

異種増感紙の組合せによるエネルギー差分法の可能性について

長, 哲二
九州大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

坂本, 弘巳
九州大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

丸石, 博文
天野医院

<https://doi.org/10.15017/163>

出版情報：九州大学医療技術短期大学部紀要. 14, pp.7-13, 1987-02-28. 九州大学医療技術短期大学部
バージョン：
権利関係：



異種増感紙の組合せによるエネルギー差分法の可能性について

長 哲二^{*}, 坂本 弘巳^{**}, 丸石 博文^{***}

Dual-energy Subtraction Imaging by a Single X-ray Exposure

Cho Tetsuji, Sakamoto Hiromi and Maruishi Hirohumi

はじめに

X線撮影における強調画像の作成の方法としては時間差分法、エネルギー差分法が多く利用されている。

このいずれの方法も二回の撮影を必要とするので、その間の被写体の動きが問題となる。これを解決するために、従来から行なわれてきた同種類の増感紙二枚でフィルムを挟んで撮影する方法でなく、フロントとバックの増感紙に種類の違ったものを使用し、同時に二枚のフィルムを撮影し、この二枚のフィルムから差分法によって強調画像が得られないものか、その可能性を測定した種々の増感紙が吸収したX線のエネルギースペクトルのうえから検討した。

材料および方法

X線管球、ファントーム、検出器の種類と設置条件は前の報告⁵⁾と同じである。X線管球の管電圧は100 kV、管電流は2～3 mAを使用、ファントームは10 cmの厚さのものを使用した。測定はファントームの中心部を透過してきた直接線（散乱線は含まない）を利用し、ファントームと検出器のコリメータの間に、X線撮影用カセット、増感紙を挿入し、これ等を透過してきたX線のエネルギースペクトルを測定した。この測定を二枚の増感紙の種類とその組合せを

いろいろ変えて行い、その透過X線のエネルギースペクトルから、それぞれの組合せの場合のそれぞれの増感紙が吸収したX線のエネルギースペクトルを算出した。この実験に使用した増感紙を表1に示すがいずれもKYOKKOの製品である。

| 記号 | 蛍光体 | 厚み (mm) | |
|------------|--------------------------------------|---------|-------|
| | | フロント | バック |
| F S | CaWO ₄ | 0.100 | 0.100 |
| H S | CaWO ₄ | 0.135 | 0.170 |
| RE-SPECIAL | BaFCl: Eu + CaWO ₄ | 0.275 | 0.275 |
| G4 | Gd ₂ O ₂ S: Tb | 0.155 | 0.155 |

表1：実験に使用した増感紙の種類

測定にあたってはX線管球の出射口の照射中心軸から離れたところにSnの薄板(厚さ：0.1 mm純度：99.95%)を貼付し、それから発生するSnの特性X線をHpGe検出器で測定した。この特性X線の計数値で、測定したX線のエネルギースペクトルを規格化した。測定した特性X線のエネルギースペクトルの一例を1図に示す。

