三極管制禦波尾截断法による胸部準高圧撮影について

東邦大学医学部放射線医学教室 (主任 黒沢 洋教授)

泉 重 光・川 上 賢 次

(論文受付 33年 3 月31日)

SEMI-HIGH VOLTAGE CHEST RADIOGRAPHY BY SHUTTING THE TRIODE-CONTROLLED

By SHIGEMITSU IZUMI

KENJI KAWAKAMI

Dept. of Radiography Faculty of
Medicine Tôhō University

(Director : Prof. Dr. Hiroshi Kurokawa)

(Article received : March 31, 1958)

Summary

The semi-high voltage radiography at charged voltage 90 kV and at discharged voltage 87-89 kV by the condenser discharged type X-ray apparatus in which a triode-controlled shutting method was applied, was compared with the high voltage radiography at 120 kV by the transform type apparatus and the following result was obtained ; the former stands comparison with the latter in showing contrast in bone. And the scattered radiation in the former is relatively little and can be eliminated by a small grid ratio.

緒 言

従来胸部エックス線写真撮影においては、Contrastに富んでいる点、散乱線の影響の少ない点などよりもっぱら低電圧による撮影法が推奨されてきたが最近に至り肋骨及び鎖骨に蔽われた部分、あるいは厚い筋肉叢と重畳せる部分などの描写能を向上させるべく高電圧撮影法が提唱されエックス線装置・散乱線除去装置などの進歩に伴ってようやく実用の域に入ってきた。

われわれは変圧器式高電圧撮影装置を使用して高電圧撮影を行うと同時に、近時多極エックス線管の発達に伴い適当な波尾截断により蓄電器式エックス線装置の有効管電圧波形を実用的に矩形波となしうることに着目し、矩形波による胸部準高圧撮影の実験を行った。

われわれは三極回転陽極型エックス線管を装備した蓄電器式装置 (蓄電器容量 2.0 μ F) を用いて初期放電電圧 (充電電圧) 90kV, 截断電圧 87~89kV という僅少差截断によって得た比較的硬エックス線で胸部撮影を行い、同時に変圧器式単相全波整流装置による60kVp, 90kVp, 120kVp におけるそれぞれの平均エックス線質、骨陰影の消退度、散乱線効果などについて基礎的実験を行いあ

わせて臨床的意義についても検討したので報告する。

実験に使用した装置並びに測定器

1: エックス線装置 島津山城 B 型

最高電圧 150kVp

エックス線管 Circlex 2.0, 0.3mm

基礎フィルター 1.5mmAl

管電圧直読・管電流自動選択装置

大阪レントゲン SIRIUS 920-T 型

最高電圧 90kV

エックス線管 Grid-controlled X-ray tube
M-5066

基礎フィルター 1.5mmAl

電圧差による波尾截断方式装置

2: 被 写 体 アルミ階段・カルシウム一階段・
パラフィンファントム・人体

3: 螢光量測定器 Photomultiplier CRC-931A 使
用による積算回路型

4: 増感紙・フィルム 増感紙極光 F.S, H.S, H.V
富士 X-レイフィルム

5: 濃 度 計 東京光電製 Multiplier photometer

6: そ の 他 リスホルム・ブレンデ

島津製・シェーナデル・MS・竹
内製

I. 増感紙に及ぼす平均エックス線質

エックス線質の測定には標準電離槽型エックス線量計によって半価層を測定するのが当を得た方法であるが、蓄電器式装置の如く極く短時間に曝写の終了する場合電離槽の特性よりその測定が非常に困難になるのでわれわれはアルミニウム・カイルを透過したエックス線量を増感紙蛍光体で受けこれを Photomultiplier による蛍光量計にて測定し蛍光量の減弱の度合により平均エックス線質を求めた。

第1図 蛍光量測定器

実験に先立ち第1図に示すような積算回路型蛍光量測定器を作製した。蛍光体として極光増感紙 H.S. を使用しその蛍光を CRC-931A にて自己増倍せしめ光電流を積算用蓄電器に充電させその充電電圧波高値を蛍光量に比例せしめた。

まず最初アルミ・カイルを挿入せず変圧器式単相全波整流装置（以下単に変圧器式という）による 60kVp, 90kVp, 120kVp 及び波尾截断方式蓄電器装置による充電電圧 90kV 截断電圧 88kV（以下単に 90→88kV と表わす）、60→50kV のそれぞれのエックス線エネルギーを蛍光量計で同一ならしめる露出を選んだ。次にこれら5者の撮影方式につき該当露出で 0.5mm より 15mm までのアルミ板を増感紙前面に挿入し蛍光量の減弱を表わしたものが第2図である。

この場合エックス線管に取付けた基礎フィルターはいずれの撮影方式も 1.5mm Al とした。なお変圧器式装置においては管電流値の大小により管電流波形に変化をきたし、ひいてはエックス線質に影響を及ぼすことを考慮し管電流値は日常臨的に使用する値を用い 60kVp の場合は 300mA, 90kVp……100mA, 120kVp……50mA 蓄電器式の場合 60→50kV, 90→88kV とともに 300mA とした。

