に出来た像に含まれる情報のほんの一部しか人間には識別されない。普通に X 線写真を眺めるときの明るさは、輝度にして約  $100\text{cd/m}^2$  であって、人間の目はこの明るさであれば、 $0.25\text{mm}$  程度の解像力をもっている。けれども、明るさを減らしていくと、眼の視覚精度は、低下していき、 $0.1\text{cd/m}^2$  程度になると、網膜上の視覚性能が低下し、暗視レベルに入り時間経過で眼を慣らす領域に入る。この状態になると眼の解像力は  $0.4\text{mm}$  程度になる。この時、蛍光板の透視像は暗く、約  $0.003\text{cd/m}^2$  になり、眼の解像力は  $0.8\text{mm}$  程度となる。図 8.11 に示すように、透視像は、写真観察像に比べて輝度は  $1/30,000$  ( $\equiv 0.003/100$ ) となり、分解能は  $1/3.2$  ( $\equiv 0.25/0.8$ ) となり、いかに暗く見にくいものであったかがわかる。

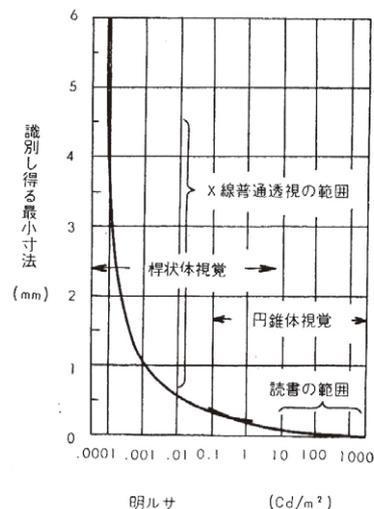


図 8.11 明るさと分解能の関係

W.E.Chamberlain の論文によれば、蛍光板透視の明るさを 100 倍から 1,000 倍にすれば、暗調応が不要になり視覚精度も向上すると報告された。X 線出力を減らして明るい像を得るための研究は、1952 年ウエスティングハウス (Westinghouse) およびフィリップス (Philips) からほとんど時を同じくして、X 線用イメージング増倍率の名で発売されるにいたった。国内では、東芝、島津とも 1957 年に 5 インチタイプを開発した。

図 8.12 に島津の 5 インチ形イメージング管の外観<sup>9)</sup>を示す。図 8.13<sup>3)</sup> は、東芝が 1956 年に開発した 5 インチのイメージング増倍率 7018 形を用いた装置イ

メーグスコープ2形で、明室で拡大鏡で透視像を見ることが出来、カメラでスポット撮影も行った(1957年)。図8.14<sup>9)</sup>は、島津が1957年に久留米大学に納入した5インチのイメージアンプリファイアの第1号である。イメージ管像を光学的に拡大して鏡で観察する透視専用形であった。1962年には9インチが発売され消化管撮影への利用が増大した。

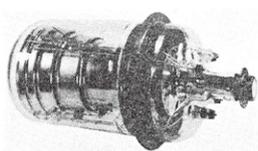


図 8.12 5インチイメージ管外観  
島津 (1957年)

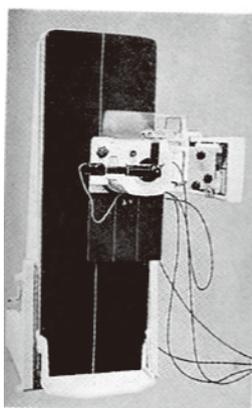


図 8.13 イメージスコープ2形  
東芝 (1957年)

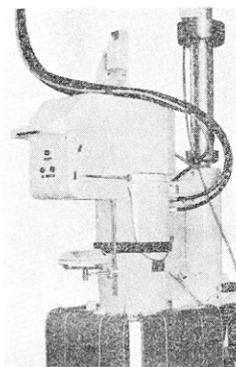


図 8.14 イメージアンプリファイア  
島津 5-4 形 (1957年)

### 8.2.1 イメージアンプリファイアの原理と構造<sup>8)</sup>

イメージ・インテンスファイア(商品名イメージアンプリファイア、IAともいう。ここでは、IIまたはイメージ管とも呼ぶ)は、イメージ管とこれを動作させるための付属品から成る。ブロックダイアグラムで示すと図8.15のようになる。IIの心臓部であるイメージ

管の構造を図8.16に示し、その原理を以下に述べる。(1)被検体を透過したX線は入力けい光面上にX線像を作る。(2)けい光面でX線像は光の像(近紫外線~可視光線)に変換される。(3)けい光面に接して設けられた光電面(入力スクリーン)からけい光像の強弱に対応して光電子が放出される。すなわち、ここで電子像が形成される。(4)光電子はイメージ管に設けられた静電レンズによって加速、集束されて、イメージ管の他端に設けられた出力けい光面上に、縮小された像を作る。この電子像はけい光面で可視光線に変換されて出力像を形成する。(5)出力像は入力けい光面に出来た像よりも数千倍の輝度をもっている。それは、イメージ管内で電子が加速されてエネルギーが増加すること、入力面上より出力面上の電子密度が高くなるからである。イメージ管の出力面にできた出力像は、光学系を通してテレビカメラ、または、記録用カメラ(スチルカメラまたはシネカメラ)に導かれる。

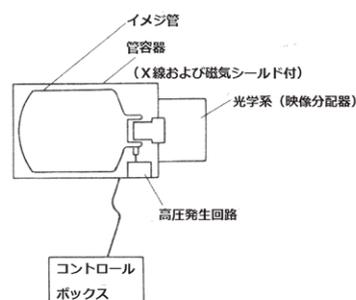


図 8.15 イメージアンプリファイアの系統図

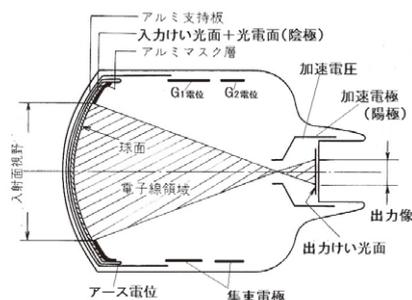


図 8.16 イメージ管の構造図

### 8.2.2 イメージアンプリファイアの改善<sup>8)</sup>

イメージアンプリファイアは、1977年、入力面を硫化カドミウム亜鉛  $ZnCdS(Ag)$ <sup>1</sup> から、ヨウ化セシウム  $CsI(Na)$  に変更し、輝度の増大、解像力を改善した。図8.17に、入力面  $ZnCdS$  と  $CsI$  の断面の電子顕微鏡写真を、島津の9インチイメージ管、IA-9N

1  $ZnCdS(Ag)$  の表現は、硫化亜鉛カドミウムに(銀)がドーブ(dope)されているという意味である。

(ZnCdS) と IA-9Y(CsI) を例に、図 8.18 に輝度分布を、図 8.19 には、MTF (イメージ管の持つコントラストが、どの程度忠実に再現できるかを空間周波数特性で表現した) を示す。従来のけい光面は、ZnCdS の粒子を他の充填剤とともに塗布して形成され、その体積充填率が 60% であったのに比べて、CsI は真空蒸着膜で形成されているので、体積充填率はほぼ 100% である。また、CsI は、ZnCdS に比し発光効率 (X 線から光への変換効率) が約 2 倍向上している。さらに、図 8.17(a) に示すように微細柱状結晶構造であるので、蛍光膜内での横方向への光の散乱が少なく、図 8.19 の識別限界 5% で比較すると、平均で、IA-9N で 14Lp/cm (0.35mm) が、IA-9Y では 25Lp/cm (0.2mm) と解像力も良くなっている。

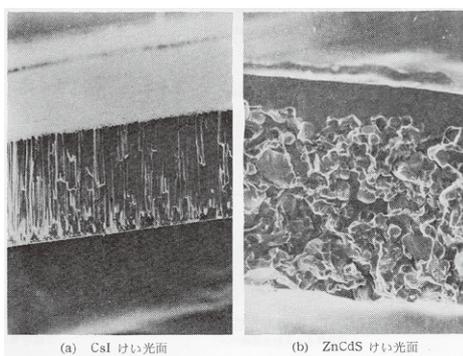


図 8.17 入力けい光面の断面の電子顕微鏡写真

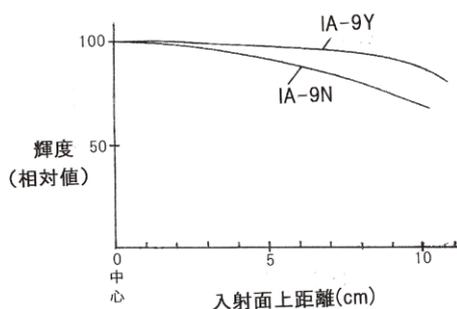


図 8.18 IA の輝度分布

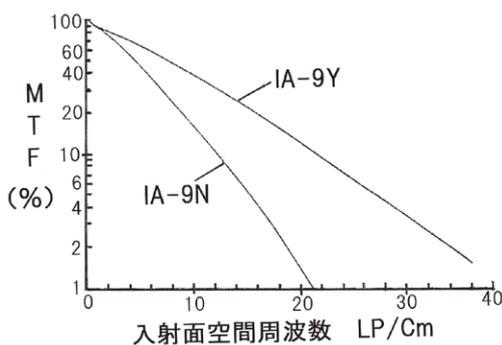


図 8.19 空間周波数特性 (MTF)

### 8.3 遠隔操作式 XTV システムの開発<sup>1) 3)</sup>

1960 年、回転陽極 X 線管、イメージアンプリファイア、XTV という新しいテクノロジーの商品が普及しつつあるとき、従来の透視撮影台に天井より吊り下げた XTV 装置を装着したシステムを使用し撮影をする施設があった。しかし、医師をはじめ、スタッフ全員、鉛エプロンを着てカセットの取り換え、暗室内でのフィルムの装填、鉛マークの装着、造影剤の準備、被験者への受渡し、さらに、X 線条件の調整など大変な作業の状況であるため、午前中の検診数は 5~6 名が精一杯であったと考えられる。胸部撮影と異なり消化管撮影は被験者一人当たりの撮影枚数が多いので労力を要した。また、イメージアンプリファイアの出力画像を撮像管に映す XTV システムでも、透視撮影台の操作性が悪いため術者は鉛エプロンを必要とした。

このような状況を改善するために、検査開始から終了までカセットの交換などによる検査の中断を少なくすること、被験者の体位変換はマイクロフォン対話で行うので動きやすいように配慮されていること、医師は窓越しの被験者と XTV 像に集中できるよう撮影条件などの盤面を見ずに操作できることなどの他、被験者への被曝低減、安全性が確保できる装置として腹背照射方式の遠隔操作式のオーバチューブ XTV 透視撮影台が開発された。島津は、6 切・4 切・大陸のカセットを任意の組合せで 5 枚同時装填でき、それらを連続使用出来る速写装置、無駄な X 線照射を軽減できる X 線照射野調整装置、安全で操作性のよい圧迫筒装置、大きな可動範囲が得られるテーブルなど、総重量 1,000kg、従来のピボット型倒立機構の形態にとられない、シンプルな回転リングを基台にした倒立機構を採用した US 形 (図 8.20) を 1962 年に、東芝も遠隔操作式 X 線テレビ、オーバチューブ方式で

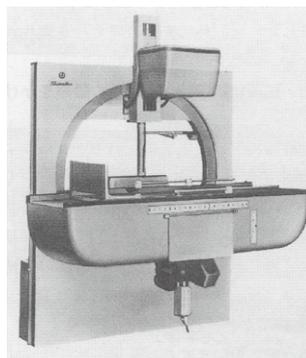


図 8.20 遠隔操作式 X 線テレビ装置  
US 形、島津 (1962 年)

搾空気駆動式、4切・6切カセットをそれぞれ3枚収容、全面および分割撮影は自由に選択できるRA形(図8.21)を、1962年に開発した。以下このオーバチューブ方式対応の改善として、X線管のターゲット角度と撮影条件の自動化があった。



図 8.21 遠隔操作式 X 線テレビ装置  
RA 形、東芝 (1962 年)

### (1) X線管のターゲット角度について

オーバチューブ式遠隔操作式 XTV 透視撮影台の開発により、従来のアンダチューブ式透視台で用いていた、ターゲット径  $\phi 70\text{mm}$ 、 $18^\circ$ 、焦点  $1/2\text{mm}$  の X 線管は、焦点～フィルム間距離が  $650\text{mm}$  から  $1,000\text{mm}$  と長くなり X 線量は約 2 倍の増、また、拡大率は、テーブルとフィルムの間にカセットの動作に必要な空間があるため大きい。撮影は  $2\text{mm}$  焦点で可能であるが、拡大率の大きくなる分、同じ画質を得るためには、焦点を小さくして、 $2\text{mm}$  焦点並みに定格を増やさなければならない。

X 線管から放射される X 線の分布は、図 8.22 に示すように、四方八方に放射する X 線は均一ではなく、ターゲット角度ぎりぎりのところでは、非常に弱くなっており、中心の X 線強度を 100% とすれば、ターゲット角度方向の X 線強度は約 30% になる。この現象をヒール効果 (heel effect) という。したがって、実際に使用する場合は、ターゲット角度から  $1\sim 2^\circ$  内側によった X 線 (中心の X 線強度に対し 50% 以上) を利用する。そこで、撮影距離  $1000\text{mm}$  で大角フィルムに対応する角度は、計算上  $10^\circ$  となるが、ヒール効果の  $2^\circ$  分を加え、ターゲット角度を  $12^\circ$  とした。

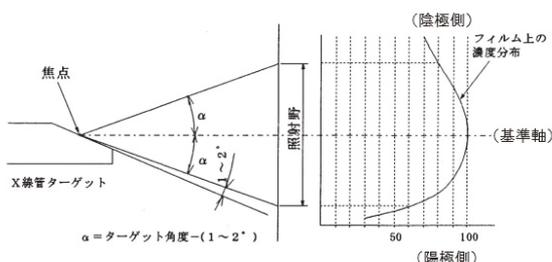


図 8.22 X 線管装置視野内での X 線強度分布

電子衝撃面は 1.5 倍増となり、その増分だけ焦点を  $1.5\text{mm}$  と小さく出来る。

また、焦点は、撮影されるフィルム面上で大きさが異なる。つまり、図 8.23 に示すように陽極側に行くほど焦点は小さくなるが、陰極側は大きくなる画角特性を有している。ターゲット角度  $12^\circ$  で、長さ方向  $1.5\text{mm}$  の実焦点長さと、ターゲット角度  $18^\circ$  で  $2.0\text{mm}$  の実焦点長さは、ほぼ同じであるので焦点の画角は変わらない。島津は、ターゲット角度を  $12^\circ$  に変更し、定格を変えず焦点を  $0.5\text{mm}$  小さくし、アンダチューブ装置と同じ画質の得られる X 線管を提供した。なお、透視用は、蛍光板に比し千倍を超える輝度を有するイメージアンプリファイアを使用しているので  $0.5\text{mm}$  焦点にした CIRCLEX0.5/1.5UCL の焦点組合せとした。形名の L は、ターゲット角度  $12^\circ$  の Low アングルの意味である。この XTV 装置の開発により、焦点～フィルム間距離、 $100\text{cm}$  で大角フィルム ( $350 \times 350\text{mm}$ ) をカバー出来る。ターゲット角度を照射野に合わせることで、見掛け上焦点を小さくし、撮影部位によっては焦点の画角特性を利用する方法が採用されるようになった。この経緯から、医用機器の撮影距離は、近距離  $65\text{cm}$  と遠距離  $1\text{m}$  が固定化されてきた。

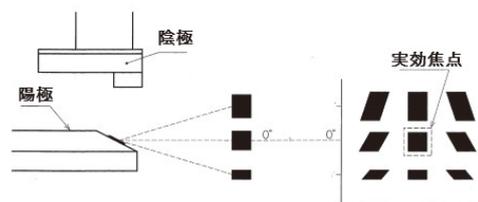


図 8.23 X 線管焦点の画角特性<sup>11)</sup>

### (2) 撮影条件の自動化

オーバチューブ式遠隔操作式 XTV 透視撮影台では、術者は、XTV 画面の透視像を観察しながら、ここぞと思うところを撮影 (スポット撮影または狙撃撮影という) してフィルムに記録するわけであるが、撮影時間は、ホトマルなどの検知システムの操作によるが、管電圧と管電流は撮影者が被写体厚さに応じて選択せねばならない煩わしさがある。また、その、選択も時には間違いが生ずる恐れがある。この対応として図 8.24 に示すような撮影開始ボタンを押すと管電流が下がり、管電圧が上がる制御方式がある。図 8.24 より予め低管電圧 (例、約  $40\text{kV}$ ) で得られる最大管電流に設定しておき、撮影開始と同時に管電流を降下させると管電圧が自動的に上昇し、所定の露出 (濃度)

で検知システムが働き撮影する。X線管を動作中、グロウ電流が流れると一瞬管電圧が下がる。このトランスの電圧降下の特性の逆である電流降下による管電圧上昇を利用した方法である。フィラメントトランスの一次側の調整抵抗値の一部の抵抗を撮影開始ボタンを押すと同時にショートさせ、全体の抵抗を減らしフィラメント電圧を上昇させる回路動作である。管電流は管電圧が低いところで多いのでコントラスト的にも考慮されており、被写体が厚い場合は管電圧が上昇し早い時間での撮影を助長し運動ボケを少なくする。つまり、線量増を管電圧に依存する方法である。この方式はオートショットというネーミングで広く知られた自動撮影方式であり鳥津の特許（特許576462号）で、ホトタイマ式X線装置の登録名で全国発明協会主催の全国発明賞を1977年に受賞している。

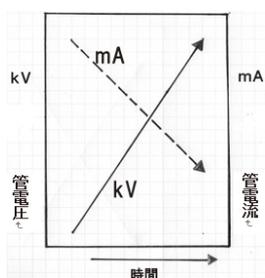


図 8.24 オートショット

## 8.4 陽極熱容量の増大

遠隔操作式 XTV システムは、当初、オーバチューブ式透視撮影台を採用した。鳥津は、リングスタンド式、東芝は、ピボット型倒立機構であった。しかし、東芝のピボット式は、リングスタンド式に比し操作性が悪いので、別途、アンダチューブ式ではあるが、リングスタンドの透視撮影台 DT-AA 形を1965年に開発した。これらの透視撮影台用に、最大陽極熱容量 60,000HU の X 線管は、ターゲット角度の変更で対応したが、時同じくして、2重造影法の採用と操作性の向上により、胸部撮影とは異なり消化管はいろんな角度から撮影するので、一人当たりの撮影枚数が増え、さらに単位時間当たりの被験者も増えてきた。そのため、陽極の熱容量が不足し、被験者を連続して撮影出来なくなってきた。

そこで、連続許容負荷を増大させるために、陽極自体の熱容量を増やし、加えて熱放散を大きくする複合ターゲットの開発<sup>12)</sup>が行われた。陽極自体（ターゲットと回転子）の熱容量を増やす場合、回転子の占

める熱容量の割合は陽極全体に比べて小さいので、陽極の熱容量は、ターゲットだけの熱容量で決まる。陽極熱容量の計算は、 $HU = (m \cdot c \cdot t) / 0.17$  ( $m$ : 質量、 $c$ : 比熱、 $t$ : 温度) の式となる。1HU=0.17cal (カロリー) である。この式から、熱容量を増大させるためには、ターゲットの質量と比熱を高くし、加えて温度を高くすることである。しかし、温度は、現状の実用温度より高くすることは出来ないので、熱容量を増やすためには、タングステン板の質量を大きくするということであるが、比重が大きいのので回転機構の軸受けへの負担も大きくなり、寿命も短くなる。そこで電子衝撃面は、X線発生効率の良いタングステン (W) ではあるが、加工上必要な最小の厚さ (約 1.5mm) を確保し、裏面には、質量と比熱で適合する材料を選び接合する方法とした。表 8.1<sup>13)</sup> に熱容量を増やすために必要な高融点材料の性能を示す。表 8.1 より、比重が W の半分で、比熱が 2 倍のモリブデン (Mo) を使用すれば、タングステンと同じ熱量を得るのに、重さはタングステンの半分でよいので、ターゲット全体の重量は軽くなり、回転機構の軸受けへの負担も軽減できる。このような考え方から、遠隔操作式 XTV システムを用いての使用頻度増大に対応するため、さらに、放熱面および定格増も考慮し、ターゲット直径を  $\phi 70$  から  $\phi 100$ mm と表面積を 2 倍にし、80,000HU の約 2.5 倍の 200,000HU の W-Mo 張合せの複合ターゲットが1967年に開発された。

表 8.1 主なターゲット材料<sup>13)</sup>

材料	原子番号	密度	比熱	熱伝導率	線膨張係数	融点
			J/kg°C	W/(m·k)	$\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	°C
W	74	19.3	134	198	4.44	3410
Mo	42	10.2	255	147	5.1	2620
graphite	6	2.2	691	23.9	0.6-4.3	3700

### (1) 200,000HU ターゲット

図 8.25<sup>12)</sup> に 200,000HU の W-Mo 張合せターゲットを示す。すべて、タングステン (W) であれば、860g 必要であるが、W-Mo の複合にすることによって 620g と軽減できた。図 8.26<sup>14)</sup> に陽極熱容量 200,000HU と 80,000HU の加熱&冷却曲線を示す。点線部分が 80,000HU の曲線を示す。80,000HU を、

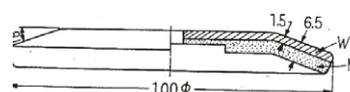


図 8.25 200,000HU ターゲット<sup>12)</sup>

200,000HUにすることにより、陽極最大冷却率は、25,000から54,000HU/minに、また、X線管最大連続入力は、ターゲット径 $\phi 70\text{mm}$ と $\phi 100\text{mm}$ の表面積比から考察すれば熱の放熱面積が2倍広がるので、200から400HU/sとまで増加出来ると推察するが、図8.26の鳥津の場合、300HU/sと1.5倍増と計算値より少ないのは、ターゲット温度以外の陽極構造が影響を与えているものと考えられる。なお、各メーカーは1.5~1.8倍の間にバラついている。

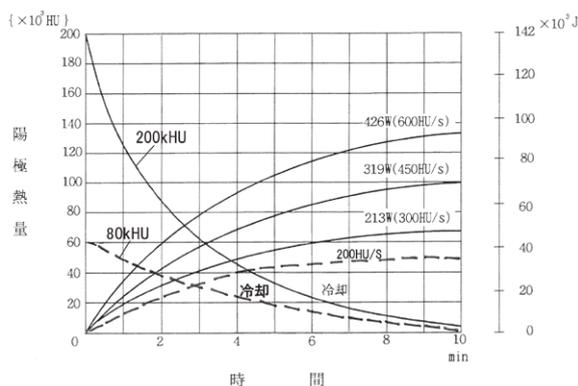


図 8.26 陽極の加熱&冷却曲線  
200,000HUと80,000HU (点線表示)<sup>14)</sup>

## (2) ターゲットの荒れ

タングステンは、高温度で組織が変化し、また、瞬間的な熱衝撃により内部歪が起こり、焦点面に荒れ(キレツ、ソリにより焦点軌道面が凹凸になる)を生ずる。消化管撮影では一人当たりの撮影枚数、および、被験者数の増加により、焦点軌道への曝射回数が増え、焦点の荒れの進行が速くなってきた。そのため、荒れの凹みに衝突した電子によるX線は、隣あった凸部にさえぎられたり散乱したりして利用X線出力が減少するとともに、荒れの凸部は熱伝導が悪いため局部的に高温になり荒れを促進し、熔融を起こしたりする場合が増えてきた。図8.27(a)<sup>15)</sup>は、荒れない焦点軌道を示すが、図8.27(b)<sup>15)</sup>は、荒れの進行した焦点軌道を示す。荒れの程度によっては、利用X線出力は50%まで低下することがある。X線出力の低下を補うため負荷を増大しなければならず、その結果、焦点面の荒れ→X線出力の低下→負荷の増大の悪循環となり、遂には、過負荷、焦点溶解、管壁へのタングステンスパッター放電→X線管不良となる。図8.28<sup>16)</sup>に管壁にタングステンがスパッターし、その部分が放電によりバルブが損傷している状態を示す。

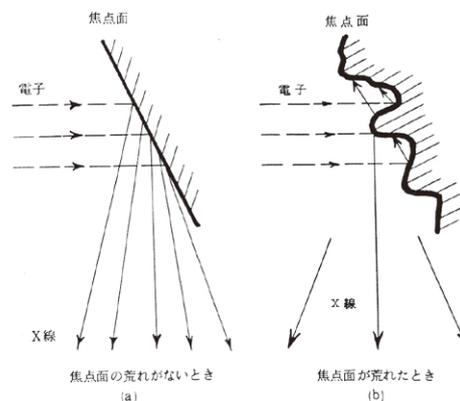
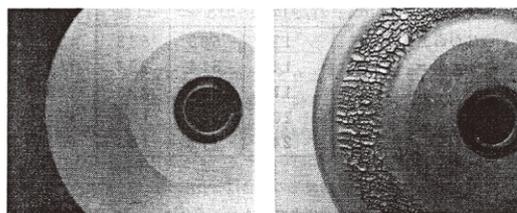


図 8.27 焦点面の荒れによるX線出力減<sup>15)</sup>



図 8.28 Wスパッター放電の状態<sup>16)</sup>

## (3) ターゲット荒れの抑制<sup>12) 17)</sup>

1960年代の半ば、Siemensからタングステンターゲットの荒れ防止剤としてレニウム(原子番号75、Re、融点3,000 $^{\circ}\text{C}$ )を混入する特許が成立した。この特許を検証するために、一定の反復負荷を10,000回加えたとき、タングステンのみのターゲットとレニウムを数%混入したターゲットでどれだけのX線減衰の差があるのか比較した。initialX線量に対して、タングステンのみの場合、55%に減衰していたが、レニウム入りは、80%以上でありその効果は歴然としていた。そこで、この特許に対応するために、レニウム以外に荒れ防止剤として適当な材料はないものかと国内の高融点材料を生産しているメーカーが検討した。選んだ材料が、原子番号74のタングステン(原子番号74)の近くの原子番号で、融点が2,000 $^{\circ}\text{C}$ を超える材料として、ルテニウム(44、Ru、2,500 $^{\circ}\text{C}$ )、ハフニウム(72、Hf、2,200 $^{\circ}\text{C}$ )、イリジウム(77、Ir、2,466 $^{\circ}\text{C}$ )、オスミウム(76、Os、3,045)などを選び、これらの材料を数%混入したタングステンターゲットを製作したが、残念ながら、鍛造でターゲット円板が割れた。割れなかったのはレニウムだけという結果であった。通常、特許など

は、アイデアだけで出す場合もあるが、この Siemens の場合実証をして、マネの出来ないようになっていたということは用意周到であり驚きであった。

レニウムの混入の状況であるが、タングステンターゲットは、約 $5\mu\text{m}$ のタングステン粉末をプレス機で固め焼鈍し、これを、さらに、強度を上げるために、焼鈍→鍛造を繰り返し仕上げていく。

図 8.29 の (a)<sup>18)</sup> が焼鈍のみ、つまり、焼結品であるので機械的には弱い。図 8.29 (b) に鍛造後の断面を示す。鍛造の程度は、まだ最終ではないが、タングステンの粒子は鍛造が進むに従い扁平な形状になっていく。走査電子顕微鏡の画面を観察したところ、混入率は僅か数%程度のレニウムが、この扁平な粒子の間隙を埋めているのではなく小さな粒として散在していた。この状態をスケッチとして図 8.30 に記載した。タングステンの粒子の大きさが鍛造で圧延され $10\mu\text{m}$ 程度に伸びているので、レニウムの大きさは、 $0.05\mu\text{m}$ 程度であろう。タングステンの粒子同士の場合は圧力による接合ではあるが、このわずかなレニウムがそのタングステンの粒子間を溶着させていると考えれば、粒子間の強度を上げるとともに、熱伝導および粒子同士の温度差を平衡にし、材料の剥がれ、ソリを減じて、タングステンの荒れを防止しているものと推測する。東芝は、レニウムというドーブ剤 (Dope) に対抗して鉄系のドーブ剤を混入した特許 (昭 41-21301) を取得し製品化した。当時 (1967 年) の評価としては、レニウムと同等と発表した。



図 8.29 タングステンの焼鈍と鍛造の断面図<sup>18)</sup>

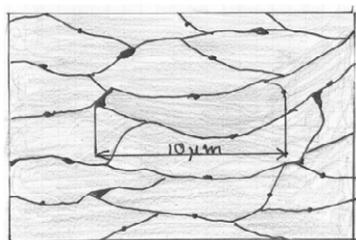


図 8.30 鍛造されたターゲットの粉末粒子 (長さ約 $10\mu\text{m}$ ) 間に小さな点のように散在しているレニウムとの状態を示す概略図

#### (4) 複合ターゲットの製作

Siemens の特許については、使用権を得た企業がなかったため、権利期間の 20 年間は、各社は、東芝マテリアル製も使用したが、プランゼー社 (Plansee, オーストリア) からの輸入が多くを占めた。Siemens の特許が切れた 1980 年代半ばから国産品の製造を開始した。図 8.31<sup>13)</sup> にレニウム入りのタングステン・モリブデン張合わせターゲットの製法の一例 (概略図) を示す。

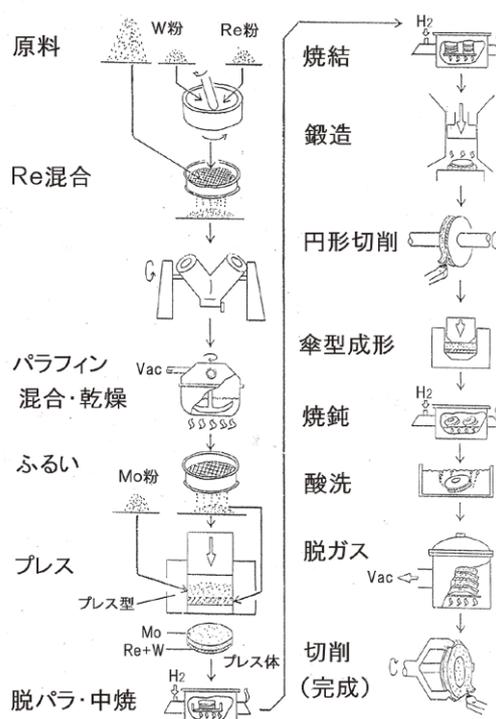


図 8.31 Re-W/Mo 張合わせターゲット製造工程概略図<sup>13)</sup>

まず、タングステン粉末 (粒径、約数 $\mu\text{m}$ ) とレニウム (例えば、タングステン重量の 5~10%) が、均等な配分になるよう回転させながら混ぜ合わせる。つぎに、パラフィンを入れ各粒子と真空中で混合し加熱乾燥させる。粒子とパラフィンの混合物は、メッシュで選択しパラフィンのみは取り除く。プレス型の中には、このパラフィンで包んだレニウムとタングステンの粒子を、続いてモリブデンの粉末を入れ、プレス機でゆっくりと加圧し、レニウム入りタングステンとモリブデンの 2 層構造の円板、ちょうどバウムクーヘンのような円板に成形する。この時、パラフィンは、流動性を利用して各粒子を隙間なく密着させる触媒のような役目をしたものと推定する。したがって、役目を終えたので加熱水素炉で脱パラフィンを行う。この

とき、ターゲット円板の乗せ台は少し傾斜させてパラフィンが流れ落ちるようにする。脱パラフィンしたターゲット円板は、約 1,800℃ を超える温度で水素雰囲気中で焼結し、以後焼鈍→鍛造を繰返し、続いて所定の角度にするために、ターゲット円板を正確な寸法に加工し、傘型成形の型に入れ、プレス機で所定の角度に成形する。以後、水素雰囲気中で焼鈍後は、表面の酸処理をし、高温真空炉で脱ガス→加工にて完成となる。なお、ターゲットについては、熱容量は消化管を含め、循環器、CT 撮影用として、さらに大きいものが必要とされるが、基本的には、第一層は、タングステン、第二層は、モリブデンとなる。陽極軸受けの問題もあるので 750,000HU~1,000,000HU (1.5~2.0kg) を超える場合は、モリブデンより比熱が大きく、比重の小さいグラファイトとの三層構造となる。その場合、モリブデンとグラファイトの接合には、パラジウム、Pd (原子番号 46、比重 12.0、融点 1,554℃) に Mo 粉末を混合したものをロウ材として用いるものと推定する。

## 8.5 回転陽極 X 線管の高速化

### 8.5.1 3倍回転の回転陽極 X 線管

回転陽極 X 線管の最大単発負荷は、W. J. Oosterkamp<sup>19)</sup> の近似式から、焦点幅と焦点温度を一定としたとき、 $Q$ : 負荷、 $n$ : 陽極の回転数、 $D$ : 焦点軌道直径、 $K$ : 定数とすれば  $Q = K\sqrt{nD}$  の式となる。つまり、短時間撮影の負荷を増やすためには、陽極の回転数を上げるか、焦点軌道径 (ターゲット径) を大きくする以外、有効な方法がない。消化管撮影は、当初は、固定陽極 X 線管の焦点 5mm から、回転陽極 X 線管では、2mm 焦点へ、また、ターゲットアングルを必要照射野に合わせロー・アングル (Low Angle) にして 1.5mm にした。その後、遠隔操作式 XTV 装置、二重造影法などの導入もあり、撮影頻度が増えてきたため、ターゲット径  $\varnothing 100\text{mm}$ 、陽極熱容量も 3 倍の 200,000HU の X 線管を開発し、焦点を 1.2mm まで小さくしたが、診断能向上に対する要望は強かった。

そこで、焦点サイズを小さくするために、回転数を 3,000RPM (50Hz) の 3 倍である 9,000RPM (150Hz) に上げた高速回転の回転陽極 X 線管を 1970 年に開発した。短時間負荷は回転数のルート ( $\approx \sqrt{3}$ ) に比例するので、1.73 倍に増え、3,000RPM (50Hz) で 1.2mm 焦点の負荷が 0.8mm 焦点で得られることになる。回転数を 3 倍にするためには、周波数を 3 倍の 150Hz にした陽極駆動装置を用いる。また、停止状態から、

3,000RPM まで上昇する場合と 9,000RPM とでは慣性モーメントが違うので、軸受けの潤滑、回転機構などに新たな技術が必要となる。各社とも、3 倍回転 (陽極回転数 9,000RPM) の X 線管については、 $\varnothing 70\text{mm}$  ターゲットで、東芝は 1964 年に発売<sup>20)</sup>、島津は 1966 年に試作品を発表<sup>21)</sup> しているが、 $\varnothing 100\text{mm}$ 、200,000HU X 線管が発売されるまでは、需要は少なかった。しかし、この時の技術が  $\varnothing 100\text{mm}$ 、200,000HU の高速回転の開発に大いに貢献したと考えられる。高速回転を実用化するためには、回転機構を強くするために軸受けの径を大きくすることも必要である。その他、70~80Hz の共振モードでバランスが崩れる現象を生ずるので、この共振点を起動・制動のとき如何に早く通過させるかが一番心配された問題であった。また、高速時の振動でカソードの集束電極など電極保持の弱いところが振動するなど、種々改良が必要であったと考えられる。

