

乳房撮影において被写体がモリブデンの特性X線に与える影響

川崎医療短期大学 放射線技術科
川崎医科大学附属病院 中央放射線部*

北山 彰 真田 泰三* 黒住 晃* 板谷 道信
村中 明 荒尾 信一 天野 貴司 石井 幸志*
日地 啓夫 西村 明久

(平成4年8月24日受理)

Effects of Subject on Characteristic X-rays from Molybdenum in Mammography

Akira KITAYAMA, Taizo SANADA*, Akira KUROZUMI*
Michinobu ITAYA, Akira MURANAKA, Shinichi ARAO
Takashi AMANO, Koushi ISHII*, Hiroo HIJI and Akihisa NISHIMURA

*Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions
Department of Radiology,* Kawasaki Medical School Hospital*

Kurashiki, Okayama 701-01, Japan

(Received on Aug. 24, 1992)

Key words : 乳房撮影, モリブデンターゲット, 特性X線, X線スペクトル

概 要

Mo 陽極X線管を使用した乳房撮影専用装置において, Mo 付加フィルタおよび Al 付加フィルタを使用したときのX線スペクトルを管電圧および被写体厚を変化させ測定し, 被写体が Mo の特性X線に与える影響について検討した。その結果, Mo のK特性X線の発生はX線管電圧30kVp のとき有効であるが, 被写体厚がサライト 5 cmあるいは水 3 cm以上であった場合には, 発生した特性X線のほとんどが被写体に吸収され被写体を透過してこないことが解った。また35kVp の管電圧を使用した場合は, 高エネルギー領域のX線の増加により全エネルギー領域に対する特性X線領域の光子数の割合が減少するため, 特性X線による写真効果は低く, またX線被曝の面からも Al 付加フィルタの使用が有用であると考えられる。

1. はじめに

我が国の乳癌の死亡率は, これまで国際的にも低率なものの一つであったが, 1980年頃から徐々に増加し始め, 現在では女性の死亡率の第4位になっており, やがて欧米並の死亡率になることが予想されている。その原因に関していろいろ言われているが, 日本人の食生活が欧米人のそれに近くなったこと, 特に脂肪摂取量の増加が最大の原因の一つと考えられている。

乳癌の発生数の増加とともに, 女性のみならず行政的にも乳癌への関心は高まり, 1987年には, 老人保険法の事業の一つとして乳癌検診が取り上げられた。乳癌の検診は主に触診で行われているが, 触診だけだと小さな乳癌や触知不能な乳癌が見落とされる恐れがある。X線による乳房撮影は, 乳房全体を一枚のフィルムに撮影し, 乳腺病変の確定診断をすることができるため, 乳癌の検診や触診後の精密検査に最適である¹⁾。

乳房撮影において有用な検査を行うためには、乳房がX線吸収値の差の少ない軟部組織から構成されているにもかかわらず、皮膚、皮下脂肪組織、動静脈の血管、乳腺、乳管、腫瘍や微細な石灰化像などを適当なコントラストをもって描出する必要がある。そのためにはわずかな組織の違いに対してもX線吸収差が著明に生じる光電吸収領域のエネルギーのX線を用いる必要がある。一般には、低エネルギーX線を利用するため、モリブデン (Mo) 陽極のX線管に0.03 mm厚の Mo フィルタを組合せ、約30kVp の管電圧で撮影する方法が推奨されており、この方法では Mo のK特性X線 ($K\alpha = 17.9$, $K\beta = 19.5$ keV) が有効に利用できる^{2,3)}。

しかし被写体厚の厚い巨大乳房や脂肪組織の少ない若年者乳房においては、これら Mo のK特性X線が低エネルギーX線であるため、その大部分が被写体に吸収され有効に利用できない上、フィルムに到達する全X線量も減少し、感度的に優れた増感紙フィルム系を用いてもしばしば線量不足を生じることがある。Haus 等はこのように通常より高い管電圧の使用が望まれる状況においては、付加フィルタにアルミニウム (Al) を採用することが被曝線量低減の面から有用であると報告している⁴⁾。