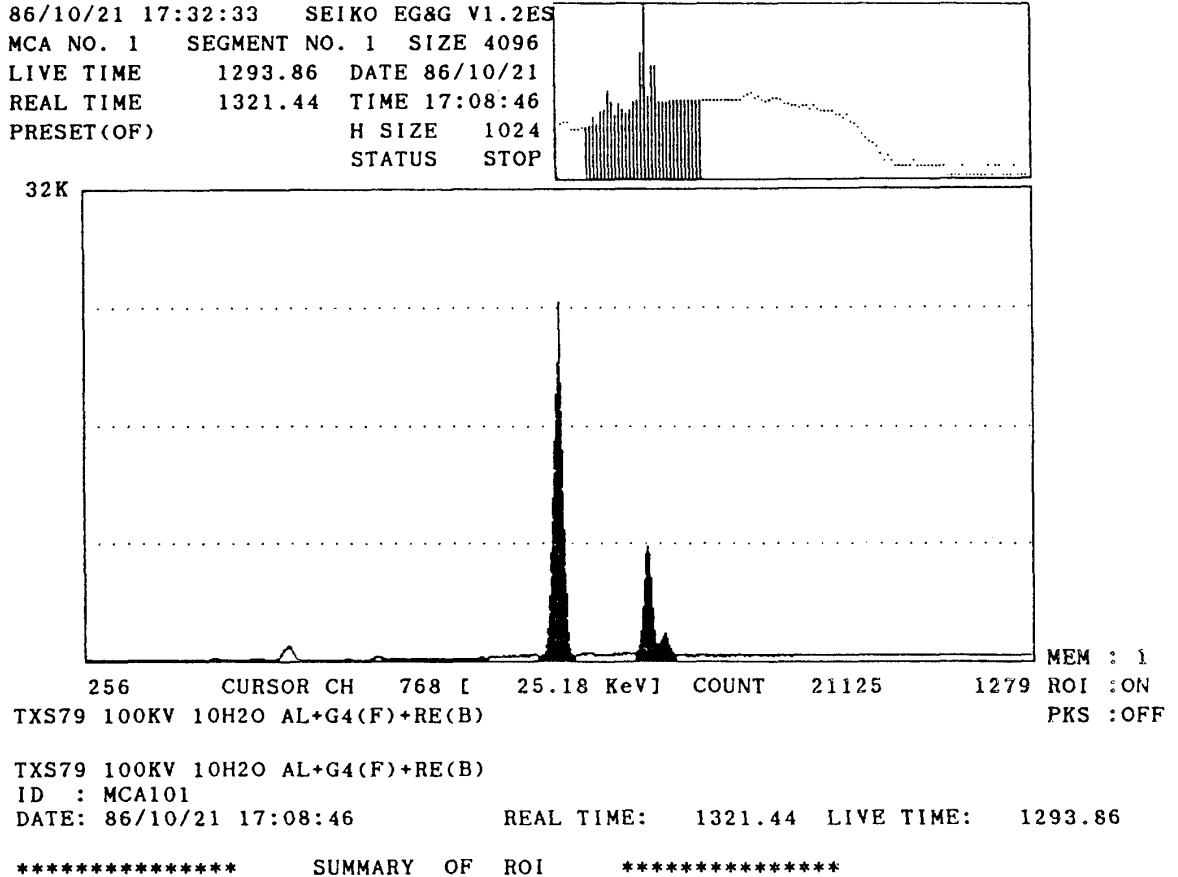
いままではスペクトルの規格化のために透過型や指頭型の線量計を使用した。X線発生装置の管電流が少ない状態(2～3 mA)で使用するためにX線の線量率が小さく線量計の誤差が無視できないために、今回はこのように特性X線を計数する方法を用いた。

透過X線のエネルギースペクトル測定の波高

^{*}, ^{**} 九州大学医療技術短期大学部
診療放射線技術学科

^{***} 天野医院

異種増感紙の組合せによるエネルギー差分法の可能性について



| ROI NO | START CH | STOP CH | PEAK CH | PEAK COUNTS | INT COUNTS | NET COUNTS |
|--------|----------|---------|---------|-------------|------------|------------|
| 1 | 745 | 785 | 768 | 21125 | 295997 | 276843.2 |
| 2 | 850 | 895 | 864 | 7950 | 116498 | 94333.7 |

図1：モニター用半導体検出器で測定したSnからの特性X線のエネルギースペクトル。

分析装置にはTN-1700, Snの特性X線測定にはSEIKO EG&G社製のパソコン波高分析装置を使用した。TN-1700で測定したX線のエネルギースペクトルは検出器の検出効率の補正, Pile up rejecterによるreject pulseの補正を行った。

管電圧は管電圧波高計 (KV-201D) で実験中は常時測定を行い, 一定管電圧に保った。

結果

10 cmの水ファントムとカセットのAl板を透過してきた管電圧100 kVのX線のエネルギースペクトルを2図に示す。これがフロントの増感紙に対する入射X線のエネルギースペクトルになる。このX線がさらにFSとG4の各々2枚の増感紙 (フロントとバック) を透過したエ