以上より、高速回転、陽極熱容量 200,000HU の回転陽極 X 線管装置は、遠隔操作式 XTV システムの遠距離用オーバチューブ透視撮影台 (焦点とフィルム間距離 1m) 用には、ターゲット角度  $12^\circ$ 、透視用 0.3mm、撮影用は、0.8mm、つまり、0.3/0.8mm 焦点組合せが標準となり、フラットパネルの登場までの 20 数年間変わることはなかった。なお、近距離用のアンダチューブ透視撮影台 (焦点とフィルム間距離約 65cm) 用としては、0.6/1.2mm、0.6/1.0mm の焦点組合せが標準となっていた。

### 8.5.2 陽極駆動特性<sup>15)</sup>

回転陽極におけるステータとローターの組合せは、誘導電動機であり、その駆動はコンデンサ分相誘導電動機の方式がとられている。ステータは二相巻線 (主巻線と補助巻線) を有し、補助巻線には分相コンデンサを通じて電流を流し、回転磁界を作る。ステータの電気回路を図 8.32 に示す。

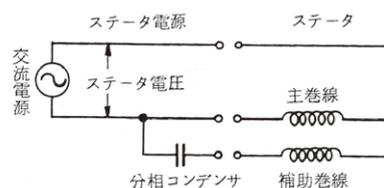


図 8.32 ステータ回路<sup>15)</sup>

#### (1) ステータ電源周波数:

普通回転形では、50/60Hz である。高速回転形は、50Hz&60Hz 地域とも、180Hz を用いる。

## (2) 規定回転数

回転陽極 X 線管にその最大入力を加える時に必要とする陽極回転速度をいい、ステータ電源周波数によりおおむね次のようである。理論値 (8.5.1) より、滑りを考慮して 50/60Hz では、2,700/3,200RPM、150Hz/180Hz では、8,100/9,700RPM である。

## (3) ステータ起動電圧および起動時間

陽極が静止状態でステータに電力を供給し、陽極の回転を始動するときのステータ電圧をステータ起動電圧、通電を開始してから陽極が規定回転数に達するまでに要する時間を起動時間という。これらは、ステータの設計、陽極の構造、重量などによって異なるが起動電力が大きい程、陽極重量は重く、起動時間も長い。高速回転形では、陽極の共振回転数が規定回転数以下であるから、この共振回転数を早く通過させるため、起動時間を出来るだけ短くしなければならない。通過時間が長いと共振により X 線管を破壊する恐れがある。起動時間は普通回転では、0.8 秒以内、高速回転では、ターゲット重量により違うが 500,000HU クラスのもので約 1.2 秒を切っている。消化管撮影では、透視から撮影までの時間は 0.8 秒以内でないとい像がずれるので、ターゲットが重い場合は、ステータが大きな電力を必要とするため、透視中は普通回転し、撮影の時は 0.8 秒以内にする使い方が多い。

## (4) ステータ定常電圧

陽極規定回転数を維持するのに必要なステータ電圧のことをいう。起動時には大きな電力を加えるので、この電力をそのまま加えていたのでは、ステータ巻線の過熱焼損、周辺絶縁物の過熱などの現象がでてくる。起動を完了した後は、所定の回転速度を維持するに足る、最小必要な電力を加えるだけでよいので、ステータ電圧は、起動電圧の 1/2~1/5 程度になっている。

## (5) 分相コンデンサ容量

主巻線に対して位相を進めるためのコンデンサ容量である。ステータの設計、回転陽極の構造によって異なる。ステータは普通回転形と高速回転形と兼用されるから、コンデンサ容量も切り替えられる。

## (6) 制動

高速回転の場合や、普通回転であっても陽極の重量が大きい場合は、ステータ電圧を切った後も、陽極は数分~数十分惰性で回転を続ける。惰性回転は不要で軸受け寿命を短縮するので、種々の制動が考えられて

いる。特に、高速回転形の場合で共振回転数が規定回転数より低い場合は、制動を強力にして共振回転数を早く通過せねばならない。通過時間が長いと制動のときと同様、共振により陽極を破壊することがある。制動の方法として、①ステータに直流を流す。②主巻線、または、補助巻線のどちらかに電流を流す。③分相コンデンサを主巻線側に切替接続して逆相運転する。④高速回転の場合、電源周波数を 50/60Hz に切替えて低速まで回転数を落とす。

消化管撮影では、イメージングで透視像を観察しながら必要な部分をフィルムに撮影する（これをスポット撮影という）。胃は運動しているため、必要な部分、または、病巣が認識されてから 0.8 秒以内には、撮影をしなければならない。したがって、X 線管の回転も 0.8 秒以内に立ち上げる必要があるが、回転停止状態から高速回転まで立ち上げるには、大きな電力を要するので、透視時は低速回転させながら、撮影時に高速回転に起動する方法が多く採用されている。しかし、その都度、共振点を早く通過させるために普通回転になるまで制動をかけるが、制動による発生熱は生じる。現在、管容器が小型化、ステータも小さくなっているため起動電力が高い。そのため、省エネの起動、制動などの改良が行われている。ステータ入力を減らすためには、軸受け摩擦の問題はあるが、透視・撮影中は、高速回転し続ける方法が電力消費を少なくできるので最もよいと考えられる。

## 8.6 胃集検間接撮影

### 8.6.1 蛍光板間接撮影<sup>1)</sup>

1967 年以降、結核による死亡率の低下が顕著になったが、これに代り、特に日本人に多い消化器系のガンに対する X 線の集団検診の必要性が要請されつつあった。病院、施設では、直接撮影での対応であったが、これを胸部と同様に車載装置での撮影ともなれば、動態撮影であるので、35mm ではなく、70mm、または、100mm の大きさのフィルムが必要である。東芝は、1964 年コンデンサ放電形、胃用間接撮影装置 KCD-12-2 形を製品化した。グリッド付きの回転陽極 X 線管で、スポット撮影の管電圧を透視管電圧にするなど、コンデンサ装置の弱みを補う撮影手法をとり入れていた。胃集検間接撮影装置の系統図を図 8.33<sup>2)</sup> に示す。

撮影の位置決め出来る専用透視台を組合せ、操作者への X 線被曝量を軽減するなど工夫をしているが、蛍光板による透視撮影であった。日立は、1960

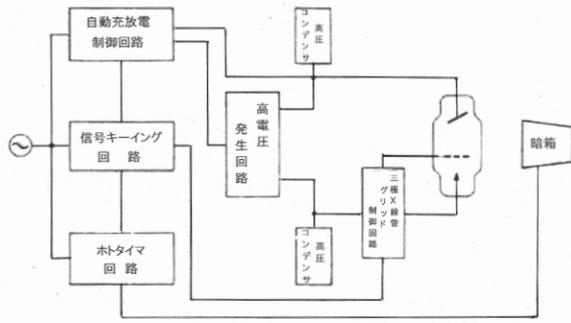


図 8.33 東芝胃集団検診間接装置系統図<sup>22)</sup>

年屈折レンズが付いた長尺カメラにより蛍光板上の像を縮小撮影する方式、また、デルフト社のスカロオデルカのフード部を観察可能に改造したもの、さらに、キヤノンの胸部用に開発したミラーカメラの応用も行った。しかし、被曝線量が多い、被写範囲が狭い、フィルム画像が小さいなどの問題があり、キヤノンの参画を得て、蛍光像をミラーを用いて透視 (XTV の撮像管) と撮影 (フィルム) を切り替える装置を開発した。ミラーが、一眼レフカメラのように往復駆動する機構にしたので、マーゲンミラーと呼称した。マーゲンミラーの蛍光板の透視像を2インチのイメージオルシコン撮像管の光電面に結像させTVモニターで観察する方式を1965年開発した。図8.34にミラーカメラの概略図を示す。その後、100mmフィルム用のマーゲンミラーCX-MS100TVも開発商品化された。島津も、このミラーカメラを用い、コンデンサ装置 (格子付きX線管) の胃間接撮影台AO-2を1965年に開発した<sup>2)</sup>。

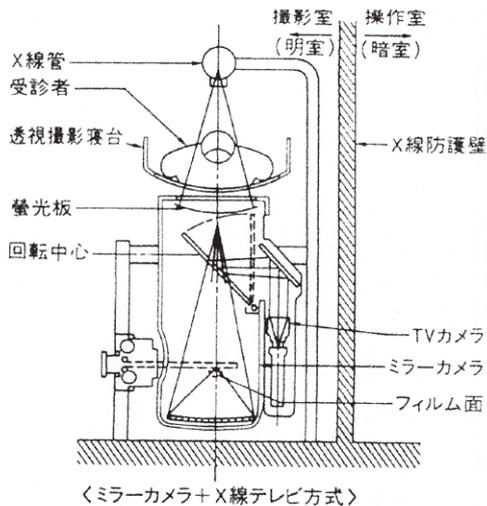


図 8.34 ミラーカメラ概略図<sup>1)</sup>

### 8.6.2 II(イメージ・インテンシファイア)間接撮影<sup>23)</sup>

胸部の間接撮影法は、蛍光板像をカメラレンズなどの光学系を用いてフィルム上に結像し、X線写真を撮影するものであるが、II間接撮影法は、イメージインテンシファイア (II) の出力蛍光面像を光学カメラで撮影するものである。II間接撮影法の胃の撮影への使用が研究されていたころは、IIの解像力は中心部で14~15Lp/cmと蛍光板を使用するミラーカメラの20Lp/cmにくらべて劣り、また、周辺部の解像力も中心部に比べて低く、画像のコントラストおよび間接像全体にミラーカメラに比し満足出来るものではなかった。

1977年、IIの入力面を硫化カドミウム重鉛 (ZnCdS) からヨウ化セシウム (CsI) に変更し、輝度および解像力が25Lp/cmと改善<sup>8)</sup>し、さらに、X線量は、ミラーカメラに比し1/50~1/100に減少した。立位、背臥位、腹臥位と種々の体位で撮影して病変を発見しなければならない腹部の撮影は、多量のX線量を必要とするが、CsI入力面のIIの開発で大きく前進した。また、100mmフィルム用のスポットカメラが使用出来るようになった。画質については、直接撮影は50~40Lp/cmであってII間接撮影よりよいのは当然ではあるが、IIによる間接撮影は線量が少ないので露出時間を短く出来る場合もあり、運動ボケの少ない写真への期待もあった。CsI入力面のIIへの変更により、透視撮影台の操作性も改善された。X線量も少なくすむのでコンデンサ容量もミラーカメラ方式が1.5μFであったが1μFと小さくでき (電流量mAsとコンデンサ容量μF、および差電圧kVの間には、mAs=μF×kVの関係がある)、さらに、コンデンサ用三極X線管も焦点が2mmから0.6mmへと小さくなり診断能は一段と向上した。イメージアンプの出力像は、光学系を介し、透視は、TVの撮像管へ、撮影はスポットカメラでフィルム録画の構成となった。図8.35<sup>24)</sup>にII間接撮影の概略図を示す。II間接撮影

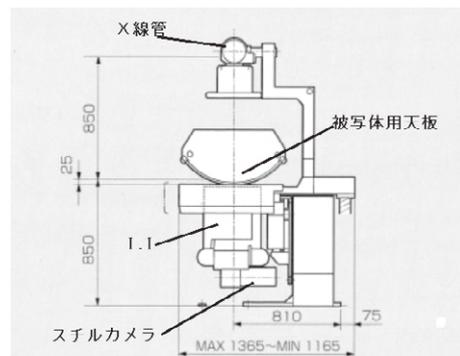


図 8.35 II間接撮影の概略図の例<sup>24)</sup>

装置は、車載も含め当初は、コンデンサ装置、三極 X 線管の組合せであったが、インバータ装置が実用化されると、二次側もサイリスタ遮断となるので、日本独自の開発品、格子制御の三極管も残念ながら姿を消した。なお、II 間接撮影の普及により、ミラーカメラの使用も順次減少した（キヤノンのミラーカメラは、2015 年 4 月に製造中止となった）。

## 8.7 MTF (画質評価)<sup>25)</sup>

消化管撮影のように動態撮影が対象になると焦点のボケだけで画質の評価は出来ない。例えば、運動のボケ、つまり、臓器の動きが 3mm/s であるとき、撮影時間が 0.15s (s: 秒) であれば、 $3\text{mm/s} \times 0.15\text{s} = 0.45\text{mm}$  のボケが画像に映ることも考慮せねばならない。また、イメージング増感紙 (II) および増感紙、さらには、透視撮影台も含めボケがあるので、画質の評価が複雑になってきた。そんな中、解像力を理論的に解明した MTF が導入され医用でも利用されるようになった。

### 8.7.1 MTF とは (曲線の見方)

modulation transfer function を略したもので、空間周波数伝達関数という。画像形成に関する因子とシステムの鮮鋭度、解像度を表す。図 8.36 に MTF 曲線の例を示す。

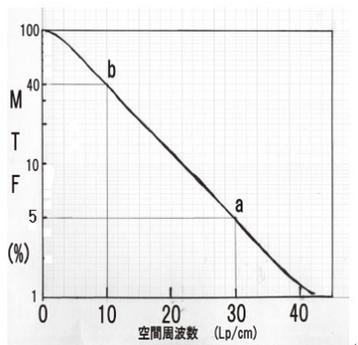


図 8.36 MTF 曲線 (例)

#### (1) 横軸

空間周波数を Lp/cm (Line pairs per cm) で示す。Lp/cm は線対/cm<sup>せんつい</sup>とも書かれ、1cm 幅に白黒パターンが何対あるかを示す。図 8.37 の例は 5 本あるので、5Lp/cm である。



図 8.37 空間周波数  
(例) 5Lp/cm

#### (2) 縦軸

コントラストを%、または、小数の対数尺目盛で表す。他にレスポンスと呼ぶことがある。

#### (3) 曲線の見方

図 8.36 の MTF 曲線の a 点は、30Lp/cm のとき、5% の MTF と呼ぶ。この意味は、「30Lp/cm」のパターンは、この画像装置を通すとコントラストが 5% に減ってしまう」ことを示している。

図 8.38 で、図 8.36 の a 点と b 点を図解すると、図 8.38 の A: 図 8.36 の a 点のように細かいパターンの出力はコントラストが、5/100 に低下する。図 8.38 の B: 図 8.36 の b 点のように荒いパターンの出力はコントラストが、40/100 に低下する。したがって、MTF とは、細かさに応じて、どれだけコントラストが低下するのかを示すものである。なお、MTF が、5% のときの Lp/cm が実用的な識別値といわれている。

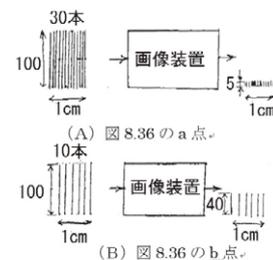
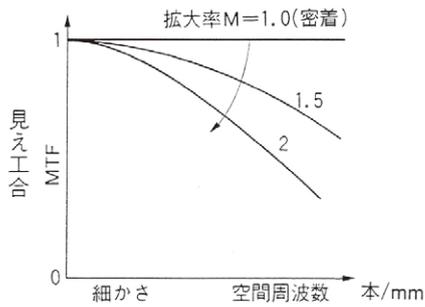


図 8.38 MTF 曲線の見方

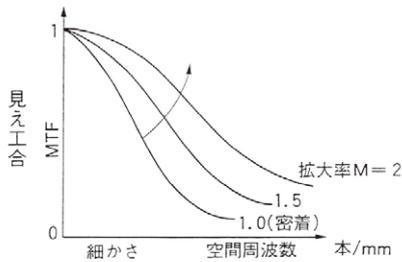
図 8.38 MTF 曲線の見方

#### (4) 拡大率との関係

焦点の MTF は、密着撮影 (拡大率  $M=1$ ) では、ボケはゼロで細かいものがよく見えるが、 $M$  が大きくなると細かいものが見えにくくなる。この曲線を図 8.39(a) に示す。増感紙、フィルム、イメージング増感系は、密着撮影 (拡大率  $M=1$ ) での曲線が感光系の固有の特性であるので、拡大率が大きくなるとボケが減って見やすくなる。この曲線を図 8.39(b) に示す。したがって、ある拡大率における、焦点、感光系の MTF に臓器などの運動の MTF を、 $\text{焦点} \times \text{感光系} \times \text{運動} = \text{総合 MTF}$ <sup>25)</sup> として総合評価し、画質の向上に役立てることも検討し得るようになった。



a. 被写体面における焦点のMTF



b. 被写体面における増感紙フィルムのMTF

図 8.39 焦点&増感紙、フィルム拡大率による MTF の変化<sup>26)</sup>

## 8.7.2 MTFの測定法

### (1) チャート法

矩形波チャート (図 8.40) を撮影し、各 Lp/cm の輝度波形 (X 線強度) からコントラストを計算して MTF 曲線を作成する。ただし、10% 以下のコントラストになると波形自体の起伏は小さくなるので誤差は大きくなる。

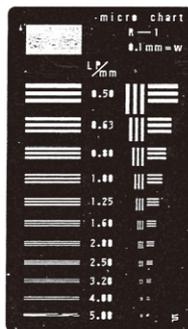


図 8.40 矩形波チャート (例)

### (2) LSF 法

極めて細い鉛のスリット (10 $\mu$ m 程度が用いられる) を通過した方形波の X 線を入力にし、フィルムに映すとスリット像が得られる。この出力となるスリット像のことを線拡がり関数 Line spread function (以下 LSF と呼ぶ) という。得られたスリット像をマイクロデンシトメータでスキャンし、フィルム特性曲線でスリット像の濃度分布を X 線強度に変換する。つき

に、LSF 波形を周波数解析、すなわち、LSF の中に各 Lp/cm がどれだけ占めているかをフーリエ変換して求め、その値が、LSF 全体の何%にあたるかを計算 (正規化する) して MTF を算出する。この計算はデータ数が多いのでコンピュータで行う。なお、LSF のデータ精度を上げるため、通常は、高照射条件と低照射条件の撮影を行い截断誤差を最小にする補正を行っている。

## 8.8 映像系の進化 (増感紙・フラットパネル)

X 線写真は、増感紙、グリッドがないと映像にはならないと言われている。X 線管、イメージング、透視撮影台などは、X 線画像作成の中心ではあるが、被写体の X 線吸収などにより、減弱した X 線を画像構成に寄与させている感光系、または、散乱線除去などを行うグリッドの支えがなくては診断能の向上はありえない。映像系の構成のなかのグリッドと感光系 (増感紙とフラットパネルとの関係) についてもその進化を記述する。

### (1) グリッド<sup>26)</sup>

図 8.41 に示すように、X 線が被写体に入射すると一部は透過して映像となるが、大部分は吸収されると同時に、被写体内部から二次 X 線が全方向に放射される。これが散乱線でフィルムに到達しカブリとなり、コントラストを低下させる。散乱線は、グリッドによって除去する。図 8.42 にグリッドの構造を示す。鉛を短冊状にして格子のように並べ、隙間は支え材として、木、アルミ、樹脂など X 線の透過性の良い材料を用いる。

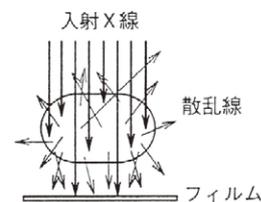


図 8.41 散乱線<sup>26)</sup>



図 8.42 グリッドの構造<sup>26)</sup>

グリッドを用いることにより、鉛と鉛のスキマから出る X 線は映像となり、また、斜めに入る散乱線は鉛に吸収され映像効果をあげるが、反面、入射 X 線の一部は鉛に吸収され、スキマ材でも X 線は吸収されるなど欠点もあるため、入射線量は増える。図 8.43 にグリッドの構成比を示す。グリッド比 (R) は、 $R=h/D$  (D:グリッドのスキマ、h:グリッド高さ)、鉛厚さ d とすれば、密度 (n) は、 $n=1/(d+D)$  で表し、グリッド密度は、通常 1cm あたり何組の d+D があるかで表示する。例えば、40 組あるときは 40Line/cm と表示する。

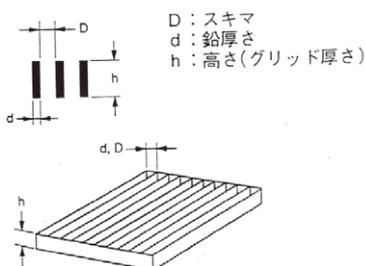


図 8.43 グリッドの構成<sup>26)</sup>

グリッドには次のような種類がある。①固定グリッド (グリッドの縞目が写真に写る) ②移動グリッド (ブッキーと呼称している。撮影中グリッドを動かして縞目をぼかす)。③平行グリッドと集束グリッド (平行:周辺に線量の損失があるが、撮影距離が長いと平行光線に近くなり無視できる。集束:撮影距離によってグリッドを変える必要がある。(図 8.44))

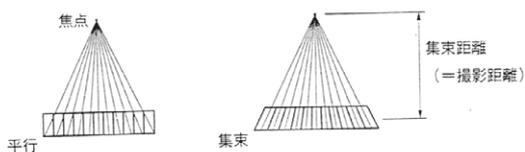


図 8.44 平行グリッドと集束グリッド<sup>26)</sup>

グリッドの効果は、図 8.45 に示す。図よりコントラストの改善は 2 倍以上になるが、露出倍数が上がり、X 線出力を上げねばならない。散乱線除去用のグリッドについては、1913 年 Bucky (米) が考案した。

	コントラスト改善度	露出倍数
グリッドなし	1	1
5 : 1	2.46	3.89
10 : 1	3.53	6.94

図 8.45 グリッドの効果<sup>26)</sup>

(2) 増感紙<sup>27) 28)</sup>

増感紙は 1897 年エジソンによる  $\text{CaWO}_4$  増感紙の発明から発展してきた。フィルムは薄いので X 線の吸収つまり感光が少ないので、フィルムの両面に増感紙を挟み、増感紙の吸収発光を利用し、フィルムの X 線吸収 (感光) を助長するもので、X 線の入射方向をフロント、反対側をバックという。

図 8.46 に増感紙の構造の概要を示す。フロント、バックにある蛍光体が X 線を吸収・発光しフィルムを感光させる。この場合は増感紙の発光がフィルムを通過し再感光するクロスオーバーという現象が生じるマイナス要因もある。国内では、化成オプトニクス株式会社が 1951 年に開発した、FS、MS、HS のタイプがその代表的な増感紙で、FS は、鮮鋭度:高い・感度:低い、MS は、鮮鋭度:中・感度:中、HS は、鮮鋭度:低く・感度:高い、の表示で販売された。FS は、骨部、胸部など一般撮影に、MS は、消化管撮影が用途であった。また、小焦点での拡大撮影では X 線出力が不足、大腿骨などの撮影は多くの X 線出力を必要とするので、感度の高い HS が用いられる。この FS、MS、HS の MTF 曲線を図 8.47 に示す。

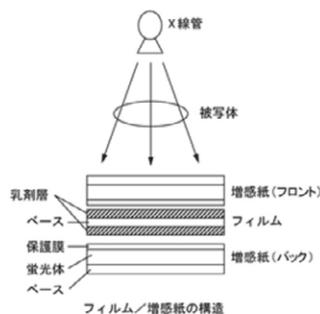


図 8.46 増感紙の構造の概略図<sup>27)</sup>

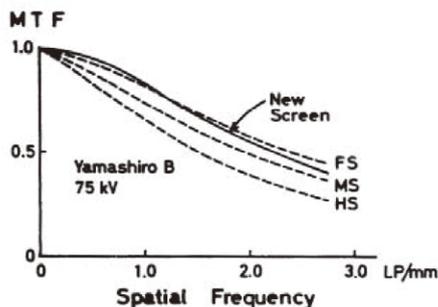


図 8.47 増感紙 FS、MS、HS の MTF<sup>28)</sup>  
(化成オプトニクス製)

その後、被曝低減のため、多層構造、小粒子技術などを開発し、1976 年には、LT、LF シリーズを、1983 年にはグリーン発行希土類増感紙およびクロ

スオーバーを低減したフィルムを開発し国内全体の60%、海外先進国では多くのシステムで使用された。

### (3) フラットパネルディテクタ<sup>28)</sup> <sup>29)</sup>

病院に保管する膨大な X 線フィルム、また、現像液も銀 (Ag) が含まれている。撮影フィルムはデジタル画像に変換、現像液は回収するなど再生技術は確実に進んでいた。一方、地球環境の配慮から、1996年ロンドン条約の発効により写真廃液の海洋投棄が禁止され陸上での償却処理となった。フィルムを用いる撮影の煩わしさは誰もが思っていたが、この頃から映像をすべてアナログからデジタルへ変換するデジタルラジオグラフィ装置で、各社が1990年頃から開発をしていた、フラットパネルディテクタ (以下 FPD と呼ぶ) の開発が急がれていた。

1998年キヤノンは、X線検出部に増感紙用蛍光体として長い実績のある硫化酸化ガドリニウムとテルビウム ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) からなる蛍光体を受光面に採用し、画素ピッチ  $160\mu m$ 、画素数 720 万、センササイズ  $43 \times 43cm$  の大画面アモルファス・シリコン光センサを積層したデジタルラジオグラフィ装置 (フラットディテクタ) CXDI-11 を発表した。図 8.48 に構造の概略図を示す。

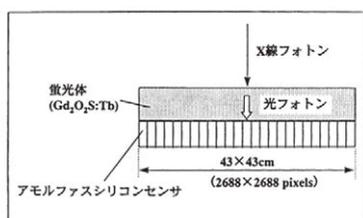


図 8.48  $Gd_2O_2S:Tb$  ディテクタの概略図<sup>28)</sup>

また、日立は、受光面を、 $Gd_2O_2S:Tb$  のテルビウム (Tb) を CsI にし、光の画像をフォトダイオードにより電荷に変換する方法で、2002年、MEDIX VOL.36 に発表している。FPD の構造を図 8.49 に示す。FPD に入射した X 線像は CsI シンチレータで可視光線に変換する。可視光は画素ごとに設置されたフォトダイオードで電荷に変換され、TFT (薄膜トランジスタ) によるスイッチ回路を有するアモルファス・シリコン TFT アレイ (amorphous-silicon TFT array) で読みだされる。フォトダイオードに蓄積されている電荷は、低ノイズアンプによって増幅され、A/D コンバータで変換され、デジタル映像信号 (デジタルボード) となる。FPD の外観を図 8.50 に示す。

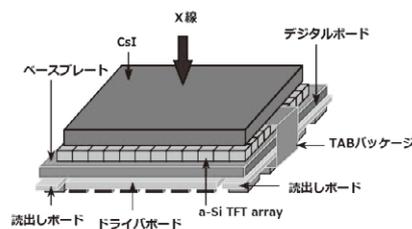


図 8.49 CsI ディテクタの概略図<sup>29)</sup>



図 8.50 FPD の外観図<sup>29)</sup>

II の丸い筒のようなものから平らな形状への変換は画期的であり透視撮影台の省スペース化に貢献し得る。図 8.51 には、日立の発表したフラットパネル PaxScan4030A (Varian Medical System) と II-CCD カメラシステムとの MTF を示す。II と同等の性能比較となっているが、この値は受光面の中心であるので、球状面の II は、中心と周辺では収差がある。これに対し、FPD は、画面全体がフラットであるため解像力は一様である。

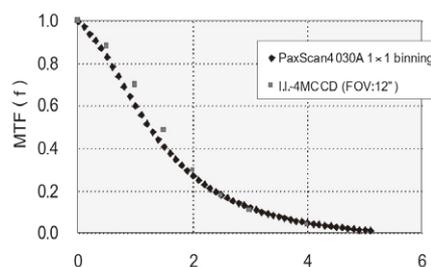


図 8.51 FPD と II の MTF<sup>29)</sup>

## 8.9 消化管用 X 線管の推移<sup>24)</sup> <sup>30)</sup> <sup>31)</sup>

戦後の生活環境の変化により胃がん検診が成人病検査では定例化した。この消化管検査用として、回転陽極 X 線管装置は、X 線高電圧装置、イメージング、増感紙・フィルムシステム、透視撮影台からの影響を受けて発展してきた。

透視撮影台においては、所定のカセットを手動で入れ替える方法で撮影していたが、1972年には、このカセットの入れ替え作業をせず、大量のフィルムを

そのまま透視撮影台に装着出来る装置が（名称；カセツテレス）開発され、撮影作業の促進化に貢献した。また、間接撮影での感光系はミラーカメラであったが、1977年には、高解像力イメージアンプに変わるなど、X線画像の改善が進んだ。一方、回転陽極X線管装置は、使用頻度の増加に対応し陽極の熱容量も300kHU、400kHUと大きくなった。診療施設の規模にもよるが、現在は、補修用も含め、使用頻度に応じて200、300、400kHUの種類を揃えている。

1987～1991年にインバータ式X線高電圧装置が実用化になり、車載用に重宝されたコンデンサ装置とともに三極X線管の使用も減少してきた。また、1998年にキヤノンがFPD開発の発表を行うと、各社も同様にFPDを実用化した。FPDの登場は、画像構成システムに画期的な変化を与えた。従来の感光系の代表格であった、IIは、真空管であることによる大容積、曲面による画像歪、丸い視野という弱点があった。さらに、信号変換過程は、X線を光にし、それを電子に変換、再度、光にし、この像を、IIの後段におかれたテレビカメラで電荷として観察するなど各変換過程で信号が劣化する（総合MTFが低下）など、像質は落ちる。ただしX線感度はFPDより優れている。これに対し、FPDは、増感紙+フィルムの密着撮影の45～50Lp/cmより解像力（図8.51参照）は落ちるが、増感紙より感度がよいので、焦点を小さく出来るとともに、撮影時間も短くなるので運動ボケを小さく出来る。FPDについては、透視は感度的に少し苦しい面があるものの、受光面が凸面のIIは収差による歪があるが、FPDはフラットであるので歪がない、その他、デジタルであるので、拡大、コントラストなど画像操作が出来るといふ大きな利点があった。

このFPDを用いた、高級透視撮影台として、日立は、VersiFlex VISTA（図8.52）を、東芝は、ZEXIRA（図8.53）を、島津は、SONIALVISION G4

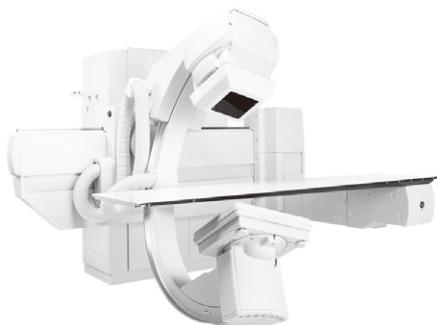


図 8.52 透視撮影台  
DR方式X線TV<sup>31)</sup>  
VersiFlex VISTA（日立）



図 8.53 透視撮影台<sup>30)</sup>  
DR方式X線TV  
ZEXIRA（東芝）



図 8.54 透視撮影台<sup>24)</sup>  
DR方式X線TV  
SONIALVISION G4（島津）

（図8.54）を商品化した。X線高電圧装置は、インバータで、回転陽極X線管装置は、陽極熱容量600～800KHU、焦点組合せは、0.4/0.6～0.7mmと撮影用の焦点が20数年の時を経て0.8mm以下になった。

定電圧波形（インバータ）による撮影電圧の低減、FPDによる感度改善もあり、焦点が0.6～0.7mmになっても撮影定格は、図8.55に示すように90kV以下で400mAが使用できるので画質改善は大きく前進した。

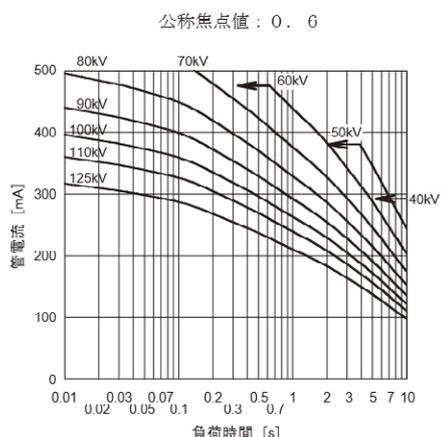


図 8.55 定電圧スポット撮影定格<sup>30)</sup>  
ステータ電源周波数 180Hz（東芝）

ただ、透視用焦点は、IIより感度が低いので0.4mm焦点とし、線量不足をカバーするため、透視は、管電流を20~30mAで、20~30枚/秒の間欠印加、つまり、パルス照射を行うことで透視像を改善した。

なお、小焦点で大きな電流を得ようとすると、図8.56に示す放射特性（エミツション特性）より、フィラメント電流は、比較的高いポイントに移行している。フィラメント電流が高くなると、フィラメントの蒸発を促進し、フィラメント寿命ひいてはX線管の寿命にも影響してくる。その対策として、次のような方法が開発された。X線管の製造工程の排気作業で高電圧負荷を加える時は真空度が悪いのでフィラメントの消耗が激しく、排気作業でフィラメント寿命が20%近く損耗すると推定される。その時、メインのフィラメントを使用しないで、排気専用のフィラメントを用いる方法として、図8.57に示すように第3のフィラメントを2重焦点の間に設けるという実用新案を東芝が出願し登録した。排気専用のフィラメントを設けることは撮影頻度の多い仕様のX線管には有効である。その他、使用頻度の多い場合は、X線管装置は、オイルを循環させて冷却する機構も有している。

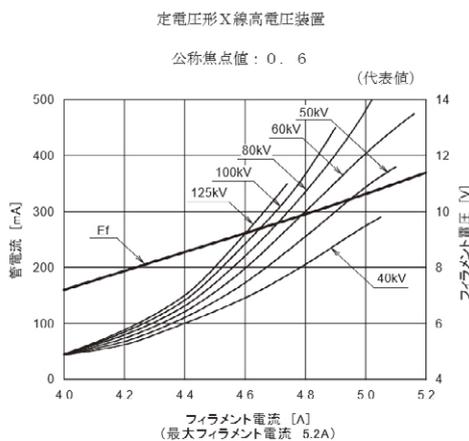


図 8.56 エミツション特性（東芝）<sup>30)</sup>

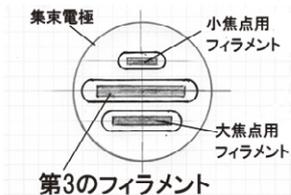


図 8.57 2重焦点の間に第3のフィラメントを設ける（東芝実用新案）

映像系の進化において、何よりも素晴らしいのは、FPDの出力は、小さな画素からのデジタル信号であるということである。そのため、画像の無線送信が可

能となり、フィルム現像、運搬を介せず直接ネットワークを通じて迅速に配信できることである。これが、PACS (Picture Archiving and Communication System) であり、画像保存通信システムという。各種検査機器から画像データを受信し、データベースを保存し端末に表示するシステムが開発され、多くの病院では、日常的に活用され、診断の効率化に貢献している。医師が、シャーカステン (Schaukasten) でX線写真を観察していたころが夢のようである。

