

2. X線装置・X線管および附属品

2. 1 明治大正期

2. 1. 1 概説

1895年(M28年)11月8日(金曜日)W. C. Röntgenは陰極線の研究中にX線を発見し、その論文を“Uber eine neue Art von strahlen”と題し12月8日発表した。この報は翌96年1月に早くも全世界に伝えられた。

この報がわが国に伝わったのは2月になってからであるが、これは発見の概論が1月中旬にドイツで発行された雑誌に掲載されており、これが2月になって船便で到着し、その記事によって情報がもたらされた。

国内で最初に紹介したのが2月29日付東京医事新誌⁽¹⁾(図2. 1)で「不透明体を通

ストロ ウィツツ”氏の報告記事であるが、文中の一節に「此発見は純粹の理学的性質に属するものなれども、内科にも外科にも大なる関係を有せり……」とあり、現在の医療における不可欠な要素であるX線利用をすでに予察している。一方同月米国においては“J. Pupin”(コロンビア大学教授)はすでに増感紙を使用して鮮明な手骨のX線写真(図2. 2)の撮影に成功している



アメリカ合衆国において始めてX-レイン写真が外科診断に採用されたのは1896年2月であつて散弾に撃たれた掌があつた。此のスレイン写真は Michael J. Pupin 氏がエディソンの増感スクリーンを用いて撮っている。

コダツク ジャパン リミテツド提供

図2. 2

が、これが蛍光物質を増感紙として利用した最初である。

つづいて3月25日発行の東洋学芸雑誌⁽²⁾(図2. 3次頁)では水野敏之丞(第一高等学校教授)が「レントゲン氏の大発見」という見出しで、X放散線の有する種々なる現象として十項目(論文は16項目)を列記している。これ等情報が伝わるや国内でも直ちに実験に着手し、水野(前出)山口、

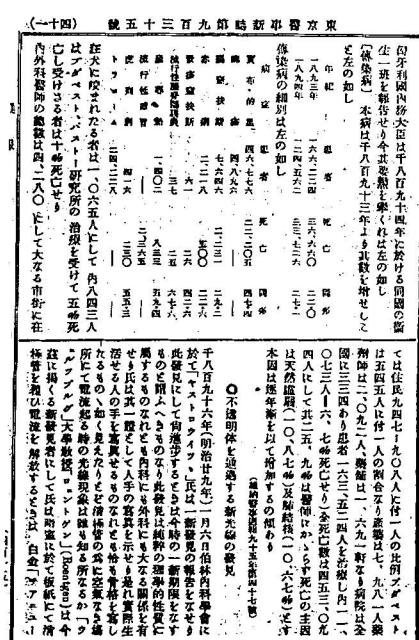


図2. 1

過する新光線」と題して概要が記されている。これはベルリン内科学会において“や

2. X線装置・X線管および附属品

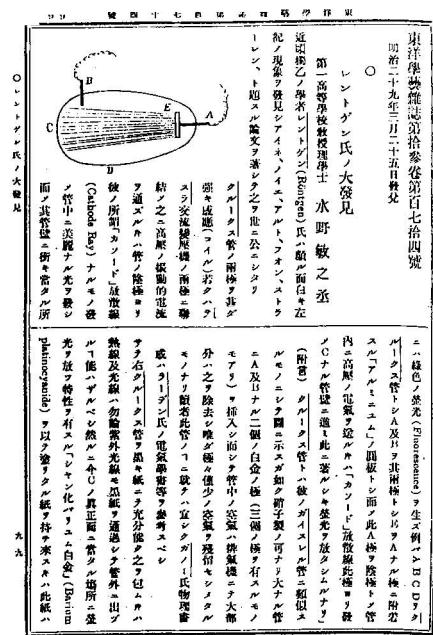


図2. 3

高島、三浦らは共同で撮影実験を行い手骨肉の鮮明な写真を得たとしているが、前出雑誌に投稿するのに時間的に間に合わなかったと語っている。

同年4月25日発行の同学芸雑誌の雑報では世界中の学者（ロルド・ケルヴィン・JJトムソン、ロヂ、ボルクマン）が実験に着手し逐次報告をなせりとあるが、とくに「商工業者の活潑」という見出いで、「X放散線の実験を為する入用なる機械一揃を備え人の新奇を好むに乘じ賣ることを求める」と……ドイツ国エレキ工業会社なるシーメンス及びハルスケはX放散線の医業工業に有用なる一道具となるやも計れざる故……」とあり、これ等が現装置製造の原点となっている。

このように実験時代から応用へそして現代医療での欠くべからざる利用価値、そこには医療の流れと必然的に生ずる診断目的、治療効果向上等の要求によって開発、進歩が促されてきた。今この過程を年代別に整

理すると約5年毎に変化がみられるので、一応次の如く分類して時代的に考察することにした。

1. 1896年～1900年 (M29年～33年)
実験、応用時代
2. 1901年～1905年 (M34年～38年)
実用時代
3. 1906年～1910年 (M39年～43年)
普及時代
4. 1911年～1915年 (M44年～T4年)
一次開発時代
5. 1916年～1920年 (T5年～9年)
国産装置普及時代
6. 1921年～1925年 (T10年～14年)
三次開発時代

2・1. 2 実験、応用時代 (1896年～1900年)

1895年 (M28年) 12月X線発見¹⁾の論文が発表されるやわずか10ヵ月後 (1896年) の10月10日日本においてもすでに実験に成功している。

即ち村岡範為馳博士指導²⁾のもと、糟谷、島津（源蔵）島津（源吉）藤木氏等が島津本店において実験を重ね、この日ついにX線放射に成功し、X線写真の撮影にも成功したと記録されている。

これら一連のX線写真撮影までにはかなりの苦心を重ねたことは、すでに雑誌等で紹介されている通りであるが、まず第1に電源を得ることの苦心、第2に昇圧、それ等に要する器具の不備と応用物資の入手難などが重なり相当な苦労の結果であったようである。

この高圧電源にはウイムシャルスト感応起電機を用いて約20cmの火花を飛ばすことを得、ここに初めて2時間の撮影時間により1円銀貨の撮影に成功したといわれる（図2・4）。

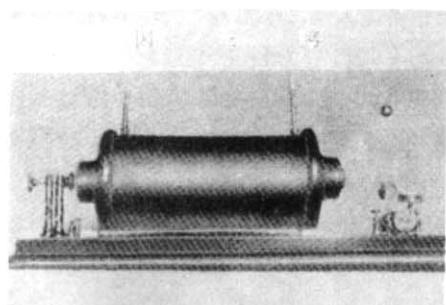


図2. 4

このときのX線管は対陰極のない真空管でこれは京都府立医専の笠原光興（医博）がドイツより取り寄せしものを用いたとあり、図2. 5 a、bのものであった。この

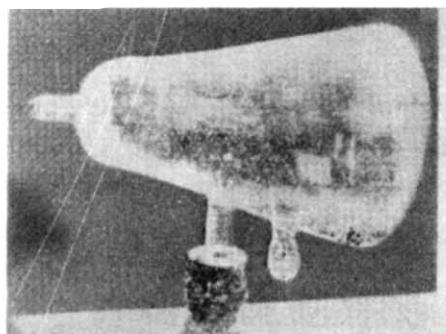


図2. 5 a

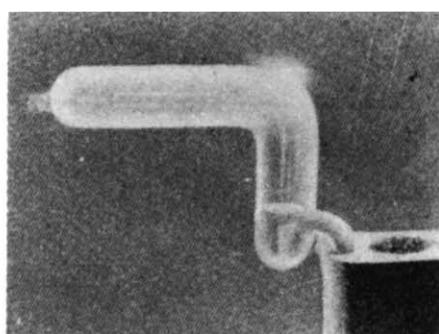


図2. 5 b

2個のうち「ナスピ」型の方が成績がよかつたと記録されている。

また細江謙三は「映画50年史」（筈見恒夫著）および「日本映画発達史」（田中純一郎著）から、エジソン発明の「キネスコープ」

が日本に初めて輸入されたのは1896年（M29年）11月で11月17日夜神戸の港俱楽部で「有栖川宮」に御覧いただいたのが初まりである。そのときの輸入業者は神戸の銃砲商「高橋信治」で彼はこれを興業に持ち歩いたという。（この頃神戸又新日報記事より）

また、1897年（M30年）1月初め、京都の稻畠勝太郎が「シネスコープ」を、一方東京の貿易商「荒井三郎」は米国からヴァイタスコープをそれぞれ輸入し、見世物として興業的に利用していたとあり、これが1897年（M30年）の1月初めで、これから推察されることはX線放射の器械を持ち歩き興業に使ったのは1896年（M29年）からであったといえる。従ってこの年一方は物理実験器械として取扱っており、他方ではこれを興行として利用していたということになり、これは前記1897年（M30）の東洋学芸雑誌3月25日発行の雑報第2項にある「商工業者の活発」にも記録されている

これら物理的器械は映画関係者の着眼によって一般に公開されたともいえるが、それはこの年1897年（M30年）1月すでに仏からは「シネスコープ」米から「キネスコープ」が輸入されている点からも推察される。（キネスコープ、1893年創案、シネマトグラフ、1895年特許）

また、同年島津製作所では電源にブンゼン電池、重クロム酸電池、ラドン電池等を使っての実験を重ねたが何れも十分な電源を得るにいたらなかったので、まず感応コイルの改造を初めている。これは感応コイル2次線輪を数個に分割、完全絶縁し、これを直列にして一つのコイルに改良したものであり、これによって火花長20粂を得るに成功したとある。

こうしてできた器械はX線の発生に成功したというまでのもので、まだ装置といえ

るものでなく、X線発生器械器具というのが妥当であろう。この解釈は「今市、原」両氏の意見も同じである。

この年「GEエジソン社」のトムソン博士によるガス管球の制作発表があるが、インダクションコイルも同時に試作している。「シーメンス、アテックス社(独)」製直流感應コイル式装置が新潟県下に設置されたとの記録もあるが、年代的に若干の疑問がある。

1897年(M30年)島津製作所(日)では早くも感應コイルと水銀断続器を使った器械を製作したが、これらは単に物理学の教材用器材として世の注目をあびながらもX放射線が発生する原理を見せるだけにすぎず、これが利用価値については未だしの感があった。

1898年(M31年)にいたり「芳賀栄次郎」(医学博士、陸軍軍医)がドイツより持ち帰った装置として「シーメンス、シュッケルト社」製感應コイル式装置があり、これが輸入装置としての最初で一般に公開されている(図2.6)。

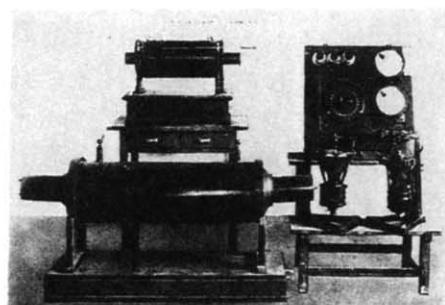


図2.6

この装置は「陸軍軍医学校五十年誌」によれば、『三十粨「フンケン」長X光線器』と説明されており、このようにX線発見後3年たらずにしてすでに火花間隙30cmまでの電圧上昇に成功していた。

一方これを医療面について考えると同年

東京帝国大学に来ていた物理学者「スクリッパー」が先づ最初に装置を輸入したとの記録もあり、「肥田七郎」(医学博士、陸軍軍医)も同年に独より持ち帰ったとも伝えられているが、確かな資料にとばしく、それらいづれにしてもこの時代から医学に応用出来るものとして注目されたことは事実である。

このように当時外国留学していた学者で自由のきく立場にあり、関心のある学者は必ず装置を持ち帰り、これがX線装置発達の基礎をなしたのであろう。

また日本においても島津製作所は(前述)の装置に最も必要な電源を得ることに困難な実情を打開するための研究を重ね小型発電機にかわるものとして蓄電池の開発を創めている。直流電源を得るために手回し発電機(最初は二枚の硝子板を互に逆回転させて起電している)に代るものとして期待がもたれた。

これは鉛板の鑄造、リサージの充填によって完全に近い蓄電池の製作をすでに成功していた関係上、これを使ってブンゼン電池の代用とした、この電池を感應コイルの一次側に接続し、さらに水銀断続機の改良品とを組合せ、初めて連続操作が可能となったのである。この蓄電池の開発はその後の装置の電源用として広く使われ、かなり高く評価されるようになった。

1899年(M32年)装置名は不明であるが(当時のものとしておそらくシーメンス社の輸入品と思われる)横須賀海軍病院に設置されたと記録されている。

1900年(M33年)には京都帝国大学病院に外科用装置が設置され、これはドイツ最新型とのみ記録されているがこの装置の電源には島津製作所の蓄電池が使用され、電池槽内液の流出を防ぐため珪酸曹達を充填したとのことである。同機種装置が長崎県

立病院外科（現長崎医大）にも同時に設置されている。ともに装置名等不明であるが、「シーメンス社」製であることは確かである。

また開業医に設置した最初の装置は「ヒルシュマン社」製品で高知市近森虎治医院であるとの記録はあるが詳細は不明である。

2. 1. 3 実用時代 (1901年～1905年)

X線を発生させる実験段階も過ぎX線を利用してそれを応用する時代となった。

1901年（M34年）本格的に銀貨、時計、くさり等を黒紙に包んで乾板で撮影、透視することに成功し、器械も装置らしい形に変り、実用化へ第1歩をふみ入れたのであるが、諸外国においてはこの時代すでに急激な進歩がみられ、ビュファ社（Veifa-Werke）はイオン管球使用の治療用、シーメンス、ハルスケ社（Siemens-Halske）は整流針式撮影装置等を製作している。

1902年（M35年）にはドイツよりの輸入装置が仙台衛戍病院に設置されている。この装置は感応コイル式水銀断続器付大形装置で花火間隙も50粍とあるのでかなり高電圧であったと考えられる。

1904年（M37年）ガス管球陽極に「タングステン」が使われ（後述）大容量X線管球実現のための第一歩となった。

1905年（M38年）舞鶴海軍病院にはシベリアより移入した装置設置の記録があるが、これはドイツの装置をシベリア出兵の際再移入したものと思われる。また、同年東京陸軍衛戍病院にも設置されているが、この装置は独シーメンス社製で電圧125kV電流20mAとある記録から「レフォルム号」と考えられる。

ここでX線管の歴史をみると、実験用クルックス管から次にガス管球が発明される

や先づ対陰極の物質が開発された。「キャンベル、ウイントン」によって白金の対陰極が考案され、さらに「ジャソン」によって焦点に角度が付けられるとともに真空度調整装置も考えられてガス管球は発達している。

その後1913年（T2）クーリッヂ博士によって灼熱陰極X線管が発明されるまで水きにわたり使用されたガス管球も、これが契機となり装置までも変化を来たすにいたったのである。しかしX線管の変化からみる「クルックス管」の時代は極めて短かいが、クルックス管によってX線が発見されたことを考えると感無量である。

今日までX線管のことを「クーリッヂ管」と呼ばれているほどこの発明は画期的なもので、ガス管球の電圧と電流の相互関係調整のむずかしさ、長時間使用不可等多くの制約があったが、これ等がクーリッヂ管によってまづ解決された。特に長時間連続使用可能ということは当然透視治療に適すということになり、先づ「クーリッヂ管」は治療用としてその用途が注目されたのである。その後撮影用としても大電流瞬間撮影法が提唱されるや高圧発生装置の改革が迫られ、電圧降下の多くなる在来の感応コイル式から交流変圧器方法へと移行し、X線装置発達の原動力となったのである。

しかしドイツでも「リリエンフェルド」がクーリッヂ博士と前後して理論的に全く同一である無ガス管球を発明しているが、世界に発表するのがおくれたため、その名はあまり知られなかった、だがドイツでは永くクーリッヂ管と呼ばず「リリエンフェルド管球」とよばれていた。

これ等管球を形の上からみると先づ棒状の「クルックス管」から初まり「フラスコ形管」となり、「クーリッヂ管」となるや球状が小さくなって、ついには棒状と逆行し、

1933年回転陽極X線管が発明されるや再び球形となった。

また、発生源である焦点および陰極については、まづ「クルックス管」には焦点がなく円板状の陰極から発する電子を対抗する硝子壁に衝突させ、管壁から発するのがX線であった。この場合焦点といへるのは管壁全部であり熱のため破損することも多く、かつ透視、撮影ともに鮮明をかくこともまた当然であった。

その後「ウイントン」が陰極線の通路に白金の薄板をそう入することを考案し、さらに「ジャクソン」は円板形の陰極を盃形にすることを考えたので、クルックスは盃形の面積によって陰極線は中心に集合させるべきとの考えから、盃のわん曲を考案し、さらに白金板を陰極面の中心において初めて球形の管球を作った。このX線管は当時（1900年頃）は「ふらすこ瓶形硝子球」と呼ばれていた。

1900年末にいたり「ジャクソン」はさらに対陰極を45度傾斜させることを考案した。これが今日の形の初まりであろう。

ガス管球の極は当初三極であり、陰極、陽極（対陰極）補助陽極（第三電極）とから成立し、第三陽極は球外で対陰極と連結しており、特別に意義があるものでなく、高圧電纜をかけるのに使われていた。

「ミュレル」では対陰極と陽極を完全に分離し、特に熱の集中する対陰極のみを冷却することを考えたが、これが冷却装置の創始である。

このようにガス管球は1900年ごろすでに完全に近いものが出来るようになっていたのは形、焦点角度のみでなく、焦点物質に関する問題、管壁硝子原料についてかなりの研究がなされていたからである。

焦点物質には古くは「イリジウム」「オスミニューム」が溶解点高く、原子量も大で

あるなど利点が多く、使われていたが、何れも高価なため永続きしなかった。一方シーメンス社では独自のX線管に原子量は小さいが溶解点の高い「タンタルム」を使用していた。1904年「タングステン」焦点の優秀さが発表されたが、この加工技術に困難を極めたため、1920年（T 9年）ごろまで依然として溶解点が劣り焦点に穴があくといわれつても白金焦点が使用されていた。その後溶着技術の進歩により焦点問題が解決するとともに現在の大容量、回転陽極X線管実現の決定的第一歩が印されたのであった。管硝子は1890年「ショット」が各種硝子原料と出来たり硝子についてX線透過に関する比較研究をし、その結果曹達アルミニウム、硅酸、硼酸の複塩類が最も吸収の少ない事、従ってこれら硝子に含まれる金属類は原子量の小なる物質ほど透過率大であることを発表するとともにこの種に属する物質を探究した。

1911年に至り「リンデマン」は硼酸「リチューム」を原料とした硝子は軟X線をも容易に透過せしめ得ることを発見したが、この硝子は金属との結合が容易でないためX線管等の製造工程で困難を極め、直ちは実用化されなかった。

しかし「コツソル」社ではこのリンデマン硝子を改良することによってX線管に使用することを考案した。これは放射口にのみリンデマン硝子を貼付する程度のものであった。

のち特殊「ライム」硝子の発明により細工製造ともに容易となりかつ優秀な製品となった。（1914年イギリス、オランダが共同でこれ等硝子原料、配合、製造法について研究発表しており、これに端を発し各国とも製造が容易になるとともに発達している。）

1915年（T 4年）頃最も多く使われてい

たX線管は「パテント型」(グンデラッハ社、独)「ペルレビュー型」(マックレット社、米)などで、のち東京電気株式会社(現東芝)で作られた「ギバE型」も同型である(図2.7)。

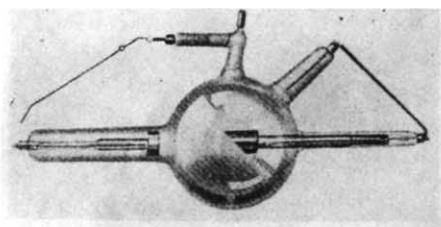


図2.7

この「ギバ」という名称はその最初に売出された東京電気株式会社製X線装置を初め、太陽燈(大正4年から発売)など医療器械にすべてに付けられていたが、この名の由来について東芝放射線の「野波七郎」は次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に関したもののがいろいろあります。仏医経、増一阿含経、仏説胞胎経、救療小児瘦病経、仏説呪歎経、戻目経、痕痔経、耆婆経(ギバキヨウ)

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○○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。」

これらX線管はいづれも空気冷却装置付として売出されているが、陽極側先端に金属板を巻き管球頸部で管壁と密着させ放熱する方法がとられているのでむしろ自然放熱式というべきで、現在のごとき冷却装置とはいいがたい。やや進歩し陽極を延長して管外で放射板を取付けた冷却型では「モーメント型」(グンデラッハ、独)「ペロト型」(ビロン、仏)など同形X線管がある(図2.8)。

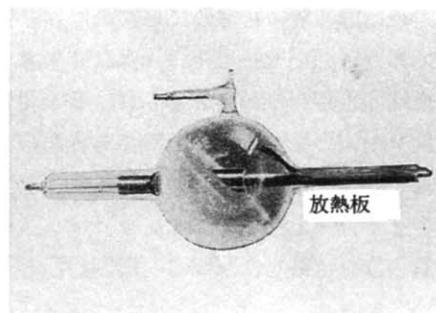


図2.8

焦点自体を傾斜せず球中心から45度に位置した部から陽極を管壁からそう入した水冷式もあるが、これは焦点の角度を付けるためでなく水冷にするためわざわざ陽極の位置を替えたもので、水冷用硝子管は白金環を以って密封取付けが施されている。この当時より焦点は「ダングステン」を使ったものが多くなっている(図2.9)。

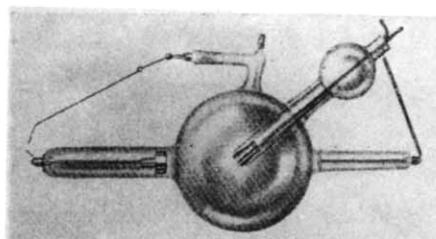


図2.9

この他「デュエル」の考案したモーターで水霧を陽極裏面に吹付ける方法や、圧サク空気を送っての冷却、「つるべ」方式によって水を交換する法など種々考案されている。

このようにX線管を冷却するのは陽極の溶解防止はもちろんであるが、それにまた温度上昇によって生ずる電気的影響をも考えてのことである。即ち撮影条件を決定するには先ずX線の硬度を一定に保つ必要があり、それには管内ガスを安定せねばならない。もし管内温度が異様に上昇すると管内でイオン化作用が起り、ガス張力に異常が生じ電気抵抗が大になるためである。

当時治療装置に付されていたのはガス管球であり、せいぜい2~3mAの管電流で治療時間1時間位が当然とされ、その間管硬度を一定に保つことが困難であったので、これを解決するため冷却をもってガスを安定させる方法として「ウインツ」はガスマルチ調節器を考案し、「シェレルX線管」と名付けていた。

これは管球を流れる電流が減少するとき、即ち硬度が異様に高くなった場合、右側のマグネットが働き電路を閉じると一方ではガスの通路が拡大しこのときバラジウム管が加熱されて焰から出る水素を管球内に送りこんで硬度を軟化させるとまた電流は最初の状態にもどり、大となる。これが旧に復せば電路は自然に開き、一方ガス通路は閉じバラジウム管の加熱もとまる。このような動作を治療時間中繰りかえして電流の安定をはかるよう硬度を調整する器具である。

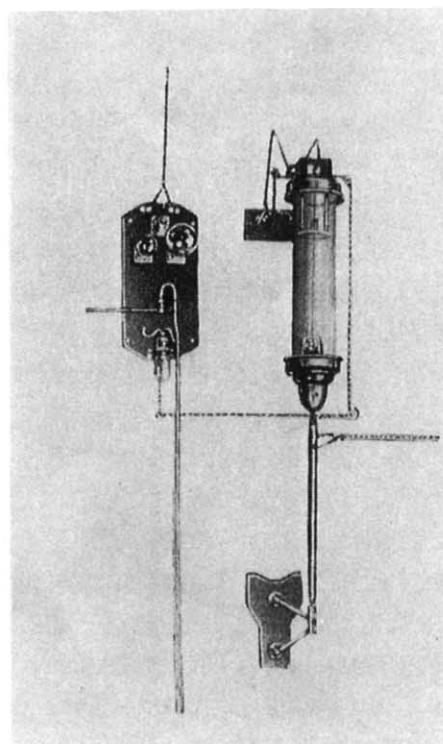


図2. 10

現在のmA安定器の初まりである(図2.10)。

図2. 11は特殊な形をした治療用ガス管球でありガス容量を大きくするためと焦点、管壁間距離を特に近づけるため、このような形をしている。

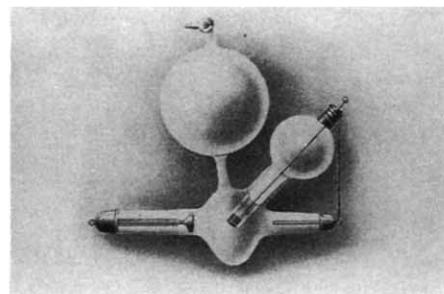


図2. 11

この管は皮膚治療用「ダーマ」管といい、ガス容量大なるため熱によるイオン化作用と破損を防止し合せて硬度の安定を保つよう考案されたものである。これはX線量において4倍あるとされている。(Fürstenau社製) 図2. 12も同社製であるが専ら診断

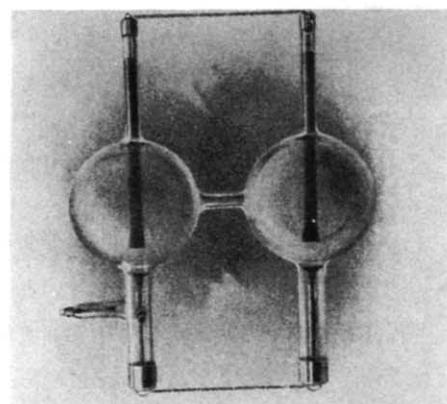


図2. 12

用である。考え方も「ダーマ」と全く同じでガス量を大きくして常に安定硬度を保持しようとしたもので、これが即席撮影管球として販売されていた。1929年(S 4年)立体撮影用二陽極X線管「フォンタナS型」が渋谷レントゲン製作所より販売された。

これは左、右に瞳孔間の距離を保った2面の焦点をもちX線を移動することなく立体撮影を同一硬度で行なうことを目的としていたが、移動の手間がのぞかれる反面、初めのX線硬度と二回目の硬度に差が生ずること多く従って広く用いられなかった（図2. 13）。

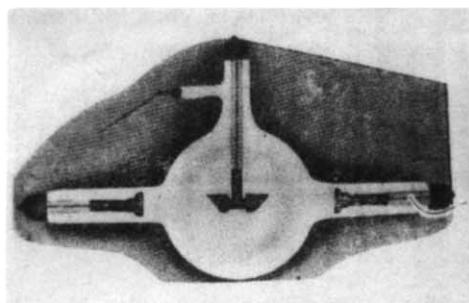


図2. 13

その後「クーリッヂU型」が輸入されるようになったが、これは焦点が大きい上に焦点外X線の影響もあって撮影写真ではガス管球にくらべかなり劣る点が多くあった。また、R型は焦点面積はやや小さいが容量において300mAが最高でありこの点が劣っていた。

1924年（T13年）東京電気株式会社で創作（後述）したU型ではG. E管球と同じような欠点に加え、さらに管内ガスの不安定や電気的耐圧が十分でなかったようである。しかしこの種「ガス管球」は「クーリッヂ管球」の輸入があつてもなお昭和初期にいたるまで多く使用されていた。

2. 1. 4 普及時代 (1906年～1910年)

X線も医療用装置として医界の注目を集め、軍関係の医師、大学教授等の外国留学が多く、それらの医師により持ち帰った装置、あるいは知識によってX線装置が医療

へ急速に導入されたといえる。

1906年～1907年の1カ年間に「ライニーゲル、ゲベルト社」一社で日本に輸入された装置は4台を数えている。記録では大阪大学と大阪赤十字病院に設置され、装置名の確たる記録にとほしいが、「ライニーゲル社」が「シーメンス」と合併する1年前の装置であり時代考査すると「イデアール号」（Ideal）であろう。本装置は感応コイル式水銀断続器付、火花間隙50種（約120kV～130kV）という高電圧を得るが、最大電流は20ミリであった（図2. 14）。

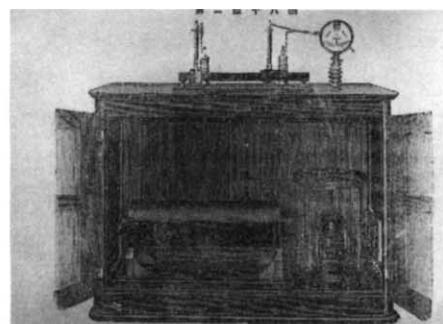


図2. 14

これら装置出力はいわなれば当時は始動時の最大値で電源による変動、ガス管球のイオン化等によって出力は確たる条件とはいえない。加うるに管加熱法等もまだ開発途上にあり、条件算出等すべてガス管球の色と手動による時間が「カン」と結びついて成立つ時代であったが「mAメーター」はすでに三段切換の進歩したものが付されていた。

1909年（M42年）国産X線装置の第一号が島津製作所で完成、これが国府台陸軍衛戍病院に納入されている。この電源には60個の蓄電池を使用し、蓄電池への充電用としてベンゼン発動機でモーターゼネレーターを回転させ直流発電し、蓄電電源としたと記録されている。容量は感応コイル式ウェーネルト断続器付の大型機であり火花

間隙50cm可能の装置であった。

この「ウェーネルト断続器」を付属した装置として「シーメンス社」(独)製インダクションコイル式のものが愛知医大(愛知現名古屋大学)に設置されていた。また、当時X線室担当の兼任教授が東大に2カ年留学したのが1905年(M38年)8月で医療用電気器械としての講義が行われていたとも言っている(細江談)。この装置も1814年(T3年)に現在地の名大に移された記録がありそれによると電源は20kWの直流発電機が備えられ歯科用モーターで発電するため毎朝発電機を回すのが日課であったと記録されている。

さらに「イデアール号」(ライニーゲル社製)装置の高圧変圧器は当時木枠に裸でのせてあったが、ワックスで絶縁した乾燥式で、整流はモーターによる整流法を用い、火花間隙40cm、100mAの出力であったとされている。これらから考えられることは「感応コイル式」装置は1910年(M43年)を境とし変圧方式に移行したといえるので、この方式の装置購入は1911年(M44年)~1912年(M45年)と推定される。この装置のmAメーターはすでに三段切換(のち島津装置にも付されている、別項)を採用しており、管電流の調節は変圧器一次側タップを使い、その間は太い抵抗線によって作動されている。

同年「ワットソン社」(独)ではすでに整流法の開発を手がけ、「整流針による器械整流法」と題した論文が結線図とともに発表されているが、製品としてはまだ輸入されていなかった。

1910年(M43年)島津製作所(日)では前記同様の装置を個人医豊橋河合外科病院(愛知)と米沢(山形)の病院へ民間最初の装置として納入したと記録されている。(米沢の病院とあるのは筆者等の調査によ

り現米沢市座頭町にある財団法人三友堂病院と判明した。この病院は仁科茂経営、自らX線技師を業務していたという。昭和27年5月14日没、現在子息、盛章医師の経営)

2. 1. 5 一次開発時代 (1911年~1915年)

医療用装置として一応注目を集め普及途上にあるX線装置は実験、研究用の段階をすぎ医療における中核の位置をしめるにいたり、軍関係を初めとして各大学病院、民間病院とこぞって設置されるようになり、目新らしい装置の輸入と相まって、国内における製品にも著しい改良が加えられるに至った。

特に1913年(T2年)「クーリッヂ」により発明された「灼熱陰極X線管球」(クーリッヂ管)が使用されるにいたり、発生器の形態、容量から付属品に至るまで一変された。

まづX線管の使用容量から生ずる問題が解決されるや発生器は大容量となり、加熱法の開発によって安定電流が容易に得られ、安定電流を予知するための加熱電流計も改造された。

「クーリッヂ管」の発売を契機として当時すでにドイツではX線装置を診断用と治療用とに大別することを目途とし、それぞれの必要容量に合せるべく専用装置の開発を手がけている。しかし日本ではむしろ1台の装置で多目的を果すことを主眼としてドイツとは逆に兼用装置の研究を進めていたが、これ等はともに大型化への第1歩であった。

一方整流法についてもめざましい進歩がみられ、まづ「フロイファー社」(独)は機械的整流法を開発し「レオフォルム号」装置を発売している。片波整流法で、変圧器は開磁路式鉄心で、Z形導体をモーターで

回転整流するものであったが、片波整流なるためにかえって高電圧を得るために生ずる電圧降下によって大電流をも得るにいたらず、好結果が期待出来なかつたとされている。その原因として片波整流法を兼用装置に起用したことにより、かへつて一兎を得ることすら出来なかつたとの反省文（シーメンス余話）を残している。これを改良する意味も含めて診断。治療の専用機に分けて各々容量の増強を計るべく務めたようである。

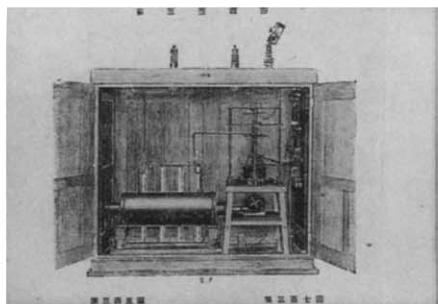


図2. 15

図2. 15のごとく発生器をはじめすべてを一つの木箱に入れるようになったのは、この「レオフォルム号」からであり、これまで一部分しか木箱に格納されなかつた。この装置のカタログではZ形の導体を回転させて整流する片整流で、しかも二管球を使用し管球負荷を軽減さすことができるし、イオン化を防ぎ長時間二管球で同一状態を持続させ得るものなり………とある。上記装置の不備を補う目的として作られたのが機械全波整流式「ヘリオパン号」で診断専用装置として初めて発売されている（図2. 16）。

この装置は閉磁路式変圧器であるが、注目される点は初めて管球加熱用に補助トランジスが付けられたことであり、出力も中度硬度（50kV～60kV）で最大電流150mAとこれまで及びもつかない大電流であり、5

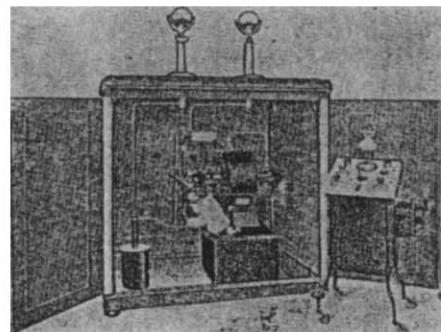


図2. 16

mAにおける最高電圧も160kVを出し得る装置であった。

装置の内容からみると年代的に再び逆行のように考えられるが、国内で1911年（M 44年）島津製作所において初めて大型化した装置を発売し、一号機が大津赤十字病院（滋賀）に納入されている（図2. 17）。

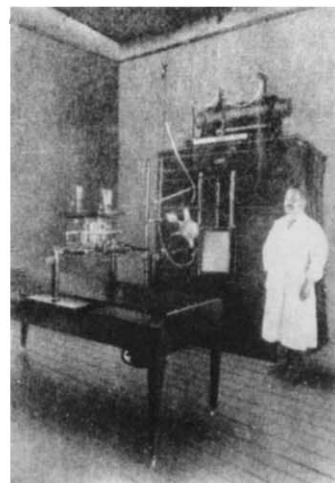


図2. 17

この装置は大型感応コイルを使用し電源は交流を用い、これをアルミニウム整流器によって直流に変成していたものである。出力についての詳細は不明であるが、すでに5年前火花間隙50cm可能の装置を製作している同社であるところから。大体120kV、最大電流50mAの装置と推察される。

管球は写真から「ミュレル会社」（独）製

フビット水冷管が螢光板前面にみられ、これを透視専用としていたようである。一方撮影台上の管球はパテント型管で当時最も多く国内で使われていた「グンデラッハ社」(独)製空冷のものと思われる。特に撮影台上管球保持器に新工夫が導入されていることに気付く。それはこの方式では管球位置が固定されていたが、これを上下動を可能ならしめ、在来四本足であったのを二本脚にして患者の出入を使ならしめている点と。木製レールに替えて鉄板で二本脚を固定し安定を保つようにしてある。

また、この装置設置当時の逸話として鈴木庸輔(故人島津製作所)は次のごとく記録している。

「大津支部(日赤大津支部)においてはその設備完成するや最新式設備の事とて、これが公開実験を行いしがいかなる故なりしかスイッチを入れるも放射線発生せず関係者一同手に汗を握りしが偶々停電なりしこと判明するに及び漸く安堵の思いをなしたり……」云々という笑話もあるが、初めて発売された装置に対する親心と、その間における技術者の右往左往ぶりがしみじみと感じられる。

1912年(T1年)日本で初めて管球の改作がなされたとの記録がある。これを最初手がけたのは森川惣助、渡辺忠怒であるが、当時としてはおそらく排気の程度であったと思われる。即ち1914年になって初めて東京電気株式会社でガス管球の製造を始めたところから、大がかりな改作もまだ不可能と思われるが、管球排気の専門会社は昭和初期まで存在していたので、これを事業としたのは前記向氏が創始者であろう。当時管球の事故は割れない限り排気不良によるものが大半であり、それがためこのような事業も必要であった。昭和初期においても最初購入した管球は修理の名目で同一管球

との交換が簡単に出来、定価90円(大正13年~昭和2年)のガス管球も排気交換すれば48円位が相場であった。

装置として同年に「クリッツアベックス号」(独ビューファー社製)が順天堂病院に設置されている。

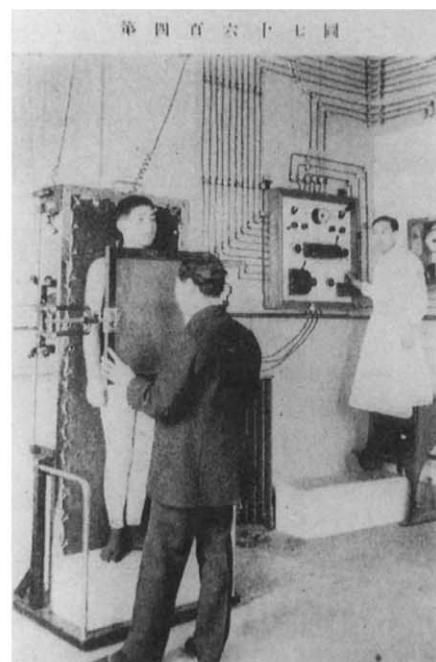


図2.18

図2.18の写真はよく見る藤浪剛一博士の心臓実大透視中のものであるが、壁掛け式配電盤(制御器)と布製透視台、発生器と配電盤を結ぶ7本(電源3本)の電線を壁に張りめぐらせた辺りX放射線の室らしい感がある。特に注意すべきは螢光板の巨大なることである。それをまた絞りもまだ開発されていない時代で胸部から腹部まで一板の螢光板で同時に透視出来るが、かなりの被曝があったであろう。

被曝はさておき当時すでに実大像とか立体像についてかなり研究されつつあったが、この透視台にも心臓実大測定器がつけられていると、瀬木嘉一は説明している。

ここでX線による立体透視、撮影についてこれを外国文献からみるとX線発見後1年にしてすでに研究、発表がなされていることが解る。即ち1896年Czermrk,pが開発し、これをphotography誌に発表している。関連研究を年代別にみると次のとくである。

