

IVR低コントラスト改善のためのフィルタK吸収端から最高管電圧までの解析

著者	越田 吉郎
著者別表示	Koshida Kichiro
雑誌名	平成10(1988)年度科学研究費補助金 基盤研究(C・2) 研究成果報告書
巻	1997 1998
ページ	1-19
発行年	1999-03-01
URL	http://doi.org/10.24517/00034861



I V R 低コントラスト改善のための
フィルタK吸収端から最高管電圧までの解析

課題番号 09670919

平成9年度～平成10年度科学研究費補助金（基盤研究(c)(2)）研究成果報告書

平成11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



8000-73531-8

は し が き

研究組織

研究代表者：越田吉郎(金沢大学医学部助教授)

研究経費

平成 9 年度	2、000 千円
平成 10 年度	900 千円
計	2、900 千円

研究発表

- (1) 学会誌等 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、
第 22 巻、1998 年 12 月
- (2) 口頭発表 飯田泰治、清水満、魚山義則、越田吉郎
血管撮影装置での透視条件の違いによる術者お
よび患者の被曝に関する研究、
日本放射線技術学会第 54 回総会、
1998 年 4 月

要旨

I V R 装置において、低コントラストの組織を描出するには管電圧を低くすれば吸収係数が大きくなりコントラストの変化分を大きくすることができる。しかし、体厚が厚くなればK吸収端から最高管電圧までのエネルギーが増加するので、低コントラスト描出の改善のためにフィルタ材質の解析を行った。

(1) 既存のスペクトル測定装置により、I V R 手技中におけるX線透視条件でのX線スペクトルの測定を行い、付加フィルタなしでのファントム厚変化によるX線線質の相違を解析したところ、ファントム自体がフィルタの役目をし、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。

(2) 付加フィルタ装置により、K吸収端までのX線スペクトル解析を行った。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透過率が高い。

アルミニウムは同じ傾向であるがニオブやモリブデンの方が顕著である。銅はこれらの中間であった。

(3) 低コントラスト分解能テストツールにより、低コントラスト領域の示現能とX線スペクトルの関連性を追求した。増感紙のX線透過率を測定したが、40 keV 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。

Abstract

A examination of X-ray spectra analysis for the improvement of clinical technique and X-ray equipment was conducted.

(1) 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.

(2) 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 (which have been suggested by 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 the Al filter tended to have the effect,

but less evident, while the effect of the Cu filter was between that of Nb or Mo and of Al.

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

今後の研究の展開について

低コントラストの組織を描出するには、管電圧を低くすれば吸収係数が大きくなり、変化分を大きくすることができます。しかし、人体組織の透過線量を考えると管電圧を高くしなければならない。そこで、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。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今回の科研費交付による研究で明らかにした。

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、これら分析が今後の課題といえる。

X線スペクトル測定や付加フィルターの使用は、個別に研究されている。しかし、現象を解析するには、相互に利用すべきである。また、K吸収端から最高管電圧までの領域を解析し、複数のフィルタを利用する研究は見当たらない。低コントラスト改善がされれば、IVR領域

の検査がよりしやすくなり、さらに、患者被曝や術者被曝の低減にもつながり、意義ある研究と考えられる。

組織吸収差は体厚が厚くなれば描出しにくく、また末梢血管像の特徴化がしにくくなっている。現在、サブトラクション法やフィルター使用により、画質改善を試みている。秋貞先生が講演会で高エネルギー分析を指摘しておられますが、X線スペクトル自体の解析から画質を論じ、複数フィルタによる低コントラストの評価および改善についての論文がない。したがって、組織吸収差の小さい領域における検査及び治療に対してアプローチする新しい分野と考えられる。

科研費交付による研究で、K吸収端以上ではニオブ、モリブデンなどのフィルタは、アルミニウム、銅などフィルタより高エネルギーを減弱させる比率が低い傾向にあった。低エネルギーでは、ニオブ、モリブデンなどフィルタはよく減弱させている結果であった。また、Hubbellらの質量減弱係数を用いてシミュレーション的に得られたX線スペクトルが、実測スペクトルとほぼ同じ形状を示したので、モンテカルロ計算によるシミュレーションが有効であるとの示唆を得た。

したがって、これらの複数フィルタの組合せを検討しなければならないと結論した。そのとき、考慮しなければならないのは各フィルタの厚さである。

補助金の交付された期間の
この研究によって得られた
新たな知見等の成果の具体
的な報告

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¹⁾。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 μ m 線量当量は 5,000 mSv を超えたと報告している²⁾。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³⁾。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ーを用いる際、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ー材質の選択がむずかしい。また、各種フィルター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ーを透過した

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。

5

10

15

20

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 6mm ϕ \times 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⁴⁾ 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 3 μ sec 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 $8 \mu \text{sec/event}$ 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
5 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%、
10 K吸収端 $1.55_{96} \text{keV}^{5)}$ ）、銅（純度99.0%、K吸収端 $8.97_{89} \text{eV}^{5)}$ ）、ニオブ（純度99.9%、K吸収端 $18.9_{856} \text{keV}^{5)}$ ）、モリブデン（純度99.9₅%、K吸収端 $19.9_{995} \text{keV}^{5)}$ ）、タングステン（純度99.9₅%、K吸収端 $69.5_{25} \text{keV}^{5)}$ ）、銀（K吸収端
15 $25.5_{14} \text{keV}^{5)}$ ）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
20 用いたが、その厚さは10mmと20mmを基準とし

た。Hubbellら⁶⁾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ぬが、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BM3 (CaWO₄主体、化成オプトニクス社製)、オルソ系の増感紙HR3 (Gd₂O₂S:Tb主体、Fiji Film社製：GdのK吸収端50.2391keV⁵⁾、TbのK吸収端51.9957keV⁵⁾)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 α 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、

