

Title	余等の製作せる移動照射術式深部治療用X線装置「コンバージョン」號に關する2,3の考察
Author(s)	諏訪, 信吾; 丹羽, 勇; 中, 芳之
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1957, 17(7), p. 781-789
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18217
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

余等の製作せる移動照射術式深部治療用 X 線装置 「コンバージェント」號に關する 2, 3 の考察

大阪・日生病院放射線科

諏訪 信 吾

大日本レントゲン製作所

丹 羽 勇, 中 芳 之

(昭和32年2月5日受付)

内 容

I 緒 言

II 移動照射術式

1. 回転照射
2. 振り照射
3. 回転照射と振り照射の限界
4. 走査集中照射

III 出 力

1. 定格電圧に対する考察
2. 定格出力 (X線量) に対する考察

IV 高電圧発生回路

V 保安装置と自動調節安全装置

1. X線管に対する過負荷自動防止装置
2. 電源電圧変動に対する自動調整装置

VI 結 言

VII 参考文献

I 緒 言

従来、X線深部治療に於ては、病巣部の深部線量を増し得れば、治療効果が向上されることが分つておりながら、皮膚耐量に制限されて、充分な深部量を得られず、病巣線量増加の対策として、遷延照射、分割多門照射、照射野の擴大、高電圧の利用等の方法が採られていたが、何れも限度があつてこれに大きな効果を望むことは困難である。

最近に到つて、新しい構想による移動照射術式が採用され、大出力治療用X線管の出現と相俟つて、皮膚線量は軽減されて、それに比し、莫大な深部線量が得られることとなり、むしろ深部病巣周囲の健康部を如何にしてX線障害から守るか、問題となりつゝある。

かつてかゝる方面に深い關心を持つておられた

「コンバージェント」號の全景写真(1)及びそのX線回転移動部分写真(2).

写真 1

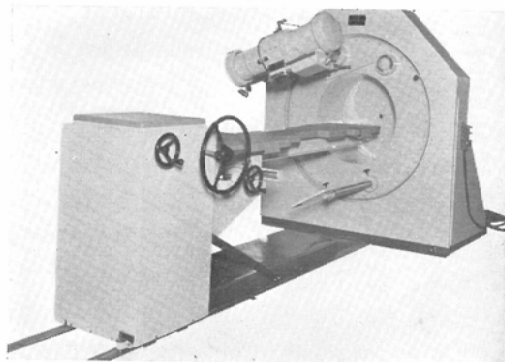
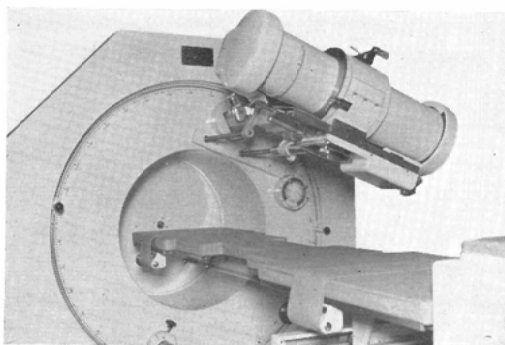


写真 2



恩師西岡教授に師事した諏訪は數年來この移動照射術式の構想のもとに大日本レントゲン製作所丹羽及び中等と研究の上、製作にかゝつていたが昭和30年12月完成昭和31年1月移動照射術式大出力深部治療用X線装置「コンバージェント」號)大日本レントゲン製作所、國産第1號製品)を本院に設置し、臨床的に大なる成果が期待されつゝあ

る次第であるが、此所に本装置の構成について、従來の一般治療装置に比して、特徴ある諸件を検討し、その特質を究明したいと思う。

II 移動照射術式

移動照射とは、X線管を移動しつつ、X線を照射し、皮膚面においては、X線束を広い範囲に分散し、皮膚線量を軽減すると共に、病巣部に對しては、常にX線束を集中照射し大なる病巣線量を得んとするものである。

本装置で行い得る移動照射術式は次の3種類である。

1. 回轉照射 (Rotational irradiation)
2. 振り子照射 (Pendulum irradiation)
3. 振り子型走査集中照射 (Convergent irradiation)

