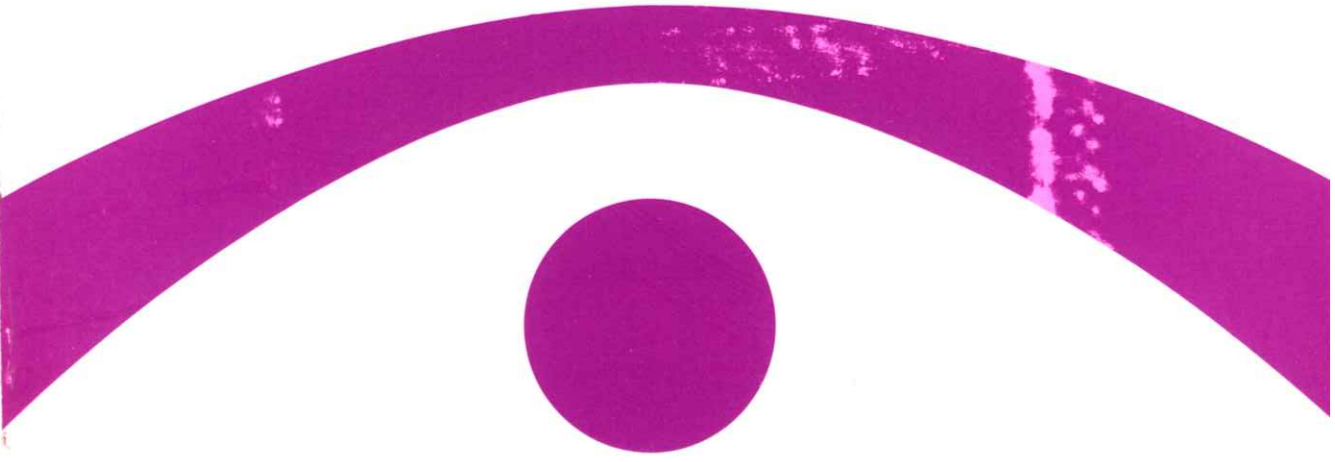


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻82号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 3 No. 1 January 1986



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第3巻第1号 1986年1月

目 次

会 告		
第84回研究会の案内—85回研究会の演題同い		会告 1
投稿規定の制定—内田論文賞候補論文の公募について—その他		会告 2
特別講演資料		
高出力フラッシュX線装置	磯部 寛	1
国際会議報告		
第7回医学物理・第14回医用生体工学合同国際会議および第4回NMR学会 に出席して	竹中 栄一	23
第7回医学物理・第14回医用生体工学合同国際会議に参加して		
..... (1)	小西 圭介	27
..... (2)	金森 仁志	29
論 文		
流れ画像生成システムの推定とその修復	樋口 清伯	31
診断時の管電圧波形に対するX線スペクトル測定法—70 kVpのデータ		
..... 松本 政雄, 中森 伸行, 金森 仁志		39
会 報		
研究会記事—理事会報告—新入会員名簿—会員移動		51
賛助会員名簿		54

告 白

第84回研究会のご案内

第84回研究会を下記のように開催します。

日 時 昭和61年2月22日(土) 10:00~17:00

場 所 千葉大学 松韻会館大会議室 (地図参照)

〒260 千葉市弥生町1-33

TEL 0472-51-1111

特別講演 10:00～11:00

画像と計測

千葉大学工学部 久保 走一 教授

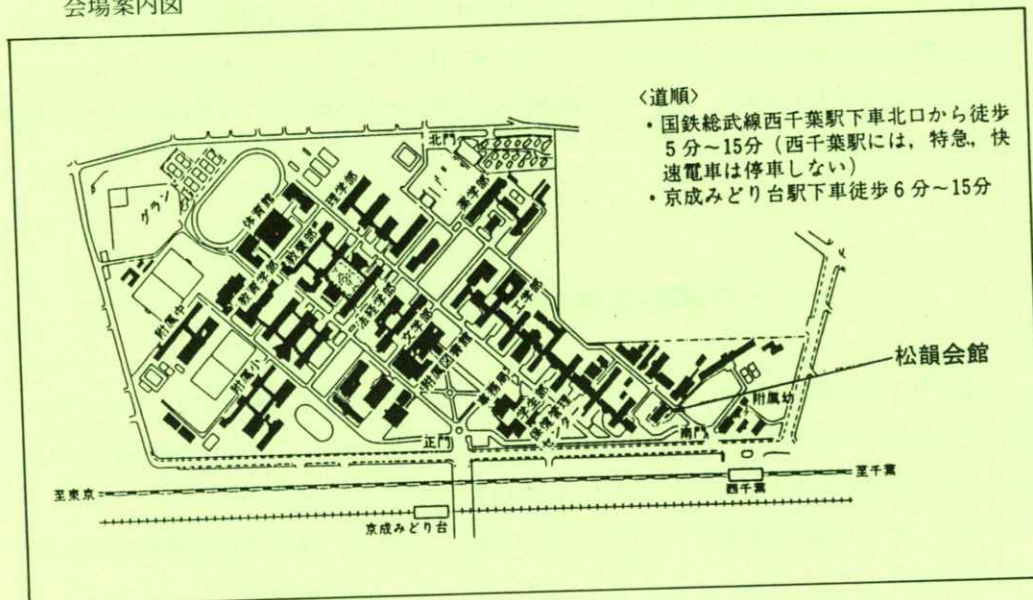
見学 11:00~12:00

千葉大学工学部画像工学科および千葉大学情報処理センター

研究発表 13:00～

発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場案内図



第 85 回 研 究 会 演 題 伺 い

第85回研究会を下記のように開催します。演題を多数お寄せ下さい。

日 時 昭和61年 6 月 7 日 (土)

場 所 大阪大学工学部

演題〆切 昭和61年 4 月19日 (土)

申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内 医用画像情報学会

TEL 075 (791) 3211 (内584, 585)

(なるべく、文書でお願いします。)

—— 投 稿 規 定 の 制 定 ——

昭和59年 6 月に医用画像情報学会と名称変更して以来、編集委員会を設置して、研究会で発表された内容を編集委員会で審査し、さらに提出された原稿をも審査してから掲載していましたが、60年10月13日の理事会で投稿規定を定めました。

今回、新しく、直接投稿もできるように明文化しましたので、奮って投稿して下さい。

投稿規定を会誌裏表紙の内側に掲載しましたので、投稿される方は、それを参考にして下さい。なお、原稿受理年月日を、規定 3.1 の原稿では定例研究会の日とし、3.2 の原稿では事務局到着の日とします。

