

# 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線をよく減弱させすることが分かった。

## 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（潰瘍成形など）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 μm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、さらに可能な限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、たとい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ーの使用など）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。

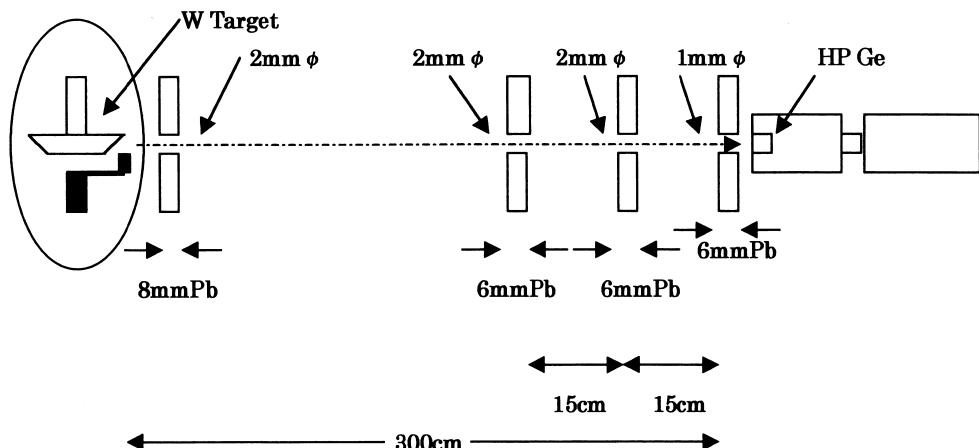


図1 X線スペクトル測定の幾何学的配置

## 機器と方法

X線高電圧発生装置は、インバータ式装置UD150L-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吸収端の観測をし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 $6\text{ mm}\phi \times 5\text{ mm}$ 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。增幅器のポールゼロ補正是オートである。シェーピングタイムは $3\text{ }\mu\text{sec}$ である。アナログ・ディジタル変換(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 $8\text{ }\mu\text{sec/event}$ 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 $1.55_{\pm 0.05}\text{ keV}^5)$ , 銅(純度99.0%, K吸収端 $8.9_{\pm 0.05}\text{ keV}^5)$ , ニオブ(純度99.9%, K吸収端 $18.9_{\pm 0.05}\text{ keV}^5)$ , モリブデン(純度99.9%, K吸収端 $19.9_{\pm 0.05}\text{ keV}^5)$ , タングステン(純度99.9%, K吸収端 $69.5_{\pm 0.5}\text{ keV}^5)$ , 銀(K吸収端 $25.5_{\pm 1.4}\text{ keV}^5$ )

の板状のもの $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 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 4 主体, 化成オプトニクス社製), オルソ系の増感紙HR 3 ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S} : \text{Tb}$  主体, Fiji 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K $\alpha$  1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。この比較によっ

