

管 理 技 術

〔 線 量 測 定 〕

診断領域における照射線量測定について

東洋メディック(株) 高橋 互

1. はじめに

近年、アンギオ等のX線装置の画質向上はめざましいが、それに伴い、照射線量も増加しています。

しかし、線量測定をする為に必要な線量計を所有している施設はまだ少なく、放射線防護やX線装置の品質管理は十分とはいえません。

そこで、この機会に診断領域の照射線量の測定方法とどのような線量計で測定したらいいのかを簡単に説明させていただきます。

2. 線量計の種類

線量計は、できるだけ精度が高く分解能のよい線量計がよいが、高性能な線量計程価格も高い。治療用高エネルギーX線装置のある病院では、治療に使用している線量計に診断X線測定用の検出器を接続して使用する方法もある。治療で使用されている線量計には、高性能な装置が多く、代表的なものとして、IONEX ドーズマスタ、500型ラドコン、RAMTEC1000D型、等が挙げられる。

しかし、持ち運び易さという点では不便であり治療のない施設で新たにこのような線量計を導入するのは、高価な為、難しい。比較的、安価で簡便さという点を重視すれば、ラドカル社の9010型等が挙げられる。9010型とRAMTEC1000D型との性能を表1、表2に記載する。

(表1)

ラドカル社	9010型の仕様
1. 測定放射線	X線 γ 線
2. 測定モード	積算線量 線量率 シネモード (積算線量/frame)
3. 測定範囲	診断X線用6ccチェンバー (指頭形)を使用した時
積算線量	0.01mR~199.9R (0.01mRは分解能)

線量率	0.1mR/min ~1000R/min
4. 分解能	0.5% 又は 0.01mR 0.1mR/min
5. 精度	$\pm 1\%$ または ± 1 デジット (読み値の最少の位 ± 1)
6. 正確度	$\pm 4\%$ 又は ± 1 デジット
7. 測定単位	C/kg, Gy, R, Sv /frame, /S, /min, /h
8. 大気補正係数	入力可
9. 校正定数	入力可 0.80~1.20
10. 主要電源	9V電池×3
11. 印加電圧	260V 固定
12. サイズ	21.3(高さ)×8.3(幅) ×14(奥) cm 1.45kg

(表2)

東洋メディック社 RAMTEC1000D型の仕様

1. 測定放射線	X線 γ 線 電子線 中性子+ γ 線
2. 測定モード	積算線量 線量率
3. 測定範囲	診断X線用3.6ccチェンバー (エクストラジン社)を使用した時
積算線量	10 μ R~1000R(10 μ Rは分解能)
線量率	10 μ R/min~600R/min
4. 分解能	10 μ R 10 μ R/min
5. 精度	フルスケールの $\pm 0.01\%$
6. 正確度	指示値の $\pm 0.5\%$
7. 測定単位	C/kg, Gy, R, Sv, /S, /min, /h, C, A
8. 大気補正係数	入力可
9. 校正定数	入力可他に吸収線量変換係数、 補正係数 (Pion等) 入力可
10. 主要電源	AC90~110V 50/60Hz
11. 印加電圧	-20~-500V 又は +20~+500

V可変

12. サイズ 28.9 (幅) × 250 (奥行) × 143 (高さ) 約 5.0kg

北米では9010型の様に持ち運びに便利な線量計が診断用としてよく用いられる。

測定範囲では、6 ccや3.6ccの指頭形チェンバーは、診断用として適している。

容量の大きい指頭形チェンバーは測定可能な最大線量率が低い。これは、外壁の電極と中心電極との距離が長い為である。この為、脈動の小さいインバータでは問題ないが、単相の装置では管電圧、管電流が大きくと誤差が大きくなるので注意が必要である。

精度とは同一条件で繰り返し測定したときの誤差で、再現性の事である。

正確度は真の値と測定値との誤差である。

測定単位は、C/kgもしくはR単位で表示できるのであれば、手計算により他の単位に変換できるので問題ないであろう。その他の補正係数に関しても入力できる方が望ましいが、手計算できるので入力できなくても問題はない。