FPDは、画面を見ながら手元で画像操作が出来るため、見にくいところが見易くなった。また、増感紙の蛍光体層の厚さ、粒子径の均一性、分布、フィルムの粒状性など画像モトル (mottle) の問題も少なくなるとともに、フィルム特性の閾値もなく、濃度がリニアであるという大きな利点がある。国民生活に必要な技術の革新ではあるが、約一世紀にわたり貢献してきた増感紙、フィルムの使用が減少しつつある。

#### 引用・参考文献

- 1) 日本画像医療システム工業会：日本の放射線機器戦後発展史, P26-29, 40-41, 45-47, 143, 日本画像システム工業会 (2009.11)
- 2) 島津製作所医用機器事業部：レントゲン回顧, P51, 55, 島津製作所 (1994.11)
- 3) 東芝メディカル：21世紀への懸橋, P47, 50, 69, 東芝メディカル (1998.10)
- 4) 田部, 西村：回転陽極X線管の焦点外X線とそれをしゃへいした試作X線管, P100-101, 島津評論, 16(3) 99-104 (1959.3)
- 5) 吉田, 芳賀, 回転陽極X線管, M5133 (焦点外しゃへい形), P717-721, 東芝レビュー, 17(7) (1962.07)
- 6) 木下隆博：電気物理・電気回路, P533, オーム社 (1959.7)
- 7) 田部, 津田：医用X線テレビジョン装置, P32, 島津評論 25(1) (1968.3)
- 8) 津田, 平川：島津高性能イメージングプリファイア, P60-63, 島津評論 34(1) (1977.3)
- 9) 島津製作所：島津製作所史, P383-385, 島津製作所 (1967.9)
- 10) 高見元敏：日本における胃がん検診の歴史とこれからの展望, 癌と人 P20-22, publisher (2015.1): Web, <http://ir.library.osaka-uac.jp/dspace/> (2016.11.10 閲覧)
- 11) JIS Z 4120 2008: 焦点, 付属書 A, 図 A-2 受像器面上の実焦点の投影

- 12) 関, 加来, 村木: W-Mo 張合せターゲットを使用した診察用回転陽極 X 線管, P1445~1447, 東芝レビュー22(12), (1967.12)
- 13) 株式会社アライドマテリアル提供資料
- 14) CIRCLEX0.6/1.2P18&38DE-80 取扱説明書, P26, 島津製作所 (2003)
- 15) 香川威: 医用 X 線管, P32-55 京都放射線技術専門学校 (1976.9)
- 16) 陳列品: ソフテックス株式会社 (2016.8)
- 17) 神戸, 香川: 線量低下の少ない X 線管, 日本放射線技術学会誌 (1973.7)
- 18) エスペ・クノール: 真空管材料学, 船曳春吉訳, 有隣堂 (1945.2)
- 19) W.J.Osterkamp: The Heat Dissipation in the Anode on an X-ray Tube, Philips Res.Rep.3, 3, P.161-173 (1948)
- 20) 東芝: 90年にわたり医療・工業用 X 線装置のキー・デバイスを提供する東芝電子管デバイスの年表, 東芝 (2005)
- 21) 妻鹿, 田部, 嵯峨根: 回転陽極 X 線管の許容負荷の増大, 日本放射線技術学会雑誌抄録 (1966, 6)
- 22) 牧野, 井出, 大久保: 胃用 X 線間接撮影装置, P896-899, 東芝レビュー19(8) (1964.8)
- 23) 佐々木, 福西他: II 間接撮影方式による胃の集団検診装置, P13-21, 島津評論 34(1) (1977.3)
- 24) 島津カタログ: 透視撮影台, (2016.8)
- 25) 神戸, 津田: X 線像の画質に影響を与える諸因子の解析, P81, 島津評論 34(1) (1977.3)
- 26) 島津製作所医用機器事業部: X 線写真の基礎, P14-16, 島津製作所 (1992.4)
- 27) 獣医療における放射線診療技術研修教材 - 放射線防護技術編, 図 21, 日本獣医師会発行 (2007.9)
- 28) 山田勝彦: 日本放射線技術史第 2 巻, P98-99, 社団法人日本放射線技術学会 (1989.1)
- 29) 池田, 石黒他: FPD 対応 X 線透視撮影システムの開発, P28-29, MEDIX VOL.36 (2002.1)
- 30) 東芝テクニカルデータ: 透視撮影台東芝提供写真 (2016.4)
- 31) 日立カタログ: 透視撮影台, 日立提供写真 (2016.7)

# 9 | 循環器撮影と CT 撮影

1976年日立が国産初の頭部CT装置を開発した。その後、1980年には第三世代CT (Computed Tomography) の幕開けとなり回転陽極 X 線管の陽極熱容量が桁違いに大きくなった。一方、循環器においてはカテーテルを使った治療 (IVR: Interventional Radiology) として血管の狭窄を拡張する経皮的冠動脈形成術 (Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty) が、1981年から国内でも行われるようになった。イメージングを用いてのシネ撮影を行い、透視をしながら血管にバルーン (balloon) を挿入する方法であるが、被検者数も多くなり頻度の高い撮影となり陽極熱容量のアップが必須の状況となった。当時、CTの開発スピードは極めて速いため、循環器撮影用 X 線管は、CT用 X 線管の技術を応用した技術変遷となったので、CT撮影、循環器撮影の順序にて記述する。なお、CT装置についての詳細は、技術の系統化調査: VOLUME 12「医療用 X 線 CT 技術の系統化調査、2008.3」を参照されたい。

(図9.2)。H7129は、図9.2に示すようにターゲット板をフードで抑える構造にして変形防止を図るとともに、陽極の冷却としては、ターゲットの裏側部に絶縁油をジェットで吹き付ける方式とした。ターゲットと油冷面管距離を短縮し16L/minの冷却油量を循環するタイプであり、1977年国内で初めての頭部CT用 X 線管装置であった。

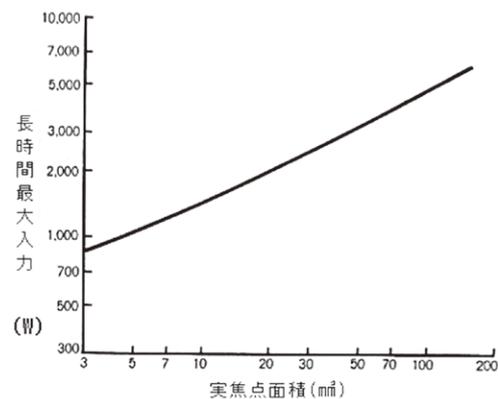


図9.1 固定陽極 X 線管の焦点面積と長時間最大入力の関係図

## 9.1 CT 撮影

### 9.1.1 固定陽極 X 線管<sup>1)</sup>

#### (1) 頭部専用 X 線管の概要

頭部用のCTのスキアン時間は、第1世代で4分、第2世代で、0.6~1.7分、連続入力が、3~4kWを必要とした。当時、回転陽極 X 線管で1kWを超える容量のものがなかったため、固定陽極 X 線管の採用となった。X 線管は検出器との関係で、焦点の長さ方向が短く、幅方向が大きい形状を必要としていた。国内では、強制油冷タイプで250kV25mA連続使用の治療用の X 線管 T-2531 (JIS 形名) を商品化していたので耐電圧、容量含め連続使用については技術的に大きな問題はないが、ガントリーに取付けての併進、および、回転運動の衝撃、振動に耐える機械的強度が必要であった。

#### (2) 日立開発品

固定陽極 X 線管の焦点面積と長時間最大入力の関係は図9.1に示すようになっていたので、4kWを確保するためには、約75mm<sup>2</sup>以上の実焦点面積を必要とするが、日立は、ターゲット角度を適当に選んで定格150kV、21mA (3.2Kw)、焦点サイズ、幅12mm×長さ2mmの頭部用固定陽極 X 線管 H7129を開発した

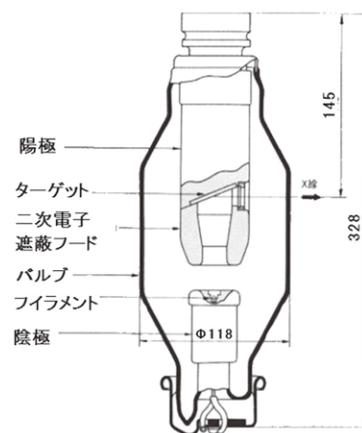


図9.2 H7129の構造図

#### (3) 東芝、島津開発品

1979年島津は、焦点サイズ、幅14mm×長さ1.8mm、130kV、27mA (3.5kw) DX-130-27を、東芝はCX-111を頭部CT装置用として開発した。島津、東芝とも固定陽極 X 線管で冷却は陽極の裏側に絶縁油でジェット噴射する循環方式である。

なお、1980年頃から回転陽極 X 線管を用いた全身用CT装置 (第3世代シングルスライス) の使用が始まったため、頭部専用装置の生産は中止となったが、

頭部CT用固定陽極X線管については2003年頃まで使用されていた。

### 9.1.2 300~500kHU回転陽極X線管<sup>1) 2)</sup>

固定陽極X線管を用いての頭部CT装置はスキャン時間が長いという問題から、海外ではすでに製品化されていた全身の断面撮影ができるCT装置の出現が望まれた。全身用CTでは、検出器を多く設け1回転10秒以内に1スライスのX線照射を行うので、短時間入力の大きい回転陽極X線管が要求された。回転陽極X線管が回転運動時の衝撃、振動、および、遠心力に耐える構造が必須であることは当時理解できたが、陽極の熱容量がどこまで必要なのか予測できなかった。

#### (1) 全身用CT装置のビーム機構

X線管から扇状に放射されたX線ビームが、被写体を透過後円弧上に配置した検出器群(Xeガスを封入した電離箱)により検出されるX線ビーム機構を図9.3に示す。この方式はGE(米国)の特許で、すでに日本で登録済であった。

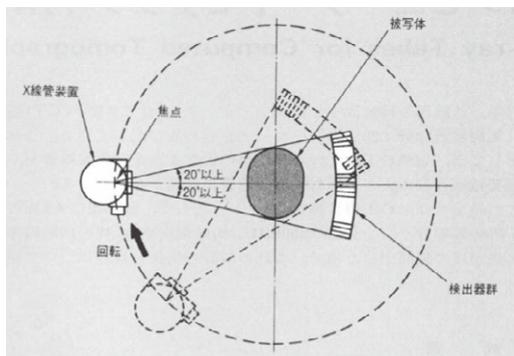


図9.3 全身用CTのX線ビーム機構

#### (2) 300KHUX線管の開発

1979年日立が、300kHUのCT用X線管UJ-6FC-05Vを開発した図9.4にX線管の外観を示す。

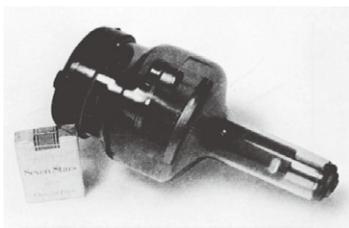


図9.4 CT用X線管UJ-6FC-05V(300kHU)

ターゲットは、直径 $\phi 100$ mm、タングステン(W)・モリブデン(Mo)の複合で、ターゲット材料の熱容量と温度の関係を図9.5に示す。図9.5からWを300HU/gを、Moを530HU/gに設定しターゲットの厚さ、重量を決めた。図9.5は、ターゲットの材料に蓄積された熱容量が温度上昇により増加する状況を示す。

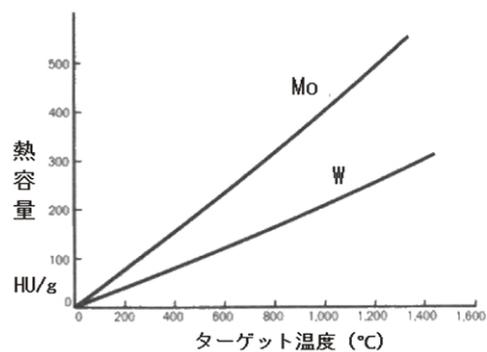


図9.5 ターゲット材料の熱容量と温度の関係

焦点は、2mmで180Hz、0.1sでの単発負荷定格は、84kWであり、全身用CTの負荷20~40kWをカバーしている。パルス負荷の制御が出来るようグリッド電極を設けた三極管構造とした。放射窓は、X線管軸に直角な方向の照射野を40度以上にし、長方形の穴をあけた鉛カバーを付け、余分なX線のしゃへいを行った。また、ターゲット重量増による回転寿命の低下を防ぐため、軸受け荷重が増加しないような構造設計を行った。

スライスの負荷は、定電圧120kV $\times$ 200mA $\times$ 5ms $\times$ 361パルス=61,000HU(走査時間7sec)であるが、繰返し負荷の最大値を予測して、9,000HU増の70,000HUとし、120sec間隔で加えた場合と90secの場合のパターンを計算した。その計算の例を図9.6に示す。図9.6に示すように10回以上の繰返しは可能である。

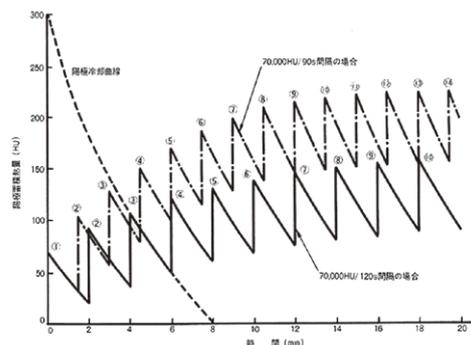


図9.6 繰返し負荷のパターン

いずれにせよ、1回のスキヤンの負荷が70,000HU以下であれば、状況に応じて使用は可能であるが、今後のチャンネル増に対し、パルス数も含め、インターバルを短くする必要があるので、さらに陽極熱容量の増加が求められた。

### (3) センタメタルボディタイプ 500kHUX 線管の開発<sup>2)</sup>

東芝も1978年に循環器用の300kHUを開発していたが、1979年にCT用の500kHU X線管CRX-4733HD-Hを開発した。このX線管は、ターゲット径 $\phi 125\text{mm}$ と大きくした。そのため、高速回転にすると、質量、慣性モーメント、遠心力が増大して、回転機構に大きな負荷がかかる。そこで、従来の300kHU、直径 $\phi 100\text{mm}$ ターゲットに比べ質量1.7倍、慣性モーメント2.2倍、遠心力3倍の負荷に耐えるため、軸受け潤滑方法・管球保持方法の改良など、回転機構の改善とともにステータの高出力化を行った。また、ターゲットの裏面、および、回転体であるロータ表面を黒色化した。これらの黒化部は、全使用温度帯での平均輻射率が0.9を超え、事実上の黒体であるので熱放散を向上させた。図9.7に直径 $\phi 125\text{mm}$ 、熱容量500kHUの黒化ターゲットと $\phi 100\text{mm}$  300kHUターゲットの裏面を示した。

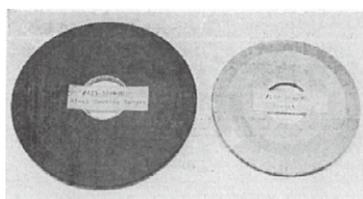


図9.7 直径125mm 500kHU黒化ターゲットと直径100mm 300kHUターゲット(裏面) 東芝

また、ガラスバルブを用いた従来のX線管では、ターゲットおよびフィラメントから蒸発したタングステンがバルブに金属蒸着面を作り、これが、中間電極となって放電現象を引き起こす恐れがあった。ターゲット径、また、重量が大きくなるとこの現象が促進され、さらに、X線管の回転機構損傷、ターゲットの荒れ、電子銃の損耗などX線管の寿命を短くする重要要因にもなりうるので、X線管のセンタをメタルボディ(メタル外囲器)にしX線管寿命の改善を図った。図9.8に構造が分かり易い米国、バリアン社(以後、VARIANと呼ぶ)のS-700シリーズのカタログから抜粋したセンタメタルボディX線管(以下メタルボディと呼ぶ)の概略図を示す。

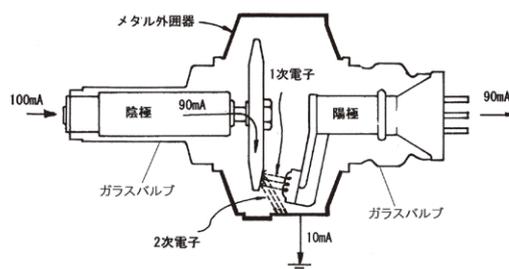


図9.8 VARIAN S-700シリーズ<sup>3)</sup>

CRX-4733HD-Hもメタルボディを採用の折、電荷重畳法による電極表面電界の計算で行なったが、メタルボディ表面は電界がなく、耐電圧上表面状態はそれほど重要でないことがわかった。なお、メタルボディX線管はガラスバルブX線管に比し小放電の損傷には極めて強い抵抗力を示すが過大な放電には弱く、ときには回復不能となることがある。その他、メタルボディのX線管は、陽極表面で反跳した電子および2次電子が中間電極であるメタルセンタボディへ流れ込むため、陽極電流は陰極電流とメタル電流に分配される。この分配比率は、図9.8バリアンのS-700シリーズ(ターゲット直径 $\phi 100\text{mm}$ )では、約9:1であるが、CRX-4733HD-Hでは、約12:1であった。この値の差は電極寸法の差によると考えられる。いずれにせよ、メタルボディへ多くの2次電子が流れるので、焦点外X線の影響は極めて少なくなるという大きな利点がある。

### (4) センタメタルボディタイプ 500kHUX 線管の陽極熱容量検証と冷却

CRX-4733HD-Hは、使用管電圧120kV、焦点 $1.0 \times 1.7\text{mm}$ 、である。最大陽極熱容量は、時間ゼロの状態、質量 $\times$ 比熱 $\times$ 温度により計算されるカロリーをHU換算して求めるが、ターゲット裏面を黒化した放熱という大きな特性があるので、その効果も確認するため、時間と放熱を考慮した規格、IEC Publication 613-1978により最大陽極熱容量500kHUの検証を行った(図9.9)。その試験方法は、図9.9に示すとおり、陽極に冷状態から500kHU(=管電圧80kV $\times$ 管電流230mA $\times$ 負荷時間20sec $\times$ 1.41)に相当する負荷を加え、以降、最大陽極熱容量の90%以上を保ちながら50KHU(=管電圧80kV $\times$ 管電流230mA $\times$ 負荷時間2sec $\times$ 1.41)と冷却(18.8sec)を10回繰返し異常のないことと規定されている。陽極最大熱容量を設定するターゲット温度を $1,100^\circ\text{C}$ に設定し、ターゲット温度、 $1,100^\circ\text{C}$ 到達後、繰返し負荷、50kHUで、インターバルは20.8sで10回回り異常がないので、最大陽極熱容量500kHUとしての証明として十分である。

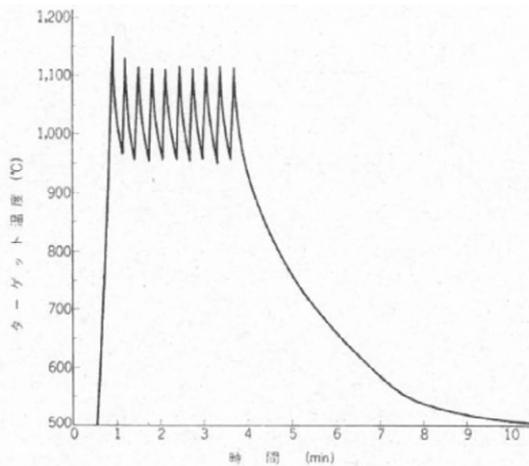


図 9.9 東芝 500kHU 線管装置の陽極最大熱容量の検証

なお、管容器に収納した場合、ターゲット直径の大きい分だけ外形は大きくなるが、冷却装置の油循環機器部を本体から分離し、送風機は、管容器温度により強弱 2 段に風速を自動変速させている。X 線管入力が 70kHU/min (1,160HU/S) でも 60°C の表面温度を保てる冷却能力を有している。500kHU CT 用 X 線管 CRX-4733HD-H は、装置として連続平均入力が 70kHU/min であるため、VARIAN 社（米国）の S-700 シリーズ (750kHU) と同等の性能といえる。これは、S-700 シリーズが、ターゲット直径  $\phi 100\text{mm}$  に対し東芝は  $\phi 125\text{mm}$  で表面積を 1.5 倍大きくし熱放散を改善させたためである。図 9.10 に RX-4733HD-H の外観写真を示す。

$\phi 125\text{mm}$  のターゲットを用いた X 線管を国内で最初に開発したのは東芝である。

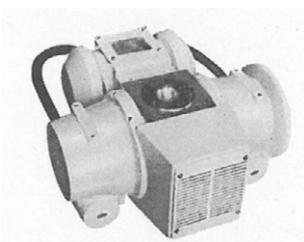


図 9.10 東芝 500kHU X 線管装置  
CRX-4733HD-H の外観

### 9.1.3 600kHU～2,000kHU (2MHU) 回転陽極 X 線管<sup>4) 5) 6)</sup>

#### (1) 海外品 750kHU X 線管の導入

第 3 世代シングルスライスの全身用 CT は、1980 年から国内開発品がスタートしたが、検出器のチャンネル数の増などにより、情報量が増え、1 スキャン当たりの負荷も増加し、対応する実用的な CT 用 X 線管が

国内にはなかった。そのため、VARIAN の 750kHU、S-700 シリーズが使用された。ターゲット角度 10 度、焦点 1.5mm で 9sec スキャンの一例を図 9.11 に示す。被験者 1 人当たり負荷は、管電圧、120kV、管電流 200mA、パルス幅 2.5msec、610 パルス (pulss)、1 回のスキャン入力は、51,600HU で、休止 30sec、でスライス厚さ 1mm ならば部位にもよるが 10 スキャン以上は必要であろう。この時の連続平均入力は、1,327HU/S (930W) と約 1kW が必要であった。

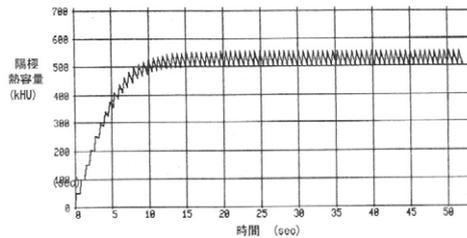


図 9.11 VARIAN S-700 シリーズ  
750kHU の使用例<sup>7)</sup>

東芝が開発した 500kHU、RX-4733HD-H の、連続平均入力は、1,160HU/S (816W) であるので国産の第三世代シングルスキャンの CT 装置に使用は可能であるが、東芝も含め各社、取付け、および、ソフトとも VARIAN の S-700 シリーズにマッチングされており、その上、製品の安定性も良好で市場の信頼も厚くブランド化していたため、簡単には国産品への取り替えとはいかなかった。そのため、VARIAN の CT 用 X 線管は、深く日本市場に浸透していた。バリアンの日本市場への参入は、曖昧であった X 線管の保証に関して比例保証制度を国内に広めたことは評価すべきことである。

#### (2) 陽極熱容量増大への対応

回転陽極 X 線管装置の陽極熱容量は、東芝の例を見ると図 9.12 に示すように指数関数的に増えてきた。

これは、X 線 CT スキャナが数十万個にも及ぶ X 線投影データを基にして 1 枚の断層面像を再構成するものであること、各 X 線投影データのフォトンノイズを十分小さくするために多数のフォトンが必要とすること、さらに、ごく短時間に続けて多数の断層像を得ることが重要になってきたことによるものである。そのためには、熱容量の大きいターゲットの開発、熱放散の効率化設計、耐熱構造の回転機構の開発が必要であった。その他、振動の減少、耐電圧性能の向上などいくつかの高度な性能が必要であった。

ターゲット上における電子衝撃の温度分布は、図

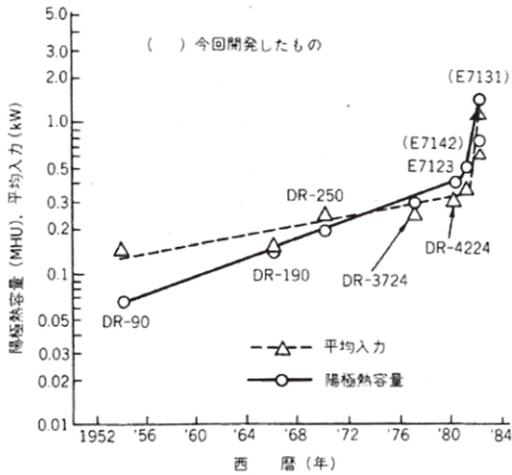


図 9.12 東芝回転陽極 X 線管の大容量化の歩み

9.13 に示すとおり、3 種類の様態を呈する。第一は電子ビームが入射する短時間（およそ  $40\mu\text{s}$ ）の焦点面の温度上昇で  $\Delta T$ （式は省略）で表す。第二の様態は、比較的長い時間（およそ 0.1S）内において、回転するターゲット上で電子入射面が通るドーナツ状の軌跡（以後電子入射軌道面という図 9.13 参照）で平均的に発生する温度上昇  $\Delta T_1$  である。第三の様態はターゲットの温度上昇（ベース温度） $T_B$  であり、非常にゆっくり変化する。それぞれの様態の温度変化は時間的スケールが大幅に異なるので、ターゲットの最高温度  $T_f$  は  $T_f = T_B + \Delta T_1 + \Delta T$  で表される。この場合、蒸発速度を小さくするために  $T_f \leq 2,800^\circ\text{C}$  にし、電子ビームの入力モードで大きく支配される温度分配は、実用的に、 $\Delta T_1$  は、 $100\sim 500^\circ\text{C}$ 、 $\Delta T$  は、 $1,300\sim 1,500^\circ\text{C}$  とした。一方ターゲット表面からの輻射熱はターゲット表面の絶対温度の 4 乗に比例するので、 $T_B$  は出来る限り大きくすることで  $1,000^\circ\text{C}$  前後とした。以上より 1.5MHU の熱容量をもつ、ターゲットは、W+MO+graphit の複合の直径  $\phi 125\text{mm}$  ターゲットとした。この場合、ターゲットの金属部分の厚さに対する、電子入射面温度  $T_f$  ( $2,800^\circ\text{C}$ ) と電子入射軌道面温度  $T_o$  とターゲット裏面温度  $T_B$  ( $1,000^\circ\text{C}$ ) と接合面温度  $T_c$  を計算した。

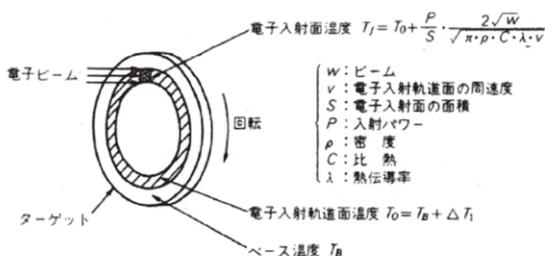


図 9.13 ターゲット上の温度分布

その結果を図 9.14 に示す。また、ターゲットを軽くするためには金属後面に graphit を張合わせるとして、金属部分と graphit 部分の厚さの配分を変えた場合の各点での最高温度と重量の関係を計算し、図 9.14 に“ターゲット重量”として加えた。これより、ターゲットの金属部分の厚みは、接合面温度のロウ材の溶融点の関係から 10mm 近辺が妥当で、これに graphit を加え、重量約 1.5kg、厚さ 40mm となり、従来品 (500kHU) の 1.5 倍と大きくなった。そのため、ターゲットを支え保持する回転機構には高デューティの入力を可能にした断熱ロータを開発した。図 9.15 にその概略図を示す。

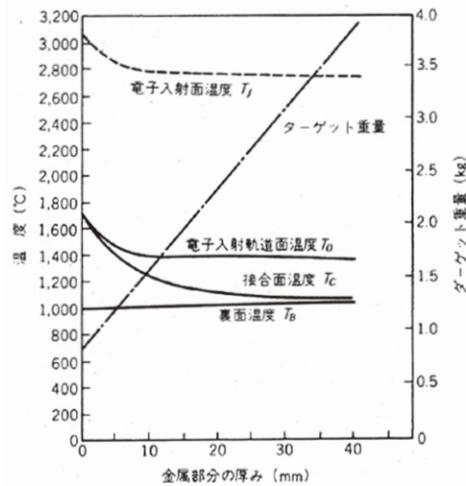


図 9.14 ターゲットの材質による温度分布および重量変化

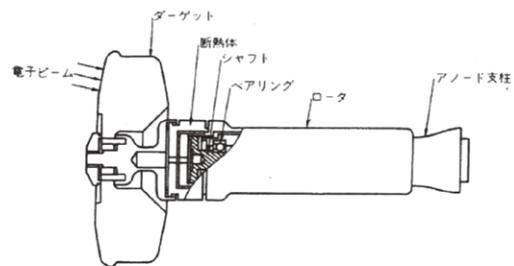


図 9.15 1.5MHU 回転陽極

なお、600kHU の熱容量を超えるアノードとなると従来の熱容量より重量が増すので、軸受けも強固なものにしなければならない。しかし、回転子であるロータ径を大きくすると、外囲器であるバルブ径、および、ステータにも影響がおよび、X 線管を収納する容器まで大きくなるので、図 9.16 に示すように、軸受けの内輪と回転軸を一体とした内輪レスの軸受けが開発された。これによって軸受け内輪軸が太くなり強度

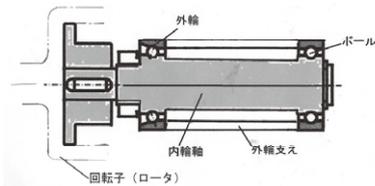


図 9.16 内輪レス軸受けの概略図

を増すことが出来た。

### (3) 高熱容量品の国産化

1982年東芝は、750kHUと1,500kHU (1.5MHU)の2種類のCT用回転陽極X線管を開発した。X線管の外囲器はメタルセンタ方式で、外観を図9.17に示す。X線の放射窓はベリリウム材で本体は銅であるため、熱伝導がよいので吸収した放射熱は速やかに外部へ伝達される。表9.1に1.5MHUと750kHUの主な仕様を示す。1.5MHUについては、120kV、200mA、2.2msec、400puls (約30,000HU)、4.5sec スキャン、インターバル2sec、患者一人当たり16スライスで、患者間休止10minの場合、休止時間を十分とれば連続入力力は約3,000HU/Sと高い負荷が利用できる。なお、1.5MHU最大平均入力、約1,700HU/S (1.2KW) であるので、検出器のチャンネル数の増に対応できる。

島津は、管電圧125kV、ターゲット角度10度、焦点1mmのCT用X線管として、1J116C-260(750kHU)を、日立は、U-558-02V(800kHU)を開発した。いずれも、外囲器はガラスである。日立は、大容量のCT用回転陽極X線管として、1.5MHUとUKM-5TA-01Vの2MHU



図 9.17 東芝 1.5MHU 回転陽極 X 線管 (メタルセンタ方式)

を開発した。図9.18にセンチメートルの2MHUUKM-5TA-01Vの外観を、図9.19にセンチメートルの2MHUX線管装置のアノード外観を示す。W-MOの複合ターゲットに厚みのあるgraphitが接合されている。

表 9.1 東芝 1,500kHU (E7131) と 750kHU (E7142) 主要定格

項目	管種	E 7131	E 7142
最高管電圧 (kV)		120	120
最高管電流 (mA)		600	600
焦点寸法 (mm)		1.5	1.5
陽極回転数 (rpm)		9,000	9,000
ターゲット角度 (度)		10	10
X線ファン角度 (度)		40	40
振動値 (G)		0.25以下	0.25以下
陽極熱容量 (kHU)		1,500	750
陽極最大冷却率 (kHU/min)		340	150
最大ピーク入力 (kW)		72	72
最大平均入力 (kW)		1.2	0.6
本体全長 (mm)		520	520
本体最大径 (mm)		220	220
本体重量 (kg)		32	32
冷却器最大冷却率 (kW)		2	1
冷却器寸法 (mm)		~420×250×310	~30×35×12
冷却器重量 (kg)		35	18

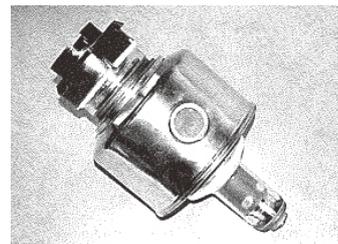


図 9.18 日立メタルセンタ 2MHU X線管外観



図 9.19 日立センチメートル 2MHU X線管ターゲット外観

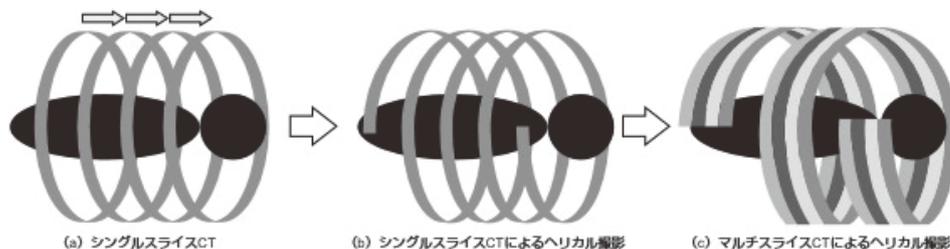


図 9.20 X線CTの発展とデータ取得方式の概要<sup>8)</sup>

### 9.1.4 2,000kHU (2MHU) を超える回転陽極 X 線管<sup>8) 9) 10) 11) 12)</sup>

#### (1) X 線 CT の発展とデータ収集方式の概要

図 9.20 に X 線 CT の発展とデータ収集方式の概要を示す。中心は患者、外周の線はガントリの内部で回転する X 線検出器の軌跡を表す。(a)、(b) はシングルスライス CT (検出器が 1 個の場合) で、(c) はマルチスライス CT (検出器が複数ある場合) である。(a) はもっとも基本的な撮影法で 1 回転のデータ収集後に寝台を移動させ、また、データ収集を繰り返す。(b) はヘリカル撮影で、X 線の連続回転照射と寝台の連続スライドの組合せにより、体軸方向に沿ってらせん状に撮影し、広い範囲を連続性よく撮影出来る。(c) はマルチスライスヘリカルによる撮影で、検出器が複数列 (図では 4 列) となったため、同じ分解能なら高速に寝台を移動させることが出来、データ収集時間が短くなる。つまり、患者にとって、より短い時間の検査で高精度のデータが得られる。このように、短時間で高精度の画像が得られるマルチスライスヘリカルの実用化時代に入ると、検出器の軸方向スライス数が 4 列、8 列、16 列、32 列、から倍々に増え、スキャンの回数を少なくし被曝を減じる方向になってきた。

