

# Energetic analysis of composite of filter for the low contrast improvement of IVR

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: Koshida, Kichiro メールアドレス: 所属:
URL	<a href="https://doi.org/10.24517/00034830">https://doi.org/10.24517/00034830</a>

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



kAKEN

2000

3

金沢大学

---

# I VR低コントラスト改善のための 複合フィルタのエネルギー解析

---

(課題番号 11670876-00 )

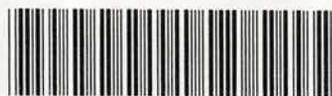
平成11年度～平成12年度科学研究費補助金(基盤研究C・一般・2)研究成果報告書

平成13年3月

研究代表者 越田吉郎

(金沢大学 医学部 助教授)

金沢大学附属図書館



8000-96430-9

KAKEN  
2000  
3

---

# I V R 低コントラスト改善のための 複合フィルタのエネルギー解析

---

(課題番号 11670876-00 )

平成11年度～平成12年度科学研究費補助金(基盤研究C・一般・2)研究成果報告書

平成13年3月

研究代表者 越田吉郎

(金沢大学 医学部 助教授)

# は し が き

## 研究組織

研究代表者 : 越田吉郎 (金沢大学医学部保健学科)

## 研究経費

平成11年度	2,000千円
平成12年度	1,300千円

## 研究発表

- (1) 学会誌等 K. Koshida etc,  
"Correction of Measurement by Hp-Ge Detector for  
Incident Diagnostic X-ray Photons",  
Proceedings of the Second International Workshop on  
EGS,  
KEK Proceedings 2000-20, page 235-241, December 2000.
- (2) 口頭発表 K. Koshida etc,  
"Correction of Measurement by Hp-Ge Detector for  
Incident Diagnostic X-ray Photons",  
August 8-12, 2000, KEK, Tsukuba, Japan,
- (3) 出版物 なし

はじめに

人体組織を非侵襲的に画像化するには、X線、超音波、核磁気共鳴などを用いている。組織の性質によって異なる線減弱係数の違いを利用するX線診断がもっとも一般的である。それは骨組織と軟部組織や、空気含有器官と筋組織などではその線減弱係数が大きく異なるので画像化したとき、その変化や様相の変形の認識は容易だからである。人体組織の中で、筋組織や軟部組織の微妙な変化は線減弱係数の差が小さく被写体コントラストとしては低くなるので、撮影条件が検討されている。その描出能を向上させるには、管電圧を低くすれば線減弱係数の差が大きくなり、大きな変化分で診断率を向上させることができる。しかし、人体組織の透過後の透過線量は、人体組織入射前に入射線量と比較して1/50から1/100に減弱してしまい、受像系への画像表示能力を考えると量子モトル改善のため入射線量を増加させなければならない。したがって、管電圧を高く設定し、付加フィルタを用いて被曝の多い低エネルギーを除去しさらにコントラストを悪くする高エネルギー成分を吸収させている。これに関して、K吸収端から最高管電圧までのスペクトル解析をしたところ、ニオブ、モリブデン、ロジウムなどK吸収端が20keV前後のフィルタはアルミニウム、銅などと比較して高エネルギー領域の透過性は高く、低いエネルギー領域の減弱が大きいことを報告した<sup>1)</sup>。したがって、高エネルギー領域における解析では、フィルタ材質の最適厚さ解析およびアルミニウムや銅などとの複数フィルタとの共用が必要と考えられる。これら分析をおこなったので報告する。

## 材料と方法

### 1) 使用したフィルタの種類

検討した付加フィルタの材質は、アルミニウム、銅、ニオブ、モリブデン、ロジウムについて検討した。各フィルタ物質のK吸収端を Table 1 に示す。これらは通常の診断用X線検査における実効エネルギーより低いK吸収端のアルミニウムや銅、乳房撮影検査における実効エネルギーよりやや低いニオブ・モリブデン・ロジウム、通常の診断用X線検査における実効エネルギー近辺のヨウ素、それに通常の診断用X線検査における実効エネルギーより高いタングステンである。各フィルタの厚さは 0.1 mmを基準にした。これはフィルタ挿入の容易さとフィルタ表面から患者皮膚面への散乱線を最小にするためである。

### 2) 散乱線含有率解析のための理論

低コントラストの組織に影響を及ぼすものに、散乱線があげられる。これは、人体厚が厚くなると、さらにコントラストを低下させる。そのため、散乱線の解析が必要になる。そこで、散乱線の影響を評価する基本的係数を求めた。被検体内に隣接する物質 a, b を考える。その物質の線減弱係数を  $\mu_a$ ,  $\mu_b$ 、これらの厚さを  $x_a$ ,  $x_b$  として、X線強度  $I_0$  で撮影したとする。被検体を通過したX線強度をそれぞれ  $I_a$ ,  $I_b$  とする。これらの様相を Fig. 1(a) に示す。

$$\text{物質 a については、 } I_a = I_0 e^{-\mu_a \cdot x_a} = k E_a$$

$$\text{物質 b については、 } I_b = I_0 e^{-\mu_b \cdot x_b} = k E_b$$

したがって、

$$\ln I_a = \ln I_0 - (\mu_a \cdot x_a) = \ln k + \ln E_a$$

$$\ln I_b = \ln I_0 - (\mu_b \cdot x_b) = \ln k + \ln E_b$$

式を変形すると以下のような表現ができる。

$$\ln E_a = \ln I_a - \ln k = \ln I_0 - (\mu_a \cdot x_a) - \ln k$$

$$\ln E_b = \ln I_b - \ln k = \ln I_0 - (\mu_b \cdot x_b) - \ln k$$

物質 a, b による画像のフィルムコントラストは、  $C = D_b - D_a$  である。したがって、

$$\begin{aligned} C &= \gamma (\log E_b - \log E_a) \\ &= \gamma (\ln E_b / \ln 10 - \ln E_a / \ln 10) \end{aligned}$$

$$= (\gamma / \ln 10) (\ln E_b - \ln E_a)$$

ここで、上記の結果を代入すると、

$$\begin{aligned} C &= (\gamma / \ln 10) (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \\ &= 0.434 \gamma (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \end{aligned} \quad (1) \text{ 式}$$

となる。つまり、画像のコントラストはガンマ  $\gamma$  あるいは線減弱係数と厚さの積の差に関係する。

次に、画像コントラストに散乱線が混入した場合を考慮する。散乱線の混入する量を  $I_s$  とする。その様相を Fig. 1(b) に示す。

$$\text{物質 a については、} \quad I_A = I_D e^{-\mu_a \cdot x_a} + I_s = k E_{aDS}$$

$$\text{物質 b については、} \quad I_B = I_D e^{-\mu_b \cdot x_b} + I_s = k E_{bDS}$$

したがって、画像のコントラスト  $C$  は、

$$\begin{aligned} C &= D_{bDS} - D_{aDS} \\ &= \gamma (\log E_{bDS} - \log E_{aDS}) \\ &= (\gamma / \ln 10) (\ln E_{bDS} - \ln E_{aDS}) \\ &= (\gamma / \ln 10) \{ \ln (E_{bDS} / E_{aDS}) \} \\ &= (\gamma / \ln 10) \{ \ln (I_D e^{-\mu_b \cdot x_b} + I_s) / (I_D e^{-\mu_a \cdot x_a} + I_s) \} \end{aligned}$$

ここで、初等関数の無限級数展開は以下のように表現できる。

$$e^x = 1 + x + x^2 / 2! + x^3 / 3! + \dots$$

$$\log(1+x) = x - x^2 / 2 + x^3 / 3 - \dots$$

したがって、

$$\begin{aligned} C &= (\gamma / \ln 10) \{ \ln (I_D (1 - \mu_b \cdot x_b) + I_s) / (I_D (1 - \mu_a \cdot x_a) + I_s) \} \\ &= (\gamma / \ln 10) [ \{ \ln(1 - I_D / (I_D + I_s) \cdot (\mu_b \cdot x_b)) \} - \{ \ln(1 - I_D / (I_D + I_s) \cdot (\mu_a \cdot x_a)) \} ] \\ &= (\gamma / \ln 10) [ -I_D / (I_D + I_s) \cdot (\mu_b \cdot x_b) + I_D / (I_D + I_s) \cdot (\mu_a \cdot x_a) ] \\ &= (\gamma / \ln 10) \cdot I_D / (I_D + I_s) \cdot (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \\ &= 0.434 \gamma \cdot I_D / (I_D + I_s) \cdot (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \end{aligned}$$

この式中、 $I_D / (I_D + I_s)$  は直接線含有率だから、散乱線含有率は

$$\text{散乱線含有率} = I_s / (I_D + I_s) \quad \dots\dots\dots (2) \text{ 式}$$

となる。

### 3) X線スペクトル測定における半導体検出器の補正

X線スペクトル測定に使用した半導体検出器はプレーナ型高純度ゲルマニウム半導体結晶を有する検出器 (GLP-06165/05-P : 6 mm  $\phi$   $\times$  5 mm, planar type, EG&G ORTEC) である。その形状とエネルギー効率を求めるための放射性同位元素との幾何学的配置を Fig. 2 に示す。エネルギー効率を求めるために用いた放射性核種は  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  である。X線スペクトルを補正するためにモンテカルロ (EGS4-code) で Stripping 法<sup>2) 3)</sup> を用いたが、そのときの X 線管球装置の形状を Fig. 3 に示す。また、モンテカルロを用いた Stripping 法の補正過程を Fig. 4 に示す。これらの詳細は別に報告した<sup>4)</sup>。

### 4) 人体等価物質の評価

人体組織での検討は倫理上問題があるので、種々の人体組織等価物質において低コントラストの差を検討する必要がある。そこで、最適な人体等価物質の評価を各人体物質のエネルギーに対応した吸収線量換算係数でおこなった。

吸収線量は Bragg-Gray の空洞理論<sup>5)</sup> により求められる。W 値を 33.97 (eV/イオン対) とすると照射線量が  $\chi$  C/kg のときの空気吸収線量  $D_{air}$  (Gy) は次式で表される。

$$D_{air} = 33.97 \cdot \chi \text{ (Gy)} \quad \dots (3) \text{ 式}$$

したがって、人体組織または人体組織等価物質の質量エネルギー吸収係数を  $(\mu_{en}/\rho)_{med}$ 、空気の質量エネルギー吸収係数を  $(\mu_{en}/\rho)_{air}$  とすると組織における吸収線量換算係数  $C_{med}$  は、

$$C_{med} = 33.97 \cdot (\mu_{en}/\rho)_{med} / (\mu_{en}/\rho)_{air} \quad \dots (4) \text{ 式}$$

と表される。

人体組織あるいは人体組織等価物質についてはその内部に含まれる各元素の重量百分率を考慮して計算した。このとき単一元素の質量エネルギー吸収係数の値は Seltzer と Hubbell の計算結果<sup>6)</sup> を用いた。複数の元素が含まれる混合物あるいは化合物の質量エネルギー吸収係数は、重量百分率を考慮し、以下の式で算出した。

$$(\mu_{en}/\rho)_{med} = \sum w_i \cdot (\mu_{en}/\rho)_i \quad \dots (4) \text{ 式}$$

ここで、 $w_i$  は  $i$  番目の元素構成要素の重量百分率、 $(\mu_{en}/\rho)_i$  は  $i$  番目の単一元素の質量エネルギー吸収係数である。重量百分率については International Commission on Radiation Units and Measurements (以下、ICRU と略す) Report44<sup>7)</sup>、<sup>9)</sup> および Report46<sup>8)</sup> の値を採用した。

人体組織は ICRU Report44 の Table 4.3 と Table 4.4<sup>7)</sup> および ICRU Report46 の Table A.1<sup>8)</sup> に掲げられている組織から選択し、人体組織等価物質は Report44 の Table A.1<sup>9)</sup> から選択した。引用した人体組織および人体組織等価物質を Table 2 に示す。またそれらの各元素重量百分率を Table 3 に示す。

人体内組織として良く用いられる Water (水) は ICRU44 によると筋組織等価物質とされている。Table 2 中、Reference 欄に

「artificial」とあるのは市販製品のものである。各臓器組織としては Eye Lens、Kidney、Liver、Ovary、Testis、Thyroid を考えた。

さらに、Muscle 1 に対する各元素の質量エネルギー吸収係数の比を求めることによって混合物や化合物の変換係数の違いを検討した。

## 結果

### 1) 人体等価物質の評価

Muscle 1 (骨格筋組織)の質量エネルギー吸収係数に対する各元素の質量エネルギー吸収係数の比を Fig. 5 に示す。チタン、カルシウム、塩素、マグネシウムは光子エネルギー100keV以下でMuscle 1の係数より顕著に高かった。炭素、窒素ではMuscle 1の係数より低い値を示した。水素は70keV以下で低い値を示し、70keV以上では高い値を示した。これによって、人体組織等価物質が各エネルギーについてMuscle 1の数値より高い値か低い値かを評価する際に、含有元素ごとの検討が可能であった。

筋組織と軟組織について算出した換算係数の値を Fig. 6 に示す。光子エネルギーが1.0MeVのときMuscle 2 (筋組織等価物質)の変換係数は37.79であった。Muscle 1とSoft Tissue 1(軟組織)はほぼ一定値を示した。Muscle 2は20~40keVでMuscle 1よりやや低いものの、ほぼ等しい値であった。しかし、その他の物質は変換係数の値が大きく変化し、特に150keV以下で変化が顕著であったMuscle 7(アクリル)の変化が一番大きかった。Soft Tissue 2は100keV以下でSoft Tissue 1よりかなり低い値となった。

乳腺組織、脂肪組織における変換係数については、Breast 3 (乳腺組織50% : 脂肪組織50%の乳房組織等価物質BR12)と乳腺組織65% : 脂肪組織35%の混合物を比較すると乳房X線撮影領域である実効エネルギー15keVではほぼ同じ値を示したが、Breast 3と乳腺組織50% : 脂肪組織50%の混合物では異なった値を示した。

肺組織における変換係数においては、Lung 2 (市販肺組織等価物質)は90keV以下で高い値を示し、Lung 3 (肺組織等価物質)は極端に低い値を示した。

骨組織・脳組織における変換係数においては、軟骨組織ではSkeleton 4 (市販軟骨組織等価物質)はSkeleton 1 (軟骨組織)と大きな差を示さなかったが、皮質骨については低エネルギーで

Skeleton5(市販皮質骨組織等価物質)は Skeleton2(皮質骨組織)と大きく異なった値を示した。

各主要臓器における変換係数は Muscle 1 とほぼ同じであった。眼の水晶体は低い値を示したが、甲状腺はヨウ素の K 吸収端 33.17keV 以上のエネルギーで急激に高い値を示した。

## 2) X線スペクトル測定

HP-Ge 検出器 (6 mm  $\phi$   $\times$  5 mm, 6 mm  $\phi$   $\times$  10 mm) 内での光子エネルギー効率を、放射性核種から放出される各エネルギーによって Fig. 7 に示す。これはメーカーが示しているものとほぼ同じであった。また、高純度ゲルマニウム結晶内での 110keV 光子吸収スペクトルを Fig. 8 に示す。フォトピーク、サムエスケープ、Kエスケープ、コンプトンエスケープなどが観測されている。Fig. 9 に管電圧 90kV と 110kV での Birch&Marshall のシミュレーションスペクトルを示す。X線管装置の総ろ過フィルタを 2.5mmAl として計算してある。実際の X線管球から発生する X線スペクトルに、Fig. 8 による Stripping 法および Fig. 7 によって補正を加えた。また、Fig. 9 によって Birch&Marshall との比較を行った。結果を Fig. 10 に示す。ゲルマニウム内での散乱効果が Stripping 法とエネルギー効率補正により改善されていることが分かる。以下の X線スペクトルはこの Stripping 法を用いて補正を行った。高エネルギー領域での誤差の由来は、今後の検討課題である。ゲルマニウム結晶内での二次電子の影響は無視した。

## 3) フィルタ透過後の X線スペクトル

### 3-1) ニオブフィルタ

管電圧 70kV、80kV、90kV において 0.1mm ニオブフィルタを用いたときと用いなかったときの X線スペクトルを Fig. 11、12、13 に示す。いずれもニオブの K 吸収端 18.98keV が観測される。しかし、管電圧が高くなると K 吸収端はそれ以上の高いエネルギー光子の透過量が多くなるので、光子量が非常に少なくなっている。これは低管電圧と高管電圧での線質の違いを引き起こす原因と

なる。

### 3-2) 0.1 mm厚ニオブフィルタと Mix-Dp ファントム

上記の組織等価物質の検討で、日本人用に開発された Mix-Dp が組織等価物質として適当であることが分かったので、フィルタ物質でろ過された X線スペクトルが人体組織等価物質である Mix-Dp (20 cm) を透過したときの X線スペクトルを計測した。結果を Fig. 14、15、16 に示す。

### 3-3) 0.1mm Ag、0.1mm Ag+0.1mm Nb フィルタと Mix-Dp ファントム

K吸収端がニオブより高い銀フィルタ (K吸収端は 25.51keV) と、ニオブフィルタの組み合わせを検討した。結果を Fig. 17、18、19 に示す。

## 4) 被検体コントラスト

### 4) -1) 散乱線のない場合

式 (1) は単色エネルギー光子に対して成立する。連続エネルギーに対しては、

$$C = \sum (D_b - D_a)$$

$$= \sum 0.434 \gamma (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b)$$

ここで、 $\gamma = 2.0$  とすると、

$$C = 0.868 \sum (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \quad (5) \text{ 式}$$

となる。

そこで、散乱線のない一次透過 X線のみで比較する。また、被検体コントラストを求めるとき、Mix-Dp 人体組織等価物質の厚さ 10cm と 20cm で求めた。タングステン付加フィルタの厚さを変えたとき、低エネルギーに K吸収端がある各追加フィルタによる被検体コントラストの変化を、管電圧 70 kV、80 kV、90 kV の条件で Fig. 20、Fig. 21、Fig. 22 に示す。これらの比較から、高エネルギー K吸収端のタングステンの厚さが 0.001 cm までならば、被検体コントラストがほとんど変化しないことから、画像コントラストに

影響を及ぼすエネルギー領域は70 keV以下であると考えられる。具体的な値を Table 4、5 に示す。タングステンの厚さが、0.001 cm 以上となると、被検体コントラストが次第に減少するので、K 吸収端が高い物質ではフィルタとして用いるときの厚さは0.001cm が限度と思われる。

#### 4) - 2) 散乱線が含有される場合

式 (2) と式 (5) から、散乱線が含まれる場合の被検体コントラストは

$$C_{DS} = (1 - I_s / (I_D + I_s)) \cdot 0.868 \sum (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \quad (6)$$

となる。ここで、管電圧 80 kV、照射野 20 cm × 20 cm の条件とすると、散乱線含有率はほぼ 70% とされている<sup>10)</sup>。格子比 8:1 のグリッドを用いると散乱線が除去され、その散乱線含有率は 30% となる。

そこで、散乱線含有率を 30% とすると、式 (6) は

$$\begin{aligned} C_{DS} &= (1 - I_s / (I_D + I_s)) \cdot 0.868 \sum (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \\ &= 0.6076 \sum (\mu_a \cdot x_a - \mu_b \cdot x_b) \end{aligned}$$

となる。つまり、画像コントラストが 60% になるということである。したがって、Fig. 20、Fig. 21、Fig. 22 および Table 4、5 に示した値に 0.6 を乗じた値が実際の被検体コントラストということになる。

## 考察

診断X線領域では、実効エネルギーが15keVから70keVまでの範囲である。最高管電圧とすると25kVから150kVである。これは間接電離放射線のエネルギー領域全体から見ると、極めて狭い範囲である。しかし、診断放射線物理における吸収線量の評価からすると変化が一番大きいところであり、被曝量評価の難しい領域である。光子エネルギーが1.0MeVのときMuscle1の変換係数は37.44、Muscle2は37.79であった。300keV以上の光子エネルギーでは各物質はMuscle1の値に対して±3.0%以内であり、多少の変動はあるものの、ほぼ一定値であった。Muscle6とSoft Tissue1は300keV未満の光子エネルギーであってもほぼ一定値であった。Muscle2(Water)は30keVでMuscle6(Mix-Dp)より3.3%値が低くなるがほぼ等しい値であった。これらのことから、人体筋組織の変換係数がほぼ等しい組織あるいは組織等価物質は光子エネルギーにかかわらず、照射線量の量を測定すれば、一次線の線質変化や散乱線の線質を厳密に考慮しなくてもおおむね、吸収線量へ変換できる。

しかし、変換係数の値が大きく変化し、特に150keV以下で顕著な組織等価物質があった。この場合、一次線の線質変化や散乱線の線質を特定しなければ正確な測定ができない。中でもMuscle7(アクリル)が一番変化が大きかった。光子エネルギーの変化により大きく異なる要因は水素であるが、Muscle1(骨格筋組織)とMuscle7(アクリル)の水素の重量百分率はそれぞれ10.2%、8.0%であるので水素による大きな変化は考えにくい。Muscle1の炭素と酸素の重量百分率がそれぞれ14.3%、71.0%であるのに対して、Muscle7は60.0%、32.0%であった。Muscle1に対する炭素の質量エネルギー吸収係数の値はエネルギー30keVから80keVまで変化が大きいため、炭素を多く含むMuscle7はMuscle1より変動が大きかったと考えられる。Muscle3(WT1)とMuscle4(市販水等価物質)はMuscle1より高くなる要因は酸素であるが、20%前後の重量百分率により30keVから

80keVまでの値が Muscle 1 より大きくなったと考えられる。Soft Tissue 1 (軟組織)と Soft Tissue 2 (市販軟組織等価物質)はともにリンと塩素を含んでいるが、炭素と酸素の重量百分率がそれぞれ相反しているので、Soft Tissue 2 は 80keV より低いエネルギーで値が低くなったと考えられる。Muscle 5 (Mix-D)では、水素と炭素の重量百分率が 13.4%、77.8%であり、Muscle 1 が 10.2%、14.3%ある。Muscle 5 は炭素の重量百分率が多いため 40keV 以下で Muscle 1 より低い値になったと考えられる。マグネシウムやチタンが混合されているが重量百分率の割合は難しいと思われた。Muscle 5 と Muscle 6 (市販 Mix-Dp)についてエネルギー領域としては 40keV 以上では大きな差はないが、それ以下のエネルギー領域では十分な検討が必要と考えられた。

Breast3 (BR12、乳腺組織 50% : 脂肪組織 50%の乳房組織等価物質)と、乳腺組織 65% : 脂肪組織 35%の混合物を比較すると乳房 X 線撮影領域である実効エネルギー 15keV でほぼ同じ値であったが、乳腺組織 50% : 脂肪組織 50%の混合物では低い値であった。Breast3 の組成である乳腺組織と脂肪組織の混合割合を変えたものが考えられているが検討すべき課題である。また、Breast 2 (脂肪組織)と Breast4 (市販脂肪組織)でも低エネルギーで値が異なっている。市販のものにはナトリウム、イオウ、塩素が含まれていないので低エネルギーでの光電効果による吸収が少なく低い値になったと考えられる。

人体肺組織では、Lung2 (市販肺組織等価物質)は Lung1 (肺組織)より高い値を示し、Lung3 (LN10/75)は極端に低い値を示した。市販のものにはアルミニウムやシリコンが含まれているので低エネルギー領域の光電吸収の影響が大きい。また、Lung 3 にもマグネシウムやシリコンが同様に含まれているが、炭素と酸素の割合の違いが大きく影響し低い値になったものと思われる。Lung4 (Griffith Lung)は中でも人体肺組織と比較的同じ値を示した。肺組織等価物質とし

てはこの Lung4 を用いるべきである。

骨組織について、Skeleton 4 (市販軟骨組織等価物質)は Skeleton 1 (軟骨組織)とほぼ同じ値と言えるが、Skeleton 5 (市販皮質骨組織等価物質)と Skeleton 2 (皮質骨組織)とを比較すると低エネルギーで大きく異なっていた。これは市販のものにナトリウム、マグネシウム、リン、イオウが含まれておらず光電吸収が少なかったものと思われる。

放射線被曝評価で考慮される各臓器については Muscle 1 (骨格筋組織)とほぼ同じであった。Eye Lens が低い値であったが、Thyroid はヨウ素の K 吸収端 33.17keV 以上のエネルギーで急激に値が高くなっている。甲状腺への照射については K 吸収端エネルギーの前後で検討する必要がある。

市販の人体組織等価物質は高エネルギー放射線治療におけるファントムとして開発されたものであり、これを診断 X 線領域に用いるのには限度がある。したがって、光子と物質の相互作用を考慮した放射線物理の観点から人体組織等価物質の開発が必要である。

EGS 4 コードによるモンテカルロ法をと Stripping 法により高純度ゲルマニウム結晶ないでの散乱線を除去するために使用した。高純度ゲルマニウム結晶内で、光電ピーク、サムピーク、K エスケープピーク、コンプトンエスケープなどがモンテカルロ法でシミュレーションでき、X 線発生装置からの X 線スペクトルの補正ができた。EGS 4 コードを用いた X 線スペクトルの補正は、今後充分用いることのできる手法と考える。

被検体コントラストは、X 線発生装置からの X 線の線質・被検体の組織組成・散乱線などに影響を受ける。したがって、本報告でおこなったように人体組織等価物質の組成を考慮した選択や、X 線スペクトルからの解析は今後重要に思われる。特に X 線スペクトル解析は、画質とくに被検体コントラストの評価を行うときに必要な方法と考える。

## 結論

人体組織の中で、筋組織や軟部組織の微妙な変化は線減弱係数の差が小さく被写体コントラストとしては低くなるので、撮影条件が検討されている。その描出能を向上させるには、管電圧を低くすれば線減弱係数の差が大きくなり、大きな変化分で診断率を向上させることができる。しかし、人体組織の透過後の透過線量は、人体組織入射前に入射線量と比較して1/50から1/100に減弱してしまい、受像系への画像表示能力を考えると量子モトル改善のため入射線量を増加させなければならない。したがって、管電圧を高く設定し、付加フィルタを用いて被曝の多い低エネルギーを除去しさらにコントラストを悪くする高エネルギー成分を吸収させている。これに関して、K吸収端から最高管電圧までのスペクトル解析をしたところ、ニオブ、モリブデン、ロジウムなどK吸収端が20keV前後のフィルタはアルミニウム、銅などと比較して高エネルギー領域の透過性は高く、低いエネルギー領域の減弱が大きい。したがって、高エネルギー領域における解析では、フィルタ材質の最適厚さ解析およびアルミニウムや銅などとの複数フィルタとの共用が必要と考えられるのでこれら分析をおこなった。以下、要点を列挙する。

