



Title	撮影に於ける管電圧決定の理論と其の二, 三の應用に就いて
Author(s)	内田, 勝
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1955, 15(2), p. 112-123
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19034
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

撮影に於ける管電壓決定の理論と 其の二、三の應用に就いて

大阪大學醫學部放射線醫學教室 (主任 西岡時雄教授)

内 田 勝

(昭和30年1月19日受付)

1. 緒 言

撮影條件に科學性を持たせた、所謂科學的撮影法¹⁾なるものが種々な形式で發表されて來た。筆者は指數函數的撮影法²⁾に據つて居るが、筆者の方法を含めて其の大多數の方式は軟部組織の等濃度を得る事を目的として居る。然し其の管電壓に就いては、装置面の容量と被寫體の狀態とからみて可能な範圍の軟線³⁾で撮影する事が良好とされて居る。所が最近胸部撮影に於いて其の目的によつては高壓撮影が行われかえつて良好な結果を得て居る。此の事は撮影に於ける管電壓には其の撮影部位の狀態によつて夫々に最適電壓があるという事を示して居るように考えられる。そこで筆者は本稿に於いて其の點に就き基礎的な検討を行い最適電壓のある事を確認し以下2、3の考察を行った。

元來科學的撮影法に於いては前述のように軟部組織の等濃度を目的としているから、其の管電壓によつては診斷的價値の薄い寫眞となる事がある。單に硬部組織と軟部組織とのコントラストだけを問題にするならば軟線程よい事になるが、診斷面に於いて硬部組織や軟部組織の夫々の狀態を知り度い事もあろうし、單にコントラストがよいだけでは眞黒と眞白で何ら意味をなさない。即ち硬部組織及び軟部組織には夫々に適した黒化度がある筈である。

硬部組織だけの撮影ならば軟線程よいだろうし軟部組織だけの撮影でも軟線程よい。然し軟部組織に包含された硬部組織の撮影に於いては同程度の軟線では目的を果し得ない。即ち硬部組織を必

要なある黒化度に維持するならば、軟線を用うる程軟部組織は眞黒となり、軟部組織を必要なある黒化度に維持しようとすれば硬部組織は眞白となり何れも目的を果し得ない。

從つて診斷的な面で硬軟部兩組織の各々に必要なある黒化度を得るには、即ち其のコントラストを満足させるには適當な管電壓の選定が必要であり、其の黒化度を満足させるには其の管電壓に從つたmA・sec並びに距離を其の場合に應じて適當に選定しなければならない。そして管電壓が決定出來れば、他の因子は指數函數的撮影法により、軟部組織の黒化度を一定にする事によつてきめられる。

以下管電壓の決定に就いて理論的な考察を行ったものであるが、被寫體散亂線の影響はブレンデ類により除去し得るとし、増感率の波長依存性、Schwarzschild指數Pの影響等増感紙に關する因子は除外して理論を進めた。又本理論をもとにして各種撮影方式に於ける最適電壓の決定に關し言及した。

2. 理 論

今Fig. 1のように實効減弱係數 μ_2 、厚み x_2 の硬部組織が實効減弱係數 μ_1 、厚み x_1 の軟部組織に包含されている被寫體を考える。

今これを撮影するに當つて出来るだけの軟線でA部及びB部を夫々單獨に撮影したとする。そしてA部、B部各々を單獨にみても又A、B部併せた全體像よりみても診斷的に最も適した寫眞を得たとし、其の時の夫々の基礎黒化度を診斷的に最も適した基礎黒化度であるとする。其の撮影時間

を夫々 t_1, t_2 とする。但し簡単の爲管電流、距離は一定としておく。Fig. 2 に於いて a 直線は A 部の診断的に最も適した基礎黒化度を呈する等線量直線であり、b 直線は B 部の診断的に最も適した基礎黒化度を呈する等線量直線である。此の場合筆者は軟部組織の基礎黒化度と硬部組織の基礎黒化度は診断上よりみて當然異なつた點に最良點があると考えて理論を進めて居る。尙 b 直線の場合は硬部組織の厚みを其の電圧に於ける軟部組織の厚みに換算して加算したものをつとて居る。圖に就いて云えば X_2 は硬部組織の厚み x_2 を電圧 V_1 に於ける軟部組織の厚みに換算してそれに $(x_1 - x_2)$ を加算したものである。 X'_2 は同じ x_2 を電圧 V_2 に於ける軟部組織の厚みに換算してそれに $(x_1 - x_2)$ を加算したものである。以下記號はこれになるう。

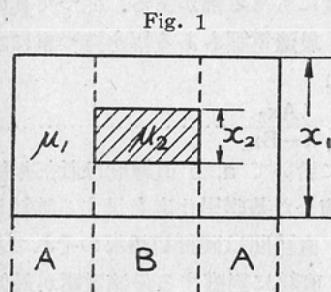
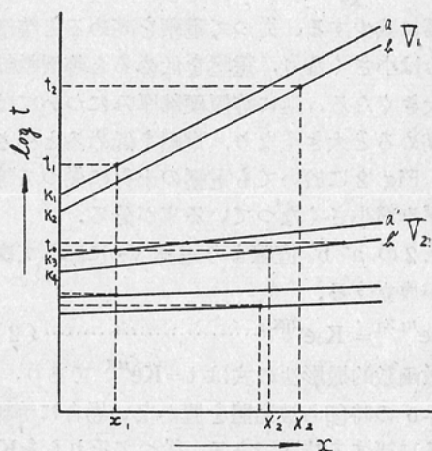


Fig. 1

Fig. 1 のような被寫體の場合には總べてを軟部組織の厚みに換算すれば B 部の厚みは A 部の厚みより大きくなり、又 A 部は軟部組織中に硬部組織の存在が豫想され、B 部は硬部組織中に軟部組織の存在が考えられる等の事から A 部の最適基礎黒化度は B 部の最適基礎黒化度より大きくなる事が推定出来る。従つて Fig. 2 に於いて x_1, x_2 の位置は圖のようになり、又 a 直線は b 直線より上位に位する事になる。今 Fig. 1 の被寫體全體を電圧 V_1 時間 t_1 の條件で撮影すれば軟部組織にとつては最適條件であるが硬部組織にとつては線量不足、時間 t_2 で撮影すれば硬部組織にとつてはよいが軟部組織にとつては線量過多となり何れも良好な全體像とはならない。これは電圧の選定が正しくな

