



Title	ホトタイマーの試作(第1報)
Author(s)	宮地, 韶太郎; 手島, 慶
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1952, 12(2), p. 57-64
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19110
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

ホトタイマーの試作(第1報)

東北大學醫學部放射線醫學教室(主任 古賀教授)

宮地 韶 太 郎 手 島 慶

(27-1-10 受付)

I. 緒 言

レントゲン写真特に胸部レ線写真に於て、撮影の度毎に電源の變動並びに被寫體の厚さの如何に拘らず同一黒化度に撮影する方法として種々の工夫が行われているが、其の一つとして R.H. Morgan 並びに Paul Hodges 等 (1944) によつて Photoelectric timing machine (Phototimer) が製作され、主として胸部間接撮影に實用化され、これが胸部直接撮影のみならず、更に消化管、骨等の撮影に迄廣く應用されんとしている。そこで吾々も其の試作を志し、昨年末一應その目的を達し、本年4月本學會總會に報告した。

II. 原 理

本装置は被寫體を通過して來たレ線が一定線量に達するとレ線放射が自動的に遮斷されるものであつて、實際には第1圖の様に被寫體通過後のレ線による螢光板の輝度を光電管で光電流に變じ、其の電流を一定の Condenser に充電し、この充電電位で Thyatron の Gridbias を打消して放電せしめ、Plate 回路の Relay を動作させ自動的にレ線回路を開くのである。即ち圖の Exposure switch を入れると同時に Relay 1 (magnet sw-

itch) が作動してレ線回路の接點 S_1 を閉じ、他方同時に Relay 2 が作動して Condenser の short 回路の接點 S_2 を開き、又同時に Thyatron の Plate 回路の接點 S_3 を閉じる。斯くして Thyatron の放電準備が完成する。又一方發生したレ線によつて被寫體を透過し螢光板を勵起して發生した光を Photomultiplier (Type photoelectric tube) によつて電流に變じ、その電流が次第に Condenser に充電され、其の電位が Thyatron の Gridbias に近くなると Thyatron は放電し、Relay 3 を作動して接點 S_4 を開き、レ線回路が開かれてレ線放射は停止する。

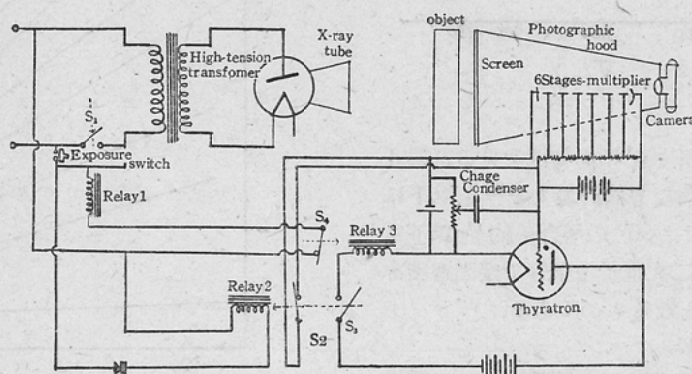
III. 装置製作目標及び基礎實驗

装置の製作目標を一應胸部間接撮影用として、正常肺野黒化度を0.8~1.0程度とし、多少の電源の變動並びに被寫體の胸厚の相違に拘らず略々同一黒化度が得られる様に、而も操作は出来るだけ簡單にする様に工夫して回路の設計を行つた。此處で使用する光電管は此の装置の中核であるので種々基礎實驗を行つて能率の向上に努めた。