(註) Convergent 照射は後述する様に皮膚面上では、X線束が広い面積内を逐次移動し、皮膚線量を分散軽減しつつ、病巣に對しては、常にX線が集中される方式で、その皮膚面での様相は、恰もテレビジョンでスポットが画面内を逐次移動し、畫像を現わす運動(工學的にはスキヤニングと云い、邦譯では一般に走査と言いならわされている)と相似ている。Convergent の語句については、未だ邦譯された言葉がないので、上述の如く、皮膚面上を走査し、病巣にX線を集中するという意味で、本論文では、假に走査集中と呼ぶこととする。

1. 回轉照射

回轉照射はX線管を病巣部を中心として回轉しつつ、四周から病巣部に向つて、X線を照射集中するものである(第1圖)。皮膚面上に於ては、X線は圓周上に分散される。

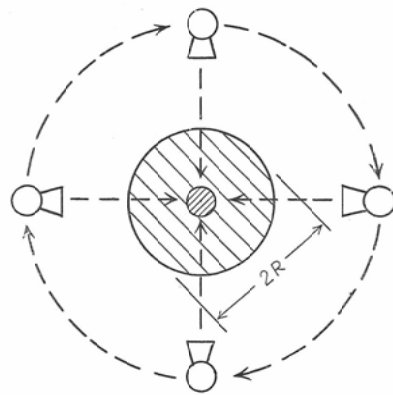
被照射体の半径をRとし、その中心に病巣があると考え、皮膚面上の照射野巾がaの場合、X線管を360°回轉させると病巣部の深部百分率(FR)は次の式で概算される。

$$FR = \frac{2\pi R}{a} Fs$$

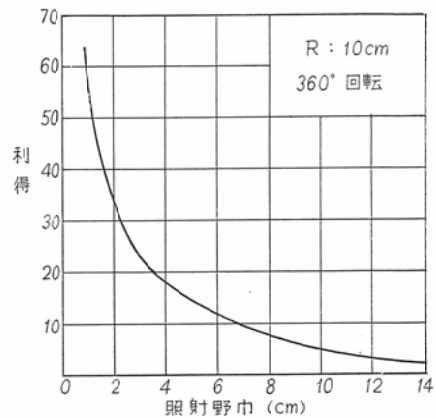
Fs: 一座一門照射の場合の深部百分率。

$\frac{2\pi R}{a}$ は利得で、多門照射に換算して幾門分に相當するかを示すものである。即ち照射野巾aが小さい程利得は大となる。今ほゞ人体に近い數

第1圖 回轉照射



第2圖 回轉照射の利得



第1表 回轉照射深部百分率

線質 (半価層)	照射野面積 cm ² (正方形)				
	10	25	50	75	100
0.44mm Cu	(13) 230	(17) 200	(20) 140	(22) 130	(24) 120
1mm Cu	(16) 280	(21) 250	(26) 180	(27) 160	(29) 150
2mm Cu	(19) 330	(24) 290	(28) 200	(31) 190	(33) 170
4mm Cu	(23) 410	(27) 320	(32) 220	(35) 210	(37) 190
6mm Cu	(27) 490	(31) 370	(35) 240	(37) 220	(39) 200

摘要: 括弧内の数字は、一座一門照射の場合に於けるものを示す。

をとつて、

R = 10cm (被照射体の径=20cm) の場合に
ついて利得 $\frac{2\pi R}{a}$ を計算すると第2圖に示す通

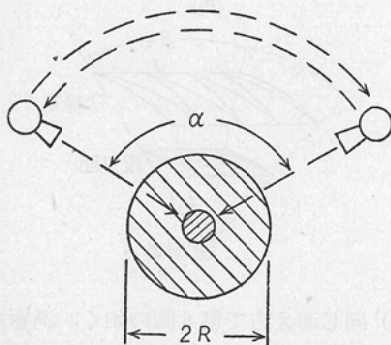
りである。註（本計算に於て 180° を過ぎて反対側より病巣を通過して皮膚に照射される量は數% なる爲考慮から除いてある）。

第1表は線量表に示す値を適用し、X線管回轉半径50cm（T.S.D. = 40cm）の場合について、中心部の深部百分率を求めたものであつて、皮膚線量より遙かに大きい深部線量が得られることが窺われる。