5 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~

10 50keVにあるためである。この比較によって実効エネルギーとの相対的な比較も考案できる。

15

20

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⁷⁾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值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。

20 レギュラー系の増感紙を用いた場合、タンダ

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。

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1.19⁶⁾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(○印)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⁸⁾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

10 ときにはプレーナ型が有用であると考え。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

15 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

20 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⁸⁾¹²⁾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^{9)~13)}。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_2 (計算では 0.549_5)でアクリルでは 0.601_3 (計算では 0.588_6)であった。しかし、100keVでは水が 0.638_2 (計算では 0.843_3)で、アクリルでは 0.704_1 (計算では 0.822_8)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、もつ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。

- 5 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
10 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.
15 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_{694} keV)とCsのK
吸収端(35.9_{846} 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
20 30 keVから40 keV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
5 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 $50.2_{39,1}$ keVであることからすると、各特
10 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
15 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50 mSv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
20 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。

5

10

15

20

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を行った。

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

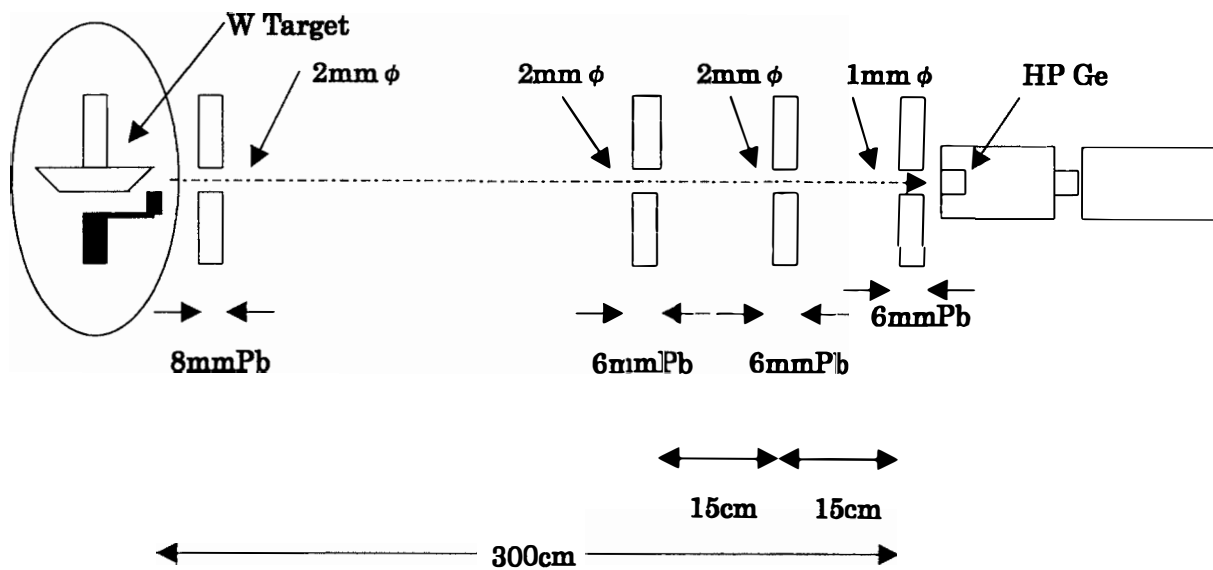
できることが分かった。ニオブやモリブデンは低エネルギーでX線をよく減弱させ高エネルギーではX線の透過率が高い。アルミニウムは同じ傾向であるがNbやMoの方が顕著である。銅はこれらの中間であった。