—— 内田論文賞候補論文の公募について ——

会誌 2 巻 3 号で御報告しましたように、内田会長から、岐阜大学を定年退官されたのを機に、論文賞の基金を本会に寄付して頂きました。今回、これに基づいて、第 1 回の表彰を行ないます。下記の要領で候補論文の公募を行ないますので、応募して下さい。

1. 対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol. 1, No. 1 ~ Vol. 2, No. 3 (4 冊)に掲載された論文
2. 応募要領

下記の事項を B 5 版 (縦長) に記入して、事務局宛てにお送り下さい。自薦でも他薦でも結構です。

内田論文賞の推薦について

1. 著者，論文名，巻，号，頁
2. 推薦理由 200字以内
3. 推薦者名 印

3. 選 考 選考委員会（仮称）で行なう。
4. 締 切 日 昭和61年2月13日
5. 表 彰 昭和61年6月7日の総会で行なう。

——— 昭和60年度会費納入と会員勧誘のお願い ———

昭和60年度会費納入を，昨年5月にお願いしました。未納の方は，至急払い込んで下さい。送金には，会誌2巻2号に同封した郵便振替用紙等を利用して下さい。2年以上納入されないときは退会扱いとなりますので御注意下さい。

また，60年度には多くの方が本会に加入されました。更に本学会を発展させていくため，会員の皆様の周りに，本会に入会を希望されている方がおられましたら，入会するようお勧め下さい。なお，本会誌から入会申し込み用紙を会誌に綴じ込みましたので希望者に配付（コピーでも可）していただけるようお願いします。

——— 外国人の講演会について ———

本会では，国際交流事業として，外国人の講演会に必要な費用の一部を補助しています。候補者があれば，事務局に申し込んで下さい。なお，今のところ，講演会だけの通知を会員全員に発送することは出来ません。会誌に掲載する関係上，下記の表を目安として早い目に，手続きをして下さい。他学会に協賛する方式でも結構です。

申 込 切	3 月 下 旬	7 月 下 旬	1 1 月 下 旬
会 誌 発 行	5 月 中 旬	9 月 中 旬	1 月 中 旬

高出力フラッシュX線装置

磯 部 寛

岩手医科大学教養部物理学教室 〒020 盛岡市本町通3-16-1

(1985年11月15日 受理)

High Intensity Flash X-ray Generator

Hiroshi ISOBE

Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,

3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020

(Received November 15, 1985)

The construction of a high intensity flash X-ray (FX) generator with two new types of FX tubes for biomedical radiography is described. The FX generator may be used for condenser charging voltages of 50 to 100 kV, and peak currents of 20 to 40 kA. The electric pulse width of the FX wave forms ranged from 0.2 to 0.4 μ s, and the maximum intensities of the two tubes were about 70 and 150 mR at 1 m per pulse, respectively. The effective focal spots obtained by these tubes varied according to the kind of tube, the condenser charging voltage, the anode-cathode (A-C) space, etc., ranging from 0.2 to 4.0 mm in diameter. We selected two combinations of electrodes: (a) for normal focusing and a high dose rate; (b) for fine focusing and a low dose rate. The FX intensity was determined by the condenser charging voltage and the A-C distance, while the FX quality (average spectrum distribution) was determined by the average voltage of the FX tube and insertion of metal filters. Various clear FX images were obtained by controlling the FX intensity and quality. We used Fuji Computed Radiography (FCR) in conjunction with our FX radiography, and by controlling the FX quality and the focal spot size, we obtained some interesting new biomedical radiograms.

1. は じ め に

熱陰極管を持つ医用X線診断装置の研究は、そのほとんどが体系化されている今日、極端条件下においても使用可能なもの、すなわちフラッシュ

X線装置はX線に残された数々の利点を引き出す可能性を秘めている。フラッシュX線に関する研究は世界的に見れば筆者の友人 R. Germer によって1979年に集約されたが¹⁾、その後も小型高出力化、連続照射型などの研究が盛んに行なわれて

いる²⁻¹²⁾。

フラッシュX線装置を用いて生体の鮮明な画像を得るためには、解像力を得るために小焦点であることが望ましい。また動的な被写体は距離による画像のゆがみを押えるために線源からなるべく遠ざけて撮影する必要がある。すなわち瞬間(1 μs程度)にきわめて大線量のX線が必要となる。さらに軟X線からやや硬めのX線までの生体の各部位に合わせた線質(スペクトル)調整も必要となる。以上よりこの装置を医用X線撮影装置として応用する際には、被写体や撮影目的に合わせて上述の3条件を調整する必要がある。

従来のフラッシュX線装置は主に物性や軍事研究^{2,3,13-15)}を目的としていたために、高電圧仕様のものが大部分を占め安全性、安定性に欠けているのが現状である。また低電圧領域における高出力、高解像力に関する研究の立遅れ、あるいは医用として必要不可欠なスペクトル分布に関する基礎研究の欠如のため、一般にX線画像の質が悪く実用化が危ぶまれてきた。したがって生物・医学における応用例は外国においてもほとんどなく我が国においては本研究^{3,4,6-12,16,17)}の他皆無である。

以上のような状況をふまえて本稿では低圧領域(100 kV以下)で高出力を得るための高電圧パルサーと電界放型X線管の構成を中心課題とし、X線強度、線質および実効焦点等を測定し、これらの調整法を検討した。さらに一般フィルム・スクリーン系を用いた画像とFuji Computed Radiography (FCR)¹⁸⁾を用いた画像についても述べる。

2. 装 置

2.1 装置の高出力化

一般に単位時間当りの連続X線強度 dI/dt は

$$dI/dt = AXJV^2 \quad \dots\dots\dots (1)$$

で表現される¹⁹⁾。ここでXは陽極(対陰極)原子番号、 J は管電流、 V は陽陰極間電圧で、 A は定数である。 dI/dt が時間的に変化しないものと仮定するならば、(1)式よりX線強度 I_0 は照射時間を T として、

$$I_0 = AXJV^2 T \quad \dots\dots\dots (2)$$

となる。周知のようにフラッシュX線装置は熱陰極と比較すると照射時間 T が極端に短かいと同時に、本装置は低電圧領域(100 kV以下)で使用するから、高出力を得るのは至難の技である。

(2)式より V 、 T が小さい場合に高出力を得るには管電流 J を多くすることとコンデンサの静電エネルギーを有効にX線として変換することが必要である。装置を低インピーダンス化し、放電回路の電流容量を増大させることは、とりまなおさずフラッシュX線の高出力をもたらす。

Table 1は現在世界各国で広く利用されているHewlett Packard, Scanditronix社と本装置の性能比較表である。現在市販されているものは100～2,300 kV程度迄のものでX線管により大別すれば真空封入型とターボ分子ポンプあるいはイオンゲッターポンプ付きの排気型になる。一般に前者は電流容量を大きくできないので低出力となり易い。これと比較して後者は分解組立が容易で電極交換も可能であるから、ある程度の電極消耗が予想さ

Table 1 Various flash X-ray systems.