第2図に示すとおり容量 2.0μF の蓄電器式撮影にお

第2図 平均エックス線質

いて 90→88kV の場合その平均エックス線質は同じ管電圧波高値の変圧器式 90kVp に比較し相当硬くなり変圧器 120kVp のものにほぼ近似させることが判明した。これにより Kulenkamp 並びに Duan-Hunt の実験式より導き得たわれわれの予想が確認され増感紙に及ぼす平均エックス線質は必ずしも管電圧波高値によらないことが立証された。

なお、この蛍光量測定法により半価層を求めることは蛍光物質の波長依存性よりみて妥当ではないが、同時に行ったノン・スクリーンフィルム法と大差は認められな

第1表 蛍光量測定法による半価層

	変圧器式 60kVp	蓄電器式 60→50kV	変圧器式 90kVp	蓄電器式 90→88kV	変圧器式 120kVp
第Ⅰ半価層	2.2mm Al	2.5mm Al	3.0mm Al	3.8mm Al	4.0mm Al
第Ⅱ半価層	2.6mm Al	3.5mm Al	4.8mm Al	7.2mm Al	9.0mm Al

いので実用的にこの値をもって該当エックス線の半価層とし第1表に掲載した。

II. 骨陰影の消退度

前項の実験より各撮影方式におけるそれぞれの平均エックス線質が判明し蓄電器式 90→88kV においては変圧器式 120kVp のものと実用的に等しいということが言い得るが果して骨陰影の消退度もこれに伴うものであろうかという疑問を抱いたので検討を加えた。神田氏らの実験によればアルミニウムと骨のエックス線減弱係数が近似するためアルミニウムによる減弱の度合を以て骨陰影の消退度とみなし得ることが報告されているがわれわれはこの実験の追試をも兼ねて次の実験を行った。

まず肋骨、鎖骨とエックス線吸収度の近似せる物質を検討した結果、 $\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$ が比較的近似せる結果を得たので第3図のごとき階段を作製し、それぞれの撮影方式に

第3図 骨の消退度実験

において素地黒化即ちファントームなしの部分で黒化度 2.0 になるような曝射を行った。この場合各撮影方式における管電流値は前項の実験と同一の条件にて行ない露出の増減は F.P.D のみによった。増感紙は極光 F.S フィルムは富士 X-レイフィルムを用い、この時のフィルム r 値は 3.0 であった。

その結果は第4図で示されるごとく骨によるエックス線の減弱はアルミニウムによる減弱とはほぼ等しく、変圧器式 120kVp のものと蓄電器式 90→88kV のものの濃度差は肉眼的には判別できなかった。

これよりこの両者における骨陰影の消退度は実用的にみて同一であるといえるであろう。

III. 散乱線の影響

胸部撮影に際して管電圧を上昇させてゆくと増感紙・フィルムに及ぼす散乱線の影響の増大することは周知の事実であるが、それぞれの撮影方式においてその効果がどのように影響するかについて定量的実験を行った。

われわれの計画した実験方法としてはノン・

第4図 骨陰影の消退度

スクリーンフィルム法、増感紙+Xレイフィルム法、増感紙蛍光量法の3者であるが種々検討の結果第1者については直接線～散乱線の波長分布の広汎なため、実際に使用する増感紙との波長依存性の差が大となるため、第2者については写真測光学上無視でき得ない程度の相関不軌の問題（いわゆる Schwarz-schild の P 指数）が関与してくるため蛍光量測定法に頼るよりほかはなかった。

第5図 散乱線含有率測定

実験に先立ち写真効果, 散乱効果とも人体に類似せる被写体として予備実験の結果, 横 20cm, 縦 25cm, 厚さ 10cm のパラフィンファントームを選んだ. 実験方法は第 5 図に示すごとくエックス線管, ファントーム, 増感紙 (極光 H.S 1.0cmφ) を配置し, 変圧器式 60kVp, 90kVp, 120kVp, 蓄電器式 90→88kV でそれぞれ曝射を行ないその時の増感紙の蛍光量を前記の蛍光量計で測定した. 勿論この値はファントームを透過した直接線 I_d とファントームより発生した散乱線 I_s の和で I_{d+s} で表わした.

次にファントームの前面中央に直径 1.5cm の鉛板 (3mm 厚) を密着し, 先の実験と同じく焦点—鉛板中心を結ぶ線上に増感紙を置きそれぞれ先の実験と同一条件で曝射を行ない蛍光量計で測定した. この場合直接線は前面の鉛に遮ぎられ増感紙に到達しないので, この値はファントームよりの散乱線 I_s のみとみなすことができる. 従って散乱線含有率は

$$\frac{I_s}{I_{d+s}} \times 100\%$$

で表わされる.