ネルギースペクトルを3図に示す。

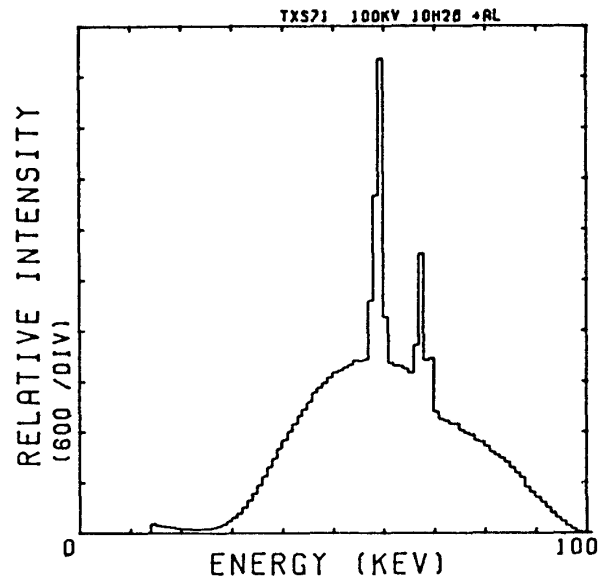


図2：管電圧100 kV X線の10 cm水ファントムとカセット透過後のエネルギースペクトル。

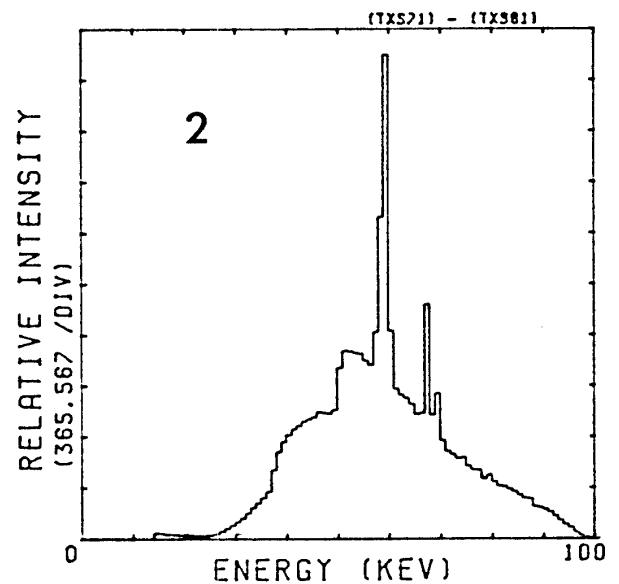
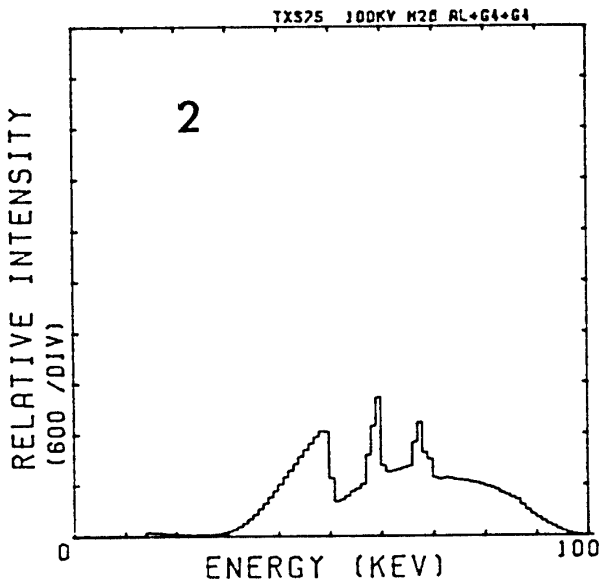
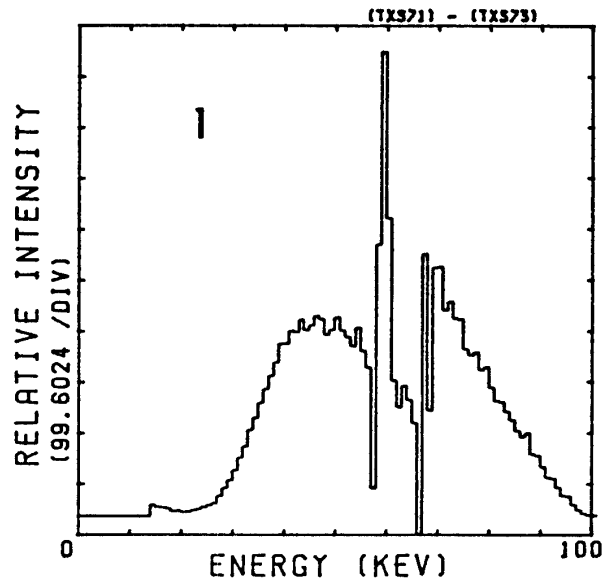
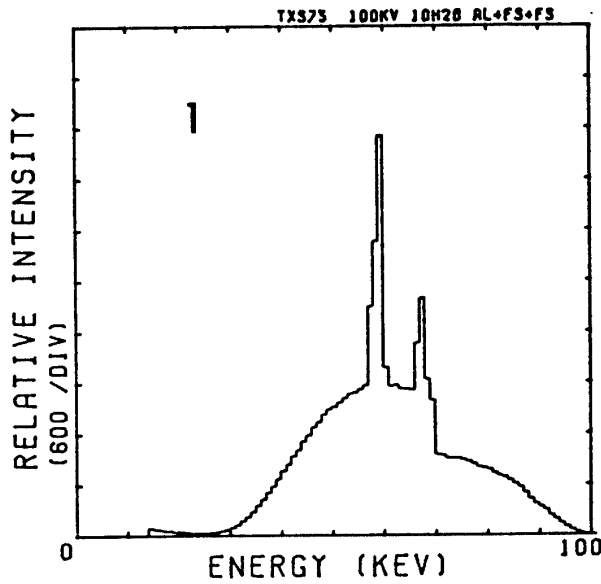