#### (2) 液体金属潤滑材を用いた 4MHU CT 用回転陽極 X 線管

東芝は、情報量改善のため、1994 年、陽極熱容量が 2MHU の倍の 4MHU の CT 用回転陽極 X 線管 CSRX-7713D-H (図 9.21) を開発した。2005 年には、陽極を従来のように片持ちではなく両持ち方式の陽極接地の CSRX-9266HE-H (図 9.22) を開発した。

陽極熱容量は、4MHU で冷却は絶縁油ではなく水冷である。なお、4MHUX 線管の最大連続入力 は 4kW である。従来の回転陽極 X 線管は、鉛、銀などの固体潤滑材をコーティングした軸受けを用いてきたが、潤滑性能が不安定で高負荷時の高速化に

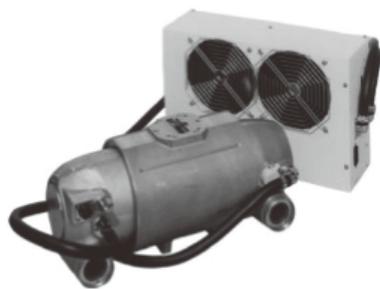


図 9.21 東芝 4MHU CT 用 X 線装置  
CSRX-7713D-H

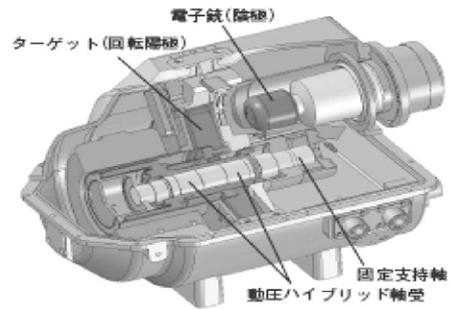


図 9.22 東芝 4MHU CT 用 X 線装置  
CSRX-9266HE-H

は限界があるなどの難点があった。さらに、ヘリカルスキャン方式の X 線 CT 装置では、大きな遠心力に耐えうる高負荷荷重の軸受けが要求された。東芝が開発した 4MHUX 線管装置の回転部分の潤滑には、液体金属であるガリウム合金の流体潤滑材を用いた。図 9.21.&9.22 の X 線管の軸受け側には、ボールベアリングはないが、表面にヘリンボン・パターン (Herringbone pattern) の溝が設けてある。この溝とロータの間の隙間に充填されたガリウム合金の流体潤滑材が、回転による動圧の効果で軸受けとして作用し、ロータは浮上し非接触で回転する。軸受けに対しては非接触ではあるが流体金属を介しているので、球軸受けより熱伝導がよくロータの温度を下げられるとともに回転体であるボールの滑り、および、衝突がない。そのため騒音も下げられ患者への不快感を与えることも解消した。この軸受けを「動体ハイブリッド軸受け」と呼称している。図 9.22 に示す CSRX-9266HE-H は、冷媒に絶縁油を使用しないオイルフリーのタイプである。水冷式であるため冷却能力が向上するとともに環境負荷を低減できるので多品種への展開も目的としている。

図 9.23 は、CSRX-7713D-H に用いる陽極の外観を示す。水冷式の CSRX-9266HE-H は、陽極のターゲットを両持ちで保持する方式であるが、軸受けの構造は、液体金属であるガリウム合金の流体潤滑材を用いているので、図 9.23 に示すヘリンボン・パターンのある軸受けと同じ構造である。ターゲット径は  $\phi 140\text{mm}$ 、重量は、

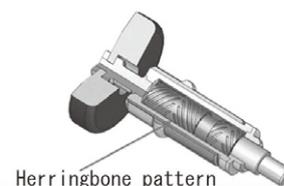


図 9.23 4MHUX 線管のアノードの外観  
CSRX-7713D-H

おそらく、5kgを超えていると想定されるので、ターゲットの両持ち、液体金属潤滑材の使用はX線管の寿命に大きな効果を与えたことと考えられる。回転体の軸受けにボールではなく液体金属を使うわけであるが、少なくとも10~30 $\mu$ m程度のスキマに液体金属が充填されており、回転中は遠心力で回転部に引きつけられているが、停止状態になると管球の停止位置にもよるが管内にこぼれる可能性がある。液体ガリウム合金にどの程度ぬれ性があるのか分からないが、軸受けとしての密封方式のノウハウが興味深い。また、片接地方式であるので高压ケーブルが1本になるので、操作性も向上した。

### (3) 特許情報

陽極の両端支持、液体金属潤滑動体軸受けについて、東芝は下記特許を保有している。

- ①陽極両端支持関連：P3795482（関連特許、USP: US7215740、US7324629）、P4127502
- ②ラジアル非軸受部の構造関連：P4098193
- ③LMリザーバ構造関連：P5305736
- ④軸受シャフト内冷却流路構造関連：P5422311（関連特許 USP:U8582722）。

一機種にこれだけの特許を有するX線管装置は過去にない。この発明に対して、液体金属潤滑動体軸受けは、2007年度日本機械学会賞（技術）及び2007年度日本トライボロジー学会技術賞を受賞している。なお、液体金属軸受けを用いたX線管として、世界で初めて高速CT装置（一断面撮影0.5秒以下）に使用可能となった。軸受けの摩耗をゼロにし回転騒音を低くするには軸受けのスベリを無くすればよいが、液体金属潤滑動体軸受けは、この理想に一歩近づいた世界に誇れる技術である。4MHU回転陽極X線管は国内では東芝が開発した。

#### 9.1.5 CTの撮影条件

CT装置のX線条件については、スライス厚さを10mmとすれば、頭部：300mAs、腹部（肝臓）：300mAs、肺野：120~200mAs、四肢：120~180mAs、心臓：200mAsといわれ、スキャンする厚さは、部位にもよるが、10mmスライスで、15~25cmの撮影幅で行われている。当初のCTは、検出器がスライス幅、0.5mm、1.0mmであったため1スキャン30,000~50,000HUの負荷を、例えば、15cm領域の撮影幅の情報を得ようとすれば、10mmスライスの場合は15回のスキャンが必要であった。しかし、近年は、320列もある検出器では、1回のスキャンで、体軸方向の最大撮影幅が16cmとなる。この状況で、照射線量の低減

がどれだけ期待出来るか、下記記載のヘリカルスキャンの1995年の臨床応用例<sup>13)</sup>を参考に検討してみた。

#### (1) 腹部（肝臓）

120kV、300mA.15sec、10mmスライス、10mm/sec送り15cm

$$120\text{kV} \times 300\text{mA} \times 15\text{sec} \times 1.41 = 761,400\text{HU}$$

#### (2) 肺尖部

120kV、200mA、40sec、2mmスライス、1mm/sec送り4cm

$$120\text{kV} \times 200\text{mA} \times 40\text{sec} \times 1.41 = 1,353,600\text{HU}$$

このデータから、320列の検出器を用いれば、(1)腹部10mmスライス、撮影幅16cmでのボリュームスキャンの撮影負荷は120kV $\times$ 300mAs $\times$ 1.41=50,760HUであるので、ヘリカルスキャンに対し50,760/761,440=1/15の負荷となる。(2)肺野の場合は、撮影幅4cmであるが、2mmスライスのため、線量は、ボリュームスキャンの10mmスライスの条件より約3倍は必要であろう。つまり、200mAs $\times$ 3倍=600mAsと増え、ボリュームスキャンの撮影負荷は、120kV $\times$ 600mAs $\times$ 1.41=101,520HUとなり、ヘリカルスキャンの101,520/1,353,600=1/13となる。このように、従来CTに比し、ボリュームスキャンCTの撮影負荷は、約十分の一まで減少している。以上は、1回転/1秒での概略曝射計算である。

なお、ボリュームスキャンCTは、動きの遅い撮影は1秒で、速い場合は、0.5秒近辺で行われ、また、画像ソフトの進化とともに形態・機能の診断が向上し、血管撮影も特別な場合を除きカテーテルを用いないという利点がある。ただし0.5秒以内の撮影では、所定のX線強度を得るためには、管電流の増がキーポイントとなると考える。

#### 9.1.6 海外品の動向

海外品については、掲載への情報が制限されているので、主要なデータのみの記事とした。

#### (1) GE

図9.24に示す。形名：Perfomix HDw X-ray Tube 陽極最大熱容量6.8MHU<sup>14)</sup>である。

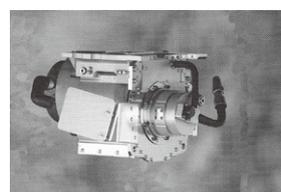


図9.24 GE CT用X線管装置 6.8MHU<sup>14)</sup>

## (2) フィリップス

Super Rotarix Ceramic (SRC) 管の断面図を図 9.25 に示す<sup>15)</sup>。陽極を両持ちにして軸受け荷重を軽減し、ステータ入力を低減したメタル X 線管である。

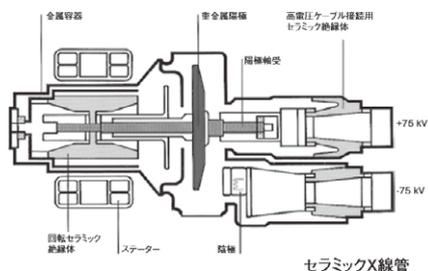


図 9.25 フィリップス社製 X 線管

Super Rotarix Ceramic (SRC) 管の断面図<sup>15)</sup>

この構造は、1980 年代に公開特許公報として出願された。

## (3) Varian

陽極熱容量 7.5MHU、最高管電圧 150kV、アノード接地方式である。アノードとカソードの間にアパーチャを設け 2 次電子のアノードへの再突入を防止し焦点近傍の焦点外 X 線の発生を防ぐ構造である<sup>16)</sup>。図 9.26 は、アパーチャを示す。

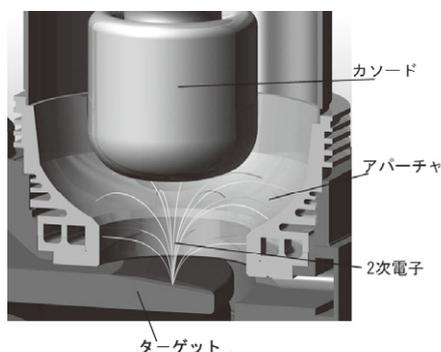


図 9.26 Varian 7.5MHU

MSC-7000 のアパーチャ

## (4) Siemens

STRATON MX-P<sup>17)</sup> で、陽極熱容量 50MHU、ターゲット外径は  $\varnothing 120\text{mm}$ 、という驚くべき性能を有している。電子を磁力で偏向し外囲器端のターゲットに衝突させる構造である。焦点サイズ  $0.7 \times 0.7\text{mm}/0.9 \times 1.1\text{mm}$  定格出力 100kW、最短スキャン時間 0.28 秒、図 9.27 に管球の外観を示す。陽極側外囲器端をモータに連結し管球全体を回転させる。陽極外囲器端はターゲット裏面であり、油で直接冷却されるので連続負荷入力が 7,300KHU/min (平均連続入力ならば 85kW) と大きい。



図 9.27 STRATON MX-P  
50MHU、7300HU/分

## 9.2 循環器撮影

### (1) フィルム撮影

血液の循環速度は身体の各部で異なるが、大動脈や肺動脈では、 $50\sim 100\text{cm/sec}$  に達することはよく知られているので、これを短時間露出の最小の目標値とすれば、心臓の収縮期には、大動脈弁や肺動脈弁もこれに近い速度で運動することになり、弁膜を適当な鮮鋭度で撮影するためには、その大体の厚さを 1mm とし厚さの 10 分の 1 の動きまで許容できるものとする。必要な露出は、10,000 分の 2 秒以下となると、必要はこれほど早い露出は必要ないが、1,000 分の 2 秒は必要だろうと考えられていた<sup>18)</sup>。つまり、循環器撮影は 2ms で撮影出来れば運動ボケの影響は少なくなるということであったが、初期の回転陽極 X 線管、 $\varnothing 70\text{mm}$  ターゲット、あるいは、鳥津が開発したターゲット  $\varnothing 110\text{mm}$  のスーパーサークレックスでも定格的には苦しく、1970 年代に入って 200kHU で高速の回転陽極 X 線管で 1,000mA が使えたと、フィルムチェンジャーを用いての正面、側面とも撮影が行えるようになってきた。フィルム撮影は、増感紙感度を上げて撮影時間は 2ms は無理で、約 8~10ms は必要であった。

### (2) II 撮影

II を用いてのシネ撮影 (35mm フィルム) は、焦点がフィルム撮影の 2mm より小さい、 $0.8\sim 1.0\text{mm}$  が使用出来、さらに撮影時間もほぼ半分で行えるので診断能が向上し、心臓血管の撮影はフィルムから II に必然的にシフトする傾向になった。切らずに治すという言葉の最先端として注目されていたのが、血管の狭窄を広げる PTCA という手法であった。被検者が 1 日 1 人であれば、X 線管としては、何の問題もない

が、被検者が多いため陽極熱容量を大きくする必要性が要求された。

1978年、日立は、全身用CTのX線管として300kHUを開発していた。この技術を生かして、550kHUシリーズの循環器用X線管を4品種開発したと、第40回日本放射線技術学会で発表した。陽極ターゲット直径は、 $\phi 125\text{mm}$ を採用し11.5/115kW (0.2/1.2mm焦点)の大出力化を図るとともに、陰極は新型電子銃を開発し、150/1,400mAの高エミッションを得た<sup>19)</sup>。なお、前後するが、第39回日本放射線技術学会では、島津が400kHUの05/1WP36AK-100SFを開発した。ターゲット角度を9インチIIの有効視野に適した9度とすることにより、0.5mm焦点で36kW、1mm焦点で86.5kWの最大単発負荷定格を得た<sup>20)</sup>。東芝も550kHUのDRX-5524HD-Sを開発した。大焦点1.2mmで110kW、小焦点0.6mmで44kWを、また、1.2mm焦点では、60kV 1200mA、0.6mm焦点では、60kV 608mAのエミッションを得た<sup>21)</sup>。

当時(1978年代)冠状動脈造影撮影法の撮影回数は、右冠状動脈3回、左冠状動脈5回が、一般的といわれていたが、取り直しもあるので平均10~11回の撮影が行われていた。撮影は、高速カメラシャッター開角信号投入と同期してX線曝射され、1回の撮影条件は、標準被写体20cmで、撮影方向で条件は異なるが、平均70kV  $\times$  300mA  $\times$  5msec  $\times$  50コマ/sec  $\times$  8sec  $\times$  1.41=60,000HU<sup>22)</sup>となる。透視負荷300HU/s、休止間隔1分で連続11回の撮影を行うと図9.28に示すように陽極熱容量400kHUのX線管でやっと思行えたというのが実情であった。IIの高性能化、その後は、X線管の陽極熱容量の1MHU以上の増大にともない循環器撮影はシネ撮影が本格化しフィルム撮影は減少傾向になった。

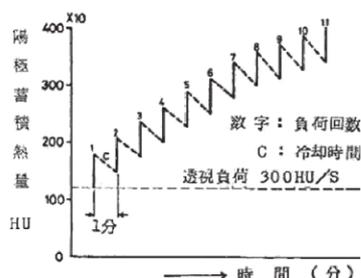


図9.28 陽極熱容量の変化  
(60kHU負荷と1分間冷却の推移)

### (3) 陽極熱容量大容量化と焦点移動

循環器撮影は、CT撮影用のX線管の陽極熱容量の増大の影響で熱容量は増大し、東芝は、2MHU、

3MHUで焦点は0.6/1mmと0.3/0.6/1.0mmの拡大も出来るようトリプル焦点を揃えている。心臓血管装置の一例として、図9.29<sup>23)</sup>に東芝の心臓血管専用X線パイプレンシステム Infinics CB型を示す。イメージ管 (II) とX線管が対向して取付けられ、患者に対して、正面、側面の撮影を行うことが出来るのでパイプレンという。「心臓を診る」ことに特化した専用装置で、シングルプレーン並みの優れた操作性を持ち、左室造影や電気生理学検査、小児心臓検査における検査効率の向上が図られた。

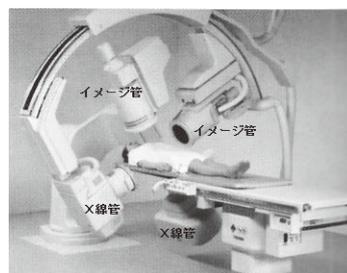


図9.29 心臓血管専用X線パイプレンシステム (東芝)

島津もターゲットからの熱輻射を遮断するリフレクタ<sup>24)</sup>を設けた陽極熱容量1.5MHUの循環器撮影用X線管J327Cシリーズを開発した。焦点は、0.6/1.0mmと0.3/0.6/1.0mmのトリプルタイプである。日立も焦点は、0.6/1.2mmと0.3/0.6/1.0mmのトリプル焦点で陽極熱容量は2MHUである<sup>25)</sup>。

X線管は、種々の撮影手法によって思わぬ現象が生じる。血管造影撮影の手法のひとつに、最初に造影剤のない状態で撮影し、つぎに造影剤を用いて血管の撮影をする。つぎに、造影剤を入れて撮影した画像から、先に撮影した造影剤を入れてない画像を引き算する画像処理をすると、血管のみが画面に現れる。これを連続に撮影し処理すると血管の流れのみが顕著に表れ診断しやすくなる。この撮影をDSA (Digital Subtraction Angiography) 撮影という。このDSA撮影において、最初に撮影するときと次に撮影するときでは、陽極の構成温度が異なり、焦点位置が移動する。このため、画像処理にて上手く引き算が出来ない。

図9.30にターゲット温度が1,000℃のときの回転部の温度分布(陽極熱伝導解析)を示す。焦点は温度が高くなるほど陰極側に移動する。日立では、固定部は、外側を高強度で低膨張のモリブデンにし、内側は軸受けの機能を維持するための銅を接合した2重構造とした。ロータは、ステンレスとモリブデンの構成部において、ステンレスの膨張率が、モリブデンの3倍と大きいので、ステンレスの使用比率を減じた低膨張

ロータを開発した。また、X線管を収納する管容器の陽極保持部の材質も陽極の伸びを打ち消す材料を開発した。さらに、遠心力により陽極をたわませてターゲットを傾け焦点を移動させる要因は、軸受けの曲げ変形がもっとも大きいことが構造解析の結果分かったので、従来より大幅に直径の太い軸受け径のものをX線管管として採用した。図9.31に、陽極熱膨張量の要因解析で示すように、焦点移動量は10分の1に抑えられた。当初は、CTのアーチファクト<sup>2</sup>対策としての対応技術であったが、DSA撮影の画像改善に大いに貢献した<sup>26)</sup>。

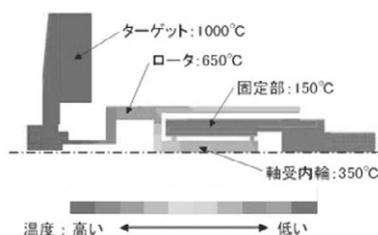


図 9.30 陽極熱伝導解析

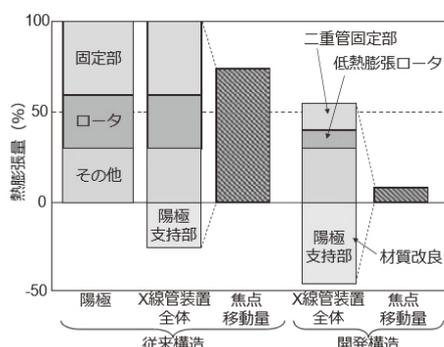


図 9.31 陽極熱膨張量の要因解析

#### 引用・参考資料

- 1) 小田部, 佐土他; コンピュータ・トモグラフィ用 X線管, P57-62, 日立評論 61(5) 57-62 (1975.5)
- 2) 山村, 綱他; 大容量回転陽極 X線管装置, P961-965, 東芝レビュー34(11) (1979.11)
- 3) VARIAN:METAL CENTER SECTION X-RAY TUBES INFORMATION FOR S-785, VARIAN (1979)
- 4) 小野, 北出, 景山; CT スキャナ用大容量回転陽極 X線管装置, P777-780, 東芝レビュー37(9) (1982.8)
- 5) 社内創刊誌: 日立メディコ 25 年の歩み, P81, 日立 (1999.03)

<sup>2</sup> 装置の不具合など、人体情報以外の陰影が発生する疑似画像をいう。

- 6) 日立: X線管球提供写真, DSC01854, 日立 (1993)
- 7) 神戸: X線管の最近の動向, P37, 日本医学放射線学会物理部会誌 (1984.10)
- 8) 渡邊, 桑村, 他: 全身用 CT 装置, Asteion TM Super4 Edition, P55-57 東芝レビュー99(5) (2004)
- 9) 杉浦, 阿武他: 低騒音, 高速回転型 X線管の開発, 日本放射線技術学会雑誌第 49 巻第 8 号 (1993.8)
- 10) 井手, 山本, 他: 画像診断装置の発展を支える医療用 X線デバイス P33, 東芝レビュー70(7) (2015)
- 11) 岩瀬, 中牟田, 他: 液体金属軸受けを用いた高速 CT 用 X線管の開発実用・実用化, P12, 日本機械学会誌 Vol.111, No1074 (2008.5)
- 12) 藤田, 阿武: 画像診断装置の発展を支える FPD と X線管 P24-28, 東芝レビュー66(7) (2011)
- 13) 本多, 小野, 他: X線管の超高冷化によるヘリカルスキャンの性能向上 P928, 日本放射線技術学会誌 (1995.8)
- 14) GE ヘルスケアジャパン株式会社 (2016.6)
- 15) 株式会社 フィリップスエレクトロニクスジャパン (2016.6)
- 16) Varian Medical Systems Imaging Components
- 17) シーメンスヘルスケア株式会社
- 18) 岡部, 芳賀: グリッド制御 X線管及び整流管 P591-598 東芝レビュー12(5) (1957.5)
- 19) 木津谷, 桃井, 他: 550kHU 大容量 X線管装置シリーズの開発, P737, 日本放射線技術学会誌 40 巻 (1984)
- 20) 土屋, 吉村, 神戸: シネ撮影用 X線管について, P686, 日本放射線技術学会誌 39 巻 5 号 (1983.9)
- 21) 石井, 景山, 山村: シネ撮影用大容量 X線管装置, P686, 日本放射線技術学会誌 39 巻 5 号 (1983.9)
- 22) 土屋, 吉村: シネ撮影用 X線管, P687, 日本放射線技術学会誌 39 巻 5 号 (1983.9)
- 23) 東芝メディカル: 21 世紀への懸橋, P232, 東芝メディカル (1998.10)
- 24) 竹本, 木戸, 他: アンギオ用 1.5MHUX 線管の開発, P145, 島津評論 53 巻 2 号 (1996.9)
- 25) 日立: 循環器撮影用回転陽極 X線管装置カタログ, 日立 (2007)
- 26) 関, 円谷: X線管装置の焦点移動量低減技術の開発, P33-35, MEDIX VOL36 (2002)

# 10 | 各種撮影

## 10.1 拡大用

### 10.1.1 2極管式微小焦点 (0.3mm 焦点)<sup>1)</sup>

#### (1) 拡大撮影

回転陽極 X 線管が実用化されると同時に、高電圧撮影と拡大撮影の研究が始まっていたが、趨勢として拡大撮影の方が遅れていた。高電圧撮影、拡大撮影とも価値評価に差があったかもしれないが、微小焦点 X 線管の入手が困難であったことが要因である。拡大撮影の場合、同一撮影距離として普通撮影と比べてみると、2倍拡大の場合、焦点と被写体間距離が半分であるため線量が4倍増える、さらに、例として胸部撮影の場合は曝射量が1.6倍であるから、総曝射線量は  $1.6 \times 4 = 6.4$  倍必要となる。また、焦点が小さいと定格も低いので、撮影時間が長くなるなど、運動ボケを防ぐために被写体の静止に留意しなければならないという問題がある。ただし、被写体とフィルム間の距離が長いので、被写体の散乱線を除去するグリッドがいらないという利点がある。図 10.1 に示すように、これをグレーデル撮影 (Groedel Radiography) という。グリッドを使わないで、散乱線のカブリを少なくする撮影で、散乱線はフィルムに到達するまでに弱ってしまうことでグレーデル効果ともいう。30cm も離すと 15:1 のグリッドを用いたと同じ効果があり、グリッドの縞目もなく、X 線条件もグリッドが吸収する分減らせる。

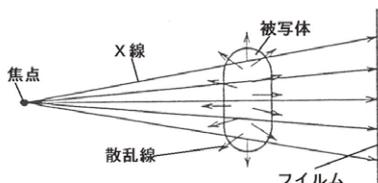


図 10.1 グレーデル撮影

#### (2) 0.3mm 焦点

焦点  $F$ 、焦点の半影  $B_f$ 、拡大率  $M$  との関係は  $B_f = F(M-1)$  で表される (図 5.16 参照)。眼の識別限界が 0.3mm であるので、焦点の半影を 0.3mm とし拡大率を 2 倍 ( $M = 2$ ) とすれば、焦点は 0.3mm が妥当ということになるが、固定陽極 X 線管では、出力が不足のため、回転陽極 X 線管で拡大用の 0.3mm 焦点を 1956 年に島津が製品化した。焦点は、集束電極のフィラメントを収納する溝幅を、 $\varnothing 0.2\text{mm}$  タングステン線をコイルにして収まる最小の幅と考えられ

る 0.8~1.0 mm にし、図 5.8 に示すようにフィラメント深さを調整して形成した。タングステン線  $\varnothing 0.2\text{mm}$  は、微妙な線径で、エミッションを得る最適な線径と考えられる。なお、フィラメントの外径と収納する集束電極の幅との隙間は、0.05mm 以下という厳しい精度であるので、フィラメント張りには、高度な技能を必要とした。各社とも、フィラメント特性が近似しているので陰極部の製作には困難をともなったものと考えられる。

図 10.2 に島津の回転陽極 X 線管の 0.3mm の単相全波 60Hz の最大単発定格を示す。焦点の大きさは、ピンホール法ではなく解像力で試験した (解像力法の計算は、5 章 1.3 項参照)。定格は、図 10.2 より単相全波 80kVp、19mA、0.1sec と低いので血管の連続撮影は難しい。図 10.3 に骨部の一般撮影と 2 倍拡大撮影の X 線像を示す。1967 年に  $\varnothing 100\text{mm}$  ターゲットの高速回転が開発されたとき 0.3mm 焦点の負荷は、100kVp、100mA、0.1sec (11kW) と大幅に向上した。

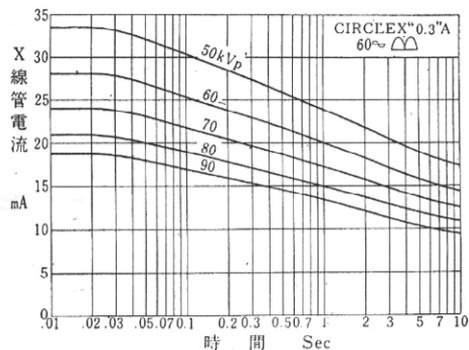


図 10.2 CIRCLEX 0.3mm 焦点の最大単発負荷定格



図 10.3 微小焦点 (0.3mm 焦点) X 線管による拡大撮影の X 線像

### 10.1.2 グリッド制御式微小焦点 (0.05mm 焦点)<sup>2)</sup>

1966 年東芝は、名古屋大学との共同研究で拡大率 4~5 倍が可能な、 $\varnothing 0.05\text{mm}$  焦点の高速回転形 X 線管

M5118を開発した。陰極構造は、図10.4に示すウェーネルトシリンダー（Wehnelt cylinder）電極である。

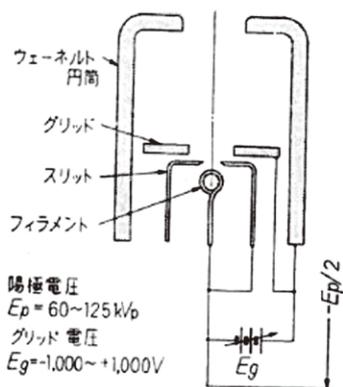


図10.4 ウェーネルトシリンダー電極

微小焦点を得る方法としてグリッドに負のバイアス電圧を印加して電子ビームを集束する方法があるが、空間電荷に妨げられエミッションが減る。そこで、図10.4に示す陰極構造では、負の電位を持つスリットを設け、フィラメントからの電子源を制限し、グリッドには、正の電圧を印加してフィラメント側面から集束されない電子を吸収する。

図10.5に最小焦点を得るグリッド電圧  $E_g$  と管電圧  $E_p$  の関係を示す。 $\phi 0.05 \text{ mm}$  の焦点を維持するには、使用管電圧に応じてグリッド電圧を変えねばならない。

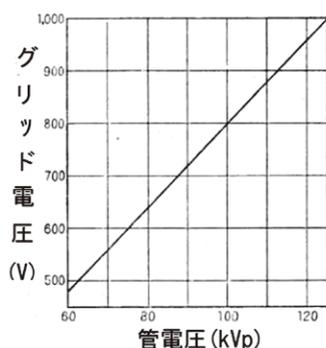


図10.5 最小焦点を得るグリッド電圧と管電圧の関係

図10.6は、125kVpのときの焦点寸法とグリッド電圧  $E_g$  の関係を示す。図10.7に $\phi 0.05 \text{ mm}$ 焦点の高速回転時の単発負荷定格を示す。焦点大きさの検証は解像法で行った。0.025mmの試験片gが解像しているので、拡大率  $M=5$  で計算すると、焦点大きさ  $F = 2gM/(M-1) = 2 \times 0.025 \times 5/(5-1) = 0.0625 \text{ mm}$  となる(0.05mm焦点の許容値は、0.05mm  $\times$  1.5倍であるので0.75mm)。

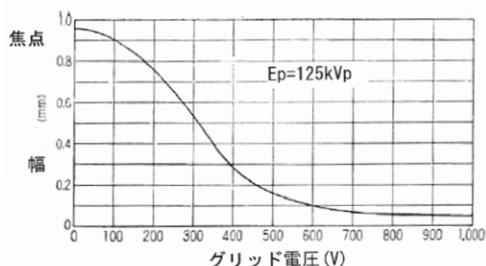


図10.6 グリッド電圧と焦点寸法の関係

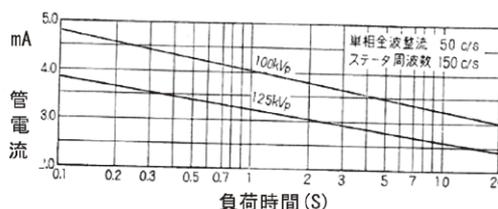


図10.7 微小焦点 (0.05mm)

9000rpmの最大単発定格

図10.7に示す、高速回転での単発負荷定格では100kVp、4.8mA、0.1 secと負荷が小さいので血管の連続撮影は難しいものと考えられる。図10.8に肺部の拡大撮影した応用例を示す。(a)が拡大撮影写真、(b)が普通撮影写真を示す。図10.3の0.3mm焦点、2倍拡大写真に比し深みがあるように見える。

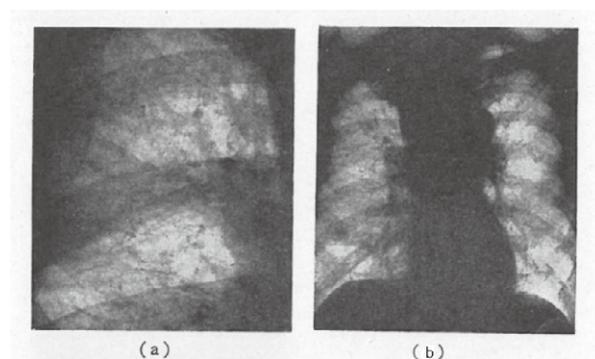


図10.8 微小焦点 (0.05mm)

回転陽極X線管で撮影した応用例

- (a) 拡大撮影写真
- (b) 普通撮影写真

### 10.1.3 2極管式微小焦点 (0.1mm 焦点)<sup>3) 4) 5) 6) 7)</sup>

#### (1) 100 $\mu$ 焦点の着眼点

東芝の0.05mm焦点(以下50 $\mu$ m焦点という)の開発により、島津でも研究開発を開始した。当然、東芝と同様ウェーネルト電極を用いて行っていた。焦点実験でも、カソードに負の電位をかけて行うわけであるが、想像以上にエミッションが出ないので、加熱を上げたり、また、バイアス(負の電位)を減ずるな

どしてエミッションを改善すると、今度は焦点が大きくなるなど簡単には出口が見つかりそうにはなかった。さらに、電極の形を何度も変えたり、正バイアスも試行したり長い間、来る日も、来る日も実験に明け暮れていた。その頃、筆者は、製品の焦点のバラつきを調査するため、出荷する X 線管のピンホール写真、解像力写真を撮影する作業を行っていた。膨大な量のピンホール写真を、スクラップブックに測定データを書き込み整理していた。ある日、 $50\mu\text{m}$  の焦点の研究者が、このスクラップブックを何気なく開いて見ていたところ、多くの解像力テスト用のチャート写真のなかに、 $43\mu\text{m}$ 、または、 $30\mu\text{m}$  の試験片が認識できるものがあった。つまり、製品である  $0.3\text{mm}$  焦点の中に、 $0.1\text{mm}$  焦点であることを認識出来る解像写真があった。本人はこれだと叫んで、バイアス方式の実験をやめて、現状の  $0.3\text{mm}$  焦点のフィラメント条件を変更し、3 極管でのバイアス制御ではなく、2 極管で、 $0.1\text{mm}$  焦点（以下、 $100\mu\text{m}$  焦点という）の開発（1972 年）をした。この開発品は三相で  $100\text{kV}$ 、 $30\text{mA}$ 、 $0.1\text{sec}$ （ $180\text{Hz}\times 3$  倍回転）で連続撮影が出来る X 線管として頭部、腹部の血管造影撮影の診断能向上に貢献した。また、焦点が小さいので、撮影時ステータに入力を入れたまま撮影するとステータの磁界の影響で焦点が大きくなるので、撮影時はステータ入力を切り、磁界の影響のない惰性回転で撮影する方法（特許）を採用した。 $100\mu\text{m}$  以下の焦点は、バイアス方式でないと出来ないとい多くの人が思っていたが、2 極管タイプで  $100\mu$  焦点の回転陽極 X 線管 CIRCLEX 0.1/1.5P38C-40 は当時としては驚きであった。資料を作った人間は、 $50\mu\text{m}$  の焦点の開発は、知っていたが、目的が少し違うと何も気が付かず、また、発見も出来なかったが、毎日、毎日、悩み、一つの事を考えている人間は、解決すべきチャンネルが増え、突然糸口が開けることの実例であった。