又、独、英、北欧では面積線量計をX線TV装置やアンギオ装置に取り付けて、線量がいつでも測定できる様にしている。

北米でも昨年9月に面積線量計を導入する提案がFDAから発布されている。

面積線量計は上記の2機種と同じ、電離箱を使用した線量計であるが、測定方法と単位は異なる。照射野をカバーする平行平板形のチェンバーを照射窓に取り付ける。

そこで計測された照射野と空気K(カーマ)と

を掛け合わせるので、単位はGy・cm²で表示される。

これは図1の様にチェンバーとX線管との距離には左右されない。距離が2倍になれば、線量は1/4となり、照射面積は4倍となるので、面積線量は一定となる。(図1)

3. 検出器の選択

診断領域の線量測定の場合、検出器は空洞電離箱(イオンチェンバー)が適している。

これは、エネルギーの依存性が少なく、広い範囲のエネルギーに対応している事や空気中の電離量を計るので、空中での照射線量を求める上で、補正が少なく、その補正值が明確であるためである。

空洞電離箱は、構造上、指頭形電離箱と平行平板形電離箱(シャロー形)に大別される。

診断領域の照射線量を測定する為の代表的な検出器の構造と仕様を(図2-1・2)に示す。

図2-1は、指頭形であるが、この構造とエネルギーレスポンスカーブから、壁厚が厚い為、低エネルギー領域(20KeV以下)の測定には不向きである事がわかる。今回、ここで取り上げているのは6ccのイオンチェンバーであるが、チェンバーの容量が大きくなると、外壁と中心電極間との距離が長くなる為、測定可能な最大線量率が低くなる。又、小さすぎると、チェンバー内の電離量が少ない為、信号対雑音比(S/N比)が悪く誤差の大きい値になってしまう。

これらの事から指頭形チェンバーの容量は1cc~33cc程度が適している。

又、20~1330keVの広範囲に渡ってエネルギー

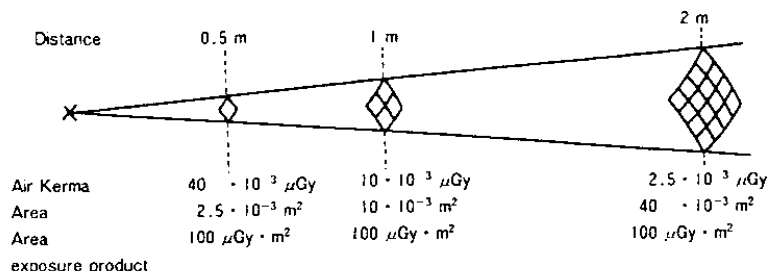
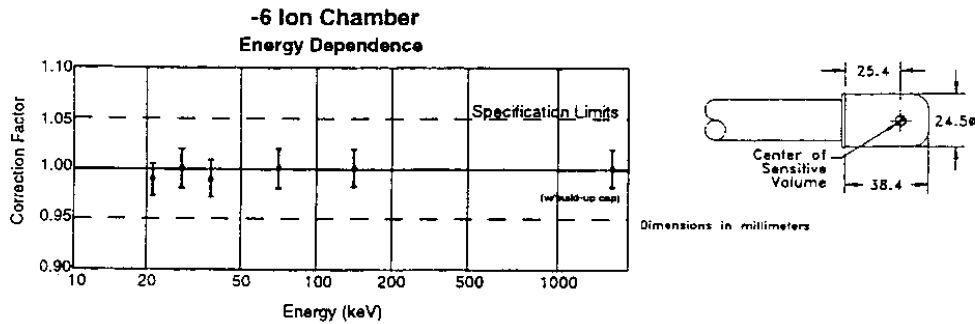