今回我々は、陽極に Mo を使用した乳房撮影専用装置において、管電圧および被写体厚を変化したときのX線スペクトルを測定し、Mo 付加フィルタ使用時のスペクトルと Al 付加フィルタ使用時のスペクトルを比較することにより、

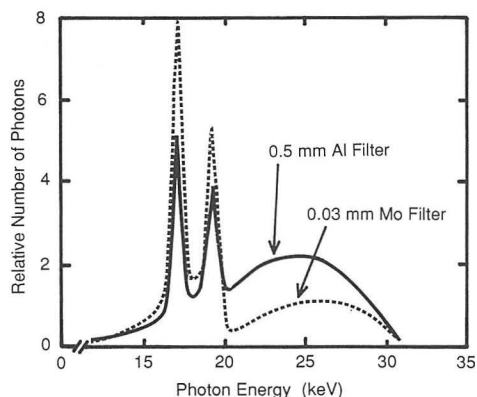


Fig. 1 X-ray emission spectra from a molybdenum-anode tube with 0.03mm Mo and 0.5mm Al filtration.

被写体が Mo の特性X線に与える影響について検討した。

2. 使用機器および実験方法

2.1 使用機器

乳房撮影装置：

X線発生装置 東芝 MGU-10C

X線管球 東芝 DRX-B1256EB-Mo

付加フィルタ 0.03mm厚 Mo および
0.5mm厚 Al

X線スペクトルメータ：

検出器 EG&G ORTEC GMX-10180-P

MCA SEIKO EG&G 7800-8A2

ファントム：

3 cmおよび5 cm厚ルサイトおよび水

2.2 実験方法

乳房撮影装置の管電圧を25, 30, 35kVp と変

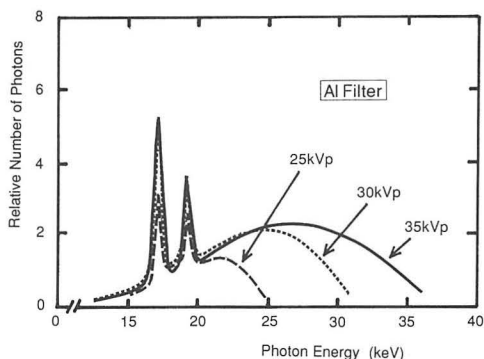
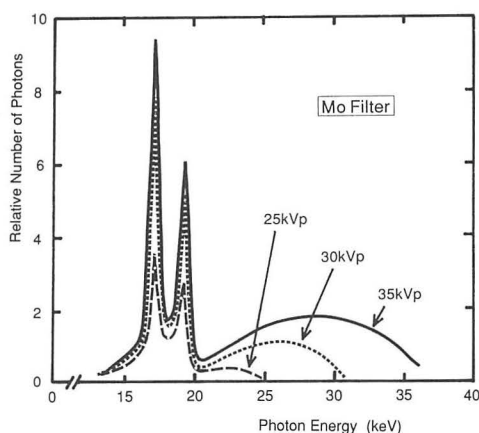


Fig. 2 Variation of X-ray spectra emitted at 25, 30 and 35kVp of tube voltage (dial setting).