2. 振子照射

振子照射は病巣部を中心としてX線管を振子状に移動させながら病巣部に向つてX線を照射集中するものである（第3圖）。之は回轉照射の回轉角を制限したものと考へてもよい。

第3圖 振子照射



皮膚面上に於ては、X線は振子角度内の圆弧上に分散される。

被照射体の半径をRとし、その中心が病巣部にあると考へ、皮膚面上の照射野の巾がaの場合、X線管をα°回轉させると病巣部の深部百分率(Fp)は次の式で概算される。

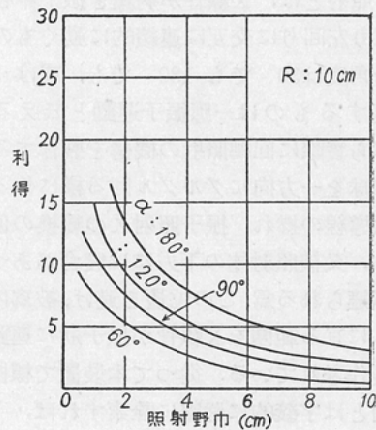
$$Fp = \frac{\alpha}{360} \times \frac{2\pi R}{a} \times Fs$$

Fs：一座一門照射の場合の深部百分率。

$\frac{\alpha}{360} \times \frac{2\pi R}{a}$ は利得で、多門照射に換算して幾門分に相當するかを示すものである。即ち照射野巾aが小なる程、又振子角度αが大なる程、利得は大となる。

R=10cm（被照射体の徑=20cm）の場合について、利得 $\left(\frac{\alpha}{360} \times \frac{2\pi R}{a}\right)$ を計算すると、第2表の通りで、之をグラフに示せば第4圖とな

第4圖 振子照射の利得



第2表 振子照射の利得

振子角度 α	照射野巾 (cm)				
	2	4	6	8	10
180°	15.7	7.9	5.3	4.0	3.2
120°	11.5	5.3	3.4	2.7	2.1
90°	7.9	3.9	2.6	1.9	1.6
60°	5.2	2.6	1.8	1.3	1.1

る。

振子角度の小さいときは、振子照射を行つても意味がない。又照射野巾の小なる程利得は大である。照射野巾aの大なる時は、皮膚面上で局部的に線量の大なる部分が出來て、本計算の如き利得は得られないようにも考へられるが、實際にはX線束内でのX線の強さの分布は周邊部が弱く、又X線束中心では皮膚面への入射角は90°であるが周邊に近づくに従い入射角が大となり實効X線量が減ずるから臨牀的には本計算以上の利得が期待出来る。回轉照射の場合についても同じことが云える。

（註）前述の計算は、X線束内の皮膚面は總てX線中心部と同じX線量を受けるものとして、利得を概算したものである。

3. 回轉照射と振子照射との限界

字句上の意味合からすれば、回轉照射とはX線

管が病巣を中心として一方向に回轉するものを指し、振子照射とは、X線管が病巣を振子中心として、右回り左回りに交互に連続的に動くもので、その振子角度は30°でも180°でも、或は300°でも往復するものは一應振子運動と云える。しかしながら實際に回轉照射の機構を製作するに當つて、管球を一方向にグルグル回る様に作ることは、電氣導線の燃れ、振子照射えの變換の便宜等を考慮し、又被照射体の下方には寝台があつて、X線束が遮られる爲、この位置を避け、被寫体の周圍330°に亘る範圍をX線管が振子状に運動するように製作されている。従つて本装置で標榜する回轉照射とは字義的に嚴密に詮索すれば、330°の振子照射と云うことになる。