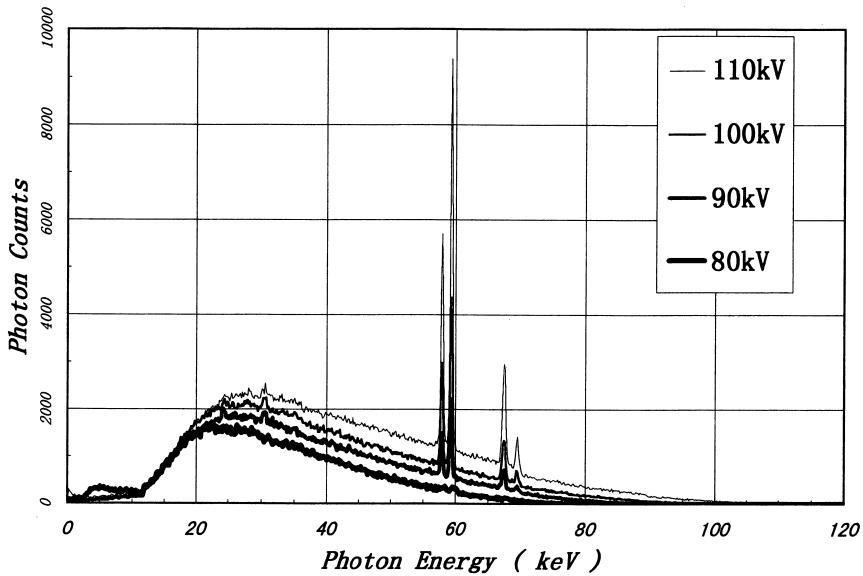


図2 管電圧80kV, 90kV, 100kV, 110kVのときのX線スペクトル

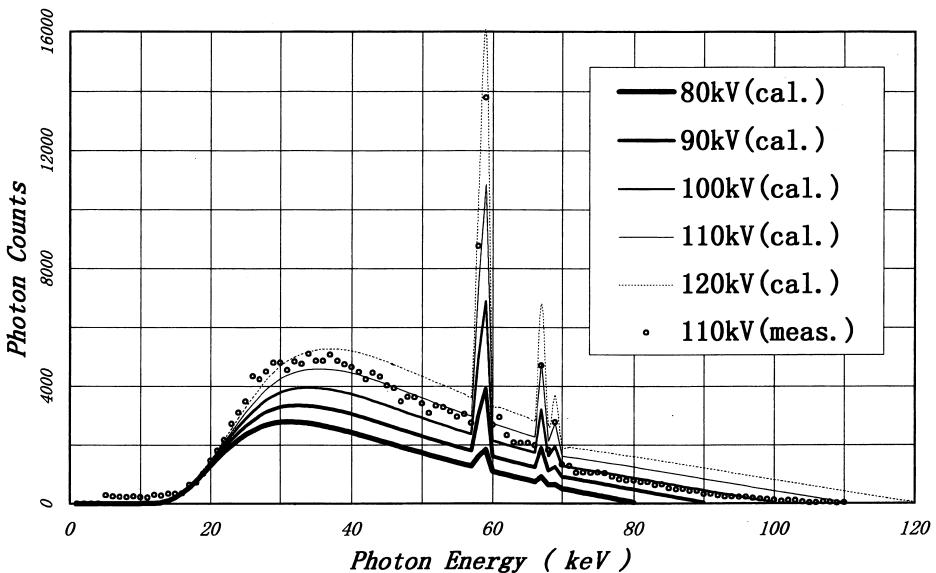


図3 管電圧110kVのX線スペクトルとBirchらの計算から求めたX線スペクトルの比較

て実効エネルギーとの相対的な比較も考慮できる。

## 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。

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BM 3とオルソ系増感紙HR 3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、タンゲステンの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

