連続X線に関する人体の線吸収係数の実験公式

大阪府藤井寺保健所

牧 野 忠 重

(論文受付 昭和44年1月29日)

THE FORMULA IS PRESENTED TO OBTAIN THE ABSORPTION
COEFFICIENT OF THE CONTINUOUS X-RAYS FOR
SEVERAL PORTIONS OF HUMAN BODY

By TADASHIGE MAKINO

(Article recieved 1969, Jun. 29)

Summary

The formula is presented to obtain the absorption coefficient μ of the continuous X-rays for several portions of human body. Using this formula, the conditions are easily reetermined to take the photograph in the best quality. The formula is $\mu=a(\lambda^n+b)$, where $\lambda(\text{\AA})$ is the wave length of X-rays used, and a , b , and n are the constant values for the portions of human body. These values of constants are obtained experimental and listed up in the Table for convenience to use in the practical application.

Then, to test this formula, the μ values are calculated for several samples at several intensities I of the incident X-rays. The conditions I_0 to take photograph are determined by these μ value. The results obtained are satisfactory for the practical use.

In this paper, are reported the procedures to get the formula and the values of costants obtained by the experiment.

目 次

1. 緒 言 2. 実 験 2.1 実 験 条 件 2.2 線吸収係数 2.3 実験の方法 イ) 一次線の線質λ_0, および, 線量 I_0 試験 ロ) μ の 算 出 3. 結 果 3.1 一次線の線質λ_0, および, 線量 I_0 の測定結果 3.2 線量I_0, および, 線質λ_0 の較正について イ) 線量の較正 ロ) 線質の較正 3.3 線束の大きさによる線量の増加傾向について	3.4 吸収係数μの線質λによる変化について 4. 線吸収係数μの実験公式 5. 考 察 5.1 実験条件について a) X線装置, 性能の反復性について. b) 線量計について 5.2 一次線の線質λ, 線量 I_0 について イ) 線束Sと, 線量 I_0, および, 線束Sと, 線質λについて ロ) 線質λ対線量I_0特性の直線性 ハ) X線発生量の線質依存性 5.3 線吸収係数μについて a) 線質λ, 線量 I_0 に対する変化 b) Build up factor (B) についての変化. c) 測 定 誤 差

d) 測定上のばらつき

5.4 公式(4)の常数について

イ) 胸 部

ロ) 骨, 筋肉部位

ハ) 腹 部

5.5 その他

a) グリッドについて

b) 増感紙について

6. 結 語

1. 緒 言

Narrow beam による生体単一組織の吸収係数については, 1922年 Küstner, 1937 年 Trübestein 等によって公式が提唱されているが¹⁾, 一般の人体X線撮影においては, 混合波長の Wide beam を使用するため, その各部位ごとの吸収係数は未知である. また同一部位でも, 老若男女, 肥満の状態等によって吸収係数が異なる. このように線源と被写体双方において, Narrow beam の公式とは大きな差があるために, 現場の技術者が非常に困難を感じている. またX線撮影には Wide beam 特有の拡散, 散乱現象に基づく線量の低下, 及び, これとは逆に被写体自身による散乱線付加の現象から生ずる factors を正しく把握できず, 被写体の線質別適正条件が得られ難い. その上, 撮影時, 患者に対する被曝線量の Check が困難である. そのため, 従来は, 水, アクリル樹脂, パラフィン, Al 等のファントムによる実験値, または解剖学的組織厚をX線写真より計測する等の方法で, 間接的に, 経験をもとにして撮影条件が求められていた.

筆者は, 連続X線に関する人体の線吸収係数の実験公式を求めて, この撮影条件を, 簡単に, かつ, 正確に求める方法を考えた. 通常, X線写真観察上の可検濃度は, 最適濃度に対し $\pm 20\%$ 以内である. 濃度は, その定義上, 入射光の対数値としてあらわされるため, かりに基準濃度を1とすれば, 入射光は10であり, 1.2では16, 0.8の濃度では約6である. 写真濃度誤差を $\pm 20\%$ とすれば, 入射線の光量は $\pm 60\%$ となり, 吸収係数の許容範囲は, およそ $\pm 15\%$ である. X線写真はフィルムの特性にあった指定現象を行ない, その誤差を $\pm 10\%$ 前後に止めたいものである. そのためには, 露出条件の誤差が $\pm 25\%$ 以内でなければならない.