FLASH X-RAY SYSTEM												
MODEL		HEWLETT PACKARD					SCANDITRONIX				IWATE MEDICAL UNIVERSITY	
ITEM	43731A	43733A	43734A	43710A	43703B	300	450	600	1200	Type A	Type B	
OUTPUT VOLTAGE (kV)	150	300	450	1000	2300	100-300	150-450	250-600	500-1200	40-100	40-100	
OUTPUT PEAK CURRENT (kA)	2	5	6	6	6	10	10	10	10	20-40	20-40	
EFFECTIVE FOCAL SPOT SIZE (mm)	3	5	5	5	5	1	1	1	1	0.2-3	1-4	
PULSE WIDTH (ns)	70	30	25	25	40	20	20	20	20	300	200-400	
INTENSITY PER PULSE	40mR /20cm	55mR /38cm	20mR /1m	55mR /1m	15mR /2m	9mR/1m	20mR/1m	30mR/1m	65mR/1m	max 70mR/1m	max 150mR/1m	
VACUUM SYSTEM	ENCLOSED TYPE					ENHAUST TYPE						

れる場合でも電流容量を大きくすることができる。
本装置はターボ分子ポンプ付きの排気型で付属するX線管の種類によりタイプA、B型に分けられる。使用電圧は40～100 kVと最も低く、管電流は20～40 kAと非常に多い。X線パルス幅は0.3 μ s一定（タイプA型）、0.2～0.4 μ s（タイプB型）と比較的長い。生物・医学用として用いる場合には問題とはならない。A、B型における最大の発生強度はおおの70 mR 1 m/pulse、150 mR 1 m/pulseと低電圧領域では世界最大と思われ、焦点は0.2～4.0 mm ϕ で、分解能を上げて撮影可能である。

2.2 装置の構成

試作したフラッシュX線装置のブロック図をFig. 1に示す。本装置はコントロールボード、直流高電圧発生装置、同軸型高電圧コンデンサ、エアーギャップ²⁰⁾、トリガー装置、乾燥圧搾空気源、ターボ分子ポンプユニット、およびX線を生じさせる真空のフラッシュX線管より構成される。本装置の放電回路はトリガー装置を中心とした同

軸型である。トリガー装置が作動し、エアーギャップスイッチが短絡すると、陽陰極間電圧がコンデンサ充電電圧とはほぼ等しくなり、フラッシュX線管内での電界放出を誘起する。リターン棒は8本で、本数を調整することにより回路のインダクタンスも多少調整できる。本パルサー回路は単純であるが、低電圧（100 kV以下）での電圧安定度は最もよい。

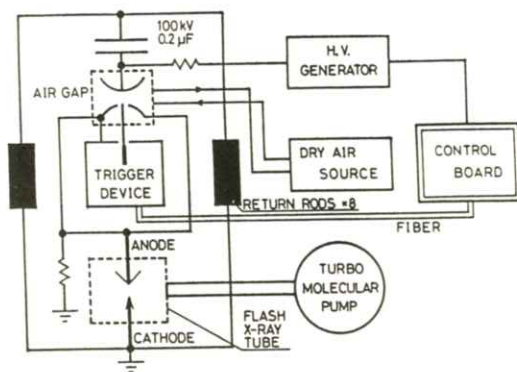


Fig. 1 Block diagram of the high intensity soft flash X-ray generator.

2.3 フラッシュX線管

フラッシュX線装置を用いて生体の鮮明な画像を得るためには、X線管の構成が最も重要となる。

Fig. 2は単発型高エネルギーパルサーに付属する2種の管で、円錐状の陽極チップ（タングステン）を持つ。タイプA管は針状の陰極（タングステン）を持ち、電極角の組合わせにより高出力、小焦点用の2通りに使い分けできる^{7,11)}。タイプBは環状の陰極（タングステンあるいはモリブデン）を持ち、特に高出力を得たい場合に用いる¹²⁾。この管における陽極の先端角は電子流の衝撃による

破損の防止、あるいは小焦点を得るために、 $30 \sim 45^\circ$ 程度が良い。

図のようにこれらの管は同一の真空容器を用いて陰極部あるいは照射口部を取替えることにより、構成される。ベリリウム銅製の陽極棒にはインパルス大電流のために起こされるプラズマが管内に広がるのを防ぐため、ステンレススチール製のディスクを取付けた。次に焦点外X線の除去を目的として真空ハウスの内部と外部に照射口を取付けた。特に内部照射口を線源近くまで取付け、さらに形状を工夫することによって管内よりの散乱