## (2) 性能と定格

図 10.9 は、 $0.3\text{mm}$  焦点の幅方向と長さ方向の X 線強度分布である。幅方向は電流が大きくなるほど形状がガウス分布状になっている。図 10.10 は、 $0.3\text{mm}$  焦点の幅方向の MTF で、 $2\text{mA}$  と  $70\text{mA}$  の MTF は低い、 $20\text{mA}$  と  $40\text{mA}$  は、高い MTF 値になっている。 $100\mu\text{m}$  焦点は、この特性を生かして開発した。

図 10.11 に示すように、管電流の低いところと高いところが焦点の形状もいびつであるが、丁度中間の  $30\text{mA}$  のところは電子分布の形状がよいので、この管電流を選んで用いるようにした。

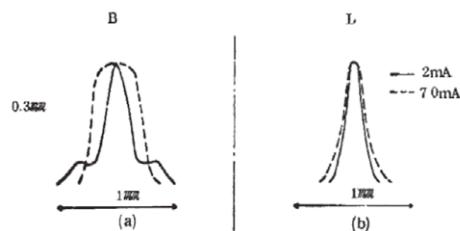


図 10.9  $0.3\text{mm}$  焦点 X 線強度分布

B : 幅方向 L : 長さ方向

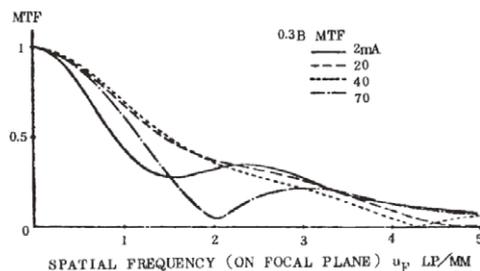


図 10.10  $0.3\text{mm}$  焦点の幅方向の MTF

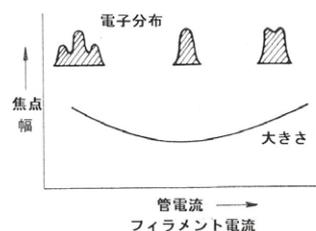


図 10.11  $100\mu\text{m}$  焦点の電子分布の概略図

管電流による焦点形状の変化

これは焦点の変化を利用して商品化した一つの例である。東芝は、1976 年 2 極管タイプの  $50\mu\text{m}$  焦点 X 線管で電流は  $15\text{mA}$  まで定格アップした M7076X を国立がんセンターで使用経験した。また、1982 年拡大撮影用可変焦点 X 線管および制御装置を開発した。その内容は次のようなものであった。①負のバイアス電圧を  $0\text{V}$  から  $110\text{V}$  まで変化させることにより、焦点寸法を  $0.2\text{mm}$  から  $0.1\text{mm}$  まで変化させることが出来る。②大口径ターゲットを用いて  $0.2\text{mm}$  焦点で  $11\text{kW}$ 、 $0.1\text{mm}$  焦点で  $5\text{kW}$  が得られる。なお、この他に  $100\text{kW}$  入力の  $1.2\text{mm}$  焦点を有している。東芝は、さらに、1974 年 2 極管タイプで  $50\mu\text{m}$  の焦点の開発もした。日立も、同時期、 $0.1/1\text{mm}$  焦点、 $200\text{kHU}$  の UH-6GB-11T の開発を終えていた。しかし、CT による立体画像、DSA 撮影による血管画像、また、フラットパネルによる画像操作などの術式進化が影響を与えていると考えられるが、診察撮影用、 $50\mu\text{m}$ 、 $100\mu\text{m}$  焦点の X 線管の生産は減少した。ただし、乳房撮影 X 線管には適用されている。

## 10.2 乳房用<sup>8)</sup>

1963年米国マクレット (Machlett) 出版のカソードプレス (Cathode press) に Robert.L.Egan, M.D が Mammography についての記事を掲載していた。当時、mamma は分かるけど mammo は、どう訳すのだろうかと友人に話した記憶がある。海外においては、Mammography という術式があったと考えられるが、Dr.Egan の乳房撮影の条件が、正面、側面、斜位の3方向の撮影で、管電圧 20~40kV、管電流 200~300mA、撮影時間 3~4 秒、X 線管の出力窓はガラスであった。米国での乳がんの発生確率は不明であったが、Dr.Egan の撮影条件の提起は、意味があったものと考えられた。

マンモグラフィとは、乳房の X 線検査である。乳腺内の腫瘍病変とほとんど吸収差の少ない乳腺の構造、微細な石灰化 (カルシウムの沈着物) を識別する撮影のため、通常の高い管電圧では、X 線がすべて通過してしまうので、低い管電圧 (軟 X 線) で撮影することが必要である。ただし、カルシウムはじめ脂肪など、X 線吸収差が少ない被写体であるので、コントラストを出すことは極めて難しい。そのために、X 線発生源であるターゲット材質もタングステンより原子番号の低いモリブデンを選択し、より軟 X 線にしている。さらに、X 線放射窓もガラスでは、軟 X 線がカットされるため、Be 材を採用するとともに、発生する X 線にフィルターをかけスペクトル選択する撮影法が用いられている。

### 10.2.1 モリブデンターゲット X 線管とモリブデンフィルター

#### (1) マンモグラフィ撮影の導入

1967年に CGR 社 (フランス) から Be (ベリリウム) の放射窓をもつ Mo (モリブデン) 陽極 X 線管と Mo フィルタを組合せたマンモグラフィ専用の X 線装置 (Senographe) が実用化されたが、国内に導入されたのは 1970 年代に入ってからである。放射線技術学会として初めてマンモグラフィに取組んだのは、1972年に札幌で開催された第 28 回総会のシンポジウムでの「軟部撮影 X 線撮影技術」である (大阪大学微生物研究所附属病院、元技師長寺田央、2016 年 4 月、口述記録)。

#### (2) マンモグラフィ X 線管とスペクトル選択

1967年東芝が、マンモグラフィ用の X 線管を開発

した。開発品は、ターゲット径  $\phi 55\text{mm}$ 、最大陽極熱容量 55,000HU で、ターゲットがタングステンで放射窓がガラス (アルミニウム 0.8mm 厚相当) の DRX-20A と、ターゲットがモリブデンで放射窓がベリリウム (0.5mm 厚) の DRX-B20 の 2 機種であった。

ベリリウム窓を有する DRX-B20 の外観を図 10.12 に示す。DRX-B20 と DRX-20 は、1/2mm の複焦点で、2mm 焦点では、30kVp、300mA、6sec の定格を有するのでマンモ用として使用可能である。DRX-B20 と DRX-20 の線質をアルミニウムとアクリライトの吸収体を挿入し、それぞれの半価層を測定した。その結果を表 10.1 に示す。表より Mo ターゲット、ベリリウム窓 (以下 Be と呼ぶ) の DRX-B20 の方が、タングステントarget、ガラス窓の DRX-20 より、長波長成分を多く含んだ X 線となっており、また、X 線出力の比較を行うと表 10.2 に示すとおり、絶対線量はモリブデンの方がタングステンより多い。また、X 線管電圧の変化に対する両者の線量比は、50kVp までは Mo が増えていくが、80kVp では減っている。管電圧が上がると原子番号が大きいのでタングステンのほうが当然 X 線量は、増えて行くと考えられる。

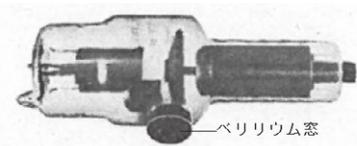


図 10.12 ロータノード DR-B20

表 10.1 軟 X 線の半価層値

The half value layer of soft X ray			
(a) DRX-B20		For DRX-B20 with inherent filtration beryllium 0.5mm	
material \ voltage	30 kVp	50 kVp	
Aluminum	0.06 mm	0.065 mm	
Acrylite	0.9 mm	1.3 mm	
(b) DRX-20A		For DRX-20A with inherent filtration aluminum 0.8mm	
material \ voltage	30 kVp	50 kVp	
Aluminum	0.28 mm	0.45 mm	
Acrylite	5 mm	8 mm	

表 10.2 ターゲットを異にする X 線管の線量比較

X-ray dose rate of Rotanodes with difference in target material (Inherent filtration : aluminum 0.8mm, tube current : 5mA in single-phase full-wave rectification)				
unit in R/min.				
target \ voltage	20 kVp	30 kVp	50 kVp	80 kVp
④ Tungsten (DRX-20A)	0.28	1.2	6.0	19.5
⑤ Molybdenum	0.37	2.32	12.6	32.5
⑤/④	1.32	1.93	2.10	1.67

現在、Mammographyは、Moターゲットを用い、 $30\mu\text{m}$ のMoフィルタを通して撮影している。その理由として、管電圧 $30\text{kV}$ のとき、特性X線が、 $K\alpha=17.5\text{KeV}$ 、 $K\beta=19.6\text{keV}$ を有するMoから発生するX線スペクトルに、付加フィルタであるMoのK-吸収端( $20.0\text{KeV}$ )を重ねる(図10.13(a)に示す)と低エネルギー部分がカットされたスペクトルとなる。図10.13(b)に示す。本来は、特性X線に吸収端がピッタリと合致すればコントラストの良い写真が撮れるが、図10.13(b)では、スペクトル選択により軟X線の比率を上げてコントラストを向上させている撮影法と推定する。なお、エネルギー、 $15\text{keV}\sim 25\text{KeV}$ は、管電圧でいえば $25\text{kV}\sim 35\text{kV}$ である。

### 10.2.2 焦点のブルーミング (Blooming) <sup>10) 11)</sup>

#### (1) ブルーミング

X線管の焦点は、長さ方向は管電流が高くなると、フィラメント端部のエンドクーリングと言われる部分の温度が上がり、長くなるが、幅方向は変化しないというのが定説であった。これは、固定陽極X線管が、焦点も大きく電流も少なかったためである。回転陽極X線管になると、焦点も小さく、また、管電流も多いため、一般のX線管の $1.5\text{mm}$ 焦点の例ではあるが、図10.14に示すように、幅方向焦点は、管電流が多くなるにしたがい大きくなる。図10.15にその電流と焦点幅の大きさを示す。このように、幅方向焦点が

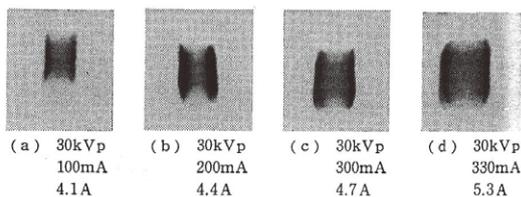


図 10.14 管電流と焦点の関係  
( $1.5\text{mm}$ 焦点)

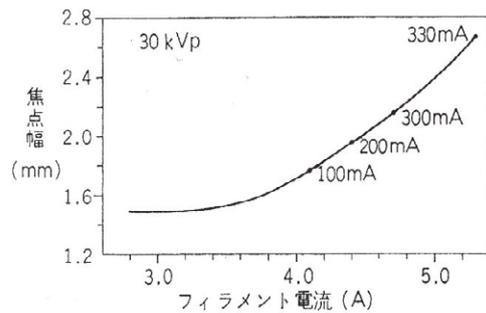


図 10.15 管電流と焦点幅の関係

管電流により変化(膨らむ)することをブルーミングと呼ぶ。100mAと300mAでは、20%、330mAでは、50%増しとなる。ただし、管電圧が上昇するとブルーミングは小さくなる。

JIS Z4120 2008 (焦点)では、定格管電流(100%)と定格管電流の50%で、スターパターン(図10.16に示す<sup>12)</sup>)を撮影し、その解像比をブルーミング比として表す。図10.16の $Z_w$ は、幅方向の解像限界を示す。定格管電流(100%)のときの解像限界を $Z_{w100}$ とし、定格管電流の50%のときの解像限界を $Z_{w50}$ とすれば、ブルーミング比は $Z_{w50}/Z_{w100}$ で表す。JISでは、LP/mmが単位であるが、言い換えれば、管電流に対する焦点大きさの比である。なお、図10.16のスターパターンの $Z_L$ は、焦点の長さ方向の解像限界を示す。

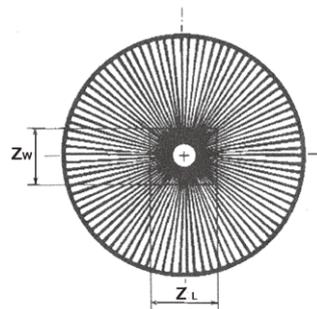


図 10.16 スターパターン <sup>12)</sup>

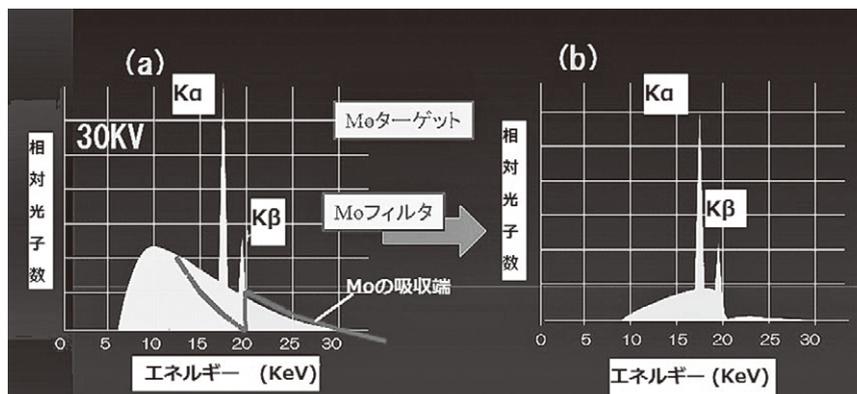


図 10.13 MoターゲットのX線スペクトルとMoフィルタのK-吸収端 <sup>9)</sup>

(2) ブルーミングレス マンモグラフィ用 X 線の開発

X 線管フィラメントは、一般にコイル状であるが、1990 年、平板をフィラメントとした陰極を有する、マンモグラフィ用 X 線管を東芝が開発した。0.1mm と 0.3mm の複焦点で、フィラメントから放出される電子ビームを集束させるため、集束電極に正のバイアス電圧を印加する構造とした。0.1mm と 0.3mm 焦点のそれぞれにおいて、管電流に対応したバイアス電圧を印加し、管電流が増えても焦点幅が変化しない方法とした。これを、ブルーミングレスと呼称する。図 10.17 に平板フィラメント形マンモグラフィ用 X 線管の焦点を制御する概略の回路図を示す。

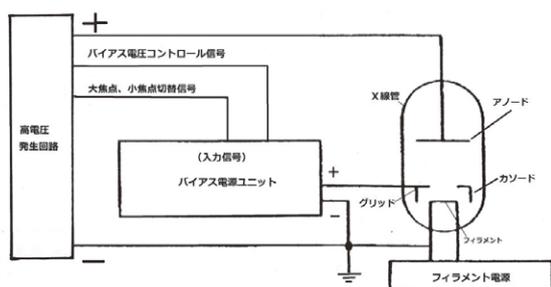


図 10.17 平板フィラメント型  
マンモグラフィ用 X 線管制御方法の概略回路図

平板フィラメントと従来のコイルフィラメントによる 0.1mm 焦点の MTF の比較を図 10.18 に示す。図 10.19 には、0.3mm 焦点の場合の MTF 比較を示す。0.1mm、0.3mm 焦点とも従来のコイルフィラメントによる焦点より平板フィラメントによる焦点の方が MTF はよい。

東芝は、1995 年、拡大撮影用と密着撮影用の焦点軌道を有するマンモグラフィ用 X 線管 E7290A を開発した。ターゲット直径  $\varnothing 85\text{mm}$ 、拡大用は 0.1mm 焦点でターゲット角度  $10^\circ$ 、最大入力 1kW、密着用は、0.3mm 焦点でターゲット角度  $16^\circ$ 、最大入力

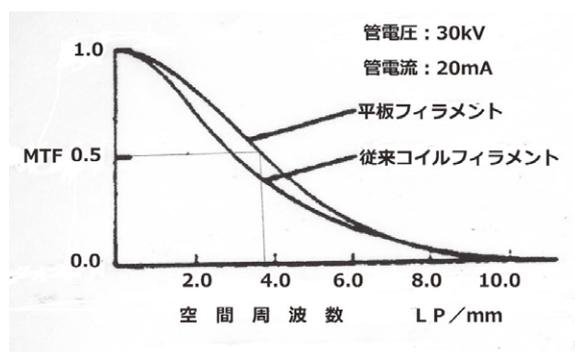


図 10.18 0.1mm 焦点の MTF 比較

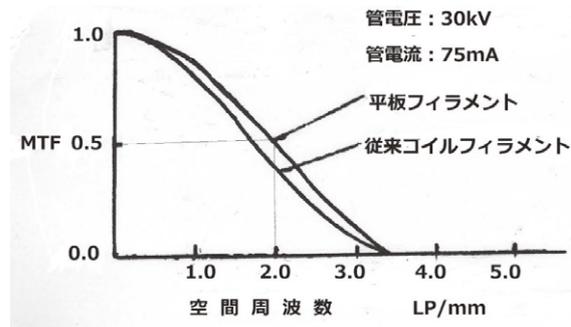


図 10.19 0.3mm 焦点の MTF 比較

3.1kW、180Hz の高速回転モリブデンターゲットである。フィラメントは平板フィラメントで焦点はブルーミングレスである。図 10.20 は、東芝のマンモグラフィ装置<sup>13)</sup> MammorexMGU-200A 型 (1995 年) を示す。図 10.21 は、一般的な、マンモグラフィ用 X 線管の断面を示す。陰極側がアースで、スペクトル選択する付加フィルタは、モリブデン板の他、ロジウム (Rh) の板も使用できるようになっている。



図 10.20 乳房用 X 線撮影装置  
MammorexMGU-200A<sup>13)</sup>



図 10.21 マンモグラフィ用 X 線管の断面<sup>9)</sup>

戦後、社会環境の変化により、乳がんは増えている。X 線での乳房撮影も増感紙、フィルムも微粒子化するなど進化してきたが、満足する写真は、簡単には撮影出来ない状況あり、まだまだ難しいようである。一方、超音波での診断は、微細組織の解像力も向上し、手術にも適応されることもあるなど大きく進化し診断レベルが上昇している。

## 10.3 ステレオ用

### 10.3.1 ステレオ撮影法<sup>14)</sup>

ステレオ撮影には、密着ステレオ撮影（実寸ステレオ撮影とも呼ぶ）と拡大ステレオ撮影とがある。図 10.22 に密着ステレオ撮影を、図 10.23 に拡大ステレオ撮影を示す。L 焦点で L フィルムを撮り、R 焦点で、R フィルムを撮る。図では、フィルムがずれているようになっているが、実際には、L、R 焦点での撮影でフィルム位置は動かず、フィルムはフィルムチェンジャーにて高速で順次送られる。頭部の正方向の場合は、真正面の映像が必要なため L、R のどちらかが中心になるようにする。立体像は、ステレオ観察鏡で観察する。裸眼の場合はフィルムの並べ方が逆になる。

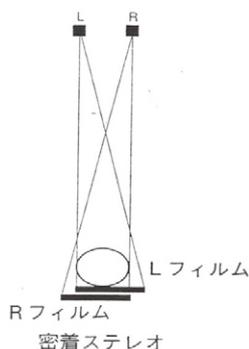


図 10.22 密着ステレオ撮影

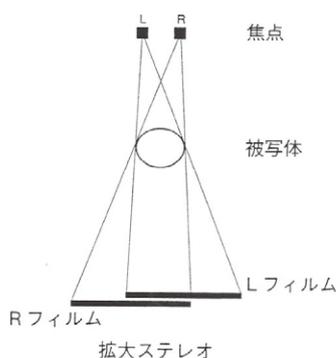


図 10.23 拡大ステレオ撮影

### 10.3.2 ステレオ用 X 線管<sup>15) 16) 17) 18) 24)</sup>

#### (1) 概要

1929 年日立（株式会社渋谷レントゲン製作所）が立体イオン X 線管「フォンタナ」（図 3.9）を製作したが、撮影のタイミングを合わせる事が難しく利用されなかった。立体血管造影法や拡大連続血管造影法の評価は神経放射線学の分野で確立され、これらの方

法は多くの施設で採用されてきた。しかし、神経放射線学の分野では、立体および拡大の両者を組み合わせた血管造影法は、きわめて効果的であるにもかかわらず報告が見られなかった。これは、焦点フィルム間距離が短い場合、必要な照射野が得られるように X 線管の焦点距離を十分接近することが困難であったためである。1977 年、一個の焦点を機械的に動かして立体拡大連続脳血管造影法を行ったが、撮影法に種々短所があり十分に活用することができなかった。

#### (2) ステレオ用 X 線管の開発

立体撮影像を観察する瞳孔間距離との関係から、拡大ステレオ用、密着ステレオ用とも X 線管のターゲット上に 2 個の焦点を設ければ、機械的に焦点を動かす必要がなく、また、撮影に関するタイミングも電気的に行えるということでステレオ焦点 X 線管が開発された。東芝は、1981 年高速拡大ステレオ撮影用 X 線管装置 E7123X を開発した。最大陽極熱容量 500kHU、 $\varnothing 125\text{mm}$  ターゲット、高速回転、焦点間距離 35mm、0.2mm 焦点、11kW の性能を有する。ステレオの切替は、100 回 / 秒である。1983 年には、密着ステレオ撮影用 DRX-W135HD-SA [ $1.0 \times 2/0.2\text{mm}$  (80/10kW)] で焦点間距離 63mm を開発した。：日立、島津とも、焦点組合せ、焦点間距離に多少の違いがあるが、それぞれ拡大用、密着用のステレオ用 X 線管装置を開発した。図 10.24 に日立の密着ステレオ X 線管装置 UKM-4SC-211TY を示す。2 個の陰極を有しているので、陰極側は、ケーブル挿入口が、2 個あり、放射口にも、鉛で区切られた X 線放射口が 2 個ある。ステレオ撮影は、フィルムの現像、DSA 撮影の場合はモニターを用いての裸眼観察など、操作面で、立体観察が出来るまでの流れがスムーズでなく、複雑な術式であり、また、CT 撮影の進化により横断面断層像の積重ねで立体像の観察が出来るようになった。したがって、二つの焦点を交互に切替えて撮影する立体撮影用の X 線管は、ほとんど利用されなくなった。

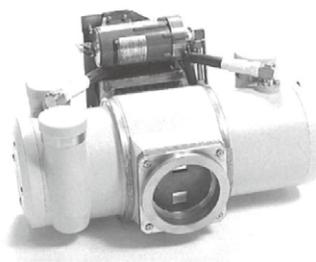


図 10.24 立体密着ステレオ用 X 線管<sup>24)</sup>  
UKM-4SC-211TY (日立)

## 10.4 移動形

### 10.4.1 携帯用<sup>19) 20) 21)</sup>

図 10.25 は 1940 年の油浸式携帯用 X 線装置 (日立) で、完全防電撃・防 X 線のタイプで、「其の使命として遠隔の地又は一般家庭等にレントゲン写真出張撮影に使われその貢献は幾多顕著なるものあり、殊に重病患者及び野戦に於いてその効果を発揮しつゝ、在る事は贅言を要せざる處なり」というように実用的であり、言わなくても分かると 1940 年 (昭和 15 年) 8 月発行のシブヤ時報第 2 巻 3 号に記述されている。X 線発生器は、高圧トランスと X 線管を組込み絶縁油で封入したもので、X 線管は、形名: LO-30 で、焦点 2mm、定格は、60kVp、30mA、25sec、使用回路は無整流である。家庭にて胸部、頭部 (外科的) などを撮影した。X 線管の外観は、図 10.26 に示す。固定陽極 X 線管のバルブの形状は、全体的に筒状ではなく、図 10.26 に示すように陰極、陽極に対し中央部が凸状に膨らんでいる。これは、陰陽極間の距離を広げ両端に発生するコロナを抑制し沿面放電が生じないようにするためである。



図 10.25 携帯用 X 線装置外観  
1940 年製 (日立)<sup>19)</sup>

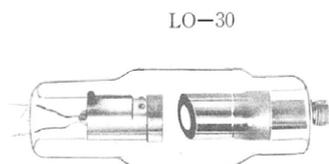


図 10.26 携帯用 LO-30X 線管 (日立)<sup>21)</sup>  
全長: 15cm  
外径: Ø5cm

最近の携帯用 X 線装置としては、図 10.27 に東芝の IPF-21N を示すが、形状は大きくは変わらないが、X 線発生器は、インバータ、制御ユニットは、アナログからデジタルと改善されている。X 線管は、固定陽極で、東芝は焦点 1.2mm、125kV、2.7kW の D-125 形を、日立は、焦点 1.8mm、100kV、2.1kW の H7136 を販



図 10.27 携帯用 X 線装置外観<sup>20)</sup>  
IPF-21N (東芝)

売している。外形は従来品に比し多少小形化しているが大きな変化はない。

### 10.4.2 外科用<sup>20) 22)</sup>

外科手術、整復、救急室において患者を動かさずに必要なポジショニングが出来るように設計された装置で、用途は、透視・頭部、腹部、四肢の撮影に用いられる。また、II を用いて、DSA、および、カテーテルを使った治療 (IVR: Interventional Radiology) にも適用されている。外科用は、固定陽極 X 線管が主で、管電圧は、100~110kV、焦点は 0.3~0.5/1.2~1.5mm、大きさは外径 Ø45mm、長さ 160mm と小形であるが、撮影入力は、32kW、透視は平均 300HU/s-15min と大きい。図 10.28 に例として、島津の外科用の X 線テレビジョンシステムを示す。

なお、図 10.29 に、東芝の外科用固定陽極 X 線管 DF-151 を示す。陽極側のバルブが内側に凹状にへこんでいるのは、さらにバルブの沿面距離を広げコロナ

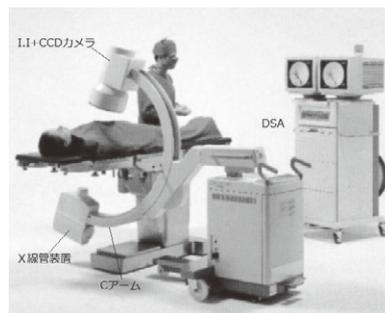


図 10.28 外科用 X 線テレビジョンシステム (島津)

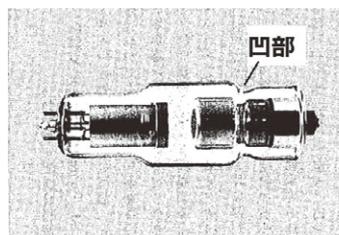


図 10.29 バルブに凹部  
東芝 DF-151<sup>20)</sup>



ているので $\pi$ 型と呼ぶ)であったが、胃の撮影では管球が移動するので $\pi$ 形では構造上移動の範囲が狭い。そこで、図 10.34A に示すような筒本体に直角にケーブル挿入口を設けたタイプ(丸いコーヒー缶を乗せた形になるので枕木形タイプと呼ぶ)に変更された。図 10.34B に内部の概略図を示す。なお、胃の撮影途中で逆傾斜(頭が下がるとき)するとき X 線管装置は、透視撮影台の移動天板と軸方向が同じため、端部が地面に当たらないようカバーの角に傾斜を設けるなど細かい設計が施されている。

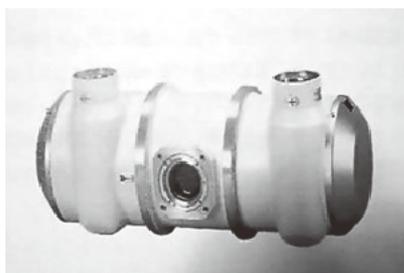


図 10.34A 枕木形管容器<sup>25)</sup>

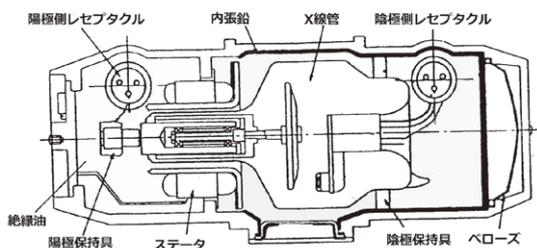


図 10.34B 内部概略図

## 10.6 工業用

### 10.6.1 携帯用<sup>27) 28) 29) 30)</sup>

#### (1) 概要

被写体が大きい場合の欠陥検出には、撮影部位を変えるたびに X 線装置を移動する必要があり、さらに、山間へき地での設備工事などの X 線検査も含め小形軽量で可搬性の X 線装置が要望され、工業用携帯式 X 線装置が開発された。条件として、高電圧ケーブルは、ケーブルの太さ、重量の点から操作性が悪くなり、また、整流管、整流器を用いると装置が大型化するため用いず、高電圧の回路は複雑でない自己整流方式が採用されている。しかし、自己整流方式の場合半波の負荷となるので X 線管への逆電圧は変圧器の 2 次コイルの降下により正方向電圧より上昇する問題があるため、逆電圧防止回路を設けなければならない。逆電

圧低減装置として、一般には整流器と抵抗器を並列に接続したものが用いられているが、島津は図 10.35 に示すように、主変圧器の一次巻線に逆電圧低減用巻線を付加した方法を用いている。

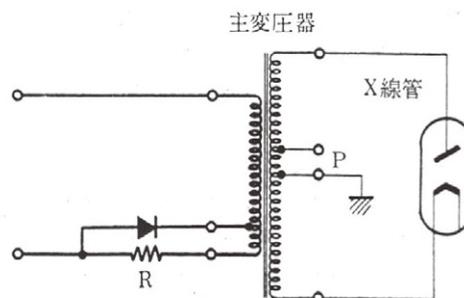


図 10.35 逆電圧低減回路<sup>27)</sup>

#### (2) 自己整流形工業用 X 線管

図 10.36 に島津が開発した X 線発生器と制御器で構成した携帯用シリーズを示す。ウエルテス 70 は、焦点 0.8mm、定格 70kVp,3mA で、アルミニウム 50mm、鉄 10mm が透過能力、ウエルテス 125 は、焦点 1.5mm、125kVp,5mA で、鉄 35mm、ウエルテス 200 は、焦点 2mm、200kVp,5mA で鉄 65mm の透過能力を示す。その他、定格、焦点 2.5mm、260kVp,5mA のウエルテス-250 がある。東芝、日立とも島津と同様のシリーズを開発していた。高電圧ケーブル、整流管を用いず、X 線発生器は高電圧タンク内に変圧器と X 線管を収納することで軽量・小形化した。

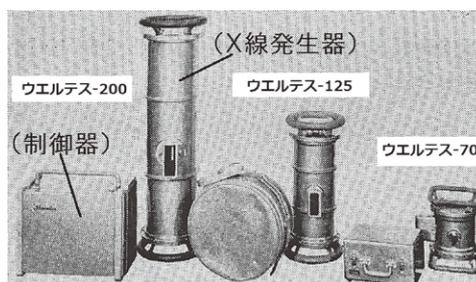


図 10.36 工業用携帯式 X 線装置<sup>27)</sup>  
“ウエルテス”外観図(島津)

1963 年の東芝の工業用携帯式 X 線装置 EX-185-2、(定格 185kVp,5mA) では、変圧器の二次巻線と高圧タンクの空隙を考慮した特殊設計を行うことにより絶縁強度を向上させた。その結果、高さで 30cm、重量で 40kg の軽減をした(図 10.37)。図は、変圧器と X 線管を収納した X 線発生器の比較写真で右が従来品 EX-185-2 を、左が改良品 EX-185-3 を示す。なお、工

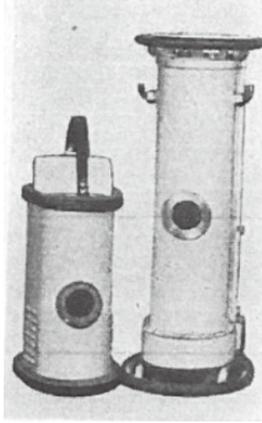


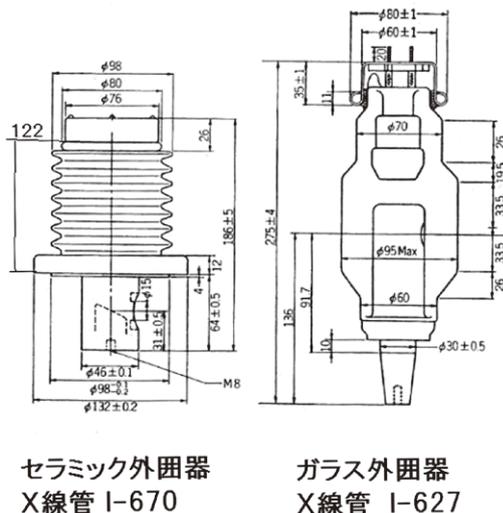
図 10.37 X線発生器比較 (東芝)<sup>28)</sup>

左: EX-185-3 (改良品)  
右: EX-185-2 (従来品)

業用携帯式 X 線装置は、高電圧用の絶縁油を用いていたが、軽量化を推進するために高圧絶縁油の代わりに SF6 (六フッ化硫黄) によるガス絶縁に変遷した。

### (3) セラミック外囲器 X 線管の開発

X 線発生器は、運搬など移動の際、転倒などもある。その際、X 線管の外囲器はガラスのため衝撃で歪を発生し、ひいては破損に至る場合もある。そこで、ガラスより堅牢なセラミック (材質は  $Al_2O_3$ ) の外囲器を用いた X 線管、焦点 2mm、200kV、5mA の性能を有する携帯用工業用 X 線管 I-670 を 1980 年東芝が開発した。外囲器をセラミックにすることにより管外はヒダ付きにして沿面距離をとり、真空側は、壁面チャージが高くなるので、陰極側、陽極側の接合部に特別なシール法を採用し、沿面対策のミゾ加工をするとともに電界強度を弱めるための管内シールドを設けた。図 10.38 にセラミック X 線管 I-670 と同性能のガ



セラミック外囲器  
X線管 I-670

ガラス外囲器  
X線管 I-627

図 10.38 ガラスとセラミック管との比較外形図<sup>30)</sup>

ラス外囲器 X 線管 I-627 との外形比較をした。I-627 と比べて管球自体の重量は、約 3.5Kg と 50% 重くなるが、管球全長は 186mm と 32%、管球の装置収容部分は、122mm と 45% 短くなっている。したがって、装置の漏洩 X 線防止材料である鉛量の大幅減少に加え、X 線発生器全長も短縮出来るので装置は小形軽量となる。陽極はフランジ構造であるため取付が簡単であり、また、セラミックは、堅牢であるので衝撃に対し強く、管内放電に対しても強い抵抗性があるので管球破壊の度合いが減り装置の信頼性が向上した。