筆者の実験公式によれば, その誤差は数%前後に定められる. 使用する線質が定まると, 本公式により, 被写体の吸収係数が予め計算によって求められるので, 撮影条件は自ら決定し, 技術者の優劣を問わず均等濃度の写

真が得られる. その結果, 患者に対する被曝線量が, 線質, グリッドの有無, 増感紙, フィルムの感度に応じ定量化され, かつ, 診断価値のたかい写真が得られることになる.

つぎに, この公式 (牧野公式) について報告する.

2. 実 験

図1に本実験の幾何学的配置を示す. 図において,

Aは多重絞り, Bはコリメート用鉛板 (1.5mm 厚) C

は線量計, Dは管球焦点である.

図1 測定の幾何学的条件

2.1 実験条件

イ) X線装置. 単相全波整流装置, 島津製桂Ⅲ, 500 MA 型

ロ) 電圧・(V) 90~42kVp

ハ) 電流・(it) 50mA, 0.2秒

ニ) 距離・(D)一次線側, 150cm
透過線側, 150cm

ホ) 線束, (S)一次線側 1cm², 56cm², 1,200cm²
透過線側 56cm² 1,200cm²

ヘ) 被検体 生体各部位

ト) 線量計 電離槽型, Colonial 線量計 No. 1538⁴
大電離槽 (S=44cm²)

図1のごとく, 照射野Sが前記面積になるよう, 透視によって線束を規正する. X線束は線量計に対して直角に射入. 線量計は電離槽の胴体, 及び, 受光面 (44cm²) 以外を1.5mmPb板で遮蔽する.

2.2 線吸収係数

X線撮影の場合, 透過X線は吸収係数 μ と厚さ x cmによって指数函数的に減弱し, 一般的に次式が成り立つ.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \dots\dots\dots(1)$$

ただし, I_0 は入射線量, I は透過線量, x は被写体厚 (cm) μ は線吸収係数 (cm⁻¹) である.

(1) 式は一定エネルギー, Narrow beam のときに成立するが, 混合X線の Wide beam では補正の必要がある. すなわち, Wide beam ではX線エネルギーの拡散, 散乱の現象が大きく, さらに線束, 距離, 濾過板等によって変化を受け, 線質が異なるためである. したがって Wide beam では

$$BI = I_0 e^{-\mu x} \quad \dots\dots\dots(2)$$

となる.

ただし, B は補正常数である. B の値は被写体ごとに

変り, その線質, 線量の変化によって, μ の値(1)式とは異なる. そこで電離槽の大きな線量計を使用すれば, B を含んだ(2)式の値を測定していることになる. 生体の場合は, 或一定の組織厚をもっており, また大きさも異なるため, 一般的な組織厚の線吸収係数 μx を Wide beam で求め, その平均的な μ を cm^{-1} で求めることになる. μx は(2)式によって次式が得られる.

$$\mu x = \log I_0 / B I e \quad \dots\dots\dots(3)$$

μ はつぎの函数になっている.

イ) 波長($\text{\AA}$)発生装置によって実効電圧 (V_{eff}) が異なるため, 波長を $\text{\AA}$ 単位であらわす.

ロ) 電流, 時間 it ($\text{mA} \times \text{sec}$) = (mAs)

ハ) 距離, D (cm)

ニ) 線束, S (cm^2)

したがって $\mu = \mu(V(\lambda), it, D, S)$

$= \mu(\text{\AA}, \text{mAs}, D, S)$

と考えられる.

2.3 実験の方法

イ) 一次線の線質 λ_0 , および, 線量 I_0 試験について.

Al 板による半価層厚 x_{mm} を測定し, 実効波長を $\text{\AA}$ 単位で求める.

ロ) μ の算出

被検体の線質別, I_0 および I を測定し,

(3)式によって μ を求める.

3. 結 果

3.1 一次線の線質 λ_0 , および, 線量 I_0 の測定結果

一次線の測定結果を表1, および, 図2, (1)~(2)に示す. 表1は, 3種類の線束について, 各6種類のピーク電圧の場合の Al 半価層 (mm), 波長 λ_0 ($\text{\AA}$), および, 線量 I_0 (mR) の測定値を示す.