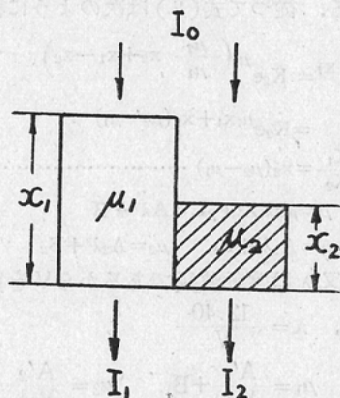
かつた爲である。従つて今軟部組織にとつても硬部組織にとつても最適條件となる撮影時間を得るような管電圧の決定が必要である。要求を満足する管電圧を V_2 、撮影時間を t_0 とする。Fig. 2 に示すように V_2 の勾配は V_1 の勾配より小さく V_2 は V_1 より高電圧である事を表わして居る。 V_2 より大きな電圧の場合には軟部組織か硬部組織か何れか一方の撮影時間で撮影すれば V_1 の場合とは逆にコントラストが悪くなりやはり良好な全體像は得られない。

Fig. 2



以下 V_2 なる最適電圧について理論的な検討を加えてみよう。Fig. 3 に於いて

Fig. 3



$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 x_1}, I_2 = I_0 e^{-\mu_2 x_2}$$

の式が成り立つ。今 $I_1 = I_2$ の条件を求めると、

$$\mu_1 x_1 = \mu_2 x_2, \therefore \frac{\mu_2}{\mu_1} = \frac{x_1}{x_2} \dots\dots\dots (1)$$

となる。但し μ_1 は軟部組織の實効減弱係数、 μ_2 は硬部組織の實効減弱係数である。式(1)により硬部組織の厚みを任意の電圧に於ける軟部組織の厚みに換算する事が出来る。又其の逆も出来る。前者を等価軟部厚み、後者を等価硬部厚みと假稱しよう。更に管電圧による等価厚みの変化は次のようになる。式(1)に於いて波長が長くなるに従つて $\frac{x_1}{x_2}$ は増大し、波長が短くなると $\frac{x_1}{x_2}$ は次第に減少する。従つて電圧を高めると等価軟部厚みは小さくなり、電圧を低めると等価軟部厚みは大きくなる。逆に等価硬部厚みについては電圧を高めると大きくなり、電圧を低めると小さくなる。Fig. 2 に於いても電圧の上昇に従つて等価軟部厚みが小さくなっている事が分る。

Fig. 2 の a' b' 直線より電圧 V_2 に関して次の等式が成立する。

$$K_3 e^{\mu_1 x_1} = K_4 e^{\mu_2 x_2} \dots\dots\dots (2)$$

指數函数的撮影法の式は $t = K e^{\mu x}$ であり、 K は $x=0$ の時即ち被寫體を置かない場合に等線量を得るに要する時間である。従つてそれらを $K_1, K_2, K_3, K_4, \dots\dots\dots$ とすれば、近似的に

$$K_3 = \left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 K_1, K_4 = \left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 K_2 \text{ となり、}$$

$\frac{K_3}{K_4} = \frac{K_1}{K_2}$ と云える。又 $X'_2 = \frac{\mu_2}{\mu_1} x_2 + x_1 - x_2$ である。従つて式(2)は次のように書ける。

$$K_1 e^{\mu_1 x_1} = K_2 e^{\mu_1 \left(\frac{\mu_2}{\mu_1} x_2 + x_1 - x_2 \right)} \\ = K_2 e^{\mu_1 x_1 + x_2 (\mu_2 - \mu_1)}$$

$$\log \frac{K_1}{K_2} = x_2 (\mu_2 - \mu_1) \dots\dots\dots (3)$$

茲に $\mu = \rho b \lambda^3 Z^3 + \rho C = A \lambda^3 + B$

$$\mu_1 = A_1 \lambda^3 + B_1, \mu_2 = A_2 \lambda^3 + B_2$$

とする。又 λ は實効波長であるから V を實効電圧とすれば、 $\lambda = \frac{12.40}{V}$

$$\text{従つて } \mu_1 = \frac{A'_1}{V^3} + B_1, \mu_2 = \frac{A'_2}{V^3} + B_2$$

となり、式(3)より

$$\log \frac{K_1}{K_2} = x_2 \{ (A'_2 - A'_1) V_2^{-3} + (B_2 - B_1) \}$$

$$\log \frac{K_1}{K_2} = k, A'_2 - A'_1 = A, B_2 - B_1 = B \text{ と置けば、}$$

$$k = x_2 (A V_2^{-3} + B) \dots\dots\dots (4)$$

式(4)に於いて k, A, B は常數と考えられるから硬部組織の厚み x_2 を知る事によつて適正電圧 V_2 を決定する事が出来る。 $\log \frac{K_1}{K_2}$ は線量の比の對數であるからこれは線コントラストを示して居り従つて式(4)は一定のコントラストを得る爲の条件とも云える。又電圧を一定にしておけば線コントラストは其の硬部組織厚みの大小に比例し、それを包含する軟部組織厚みの大小には関係しない。

實際問題としてフィルムの許容度、眼の生理的な許容度等からして Fig. 1 の A 部及び B 部の最適基礎黒化度にもある幅がある。従つて其の幅にもとずいて、最適電圧もある幅を持つ事になる。式(4)より

$$V_2^3 = \frac{A x_2}{k - B x_2} \dots\dots\dots (5)$$

Fig. 4 に於いて a, b 直線間は軟部組織の診斷的に最も適した基礎黒化度を呈する等線量域であり、 c, d 直線間は硬部組織部のそれである。従つて a, d 直線に對應する最適電圧が最低電圧 V_2 であり、 b, c 直線のそれが最高電圧 V_3 である。即ち適正露出を得る爲の最大許容範囲は電圧 V_3, V_2 間である。式(5)に於いて $k = \log \frac{K_1}{K_4}$ と $k = \log \frac{K_2}{K_3}$ の場合について最適電圧を V_2, V_3 とすれば、

$$V_2 = \left(\frac{A x_2}{\log \frac{K_1}{K_4} - B x_2} \right)^{\frac{1}{3}} \dots\dots\dots (6)$$

$$V_3 = \left(\frac{A x_2}{\log \frac{K_2}{K_3} - B x_2} \right)^{\frac{1}{3}} \dots\dots\dots (7)$$