- 1896年 Stereoskopbilder mit Röntgenstrahlen (Czermrk,p)
photogr.
- 1904年 Röntgenstereoskopie (Beker, E)
- 1906年 Stereoskopie und pseudoskopie (Ewald, J. R GroB, O)
- 1906～1907年 Die Röntgenstereoskopie (Gillet)
- 1908～1909年 Stereoröntgenographie (Eijkman, P.H)
- 1909～1910年 Stereoskopie und stereoskopische Mesung in der Röntgentechnik (Drücker)
- 1910年 Stereoskopische Radiographie als D. (Beck, E.G)
- (TECHNISCHE MITTEILUNGEN
für Röntgenbetriebeより)

1913年 (T 2年) 最初治療を目的として作られたクーリッヂ管を、撮影専用機に付随したのが「ライニーゲル社」で単波整流装置として組合せたが当時写真の出来上りはむしろガス管球の方が成績良好であったようである。即ち電圧と電流との関係条件がガス管球条件と合致せず、また変圧器自身の弱点をもさられ出す状態が一時続いたとある。その後単独の陰極加熱方式や変圧器の改良によって急激に利用されるにいたっている。しかし実際に国内で使われるようになったのはなおあとであった。

即ち1918年 (T 7年) 7月愛知医大 (愛知 現名古屋大学) には「キング1号」 (ワ

ップラー社 (米)) (製作1号機) が設置されており、この装置にGE製の中焦点であるU型管球が付いていた。また、この装置の定格は変圧器容量7.5kW、変圧器油浸式、同期電動機による機械的整流、調整は変圧器一次タップと抵抗線によるものであり、タイマーはフィゴ式で0.5秒～20秒までが調整出来たとのことである。これから推察されることは管球のみの輸入は可成りおくれ、1922年 (T11年) ごろからようであるが、輸入装置にはすでに付けられていたのである。

1914年 (T 3年) 「リリエンフェルド管球」の発明によりドイツでは撮影専用装置の改良につとめるとともに治療用として交流用発生機を利用し両端に二個の管球を使用して連続にX線を放射する方法等の開発も進めていた。

しかし折りから欧州大戦が勃発し装置輸入が懸念され初め、文献、カタログ等の資料不足が目立っている。そのため東京電気株式会社では独自でガス管球製造の研究に着手したがこれが管球国産化の第一歩であろう。

また島津製作所は不便であった管球加熱に対し管球用抵抗器を作成し管球加熱の安定を保つことに成功している。

1915年 (T 4年) 島津製作所では直流用装置A型を完成して個人医 (綾部町長沢病院 京都) に設置している。これは電源に蓄電池を用いた感応コイル式で、水銀断続器を附属させた装置であるが、形の上からみると後に完成した交流用A型 (機械的片波整流) 交流用B型 (機械的全波整流) および3年後発売のダイアナ号の基礎をなしている。

一方東京電気株式会社が前年より研究を進めていたガス管球の製造が完成し、これを「ギバ」と名付け、A、B、Cの三種を

発売した（ギバ名については前述）。

2. 1. 6 国産装置普及時代 (1916年～1920年)

欧州大戦のあおりと日本参戦の兆などで輸入品は一時すべてが途絶えたが、X線装置についてはむしろこれが刺激となり、国産化へ拍車がかけられたわけである。

まず電源で直流のみに依存していたのを交、直向用切換装置に更めたが、年を経ずして交流の利点が認められるや、ほとんどが交流用となった。それでもなお感応コイル式が変圧器方式に優るものであるとの説を消すことが出来ず、両方式についての議論は沸騰した時代であった。即ち昇圧方法として双方を比較し、その長短としてこのようにのべられている。

「変圧器は一定の範囲内では二次電圧は二次電流の変化によって影響せらるること少し、感応コイル式装置は実効力小にしてかつ断続器によって一次電流を制限せらるる故に二次電流を増加すれば二次電圧において大なる電圧降下を来し発生レントゲン線の硬度を減し得る。特点として誤って高圧に接触したる場合変圧器式は容量大なるため多大の電流通過するも、感応コイル式では大なる電圧降下を来すため強電流の通過を防ぐ故危険より脱せしむることを得べし。容積小なるは感応コイル式、能率大なるは変圧器式」

（れんとげん学より）

このように当時は能率よりもます電擊による事故防止が主眼であり放射線による障害もまだ論外で、このようなことが論じられたようである。

これら変圧器も開磁路式と閉磁路式の二様が作られていたが、いづれも二次電圧上昇はとみに発達し一般用装置でも70kV～150kVが常識であった。

最初の変圧器は絶縁にかなりの苦労があり、必然的に超大形にならざるを得なかつたが、のち鉄心巻線をワックスづめにして絶縁を高めたものが出来た。このように電圧の上昇に先ず成功したとはいへ大電流を得るには先ず管球自体の弱点解決と、電流法の未完が唱えられた。管球の解決法は「クーリッヂ管」の発売により活路を見出し得るといえど、当時価格があまりにも高いため一の足状態であったことなどが原因で、外国より7、8年のおくれが目立つた。しかし島津製作所ではこれらの困難を打破し、先ず管球自己整流装置の作成を始め、年を経ずして機械的整流法による片波整流、全波整流用装置を作成する等、欧州大戦による輸入の減少が一部でかえって国産装置の発達につながったともいへる。

1916年（T 5年）島津製作所では直流A型を改良し交流A型を作成した。これは電気事業の発達により今まで自由に得られなかつた交流が次第に送電されるようになつたので、これに合せて高率の交流用に改作されたものであった。しかしこれが感応コイル式が大部分で巾をきかせていたが、この年変圧器式を採用、自己整流方式を合せて試作している。

これにはやはり「クーリッヂ管」に寄与するところ大で、このX線管により初めて一定硬度持続が可能となり従つて治療法の研究、開拓もこのときより本格的になされたが、治療といつても皮膚治療が主で、この方面の発達が目立つ。

しかし一方ガス管球もこれで完全に衰退したわけではなく、撮影用として瞬間電流60mA可能用の改作もなされまさに装置、管球ともに前進一途の時代がひらけたのである。

特に感応コイル式では開磁路式鉄心と多くの二次線論を使用するため、これによつ

て生ずる電圧、電流の相互関係は当時として断ち切ることが出来ず、たとえ「クーリッヂ管球」を使用しても管球を十分に働かせることも出来ず、その第一歩として出来たのが交流用B型であった(図2.19)。

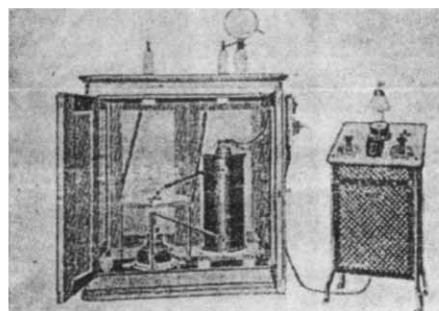


図2.19

この装置がのちの機械整流装置の基礎となつたが、このように大型感応コイルを使っても火花間隙はまだ20種程度であったと記録されている。このA型は札幌鉄道病院(北海道)、神戸鉄道病院(兵庫)に、B型は西浦病院(京都)にそれぞれ納入設置されている。

外国ではこの年すでに「クーリッヂ管自己整流装置」として「ヘリオドア一号」(フライファー社(独))「エキスプロラートール号」(シーメンス社(独))「ベットサイド号」(ワッフラー社及びワットソン父子社(米))などが発売されているが、これがあとの「スタルク号」島津製作所(日本)の完成とつながり、また現在の移動型装置形態の最初でもある。

その他「キングII号」(ワッフラー社)(米)の装置が順天堂病院に、「エデアール号」(シーメンス社(独))が北海道の病院に、また「ブリッツア号」(フライファー社(独))がそれぞれ設置されている記録がある。これ等は両社合併以前の装置で、この他詳細は不明である。

1917年(T6年)島津製作所(日)では

交流B型装置を海外へ輸出している。また「クーリッヂ管」を使用した管球自己整流方式、治療、診断兼用装置として「スタルク号」が完成している。この装置こそ一世を風びし、多くの開業医に設置されているが、この装置も初めは治療を目的として作られたようであり、もちろん治療といつても表在治療の程度であり、それがために皮膚火傷もかなり多くあったようである(図2.20)。

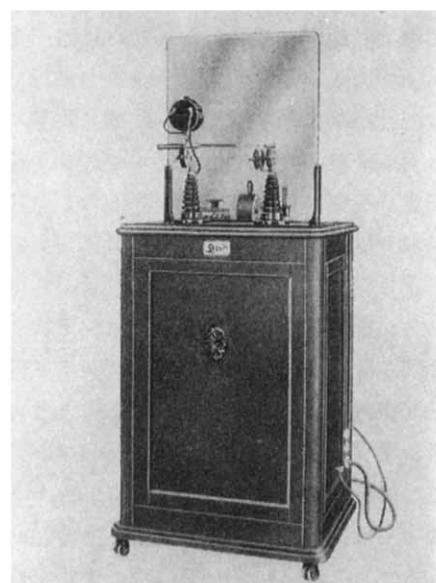


図2.20

さてスタルク号発売当時の宣伝文には次のような説明がなされている。

「診療上レントゲン線ノ応用ハ益其範囲ヲ拡メ一般治療ハ勿論手術不可能ノ悪性疾患ノ治療並ニ透視及撮影等ニ依リ診断上ノ解決ヲ与ヘ其効果ノ顯著ナルハ今更贅言ヲ俟ザル所ナリ。」

従来診断及治療等ノ各種ノ目的ニ適応セル装置ヲ設備センカ少ナクトモ数千円ノ器械ト専用ノレントゲン室ノ特設ヲ要シ加フルニ約十「キロヴォルトアムペア」ノ如キ多量ノ電力ノ引込ヲナサザルベカラズ如斯

固定的設備ハ素ヨリ経常費ニ於テモ僅少ニアラザルガ故ニ大規模ノ病院ヲ除クノ外ハ一般ニ設備スルコト困難ナシトセズ従テ患者ノ負担スル診療費ニ於テモ比較的多額ヲ要スルハ蓋シ止ムヲ得サル所ナリ。然レドモ今ヤレントゲン線応用上ノ利益ヲ感知シ其効果ニ浴セントスル患者ハ到底少數ノ病院ヲ以て其希望ヲ満スコトヲ得ズ比較的手続き等ノ簡単ナル一般医家ニ之ヲ要求シテ止マズ。若シ夫レ設備簡単容易ニシテ小額ノ投資ヲ以テ応用スルノ途ヲ得バ一般治療上ノ能率ヲ増進スルト共ニ患者モ亦其希望ヲ満タシ幸福ヲ享受スルコトヲ得ン。

弊社ハ深ク之ヲ遺憾トシ此等ノ要求ニ適合セル装置ノ製作ヲ企劃セルヤ久シク歐米斯界ヲ視察シ著名装置ヲ蒐集参考シテ其長ヲ取り従来ノ経験ニヨリ技術者ヲシテ研究ヲ重ネシメ特ニ本邦ノ湿润ニ留意シ能率、耐久、威力ニ対スル各専門的試験ヲ終リ今ヤ別項記載ノ形式構造ニ依ル新装置ヲ得スタルク号ノ銘ヲ附シ広クス界ニ提供セントス、希クハ御愛用ノ榮ヲ賜ハランコトヲ」。

この装置設備に関する価格に二種あるがこ、では高い方の値段を記すと次の通りであるが、これらによって当時の世相を知ることができる。

スタルク号レントゲン発生装置

1台	850円
足踏電流開閉器	1個 45円
管球保持器VA型	1台 250円
ベノア氏硬度計	1個 8円
螢光板（保護具付24×30粋）	1枚 120円
クーリッヂ氏X線管球U型1個	1個 250円

治療用紅班量測定器（サブロー／ノアレー氏）

1個	25円
レントゲン線防御用前掛	1個 20円
〃 眼鏡	1個 6円

含鉛ゴム布 60×75粋 1枚 20円

増感紙	四ツ切大1枚	60円
合計		1,654円

この他に荷造費、運賃等実費は現在と同じであるが、据付出張費等も実費支払とあり、従って遠距離になるほど出張日数も多くなり高くなるが、これが常識とされていた。

筆者の知る範囲でも技術者は特別客扱いをされた経験がある。宿泊も医院の客間とか一流旅館が予定されており、据付が完了すると装置にお神酒を供へ共に完成を祝うと同時に事故なきを祈願するのがならわしであった。また、故障等で修理に出張しても大歓迎され、時には料亭等でのもてなしもあったが、それほど装置が貴重品であり、また医院としての看板でもあった関係上それを修理する技術者であるが故に待遇も特別であり隔世の感が深い。

さて当時すでに電圧の上昇法には可成り成功していたが、電流に対しては電源の不備に加えX線管の容量不足や加熱法等がまだ開発途上であった関係上、せいぜい20mAが最大の装置とされていた。当時のカタログに20mAとあるのは発生器自体の許容量であり、ガス管球の状態で最初に出し得た電流も撮影時間中に徐々に降下することを計算に入れての撮影条件が常識で、従って標示電流はX線管によって可成り左右されていた。

東京電気株式会社では「ギバレントゲン管球D. E型」を発売している。このD型管は大電流放射用として売り出されたものであり、陰極が今では考へられないほどの大きさであった。

当時のX線管の値段は

D型ギバレントゲン管球 92円

E型 " " " 80円

ヘリウム管球（米ピクター社）

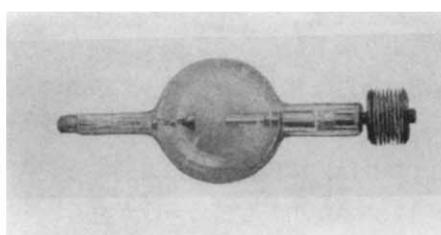
150円

クーリッヂ管球 (独ヘニックス社)	
	450円(100mA用)
"	"
	400円(60mA用)

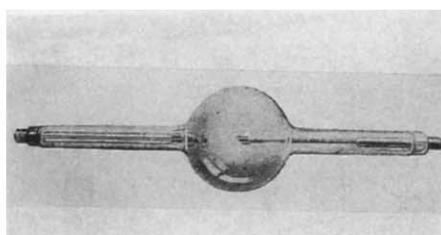
また同社では米国「G E会社」と管球製造についての特許使用契約を結び、「クーリッヂ管球」の国内製造を始めたが、最初は部品を輸入し、これを組立て排気して販売する程度であったが、これに属する管球はU型、H型、R型の三種であったとされている。

(木岡元「技術会の出来るまで」より)

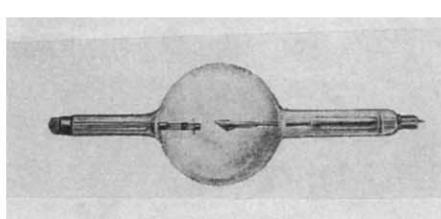
また田中正道の「クーリッヂ管球」では東京電気株式会社では1924年(T13年)に初めて「クーリッヂ管球」を製作発表したが、これがU型、S型、H型の三種である。従ってこの説からのR型はG. E社が初め



R型



H型



U型

図2. 21 クーリッヂ管球

て出したもので、当時東京電気株式会社からはS型であり、1927年(S2年)に出されたのがR. D型であるとも推察される(図2. 21)。

「この「クーリッヂ管」をガス管球と比較し、優秀さが当時宣伝された。

島津製作所はこの年、会社を株式会社とし資本金を200万で改組、設立しており、エックス線装置製造販売に関してはわが国で独占企業的存在となった。1918年(T7年)に株式会社島津製作所は機械的全波整流装置「ダイアナ号」を完成している。これには単相交流100V電源で限界波長0.09Å～0.24Å単位の範囲内で、高圧電流を任意に得ることが出来、この場合10mA連続、中度硬度の管球を用い(瓦斯管球)瞬間150mA、また、治療は水層5釐の深部百万量は限界波長0.16Å単位、管球電流2mA、4mmのアルミニウム濾過板を用い皮膚焦点距離23cm、放射面6cm×8cmの場合約35%なりとその特徴とするところがのべられている。この文章からみるとまずアルミニウム濾過板のみであらゆる治療がなされていた時代で、それ以前は濾過板に「セーム皮」を使っていたとのことであるが、今考へるとおそろしいの一言につきるが、このカタログにある深部百万量%はどの深さかいわれていない。

変圧器はこの時代から完全油浸となっており、最高二次電圧170kVの閉磁路式鉄心であったが、珍らしいのは電源引込口に「避雷器」がつけられたことで、それまではよく落雷のため装置が焼失したことがあったのでこのような器具が必要であった。

整流機は不燃性絶縁板を誘導型動電機で回転せしめるが、これには自動起動装置と、回転中に電源電圧降下によって生ずる回転数の不安定を防止するための昇圧器も付加されている(図2. 22次頁)。

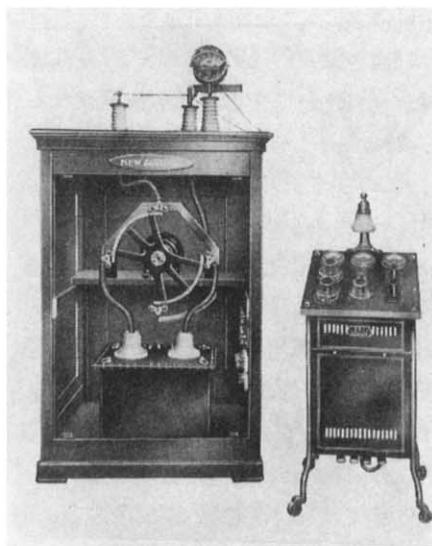


図2.22

この「ダイアナ号」こそ国産装置として一番完成された装置であり、従って各所に設置され、また永く使用もされていた。配電盤（制御台）の上には暗室になったときの標示燈、その開閉器、電源電圧計（左）、キロボルトメーター（右）極示器（中央）電動機開閉器、供給電圧調整器、電動機同期調整器、X線開閉器、単捲調整器、抵抗調整器、などがあり、抵抗方式であったがまだ時限器（タイマー）はなかった。

ミリ電流計を保護箱の上に直結しているが、すでに10mA、100mA、200mAの三段切替えが採用されている。この保護箱は今も古い病院でよく見受けられるが、カタログにある文章のごとく優美、堅牢で、しかも前面、側面ともに開戸で手入点検に便なりとあるごとく丈夫でかつ最高の細工が施されているので今だに洋服ダンスとして多く使われている。

この年同社では「ダイアナ号」と同型の「オーロラ号」を完成しているが、これは「ダイアナ号」をやや小型にしたもので二次最高電圧を120kVに落したかわり瞬間電流を80mAにした点が相違している（図2.

23)。



図2.23

1919年（T 8年）島津製作所放射線事業部の発達史概要によると、この年高压変圧器を閉磁路式鉄心巻線でこれをワックスで絶縁した装置「スター号」を完成とあるが、一方この年に退社している室馨造が後年完成した無整流装置は同名である点やや混同しやすい。島津製作所「スター号」の寿命はあまり永くなかったようで、間もなく製造が中止となり、それに代って後述の大日本レントゲンがその名を附したと推察される。これは島津製作所史においても「スター号」の名が消失している点からも、そのように考えられる。

この年山田蚕種製造所（愛知県）では蚕紙にX線を照射し繭の増収を研究したが、この装置はさきに愛知医大に設置されたものと同種の「キング3号」であった。

（秋元研究記録）

また、このころ農業関係では稲の増収を目的として稲にX線を照射した事実もあるが詳細は不明である。これを裏付けるものとして昭和初期に農業試験所の放出装置を買っていた医師（伊藤医理学研究所）が名古屋にありX線写真の撮影出来るような装置ではなかったが設置されていることは事実であった（細江述）。

これらの事実からすでに医学以外の学問にもX線が導入され、生物における突然変

異の研究がなされていたことが解明される。輸入装置として交、直両用の「ロータリーコンパーティー」(独)シーメンス社製品が岡山医專に設置されているが、この装置には最初からU型クーリッヂ管が附属されていたようである。

シーメンス社の記録によると、この年過去における電撃死者のあまりにも多きに鑑み、特に治療用として管球放射口部の放電覆いを考案しているが、これもクーリッヂ管球のごとき特異管球の発明によるところ大であると記録されている。

1920年(T9年)東京電気株式会社では自作クーリッヂ管球を完成し、これを普及用として世に出したが、一方装置製造業として日本最古の島津製作所と同社は共同で普及用装置の開発につとめている。これは東京電気が管球部門を受持ち、装置は(株)島津製作所が作成することとし、共同研究を以って完成した普及型装置で共にX線装置向上につとめた片鱗が推察される。この方針は「クーリッヂ管球」の期限が切れる1930年(S5年)昭和初期まで(特許1934年まで延長さる)続けられたが管球製造が自由となるとともにこの方針は解約され東京電気株式会社でも装置製造を開始したのである。

同年7月島津製作所技師、室馨造は独立して大日本レントゲン会社を設立、機械整流方式「グランド号」「ライト号」を完成している。「グランド号」はオートトランスを使用し、130kV、最高電流120mAであったが、「ライト号」は抵抗方式で軽量にしたところに相違がある。

機械整流装置が開発され、また設置数も急激に増加するとそこから生ずるトラブルもまた無視出来なかつたのである。まず機械整流針から発する火花のため、のち開始されたラジオ受信(T14年)や、通信関係に

与える被害が大きく、これが苦情処理のため「無雜音れんとげん装置にするための結線法」なるものまで出されている。

だが、すでに外国においては管球自己整流法から着目し、針整流に加へるものとして逆電流除去器および逆電流抑制管の研究完成をとげている。しかし針整流による雑音防止はならず逆電流抑制管を整流に使わんとし、まず、「オシロスコープ管」が整流に使われ、さらに、「ベンチール管」となり、これを改良したのが「コッホ」(Koch)の考案した陰極灼熱抑制管「テルミオン管」で現在の整流管(ケノトロン)の初まりとなっている。この「ケノトロン管」⁵⁾により装置もまた大改革がなされるとともに機械整流によって生ずる電波被害が解決され大いに歓迎されたといつ。また輸入装置で「ベルビュー号」(米)ワップラー社製品があり、これらは愛知県立病院(現名古屋大学)山田蚕種製造所(愛知県)順天堂病院(東京)東京帝国大学近藤外科(東京)等に設置されているが、この装置からは初めて抵抗調整器に粗密の大小が組合され、電圧調整に便ならしめていた。

※「ケノトロン管球」はアービングラングミュアによても発明されたとあるが、おそらく同年に発表されたと解釈するのが妥当であろう。「ケノトロン」の開発によって1914年(T3年)G. Eでは「ケノトロン使用によるグライナッヘル結線」を発表し、続いて1915年(T4年)には装置を完成している。一方独では1922年に初めて公表したのである。

2. 1. 7 二次開発時代 (1921年~1925年)

瓦斯管球からクーリッヂ管球に移行したX線によってX線装置は進歩したと考えるのがむしろ妥当であり、クーリッヂ管によ

り管球自己整流装置が発達し、これに附隨して管球加熱装置として蓄電池を使ったものまで完成している。整流法も機械片整流から全波整流式と次々に発達し、ついには灼熱陰極抑制管の出現により現在の形態の基本をなすにいたっている。

また、X線装置は撮影と表在治療に多く使われていたが、同年各国における研究発表では深部治療に偉力を發揮するものであるとの論が多くみられるようになった。従って装置も深部治療専用装置の開発となつた。

1921年（T10年）株式会社島津製作所ではU型クーリッヂ管球の加熱用として蓄電池を使い抵抗で調整するものを完成している。

この年開業医向井又吉（東京）は9月に「シンメトリー」（ライニーゲル社）および「インテンジーブレホルム号」の二基の深部治療装置を設置し、本格的に深部治療を行なっている。これがわが国における深部治療の初まりであり、「イオントクワンチ・メーテル」もを備へて線量測定も行なっている。（測定器具の項参照）この装置は水銀断続器つきであったが、これに初めて蓄電器が一次測を断続器の両端に接続され、不用な感應電圧の一端はベンチール管を使って火花放電を行なわしめ、害を除くようになっていた。

このように当該装置は逆電流遮断器と高圧抵抗を入れていることを特徴としていた（図2.24）。

その後深部治療が多岐にわたり行なわれるや、装置も多様にわたっているが、注目に値するのは二個の変圧器、あるいは二個、四個の整流器を使い、あるいは二個のX線管球で交互にX線を放射して大線量を得ていたなど必要に応じて必要なものを取付けて応需していた感が深い。

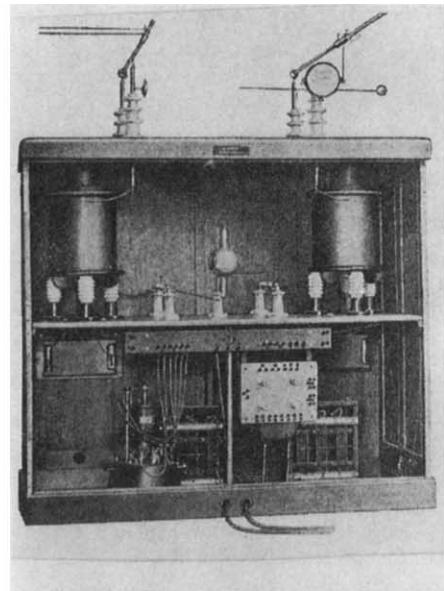


図2.24

この装置は「ネオインテンシブ」（独）のものであるが、同時に2名の患者、あるいは2門の照射が出来るものとして賞さんされていたとある。

1922年（T11年）株式会社島津製作所は深部治療専用装置「ジュピター号」を完成している。この装置も前記と同じく主変圧器2個と等期電動器による整流板2枚を備えた機械整流装置である。この方式も別々に整流された高圧を直列に接続してX線管に印加するようになっているが、カタログによれば二管球でも一管球でも使用は自由に選たく出来るとされており、これがまた特徴でもあった。容量は実効電圧20万V、5mA連続とあり、限界波長は0.06Å～0.16Åであり、mA計も5と50の二段切換が可能であった。しかし二個の整流器を使用しているため、長時間を必要とした深部治療においてはあまりにも音が大きいため、他に与える大きな欠点があった。

また、愛知医科大学（現名古屋大学）でも「シンメトリー」（ライニーゲル社（独））装置を設置しているが同時にイオント・ク

ワンチメーテル測定装置をも設備した。この装置の容量は最大使用電圧200kVp、電流3mAのものであるが、管球は瓦斯管球の水冷式（氣化熱利用管球の項）Selbst. Härtende Siede-Röhre (S. H. S)と呼ばれるものであった。特に新らしい機構として配電盤（制御器）電圧計（kVp計）のほかにHardness Meterが初めて付けられていた（図2.25）。

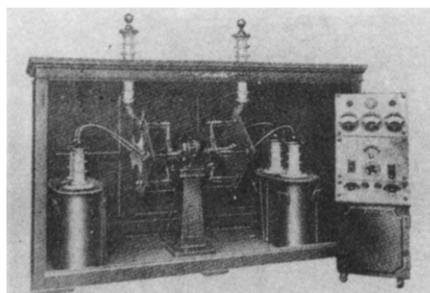


図2.25

この他同社では同じく深部治療装置「ヘリオス号」（水銀断続器付感応コイル式）撮影、治療兼用装置として「ジュピター」「ニューダイアナ号」等の完成があり東京電気株式会社と株式会社島津製作所の共同研究開発による普及型を「北斗号」と名付けて発売している。

「北斗号」はさきの「S型クーリッヂ管球」を付けているのが特徴で、容量は50kV 2分以内 5mA、連続 2mAの最小型診断装置であったが、この形がのちの移動型及び歯科用の前身をなすものであろう。

当時の価格をみると、

ジュピター号深部治療専用	¥9,000
ヘリオス号深部治療専用	¥8,000
ニューダイアナ号大型診断一般治療用	¥5,500
ニューオーロラ号中型治療一般治療用	¥3,800
北斗号小型診断専用	¥ 650

1923年（T12年）関東大震災により国内

装置業界に与へた影響もさることながら、ドイツにおける装置製造の大半を占める「シーメンスハルスケ社」と「ライニーゲル社」が合併して一大勢力となり、世界市場への進出が目立った。特にわが国へは深部治療装置が多く輸入され機構や細部にわたる電気的、器械的に卓越した装置内容は業界をかなり刺激し、新分野の開発意慾が台頭したといえる。まづ国産で一部感応コイル式装置がほとんど変圧器使用による大容量へと移行し、兼用装備も一部を残して各専門用と化した。

輸入装置で特に注目されるのは防電擊と防X線の構造であり、すでに1919年（T8年）に開発されたものを見ることが出来た（図2.26）。

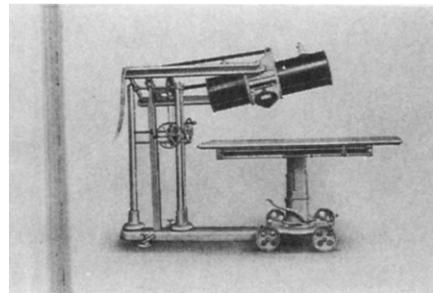


図2.26

これは昭和12年にX線装置取締規則に関する省令が出される以前すでにこのような機構になっており、隔世の感が深い。また、「シーメンス社」ではこの年二重焦点X線管の特許を取得しており、回転陽極への足がかりとして「タンゲステン陽極」とともに第一歩を印したわけである（図2.27）。

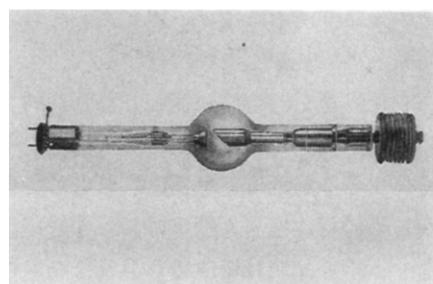


図2.27

(左方のレバーで陰極を切換える)

1924年（T13年）欧洲大戦後の社会情勢変化と大戦における軍陣医学の発達が目立ち、従ってX線装置の形態も輸入品と相俟って高級化してきている。特に「ケノトロン」の発達が目ざましい、この一年でほとんどの治療装置にこれが使われるようになり、一方軍陣医学で得た装置として野戦駆馬搭載用X線装置の出現となった。

株式会社島津製作所はさきに発売している「ダイアナ号」をさらに改良して「スペシャルダイアナ号」として発売している。この装置は「ダイアナ号」と同一電圧電流において深部百万量をかなり増加させたものであった。当時濾過板には初め亜鉛＋アルミニュームであったが、のち亜鉛の他に銅も使われその厚みは次のごとく多種であった。

Zn 0.3、0.5、0.7、1.0 mm、Al 0.5、1.0、2.0、3.0mm、また、兼用装置として初めて「ケノトロン」1個を使用した半波整流方式装置「ジュノ一号」が発売されたが、これはさきの「ジュビター号」にかわるもので、さらに最大電流を200mAまでに増加させており、容量と形態変化に従ってA号、B号、C号と名付けられた（図2.28上、下）。

これら装置は各々出力容量に差があり、大体50kVづつ小容量（変圧器、整流器）となっているが、特に分電盤（制御台）に時代の変化がみられる。

その後深部治療専用の「ポレスター号」が完成しているが、これには「ケノトロン」四個を使い電気的全波整流とした画期的なものであった。これは格納箱に入れることなく発生器室と治療室を別にしたものであるが、当時操作室をも別室にしたところは少なく、せいぜい鉛衝立でおおう位のものであった。この装置の形態が後年の博愛号

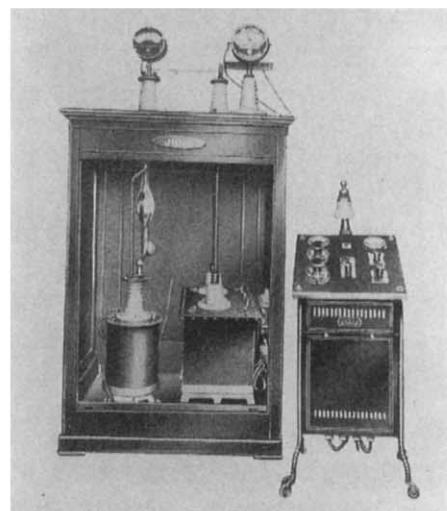
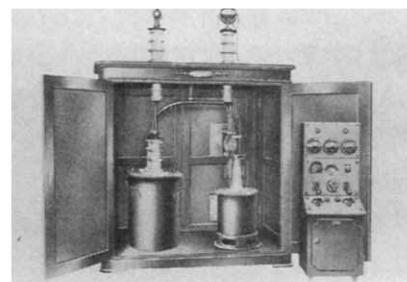


図2.28
上) A号
下) C号

の前身となった（島津史より）。

これら装置は最初に佐世保共済会病院、九州帝国大学産婦人科、佐世保海軍病院などに設置された（図2.29）。

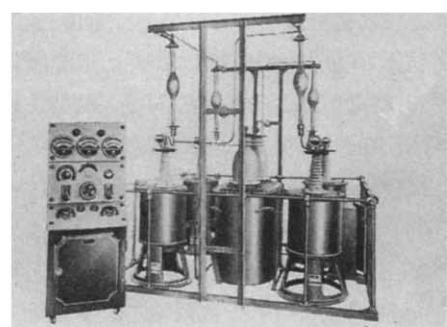


図2.29

また、撮影用寝台の進歩にも目ざましいものがあり、布製透視台から板張りへと進化しているが、可動部の変化には著しいものがみられる（別項附属品透視台参照）。特

にシーメンス、ライニーゲル、ビューファー社（独）からはすでに管球の被覆、管球可動用レール付透視、撮影台など目新らしい装置が多く輸入されていた（図2.30）。

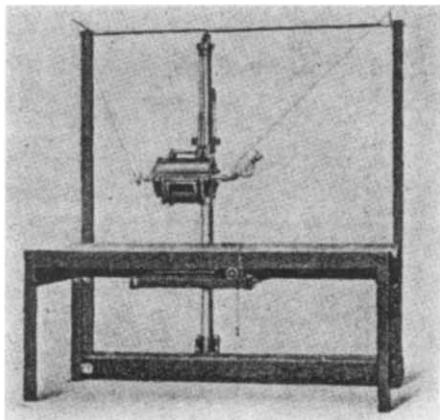


図2.30 防電擊防X線管球被覆

この寝台では「ブッキーテーブル」が付けられているが、島津製作所は前年これを輸入し、のち1930年（昭和5年）同社でも製造している。深部治療用装置における防電擊防X線に関する配慮は、撮影用装置よりも早くから注目されていたことはすでに前述の通りであるが、これには先づ電圧が前者は高いこと、治療患者はややもすると照射中睡眠することがあり、よく知らずに手を上げることなどあって、先づ詮議されたようである。図2.31は先づ患者側を考えた管球覆いであるが、高圧電線は若干であるが、すでに被覆線を用い、冷却用水タンクも特別に大球を用いている。また患者の上にある二連球は放射口用絞りである。

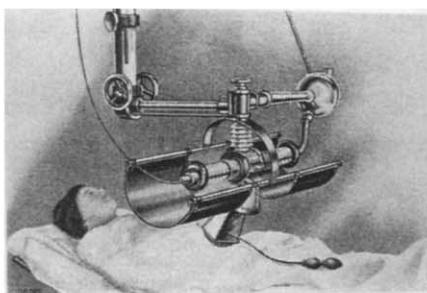


図2.31

さらに全部を被覆することが考慮され、

「ベークライト」製のドームの中に管球を入れたのが図2.32であるが、ドーム壁と

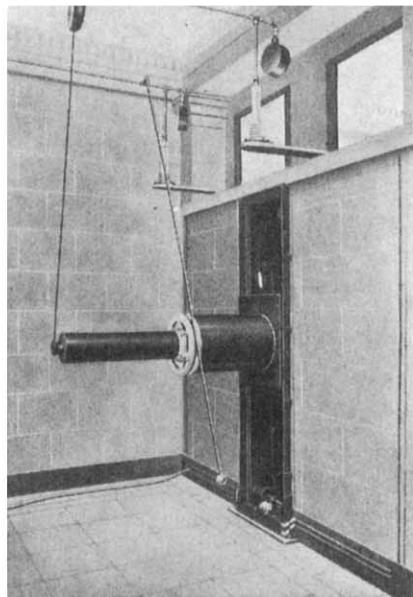


図2.32

管球、高圧線の絶縁を得るためにこのような大きさになっている。現在の加速装置に似ている点興味深いものがある。

戦場用装置として1922年（昭和7年）すでに、「ザニタス（SANITAS）（独）で開発されているが、当時は発電機による直流用装置が主であり、その後交、直両用装置が開拓された（図2.33）。

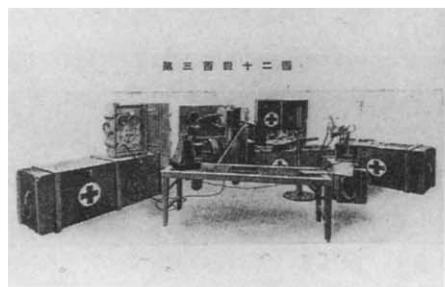


図2.33

車陣駄馬搭載用装置として国内で製造されたが、これは発電直流専用装置である。

同年島津製作所では20万V用クーリッヂ管加熱装置を製作し、管球加熱に使ならしめている。また同時に「ケノトロン」による電気的整流装置の発達により「ケノトロン」用加熱を別個に行なうための加熱器も開発された(図2.34)。

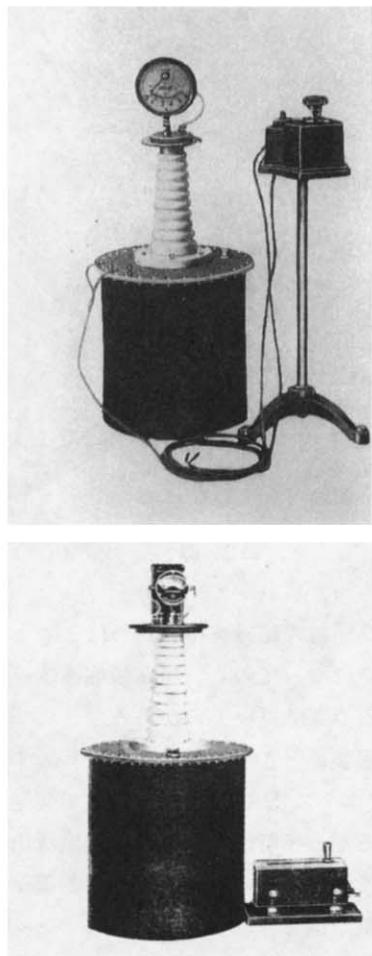


図2.34
上) ケノトロン加熱用加熱器
下) U形Coolidge管加熱用加熱器(1915年頃)

1925年(T14年)株式会社島津製作所では撮影寝台と管球保持法に独創的な装置「ルナ一号」を製作しているこれは撮影寝台の下に変圧器を入れ、変圧器にスタンドを連結して管球、変圧器を寝台下で可動させらる装置であった。これを特に骨折整形用装置として発売し、従って寝台上には管球

の代りに暗箱螢光板をおき、明室での透視を可能にしている。管球はR型クーリッヂ管を用い、変圧器鉄箱を二段として変圧器上部に鉛硝子で覆って固定しているが、管球部を変圧器内で油浸とせずR型を使っていたなど時代的推移がつかがえる。整流はもちろん管球自己整流で50kV、5mA連続の容量である。

本稿を終えるにあたり種々ご懇篤なる助言を与えて頂いた細江謙三、滝内政治郎両名与会員のご好意に対し、深甚なる感謝の意を表します。

又文中には後藤五郎先生著による「日本放射線医学史考」と滝内政治郎先生提供のカタログより多く引用させて頂いており合せて感謝する次第である。

最後に惜らくはもう少し時間と割当て頁数に余裕があれば最初の構想に今少し近付いたと思うが、意に反する結果になった点お詫びする。(加藤記)

2. 2 昭和期

2. 2. 1 昭和期(1925年~1955年)までの発展の概要

放射線医学は1920年頃から急速に発展していくが、これに伴って放射線機器についても著しい進歩が見られる。

2. 2. 1. a. X線管

欧米においては1920年代に入るとガスX線管はほとんど見られなくなり、Coolidge管が普及する。

1922年、C.H.F. MüllerによりO. Goetzeの考案を生かした線状焦点のX線管が実用化され、二重焦点X線管も作られるようになる。

1928年、高電圧ケーブルが実用化されここで漸く防電撃、防X線装置が完成する。

1929年、Philips社のBouwersにより回転

陽極X線管が実用化される。電子衝撃面を移動して許容負荷を増大しようという考えは1896年以来多くの人々によって試みられたが、いずれも成功しなかった。Bouwersが最初に成功した回転陽極管は陽極全体が銅で作られ、タングステンの円錐形の円板が埋め込まれていた。

1934年、Siemens社のUngelenkは傘形ターゲットを使用し、熱放射冷却による回転陽極管を開発する。

その後アメリカで防電撃、防X線の油浸式回転陽極管が実用化され、今日の回転陽極管が誕生する。

2.2.1.b. 高電圧発生装置

1925年、三相装置、コンデンサ式装置等が相ついで開発され、整流管の普及、回転陽極管、高電圧ケーブルの実用化等により診断装置は急速に進歩していった。

三相装置は1925年、Koch & Sterzel社で開発され、最初は機械整流であったが翌年には整流管を使用した三相装置が作られた。続いてSiemens社その他で作られるようになり、日本でも1929年、島津製作所で製作された。初期の三相装置は6ピークで脈動率が大きく問題もあったが、その後改善され1952年には12ピーク装置が開発され現在に至っている。

単相装置（全波整流）は1925年頃から整流管による電気的整流に変り、最大管電流は1920年代前半では200mA程度であったが後半には300mAそして500mAと増大していった。1930年代に入ると単相1,000mAの装置が作られ、機械的同期タイマによる1パルス曝射も可能となっている。

三相装置の開発と同じ頃、Siemens社でコンデンサ式X線装置が開発され、小容量電源で短時間撮影できることから一時期であるが各国で研究され普及した時代があった。当初の装置は撮影時間を短かくするた

め1,000~3,000mAという大きな管電流を流していた。これは当時としては驚異的な短時間撮影を可能にしたが、X線管の許容負荷を無視したこのような過大な管電流はX線管の事故を続出し、1930年代後半には姿を消してしまった。しかし1947年頃になって日本の電源事情から再び注目され、多くの研究が行われた。以後、コンデンサ式装置は日本独占で進歩し現在に至っている。

2.2.2 X線管

2.2.2.a. 固定陽極X線管

1913年、William Daivid Coolidge（1873~1975）による熱電子X線管の開発はX線技術に大きな変革をもたらした。もっとも大きな特長はガス管ではできなかった管電流の調整が任意にできることであった。さらに管内は高度に排気されていたので管電流の安定度も良好で長時間の使用に耐えた。また交流高電圧をそのままX線管に印加してX線を発生させることができ、自己整流装置が実用になる。

しかし初期のCoolidge管（U形管）にはまだいくつかの欠点もあった（図2.35）。

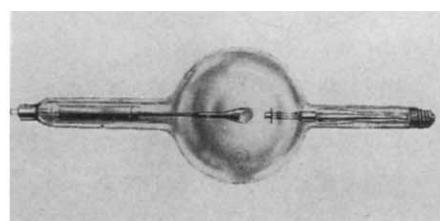


図2.35 U形Coolidge管（1915年頃）

それはまず焦点の大きさが大焦点で12mm、小焦点でも7mmもあったため写真の鮮鋭度はガス管（焦点2mm程度）よりかなり悪く、さらにガス管では問題にならなかった焦点外X線の影響もあってその画質はガス管よりかなり低いものであった。またU形管の熱容量は比較的小さかったため、温度上昇が早く普通の使用状態で焦点温度は

2,000°Cに達し陽極は赤熱された。しかし陽極全体はタンク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できなかった。このようのことから当初は診断用より治療用として使用された。その後、Coolidgeはこの欠点を補うため陽極熱容量を大きくし、さらに外端部に冷却器をつけた診断用R形管を発表した。²⁷⁾ 図2.36はR形管で陽極重量は約850gでU形管の約8倍もあり、焦点に発生した熱は速やかに外部に導かれるため陽極全体の温度上昇は低くなり、自己整流にも十分使用可能となった。また熱放射によるガラスバルブの加熱も少なくなり、球径はU形管の18cmから10cm程度に小さくなることができた。このR形管の焦点は2~6mmであったのでもっぱら診断用X線管として使用された。

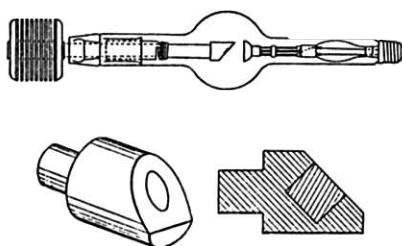


図2.36 R形Coolidge管と陽極構造

日本で最初にX線管が作られたのは1915年（大正4年）でガスX線管であった。当時、X線管はほとんどドイツから輸入されていたが、第一次大戦の勃発によりその供給が止り、医療界では深刻な問題となった。このような事から電球を製造していた東京電気（現東京芝浦電気）がX線管の製造も開始したのである。Coolidge管（U形）が作られたのは1920年で、深部治療用H形が作られたのが1924年（大正13年）、そして翌年にR形が発表された、1915年に作られたガス管の陽極（当時は対陰極と呼ばれて

いた）は白金であったが（A、B、C形の三種類あり、C形は水冷）1917年、タンクステン陽極のガス管が製造された。図2.