図3：管電圧 100 kV X線の 10cm水ファントム、カセット、増感紙を透過したX線のエネルギースペクトル。
 (1) FS+FS (2) G4+G4

図4：増感紙の吸収X線のエネルギースペクトル
 (1) FS+FS
 (2) RE-SPECIAL+G4

増感紙の種類によってその透過X線のエネルギースペクトルのちがいはあきらかであり、G4増感紙では構成元素であるGdのK吸収端(50.22 keV)の影響がはっきり表われている。このような透過X線のエネルギースペクトルのちがいは増感紙が吸収したX線のエネルギースペクトルのちがいを意味している。

それでフロントとバック二枚の増感紙が吸収したX線のエネルギースペクトルの例を二つ

図に示す。4-(1)図はFS増感紙を二枚組合せた例であり、4-(2)図は種類の異った増感紙G4とRE-SPECIALを組合せたものである。FSはCaWO₄系の増感紙であるためWのK吸収端(69.48 keV)、G4ではGdのK吸収端の影響がよく表われている。

異種の増感紙の場合フロントの増感紙はバックの増感紙にとってはX線のフィルターとしての役をはたすので、どちらの増感紙をフロント

異種増感紙の組合せによるエネルギー差分法の可能性について

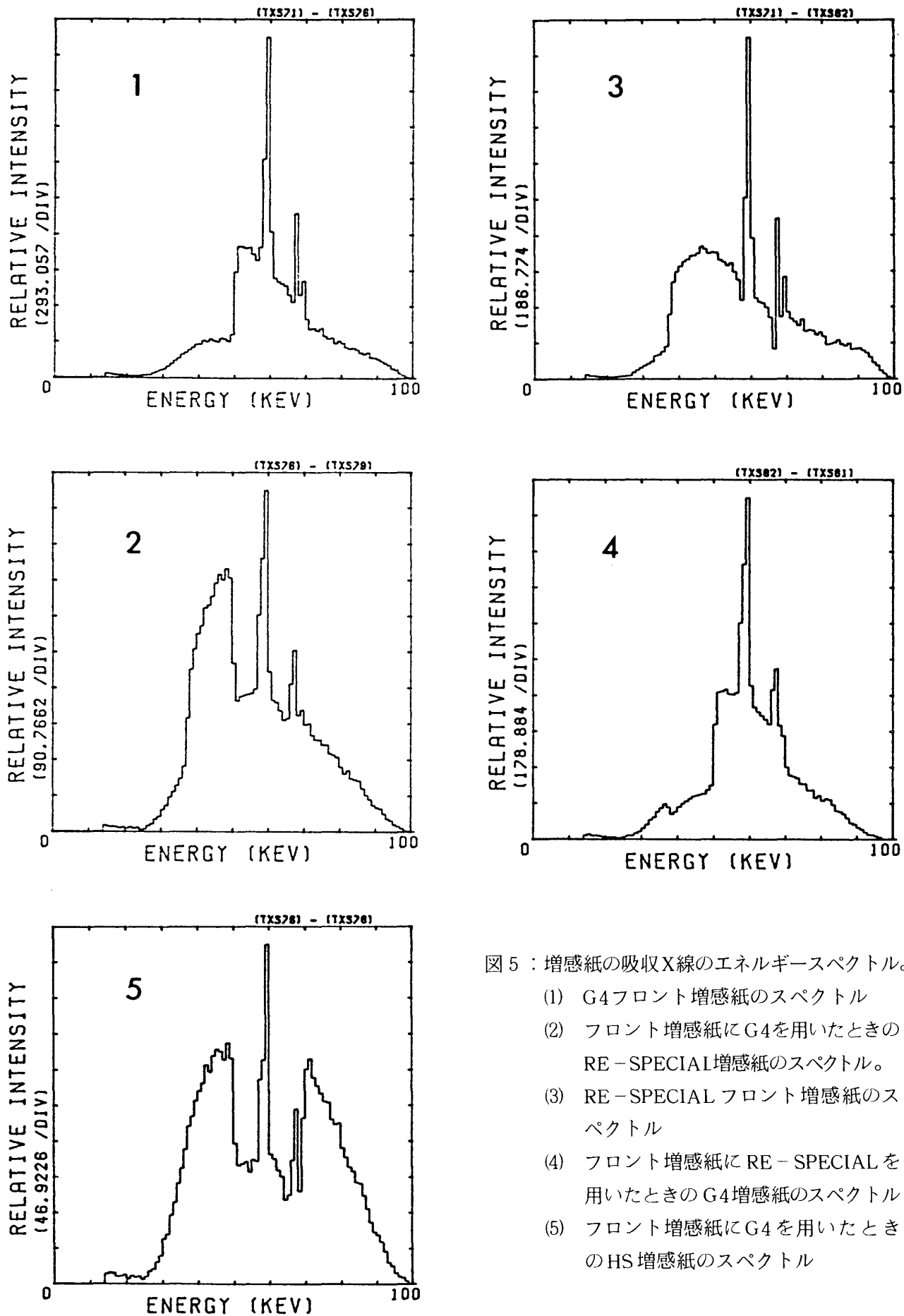


図5：増感紙の吸収X線のエネルギースペクトル。

- (1) G4フロント増感紙のスペクトル
- (2) フロント増感紙にG4を用いたときのRE-SPECIAL増感紙のスペクトル。
- (3) RE-SPECIALフロント増感紙のスペクトル
- (4) フロント増感紙にRE-SPECIALを用いたときのG4増感紙のスペクトル
- (5) フロント増感紙にG4を用いたときのHS増感紙のスペクトル

長 哲二, 坂本弘巳, 丸石博文

にするかによってその吸収 X 線のエネルギースペクトルが変化してくる。その例を 5 図に示す。5 図の(1), (2)はいずれもフロントの増感紙に G4 を用いた時の G4 とバックの増感紙 RE-SPECIAL の吸収 X 線のエネルギースペクトルであり, (3), (4)は RE-SPECIAL をフロントにした場合の RE-SPECIAL と G4 増感紙の吸収 X 線のエネルギースペクトルである。同じ組合せでもどちらをフロント増感紙にするかによってスペクトルが変化するのがわかる。5 図の(5)にはフロント増感紙に G4 をバックの増感紙に HS を使用したときの HS 増感紙の吸収 X 線スペクトルである。全く特異的な型をしたスペクトルになっている。