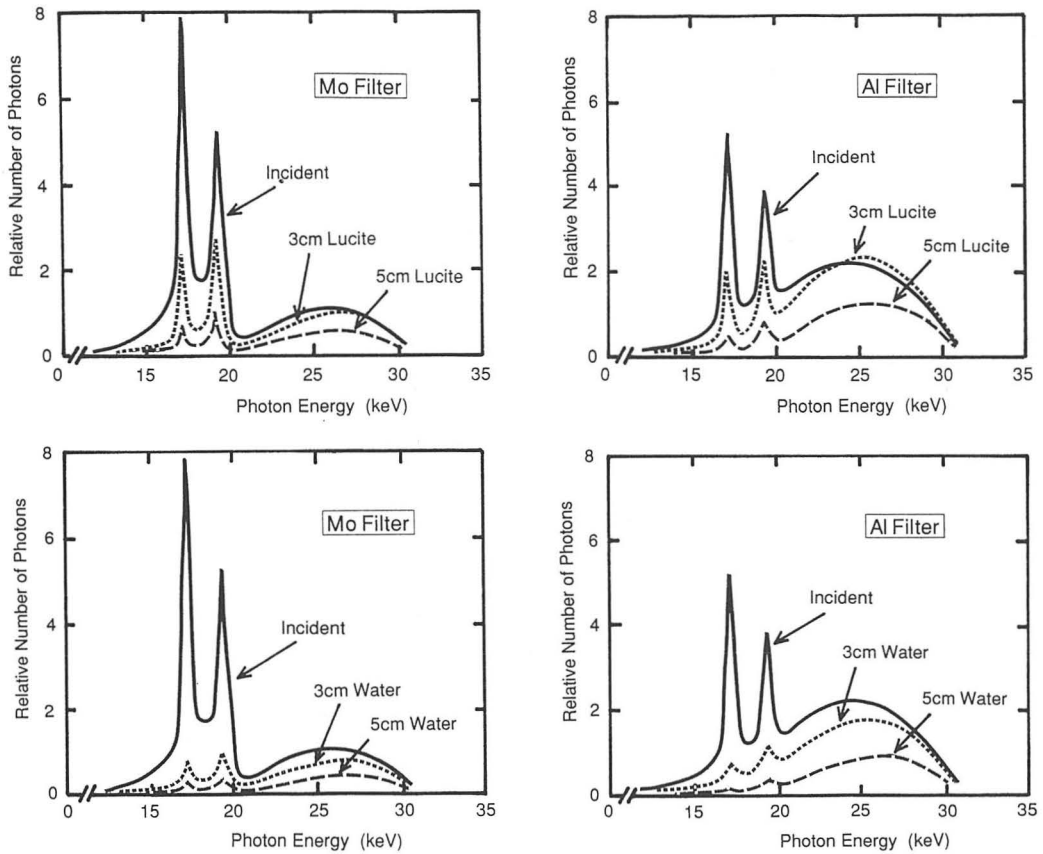


Fig. 3 Attenuation of X-ray spectrum transmitted through 3 and 5cm lucite, and 3 and 5cm water phantom.

化させ、被写体として3 cm、5 cm厚のルサイトおよび水ファントムを用い、Mo 付加フィルタを使用したときと Al 付加フィルタを使用したときのX線スペクトルを測定した。測定一回当りのデータ収集における mAs 値は、被写体入射X線の測定では1500mAs、被写体透過X線の測定では3000mAsとした。

また、スペクトルの測定は、日本放射線技術学会エックス線エネルギースペクトル測定指針⁵⁾に従い、ゲルマニウム (Ge) 半導体検出器を使用して行った。測定条件は以下のとおりである。

測定器印加電圧：900V

測定距離：310cm

Shaping Time：6 μ sec

パルス波形：Bipolar パルス

なお、エネルギーの校正は⁵⁷Coの γ 線(14.4keV)を使用し、スペクトルの形状について空気による吸収補正は行っていない。

3. 結 果

管電圧30kVpにおいて0.03mm厚 Mo 付加フィルタおよび0.5mm厚 Al 付加フィルタを使用したときのX線スペクトルを Fig. 1 に示す。17.9 および19.5keVにおいて Mo 陽極から発生した $K\alpha$ および $K\beta$ 特性X線が観察できる。また、Mo 付加フィルタ使用時のスペクトルでは20keV以上のエネルギー領域において Mo フィルタのK吸収端による選択的吸収が認められ、低エネルギー領域でのフィルタ効果と相まって、発生するX線は15から20keVのエネルギー領域が強調された単色X線に近いものであることが伺える。