併ながら、線量計算或は線量分布特性の見地からすれば次のように考えられる。

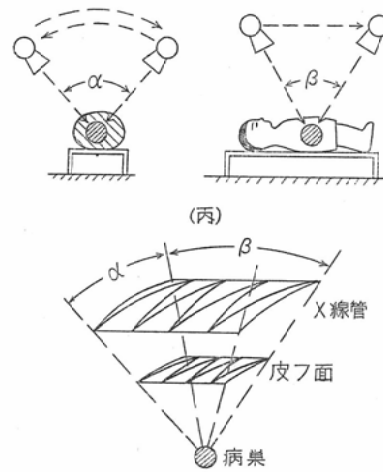
中心部附近の空中線量を計算するに當つて、管球の振子角度の小さい場合は、正面から來るX線束のみについて、各瞬時瞬時の線量を積算すればよいが、振子角度が大となり、管球が被照射体の後ろに來る様になると、背後からするX線束による瞬時瞬時の線量をも加算しなければならない。背面からする線量をも加算することは、回轉照射の場合の線量計算となつてしまう。この見地からすれば、X線管の移動角度180°が限界で、それ以下は振子照射、それ以上は、回轉照射と考えるのが妥當である。又線量分布の面から検討すると別な考え方になる。即ち回轉照射では、中心部にドウナツ型に線量最大の部分を生ずる。

振子照射では線量最大點は中心より管球よりに(上方)生じ、振子角度が大となるに従い、中心に近ずき、結局は、回轉照射のドウナツ型特性に一致してしまう。この経過を考えれば、中心より上方にズレて最大點を生ずる範圍が振子照射であつて、ドウナツ型に線量最大部を生ずるようになれば、回轉照射と呼ぶのが適當でなからうか。この見地よりすれば、120°~150°(被照射体の徑及び照射野巾によつて差異がある)が振子照射と回轉照射との限界となる。

4. 走査集中照射

走査集中照射はX線管が病巣部に對し或立体角内を移動し、皮膚面上では、X線束を廣い面積に分散しつゝ病巣部に向つて、X線を照射集中するものである。本装置で行われる走査集中照射は、X線管が振子運動を行うと同時に、振子運動と直角の方向に直進運動を行うもので所謂振子型走査集中照射と呼ばれている方式である(第5圖)。

第5圖 振子型走査集中照射
(甲) 振子運動 (乙) 直進運動



(註) 同じ考え方第6圖の如く、渦巻状に走査するものがある。この方式は螺旋型走査集中照射(Spiral Convergent irradiation)と呼ばれている。

この方式では皮膚面上に於ては、X線は廣い面積内に分散される。

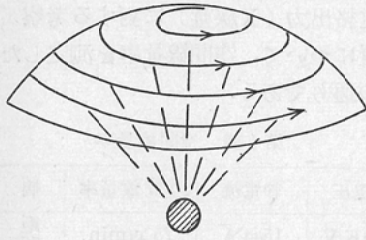
被照射の皮膚面上に於ける走査面積をZ、照射面積をAとすれば、病巣部の深部百分率(Fc)は次の式で概算される。