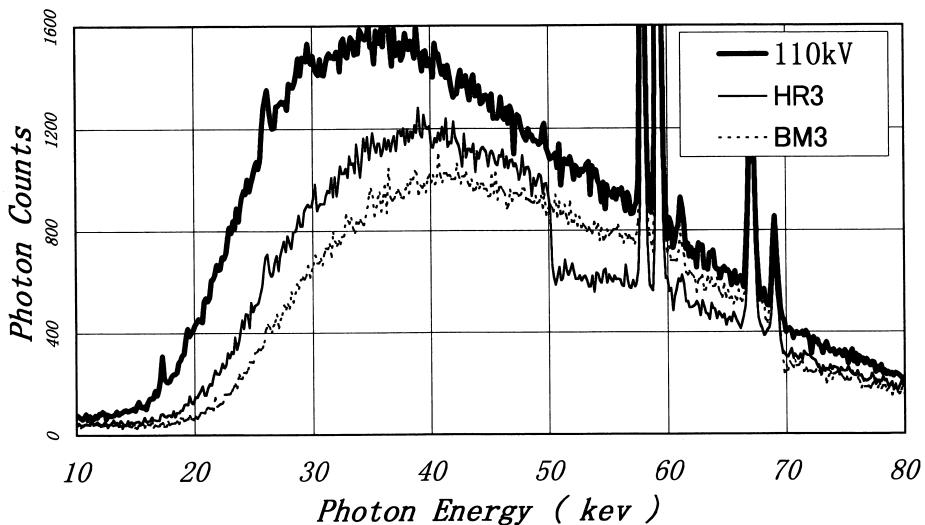


図4 レギュラー系増感紙BM 3とオゾン系増感紙HR 3を透過したX線スペクトル

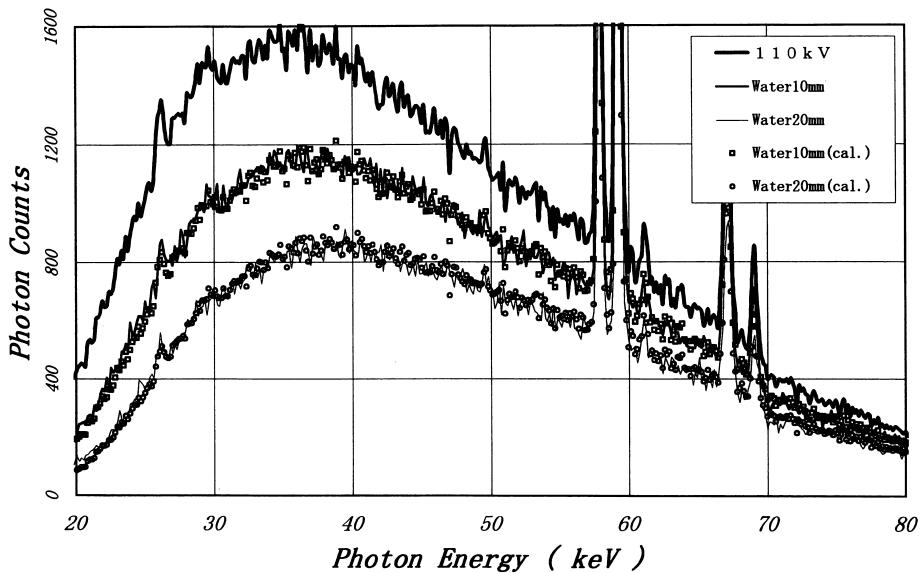


図5 水を透過したX線スペクトル

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。

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.)
23keV	0.5822	0.5495	0.6013	0.5886	0.3250	0.3020
30keV	0.7082	0.6907	0.7358	0.6999	0.4718	0.4771
40keV	0.7539	0.7662	0.7601	0.7572	0.5739	0.5871
52keV	0.8236	0.8015	0.7925	0.7850	0.6304	0.6424
65keV	0.8352	0.8195	0.7696	0.8004	0.6661	0.6716
72keV	0.7797	0.8243	0.7804	0.8047	0.6207	0.6795
80keV	0.8028	0.8323	0.8056	0.8121	0.6822	0.6929
90keV	0.7659	0.8382	0.7856	0.8178	0.6915	0.7027
100keV	0.6382	0.8433	0.7041	0.8228	0.4934	0.7111
						0.5001
						0.6770

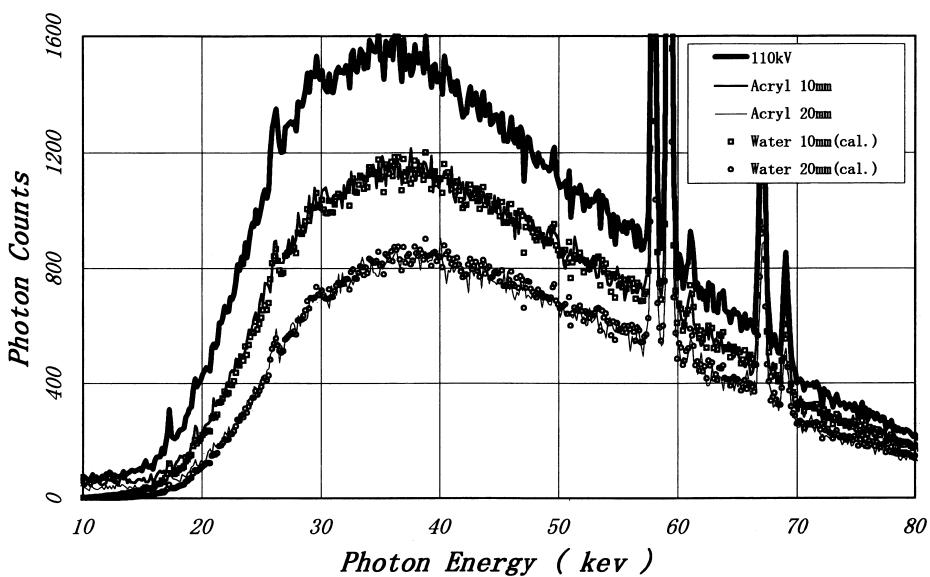


図6 アクリルを透過したX線スペクトル

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、アクリルとともに非常によい相関性を示した。スペクトルの補正是必要であるが、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