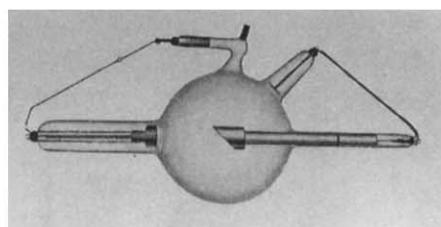
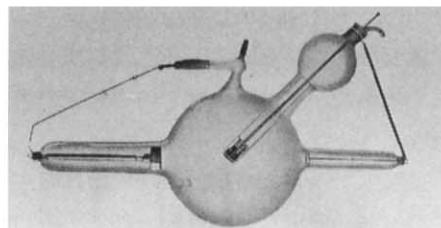


図2.37 タングステン陽極の国産ガスX線管（1917年）
上) D形（水冷）
下) E形（空冷）

37はD形（水冷式）、E形ギバレントゲン管球で、白金陽極のものより許容負荷はかなり増大した。図2.38は1920年、国産化されたU形Coolidge管で、焦点は大、中、小

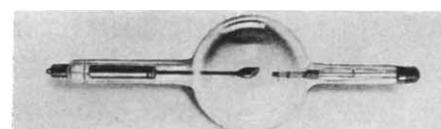


図2.38 1920年国産化されたU形管

と3種類あり、最大管電流は大焦点で100mA、小焦点で40mA程度であった。大焦点は約10mmで治療用、中焦点、小焦点は透視、撮影用でそれぞれ8.5mm、7.5mmであった。

図2.39は1925年に製品化されたR形X



図2.39 1925年製品化されたR形X線管（R-30MA）

容 量 $\begin{cases} 5mA, 80kVP & 4\text{分} \quad (\text{無整流}) \\ 30mA, 80kVP & 20\text{秒} \quad (\text{\"}) \\ 125mA, 100kVP & 1/10\text{秒} \end{cases}$
(全波整流)

焦点…… 約5.8耗

線管 (R-30MA形) で焦点は5.8mm、最高使用電圧115kV、短時間最大定格100kV、125mA、0.1sec (全波整流) であった。このX線管は自己整流装置にも使用でき、その場合の定格は80kV、30mA、20secであった。その後、図2.40のような空冷二重焦点X線管 (R-D F形) が作られた。

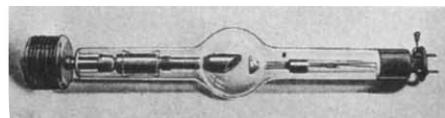


図2.40 空冷二重焦点X線管 (R-D F形)



図2.41 治療用H形X線管 (1924年)

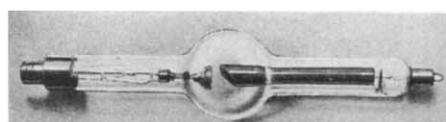
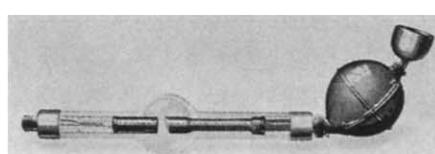


図2.42 S形X線管 (図は1932年製)

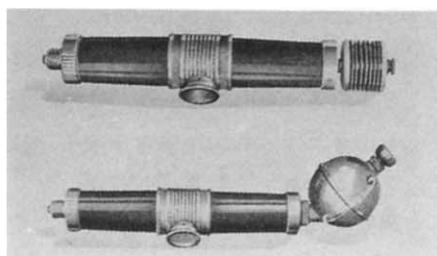
1920年代に入ると国産のCoolidge管も生産されるようになるが一般にはほとんどガス管が使用され、Coolidge管はまだ僅かなものであった。線状焦点管はすでに1922年、Müller社により実用化されていたが、日本で製品化されたのは1931年(昭和6年)である。

図2.43は国産初期の線状焦点管 (LW-30MA形) で単焦点であった。

定格 焦点: 3.8mm 水冷式、80kV、125mA、0.1sec (全波整流)、80kV、30mA、20sec (自己整流)

図2.43 線状焦点X線管 (LW-30MA形)
図は水冷式で空冷・L R-30MA形も同時に製品化された (1931年)

翌1932年、線状焦点管のガラスバルブの太さをほぼ均一し、本体外側を絶縁材料のテコライトカバーで覆ったシーレックス管が発表された(図2.44)。テコライトカバー中央部は金属で、その内側には3mm厚の

図2.44 シーレックス管
(上) 空冷式 (下) 水冷式

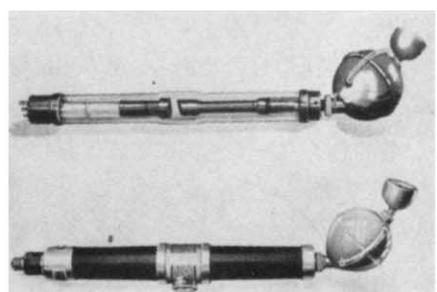
鉛板を張り利用線維以外のX線を遮蔽してある。

1934年(昭和9年)には図2.45のように二重焦点となった。

定格 焦点: 中焦点 (5mm) 10kW、鋭焦点 (1.2mm) 1.8kW、最高電圧 110kV (全波整流)、85kV (自己整流)

中焦点 80kV、260mA、0.1sec (全波整流)、80kV、80mA、1sec (自己整流)

鋭焦点 80kV、32mA、1sec (全波整流)、80kV、17mA、1sec (自己整流)

図2.45 二重焦点X線管 (1934年)
水冷式

続いて油浸式のX線管が発表される。これは内部構造は空冷のものとほとんど同じであるが、油浸式のためX線管の長さが空冷式に比べ2/3ほど短くなり、管容器自体を小形にすることができた。当時は診断用でも循環式強制油冷であった。(図2.

46)

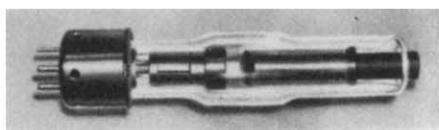


図2.46 油浸式X線管（1934年）

これらのX線管は固定陽極管としてはほとんど完成されたもので、その後回転陽極X線管が普及する1955年頃まで使用された。

2. 2. 2. b. 回転陽極X線管

(1) 開発時代 現在診断用X線装置に使用されているX線管はほとんど回転陽極X線管である。このX線管の実用化により大負荷短時間曝射、小焦点高鮮鋭度の写真撮影が可能となり、X線写真の画質は大きく向上した。

1929年、Philips社のBouwersにより回転陽極管は実用化されたが、電子衝撃面を移動して許容負荷を増大しようという考えは1896年以来、多くの人々によって試みられた。

最も古いものは1896年、R. W. Woodによって考案されたX線管である（図2.47）²⁸⁾²⁹⁾。これはFocus tubeが作られる以前のもので、ガラスバルブの管壁がX線源であった時代のものである。Woodは管の中心から振子のように吊り下げた陰極を設け、管自体をゆっくり回転すれば新しい冷

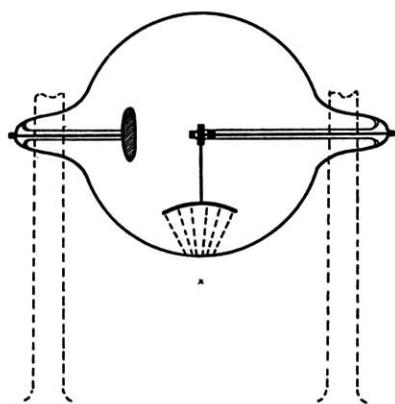


図2.47 1896年、R. W. Woodの考案した回転X線管

えた面に連続的に陰極線が当るようになり、過熱から逃れることができるのでないかと考えた。しかしほとんどの電子は陰極支柱あるいは凹面陰極の上面から陽極に流れ、肝心の焦点からはほとんどX線は発生せず、この工夫は残念ながら失敗した。この記事の日付は3月8日（1896年Philosophical Magazine）となっており、X線の発見が発表されてわずか2カ月後には回転陽極管の考えはあったのである。

1899年、W. Rollinsは陽極を回転させ許容負荷の増大を図ったという記録があるが詳細は不明である。

1914年、ドイツのErnst PohlとアメリカのElihu Thomson (G. E.) はそれぞれ別個に新しい考えを発表した。

図2.48（次頁）はPohlの考案した回転陽極管の例で磁石により陽極を回転させるものである³⁰⁾。陽極と回転軸は切離されており、陽極の裏面には鉄片が取り付けられている。また回転軸には磁石が固定されており、ブーリーを回転させることにより陽極を回転させた。しかしPohlは自分の考案の可能性についてその真価を認めることができなかったようで、これを治療用X線管に限定してしまった。それは陽極を回転させることにより焦点拡大が起り、診断用に応用することはできないと思ったからである。

図2.49（次頁）はE. Thomsonの考案した回転陽極管である³¹⁾。26は回転軸でモーターに直結される。24、25は磁石でこれに近接して管内に鉄片22が取付けられている。回転軸26が回転すると24、25の磁石に引かれて鉄片22が回転し、同じ軸に固定されている陽極9が回転する。このX線管はガス管であるが陰極にフィラメントを設けることにより熱電子管にも応用できることも述べている。Coolidgeが熱電子X線管を

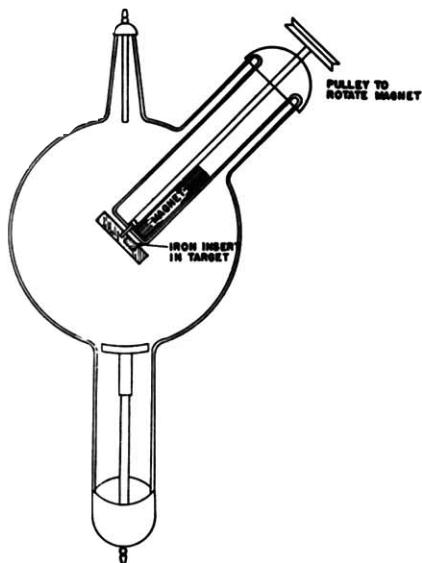


図2. 48 1914年、E. Pohlの考案した回転陽極管

開発したのはこの一年前である。

Thomsonの発表と同じ年、Coolidgeは Thomsonの考案をもとにして図2.50のような熱電子式回転陽極管を試作した³²⁾³³⁾。陽極は回転軸の先端に取付けられ、直径19

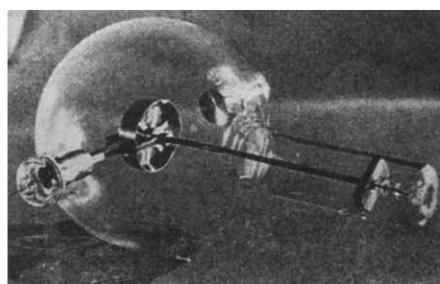
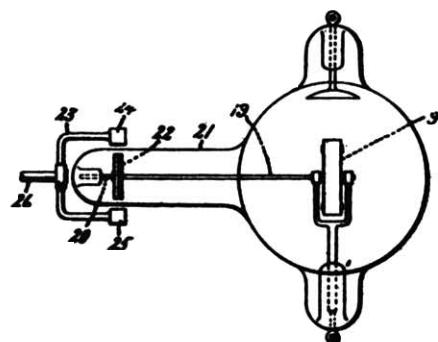


図2. 49 1914年、E. Thomsonの考案した回転陽極管

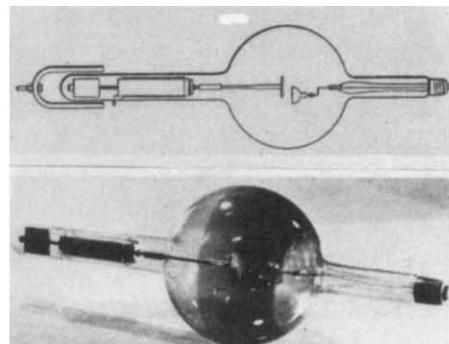


図2. 50 1914年、Coolidgeが考案した回転陽極管

mmのタンクステン板である。これはペアリングによって支えられ、回転軸の一方には鉄片が取付けられており、外部の磁石を回転することによって陽極は回転される。陽極の回転数は毎分750回で許容負荷は固定陽極管の2～3倍増大することができたが、陽極の温度が上昇するとペアリングが焼き付き回転不能となり実用に至らなかった。しかしCoolidgeはこのときすでに熱の問題が解決すれば固定陽極管の10倍の負荷を加えることは可能であると言っている。

W. D. COOLIDGE.
X-RAY APPARATUS.
APPLICATION FILED MAY 1, 1915. RESERVED OCT. 26, 1916.
1,215,116. Patented Feb. 6, 1917.

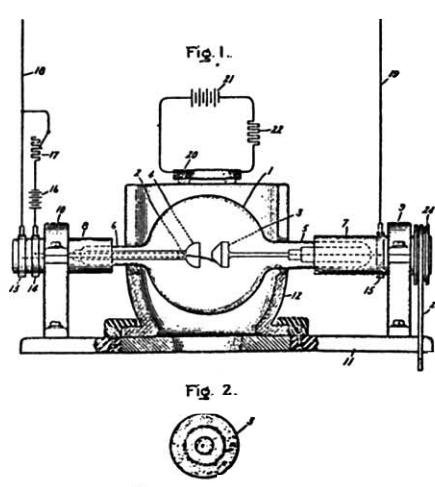


図2. 51 W. D. Coolidgeが考案した回転X線管電子ビームを偏向させたもの (Coolidge)

1915年、Coolidgeは熱の問題から逃れるため図2.51（前頁）のような回転X線管を考案した³⁴⁾。これはX線管全体を回転させ、X線管の上部に固定されたコイル20を設け、この磁束により電子ビームを空間の一定位置に偏向させるものであった。

当時は高真空、高温中で陽極を円滑に回転させることが最大の難点であったのでこのような方法も真剣に考えられた。

1922年、日本の藤本卯吉が特許をとり³⁵⁾ Grossの論文³³⁾に引用されている。この当時（大正11年）X線装置関係の外国文献に日本人の名前を見るのは非常にめずらしいことである。図2.52は藤本が考案した回転陽極管で、1は陽極、3はペアリング、

するためその試作をメーカーに依頼したが、当時、日本ではまだ一般に回転陽極管の認識などほとんどなかったこと、またメーカーにおいても漸く Coolidge 管の国産化に成功したばかりで技術的にも無理な点があり残念ながらこの考案は実際には作られなかった。

(2) 実用化時代 1929年、A. Bouwers (1893~1972) は新しい回転陽極管を実用化し、第20回ドイツレントゲン学会に発表した。

図2.53はその構造と外観を示したもので、“Rotalix”の最初のものである³⁶⁾³⁷⁾。陽

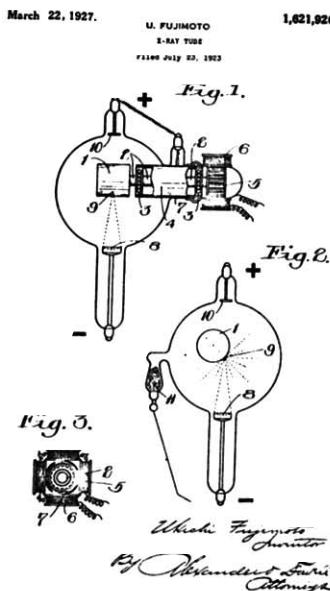


図2.52 藤本が考案した回転陽極管
(日本特許1922年)

5はロータで回転部分は管内に封入され、6は界磁コイルである。原理的にはE. Thomsonのものと似ているが、ステータコイルにより直接ロータを回転させるようになっており現在の駆動方式と同じであることは注目される。藤本は自分の考案を実現

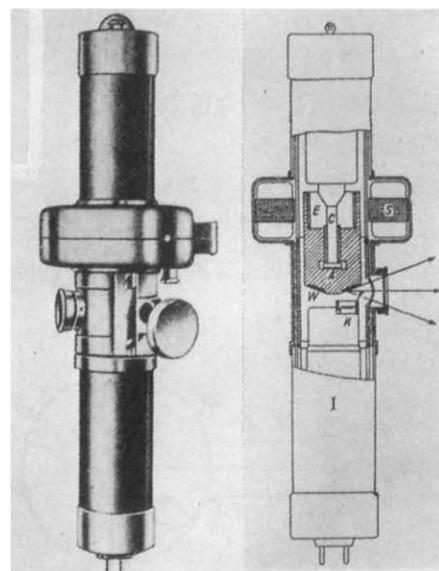


図2.53 1929年、Bouwersによって実用化された最初の回転陽極X線管 (Rotalix)

極全体は銅で作られタンクスチタンの円錐形の円板が埋め込まれている。焦点軌道直径は40mm、焦点の大きさは2.2mm、陽極回転数は毎分1,500回であった。この回転陽極管は固定陽極管と比較して単位面積当たり6~7倍の負荷をとることができた。焦点2.2mm、0.05sで入力は24kW(55kV、450mA)、0.2sで20kW(55kV、400mA)で、これは当時としては驚くべき性能であった³⁸⁾。このよ

うにRotalixは短時間負荷では威力を發揮したが、このX線管は比較的熱容量が小さく、またペアリングがあるため熱放散が悪く、負荷の頻度が多くなると陽極温度が上昇し、ついには陽極許容温度を超え事故を起こした。また透視のような連続負荷は1時間に10分程度しか加えられなかつたといつ。

日本にはこの年（昭和4年）に輸入されているが（Müller製Rotalix）³⁹⁾どこで、どのように使用されたかは不明である。その後も高価であったためかほとんど普及していない。

1934年、A. Ungelenk (Siemens社) は冷却方式を熱伝導によらず、熱放射冷却による新しい回転陽極管を発表した⁴⁰⁾⁴¹⁾。Ungelenkは1927年頃より研究を開始し、最初に試作したものはターゲットの厚さ1mm、直径40mmの円錐形のタンクステン板で、外部を回転する磁石で陽極を回転させた（図2.54）。その後、高温熱放射冷却による回

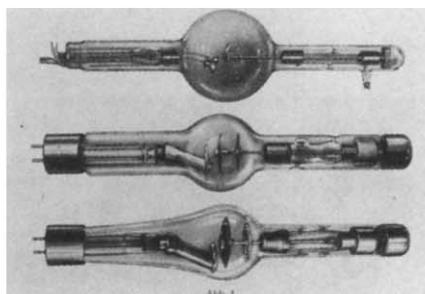


図2.54 Ungelenkの考案した熱放射冷却による回転陽極X線管“Pantix”(Siemens)

転陽極管の試作に成功した。このターゲットは錐状のタンクステン板で直径60mm、厚さ2.5mm、回転数毎分2,800回であった。この許容負荷は同一静止焦点と比較して8倍の負荷をとることができた。1934年にはターゲット直径80mmの回転陽極管の開発に成功した。

図2.55はこの許容負荷を表わしたもの

で、0.05sの場合、二相全波で34kW、單相全波で28kWの入力が可能であった。

Ungelenkの回転陽極管の特長は高温熱放射冷却を採用した所にある。このためターゲットはタンクステンのみで作り、高温に耐えるようにし、陽極自身の熱放射によって冷却することにしたのである（熱放射

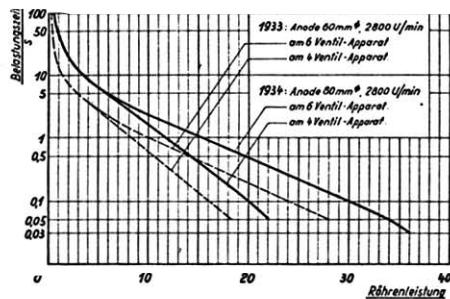


図2.55 Ungelenkの開発した回転陽極管の許容負荷、陽極直径60mm ϕ と80mm ϕ を比較したもの。横軸は入力、縦軸は負荷時間

6 Ventil-Apparat: 3相全波整流

4 Ventil-Apparat: 単相全波整流

効率は温度の4乗に比例する）。さらに陽極の回転軸は細く長くし、熱伝導によるペアリング部分の温度上昇をできるだけ小さくなるようにした。これによりターゲットの熱の大半は熱放射により放散される。このX線管は“Pantix”と呼ばれ、現在の回転陽極管の基本形ともなった。

図2.56は“Pantix”管の断面図を示したもので、当時は防電撃装置が作られて間もない頃でほとんどのX線管が空冷式であった。

“Pantix”的完成により1935年頃からの

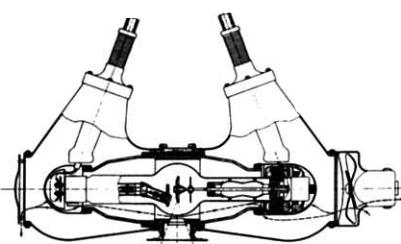


図2.56 初期のPantix管の断面図

Siemens社の三相装置“Gigantos”、“Tridoros”等にはこのPantixが使用されるようになる。

日本においてもこの頃Gigantosが名古屋大学医学部病院に設置され、これにはPantixが使用されていた。同病院には1935年（昭和10年）～1938年（昭和13年）にかけてGigantosが二台納入され、一台に2～3本のPantixが用いられていた⁴²⁾。また1938年～1940年には陸軍軍医学校、海軍病院、日赤病院等にUniversal Planigraph、Tridoros、等が納入され、これらの装置に何本かのPantixが使用されていたものと推定される。このように日本における回転陽極管の普及はこの頃始まるが、間もなくおこった第二次大戦のためドイツからの輸入は途絶し、国産化も成功しなかったためその後の進展は、1950年頃まで待たなくてはならない。

1936年、G.E.社はSiemens社より2年遅れて図2.57のような回転陽極管を発表した。これは初期のRotalixと同じように銅塊に円錐形のタンクスチタン板を張合せたもの

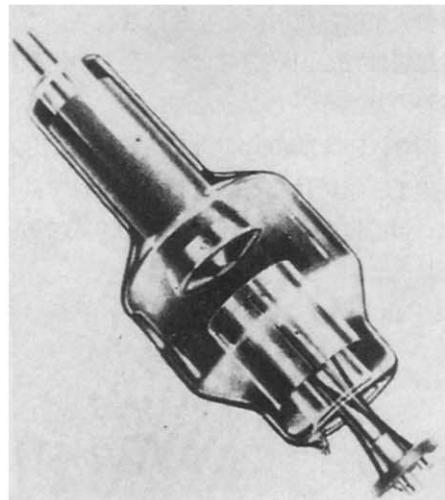


図2.57 1936年、G.E.社が発表した初期の回転陽極管

であった。またMachlett社のDynamaxが市場に現れたのは1939年である。このよう

にアメリカではPhilips社より実用化は6～7年も遅れたが、考え方としてはかなり進歩したものを持っていた。すなわち高出力、長寿命、小形、防電撃、防X線等を満足することが目標であった。

回転陽極管が十分実用になるかならないかは高温、高真空中においても円滑に回転するペアリングの開発にあった。それは注油の必要がなく、600°Cの高温にも十分耐えるものでなくてはならない。このためいろいろな金属潤滑剤が研究され、銀、金等をペアリングのボールに蒸着させることにより真空中でも良好な油滑剤となることが見出された。

回転陽極管のもう一つの問題は発生した熱の放散方法であった。G.E.社の初期の回転陽極管は熱伝導により外部に放散させて冷却を行う方式（初期のRotalix）が用いられていたが図2.58のようなタンクスチタン剥離事故を起こすためその後は傘形のタンクスチターチゲットを使用し、大部分の熱を高温熱放射方式（初期のPantix）に変っていった。



図2.58 陽極面がはがれた初期のG.E.社回転陽極管

1938年、G.E.社では図2.59（次頁）のようなX線管を作った³³⁾。これはターゲットに傘形タンクスチタン板を使用し、軸受は銅塊を用いて熱放射（70%）と伝導（30%）により熱を放散させるものであった。現在の回転陽極管はこの頃ほとんど完成さ

れたことがわかる。図2.60は1940年頃のMachlett社“Dynamax”である。

1939年に始った第二次大戦のためドイツの回転陽極管は世界の市場から姿を消し、さらにオランダもドイツ軍に占領された。連合軍、特にイギリスでは回転陽極管をアメリカのみから輸入せざるをえなくなり、アメリカの生産量は急増した。またこの頃

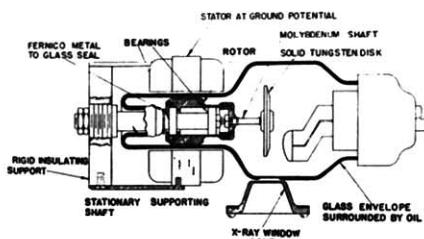


図2.59 1938年頃のG E社回転陽極X線管

から徴兵検査のための集団間接撮影が行われ、この連続繰返し負荷に耐える回転陽極管が軍から要求されたこともあって、アメリカにおける回転陽極管の製造技術は1936年以後数年間で著しく向上した。

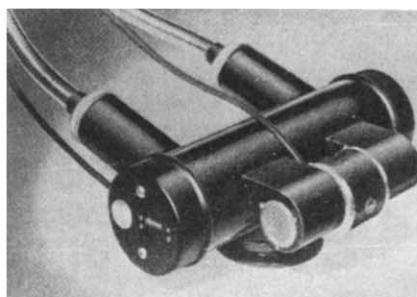


図2.60 1940年頃のMachlett社の回転陽極“Dynamax”

1938年(昭和13年)、日本においても回転陽極管が試作された。図2.61はその構造、外観を示したものである⁴³⁾。陽極回転数は毎分1,200回、焦点は1.8mmと3mmの2種類あり、短時間許容負荷は静止陽極のそれぞれ8.3倍、6.5倍であった。X線管は金属製

容器内に油浸密閉され、絶縁油によって循環冷却されるようになっていた。しかしこの回転陽極管はペアリングの研究が不足だったため、高温になると回転不能となり、実用に至らなかった。

1944年(昭和19年)、高温に耐えるペアリングが開発され、空冷式マツダS D N-R-60回転陽極管が発表されたが、第二次大戦末期のため製品化は不可能であった⁴⁴⁾。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持出され、その後数

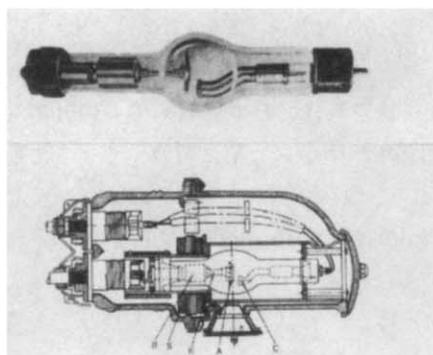


図2.61 日本で最初に作られた回転陽極管(マツダS P-R A)

A: 陽極 C: フィラメント E: 回転軸
R: 回転子 S: 界磁コイル (1938年)

年間実際に使用された。この実用になった最初の国産回転陽極管は現存している。

回転陽極管は欧米においては第二次大戦前でもかなり普及しており、特にアメリカでは大戦中、大きな進歩があった。一方Rotalix、Pantixは目立った発展はなく空冷式の管容器に入れられていた。これらが油浸式になったのは大戦後の1948年である。図2.62(次頁)は油浸式Rotalixの最初のものでMüller社から発表された⁴⁴⁾。このRotalixは1951年頃から日本にも輸入され、また国産の回転陽極管が製品化された事もあって漸く日本においても普及時代がやってくることになる。

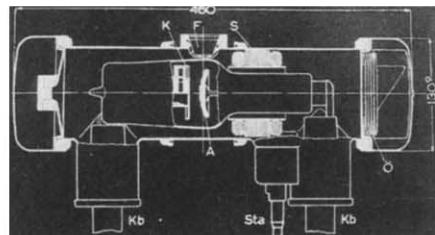
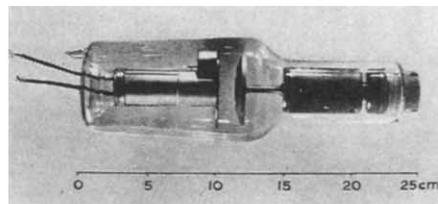


図2.62 1948年、油浸式となった“Rotalix”
(Philips社)

(3) 普及時代 日本においても1951年(昭和26年)頃から次第に普及するようになるが、この頃から4~5年間はほとんどPhilips社の“Rotalix”が使用された。現在でも回転陽極管がRotalixと呼ばれることがあるがこれはその当時の名残りである。

国産の回転陽極管が実用になったのは1951年(昭和26年)で焦点2mmの単焦点であった(XDO-R-60東芝)。しかしこのR-60はまだ短時間許容負荷はあまり大きくなく(80kV、320mA、0.1s単相全波)、連続透視、集団間接撮影等も無理であった(図2.63)。

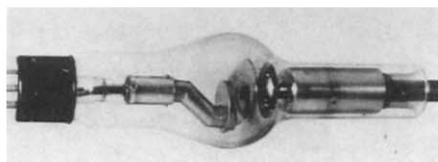


図2.63 1951年(昭和26年)、実用になった
単焦点回転陽極X線管XDO-R-60(東芝)

1954年(昭和29年)、東芝で二重焦点管XDO-R-70が開発された(図2.64)⁴⁴⁾。このX線管は焦点2mm、1mmでR-60と比較すると格段の進歩があった。最高使用管電圧95kV、短時間許容負荷は80kV、450

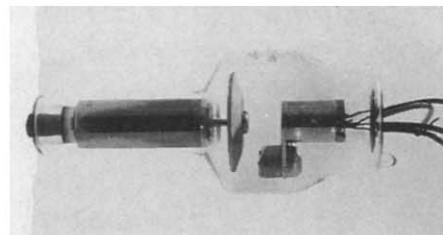


図2.64 1954年(昭和29年)、実用化された
二重焦点回転陽極X線管XDO-R-70(東芝)

mA、0.1s(単相全波)と増大し、透視、間接撮影等にも十分使用できるようになった。このX線管の実用化により国産回転陽極管の普及率は急速に高くなった。

その後、島津製作所でも実用化に成功し、さらに日立製作所、日本電気、神戸工業等で製品化され普及率はさらに向上した。これにより1955年(昭和30年)以降4~5年の間で診断用装置のX線管は固定陽極管から回転陽極管にほとんど変ってしまった。また高電圧撮影の普及と共にX線管の耐圧の高いものが開発され、東芝では1957年(昭和32年)、125kV耐圧のDRX-80、翌1958年には150kV耐圧のDRX-90が製品化された。

2. 2. 3 高電圧発生装置

2. 2. 3. a. 単相装置

1907年、H. C. Snookによる変圧器式高電圧発生器の開発によりX線装置の出力は飛躍的に増大していったが、1914年、第一次大戦の勃発によりX線装置の需要は急増し技術的にも長足の進歩があった。

日本においても第一次大戦の頃から放射線医学の研究が盛んとなり装置も年々普及していった。1915年以前の装置はその大半が輸入品であったが、大戦中ドイツからの輸入が止まることもあって国産装置が次第に使用されるようになる。

また1915年頃の装置は最高電圧150~200

kVで診断、治療兼用であったが1920年以降になると診断用は最高電圧120~150kV、管電流は100~200mA、治療用は180~250kV、5~10mAとなりそれぞれ専用装置が作られるようになる。

図2.65は1913~1925年頃の機械的整流装置である。Siemens社は1925年Reiniger社 (Reiniger, Gebbert und Schall A G) とVeifa社を合併し、Siemens-Reiner-Veifa社となつた。また後に“Pantix”を開発したUngelenkのPhönix社もこの年

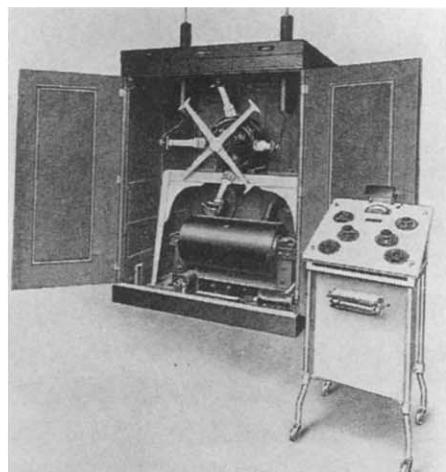
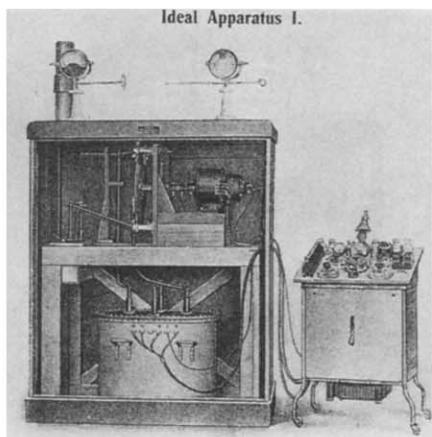


図2.65 1910~1925年頃の機械整流装置
上) 1913年、Reiniger社 Ideal
下) 1923年、Siemens社“Heliopan S”
撮影・治療兼用
撮影: 110kV、150mA 治療: 185kV、8mA

Siemen社に合併された。Heliopan Sは乾式変圧器であるが、かなり後までこの方式は使用されている。しかしHeliopan Rはすでに油浸式になつてゐた。図2.66は

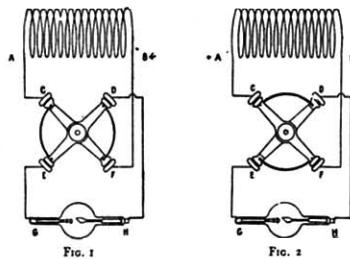


図2.66 機械整流原理図

整流板の動作を示したもので、電源の半周期で1/4回転するような回転数で整流板を回転させることにより全波整流を行うことができる。電源周波数が50Hzの場合、1/100sで1/4回転すればよい。したがつて1回転の時間は4/100s、毎秒25回転、毎分1,500回転すれば同期することになる。一方同期電動機の毎分 周期数 n は、 $n = 120f/P$ (rpm) f : 電源周波数 P : 極数で表わされる。

したがつて4極の同期電動機を使用すれば、1,500rpmとなり、電源周波数に同期して全波整流を行うことができる。回転する整流板と固定されている電極は僅かな隙間があり、火花放電により導通する。

図2.67(次頁)は同様1920~1925年頃の治療用装置である。Symmetryは未だ誘導コイルを使用している。この装置は2個のコイルを直列にし、同期電動機により一次側電圧最大値付近で断続して高電圧を発生させていた。日本には1920年、大阪の回生病院、東京の向井病院に納入されたが¹⁷⁾、本格的治療装置として最初のものであった。Neo-Intensiveは2本のX線管を並列に接続し、同時に2門の照射が可能であった。

このように1920年代に入ると誘導コイルの装置はほとんど見られなくなるが、日本

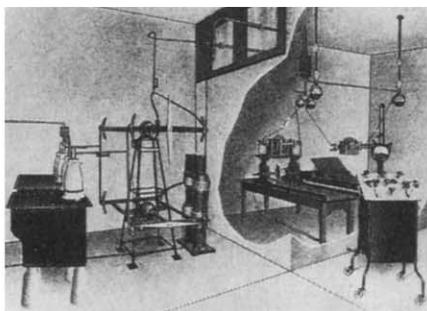
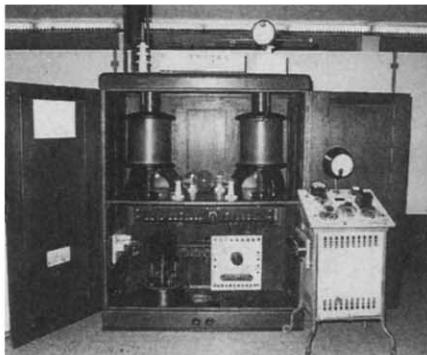


図2. 67 1920～1925年頃の治療装置
上) 1922年、Reiniger社Simmetry
(ドイツ、レントゲン博物館 筆者撮影)
下) Veifa社Neo Intensive Dessauerの考案
した装置で最大出力250kV、20mA

ではかなりの間製造され、使用されていた。1920年の島津製作所のカタログによれば変圧器式のものは機械的整流のダイアナと自己整流のスターのみで他の6機種はまだ誘導コイル式である(図2.68)。その後1923年になって治療用装置ジュピターが開発される(図2.69)。

この頃になると国内においても島津製作所以外、大日本レントゲン、丸中電機等でX線装置が作られるようになり、国産装置の普及率が高くなってくる。

1925年頃から機械的整流は電気的整流に変ってゆく。機械的整流は機構が簡単で動作が安定しているため広く使用されたが、この方式はアーク放電を伴うためかなりの高周波雑音を発し、無線通信障害を起こすこと、また整流板を回転させるための騒音、放電により発生するオゾン等の問題があっ

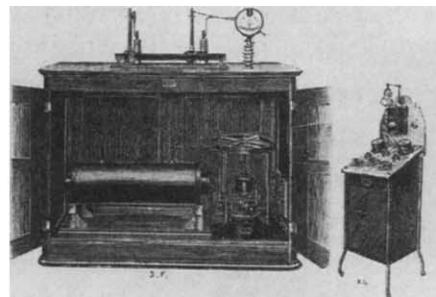


図2. 68 1920年頃の国産X線装置(島津製作所)
直流用水銀断続器使用 容量5kVA
閃光長50cm波高値に換算すると280kVとなる。
これは無負荷の値であるが当時の誘導コイルの耐圧が気中でこれだけあったものか?