1. 使用光電管

本試作に用いた光電管は東芝製二次電子増倍型

第 1 圖



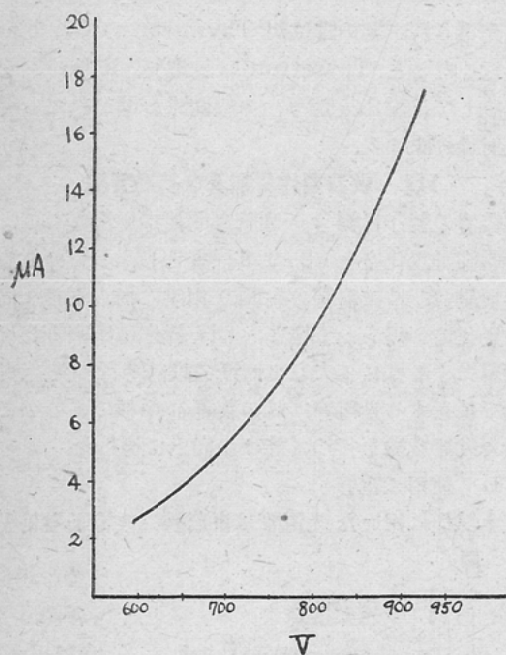
光電管 6S-MS で、その規格性能は

光電面 アンチモンセシウム、陽極供給電圧 700V、光陰極感度 $20\mu\text{A}/\text{lm}$ 、暗電流(陰極電流) $0.05\mu\text{A}$ 、暗電流(陽極電流) $0.3\mu\text{A}$ 、陽極感度 $140\mu\text{A}/\text{mlm}$ 、増倍率 7000 である。

2. 陽極供給電圧と出力光電流の関係

此は第2圖に示す通り急激な上昇カーブを取り 600~1000V の範囲で殆ど直線的變化をするので、出来るだけ光電流を増加する意味から云えば、規格以内で出来るだけ高電圧を掛けた方が良くと同時に此の部の供給電圧の安定化を嚴重に行う必要がある。

第 2 圖



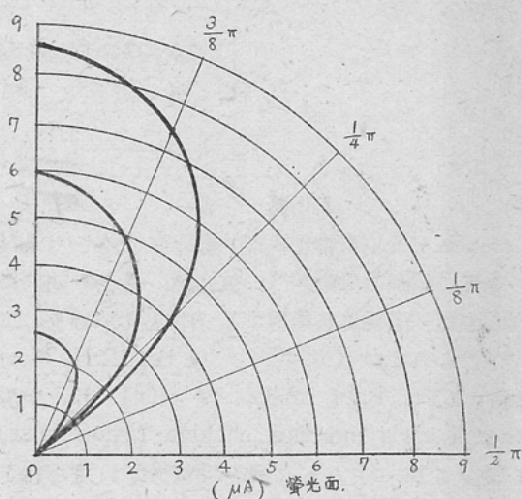
3. 指向特性

光電管の螢光面に對する指向特性を見ると第3圖の様に螢光面に直角な方向が最大で $\frac{3}{8}\pi$ 以下になると急減し、 $\frac{1}{4}\pi$ では 90° の場合の約 $\frac{1}{2}$ 以下に減弱する。此の事は二次電子増倍管で螢光輝度を捕える時設計の指針となるものである。

4. 距離による減弱

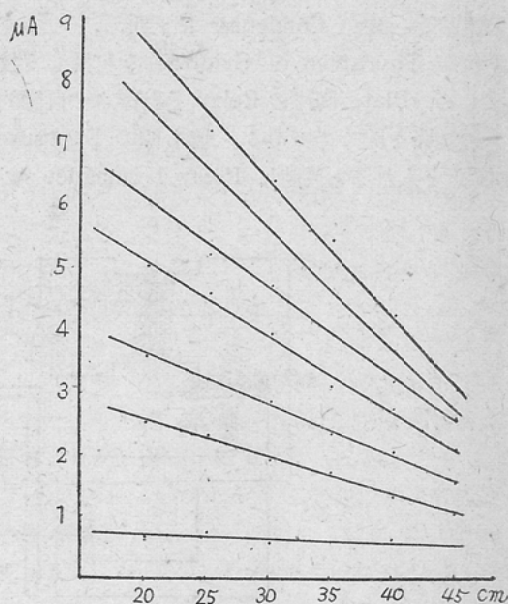
螢光板と二次電子増倍管との距離による光電流

第 3 圖



の減弱は $34 \times 34\text{cm}$ の螢光板を用いて、20~45cm までの減弱を検すると第4圖の如く減弱曲線は直線的であり、距離2乗逆比の関係は示さない。この関係と前述2の関係とを合せ考えて見ると、或る範囲内では距離よりも寧ろ指向性に注意すべきであることが知られる。

第 4 圖



る。S₁は増倍管回路を撮影時以外は短絡し、暗電流による Charge を防ぐために用いた接点である。

4. 電源供給部 Power supply

(1) 二次電子増倍管電源供給部

之は第2圖に示した如く二次電子管の電圧電流特性が急峻な曲線で上昇するので電圧変動率を少くし、一次側で0.1%程度に止めることが必要である。実際には鐵共振型の電圧安定装置を用い、又定電壓放電管をも一次側に使用した。Rippleを除くには普通の平滑回路を使用した。二次電子増倍管の各陽極は Breeder 抵抗で分壓給與した。