図1

Radcal Radiation Monitor Controller 9010
Instruction Manual

E.3 6cc Ion Chamber with 10, 20, and 90 Series Sensor Assemblies



Measurement Modes	90X6/9060	90X5
- Dose Rate	0.1 mR/min to 600 R/min (1 μGy/min to 6 Gy/min)	0.1 mR/min to 1000 R/min (1 μGy/min to 10 Gy/min)
- Maximum Dose Rate	Same as Dose Rate	Same as Dose Rate
- Dose	1 μR to 1000 R (0.01 μGy to 10 Gy)	0.01 mR to 199.9 R (0.1 μGy to 1.999 Gy)
- Auto Dose	600 mR/min Threshold	600 mR/min Threshold
- Last Dose	Same as Dose	Same as Dose
- Cine Mode	0.1 μR/f (1 nGy/f)	1 μR/f (0.01 μGy/f)
Measurement Accuracy		
- Resolution	0.5% or 1 μR (0.01 μGy) and 0.1 mR/min (1 μGy/min)	0.5% or 0.01 mR (0.1 μGy) and 0.1 mR/min (0.01 mGy/min)
- Energy Dependence	±5%, 20 keV to 1.33 MeV (with build-up cap)	
- Rate Dependence	±5%, 0.4 mR/s to 80 R/s average and up to 500 R/s for 50 μs pulses	
- Calibration Accuracy	±3% at 75 kVp and 3.4 mmAl HVL, after temperature and pressure correction	
Miscellaneous Specifications		
- Chamber	Polycarbonate walls and electrode, unsealed, 6cc active volume	
- Weight	0.45 kg	0.45 kg

図 2-1

依存性が少ない。指頭形は、X線装置の出力波形による線量率依存性への影響が強いので、単相及び三相の測定はそのチェンバーの最大線量率を越えない様、注意が必要である。

図 2-2 は平行平板形である。壁厚が非常に薄いため、低エネルギー領域まで測定可能である。図 2-2 は軟 X 線測定用なので測定範囲は 10keV~40keV である。また、診断用として、35keV~75keV に対応するチェンバー (PTW 社 233612 型) がある。低エネルギーから診断領域までをカバーするチェンバーは少なく、PTW 社 77334 型 1 cc は 14keV~75keV までが測定可能で

ある。

平行平板形は垂直方向に対して、方向依存性が悪いので、傾かないように、平行にセットして、測定しなければならない。

4. 照射線量の計算

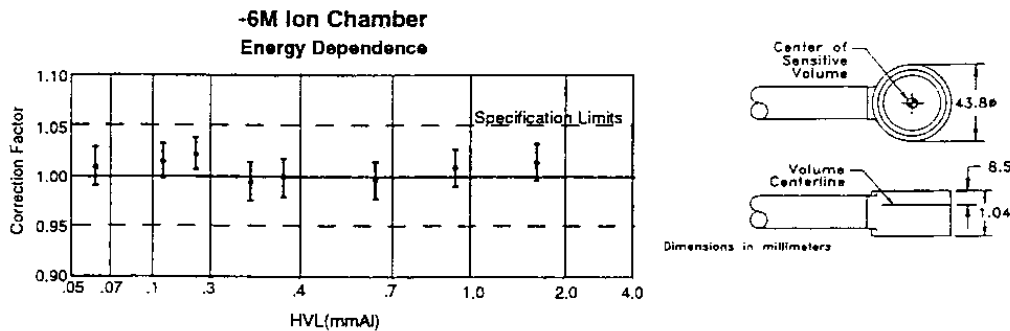
照射線量の計算は以下の式より求める。

$$X = M \cdot N \cdot K_1 \cdot P_{ion}$$

X : 照射線量 (C/kg)

M : 線量計の指示値 (C)

E.4 6M Ion Chamber with 10, 20, and 90 Series Sensor Assemblies



Measurement Modes	90X6/9060	90X5
- Dose Rate	0.1 mR/min to 600 R/min (1 μGy/min to 6 Gy/min)	0.1 mR/min to 1000 R/min (1 μGy/min to 10 Gy/min)
- Maximum Dose Rate	Same as Dose Rate	Same as Dose Rate
- Dose	1 μR to 199.9 R (0.01 μGy to 1.999 Gy)	0.01 mR to 199.9 R (0.1 μGy to 1.999 Gy)
- Auto Dose	600 mR/min Threshold	600 mR/min Threshold
- Last Dose	Same as Dose	Same as Dose