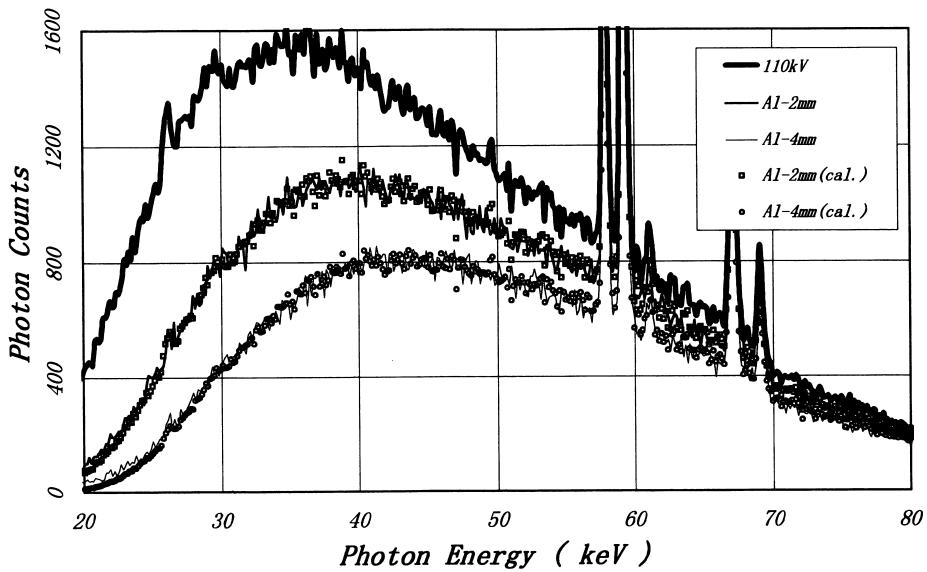


図7 アルミニウムを透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

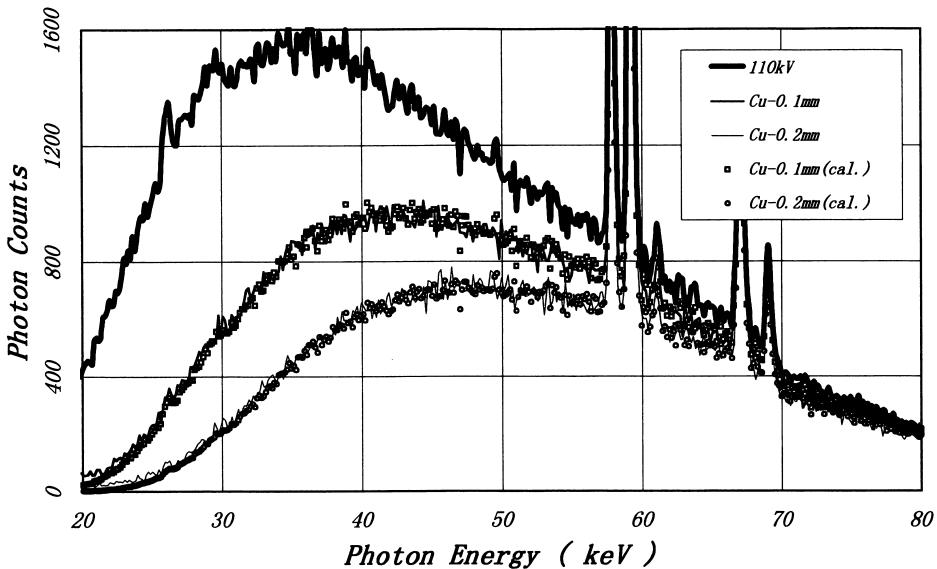


図8 銅を透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

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たっ

てK吸収端が観測できるスペクトルを調べるときはプレーナ型が有用であると考える。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るべき領域であるから、積極的に観測する必要がない。しかし、ニオブやモリブデンではK吸収端が20 keV以下と低いが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