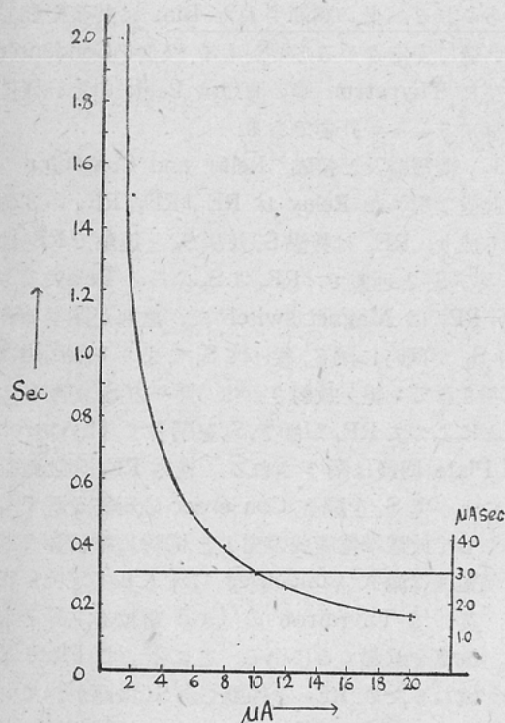
(2) Thyratron 電源供給部

此の回路の Plate 電圧並びに Gridbias は夫々可變とし、特に Bias には半固定 Bias 法を採用し、自己 Bias に於けるよりも強い Plate 電流が得られた。

V. 性能實驗

1. 光電流に對する Relay 動作時間の測定

第 6 圖

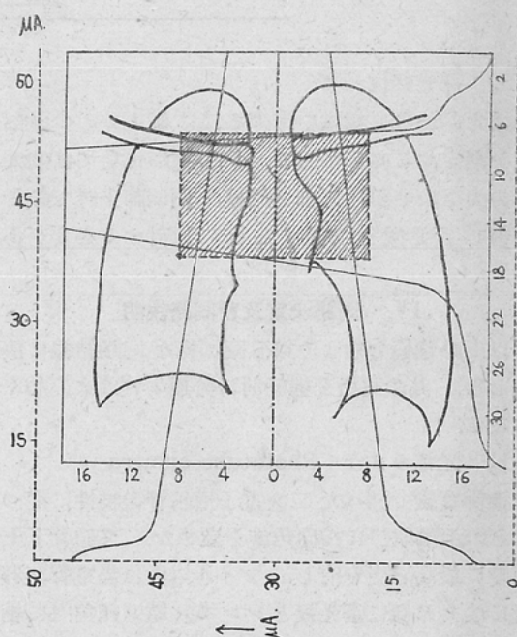


Relay 作動時間が光電流（此處では増倍管の暗電流をも光電流中に含んでいる）に對して正確に反比例的動作をするか否かを試みるため、同期電動機を用いて Dram を回轉させ、それに露出時間を自記させ、光電流と時間との關係を測定した。その結果は第6圖の如くで、その電流と露出時間の積 $\mu A \cdot Sec$ は殆ど直線となり、暗電流をも加算した廣義の光電流による Condenser 及び Relay 回路の動作は略々入力に反比例することが判つた。

2. 所要肺野よりの採光狀況

指向性に注意を拂ひ装着した Photocamera は實際に螢光板影像の如何なる部分よりの螢光輝度

第 7 圖



を如何なる割合に採っているかを檢するために螢光板の位置で細隙を縦、横に移動させ、一定の光量を与えて得たる光電流の變化を測定した。その結果は第7圖の如くであつて、斜線影を施した部分が最高感度部であることが知られる。又螢光板の左右上隅部は人體を透過しないレ線に直接曝射を受ける危険性があつて、これが所要肺螢光輝度に混入する恐れがあるが、圖によればこの部分は