- 1) 被検体コントラストの評価には、診断用X線装置からのX線スペクトルを考慮すると人体組織組成のものにもっとも近いMix-Dpを使用した方がよいことがわかった。
- 2) K吸収端のエネルギーが高いタングステン付加フィルタの厚さは0.001cmが適当であることがわかった。
- 3) K吸収端のエネルギーが低い物質を用いるとき、ニオブの原子番号より低い原子番号の物質が適当であることがわかった。
- 4) K吸収端の低いエネルギーの物質を用いるとき、その厚さは散乱線含有率および写真フィルムの $\gamma$ によって異なる。

## References

- [1] 越田吉郎：付加フィルタによって減弱するX線スペクトル解析のための基礎的検討. 金沢大学医学部保健学科紀要. 22 : 101-109, 1998
- [2] W. W. Seelentag and W. Panzer, "Stripping of X-ray Bremsstrahlung Spectra up to 300 kVp on a Desk Type Computer", Phys. Med. Biol. 24 767-780, 1979
- [3] H. Kato, M. Tsuzaka, S. Koyama and H. Maekoshi, "Development of Computer Code for Correction of X-ray Spectra measured with High-Purity Germanium Detectors", Jpn. J. Radiol. Technol. 51 462-468 (1995)
- [4] K. Koshida etc, "Correction of Measurement by Hp-Ge Detector for Incident Diagnostic X-ray Photons", Proceedings of the Second International Workshop on EGS, August 8-12, 2000, KEK, Tsukuba, Japan, KEK Proceedings 2000-20, page 235-241, December 2000.
- [5] L.H. Gray : An ionization method for the absolute measurement of  $\gamma$ -ray energy, Proc. Roy. Soc. A156, 578, 1936.
- [6] S.M. Seltzer and J.H. Hubbell : 光子減弱係数データブック、放射線技術学会、東京、1995.
- [7] ICRU Report44 : Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, 22, ICRU, Maryland, 1989
- [8] ICRU Report46 : Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues, 11-13, ICRU, Maryland, 1992
- [9] ICRU Report44 : Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, 37-38, ICRU, Maryland, 1989
- [10] 山下一也ほか：放射線検査学（X線）、日本放射線技術学会編、通商産業研究社、東京、p 31-32、1988

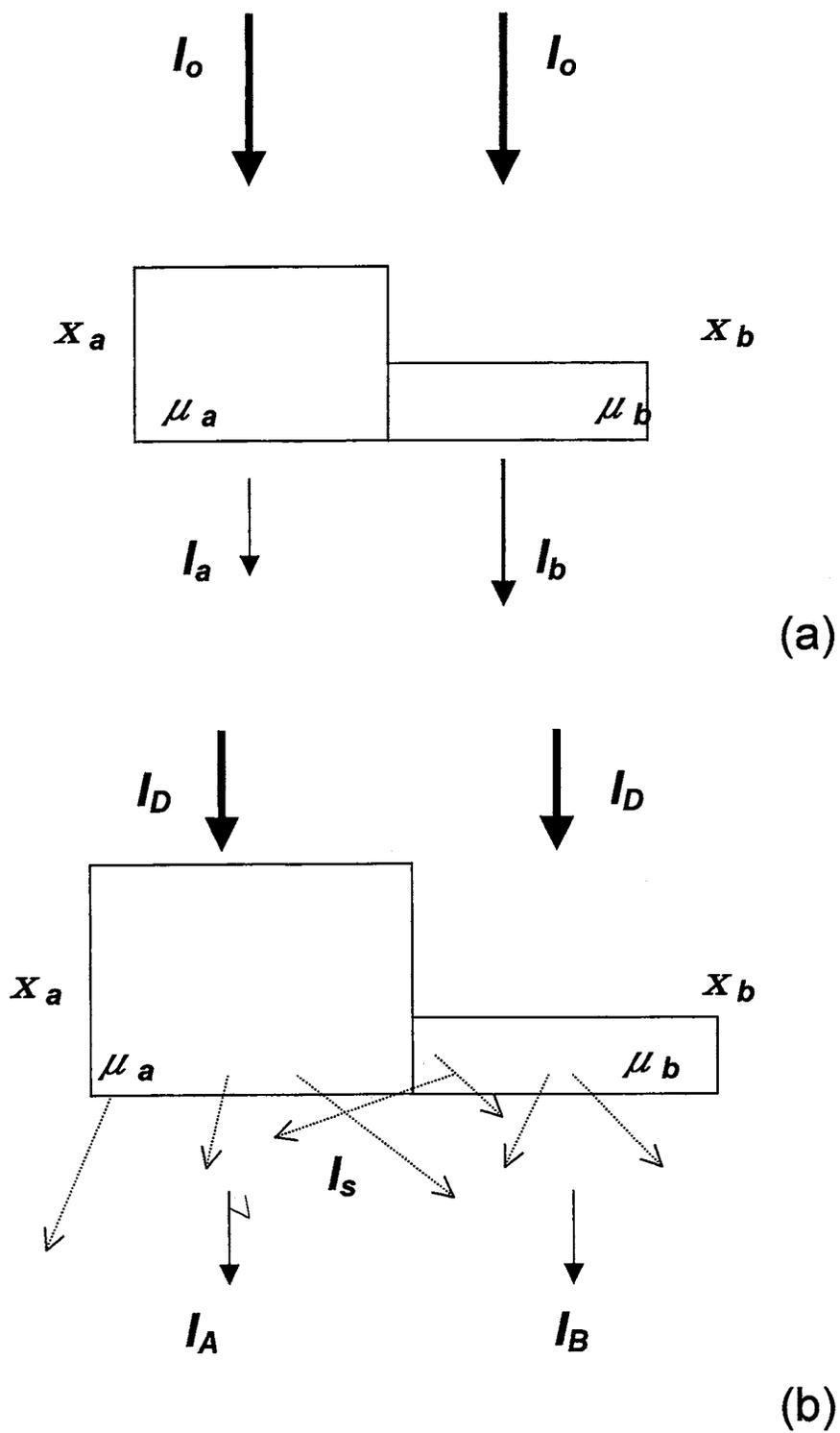


Fig. 1 Scheme of Transmission Radiation.

(a) without scattering, (b) with scattering.

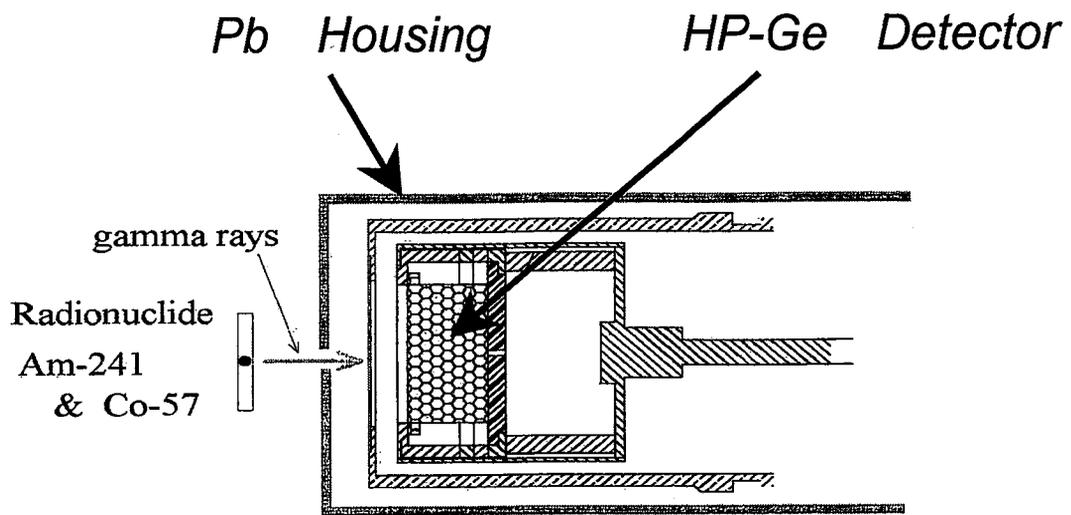


Fig.2 Geometrical Relationship of Radionuclide and HP-Ge Detector.

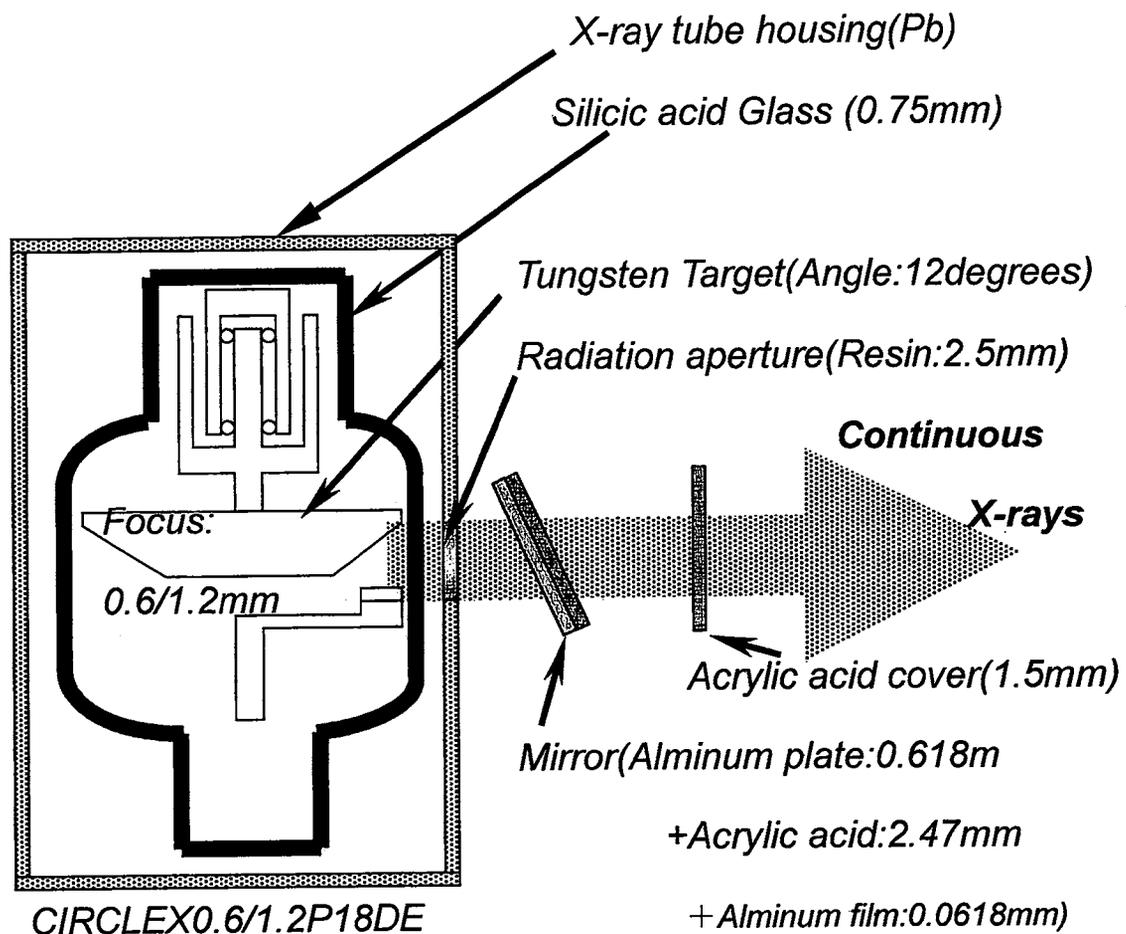


Fig.3 Schematic illustration of the X-ray Tube (CIRCLEX6/1.2P18DE, Shimadzu).

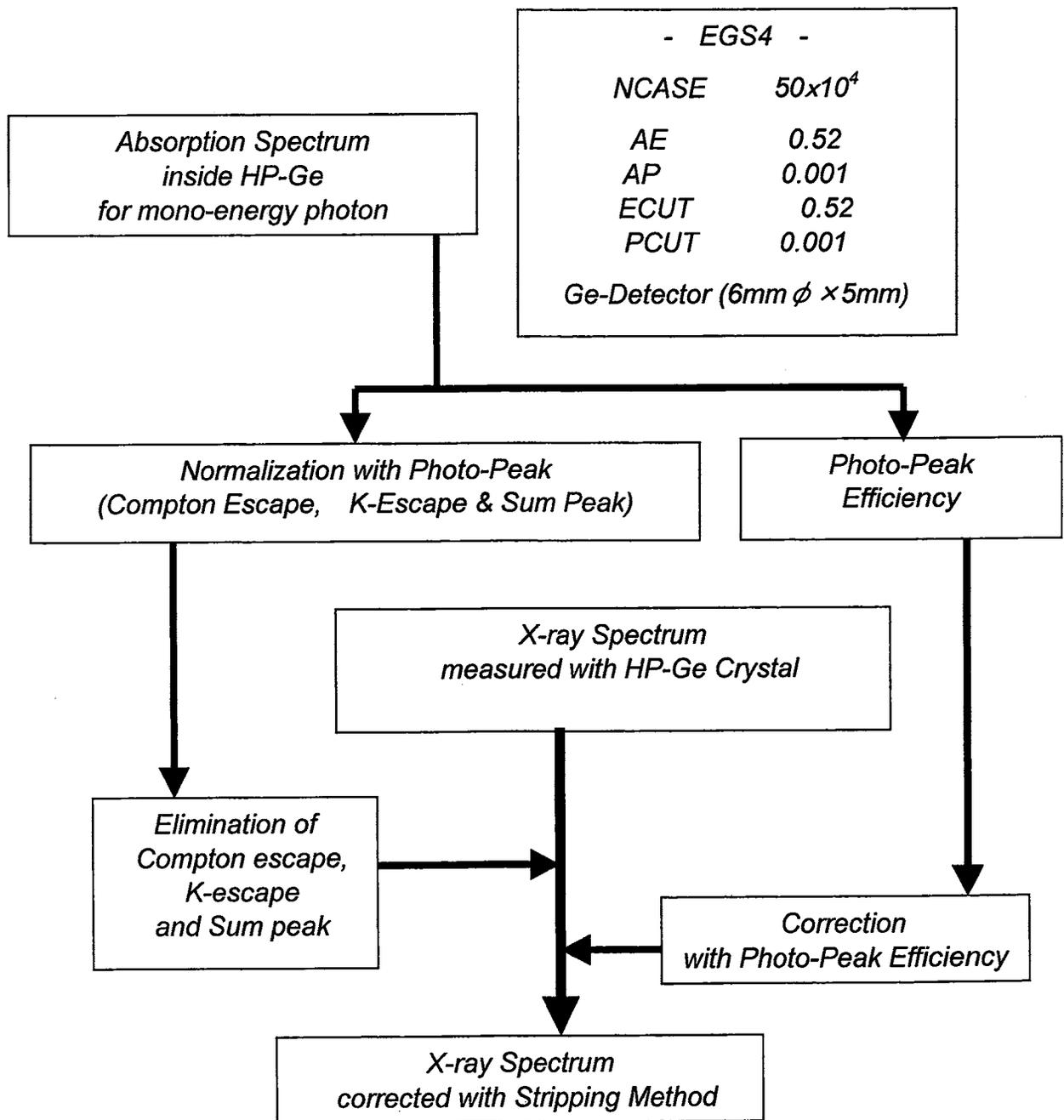


Fig.4 Flow Diagram of Stripping Method Procedure using EGS4.

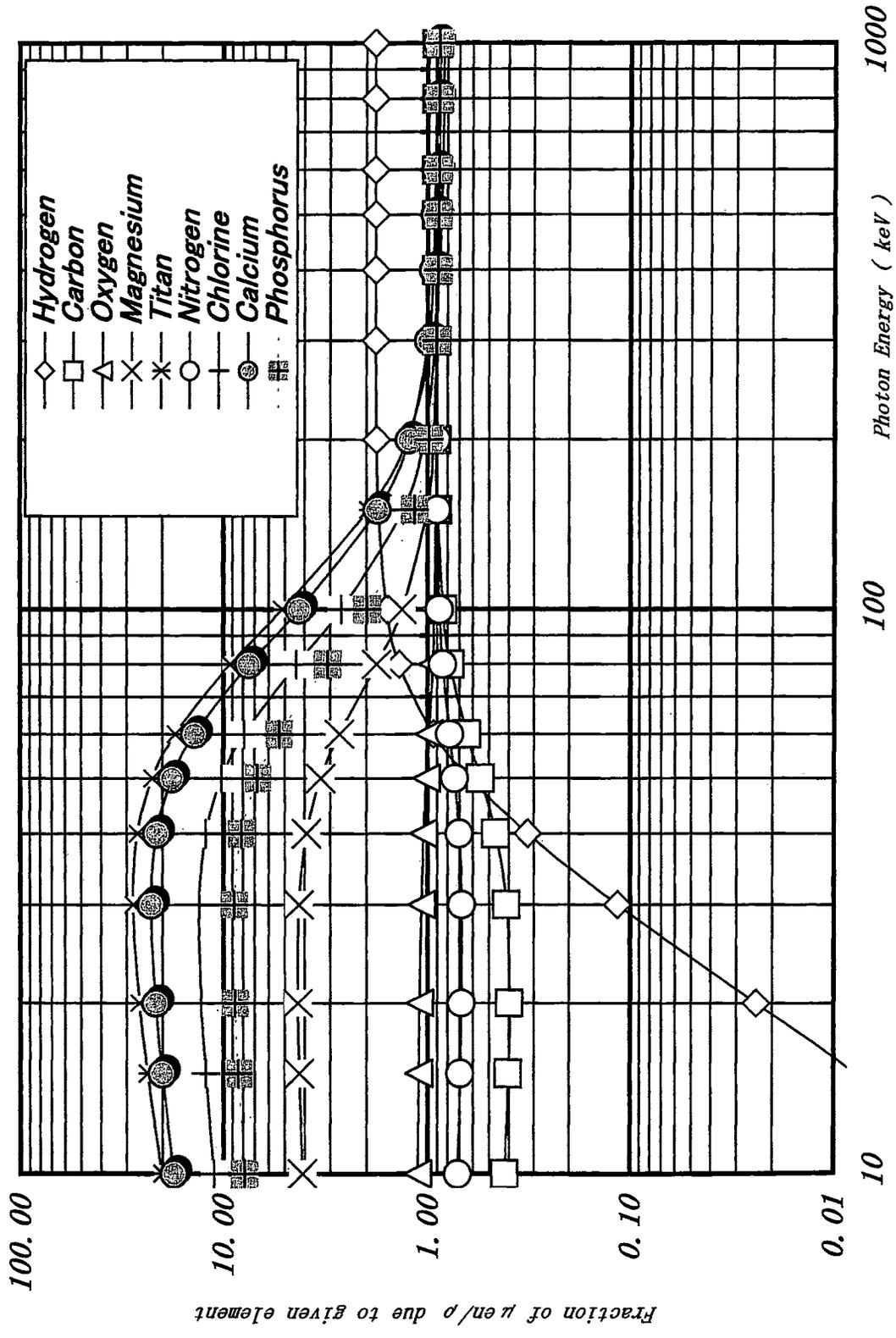


Fig. 5 Relative Contribution from Interactive Processes with Different Elements to Mass Energy Absorption Coefficient in Muscle

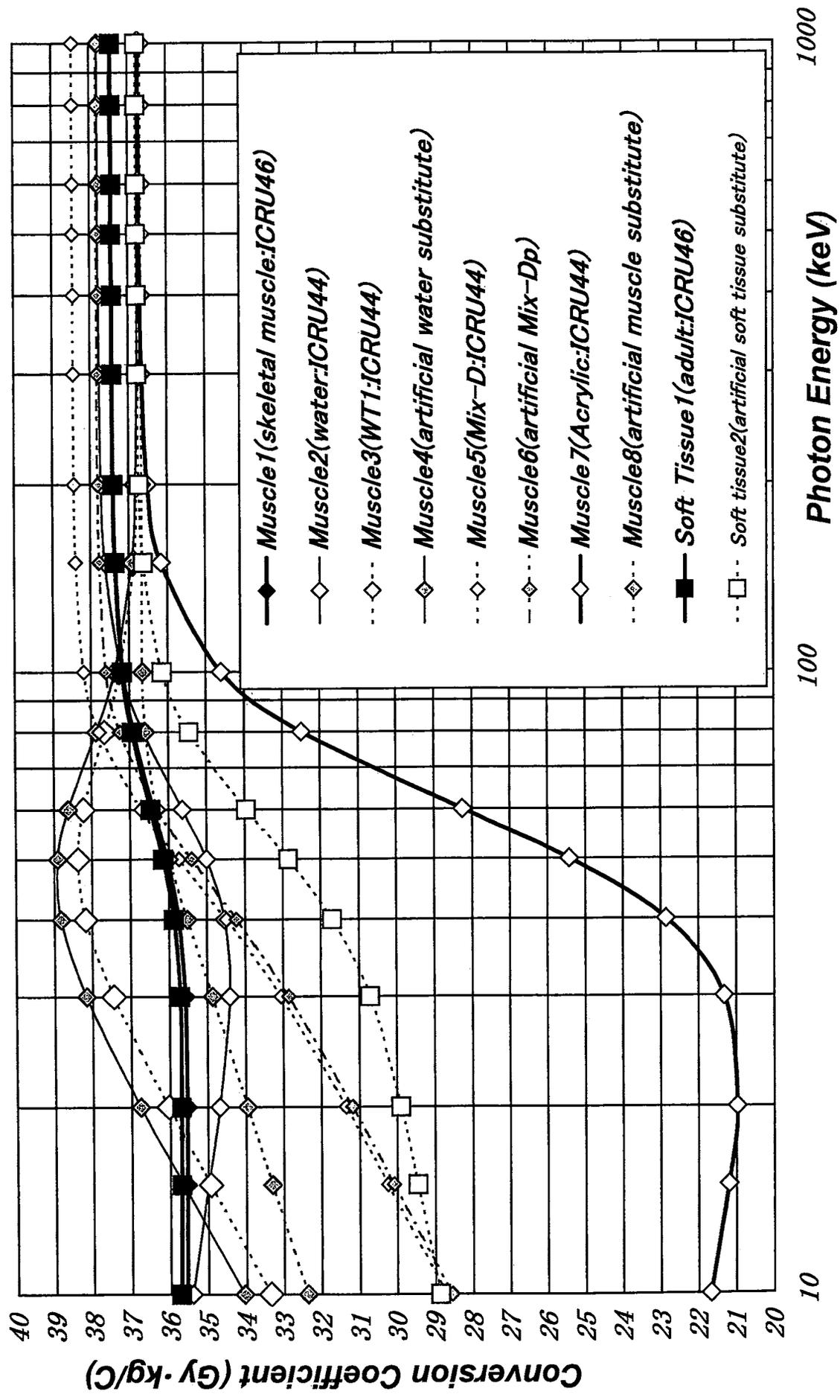
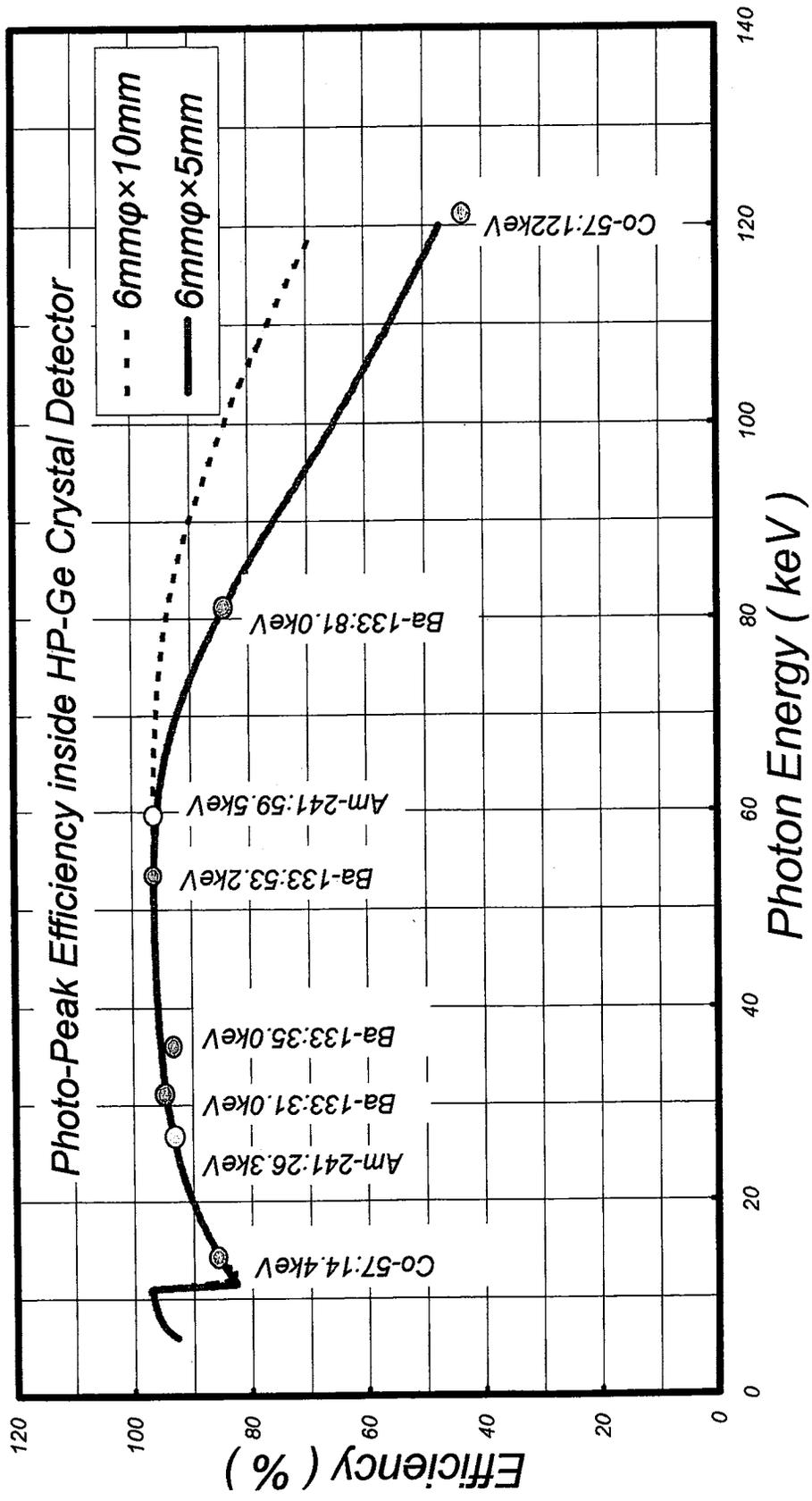
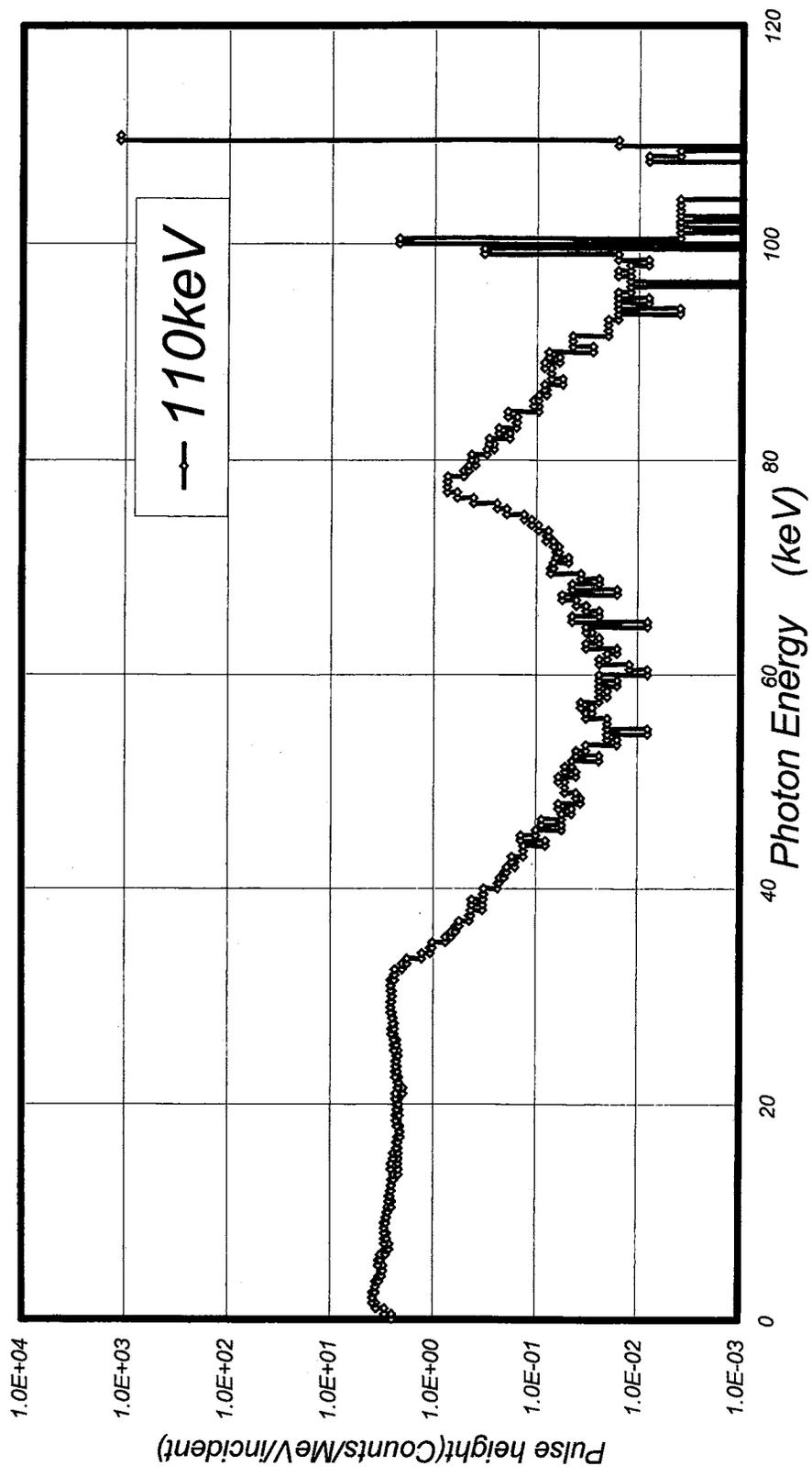