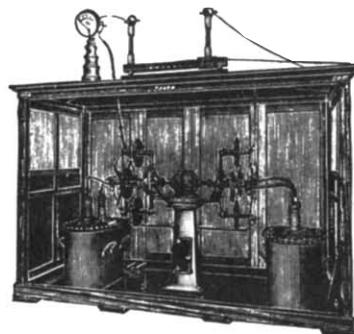


図2. 69 1923年(大正12年)、島津製作所で作られた治療装置ジュピター(最高電圧200kV)

た。一方X線用高電圧整流管(ケノトロン)はすでに1915年Dushman²⁶⁾により発表されていたが、当時の整流管は高電圧に対する耐圧が不十分で寿命が短かく、さらに価格も高かったので伸び普及しなかった。しかし1923年頃からこれらの諸問題が解決され実用化されるようになった。

図2. 70(次頁)は1925年頃の診断用装置で、整流管に変わったばかりのものである。Polydor Sはまだ乾式変圧器を使用している。日本における整流管への移行はそれ程の遅れはなく、1924年(大正13年)、治療装置(ポレスタ)に使用されたのが最初で診断用装置は1929年(昭和4年)ダイアナその他が整流管に変わった²⁷⁾。図2. 71(次頁)は1930年(昭和5年)頃の国産装置である。

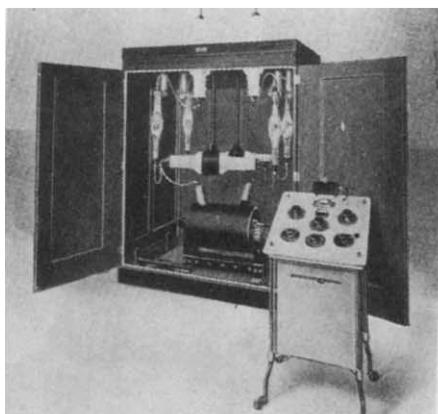
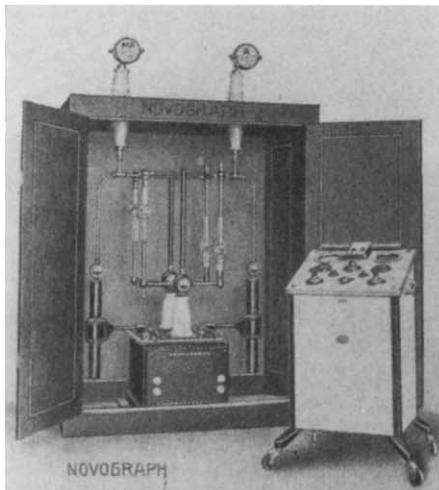


図2.70 電気的整流初期の診断用装置(1925年頃)

上) Sanitas社Novograph、128kV、4mA
82kV、300mA (電源電圧440V)
下) Siemens社 Polydor S
最高電圧125kV、最大電流250mA

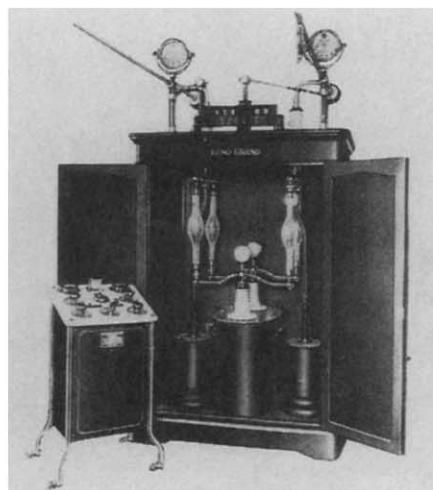
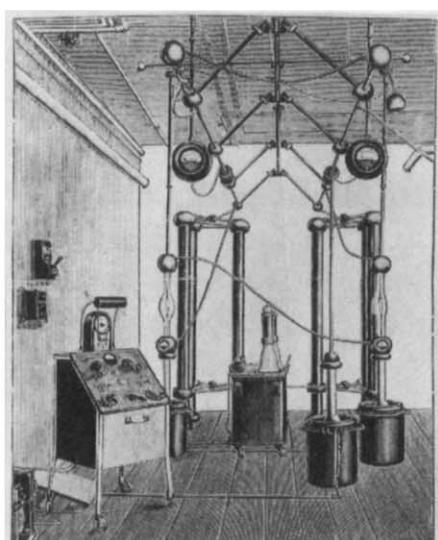
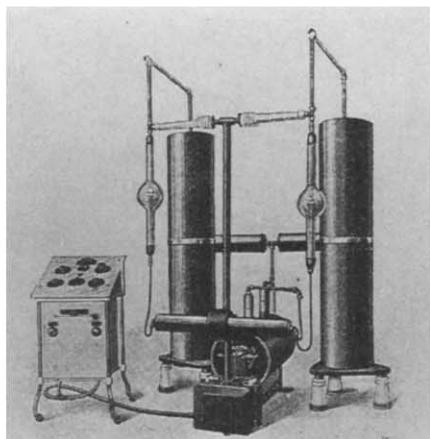


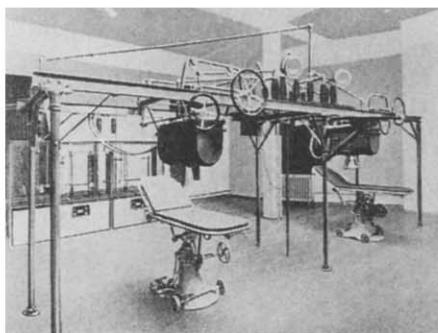
図2.71 1930年頃の国産X線装置
左下) ベンチル ダイアナ (島津製作所)
最高電圧150kV、最大電流200mA
上) ケノ・グランド (大日本レントゲン)
最高電圧150kV
最大電流300mA
一方治療用装置は整流管の実用化と高電圧コンデンサの開発により倍電圧整流(グライナッヘル回路)が可能となり長足の進歩が見られる。図2.72は1925~1928年頃の治療用装置である。X線管容器は未だ高電圧ケーブルが実用化されていないので完全防電撃ではないがほぼそれに近いものとなっている。



a



b



c

図2.72 1925~1928年頃の深部治療装置
前頁) Koch & Stezel社Radio-Constant
最高電圧250kV、最大電流20mA
b) Siemens社 Stabilivolts
200kV、15mA 1926年
c) Gaiffe-Gallot & Pilon社 深部治療装置
250kV、10mA最初の油浸式管容器 1925年
頃

図2.73は1927年頃のX線室の例である。この当時、すでにX線管は防X線形になっているが高電圧はまだ露出している。高電圧ケーブルが実用化された1928年で最初は可搬形装置であった。本格的に使用されるようになったのは1930年に入ってからである。ここで漸く防電撃装置が完成する。

Victor社(G E)は電気的整流装置の開発が遅れていたが1931年、単相85kV、1,000mA、KX-1形装置を発表した(図2.74)。この装置はインパルスタイマ(機械的

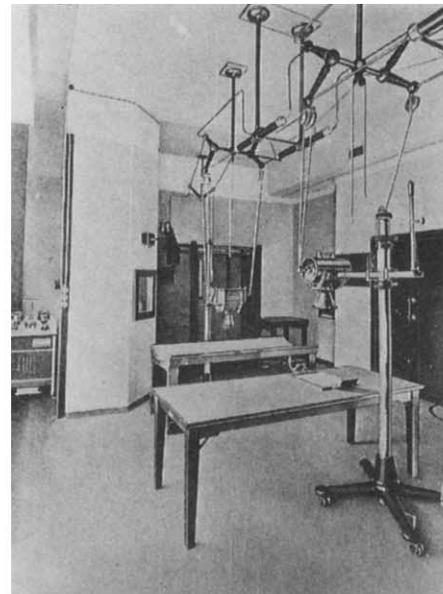
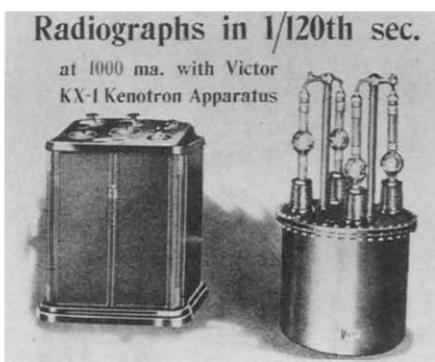


図2.73 1927年頃のX線室(Royal Edinburgh病院)



a) 制御器と高電圧発生装置



b) 機械的同期タイマ(インパルスタイマ)
図2.74 1931年、Victor社が発表した単相1000mA装置(KX-1)

同期タイマ)を使用し、1/120S (60Hz)からの曝射が可能であった。これは当時としては正に驚くべき性能であった。続いて後に国産KX-8のモデルとなったKX-2形 (85kV、500mA)が開発された(図2.75)。これらの装置は東京電気により輸

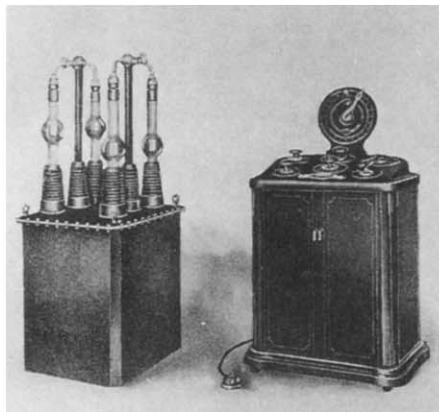


図2.75 Victor社の500mA装置 (KX-2)
定格: 140kV 10mA、85kV 500mA

入されたが、この他にVictor社の製品として当時話題となった完全防電擊装置A形、後に国産ギバ75形のモデルとなった17-75形等(いづれも自己整流85kV、30mA)があった(図2.76)。

1932年(昭和7年)、それまでX線管、整流管を製造していた東京電気がX線装置も作るようになった⁴⁵⁾。最初に発表したのは100mA自己整流ギバ75形であった。当初のものは高電圧露出形であったがその後防電擊形となった(図2.77)。この装置はかなりの評価を受け、コンデンサ式装置が普及する1955年(昭和30年)頃まで製造された。

1933年(昭和8年)にはKX-8形が発表された(図2.78次頁)⁴⁶⁾。当初のものは最高電圧140kV、短時間定格80kV、350mAであったが、後に最高電圧95kV、短時間定格60kV、500mAとなった。また整流管が油浸式となってKXO-8形となり、長く単相装置の代表的機種の一つとなった。

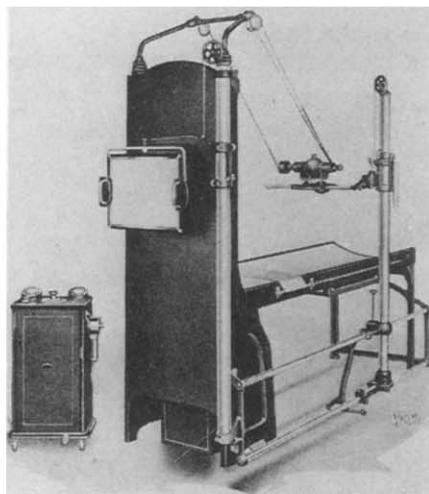
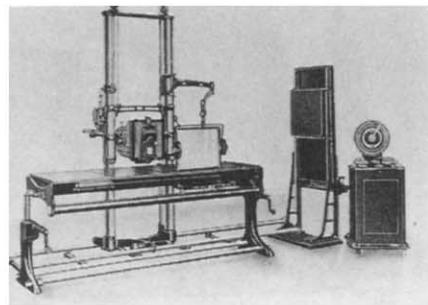


図2.76 1931年のVictor社の製品
上) 完全防電擊装置 A形 (自己整流 最高管電圧85kV、最大管電流30mA)
下) 17-75形 (自己整流 最高管電圧85kV、最大管電流30mA)

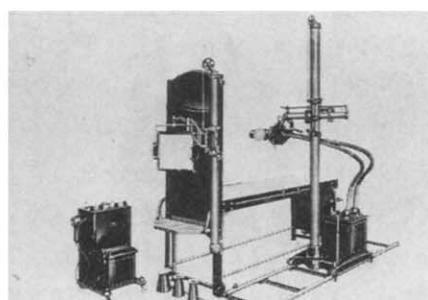


図2.77 1932年東京電気が最初に開発したX線装置1936年、防電擊化され1955年頃まで製造されたS P-75

島津製作所では1931年(昭和6年)、国産最初の防電擊可搬形装置(醍醐)を発表し、1934年(昭和9年)には単相全波整流、自己整流の防電擊装置(愛国A、愛国B)が

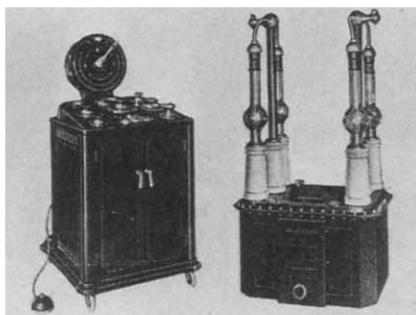


図2.78 1933年、東京電気が発表した500mA形装置（KX-8）
最高管電圧140kV、短時間定格80kV、350mA

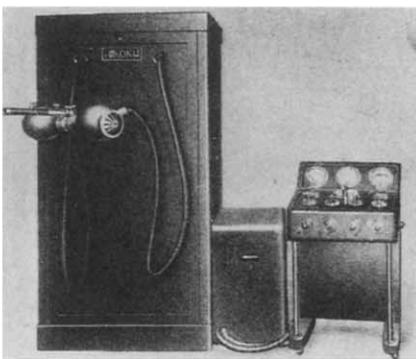
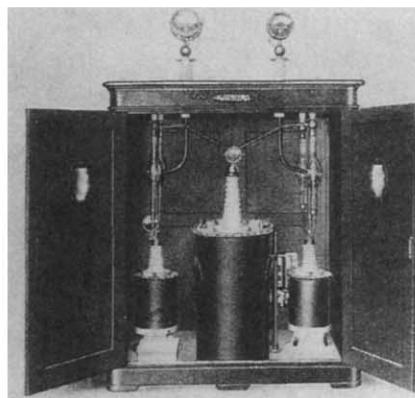


図2.79 1934年（昭和9年）に発表された
防電撃装置（島津製作所）
愛國A 最高電圧120kV、最大電流500mA
(全波整流)撮影および表在治療用
作られた（図2.79）。

しかし国産装置が本格的に防電撃装置になるのは1935年（昭和10年）以降で、1930～1935年頃の装置は未だほとんど高電圧露出形であった。図2.80は当時の代表的装置である。

図2.81はその頃のSiemens社の装置で高電圧ケーブル実用化初期の頃は図2.82（次頁）のように天井までは高電圧露出で導き、X線管保持装置の近くで防電撃ケーブルに接続されていた。その後Tutoシステムとなり完全防電撃装置となった。

一方、治療装置においても大きな進歩が見られる。高電圧回路は倍電圧整流（グラナッヘル回路）が主力を占めるようになり、出力は管電圧200～250kV、管電流5～20mAとなり加熱変圧器、管電流計を追

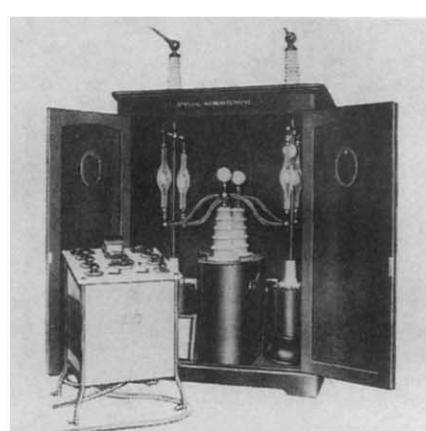


図2.80 1935年（昭和10年）頃の国産診断用X線装置
上) 桂（電波整流）（島津製作所）
最高電圧150kV、最大電流500mA
下) ケノ、インテンシヴ（大日本レンタル）
最高電圧170kV、最大電流500mA

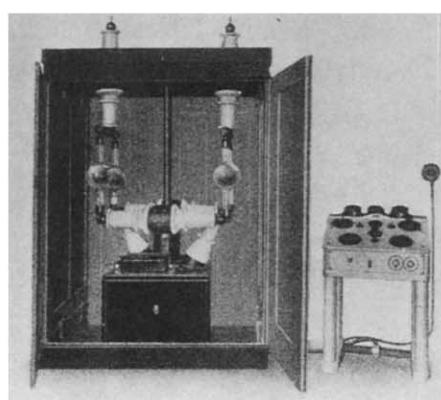
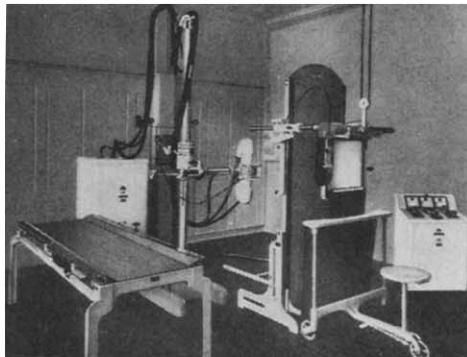


図2.81 1935年頃のレーメンス社製装置
Neo-polyphos（1934年）
85kV、800mA 75kV、1000mA



Tuto-Heliodor (1937年)
100kV、150mA (半波整流)
(1935年Siemens)

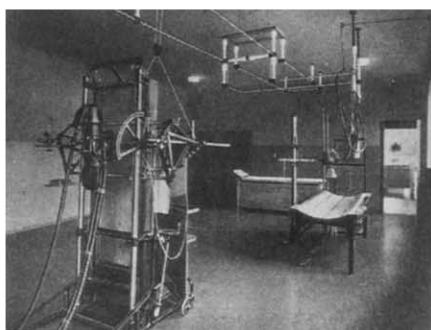


図2. 82

高電圧ケーブル実用化初期の頃、天井まで高電圧架線で導き、X線管保持装置の近くで防電擊ケーブルに接続された。

(1935年頃Siemens社)

加して2管並列同時使用の可能なものもあった。図2. 83はSiemens社のTuto Stabilivoltである。

日本においてはほとんどがまだ単相全波整流で治療、撮影兼用(管電圧150~230kV)であったが1933年(昭和8年)島津製作所で倍電圧整流の装置(博愛)が開発された。図2. 84(次頁)は1933年頃の国産治療装置である。

欧米においては1930年頃から防電擊装置が普及していったが日本においては1935年(昭和10年)当時まだほとんどの装置が高電圧露出形であった。しかし昭和10年に起った患者の感電死事故が社会的にも問題となり⁴⁷⁾⁴⁸⁾、この頃から国産装置も急速に防電擊装置へと変っていった。

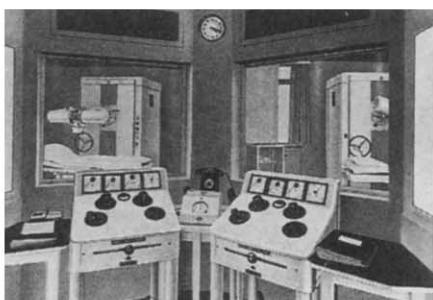
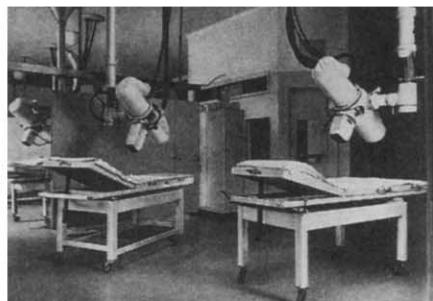


図2. 83

(上)は2管並列同時使用のStabilivoltが2台あり、同時に4門照射ができる。X線管は天井懸下式になっている。

(下)は2台のStabilivoltで操作室から見たものである。

東京電気では1934年(昭和9年)防電擊形油冷式管容器(S P-10、S P-200)の製造を開始し、翌年には各機種共防電擊化された(図2. 85・次頁)。

1936年(昭和11年)同社は単相1,000mAの装置を発表した。X線管は15kW(焦点6mm)の固定陽極管、タイマは国産のインバ尔斯タイマが使用された⁴⁹⁾。図2. 86(P.97)はギバK X-10形装置、インバ尔斯タイマおよび1次電圧波形で1/100secでも正確に動作していることがわかる。

島津製作所では1935年(昭和10年)桂が防電擊装置となり、続いて各機種共防電擊化されていった。

1938年(昭和13年)、同社は機械的同期タイマ付単相1,000mA桂を発表した⁵⁰⁾。この装置も1/100secからの曝射が可能で、大形のmAs形が設けられた。図2. 87(P.97)

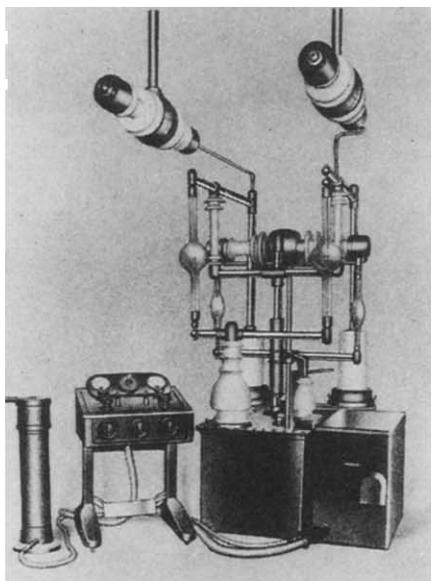
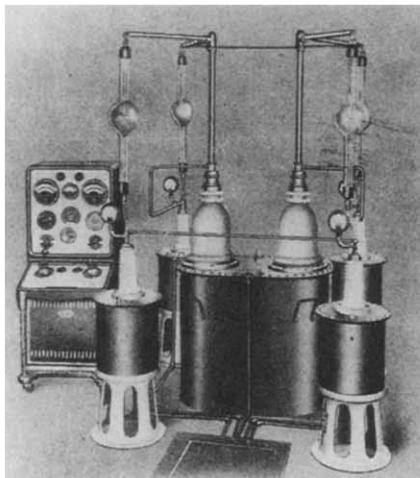


図2.84 1933年頃の国産治療装置
上) ポレスター (島津製作所) 最高電圧230kV、最大電流10mA
下) 博愛B (島津製作所) 最高電圧230kV、連続電流20mA、
最大電流300mA 治療時グライナッヘル回路、撮影時グレツ回路切換

は500mA形および1,000mA形柱である。

日本においてX線装置は1925年頃から急速に進歩、普及をしてきたが、一方においては感電事故やX線障害による犠牲者が多くなり、悲惨な事故が増えてきた。このような事から1937年(昭和12年)、診療用エックス線装置取締規則、電気工作物規定の改

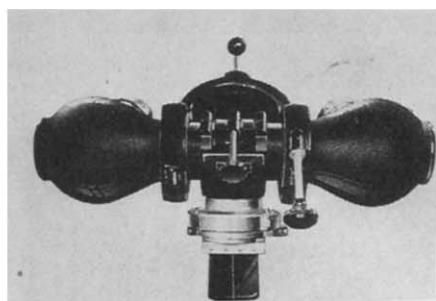
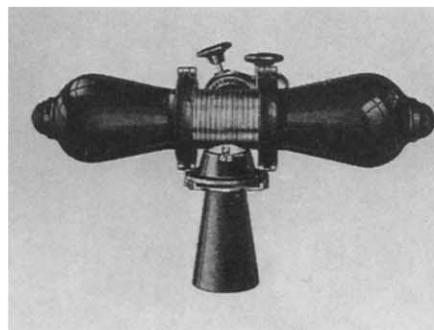
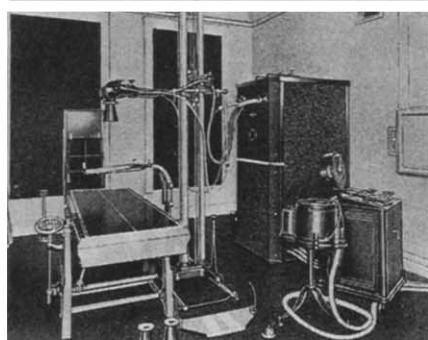
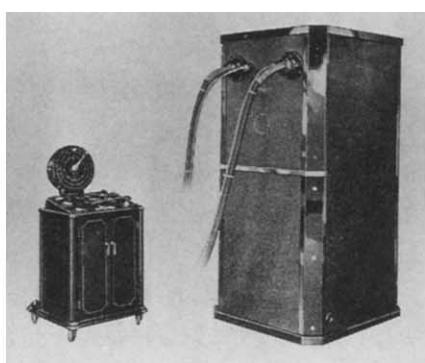


図2.85 1934年、東京電気で製品化された
防電擊形油冷式管容器
(耐電圧300kVのsp-300も作られた)。
上) SP-10、耐電圧115kV、
X線管 焦点5mm、10kW、70kV、200mA 1
sec
下) SP-200、耐電圧200kV、
X線管 焦点15mm、200kV、3mA連続



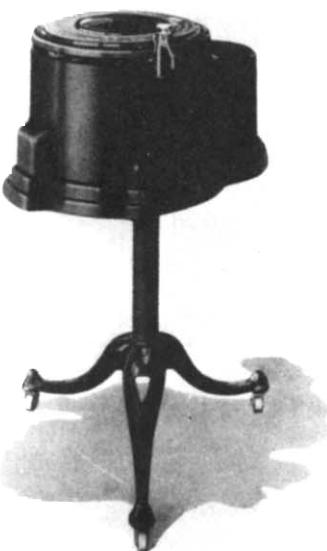


図2.86 (前頁)1936年(昭和11年)に開発されたギバK X-10形(単相1000mA)X線装置(東京電気)
 前頁上)高電圧発生器と制御器
 前頁下)KX-10形装置C30-S P透視台(インパルスタイマ付)
 上)インパルスタイマ(機械的同時タイマ)
 動作範囲0.01~0.24sec(50Hz)
 下)タイマ動作特性(1次電圧)

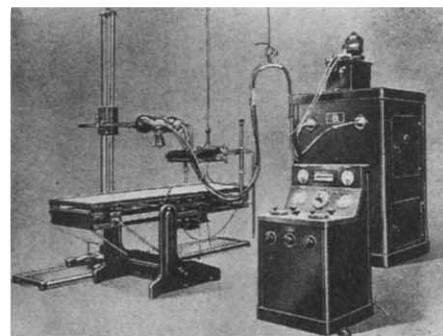
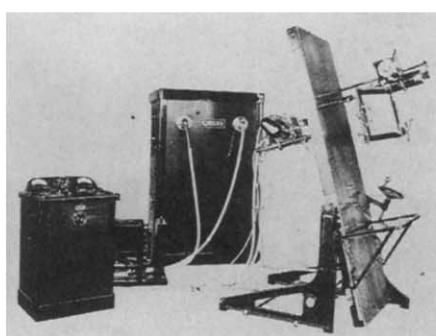
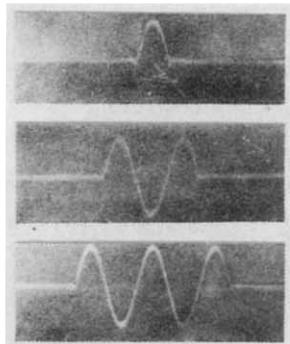


図2.87 単相500mA aと1000mA b桂
 (島津製所)
 左下)1935年、防電擊化された500mA桂
 上)1938年に発表された1,000mA形桂



正が発令された。これによりX線装置は防X線、防電擊形に改善されることが義務づけられ、装置の発達はさらに押し進められることになる。翌年には診療用エックス線装置の定格が制定され、それまで各社ばらばらであった定格は次のように決められた。

診療用レントゲン装置定格

I. 深部治療用(1型2種類) 6ミリアンペア型 200kV 6mA、3ミリアンペア型 200kV 3mA

II. 診断用(2式3型9種類)

イ. 据付式全波整流	最大使用電圧	60kVにて最大限時電流	連続作業管電流
1,000ミリアンペア型	95kV	1,000mA	3mA
500ミリアンペア型	95kV	500mA	3mA
300ミリアンペア型	95kV	300mA	3mA
200ミリアンペア型	95kV	200mA	3mA
ロ. 据付式半波整流			
150ミリアンペア型	95kV	150mA	3mA
ハ. 据付式自己整流			3分間連続
100ミリアンペア型	85kV	100mA	3mA
可搬50ミリアンペア型	85kV	50mA	3mA
携帯用30ミリアンペア型	60kV	50kVにて30mA	3mA
携帯用10ミリアンペア型	60kV	50kVにて10mA	—

自己整流装置については一部すでに述べたが、ここで可搬形装置の変遷について見

てみる。

Coolidge管の開発（1913年）により交流高電圧を直接X線管に印加してX線を発生させることができとなり、小形の可搬形X線装置が作られるようになる。しかし当時の装置は図2.88のように高電圧露出形で

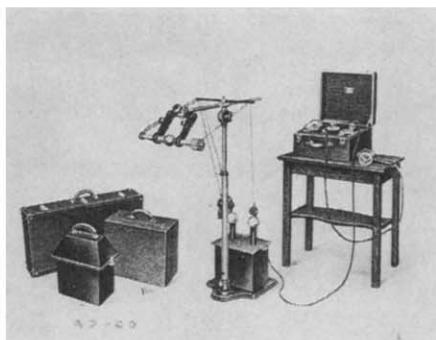


図2.88 1925年頃の可搬形装置 (Victor社)
85kV、10mA

危険なものであった。1920年、Coolidgeは図2.89のような防電擊、防X線形の可搬

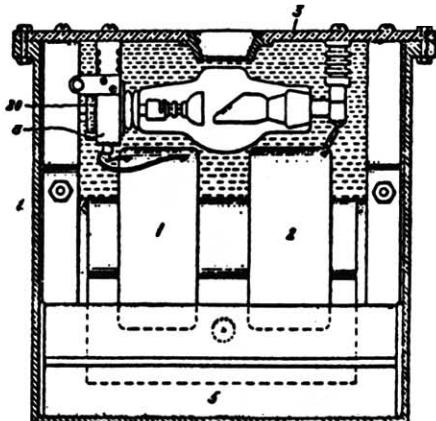


図2.89 1920年Coolidgeが開発した防電撃可搬形装置
左中) 定格60kV、10mA
左下) 含鉛ガラスで遮へいされたX線管
上) 内部構造

形装置を発表した⁵¹⁾。定格は60kV、10mA、発生器の重量は約25kgで鉄製容器の中に高電圧変圧器とX線管が取付けてあり、同時点火方式であった。X線管は図のような放射口以外は約6mm厚の含鉛ガラス(1.5mmpb等価)で作られていた。

1928年、A. Bouwersは図2.90のような防電撃可搬形装置を発表した⁵³⁾。定格は60kV、7mA、重量は全体で35kgで同時点火

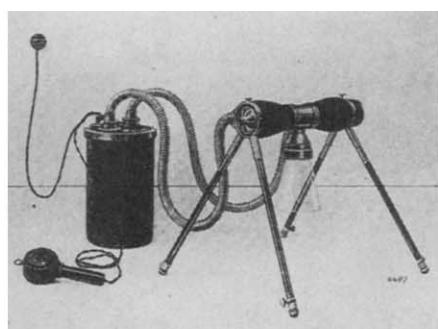
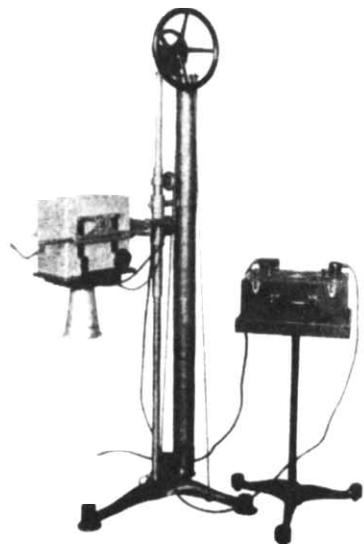


図2.90 1928年、A. Bouwersが発表した防電撃可搬形装置
定格60kV、7mA

方式であった。この装置の特長は高電圧ケーブルを使用して高電圧発生器とX線管を分離していることである。図2.91(次頁)は防電撃化された国産可搬形装置である。

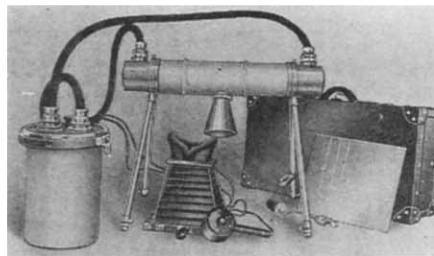


図2.91 防電擊となった国産可搬形装置
醍醐、最高電圧60kV、最大電流30mA（島津
製作所）

これらも高電圧ケーブルを使用している。このように1930年代には自己整流装置にも高電圧ケーブルが使用されたことがあるが、この方法はケーブル電流が流れるためその後はモノタンク方式となり現在に至っている（図2.92）。

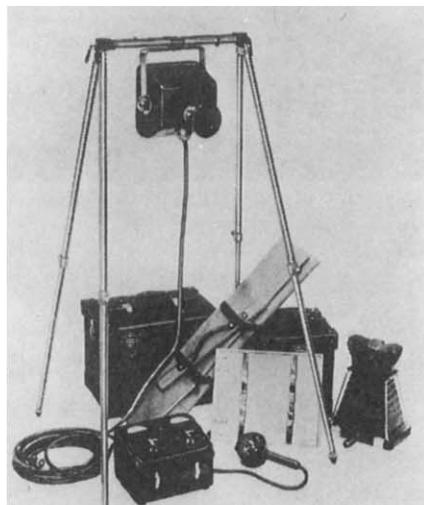


図2.92 1940年（昭和15年）頃の可搬形X
線装置
携帯用A形X線装置（島津製作所）
(50kV、30mA、10sec)

1935年以降、国産X線装置は防電撃化その他に著しい進歩が見られるが、一方欧米においてはすでに自動制御機構をもった装置が作られていた。

1938年、Siemens社ではPolyphos（80kV、800mA、単相全波整流）を発表した。この装置はmAs制御方式で“Garantix

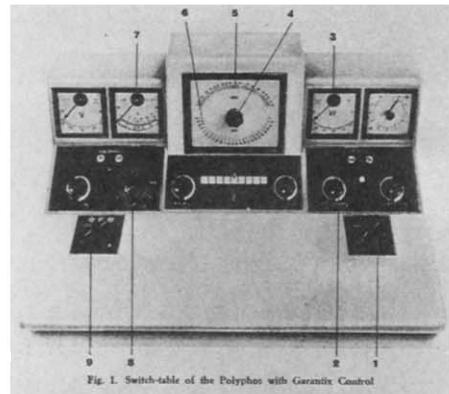


図2.93 Garantix制御方式を採用した
Polyphosパネル面

Control”と呼ばれた⁵⁴⁾。図2.93はパネル面を示したものである。

1 : X線スイッチ 2 : X線管電圧調整器 3 : X線管電圧計 4 : mAs選定器
5 : 選定されたmAs値が照明で標示される。 6 : 設定された管電圧、mAs値によって許容最大管電流が決定され、これによって曝射時間が照明で標示される。 7 : mAあるいはmAsいずれかが指示される。
8 : X線管空間電荷電流補償調整器。

この装置の最大の特長は〔6〕で明らかなように設定された管電圧およびmAs値によって使用X線管について許容される最大管電流を決定していることである。したがって設定mAs値に対して常に最短曝射

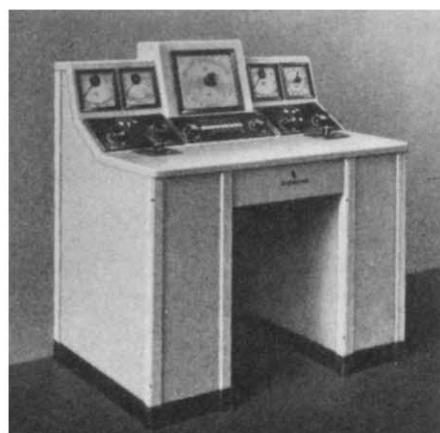


図2.94 Polyphos制御器(1938年Siemens社)

時間で撮影が行われることになる。図2.94はPolyphosの制御器である。

戦前、日本においてX線装置の進歩、普及が最も盛んであったのは1940年（昭和15年）頃で、それ以後は第二次大戦のため新たな開発はできなくなり、また戦況の悪化に伴って資材も欠乏し、生産は極度に低下していった。