## 10.6.2 据置形<sup>31) 32) 33)</sup>

### (1) 定電圧形工業用 X 線管

1964 年頃から鉄鋼関係の鋼管、鉄板の需要が増加し始めた。特に鋼管は、パイプラインとして石油、ガスなどの液体、気体以外に、石炭、鉱石などを細かく砕き、スラリー状にして、輸送するなど需要を拡大していた。その際、鋼管は溶接加工であるため、溶接部の検査に X 線の利用が求められた。しかし、個別対応が多くビジネスとなる鉄鋼検査用 X 線装置の少ないなか、Müller モデルの定電圧、アノード接地の 150kV、水冷式 X 線装置への需要が高まったが、高額の入品であるため、国産化への要望が強かった。鉄鋼会社で大量に生産される鋼管の溶接部をフィルム撮影ではなく II (イメージアンプ) で観察しながら順次検査をするシステムを要望していたため、X 線管は長時間使用となるので水冷式が採用された。検査の方法は、鋼管を直線に、またはスパイラルに、横接手に縦接手など、溶接部によっても様々である。

一例として、図 10.39 に直線溶接の場合の基本配置を示す。鋼管の中に X 線管を配置し鋼管を手前方向にコンペアーで送りながら直線に溶接された溶接線 (シーム) の画像を II を通し TV で観察する。X

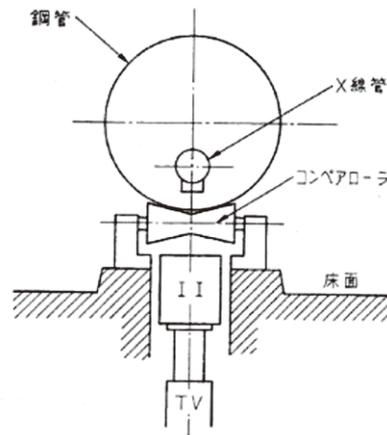


図 10.39 直線溶接の場合の溶接線検査の基本配置<sup>31)</sup>

線管装置は、0.4/2.5mmの複焦点で、定格は、大焦点150kV、12mA連続、小焦点150kV、3mA連続、水冷4l/minである。X線管装置も含めた東芝の工業用X線装置EXS-150-2を図10.40に示す。図10.41には、東芝と全く同じ性能を有する島津の据置形工業用X線管装置、Sio-150-0.4/2.5-150Sを示す。

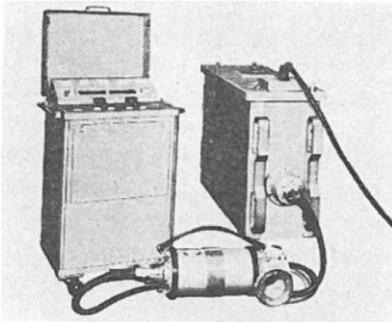


図 10.40 工業用 X 線管装置  
EXS-150-2 (東芝)<sup>31)</sup>

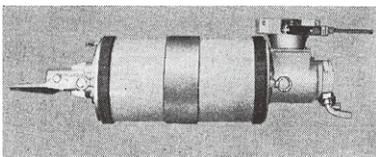


図 10.41 据置形工業用 X 線管装置 Sio-150-0.4/2.5-150S (島津)<sup>32)</sup>

## (2) 全周放射形工業用 X 線管

全周放射形工業用 X 線管として、自己整流で、最高使用管電圧、160kV<sub>p</sub>、200kV<sub>p</sub>、260kV<sub>p</sub>のタイプを日立が開発した。この X 線管は平板ターゲットで、図 10.42 に示すように主放射方向の X 線は溶接部に対し斜めに入射するので溶接部の欠陥像が見にくいという問題があった。

そこで、平板ターゲットを円錐状にして主放射方向の X 線が溶接部に垂直に入射する全周放射型工業用

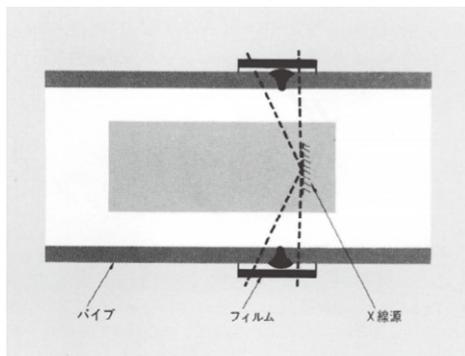


図 10.42 平板状ターゲット全周放射形 X 線管による撮影<sup>33)</sup>

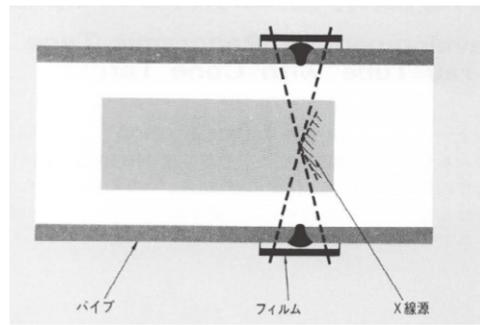


図 10.43 円錐状ターゲット  
全周放射形 X 線管による撮影<sup>33)</sup>

X 線管 H7106A を日立が開発した。図 10.43 に円錐状ターゲットによる溶接部の撮影図を示す。

陽極の円錐状ターゲットの頂点に円形焦点を形成する手段としては、図 10.44 に示すように円形の集束溝にコイル状フィラメントを取り付ける構造を採った。フィラメントの取付が精度よく行えることを重視し、円形焦点を得るためには集束溝底部も球形部とした。図 10.45 に製品の内部構造を示す。ターゲットには円形のタングステン板を用い、銅からなる陽極に埋め込み後に円錐状に加工する。2次電子散乱防止用フードの X 線放射部分の厚さは、負荷時の温度上昇を考慮して 0.4mm とした。H7106 の主な使用は、自己整流回路使用、最高使用管電圧 160kV<sub>p</sub>、管電流 5mA、焦点、幅 3.5mm × 長さ 1mm、X 線照射範囲は、陽極側 15 度、陰極側 20 度 × 360 度、また、管球の使用環境は、SF6 ガスである。

工業用 X 線管装置は、鉄鋼関係の生産減少により、パイプライン検査用の X 線管も保守用にと変遷しているが、時代背景に応じて種々の産業に対応してきた。近年、労働コストの問題から、それぞれの使用に対して既存のものでの対応が増えている。食品への異

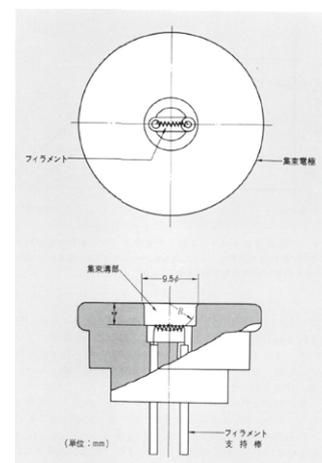


図 10.44 陰極の電子集束構造<sup>33)</sup>

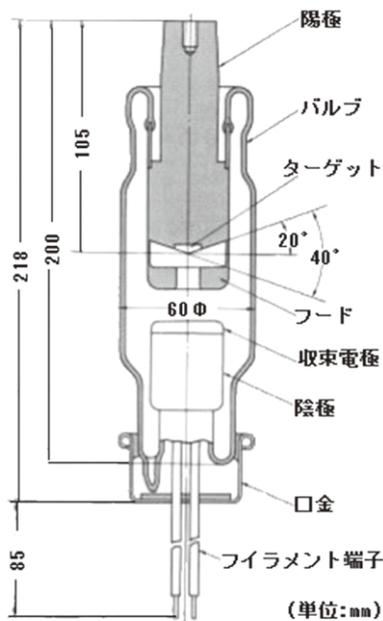


図 10.45 全周放射型工業用 X 線管 H7106A の構造図<sup>33)</sup>

物混入検査装置、空港手荷物検査装置、などがその例である。いずれにせよ、企業の経営の一つである“選択と集中”により、工業用の X 線検査装置は減少傾向になってきたが、X 線管の耐電圧向上の技術には、工業用 X 線管の高い管電圧の技術が寄与して発展してきたと考えられる。

## 10.7 治療用

### 10.7.1 グライナッヘル回路<sup>34)</sup>

倍々に電圧を増やしていくコッククロフト回路 (Cockcroft circuit) は、電圧を増やしていくには、絶縁が楽になるという理由でよく利用されている。治療用 X 線管としては、当初自己整流が用いられていたが、自己整流で 200kV を超えるような電圧に耐える装置にすることは絶縁的な難しさがるので、コンデンサと整流管を組合せて倍にする回路であるコッククロフト回路とよく似た回路であるグライナッヘル (Gleinacher) 回路が採用された。グライナッヘル回路は、高圧コンデンサ  $C_1$ 、 $C_2$  の充放電の繰返しを利用して、高電圧変圧器の発生電圧の 2 倍の電圧を X 線管に加える回路である。図 10.46 において、 $K_1$ 、 $K_2$  は整流管、 $C_1$ 、 $C_2$  は、高圧コンデンサ、 $R_1$ 、 $R_2$  は、充電抵抗、 $H \cdot T$  は高電圧変圧器とする。まず、高電圧変圧器  $H \cdot T$  に交流電圧が印加されると、最初のある瞬間 c 点が「-」で d 点が「+」であったと仮定する。 $K_1 \rightarrow R_1 \rightarrow C_1$  が形成され、 $C_1$  に a 点側が「+」になるような方向に変圧器発生電圧にほぼ等し

く充電される。次の瞬間 c 点が「+」で、d 点が「-」になると  $C_1$  の回路には  $K_1$  のための電流が流れず、 $C_2 \rightarrow R_2 \rightarrow K_2$  の回路が形成され、 $C_2$  に先と同じ電圧が充電される。その方向は c 点側が「+」になるような方向である。したがって、X 線管には、ほぼ変圧器発生電圧の 2 倍が印加される。

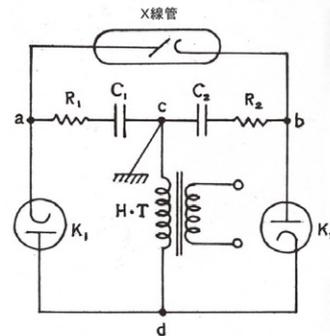


図 10.46 グライナッヘル回路<sup>34)</sup>

### 10.7.2 深部治療<sup>36) 37) 38) 39)</sup>

治療用としては、1914 年イオン X 線管の製造を開始したころから、200kVp 以上のものもあったが、安定して使えるようになったのは、図 3.17 に示す、東芝の U 形クーリッジ X 線管からである。クーリッジ特許の期限が切れた翌年には、1935 年の日立 (シブヤ) カタログ掲載品、S-LH<sup>36)</sup> 焦点  $6.2 \times 6.2\text{mm}$ 、230kV、3mA があり、島津も、図 10.47 に示す、H 形<sup>38)</sup>、200kVp を 1935 年に製品化した。

ただし陽極構造は小さく長時間の使用には厳しい性能であったものと考えられる。図 10.48 に 1938 年に使用を終えた東芝の STO-200-6<sup>37)</sup> を示す。

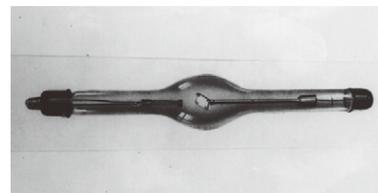


図 10.47 H 形 200kV 深部治療用 (島津)<sup>38)</sup>

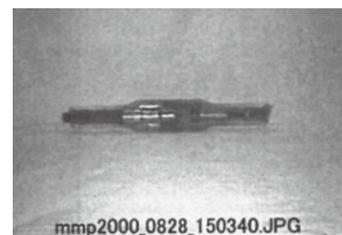


図 10.48 STO-200-6<sup>37)</sup>  
深部治療用 (東芝)

この図から、東芝の陽極は大きく、外部から冷却も可能であり、後発メーカーとの間に技術差があるのは否めないことがわかる。各社、深部治療用として、STO-200-3、STO-200-6、STO-300-2L、STO-300-2Rなど油浸タイプをシリーズ化したのは、1950年頃である。その後、陽極裏面に絶縁油を直接ジェット噴射(20~25l/min)し冷却するタイプが開発され、200kVで25mAのT-2043を始め、1960年には、5kWでも管電圧の高い、250kV、20mAのT-2531を商品化した。図10.49<sup>38)</sup>にT-2531の外観を、図10.50<sup>39)</sup>にT-2531を用いた、グライナッヘル回路の装置で島津の「信愛号」を示す。しかし、深部治療も粒子線、加速器など高エネルギー放射線治療が主流となり、1970年代にはX線による深部治療も減って、T-2531を最後に生産を終了した。

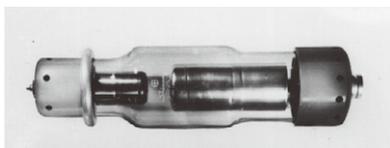


図 10.49 治療用 X 線管 T-2531<sup>38)</sup>

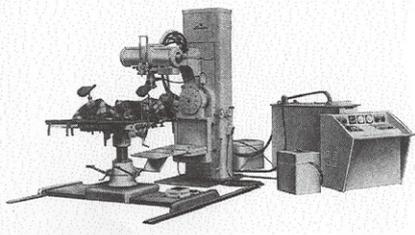


図 10.50 島津深部治療装置「信愛号」<sup>39)</sup>

## 10.8 整流管

### 10.8.1 機械的整流<sup>40)</sup>

X線管自身で整流作用を行うことも出来るが、整流した電圧を加えたほうが安定動作をするということで、島津は、1915年から機械的整流方式のX線装置を発売した。図7.2は、1918年の機械的全波整流装置ダイアナ号である。装置の中心にある丸い回転整流子が回転して整流する。

図10.51は整流板の動作を示したもので、電源の半周期を1/4回転するような回転数で整流板を回転させる。電源周波数が50Hzの場合、1/100sで1/4回転させる。つまり、1回転の時間は4/100s、毎秒25回転、毎分1,500回転で全波整流を行なうことができ

る。なお、60Hzの場合は、回転数を毎分1,800回転にすれば同期する。いずれにせよ、空気中での高電圧スイッチングのため火花の発生をとまなう。そのため、ラジオなど周辺機器への影響、および、臭気など問題はあったであろうと推定できる。

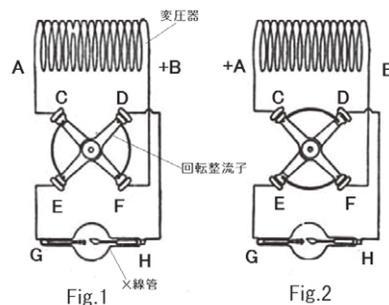


図 10.51 機械整流の原理図<sup>40)</sup>

### 10.8.2 X線管用整流管<sup>35) 38) 39) 41) 42) 43) 44)</sup>

#### (1) 概要

1929年東芝は、機械的な整流に代わる整流管KR-150(逆耐電圧150kVp)とKR-230(逆耐電圧230kVp)を開発した。島津は、単相全波整流装置、150kVp、500mAの「桂号」<sup>39)</sup>を開発した(1932年)。図10.52にその外観<sup>35)</sup>を示す。「桂号」は長期にわたるベストセラー商品であった。用いられている整流管は空冷のKR-150である。なお、全波整流の場合、4本の整流管の電圧降下が異なると、半波ごとに差異を生ずるので加熱電流を平衡させる必要がある。

X線管用の整流管としては、一般用として100kVp、高電圧用として、150kVp、治療用として230kVpが基本の機種で、治療用は、空冷、KR-230、油冷、KO-230、高電圧用は、空冷KR-150、一般用は、空冷KR-100、油冷KO-100を各社とも1940年までには完成さ

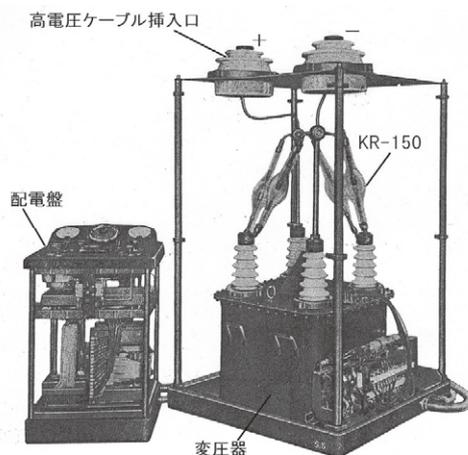


図 10.52 単相全波装置「桂号」<sup>35)</sup> (島津製)

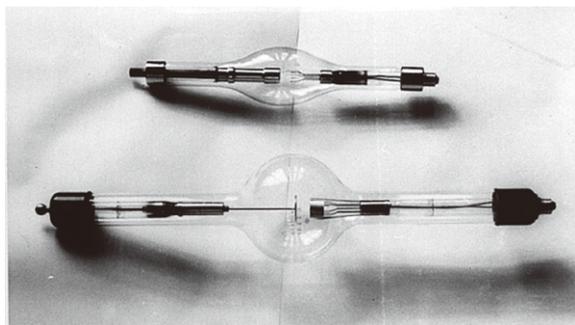
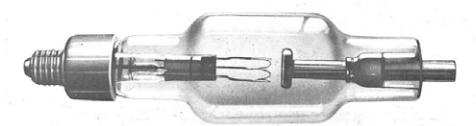


図 10.53<sup>38)</sup> 整流管 KR-150 (上)  
整流管 KR-230 (下)



管 径(中央).....	8mm	最大使用電圧(油中).....	100kVp
全 長.....	215mm	最大電流.....	18V, 8.5A
最大使用電流(両側).....	200mA	filament 加熱電圧.....	14V, 7.5A

図 10.54 KO-100<sup>41)</sup>  
シブヤ形名 (S\_OV100A)

せた。図 10.53<sup>38)</sup> に島津の空冷タイプ KR-150 と KR-230 を示す。図 10.54 に、日立の油冷タイプ KO-100<sup>41)</sup> を示す。

X 線管は、電子を集束させて焦点を形成するが、整流管は電子を拡散させて陽極面に衝突させるため、フィラメントも長く図 10.54 に示すように花形になっている。管電圧が高くなると図 10.53 に示す KR-230 の陰極のようにフィラメントのアノードへの吸引を防止するためにモリブデン板の円筒で覆うものが多い。また、陽極は、電子を受け易いよう広い円板になっている。整流管は逆電圧に耐えて電流の逆流を防ぐとともに管内の電圧降下を小さくすることが必要である。とくに、対地電界の影響を受けやすく電圧降下が大きくなる場合があるので、図 10.55<sup>42)</sup> に示すように整流管の外部に遮蔽筒を設けて用いることも考案されていた。

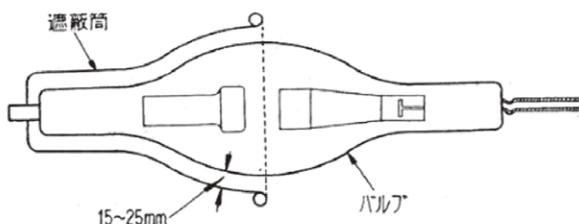


図 10.55 整流管に遮蔽筒を設けた概略図<sup>42)</sup>

## (2) トリタン整流管

整流管は、フィラメント電流も高い。そのため、タングステンの蒸発、スパッタでバルブが黒色化、耐電圧不良など生じ寿命的にも問題があった。1953 年東芝は、KO-100 にタングステンにトリウムを混入したフィラメント（以下トリタンと呼称）を採用し K-33E の形名で商品化した。トリタンは低い電流でのエミッション（放射特性）がよいので、フィラメントからの蒸発が減少し寿命は大幅に改善された。各社も、KO-100C、KO-100E などの名称で商品化した。トリタンは、そのまま用いるとトリウムが蒸発するので、フィラメントに炭素の被膜を形成する作業が必要であった。東芝は、140kVp の K-41S、1957 年には、150kVp の K-51E<sup>43)</sup> 完成した。図 10.56 に K-41S<sup>42)</sup> を示す。



図 10.56 トリタン整流管<sup>42)</sup>  
K-41S

## (3) 半導体化

X 線管用整流管も生産する以上は、改良の努力をしてきたが、寿命の問題などがあり、半導体化への移行は時間の問題であった。1945 年 Siemens がセレン整流器を製作した。島津は 1958 年からセレン整流器を使用し始めた。その後、シリコン整流器の開発と高耐電圧化が進み 1975 年末には、別名「ケノトロン」と呼ばれた、X 線管用整流管は終焉した。半導体を耐電圧用に多く重ねモールドしたシリコン整流器の外観を図 10.57<sup>44)</sup> に示す。

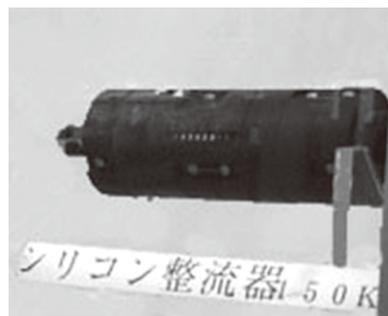


図 10.57 シリコン整流器外観<sup>44)</sup>

## 10.9 軟 X 線用<sup>45) 46) 47)</sup>

### 10.9.1 軟 X 線管の開発

X 線の波長領域は、 $100\text{\AA} \sim 10^{-2}\text{\AA}$  (10nm ~ 0.001nm) の範囲にあり、軟 X 線と呼ばれる範囲は、 $1.5 \sim 3\text{\AA}$  といわれている。軟 X 線は、医学的には表在治療用に、あるいは薄い生物組織の透過撮影用の他、工学、理学方面においても軽合金や合成樹脂の非破壊検査、各種合金の定性、定量分析、応力測定、厚み計などに利用されている。軟 X 線管では、X 線放射窓の吸収をできるだけ少なくすることが重要であり、1910 年 shultz よりリンデンマンガラスが発見され、 $2\text{\AA}$  前後の波長を取り出すことに成功した。

1950 年ソフテックス株式会社 (旧：株式会社小泉 X 線公社、以下ソフテックスと呼ぶ) が、リンデンマンガラスより X 線透過率のよい雲母板 (マイカ) をガラスに溶着し真空気密にする技術を開発した。この雲母板とガラスの溶着は、粉末ガラス、またはガラスハンダと呼ばれもので、 $\text{B}_2\text{O}_3$  50~60%、 $\text{PbO}$  25~40%、 $\text{Al}_2\text{O}_3$  5~15% を微粉末としてガラスと雲母板の間に溶剤として介在させ、温度を加えて溶着する方法で、膨張係数を合わせるのに調合と温度の整合に特別な技術を要した。雲母板を X 線放射窓に用いた X 線管としては、国内初であった。

図 10.58 に二方向の雲母窓を有する軟 X 線管の外観を示す。窓の透明のところが雲母版で回りの白い部分がガラスハンダで溶着された部分である。1960 年には、軟 X 線を通し易いベリリウム板 (原子番号 4) が開発され、ソフテックスも耐電圧 60kV で、焦点  $0.3/1.0\text{mm}$  の軟 X 線管を開発した。図 10.59 にベリリウム窓軟 X 線管の外観を示す。ソフテックスは、耐電圧  $10 \sim 60\text{kV}$ 、管電流  $5 \sim 30\text{mA}$  で焦点も  $0.05\text{mm}$  を始め各種の小形軟 X 線管をシリーズ化しており、さらに、耐電圧  $150\text{kV}$  のガラス製 X 線管も所有している。いずれも、固定陽極 X 線管であるが自社生産を継続していることは、固有の高い技術を研鑽しているものと推測する。

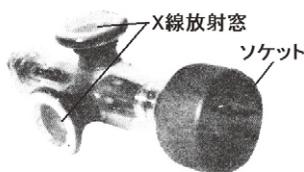


図 10.58 雲母窓の軟 X 線管<sup>46)</sup>  
(ソフテックス)



図 10.59 ベリリウム窓軟 X 線管<sup>47)</sup>  
(ソフテックス)

ソフテックスでのベリリウム窓の軟 X 線管の完成とともに、当時使用していた、雲母窓、および、ガラス窓の X 線管の線量比較をおこなった。測定距離は一定で、管電圧は  $40\text{kVp}$ 、 $2,888\text{mSV}$  の線量を放射したとき、窓材の差 (フィルタ) による線量を表 10.3 に示す。ガラス材は、長い波長の場合、驚くほど X 線吸収が多い。ベリリウム窓は雲母に対し 17 倍の厚さ、X 線の吸収量は雲母の  $1/11$  に過ぎないが、透過線量は明らかに軟 X 線の効果を表す長波長の領域の多さを示している。

表 10.3 軟 X 線管の窓材による線量比較<sup>46)</sup>

項目	単位	軟 X 線管の放射窓		
		ガラス管球	雲母窓管球	ベリリウム窓管球
窓の厚さ	mm	2	0.03	0.5
照射線量	mSV	2,888	2,888	2,888
透過後の線量	mSV	20	2,000	2,800
窓の吸収量	mSV	2,860	880	80

一方、東芝も 1961 年にベリリウム (Be) 窓付き軟 X 線管 M-5048B を開発した。図 10.60 に外観を示す。最大使用管電圧  $55\text{kVp}$ 、最大連続管電流  $10\text{mA}$ 、Be 窓厚  $1\text{mm}$  である。用途は、表在治療用である。

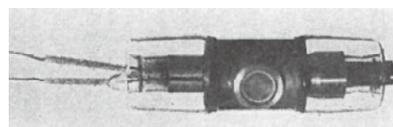


図 10.60 Be 窓付き X 線管<sup>45)</sup>  
M-5048B (東芝)  
外径  $\phi 42$  × 長さ  $148\text{mm}$

X 線スペクトルは、図 10.61 において、A 曲線はベリリウム (Be)  $1\text{mm}$  厚の放射窓を有する軟 X 線管に管電圧  $50\text{kV}$  を加えた場合の波長と X 線の強さを示すもので、B 曲線はフィルタとしてアルミニウム板  $1\text{mm}$  厚を付加した場合、C 曲線はパイレックスガラス  $1\text{mm}$  厚を付加した場合のスペクトル分布を示す。図より放射される X 線は連続スペクトルで短波長側は波形が急傾斜で、長波長側は比較的ゆるやかで尾を

ひいている。この長波長側の成分は僅かなフィルタを入れることにより急激に減少することが、B、C 曲線で認められる。すなわち長波長側の波形は主として放射窓あるいは管壁などの管球の固有フィルタの程度によって決められ、固有フィルタが強くなればなるほど長波長側の曲線は短くなり高さも急激に減少する。

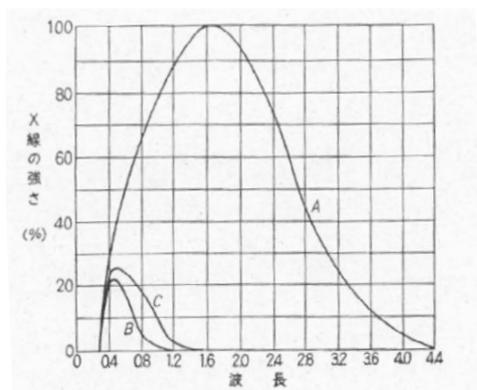


図 10.61 軟 X 線のスペクトル

- A: Be1mm
- B: Be1mm+Al filter 1mm
- C: Be1mm+Pyrex glass 1mm

### 10.9.2 軟 X 線装置

X 線を取扱う場合は、電離放射線障害防止規則で「管理区域」の設定が義務であるが、ソフテックスは、軟 X 線を取扱う方法をボックス内を「管理区域」として行う、というシステムを開発した。イメージング、フラットパネルなどの感光系と組合せ、植物、動物、または、ラウエの斑点の撮影を始め理科教材用を、また、プリント基板、精密部品の検査を対象に産業用などにも対応した軟 X 線利用の製品群を商品化した。

図 10.62 に創業当時の商品で X 線防護を丸い円筒の中で行う B-2 形の外観を示す。当時は、フィルム撮影が主で、円筒の中へ観察用の資料を入れ、中で X 線を発生させ、蛍光板付きの観察窓を丸いタンクに接続し観察する。

図 10.63 には、微小焦点と高感度軟 X 線用 I.I、カメラ、または FPD を搭載したシステムで、オプショ

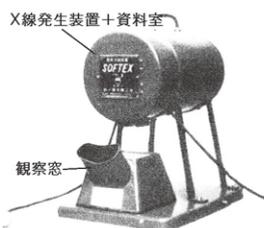


図 10.62 開発初期の X 線防護装置<sup>46)</sup> B-2 方 (ソフテックス)



図 10.63 I.I または FPD 搭載<sup>47)</sup> の X 線 TV 検査装置 (ソフテックス)

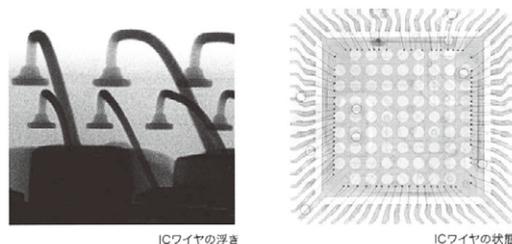


図 10.64 IC ワイヤの状態と浮きの観察像の例 (ソフテックス)<sup>47)</sup>

ンとして軟 X 線画像自動計測機能を有する標準タイプを示す。図 10.64 には、IC ワイヤの状態、浮きの観察像の例を示す。

### 10.9.3 表在治療

表在治療用 X 線管では長波長側の成分の多いことが望ましいことと、放射窓の吸収特性が軟 X 線管に対して大きな影響を受けることに留意せねばならない。したがって、患部を治療する場合、患部のまわりの健全な組織に与える線量を出来る限り少なくし患部のみに X 線量を有効に照射することが目的で、この配置図を図 10.65 に示す。図より b の深さにある健全

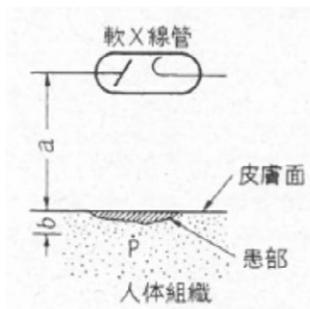


図 10.65 表在治療の配置図

な組織 p の受ける線量を少なくするためには、a を短く、放射角度を大きくし照射野内の線量分布を一様にするとともに、管球固有のフィルタを小さくし患部の厚さに応じた付加フィルタの選択が決め手となる。

## 10.10 歯科用<sup>26) 48) 49)</sup>

### 10.10.1 概要

東芝は、ヘッド (X 線管と変圧器を収納する容器) を米国のビクター社から輸入し、1930 年国内では初めての歯科用装置 CDX 型を開発した。

壁取付式とキャスター付きの 2 種類で、壁取付式を図 10.66 に示す。当時としては、防電撃・防 X 線の最先端製品であった。定格は 60kVp, 10mA、焦点大きさは不明であるが、1939 年渋谷レントゲンが開発した歯科用 S-01 が  $\phi 3.2\text{mm}$  焦点 (渦巻形コイルフィラメント使用) であるのでおそらくこの X 線管と同等であろうと考えられる。以後、線状フィラメントの 1.2mm 焦点へ変遷したが、1958 年に歯科用レントゲンに保険適用されるまでは普及しなかった。歯科診療は個人開業医が圧倒的に多い。また、診察室、撮影室も小さいため、必然的に装置も小形になるので、X 線管も小形の固定陽極が採用された。

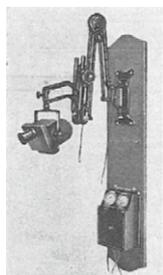


図 10.66 壁取付式歯科用 X 線装置 CDX 型<sup>26)</sup>

### 10.10.2 歯科用装置の変遷と X 線管

国内では、数社が歯科用 X 線装置を製作しているが、X 線管は、海外品もあるが、東芝、日立から主に供給を受けている。したがって、歯科用 X 線装置を製作している数社の製品を取り上げ記述することは困難なため、協力を頂いた歯科用 X 線装置を開発・販売してきた朝日レントゲン工業株式会社 (1956 年設立) の製品開発の概略の流れと X 線管との関係を記述する。

#### (1) 1956 年

汎用品であり、口内に鉛増感紙とフィルムをセットにし、体外より X 線を放射して撮影する最も一般的な撮影装置である。図 10.67 に A-DAS 形を示す。

A-DAS 形は機械式タイマーであったが、改良され電子管タイマーになった。X 線管は、東芝の D-082 で、焦点 0.8mm、動作例、60kVp、10mA、10s、サイズ  $\phi 30 \times 105\text{mm}$  であった。陽極熱容量が 10kHU と小さいので休止時間は長い。



図 10.67 汎用形歯科 X 線装置 A-DAS 形<sup>48)</sup>

#### (2) 1969 年

全周歯を撮影するパノラマ X 線撮影装置を日本で初めて開発した。図 10.68 に外観を示す。X 線管は、D-1801 で、陽極熱容量 20kHU、焦点は 1.8mm、動作例、100kVp、15mA、1s である。装置形名、Panoramax AX-3 である。



図 10.68 Panoramax AX-3<sup>48)</sup>

#### (3) 1973 年

パノラマとセファロ X 線撮影装置 Panoramax AX-4CM を開発した。セファロ撮影は顔の側面から撮影する「頭部 X 線規格分析写真」で歯・愕の矯正治療に用いられる。X 線管は、D-155、陽極熱容量 35kHU、焦点 1.5mm、動作例、85KVp、10mA、10s である。

#### (4) 1976 年

Panoramax AUTO I / AUTO II を開発した。X 線管 D-155 で、光電子増倍管 (ホトマル) を採用して自動露出が出来るようにした。

(5) 1978年

矯正歯科専用のセファロ X 線撮影専用装置、Crux CX-90を開発した。X 線管は、D-103、陽極熱容量 50kHU、焦点 1mm、動作例、90kVp、11mA、20s、通電間隔 /5 分以上。装置は、図 10.69 に示す。



図 10.69 セファロ X 線撮影専用装置 Crux CX-90<sup>48)</sup>

(6) 1983年

多軌道パノラマ X 線装置 AUTO 1000/AUTO 2000を開発。従来の自己整流から高周波インバータ直流発生装置に、また、パノラマ軌道のコンピュータ制御をした。X 線管 D-051、陽極熱容量 40kHU、焦点 0.5mm、動作例、90kV、10mA、15s、1 回 /5 分。焦点が小さいのに負荷が 1mm 焦点と変わらないのは、ターゲット角度が 5° と小さため長さ方向の実焦点が大きいからである。

(7) 1986年

髁関節 X 線撮影専用装置 TX-90 を商品化した。X 線管は D-088 で、陽極熱容量 20kHU、焦点 0.8mm、動作例、90kVp、10mA、5s、1 回 /5 分。外径 36 × 110mm。0.8mm 焦点 X 線管の中ではターゲット角度が小さく 10° である。