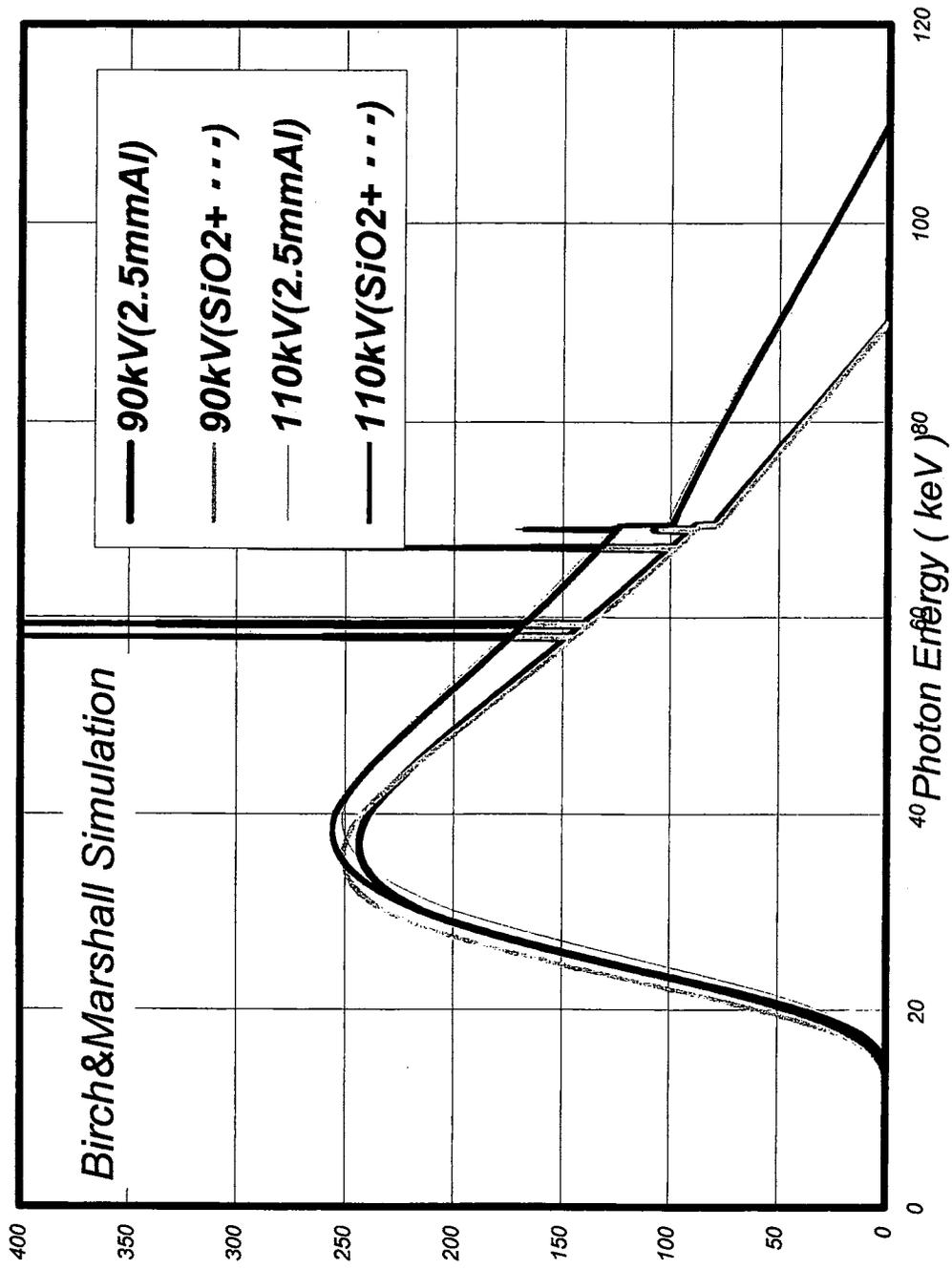
Fig.6 Conversion Coefficients of Body Tissues and Tissue Substitutes



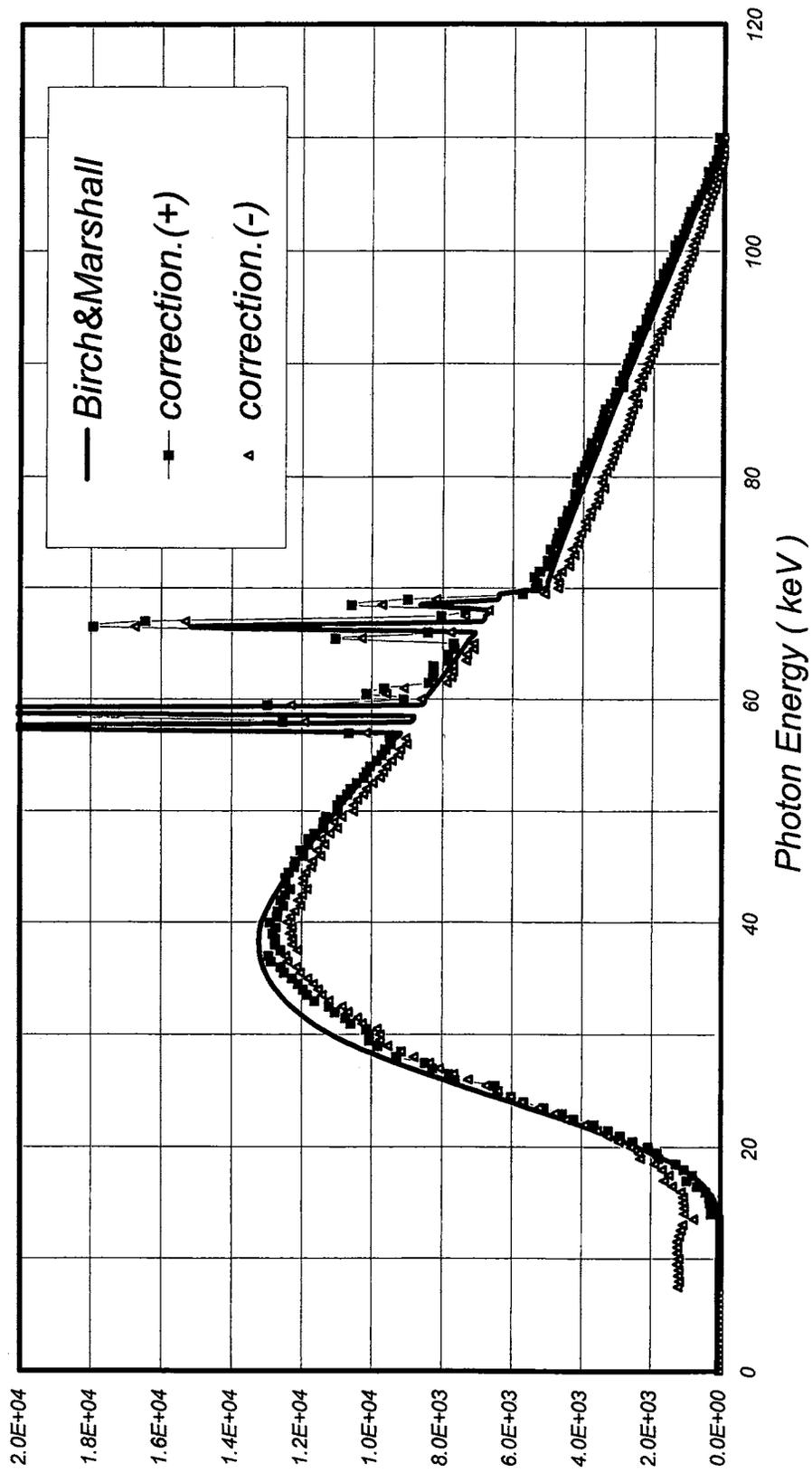
**Fig. 7 Photo-Peak Efficiency inside HP-Ge Crystal Detector**



**Fig. 8** Absorption spectrum inside HP-Ge for mono-energy photon



**Fig.9 Simulation Spectrum with Birch & Marshall for Tube Voltage of 90kV and 110kV**



**Fig.10** Comparison between the Spectrum of Birch&Marshall and the Correction Spectrum with EGS4 Code

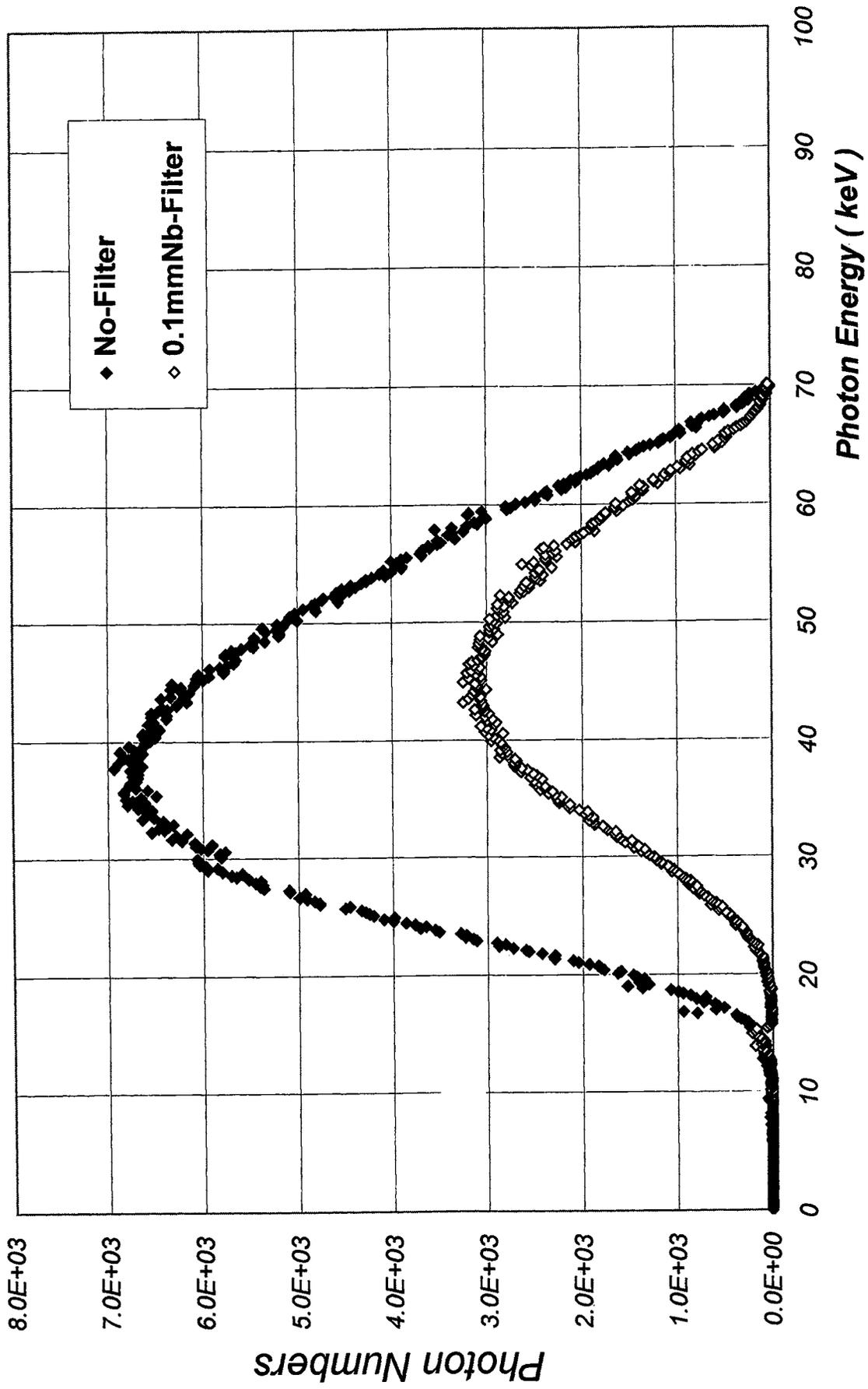
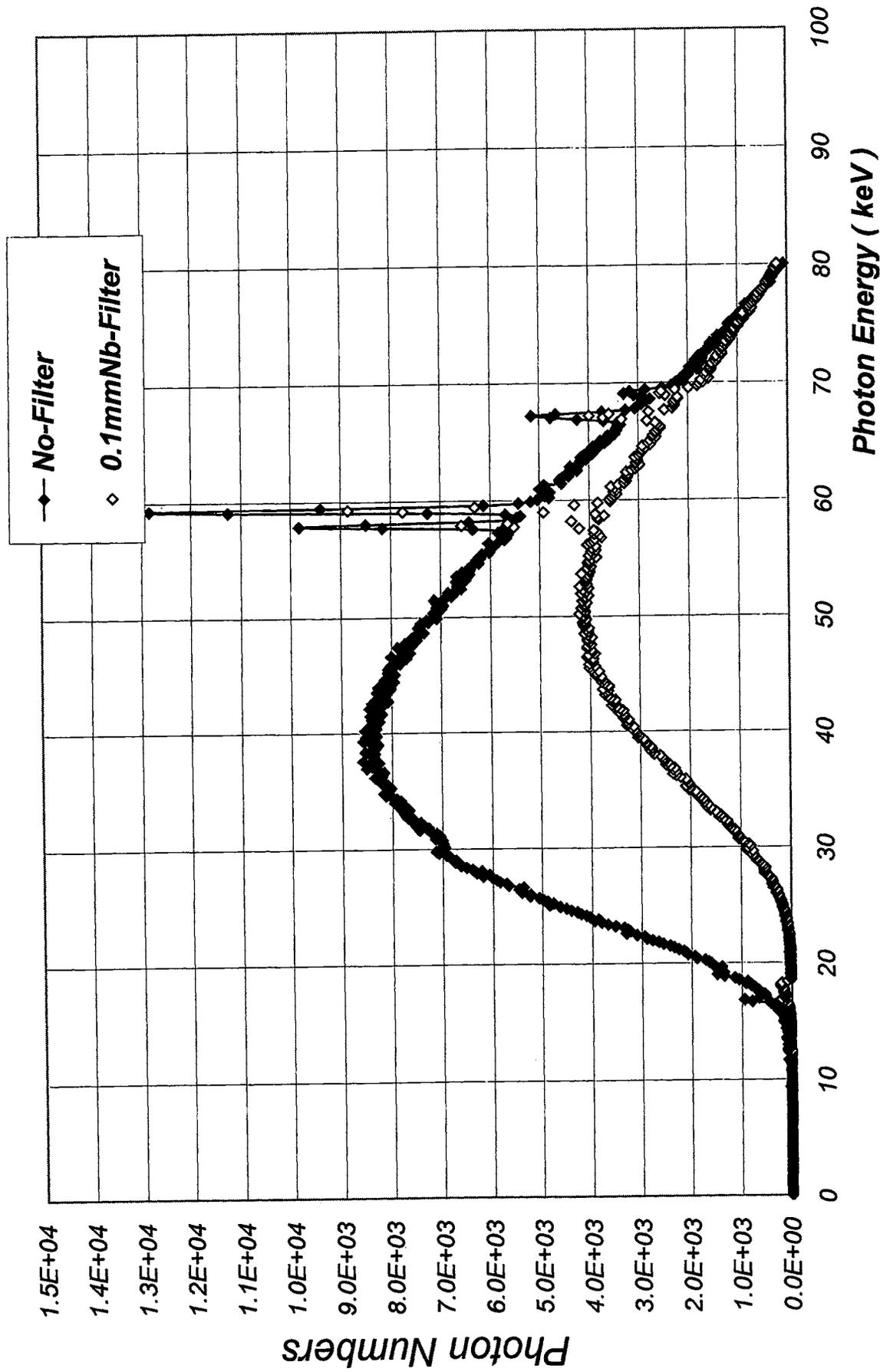
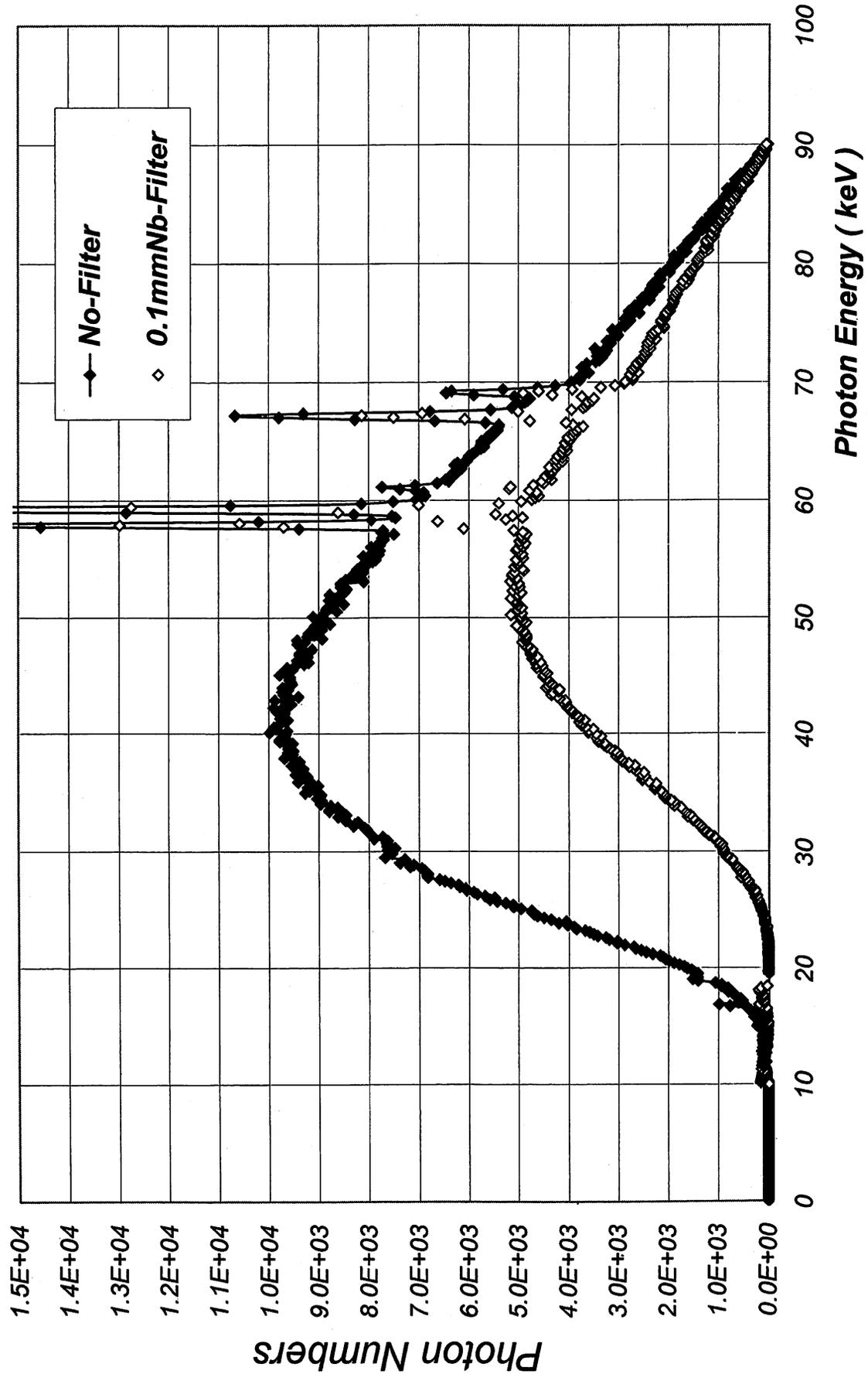


Fig.11 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 70kV ( with 0.1mmNb Filter and without Filter )