となる。今電圧許容率なるものを考えてみよう。

ここに電圧許容率 $P = \frac{V_3 - V_2}{V_2}$ と定義すれば式

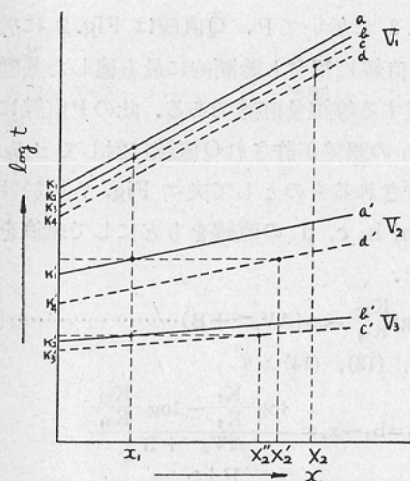
(6), (7) より

$$P = \left(\frac{A x_2}{\log \frac{K_2}{K_3} - B x_2} \right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{A x_2}{\log \frac{K_1}{K_4} - B x_2} \right)^{\frac{1}{3}}$$

$$\left(\frac{Ax_2}{\log \frac{K_1}{K_4} - Bx_2} \right)^{\frac{1}{3}} = \left(\frac{\log \frac{K_1}{K_4} - Bx_2}{\log \frac{K_2}{K_3} - Bx_2} \right)^{\frac{1}{3}} - 1 \dots (8)$$

となる。今 K_1, K_2, K_3, K_4 は夫々單獨に其の値をとり得るものとする。式(8)に於いて K_1 と K_4 の比をもつと大きくする事が出来るならば P は大即ち V_2 はもつと低電圧となり、又 K_2 と K_3 の比をもつと小さくする事が出来るならば P は大即ち V_3 はもつと高電圧となる。これはFig. 4 よりみても明らかである。又硬部組織の厚みに比例して P は増減する。従つてFig. 1 の被寫體全體を診斷的に良好に現出させる電圧の範囲即ち P を大きくするには式(8)より出来るだけ $\frac{K_1}{K_4}$ を大きく、 $\frac{K_2}{K_3}$ を小さくとればよく、又 x_2 は大きい方がよい。大きい x_2 に対しては式(4)により電圧も高い事になる。

Fig. 4



次に硬部組織に包含された軟部組織の撮影について同様の理論を進めてみる。

Fig. 5 のように實効減弱係数 μ_1 、厚み x_1 の軟部組織が實効減弱係数 μ_2 、厚み x_2 の硬部組織に包含されている被寫體を考えるとFig. 6 のようにやはり最適電圧がある事を認める。但しこの場合前述と異なる所は軟部組織の撮みを硬部組織の厚みに換算している事で、従つて高電圧になる程其の

等価硬部厚みが増加している事である。式(4)に相當する式として、

$$k = x_1(AV_2^{-3} + B) \dots (9)$$

を得る。同様にして電圧許容率 P は

$$P = \left(\frac{\log \frac{K_1}{K_4} - Bx_1}{\log \frac{K_2}{K_3} - Bx_1} \right)^{\frac{1}{3}} - 1 \dots (10)$$

となる。結果より明らかなように包含されている異物組織の違いが出て来るだけであり理論は本質的に何等異ならない。

Fig. 5

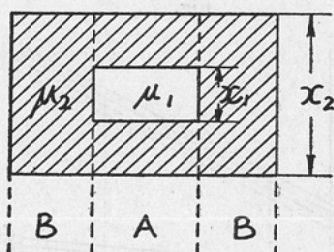
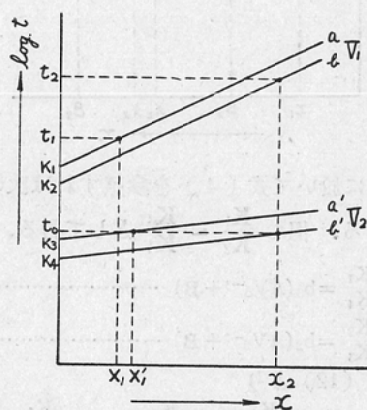


Fig. 6



人體とはFig. 1, Fig. 5 のような組織が大きな軟部組織に包含されているものであり Fig. 1, Fig. 5 のようなものが薄きあり厚きあり、廣きあり狭きあり、或は縦に走り横に走り斜めあり、これ等が夫々單獨に、或は重なりあつて各々其の減弱係数を異にし一つの立體的世界像を呈するの觀がある。殊に胸部撮影に於いて其の感を深くするのである。従つて其の管電圧の選定も容易でない

事を痛感する。

今 Fig. 1 の被寫體を撮影する場合に Fig. 7 に於けるように a, b 並びに c, d の許容等線量域を許すとして硬部組織厚み x_2 の最適電圧 V_2 で撮影すれば, Fig. 7 より明らかなように t_1 により x_2 , b_3 間の, t_2 により x_2 , b_2 間の硬部組織の範囲を満足に現出させる事が出来る。ここで X_2, X'_2 は前述の通りである。 B_2, B_3 は硬部組織の厚み b_2, b_3 を電圧 V_2 に於ける軟部組織の厚みに換算してそれに夫々 $(x_1 - b_2)$, $(x_1 - b_3)$ を加算したものである。