1936年（昭和11年）東京電気ではKX-10に続いて300mA形のKX-5（最高電圧125kV）、KX-6（最高電圧150kV）を発表したが、診療用レントゲン装置定格制定によりKX-6は廃止、KX-5は最高電圧95kVとなり、整流管は油浸式となってKXO-5と改称された（図2.95）。

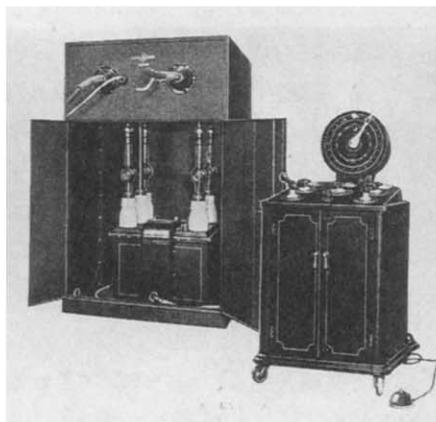


図2.95 1936年に作られた300mA形KX-5（最高電圧125kV）、KX-6（最高電圧150kV）、（東京電気）

半波整流200mA形のKX-13も同じ頃作られ、1939年（昭和14年）には整流管油浸式となった（図2.96）。またこの年には東京電気と芝浦製作所は合併し、東京芝浦電気株式会社となった⁵²⁾。

1940年、KX-8は最高電圧95kV、整流管油浸式となり、KXO-8と改称される。以後1955年頃まで同様の代表的診断用装置となる（図2.97）。

KX-10も定格が変り、制御器は戦後作

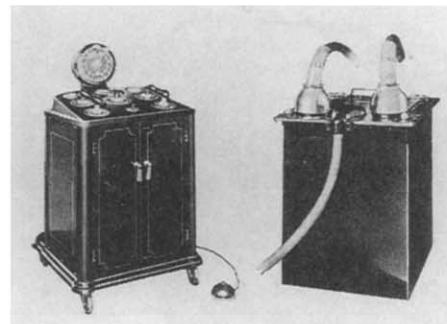


図2.96 半波整流200mA形KX-13（東京電気）
1939年 整流管油浸式となった

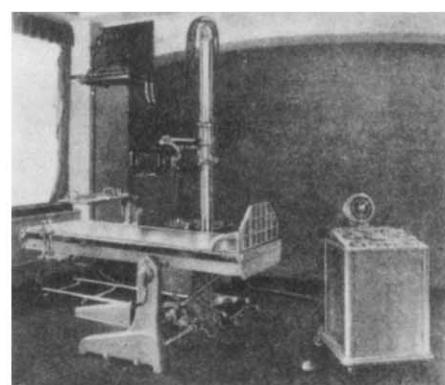


図2.97 1940年（昭和15年）頃の東芝KXO-8形装置（3ISB透視台付）

られるKXO-8の制御器に近いものになる（図2.98）。

1939年（昭和14年）には図2.99（次頁）のような本格的な断層撮影装置が製品化された。

島津製作所においては1935年（昭和10

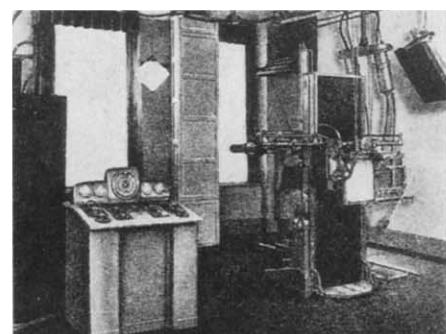


図2.98 1940年（昭和15年）頃の東芝KX-10形 単相1,000mA装置 制御器と透視台

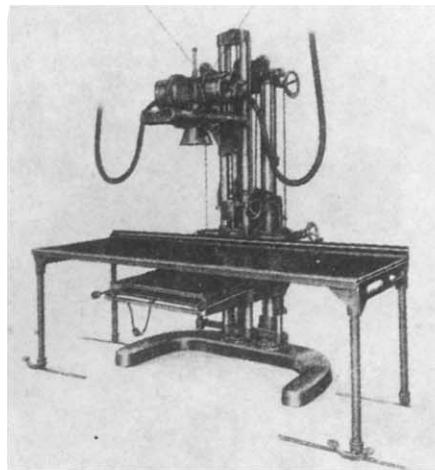


図2.99 1940年(昭和15年)に作られた東芝断層撮影装置

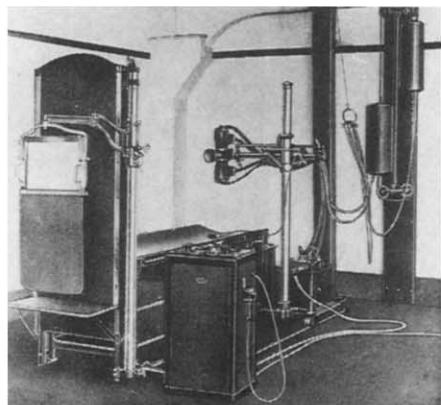
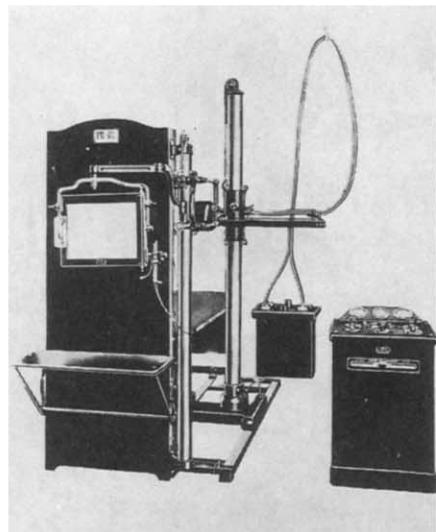
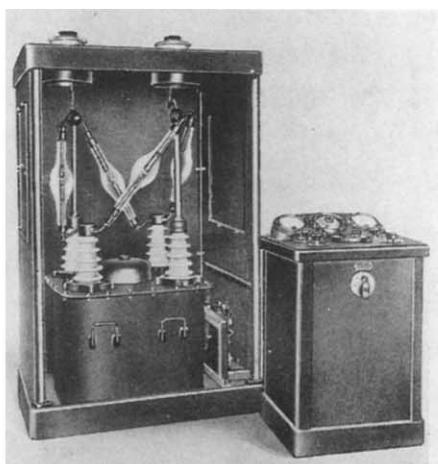


図2.100 1940年(昭和15年)頃の島津製作所の主な診断用X線装置

年)、500mA形柱が防電擊装置となつたが、この柱はその後山城が出現する1955年(昭和30年)頃まで同社の代表的診断用装置となつた。これに続いて各機種が防電擊化され、さらに整流管油浸式と変つていった。1937年(昭和12年)、300mA形報国が整流管油浸式となり続いて半波整流150mA形高雄が油浸式となつた。図2.100は1940年頃の同社の診断用単相装置である。

間接撮影装置が作られたのもこの頃からで当時の装置は自己整流100mA形であつた(図2.101・次頁)。



左下) 500mA 初期の定格は140kV、30mA 70kV、500mAであったが、診療レントゲン装置定格制定により95kV、3mA 60kV、500mAとなつた。

上) 300mA 報国、整流管油浸式となつた。

95kV、3mA 60kV、300mA

下) 100mA形 (自己整流) 国光

85kV、3mA 60kV、100mA

1935年以降の治療装置はグライナッヘル回路による倍電圧整流となり、X線管容器は防電擊強制油冷方式と変つていった。

図2.102(次頁)は1940年頃の島津製作所の治療装置である。博愛A、B、C形の後、1936年博愛Dが作られ、1939年(昭和14年)には新高200、300が開発された。翌1940年、225kVの高電圧発生器を2個直列

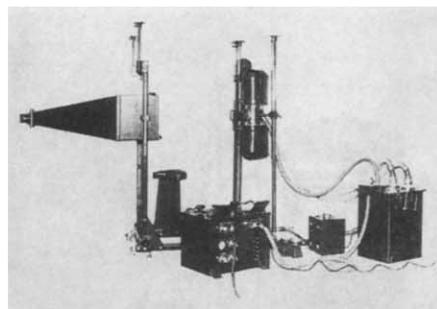


図2.101 1941年(昭和16年)頃の間接撮影装置R II形(島津製作所)

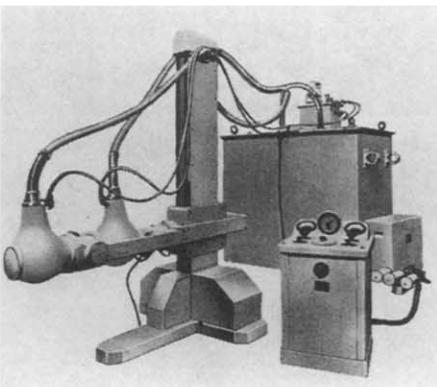
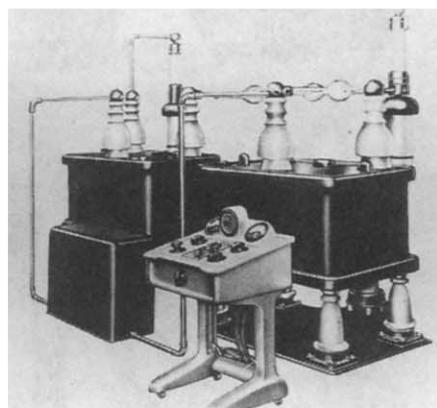


図2.102 1940年頃の国産治療装置(島津製作所)

上) 博愛D-450-C 初期の定格は450kV、6mA、300kV、10mAであったがその後400kV、3mA、300kV、6mAとなった。
下) 新高300 300kV、4mA
整流管、コンデンサ等 全油浸式となった。

に接続し、450kVの電圧を発生させた博愛D-450-Cが発表されている。

図2.103は1940年頃の東芝(旧東京電気)

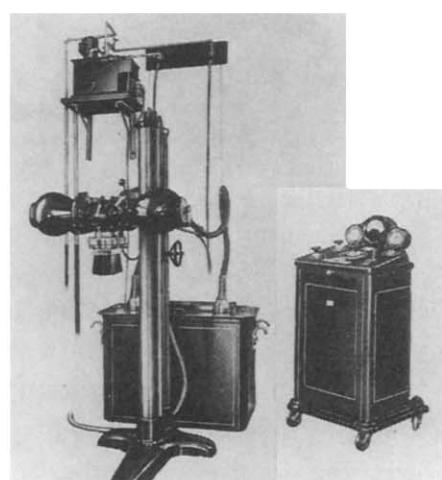
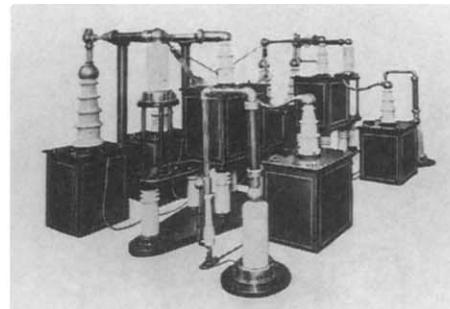


図2.103 1940年頃の国産治療装置(東芝)
上) KXC-450A (450kV、3mA連続)
倍電圧方式(グライナッヘル回路)
下) KXC-17 (230kV、6mA)
倍電圧整流(グライナッヘル回路)

の治療装置である。1935年、KXC-15が完成し、翌年には治療、撮影兼用のKXC-16が発表されている。1939年(昭和14年)、整流管油浸式のKXC-17が作られた。この装置は治療装置の代表的機種としてKXC-18が開発される1955年頃まで生産された。

この当時、最高電圧450kV、あるいは800kV等の治療装置も作られていたがその頃のX線管の耐電圧はせいぜい250kVであったから、単相1,000mAの装置に10kWの固定陽極管を使用するようなもので、あまり意味がなかったのではないかと思われる。

この頃、体腔X線装置も作られ、かなり

使用された。

図2.104は1940年頃の体腔X線装置である。

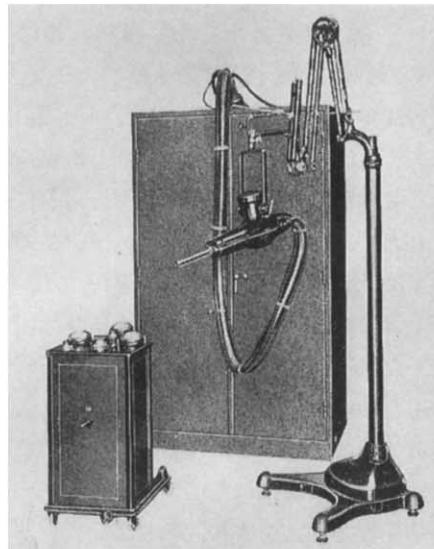


図2.104 1940年頃の体腔X線装置 (東芝)
KR-75形 (75kV、10mA連続)

1941年以降になると軍需が優先され、新たな技術的進歩はほとんど見られず軍の指定規格の500、300mA形、間接撮影装置等が作られた。その後次第に戦況は不利となりやがて全国の都市の大半は燥土と化し、1945年灰燼の中で終戦となる。

戦後、間もなく生産は再開されるが当時の混乱期における平和産業への切換は容易なことではなかった。

戦災を免れた島津製作所は1946年（昭和21年）2月から生産が開始され、携帯用A型装置、続いて300mA形報国が作られた。

1948年（昭和23年）には500mA形柱、300mA形報国、100mA形衣笠、間接撮影用100mA形八瀬、断層撮影装置、その他携帯用歯科用等6機種が生産されるようになる⁵³⁾。

図2.105は柱、断層撮影装置である。

一方戦災で大きな被害を受けた東芝は戦後富士工場で医療機器の生産を再開した。1946年（昭和21年）、500mA形K X O-8が

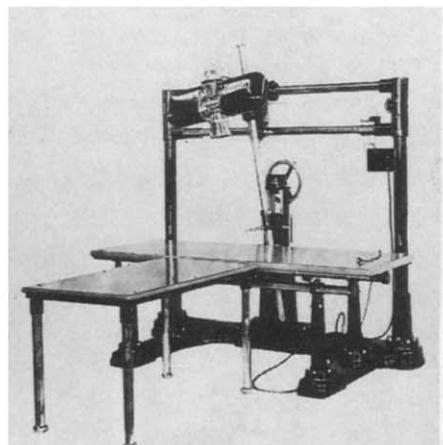
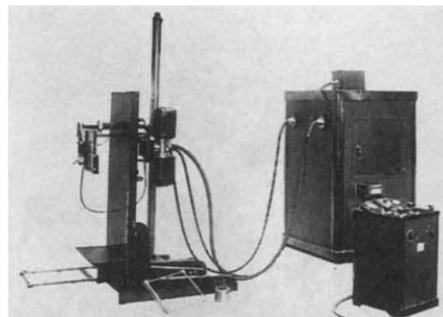


図2.105 1948年（昭和23年）頃の島津製作所の診断用（変圧器式）X線装置
上）500mA 柱、最高管電圧95kV、
60kV 500mA 1 sec
下）断層撮影装置 H L P-49（1949年）

最初に生産され、その後300mA形K X O-5、100mA形S P-75、間接撮影装置等が生産されるようになった。そして1951年（昭和26年）には深部治療装置、コンデンサ式装置、断層撮影装置等12機種が生産されるまでになった。

このように各社共、戦前のレベルに生産が回復するのはおよそ1950年（昭和25年）で、この頃から回転陽極X線管、コンデンサ式装置等の技術的開発が盛んに行われるようになる。

図2.106（次頁）は1956年（昭和31年）頃の柱である。X線管はまだ固定陽極管で、装置も戦前のものと大きな差はない。油浸式になるのはこの頃からである。このよう

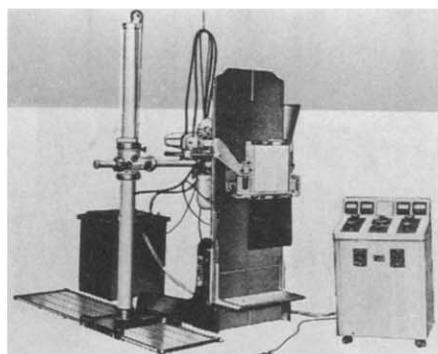


図2.106 整流管が油浸式になった桂(1956年)

に1955年(昭和30年)以前の変圧器式装置は大きな進歩はなく、管電圧は昔ながらの管電圧図表により一次電圧を調整しなければならず、管電流は連続可変式、タイマは同期電動機式の機械的タイマが使用されて

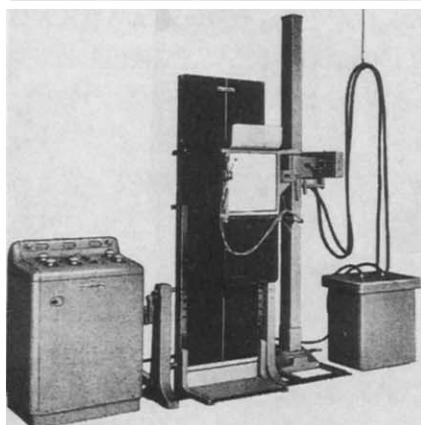
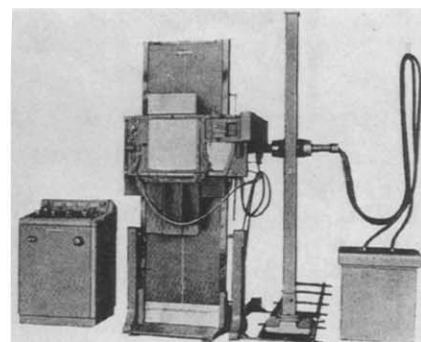


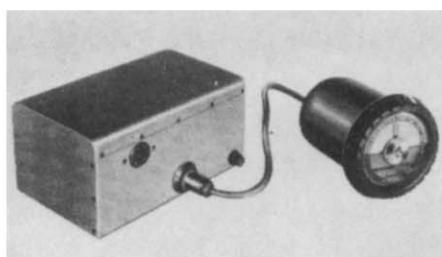
図2.107 1953年(昭和28年)、日立製作所が製造を開始したX線装置

上) DR-10/2S形(500mA) 95kV、3mA 60kV 500mA 1sec
 下) DR-10B形(300mA) 95kV、3mA 60kV、300mA 1sec

いた。これらが回転陽極管の実用化と共に前示式装置に変って行くのは1955年以降である。

治療装置は1952年(昭和27年)、信愛が完成し完全油浸式となった。当初の物は6mAであったがその後25mAに増大した。

1952年(昭和27年)、日立製作所は戦前よりあった渋谷レンタルゲンを吸収し、亀戸工場でX線装置の製造を開始した。最初に作られたのは単相500mA形DR-10/2で続いて300mA形DR-10Bが発表された。この装置の特徴は当時ではまだあまり使用されてなかった継電器による間接制御方式を採用していることであった。この頃のX線装置ではまだリレーはほとんど使用されておらず回路の切換はすべて制御器パネル上の切換器で回路を直接開閉していた。また単巻変圧器は摺動式で電源電圧、一次電圧はほぼ連続的に調整可能であった⁵⁶⁾。図2.107は1953年(昭和28年)頃の日立DR-10/2S形装置とDR-10B形装置である。翌年には国産装置では最初の電子管タイマが開発された(図2.108)。

図2.108 日立製作所のX線装置に使用された電子管タイマET-I(1954年)
(0.03~5.0sec)

1955年(昭和30年)には高圧撮影装置DRH-10/2Sが発表され、これには同期式電子管タイマが使用された。

その他、1953年には自己整流100mA形D N-10、間接撮影用装置D N-M等が作られたが、間もなくコンデンサ式装置の開発により製造されなくなった。同じ頃、油圧

駆動式の断層撮影装置D-L 1が開発された(図2.109)。当時の断層装置はまだ手動式だったのでこの断層装置は高い評価をえてかなり普及した⁵⁵⁾。

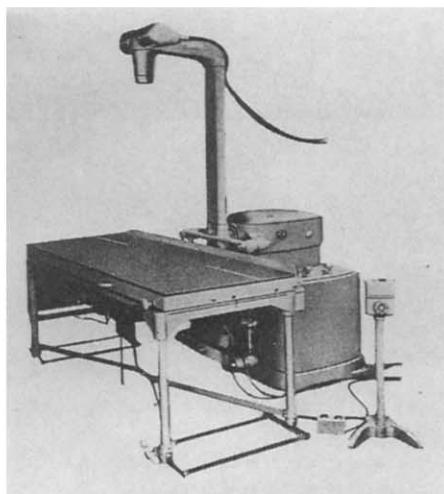


図2.109 油圧駆動式断層撮影装置D-L 1
(日立製作所)

当時、変圧器装置は欧米の装置と比較して可成りの遅れがあったが1955年(昭和30年)、漸く前示式装置山城が島津製作所より発表された。この装置はWestinghouse社の装置をモデルにしたもので管電圧前示、管電流選択式でさらに管電流はフィードバック方式による自動安定機構があり、当時の国産装置として画期的なものであった⁵⁶⁾。

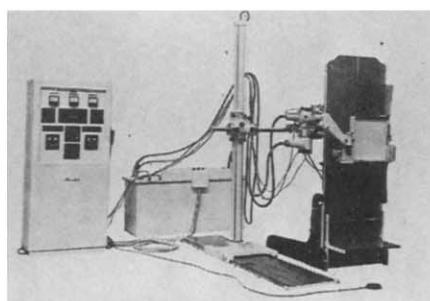


図2.110 1955年、国産最初の前示式X線装置(山城、最高管電圧125kV、90kV、500mA、1s)、(島津製作所)

図2.110は山城で管電圧は1kV、10kV毎の調整器で直接表示され、タイマは電子管

式で0.02secからの曝射が可能であった。しかし、当時はまだ125kV耐圧の回転陽極管Circlexは実用になっていなかったのでX線管はPhilips社のRotalixが使用された。

この頃から次第にX線装置にもエレクトロニクスが導入されるようになり、この後1958年(昭和33年)には桂、報国等が前示式となった。

1955年(昭和30年)頃から低電圧撮影に対し、高電圧撮影の優位性が唱えられるようになり、装置の管電圧は95kVから125、150kVと次第に高くなっていた。

1954年、東芝では140kV、50mAのKXO-14を発表したがX線管は固定陽極管が使用された。翌、1955年、前示式装置KXO-12(最高電圧125kV、短時間定格90kV、500mA、1sec)が製品化された。図2.111はKXO-12で管電圧はkV計で指

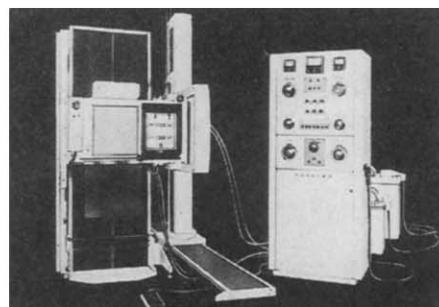


図2.111 1955年(昭和30年)、東芝が製品化した前示式装置 KXO-12
最高管電圧125kV、90kV、500mA、1sec

示され、管電流は押釦により選択するようになっていた。タイマは小形の機械的同期タイマで0.02secからの曝射が可能であった。最高電圧150kVの前示式KXO-15が製品化されたのは1957年(昭和32年)で定格は150kV、30mA、1sec、90kV、500mA、1secであった。KXO-8が前示式になるのは1960年(昭和35年)頃からである。

1952年、Westinghouse社はImage Amplifierと名付けてX線螢光増倍管を発

表したが、続いて Philips 社から Image Intensifier の名で同じく X 線蛍光増倍管が開発された。当時のものは直径 125mm (5 in) であったがこれにより輝度は蛍光板透視の数 100 倍も明かるくなった。日本では 1955 年（昭和 30 年）、東芝により国産化された。図 2. 112 はその当時の X 線蛍光増倍管である。

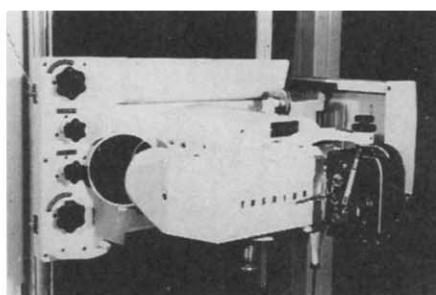


図 2. 112 1955 年（昭和 30 年）、東芝で開発された 125mm (5 インチ) X 線蛍光増倍管

一方、テレビジョンの実用化に伴ってイメージオルソコンによる X 線 TV の研究もこの頃進められており、後に X 線蛍光増倍管とビジコンカメラによる X 線 TV に発展して行くことになる。

治療においても大きな変化が見られる。それはラジオアイソトープによる大量照射装置の開発である。1955 年（昭和 30 年）頃の 200kV X 線治療装置は最大管電流 25mA となり、回転照射の装置も作られたが、1952 年、カナダで原子炉より大量のラジオアイソトープの製造が可能となり、 ^{60}Co 照射装置が実用化された。日本では 1953 年（昭和 28 年）頃から ^{60}Co 照射装置が作られるようになったが当時の装置は固定照射で線源も 100~300Ci 程度のものであった。しかしこの ^{60}Co 照射装置の出現により 200kV X 線治療装置は以後次第に使用されなくなる。図 2. 113 は 1955 年（昭和 30 年）頃の 200kV X 線治療装置である。

一方、医療用の加速器の研究も盛に行わ

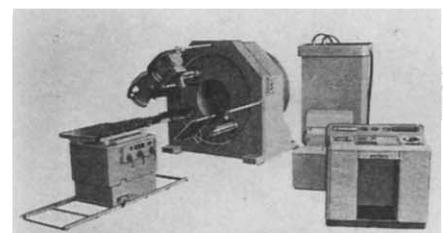
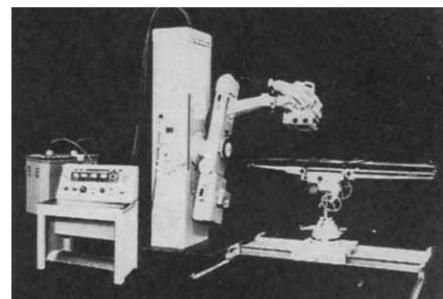


図 2. 113 1955 年（昭和 30 年）頃の 200kV X 線治療装置
上) KXC-18 (東芝) 200kV, 25mA
回転照射深部治療装置 (1956 年)

下) TR-250-15 (日立) 250kV, 15mA
回転照射深部治療装置 (1956 年)

れ、欧米では 1950 年頃には実用化された。日本においては 1956 年（昭和 31 年）、東芝から 15MeV のベータトロン（図 2. 114）が発表され、その後 1958 年には 4 MeV のライナックも開発された。このように放射線治療は 1955 年以降次第に 200kV X 線から高エネルギー放射線に変って行くことになる。



図 2. 114 15MeV ベータトロン（東芝）
(1956 年)

2. 2. 3. b. 三相装置

1925年、Koch & Sterzel社で機械整流の三相装置が開発され、翌年には整流管を使用した三相装置が発表された。定格は50kV、1,000mA、最短曝射時間は0.02sであった（図2.115）⁵⁹⁾⁶⁰⁾。続いてSanitas、

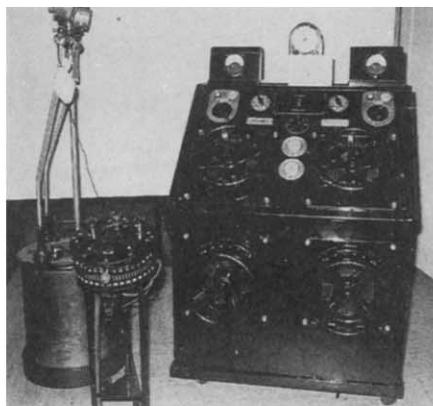


図2.115 1926年に作られた最初の三相装置“Titanos” Koch & Sterzel（ドイツレントゲン博物館 筆者撮影）

Siemensその他の社で製作された。1929年、Siemens社はGigantos（80kV、2,000mA）を発表した（図2.116）。

最大管電流1,000mAの三相装置の開発と漸く実用化された回転陽極管は当時大変な話題となり欧米では回転陽極管の実用化と共に三相装置も次第に普及していった。

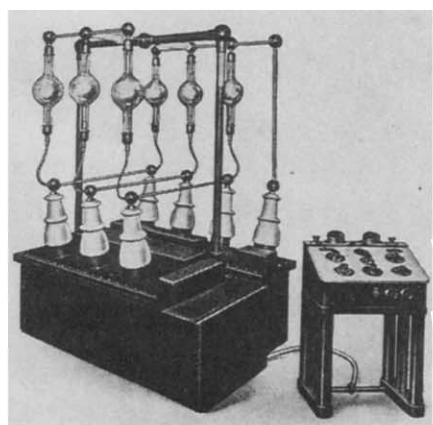


図2.116 Siemens社、Gigantos（80kV、2,000mA）

日本では1929年、島津製作所で製品化され⁶¹⁾、続いて大日本レントゲンでも作られた。図2.117、118は当時の国産三相装置



図2.117 初期の頃の国産三相装置
愛石 最高電圧115kV、最大電流1,000mA
1930年頃（島津製作所）

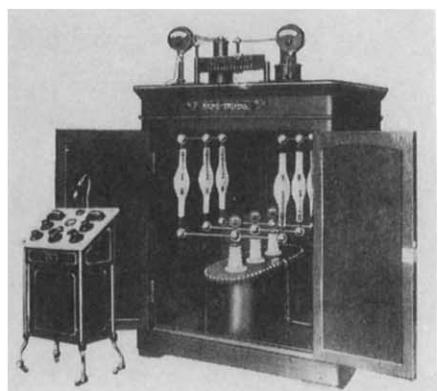


図2.118
ケノトリファ、最高電圧170kV、最大電流500mA治療、撮影兼用
1932年頃（大日本レントゲン）

である。しかし1930年代の三相装置は管電圧脈動率、投入時の異常電圧、励磁突入電流等多くの問題を残していた。図2.119（次頁）は1936年、胸部低電圧大電流撮影の提唱者であったChantraineが現在の三相装置は改善の必要ありと題して発表した3相6ピーク装置の波形である⁶²⁾。投入直後に励磁突入電流による大きな落ち込みが認められ、また管電圧脈動率も30%近くある。当時は50kV程度で大電流胸部撮影が主な目的だったので期待した程のX線出力はえられなかった。日本においては回転陽極

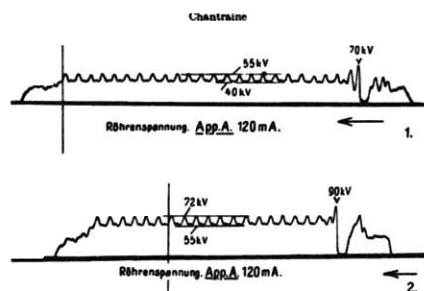


図 2.119 1930年代の三相装置の管電圧波形
1 の管電圧脈動率27% 2 は30%もあり励磁突入電流による管電圧波形の落込みによる異常電圧が認められる。

管が普及せず、10kWの固定陽極管を使用していたので60kV、200~300mA程度の負荷しかどることができなかつた。そのため三相装置の真価を發揮することができず、ほとんど普及しなかつた。1935年以降になるとSiemens社の三相装置が輸入され、これにはPantix管が使用されていたので当時としては可成り大きな負荷をとることができた。しかし高価であったため名古屋大学その他数施設しか使用されなかつた。

Siemens社では1940年Tridoros-Garantixを発表した(図2.120)。第二次大戦後の1952年(昭和27年)に至り三相12ピーク装置Tridoros 3が開発され、1956年(昭和31年)、Tridoros 4が完成した⁶³⁾。このTridoros 4は世界各国に輸出され、日本にも可成りの台数が設置された(図2.121)。

国産の三相装置は戦後暫くは作られなかつたが1953年(昭和28年)、島津製作所で平

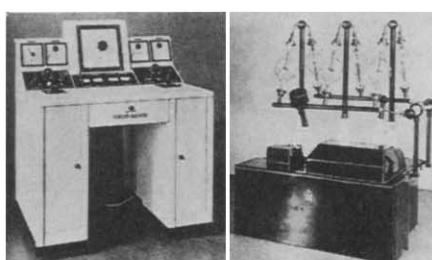


図 2.120 1940年に作られたTridoros-Garantix (Siemens社)

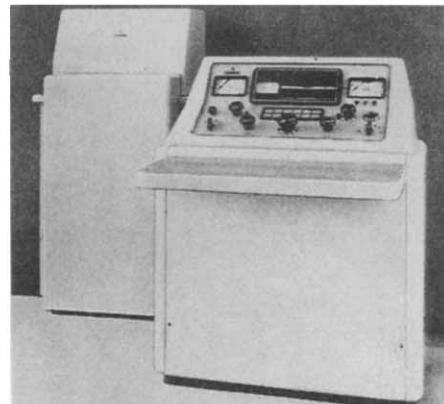


図 2.121 1956年に作られた三相12ピーク装置“Tridoros 4”(Siemens社)

安(6ピーク)の製造が再開された(図2.122)。しかし当時はまだ回転陽極管が普及せず、固定陽極管を使用していたので三相装置の普及は低調であった。1955年(昭和

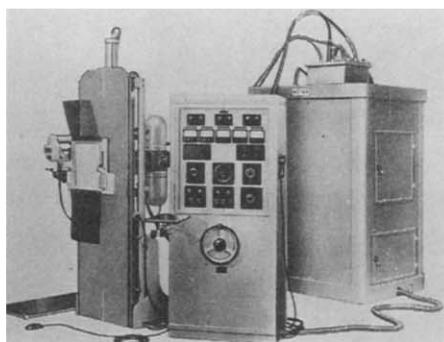


図 2.122 1953年頃の国産三相6ピーク装置
平安 最大管電圧95kV、60kV、100mA、1
sec(島津製作所)

30年)以降、回転陽極管は急速に普及するが三相装置に見合う大容量X線管の開発が遅れたため、その後も大きな進展が見られなかつた。日本において三相装置が本格的に普及するのは1967年(昭和42年)以降である。

2. 2. 3. c. コンデンサX線装置

(1) 開発時代 高電圧コンデンサをあらかじめ充電しておき、X線管を通じてその電荷を放電させ、X線を発生させるコンデンサ式X線装置は1925年、Siemens社のNiemanによって試作された。

コンデンサの放電によってX線を発生させる方法は小容量電源で短時間撮影ができるところから当時大きな話題となつたが、電気エネルギーをあらかじめ蓄積し、これをX線管に加えて短時間撮影を行うという考えは可成り古く1909年のBlitzapparat（閃光装置）（Dessauer）に始まる⁶⁴⁾。

Friedrich Dessauer (1882~1963) は Frankfurt大学の物理学教授で放射線治療の研究者として有名であるが1907年には Veifa社を設立し、多くのX線装置の開発も行った。

この閃光装置はまだ誘導コイル時代に考案されたもので図2.123のように誘導コイ

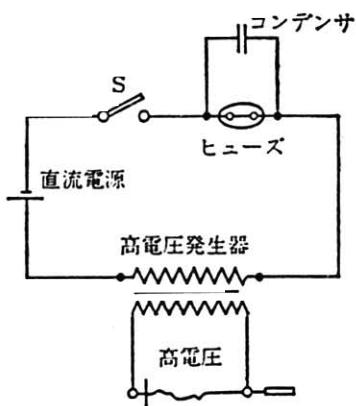


図2.123 閃光装置の原理図 (1909年)

ルのインダクタンスにエネルギーを蓄えてこれを利用するものであった。

インダクタンスLに蓄えられるエネルギー $-W_L$ は

$$W_L = \frac{1}{2} L I^2 \text{ で表わされる。}$$

ここでSを閉じると一次巻線には図2.124のように電流が流れ、フューズの定格電流 (50A) を越えるとフューズは溶断し、電流は遮断される。この時一次巻線中に蓄積されたエネルギーは二次巻線を通じてX線管に加えられX線が発生される。撮影時間は約1/100secで当時では信じられないような短時間で撮影が可能であった⁶⁵⁾。

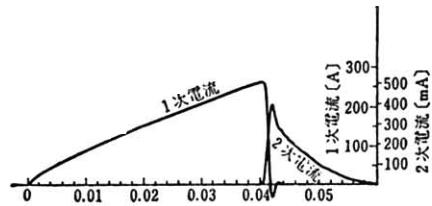


図2.124 閃光装置の動作特性(一次電流と二次電流の関係)

図2.125はBlitzapparatである。この装置は1915年頃まで研究改良が加えられ、製品化されたがこの装置の最大の欠点はX線

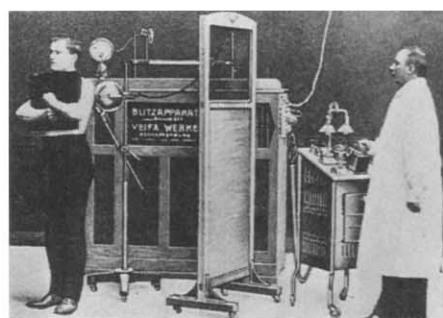


図2.125 Dessauerの考案したBlitzapparat (閃光装置) 1909年

出力の調節が困難なことで、出力は一次電流により決定されるが当時は正確に遮断電流を調整できる遮断器などなく、また大出力をうるためには可成りの大電流を必要とすることであった。

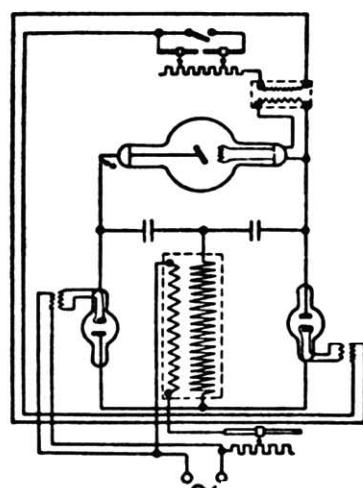


図2.126 1925年、Niemanの考案した回路

一方この頃高電圧コンデンサが開発され、これに電気エネルギーを蓄積する方がはるかに容易であることから次第にコンデンサ式装置の研究開発が注目されるようになった。

図2. 126(前頁)はNiemanの考案した回路で⁶⁶⁾、充電回路は倍電圧整流、放電は予熱フィラメント点火方式であった。この方式は高電圧側に開閉器を設ける必要がないため、当時はよく用いられたが、放電時間を短かくするためかなり過大なフィラメントのフラッシュを行っていた。

図2. 127は1935年、Ulreyが測定した例で⁶⁷⁾、放電前のフィラメント加熱電流は3.1AなのでX線管に高電圧を加えても管電流は流れない。X線スイッチが閉じられると

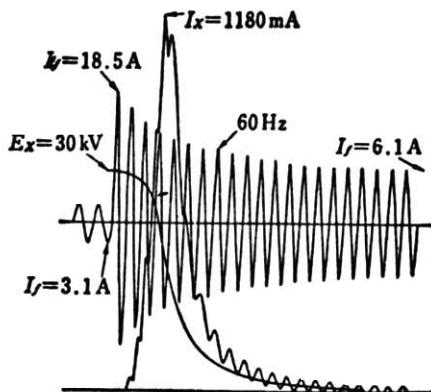


図2.127 1935年、Ulreyが測定した波形

フィラメントはフッシュされ18.5Aとなる。この電流により管電流が流れ、その最大値は1,180mAにも達している。これにより管電圧は約25msで1/2程度の不感電圧となるので、実効的な撮影時間は25ms程度となる。

図2. 128は1935年、G. W. Filesが測定したもので高圧印加方式である⁶⁸⁾。管電流最大値は2,580mAで管電圧60kVの場合、実効的な撮影時間は約20msである。コンデンサ式装置の場合、放電電流は電源容量に