図2, (1)~(2)は, 縦軸に波長 λ ($\text{\AA}$), 横軸に I_0 (mR)

表1 一次線の測定値

測定 距離 線束	150cm						
	1,200cm ²			56cm ²			1cm ²
	線量 I_0 (mR)	Al 半 価 層 (mm)	波長 λ_0 ($\text{\AA}$)	線量 I_0 (mR)	Al 半 価 層 (mm)	波長 λ_0 ($\text{\AA}$)	線量 I_0 (mR)
電 圧 kVp							
90	5.8	6	0.265	5.6	6.7	0.248	0.65
80	5.2	4.8	0.295	5	5.4	0.28	0.51
70	4.2	4.4	0.31	4	4.6	0.3	0.42
60	3.5	3.5	0.343	3.2	3.7	0.335	0.3
50	2.6	2.8	0.38	2.5	2.8	0.38	0.175
42	1.65	1.8	0.46	1.6	2	0.44	0.095

をとり, 線束 1,200 cm^2 , 56 cm^2 の 2 つの場合につき, 図1の測定値($\times$ 印)を記入したものである. 線束 1,200 cm^2 において, 60kVp 以上の測定値は直線上にある. 使用する線量計によっては, 測定値が直線から大きくずれる場合もあるから注意を要する. 60 kVp 以下では, 拋物線を描いて下降している.

3.2 線量 I_0 , および, 線質 λ_0 の較正について

イ) 線量の較正

線量計付属の較正表による線量 I_0 (mR) の較正值は, 表2のとおりである.

図2-1 波長対線量特性 (線束1,200cm²)

図2-2 波長対線量特性 (線束 56cm²)

表2 一次線量 I_0 (mR) の較正值 (線量計附属較正表による)

線束 電圧kVp	1,200cm ²	56cm	1cm ²
90	5.44	5.25	0.61
80	4.95	4.77	0.486
70	4.1	3.9	0.408
60	3.43	3.18	0.307
50	2.58	2.55	0.178
42	1.74	1.66	0.099

ロ) 線質の較正
較正波長 $\lambda = \lambda_0 \gamma$
ただし, λ_0 は実測波長, γ は較正常数と考える. 図2, (1)~(2)の線質対線量特性線について, 60kVp以上の値で得られた直

図3 較正常数 γ

表 3 較正常数 (η)

λ_0	η	λ_0	η
0.265	1.03	0.248	1.06
0.295	1.03	0.28	1.03
0.31	1.03	0.3	1.03
0.343	1.021	0.335	1.029
0.38	1.00	0.38	1.00
0.46	0.89	0.44	0.925

表 4 較正波長 (λ)

線 束	1,200cm ²	56cm ²
電圧 kVp		
90	0.273	0.263
80	0.297	0.289
70	0.32	0.309
60	0.35	0.344
50	0.38	0.38
42	0.41	0.407

線をそれ以下にまで延長する。つぎに表 2 による較正線量を図 2 の直線上にとり、○印で示す。

このようにして求めた λ_0 , および, λ の値から η が求められ, これを図 3, 表 3 に示し, その較正波長 λ を表 4 に示す。

3.3 線束の大きさによる線量の増加傾向について

較正線量 I_0

(mR) は表 2 に示すとおり, 線束によって異なる。その結果, 50kVp のときの線量を 1 とし, 線束別に各電圧の線量増加の比を, $I_0 (S=1)$, $I_0 (S=1200, 56)$ 別に記入すると, 図 4 のようになる。したがって, 電圧が

図 4 線束の大きさによる線量の増加傾向

たかくなるにつれて, Wide beam の値を使用しないと, 誤差が大きくなることがわかる。

3.4 吸収係数 μ の線質 λ による変化につて

各被検体について, 一次線量 I_0 , および, 透過線量 I を, 波長 λ の函数として測定し, (3)式によってその μ を計算する。各被検体についての線吸収係数 μ (cm⁻¹) の計算値を表 5 に示し, 各被検体の特徴, および, 測定方

表 5 線吸収係数 μ (cm⁻¹) の計算値

kVp	90	80	70	60	50	46	42
波長 Å	0.273	0.297	0.32	0.35	0.38	0.395	0.41
部位							
頭 部 1	0.196	0.238	0.249	0.29	0.348		
〃 2	0.229	0.257	0.286	0.327	0.384		0.42
胸 部 1	0.095	0.102	0.119	0.145	0.175	0.181	
〃 2	0.101	0.113	0.126	0.152	0.184	0.21	0.233
上 腕 1	0.213	0.238	0.252	0.284	0.33		
〃 2	0.105	0.119	0.13	0.145	0.17	0.182	0.2
腰 椎	0.222	0.241	0.263	0.289			
腹 部 1	0.183		0.21	0.227			
〃 2	0.209	0.23	0.254	0.284			
〃 3	0.183	0.2	0.22	0.251			
膝関節 1	0.123	0.135	0.148	0.175	0.204		0.229
〃 2	0.145	0.167	0.18	0.21	0.255	0.292	0.316
下 肢	0.128	0.135	0.141	0.151	0.163		0.19