Fig. 7

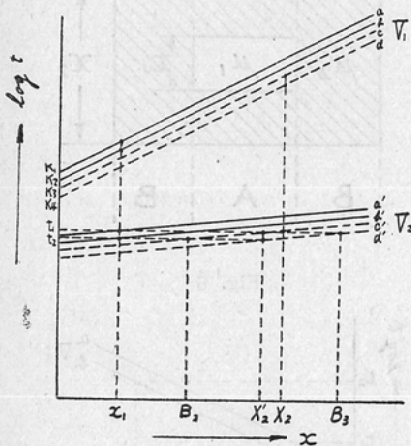


Fig. 7 に於いて式 (4) を参照すれば次の等式が成立する。但し $\frac{K_1}{K_2} = \frac{K_3}{K_4}$ として居る。

$$\log \frac{K_1}{K_4} = b_3(AV_2^{-3} + B) \quad (11)$$

$$\log \frac{K_2}{K_3} = b_2(AV_2^{-3} + B) \quad (12)$$

式 (11), (12) より

$$b_3 - b_2 = \frac{\log \frac{K_1}{K_4} - \log \frac{K_2}{K_3}}{AV_2^{-3} + B} = \frac{2 \log \frac{K_1}{K_2}}{AV_2^{-3} + B} \quad (13)$$

今迄は K_1, K_2, K_3, K_4 は夫々單獨に其の値を取り得るものとして考えて來たが、ここではそれ等の間に前述の $\frac{K_1}{K_2} = \frac{K_3}{K_4}$ の関係があり又後述の許容誤差の定義より分るように $\frac{K_1}{K_4}$ を大きくとればそれに従つて $\frac{K_2}{K_3}$ は小さくなるとして居る。従

つて $\frac{K_1}{K_4}$ を大きくとれば b_3 の上限厚みは大きくなり b_2 の下限厚みは小さく成つて $b_3 - b_2$ の許容硬部厚みの範囲は大きくなる。 $\frac{K_1}{K_2} (= \frac{K_3}{K_4})$ が大きくなつても同様な結果になる。又 x_2 の最適電圧 V_2 が大きくなる程 $b_3 - b_2$ は大きくなり満足な結果を得る硬部組織厚みの範囲が擴大される事になる。種々な減弱係数を有する硬、軟部組織が複雑な位置を占めそれ等を一つの軟部組織が包含している被寫體では、之等異物組織厚みを總べて包含軟部厚みに換算して以上のように考えればよい。このような被寫體の撮影に於いて廣い範囲の硬部組織厚みを診断的に良好に現出させるには、相當厚みの大きな硬部組織を對象にして其の厚みに必要な高電圧で撮影すればよい事になる。従つて其の結果其のとり得る電圧範囲も廣いものとなる。

更に詳細に夫れ等硬部組織厚み間の關係について論ずる。

Fig. 8 に於いて P, Q 直線は Fig. 2 に於ける a, b 直線に相當し診断的に最も適した基礎黒化度を呈する等線量直線である。此の P 直線に對して $\pm \epsilon_1$ の誤差が許され Q 直線に對して $\pm \epsilon_2$ の誤差が許されるものとして夫々 Fig. 7 に於けるような a, b, c, d の直線をもとにして理論を進めて來た。

$$\log \frac{K_{12}}{K_{34}} = x_2(AV_2^{-3} + B) \quad (14)$$

式 (11), (12), (14) より

$$D_1 = b_3 - x_2 = \frac{\log \frac{K_1}{K_4} - \log \frac{K_{12}}{K_{34}}}{AV_2^{-3} + B} = \frac{\log \frac{1 + \epsilon_1}{1 - \epsilon_2}}{AV_2^{-3} + B} \quad (15)$$

$$D_2 = x_2 - b_2 = \frac{\log \frac{K_{12}}{K_{34}} - \log \frac{K_2}{K_3}}{AV_2^{-3} + B} = \frac{\log \frac{1 + \epsilon_2}{1 - \epsilon_1}}{AV_2^{-3} + B} \quad (16)$$

$$D_1 - D_2 = \frac{\log \frac{1 + \epsilon_1}{1 - \epsilon_2} - \log \frac{1 + \epsilon_2}{1 - \epsilon_1}}{AV_2^{-3} + B}$$

$$= \frac{\log \frac{1-\varepsilon_1^2}{1-\varepsilon_2^2}}{AV_2^{-3}+B} \dots\dots\dots (17)$$

Fig. 9 に於いて $X_2, X'_2, X''_2 \dots$ は硬部組織の厚み $x_2, x'_2, x''_2 \dots$ を電圧 V_2 に於ける軟部組織の厚みに換算してそれに夫々 $(x_1-x_2), (x_1-x'_2), (x_1-x''_2) \dots$ を加算したものである。 $B_2 \dots, B_3 \dots$ に関しても同様である。

Fig. 8

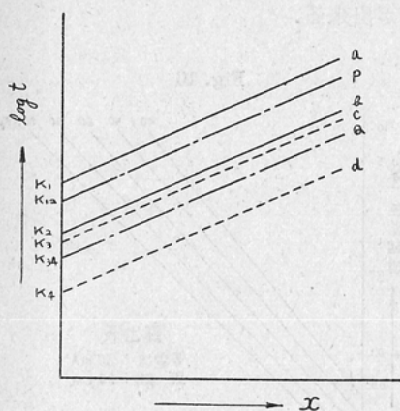
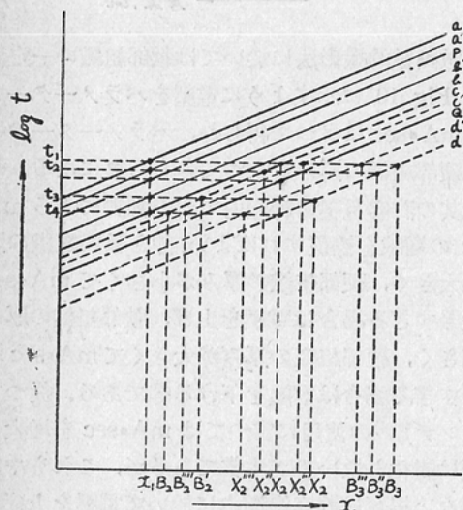


Fig. 9



今 K_{12}, K_{34} の比は一定、 K_1, K_2, K_3, K_4 は夫々 $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ により変化する場合を考える。