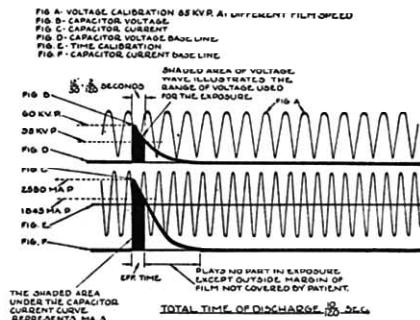


図2. 128 1935年、G. W. Filesが測定した
高圧印加コンデンサ式装置の放電波形。黒い
部分の写真のある範囲で有効撮影時間は約17
msである。

関係ないため、X線管のフィラメント電流を増大させるだけで容易に大電流を流すことができた。このように当時としては驚異的な短時間で撮影できたが、一方このようなX線管の許容負荷を無視した大電流はX線管の事故を続発することになる。

日本においても1936年に製品化された

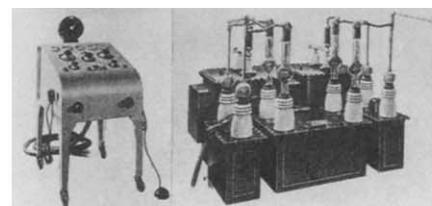


図2.129 1936年に作られた国産コンデンサX線装置（コンデンサ容量 $1.5\mu F$ 、 $1\mu F$ 切換）東京電気

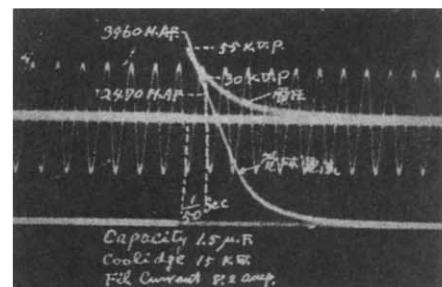


図2-130 放電波形

(図2.129)。図2.130はその装置の放電波形で高圧印加方式であった⁶⁹⁾。充電電圧を55kV、不感電圧を30kVとすると実効的な撮影時間は20msとなり、そのときの最大管電流は2,470mAとなる(図では3,960mA)

とあるがこれは誤りと思われる)。X線管は15kW(焦点6mm固定陽極管)であるから、この管電流はかなりの過負荷であったと思われる。しかしこの当時、コンデンサ式装置は電気量が有限であり、またターゲットを衝撃する時間も非常に短かいため、もしターゲット面で溶解が起きても極く表面のみで、内部までおよばず、したがって、その面が溶解してもその後はなんらの変化もなく使用できると考えられ、一般に60kV、2,000mA_p程度の負荷を加えていた。しかしこのような負荷が当時のX線管で許容されるはずがなく、X線管の破損事故が続出した。そのため一時期は三相装置もこの装置の出現によって姿を消すだろうという期待もあったが、1930年代後半にはコンデンサ式装置自身がほとんど市場から姿を消してしまった。しかしPhilips Siemens社等では地道な研究を行っており、X線管事故頻発の原因が過大負荷にあることをつきとめ、これについての対策も行われていた。

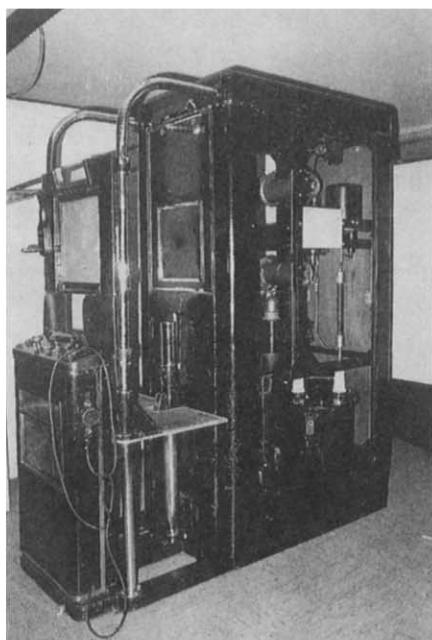


図2.131 1931年、Philips社が発表したコンデンサ式装置(ドイツレンントゲン博物館 筆者撮影)

Philips社は1931年、図2.131のようなコンデンサ式装置を発表している¹⁰⁾¹¹⁾。図2.132はこの装置の構造を示したもので、透視は固定陽極管で行い、撮影に切換えると固定管が降下し、これの後方に取付けられた

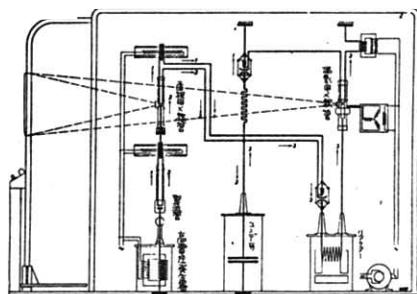


図2.132 透視は固定陽極管で行われる。撮影に切換えると透視用X線管は降下する。同時にコンデンサに充電が行われる。撮影は回転陽極管“Rotalix”で行われコンデンサの電荷はリアクタを通じ放電される。

回転陽極管(Rotalix)で撮影するようになっていた。この装置の放電回路には大きなリアクタが設けられており放電時の衝撃電流を抑えX線管を保護していた。図2.133はリアクタの効果を示したものである。

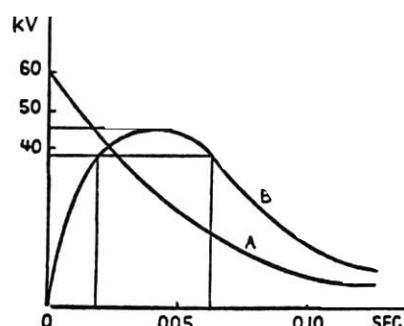


図2.133 Aはリアクタのない場合の管電圧波形、Bはリアクタを通じて放電した場合で高圧印加時の衝撃を抑えることができる。

Röntgen-Museum (Lennep) のE. Streller館長の話によればこの装置はヨーロッパでは珍らしく1940年代まで生産され、1950年頃まで実際に使用されていたということである。

またSiemens社では1938年、Codiaphos(100kV、3μF)を発表している(図2.



図2.134 1938年Siemens社が発表したCodiaphos (100kV、3μF)の制御器。

134)⁷²⁾。この装置はすでにswitching tubeを使用して波尾切断を行っており、mAs制御方式で最短3msの曝射が可能であった。図2.135は高電圧発生器の内部とswitching tubeおよび高電圧制御器内部を示したものである。

管電流は設定されたkV、mAsによって決定され、その時の曝射時間まで表示されるような機構になっている。この装置は第二次大戦後も研究改良が行われたようであるが、その後発展しなかった。

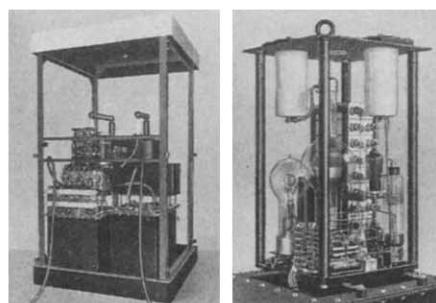


図2.135 Codiaphos高電圧発生器(左)と高電圧発生器内に組込まれたswitching tube回路(右)

コンデンサ式装置が欧米で普及しなかった主な理由は次のように考えられる。

この当時、コンデンサ式装置の最大の特長は変圧器式装置よりはるかに短かい時間で撮影が可能であるということにあり、これによりもはや三相装置も必要なしという多くの期待がよせられたわけであった。しかしそのためには2,000~3,000mAの管電

流を流す必要があり、また実際に通電することも容易であったが、当時のX線管がそのような大きな負荷に耐えられるわけがなく、事故続出ということになったわけである。これに耐えられる管電流としては当時の管電流1/5~1/10にしなければならず、それでは曝射時間が0.2~0.3secと長くなり変圧器式装置と何等変ることがないということになる。

当初、欧米ではコンデンサ式装置にあまりにも多くの期待があっただけにその反動としてコンデンサ式はX線装置として使用に耐えないという考えがかなり根強く残ってしまったようである。

(2) 實用化時代 第二次大戦後、日本においては結核対策として胸部X線集団検診が広く行われるようになり、35mm間接撮影がもっぱら用いられた。X線装置は100mA形自己整流が使用されていたが、当時国内の電力供給能力は極度に低下しており、電源の容量不足のため僅かな負荷しか加えることができず、撮影時間は2~3secを要することもめずらしくなかった。このため診断不能の写真が多く、早急の改善が強く要望された。このような事情から小容量電源で使用できるコンデンサ式装置が再び注目され、1947年(昭和22年)頃から研究開発が急速に進められた。

最初にとりあげられたのはコンデンサ式装置に使用した場合のX線管の許容負荷の再検討であった。当時、コンデンサ式装置はX線管破壊試験機と言われるほど、X線管の破損事故が多く、コンデンサ式装置が実用になるか否かはこの問題解決の如何にかかっていた。その結果、最大許容電流は従来可能と考えられていた2,000~3,000mAという値はかなり過大負荷で、この1/5~1/10程度の負荷しか許容されないことが確認された。またX線管に直列抵

抗を接続することにより管内異常放電もかなり防止できることも明らかになった。

次の問題は放電方式で高圧印加式かフィラメント点火式かどちらを採用すべきかということであった。高圧印加方式の方が短時間撮影が可能であるが、高圧印加時のX線管の衝撃は大きく、X線管が破損されやすいこと、高電圧側に開閉器を必要とすることである。一方フィラメント点火方式は撮影時間は高圧印加に比して長くなるが、高電圧側に開閉器を必要としないこと、X線管の負荷は徐々に上昇するのでターゲットの衝撃は小さい等の利点があった。この

ようなことから据置形が主たる製品であった大阪レントゲン（後に日立製作所に吸収、現日立メディコ大阪工場）は高圧印加方式を、間接撮影装置が主であった島津、東芝はフィラメント点火方式を採用した。

図2.136は1925年（昭和27年）頃の全放電コンデンサ式装置の放電波形である。このようにしてコンデンサ式装置は実用化時代に入つて行ったが、この頃は間接撮影用

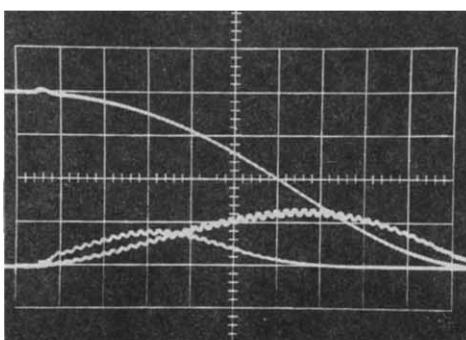
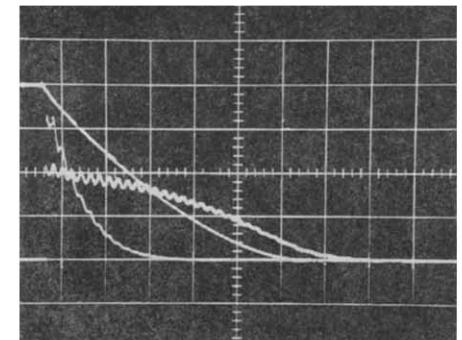


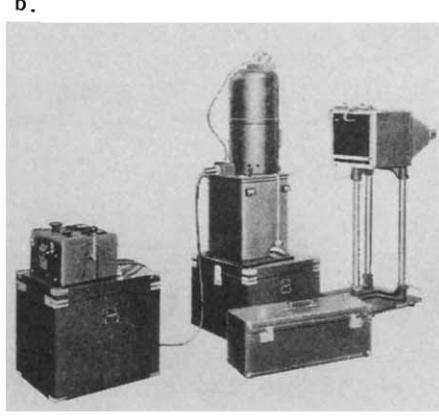
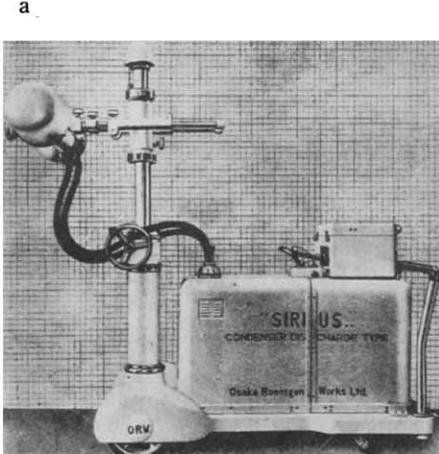
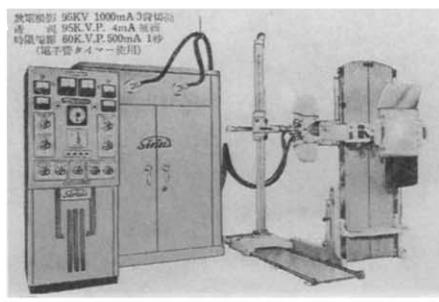
図2.136 全放電コンデンサX線装置の放電波形コンデンサ容量 $1\mu F$

上) 高圧印加方式 充電電圧80kV 管電流 400mA

螢光強度A1 10mm透過後 掃引時間50ms/div

実効的撮影時間は約0.08secである

下) フィラメント点火方式充電電圧80kV 管電流250mA 螢光強度A1 10mm透過後 掃引時間50ms/div 実効的撮影時間は約0.2secである



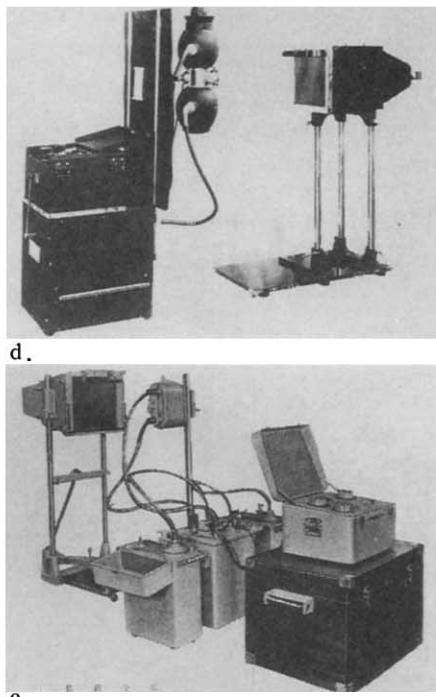


図2.137. 1950~1953年(昭和25~28年)頃のコンデンサ式装置

- a) 据置形でコンデンサ容量は2~3μF、タイマ撮影は変圧器式(全波整流)に切換える。X線管は10kW固定陽極管を使用しているので管電流は200~300mA程度、実効的撮影時間は充電電圧によって異なるが、およそ0.05~0.15secであった。(大阪レントゲン)
- b) 高圧印加、最高電圧80kV、コンデンサ容量1μF、多段式でコンデンサと並列接続して充電し、放電はこれを直列に接続して行う。間接撮影装置として普及した。(大阪レントゲン)
- c) 鳴滝(島津製作所) 最高電圧80kV、コンデンサ容量0.75μF フィラメント点火方式 同社の間接撮影装置八瀬(自己整流)の形態を採用した普及形装置であった。
- d) 宇治(島津製作所) 最高電圧80kV、コンデンサ容量0.75μF 多段式高圧印加方式。
- e) DL-MII(日立製作所) 1954年(昭和29年)に作られた。最高電圧80kV、コンデンサ容量1μF、フィラメント点火方式、DL-Mは0.75μF。

装置ばかりでなく、コンデンサ容量2~3μFの据置形装置もかなり普及した。図2.137は1950~1953年(昭和25~28年)頃のコンデンサ式装置である。

しかしこの当時のコンデンサ式装置は全放電式であったため、次のような根本的な

欠点をもっていた。

① 発生X線量は充電電圧のみで決定されるため操作は簡単であるが、変圧器式装置のように線量、線質を別個に調整することができない。

② 40kV以下の管電圧ではほとんど写真効果のない不感電圧となり、これ以下の電圧で発生するX線はいたずらに被検者の被爆を増す。またX線管の負荷を無用に増すことになる。

このようなことから任意の放電電圧で遮断する方法がいろいろ考案されるが、いづれもX線管と並列に放電回路を設け、コンデンサの電荷をこの放電回路を通じてバイパスさせるものであった。図2.138は島津製作所が発表した三点間隙波尾切断路である。

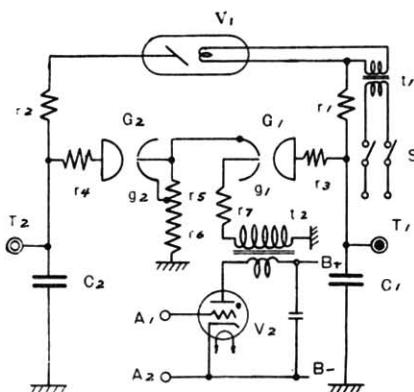


図2.138 三点間隙波尾切断回路

放電が開始されると管電圧は低下を始める。あらかじめ設定された電圧まで管電圧が降下すると波尾切断信号が端子A₁、A₂に加えられる。これによりサイラトロンV₂が点弧しパルストランジット₂の2次側に約20kVの電圧が発生する。このパルス電圧は三点間隙G₁、G₂の始動電極q₁、q₂に加えられ放電を起す。これに誘導されて主電流G₁、G₂が放電しコンデンサC₁、C₂の電荷はバイパスされる。

図2.139(次頁)はこの波尾切断回路を使用した装置および放電波形、X線強度を示したもので、フィラメント点火方式のためX線強度は徐々に増大し、0.1sec程度で最大となり、0.14secで波尾切断される。

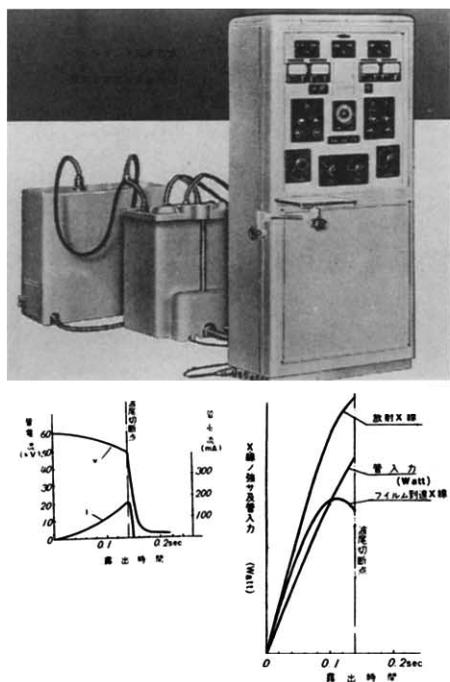


図2.139 波尾切断回路をもった清瀧(島津製作所)。

フィラメント点火方式、コンデンサ容量 $1\mu F$ 、 $0.5\mu F$ 切換。タイム撮影半波整流。

1955年(昭和30年)、三極X線管が実用化され、精度の高い波尾切斷が可能となった。この三極X線管の使用により任意の管電圧あるいは電気量で放電電流を遮断することができるようになり、また遮断後の電荷はそのままコンデンサに蓄積されるので、次回の充電は前回放電した電気量のみ充電す

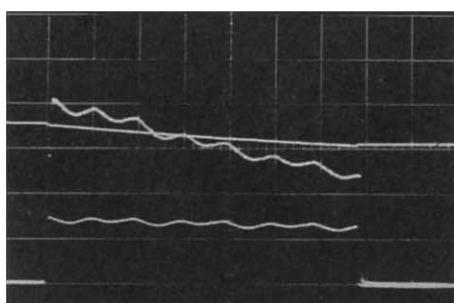


図2.140 三極X線管を使用したコンデンサ式装置の放電波形。管電圧70kV、管電流150mA、蛍光強度Al 10mm透過後、掃引時間10ms/div

コンデンサ容量 $1\mu F$ 、10mAs放電

ればよく、再充電時間は著しく短縮された。またホトタイマの使用が容易となり、精度の高い自動露出制御も可能となった。図2.140は三極X線管を使用した装置の放電波形で、以後コンデンサ式装置はほとんど三極X線管が用いられるようになり、各社共高圧印加方式に変っていった。

2.2.4 あとがき

1925~1955年、すなわち昭和初期から昭和30年頃までの日本におけるX線装置において、この期間は第二次大戦、戦後の混乱という技術的には10年近い空白があるため、装置の大きな進歩発展はほとんど1930~1940頃に行われた。そして1950年以降、新らたな開発が始まり、工業技術の向上と共に目覚ましい発展が行われることになる。

当初はそれぞれの時代における装置開発の背景、そしてそれらの動作特性、さらに臨床の場においてどのように使用されたか等を記述する心算であったが、予定の頁数をかなり上回ってしまったことや、一部資料不足、時間的制約等のため結果的には単なる装置の羅列に終ってしまった個所が多くあり、不本意な技術史となってしまったことを深くお詫びする次第である。

終りに貴重な資料を提供していただいた東芝堀川町工場村木威氏、東芝メディカル泉八郎氏、田中司郎氏、島津製作所則包満夫氏、日立メデコ草谷晴之氏、風雲堂杉浦与兵衛氏に厚く御礼申し上げる。

2.2.5 文献

- 1) Röntgen WC: Über eine neue Art von Strahlen. Sitzungs-Berichte Phy. med. Gesellsch. Würzburg, 28, 132-141, Dec. (1895).
- 2) Andreoli E: How to photograph and

- see through opaque bodies. Electrical Review, 38, 957, 404, Mar. 27, (1896) .
- 3) Glasser O: Wilhelm Conrad Röntgen und Geschichte der Röntgenstrahlen. Springer-Verlag, Berlin. Zweit Auflage, (1959) .
- 4) The new Xray "Focus" tube. The Electrical Review, 38, 955, 340, March 13, (1896) .
- 5) Grigg ERN: The trail of the invisible light. Charles C. Thomas, Springfield, (1965) .
- 6) 不透明体を通過する新光線の発見. 東京医事新誌, 935, 415-416, (1896) (明治29年2月29日).
- 7) 長岡半太郎: レントゲン氏エキス(X)放散線. 東洋学芸雑誌, 13(174), 132-133, (1896) (明治29年3月25日).
- 8) 雑報(レントゲン氏の大発見), 東洋学芸雑誌, 13(174), 137, (1896) (明治29年3月25日).
- 9) 水野敏之丞: レントゲン氏の大発見, 東洋学芸雑誌, 13(174), 99-102, (1896) (明治29年3月25日).
- 10) 丸茂文良: レントゲン氏の所謂X光線? の「デモストラチオン」, 済生学舎医事新報, 42, 508-531, (1896) (明治29年6月).
- 11) 村岡範為馳: レントゲン氏のX線放射線の話, 京都府教育会編纂, 村上勘兵衛発行, (1896) (明治29年8月31日).
- 12) 島津製作所: 京都に於けるX線研究の搖籃時代と島津製作所レントゲン装置の沿革概要, (1927) (昭和2年).
- 13) 板倉聖宣: 長岡半太郎, 朝日新聞社, (1976) .
- 14) 日本物理学会編: 日本の物理学史. 東海大学出版会, (1978) .
- 15) 今市正義, 原 三正: 本邦におけるX線の初期実験. 科学史研究, 16, 23-32, (1950) .
- 16) 八木江里: 日本最初の物理学者たち. 物理学史研究, 119-139, 東海大学出版会, (1976) .
- 17) 後藤五郎: 日本放射線医学史考(明治・大正篇). 日本医学放射線学会, (1969) .
- 18) 原 三正, 今市正義: 本邦における放射線技術者の発祥. 日放技学誌, 6(4), 79-90, (1951) .
- 19) 藤浪剛一: 我国におけるレントゲン学進歩の状態, 医海時報, 1332, 16-18, (1920) (大正9年).
- 20) 田中苗太郎: X放線検査に就いて余の経験. 医海時報, 603, 23-24, (1906) (明治39).
- 21) 島津製作所史: 放射線機器. 352-390, (1967) .
- 22) Brower AJ: Classic description in diagnostic Roentgenology. Charles C. Thomas, Springfield, (1965) .
- 23) Grigg ERN: The trail of the invisible light. Charles C. Thomas, Springfield, (1965) .
- 24) Lilienfeld JE und Rosenthal WJ: Ein Röntgenröhre von beliebig und momentan einstellbarem von Vacum unabängigen Härtegrad. Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenst, 18, 256-259, (1912) .
- 25) Coolidge WD: A powerful Roentgen ray tube with a pure electron discharge. Phys. Rev., 2 (6), 409-430, (1913) .
- 26) Dushman S: A new device for rectifying high tension alternating current. General Electric Review,

- 18 (3), 156-167, (1915) .
- 27) Coolidge WD: Roentgen ray tubes. Radiology, 45, 449-466, (1945) .
- 28) Wood RW: Note on "Focus Tubes" for production X-rays. Philosophical Mag., 41, 382-383, (1896) .
- 29) 江藤秀雄: 「レントゲン」首発達の歴史, 日本レントゲン学会, 17(2), 54-77, (1939) .
- 30) Pohl E: Verfahren und Einrichtung zum Betriebe von Röntgenröhren bei der Anwendung für Therapeutische Zwecke. Deutsches Reich Patentschrift Nr 376359, (1923) .
- 31) Thomson E: X-Ray Tnbe. U. S. Patent No.1192706, (1916) .
- 32) Coolidge WD: Summary of physical investigation work in progress on tubes and accessories. Am. J. Roentgenol, 2, 881-892, (1914/1915) .
- 33) Goss MJ and Atlee ZJ: Progress in the design of rotating anode tubes. Am. J. Roentgenol, 41(2), 2676-282, (1939) .
- 34) Coolidge WD: X-Ray Apparatus. U. S. Patent No.1215116, (1917) .
- 35) Fujimoto U: X-Ray Tube. U. S. Patent No.1621926.
- 36) Bouwers A: An X-Ray tube with rotating anode. Physica, 10 (125) , 110-119, (1930) .
- 37) Gray WR: A new cathode tube with rotaroring anode. Brit. J. Radiology, 3, 171-177, (1930) .
- 38) 滝内政治郎: 回転対陰極管球 "ロータリックス". 島津レントゲン時報, 28 (5), 171-173, (1930) .
- 39) 後藤五郎: 日本放射線医学史考 (昭和篇). 第12回国際放射線医学会議, 79, (1969) .
- 40) Ungelenk A: Eine Drehanodenröhre mit Hochtemperatur-Strahlungskühlung. Fortschr. a. d. Geb.d. Röntgenst, 49, 162-170, (1934) .
- 41) Ungelenk A: Eine Drehanodenröhre mit Hochtemperatur-Strahlung mit gesteigerter leistung Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenst. (Bricht Band 27) , 50, 57-60, (1934) .
- 42) 細江謙三: 遠き日々より. マクプロス出版, (1980) .
- 43) 松島 肇: 回転陽極 X 線管. 螢光, 12 (7), 257-260, (1938) .
- 44) 滋賀弘一郎, 吉田元重: マツダ回転陽極 X 線管について. 東芝 X 線資料, 第 9 輯 1-8, (1954) .
- 45) 東京電気株式会社50年史: 東京芝浦電気株式会社, (1940) .
- 46) 吉田洪二: K X - 8 X 線セット. 医療電気時報, 3 (5), 9-11, (1933) .
- 47) 滝内政治郎: レントゲン電撃の危険性に就て. 島津レントゲン時報, 44, 11-13, (1935) .
- 48) 滝内政治郎: 東京電灯病院電撃致死事件真相. 日本レントゲン学会, 12 (6), 481-483, (1935) .
- 49) 原田音次郎: K X - 10型大容量 X 線装置に就て. 医療電気時報, 6 (3), 1-5, (1936) .
- 50) 小原 誠: 単相全波整流, 1,000 mA型桂号 X 線装置に就いて. 島津レントゲン時報, 52, 1-5, (1938) .
- 51) Coolidge WD: Oil-immersed X-ray generating outfits. Am. J. Roentgenol, 7(4), 181-190, (1920) .
- 52) 東芝百年史: 東京芝浦電気株式会社, (1977) .
- 53) Bouwers A: A new X-ray apparatus

- with complete X-ray and electrical protection. *Acta Radiologica*, 9, 600-605, (1928) .
- 54) "Garantix Control" SRW-NEWS BULLETIN, 5-8, (1938) .
- 55) 草谷晴之: X線断層像の鮮鋭度について. *日立評論*, 38 (4), 81-87 (1956).
- 56) 小林, 草谷: 診療用大型X線装置の撮影時の電圧変動について. *日立評論*, 測定特集号別冊2号47-54, (1954).
- 57) 小林, 安藤, 長沢: 電磁接触器を使用した同期式電子管タイマー. *日立評論*, 39 (6), 31-35, (1957).
- 58) 佐野, 濑和居: 島津自動制御式診断用X線装置"山城号". *島津評論*, 11, 3. 4, (1955).
- 59) Gutzeit K: Die Erstaufstellung eines Drehstromventilgleichters zur Röntgendiagnostik mit einer Leistung von 40 Kilowatt, *Münchener Medizinische Wochenschrift*, 74 (29), 1228-1230, (1927) .
- 60) Leistner K: Wege zur Steigerung der Leistung von Diagnostik-Apparaten. *Fortschr. a. d. Geb.d. Röntgenst*, 37 (3), 321-328, (1928) .
- 61) 福田篤一: 三相交流レントゲン装置. *島津レントゲン時報*, 4 (25), 161-172, (1929).
- 62) Chantraine H: Die heutige Drenstrommaschine ist verbessерungsbedürftig. *Fortschr. a. d. Geb.d. Röntgenst*, 53 (3), 585-592, (1936) .
- 63) Bischoff K: 40 Jahre Drenstromapparat. *Röntgen - Blätter*, 9, 401-412, (1956) .
- 64) Dessauer F: Fortschritte in der Moment-Röntgen graphie, *Verhand- lungen der deutschen Röntgengesellschaft*, (1909/1910)
- 65) Worall ES: Rapid radiography, *The Journal of the Röntgen Society*, 7, 75-77, (1911) .
- 66) Niemann C: Method and system for taking X-ray photgrsph U. S Patent 1703688 (1929) .
- 67) Beese NC: Methods used to attain nigh speed in Roentgenography. *Radiology*, 31, 716-723, (1938) .
- 68) Files GW: Capacitor discharge apparatus. *Am. J. Roentgenol*, 34 (6), 798-810, (1935) .
- 69) 日本医療電気: ギバK C D-10形蓄電器放電撮影装置. *医療電気時報*, 6 (6), 1-6, (1936) .
- 70) Bouwers A: Economy and quality in radiology. *Brit. J. Radiology*, 5, 311-323, (1932) .
- 71) Boldingh WH: Un appareil Special pour L'examen radiographique du Thorax. *Acta Radiologica*, 12, 479-485, (1931) .
- 72) Codiaphos: SRW NEWS BULLETIN., 9-12, (1938) .

2. 3 付属品

2. 3. 1 はじめに

附属品の種類は極めて多く、本来装置に付属してX線の発生に不可欠な器具と、検査や治療の業務の上で補助的に利用されるものとある。従ってこれを定義することは必ずしも容易ではない。放射線小事典¹⁾によれば「X線診療上X線発生装置の機能をよく発揮させるに必要な機械器具の総称、特にX線発生装置その他にとりつけた諸器具計器類をGeräte Zubehörといい、装置に直接取り付けない器具、器械類をHilfsgeräteと区別する場合もある。」と記されている。

本章では発生装置にとりつけるものは装置の項で、また感光材料と現像処理に関するものは感光材料の項で取り扱い、その他の発生機と感光材料の中間に位する検査、治療に必要な器具を対照とした。その意味ではHilfs-geräteに属するものといえる。

さて、附属品の歴史は、明治時代他の発生機などが実験段階であったように、附属品もまた、全く間に合せのもので、附属品としての形態をなしていなかったといえる。大正に入り、漸くX線が医療機として確立されるにつれ、次第に独立した附属器具としての発展をとげ、大正の末期にいたり利用度の増大と、装置の使用目的が明確化するにつれ、本格的な形態を整え始めたと考えられる。従って今日広く利用されている附属器具は原理的には大正中期より末期にかけてほとんど確立せられたものである。その後の進歩は他の科学産業の進歩に伴い、その恩恵を受けて、使用する材質や形態が変化したにすぎない。

例えばブッキーブレンデは大正の初期に考案開発せられたが、今日のものと本質的

には何の変化もなく、また今日脚光をあびている連続撮影や、立体撮影が当時すでに多くの人々によっていろいろの方法で試みられ、ほとんど今日見られる原形の原理は探究されつくされ、また驚くべき着想の器具が作られている。その意味からすれば、附属品に関する限り大正初期から中期にかけてが附属品の実験段階であり、大正の末期に至りほぼ整理統合せられ確立されたものと考えるべきであろう。

そして普偏化されたものだけが、より便利に、より軽量に材質や形態が改良せられ、今日に受けつがれたものと思われる。勿論附属品は発生機や、診断技術の進歩に伴なって、その必要性を増すもので、附属品そのものが独立して存在するものではない。従って装置の進歩が高電圧化、大電流化するにつれ、あるいは診断技術の要求がより高度に複雑になるにつれ、附属品の精度も機能もまた要求に沿って改善せられるものである。しかしながら以後の附属品の発展をあわせ考えてみると、この時代において可能な試みはなしつくされたようと思われる。

唯一つ今日と大きな違いに気付くのは測定器具である。即ち配量計、硬度計というものが当時極めて重要な不可欠の附属器具として、日常使用せられたということである。このことはおそらく当時の装置の計器が不安定であり、不正確であったことと、生物学的な量の規正が確立されていなかったための己むを得ないチェック器具として発達したものと思われるが、隔世の感を禁じ得ない。

なおこれらの附属器具の考案開発がほとんど当時の医家によって行われ技術者によるものが極めて少ないということは特筆すべきことであろう。即ち、当時の医家が新しい科学の所産を医療面に導入することに

大きな希望と熱情をもっていたことを物語るものであり、一方最も技術者が活躍出来る分野でありながら技術者の業績が少ないということは、一まつのさびしさをおぼえるが、技術者は装置が不備不安定であり、その取り扱いに熟練を要し、単にX線を取り出すことに全精力を集中していたためと思われる。また、常に新らしい知識が欧米に遊学してきた医師によって伝授せられたためと、技術の教育が確立されず單なる取り扱いの助手的存在であったことを物語つており、その意味では附属品から技術者の側面をうかがい得ない不満はあるが、逆に当時の技術者が不備な附属品でいかに苦労したかを知ることも出来る。以下それぞれの附属品について歴史的な変遷をみることにする。

なお、挿入の写真は、大正9年刊藤浪剛一著「れんとげん学」第2版および昭和4年刊島津レントゲン学講義集第6輯より借用したものである。また参考文献のうち、氏名のみのものは本会技術史委員会が行なった全国調査の中から解答を得たもの、および本会で行なった座談会の談話の中から引用させていただいたものである。いづれも本会の会員である。併せて感謝の意を表する。

1) 放射線小辞典1954年 滝内政治郎編

2. 3. 1. a. カセッテ ホルダー (Cassette holder)

明治時代における乾板容器についての詳しい記録はないが、1866 (M29) 10月10日村岡が実験に成功したときには、手札の乾板を黒紙につつんで使用したという¹⁾。実験段階では普通乾板が使われたというからおそらく専用の容器もなかったものと思われる。1909年 (M42) 9月島津が国産第一

号機を千葉国府台、衛戍病院に納入したときのカタログに「写真取枠」と記されているというが、その形状は詳でない。

1913年 (T 2年) 軍医学校では二重の紙袋を使ったといい²⁾瀬木³⁾によればクレマ一乾板 (米) について来た黒い袋に入れた上、さらにこれを逆さにして赤桃色の袋で包んで使用したという。

従って初期の段階では黒紙または赤か黒の乾板包装用の袋が使用されたようで、その後この紙袋に鉛板をそえて使用するようになる⁴⁾。その間の事情は大正9年版「れんとげん学」によって知ることが出来る。本書によれば

「当時乾板は二重の紙袋を添附して販売しており、一般には半打、一打の箱から取り出してこの袋に入れて撮影したが、会社によりすでに一枚宛紙包にした元方一枚包というものもあった。しかし件数の少ないところでは却って高くつき、また長時間保存しておくと摩擦により膜面を傷めるから二重の添附された袋を使う方が良い。紙包はそのまま体の下に入れると、体重で破損するおそれがあるから乾板敷を用いる。これは厚い含鉛硝子か、あるいは3mm厚さの鉄板に2mmの鉛板を張って二次線を防止するようにしたもので乾板のサイズに合わせ、八ツ切、六ツ切等がある」

と記されている。

1916年 (T 5年) ごろより木製の取枠が使われ初めており、関⁵⁾によれば「厚手のボール紙あるいは木製の枠に薄い杉板を黒く塗って裏側にし、表側に薄いベークライト板を張ったものといい、藤浪⁵⁾によれば

「通常取枠は木製の底に二次線防止用の2mmの鉛板または亜鉛板を張り、蓋は黒い板紙か、ゴム引布地を張ったもので、サイズは四ツ切一種である。小さい乾板を使うときには、表面に白く書かれたそれぞれの

大きさの枠に合わせて挿入し動かないよう同じ厚さの木を入れる（図2.141）。取枠を使用すると患部が浸潤している時にも乾板に汚点を作る心配がなく、また身体圧によって破碎することもないが、厚みがあるため、像が不鮮明になり、頸椎下部の側



図2.141 木製カセット

面や屈曲部の撮影では取枠の像が邪魔になるので紙包の方がはるかに至便である。」

と記されている。このように大正の初期には木枠と紙包が目的に応じて使い分けられていたようである。

1919年（T8年）ごろより増感紙が使用され初め、内科系では主に胃腸撮影に用いられたが、当初は紙袋に乾板と増感紙を重ねて入れ、手で持たせたために密着が悪く像がボケるため増感紙の評判はよくなかったという³⁾。外科系でも手足を除く骨格、特に整形外科では脊椎や骨盤部の撮影にはほとんど増感紙が使用されるようになり⁴⁾、1921～1923年（T10～12年）ごろにはむしろ増感紙を使用する方が多くなってきたため、取枠の構造にも種々の改良がなされるようになった。小坂⁵⁾によれば

「乾板を貯蔵する封筒（Envelope）を使用すれば容易に損害されるから、増強板（注）増感紙と思われる。通常は特製の枠（Cassette）に接着しておき、その薬物面と乾板の膜面を接触させしめる」

と記し、藤浪⁵⁾によれば

「増感紙を使用する時は通常取枠の基底に弾力をもたせ、常に上方に弾き膜面を密着させる増感紙取枠を用いる」

と記し、藤浪⁵⁾によれば

「当時のカセットはパックの鉛板の上に厚いラシャが張付けてあったが、これだけでは密着が不十分なため、ラシャと増感紙、ラシャと乾板の間にさらに厚紙を入れて使用した。数年後ラシャがフェルトに変えられた」

という。

このように取枠の変遷は、単に感光を防ぐための黒紙から黒や赤の袋になり、その補強のための下敷が考え出され、やがて木製の容器に発展し、増感紙の出現によって密着するための工夫がなされ、やがてフィルムの出現によって複合増感紙用金属カセットへと発展してきたわけである。金属カセットは1921年（T10年）軍医学校で²⁾1926年（T15年）には慶應⁴⁾でシーメンス社製複合増感紙付アルミニュームカセットを使ったという報告があるが、細江⁷⁾によれば当初のものは木枠の表にアルミニュームを張ったもので増感紙を圧迫する方式ではなかったといい、また止め金もあまり圧迫すると乾板が割れるので枠の横に掛金を付けたようなものであったという。金属に変わった理由として藤浪⁵⁾は