**Fig.12 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 80kV ( with 0.1mmNb Filter and without Filter )**



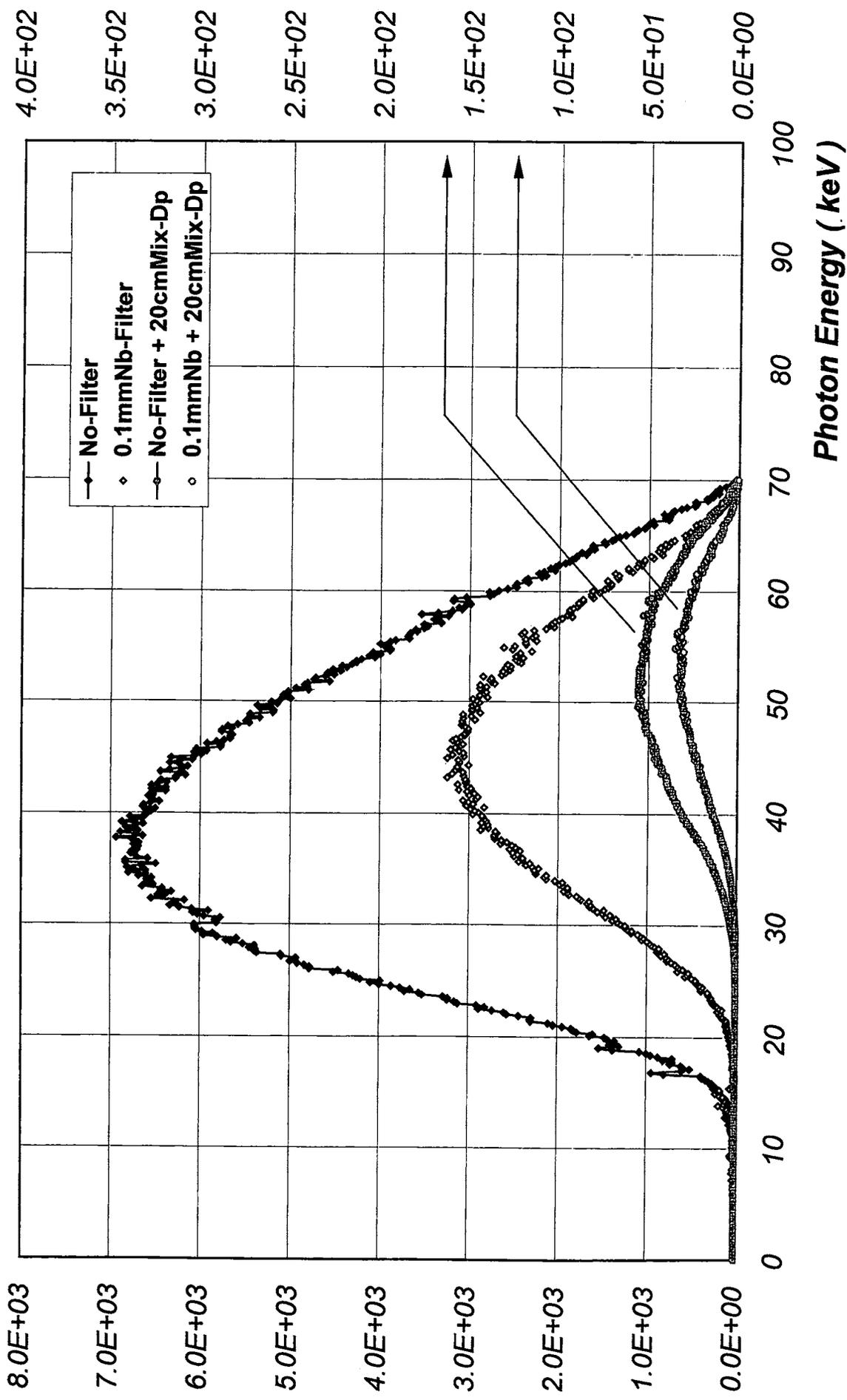
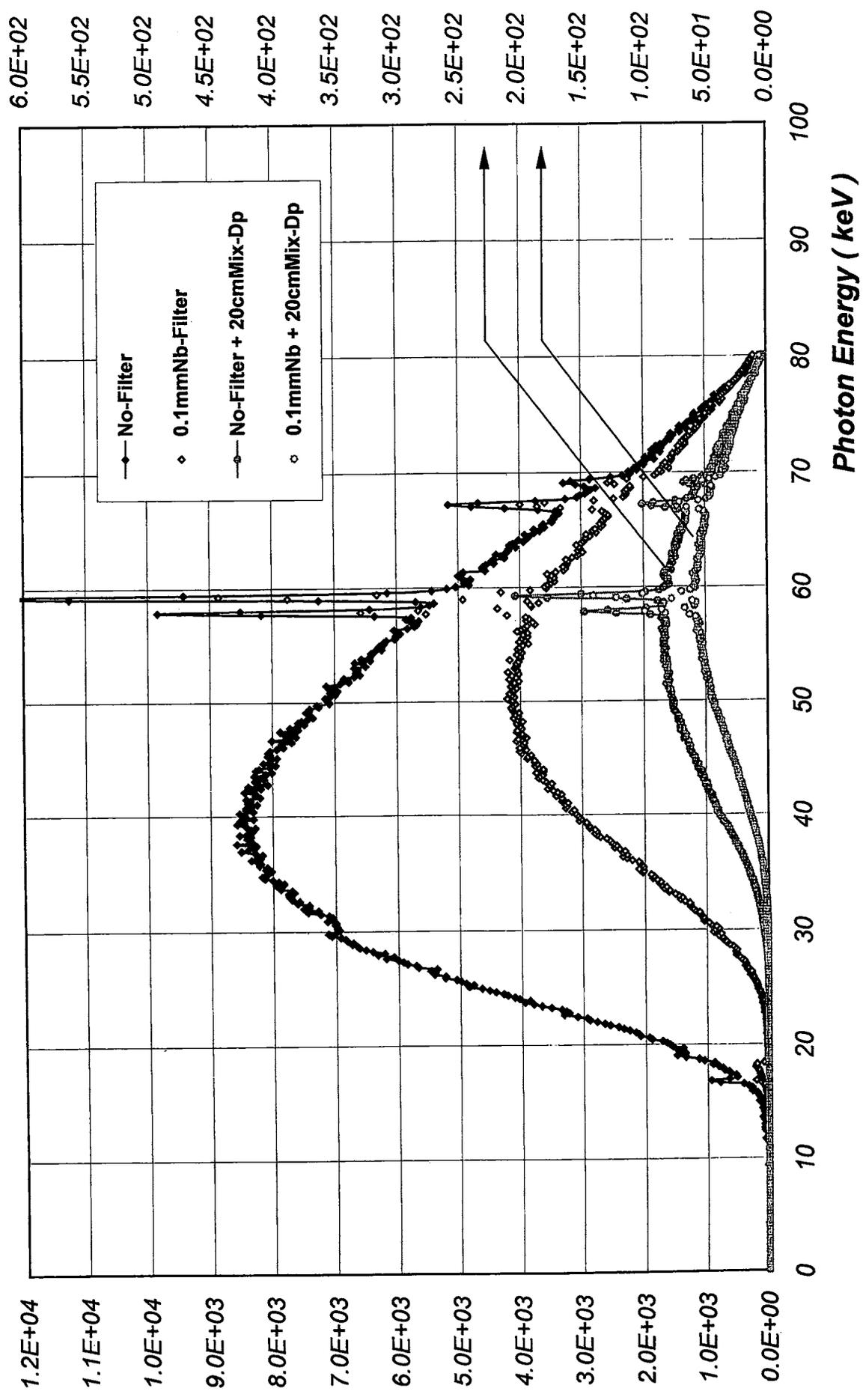
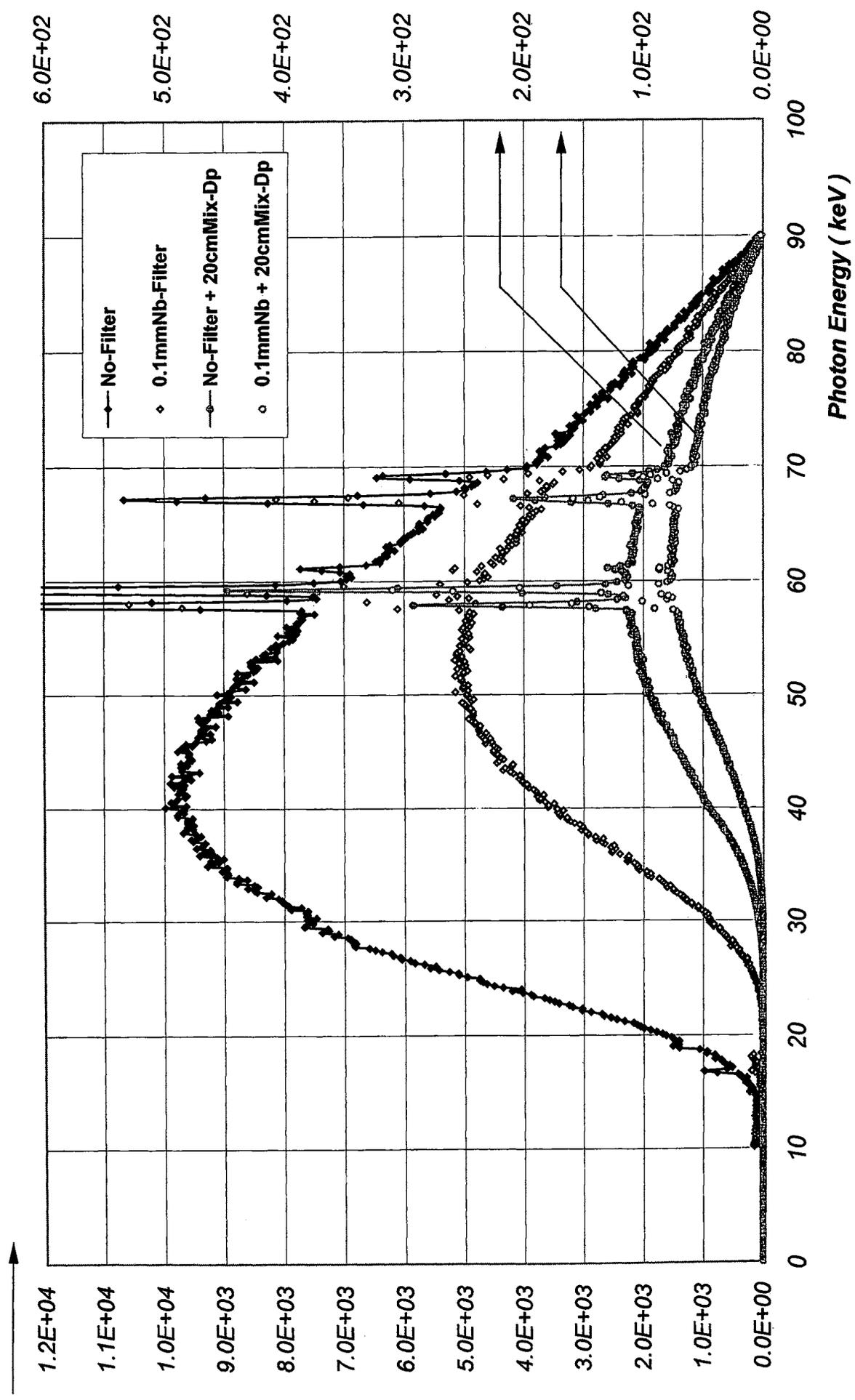


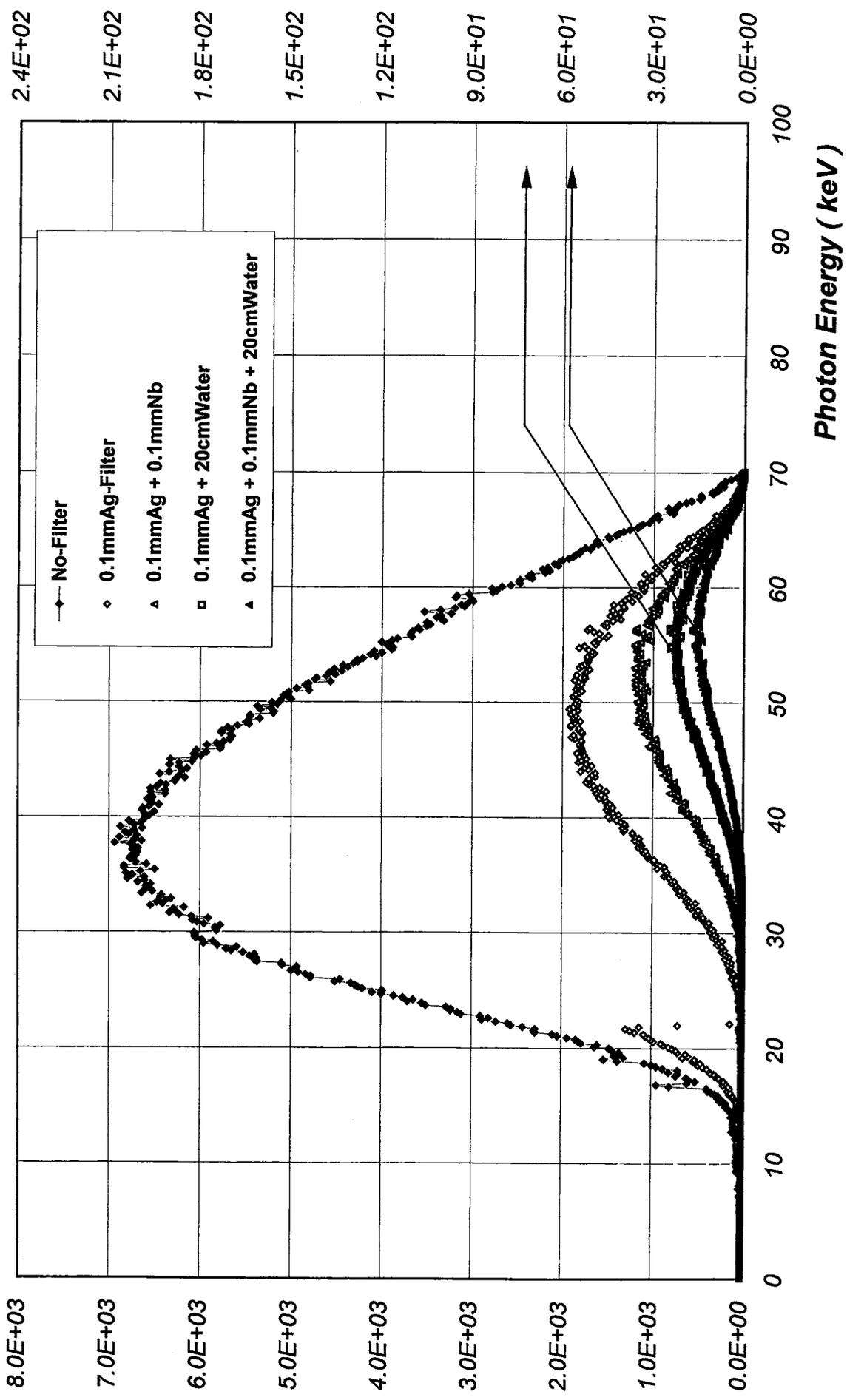
Fig.14 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 70kV (with 0.1mmNb Filter, and without Filter)



**Fig.15 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 80kV (with 0.1mmNb Filter, and without Filter)**



**Fig.16 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 90kV (with 0.1mmNb Filter, and without Filter)**



**Fig.17 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 70kV (with 0.1mmNb Filter, and without Filter)**

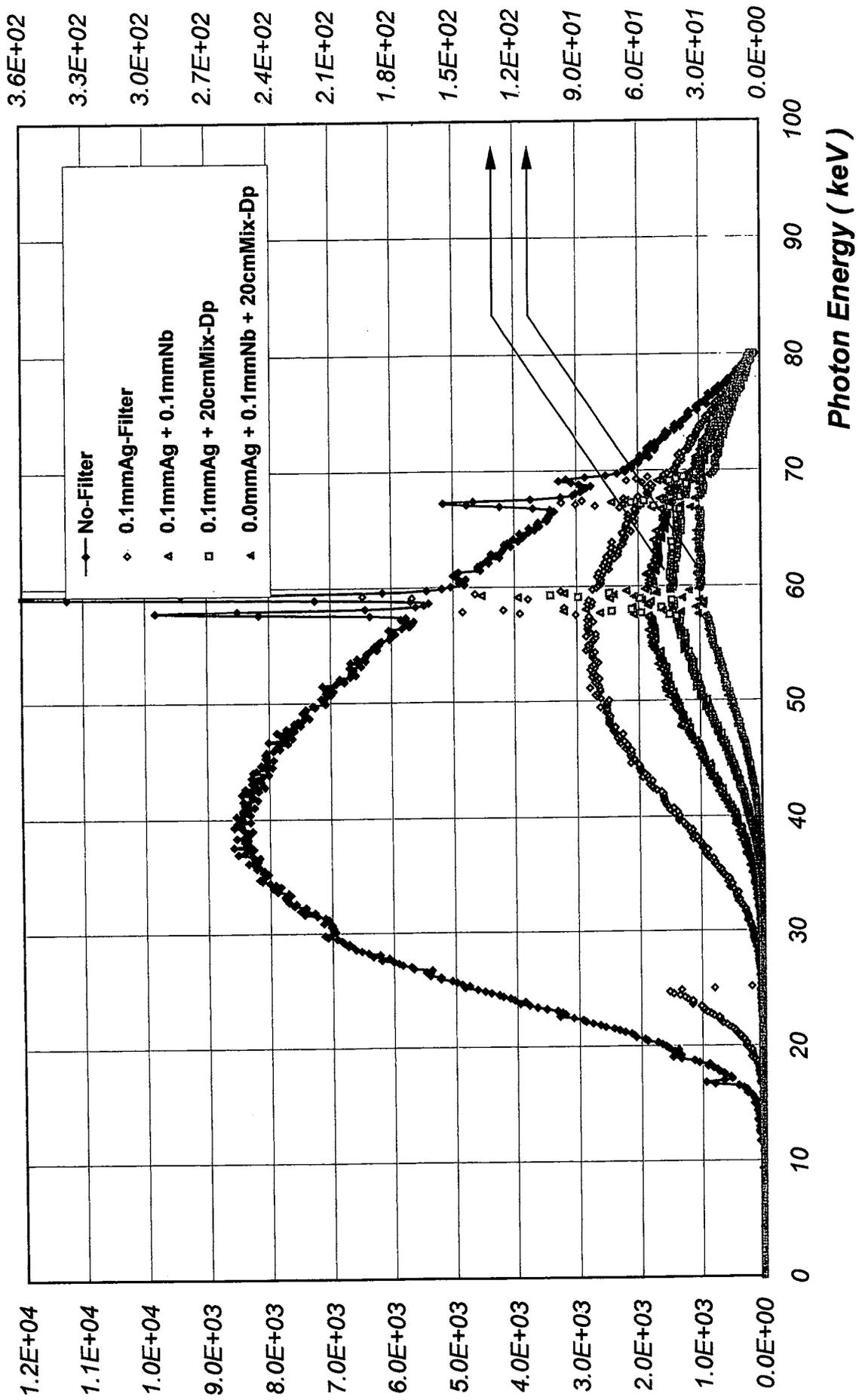


Fig.18 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 80kV (with 0.1mmAg, 0.1mmAg+0.1mmNb)

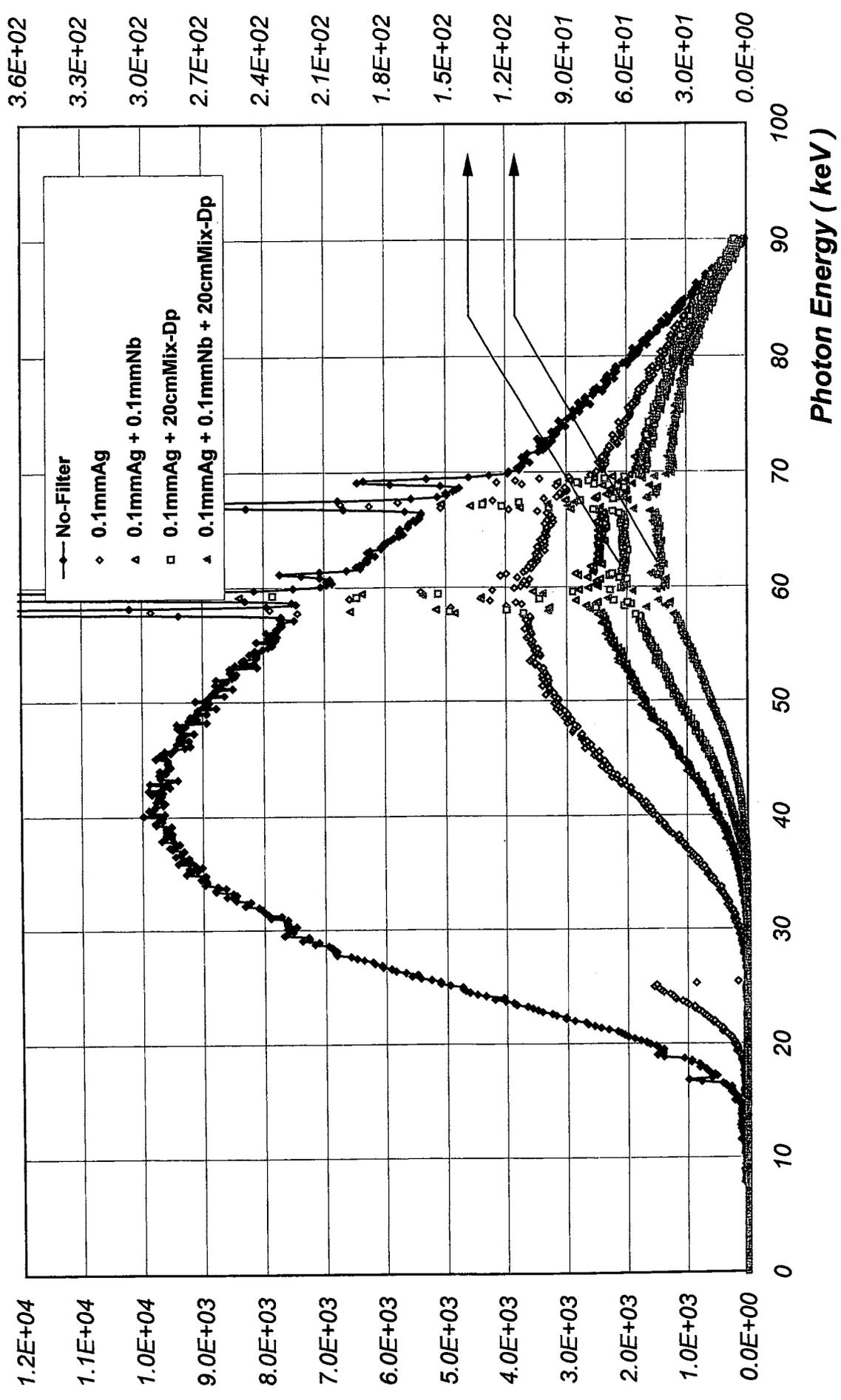
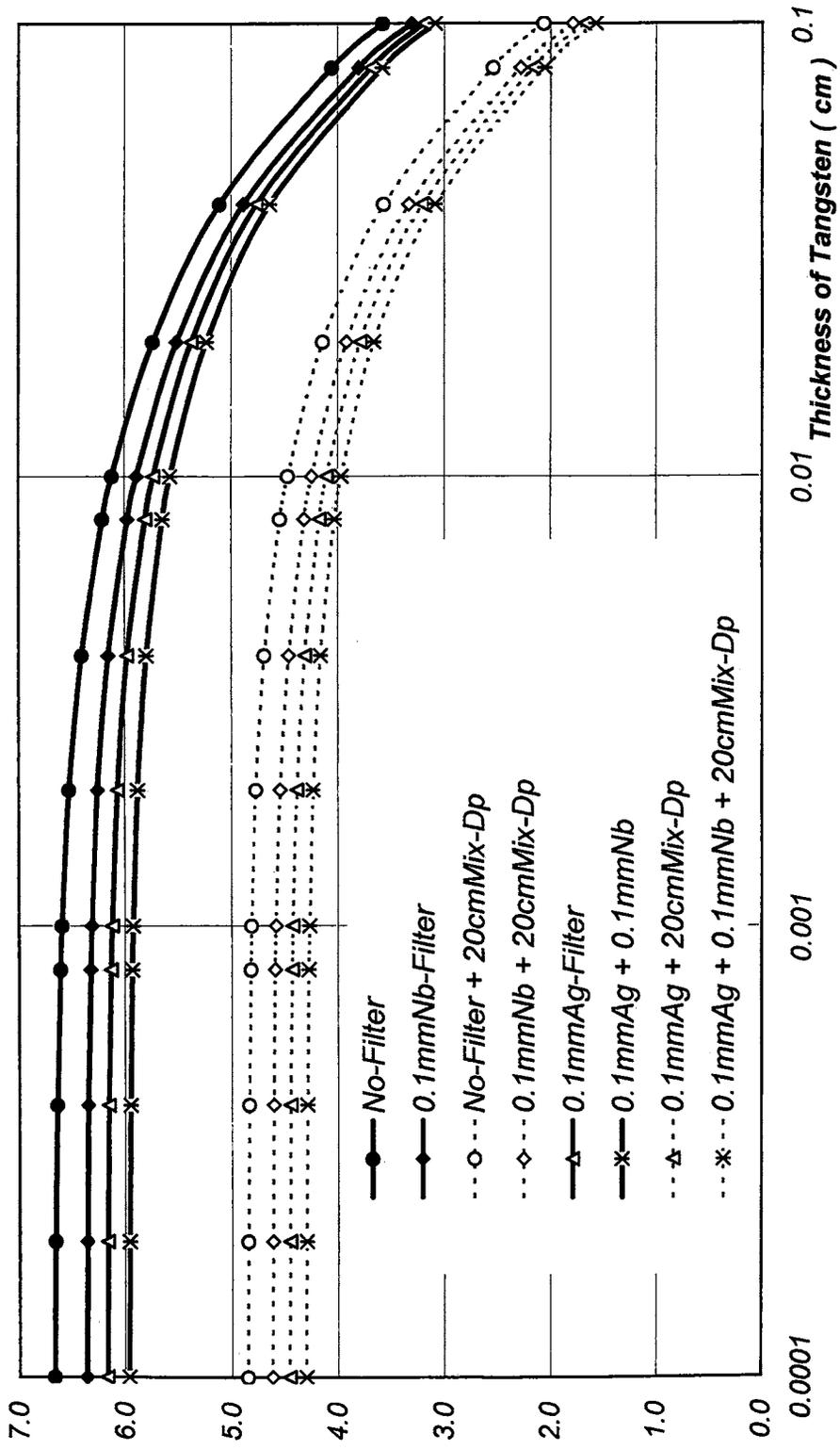


Fig.19 X-ray Spectrum for Tube Voltage of 90kV (with 0.1mmAg Filter, and with 0.1mmAg+0.1mmNb Filter)