(1) $\varepsilon_1 = \varepsilon_2$ の時 a, b, c, d 直線と t_1, t_4 並び

に X_2, B_2, B_3 より明らかなように $D_1 = D_2$ 。これは前述の $\frac{K_1}{K_2} = \frac{K_3}{K_4}$ の場合である。

(2) $\varepsilon_1 > \varepsilon_2$ の時 a, b, c', d' 直線と t_1, t_4 並びに X_2, B_2''', B_3''' より明らかなように $D_1 < D_2$ 。この場合は許容範囲内の厚みの最大 B_3''' 、最小 B_2''' 何れを撮影しても X_2 の硬部組織厚み x_2 は良好な診断域に入っていない。

(3) $\varepsilon_1 < \varepsilon_2$ の時 a', b', c, d 直線と t_2, t_3 並びに X_2, B_2', B_3'' より明らかなように $D_1 > D_2$ 。この場合は許容範囲内の厚みの最大 B_3'' 、最小 B_2' 何れを撮影しても X_2 の硬部組織厚み x_2 は良好な診断域に入っている。即ち良好な診断域が一部重複する事になる。

又式 (17) より使用電圧が高くなれば $D_1 - D_2$ も大きくなる事が分る。

實際診断的には異物組織の基礎黒化度に重點を置くのが通常である。従つて ε_1 も ε_2 も何れも小さくとるのが最もよいが、やむを得ずどちらか一方を小さくする場合には ε_2 にする可きであり、 $\varepsilon_1 > \varepsilon_2$ の場合がこれにあてはまる。次に $b_3'' - x_2''$, $x_2' - b_2'$ 等の $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ の変化に伴つて診断的に良好に現出し得る硬部組織厚みの幅について検討を行う。

t_2 に関して夫々次の等式が成立する。

$$\log \frac{K_1}{K_3} = x''_2 (AV_2^{-3} + B) \dots\dots\dots (18)$$

$$\log \frac{K_1}{K_4} = b_3'' (AV_2^{-3} + B) \dots\dots\dots (19)$$

$$b_3'' - x_2'' = \frac{\log \frac{K_1}{K_4} - \log \frac{K_1}{K_3}}{AV_2^{-3} + B} \\ = \frac{\log \frac{K_3}{K_4}}{AV_2^{-3} + B} \dots\dots\dots (20)$$

t_1, t_3, t_4 に関しても t_2 と同じ関係にあり式 (20) が成立する。又圖より明らかなように、

$$x_2' - b_2' = b_3'' - x_2'', \quad b_3''' - x_2''' = x_2'''' - b_2''''$$

である。式 (20) を考えてみると、 $\frac{K_3}{K_4} = \frac{1+\varepsilon_2}{1-\varepsilon_2}$ 即ち ε_2 によつて硬部組織厚みの範囲が決定される事になり、又これは電圧の高い程大きくなる事も示して居る。従つて ε_1 の値は硬部組織厚みの範囲に関しては何らあずからない事になる。唯上限厚

みと下限厚みに関係するだけである。従つて前述の $\varepsilon_1 > \varepsilon_2$ の場合に於いては任意の ε_1 に関して上限厚み b_3''' は常に $b_3''' - x_2'''$ の幅をもつて ε_1 の変化に従つて移動する。下限厚み b_2''' に関しても同様の事が云える。又 $b_3''' - x_2'''$ の幅は ε_2 並びに電圧によつてきまる。今 Fig. 7 以降の考え方を Fig. 4 に適用してみる。 x_2 の許容撮影電圧の下限 V_2 と上限 V_3 について各電圧に於ける許容硬部組織厚みは今迄の理論により明らかなように V_3 の方が大きい。従つて x_2 の硬部組織厚みを対象にすればある許容電圧範囲がきまるが、其の中で x_2 より大きな厚みの部位を多く現出せしめたい場合は最高電圧 V_3 をとればよく、 x_2 より小さい厚みの部位を多く現出せしめたい場合は最低電圧 V_2 をとればよい事になる。又対象とする可き x_2 が厚い程電圧は高くなり許容電圧範囲も大きくなり従つて許容硬部厚みも大きくなる。

以上の理論により撮影に關し種々な面から 2, 3 の考察を行つてみよう。

(1) 指數函數的撮影法

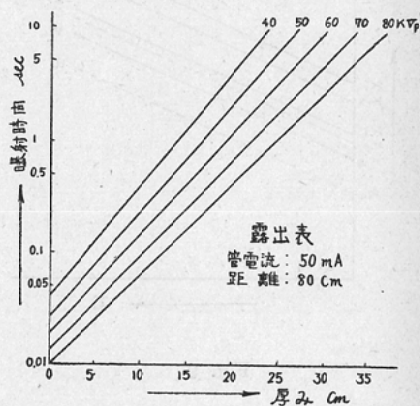
現在筆者の採用している方法であるが、これは硬部組織を包含する軟部組織の外厚をはかつて撮影條件をきめるものであるから、各電圧に於いて軟部組織の等濃度を得る事が出来る。管電圧の選定に就いては軟部組織の厚みの大きな部位は高電圧を採用し、小さな部位は低電圧を採用する方式がとられて來た。然し本理論よりすれば Fig. 1 のような被寫體の軟部組織厚みの増減については何ら電圧の変更を必要としない。唯 Fig. 2 に於いて分るように時間を増減すればよい事になる。包含軟部組織の外厚が大きくなるに従つて一定濃度を得る爲に大きな $\text{mA} \cdot \text{sec}$ を必要とするが、装置容量の面から又患者の面から $\text{mA} \cdot \text{sec}$ をあまり大きくする事は出来ない。従つて電圧を上げる事になりこれは $\text{mA} \cdot \text{sec}$ の増大を管電圧の増大によつて補償したものであり、硬部組織厚みの変化が考慮されたものではない。