Mo および Al 付加フィルタ使用時に管電圧を25、30、35kVpと変化したときのX線スペクトルの変化を Fig. 2 に示す。どちらのフィルタ使用時においても、管電圧を25から30kVpに上

昇するとK特性X線の量は約2倍以上に増加した。しかし、さらに30から35kVpに上昇してもK特性X線の量はほとんど増加せず、高エネルギー領域のX線のみが増加することが解かる。

管電圧30kVpでMo付加フィルタおよびAl付加フィルタを使用し発生したX線のスペクトルが、3cmおよび5cm厚ルサイトまたは水ファントムにより減弱変化する様子をFig. 3に示す。ルサイトによる減弱よりも水による減弱の方が大きく、3cm厚ルサイトファントム透過後X線スペクトルでは、入射X線スペクトルに比べ、20keV以上のエネルギー領域のX線量はあまり減少しないのに対し、K特性X線の量は約2分の1に減少した。また、同様に5cm厚ルサイトおよび3cm厚水ファントム透過後X線スペクトルでは、入射X線スペクトルに比べ、20keV以上のエネルギー領域のX線量は約2分の1あるいは3分の2に減少し、K特性X線の量は約5分の1程度に減少した。

Fig. 4に管電圧が30kVpのときの、またFig. 5には管電圧が35kVpのときの付加フィルタの

違いによるファントム透過後X線スペクトルの比較を示す。管電圧が30kVpでは、Al付加フィルタ使用時のX線スペクトルに比べMo付加フィルタ使用時のスペクトルは、K特性X線の量はほぼ等しく20keV以上のエネルギー領域のX線量は約2分の1である。また管電圧が35kVpでは、30keV以下のエネルギー領域については管電圧が30kVpの時と同様の傾向を示したが、30keV以上のエネルギー領域においては、MoのK吸収端の影響が20から30keVのエネルギー領域での影響よりも小さいため、フィルタの違いによるX線量の差も小さくなっている。

4. 考 察

組織のX線吸収差が少なくX線による被写体コントラストのつきにくい乳房撮影では低エネルギーX線が使用されるが、Mo陽極X管線にMo付加フィルタを組合せ30kVpの管電圧でX線を発生させると、15から20keVのエネルギー領域の低エネルギーX線が有効に発生できることがX線スペクトルの測定によって確認できた。