**Fig.20 Object Contrast for Tube Voltage of 70kV**

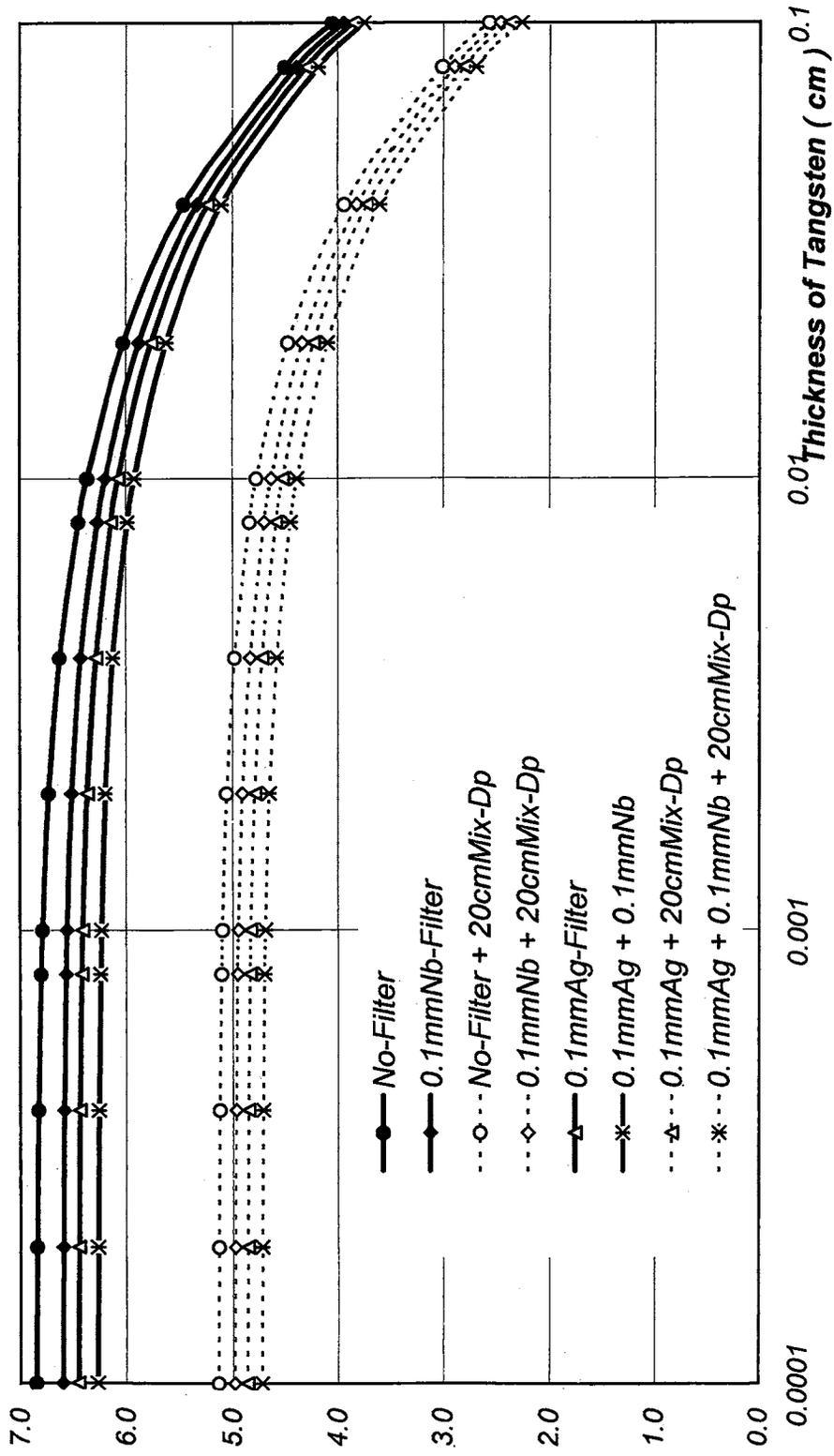


Fig.21 Object Contrast for Tube Voltage of 80kV

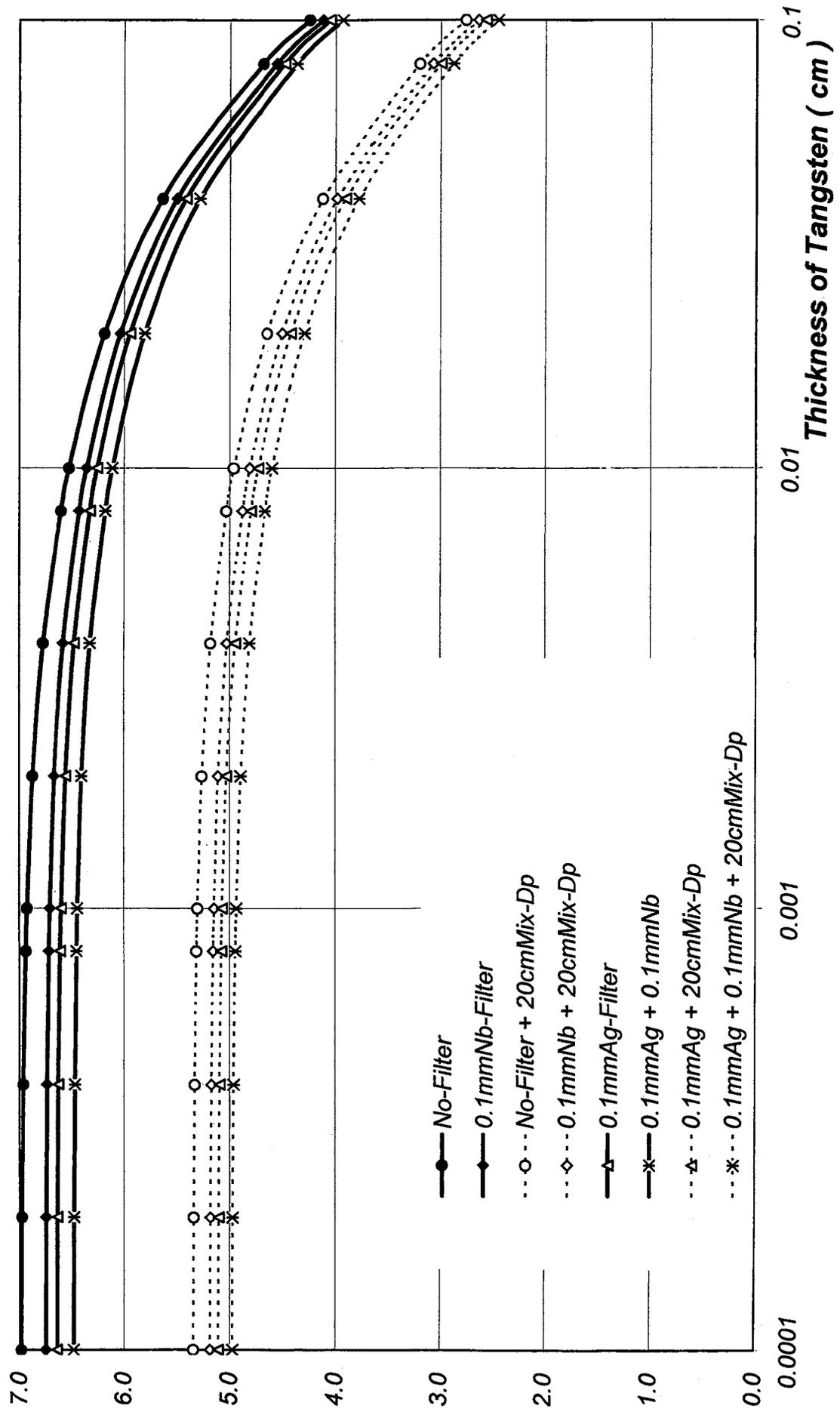


Fig. 22 Object Contrast for Tube Voltage of 90kV

<b>Material</b>	<b>K-Edge(keV)</b>
<b>Al</b>	<b>1.558</b>
<b>Cu</b>	<b>8.981</b>
<b>Nb</b>	<b>18.983</b>
<b>Mo</b>	<b>20.000</b>
<b>Rh</b>	<b>23.220</b>
<b>Ag</b>	<b>25.514</b>
<b>I</b>	<b>33.170</b>
<b>W</b>	<b>69.523</b>

Table 1 K-Edge Energy of Filter Materials.

Objects	Tissue	Substitute or Tissue	Element	Reference
Muscle1	muscle	adult skeletal muscle	Body Muscle	ICRU46
Muscle2		muscle substitute	Water	ICRU44
Muscle3		water substitute	WT1	ICRU44
Muscle4		water substitute	Water	artificial
Muscle5		water substitute	Mix-D	ICRU44
Muscle6		water substitute	Mix-Dp	artificial
Muscle7		muscle substitute	Acrylic	ICRU44
Muscle8		muscle substitute	Muscle	artificial
Soft Tissue 1	soft tissue	adult male&female	Body Soft Tissue	ICRU46
Soft Tissue 2		soft substitute	Soft tissue	artificial
Skin	skin	adult skin	Body Skin	ICRU46
Breast1	breast	adult mammary gland	Body Breast	ICRU46
Breast2		adult adipose tissue	Body Adipose Tissue	ICRU46
Breast3		breast substitute	BR12	ICRU44
Breast4		adipose substitute	Adipose	artificial
Lung1	lung	adult lung	Body Lung	ICRU46
Lung2		lung substitute	Lung	artificial
Lung3		lung substitute	LN10/75	ICRU44
Lung4		lung substitute	Griffith Lung	ICRU44
Skeleton1	skeleton	adult cartilage	Body Skeleton	ICRU46
Skeleton2		adult cortical	Body Skeleton	ICRU46
Skeleton3		adult red marrow	Body Skeleton	ICRU46
Skeleton4		cartilage substitute	Skeleton	artificial
Skeleton5		cortical substitute	Skeleton	artificial
Brain	brain	adult grey50:white50	Body Brain	ICRU46
Eye Lens	eye lens	adult eye lens	Body Eye Lens	ICRU46
Kidney	kidney	adult kidney	Body Kidney	ICRU46
Liver	liver	adult healthy liver	Body Liver	ICRU46
Ovary	ovary	adult ovary	Body Ovary	ICRU46
Testis	testis	adult testis	Body Testis	ICRU46
Thyroid	thyroid	adult thyroid	Body Thyroid	ICRU46

Table 2 The objects, elements and the reference of the body tissues and the tissue substitutes

Objects	H	C	N	O	Others
Muscle1	10.2	14.3	3.4	71	0.1Na,0.2P,0.3S,0.1Cl,0.4K
Muscle2	11.2	-	-	88.8	-
Muscle3	8.1	67.2	2.4	19.9	-
Muscle4	8.2	66.3	2.2	20.7	0.4Cl, 2.2Ca
Muscle5	13.4	77.8	-	3.5	3.9Mg, 1.4Ti
Muscle6	12.7	76.3	-	4.8	3.6Mg, 1.4Ti
Muscle7	8.0	60.0	-	32.0	-
Muscle8	8.4	68.2	3.76	15.5	0.9P, 3.2Cl
Soft Tissue 1	10.2	14.3	3.4	70.8	0.2Na,0.3P,0.3S,0.2Cl,0.3K
Soft Tissue 2	8.4	69.2	3.9	15.4	0.7P, 2.4Cl
Skin	10.0	20.4	4.2	64.5	0.2Na,0.1P,0.2S,0.3Cl,0.1K
Breast1	10.6	33.2	3.0	52.7	0.1Na,0.1P,0.2S,0.1Cl
Breast2	11.4	59.8	0.7	27.8	0.1Na,0.1S,0.1Cl
Breast3	8.7	69.9	2.4	17.9	0.1Cl, 1.0Na
Breast4	9.2	72.0	2.46	16.4	-
Lung1	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2Na,0.2P,0.3S,0.3Cl,0.2K
Lung2	7.0	50.2	-	35.1	0.1P,1.0Cl,1.5Al,5.0Si
Lung3	8.4	60.4	1.7	17.3	11.4Mg,0.7Si,0.1Cl
Lung4	8.0	60.8	4.2	24.8	0.1Mg,2.1Ca(trace:0.02Sn)
Skeleton1	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5Na,2.2P,0.9S,0.3Cl
Skeleton2	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1Na,0.2Mg,10.3P,0.3S,22.5Na
Skeleton3	10.5	41.4	3.4	43.9	0.1P,0.2S,0.2Cl,0.2K,0.1Fe
Skeleton4	8.3	67.9	3.8	15.6	1.0P, 3.5Cl
Skeleton5	5.11	42.45	1.73	28.13	7.0P,0.09Cl,15.49Ca
Brain	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2Na,0.4P,0.2S,0.3Cl,0.3K
Eye Lens	9.6	19.5	5.7	64.6	0.1Na,0.1P,0.3S,0.1Cl
Kidney	10.3	13.2	3.0	72.4	0.2Na,0.2P,0.2S,0.2Cl,0.2K,0.1Ca
Liver	10.2	13.9	3.0	71.6	0.2Na,0.2P,0.3S,0.3Cl,0.2K
Ovary	10.5	9.3	2.4	76.8	0.2Na,0.2P,0.2S,0.2Cl,0.2K
Testis	10.6	9.9	2.0	76.6	0.2Na,0.1P,0.2S,0.2Cl,0.2K
Thyroid	10.4	11.9	2.4	74.5	0.2Na,0.1P,0.1S,0.2Cl,0.1K,0.1I

Table 3 The elemental compositions of the body tissues and the tissue substitutes

	Tube Voltage (kV)	No-Filter	0.1mmNb	No-Filter + Mix-Dp	0.1mmNb + Mix-Dp	0.1mmAg-Filter	0.1mmAg + 0.1mmNb	0.1mmAg + Mix-Dp	0.1mmAg + 0.1mmNb + Mix-Dp
20cmMixDp	70kV	6.68	6.37	4.85	4.62	6.18	5.97	4.46	4.30
	80kV	6.86	6.60	5.14	4.98	6.46	6.28	4.87	4.72
	90kV	6.99	6.76	5.35	5.19	6.65	6.48	5.11	4.98
10cmMixDp	70kV	6.68	6.37	5.72	5.47	6.18	5.97	5.30	5.12
	80kV	6.86	6.60	5.96	5.78	6.46	6.28	5.65	5.49
	90kV	6.99	6.76	6.14	5.96	6.65	6.48	5.87	5.73
20cmMixDp + 0.01cmW	70kV	6.12	5.89	4.47	4.24	5.73	5.57	4.10	3.96
	80kV	6.37	6.20	4.77	4.63	6.07	5.92	4.52	4.38
	90kV	6.53	6.36	4.96	4.81	6.26	6.11	4.73	4.60
10cmMixDp + 0.01cmW	70kV	6.12	5.89	5.28	5.06	5.73	5.57	4.91	4.76
	80kV	6.53	6.36	5.74	5.58	6.26	6.11	5.49	5.35
	90kV	6.53	6.36	5.74	5.58	6.26	6.11	5.49	5.35
20cmMixDp + 0.001cmW	70kV	6.60	6.31	4.81	4.58	6.12	5.92	4.42	4.27
	80kV	6.79	6.56	5.10	4.94	6.41	6.24	4.83	4.69
	90kV	6.93	6.71	5.30	5.15	6.60	6.44	5.07	4.94
10cmMixDp + 0.001cmW	70kV	6.60	6.31	5.67	5.43	6.12	5.92	5.26	5.09
	80kV	6.79	6.56	5.92	5.74	6.41	6.24	5.61	5.46
	90kV	6.93	6.71	6.09	5.92	6.60	6.44	5.83	5.69

Table 4 Comparison of Object Contrast

	Tube Voltage ( kV )	No-Filter + Mix-Dp	0.1mmNb + Mix-Dp	0.1mmAg + Mix-Dp	0.1mmAg + 0.1mmNb Mix-Dp
10cm:20cm (0.001cmW)	70kV	0.86	0.85	0.83	0.82
	80kV	0.82	0.79	0.78	0.77
	90kV	0.79	0.77	0.76	0.75
10cm:20cm	70kV	0.87	0.85	0.84	0.82
	80kV	0.82	0.80	0.78	0.77
	90kV	0.79	0.77	0.76	0.75

**Table 5 Object Contrast of 0.001cmW-Filter and No-Spplement Filter with 0.1mmNb 0.1mmAg Filter**

## Correction of Measurement by HP-Ge Detector for Incident Diagnostic X-ray Photons

K. Koshida, K. Shimizu and T. Kasuga

*Department of Radiological Technology, School of Health Sciences,  
Faculty of Medicine, KANAZAWA University  
5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, JAPAN*

### Abstract

It is necessary to obtain corrected X-ray spectra in order to produce diagnostic images and to evaluate exposure dose. In this study, the compensation of a spectra obtained using a high-purity germanium crystal was performed using Monte Carlo simulation code EGS4. The photon energy of the high-purity germanium crystal was consistent with manufacturer specifications. The stripping method was used to eliminate scattered radiation inside the high-purity germanium semiconductor detector. The HP-Ge detector was used to obtain an absorption spectrum, which includes a component of photon interaction in the HP-Ge crystal. The component of the spectrum, including Photo-Peak, sum-escape, K-escape and Compton escape, attributable to the interaction between the mono-energy state and high-purity germanium was obtained between 0 keV and the maximum energy of the X-ray tube using the Monte Carlo simulation code EGS4. The effect of scattered photons was successfully removed from the spectrum of photons emitted from the target of an X-ray Tube using this simulation code. It is important to apply this compensation in order to obtain correct spectra of incident photons inside the detector.

## 1 Introduction

The objective of this study is to eliminate the effect of scattered radiation inside a high-purity germanium (HP-Ge) semiconductor detector. This scattered radiation originates in the detector and is caused by incident photons. It is important to obtain a correct X-ray spectrum of a diagnostic region in and to evaluate exposure dose. The HP-Ge semiconductor detector is commonly used to measuring the X-ray spectrum. However, the spectrum obtained with an HP-Ge detector is an absorption spectrum and contains a component related to the interaction of photon within the HP-Ge crystal. Therefore, appropriate compensation is needed in order to obtain a corrected spectrum of the incident photons inside the detector.

## 2 Method

In this study, the spectrum was compensated (stripping method[1, 2]) using Monte Carlo simulation code EGS4. The utility of the code was examined by the following procedure:

1. The radionuclide of multiple energy emission was obtained in order to reveal the characteristics of the energy distribution.
2. The effect of scattered radiation in the HP-Ge crystal was simulated using Monte Carlo code EGS4 with mono-energy photons.
3. Measurements were corrected during continuous X-ray analysis using the stripping method.
4. This correction was compared with the equation of Birch & Marshall.

### 3 Materials and Geometry

The geometrical relationship of the radionuclide and the HP-Ge detector are shown in Fig. 1. The radionuclides used in the measurement were  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  and  $^{99m}\text{Tc}$ . The HP-Ge semiconductor was a GLP-06165/05-P (6 mm  $\phi$  x 5 mm, planar type, EG&G ORTEC). The figure also shows the size of the materials inside the HP-Ge semiconductor detector. The photon energies emitted from the radionuclides and the characteristic X-rays are listed in Table 1. A schematic illustration of the X-ray Tube (CIRCLEX6/1.2P18DE, Shimadzu) is given in Fig. 2. In the X-ray Tube, the angle of the tungsten target is  $12^\circ$ , the silicic acid glass thickness is 0.75 mm, the thickness of the radiation aperture resin is 2.5 mm, the mirror is 0.618 mm thick, the aluminum plate is 2.47 mm thick, and the acrylic acid glass is 0.0618mm thick. The flow diagram of the stripping method procedure using EGS4 is shown in Fig. 3.

### 4 Result and Discussion

The photon energy distribution in the HP-Ge crystal was consistent with manufacture specifications. The photon energy efficiency inside the HP-Ge detector (6 mm  $\phi$  x 5 mm, 6 mm  $\phi$  x 10 mm) is shown in Fig. 4 with the efficiencies for the energies emitted from radionuclides. The absorption spectrum inside the HP-Ge detector is shown in Fig. 5 for a mono-energy photon of 110 keV. It was found that photo-peak, sum-escape, K-escape and Compton escape are included in the spectrum. The simulated spectra of the X-ray tube at 90 kV and 110 kV are shown in Fig. 6. Filtering is assumed to be a 2.5 mm Al filter, which represents the combined elements of an X-ray tube assembly. The observed X-ray spectra are shown in Fig. 7. Correction to the continuous X-ray by the stripping method produces a spectrum from a radionuclide with multiple-energy photon radiation that is almost the same as that obtained using the semi-empirical formula of Birch & Marshall. This suggests that the effect of scattered radiation in the crystal can be removed using the stripping method and energy distribution. The origin of the error in the high-energy region is currently being investigated. The effect of secondary electrons inside the crystal was ignored, however this problem will be addressed in the future.

### 5 Conclusion

Monte Carlo simulation code EGS4 and the stripping method were used to eliminate the effect of scattered radiation inside the high-purity germanium semiconductor detector on the X-ray spectrum obtained using the detector. The spectrum obtained is an absorption spectrum, which includes components attributable to the photon interaction within the HP-Ge crystal. The Monte Carlo simulation code was used to generate a response (including photo-peak, sum-escape, K-escape and Compton escape) of the high-purity germanium from mono-energy photons in the range 0 keV to the maximum energy of the X-ray tube. Using the simulation spectra, the effect of scattered photons in the spectrum of photons emitted from the target of an X-ray tube was removed. It is important that such compensation is applied in order to obtain the correct spectrum for photons incident on the detector.

### References

- [1] W. W. Seelentag and W. Panzer, "Stripping of X-ray Bremsstrahlung Spectra up to 300 kVp on a Desk Type Computer", *Phys. Med. Biol.* **24**(1979)767-780.
- [2] H. Kato, M. Tsuzaka, S. Koyama and H. Maekoshi, "Development of Computer Code for Correction of X-ray Spectra measured with High-Purity Germanium Detectors", *Jpn. J. Radiol. Technol.* **51**(1995)462-468.

Table 1 The radionuclides used in the measurement, and the photon energies emitted from the radionuclides and the characteristic X-rays.

Radio Nuclide	Energy	Ratio
<i>Am-241</i>	26.3keV	2.40%
	33.2keV	0.13%
	59.5keV	35.90%
	13.9keV ( <i>Np-L</i> )	42.00%
<i>Ba-133</i>	81.0keV	34.10%
	276.0keV	7.20%
	31.0keV ( <i>Cs-K<math>\alpha</math></i> )	23.1%
	35.0keV ( <i>Cs-K<math>\beta</math></i> )	23.10%
<i>Co-57</i>	14.4keV	9.20%
	122.0keV	85.60%
	136.0keV	10.70%
<i>Tc-99m</i>	141.0keV	89.10%
	18.4keV ( <i>Tc-K<math>\alpha</math></i> )	8.10%
	20.6keV ( <i>Tc-K<math>\beta</math></i> )	1.20%

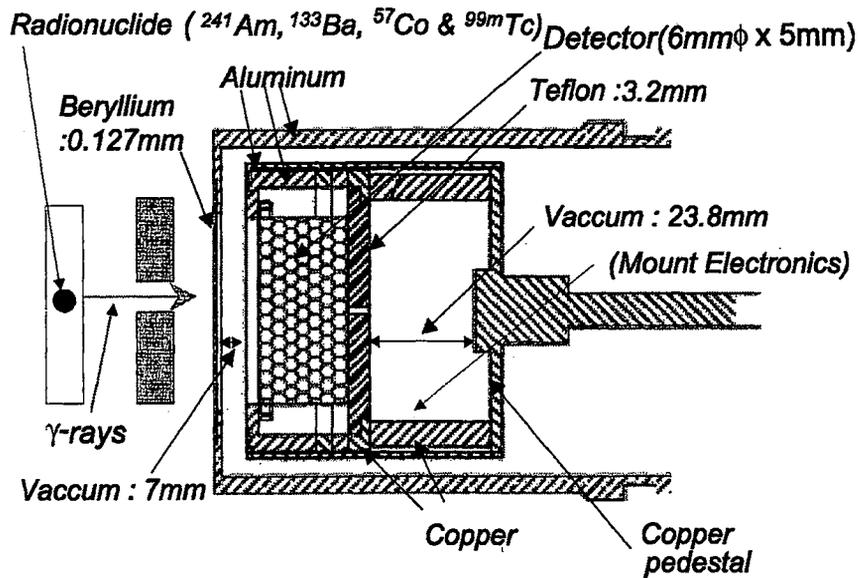


Figure 1: The geometrical relationship of the radionuclide and the HP-Ge detector.

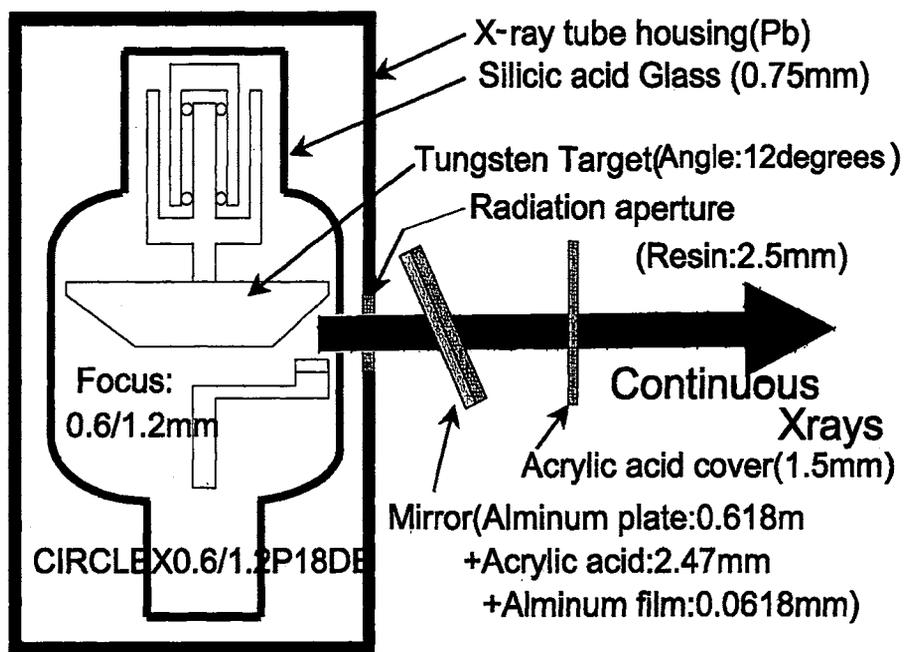


Figure 2: A schematic illustration of the X-ray Tube (CIRCLEX6/1.2P18DE, Shimadzu).

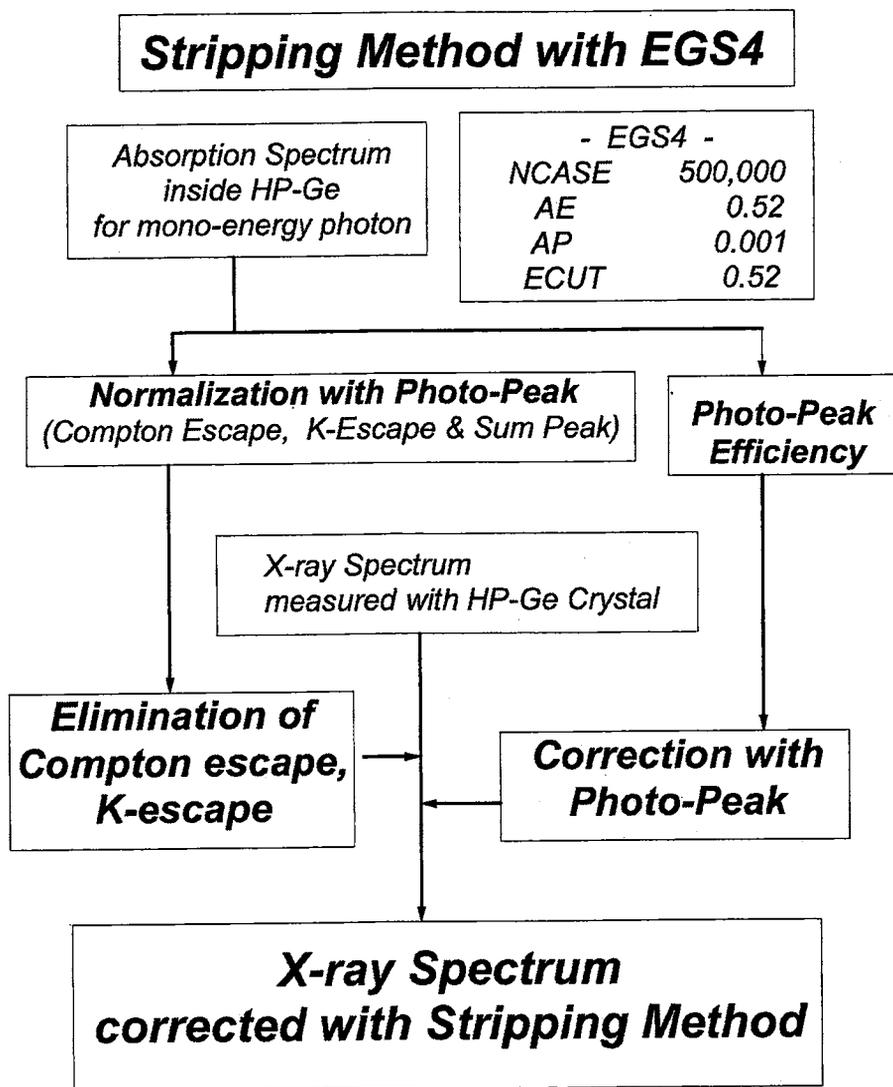


Figure 3: The flow diagram of the stripping method procedure using EGS4.