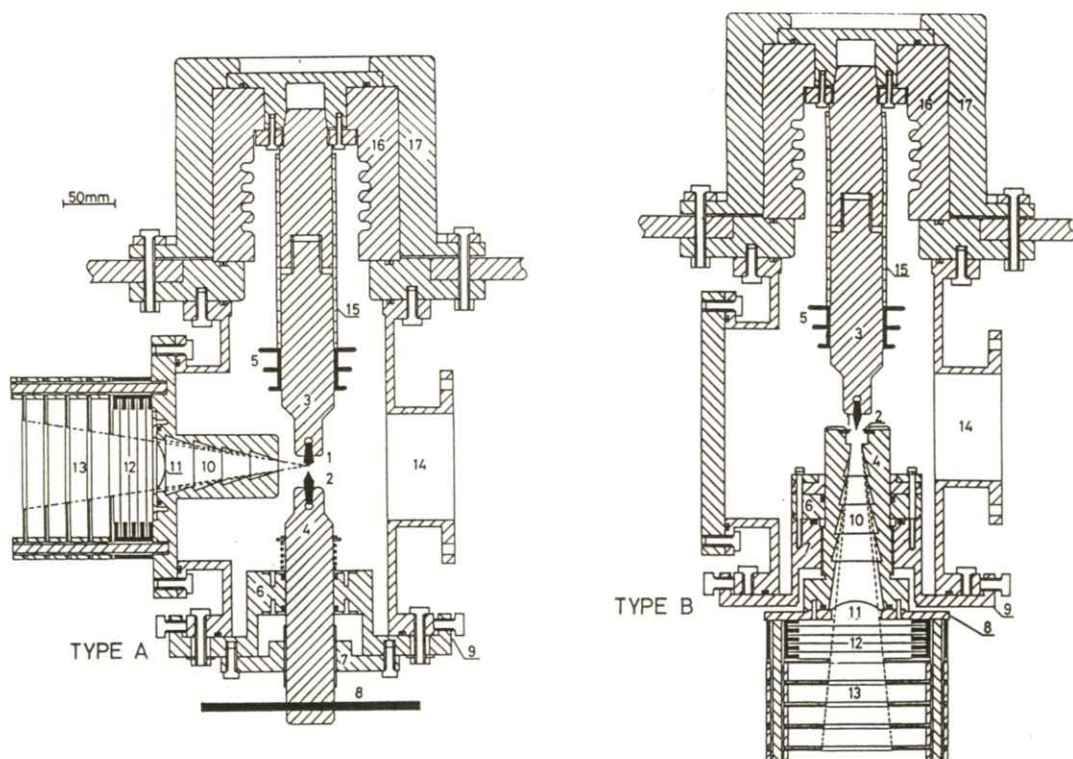


Fig. 2 Construction of the flash X-ray tubes for biomedical use: 1. anode tip; 2. cathode tip (TYPE A), cathode ring (TYPE B); 3. anode rod; 4. cathode rod; 5. plasma protecting disk; 6. vacuum seal; 7. electric contact part; 8. anode-cathode distance adjuster; 9. center adjuster; 10. internal output mouth of X-ray; 11. mylar window; 12. various filters; 13. external output mouth of X-ray (diaphragm); 14. vacuum mouth; 15. glass insulator; 16. ceramic insulator; 17. epoxy resin insulator.

線を除去した。これによりX線画像の鮮鋭度が飛躍的に増大する。外部照射口は鉛板（ステンレススチールで補強）の5枚絞りで照射野を限定し、板間隔を大きくとることにより焦点外X線の除去にも役立てた。照射口の窓としては軟X線でも容易に透過する0.25 mmの mylar 板を使用し、外側に軟X線除去用の金属フィルターをセットして生体の各部位に合わせたスペクトルに調整する。スペクトル分布およびX線出力は陽陰極間距離によっても変化するので、これを管外部より調整する機能も付加した。管上部にはセラミック、エポキシレジンとともに真空容器と陽極棒間での漏洩電流を防ぐため、陽極棒にもパイレックスガラスの絶縁体を施した。

3. 動作原理

3.1 X線強度と線質

連続X線の強度は前述の(1)式で近似されるが、管電流および電圧は時間とともに変化し、非線形的な振舞いをする¹¹⁾。すなわち(1)式は次式で表現される。

$$\frac{dI}{dt} = AXJ(t)V(t)^m \quad \dots\dots\dots (3)$$

(3)式をX線照射時間 T で積分すればX線強度 I_0 は

$$I_0 = AX \int_0^T J(t)V(t)^m dt \quad \dots\dots\dots (4)$$

となる。ここで実験結果より、ある程度の精度を考慮した m 値を求めるには、 $J(t)$ 、 $V(t)$ の

波形を高次関数で近似し、コンピューターを使って積分した後、強度の測定結果と比較すればよい¹²⁾。この式で、 m を2に近似し、照射時間 T を一定とすれば、

$$I_0 = AXV_c^3 \frac{Z^2}{(Z+Z_0)^3} \quad \dots\dots\dots (5)$$

となる⁷⁾。ここで V_c はコンデンサ充電電圧、 Z は陽陰極間インピーダンス、 Z_0 はパルサーインピーダンスである。(4)式より I_0 は V_c の3乗に比例して増加することになる。次に特性X線の強度 I_k に関しては、特性線の出力する臨界電圧を V_k とすれば同様の近似より、

$$I_k = BV_c^{25} \frac{1}{Z+Z_0} \times \left(\frac{Z}{Z+Z_0} - \frac{V_k}{V_c} \right)^{1.5} \quad \dots\dots\dots (6)$$

となる⁸⁾。さらに管電圧の平均値 $\langle V \rangle$ は

$$\begin{aligned} \langle V \rangle &= \frac{1}{I_0} \int_0^{I_0} V dI \\ &= \frac{3}{4} V_c \frac{Z}{Z+Z_0} \quad \dots\dots\dots (7) \end{aligned}$$

となる。(5)~(7)式において Z_0 は定数であるが、 Z は時間とともに変化するから

$$Z(t) = \frac{V(t)}{J(t)} \quad \dots\dots\dots (8)$$

となる。しかし、 Z は $Z(t)$ の時間平均と考える

ならば、タイプA管の場合には次式で近似されるであろう。

$$Z = C_1 l_1 + C_2 \left\{ \tan \left(90^\circ - \frac{\alpha}{2} \right) + \tan \left(90^\circ - \frac{\beta}{2} \right) \right\} \quad \dots\dots\dots (9)$$

ここで l_1 は電極間距離、 α 、 β は陽陰極の先端角、 C_1 、 C_2 は定数である。すなわちこの式の最初の項は陽陰極間距離によるパラメーターで、2項目は電極角によるものである。一方、タイプB管の場合、陽陰極間隔を l_2 とし、ある定数を C_3 とすれば、次式で近似される²¹⁾

$$Z = C_3 l_2^2 \quad \dots\dots\dots (10)$$

(5)~(10)式により、 l_1 、 l_2 、 α 、 β を変化させる

ことにより、 Z が変化し、これにより I_0 、 I_k 、 $\langle V \rangle$ が変動する。

Fig. 3 は(5)~(7)式より計算した連続および特性X線の強度と管電圧の平均値である。グラフの横軸はインピーダンス比 $P = Z/Z_0$ としたが、 Z_0 が一定であるため、実質は陽陰極間インピーダンス Z となる。グラフには参考のために陽極にモリブデンを使用した場合についても計算しておいた((a)、(b) 参照)。図より、連続X線強度は $P < 2$ の領域で急激に増加し、 $P = 2$ で最大となる。 $P > 2$ の領域では少しずつ減少する傾向にある((a) 参照)。このことは陽陰極間インピーダンスの増加による管電流の減少に起因する。特性線の場合も電極間インピーダンスの増加とともに強度にピークを生じるが、これは特性線の出力する臨界電圧によっても変化する。本装置の場合には陽極材料としてタングステンを使用している