本理論により診斷的に最適な電圧をきめるには次のようにすればよい。

式 (4) の $k = x_2 (AV_2^{-3} + B)$ に於いて A 及び B は既知、 x_2 、 V_2 は實驗的に求め得るから診斷的

に最良の k を算出する事が出来る。このようにして未知數 k を實驗的に知れば他の硬部組織厚み x_3 の最適電圧は式 (4) により簡単に算定する事が出来る。但し V_2 は前述のように實効電圧である。このようにしてきめられた電圧に最適基礎黒化度の許容誤差を考える事によりある範囲の電圧が許され、そしてこれは x_3 を含む範囲で成る可く高電圧をとる方が望ましい。そうする事により x_3 を含む広い範囲の硬部組織厚みを診斷的に良好にあらわす事が出来る。

Fig. 10



指數函數的撮影法に於いては軟部組織の一定濃度は Fig. 10 に示すように電圧をパラメーターとした $\text{mA} \cdot \text{sec}$ によつて得られ、パラメーターの採擇は硬部組織の厚みによつてきまる事になる。そして其の許容電圧の範囲内で前記制限による $\text{mA} \cdot \text{sec}$ の増減を補償すればよい。即ち軟部組織の厚みが大きく、硬部組織の厚みが小さくて $\text{mA} \cdot \text{sec}$ が大きすぎる場合は電圧を上げ、軟部組織の厚みが小さく、硬部組織の厚みが大きくて $\text{mA} \cdot \text{sec}$ が小さすぎる場合は電圧を下げる等である。従つてブレンデ類⁴⁾の使用に當つては $\text{mA} \cdot \text{sec}$ を増大し電圧は變化しないのが本當であるが、これもやむを得ない場合は許容範囲内に於いて電圧を上げる事もあり得る。又其の $\text{mA} \cdot \text{sec}$ の増大値とそれに對應する電圧の増大値の關係も指數函數的撮影法の露出表により算出する事が出来る。Fig. 10 は其の露出表の 1 例である。

(2) 蓄電器放電式X線装置

此の装置による科学的な撮影法に就いても筆者は胸部撮影⁵⁾に於けるものと一般外科撮影⁶⁾に於けるものとを理論並びに実験より既に報告した。

周知のように蓄放式に於いては $\text{mA} \cdot \text{sec}$ は一定で管電圧の変更により撮影条件をきめるものであり、補助的に容量の変更、曝射回数並びに距離の変更を行うが本論文の理論よりすれば診断的価値から種々な問題を呈出するものである。従つて診断的に良好な寫眞を得るには補助的な容量の変更、曝射回数並びに距離の変更を巧に利用しなければならぬ。之等不連続的な因子の複雑な変更は此の装置の不利な点である。筆者の既報告の撮影法は軟部組織等濃度の条件を求めたものであり、この場合硬部組織厚みは考慮に入っていない。然し容量、曝射回数、距離の不連続的な変更により大體満足な結果を得られる事は許容の問題より考へて首肯出来る事である。Fig.11は胸部撮影の1例、眞中の直線がそうである。Fig.12, Fig.13は一般外科撮影の1例、圖中 m は蓄電器容量 $\times$ 曝射回数である。

蓄放式の特徴である電圧、電流、時間が互に關連している事は一つの利点であるが前述の点からみればこれは又不利な点でもある。最近の波尾截斷法⁷⁾はこのような不満を解決する1方法である。波尾截斷の時間は任意に選ぶ事が出来る爲、曝射時間の單獨調整が可能となつたわけで電圧、電流、時間を獨立して選ぶ事が出来るようになった。此の方法の完成により蓄放式は其の應用範圍は廣くなり、將來あらゆる面に完全に適用する事が出来るようになるだろう。

(3) 電子的撮影法

所謂フォトタイマーと稱するもので間接撮影並びに直接撮影に成功して居る。これは其の結果からも分るように1枚1枚夫々がいい寫眞になるというのではなくて全體として一連のそろつた寫眞が出来る所にその特徴がある。又撮影技師の技術如何に拘らず反覆再現性を有するものである。次に此の場合の撮影時間と被寫體との關係につき考へてみよう。最も簡単な代表的被寫體として Fig.

1をとる。

Fig. 11

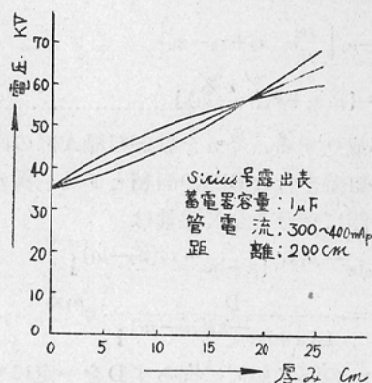


Fig. 12

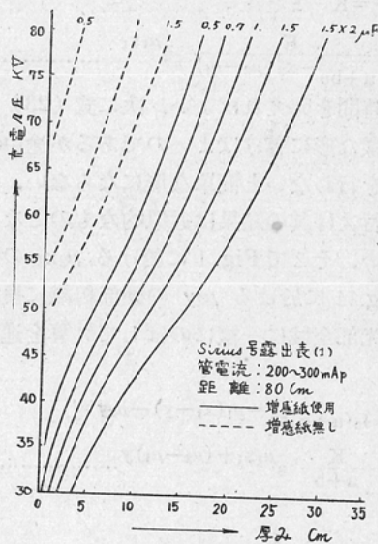
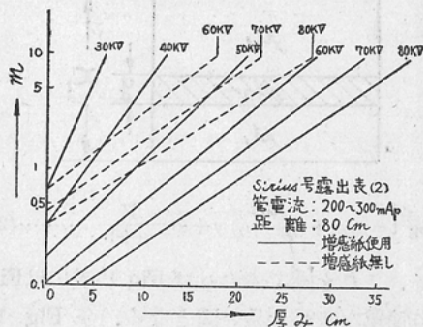


Fig. 13



にのぼした $\mu_2 y$ の一つの硬部組織に換算すれば、硬部組織の分布状態如何に拘らず簡単な形にもつて来る事が出来て計算に便であり関係式も導き易い。又実験に際しては一樣な軟部組織中に分布的な硬部組織の代りに1枚のフィルターを入れた場合と等価と考えて実験を行う事が出来る。この様な實際的な場合には式(26)を参照して

$$y = \frac{\log(a+b+c+d+\dots) - \log\{a + be^{-x_2(\mu_2 - \mu_1)} + ce^{-x_3(\mu_3 - \mu_1)} + de^{-x_4(\mu_4 - \mu_1)} + \dots\}}{\mu_2 - \mu_1} \quad (27)$$