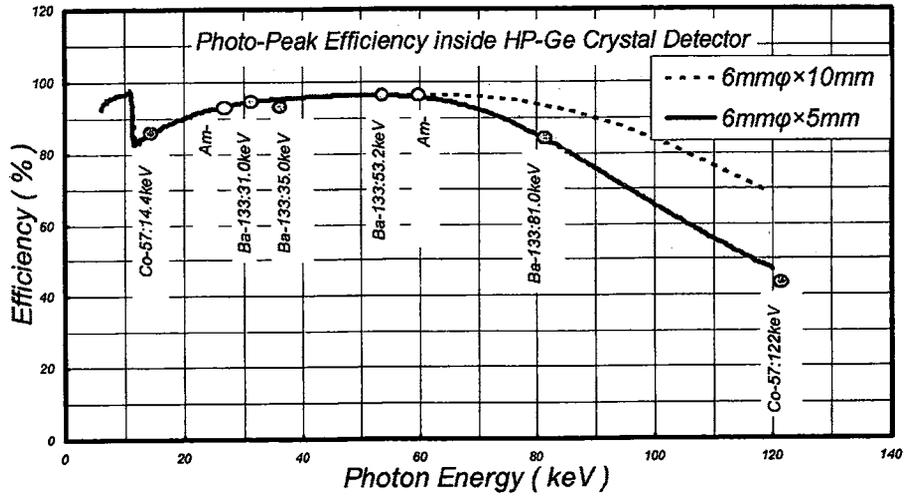


Figure 4: The photon energy coefficient inside the HP-Ge detector (6 mmφ× 5 mm, 6 mmφ× 10 mm).

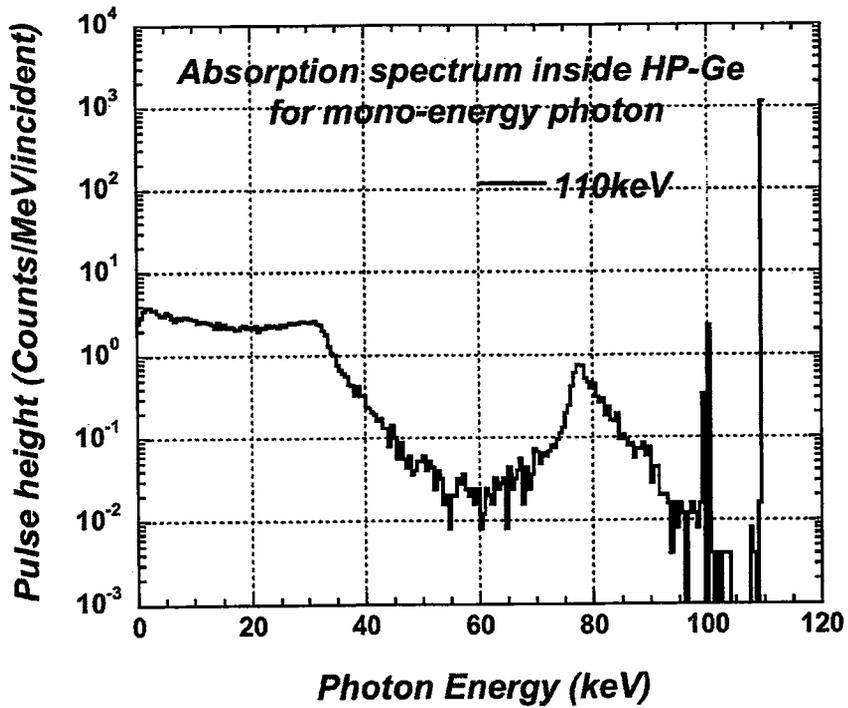


Figure 5: The absorption spectrum inside the HP-Ge detector for a mono-energy photon of 110 keV.

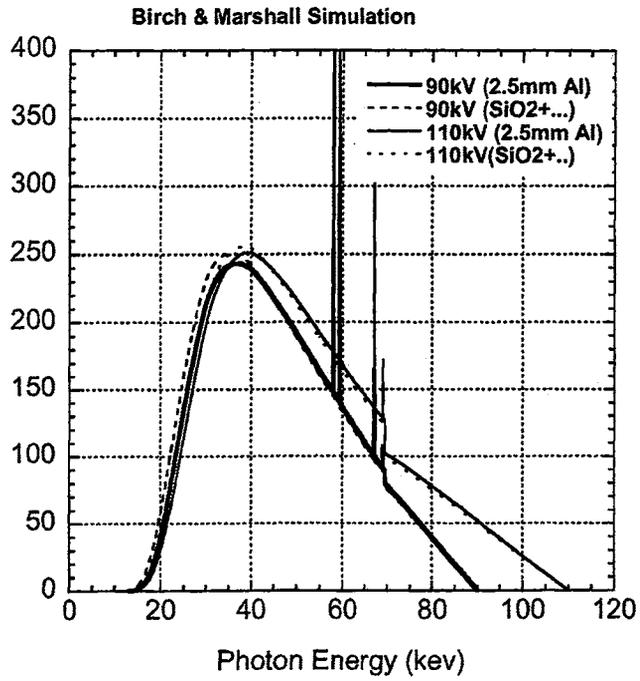


Figure 6: The simulated spectra of the X-ray tube at 90 kV and 110 kV.

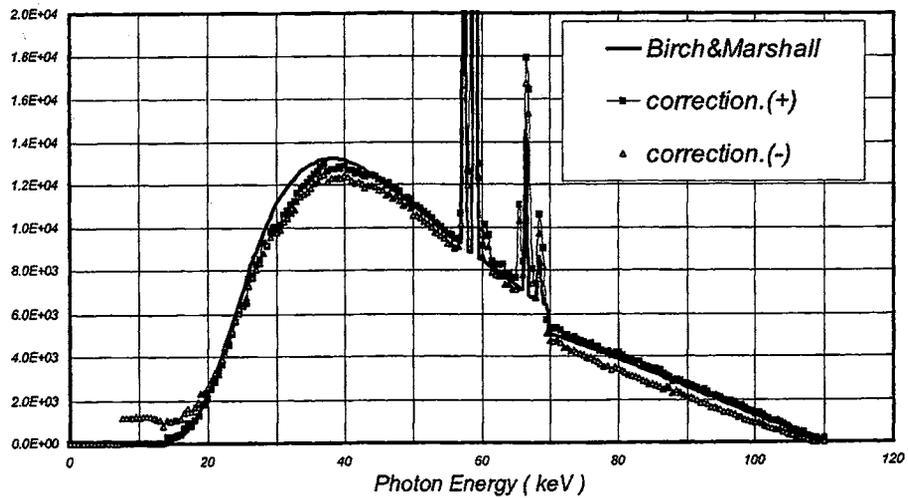


Figure 7: The observed X-ray spectra. Correction to the continuous X-ray by the stripping method produces a spectrum from a radionuclide with multiple-energy photon radiation that is almost the same as that obtained using the semi-empirical formula of Birch & Marshall.

付加フィルタによって減弱する  
X線スペクトル解析のための基礎的検討

越 田 吉 郎

# 付加フィルタによって減弱する X線スペクトル解析のための基礎的検討

越 田 吉 郎

## 要 旨

診療技術や装置の改善を考慮するためX線スペクトル解析の基礎的検討を行った。水およびアクリルのスペクトルを見ると低エネルギーではアクリルのX線透過率が高く、高エネルギーではX線透過率が低い傾向にあった。厳密な比較を行うときにはアクリルに問題がある。アルミニウム、銅、ニオブ、モリブデンの付加フィルタを検討したが、stripping補正しないスペクトルでHubbellの質量減弱係数を使って求めても減弱の程度を相対的に比較できることが分かった。ニオブやモリブデンは低エネルギーでX線をよく減弱させ、高エネルギーでは透過率が高い。アルミニウムは同じ傾向であるがNbやMoの方が顕著である。銅はこれらの中であった。増感紙のX線透過率を測定したが、40keVから70keVまでの領域ではオルソ系の増感紙がX線をよく減弱（吸収）し、それ以外の領域ではレギュラー系の増感紙がX線をよく減弱させることが分かった。

## KEY WORDS

X-ray spectra, added filter, K absorption edge, transmission ratio

### はじめに

画像診断的手法の応用として治療手段的に用いるInterventional Radiology（以下、IVRと略す）は手術のような大きい侵襲なしに初期の目的を達成できる。この方法の操作ではX線透視下でカテーテル等の先端を病巣に誘導するので、患者および術者は必然的に被曝線量が増大する。そのために実施される患者に対して、脱毛とか放射線皮膚障害（潰瘍形成など）といった確定的影響が発生する恐れがある。米国のFDAではこのことに関して警告している<sup>1)</sup>。Kuwayamaらは、頭部のIVRを施行した15例中2例に脱毛が発生したので、熱ルミネセンス線量計を用いて測定したところ皮膚70 $\mu$ m線量当量は5,000 mSvを超えたと報告している<sup>2)</sup>。同一部位の透視を繰り返して行えば、局所の皮膚の潰瘍形成に至る可能性が考えられる。日本医学放射線学会放射線防護委員会ではこのような実態をできるだけ多くの医療関係者が認識することが重要であり、さらに可能なかぎり被ばく線量の低減策をとる必要があるとし

て警告している<sup>3)</sup>。IVRは治療を目的としているので、たとえ確定的影響が現われてもその行為が正当化される状況はあるであろう。しかし、防護の最適化の原則はこのような場合でも適用できるので、日本医学放射線学会放射線防護委員会では、診療技術や装置の改善（透視時間の短縮、パルス状の照射、適切な付加フィルタの使用など）により、より少ない線量で同一の効果を上げる工夫をするべきであると報告している。

適切な付加フィルタを用いる際、X線高電圧発生装置からのX線の線質と同時にX線スペクトルも測定しなければフィルタ材質の選択がむずかしい。また、各種フィルタの各エネルギーにおける解析も同時に行わなければならない。

そこで、人体組織を透過してくる前のX線スペクトル、人体組織を模擬した水透過のX線スペクトル、さらに各種フィルタを透過したX線スペクトルの解析を行い、減弱の程度から最適フィルタの条件について検討した。

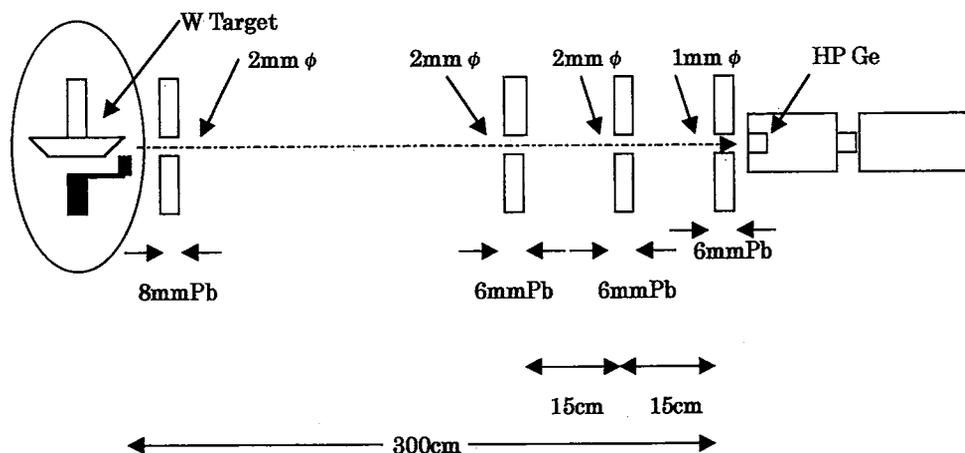


図1 X線スペクトル測定のための幾何学的配置

### 機器と方法

X線高電圧発生装置は、インバータ式装置UD15 0L-R II (Shimadzu 社製) で110kV1.4mAの照射条件一定とした。管電圧はデジタルX線管電圧波高計KV-201D (Alco Electric 社製) で調整した。管電流は照射中1.4mAであることを管電流モニターで確認した。管電圧を一定にしたのは付加フィルタによるK吸収端の観測をやすくするためである。X線管球はCIRCLEX0.6/1.2P18DE (Shimadzu 社製) でターゲット角度は12度である。

検出器はプレナ型高純度半導体検出器GLP-06165/05-P (ORTEC社製) である。半導体検出器の入射窓厚はBeの0.127mmで、結晶寸法は6mmφ×5mm厚である。分解能はFe-55の5.9keVに対して163eV, Co-57の122keVに対して450eVであった。Photo-peak EfficiencyはChenら<sup>4)</sup>の値を用いた。増幅器のポールゼロ補正はオートである。シェーピングタイムは3μsecである。アナログ・デジタル変換(以下ADCと略す)は逐次比較型でデッドタイムはメモリ転送も含めると8μsec/eventである。これはADCと8Kのメモリを一枚のカードにしたもので、Windows対応のソフトをMulti Channel Pulse Height Analyzer (MCA) エミュレーションプログラムに採用している。1チャンネルあたりのenergyは0.154keVに調整した。

付加フィルタは、アルミニウム(純度99.0%, K吸収端1.55<sub>96</sub>keV<sup>5)</sup>), 銅(純度99.0%, K吸収端8.97<sub>99</sub>eV<sup>5)</sup>), ニオブ(純度99.9%, K吸収端18.9<sub>855</sub>keV<sup>5)</sup>), モリブデン(純度99.9%, K吸収端19.9<sub>995</sub>keV<sup>5)</sup>), タングステン(純度99.9%, K吸収端69.5<sub>25</sub>keV<sup>5)</sup>), 銀(K吸収端25.5<sub>14</sub>keV<sup>5)</sup>)

)の板状のもの10cm×10cmである。

測定の幾何学的配置を図1に示す。鉛のコリメータの間にフィルタを挿入して測定した。光子の収集時間は1000秒とした。Dead Timeは平均で1.2%であった。人体組織として水を用いたが、その厚さは10mmと20mmを基準とした。Hubbellら<sup>6)</sup>の質量減弱係数の有用性を確かめるために、減弱の程度を計算し実測値と比較した。収集したスペクトルは補正をしなければならないが、各エネルギーの減弱率を比較するので各補正をしなかった。

吸収体を透過したX線はフィルム・スクリーン系で黒化濃度に変換される。画像に増感紙による画像寄与のエネルギー成分を調べるために、レギュラー系の増感紙BM 3 (CaWO<sub>4</sub>主体, 化成オプトニクス社製), オルソ系の増感紙HR 3 (Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:Tb主体, Fuji Film社製: GdのK吸収端50.2391keV<sup>5)</sup>, TbのK吸収端51.9957keV<sup>5)</sup>)のフロント増感紙を用いた。また、各エネルギーにおける減弱の割合を知るために23keV, 30keV, 40keV, 52keV, 65keV, 72keV, 80keV, 90keVでの透過率を計測スペクトルから求めた。値は5チャンネルの平均とした。23keV, 52keV, 65keV, 72keVとしたのはK吸収端より高いエネルギーおよびKα1より高いエネルギーとするためである。スペクトル間で比較するには、増感紙の厚さなどの減弱因子を考慮しなければならない。そこで、相対的な比較をするため40keVの透過率を仮に1.00とすれば、各エネルギーでの透過率の比較ができる。40keVとしたのは、通常のX線発生装置からのX線の実効エネルギーが30keV~40keVにあることと、最頻エネルギー領域が30keV~50keVにあるためである。この比較によ

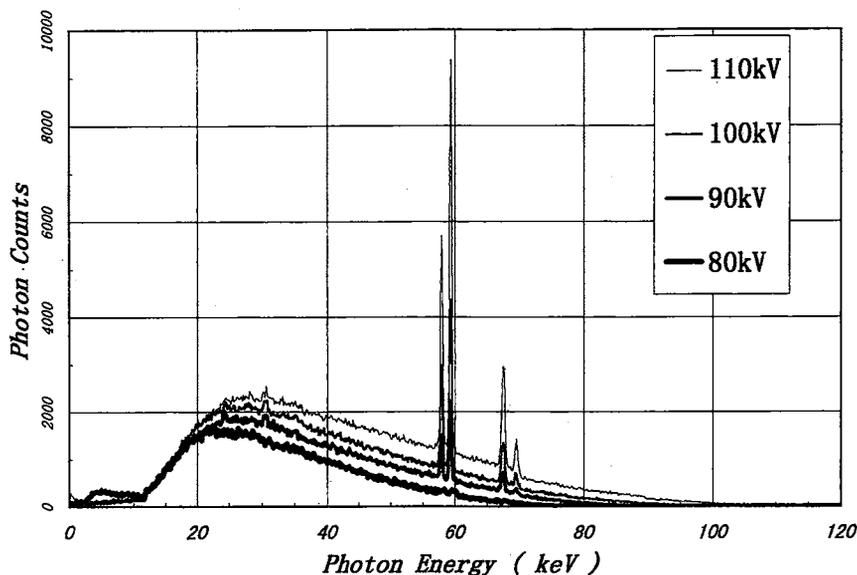


図2 管電圧80kV, 90kV, 100kV, 110kVのときのX線スペクトル

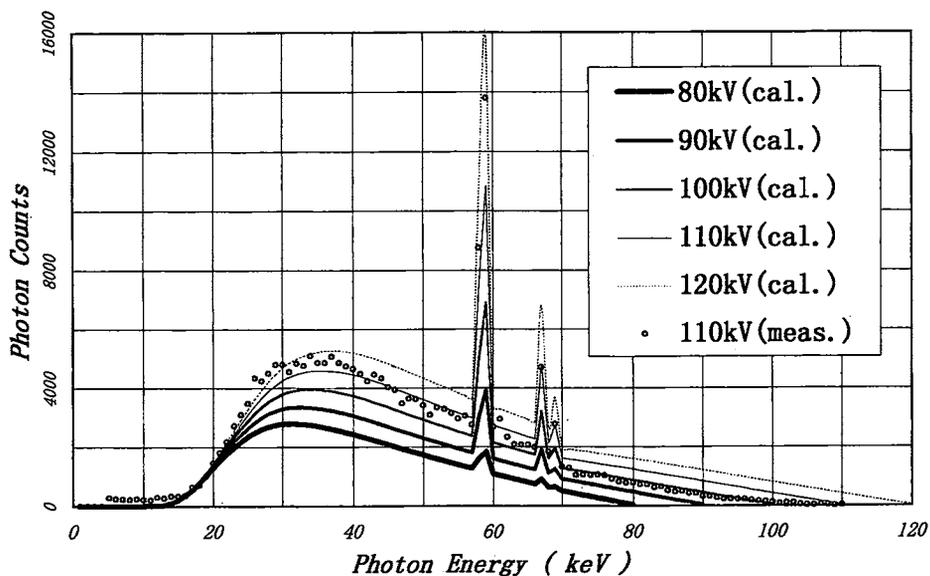


図3 管電圧110kVのX線スペクトルとBirchらの計算から求めたX線スペクトルの比較

て実効エネルギーとの相対的な比較も考案できる。

### 結 果

#### 1) 各管電圧におけるスペクトル

管電圧80kVから110kVまでのスペクトルを図2に示す。高エネルギーにおいてスペクトルの形が凹になっているのは、結晶厚が5mm厚なので多少エスケープがあると思われる。K吸収端のところで変化が顕著なのは100kV以上の管電圧のスペクトルであった。図3にBirchら<sup>7)</sup>の半実験式との比較を示す。管電圧の後に「cal.」と表示してあるのは計算によるもので、「meas.」となっているのは測定値であ

る。K吸収端より高いエネルギーにおける計数値が少なくなっている。Birchらの式は計算によるもので、この領域については、モンテカルロ法により再度検討する必要があると思われる。

#### 2) 増感紙による各エネルギー成分の透過率

レギュラー系増感紙BM3とオルソ系増感紙HR3透過後のスペクトルを図4に示す。レギュラー系の増感紙を用いた場合、タングステンのK吸収端が観測され、低いエネルギーでオルソ系より減弱が大きい。また、オルソ系ではガドリニウムのK吸収端が明瞭に観測される。テルビウムも活性化のために入れられているのでK吸収端が両者で重なっている。

表1 増感紙を透過した各X線エネルギーに対する透過率

Energy	CaWO <sub>4</sub>	40keVを1.00	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb	40keVを1.00
23keV	22.4%	0.332	38.0%	0.490
30keV	45.0%	0.667	62.7%	0.808
40keV	67.5%	1.000	77.5%	1.000
52keV	83.1%	1.231	63.1%	0.814
65keV	87.4%	1.295	69.7%	0.899
72keV	77.2%	1.144	94.3%	1.216
80keV	67.4%	0.999	83.7%	1.080
90keV	66.7%	0.988	81.8%	1.055

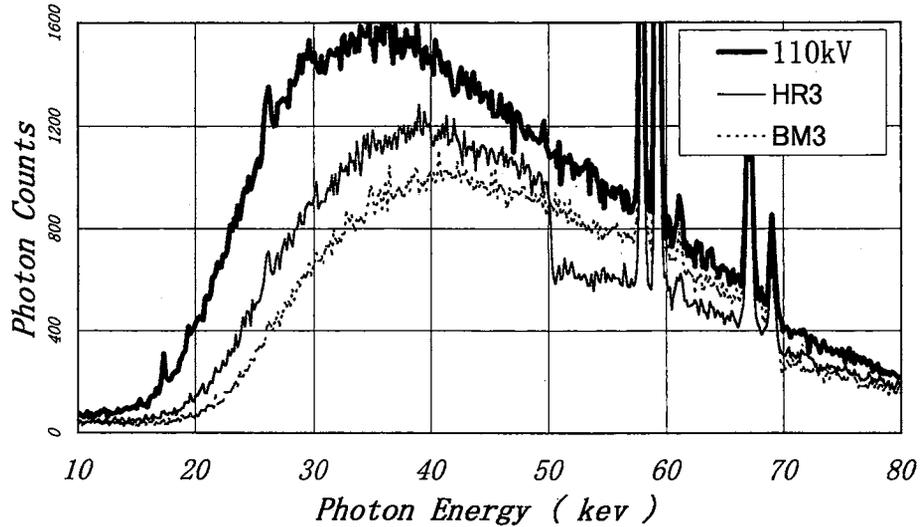


図4 レギュラー系増感紙BM3とオゾン系増感紙HR3を透過したX線スペクトル

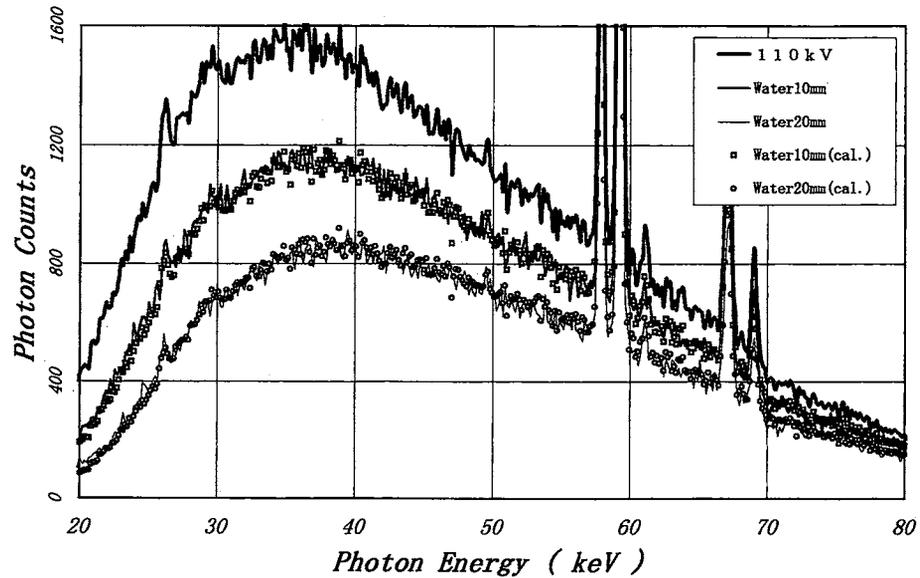


図5 水を透過したX線スペクトル

各エネルギーにおける減弱の割合を表1に示す。相対的な比較をするため40keVの透過率を仮に1.00とした。それぞれの比率を各欄の右側に示した。こ

の値が大きければ40keVの透過率より大きく、小さければ透過率が小さい。この値で比較すると、GdおよびTbのK吸収端からWのK吸収端までのエネ

表2 水およびアクリルを透過した各X線エネルギーに対する透過率

Energy	10mm				20mm			
	Water(meas.)	Water(cal.)	Acryl(meas.)	Acryl(cal.)	Water(meas.)	Water(cal.)	Acryl(meas.)	Acryl(cal.)
23keV	0.5822	0.5495	0.6013	0.5886	0.3250	0.3020	0.3584	0.3464
30keV	0.7082	0.6907	0.7358	0.6999	0.4718	0.4771	0.4843	0.4899
40keV	0.7539	0.7662	0.7601	0.7572	0.5739	0.5871	0.5519	0.5734
52keV	0.8236	0.8015	0.7925	0.7850	0.6304	0.6424	0.6026	0.6163
65keV	0.8352	0.8195	0.7696	0.8004	0.6661	0.6716	0.6328	0.6407
72keV	0.7797	0.8243	0.7804	0.8047	0.6207	0.6795	0.6014	0.6476
80keV	0.8028	0.8323	0.8056	0.8121	0.6822	0.6929	0.6505	0.6595
90keV	0.7659	0.8382	0.7856	0.8178	0.6915	0.7027	0.6477	0.6688
100keV	0.6382	0.8433	0.7041	0.8228	0.4934	0.7111	0.5001	0.6770