$$F_c = \frac{Z}{A} F_s \quad F_s: \text{一座一門照射の場合の深部百分率。}$$

$\frac{Z}{A}$ は利得で、多門照射に換算して、幾門分に相當するかを示すものである。即ち走査面積Zが大なる程、又照射野面積が小なる程、利得は大となる。

螺旋型走査集中照射について、利得を計算すれば、次の通りである。

第6図 螺旋型走査集中照射



計算の便宜上、被照射体を球型、X線管が球面上を走査移動するものとすれば、皮膚面上の走査面積(Z)は

$$Z = 2\pi R^2 \left(1 - \cos \frac{\pi\alpha}{360}\right)$$

式中 R: 被照射体の半径

α: 走査立体角

1例として、走査立体角α=60°

被照射体半径=10cmの場合に於ては、

$$Z = (2 - \sqrt{3})\pi R^2 = 100(2 - \sqrt{3})\pi$$

となるから、中心部の深部百分率(Fc)は

$$F_c = \frac{100(2 - \sqrt{3})\pi}{A} F_s$$

Fs: 一座一門の場合の深部百分率

$\frac{100(2 - \sqrt{3})\pi}{A}$ は利得で、多門照射に

換算して、幾門分に相当するかを示す数値であ

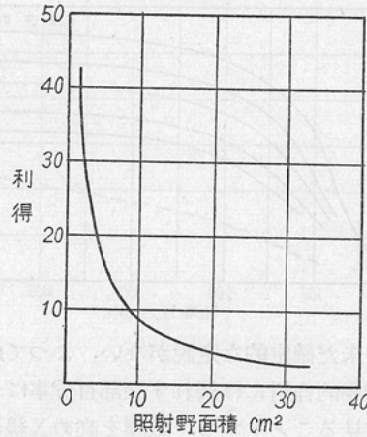
第3表 螺旋型走査集中照射の利得

照射面積 A cm ²	2°	4	6	10	25
円形 直径 cm	1.6	2.3	2.8	3.5	5.6
正方形 一辺 cm	1.4	2.0	2.5	3.2	5.0
$\frac{100(2 - \sqrt{3})\pi}{A}$	42	21	14	8.4	3.4

る。これを計算すれば、第3表の如くグラフで表わせば、第7圖の如くなる。

計算では、一應この様に概算されるが、実際のX線照射の状態と、本計算式成立の条件とを考えると、本計算式は、照射野の小なるときは、適用されるが、照射野の大なるときは、適用することは出来ない。計算された利得は、実際より小となる。又前述の如く、X線束内における、X線の強さの分布及び皮膚面へのX線入射角の變化の状態を考えると、実際の利得は、本計算より更に

第7図 螺旋型走査集中照射の利得



大となることが推測される。

振子型走査集中照射においては、走査面積Zは、振子角度と直進角度によつて異なる。

(註) 本装置においては、振子角度は0°より330°に亘り、又直進角度は0°より60°に亘り自由に選擇出来る。走査面の形状は、螺旋型走査では、圓形であり、振子型走査では方形となる。従つて、振子角度60°、直進角度60°の振子型走査と、走査立体角60°の螺旋型とを比較すれば、その走査面積の比は $\frac{4}{3.14} = 1.28$ となり、利得において前者が約28%大である。又振子型の場合振子角度90°とすれば、利得は60°の場合の1.5倍となり、120°とすれば2倍、180°とすれば3倍と、利得は著しく増大する。

III 出力

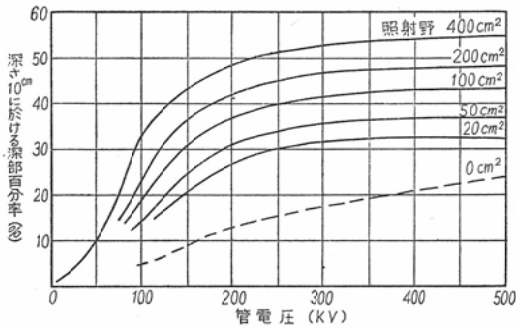
本装置のX線管はフィリップ會社製深部治療X線管 Type No. 23405を使用し、その出力定格は250KVにおいて15mA、200KVにおいて19mA、150KVにおいて25mAである。

日本工業規格(JIS)によれば、従來の深部治療用X線装置の標準品は出力200KVにおいて6mAである。即ち本装置は従來の治療装置に比して、約3倍の出力を有するものである。

1. 定格電壓に對する考察

X線治療に際し、高電壓を使用した場合、X線の質により、生物學的作用に差異があるか否かに

第8図 深部百分率



就ては、未だ確定的な定説がない。よつて此所では、生物學的作用には觸れず深部百分率について検討して見ることとする。電壓を高めX線の波長が短くなるに従い、透過性を増し、深部百分率が向上するであろうことは、當然考えられるところであるが、無限に増加する譯には行かない。假りに理想的な條件、即ちX線の減弱全く皆無の場合においても、逆二乗法則による減弱のため、深部百分率は最大 100%には達せしめ得ることは不可能である。又散亂線附加量が主要な部分を占める。Maynard, Lamerton は皮膚焦點間距離60cmの場合、各種の照射野について、深部10cmの位置における管電圧と深部百分率との關係を實驗し、次の様に報告されている。

本報告によれば、管電圧が 200 KV - 250 KV 程度に達すればそれ以上電壓を上昇せしめても、深部百分率の向上は殆んど期待出来ないことが分る。

(注) この結果は吾々が行った實驗と良く一致する。吾々の行った實驗については、別に論文「移動照射線量特性の實驗的考察」とし報告する予定である。之を参照されたい。

即ちX線治療においては、管電圧は先ず 250 KV位が實用の最高限度であると考えられる。照射野が大となると、散亂線が増し、深部線量が増加する様子も本報告で知ることが出来る。しかしながら本装置の様に、深部線量を著しく増大し得て、深部健康部に對するX線障害防止上、X線照射範圍を病巣局部に極限することを必要とされる場合において、一座一門の照射野面積を大として