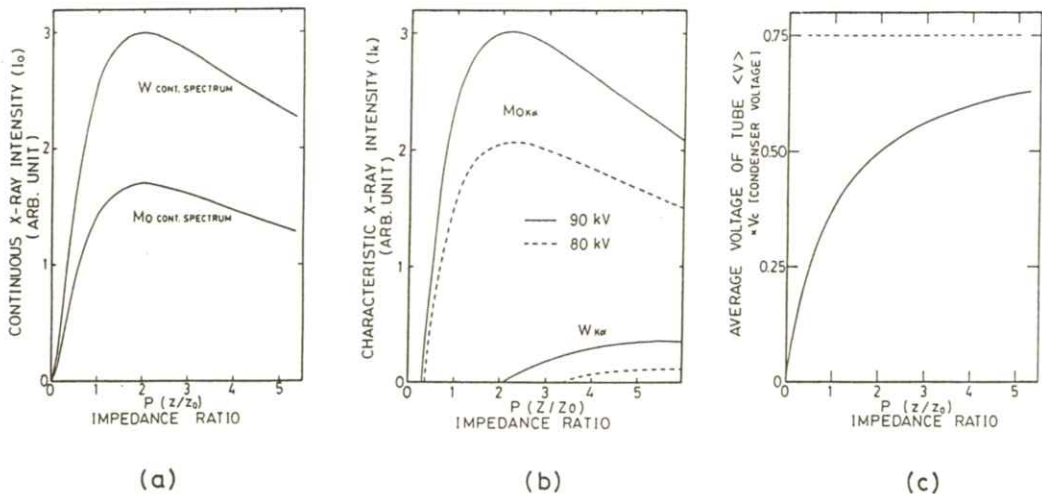


Fig. 3 Calculated values of the flash X-ray characteristics as a function of the impedance ratio P :
 (a) continuous flash X-ray intensity; (b) characteristic flash X-ray intensity;
 (c) average voltage of tube.

ンK α 線はほとんど出力しないことが分る((b)参照)。これに対して管電圧の平均値は P を大きくすれば充電電圧の $3/4$ に近付くが、通常、連続X線の強度は $P < 3$ の領域で調整されるから、 P の減少とともに急激に減少する傾向にあり、これにより線質も柔らかくなる((c)参照)。このことは充電電圧を一定にした場合にも陽陰極間インピーダンスの調整によりX線強度および線質を制御できることを意味する。

3.2 電気的特性

フラッシュX線装置の管電流と陽極電位はやや不規則ではあるが、減衰振動波形を呈する²²⁾。しかし、X線出力は1パルスである。以下にフラッシュX線発生メカニズムをモデル図を用いて考えてみる。

Fig. 4 は管電流、陽極電位およびX線出力を表す図である。放電回路のインダクタンスおよび静電容量は定数である。ここで回路の直流抵抗が定数であれば管電流と陽極電位は規則的な減衰振動波形となる。この場合のX線出力は管電流、陽極電位が正あるいは負にのみ出力するので図のようになる((a)参照)。ここで負の出力は陰極より発生するX線意味する。

しかし実際の測定結果ではX線出力は1パルスである。このことは電極間インピーダンスがX線出力時に無限大から零オーム程度迄連続的に変化することを意味する²³⁾。零オーム程度では電極間の電圧降下が小さいのでX線はほとんど発生しない。すなわち回路の抵抗(パルサーは一定であるので主に放電抵抗)が連続的に小さくなるように変化すれば放電初期の管電流、陽極電位の周期

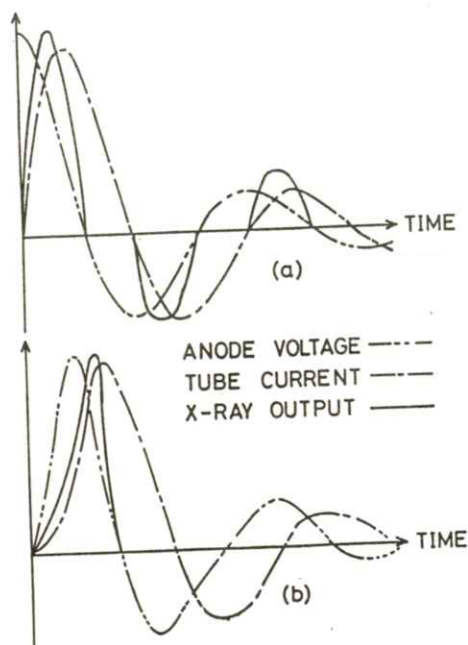


Fig. 4 Two models of the flash X-ray characteristics (anode voltage, tube current, flash X-ray output): (a) at the condition of the constant discharge resistance; (b) at the condition of the discharge resistance which is becoming smaller by degrees.

は長くなり、X線出力は1パルスとなる((b)参照)。なお実測の結果もこれと同様となった。

4. 撮影条件に関する諸特性

4.1 連続X線強度

X線出力波形(X線パルス)の波高および面積は、X線強度(時間積分値)にほぼ比例すると考えられる。しかし、フラッシュX線の場合にはシンチレーターの発光量が飽和することがあり、シンチレーターおよび光電子増倍管のエネルギー依存も関係するので絶対値の測定は困難である。したがってここで紹介する波形はフラッシュX線強

度（時間変化）の概要である。

X線パルス測定のプロック図はFig. 5に示す通りである。X線パルスを測定するには検出器の残光時間(decay time)が問題となる。最近ではPINダイオードを用いた測定が一般的となったが、ここでは、残光時間が数nsのトルエンシンチレーター（トルエン—100 ml, PPO—4.0 g, POPOP—0.1 g）を用い光電変換法により測定した¹⁶⁾。

Fig. 6はタイプA管により得られた波形で、陽陰極角はそれぞれ120°, 50°である。(a)は陽陰極間距離を4 mm一定にした際のコンデンサ充電電圧による変化である。図のように充電電圧の上昇とともにパルス波高が高くなり、X線出力も増加する傾向にあるが、パルス幅はほとんど一定

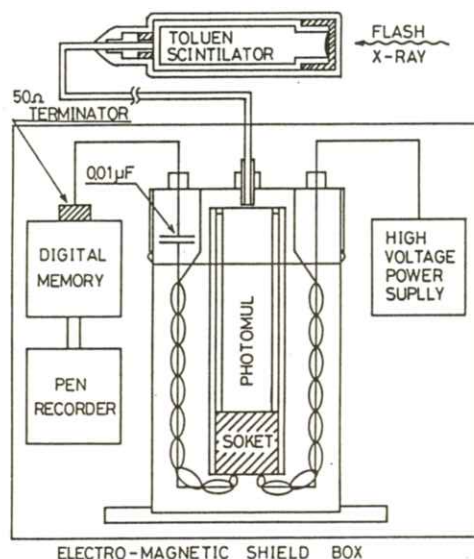


Fig. 5 Block diagram of a method for measuring the electric wave form of the flash X-ray pulse.