Measurement Accuracy

- Resolution	0.5% or 1 μR (0.01 μGy) and 0.1 mR/min (0.1 μGy/min)	0.5% or 0.01 mR (0.1 μGy) and 0.1 mR/min (1 μGy/min)
- Energy Dependence	±5%, 10 keV to 40 keV	
- Rate Dependence	±5%, 0.02 mR/min (0.2 mGy/min) to 600 R/min (6 Gy/min) average	
- Calibration Accuracy	±4% after temperature and pressure corrections, with lightly filtered x-rays at 20 kVp and 0.26 mmAl HVL	

Miscellaneous Specifications

- Chamber	Fully-guarded; 0.7 mg/cm ² metalized polyester window; polyacetal exterior; 6 cm ³ active volume; unsealed	
- Weight	0.47 kg	0.47 kg

図 2-2

N : 校正定数 (C/kg R/C)

K₁ : 大気補正係数

P_{ion} : イオン再結合補正係数

4-1 線量計の指示値

Mの値がR (レントゲン) の場合は、1 R = 2.58×10⁻⁴ C/kgにより換算する。

4-2 校正定数

Nの値が不明の場合は電総研の一次基準測定器と校正された二次基準測定器を有している校正機関で校正する事をお勧めする。日本ではこの様な校正機関はまだ少なく、関東にしかない為、校正

体系が十分とはいえない。治療用線量計の校正の様に全国的にこのような機関の設立が望まれる。

最近では、PTW社ではNの値をチェンバー毎に送ってくれるので、この値を使用する方法がある。しかし、このNの値で測定した線量計と各施設の線量計は異なるので、数%の誤差を考慮した上で、使用してほしい。

治療用で校正されている0.6cc JARP型チェンバーと比較校正をする場合、0.6cc (PTW社) のエネルギー依存性は図3に示す様に40keV以下の測定には不適である。この為、比較測定は⁶⁰Coや¹³⁷Cs等の高エネルギーγ線源を使用する事が望ましい。この場合、以下の事に注意する。

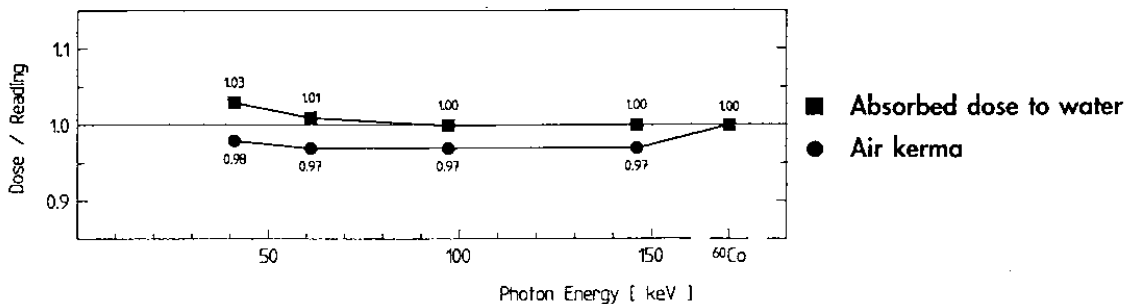
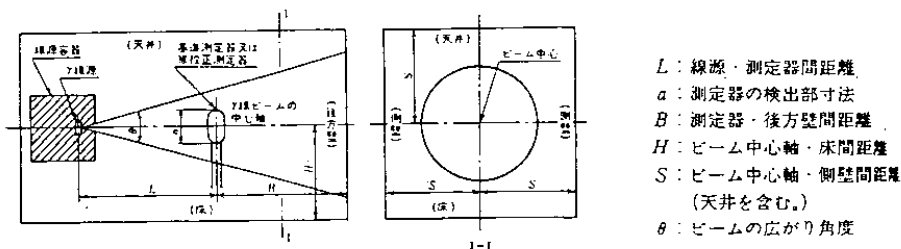