図 5-1 波長対線吸収係数

図 5-2 波長対線吸収係数

向を表 6 に示す。その結果を図 5, (1)~(2) および図 6, (1)~(2) に示した。

表6 被検体の特徴および測定方向

部 位	測定方向	厚さ (cm)	年齢	性別	備 考
頭 部 1	側面	16	21	男	筋肉質, やせ型
〃 2	〃	15	61	〃	普 通
胸 部 1	前後面	20	47	〃	筋肉質, 普通
〃 2	〃	22	40	〃	肥満型
上 腕 1	側面	5	21	〃	筋肉質, やせ型
〃 2	〃	5.5	36	女	軟かい脂肪質
腰 椎	前後面	22	47	男	筋肉質, 普通
腹部(左側) 1	〃	22	47	〃	〃
〃 2	〃	20	61	〃	〃
〃 3	〃	24	54	女	多脂肪質, 肥満型
膝関節 1	側面	9.2	26	男	普通
〃 2	〃	9	47	〃	筋肉質, 〃
下 肢	〃	10.5	47	〃	〃 〃

図6-1 線量対線吸収係数

図6-2 線量対線吸収係数

図5, (1)~(2)は縦軸に波長 λ , 横軸は吸収数 μ , 図6, (1)~(2)は縦軸に一次線量 I_0 , 横軸は吸収係数 μ として作図する. $\times$ 印は測定値, 実線は, 後述の公式(4)による値で

ある. その結果, μ の変化は, 波長に対して拋物線, 線量に対して直線的関係となった.

4. 線吸収係数 μ の実験公式

筆者は, 線吸収係数 μ を求める公式として, 較正波長 λ (Å)により,

$$\mu = a(\lambda^n + b) \quad \dots\dots\dots(4)$$

なる公式を考えた. ただし, a, b, n は被写体特有の常数である. その求め方は, つぎのとおりである.

イ) ピーク電圧の波長 λ を実測する.

ロ) 各被検体につき, 一定の $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3 \dots\dots\dots$ を選ぶ.

ハ) $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3 \dots\dots\dots$ における, 入射線量 I_0 , 被検体の透過線量 I を測定する.

ニ) それらの波長 λ に対する吸収係数 μ の値, $\mu_1, \mu_2, \mu_3 \dots\dots\dots$ を求める.

ホ) μ の比, $\mu_1/\mu_2, \mu_1/\mu_3 \dots\dots\dots$ を求める.

ヘ) n (>1)の適当な値を選んで, $\lambda_1^n, \lambda_2^n, \lambda_3^n \dots\dots\dots$ の値を求める.

ト) つぎに, $\mu_1/\mu_2 = (\lambda_1^n + b)/(\lambda_2^n + b)$, $\mu_1/\mu_3 = (\lambda_1^n + b)/(\lambda_3^n + b) \dots\dots\dots$ の比になるよう, 補正項, b を定める.

チ) それらの n, b の値に対して $\mu/(\lambda^n + b)$ の比, a の値を定める.

人体各部位につき, 上の手順によって, 実験的に得られた常数值を, 表7に示す.

つぎに, この公式を用いて, 各被検体ごとに, その μ を計算すると表8のとおりとなる.

表7 公式に含まれる常数の実験値

部 位	a	b	n	備 考
頭 部 1	4.36	0.025	3	発育途上の青少年
〃 2	4.32	0.033	3	成長のとまった老壮年
胸 部 1	12.0	0.0064	5	筋肉質, 普通タイプの壮年
〃 2	12.7	0.0064	5	肥満 〃
上 腕 1	5.3	0.031	3.6	筋肉質, やせ型の青年
〃 2	2.98	0.026	3.6	脂肪質, 軟かい肌の女性
腰 椎	3.17	0.05	3	すべての人に適用
腹 部 2	3.32	0.043	3	老 年
〃 3	2.62	0.05	3	多脂肪質, 肥満型の壮年女子
膝肉節 1	6.45	0.0154	4.3	発育途上の青少年
〃 2	9.25	0.012	4.3	老壮年
下 肢	2.4	0.048	4	〃