とすればよい。そして此の場合も被寫體と撮影時間の関係を示す圖は Fig.15 或いは Fig.16 である。圖により明らかな様にフォトタイマーに於いては軟部組織厚みの増減に際しては勿論の事、硬部組織厚みの増減によつても撮影時間は増減されるものである。又式(26)、式(25)が示す様にA部とB部の夫々が占める面積即ちそれ等の存在の大小により、又採光部の面積の大小によつても撮影時間は變更されるものである。指數函數的撮影法に於いては $t=f(x_1)$ であるが電子的撮影法に於いては採光部に就いて $t=f(x_1, x_2, x_3, x_4, \dots)$ となつて居る。又指數函數的撮影法によつては技師の経験に俟たねばならない所の體質の問題をも採光部に關してではあるが補償する事が出来る。従つて採光部の線量は採光部被寫體の状態如何に拘らず常に等しくする事が出来る。これ等數多くの利點を有する反面又缺點をも持つものである。

第1に被寫體の一部である採光部位の線量を等しくする撮影時間をもつて全體像の撮影時間とする事である。即ち採光部位の硬部、軟部組織の夫々の状態によつて他部位の状態如何に拘らず撮影時間が決定する事である。例えば今採光部位に減弱係數の大きな病巣があつたとすれば撮影時間は大きくなり全體像は線量過多で他病變の診斷が困難となる。

第2に硬部組織厚みの大小により電壓を變更する方式ではないから診斷に適した硬部、軟部組織夫々の一定黒化度を得られない事である。未だ此の外にフォトタイマーによる直接撮影の様に増感

紙の波長依存性の問題もあるうし決して最上のものとは云えない。

従つて採光部位の適正は勿論の事、管電壓を被寫體の目的硬部組織厚みに應じて自由に選定出来るようにし、許容電壓範囲内で成る可く高い電壓で撮影し診斷域を廣くすれば可成り満足なものが得られる事になるだろう。

(4) ポリソグラフィー並びにキモグラフィー
ポリソグラフィーの撮影條件⁸⁾に關しては筆者の既報告のものがあつたがキモグラフィーを含めて其の管電壓の選定については其の目的上異なつた考え方を要する。之等の目的とする所は運動臓器周囲の状態を観察するものであるからコントラストの強い寫眞即ち線量過多と線量不足の極端な寫眞の方が好いわけである。従つて之等の場合は撮影時間並びに管電流の制限枠内で可及的軟線を使用する事が望ましい。この様にすれば生理的な鮮鋭度も増加し満足な結果を得る事が出来る。原子番号が大きくて一般にX線をよく吸収する陽性造影剤を使用する場合は其の上に之等のものの吸収限界波長を考慮に入れて電壓を決定する事が望ましい。

(5) 断面撮影裝置

此の裝置には横斷並びに縦斷撮影方式があるが其の條件に於ける管電壓の選定には複雑な問題を含んで居る。即ち其の截断面に於ける像のコントラストは電壓のみならず其の目的硬部組織の形、截断面の位置等によるからである。又其の條件も殆んど管電壓の變更に依存して居るから診斷的に夫々最良の黒化度とコントラストを一定に保つ事は形並びに位置によるコントラストの變化と相俟つて困難な術である。然し診斷域を廣くするにはやはり本理論にもとずく撮影が望ましい事は勿論である。

(6) 高壓撮影法

最近頃にやかましい胸部の高壓撮影⁹⁾に本理論を適用してみるのも無意味ではない。これは硬部組織にかくれた病變の現出を目的として行われて居るものであり當然の事である。低壓で大きな $\text{mA} \cdot \text{sec}$ で撮影しても必ず現出するものであり唯

其の場合は他部位の診断が困難になる缺點がある。即ち診断域が狭いわけである。低壓で出ないと云われるのは線量不足である。mA・sc はそう大きく出来ない関係もあり線量不足を電圧増大によつておぎない、それに伴うコントラストの減少により他部位の診断を助けて居るわけである。即ち診断域は廣くなつて居る。又高壓撮影に於いては骨のコントラストは落ちるがクロスグリッドを用うれば血管のコントラストは落ちないと云う事實がある。これは次の理由により明らかである。式(3)、式(4)より

$$k = x_2 \{ (b_2 \rho_2 Z_2^3 - b_1 \rho_1 Z_1^3) \lambda^3 + (C_2 \rho_2 - C_1 \rho_1) \}$$

今一定の包含軟部組織を考えると $b_1 \rho_1 Z_1^3 = k_1$, k_1 は常數である。

$$\frac{dk}{d\lambda^3} = x_2 (b_2 \rho_2 Z_2^3 - k_1)$$

上述の式は縦軸に k , 横軸に λ^3 をとれば硬部組織の物質が一定なる時は x_2 をパラメーターとした直線で表わされ、其の勾配は x_2 の大きさに比例する。又其の厚みが一定なる時は $b_2 \rho_2 Z_2^3$ をパラメーターとした直線で表わされ、其の勾配は $b_2 \rho_2 Z_2^3$ の大きさに比例する。波長が非常に小さい近傍では $k = x_2 (C_2 \rho_2 - C_1 \rho_1)$ となり波長に關係しない物質固有の常數並びに其の厚みによりきまるコントラストとなる。従つて高壓撮影に於いては Z_2 , x_2 共に大きな骨は急激にコントラストが悪くなり Z_2 , x_2 共に小さな血管は徐々にコントラストが悪くなつて主に其の厚みと物質固有の常數によつて夫々のコントラストが得られる。このようにして骨はすきとおつてコントラストが大きく落ち、クロスグリッドを用うれば血管のコントラストは餘り落ちないと云う結果になる。