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

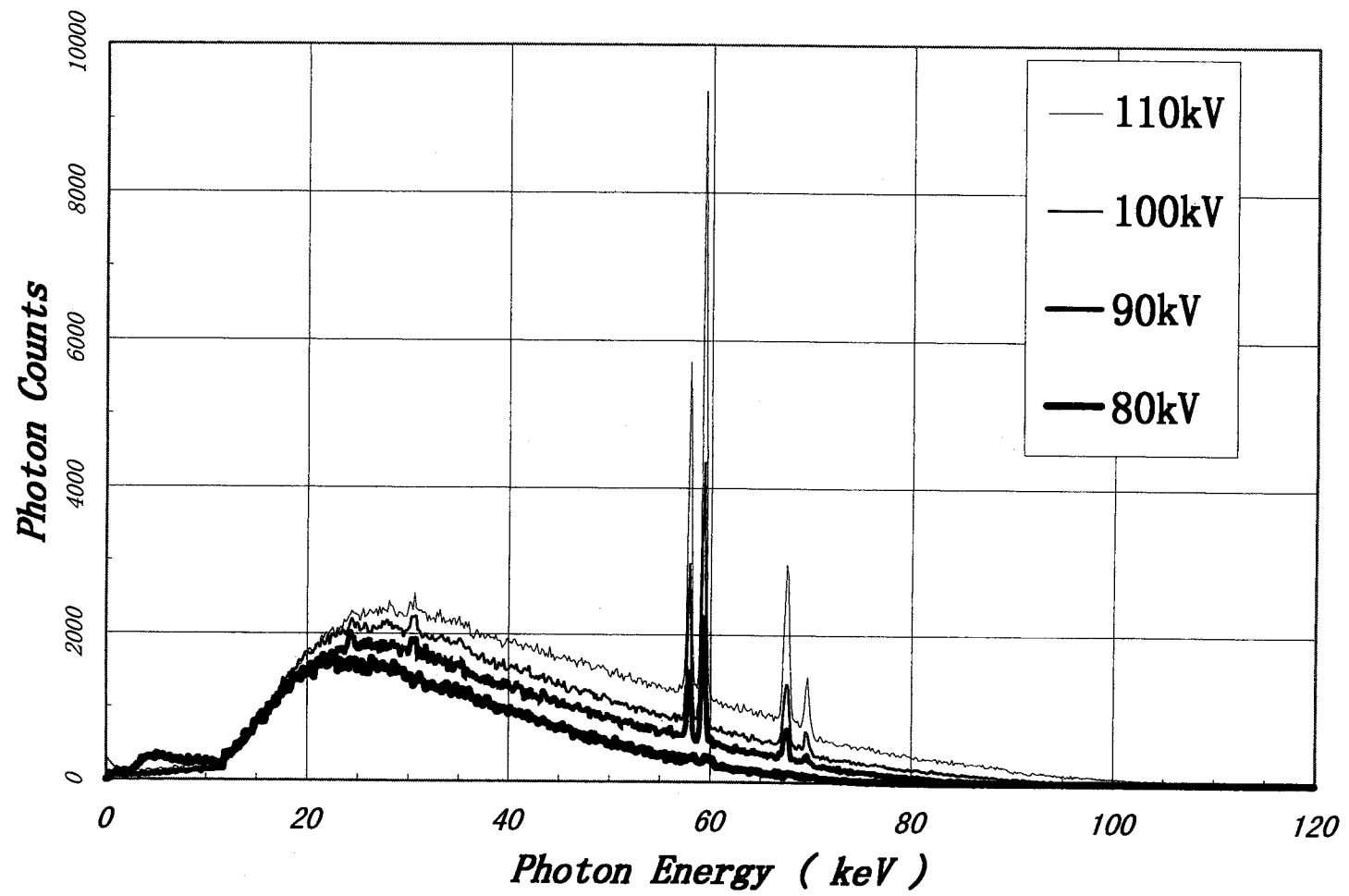
1. Fluoroscopically guided procedures have potential skin injury. Radiological Health Bulletin Vol.38, No.3, Fall 1994. Center for Devices and Radiological Health, F.D.A.
2. Kuwayama, N., Takaku, A., Endo, S., et al: Radiation exposure in endovascular surgery of the head and neck. AJNR 15;1801-1808, 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.Biopl. 24;505-517, 1979

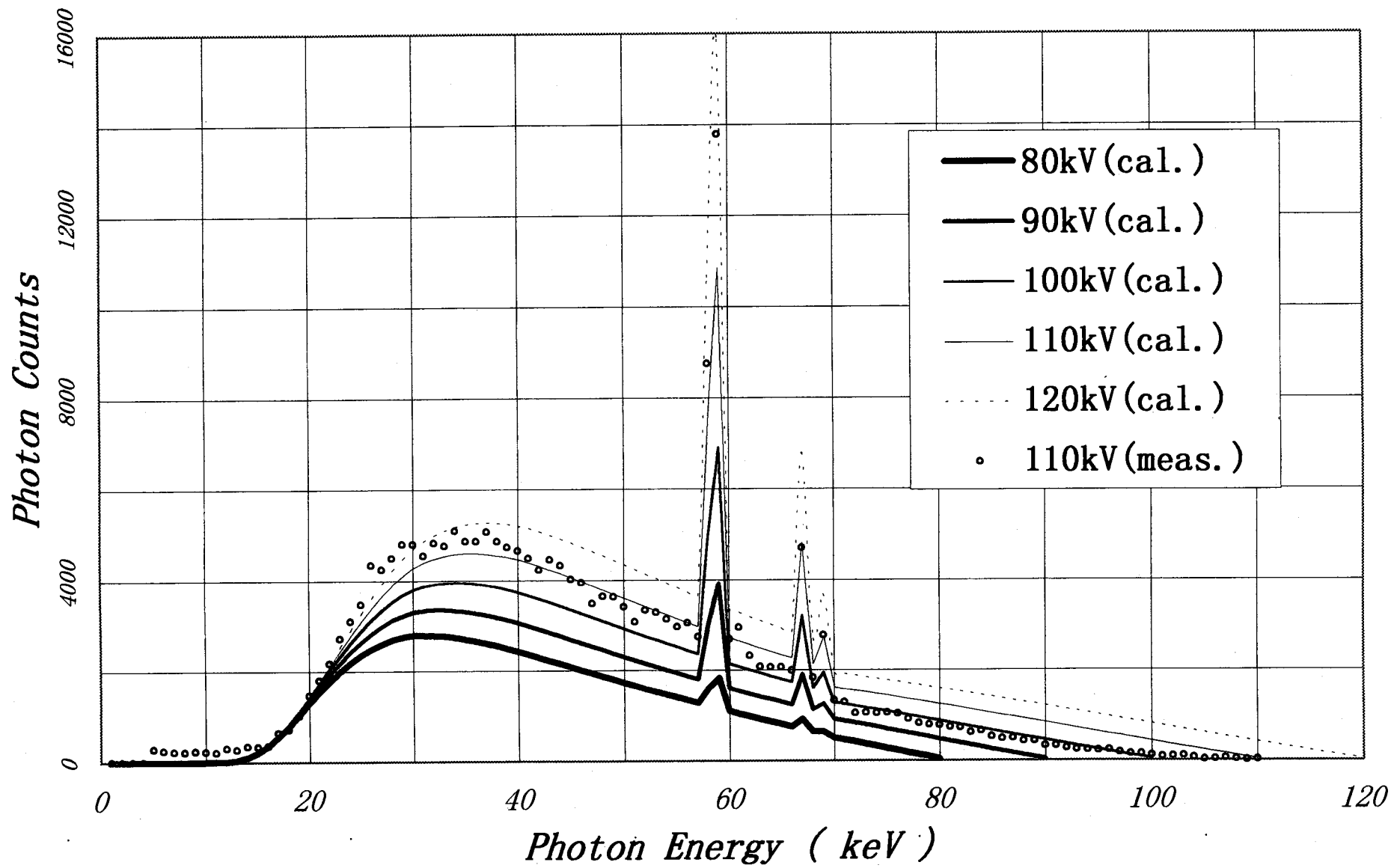
8. 津坂昌利、小山修司、前越久、田宮正、加藤秀起：診断用X線スペクトル測定用高純度ゲルマニウム半導体検出器の特性—プレーナ型および同軸型検出器の比較。名大医短紀要。6;39-47,1994
9. Seelentag, W. W. and Panzer, W.: Stripping of X-ray bremsstrahlung spectra up to 300kVp on a desk type computer. *Phy. Med. Biol.* 24;767-780, 1979.
10. Chen, C. T., Chan, H-P. and Doi, K.: Energy responses 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.