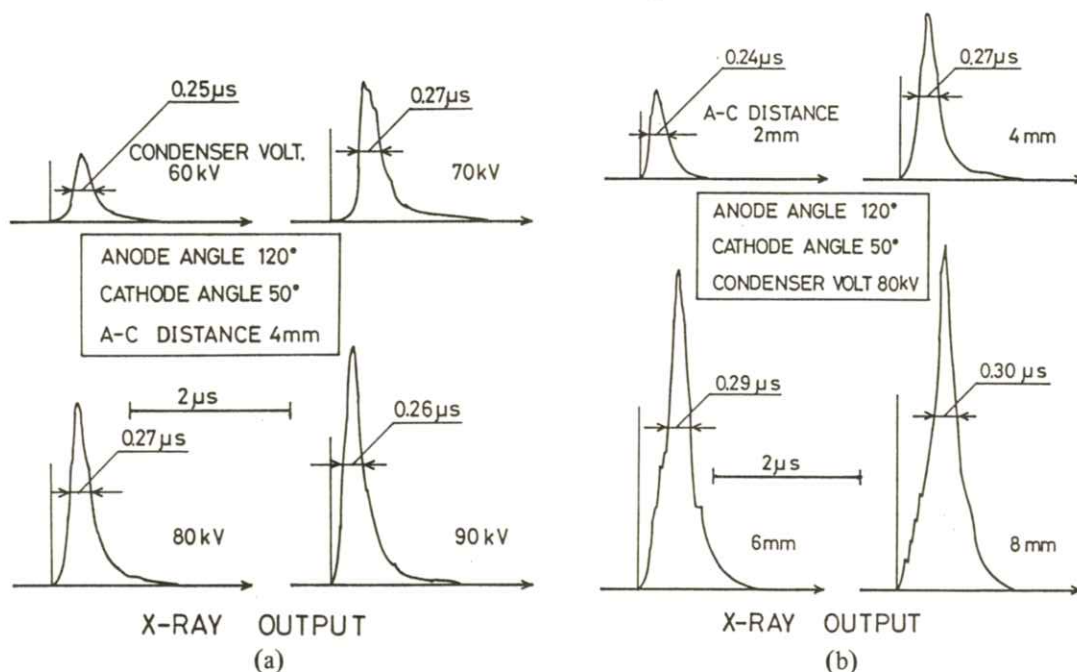


Fig. 6 Electric wave forms of the flash X-ray output obtained by the Type A tube with an anode angle of 120° and a cathode angle of 50°: (a) condenser charging voltage dependence with an anode-cathode (A-C) distance of 4 mm; (b) A-C distance dependence with a charging voltage of 80 kV.

である。一方、立上がり時間は充電電圧が高いほど短かく、90 kVの際には0.25 μ s程度となる。この現象は陽陰極間インピーダンスの低下による陽極電位の急激なドロップのためである。次に(b)は、充電電圧を80 kV一定に保ち、電極間距離を変化させた際のものである。この条件下でのX線パルス波高は距離を長くするほど高くなる傾向にあり、出力も増加しているものと思われる。パルス幅は距離を長くすると若干長くなる傾向にあるが、ほぼ一定であると考えてもよいであろう。立上がり時間は距離を長くすれば長くなる傾向にある。

Fig. 7 はタイプB管により得られた波形で、(a)は充電電圧による変化、(b)は陽極と陰極面の距離による変化で、図中の負の距離は環状陰極に陽極

が挿入された場合に相当する。陽極は円錐形であるから、この場合には陽陰極間隙を小さくすることになる。図の条件下で充電電圧を上昇させた場合には、タイプA管による結果と同様の傾向となるが、パルス幅は約0.4 μ s程度で多少長くなる((a)参照)。しかし、距離を短かくした場合にはパルス幅も小さくなる傾向にあり、この結果は前述のものとは異なる。すなわちタイプB管の場合には前述の近似式が成立するとは限らない。

Fig. 8, 9 は線源から1 mの位置で熱蛍光線量計 (KYOKKO TLD READER 1500, element MSO-S)²⁴⁾を用いて測定した各条件でのX線強度である。タイプA管により得られたデータはFig. 8に示す通りで、陽陰極角はそれぞれ120°, 60°である。この管の場合、この電極条件は高出力傾

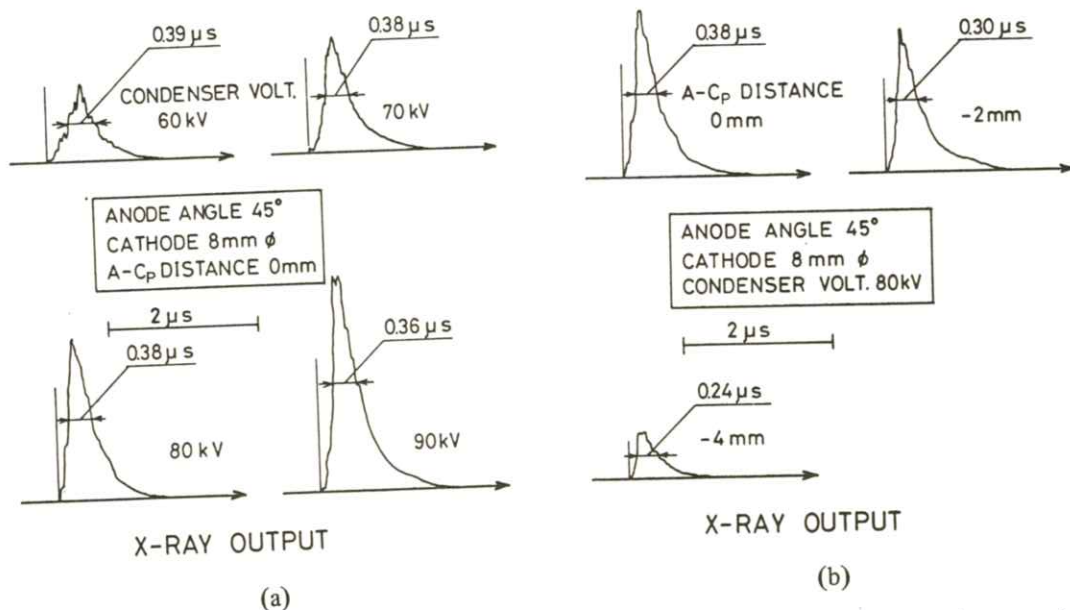
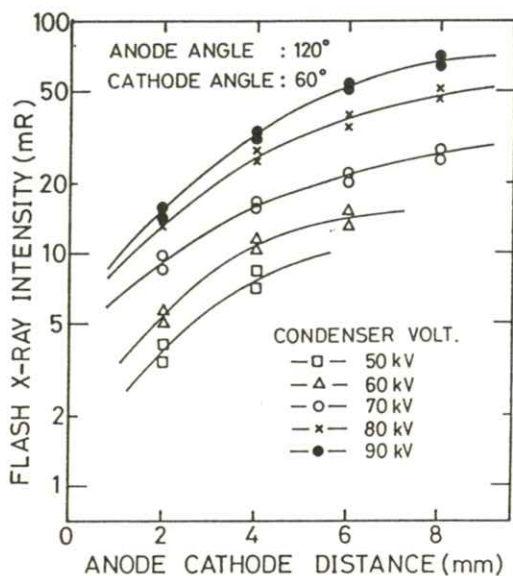
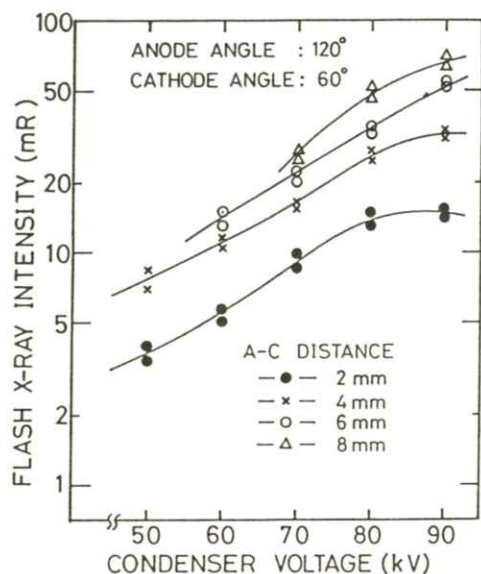