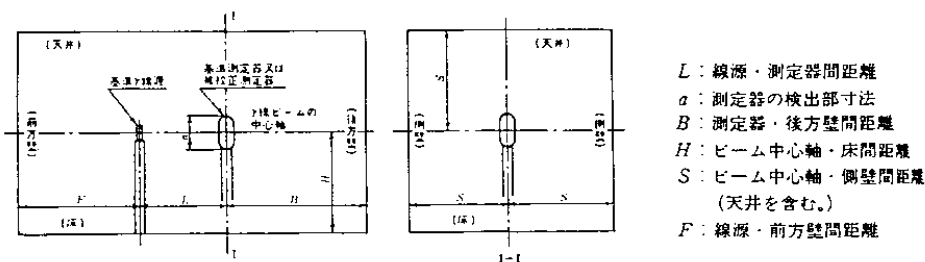
図 3



L (m)	$\frac{a}{L}$	B (m)		H (m)	S (m)	θ (度)
		$L \leq 3$	$3 < L$			
0.5以上	$\frac{1}{5}$ 以下	1.0以上	$\frac{L}{3}$ 以上	1.2以上	1.5以上	30以下

備考 ビームの広がり角度 (θ) は最大40度までとする。この場合、 B は、 $L \leq 3$ のとき1.5(m)以上、 $L > 3$ のとき $\frac{L}{2}$ (m)以上とすること。

図 4-1. コリメート γ 線の場合



$\frac{a}{L}$	L (m)	B (m)	S (m)	F (m)	H (m)
$\frac{1}{5}$ 以下	2以下	2以上	2以上	2以上	1.2以上

備考 散乱線の影響を評価できる場合は、線源・前方壁間距離 (F) は1 m 以上とする。

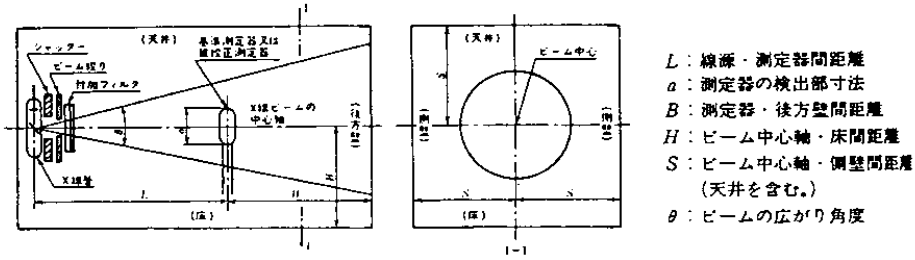
図 4-2. 非コリメート γ 線の場合

1. 診断用、治療用ともビルドアップキャップが必要である。
2. 軟X線用や診断X線用の平行平板形は高エネルギー γ 線源の測定はできない。又電子線用チェンバーは低エネルギーの測定はできない。
3. 校正するチェンバーのエネルギーレスポンスカーブがわかっている場合、各チェンバーのエネルギー依存性を考慮して診断領域におけ

る N の値を求める。

4. 校正方法は J I S 規格 Z 4 5 1 1 に基づいて行う。(図 4-1), (図 4-2)

各施設内で、診断用 X 線装置を使用しての校正は、あまりお勧めできないが、他に手段がない場合は、以下の点に注意して参考程度の値として校正してほしい。この校正は、二次基準測定器と校正した実用測定器との校正を前提とする。



L (m)	$\frac{a}{L}$	B (m)	H (m)	S (m)	θ (度)
1.0以上 6.0以下	$\frac{1}{10}$ 以下	2.0以上	1.2以上	1.5以上	15以下

備考 ビーム絞り及び付加フィルタは、散乱線の影響をできるだけ少なくするためX線管に近づけること。

図4-3. X線照射の場合

1. 平行平板形のチェンバーは測定可能なエネルギー範囲は、75keV以下なので、高い管電圧の測定では注意が必要である。
2. 照射装置はインバータ(定電圧)の方がよい。
3. 照射装置は管電圧、管電流、照射時間が安定していなければならない、これらの値をモニターしながら測定できるのが、Bestである。
4. 同時に並べて測定する場合、照射野内の放射線場も均一とは限らないので、測定は場所を交互に変えて行う。
5. 校正はJIS規格に基づいて行う。(図4-3)