以上の実験より増感紙に及ぼす散乱線の影響は第 6 図に示すとおり変圧器式においては管電圧の上昇に伴って増加し, 120kVp においては実に 63%にも達しているにもかかわらず, その平均線質が変圧器 120kVp のものに近似している蓄電器式 90→88kV においては 50%しか含有されないということは特筆に値する. 換言すればほぼ同様な線質を有しながら蓄電器式 90→88kV の方が変圧器式 120kVp より約 2 割も散乱線の発生率が少いことに

第 6 図 散乱線含有率

	部位	撮影方式			
		60kVp M	90kVp M	90→88KV M	120kVp M
1	Ⅲ・1肋骨交サ部	0.70	0.74	0.86	0.84
2	Ⅳ・1肋骨+鎖骨	0.43	0.52	0.72	0.70
3	Ⅳ・Ⅴ肋間肺野	1.30	1.28	1.25	1.26
4	Ⅶ・4肋骨交サ部	0.58	0.68	0.80	0.82
5	側胸部	0.56	0.76	0.86	0.86
6	心臓陰影部	0.32	0.40	0.50	0.53
7	カブリ値(Ⅻ胸椎)	0.20	0.20	0.23	0.22

ローマ数字は後部肋骨・アラビア数字は前部肋骨

第 7 図 臨床写真における各部位の濃度

第 8 図 変圧器式 60kVp リスなし

第 9 図 変圧器式 90kVp リス 6:1 シングル

第 10 図 蓄電器式 90→88kVp リス 6:1 シングル

第 11 図 変圧器式 120kVp リス 10:1 シングル

なる。このことは蓄電器式 90→88kV の場合、その管電圧は一応矩形波とみなし得るので定電圧波形として、Kulenkamp 並びに Duane-Hunt の実験式に代入するとその最短波長 λ_0 と最強波長 $\lambda_{\max}$ の間には $\lambda_{\max}=1.3\sim 1.5\lambda_0$ なる関係が成立するが、変圧器式の管電圧波形は正弦波を描くので発生するエックス線の波長分布は、その瞬時値のスペクトル分布の積分値で表わされるため λ_0 と $\lambda_{\max}$ との間には前式が適用されず、その定数値が大となるため定電圧波形に較べ同じ最強波長（平均エックス線質）にもかかわらず最短波長が短くなるため、これが散乱線発生率に影響するものと考えられる。

次にこれらの散乱線をいずれも 25～30%に抑えるため各種の格子比のリスホルムブレンデを使用し同様の実験を行った結果、変圧器式 90kVp、蓄電器式 90→88kV のものでは格子比 6:1、変圧器式 120kVp においては 10:1 程度のもので除去可能なことが判明した。

IV. 臨床的成績

以上の基礎的実験より蓄電器 90→88kV の撮影方式は変圧器式 120kVp と比較し平均エックス線質、骨陰影の消退度はほぼ同等で、散乱線含有率においては有利なことが確認されたので、次のごとく撮影条件で同一被写体（23歳♀胸厚 18cm）を撮影した。

変圧器式	60kVp	300mA	0.08sec	リスホルム無
変圧器式	90kVp	100mA	0.10sec	6:1 15本/cm
蓄電器式	90→88kV	300mA	0.012sec	6:1 15本/cm
変圧器式	120kVp	50mA	0.08sec	10:1 20本/cm

第 7 図はこれらのエックス線写真フィルムの各部位の濃度を濃度計で測定したものである。これより明らかとなっており各撮影方式においてⅣ、Ⅴ肋間肺野濃度を一定にした場合、前後肋骨交サ部、肋骨・鎖骨交サ部などの骨陰影の消退度は変圧器式 120kVp のものと蓄電器式 90→88kVp は実用的にみて全く同様であった。なお同被写

体における左肺尖部（②Ⅳ・1 肋骨＋鎖骨部）の乾酪性病巣の現出能にも差異を認めなかった。

そのほか胸厚 17cm より 23cm までの被写体数例について充電電圧 90kV、截断電圧 86～89kV の間において同様の実験を行なった結果、いずれも変圧器式 120kVp 撮影と同等の効果のあることが立証された。

なお、今回の実験は波尾截断方式を装置の関係上電圧差截断により行なったが、臨床的に使用する場合にはその截断範囲があまりにも狭小なので撮影条件の決定、操作が困難なためエックス線管通電量（いわゆる mAs 法）截断方式により行うのが適切と考えられる。

結 論

以上の基礎実験並びに臨床実験より次の事項を結論する。

1：増感紙に及ぼす平均エックス線質は蓄電器式 90→88kV の場合変圧器 120kVp のそれに近似し、骨陰影の消退度においても同様の結果を得た。

2：散乱線含有率は蓄電器式 90→88kV の場合同等の平均線質を持つ変圧器式 120kVp に比較し相当少なく、変圧器式 90kVp のものとはほぼ同量である。従って格子比の小さなブレンデで除去が可能である。

3：臨床写真においても蓄電器式僅少差截断準高圧撮影（充電電圧 90kV 截断電圧 86～89kV）によるものは変圧器式 120kVp 程度のいわゆる「高圧撮影」に比して遜色がない。

4：以上の結果より、管電圧波高値を以てのみその効果を論ずることは妥当でない。

〔註〕以上の結論は蓄電器容量 2.0μF における実験結果に基づいたものである。

報告を終るに際し本実験に懇切なる御指導と御助言をいただいた当学黒沢洋教授並びに研友会会員諸氏に深謝の意を表する次第である。