線量の増加を計ることは問題にならない。

2. 定格出力 (X線量) に對する考察

本装置について、空間線量率を測定した結果は第4表の通りである。

第4表 空間線量率

管電圧	管電流	空間線量率	摘要
250 KV	15 mA	75 r/min	距離 50cm
180 KV	20 mA	46 "	照射野 6 × 6 cm²
150 KV	25 mA	33 "	濾過板 Cu 0.5 mm

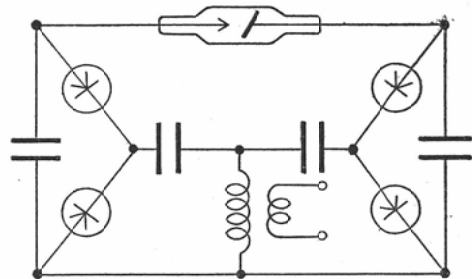
(註) 計算により深部線量を決定する場合、空間線量を基準として算出されるのが一般である。参考のため實驗結果の一部を此所に掲げた。詳細については、論文「移動照射の實驗的考察」を参照されたい。

又ファントムによる線量測定の結果によれば、180 KV, 15 mA, 振子照射 (振子角度60°) の場合、従來行われている1回の照射量 200 r の深部線量を得る爲の照射所要時間は約10分である。従つて180 KV, 20 mA の場合は照射所要時間は7-8分となり、250 KV, 15 mA の場合は照射時間は4-5分の見當となる。

IV 高電壓發生回路

低電壓を變壓して所望の高電壓を得るため、本装置では、特殊の複合結線回路方式を採用してい

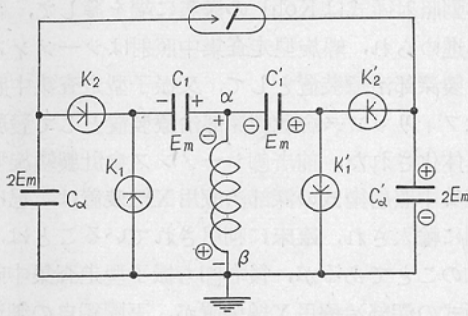
第9図 高圧回路結線図



る。これは整流管4個、蓄電器4個を使用し、主變壓器二次電壓を4倍に昇昇して、直流の定電壓を得んとするものである (第9圖)。

グライナッヘル結線を2段に重複したものと考えてもよい。グライナッヘル結線に比し整流管2

第10図 高圧回路機構説明図



コ、蓄電器2コを余分に必要とするが、主変圧器、整流管等の耐圧を半減し得る利点があり、脈動等も向上される。本装置で得られる定電圧の脈動率は5%以内である。

本回路の電圧通倍機構を説明すれば、次の通りである(第10圖)。

主變壓器の二次端子 $\alpha\beta$ に $E_m \sin \omega t$ なる交番電圧が誘起されているものとし、今 α が(+), β が(-)なる半波を考えると、蓄電器 C_1 は、整流管 K_1 を通じて、 E_m なる電圧まで充電される。この際蓄電器 C_1' は、整流管 K_1' の接続方向が逆となっているため充電されない。

次に α が(-), β が(+)なる半波に移行した時を考えると、 C_1 の(+)電荷は、 α の(-)と相殺し、 C_1 の(-)の電荷は、整流管 K_2 を通じ蓄電器 C_2 を充電する。この充電電圧は、蓄電器 C_1 と變壓器二次電圧とが直列に相加わるから、 C_2 には $2 E_m$ の電圧にまで充電されることとなる。

この半波のときには、整流管 K_1' を通じて、蓄電器 C_1' が充電される。更に次の半波の時には、前記と同様にして、蓄電器 C_1 (充電電圧 E_m)、蓄電器 C_2' (充電電圧 $2 E_m$)が充電される。従つてX線管の両端には、 C_1' の充電電圧 $2 E$ と C_2' の充電電圧 $2 E$ とが相加わり、主變壓器二次電圧の4倍の電圧が加えられることとなる。