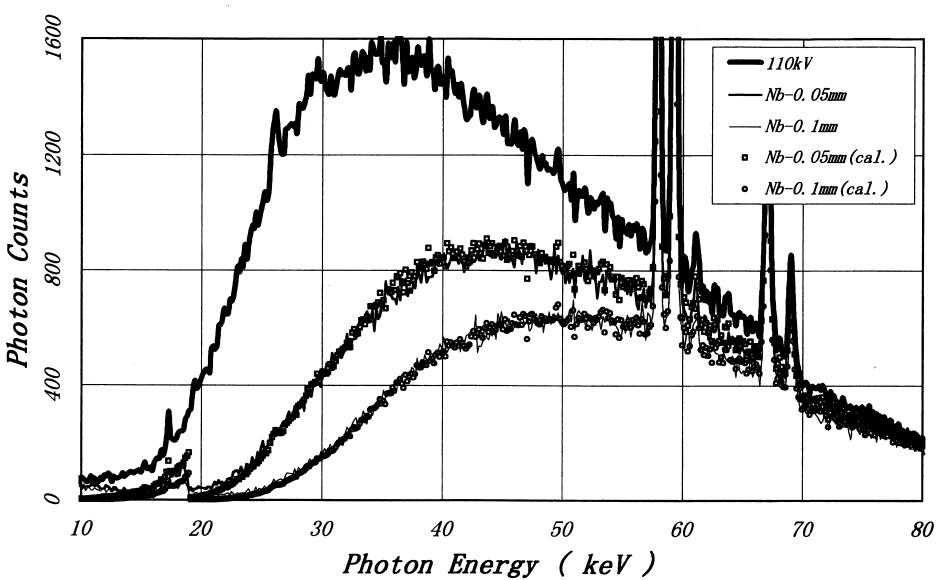


図9 ニオブを透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

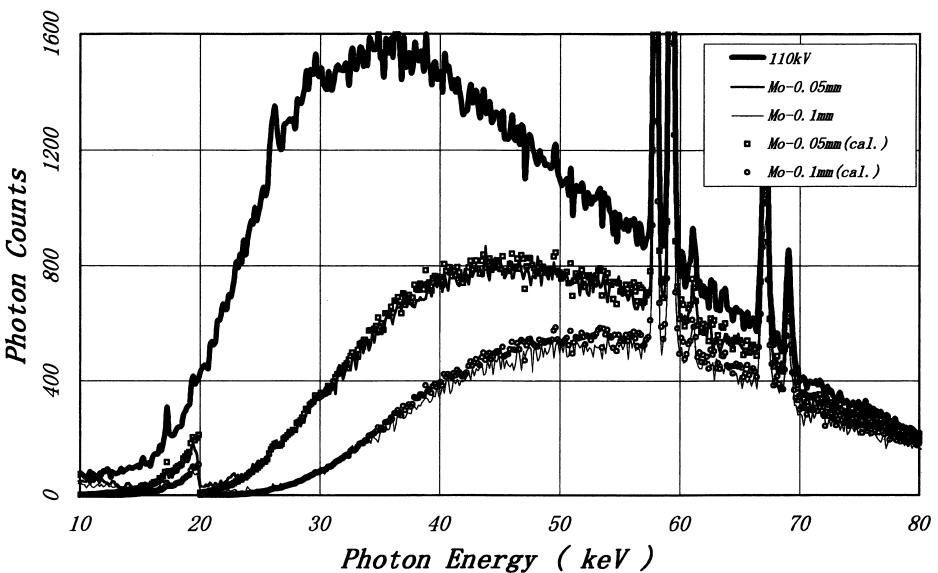


図10 モリブデンを透過したX線スペクトルと計算による減弱との比較

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	0.8969	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>5</sub>)でアクリルでは0.601<sub>3</sub>(計算では0.588<sub>6</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>8</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るともっと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。

BM 3 と HR 3 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 HR 3 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 9 4</sub> keV) と Cs の K吸収端 (35.9<sub>8 4 6</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 の間にがあるので、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 9 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なった。

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できた。

#### 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 endovascula 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, 佐藤斎, 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 reduce the photons of x-ray, but for any other range the regular screen should reduce the photons.