表 8 公式 $a(\lambda^n + b)$ による生体 μ (cm^{-1}) の計算値

波長 $\text{\AA}$	0.273	0.297	0.32	0.35	0.38	0.395	0.41
部位							
頭 部 1	0.196	0.23	0.248	0.296	0.349		0.41
〃 2	0.229	0.263	0.28	0.328	0.39		0.441
胸 部 1	0.095	0.105	0.117	0.14	0.173	0.191	0.218
〃 2	0.101	0.112	0.125	0.15	0.184	0.204	0.233
上 腕 1	0.213	0.238	0.249	0.283	0.329		0.376
〃 2	0.105	0.119	0.125	0.145	0.17		0.197
腰 椎	0.222	0.247	0.26	0.295	0.333		
腹 部 2	0.209	0.235	0.249	0.286			
〃 3	0.183	0.204	0.215	0.244			
膝関節 1	0.123	0.136	0.147	0.17	0.2		0.24
〃 2	0.146	0.164	0.18	0.213	0.256		0.315
下 肢	0.128	0.135	0.142	0.151	0.163		0.182

5. 考 察

つぎに、式(3)に含まれる諸元を測定するにあたり、注意すべき事項を述べる。

5.1 実験条件について

a) X線装置性能の反復性について

トランス式X線装置の出力線量の値は、電源変動に極めて敏感である。負荷時の一次電源がメーター指示1mm程度の誤差でも、線量の変化は、状況により20%も差があることがあった。

タイマー装置等、各種接片の反復動作からもまた線量の測定値にムラがあった。

整流管がグローの状態に近いとき、線量の測定値に、ばらつきがあった。

b) 線量計について

線量計が正しく作動しているかを判断するためには、各電圧の線質、線量を測定して、第2図のような線質対線量特性線を作図する。その値が直線であれば、線量計添付の校正表による校正だけでよい。

測定値が直線性を示さず、凹凸の値を得るときは、別の線量計による校正をする必要がある。もし、別の線量計がない場合は、 μ の値が既知のファントムによる吸収係数を測定して、その結果から、その不十分な線量計を校正することもできる。

5.2 一次線の線質 λ , 線量 I_0 について

イ) 線束 S と線量 I_0 , および、線束 S と線質 λ について

図4に示すとおり、線量の増加傾向は、線束により異なる。線束 1cm^2 の測定結果を従来のように、そのまま、同一電圧の Wide beam の場合に適用することは誤りで

ある。ただし、 56cm^2 以上の beam の線質変化については、実用上、本公式において、 λ の変化による μ の計算値と、写真黒化度の許容誤差からみて、これを無視してもよい。線量は、線束によって違うから、実用上は Wide beam の値を使用すべきである。

ロ) 線質 λ 対線量 I_0 特性の直線性

本公式における線質 λ 校正の理由は、つぎのように考えられる。

古典散乱を主とする低エネルギー、光電効果の範囲では、X線は、物質原子との相互作用上、波長の変化が少なく、主X線と、散乱X線がほぼ同一波長と考えられる。50~60kVp以上では、殆んどがコンプトン効果であり、その波長によるエネルギーの低下があるために、前記の直線性を示すと考えられる。

一定二次電圧において、その直線性が大きくずれる場合は二次電圧を規定する際、メーカー側の測定誤差によるものか、あるいは、装置の老朽化の結果も考えられる。

また、線量 I_0 (mR) 測定値のばらつきは、X線の入射方向、および、そのエネルギーの幅が大きいために、物質原子との相互作用が不均衡となる結果にもとづくものと考えられる。

ハ) X線発生量の線質依存性

X線量は、その発生方式ごとに、波長と一定の関係にあることが予測され、波長 λ と線量 I_0 の関係式を求めることは可能と考えられる。

5.3 線吸収係数 μ について

a) 線質 λ , 線量 I_0 に対する変化

μ の変化は、線質 λ に対して抛物線を示し、(図5, (1)~(2)) 線量 I_0 に対しては、指数函数的 (図6, (1)~(2)) である。

b) Build up factor (B) についての変化

水ファントム、10cm, 20cm の場合について、測定の結果からBを求めると、20cm では、10cm に対し、80~90kVp で2.7倍、70kVp で2.44倍であった。生体の軟部組織等は、低原子番号物質で、密度がかなりたかいので、その部位が厚くなると、Bの値は大きくなると考えられる。

c) 測定誤差

被検体が線量計に密着しないときは、 μ の値が大きくなる。

透過力の不十分な、低電圧のX線を使用するとき、 μx の大きい部位に対する測定値は線量計は感じにくい。その結果、線量 I_0 から得られる μ の値には誤差が生じやすい。