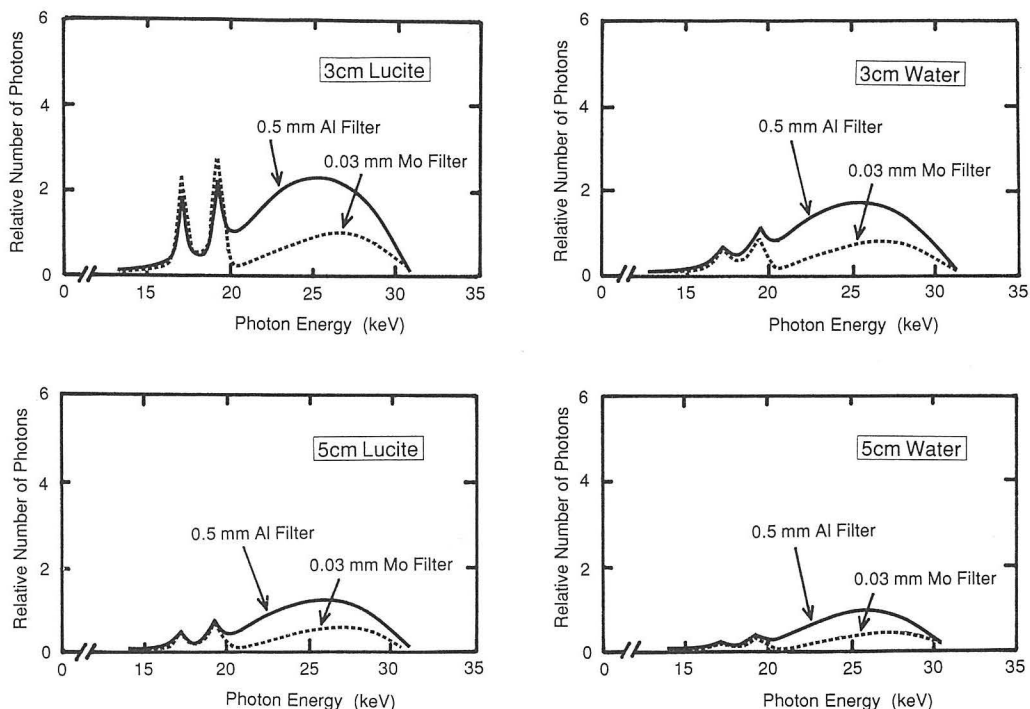


Fig. 4 Comparison of X-ray spectra transmitted through a phantom with 0.03mm Mo and 0.5mm Al filtration at 30 kVp of tube voltage (dial setting).

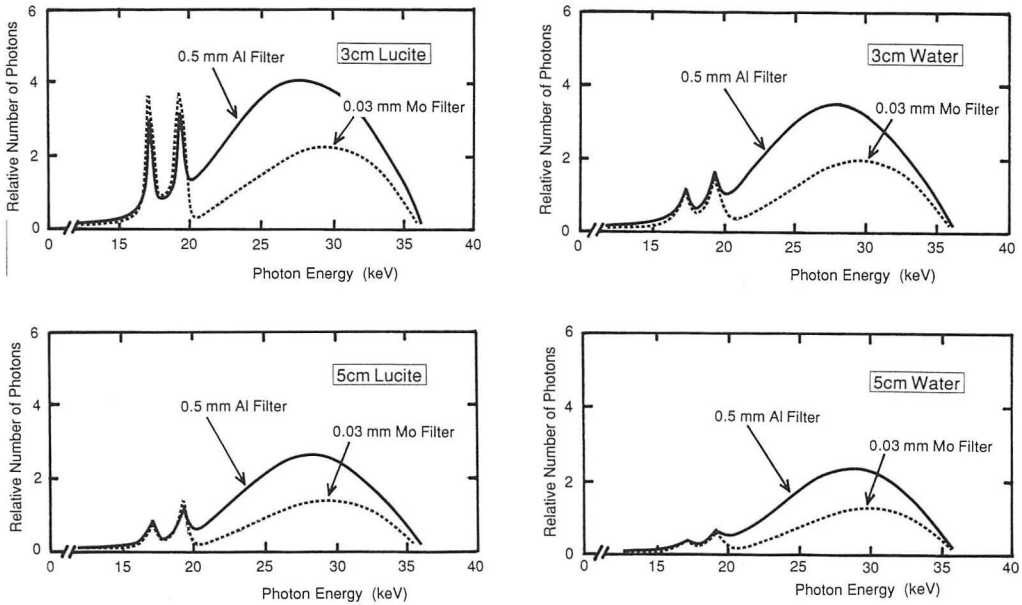


Fig. 5 Comparison of X-ray spectra transmitted through a phantom with 0.03mm Mo and 0.5mm Al filtration at 35 kVp of tube voltage (dial setting).