4-3. 大気補正係数

大気補正係数は以下の計算式により求められる。

$$K_1 = \frac{273.2 + t}{273.2 + t_0} \cdot \frac{P_0}{P}$$

ここで、 t 、 P は測定時の温度と気圧
 t_0 、 P_0 は線量計の校正時に基準にした温度と気圧である。通常、 $t_0 = 22^\circ\text{C}$ 、 $P_0 = 1013\text{hpa}$ として計算する。これら温度計や気圧計自体が狂っている意味がないので、より正確なものを購入してほしい。特に温度の方が変化が激しく測定値への影響が大きい。

4-4. イオン再結合補正係数

X線が電離箱に入射すると、中の空気を電離さ

せる。電離した電子は集電極に集められるが、その途中で、他の電子を電離したイオンと再結合することがある。この再結合により測定値は実際の値より低くなる。この割合をイオン収集効率 f と呼び以下の式で表される。

$$f = \frac{\text{測定した電離電流 } I}{\text{飽和電離電流 } I_0}$$

又は

$$\frac{\text{測定した電離電荷 } Q}{\text{飽和した電離電荷 } Q_0}$$

真の値を求める為には、イオン再結合損失の補正をする必要があり、この補正係数を P_{ion} と呼ぶ P_{ion} と f の関係は、 $P_{ion} = 1/f$ となる。

P_{ion} の測定は、連続放射線場とパルス放射線場とでは値も異なる。印加電圧が固定のときは P_{ion} の測定は困難であるが、可変の場合、2点電圧法、1/2電圧法により求められる。印加電圧が高ければ、それだけ収集される電子のスピードが速くなるため再結合損失は少なくなる。

以下に2点電圧法の計算方法を示す。

2種類の印加電圧が V_1 、 V_2 のとき、測定される電荷を Q_1 、 Q_2 とすると、

$$f = 1 - a\chi - b\chi^2$$

ここで

$$a = \left[\frac{V_1}{V_2} - 1 \right]^{-1}$$

$$b = \frac{V_1}{3V_2} \left[\frac{V_1}{V_2} - 1 \right]^{-2}$$

$$\chi = \frac{Q_1}{Q_2} - 1$$

(Casson の近似式)

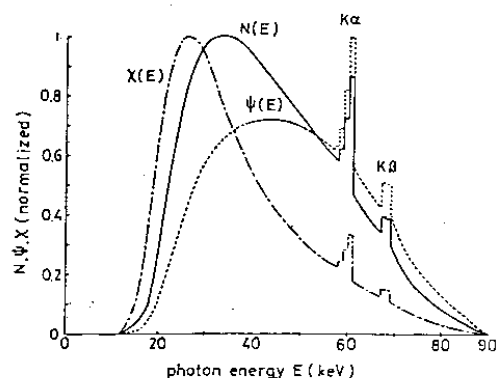
この近似式は、 V_1/V_2 が 2 のとき f が、1.00~0.77 の範囲内で 0.1% 以内の誤差で成り立つ。又、収集効率が 0.95 以上の領域では 1/2 電圧法がもっとも簡単な方法である。印加電圧が、 V_1 及び $V_1/2$ のときの線量計の指示値を M_1 及び M_2 とする。指示値の変化率、 $\chi = (M_1 - M_2) / M_1$ が、0.05 以下ならば、印加電圧 V_1 でのイオン収集効率 f は $(1 - \chi)$ で近似できる。もし、 χ が 0.05 以上ならば印加電圧 V を増加し、 $\chi \leq 0.05$ の条件を満たすようにする。

Pion の測定は管電圧、管電流の値が同一でなければ、誤差が大きくなる為、診断 X 線装置を使用する事は実際には困難である。この為、Pion が 1.00 に近いチェンバーを使用する事が重要である。鈴鹿医療科学技術大学、森先生の実験（日本放射線技術学会雑誌 1995 年 4 月）にもその影響が示されている。