(8) 1988年

コントローラが一体型のパノラマ X 線撮影装置で 20 年間にわたり販売されたロングセラー品である。X 線撮影装置形名は、AUTO III / AUTO III CM で、X 線管は D-051 である。

(9) 1996年

障害者用 LPX7007 の臥位パノラマ X 線撮影装置を完成した。X 線管は、D-0811S で、陽極熱容量 10kHU、焦点 0.8mm、動作例、60kVp、10mA、5s、1 回 /5 分。外形 Ø31 × 74mm で外形図を図 10.70 に示す。図よりカソードは、ステムのリード線で集束電

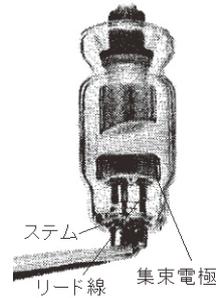


図 10.70 D-0811S X 線管<sup>49)</sup>

極を支える構造にし、コストダウンしている。

(10) 2003年

FPD を用いたデジタル用パノラマ・セファロ X 線撮影装置 Hypev-XCM 商品化した。使用 X 線管 D-052SB、陽極熱容量 10kHU、焦点 0.5mm 使用管電圧 100kV である。

(11) 2004年

イメージング & FPD を用いた歯科用 CT 診断装置 PSR9000N を商品化した。

X 線管は、D-067SB を用いており、図 10.71 には、椅子に座った患者の頭部を中心に、X 線管とイメージングを対向に設置した部分が回転して頭部の断層写真撮影する歯科用 CT 診断装置 PSR9000N を示す。ターゲット角度 12°、焦点は、0.6mm、定電圧 100kV、管電流は、7.5mA が最大定格である。多様な病巣に対し情報量が多くなるため、形状も、外径 Ø45 × 長さ 138 mm と大きく、陽極熱容量も 50kHU と増加している。近年は、インプラント治療に多く用いられている。PSR9000N の画像取得部は、イメージングと CCD カメラにより構成されており、イメージングのスライス厚は、0.1~0.15mm、撮影幅は 40mm、FPD のスライス厚は、0.1~0.315mm、撮影幅は 100mm である。医用の CT に比しスライス厚は



図 10.71 歯科用 CT 診断装置 PSR9000N<sup>48)</sup>

小さく、FOV(Field of view)も限定すれば微細描写の画像が得られる考えられる。

撮影条件は、X線管(D-067SB)の出力から、 $100\text{kV} \times 5\text{mA} \times 17\text{sec} \times 1.41 \approx 12,000\text{HU}$ と推測されるので、医療用のCT撮影(9.1.5参照)に比し、撮影距離は、ほぼ同じであるので線量は、約1/6と少ない。また、歯科用CTの1回転中の撮影による情報量は、医療用CTに比し約4倍少ないので画像再構成時間も短縮されていると思うが、軟組織の変化は反映されていないだろうと察する。なお、歯科のCT撮影は、座って行うので一般のCT撮影と異なるが、近年、インプラント治療以外に矯正治療、根幹治療など幅広く利用されている。

歯科用X線管としては、長い期間ほとんどが単焦点使用であり、陽極も銅材料である。そのため、各部品のコストダウン手法は進んでいるが、基本構造については、大きく変化をしていない。また、感光系の鉛増感紙とフィルムをセットする方法は、デジタルのIP(Imaging plate)に変遷している。

#### 引用・参考文献

- 1) 田部, 津田: 拡大撮影法と微小焦点回転陽極X線管, P81-85, 島津評論12(2-3)(1956.12)
- 2) 吉田, 村木, 他: 微小焦点高速回転ロータノード, P398-400, 東芝レビュー, 21(4)(1966.4)
- 3) 神戸, 早川, 他: X線管電流と焦点MTFとの関係について, P75-76, 島津評論34(1)(1977.3)
- 4) 香川, 西岡, 他: 拡大撮影用大容量微小焦点回転陽極X線管, P155-160, 島津評論30(2/3)(1973.9)
- 5) 黒沢, 村木, 他: 拡大用 $50\mu\text{m}$ 焦点2極管検討, P299, 日本放射線技術学会誌(32)299(1976.9)
- 6) 香川, 神戸, 他: 拡大撮影用 $50\mu\text{m}$ 焦点X線管2極管検討, P113, 日本放射線技術学会誌(29)(1973.7)
- 7) 山村, 村木, 他: 拡大撮影用可変焦点X線管および制御装置, P559, 日本放射線技術学会誌(38)(1982.7)
- 8) 関, 村木, 他: マモグラフィ用回転陽極X線管, p1333-1335, 東芝レビュー22(11)(1967.11)
- 9) 小屋敷誠: 第5回 熊本乳房画像ねっとわーく勉強会教育講演資料, 東芝, 東京本社X線事業部(2005.9)
- 10) 山崎, 香川, 他: マモグラフィ用高速回転陽極X線管装置サークルックス0.5/1U35YN-23性能およびX線管焦点大きさの撮影条件の変化, P106, 島津評論29(1/2)(1972.6)
- 11) 杉浦, 阿武, 他: 平板フィラメント陰極を採用した焦点サイズ不変型マンモグラフィX線管, p1373, 日本放射線技術学会誌第46巻第8号(1990.8)
- 12) JIS Z 4704(2005)(医用X線管装置)
- 13) 東芝メディカル: 21世紀への懸橋, P229, 「回診用&乳房用X線診断装置」東芝メディカル(1998.10)
- 14) 島津製作所: 医用機器入門, p8, 島津製作所医用機器事業部資料
- 15) 高橋, 玉川, 他: 立体拡大連続脳血管造影法, P7-11, 島津評論34(1)(1997.3)
- 16) 石井, 山村, 他: 高速拡大ステレオ用X線管装置及び制御装置, P654, 日本放射線技術学会総会, 会員研究発表抄録P654, 37(5)(1981.9)
- 17) 石井, 山村, 他: 10回放射線シンポジウム, 立体撮影用X線管装置および制御装置, P346, 日本放射線技術学会雑誌, 39(3)(1983.5)
- 18) 高橋, 小沢, 他: 立体拡大頭腹部血管造影システムPANGIOMAX, P114, 島津評論39(2)(1982.6)
- 19) 八尋三之: 油浸式携帯用エックス線装置に就て, P85, シブヤ時報2(3)85-88(1940.8)
- 20) 東芝カタログ: 医療用固定陽極X線管D-125, DF-151: 携帯用装置IPF-21N(東芝)
- 21) 日立カタログ: CA092 工業用/診察用: H7228, H7167, シブヤLO-30(2007.12)
- 22) 島津カタログ: C50G-0310 島津医用機器製品要覧(外科用TVシステム)
- 23) 獣医療における放射線診療技術研修教材-放射線防護技術編, 図21, 日本獣医師会発行(2007.9)
- 24) 日立X線管・X線管装置カタログCA075(1992.9) $\pi$ 型管容器, CA089cHタイプDステレオ
- 25) 東芝製品カタログ: 一般撮影装置X線管装置, 東芝提供
- 26) 東芝メディカル: 21世紀への懸橋, P8「壁取付式歯科用X線装置」, 東芝メディカル(1998.10)
- 27) 佐野, 三輪, 他: 工業用携帯式X線装置“ウエルテス”P32-33, 島津評論17(2/3/4)(1960.12)
- 28) 牧野, 橋本, 他: 透過検査用携帯形X線装置の軽量化, P55-56, 東芝レビュー18(1)(1963.1)
- 29) 佐野, 森岡, 他: 工業用携帯式X線装置のガス絶縁化について, P45, 島津評論18(3)(1961.3)
- 30) 山村, 土方, 他: 工業用セラミックX線管I-167, P818-819, 東芝レビュー35(9)(1980.8)
- 31) 今井, 西川, 他: 工業用X線テレビ透視装置, P887-890, 東芝レビュー23(7)(1968.7)

- 32) X線テレビジョンによる溶接鋼管検査装置について, P221, 島津評論 24(4) (1967.12)
- 33) 小田部, 立木, 他: 全周放射型工業用 X線管の開発, P71-74, 日立評論 57(12) (1975.12)
- 34) 滝内: 診療 X線技術新書, P226-227, 金芳堂 (1961.5)
- 35) 島津カタログ: 桂号レントゲン装置発生装置, 取扱説明書 (1932)
- 36) 日立カタログ: シブヤ陰極加熱管球 S-LH, 渋谷レントゲン製作所 (B-2)
- 37) 国立科学博物館所蔵コレクション, P20, 登録 No.037, 国立科学博物館理工学班 (2010)
- 38) 島津製作所: 島津製作所史, P379, 382, 島津製作所 (1967.9)
- 39) (株)島津製作所医用機器事業部: レントゲン回顧, P39, 53, 島津製作所 (1994.11)
- 40) 山田勝彦: 日本放射線技術史, P89, 社団法人日本放射線技術学会 (1989.1)
- 41) 日立カタログ: S\_0V 100A, (株)渋谷レントゲン製作所 C-2
- 42) 滋賀: X線用整流管 P611-614, 東芝レビュー, (11) (1956.5)
- 43) 日本電子機械工業会電子管史研究会: 電子管の歴史, P448, オーム社 (1987.11)
- 44) 京都医療短期大学展示品, 京都医療短期大学提供 (2016.5.13)
- 45) 今野, 吉田: ベリリウム窓軟 X線管, P1261-1265, 東芝レビュー, 16(10) (1961.10)
- 46) 小泉菊太: X線とソフテックス写真, P7-22, 共立出版株式会社 (1985.10)
- 47) カタログ: X-ray, P3, ソフテックス株式会社提供
- 48) 朝日レントゲン工業株式会社提供資料 (2016.5)
- 49) 東芝: 電子管ハンドブック, P452, 東芝メディアカル (1989)

# 11 | 規格

## 11.1 薬事法

X線管装置も薬事法が必要といわれ、1980年（昭和55年）、医療用のX線管の製造品、輸入品、購入品とも機種ごとに必要書類を作成し、役所への届け出を行った。申請内容は、製品の構造、使用材料、製造工程、動作方法、注意事項などであった。

近年のX線管装置の取扱説明書<sup>1)</sup>には“医用機器の使用上（安全及び危険防止）の注意事項”が、薬発第495号厚生省薬務局長通知（昭和47年6月1日）により添付が義務づけられている。

## 11.2 X線管に関するJIS規格

### 11.2.1 JIS Z 4751-2-28 : 2013

#### 診断用X線管装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項<sup>2)</sup>

診断用X線管装置の基礎安全及び基本性能を確立することが目的の規格であり、引用規格として、以下の①～⑤を追加指定している。① JIS T 0601-1 : 2012 医用電気機器－第1部、基礎安全及び基本性能に関する一般要求事項、② JIS T 60613 診断用X線管装置の負荷特性、③ JIS Z 4005 : 2012 医用放射線機器－定義した用語、④ JIS Z 4120 診断用X線装置－焦点特性、⑤ JIS Z 4121 X線管装置の固有ろ過の測定

また、X線管装置単体では、基本性能を持たないので、X線装置、高電圧装置の特性に依存した基本性能を考慮しなければならない。ME機器として指定され、電撃に対する保護についても、クラスIのME機器としての分類になっている（つまり、基礎絶縁に保護接地を施したクラスをいう）。その他、単体では用いられないので、製品には製造業者、形名、など判読可能な表示、付属文書としての取扱説明書には、警告及び安全上の注意の記述が必要となっている。X線管装置内で発生する圧力、電氣的試験については、付属書で解説している。

なお、適用範囲は、X線源装置（ビームを操作してX線を発生させる加速器など）を対象とせずX線管装置だけとした。その他以下のような改正点もあった。① X線管装置は、単発での入力表現としていたが、実用的でないので、単発ではなく連続に臨床で利用できる入力規格とし、併せて、公称陽極撮影入力、公称CT陽極入力など新しい用語の定義もした。② X

線管装置はシステムを構成するコンポーネントであるのでX線高電圧発生装置を含めたX線装置全体で、高電圧側耐電圧試験、管電流試験、CT入力試験、漏れ電流、放射線防護、シボリの取付試験、絶縁試験などシステムとしての安全性試験を定義した。③これまで必須試験とされた防爆試験は、いろいろなタイプがあるので、各種類のX線管装置に同一の圧力をかけて行う防爆試験を行うことは難しい。そこで、圧力をかけなくても行えるようX線管装置内で発生する圧力がもたらすリスクを回避するために、機械的な試験などで代替する除圧装置について規定した。

### 11.2.2 JIS Z 4120 : 2008 焦点<sup>3) 4)</sup>

焦点大きさの測定法については、IEC Publication 336-1982で、図11.1に示すスリットを用いて測定し、焦点大きさとMTF (Modulation transfer function) を求めること、また、スターパターンを用いてテスト管電圧の0.1秒撮影定格で与えられる50%と100%の管電流における解像力を求めその比をBlooming valueとして表示するよう勧告があった。

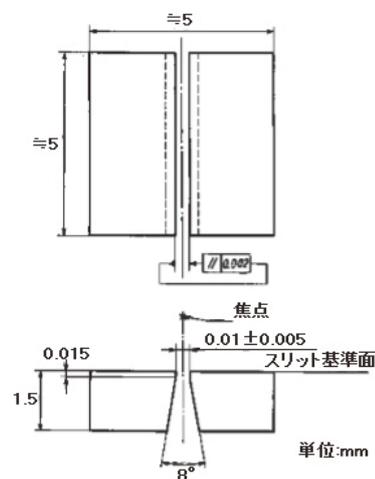


図 11.1 スリットカメラ基板の形状<sup>3)</sup>

この勧告以来、長い年月の審議を得て、焦点の大きさの測定はピンホール法から、スリットで測定する方法に変更された。ピンホール法にて撮影する焦点は、曲がり、裾拡がり、ゆがみ、膨らみなどの形状をしているので、絵に描いたような四角形、長方形のものは多くはない。また、所定の濃度を得るため多数回の曝射による像質への影響もあるとともに、寸法測定も測定起点の判定に労力を要するするなど困難な問題が

あった。そこで、ピンホール法は、焦点特性のなかの分布及び方向性を見るだけに用いることになった。焦点の寸法測定は、スリットを介して撮影すれば平均化されるので、合理的である。懸案事項であった焦点寸法の測定が、従来のピンホール法からスリット法に変更されたことは規格として大きな進歩である。スリット幅は $10\mu\text{m}$ で、形状を図11.1に示す。公称焦点値に対する拡大率は、表11.1に示す。

表 11.1 焦点像測定の拡大率<sup>3)</sup>

公称焦点値 F	拡大率 M=m/n
$F \leq 0.4$	$M \geq 3$
$0.4 < F < 1.1$	$M \geq 2$
$1.1 \leq F$	$M \geq 1$

拡大率を決める焦点・カメラ（スリット）・フィルムの位置関係は図11.2に示す。また、焦点の幅と長さを測定する焦点像測定の配置図を図11.3に示す。

図11.3より、スリットがX線管軸と平行方向に配置された場合は、焦点の幅方向（b）の、また、X線管軸に対しスリットを直角に設定した場合は、長さ方

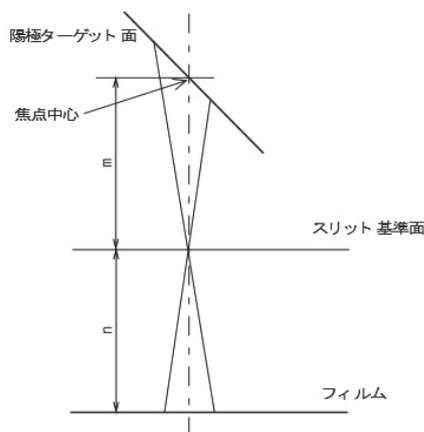


図 11.2 拡大率を決める焦点・カメラ・フィルムの関係<sup>4)</sup>

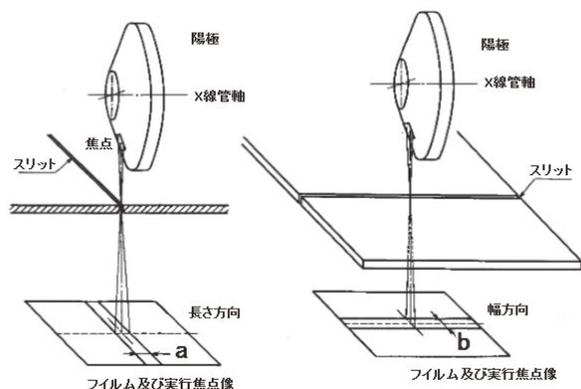


図 11.3 焦点像の測定配置図<sup>4)</sup>  
(スリットカメラ法)

向（a）のX線焦点像が撮影される。焦点像の撮影条件はピンホール撮影の場合とほぼ同じであるが、CT用についても規定され、その管電圧と管電流の関係を表11.2に示す。

表 11.2 焦点像撮影のX線条件<sup>3)</sup>

公称最高管電圧 U(KV)	試験管電圧	試験管電流
$U < 75$	公称最高管電圧	試験管電圧における0.1秒間の最大許容管電流の50%
$75 \leq U \leq 150$	75KV	
$150 < U \leq 200\text{KV}$	公称最高管電圧の50%	
コンピュータ断層撮影	120KV	

スリット法で撮影（微粒子フィルム）した焦点像は、フィルムの黒化度で表されているので、これを、マイクロデンシトメータで走査し濃度を測定する。さらに、フィルムには閾値があるので、濃度からX線強度に変換する。こうして、作成した焦点のX線強度分布の像（LSF）の最大のX線強度を100%としてその15%（裾野）のところを測定して実寸法とした（図11.4）。

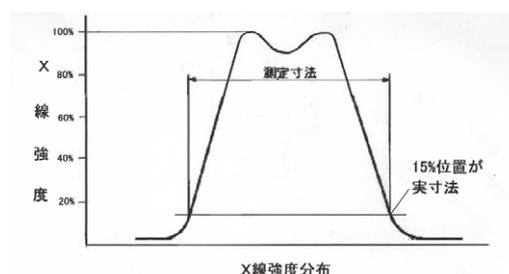


図 11.4 焦点の測定<sup>3)</sup>

図11.5に焦点大きさの許容値を示す。0.25mm焦点までは、長さ方向は補正されていないが、0.3mmを超える焦点の長さの最大許容値は、係数0.7で補正されている。

X線撮影の感光系は長い間フィルムを用いて来たが、フィルムは閾値があるためX線像はX線強度にすべて比例しなかった。しかし、X線発見以来、約一世紀の時を経てFPDなどデジタル画像機器の開発により、X線強度に比例する像質が得られ、コントラスト&拡大など画面調整が可能となり診断能が向上した。X線管焦点の測定も、現像と濃度からX線強度へ変換という作業による誤差を減らし、精度と作業の効率化からも、CCDなどデジタル画像機器を用いる方向になるだろう。なお、ブルーミング（Blooming）については、10.2.2で記述済であるが、ブルーミング

公称焦点値 F	焦点寸法の最大許容値 mm		公称焦点値 F	焦点寸法の最大許容値 mm	
	幅	長さ		幅	長さ
0.1-0.15		0.15	1.3-1.80		2.60
0.15-0.23		0.23	1.4-1.90		2.80
0.2-0.30		0.30	1.5-2.00		3.00
0.25-0.38		0.38	1.6-2.10		3.10
0.3-0.45		0.65	1.7-2.20		3.20
0.4-0.60		0.85	1.8-2.30		3.30
0.5-0.75		1.10	1.9-2.40		3.50
0.6-0.90		1.30	2.0-2.60		3.70
0.7-1.10		1.50	2.2-2.90		4.00
0.8-1.20		1.60	2.4-3.10		4.40
0.9-1.30		1.80	2.6-3.40		4.80
1.0-1.40		2.00	2.8-3.60		5.20
1.1-1.50		2.20	3.0-3.90		5.60
1.2-1.70		2.40			

図 11.5 公称焦点に対する焦点寸法の最大許容値<sup>3)</sup>

の情報は、利用者においてどのように活用し得るのか今後の課題である。

### 11.2.3 JIS T 60613 負荷特性<sup>5)</sup>

負荷（入力）と冷却（休止）の関係は、X線高電圧装置にてコンピュータにより管理されている。したがって、X線管の性能として用いてきた負荷特性を従来の陽極熱容量との関係で評価するより、連続能力で表現した方が患者への入力情報が分かりやすくなるので、負荷特性を次のように規定した。

- (1) 従来は、X線管に1回だけ加えられる最大の陽極入力を公称陽極入力（0.1秒）として表示したが、この定格では、次に加えるまで長い休止時間を必要とし、使いものにならない規定ということで、これを、利用可能な1分間休止で繰り返し可能な定格として、公称撮影陽極入力とした。つまり「照射時間0.1秒、負荷繰返し時間1分で繰り返し可能な単発X線負荷」と規定した。
- (2) CTの場合は、検出器を多く有するボリュームスキンのタイプで、パルス照射でない連続負荷使用となった。そのため、公称CT陽極入力は、照射時間4秒、負荷繰返し時間10分で、繰り返し可能な単発X線管負荷に適用すると規定された。また、公称CTスキャン入力（NOMINAL CT SCAN POWER INDEX）は、CTスキャン時の患者処理能力を示し（CTSPIと呼ぶ）、負荷繰返し時間10分に対して、照射時間下限が1秒及び上限が25秒で算出する。

### 11.2.4 JIS Z 4122 照射野<sup>6)</sup>

照射野については、焦点を中心にX線管装置の管軸と平行方向、また、直角の方向から投影されたビーム内を照射野とした。ただし、図11.6で、示すように、基準軸から陽極側で決定される照射野と、基準軸に対し、それと対称な陰極側の照射野とを合わせたものを最大対称照射野と規定した。なお、照射野の中心のX線強度を100%としたとき、ヒール効果により減少する陽極側は、70%以下にならないようにと規定されている。測定条件は管電圧と挿入フィルタによって異なる。例えば、公称管電圧125kVのX線管装置の場合は、挿入フィルタ<sup>6)</sup>は、アルミニウムの20mmで試験管電圧は75KVである。JISでは、測定値をカーマ率（空気吸収線量率）で表現している。挿入フィルタは、焦点から照射野までの指定距離の75%の位置に放射線ビームを十分に遮蔽できるように配置する。

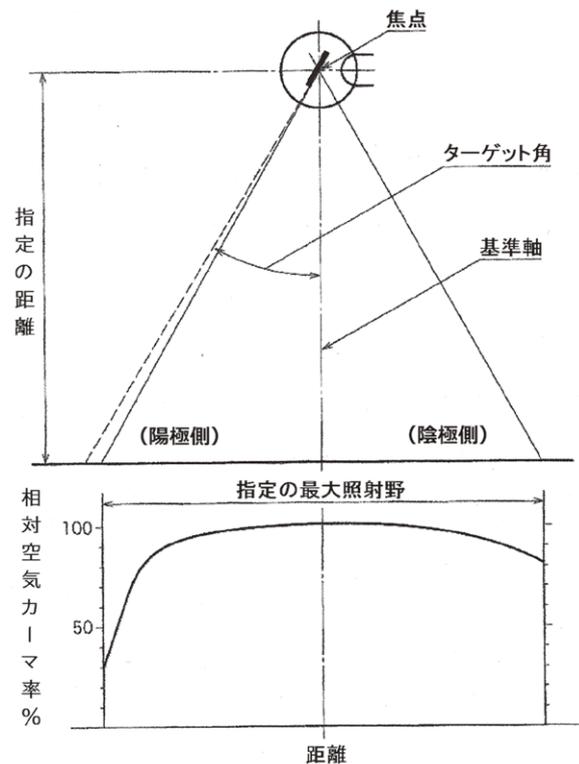
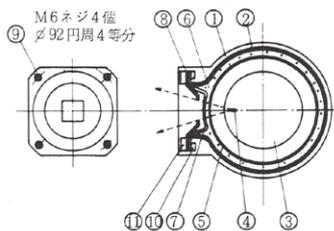


図 11.6 最大対称照射野<sup>6)</sup>

### 11.2.5 JIS Z 4121 固有透過<sup>7) 8)</sup>

固有透過とは、焦点から放射されたX線が管容器外に出るまでに通過する、すべての物質のX線の透過の総和をいい、X線管装置の性能を表示する重要な項目の一つである。固有透過は、ガラス、油、プラスチックコーンを通過したX線の第一半価層（線質基準）の、アルミニウム又は銅の厚さの等量で表す（X



- 1：管容器外筒
- 2：内張鉛
- 3：X線管ターゲット円板
- 4：焦点
- 5：X線管ガラスバルブ
- 6：絶縁油
- 7：プラスチックコーン
- 8：鉛コーン
- 9：線束制限器など取付用ネジ孔
- 10：パッキン
- 11：押へ金具

図 11.7 X線管装置放射窓<sup>8)</sup>

線管装置の放射窓の概略構造を図 11.7 に示す)。

ガラス、油、プラスチックコーンを透過した X 線の第一半価層がアルミニウム 1mm を透過した X 線の第一半価層と同じとすると、この X 線管装置の固有ろ過はアルミニウム 1mm 等量と呼ぶ。固有ろ過を形成する物質が、ベリリウムやマイカなど X 線吸収が極めて少ない物質のみである場合の固有ろ過は、その材質と厚さで表す。

以上のように固有ろ過についての概念については、従来に比して大きな改定はないが、測定法に関して曖昧なところを規定している。例えば、CT のようにナロービームを使う場合は、測定する管電圧を公称最高管電圧にする。また、ターゲット材質の吸収端近くの管電圧は避ける。さらに、半価層測定に用いる銅、アルミニウムなどの成分の純度などを指定している。

### 11.2.6 高電圧ケーブル用プラグとレセプタクル<sup>9)</sup>

X 線管装置は、どこのメーカーの X 線装置に組合せても使用出来るよう高電圧のケーブルのプラグとソケットの寸法を規定した IEC Publication 526-1978 (High-voltage cable plug and socket connections for medical X-ray equipment) の勧告を受入れ 1982 年には JIS 規格となった。図 11.8 に高電圧ケーブル用のプラグ P とソケット S の嵌合途中の図を示す。プラグとソケットはエポキシ製の樹脂で、プラグとソケットの間は、半径で 0.15~0.27mm の隙間が出来よう設計されている。

この寸法は、対アース間使用管電圧 75kV の国際標準品ではあるが、挿入するときはプラグの先端にシリ

コングリースを少し盛り図 11.8 にて、矢印方向にプラグを押し込み 3 ケの高電圧導入用の金属製のヘッドピンと受け金具を接触させ締め付けリングで固定する。このとき、グリースが隙間を埋めるようにする。ただし、プラグが空気を圧縮しながらグリースをまんべんなく隙間に充填するため強い力が必要である。また、消化管撮影で頻度の多い場合はグリースが溶融し漏れると隙間に空隙が生じ、ソケット、または、ヘッドに沿面放電を起こす恐れがあった。

1985 年ごろプラグの先端に約 1.5mm のシリコンパッキンを使用するようになってからはケーブルのプラグ挿入は大変楽になった。シリコンパッキンは密着性をよくするためにシリコンのグリースを薄く塗布しておく。このアイデアは Siemens によるものであるが、幸いにも国内への特許の出願はなかった。ケーブル用のプラグとソケットを嵌合するために 75kV の耐電圧を保つために沿面を 125mm (図 11.8) 要したが、パッキンを使えば高圧部分をモールドしたと同じ効果となるので、プラグ・ソケットとも長さを 1/3 以下に小さく出来る。そのため、管容器も枕木を付けたような形ではなく、もっと小形化し得る設計が可能となっている。当時は、やむを得なかったが、規格を覆す技術が生まれているので、世界に先駆けてスマートな形の X 線管装置に変遷して行くことを期待したい。

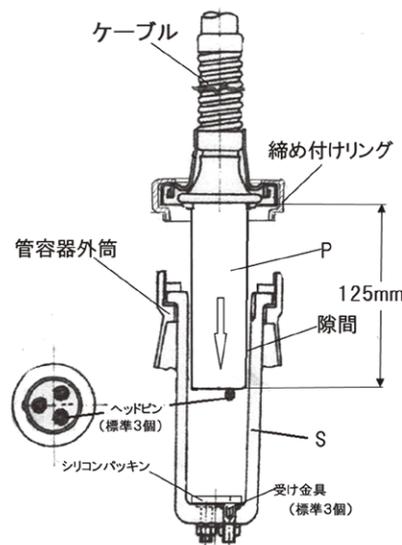


図 11.8 プラグとソケット<sup>9)</sup>

### 引用・参考文献

- 1) X線管装置取扱説明書 M534-0287, 島津製作所提供 (2016)
- 2) 日本工業標準調査会: JIS Z 4751-2-28, 2013, 診

断用 X 線管装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項, 一般財団法人日本規格協会 (2013)

- 3) 日本工業標準調査会: JIS Z 4120 診断用 X 線管装置 - 焦点特性, 表 1, 表 2, 図 1, 図 6, 表 3, 一般財団法人日本規格協会 (2008)
- 4) JIS Z 4704: 200 ガイド, 医用 X 線管装置, 図 4, 図 6, (社)日本画像医療システム工業会 (2000)
- 5) 日本工業標準調査会: JIS T 60613 診断用 X 線管装置の負荷特性, 3.15, 3.16, 3.20, 3.21 項, 一般財団法人日本規格協会 (2013)
- 6) 日本工業標準調査会: JIS Z 4122 診断用回転陽極

X 線管装置の最大対称照射野の決定, P2 (図 1), P6 (表 1), 一般財団法人日本規格協会 (2009)

- 7) 日本工業標準調査会: JIS Z 4121 X 線管装置の固有ろ過の測定, P3, 一般財団法人日本規格協会 (2009)
- 8) 香川威: 医用 X 線管, P37, 京都放射線技術専門学校, (1976.9)
- 9) 神戸邦治: X 線管の最近の動向, P25, 日本医学放射線学会物理部会誌 (1984)

# 12 | あとがき・謝辞

今回の技術の系統化調査では、エポックメイキングな技術進化が骨格をなしているが、エポックメイキングとは、画期的な発明、または、発見を指す。ならば、発見と発明は、どちらが先かについて問われれば、発見があって発明が生まれると答えたい。しかし、X線の発見は、クルックス管という発明品から発見されていることで答えに窮するが、レントゲン博士が、もし特許申請していれば、X線という発見がありレントゲン管という発明品が出来たと言えるので、これは、必然的ではなく発見があって発明があると考えたい。

一方、X線の利用に際しては、当初は理解を得られていなかった。しかし、1936年から肺結核の予防のために実行された集団検診（間接撮影）が、その早期発見のために、X線が一般国民の日常生活に不可欠なものとして認識され、X線に対する不安をやわらげた。結果的に、国民を対象にした大きなリスクをもった被曝実験でもあった。当初（第7章7.1項、1940年）の間接撮影条件は、直接撮影の約10倍の2.6mSVと試算したが、以後、感光系の改良により1.6mSV<sup>1)</sup>と減り、さらに、1945年以降は、蛍光板、カメラ、鉛ガラスなどの改善が進み、約0.3mSV(=300 $\mu$ SV)と激減している。20数年間、1回/年で照射されても放射線障害がなかったというのは幸いであった。なお、0.3mSVという被曝量は、これを1週間で超えるおそれのある立ち入り場所を、放射線従事者の管理区域として設定するよう電離放射線防止規則で規定している。ICRP（国際放射線防護委員会）の被曝に関する勧告に対し検討データとなっていれば幸いである。

X線管は、基本的にエミッション特性を最大限に発揮させるために耐電圧ぎりぎりの電極間距離に設計してある。このX線管に加える管電圧は、一次側にある装置の計測器（メーター）に誤差があり、また、電源変動もあるということで、定格150kVのX線管に150kVを印加するとき、プラス誤差が加わると耐電圧不良になるということで躊躇していた。しかし、1960年の後半二次側（高電圧側）で測定できる管電圧計が商品化され、X線管装置には、正確な管電圧が加えられることになり、耐電圧の向上が要求された。そこで、耐電圧対策をし、現場においても管電圧計で確認し得るため定格管電圧の印加が安心して行えるようになった。曖昧な技術を管電圧計というスケールの導入により精密なものに進化させたことは、目立たないが優れた技術改善であった。

X線管は、主に、真空ポンプ、電気炉、X線遮蔽、高周波電気炉、真空炉、部品洗浄装置などを必要とする多大な投資を必要とする設備産業であり、高電圧、高温度のなかで作用する物質の膨張、収縮、管内ガスの状況など、製造工程で生ずる現象を把握して生産するものである。一方、設備の誤差、製造工程で生ずる放電現象の再現性を確認し難い面がある。とくに、上述のように重要なキーポイントである耐電圧については、表面処理、部品処理、排気手法によって種々対策をする。しかし、管球封じ切り後には、エージングという工程を経て製作完了としており、製品納入後もエージングは必要作業となっている。したがって、X線管封じ切り完了のシグナルは、真空度測定で判断しているが、例えば、管内のガス分析など、または、エミッション特性を改善し、電極間距離を広げることも視野に、難題ではあるがエージングという作業を少しでも改善できるような技術の進歩を期待したい。

固定陽極X線管の標準性能は、焦点5mm、入力10kWであった。1949年、回転陽極X線管が開発されると、画質改善のため、増感紙、フィルム等の進歩による感度、鮮鋭度などの性能向上もあり、焦点も0.6mm程度まで小さくなった。これが、影絵と言われるアナログX線像の画質改善の姿であったが、1975年から登場したCT（Computed Tomography）と2000年に実用化したFPD（Flat Panel Detector）が、従来のシャーカステンから、オンラインのPACS（画像保存通信システム）の配備により、デジタル映像画面に変遷した。フィルム画像に比し鮮鋭度は落ちる、また、イメージングより感度は低いが、CT断層像もボリュームスキャンの進歩により、三次元の立体画像化が実現、また、FPDによる画面操作などにより、見にくいところが見やすくなり画像診断能が一段と向上した。一方、X線管は、消化管撮影で得た陽極の熱容量増大の技術も当初は追いつかない状況にあったが、従来の球軸受けではない、液体動圧軸受けの開発により4MHUの熱容量を持つ世界でも最高の性能であるCT用X線管装置を東芝が開発したように、滑りのない軸受けに一步近づいた技術が芽生えてきたことは今後の発展に期待が出来るものと考えられる。

一方、CT、FPDの開発で、増感紙、フィルム、現像液の生産が減少し、同時に、断層、拡大、ステレオ、など多くの術式に対応したX線管など、機種整理が進んでいる。さらに、固定陽極タイプは、生産本数が

少ないと、利益管理のための選択と集中など経営面から圧迫を受け、また、ヘリカル・ボリュウムスキヤンの開発には、ソフトに多大な費用が必要なため、資本力のある企業でないと継続することが難しくなってきた。