こゝに注意すべきことは、蓄電器 $C_1 C_2$ が昇電圧に役立つと共に、平滑用蓄電器となつてゐることである。又蓄電器 $C_1 C_2$ の耐圧は E でよいが、蓄電器 $C_1' C_2'$ の耐圧は $2 E$ に相當するもの

を選ばなくてはならない。

V 保安装置と自動調節安全装置

治療用X線装置では、各種の保安装置と自動調節安全装置とを完備し、不慮の災害並びに、不測の故障の発生を防止しているのが一般である。本装置に採用されているX線管に対する過負荷自動防止機構と、電源電圧變動に対する自動調整機構とは他に類のない新しい構想が取り入れられており、興味をもたれるものである。

1. X線管に対する過負荷自動防止装置

管電圧調整器把子と管電流調整把子との間に、機械的の相互回轉制限機構を備え、第5表に示

第5表 管電流、管電圧定格値表

管電圧 KV	管電流 mA	管電圧 KV	管電流 KV
250	15	190	20
230	16	180	21
220	17	170	22
210	18	160	23
200	19	150	25

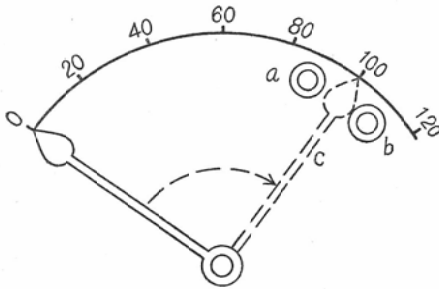
す調整された管電圧に應ずる定格管電流或は調整された管電流に應ずる定格電圧値以上には、調整把子を回轉することが出来ない様になつてゐる。従つて不用意に管電圧或は管電流の調整を行つても、調整把子は回轉することが不能となり、X線管には、定格以上の過負荷がかかることがない。この方式は調整操作を誤つた場合、調整把子の回轉操作が不能となるため、その場で直に取扱者が、操作の誤りを自覺し得る利点があり、X線管に対する過負荷防止機構は確實正確である。

2. 電源電圧變動に対する自動調整装置

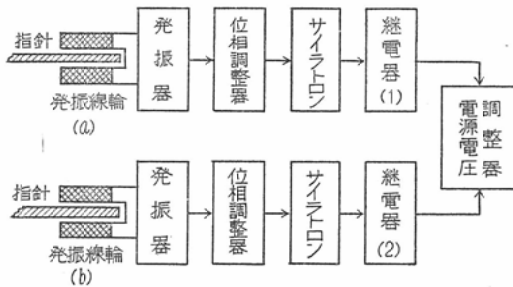
電源電圧の變動に對し、高周波利用の自動調整器を備え、その電圧調整精度は、 $\pm 0.5V$ で僅少の電源電圧變動に對しても確實に作動し、装置への入力電圧は、常に定格電圧値 $100V$ に保たれる、他に類例を見ない方法で、精度高く、動作が確實である點に興味を持たれる。その原理は次の通りである(第11圖)。

入力電圧計の規定値 $100V$ の目盛位置の前後に線輪 a, b の2個を裝し、電圧計指針 c は電圧が規定値より下れば、線輪 a の中に、又電圧が規定

第11図 発振線輪装着図



第12図 自動電圧調整装置系統図



値より上れば、線輪 b の中に入り、それぞれの線輪の電気誘導係数(インダクティブリアクタンス)を變化させる。線輪 a, b は何れも発振器の發振線輪で、第12圖のように、發振器、位相調整器、サイクロンを通じて、繼電器 1 或は繼電器 2 に接続される。

常時線輪 a, b の發振回路は發振を持続しているが、電源電壓が變化して指針が線輪内に入ると、線輪の電気誘導係数が變化して、電氣的に發振條件が外れ、發振が停止する。發振が停止すれば、位相調整器を介して、サイクロンのグリッドに電壓が加えられ、放電電流が流れて、繼電器が作動する。