d) 測定上のばらつき

同一線量計で、 λ 射線量と透過線量の同時測定ができないため、一次線量 I_0 の相違が考えられる。

線束、 1200cm^2 で面積の大きい被検体の測定は、 μ の値の再現性が劣る傾向にある。線束、 56cm^2 では、ばらつきが少ない。

5.4 公式(4)の常数について

つぎに、公式(4)に含まれる常数、 a, b, n について考える。

イ) 胸部

胸部は、X線学的にみて、体質の個人差が最も大きい部位である。公式(4)に示した以外の体質の人に対しては、測定精度が、或電圧で特に悪かつたため、写真黒化度も検討して、その精度を判断し、被写体の特徴に応じて、さらに、詳細に公式の常数を定め、表9に示した。 n の値は、被写体の個人差にかかわらず、常に $n=5$ でよい。この常数を用いて、計算した μ の値を表10に示す。各被写体の特徴に応じて、これらの μ の値を使用するとよい。

表9 胸部に関する公式に含まれる常数の実験値

部位	a	b	n	備 考
胸部 3	13.5 ~14	0.0064	5	筋肉質、超肥満型の青少年
〃 4	11.4	0.0064	5	多脂肪質、女性型の肥満者
〃 5	10.3	0.007	5	やせた青壮年、ゼンソク患者
〃 6	9.8	0.007	5	やせた老人および肺気腫のある人

表10 公式 $a(\lambda^n + b)$ による胸部、 $\mu(\text{cm}^{-1})$ の計算値

波長 $\text{\AA}$	0.273	0.297	0.32	0.35	0.38	0.395	0.41
部位							
胸部 3	0.106	0.119	0.132	0.155	0.195	0.214	0.246
〃 4	0.09	0.1	0.111	0.133	0.164	0.181	0.207
〃 5	0.088	0.096	0.107	0.127	0.16	0.180	0.193
〃 6	0.083	0.092	0.101	0.12	0.154	0.17	0.182

ロ) 骨、筋肉部位

老、壮年は、その組織の成熟と、運動不足によって硬化しているため、その吸収係数 μ は、青少年に比して大きい。

ハ) 腹部

個体別の μ 差は殆んどない。

5.5 そ の 他

a) グリッドについて

グリッドの吸収係数は、非常に複雑で、被写体透過後

の線質 λ 、および、各被写体のBに支配され、その μx は、被写体の部位ごとに変化する。したがって、グリッドを併用するときは、公式(4)の常数が変化する。グリッド併用時の公式の常数值については、また別に示す考えである。

b) 増感紙について

増感紙が異なると、入射線 I_0 に対して、各異なった濃度を示すが、透過線量 I を一定にすると、 I_0 の如何にかかわらず、常に一定の写真濃度が得られる。

フォトタイマーは、透過線量 I を一定に制御する装置であるから、実用に適するが、その使用範囲が限定されている。

本公式(4)によれば、適当な I を選ぶことによって、あらゆる使用範囲で、各被写体ごとに λ に対する μ を計算できるので、最適の撮影条件 I_0 を定めることができる。そして、本公式(4)は増感紙を使用する条件のもとに適用するものである。

増感紙メーカー(極光)大谷氏等の論文によると(2)、増感紙の蛍光量は、X線によって、 CaWO_4 が刺激、吸収される量に比例する。一定の黒化度を得るため、線量 I_0 を一定に保ち、管電圧を変化させると、被写体がある場合は、ないときに比べて濃度がたかくなると述べている。この理由は、管電圧による被写体、Build up factor と、その μx の変化によって、透過線量 I が異なるためである。

6. 結 語

以上のとおり、生体の線吸収係数 μ を求める実験公式を述べたが、生体には個人差があるために、その適用を誤らないことが大切である。

最後に、本研究に際し、大阪府立放射線中央研究所、第一部長、東俊雄博士に格別の御指導、御援助を賜ったことを厚く御礼申しあげます。

なお、この実験期間中、終始、激励を戴いた大阪府衛生部長、安田一男先生、当保健所長、八瀬雷三先生、予防課長、都田夏栄先生、実験に協力した井戸技師、その他職員の方々に心から御礼申します。

参 考 文 献

- 1) 江藤秀雄著、人体と放射線(岩波新書) 174~175頁
- 2) 大谷信吉、滝沢達児、高圧撮影用、増感紙、蛍光板の研究、極光 X Ray No. 10