Table 1 Comparison of mean energy (KeV)

Tube Voltage (kVp)	Mo Filter					Al Filter				
	Incident Beam	Transmission Beam				Incident Beam	Transmission Beam			
		Lucite		Water			Lucite		Water	
		3 cm	5 cm	3 cm	5 cm		3 cm	5 cm	3 cm	5 cm
25	18.27	19.19	—	19.44	—	19.51	20.67	—	20.61	—
30	21.08	22.98	23.87	23.91	24.60	22.61	23.86	24.55	24.22	24.71
35	23.78	26.21	27.21	27.10	27.78	25.00	26.50	27.10	26.81	27.42

しかし、低エネルギーX線は被写体に吸収され易いため、被写体の種類、被写体厚によってはこれらの有効に発生された低エネルギーX線の大部分が被写体に吸収され、結果的にフィルムに到達せず、期待される低エネルギーX線の写真効果が認められない場合が生じる。このような場合には有用であるはずのX線が無用であるどころか有害な被曝のみに関係してくるため、術者側の十分な注意が必要である。今回の実験ではルサイトファントムで厚さ5cm、水ファントムでは厚さ3cmでMoのK特性X線の著明な減少が観察された。なお、ルサイトは脂肪組織と、水は筋組織と組織等価である。

各管電圧における入射X線および各ファントム透過後X線の平均エネルギーをスペクトルから計算⁶⁾により求め Table 1に示す。入射X線

では、Mo付加フィルタ使用時にはAl付加フィルタ使用時と比べ平均エネルギーにおいて1.2keV以上低く、最もMoのK特性X線が強調される管電圧30kVp時には1.53keVの違いが生じている。しかし、ファントム透過後X線においては被写体としてX線吸収の大きなファントムを用いるに従いその平均エネルギーの差は小さくなり、管電圧35kVp時にルサイト厚で5cm、水で3cm以上の吸収体を用いると平均エネルギーはAl付加フィルタ使用時の方が低くなる。このような場合にはX線被曝も考慮しAl付加フィルタを使用するべきである。なお、我々の実験ではMo付加フィルタ使用時に対しAl付加フィルタ使用時には乳腺に相当する部位における被曝線量は約50—63%であった⁷⁾。

また、Mo陽極X線管から発生するMoのK

特性X線による写真効果が全く期待できないのであれば、Mo陽極X線管に比べX線発生効率が約2倍高いタングステン(W)陽極X線管を使用⁸⁾した方が、X線被曝および撮影条件的にも有効であると推測される。

5. 結 論

(1) Mo陽極X線管にMo付加フィルタを組合せを使用する場合、MoのK特性X線を有効に発生させるには30kV_pの管電圧が適当である。

(2) 被写体厚がルサイトで5cmあるいは水で3cm以上である場合、被写体透過後のMoによるK特性X線の量は極めて少ない。

(3) 35kV_pの管電圧を使用する場合は、X線被曝の面からAl付加フィルタの使用が有用である。

6. 文 献

- 1) 市川平三郎監修：放射線臨床病態学，p 653，通商産業研究社，東京，(1991)
- 2) Johns HE, Cunningham JR：The Physics of Radiology, p 645, Thomas, Illinois, (1983)

- 3) 中村仁信，寺田央：X線電子写真 KIP 方式の基礎と臨床，pp 48—49，蟹書房，東京，(1990)
- 4) Haus AG, Metz CE, Doi K, Bernstein J：Determination of X-ray Spectra Incident On and Transmitted Through Breast Tissue, Radiology, **124**, 511—513, (1977)
- 5) 委員会報告：エックス線エネルギースペクトル測定指針，日放技学誌，**44** (9), 1452—1462, (1988)
- 6) 板谷道信，北山 彰，村中 明，西村明久，西下創一：マルチチャンネルアナライザエミュレータ用ユーティリティソフトの開発，川崎医療短期大学紀要，**10**, 22—26, (1990)
- 7) 黒住 晃，真田泰三，石井幸志，日地啓夫，荒尾信一，北山 彰，板谷道信，西村明久：スクリーンフィルム乳房撮影におけるアルミニウムおよびモリブデンフィルタのろ過効果と被曝線量の検討，日放技学会岡山支部会誌，**2**, 27—32, (1992)
- 8) Haus AG, Metz CE, Chiles JT, Rossmann K：The Effect of X-ray Spectra from Molybdenum and Tungsten Target Tubes on Image Quality in Mammography, Radiology, **118**, 705—709, (1976)