5. エネルギーカーブ

各チェンバーにはそれぞれエネルギー依存性があり、各エネルギー毎の依存性をグラフにしたものをエネルギーレスポンスカーブという。ここで重要なのはこの χ 軸のエネルギーは光子スペクトルではなく照射線量スペクトルであるという事である。光子スペクトルと照射線量スペクトルとの関係を相対的に示す。(図 5), (図 6)

照射線量は光子スペクトルの 50~90keV では低く、50keV 以下、90keV 以上では次第に増加する。(図 6) この為、低エネルギーが多い場合や 90keV 以上のエネルギーが高い場合は照射線量に与える影響は大きいので、チェンバーのエネルギーレスポンスカーブは、広範囲に渡り、1.0 付近でフラットなのがよい。



光子スペクトル $N(E)$ 、エネルギースペクトル $\phi(E)$ 、照射線量スペクトル $X(E)$: 90kV、被写体なし、1チャンネルを 1kV に調整

図 5

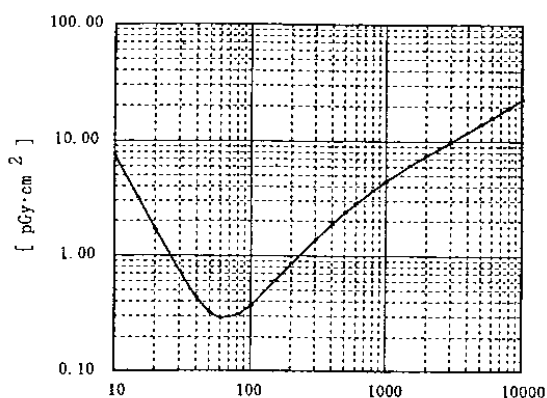


図 6 単位光子フルエンス当たりの、自由空間中における空気吸収線量

6. 照射線量の測定

今まで述べてきた事をふまえて、実際の測定の手順を以下にまとめる。

1. イオンチェンバーと延長ケーブルと線量計を接続してから線量計の電源を入れる。既に入れている場合は、一旦電源を切ってからチェンバーの接続を行う。
2. 電源を投入してから、15分以上、ウォーミングアップ時間を置く。線量計によっては1時間以上かけなければ安定しない機種もある。
3. イオンチェンバーを、図4-3の様に配置し、測定を開始する。その際、X線管-検出器間距離 (FCD) や照射野を記録しておく。

X線管が横を向かない場合は、できるだけ後方散乱がでない様に工夫してほしい。

又、測定目的によっては、例えば体表面線量を測定したい時等は、水等価ファントムを人体の厚みと同じにして検出器の後方に置き測定する。

ファントムを置いて測定するか、しないかでは測定値が変わってくるので、ファントムの有無を記録しておく。

4. 線量計-検出器間のケーブルは、巻かずに伸ばして計測する。
5. 測定は、回数が増えすぎるとX線装置の出力が低下する恐れがあるので、同条件で測定し値がかなり低めに表示された時は、測定間隔をあける等配慮する。管電圧計と管電流計を接続して、モニターしながら測定できるのが Best である。
6. 使用している検出器の最大線量率を調べ、高い管電圧、管電流で測定するときは、その値を越えない様に注意する。

7. 測定した時の温度、気圧を記録し、表示値に大気補正係数をかける。

8. 測定が終了したら、電源を切ってから、検出器をはずす。

9. 線量計とチェンバーは、必ず乾燥保管箱に入れておく。

10. 測定中、リーク（漏れ電流）が発生している場合、ひどい時は修理が必要であるが、微量であるならば、あらかじめ測定時間内に発生したリーク量を測定しておき、照射して測定した値から差し引くとよい。

まとめ

以上、診断領域における照射線量の測定について、わかりやすい様に簡単にまとめてみました。今後、皆様が線量測定をする時に参考になれば幸いです。この執筆の機会を与えて下さった全国シネ撮影技術研究会の方々に厚く御礼申し上げます。