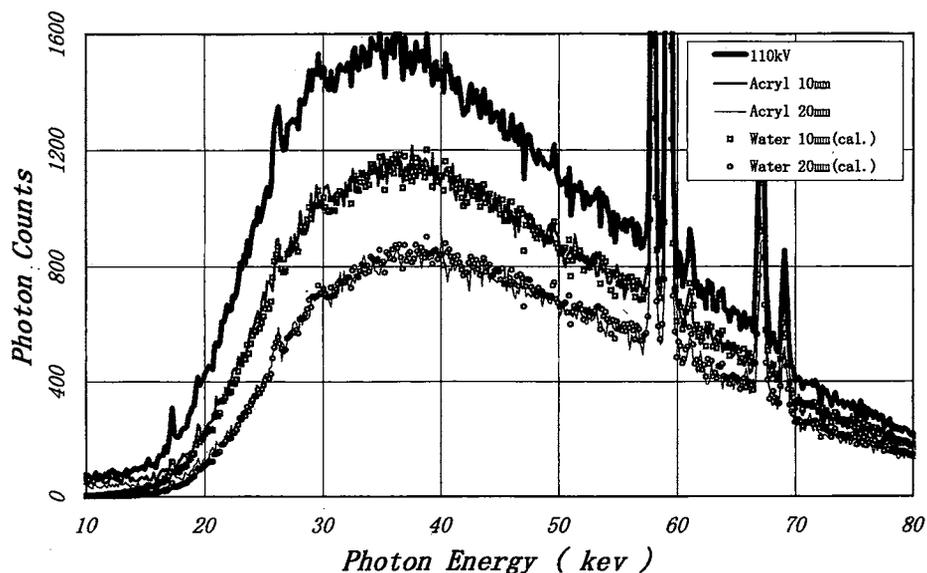


図6 アクリルを透過したX線スペクトル

ルギーでオルソ系増感紙の減弱つまり吸収が大きいことを示している。

3) 水とアクリルにおけるスペクトル比較と減弱率  
肉厚1mmのプラスチック容器に水を入れ、厚さ10mmおよび20mmとした。これらの水およびアクリル板10mmと20mmをそれぞれ鉛のコリメータの間に入れ、スペクトルを測定した。また、Hubbellらの質量減弱係数を用いて吸収体のないときのスペクトルからの減弱を求めたので、水およびアクリルの透過スペクトルをそれぞれ図5、6に示す。水の密度は1.00とし、アクリルの密度は1.19<sup>6)</sup>とした。実線は10mmと20mmによる減弱スペクトル、□印と○印は吸収体のないときのスペクトルからHubbellらの質量減弱係数を用いて計算した透過スペクトルである。10mmおよび20mmの透過と計算による透過を比較すると、20keV以上のエネルギーで水、アクリルともに非常によい相関性を示した。スペクトルの補正は必要であるが、rawデータからも比較できる。つまり、

質量減弱係数を用いると各エネルギー成分の減弱から水による減弱率が検討できる。基本的なスペクトル収集を行えば、あとは計算による水厚の検討ができる。

水およびアクリルを透過したX線エネルギーの透過率を表2に示す。表中(meas.)としたのは測定した透過スペクトルで、数値は5チャンネルの平均である。(cal.)とあるのはHubbellの質量減弱係数から計算したときの透過率である。90keV以上では測定値の方が計算値より小さくなっている。これはstripping補正していなかったからである。

4) 各吸収体における各エネルギー成分の透過

吸収体であるアルミニウム、銅、ニオブ、モリブデンにおける透過スペクトルを図7~10に示す。これらの吸収体における各エネルギーの透過の割合を表3に示す。これらはHubbellの質量減弱係数から求めた。20keV近辺にK吸収端をもつNbやMoは23keVでの透過率がAlよりも非常に小さい。つま

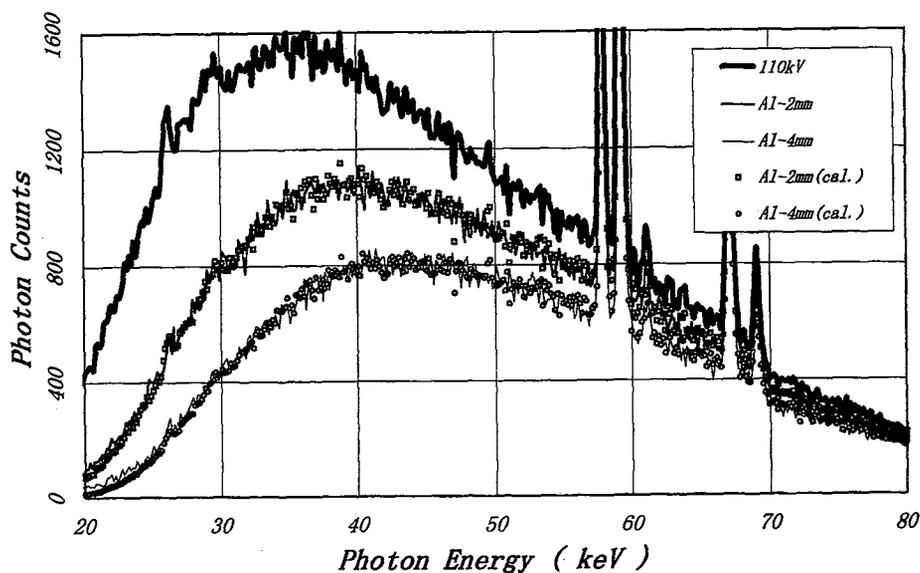


図7 アルミニウムを透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

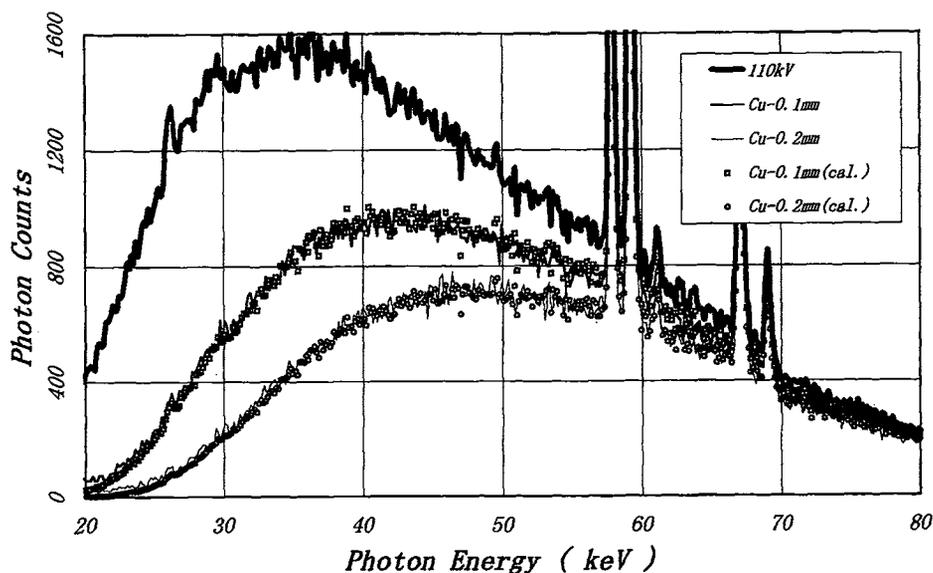


図8 銅を透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

り、低エネルギー成分が減弱している。しかし、高エネルギー領域では逆にAlの方が透過率が小さい。しかし、高エネルギー領域の光子数が低エネルギー領域と比べて極端に少ない。

考 察

診断用X線のような低エネルギー領域のスペクトル測定にはエネルギー分解能の優れているプレーナ型が適していると津坂ら<sup>8)</sup>は報告している。付加フィルタのK吸収端の影響を詳しく知るときには分解能の優劣が影響する。この付加フィルタとしてアルミニウム、銅、ニオブ、モリブデンを検討するにあつ

てK吸収端が観測できるスペクトルを調べるときにはプレーナ型が有用であると考えられる。アルミニウムや銅のK吸収端は9 keV以下なので観測しにくい。また、この領域では被曝線量低減のため除去されるべき領域であるから、積極的に観測する必要はない。しかし、ニオブやモリブデンではK吸収端が20keV以下と低い画像のコントラストに影響する領域に入ってくる。したがって、単に付加フィルタと被曝線量を論ずるだけでは不十分であり、スペクトルの解析を念頭に置いた検討が必要である。

Birch らが提唱したスペクトル計算は実際のスペクトルと比較されている。この計算では同じ管電圧

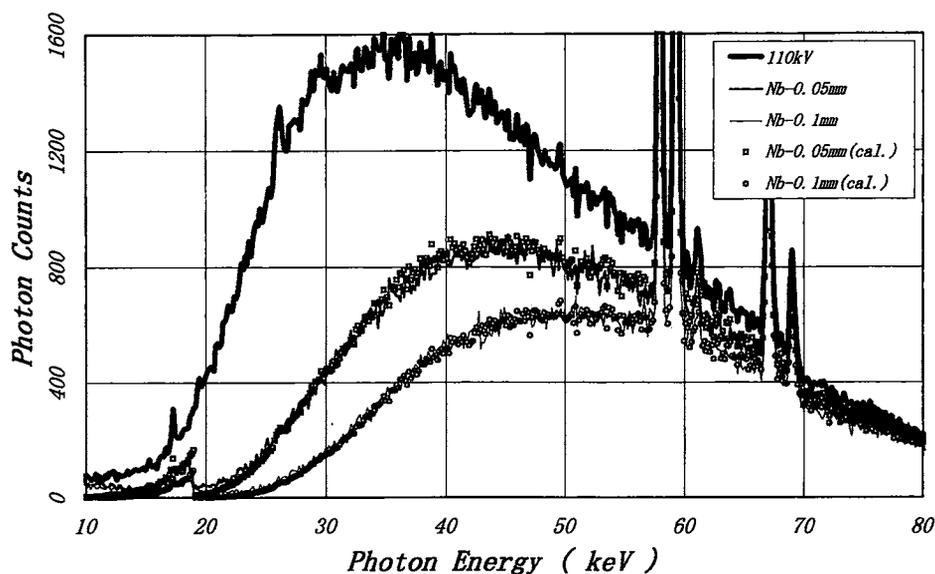


図9 ニオブを透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

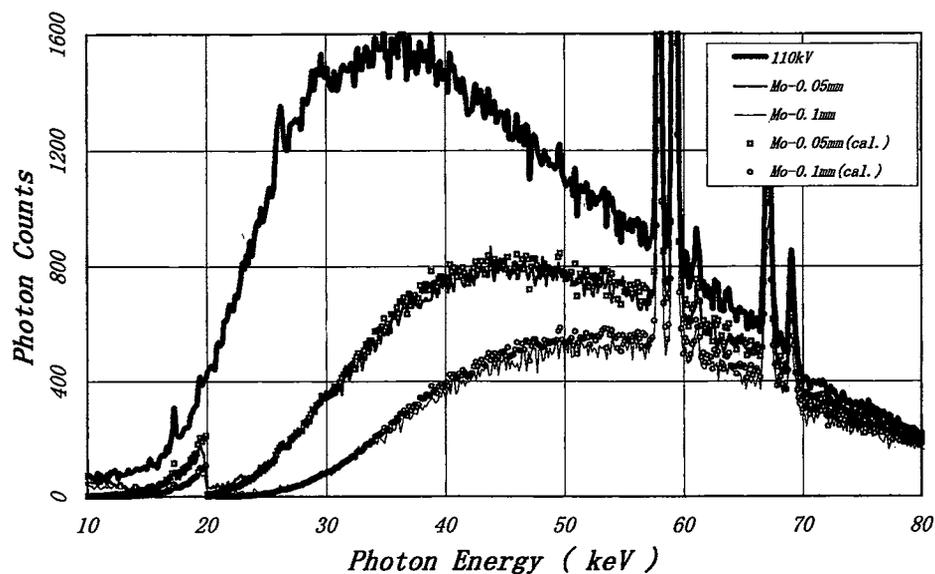


図10 モリブデンを透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

表3 各付加フィルタとしての吸収体を透過した各X線エネルギーに対する透過率

Energy	2mmAl	40keVを1.00	0.1mmCu	40keVを1.00	0.05mmNb	40keVを1.00	0.05mmMo	40keVを1.00
23keV	0.3148	0.425	0.1435	0.219	0.0996	0.171	0.0673	0.128
30keV	0.5538	0.748	0.3890	0.594	0.3134	0.538	0.2497	0.475
40keV	0.7400	1.000	0.6546	1.000	0.5825	1.000	0.5255	1.000
52keV	0.8313	1.123	0.8139	1.243	0.7671	1.317	0.7291	1.387
65keV	0.8725	1.179	0.8917	1.362	0.8648	1.485	0.8409	1.600
72keV	0.8855	1.197	0.9157	1.399	0.8959	1.538	0.8771	1.669
80keV	0.8989	1.212	0.9345	1.428	0.9201	1.580	0.9055	1.723
90keV	0.9054	1.224	0.9495	1.451	0.9405	1.615	0.9296	1.769
100keV	0.9122	1.233	0.9600	1.467	0.9544	1.638	0.9460	1.800

であってもターゲット角度によってスペクトルが異なっている。実際の測定スペクトルも陽極角度の違いによってK吸収端前後で透過率の程度が異なっている。津坂ら<sup>8)12)</sup>の報告でも回転陽極の角度によってスペクトルが異なっていることが指摘できる。K吸収端前後の比較には慎重にしないと透過率の評価を誤ってしまう。X線スペクトルを示すときは管電圧表示とともにターゲット角度が明示されなければならないと考える。

スペクトルの補正について多くの報告がある<sup>9)~13)</sup>。中でもstripping法は有用な方法として広く用いられている。今回はstripping法による補正なしでX線スペクトルを示し、各吸収体の減弱をHubbellの質量減弱係数から計算したものと比較した。結果はよい相関性が見られたので、診断用X線領域では減弱の程度を比較するには大きな問題が生じないように思われる。ただし、strippingを行う目的はGe結晶内での光子との相互作用においてKエスケープやコンプトン散乱などの基本的相互作用の補正により真のスペクトルに近いものを示すことにあるので、単なる減弱比較でどの程度の誤差があるかは今後の課題である。

被写体として水とアクリルについて検討したが、Hubbellの質量減弱係数からの計算と実測したスペクトルにはよい相関が見られた。しかし、アクリルと水を比較したとき、吸収体厚10mmで23keVのときの透過率を比較すると水では0.582<sub>2</sub>(計算では0.549<sub>2</sub>)でアクリルでは0.601<sub>3</sub>(計算では0.588<sub>2</sub>)であった。しかし、100keVでは水が0.638<sub>2</sub>(計算では0.843<sub>3</sub>)で、アクリルでは0.704<sub>1</sub>(計算では0.822<sub>2</sub>)であった。つまり、同じ厚さで水とアクリルでは高エネルギーと低エネルギーでは透過率が異なることを示しており、実測でも計算でも同じ傾向であった。質量エネルギー吸収係数を考えれば値の差が広がるのである。これはファントム実験をするときアクリルが手軽に行えるためよく用いられている現在、再考しなければならないことと考える。

BM3とHR3の増感紙による透過率を求めたが、K吸収端の違いによるエネルギー吸収領域の違いが分かった。GdおよびTbのK吸収端が顕著なHR3などのオルソ系ではレギュラー系の増感紙より減弱。つまり吸収が大きいことが分かった。これは撮影による画像形成のとき、どのエネルギー領域を考えて管電圧や付加フィルタを考慮しなければならないかを示している。X線TVではヨウ化セシウム(CsI:Na)がイメージインテンシファイア(I.I.と略す)

の入力蛍光面に用いられているので、入力蛍光面を透過したX線スペクトルを測定すれば、IのK吸収端(31.1<sub>6,4</sub>keV)とCsのK吸収端(35.9<sub>8,4</sub>keV)が観測されるはずである。このエネルギーでは診断用X線の線質が30keVから40keVの間にあるので、ちょうど画像形成に大きな影響を与える領域である。K吸収端以上のエネルギーを減弱させ画像情報を電気信号に変換して撮像管に情報を伝えるのであるが、画像形成のためにはもう少し低いエネルギーでのK吸収端が望まれる。I.I.を用いたX線TVモニタの画像よりスクリーン・フィルム系による画像の方が解像力に優れている。オルソ系の増感紙ではGdのK吸収端が50.2<sub>3,1</sub>keVであることからすると、各特性の違いとはいえるがI.I.を用いたX線TV装置に対して管電圧や付加フィルタの再検討を示唆しているものと考えられる。

本邦の医療に関する平均職業被曝は年々わずかであるが減少傾向にあるといわれているが、IVR等の透視を伴う処置の増加により術者の被曝および患者の被曝が増加していると考えられる。職業上の被曝に関する線量限度は、現行の年間50mSvから20mSvに早晚切り下げられることが予想される。患者被曝の低減対策に加えて、適切な遮蔽の利用、適切な操作手技等によって術者の被曝低減を考慮する必要がある。本報はそのための基礎的概念を提案した。

## 結 論

診療技術や装置の改善(透視時間の短縮、パルス状の照射、適切な付加フィルターの使用など)を考慮するためX線スペクトル解析の基礎的検討を行った。適切な付加フィルタを用いるとき、X線高電圧発生装置からのX線の線質と同時にX線スペクトルも測定しなければフィルタ材質の選択ができないので各種フィルタの各エネルギーにおける解析も同時に行った。

被写体として水およびアクリルの差を検討したが、スペクトルで見ると低エネルギーではアクリルのX線透過率が高く、高エネルギーではX線透過率が低い傾向にあった。厳密な比較を行うときにはアクリルに問題があることが分かった。

アルミニウム、銅、ニオブ、モリブデンの付加フィルタを検討したが、stripping補正しないスペクトルでHubbellの質量減弱係数を使って求めても減弱の程度を相対的に比較できることが分かった。ニオブやモリブデンは低エネルギーでX線をよく減弱させ高エネルギーではX線の透過率が高い。アルミ

ニウムは同じ傾向であるがNbやMoの方が顕著である。銅はこれらの中間であった。

増感紙のX線透過率を測定したが、40keVから70keVまでの領域ではオルソ系の増感紙がX線をよく減弱（吸収）し、それ以外の領域ではレギュラー系の増感紙がX線をよく減弱させることが分かった。

#### References

1. Fluoroscopically guided procedures have potential skin injury. Radiological Health Bulletin Vol.38, No.3, Fall 1994. Center for Devices and Radiological Health, F.D.A.
2. Kuwayama, N., Takaku, A., Endo, S., et al : Radiation exposure in endovascular surgery of the head and neck. AJNR 15 ; 1801-1808,1994
3. ICRP Publication 60 : 国際放射線防護委員会の1990年勧告, 日本アイソトープ協会. 1991
4. Chen, C.S., Doi, K., Vyborny, C., Chan, H. and Holje, G. : Monte Carlo simulation studies of detectors used in the measurement of diagnostic x-ray spectra. Med. Phys. 7 ; 627-635, 1980
5. Browne, E. and Firestone, R.B. : Table of Radioactive Isotopes. C14-C16, John Wiley&Sons Inc., New York, 1986.
6. Hubbell, J.H. : Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10keV to 100GeV. NSRDS-29, National Bureau of Standard, 1969.
7. Birch, R. and Marshall, M. : Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. Phys. Med. Biol. 24 ; 505-517, 1979
8. 津坂昌利, 小山修司, 前越久, 田宮正, 加藤秀起 : 診断用X線スペクトル測定用高純度ゲルマニウム半導体検出器の特性—プレーナ型および同軸型検出器の比較. 名大医短紀要. 6 ; 39-47, 1994
9. Seelentag, W.W. and Panzer, W. : Stripping of X-ray bremsstrahlung spectra up to 300kVp on a desk type computer. Phy. Med. Biol. 24 ; 767-780, 1979.
10. Chen, C.T., Chan, H-P. and Doi, K. : Energy responses of germanium planar detectors used for measurement of X-ray spectra in the energy range from 12 to 300keV ; Monte Carlo simulation studies. Research Report UCHI-DR/84-01, University of Chicago, 1984.
11. 中森伸行, 金森仁志 : ピュアGe検出器で測定したX線スペクトルの補正. 放射線像研究. 11 ; 118-124, 1981.
12. 加藤秀起, 津坂昌利, 小山修司, 前越久 : 高純度ゲルマニウム半導体検出器を用いて測定したX線スペクトルの補正計算コードの開発. 日放技学誌. 51 : 462-468, 1995.
13. 加藤洋, 佐藤斉, 根岸徹, 青山弘美, 西形勝宏, 安部真治, 小倉泉, 秦野龍哉 : テルル化カドミウム検出器で測定したX線スペクトルの補正. 日放技学誌. 53 : 277-283, 1997.

## A fundamental examination for X-ray spectra analysis attenuating by added filter

Kichiro Koshida

#### ABSTRACT

A fundamental examination of X-ray spectra analysis for the improvement of clinical technique and x-ray equipment was conducted. A comparison of X-ray spectrum of the water and acrylic resin showed that the X-ray transmission ratio of acrylic resin was high for low energy regions, and low for high energy regions. This constitutes a considerable problem when acrylic resin is used. When filters made of aluminum, copper, niobium and molybdenum were inserted, it was found that the attenuation ratios could be obtained with these filters as if the attenuation ratio was calculated by using mass attenuation coefficients of Hubbell without stripping correction. The addition of the Nb and Mo filters reduced in the photons of lower x-ray energy, and transmitted the photons of high-energy x-rays. The addition of Al filter tended to have the effect, but less evident, while the effect of the Cu filter was between that of Nb and Mo and of Al.

The X-ray transmission ratio of the screen was also measured. For the range from 40 keV to 70keV, the orthochromatic screen should reduced the photons of x-ray, but for any other range the regular screen should reduced the photons.

別刷請求先

金沢大学医学部保健学科

〒920-0942 金沢市小立野5丁目11番80号

# 人体組織および人体組織等価物質における 吸収線量変換係数の評価

越田 吉郎 清水 幸三 春日 敏夫

# 人体組織および人体組織等価物質における 吸収線量変換係数の評価

越田 吉郎 清水 幸三 春日 敏夫

## 要 旨

人体組織に対するX線照射を評価するとき、照射により吸収された線量を計算するのに用いる吸収線量変換係数（以下、変換係数と略す）はX線の線質によって変化する。人体組織の変換係数について数例の計算報告はあるものの、詳細に検討した報告はみられない。それゆえ、種々の人体組織への照射を評価するために、公表されているICRUの人体組織組成、ICRU組織等価物質そして市販の組織等価物質について変換係数を計算し評価した。

- 1) 放射線被曝評価に必要な人体組織について変換係数を求めることができた。これによって各臓器ごとの評価が容易となった。
- 2) 同様に人体組織等価物質についても変換係数を求めた。しかし、市販のものは高エネルギー放射線治療用に開発されたものであり、診断X線領域では光子と物質との相互作用、すなわち干渉性散乱、光電吸収、コンプトン散乱の領域では各組成の成分により変換係数の変化が大きく、今後の検討が必要である。
- 3) 診断用X線領域で、人体組織等価物質が人体組織とほぼ同じ変換係数であったものは、Water 1 (muscle substitute : ICRU44), Lung 4 (Griffith Lung : ICRU44), Skeleton 4 (市販の軟骨組織等価物質)であった。
- 4) 甲状腺はヨウ素を含むので、ヨウ素のK吸収端前後での被曝評価を慎重にする必要がある。

## KEY WORDS

conversion coefficient, body tissue, tissue substitute, diagnostic X-ray

## はじめに

日本放射線技術学会計測部会では、国内における医療被曝を測定する測定器の精度を知るために1994年から診断領域X線について測定精度の標準化を検討しており、特に電離箱線量計の計測精度を調査している<sup>1)</sup>。さらに、乳房X線撮影装置をも対象にその活動を展開させている<sup>2)</sup>。また、放射線治療領域においても日本医学放射線学会がすでに高エネルギーX線および電子線についての標準測定法<sup>3)</sup>を確立している。これらの照射線量測定精度の標準化の啓蒙の結果、計測器の使用で生じていた誤差、すなわち医療被曝の評価値の誤差を少なくするに至った。しかし、医療被曝の測定には計測器間の特性の相異や被曝量の評価に対する考え方の相異など、診断X線

領域でも多くの課題が残されている。特に、診断X線領域では干渉性散乱、光電吸収、コンプトン散乱が微妙に変化するため照射線量を評価する上で極めて難しい問題を提供している。被曝量の評価において空中の照射線量から空気吸収線量を求めるだけならば測定器間の精度管理に支障はないものの、人体への被曝線量を評価するためにはX線の線質による変換係数の変化を考慮しなければならない。市販の物質についてのCT値と組織空中線量比 (Tissue-air ratio) の報告<sup>4)</sup>や一般的な人体組織に対する変換値<sup>5)</sup>については報告されているが、吸収線量への変換値についてはまだ詳細に検討されていない。それゆえ、被曝量の評価に必要な照射線量から吸収線量に変換する際の吸収線量変換係数（以下、変換係数

Table. 1 The objects, elements and the reference of the body tissues and the tissue substitutes.