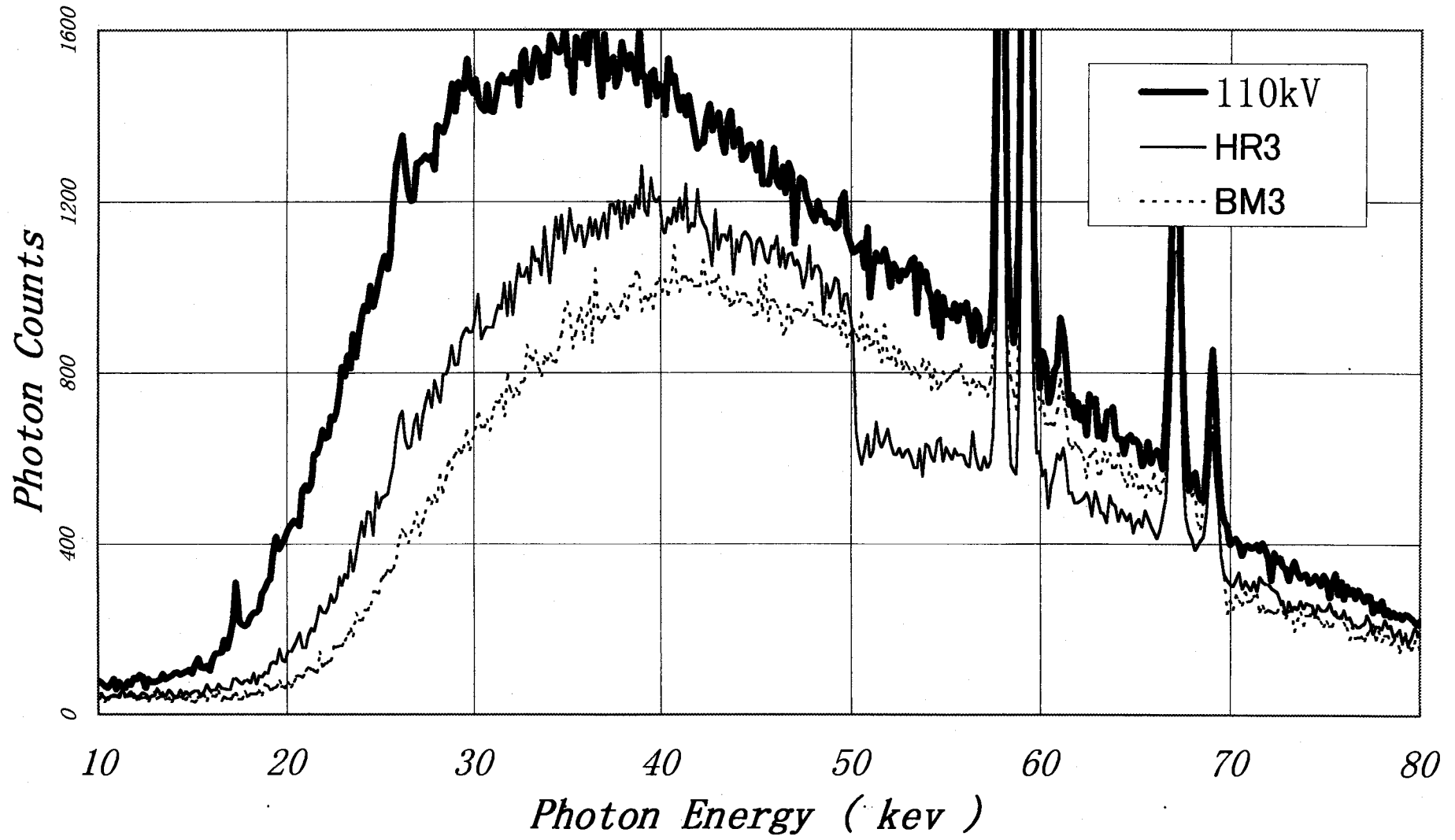


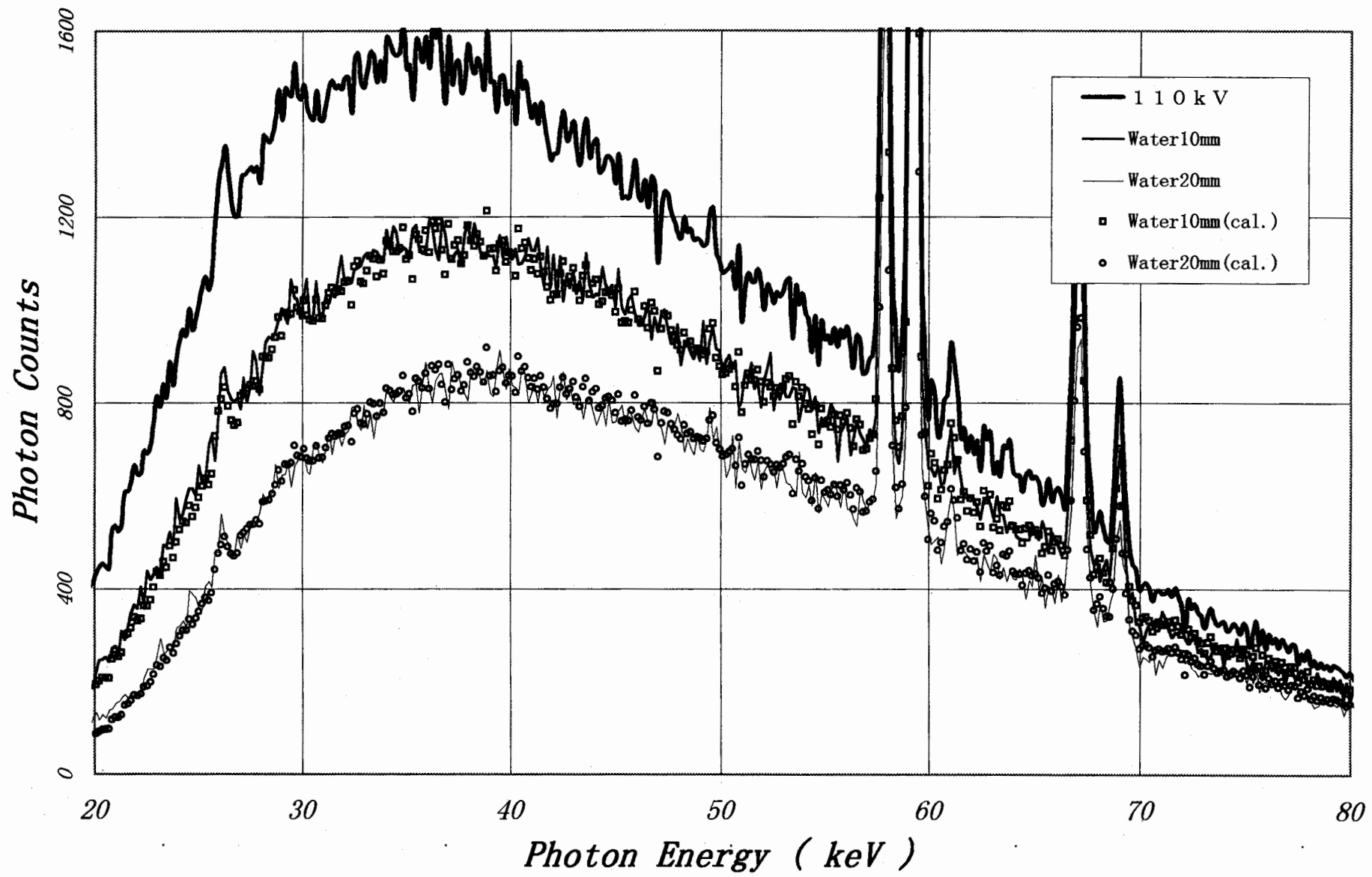
☒

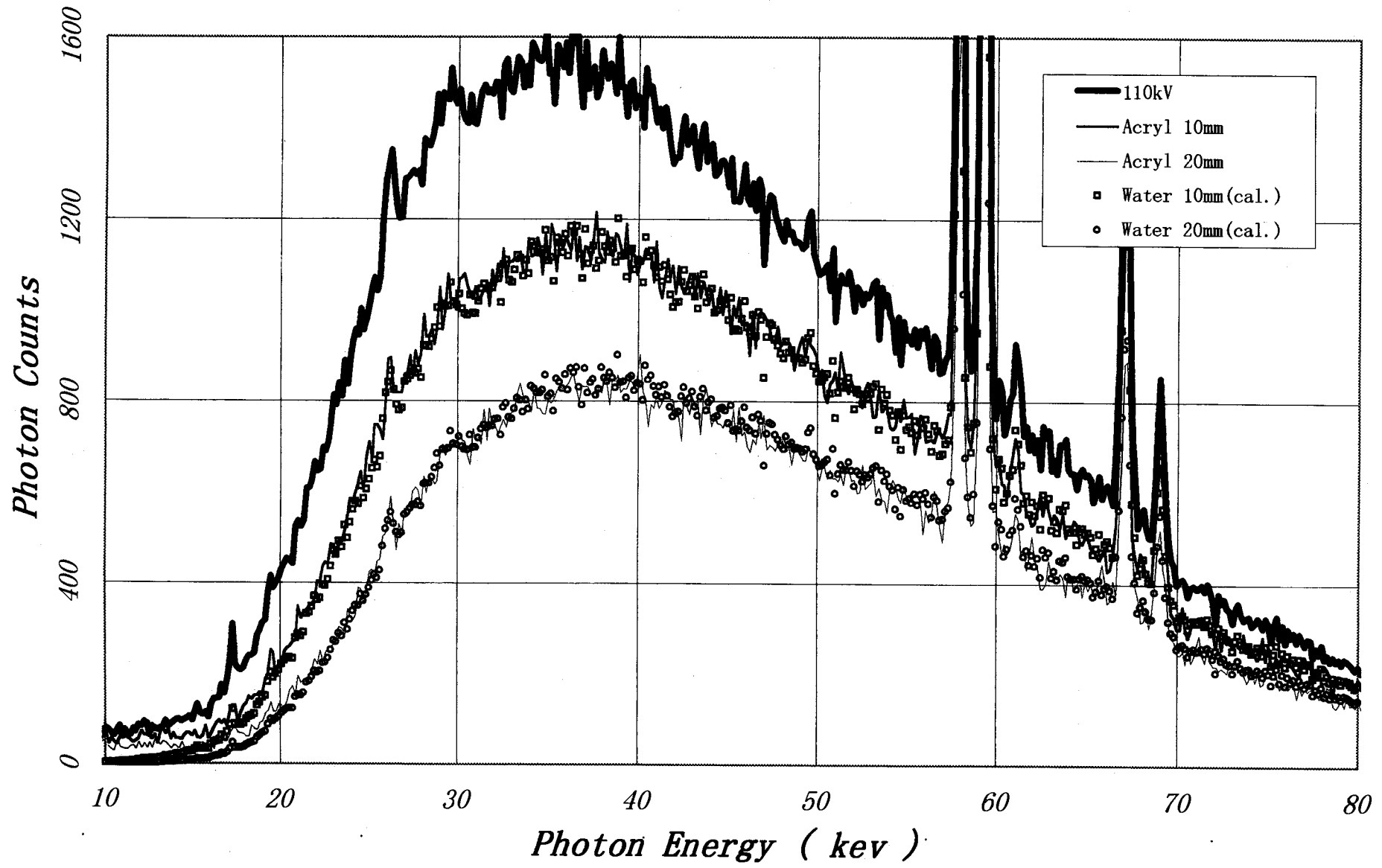
1