「木製では年輪や木目のない材質を選ぶ必要があり、肌ざわりは良いが、皮膚病の患者等消毒しなければならない不便がある」

といっている。

フィルムが日本に輸入されたのが1921年（T10年）というから、このころから今日のような形態の金属製カセットが使われたものと思われる。

特殊なものとして蝶形骨や篩骨の軸方向撮影のために口中にそう入するEnoral cassette、裏面に空気袋を入れて密着をよくしたPneumatic cassette。あるいは表面を凹面にしたものなどの記録があるが⁹⁾、わが国で使用されたという報告はない。

-
- (1) 昭和42年刊 島津製作所史
 - (2) 斎藤勘三郎談
 - (3) 濑木嘉一 Fuji X-ray 1-5 P3. 1951.
 - (4) 田中金司
 - (5) 藤浪剛一 大正9年刊
「れんとげん学」第二版
 - (6) 関誠一郎 Fuji X-ray 1-5 1951.
 - (7) 細江謙三談
 - (8) 小坂早五郎 大正13年刊
「X線技術学及び治療法」P.4
 - (9) 長坂亀三郎 昭和4年刊
島津レントゲン学講義集第6輯

2. 3. 1. b. ブッキーブレンデ Bucky's diaphragm

ブッキーブレンデは1913年（T 2年）ブッキー氏により考案された格子形鉛枠で、各格子の寸法は2cm四角の深さ5cmのもので（図2. 142）、一名Wabenblendeともい、1913年、英国の特許を得ている。これは非常に重く格子も荒いため、透視用に比較的軽量で一方向だけの凹面格子を作り、円

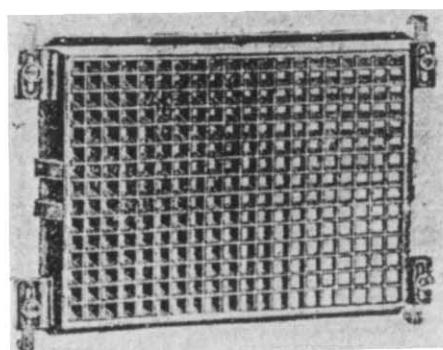


図2. 142 ブッキーブレンデ
形、だ円形あるいは直線的に時計仕掛けあるいは電動機仕掛けで歯車によって回転するよ
うに考案し1913年同じく英国の特許を受け
ている。

一方米国ではコール(Cole)氏が二個の間

隙を通ってX線を通過させるDouble slit methodを考案している。

次いで1916年（T 5年）ポッター氏により格子を移動させるPottor Bucky一名Rollblendeが作られた。この装置の能率は格子の巾と深さで決まり、溝の巾／溝の深さ=0.25~0.17が学用的に良好であるといわれる。実際の寸法は鉛板の厚さ0.05吋、深さ0.16吋である。間隔は普通木が用いられたが、セルロイドも使われたようである（図2. 143）。

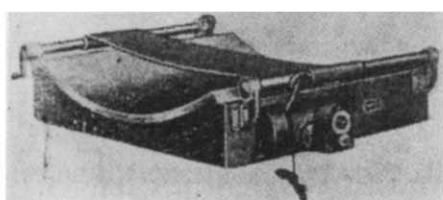


図2. 143 ポッターブッキーブレンデ

一方米国ではPotter氏より早く1916年英國のカルドウェル(Caldwell)氏が移動格子の特許を得たといわれる。凹面ブッキーは周辺の像が拡大される欠点があるのでAllenは曲ったフィルムの使用を提唱したが、あまり実用化せずWilsayは被写体とフィルムの間隔を縮めるためのいろいろの研究を行なったが価格が高くつき実用化されなかった。

他方Otto氏はうず巻形格子(spiral type grid)を発明し1914年ドイツの特許を得、1916年Caldwellによって改良され、スウェーデンのAkerlundが1923年米国のSawfordが1924年それぞれ改良して英國の特許を得たとい。これらは電気的にあるいは手動で回転するものもありOrehblendeと称した。その後鉛格子を放射状に並べたRadial gridをTames, Eichlen, Bohm等がシーメンスと提携して製作し、1924年英國の特許を得た。これ等は写真よりも専ら透視用に用いられたとい。¹⁾²⁾

わが国においては

「1916年（T5年）東大整形外科教授高木憲次が帰朝してスピラールブレンデについて紹介説明したのが最初であり、当時日本にブレンデはなかった。日本に初めて入ったのは大正13年8月で、荷作りを解いて組立てたのをおぼえている」

という、関³⁾の報告がある。しかし、1917年（T6年）長崎医大、⁴⁾1919年（T8年）広島でシーメンス製を、⁵⁾1920（T9年）慶應で⁶⁾、1921年（T10年）京城帝大で凹面を⁷⁾それぞれ使用したという報告があり、また、1921年（T10年）仙台鉄道病院では日本最初に米国ビクター社から輸入された3台のうちの1台を使用し、これは1945年（S20年）の戦災で焼失するまで使ったという報告もある。⁸⁾国産では1923年（T12年）島津製を慶應で、⁹⁾日本医療製を島根県で、¹⁰⁾1924年（T13年）横須賀海軍病院¹¹⁾と広島で¹²⁾島津製凹面を、1925年（T14年）九大第2内科¹³⁾および東京¹⁴⁾で何れも島津製を使ったという。大正12年ごろの木製ブッキー・テーブルの価格は850円であったという¹⁵⁾。当時のものはブッキー・テーブルというものではなくベッドの上にブッキー・ブレンデを乗せて使った。移動もオイルの関係でスムーズに動かず、しばしば荒い縞が写って困ったともいう¹⁶⁾。

スパイラルのものは1923年（T21年）ストックホルム製螺旋形を、1925年（T14年）スウェーデン製シュラーの電動式スパイラル円板格子を使った¹⁷⁾という報告がある。

このように、1913年（T2年）考案された初期のブッキーか、ポッターの改良したものかは不明であるが、わが国において1917年（T6年）以来使われて来たことは事実であり、関の1924年（T13年）初めて輸入されたということは疑わしい。

スパイラル式だとしてもすでに1923年（T12年）に使われている。また島津製作

所史¹⁸⁾によれば米国製のブッキーを輸入し販売を開始したのが、1923年（T12年）であり同社で製作を始めたのは1930年（S5年）であるというから、それ以前に島津製というものはおそらく輸入品を島津から購入したことの誤りであろうと思われる。1923年（T12年）以前のものは、他の商社が欧洲から輸入していたか、あるいは装置に附属して購入されたものと思われる。また1920年（T9年）以前のものは藤浪の記述からみて、ポッターの移動式のものではなかったと考えるべきであろう。

- ① 長坂亀三郎 昭3刊 島津レントゲン時報17
- ② 高木憲次 大14刊島津レントゲン講義集第2輯
- ③ 関誠一郎 Fuji X-ray 1-5 P.8. 1951
- ④ 相川初一
- ⑤ 堀岡寺太郎
- ⑥ 田中金司
- ⑦ 香園幹雄
- ⑧ 黒沢 実（日放技5-4）P97.1950
- ⑨ 小平捷治
- ⑩ 上田静之介
- ⑪ 湿美 博
- ⑫ 蔵重憲蔵
- ⑬ 佐竹秀俊
- ⑭ 佐々木豊年
- ⑮ 原 治己
- ⑯ 細江謙三
- ⑰ 麻生重敏
- ⑱ 昭和42年刊 島津製作所史

2.3.1.c. リーダー撮影台（Leader cassette holder）

リーダーは、ドイツのX線医Herman Rieder（1898～1932）によって考案せられ

たもので、リーダー氏は1904年（M37年）消化管のX線検査法を確立したというが¹⁾、リーダー氏撮影台はいつ作られたか不明である。最初は壁掛用のものであったが、移動出来ないので、今日の形状に改良せられたという²⁾（図2. 144）。

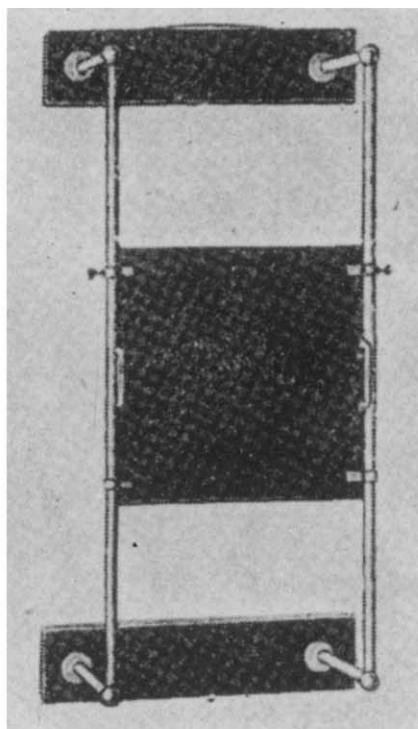


図2. 144 壁掛リーダー

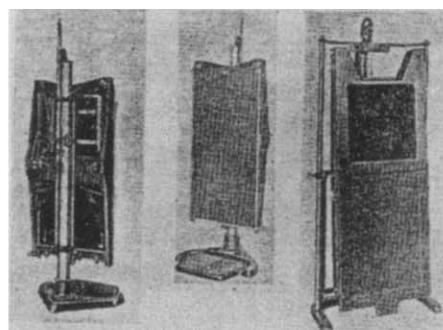
わが国においては、1913年（T2年）軍医学校で木製の簡単なものを使ったという³⁾。1916年（T5年）横須賀海軍病院ではリーダーは使用せず、胸部の写真もキャンバス張りの透視台を使ったという⁴⁾。岡山医専にはいつごろ購入したか不明であるが、1923年（T12年）ごろ木製の簡単のものを使っていたという⁵⁾。

大正12、3年ごろは壁掛式のもので、価格は30円といい、わが国においては島津が1925年（T14年）9月、リーダー立位撮影台を製作販売している⁶⁾。このとき初めてリーダーという文字が使われている。藤浪⁷⁾によれば「心臓の遠隔撮影がGrashy Cowlによって提唱せられAlban, Köhlenによって考案実用化された。この装置は折りたたみ式で使用時に組立てられる木製のもので距離は2mである。アルベルズシェンベルグはこの装置が正しく心臓の高さに管球中心を合せがたいので、基底10cm長さ2.5mの角錐を木枠にはめて使った」。

と記しているがケーラー式遠隔撮影装置といいリーダーの名称はない。いづれにしてもリーダー撮影台は遠隔撮影が実用化し、増感紙を使用する比較的短時間撮影が可能になって使用され始めたものと思われる。

立体撮影台は、ローゼンタールによって考案せられ⁸⁾、大正年代、大いに賞用せられたよう、藤浪⁷⁾、小坂⁸⁾の著書には実態写真として紹介されている。これは取枠を上下に電気ボタンにより交換できたといい、同じような電動式のものが1924年（T13年）聖路加病院で米国製が、名古屋医専でシemens製が使われている⁹⁾。

長沢²⁾によればWappler, Acme等の製品は、重力により取枠を上下に移動させるものであったという（図2. 145）。

図2. 145 立位撮影台
左) アクメ裏面
中) アクメ
右) ワップラー

① 土屋均 日放技 Vol. 23, No.4
1969

② 長坂亀三郎 昭4刊 島津レントゲ

ノ講義集第6輯

- ③ 斎藤勘三郎
- ④ 渥美 博
- ⑤ 原 治己
- ⑥ 島津製作所放射線事業部発達史概要 I
- ⑦ 藤浪剛一大9刊「れんとげん学」2版
- ⑧ 小坂早五郎大13年刊「X線技術学及び療法」
- ⑨ 細江謙三

2.3.1.d. シャウカステン Schaukasten.

乾板はぬれたものはスリ硝子にはさみ、乾いたものはセルロイドにはさんで観察されたというが、軍医学校¹⁾では1913年(T 2年)木製の観察箱を使っており、これは電球を入れてガラス面には可動マスクがついていたという²⁾。当時の形はタイコ型か三角で、中に電球を4個入れ、木で作ってあったが、自製したものも多い。藤浪³⁾によれ

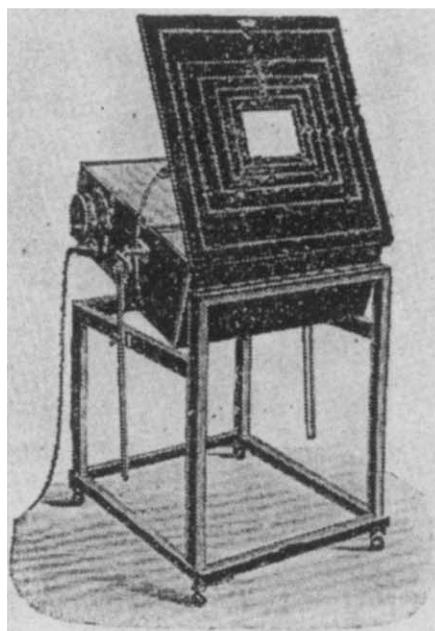


図2.146 乾板観察器

ば、最も簡単な方法は室の北側の窓の一部に小窓を作り、スリ硝子をはめて乾板をかざして見る。観察箱としては、反射をよくするため、内面を白く塗った木の箱の前面にスリ硝子をはめ、電球を中に入れて抵抗

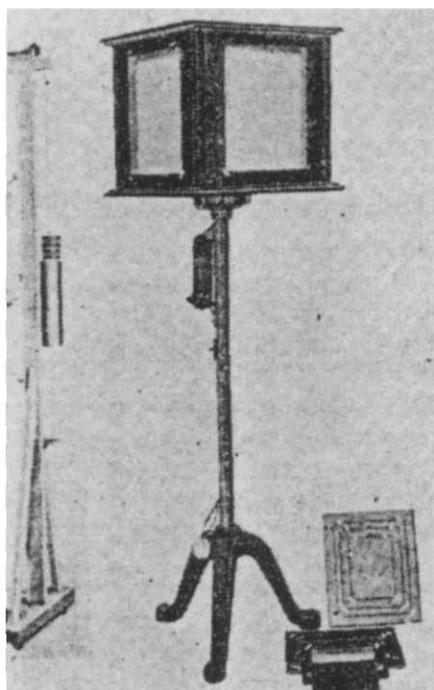


図2.147 回転式観察装置

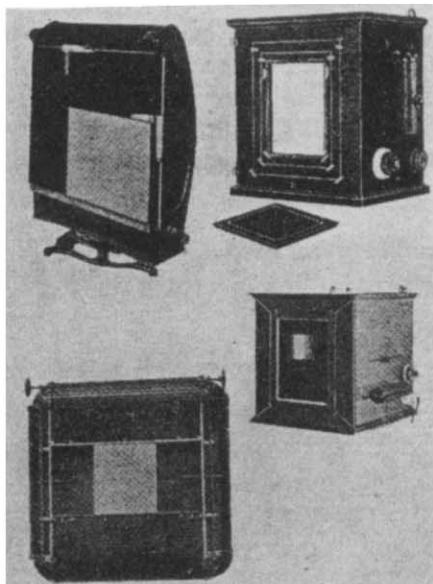


図2.148 シャウカステン

器によって明暗を調節する（図2. 146・前頁）。また、多数の乾板を同時に観察したり供覧する場合には、廻り行燈のように枠縁を作り回転式とし、四方の斜面に乳白ガラスをはめ支柱に抵抗器をつけたようなものが使われたという（図2. 147・前頁）。

そのほかにも（図2. 148・前頁）のよつな絞りのついたものもある。1909年（M42年）島津が国産第1号機を千葉国府台衛戌病院に納入したとき、附属品として「乾板透視器」をつけたと当時のカタログに記されているというが、その形状は詳でない。何れにしても、スリ硝子と電球によるものに抵抗器や可動マスクをつけるか、乾板の大きさに合った木のマスクが使われたようで、フィルムが使われるようになって、今日のようなハンガー掛のついたものに変わってきたと思われる。

-
- ① 湿美 博
 - ② 斎藤勘三郎
 - ③ 藤浪剛一 大9刊「れんとげん学」
第2版
 - ④ 昭42刊島津製作所史

2. 3. 1. e. 防禦具 (Protecting device)

防禦前掛、手袋などは1913年（T2年）軍医学校で使われており、手袋は手甲のようなものであったが、前掛は今日のものとあまり変わらないといつ¹⁾。防禦衝立は1909年（M42年）島津が国産第1号機を千葉に納入したとき、すでに遮線用衝立として附属品に記載されている²⁾。藤浪³⁾によれば大正9年ごろの遮光衝立（Schutzwand, Operations protective screen）は、3尺幅高さ6尺の木製で、鉛ガラスの小窓があり、脚下に滑車をついたものと記されており、細江⁴⁾によれば1918年（T7年）名古屋大学で購入したものは幅3尺、高さ5尺5寸、

小窓の含鉛硝子は縦7寸、横5寸で脚下にネコ車をつけた1mm鉛板入木製であったといふから、ほぼ現在のものと変わらないと思われる。

また透視時の術者の防禦は、胸当、頭巾、手袋、眼鏡が使われ、その模様は（図2. 149）のようなもので今日よりはるかに厳重であったようである。これは管球が裸であり、絞り等も不備であったためと思われる。感応コイルを使用する場合（図2. 150）のようなボックス型でコイルは屋上におき、屋内に配電板を入れて中で操作をする今日の間接用ボックスのようなものが使われたといつ⁵⁾。



図2. 149 防護具

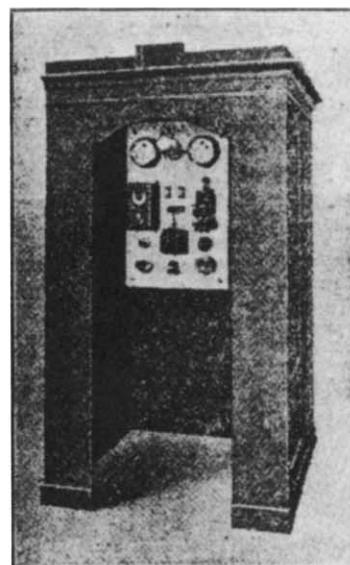


図2. 150 防護箱

鉛ガラスは透視用螢光板に大正の初期すでに使われており⁵⁾、その当量は80%以上必要である。奸商あり普通ガラスを偽り販売するものあるからさらに別の螢光板を重ねて発光するか検すべし³⁾、と記されている。

鉛当量はMutscheller氏の保健量 (Tolerance dose) により計算し、1ヵ月に1紅班量の1/100以下になるよう

$$E = \frac{mA \times t \times 36.8}{d^2}$$

E = 紅班量

mA = 管電流

t = 通電時間 (分)

d = 距離 (cm)

X = 保健量以下とするための鉛板のX線透過率としたという。⁵⁾

島津製作所は1921年 (T10年) ごろ、東京本所の石川硝子会社に命じて鉛ガラスを作らせ、1926年 (T15年) 8月防禦用衝立およびイオニメーター測定用衝立を製作発売している⁶⁾。

レントゲン室の隔壁は、やはり鉛板を張っており、また乾板格納箱は、1909年 (M42年) 島津の国産第1号機納入に当り、乾板貯蔵函として附属しており²⁾、藤浪³⁾によれば箱底に抽出を設け、内側に亜鉛板をはり、塩化カルシウムを乾燥剤として入れ、ときどき交換する。X線室内または近くにおくときは全面3mmの鉛張りとすると記されており、島津の第1号の形態は判然としないが、大正年代の貯蔵箱は先ず今日のものと大差ないと考えられる。

含鉛ゴムは1922年 (T11年) 岡山医専で使われたというが、藤浪によれば1920年 (T9年) 以前にも管球箱にあるいは治療に使われていたようである。また、細江⁴⁾によれば1922年 (T11年) 名古屋大学のものは相当使い古されたものであったから、もっと

前から使ったものと思われる。治療時の照射野の決定や乾板の分割撮影に使ったが当時のものはゴムの質が悪くひびが入り易かったという。小坂⁸⁾によれば乾板を分割して撮影する場合1/16吋の鉛板を使うと記している。

- ① 斎藤勘三郎
- ② 昭42刊 島津製作所史
- ③ 藤浪剛一著 昭9刊「れんとげん学」第2版
- ④ 細江謙三
- ⑤ 昭和4年刊 島津レントゲン学講義集第6輯
- ⑥ 島津放射線事業部発達史概要 I
- ⑦ 原治己
- ⑧ 小坂早五郎著、大13年刊 X線技術及び療法P17.

2.3.1.f. 透視台 (Screening stand)

島津が1909年 (M42年) 千葉国府台衛戍病院に納入した国産第1号機の万能透写器用寝台¹⁾というものの形態は不明であるが、1916年 (T5年) ごろの横須賀海軍病院の透視台は、キャンバスを張った患者運搬用担架を縦に立てたようなもので、螢光板は別にひもでブラ下げて滑車で上下するようになっていたという。また管球保持器は木製のピンチコックネジで固定し、上下には動くが左右には動かなかったという²⁾。同じころ、順天堂で使われたものも鉄のアングルにキャンバスを張り、キャンバスの全周囲には真鍮の環があって、太いひもでかがってあり、倒すことができなかつたという。後面に虹彩絞りのついた管球架があり上下動だけ可能で、螢光板も別に重錐で前方につるし、上下動だけ可能であった³⁾というからほぼ同じ形態のものだったと思われる。藤浪の著書に見られるキーンベック

の懸垂遮光透視台に相当するものであろう（図2. 151）。

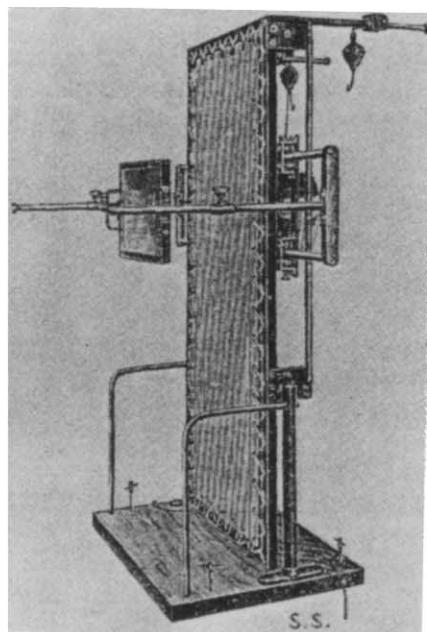


図2. 151 透視台

その後はキャンバス張りで、管球が上下だけでなく左右にも移動出来るようになり、さらに寝台にもなるものあるいは腋下に固定棒をつけたもの等Krynoskop, Orthoscop, Multoscop, の名称で各メーカーから売り出されたが大同小異であったという⁴⁾（図2. 152）。

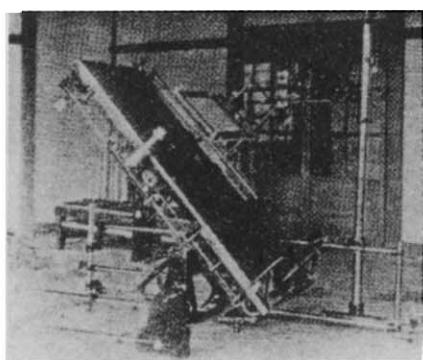


図2. 152 透視台

ついでキャンバス張りでは水平位にしたとき体重によってゆがみ、異物測定等に不便があったため木製となり、また螢光板も

つり下げ式では水平位になると体の上にのせなければならないので透視台に螢光板保持器がつくようになった。木製では年輪や節が出るので均質なアルミ製が出来たが、金属感がして不愉快なため普及しなかったという⁵⁾。

その他Campbell Electric Co. 電動式にしたもの（図2. 153）トランスを透視台の

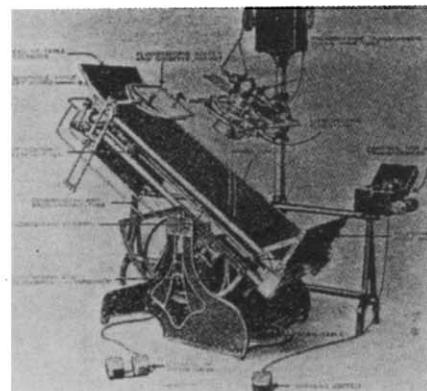


図2. 153 電動式透視台

裏にとりつけ床面積を小さくしたもの、あるいはKelly Kotto (ケリケット) 社の裏面に巻紙をとりつけ、螢光板を圧迫して震動で巻紙にペンで心臓の実大を打点し測定出来るようにしたもの遠隔撮影用（200~250 cm）の管球を移動出来るものなどが作られている⁵⁾。その他寝台専用の透視台として

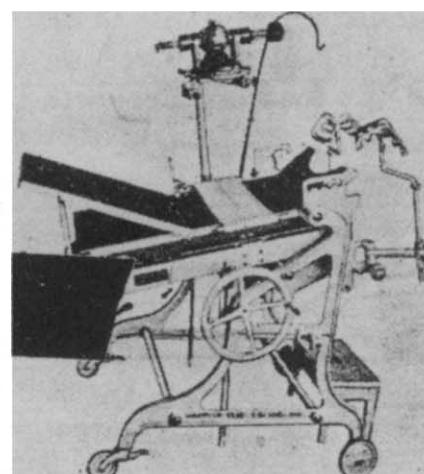


図2. 154 撮影台

はTroscopというのがあり、膀胱専用のものもある（図2.154・前頁）。

国産では島津が1926年（T15年）8月製作したA号透視台⁶⁾が本邦における本格的透視台の一つであったと思われる。

-
- ① 昭42刊 島津製作所史
 - ② 渥美 博 Fuji X-ray 48、P.24、1960
 - ③ 濑木嘉一 写真と技術X-レイ写真
特集号別冊、P22、1960
 - ④ 藤浪剛一 大9刊「れんとげん学」
第2版
 - ⑤ 長坂亀三郎 昭4刊 島津レントゲン学講義集
 - ⑥ 島津放射線事業史 第6輯

2.3.1.g. 角度計、計測器 (Angle measure)

土屋¹⁾によれば1945年（S20年）以前に計測器具はなく、他科のものとして骨盤計測器、整形の角度計があったという。しかしながら藤浪²⁾、小坂³⁾、並木⁴⁾、岩崎⁵⁾などによれば、実大測定用としてレビードルン等が創案し、グレデルによって改良された計測器、異物位置探索用としてフュールステナウ（Fürstenau）の深部計器、計算尺のガレアッティ（Galeazzi）等が紹介されている。大正時代、実大測定法（Ortho diagraphy）が盛に行なわれたようであり、また当時結石、弾丸等の検出にX線が威力を發揮したといわれるから、異物の探索等の計測器が考案せられ、盛んに活用されたものと思われる。但しこのような計器は主として医師の診断面で使われたもので写真撮影の技術的な分野ではあまり使用されたという記録がない。

-
- ① 土屋 博 日放技 Vol.23, No.4,

1968。

- ② 藤浪剛一 大9刊「れんとげん学」
第2版
- ③ 小坂早五郎 大13刊 X線技術学及び療法
- ④ 並木 重郎 大12刊 皮膚科泌尿器科学大系
- ⑤ 岩崎小四郎 大14刊 レントゲン学講義録

2.3.1.h. 固定具 (Fixing device)

一般に広く砂嚢が使われたようで、砂嚢は藤浪¹⁾によれば二重金巾に乾燥した清潔な細砂を八分目位入れて作り幅3寸、長さ1尺位のものと、幅5寸、長さ1尺5寸位の2種あれば良いと記されている。また頭部等砂嚢の使えないところにはRobinsonの縦裂孔又はう帯、あるいはシーメンスハルスケ社のシュミット固定具を推賞している。四肢ではSkiabixの固定具がある（図2.155）。

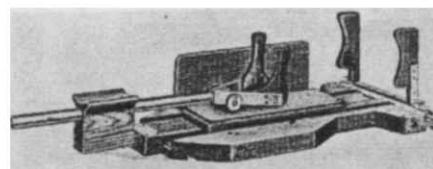


図2.155 Skiabixの固定具

腎臓撮影、婦人科領域の治療等にはライニーゲル株式会社の固定帶があり、今日の腎孟造影撮影用圧迫帶と変わらない。圧迫帶の下に入れる枕は、ヘニシュの考案した木瓜の細い繊維を7~8枚重ねて円形とし木綿でつつんだものを使うが、空気枕を入れる¹⁾。

また、渥美³⁾によれば、すすきの穂を集め布で包んだという（大正5年横須賀海軍病院）。

特殊なものとして口腔内撮影のフィルム保持器としてチスシングスキー型またはチー

ク型固定具が紹介されている。米国では歯科領域の撮影が進んでいたのと一万脳手術が盛んに行なわれるようになり、1921年(T10年)ごろより穿刺法による脳室撮影が急速に発達したため、特に頭部固定具の開発が行われたという。名古屋大学では1925年

(T14年)米国Keleket社の頭部固定撮影器を購入使用したが、適當なフレンアがなかなかつたため、満足出来る成果は得られなかつたといつ⁴。乳突起などの固定具は今日のものと変わらないようである(図2.156)。

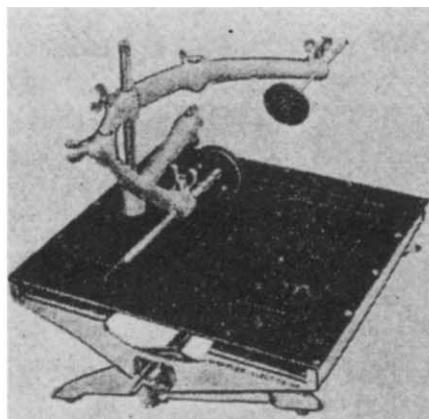


図2.156 頭部固定台

ディスティンクトールはGuid Holzknecht (1872~1931)によって考案せられたが藤浪¹⁾によれば、ホルックネヒトの肉汁匙形木匙と紹介せられ、ディスティンクトールの名称はない。

原⁵⁾によればディスティンクトールは、1923年(T12年)岡山医專で購入したときの価格は8円50銭であったといつ。

当時の撮影は時間が長く、患者の動きが写真の良否に大きく影響したので、Positioningとしての固定具よりも、動搖防止用の固定具であったと思われる。もちろん治療においても同様である。そのことは藤浪が「例えば家屋を建てんと欲するには基礎工事を堅牢に施すが如く、局部の撮影

にはまづ全身の安定法を講ぜざるべからず。像の不良を嘆く者、多くはその全身の固定法を知らずしてただ、局部固定法に満足せんとする短慮の罪なり」とのべていることから察することが出来、今日もなお至言であるといえる。

- ① 藤浪剛一 大9刊 「れんとげん学」 第2輯
- ② 長坂亀三郎 昭4刊 島津レントケン学講義集第6輯
- ③ 渥美 博
- ④ 細江謙三
- ⑤ 原 治己

2. 3. 1. i. 遮光円筒 (Cylinder diaphragm)

ガス管球の硝子線除去のため、木板に鉛板を張り、任意の大きさの円い孔を放射口に開けたものが最初であり、この孔を自由に縮小出来る虹彩絞りをつけたもの、さらに金属または含鉛ガラスの遮光円筒形に発展してゆく。普通金属のものは10~15cmの長さで鉄板または真ちゅう板で出来ており、内例に鉛板を張ったものもあり、形は截頭

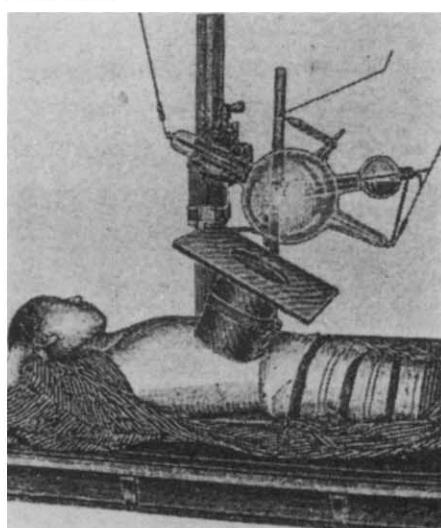


図2.157 圧迫遮光円筒

円錐形（ラッパ型）と円筒形があったという。また身体からの散乱線を少なくするために、これを圧迫用に使ったアルベルズ・シェーンベルグの圧抵遮光円筒装置（Compressions blende）があり、この場合金属感があるので先端に木を使って防電擊用にしたものもあったという¹⁾（図2.157・前頁）。

治療用には 6×8 、 8×8 、 8×10 、 10×15 cmの長さ23cm、30cm、35cm、時には50~60cmの距離、照射野が限定された木製で、内側に鉛板を張ったものであった²⁾。と記載されているが、細江³⁾によればX線治療が管電圧100kV以下で行なわれた当時は遮光円筒のみが使用され角型ではなく、深部治療が出来て照射線量や照射野が重要な問題となり、始めて前記の角型照射筒が使われるようになったという。

深部治療がわが国に設置せられたのは1921年（T10年）向井又吉医師によるライニーゲル製装置が最初であり、1922年（T11年）6月名古屋大学に設置されたライニーゲルのシンメトリー装置には 6×8 、 8×8 、 8×10 、 10×10 cmなどの角型が附属しており、その後の治療装置はほとんど角型遮光筒が使われ、一部診断装置にも角型が使われるようになったという³⁾。原も⁴⁾1924年（T13年）シーメンス製のこのような角型を岡山医専で使っている。また、写真撮影あるいは治療の部位によって尖端の形をいろいろに加工した含鉛ガラス製のも

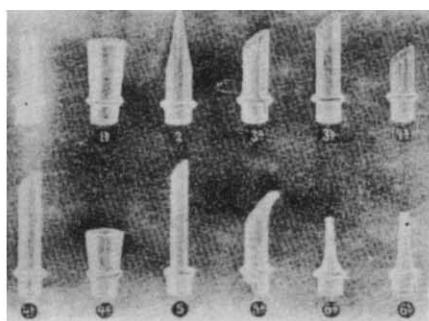


図2.158

の（Bleiglastubus）も使われたという^{2,3)}（図2.158）。

-
- ① 藤浪 剛一 大9刊 「れんとげん学」第2版
 - ② 長坂亀三郎 昭2刊 島津レントゲン学講義集第6輯
 - ③ 細江 謙三
 - ④ 原 治己

2.3.1.j. 絞り (Schutter Blende)

二種あり、その一つは写真機に用いられるような多数の板が移動して円形に大きさを変えられるものでIristypeという。今一つは互いに直角の方向に4枚の板が四角形に大きさを変えるもので、今日の絞りの原形である。

管球保持器または透視台に取り付けて使用する。前者は管球の硝子線を除去するためのものであり、後者は小範囲の透視用のものである。

長坂亀三郎、昭4刊島津レントゲン学講義集第6輯

2.3.1.k. 正射影装置 (Orthographic apparatus)

実大測定用ともいい、被写部位の大きさ形状を正しく描写するもので心臓実物大測定を目的とし、9吋の距離で行なう遠距離正射影法 (Distant ortho graphy) と50~60

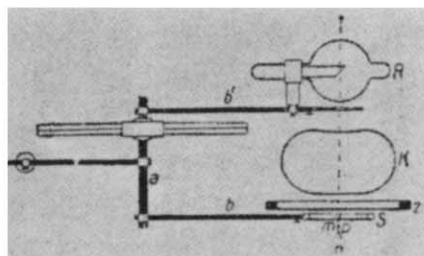


図2.159 Levy-vorn, Groedelの正射装置

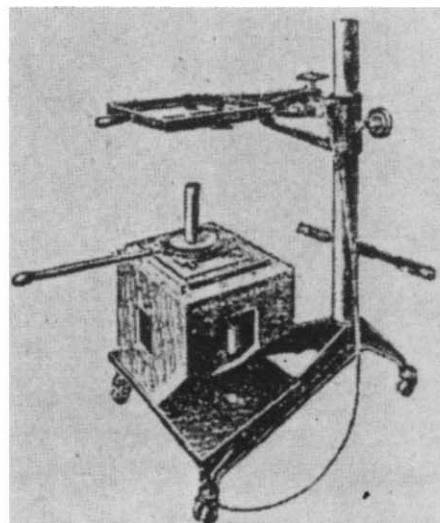


図2. 160 Wappler, Lyster正射影装置

cmの普通透視で行なう近距離正射法(Near ortho graphy)がある。これは遮光装置(Diaphragm)をとりつけ極めて小さい光束をもって被写体の外周を探りながら管球螢光板を同時に移動させ、空気の圧力によって白紙上に鉛筆で点を刻ませようとするもので、Moritzが考案し、Levy-Dorm and Groedelが実用化したといわれる(図2. 159・前頁)。または移動用にはWapplerとLyster氏の正射影装置もある(図2. 160)。本邦での使用は詳でない。

長坂亀三郎、昭4刊 島津レントゲン学講義集第6輯

2. 3. 1. 1. フィルムマーク、ナンバー (Film mark, number letter)

当初は利用件数も少なかったためか、特製のマーク、ナンバーではなく、一般には直接乾板やフィルムに鉛筆で書きこまれていたよう、ヒューズで自製したり、鉛ゴムを切って使った程度である¹²⁾。日本で製品になったのは1929~1930年(S 4~5年)ごろ渡辺求が帰朝してMelcoの坂田に命じて作らせたのが最初であるという説があるか¹³⁾、細江⁴⁾の資料1930年(S 5年)発行の

渋谷レントゲン製作所のカタログによれば「写真撮影の場合等しい部位を連続的に撮るとき現像後の間違いのないようフィルムにマークを入れることは一般に行なわれておりますが大きすぎたり、ヒューズ等で作ったり、実に見苦しいものがあります。安全のためまた写真の美化のためレントゲンフィルム専用の鉛合金マークを発売しました。上の写真はその実物大であります」として自社の名称をアルファベットで並べて大きさを示し、「アルファベット26文字、数字10文字、性2文字、右左各3個優美なる木製ケース入(ピンセット付)定価壱組金八円也。必要に応じ1文字に付き金五銭で追加します」と書かれているところからそれ以前にあったことは事実であり、1924年(T13年)刊行の小坂⁵⁾の著書にも絆創膏に鉛製の字を貼布し、番号、日付および左右の別を目的物と同時に乾板に撮写すると記されている。また細江⁴⁾によれば「米国では大正年間に使われていたはずである。大正13年5月ごろ、日本人移住者がサクラメントの病院でとった脊柱の写真を十何枚持ってきた。それにネームその他が写しこまれていたからである。ブッキーブレンデを使った写真で、当時日本で見る事の出来ないコントラストの強く立派な写真だったので患者に色々聞いたことをよく記憶している。私は初めてX線写真はこう写すべきものと判り、それを契機にして私の技術が一変したことを今でもおぼえている」と語っている。

- ① 湿美 博
- ② 原 治己
- ③ 関 忠孝
- ④ 細江 謙三
- ⑤ 小坂早五郎著大13年刊X線技術学及び療法P17

2. 3. 1. m. 管球支持器(Tube Stand
Röhrenstativ)