Fig. 7 Electric wave forms of the flash X-ray output obtained by the Type B tube with an anode angle of 45° and a cathode diameter of 8 mm: (a) the effect of the condenser charging voltage with an anode-cathode plane (A-Cp) distance of 0 mm; (b) the effect of the A-Cp distance with a charging voltage of 80 kV.

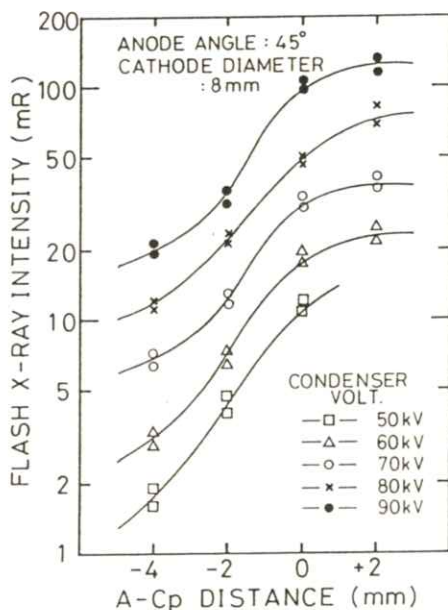


(a)

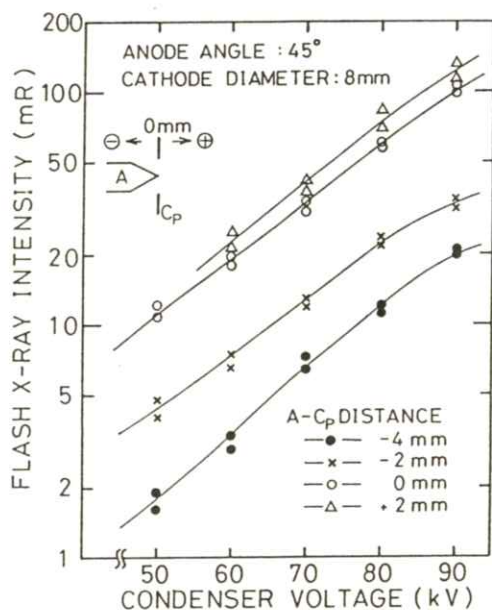


(b)

Fig. 8 Time-integrated flash X-ray intensity at 1 m per pulse measured by a thermoluminescence dosimeter obtained by the Type A tube at the indicated conditions: (a) condenser charging voltage dependence; (b) A-C distance dependence.



(a)



(b)

Fig. 9 Time-integrated flash X-ray intensity at 1 m per pulse obtained by the Type B tube at the indicated conditions: (a) the effect of the condenser charging voltage; (b) the effect of the A-Cp distance.

域のもので、最大出力 $70 \text{ mR } 1 \text{ m/pulse}$ 程度である。強度は(6)式に従い充電電圧のほぼ3乗に比例して増加するが、短い電極間距離の場合には飽和する傾向にある((a)参照)。一方、電極間距離による変化は(b)のようで、距離を長くすると強度も増加する傾向にあるが、低い充電電圧に対しては飽和する傾向にある。

タイプB管を用いた場合にもやはり充電電圧のほぼ3乗に比例し、強度が増加する。しかし、この管の場合には短い電極間距離でも充電電圧に対して飽和しない((a)参照)。このことは陽極が陰極よりの電子流を有効にX線として変換できるためであるが、詳細は省略する。電極間距離による変化はFig. 9 (b)に示すようで、電極間距離を長くすると飽和する傾向にあるが、ピーク値には到達していない。なおこの電極条件(陽極角: 45° 陰極内径 $8 \text{ mm } \phi$)はこの管の場合では準高出力領域に属し、他の高出力条件を用いた場合の最大出力は約 $150 \text{ mR } 1 \text{ m/pulse}$ である。X線強度の変動は平均的にみて $\pm 10\%$ 程度(安定放電領域)でフィルムの黒化度にはさほど影響はないが、微妙な調整を要求される撮影ではFuji Computed Radiography (FCR)などのデジタルイメージング系を使用したほうがよいであろう。

4.2 線 質

フラッシュX線の線質は、コンデンサ充電電圧、フィルター挿入はもとより陽陰極間距離によっても変化する。前述のようにフラッシュX線出力は充電電圧のほぼ3乗に比例して増加するから、低い電圧領域では極端に低出力になると同時に放電が不安定となる。以上のことを考慮すれば、コン

デンサを高電圧に充電し、静電エネルギーを十分に蓄え、電極間距離あるいは間隙を調整して管電圧の平均値を制御すれば撮影に必要なX線強度に合わせた線質調整が可能となる。

線質の測定には半価層の測定などがあるが、ここではアルミニウム階段とTLD素子(KYOKKO MSO-S)を用い、線源から1 mの位置での強度減弱曲線を測定し、線質の変化する傾向を調べた。

Figs. 10, 11はそれぞれタイプA, B管より得られた強度減弱曲線である。タイプA管に関しては“可変スペクトルタイプ”(筆者が名付けた名称)というほど種々の条件下で線質が変化する。