考 察

エネルギー差分法で強調画像を得るには、一般に行なわれているのは低い管電圧とより高い管電圧で撮影を行い、この二枚のフィルムを利用した差分法によっている。この場合二枚の画像で撮影の時間が異なるために、その間の臓器の移動という問題があり、これを解決するために撮影間の時間を短縮する努力が必要になってくる。^{3,4)}

この問題を解決するには同時に撮影した二枚の画像を利用することができればよい。これを可能にするには感度のエネルギー依存性が異なる二つのセンサーを用いて同時に撮影するか、同じセンサーを使用しセンサー間に適当な X 線のフィルターを挿入し前後のセンサーに入射する X 線のエネルギースペクトルを変化させて撮影し、差分法によって強調画像を得る方法²⁾を用いればよい。この実験で用いた増感紙はこのセンサーに相当するものである。測定の結果得られた増感紙の吸収 X 線のエネルギースペクトルは 5 図に示されるようにそれぞれの増感紙で異なり、また同じ増感紙であっても、増感紙に入射する X 線のエネルギースペクトルによっても変化することがわかった。

5 図の 2 と 5 図の 3 のスペクトルを比較してみると 5 図の 2 のほうが相対的に低エネルギー

部分の吸収が多いことがわかる。一方 G4 増感紙の吸収スペクトルをみると、フロント、バックどちらで用いてもスペクトルの形は大きくは変わらない。それで同じ G4 と RE-SPECIAL の増感紙の組合せであっても G4 をフロント、RE-SPECIAL をバックの増感紙として用いたほうが Gd の K 吸収端のエネルギー (50.22 keV) を境にして感度のエネルギー依存性のちがいを大きくすることができる。即ち感度のエネルギー依存性の異なるセンサーでの撮影が可能となる。このときのフロントの G4 増感紙はセンサーの間に挿入する X 線のフィルターの役もしている。

それで、このことを利用して片面乳剤のフィルムを用い、フロント (G4) とバック (RE-SPECIAL) 増感紙にフィルムを密着させフィルムの間には遮光のための黒紙を挿入して同一カセットに入れ撮影を行うとエネルギーの高い部分に感度の大きいセンサー (G4) と低エネルギー部分のほうに相対的に大きな感度をもつセンサー (RE-SPECIAL) による同時撮影ができて、この二枚の画像から差分法を用いて強調画像を作ることは可能であろう。

今述べたのは G4 と RE-SPECIAL の組合せの例であり、撮影の目的、管電圧によってその増感紙の組合せはかわるであろう。一例としてフロント増感紙に G4 をバックの増感紙に CaWO_4 系の HS を使用したときの HS 増感紙の吸収 X 線のエネルギースペクトルを 5 図の(5)に示すが、これは Gd, W の K 吸収端の影響で Gd の吸収端より低いエネルギー部分と W の吸収端 (69.48 keV) よりも高いエネルギー部分に大きな感度をもち中間部が相対的に X 線の吸収が少ないといった全く特異的なスペクトルになっている。これは同じ CaWO_4 系増感紙である FS の吸収スペクトル (4 図の(1)) と比較するとそのちがいがわかる。このように同じ管電圧で同じファントムを照射した場合でもそのときの増感紙の組合せによって増感紙が吸収する X 線のエネルギースペクトルが大きく変化することがわかった。

さらにファントムに入射するX線のエネルギースペクトルを付加フィルターで変化させると4図、5図に示すスペクトルも大きく変化することが考えられる。管電圧が100 kV程度での撮影ではX線写真に利用されるX線のエネルギー範囲は4図からわかるように40～80 keVである。それでそのエネルギー範囲のX線のエネルギー分布を特異的に変化させるにはこのエネルギー範囲にK吸収端をもつ元素をフィルターとして利用しないと効果的ではない(勿論被写体が薄い場合はこの限りではない)。一例としてHoを付加フィルターとして用いたときのX線のエネルギースペクトルを6図に示す。