高壓撮影は本理論に於ける一つの場合である。従つて其の高電圧の値は被寫體の目的部位によつて理論と實驗より算出されたものでなければならない。

3. 吟 味

1) 本理論の基礎をなす考え方は指數函數的撮影法であるが、嚴密に云えばこれは單色X線について成立する事であり連續X線については無條件

に成立するものではない。

X線の線質が不均等の場合は初めの層で軟い成分が多く吸収され線質は段々と均等化されて來るので、厚さの薄い場合は μ は比較的大きく厚さを段々増すと μ は次第に一定の値に近付いて來る。このようにX線の線質が均等とみなされるようになると大體單色X線と考へて理論を進めても實驗と大差はない。又醫學に於いては對象がZの小さい人體でありZの大きい金屬の吸収曲線よりみればこれは其の極く一部の曲線に相當する。従つて人體の撮影厚みの全範圍は略々直線で表わし得ると考へて差支えない。以上の見地より實驗的に許し得られる指數函數的撮影法を根據として理論を進めたものである。

2) ここでは便宜上管電壓をすべて實効電壓で表わしたが實際使用上には波高電壓で表わす可きである。従つて一定のフィルターについて波高電壓と實効電壓を相互に換算しなければならない。それは半價層を求める實驗と計算と圖表¹⁰⁾によつて容易に其の目的を達する事が出来る。

3) 各參考圖に於いて等價厚みが電壓によつて變化して居るがそれが圖上で如何なる形の曲線で變化するか検討して居ない。従つて其の状態は圖に表わしてない。

4. 結 言

以上の考察により得られた結果をまとめる。

1) Fig. 1 のような被寫體の撮影に於いて管電壓は次の式により決定される。

$$\log \frac{K_1}{K_2} = x_2 (AV_2^{-3} + B)$$

2) 許容等線量域を許すと硬部組織厚み x_2 を診斷的に良好に現出させる電壓範圍は次の電壓許容率 P によりきまる。

$$P = \left(\frac{\log \frac{K_1}{K_4} - Bx_2}{\log \frac{K_2}{K_3} - Bx_2} \right)^{\frac{1}{3}} - 1$$

3) 硬部組織厚み x_2 の最適電壓 V_2 で撮影する場合撮影時間の變更により診斷的に満足出来る基礎黒化度となる硬部組織厚みの範圍は次の式によりきまる。

$$b_3 - b_2 = \frac{\log \frac{K_1}{K_4} - \log \frac{K_2}{K_3}}{AV_2^{-3} + B}$$

4) x_2 と上限厚み b_3 , x_2 と下限厚み b_2 の夫々の差の大小は次の式によりきまる。

$$D_1 - D_2 = \frac{\log \frac{1 - \varepsilon_1^2}{1 - \varepsilon_2^2}}{AV_2^{-3} + B}$$

5) 一つの撮影時間によつて診断的に満足出来る基礎黒化度となる硬部組織厚みの範囲は

$$b_3'' - x_2'' = \frac{\log \frac{K_3}{K_4}}{AV_2^{-3} + B}$$

6) 指数函数的撮影法, 蓄電器放電式 X線装置キモグラフィ, ポリソグラフィ並びに断面撮影装置等による撮影について各々の管電圧の決定に關して言及した。

7) 電子的撮影法については其の撮影時間が

$$\log t = \mu_1 x_1 + (\mu_2 - \mu_1) y + \log \frac{K}{a+b}$$

に従う事を出した。ここに

$$y = \frac{\log(a+b) - \log \{a + be^{-x_2(\mu_2 - \mu_1)}\}}{\mu_2 - \mu_1}$$

である。

又電圧の決定についても言及した。

8) 高圧撮影法について 1, 2 の考察を試み

た。

終りに臨み御校閲を賜つた西岡時雄教授に深甚の謝意を表すると共に御懇篤なる御助言を戴いた立命館大學小原誠教授に厚く感謝の意を表する次第である。又實驗, 圖面其の他に互り御協力を戴いた田中仁技師に御禮を申し上げる。更に X線管協議会の各委員に御検討を戴いた事を感謝するものである。

文 獻

- 1) 内田勝: 科學的撮影法の研究とその動行について, 日放技關西支報, 9巻, 2, 3號, 1頁(昭28).
- 2) 内田勝: 露出表に就いて, 日放技誌, 7巻, 2, 3號, 28頁(昭26).
- 3) 内田勝: 軟線撮影に於ける2, 3の考察, 日放技誌, 7巻, 1號, 4頁(昭26).
- 4) 内田勝: プレンデ使用時に於ける乗數に就いて, 日放技誌, 7巻, 4號, 10頁(昭27).
- 5) 内田勝: 蓄電器放電式 X線装置の露出表に就いて, レントゲン講座, 7號, 1頁(昭27).
- 6) 内田勝, 田中仁: 蓄電器放電式 X線装置による一般外科撮影の露出表に就いて, 日放技誌, 8巻, 1號, 10頁(昭27).
- 7) 鹿島正勝, 花田勝: コンデンサー式 X線装置による波尾截斷撮影について, レントゲン講座, 17號, 18頁(昭28).
- 8) 内田勝: 重複撮影撮影條件に關する基礎的考察, 日放技誌, 9巻, 2號, 43頁(昭28).
- 9) 駒井喜雄, 松島欣吾: 高電壓撮影に就いて, X線管協議會報告, No. 49-3 (昭29).
- 10) 村主進: 半價層と實效電壓の換算圖表, 電氣試驗所彙報, 17巻, 5號(昭28).

The Theory of The Determination of Voltage in Radiography and Its Application

Suguru Uchida

Radiological Department, Faculty of Medicine, Osaka University

(Director: Prof. Tokio Nishioka)

Summary

So far scientific radiography has been reported in various methods. Most of them, including the author's exponential method, have aimed at obtaining an equal density of the soft tissues. So far as voltage is concerned, considering the capacity of the apparatus and the conditions of the object to be filmed, soft X-ray is considered to be most favorably applied.

Recently, however, high voltage radiography has been used very effectively in some cases of chest X-ray. This trend seems to indicate the fact that any locality to be filmed must have the best indicated voltage. The author has made a fundamental study on this point to affirm various indicated voltages with some subsequent considerations.