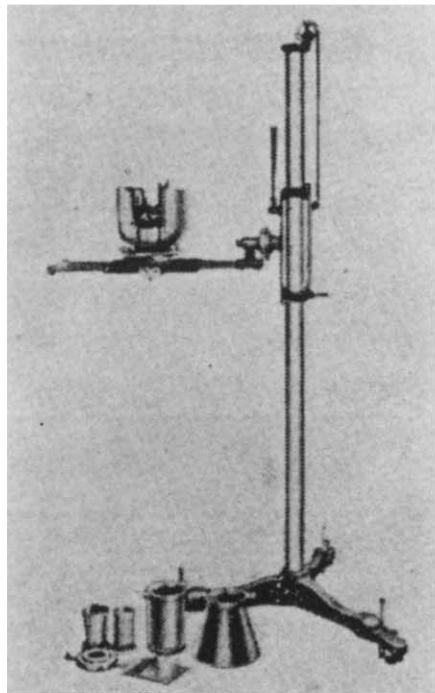


図2. 161 スタチーフ

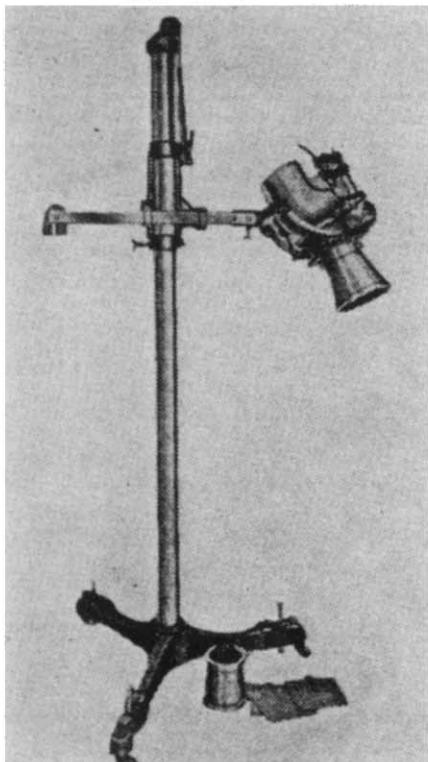


図2. 162 スタチーフ

藤浪¹⁾によれば木または鉄製の台上に支柱を立て、腕木を附属し、腕木は木製螺釘で上下前後に動くようにし、腕木の先端に木製の挿みで管球をはさむ」と記されており、細江²⁾によれば「木製の管球をはさむ所は、管球と接触する部分にラシャを張り付けてあり、エポナイトはさみにはラシャまたはゴムを使用した。管球の破損を防ぐためである。本製はかなり古くから使用されており、エポナイトは大正の後期になってからと思う」と語っている。1916年(T5年)瀬木³⁾が順天堂で使ったものもソックスを浸み込ませた木製のもので、ガス管球の陰極頸をネジで挟んで締めるようにしたものであったという。管球のネジも油に浸した木材、ペークライト、エポナイトあるいは硝子等が使われ、種々の大きさの管球を取り替えられるように改良されたりコロナ放電が起らないように球状にしたWappeler製品等が作られている。管球部分が裸のガス管球から含鉛硝子鐘がつき、防禦壁や絶縁油に浸したりするようになって重くなった関係上、上下部も歯車をつけたり、分銅でバランスを保てるようにした独ランベルツのようなものに改良されてゆく(図

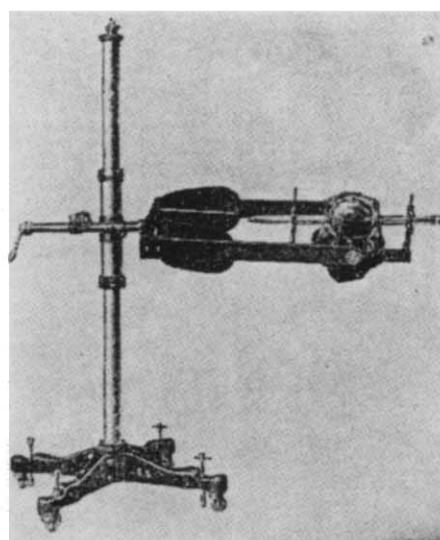


図2. 163

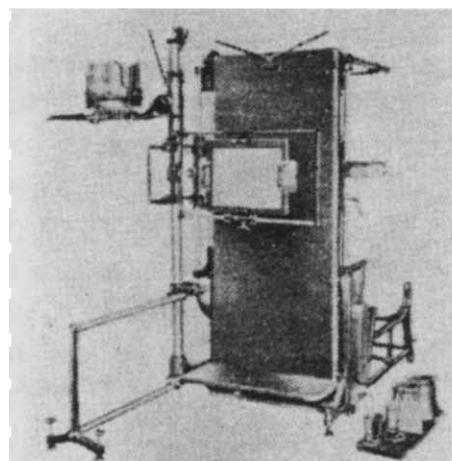


図2. 164

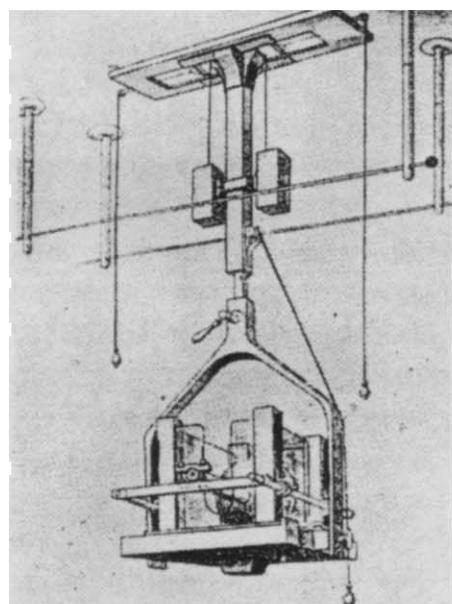


図2. 165

2. 161、図2. 162・前頁)。また深部治療用には(図2. 163)のようなものがある。その後透視に兼用出来る汎用管球支持脚 (Universal statice) (図2. 164) というのも出来、ホルックネヒトが考案した防禦管球はあまりにも重かったために天井吊にしたといわれる(図2. 165)。そのほか、ブッキーベッドの撮影、遠隔撮影には(図2. 166)のようなものもある。

また、(図2. 167)はKoch&Sterzel社の Lahm - Schaarschmidt の Bestrahlungs - brückeといわれる如何なる角度もとれる

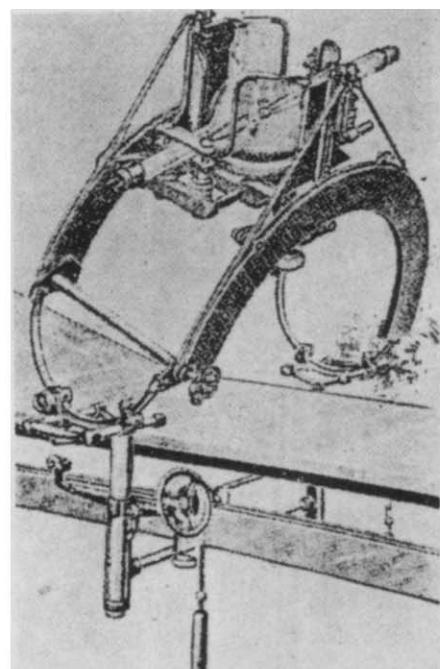


図2. 167 Kochの治療用保持器

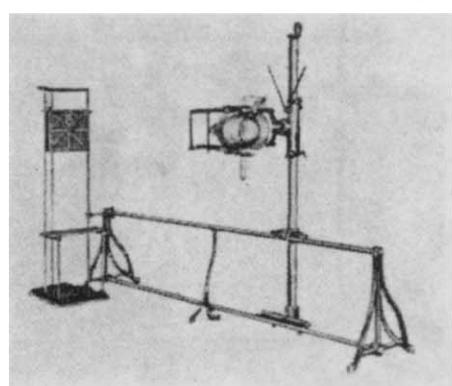


図2. 166

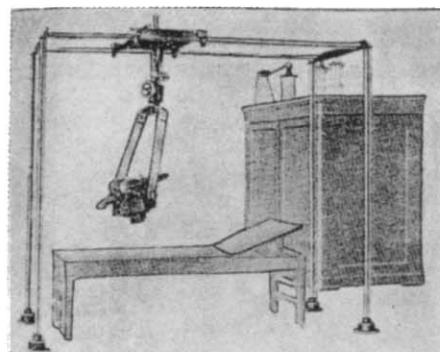


図2. 168

治療用のものであり、(図2. 168・前頁)、もそれに近い。(図2. 169)は今日の回転照射の原形ともいべきものであろう(1回転に要する時間1時間という)。

長坂³⁾は「操作容易は日常そのことに当るものに極めて重要であるが、人々の考え方により解釈も異なる。成るべく複雑な構造機構で唯一カ所にいて自由に操作し得るもの

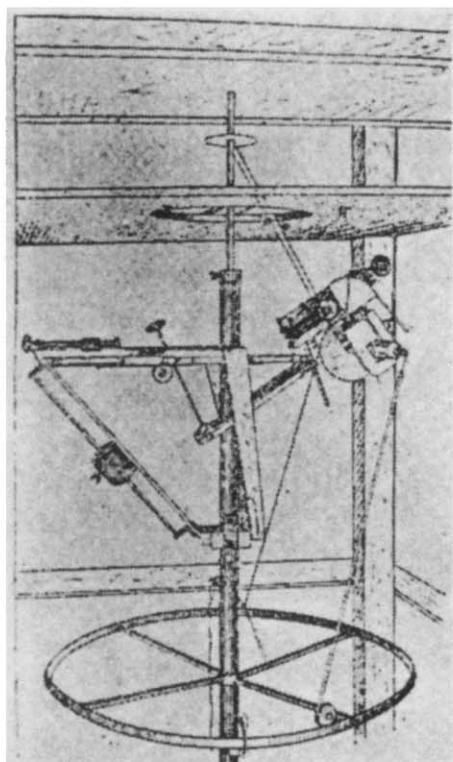


図2. 169

のと、成るべく機構は簡単で人力によって操作の目的を達せしめようとするものとあり、操作する技術が同一種のものでは附属品の取り扱いは容易となるが、複雑な機構のものは重宝ではあるが、故障が多く、簡単な機構のものは多少不便であっても故障は少ない」と述べているのは単にスタチフに限らず附属品の基本的な考え方を示唆するものであろう。

① 藤浪 剛一 大9刊 「れんとげん

学」第2版

- ② 細江 謙三
- ③ 濑木 嘉一 写真と技術X-レイ写真特集号別冊P22. 1969
- ④ 長坂亀三郎 昭4刊 島津レントゲン学講義集第6輯

2. 3. 1. n. 乾板移動装置 (cassette changer)

立体撮影や透視中の迅速撮影(今日のスポットショット)に使用されたもので、重力をを利用して手動または電動で箱型内袋のカセットを交換するChanging tunnelというのは立体撮影用のもので(図2. 170)は

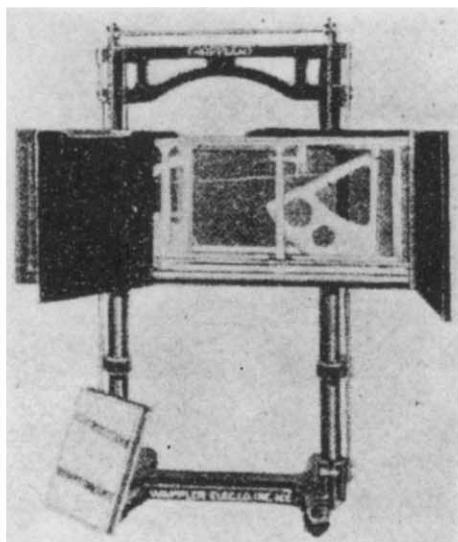


図2. 170

その平行移動式のものもある。Loman Plate Changer (図2. 171・次頁)は今日のスポット撮影に相当する。また、回転する円筒の中に数枚の乾板を備え、これが回転することにより連続的に撮影出来るようにしたものもある(図2. 172・次頁)。これは回転中はX線は出ず正しい位置に停止して初めて自動的にスイッチが入るようになっており、ノックス(Knox)はこれを使って1秒間に2枚の撮影が可能であったという。もちろん装置は短時間大電流を流し

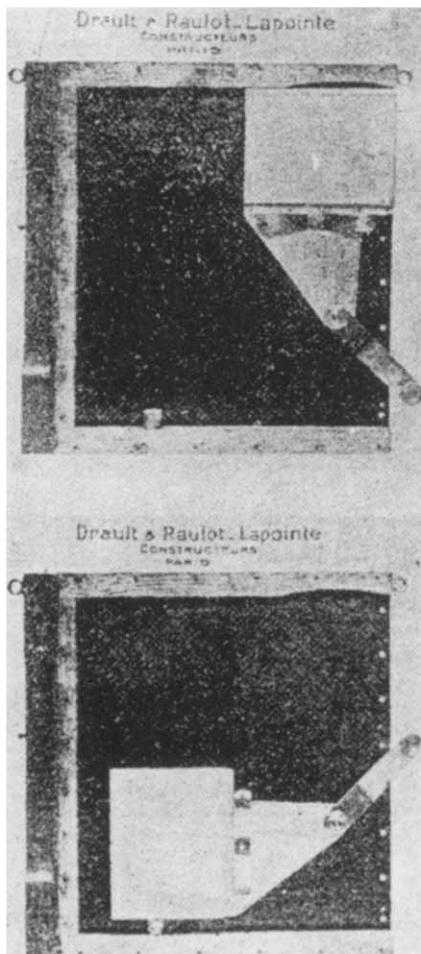


図2. 171 Loman Plate Changer

得るSingle impulse (一撃装置) が使われた
という。

Groedelのものは手でウォームギアを
回転して乾板を繰り出し、撮影が終れば片
方にすべり落ちるようにしたもので24×30
mmの乾板を24枚貯蔵し、1/100~1/1000秒の
撮影が可能であったというが、今日の連続
撮影の原形であろう。

(図2. 173)はライニーゲル社のRevolving Plate changerで場所をとらず小型板
(9×12cm) を用い、連続撮影の途中で透
視も出来る最も実用的なものであったとい
うから、今日のX線テレビのスポットに相
当するものであろう。また乾板移動とX線
開閉を自動的にしたVictor製品Siemens製

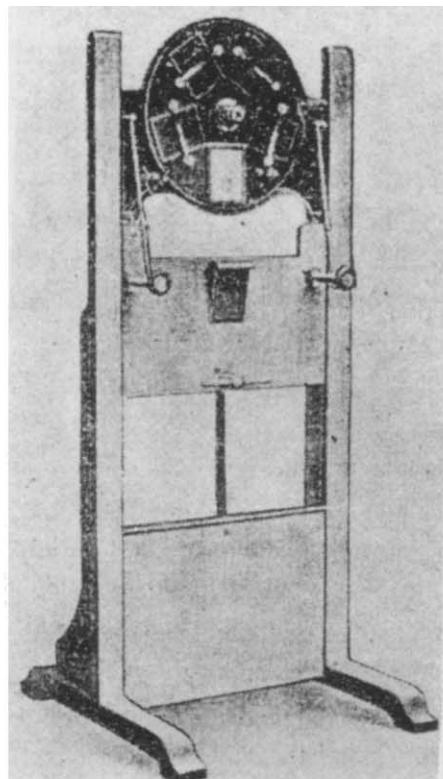


図2. 172 Reinigel Revolving plate changer

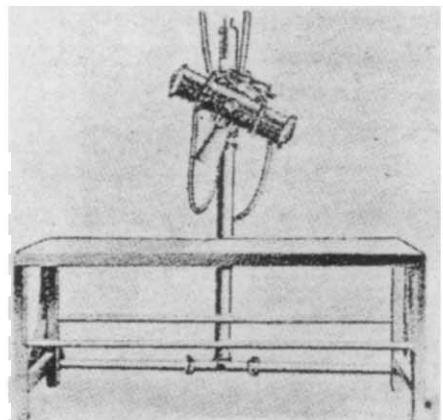


図2. 173

品、さらにX-ray Ltd製のSerios copeは螢
光板部のみ開き全面鉛で包まれたスプール
巻のロールフィルムで把手で回転して撮影
出来るというもので、6枚の撮影に要する
時間が10~15秒であったというから、今日
の連続撮影X線テレビのスポットに大きな
示唆を与えるものといえる。以上はすべて

長坂¹⁾の著から引用したものであるが、本邦で使用されたといつ記録はない。細江²⁾によれば名古屋大学でシーメンスの立体並に連続撮影装置を使用したのは昭和に入つてからであるという。

- (1) 長坂龜三郎 昭4刊 島津レントゲン講義集第6輯
 (2) 細江 謙三

2. 3. 1. o. 管球容器(Röhrenhaube)

当初は裸の管球（ガス管球）がそのまま使われたが、管球を外物損傷から防ぎ、また、X線や硝子線を遮蔽する目的で含鉛硝子鐘（Bleiglasglocke）即ちグロッケがつけられるようになった。わが国では、細江¹⁾によれば1918年（T7年）購入したオルトスコープには木製管球はさみはついていたが、グロッケはなく、1922年（T11年）購入したジントメトリー深部治療装置のガス管支持器には含鉛ガラス（グロッケ）がついていたというから外国での使用は詳ではないか、わが国では大正中期以後に使われたものと思われる。1926年（T15年）島津のカタログに広告が出ているところから、国产化も大正の末期になってからと思われる。

しかし透視を行なう場合には管球からの光が邪魔になったため、黒色のコンパウン

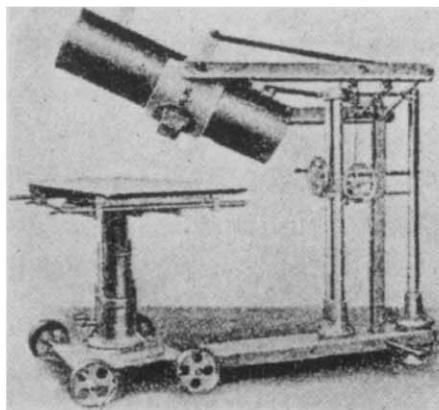


図2. 174

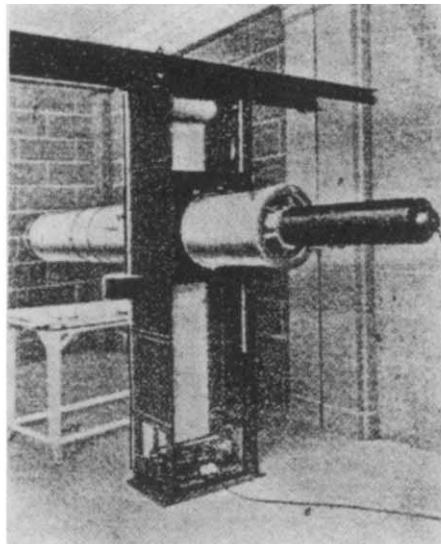


図2. 175

ド等不透明なものを塗ったり（仏ガイフェー社）あるいは木や金属の函の中に含鉛ゴムや鉛板をはったもので包んだりしたが、日本のように湿気の多いところでは管球を破損するおそれがあったという²⁾。

治療用では初期はガス管球が使われたので診断用と大差のないグロッケが用いられたが1922年（T11年）H型クーリッジ管がGEで作られるにおよびいろいろの工夫が

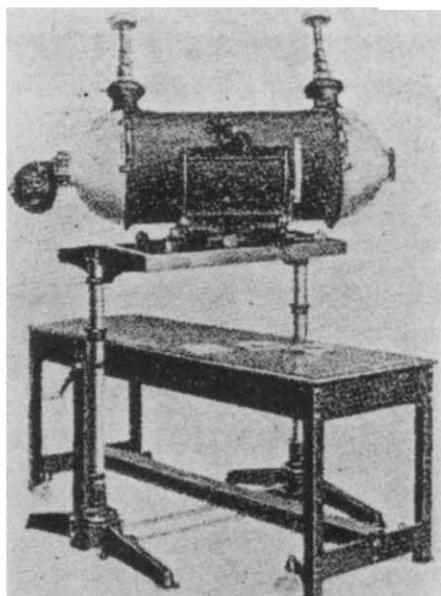


図2. 176

なされ、管球全部を金属円筒の中に入れ、接地したもので米のMiddleditch Electric Co.のTubestand (図2.174・前頁) 独シーメンスのもの (図2.175・前頁) 等があり、これらがわが国に輸入されたのは1926年 (T15年) ごろという¹⁾。また米のAcme International X-Ray Co. のものは長時間の使用に耐えられるように管内の空気を交換する扇風機をつけていたという (図2.176・前頁)。また、仏のGeiffe社のものは絶縁油中に管球を浸したのもので今日の油浸の始まりといふことが出来る。

-
- ① 細江 謙三
 ② 長坂亀三郎 昭4刊 島津レントゲン講義集 第6輯

2. 3. 1. P. 測定器 (dose meters, measurement instrument)

初期のX線発生機は極めて不安定であった上に、計器も不備であったために、線質や線量を確認するための測定器がX線発見後間もなく1902年 (M35年) ごろから多くの人々によっていろいろのものが考案されている。従って本邦においても大正の初期から総ての技師が不可欠な附属品としていく種類かの測定器を使用している。線質の確認には硬度計や波長計が使われ、写真撮影の電圧や管球の硬さを測定し、治療では配量計を使って線量、主として紅斑量の目安にしている。併し今日からすれば必ずしも信頼度の高いものではない。主に使用されたものを列記すると、配量計では、ホルツクネヒトのラジオメーテル、キーンベックのクワンチメーテル、ザブローノアレー、フェルステナウのインデンジメーター、ワインツのイオニメーター、マルチウスのイオニメーター、シーメンスのドーデスマッサー、メカピオン等であり、波長計ではマ

ルヒスタウニッヒリッツ波長計、ゼーマンスペクトログラフ、硬度計ではペノア、ワルテル、ウェーネルト、およびクワリメーター等である。

当時実際に使用した人々の話や、¹⁾当時の成書²⁾から総合した各測定器の概略は次のようなものである。あえて記録のために記載しておく。

(1) 化学作用を応用した線量計

①ヨードラジオメーター (Freund) の考案でヨードフォルムの溶液の変色による着色度で吸収量を計るものである。

②カロメルラジオメーター 1906年シュワルツ (Schwarz) の考案でカロメルゲン溶液 (蔥酸アンモニウムと昇汞との混液) から昇汞を析出させて濁度がX線に比例することを応用したもので、単位を1カロムといった。

この二つは沈澱性によるもので何れも正確ではなく信頼性にとばしいため実用化しなかった。

次に着色性を応用したものとして

③サブローノアレー (Sabouraud et Noire) の配量計 青化白金バリウムの鮮緑色がX線を照射すると黄色に変色し、さらに線量を増すと茶褐色に変化することを利用した配量計で、厚紙に直径約5mm高さ2mm位の青化白金バリウムの小体を塗布し、黒紙に包んで皮膚と焦点間距離の中間において照射した後、標準の色と比較して線量を求める。未照射の鮮緑色をTeinte Aとし、黄色から黄褐色に変化した照射後のものをTeinte Bとし、これによって紅斑量を求める。小体は日光に当ると元の原色に戻るが、反覆使用すると誤差が大きくなり、信頼性が薄くなる。

④キーンベックのクワンチメーテル (Quantimeter) (1904年) 臭化白金紙の黒化度を標準色と比較して測量する方法で

1 cm幅、長さ数cmの短冊形にして局部の上におき撮影する。最低の淡黒色度を1 Xとし、これはホルックネヒトの単位の半分に相当する。従って一紅斑量は10×となる。深部量の測定には1、2、3 mm等のAl板を重ねAl1.0 mmで黒化した量を組織1 cm下の量に相当するとした。

⑤ ホルックネヒト (Holzknecht's radiometer) の改良型 (図2.177)

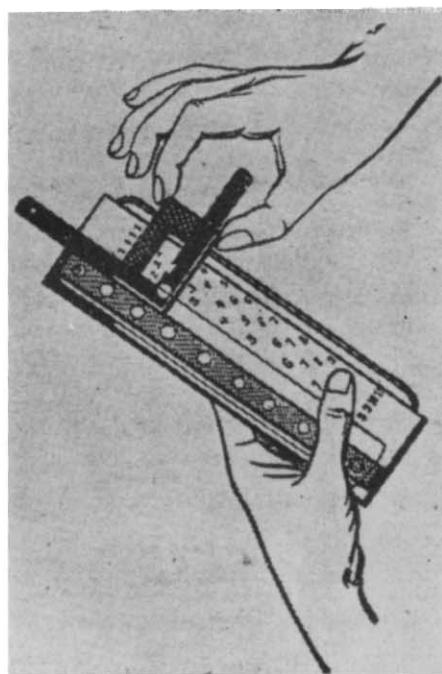


図2.177 ホルックネヒトラジオメーテル

ホルックネヒトは1902年 (M35年) ハロゲン塩類が放射線により緑色から黄色、さらに暗褐色に変化するのを1 Hから24 Hとし、測定したが、必ずしも放射量に比例しないことを発見し、中止した。

その後サブローノアレイの標準色が2色で精密な測定が出来ないのを改良し、幅8 mm位の厚紙に青化白金バリウムを半円形に塗り、これを移動把手にはさんで緑から茶褐色に着色したセルロイド原板にそって動かし、照射により着色したものと一致するところを求めて測定する量の単位をHとし、

5 Hをもって一紅斑量とする。なお、これには左右両方に目盛があって、右側の目盛は小体の皮膚面の上において照射した場合で左側はサブロー氏のものと同様皮膚焦点の中間においていた場合の目盛である。その他、青化白金バリウムを用いたものは、Bordier (1906年) の四級に分けてJを単位とするものHampsonの24段階に分けたもの、また青化白金バリウムは日光のスペクトルや天候によって差が出来、正確でないので一定スペクトルの光源によるBuckyのOrtho spectral dosimeter, NogierのRadiochronoskop等であるが、いずれも皮膚面に対する安全量、最大許容量という考え方でひとつの目安にすぎず、紅斑量そのものが個人個人で大きな差があり、信頼できるものではなかったという。

⑥ フエルステナウのインテンシメーター (図2.178) (Intensimeter nach Füstenau) セレニウムにX線を照射すると、電気抵抗が変る。その変化は照射線に比例する。セレニウム線を接続した回路の電流を測れば良いわけで、これは、1904年ルー

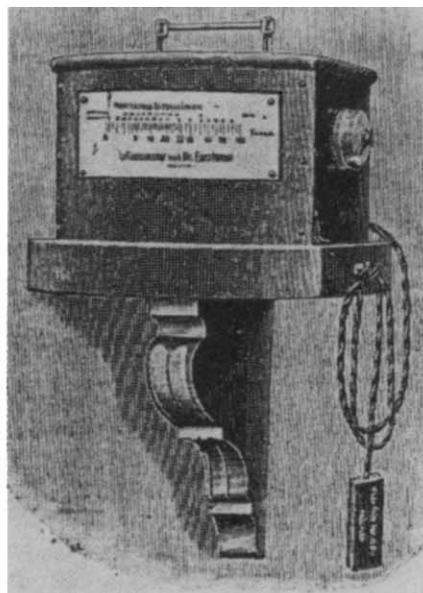


図2.178 インテンシメーター

メが、1907年ルラシーがラジオインテンシメーターとして作ったものをフエルステナウがさらに改良したものである。構造はホイートストンブリッジ (Wheatstone bridge) 式の接続を利用し、使用前に先ず電池で零点を指針で合せたのち、コードの先につけたセレニウム函に照射する。照射X線に応じ測定器の目盛が振れる。目盛の単位は1分間に照射される量でFをもって表わす。従来の一紅斑量は大体60~70Fに相当する。60~70Fは大体フィルターを用いない電圧60~70kV程度で、0.5mmのAlのフィルターを用いると、紅斑量は約倍の150Fに、さらに4mm Alフィルターでは400F位が紅斑量になり、フィルターを厚くして深部の治療をするには一つの目安となる点で一応新らしい測定器といえるが、線質で変化すること、実際使ってみると信頼性に疑問点が多いこと等であまり使われなかった。

(2) 電離法による線量計 金箔驗電器を使用し、電離電流を測るもので、深部治療の発達とともにかなり多くの種類が作られた。即ち

- ①デュアンのイオントクワントメーター
 - ②ライニーゲルのイオントクワントメーター
 - ③ソロモンの //
 - ④バッヘムチーンの //
 - ⑤フリードリッヒのドージスマーター
 - ⑥フワイファーのエレクトロスコープ
 - ⑦コッホステッチエルのイオノメーター
 - ⑧マルチウスのイオニメーター等である。
- 電流計 (Galvanometer) を使ったものは
- ①ヤヌースのイオントガルバノメーター
 - ②シーメンスのドージスマッサー
 - ③エレクトロメーター
 - ④メカピオン
- 等がある。

(3) 波長計 (Spectrometer) 波長測定の

研究は Bragg 父子、次で Seemann さらに Staunig, March Fritz 等によって Spectrometer が作られ、マルヒ、スタウニッヒ、フリッツの第3号型波長計、第4号型波長計、ゼーマン分光器等がある (図2.179)。波長計は2枚の遮光板の間隙を通して

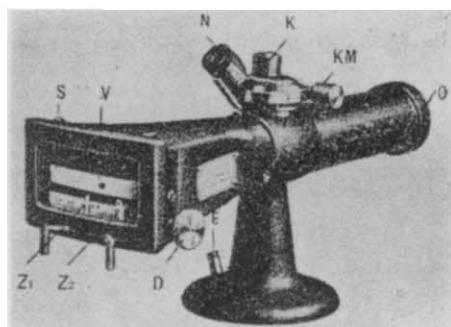


図2.179 マルヒスタウニッヒフリッツ波長計3号

てX線を岩塩の結晶に当ると結晶体の角度に相当したある波長のものだけが反射されるのを利用し、結晶の角度をいろいろに変えてその反射光を螢光板をおいて目でみるか、フィルムに感光させるものである。一般に最短波長を測定する遮光板の間隙は1mmで、実測するにはX線管とスペクトロメーターとの間に6~8mmの鉛衝立を置き、射入口に幅5mm、長さ15mmの鉛筒を取り付け、X線を出しながらスペクトロメーターを回転し、中心を決める。次いで岩塩の結晶を入れる。X線の波長が短いほど回転角度が小さい所で反射するため、螢光板上では中心に近いところで螢光を発する。限界波長は中心孔に最も近く、螢光が消えるか消えないかの点にある。この点を左右で測り指針を決める。この指針の間がオングストロームを単位とした限界波長である。4号型はこれを左右何れか一方で測れるよう、また読みやすく改良したもので、岩塩と直角になった位置を0とし、1/1000Åまで正確に読みとることができる。

ゼーマンの分光器は限界波長だけでなく、

全体のスペクトルが測れるように結晶体を時計仕掛けで左右に回転させ、反射角をえつつ測定するものであるが、限界波長の点はばける（図2.180）。

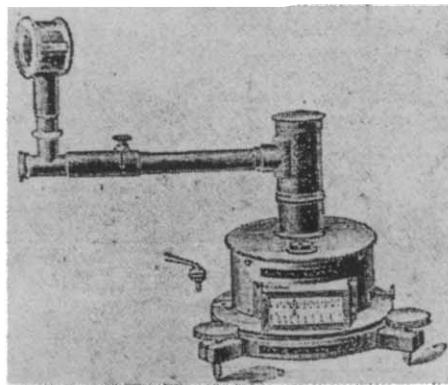


図2.180 ラジオスクリロメーテル

X線の測定は、螢光板の中央に環境を置いてその中の明るさを比較し、ラジウムの明るさを標準として測定する螢光法が最初で、単位をMとし、1紅斑量を35Mとした。ついで1904年（M37年）キーンベックは写真乾板の黒化度による写真法を考え出し単位をXとし、10Xを1紅斑量とした。これがキーンベックのクワンチメーターである。

しかし写真法は線質によって変るので信頼性がないため、あまり使用されなかった。1906年（M39年）修酸アンモニウムと昇汞の溶液またはヨードホルム溶液による化学変化方式が行なわれたが、これまた実用化しなかった。次いで化学変化の着色法となり、その代表的なものがサブローノアレーニーのものとホルックネヒト氏の配量計である。これ等は比較的長い年月にわたって使用せられ、R単位が制定せられたのも長く1926年（T15年）ごろまで紅斑量が一般に用いられた。一紅斑量は500~600Rとしているが、70~80kV以下の薄いフィルターを使う表在治療では、皮膚障害の可能性が大きいので300R位を一紅斑量とした。

しかし白金やバリウムでは波長によって

選択吸収があり線量計としては正確を期し難い。

セレニウムにX線をあてると電気抵抗が変ることを利用する方法は1904年（M37年）ごろから試みられたが実用化せず、その後改良されてかなり広く用いられメーターの指針を読むという点ですぐれていたが、やはり波長依存性があるため、長続きしなかった。

やがて深部治療が普及するにつれて、正確な線量を知る必要から電離法へと発達したわけである。その最初のものは験電器（エレクトロスコープ）によるもので、この種類も多いが一般にはライニーゲルのイオントクワンチーター、ウルフのイオノメーター、シーメンスドージスマーター及びマルチウスのイオニメーター等が用いられた。

(4) 硬度測定法 (hardness measurement methode) 管球の硬さを知ろうとするもので、吸収によるものと電圧によるものとがあるが、附属品としてはワルテル、ペツ等の観目鏡式と、二種の単なる材料を比

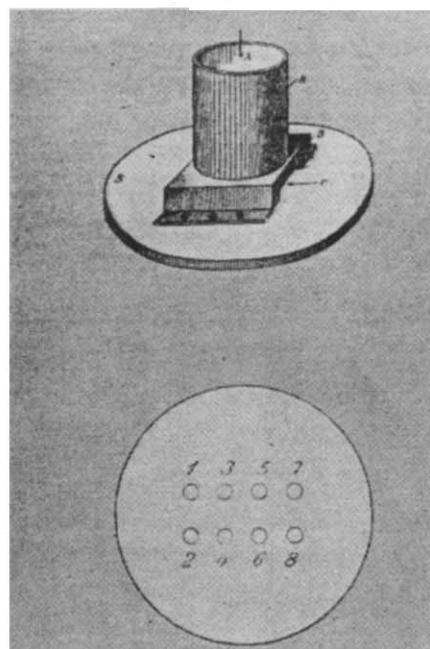


図2.181 ワルテル硬度計

較するベノア、ワルテル、ウェーネルト等である(図2.181・前頁)。

覗目鏡式の最も原始的なものはシーソングや、ハラスの作った模造の手を螢光板にはめてみるものである(図2.182)。

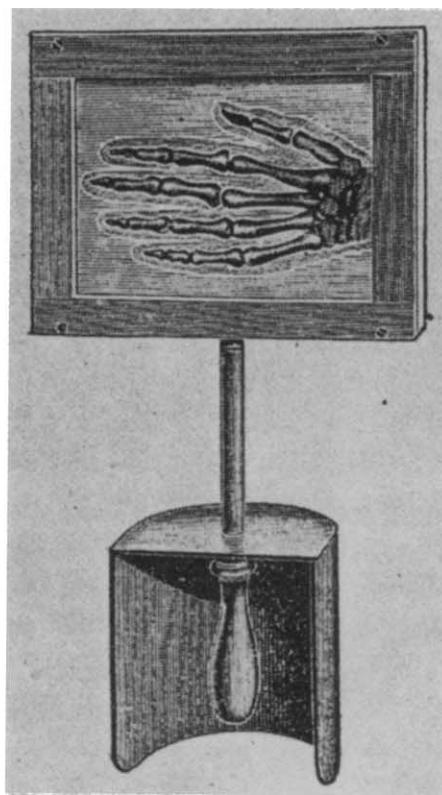


図2.182 模造手函

ワルテルの硬度計は10mm間隙に穴をあけ、これに色々の厚さの白金を重ねてその透視度を螢光板でのぞくものであり、ベーツの硬度計も同じように鉛板に切り抜いた文字を透過してみる方法である。いづれも視覚に訴える極めて不正確なものである。

二種の金属の選択吸収を利用するものは、白金板とアルミ板をならべたレントゲン硬度計があるが一般にはあまり用いられず、ベノアの硬度計が最も広く活用せられた。これは0.11mmの厚さで銀板と1mmの12母階になったAl板によるもので、ベノアは色影放射計(chromera diometer)と名付

けたが一般にはベノア硬度計といわれ、銀と同じ濃度になったアルミの厚さでもってベノア硬度度といつた。ワルテルはアルミ階段を6段に改良し、アルベルズシェンベルグは厚さの差を変えた。これをベノアワルテルの硬度計という。

ウェーネルトの硬度計はベノアと同じく銀とアルミを線状にして移動させ螢光板でのぞくものである(図2.183)。1902年(M

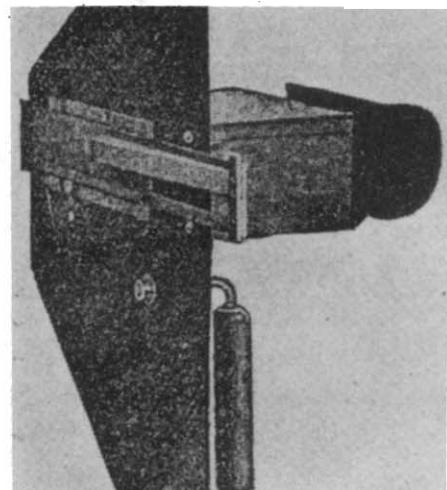


図2.183 ウェーネルト硬度計

35年)から1926年(T15年)までにこのように多くの線量計や硬度計が考案せられたということはいかに当時のX線の質や量を知ろうとする慾望が大きかったかを物語るものである。石田¹¹は述懐して、大正初期の模様を「測定器というものがありませんから、測定器が出たのは古賀先生がこちらにいらしてからお買いになりましたが、その前は何を標準ということはないわけではないですが、とても今から考えてみると危くて、標準がなかったですね。ホルックネヒトというのがありましたね。それがレントゲン患者と一緒に照らして、それがだんだん変色する度合をもって測ったんです。それが2枚から3枚もやると1枚ごとに働きというのか変化度が違ってくるんです。そんな関係上結局よけいにかけたのが毒じゃない

でしょうかね。(注、火傷をおこしたこと)
測定は厳格にやるべきですね。規定通り」といっている。

しかし、測定器の不正確さもさることながら、測定器の正しい取扱方、あるいはその原理を技術者が正しく理解していなかつたことも否定出来ない。滝内²⁾によれば「ホルック不ヒトの配量計の着色測定で測定のたびにちがうというのは試料片を何回も使って回復していない場合が多く、一枚一枚新品を用いると大差はない。また、測定時も日光下のちがつた条件ではなくて暗室でカーボンランプの下で見るということが大切で、それにより可成り正確さが保たれた」と批判している。このような状態であったため、治療成績もところによりかなりバラツキがあったという。

われわれの調査によせられた中から、わが国で使われた測定器の主なものを列記すると、1913年(T2年)ホルックネヒトのラジオメーテル、キーンベックのクワンチメーター、あまり使わなかったというがサブロー・ノアレー、ワルテル、クワリメーター、^④1916年(T5年)ペノア^④1919年(T8年)ウェーネルト^⑤、1921年(T10年)メカビオン、マルヒスウニッヒ・フリツ、マルチウスイオニメーター、ドージメッサー^⑦1923年(T12年)フェルステナウのインテンジメーター^⑥1924年(T13年)ゼーマンのスペクトログラフ等である。測定器の紹介は、藤浪剛一著大9年刊「れんとげん学」第2版、昭4年刊島津レントゲン講義集、第6輯、藤本慶治の項、滝内政治郎編1954年刊放射線小辞典、大15年島津レントゲン講習会における福田雋一講義中より細江謙三の記録等から引用した。

① 石田熊治郎フジX-Ray時報Vol. 6,

No. 5, P.11, 1953. 440

② 滝内政治郎

- ③ 斎藤勘三郎
- ④ 瀬木 嘉一
- ⑤ 佐竹 秀俊
- ⑥ 伊藤 正治
- ⑦ 小松 健宏
- ⑧ 原 治巳