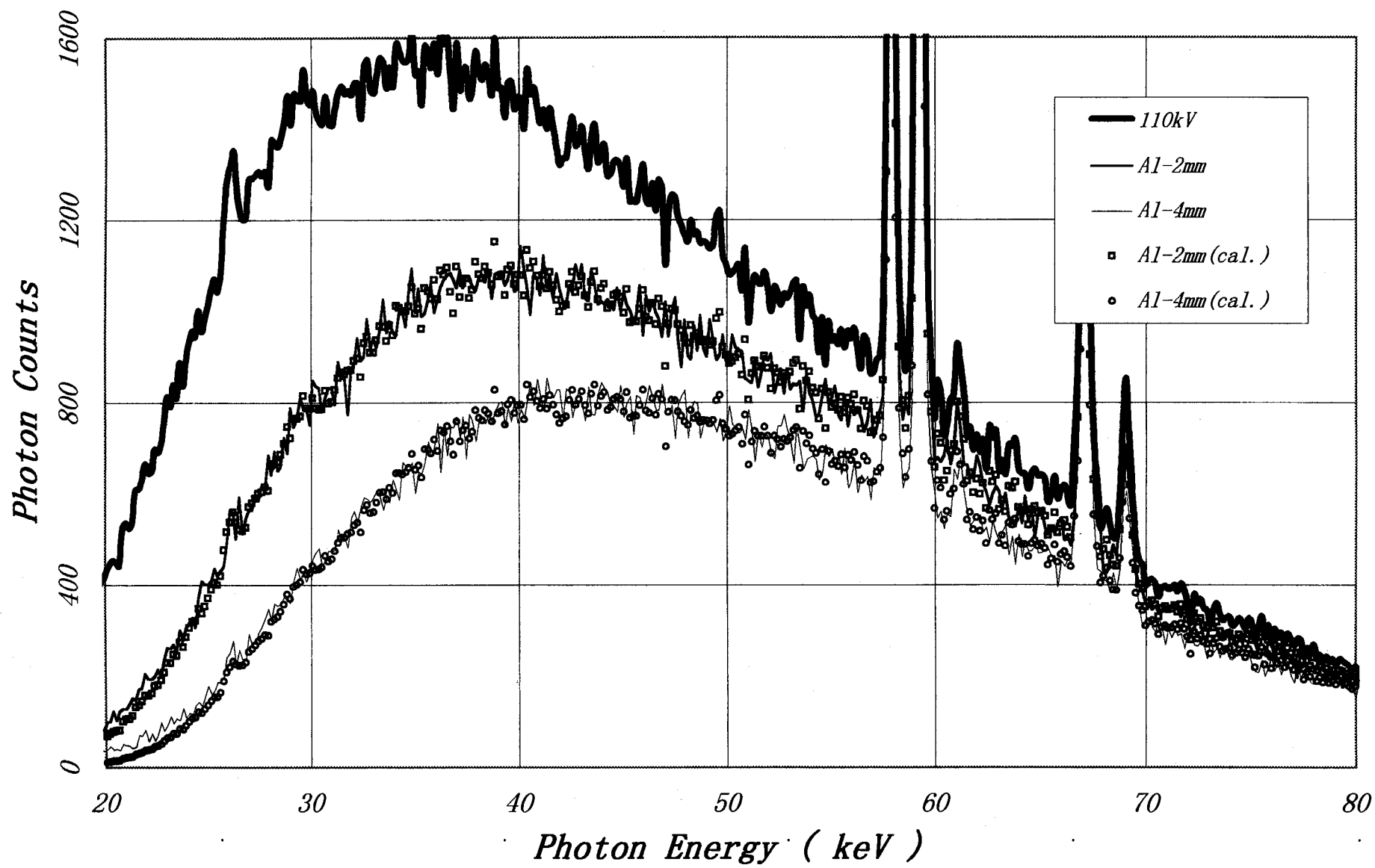


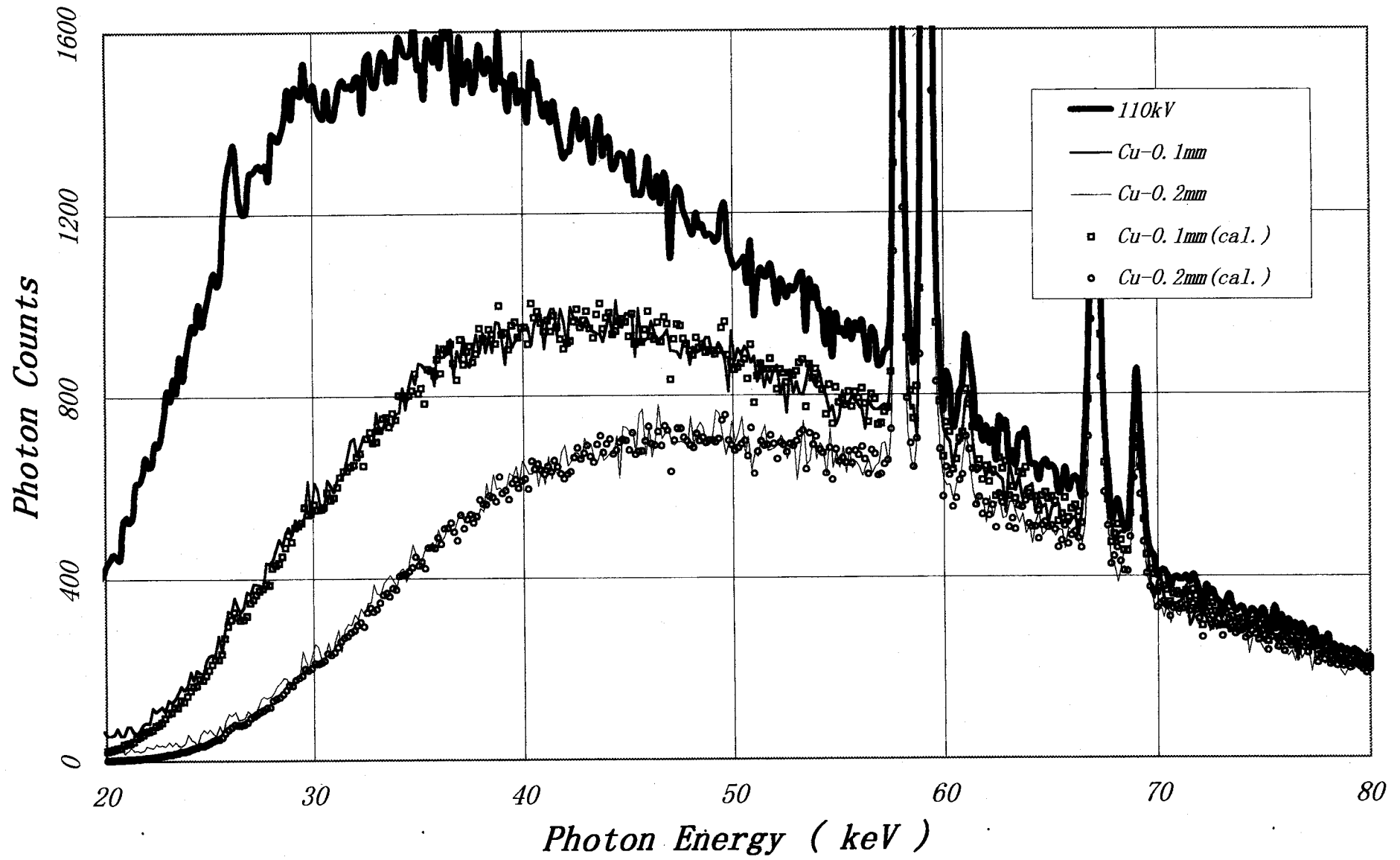


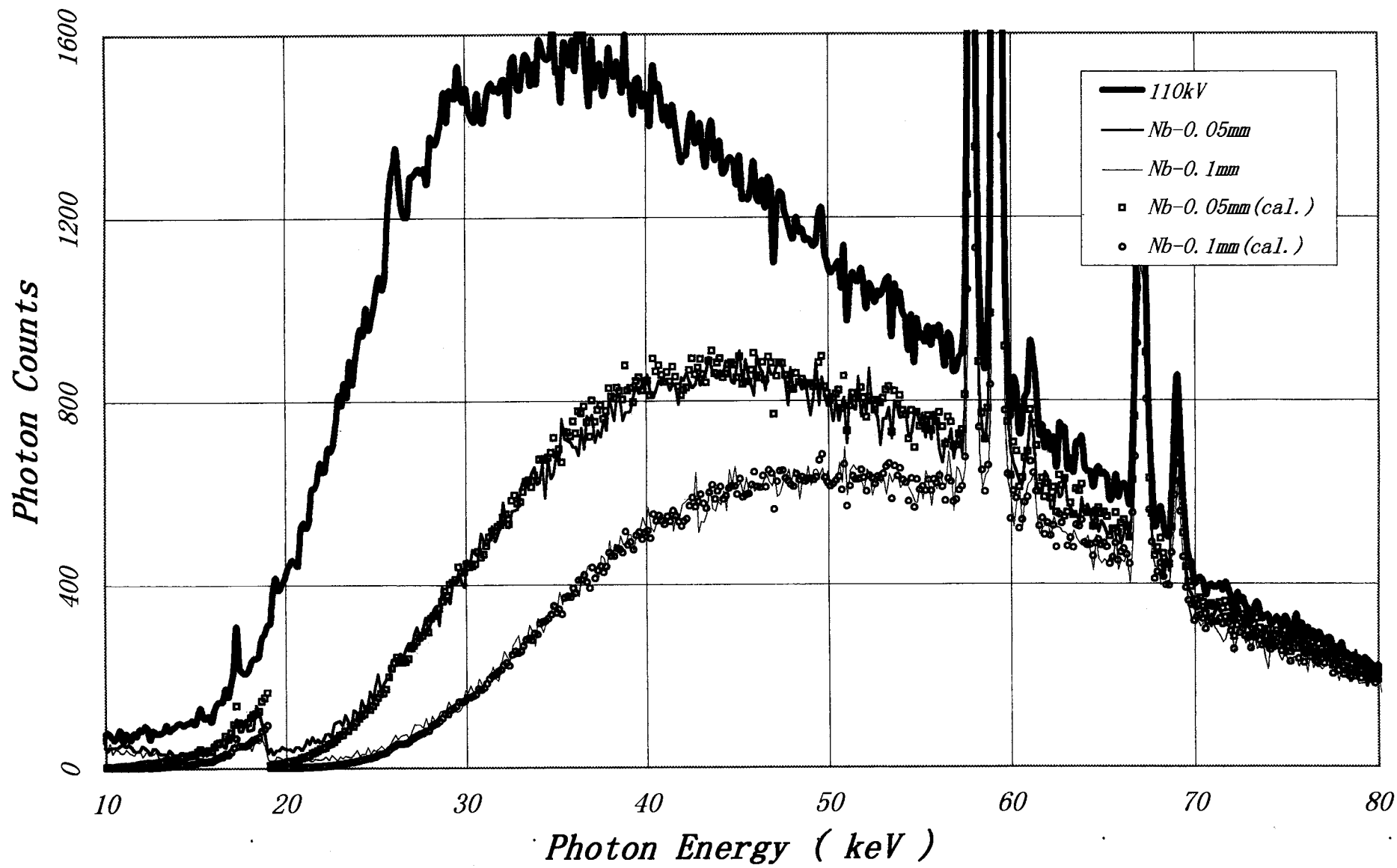


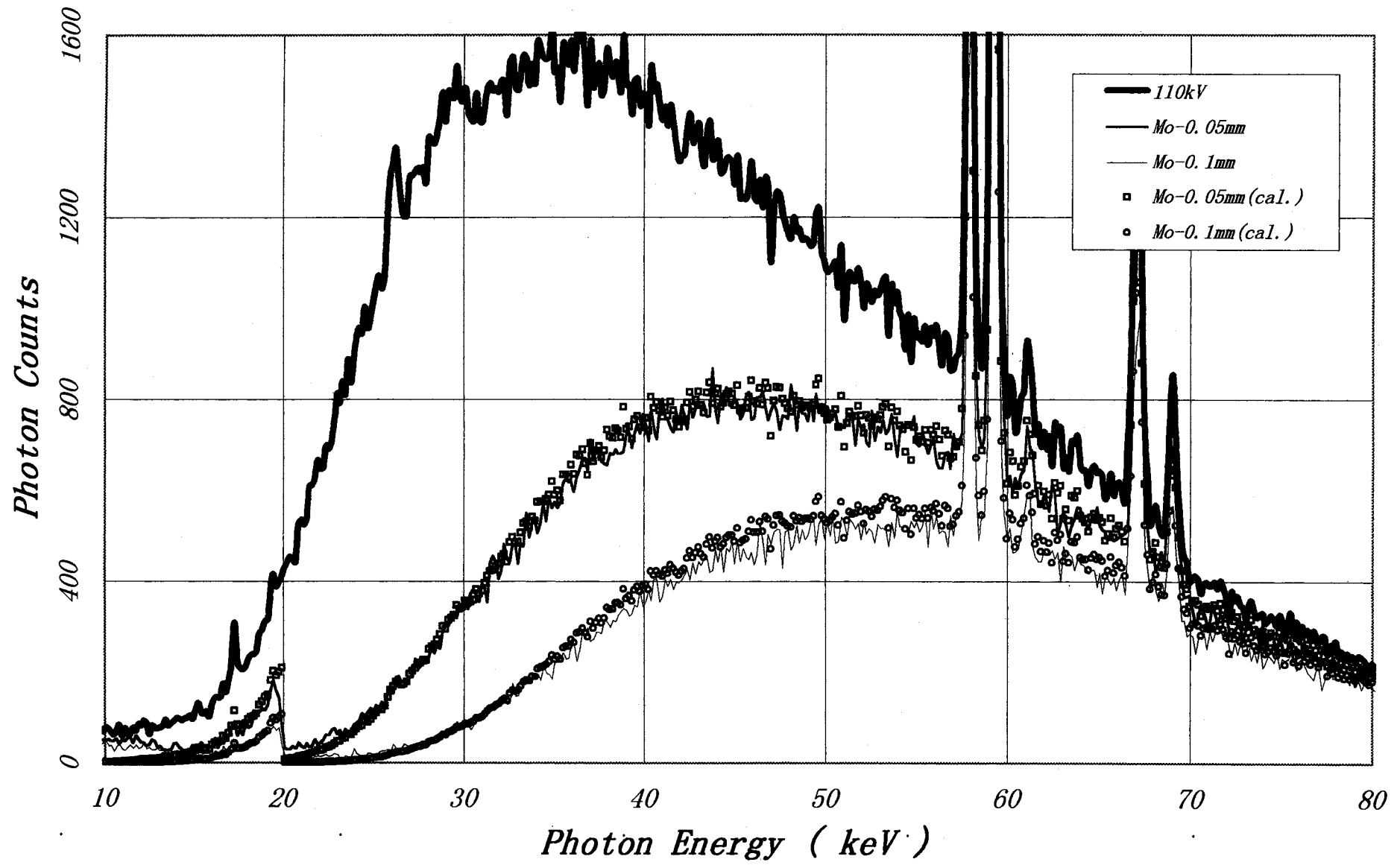












Energy	CaWO4	40keVを1.00	Gd2O2S:Tb	40keVを1.00
23keV	22.4%	0.332	38.0%	0.490
30keV	45.0%	0.667	62.7%	0.808
40keV	67.5%	1.000	77.5%	1.000
52keV	83.1%	1.231	63.1%	0.814
65keV	87.4%	1.295	69.7%	0.899
72keV	77.2%	1.144	94.3%	1.216
80keV	67.4%	0.999	83.7%	1.080
90keV	66.7%	0.988	81.8%	1.055

表

1

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

表 2

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

表 3