X線を用いない診断、治療機器として、MRI、超音波、内視鏡、粒子線、加速器など、日々進歩しており、将来的には、ニュートリノ、ギガヘルツ周波数など提案されている。とくに、内視鏡（喉頭、気管支、上部消化管、十二指腸、小腸、大腸など多機種あり）の進歩は目覚ましく、さらに、臨床診断医学の進歩もあり、X線診断機器の将来に一抹の不安を感じる。被曝の減少は感光系の努力によるが、X線の持つ利点である解像力とコントラストをさらに進化させるために、スペクトル解析の進歩はもとより、今後のX線診断は、CTという撮影術、FPDという映像系を中心に進化していくと考えられる。X線管の小焦点・大電流化は難しさがあるので、焦点の影響を少なくしたX線放射で映像系を拡大操作出来れば、また、マンモ撮影の際、しこりである石灰化を蛍光X線で分析するなど、X線を用いた病巣の生体分析<sup>2)</sup>が可能となれば、臨床技術も複合したさらなる技術として発展し、見えないX線が、真に見える技術として進化していくことを期待したい。

なお、<sup>3)</sup> 1896年 R.W.Wood の提案したガラス壁を電子衝撃面とするアイデア、また、クーリッジが提案した電子を変更させる回転陽極X線管のアイデアは、当時としては、正に絵空ごとで、実現不可能なものであったが、周辺技術が整備された現代では、このアイデアを少し変えた形の外壁がターゲットとして回転する陽極熱容量 50MHU の回転用陽極X線管 STRATON MX-P (図 9.27) を Siemens が開発した。実現不可能と判断した特許のなかにも宝が埋もれているということである。このことから、ある日、朝日新聞のコラムに「不可能が可能となり、昨日の夢が今日の現実となる。実に恐ろしいのは人間の努力である」の記事があったことを思いだした。イタリアのグリエルモ・マルコーニ (Guglielmo Marconi 1874-1937) の言葉である。確かに、ある事柄の問題解決に迷ったとき、「必ず解決出来る」と思い、毎日、毎日、其のことに関する資料を調べたり、見学したり、遊んでも解決策を考えていると、ある時「ふっとアイデアが浮かぶ」経験をしたことがある。企業内においても、歴史に残る製品を開発した人には、その達成感から出る言葉がある。一例として、卓越した技量を発揮した筆者の尊敬する3名の先輩に、在職中「技術とは」

の問いに次のような返事を得ていたので記述した。

- (1) 技術とは己の至らぬところを至るようにするものである。
- (2) 技術とは、ラフ (Rough) に作って精度よく仕上げることである。
- (3) 技術とは、使い方を間違えても修正できることである。

人は、多義的、または、抽象的な考えを持っていると思う。この言葉は、額に汗を流し、悩み、努力をしたから出たのではなく、常に自分が持っている心のようなもので、物事をやり終え、成果が出たときに浮かんだものと推察する。例えば、(1)は、何事も他人のせいではなく、常に自分が悪いというところを、(2)は、楽するところ、また、手を抜くところもあるが、集中することが大事というところ、(3)は、自分の感度 (アンテナ) を上げることに努力していた。そのため、あらゆる分野に興味を持って対応していた際、異業種の中に修正する機能がある商品に出会い、設計に応用したときに「使い方を間違えても修正」の言葉が浮かんだというのが本人の述懐であった。この例では状況によっては自分の想っているところと発想が異なる場合もある。いずれにせよ、自分なりの、ところは誰もがもっている。それを大切にして物事に挑み成果が出ればおのずと何かを発見したように言葉、諺が出てくるであろう。この言葉を後世に多く伝えて行くことも併せて系統化出来れば幸いである。

## 引用・参考文献

- 1) 滝内政治郎：診療X線技術新書，P101，金芳堂（1961.5）
- 2) 21世紀への懸橋，21世紀への核となる放射線診療機器の未来像，P239，東芝メディカルシステムズ（1988）
- 3) 江藤秀雄：レントゲン管発達の歴史，日本レントゲン学会，17，2，P54-77（1939）

## 謝辞

本稿を作成するにあたり、多くの方々から資料や情報の提供を頂きました。施設名、ご芳名のみとし敬称を省略させていただきましたが、このほかにも多くの方々のご協力も付記しまして、深くお礼申し上げます。

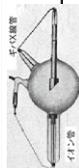
(株) 島津製作所：木戸孝文、原野稔、田中修二、島津インターナショナル (株)：木村雄太郎、(株) 島津製作所創業記念館：山内幹雄、川勝美早子、東芝メディカルシステムズ (株)：藤原茂美 (経営企画部)、

窪田誠（公報部）、寺田哲夫（茨城支店）、山村俊夫、村木威（OB）、（株）日立製作所：大森幹之（マーケティング本部）、日本獣医師会：長野晋太郎（事務局）、富士フィルムメディカル（株）：鈴木朋（販売統括本部）、キヤノンライフケアソリューションズ（株）：川取篤（医用画像機器営業本部）、（株）アライドマテリアル：深谷芳竹（機能材営業統括部）、ソフテックス（株）：小泉和彦（代表取締役）、荒井一正（営業部）、朝日レントゲン工業（株）：中村通（代表取締役）、Varian: 川本靖（統括本部）、Siemens: 西村寿

（営業部）、GE: 徳山佳織（統括本部）、（株）フィリップスエレクトロニクスジャパン：仁井香苗（ヘルシステムズ）、京都医療科学大学：鈴木英文、広瀬佳治（事務局）、一般財団法人日本規格協会：小梁川崇之、馬場厚次（出版事業グループ）、公益社団法人日本放射線技術学会：宮高陸、一般社団法人日本画像医療システム工業会：鈴木真人、横田則昭、公益社団法人日本診療放射線技師会、九州大学医学研究院・保健学部門、医用量子線科学分野：赤坂勉（助教）。

# X線管装置の技術の変遷(1)

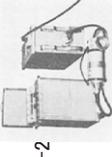
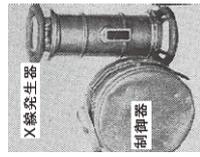
※M: 明治, T: 大正, S: 昭和

和暦	M28-T03 1895-1914	T04-T13 1915-1924	T14-S09 1925-1934	S10-S19 1935-1944
特記	1914-1918 第1次世界大戦	1915-1924	1925-1934	1935-1944 支那事変 1939-1945 第2次世界大戦 1941-1945 太平洋戦争
1895 独:レントゲンによるX線の発見	1914 東芝: X線管開発着手 1915 東芝: ギバX線管 (イオン管) 森川: キンシX線管 (イオン管) 高岡: カカX線管 (イオン管) 大倉: オークラX線管 (イオン管) 金城: キンX線管 (イオン管) 落合: ニトラX線管 (イオン管) 1915 東芝: タングステン極使用 	1914 東芝: 東芝メダイカル 森川: 森川忍助製作所 高岡: 高岡理化学工業 大倉: 大倉レントゲン製作所 金城: 金城医療器械 落合: 落合理化学研究所 帝国: テイコレントゲン 1920 東芝: クーリッジX線管 (U型) 1924 東芝: クーリッジX線管 (治療用H型) 200kV 	東芝: 1920-1934 クーリッジX線管の特許実施権取得 (国内の製造・販売権占有) 1925 東芝: クーリッジX線管 (撮影用R型) 1927 帝国: テイコクX線管 (イオン管) 洪谷: フォンタナX線管 (イオン管) 1931 東芝: 遮蔽形クーリッジ管・X線管 (ジャパニックス)  東芝: ケントロン (高圧整流管) KR-150, KR-230 島津: 島津製作所 日石: 日本英工業 洪谷: 洪谷レントゲン 1932 島津: 日本英工業 にイオン管・整流管の製作を委嘱 1934 東芝: 油浸式防電撃X線管 (SPクーリッジ) 東芝: 撮影用2重焦点形開発 SP-DF-15, SP-DF-10 SP-6kW	1935 渋谷レントゲンX線管の開発着手 渋谷: 歯科用S-01 1940 渋谷: 携帯LO-30 1935 東芝: 体腔治療SPC-75-4  油浸式深部治療用300kV 1935 日石: 空冷・治療 140kVp 整流管 230kVp 深部治療H形 200kVp 防電撃タイプ プロテックスW-10kW KO-100 KO-130, KO-150 1940 島津: 日本英工業からX線管 ・整流管の製造販売権を得る 
1904 独: タングステン極使用のX線管 (イオン管)	1913 米: クーリッジによる熱陰極X線管の発明(米)	1918 独: O.Goetze 線状焦点X線管発明 島津: 機械方式から電氣的整流 (ケントロン使用)へ変遷 	1929 蘭: 空冷回転陽極X線管 Rotalix 1932 独: 空冷回転陽極X線管 Pantix シーメンス 1925 東芝: GIBA蛍光板 1926 島津: A号透視台 1933 小西六: X線フィルム	トピックス 1938 東芝: 空冷回転陽極X線管SP-RA 1944 東芝: 空冷回転陽極X線管 SDN-R-60 (戦災で焼失) 
海外情報				
画像構成ライン	1913 米: Bucky散乱線除去グリッド考案			1936 東芝: 蓄電気放電式X線装置 1942 日立: 車載間接撮影
安全・規格				1935 間接撮影法 1937 診療用X線装置取締規則施行 (防X線・防電撃形改善)

(1) 参考文献: 青柳泰司、診断用X線装置、P57「図2.17」用1、コロナ社(1979,11)

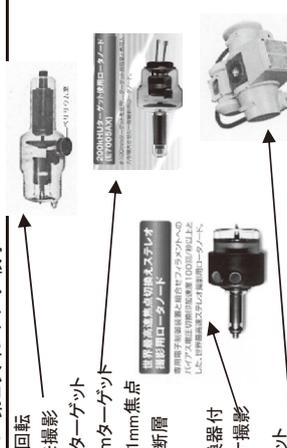
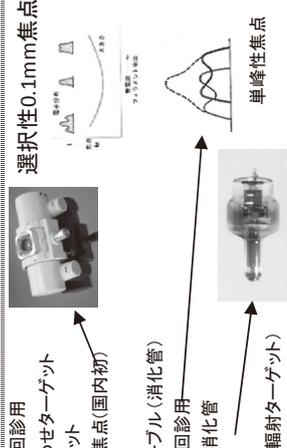
# X線管装置の技術の変遷(2-1)

※ S:昭和、H:平成

和暦	S20-S38	S39-S57	S58-H12	
西暦	1945-1963	1964-1982	1983-2000	
特記	1950-1953 朝鮮戦争	1960-1975 第2次インドシナ戦争		
東芝メデイカル	<p>1952 SDWR-10.6 空冷・水冷兼用</p>  <p>型名 SDR-10</p> <p>1955 DS-503R 世界初格子制御形</p>  <p>1960 T-2531</p> <p>1955 D-081 超小形</p>  <p>1953 K-33 ファイラメントトリタン使用</p> 	<p>1973 自己ハイアス式</p> <p>1965 I-715B ガス絶縁形</p> <p>1966 I-320 Be窓</p> <p>1980 I-670 セラミック外囲器 200kV</p> <p>1981 I-870 セラミック外囲器 300kV</p>  <p>1964 EXS-150-2</p> 	<p>1999 DF-151 C7-ーム 世界標準</p>  <p>100μ焦点 食品検査</p>	
	<p>1952 SDR-10B(D-5056) 空冷・水冷兼用</p> <p>1964 SiO-160-3C</p>  <p>1960 T-2531 深部</p>  <p>1952 KO-230B(K-2204N) グライナイッヘル回路用</p> <p>1957 KO-100C(K-1048) ファイラメントトリタン使用</p> <p>1959 K-15S 火力発電集塵</p> 	<p>1978 CX-111 第2世代(CT)</p> <p>1964 HT136 携帯用</p> <p>1964 HT167 外科</p> <p>1964 D-1504 歯科</p> <p>1964 H7106A 全周放射 ガス</p> <p>1964 H7103 全周放射 ガス</p> <p>1964 SiO-200-5A 携帯</p> <p>1964 SiO-260-5A 携帯</p> <p>1964 SiO-160-5E 携帯小形</p>  <p>1977 H7129A (第2世代)</p> 	<p>1972 EMI(英国)RSNAでX線CT(頭部)発表</p> 	
日立製作所	<p>1952 SDR-10/2 空冷10kW</p> <p>1951 SDO-10 油冷10kW</p> <p>D-1504</p> <p>H7021</p>	<p>1964 HT136 携帯用</p> <p>1964 HT167 外科</p> <p>1964 D-1504 歯科</p> <p>1964 H7106A 全周放射 ガス</p> <p>1964 H7103 全周放射 ガス</p> <p>1964 SiO-200-5A 携帯</p> <p>1964 SiO-260-5A 携帯</p> <p>1964 SiO-160-5E 携帯小形</p> 	<p>1972 EMI(英国)RSNAでX線CT(頭部)発表</p> 	<p>1983 化成オプトニクス;グリーン発光希土類増感紙</p>
島津製作所	<p>1952 SDR-10B(D-5056) 空冷・水冷兼用</p> <p>1964 SiO-160-3C</p>  <p>1960 T-2531 深部</p>  <p>1952 KO-230B(K-2204N) グライナイッヘル回路用</p> <p>1957 KO-100C(K-1048) ファイラメントトリタン使用</p> <p>1959 K-15S 火力発電集塵</p> 	<p>1972 EMI(英国)RSNAでX線CT(頭部)発表</p> 		
海外情報	<p>1946 島津;増感紙・蛍光板再開</p> <p>1958 島津;半導体整流器(セレン)</p> <p>1951 結核予防法</p>			
画像構成ライン				
安全・規格				

# X線管装置の技術の変遷(2-2)

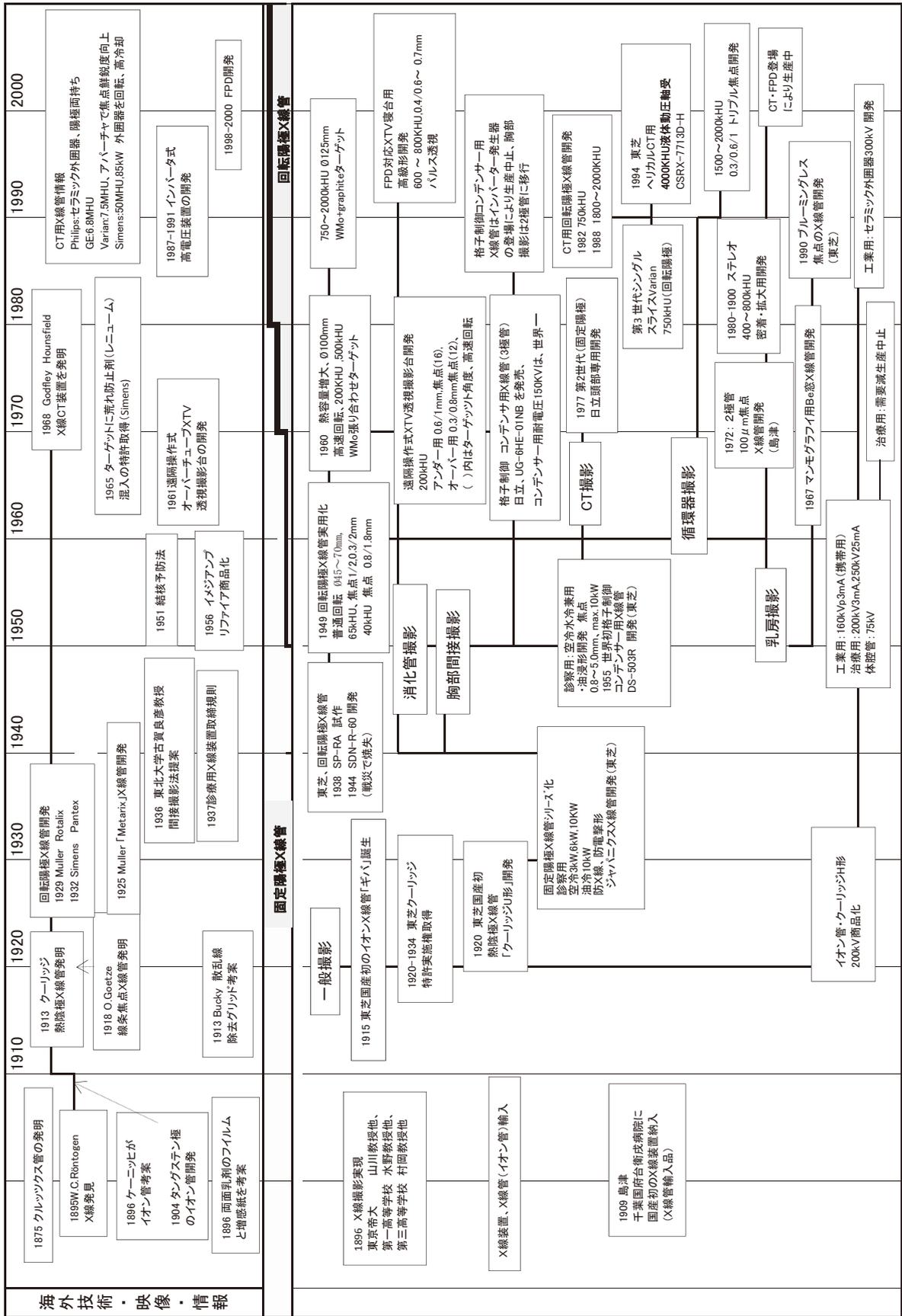
※ S:昭和, H:平成

S20-S38		S39-S57	
1945-1963		1964-1982	
1950-1953 朝鮮戦争		1960-1975 第2次インドシナ戦争	
和暦	西暦	和暦	西暦
特記	kHU	特記	kHU
東芝メニカル	65 1949 XDO-R-60 65 1953 SDO-R-70 40 1957 DR-56,76,86 65 1958 微小焦点(0.3mm) 拡大撮影 65 1960 DR-150/M5137 65 1960 DR-80S 65 1961 DR-31 65 1963 DR-89 (50μm)	1964 DR-90H/M5156 高速回転 1966 DRX-B20/M5192 マンモ撮影 1966 DR-190 W-Mo張り合わせターゲット 1970 E7005AX Ø100mmターゲット 1973 DR-431H 2極管0.1mm焦点 1976 DRX-1924HD 多軌道断層 1979 400HUターゲット 1980 DRX-3224HD-H 熱交換器付 1980 焦点切替え世界最速ステレオ撮影 1979 500kHU (Ø125mm) ターゲット U-6CC-210TLB 拡大 U-6CE-55TB 一般 1975 UG-6HE-01NB 150kV コンデンサ(世界一) 1979 UJ-6FC-05V CT(S)	 CT(S): シングルスライズ用 国内初
日立製作所	40 1955 DOR-401 100kV 一般・断層 40 1955 DOR-431 125kV 一般・断層 65 1956 DOR-502 100kV 500mA 65 1956 DOR-503 拡大撮影(0.3mm焦点) 65 1956 DOR-508 コンデンサ装置 65 1956 DOR-532 125kV 消化管 65 1959 DOR-533 拡大・150kV 胸部 1962 DOR-537 125kV 三極管	 CT(S): シングルスライズ用 国内初	
島津製作所	80 1954 1/2U10 油浸・標準回転 80 1956 0.3/2U10 拡大撮影 80 1958 2U10G 格子制御形・間接 55 1959 0.8/15M10 小形・断層 55 1960 1.5M10G 格子制御形・回診 1960 1/2U10H 焦点外X線遮蔽形 1961 1/2 S10 Ø110mmターゲット 1961 0.5/1.5UCL オーバーテーブル(消化管)	1966 T10 (Tiny) 世界超小形・回診用 1968 1/2U13 W-Mo張り合わせターゲット 1970 1/2P33 Ø100mmターゲット 1972 0.1/1.5P38 2極管0.1mm焦点(国内初) 1972 0.5/1U35 マンモ撮影 1974 0.3/0.8P38 オーバーテーブル(消化管) 1976 1.2U10G 単峰性焦点・回診用 1977 0.8P38 単峰性焦点・消化管 1981 0.2TPG38 拡大ステレオ 1982 0.7W/1PG38 シネ撮影(高放射ターゲット)	 1952: 日本電気(商品名無), 1954: 神戸工業(テナータ)が発売された。しかし、過去の製品トレースは不可能なため系統化調査から除外した。
海外情報	1955 三田屋: グリッド 1956 島津、東芝: 5"II 商品化 1961 島津: オーバーテーブル透視台 1954 成人病検査(人間ドック開始)	1975 GE: Rotate-Rotate式 第3世代X線CT7800発表 1972 島津: カセツテレス透視撮影台 1981 日立: テトロード式3相高電圧装置	 選択性0.1mm焦点

# X線管装置の技術の変遷(2-3)

※ S: 昭和, H: 平成	
和暦	
西暦	
S58-H12(H17) 1983-2000(2005)	
kHU	
東芝メデイカル	<p>1983 1.5MHU(グラブアイト)ターゲット使用CT用ローター開発 CT(M) 世界標準</p> <p>1988 CRX-7433HD-H</p> <p>1990 E7239X</p> <p>1991 DRX-W735HD-H ダブルステレオ</p> <p>1995 E7290AX 2重軌道マンモ</p> <p>1996 DRX-T7345HD-H 水冷(循環器)</p> <p>1990 DRX-T7345HD-H 循環器3重焦点</p> <p>4MHU 1994 CSRX-7713D-H ヘリカルCT(液体動圧軸受)</p> <p>2005年東芝4MHU 液体動圧軸受採用(高速回転) 液体動圧CT用ローター (CSRX-9266HE-H) 高速回転、液体動圧軸受採用により、心臓病 患者の診断精度が向上し、手術前後 の放射線被曝量を低減することが可能となつた。</p>
日立製作所	<p>800 UKM-4SC-211-TY 実寸大ステレオ</p> <p>800 UKM-4SC-212TY 拡大ステレオ</p> <p>800 UKM-4SC-21TY 拡大撮影</p> <p>800 UKM-5SC-31WYA シンチ撮影</p> <p>2000 UKM-5TC-231VY 循環器</p> <p>2000 UH-6RC-307EY XTV(FPD)</p> <p>200 UH-6GC-31E 一般</p> <p>250 UH-6FC-307E XTV(汎用)</p> <p>800 UH-6RC-31EY 循環器</p>
島津製作所	<p>750 1J116 CT(S)</p> <p>750 1987 0.2/0.8T.JG ステレオ(メタル外囲器)</p> <p>400 0.3/1P364 近接・高速軌道形</p> <p>400 0.3/0.8P324 TVオーバー</p> <p>1500 1995 0.3/0.6/1J327 循環器多目的</p> <p>750 0.4/0.7JG326 XTV(FPD)</p>
海外情報	
画像構成ライン	1987-1991 東芝、島津、日立;インバーター式高電圧装置 1998-2000 FPD開発:デジタル画像時代へ (キヤノン、東芝、富士、コニカ)
安全・規格	

# X線管装置の系統化図



X線管装置技術 産業技術史資料 所在確認

番号	名称	制作年	制作者	資料種類	資料現状	所在地	選定理由
1	液体動圧軸受け採用 4MHU CT用ローターノード (CSRX-7713D-H)	1994年	東芝電子管デバイス(株)	製品	保管	東芝電子管デバイス(株)	国産初の動圧軸受け採用 X線管 技術の系統化調査報告「医療用 X線CT技術」 (2008.3 Vol.12)に記載
2	液体動圧両持軸受け採用 (高速回転) 陽極接地 CTローターノード (CXB-750S)	2005年	東芝電子管デバイス(株)	製品	保管	東芝電子管デバイス(株)	国産初の両持形式の動圧軸受け採用 X線管 技術の系統化調査報告「医療用 X線CT技術」 (2008.3 Vol.12)に記載
3	全波整流 X線装置「ダイアナ号」	1918年	(株)島津製作所	製品	展示中	(株)島津製作所 創業記念館	・国産初の機械式全波整流装置 ・国産のイオン管、クーリング管を搭載した、当時の ベストセラー製品
4	国産初の熱電子 X線管 クーリングU形	1920年	東芝電子管デバイス(株)	製品	展示中	九州大学 医学部保健学科 展示場	・GE社とほぼ同サイズ(φ18cm x 55cm)だが、 バルブ中央に排気用のチップがないのが特徴。 ・透視診断、治療に用いられた。
5	国産初のイオン X線管 「ギバC」形	1915年	東芝電子管デバイス(株)	製品	展示中	九州大学 医学部保健学科 展示場	・国産初のイオン X線管として、東芝はギバA、B、Cを 開発した。 ・重要科学技術史資料No.00047号の「ギバD」より 前に生産されたイオン X線管

**X線管装置の技術の系統化調査 正誤表**

ページ	段落	行	技術の系統化調査報告 第24集 2017年3月 (誤)	全文PDF版 2017年8月 (正)
185	要旨	22	イメージアンプリファイア	イメージ・インテンシファイア
		33	国内では、日立が	国内では、株式会社日立製作所（以下日立という）が
		40	FPD (Flat Panel Display)	FPD (Flat Panel Detector)
187	Profile		昭和32年4月 株式会社島津製作所入社 昭和38年3月 立命館大学理工学部 卒業	
188	右	23	イメージアンプリファイア	イメージ・インテンシファイア
189	表2.1		クルックス管	クルックス管
190	左	6	クルックス管より進化	改良
		8	イオンX線の概略図	イオンX線管の概略図
		図2.5	イオンX線	イオンX線管
191	右	31	モリブデン(MO)	モリブデン(Mo)
198	左	12	管電圧では放電しなくなるので	管電圧ではイオン生成しなくなるので
200	表3.1		kV	kVp
	表3.2		kV	kVp
201	左	11	請求範囲が <sup>(註)</sup> 「陽イオンを発生しない	請求範囲が「陽イオンを発生しない
	右	6	被曝	被曝
203	右	3	kV	kVp
206	左	30	ガラス容器を冷却している水で	ガラス容器壁面（水冷却）で
207	左	17	kV	kVp
		21	kV	kVp
208	右	16	(当時の米1Kg	(当時の米10Kg
217	右	9	1927	1937
221	右	18	kV	kVp
		19	kV	kVp
222	図6.6		GE回転陽極X線管主要部の概略図	GE回転陽極X線管主要部の概略図
226	図6.21		図6.21 CIRCLEX1/2U10	図6.21 CIRCLEX1/2U10 <sup>19)</sup>
227	左	15	kV	kVp
	図6.25		日立DOR-2外観図	日立UOR-2(X線管DOR-2を収納) 外観図
228	右	4	(1962)	(1988.12)
	右		(追加)	19)Roentgen Hand Book:P95-98 島津製作所(1956.1)
229	左	7	蛍光版	蛍光板
	左	12	"ダイアナ"	"ダイアナ号"
230	左	23	kV	kVp
		33	kV	kVp
233	図7.18		三極管X線管の遮断特性	三極X線管の遮断特性
236	図7.28		(.2mm焦点,3000RPM)	(1.2mm焦点,3000RPM)
238	右	7	60KHU	65KHU
240	左	20	kV	kVp
242	左	9	イメージインテシファイア (イメージアンプリファイア.....)	イメージ・インテンシファイア (商品名イメージアンプリファイア、IAともいう。ここでは、IIまたはイメージ管とも呼ぶ)
245	右	表8.1	表8.1 主なターゲット材料 <sup>12)</sup>	表8.1 主なターゲット材料 <sup>13)</sup>
		24	60,000HU	80,000HU
		25	3倍	2.5倍
		32	60,000HU	80,000HU
246	左	33	60,000HUの曲線を示す。60,000HUを、	80,000HUの曲線を示す。80,000HUを、
		2	陽極最大入力	X線管最大連続入力
		3	Ø76mm	Ø70mm
		4	1.8倍	2倍
		5	360HU/s	400HU/s
	図8.26		200,000HUと60,000HU (点線表示)	200,000HUと80,000HU (点線表示)
249	左	4	計算値(6章の参考文献(18))	理論値 (8.5.1)
		22	撮影までの時間は0.8秒以内	撮影までの時間は0.8秒以内
		右	35	動体撮影

250	右	1	8.6.2 II(イメージ・インテンシファイア) 間接撮影	8.6.2 II(イメージ・インテンシファイア) 間接撮影
		4	イメージ・インテンシファイア(I.I)	イメージ・インテンシファイア(I.I)
251	左	9	動態撮影	動態撮影
252	図8.39		b.被写体面における増感性フィルム	b.被写体面における増感紙フィルム
254	左	3	(3)フラットパネルディスプレイ	(3)フラットパネルディテクタ
		13	フラットパネルディスプレイ	フラットパネルディテクタ
		20	(フラットディスプレイ)	(フラットディテクタ)
	右	4	PaxScan4030A	PaxScan4030A(Varian Medical System)
256	左	4	パルス撮影	パルス照射
264	左	22	被曝	被曝
		25	2001	1994
		27	CSRX-9144MD-H	CSRX-7713D-H
	図9.21	CSRX-9144MD-H	CSRX-7713D-H	
	右	23	図9.23は、CSRX-9144MD-H	図9.23は、CSRX-7713D-H
	図9.23		CSRX-9144MD-H	CSRX-7713D-H
265	右	26-31	なお、被写体の……動きの早い場合の撮影では、所定のX線強度を得るためには…	なお、ポリウムスキャンCTは、動きの遅い撮影は1秒で、速い場合は、0.5秒近辺で行われ、また、画像ソフトの進化とともに形態・機能の診断が向上し、血管撮影も特別な場合を除きカテーテルを用いないという利点がある。ただし0.5秒以内の撮影では、所定のX線強度を得るためには…
		36	Performix HDw X-ray Tub	Perfomix HDw X-ray Tube
266	右	30	被験者	被検者
268	右	15	12) 勝田	12) 藤田
		41	日立(2010)	日立(2007)
269	右	14	kV	kVp
		18	100kV,110mA	100kVp,100mA
271	左	19	開発(1973年)	開発(1972年)
272	左	33	X線管装置(Senographe)	X線装置(Senographe)
276	左	8	kV	kVp
		10	シブヤ時報第2巻8号	シブヤ時報第2巻3号
		25	100kVp	100kV
	図10.34B		図10.34B	図10.34B 内部概略図
278	右	8	70kV3mA	70kVp,3mA
		10	125kV5mA	125kVp,5mA
		11	200KV5mA	200kVp,5mA
		12	260KV5mA	260kVp,5mA
		18	(185kV5mA)	(185kVp,5mA)
279	左	9	携帯用工業用X線管I-627	携帯用工業用X線管I-670
282	左	5	シリーズ化	油浸タイプをシリーズ化
		21	ダイアナ	ダイアナ号
283	図10.57		半導体組合せ <sup>(44)</sup>	シリコン整流器外観 <sup>(44)</sup>
284	図10.60		B-5048B (東芝)	M-5048B (東芝)
286	左	12	60kV10mA	60kVp,10mA
		14	歯科用S-0が	歯科用S-01が
	右	4	30×105mm	Ø30×105mm
287	左	10	kV	kVp
		4,18,29	kV	kVp
	右	6	kVp	kV
290	右	3	高電圧耐電圧試験	高電圧側耐電圧試験
295	右	25	FPD(Flat Panel Display)	FPD(Flat Panel Detector)
		36	4MkHU	4MHU
298	X線管装置の技術の変遷(1)	東芝メディカル	工業 1977 I-670	工業 1980 I-670
299	X線管装置の技術の変遷(2-1)	日立製作所	渋谷レントゲンの技術部日立へ移管 (1945)	渋谷レントゲンの技術部日立へ移管 (1945)
			診察 SDO-10	診察 1951 SDO-10 油冷10kW
			診察 H7136 ポータブル	削除
		診察 H7167 外科	削除	
		(日立製作所 「歯科」の下に追加)	工業 H7021	
		頭部CT 1976 H7129A	頭部CT 1977 H7129A	
島津製作所	頭部CT 1977 DX-140.27-10	頭部CT 1979 DX-140.27-10		

300	X線管装置の技術の変遷(2-2)	東芝メディカル	kHU 75(5ヶ所)	kHU 65 (5ヶ所)
		日立製作所	1980 500kHU(Ø125mm)ターゲット	1979 500kHU(Ø125mm)ターゲット
		島津製作所	1977 UG-6HE-01NB、1978 UJ-6FC-05VA	1975 UG-6HE-01NB、1979 UJ-6FC-05V
301	X線管装置の技術の変遷(2-3)	東芝メディカル	1972 0.1/0.8P38	1972 0.1/1.5P38
		日立製作所	4MHU 1994 CSRX-6645D	4MHU 1994 CSRX-7713D-H
		画像構成ライン	UH-6RC-307EY	2000 (上段に準じ) UH-6RC-307EY
302	X線管装置の系統化図	1887-1 東芝、島津、日立：インバータ式高電圧装置	2000 FPD開発：デジタル画像	1987-1991 東芝、島津、日立：インバータ式高電圧装置
		1932 Simense Pantex	1932 Simense Pantex	1998-2000 FPD開発：デジタル画像時代へ
		1927 Muller 「Metarix」X線管開発	1887-1991iインバータ式	1925 Muller 「Metarix」 X線管開発
		2000 FPD開発	1987-1991インバータ式	1998-2000 FPD開発
		1950 回転陽極X線管実用化 普通回転 Ø45~70mm 75kHU,焦点1/2、0.3/2.2mm	遠隔操作式XTV透視撮影用開発	1949 回転陽極X線管実用化 普通回転 Ø45~70mm 65kHU,焦点1/2、0.3/2mm
		40kHU 焦点 0.8/1.8mm	200kHU	40kHU 焦点 0.8/1.8mm
		アンダー用：6/1mm焦点(16) オーバー用：3/0.8mm焦点(12) ( )内はターゲット角度、高速回転	遠隔操作式XTV透視撮影台開発	アンダー用0.6/1mm焦点(16) オーバー用0.3/0.8mm焦点(12) ( )内はターゲット角度、高速回転
		日立、UG-6HE-01N,を発売	日立、UG-6HE-01NB,を発売	
		1976 第二世代(固定陽極)	日立頭部専用開発	1977 第二世代(固定陽極)
		CT用回転陽極X線管開発	日立頭部専用開発	CT用回転陽極X線管開発
		1983 750kHU	CT用回転陽極X線管開発	1982 750kHU
		1992 東芝	CT用回転陽極X線管開発	1994 東芝
		ヘリカル・ボリュウムスキャン用	CT用回転陽極X線管開発	ヘリカルCT用 4000HU液体動圧軸受
		4000HU液体動圧両軸受け	CT用回転陽極X線管開発	CSRX-7713D-H
		1966 マンモグラフィ用Be窓X線管開発	CT用回転陽極X線管開発	1967 マンモグラフィ用Be窓X線管開発