繼電器 1 及び 2 は電源電壓調整用電動機に接続され、繼電器 1 が作動すると、電源電壓調整用電動機は、順の方向に回轉し、電源電壓調整用接觸子を右回轉して、入力電壓を上昇させ、又繼電器 2 が作動すると、電源電壓調整用電動機は逆方向に回轉して、電源電壓調整用接觸子を左回轉して、入力電壓を下降させることにより入力電壓を常に規定値 100 V に自動調節される。

VI 結 言

移動照射術式は Kohl の構想に端を發して、研究が進められ、螺旋型走査集中照射はシーメンス會社製深部治療装置として、又振子型走査集中照射はフィリップス會社製深部治療装置として發展し具體化された。前者即ちシーメンス會社製螺旋型走査集中照射術式の深部治療用 X 線装置は、已に吾國に輸入され、臨床に利用されていることは、衆知のことであるが、後者即ち振子型走査集中照射術式の深部治療用 X 線装置が、吾國独自の製造技術によつて、完成され、「コンバージョン」號として實現したことは、眞に注目すべき事柄である。

振子照射、回轉照射、走査集中照射等の各種移動照射方式は、治療の目的によつて、適當に撰擇せらるべきであり、更らに斜め方向からの振子照射、回轉照射として、治療部位に應じ、應用の途も廣い。切線照射術式への利用も考えらるべきであり、更に表在性廣範圍(胸腹部、背腰部)の皮膚疾患への應用は X 線の均等性同時照射が理想的になされ得るものである。又病巣線量増加に關連して、照射 X 線深部線量、人体内における線量分布状態を確實に把握することが重要となり、病巣部附近の健康部を X 線障害から防護するため、病巣の位置、大き、形狀を明らかにすること、X 線束が確實に病巣に照準されることが必要となつて來た。

最近登場した同位元素 (Co^{60} 或は Cs^{137}) を利用する深部治療装置 (Co^{60} —150 万 V, 200 万 V) は、保守上いろいろ厄介な點があるが、大きい深部線量が得られる。又ベータートロン、直線電子加速装置 (2000 万 V—7000 万 V) を利用する深部治療装置は、これ又大きい深部線量が得られ、之につれて今迄殆んど問題とされていなかつた人体の X 線射出側の部位の障害が問題になるようになった。之等に移動照射術式を應用すれば、得られる深部線量は莫大となり、從來の X 線治療に對する考え方はそのまゝ適用されず、再検討せられなければならないことになった。其の他高エネルギー電子線を利用し、或は中性子を利用する治療

装置の登場が次々と予想され、放射線治療醫學界は我々の移動照射とも関連性をもちつゝ進歩することと信ずる次第である。

(終りに永年の御指導と御助言、並に本論文の御校閲を賜つた恩師西岡教授に深甚の謝意を表すると共に、阪大診療X線技師学校宮永一郎講師の御協力を感謝致します)。

参考文献

- 1) Wachsmann und Rossman: Strahlentherapie 87 (1952) 265. — 2) Barth und Wachsmann Siemens: Nachrichten (1951) — 3) Philips: Technical Data. — 4) Dlasser: Physical Foundation of Radiology. — 5) 大日本レントゲン: 参考資料第87号; 移動照射について. — 6) 大日本レントゲン: 深部治療用エックス線装置「コンバージェント」号取扱説明書.

Some Fundamental Studies of the Model "Convergent", Which We Made.

By

Shingo Suwa.

The Radiological Clinic of Nissei Hospital, Osaka, Japan.

Isamu Niwa, & Yoshiyuki Naka.

Dai-Nippon X-Ray Manufacturing Company, Osaka, Japan.

About the Model "Convergent", The Moving-Field Deep Therapy Unit (X-Ray), which we had made, the features of its main parts was considered and its characteristics were clarified.

The summary of the results were as follows:

1. In rotation, pendulum and convergent therapy, the gain of each system was calculated and clarified to go up to several times or more, compared with the usual stationary field therapy.
2. The relation between the dose and tube voltage and current was surveyed.
3. The mechanism of the operation of the automatic control system of the source voltage, applied the coupled special circuit of high voltage generator and high frequency oscillator, was clarified.