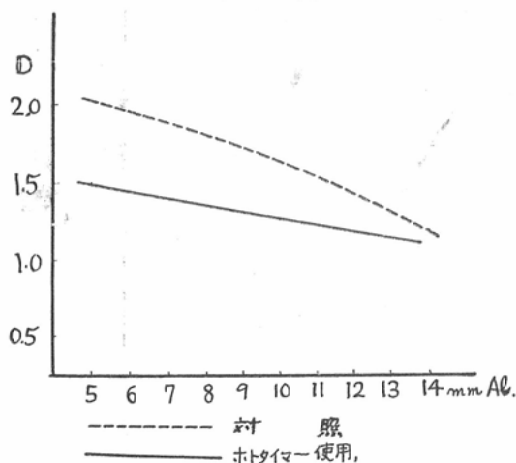
最高感度部位の5%以内である。従つてこの部よりの光量による所要肺野光量の變化は比較的少ないものと解釋される。

3. 撮影實驗

(1) 管電壓、管電流を一定として吸収體の厚さを變えた際の黒化度の變化。

本装置を用いて、管電壓67KV、管電流40mA、螢光板焦點間距離80cmの條件で、吸収體としてAluminium板の厚さを5~14mmの間で變化させた場合と對照として同上條件で同上吸収體を各1秒で撮影したものとを比較した。その黒化度の變化を示したのが第8圖で、實線がPhototimer使用のものであり、點線が對照である。兩者共にAluminium板の厚さが増すと黒化度は減少する傾向を示すが、Phototimerを用いた場合は對照に比して遙かに減少の度合が少く、實用胸厚相當域の8~13mmの間では黒化度の差は0.2程度で略と均一である。

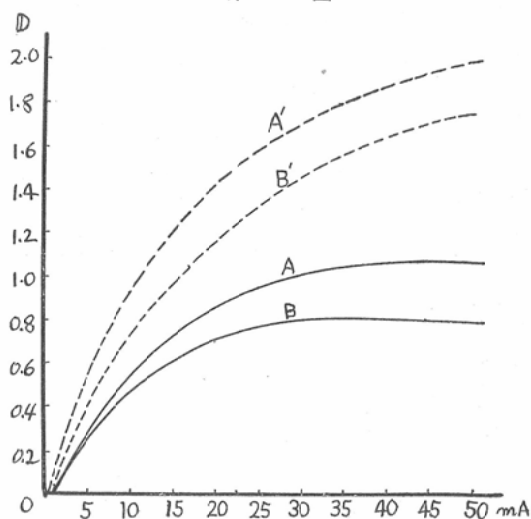
第 8 圖



(2) 吸収體を一定して管電壓、管電流を變化させた場合の黒化度の變化。

本装置を用いて吸収體 Aluminium板10mm、焦點螢光板間距離80cmとし、管電壓が77KVと67KVの二つの場合に就いて、夫々管電流を5~50mAの間で變化させ、他方對照として同上條件で1秒で撮影したものの黒化度を調べて見た。その結果は第9圖の如くで、實線はPhototimer使用

第 9 圖



の場合、點線は對照である。圖に見る如く對照では管電流が増すにつれて漸次黒化度が上昇するが、Phototimer使用のものは25~50mAの間で黒化度差が77KVの場合も67KVの場合も共に0.1程度で、略と均一に保たれている。