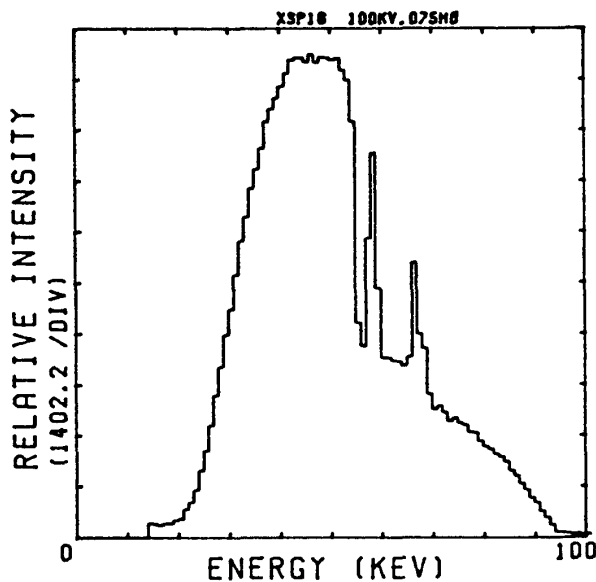


図6：付加フィルターに0.075 mmのHoを用いたときの管電圧100 kVのX線のエネルギースペクトル

このような元素は原子番号が大きく付加フィルター自身によるX線の吸収が大きくなり撮影に利用される線量率の低下が問題となる。しかし最近では大出力のX線発生装置、デジタルラディオグラフィーの利用によりこの問題も解決できるであろう。以上述べたようにX線撮影の場合、X線のセンサーとして働く増感紙のX線吸収スペクトルが増感紙の組合せ、付加フィルターによって大きく変化し、その組合せによってはエネルギー差分法による強調画像の作成に利用可能なものがあることがわかった。線量率の

問題はあるにしても同時に撮影したフィルムで差分法ができることは非常に有用な方法である。

この実験では散乱線を考慮にいていない。実際には散乱線によって低エネルギーのX線がより多く増感紙に入射して画像のコントラストを低下させるとともに吸収エネルギースペクトルを変化させる可能性もあるが、これはカーボン^{1,5)}グリッド等の使用により改善⁶⁾できる。

今後は測定した増感紙のX線吸収スペクトル、管電圧、付加フィルター、撮影目的の組合せを考えてファントム撮影を行い、写真的な問題を検討してゆく。

結 論

一般のX線撮影に使用されている増感紙の組合せ(異種の増感紙の組合せ)を選択することにより、同時X線撮影によるエネルギー差分法の可能性があることが増感紙のX線吸収エネルギースペクトルの測定結果から推測された。

本実験に使用した増感紙を提供していただいた三浦典夫、化成オプトニクスK.K. 技術本部部长に感謝いたします。

参考文献

- 1) Castle, J. W. : Sensitivity of Radiographic Screens to Scattered Radiation and Its Relationship to Image Contrast, Radiol. 122, 805-809, 1977
- 2) Ishigaki, T, Sakuma, S, Horikawa, Y, et al. : One-shot Dual-energy Subtraction Imaging, Radiol. 161, 271-273, 1986
- 3) 松尾啓志, 岩田 彰, 鈴村宣夫 他 : エネルギー差分法による軟部組織像抽出. 医用画像工学会誌, 2, 29-35, 1984.
- 4) 西谷 弘 : 私信
- 5) 坂本弘巳, 長 哲二, 小山田即 : 診断用X線スペクトルの測定. 医短大紀要, 6, 43-47, 1979
- 6) 坂本弘巳, 長 哲二, 阿部一之 : 診断用X

長 哲二，坂本弘巳，丸石博文

線のスペクトル測定（カーボンファイバグ
リッドの評価），医短大紀要，11，17-21，
1984.