Objects	Tissue	Substitute or Tissue	Element	Reference
Muscle1	muscle	adult skeletal muscle	Body Muscle	ICRU46
Muscle2		muscle substitute	Water	ICRU44
Muscle3		water substitute	WT1	ICRU44
Muscle4		water substitute	Water	artificial
Muscle5		water substitute	Mix-D	ICRU44
Muscle6		water substitute	Mix-Dp	artificial
Muscle7		muscle substitute	Acrylic	ICRU44
Muscle8		muscle substitute	Muscle	artificial
Soft Tissue 1	soft tissue	adult male&female	Body Soft Tissue	ICRU46
Soft Tissue 2		soft substitute	Soft tissue	artificial
Skin	skin	adult skin	Body Skin	ICRU46
Breast1	breast	adult mammary gland	Body Breast	ICRU46
Breast2		adult adipose tissue	Body Adipose Tissue	ICRU46
Breast3		breast substitute	BR12	ICRU44
Breast4		adipose substitute	Adipose	artificial
Lung1	lung	adult lung	Body Lung	ICRU46
Lung2		lung substitute	Lung	artificial
Lung3		lung substitute	LN10/75	ICRU44
Lung4		lung substitute	Griffith Lung	ICRU44
Skeleton1	skeleton	adult cartilage	Body Skeleton	ICRU46
Skeleton2		adult cortical	Body Skeleton	ICRU46
Skeleton3		adult red marrow	Body Skeleton	ICRU46
Skeleton4		cartilage substitute	Skeleton	artificial
Skeleton5		cortical substitute	Skeleton	artificial
Brain	brain	adult grey50:white50	Body Brain	ICRU46
Eye Lens	eye lens	adult eye lens	Body Eye Lens	ICRU46
Kidney	kidney	adult kidney	Body Kidney	ICRU46
Liver	liver	adult healthy liver	Body Liver	ICRU46
Ovary	ovary	adult ovary	Body Ovary	ICRU46
Testis	testis	adult testis	Body Testis	ICRU46
Thyroid	thyroid	adult thyroid	Body Thyroid	ICRU46

と略す)について検討したので報告する。

### 対象と方法

吸収線量は Bragg-Gray の空洞理論<sup>6)</sup>により求めた。W値を33.97 (eV/イオン対)とすると照射線量が  $\chi$  C/kgのときの空気吸収線量  $D_{air}$  (Gy) は次式で表される。

$$D_{air} = 33.97 \cdot \chi \text{ (Gy)} \dots(1)$$

したがって、人体組織または人体組織等価物質の質量エネルギー吸収係数を  $(\mu_{en}/\rho)_{med}$ 、空気の質量エネルギー吸収係数を  $(\mu_{en}/\rho)_{air}$ とすると組織における変換係数  $C_{med}$ は、

$$C_{med} = 33.97 \cdot (\mu_{en}/\rho)_{med} / (\mu_{en}/\rho)_{air} \dots(2)$$

と表される。

人体組織あるいは人体組織等価物質についてはその内部に含まれる各元素の重量百分率を考慮して計算した。このとき単一元素の質量エネルギー吸収係数の値は Seltzer と Hubbell の計算結果<sup>7)</sup>を用いた。

複数の元素が含まれる混合物あるいは化合物の質量エネルギー吸収係数は、重量百分率を考慮し、以下の式で算出した。

$$(\mu_{en}/\rho)_{med} = \sum w_i \cdot (\mu_{en}/\rho)_i \dots(3)$$

ここで、 $w_i$  は  $i$  番目の元素構成要素の重量百分率、 $(\mu_{en}/\rho)_i$  は  $i$  番目の単一元素の質量エネルギー吸収係数である。重量百分率については International Commission on Radiation Units and Measurements (以下、ICRU と略す) Report44<sup>8), 9)</sup> および Report46<sup>10)</sup>の値を採用した。

人体組織は ICRU Report44の Table 4.3と Table 4.4<sup>8)</sup> および ICRU Report46の Table A.1<sup>10)</sup>に掲げられている組織から選択し、人体組織等価物質は Report 44の Table A.1<sup>9)</sup>から選択した。引用した人体組織および人体組織等価物質を Table 1 に示す。またそれらの各元素重量百分率を Table 2 に示す。

人体内組織として良く用いられる Water (水) は ICRU44によると筋組織等価物質とされている。Table 1 中、Reference欄に「artificial」とあるのは市

Table. 2 The elemental compositions of the body tissues and the tissue substitutes.

Objects	H	C	N	O	Others
Muscle1	10.2	14.3	3.4	71	0.1Na,0.2P,0.3S,0.1Cl,0.4K
Muscle2	11.2	-	-	88.8	-
Muscle3	8.1	67.2	2.4	19.9	-
Muscle4	8.2	66.3	2.2	20.7	0.4Cl, 2.2Ca
Muscle5	13.4	77.8	-	3.5	3.9Mg, 1.4Ti
Muscle6	12.7	76.3	-	4.8	3.8Mg, 1.4Ti
Muscle7	8.0	60.0	-	32.0	-
Muscle8	8.4	68.2	3.76	15.5	0.9P, 3.2Cl
Soft Tissue 1	10.2	14.3	3.4	70.8	0.2Na,0.3P,0.3S,0.2Cl,0.3K
Soft Tissue 2	8.4	69.2	3.9	15.4	0.7P, 2.4Cl
Skin	10.0	20.4	4.2	64.5	0.2Na,0.1P,0.2S,0.3Cl,0.1K
Breast1	10.6	33.2	3.0	52.7	0.1Na,0.1P,0.2S,0.1Cl
Breast2	11.4	59.8	0.7	27.8	0.1Na,0.1S,0.1Cl
Breast3	8.7	69.9	2.4	17.9	0.1Cl, 1.0Na
Breast4	9.2	72.0	2.46	16.4	-
Lung1	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2Na,0.2P,0.3S,0.3Cl,0.2K
Lung2	7.0	50.2	-	35.1	0.1P,1.0Cl,1.5Al,5.0Si
Lung3	8.4	60.4	1.7	17.3	11.4Mg,0.7Si,0.1Cl
Lung4	8.0	60.8	4.2	24.8	0.1Mg,2.1Ca(trace:0.02Sn)
Skeleton1	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5Na,2.2P,0.9S,0.3Cl
Skeleton2	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1Na,0.2Mg,10.3P,0.3S,22.5Na
Skeleton3	10.5	41.4	3.4	43.9	0.1P,0.2S,0.2Cl,0.2K,0.1Fe
Skeleton4	8.3	67.9	3.8	15.6	1.0P, 3.5Cl
Skeleton5	5.11	42.45	1.73	28.13	7.0P,0.09Cl,15.49Ca
Brain	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2Na,0.4P,0.2S,0.3Cl,0.3K
Eye Lens	9.6	19.5	5.7	64.6	0.1Na,0.1P,0.3S,0.1Cl
Kidney	10.3	13.2	3.0	72.4	0.2Na,0.2P,0.2S,0.2Cl,0.2K,0.1Ca
Liver	10.2	13.9	3.0	71.6	0.2Na,0.2P,0.3S,0.3Cl,0.2K
Ovary	10.5	9.3	2.4	76.8	0.2Na,0.2P,0.2S,0.2Cl,0.2K
Testis	10.6	9.9	2.0	76.6	0.2Na,0.1P,0.2S,0.2Cl,0.2K
Thyroid	10.4	11.9	2.4	74.5	0.2Na,0.1P,0.1S,0.2Cl,0.1K,0.1I

販製品のものである。各臓器組織としては Eye Lens, Kidney, Liver, Ovary, Testis, Thyroid を考えた。

さらに、Muscle 1 に対する各元素の質量エネルギー吸収係数の比を求めることによって混合物や化合物の変換係数の違いを検討した。

### 結 果

Muscle 1 (骨格筋組織) の質量エネルギー吸収係数に対する各元素の質量エネルギー吸収係数の比を Fig. 1 に示す。チタン、カルシウム、塩素、マグネシウムは光子エネルギー100keV 以下で Muscle 1 の係数より顕著に高かった。炭素、窒素では Muscle 1 の係数より低い値を示した。水素は70keV 以下で低い値を示し、70keV 以上では高い値を示した。

これによって、人体組織等価物質が各エネルギーについて Muscle 1 の数値より高い値か低い値かを評価する際に、含有元素ごとの検討が可能であった。筋組織と軟組織について算出した変換係数の値を

Fig. 2 に示す。光子エネルギーが1.0MeV のとき Muscle 2 (筋組織等価物質) の変換係数は37.79であった。Muscle 1 と Soft Tissue 1 (軟組織) はほぼ一定値を示した。Muscle 2 は20~40keV で Muscle 1 よりやや低いものの、ほぼ等しい値であった。しかし、その他の物質は変換係数の値が大きく変化し、特に150keV 以下で変化が顕著であった Muscle 7 (アクリル) の変化が一番大きかった。Soft Tissue 2 は100keV 以下で Soft Tissue 1 よりかなり低い値となった。

乳腺組織、脂肪組織における変換係数を Fig. 3 に示す。Breast 3 (乳腺組織50%：脂肪組織50%の乳房組織等価物質 BR12) と乳腺組織65%：脂肪組織35%の混合物を比較すると乳房 X 線撮影領域である実効エネルギー15keV ではほぼ同じ値を示したが、Breast 3 と乳腺組織50%：脂肪組織50%の混合物では異なった値を示した。

肺組織における変換係数を Fig. 4 に示す。Lung 2 (市販肺組織等価物質) は90keV 以下で高い値を示し、Lung 3 (肺組織等価物質) は極端に低い値

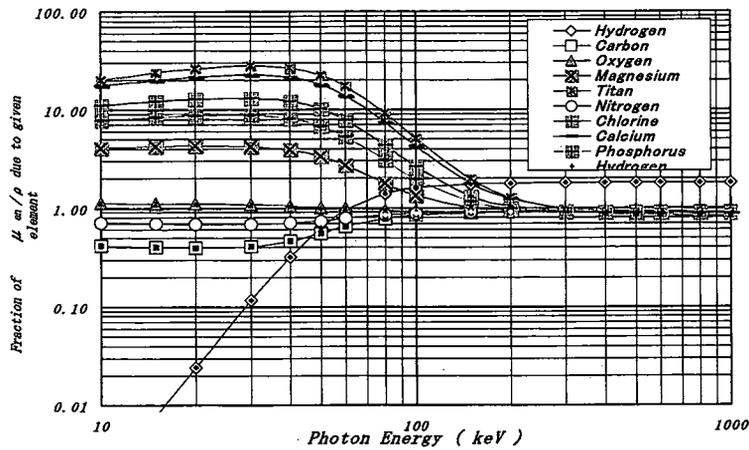


Fig. 1 Relative contribution from interactive processes with different elements to mass energy absorption coefficient in muscle(adult skeletal) over the photon energy interval 10keV-1MeV.

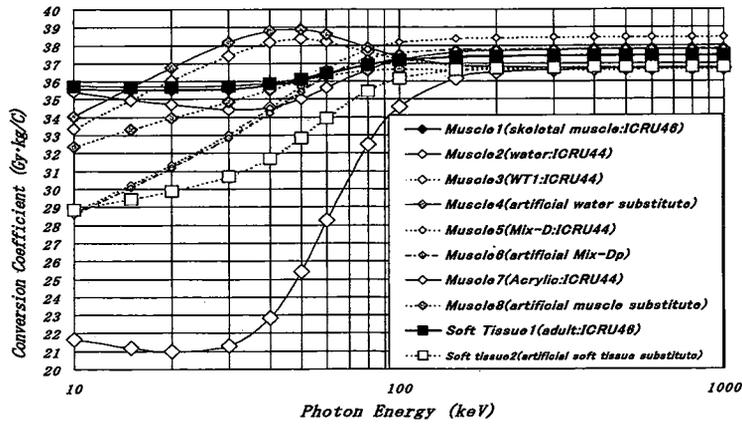


Fig. 2 Conversion coefficients of body tissues (Muscle : adult skeletal, Soft Tissue : adult male&female) and tissue substitutes (Water : ICRU44, artificial Water substitute, WT1 : ICRU44, Acrylic, artificial Muscle substitute, artificial Soft Tissue substitute, Mix-D : ICRU44 and artificial Mix-Dp).

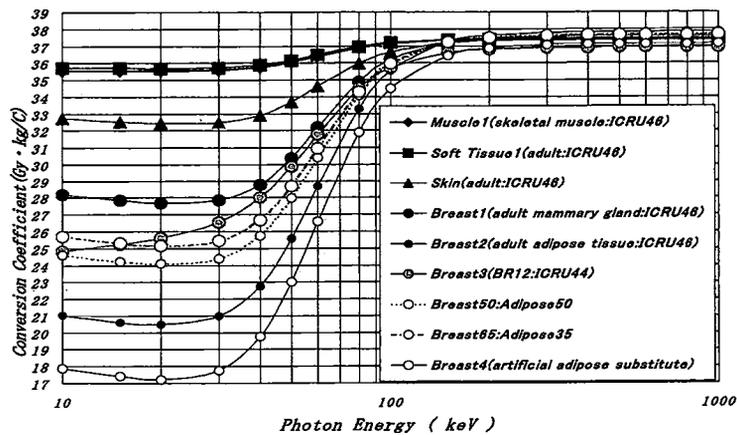


Fig. 3 Conversion coefficients of body tissues (adult Skin : ICRU46, Breast : adult mammary gland ICRU46, adult Adipose Tissue : ICRU46) and tissue substitutes (BR12 : ICRU44, artificial Adipose substitute)

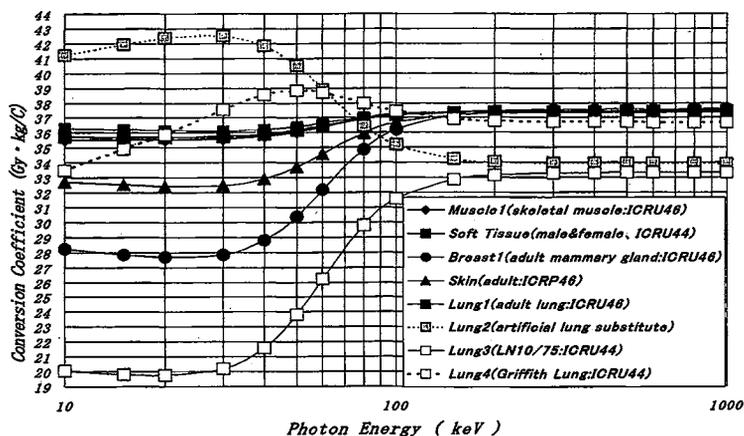


Fig. 4 Conversion coefficients of body tissues (adult healthy Lung : ICRU46) and tissue substitutes (LN10/75 : ICRU44, Griffith Lung : ICRU44, artificial Lung substitute).

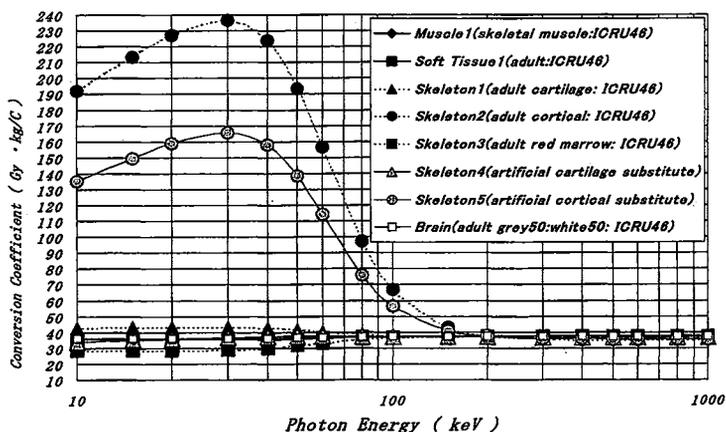


Fig. 5 Conversion coefficients of body tissues (adult cartilage Skeleton : ICRU46, adult cortical Skeleton : ICRU46, Skeleton ; adult red marrow : ICRU46, adult Brain ; grey50 white50 : ICRU46) and tissue substitutes (artificial cartilage Skeleton, artificial cortical Skeleton).

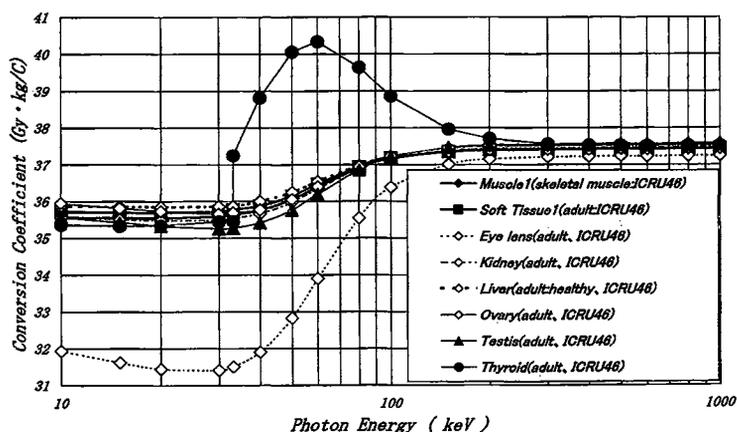


Fig. 6 Conversion coefficients of body tissues (Eye Lens, Kidney, Liver, Ovary, Testis, Thyroid)

を示した。

骨組織・脳組織における変換係数を Fig. 5 に示す。軟骨組織では Skeleton 4 (市販軟骨組織等価物質) は Skeleton 1 (軟骨組織) と大きな差を示さなかったが、皮質骨については低エネルギーで Skeleton 5 (市販皮質骨組織等価物質) は Skeleton 2 (皮質骨組織) と大きく異なった値を示した。

各主要臓器における変換係数は Muscle 1 とほぼ同じであった (Fig. 6)。眼の水晶体は低い値を示したが、甲状腺はヨウ素の K 吸収端 33.17keV 以上のエネルギーで急激に高い値を示した。

## 考 察

照射線量から吸収線量への変換値についてはまだ詳細に検討されていないので、被曝量の評価に必要な変換係数を検討した。

診断 X 線領域では、実効エネルギーが 15keV から 70keV までの範囲である。最高管電圧とすると 25kV から 150kV である。これは間接電離放射線のエネルギー領域全体から見ると、極めて狭い範囲である。しかし、診断放射線物理における吸収線量の評価からすると変化が一番大きいところであり、被曝量評価の難しい領域である。光子エネルギーが 1.0MeV のとき Muscle 1 の変換係数は 37.44, Muscle 2 は 37.79 であった。300keV 以上の光子エネルギーでは各物質は Muscle 1 の値に対して  $\pm 3.0\%$  以内にあり、多少の変動はあるものの、ほぼ一定値であった。Muscle 6 と Soft Tissue 1 は 300keV 未満の光子エネルギーであってもほぼ一定値であった。Muscle 2 (Water) は 30keV で Muscle 6 (Mix-Dp) より 3.3% 値が低くなるがほぼ等しい値であった。これらのことから、人体筋組織の変換係数がほぼ等しい組織あるいは組織等価物質は光子エネルギーにかかわらず、照射線量の量を測定すれば、一次線の線質変化や散乱線の線質を厳密に考慮しなくてもおおむね、吸収線量へ変換できる。

しかし、変換係数の値が大きく変化し、特に 150keV 以下で顕著な組織等価物質があった。この場合、一次線の線質変化や散乱線の線質を特定しなければ正確な測定ができない。中でも Muscle 7 (アクリル) が一番変化が大きかった。Fig. 1 から検討すると光子エネルギーの変化により大きく異なる要因は水素であるが、Muscle 1 (骨格筋組織) と Muscle 7 (アクリル) の水素の重量百分率はそれぞれ 10.2%, 8.0% であるので水素による大きな変化は考えにくい。Muscle 1 の炭素と酸素の重量百分率が

それぞれ 14.3%, 71.0% であるのに対して、Muscle 7 は 60.0%, 32.0% であった。Muscle 1 に対する炭素の質量エネルギー吸収係数の値はエネルギー 30keV から 80keV まで変化が大きいため、炭素を多く含む Muscle 7 は Muscle 1 より変動が大きかったと考えられる。Muscle 3 (WT1) と Muscle 4 (市販水等価物質) は Muscle 1 より高くなる要因は酸素であるが、20% 前後の重量百分率により 30keV から 80keV までの値が Muscle 1 より大きくなったと考えられる。Soft Tissue 1 (軟組織) と Soft Tissue 2 (市販軟組織等価物質) はともにリンと塩素を含んでいるが、炭素と酸素の重量百分率がそれぞれ相反しているため、Soft Tissue 2 は 80keV より低いエネルギーで値が低くなったと考えられる。Muscle 5 (Mix-D) では、水素と炭素の重量百分率が 13.4%, 77.8% であり、Muscle 1 が 10.2%, 14.3% ある。Muscle 5 は炭素の重量百分率が多いため 40keV 以下で Muscle 1 より低い値になったと考えられる。マグネシウムやチタンが混合されているが重量百分率の割合は難しいと思われた。Muscle 5 と Muscle 6 (市販 Mix-Dp) についてエネルギー領域としては 40keV 以上では大きな差はないが、それ以下のエネルギー領域では十分な検討が必要と考えられた。

Breast 3 (BR12, 乳腺組織 50% : 脂肪組織 50% の乳房組織等価物質) と、乳腺組織 65% : 脂肪組織 35% の混合物を比較すると乳房 X 線撮影領域である実効エネルギー 15keV でほぼ同じ値であったが、乳腺組織 50% : 脂肪組織 50% の混合物では低い値であった。Breast 3 の組成である乳腺組織と脂肪組織の混合割合を変えたものが考えられているが検討すべき課題である。また、Breast 2 (脂肪組織) と Breast 4 (市販脂肪組織) でも低エネルギーで値が異なっている。市販のものにはナトリウム、イオウ、塩素が含まれていないので低エネルギーでの光電効果による吸収が少なく低い値になったと考えられる。

人体肺組織では、Lung 2 (市販肺組織等価物質) は Lung 1 (肺組織) より高い値を示し、Lung 3 (LN10/75) は極端に低い値を示した。市販のものにはアルミニウムやシリコンが含まれているので低エネルギー領域の光電吸収の影響が大きい。また、Lung 3 にもマグネシウムやシリコンが同様に含まれているが、炭素と酸素の割合の違いが大きく影響し低い値になったものと思われる。Lung 4 (Griffith Lung) は中でも人体肺組織と比較的同じ値を示した。肺組織等価物質としてはこの Lung 4 を用いるべきである。

骨組織について、Skeleton 4（市販軟骨組織等価物質）はSkeleton 1（軟骨組織）とほぼ同じ値と言えるが、Skeleton 5（市販皮質骨組織等価物質）とSkeleton 2（皮質骨組織）とを比較すると低エネルギーで大きく異なっていた。これは市販のものにナトリウム、マグネシウム、リン、イオウが含まれておらず光電吸収が少なかったものと思われる。

放射線被曝評価で考慮される各臓器についてはMuscle 1（骨格筋組織）とほぼ同じであった。Eye Lensが低い値であったが、Thyroidはヨウ素のK吸収端33.17keV以上のエネルギーで急激に値が高くなっている。甲状腺への照射についてはK吸収端エネルギーの前後で検討する必要がある。

市販の人体組織等価物質は高エネルギー放射線治療におけるファントムとして開発されたものであり、これを診断X線領域に用いるのには限度がある。したがって、光子と物質の相互作用を考慮した放射線物理の観点から人体組織等価物質の開発が必要である。

#### まとめ

市販の物質についての一般的な人体組織に対する変換値は報告されているが、吸収線量への変換値については詳細に検討されていない。今回、照射線量から吸収線量に変換するときの、変換係数を検討し、以下の結論を得た。

- 1) 放射線被曝評価に必要な人体組織について変換係数を求めることができた。これによって各臓器ごとの評価が容易となった。
- 2) 同様に人体組織等価物質についても変換係数を求めた。しかし、市販のものは高エネルギー放射線治療用に開発されたものであり、診断X線領域では光子と物質との相互作用、すなわち干渉性散乱、光電吸収、コンプトン散乱の領域では各組成の成分により変換係数の変化が大きく、今後の検討が必要である。
- 3) 診断用X線領域で、人体組織等価物質が人体組

織とほぼ同じ変換係数であったものは、Water 1（筋組織等価物質）、Lung 4（Griffith Lung）、Skeleton 4（市販軟骨組織等価物質）であった。

- 4) 甲状腺はヨウ素を含むので、ヨウ素のK吸収端前後での被曝評価を慎重にする必要がある。

#### 謝 辞

本研究に際し貴重な助言を頂いた金沢大学医学部保健学科放射線技術科学専攻放射線診療技術学講座高山輝彦教授に感謝申し上げます。

#### 文 献

- 1) 前越 久 他：診断領域X線の照射線量測定精度標準化に関する全国調査結果の報告。日放技学誌，51：1677-1680，1995
- 2) 前越 久 他：乳房撮影領域X線の照射線量測定精度標準化に関する全国調査。日放技学誌，53：394-397，1997
- 3) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギーX線電子線の吸収線量の標準測定法。第2版，通商産業研究社，東京，1989
- 4) 鈴木昇一他：診断領域X線における線量推定のための人体組織等価物質の研究。醫學と生物學，138，87-92，1999
- 5) 小山修司他：医療被曝の技術的基準—撮影領域の線量の求め方と評価—測定法各論（電離箱）。医療放射線防護NEWSLETTER，7，33-40，1993
- 6) L.H. Gray：An ionization method for the absolute measurement of  $\gamma$ -ray energy, Proc. Roy. Soc. A156, 578, 1936
- 7) S.M.Seltzer and J.H.Hubbell：光子減弱係数データブック，放射線技術学叢書(11)，日本放射線技術学会，東京，1995
- 8) ICRU Report44：Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, 22, ICRU, Maryland, 1989
- 9) ICRU Report46：Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues, 11-13, ICRU, Maryland, 1992
- 10) ICRU Report44：Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, 37-38, ICRU, Maryland, 1989

## Estimation of Conversion Coefficients for Body Tissues and Tissue Substitutes

Kichiro Koshida, Kouzou Shimizu, Toshio Kasuga

### ABSTRACT

When X-ray irradiation for body tissues is estimated, the conversion coefficients which are used for calculating the dose absorbed from exposure change according to the quality of X-ray. The conversion coefficients of a few body tissues have been calculated, but no study has been calculated the coefficients for body tissues and tissue substitutes in detail. Therefore, to evaluate the irradiation to the various body tissues, the conversion coefficients were calculated and estimated as using public ICRU tissue elements, ICRU tissue substitutes and artificial tissue substitutes.

- 1) The conversion coefficients of the body tissues could be calculated for the assessment of irradiation. These values should make it easy to estimate the dose absorbed by different body tissues.
- 2) The conversion coefficients of tissue substitutes were also calculated. These values were different from those for body tissues, because the manufactured substitutes were developed for the usage of high-energy therapy, and the interactions in the diagnostic X-ray range (coherent scattering, photoelectric absorption and Compton scattering) were different from those in the high-energy range. The reasons for this discrepancy warrants further study.
- 3) For the range of diagnostic X-ray, the conversion coefficients of Water 1 (muscle substitute : ICRU44), Lung4 (Griffith Lung : ICRU44) and Skeleton 4 (manufactured cartilage substitute) were equal to those of body tissues
- 4) It was found that the absorbed dose for the K absorption edge (33.17keV) of iodine ought to be evaluated carefully, especially since the thyroid contains iodine.

別刷請求先

金沢大学医学部保健学科  
〒920-0942 金沢市小立野5丁目11番80号