(3) 人體撮影實驗

本装置を用いて胸厚16~22cmの一群の健康人體を撮影して見ると第10圖に示す如く、肉眼的には殆ど差別の出来ない位の同一黒化度が得られている。

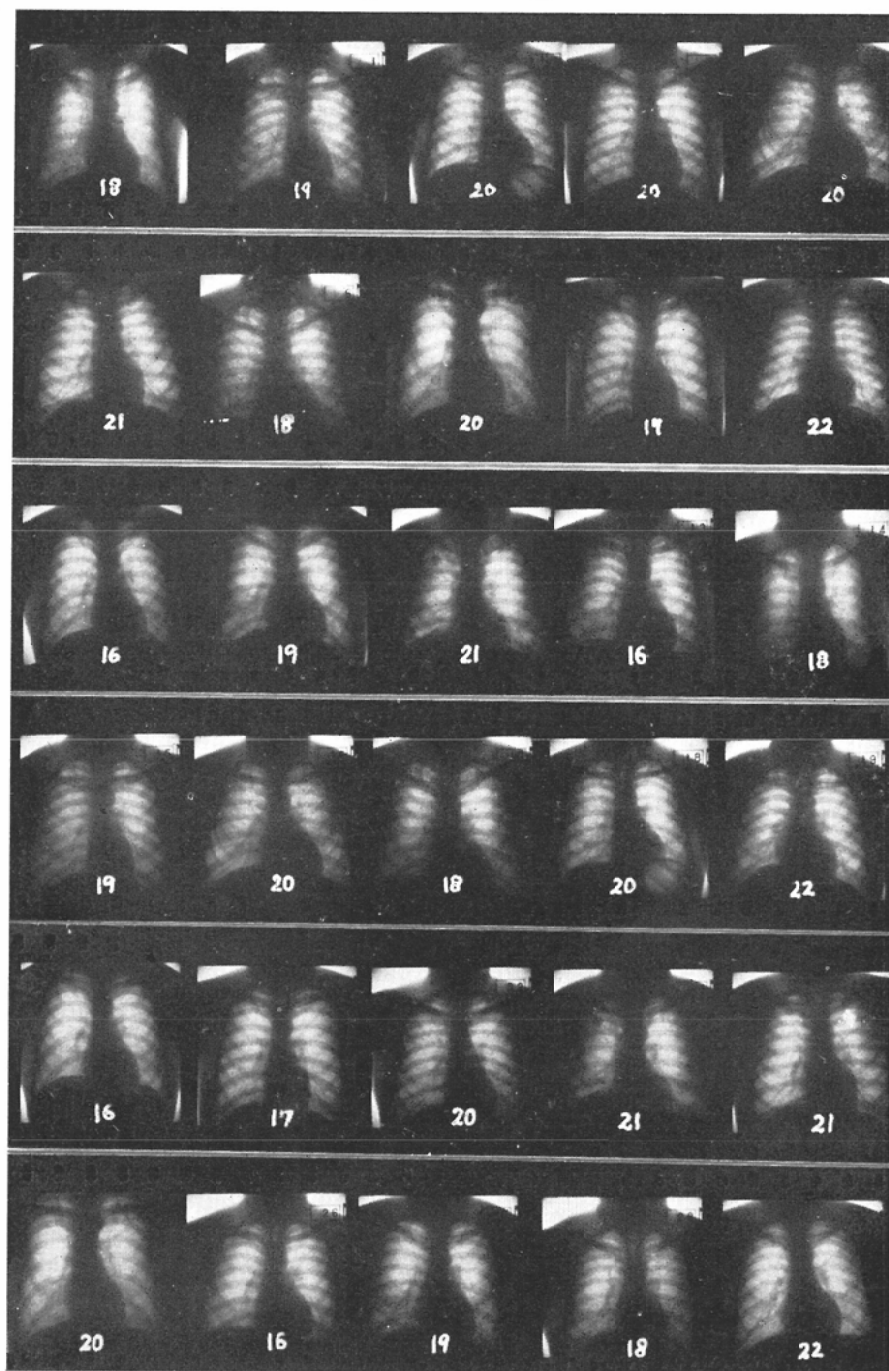
VI. 考 按

以上吾々が試作し實驗したPhototimerは實驗結果より略と其の所期の目的を達したのであるが今後更に次の諸點の改良を行う必要がある。

1. 感光系の感光感度の適合性

螢光板のSpectrum分布、二次電子増倍管の感光陰極分光特性、フィルムの感光度特性の三者の適合することが理想である。現在吾々の使用しているAntimoncesiumの感光陰極分光特性は第11圖に示す様で、最高感度部は3000~4000Åの部分にあり、間接撮影用螢光板並びにフィルムのSpectrum分布曲線では最高感度部は5060~6000Åの部分にあつて一致していない。この三者の適合波長域は曲線の裾の狭い範圍で能率的ではな

第 10 圖



(寫真中の數字は胸厚を示す)

い。この點の改良が望まれる。

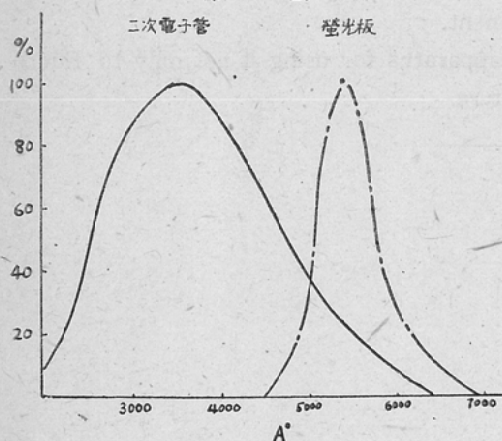
2. 暗電流の消却

この装置に使用した二次電子増倍管は暗電流が $0.5\mu A$ あり、これには ohmic leakage によるものも含まれている。此の微弱電流が撮影時僅かに混入し撮影時間を短縮することになる。此の暗電流のために感光系を除いても或る一定時間経過すると magnet switch が開く。従つて光電流が弱いとこのために黒化度の低下を來す恐れがある。此の不都合を除くために暗電流補償消却装置の添加を考案する必要がある。

3. 光電流の増大

前項の問題を解決するもう一つの方法は二次電子増倍管の性能を向上して、螢光輝度が同一であつても光電流を多量に得れば暗電流に對する比率が非常に増大し、多少の暗電流並びに leakage があつても其の影響による撮影時間の短縮は問題にならなくなる。

第 11 圖



4. 肺野採光部位の問題

本装置では兩側上肺野の螢光を採取しようとしたが、二次電子増倍管一個のみを使用する場合は第7圖に示した様に最高感度部の大部分が中央陰影にさえぎられて、肺野からの採光は少い結果と

なっている。此の對策として増倍管の位置を後退させ、レンズで集光することも可能であるが、使用したものは増倍率低く、レンズの吸収等によつて光電流が甚しく低下し、使用に堪えない。この點を更に工夫する必要がある。

5. 二次電子管並びに Thyratron 回路の定電壓装置

現在の試作では増倍管の各 Dynode にかかる高電壓の安定化は一次側に定電壓放電管を用いて安定化を圖つてゐるが、これでは尙不充分である。此の點は Thyratron の Grid 電壓安定化と共に更に研究を要する點と考えている。

VII. 総 説

吾々は間接撮影用 Phototimer の試作を志し、二次電子増倍管と C.R 回路並びに Relay 回路を使用し、基礎的實驗を完了して一應まとまつた装置の製作に成功した。之を用いたモデル實驗並びに人體撮影實驗では實用電壓、電流、胸厚の範圍内で略々満足すべき均一黒化度が得られた。然しながら尙改良すべき多くの點が残つてゐるので、更に研究を繼續し次の機會に報告する。

(本装置の試作に當つて本學理學部の加藤愛雄教授並びに計測科學研究所の田中榮助教授の援助を得、又當教室の佐々木清之技官並びに古田和一技手が間接装置の改作及び本装置の配線に當つた。諸氏に深謝する。)

参考文献

- 1) R.H. Morgan: American Journal of Roentgenology and Radiumtherapy, 1942, 47, 777—784.
- 2) R.H. Morgan: Am. J. Roentg. & Rad., 1942, 48, 220—228.
- 3) R.H. Morgan: Am. J. Roentg. & Rad., 1943, 50, 149.
- 4) A.M. McNabb: J. D. Roger: Am. J. Roentg. & Rad., 1950, 63, 255.
- 5) Westinghouse Electric Corporation: Industrial Electronics Reference Book, 1948, 520.
- 6) W. D. Cockrell: Industrial Electronic Control a guide to the understanding of Electronic control circuits for Industrial uses.
- 7) Zworzkin, E.G. Ramberg: Photoelectricity and its application.

The Radiological Clinic, Medical Faculty of Tohoku University,
Sendai (Director : Prof. Dr. Y. Koga)

A Trial Fabrication of Phototimer (Ist. Report.)

By

Shotaro Miyachi and Kei Teshima

We have made a so-called "Phototimer" (R. H. Morgan, 1942) and its phototube and all other parts also produced in our country. By using of this apparatus we could keep automatically the same density in spite of the variation of the chest thickness and line voltage.

Especially owing to the bad condition of the line voltage and the low amplification factor of the multiplier tube (6 stages) in our country. We are obliged to pay great efforts for excluding of these defects.

In spite of these difficulties our apparatus has made comparatively great success in the foundimental experiments. In model experiments we changed alminum filter thikness (from 5 mm to 14 mm), tube voetage (from 67 KV to 77 KV), and tube currnent (from 25 mA to 50 mA) by degrees.

In every case, these test films showed constant deusity in less than 0.1 density degree.

Furthermore we attemptet to take fluorography with human whose chest thikneess was from 16 cm to 22 cm. As the result of this experiment we could find out that these films keep same density as in the case of model experiment.

We are intend to make improvment, of this apparatus for using it not only to fluoro graphy but also to routine roentgenography in future.