Fig. 10 (a)は陽陰極間距離による変化で、充電電圧は 80 kV 、陽陰極角はそれぞれ 120° 、 50° 一定である。図のように距離を短くすると減弱度が大きくなり線質は柔らかくなる。この結果は(7)式と定性的に一致する。充電電圧を上昇させれば線質は硬くなり(Fig. 10 (b)参照)、フィルター挿入によっては急激に硬くなる(Fig. 10 (c)参照)。以上よりフラッシュX線は、熱陰極管のものと比較してかなり軟質ではあるが、フィルター挿入により軟線を除去すれば、熱陰極のものと同質になる。さらに線質(平均のスペクトル分布)が変化する上述の3条件と陽陰極角の調整により線質を自由に調整可能なことは明白であり、軟組織撮影に関しては通常のX線照射時間を100万分の1程度に短縮できる。特に電極間距離で線質が大きく変化することはこの管の利点で、これは前述の管電圧平均値と電極間の電界分布⁸⁾によるが、本稿では省略する。

タイプB管、名付けて“大線量タイプ”は陽陰極間距離を変化させても、線質が柔らかくなるとは

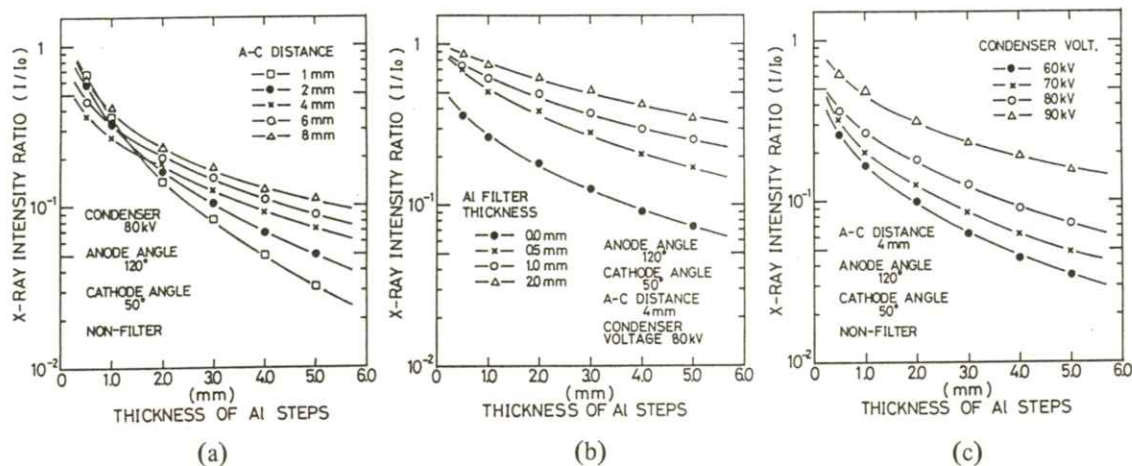


Fig. 10 Variations in the flash X-ray qualities at 1 m from the source obtained by the Type A tube using a set of curves showing the attenuation intensities at the indicated conditions: (a) the effect of the A-C distance; (b) the effect of the condenser charging voltage; (c) the effect of the insertion of aluminum filters.

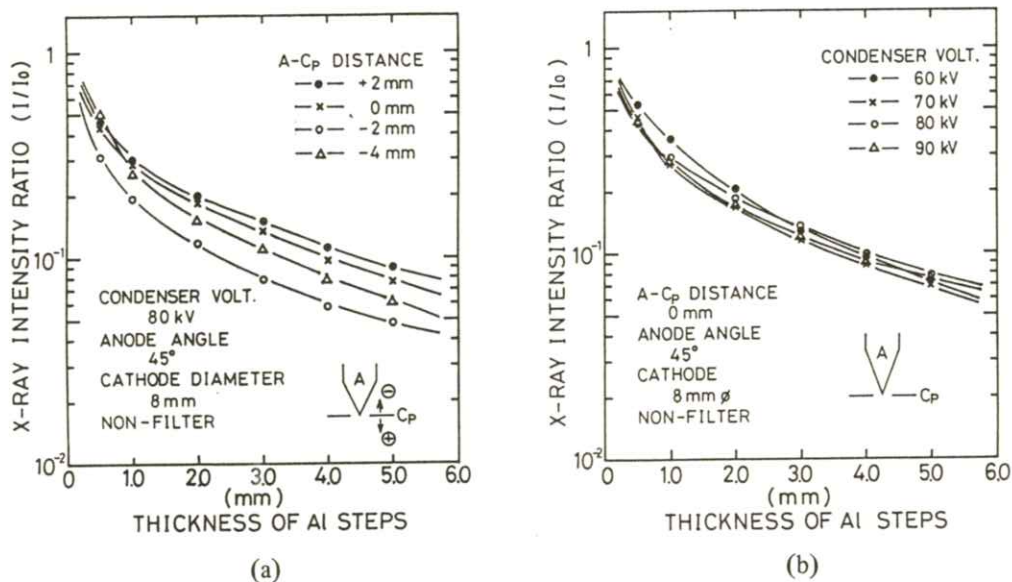


Fig. 11 Variations in the flash X-ray qualities at 1 m from the source obtained by the Type B tube at the indicated conditions: (a) A-C_p distance dependence; (b) condenser charging voltage dependence.

限らない。(Fig. 11(a)参照)。電極間距離を短くすると、照射時間も短くなるのでスペクトル分布は強度が変化するだけで、ほぼ平行的に移動するからであろう。すなわち(7)式が成立し難い。さらに充電電圧を上昇させた場合には、高エネルギーと低エネルギー側のスペクトルが同時に増加し、平均的な線質はほとんど変化しない(Fig. 11(b)参照)。

4.3 電極条件と実効焦点

Table 2 は種々の実験結果より設定した電極の組み合わせ方である。タイプA管を使用する場合に高出力を得るには陽陰極間を比較的大きくすることが必要となるが、焦点は1~3 mmφである。小焦点(1 mmφ以下)を得るには電極角をそれぞれ小さくする必要があるが、極端に小さい角度の組み合わせでは電極の消耗度が大きい。タイプB管は高出力専用であるが、前述の理由より陽極角は30~45°に選定した。1 mmφ程度の焦点を得

Table 2 Various combinations of the flash X-ray electrodes.

uses	normal focus	fine focus	normal focus
conditions			
anode angle	100° - 120°	60° - 100°	30 - 45°
cathode angle	50° - 60°	30° - 50°	
cathode diameter			6 - 12mm
anode-cathode distance	1 - 8mm (3 - 8mm)*	less than 2mm	
other factors		filter high voltage	
electrode model			
electrode model			
	Type A tube		Type B tube

* high dose rate only

るには陽極先端角を30°、陰極内径は6~8 mmφ程度にすればよい。

次にフラッシュX線管の焦点、特に小焦点の得ることができるタイプA管に限ってその構造を

Fig. 12 を用い、順を追って考えてみる。(a)中

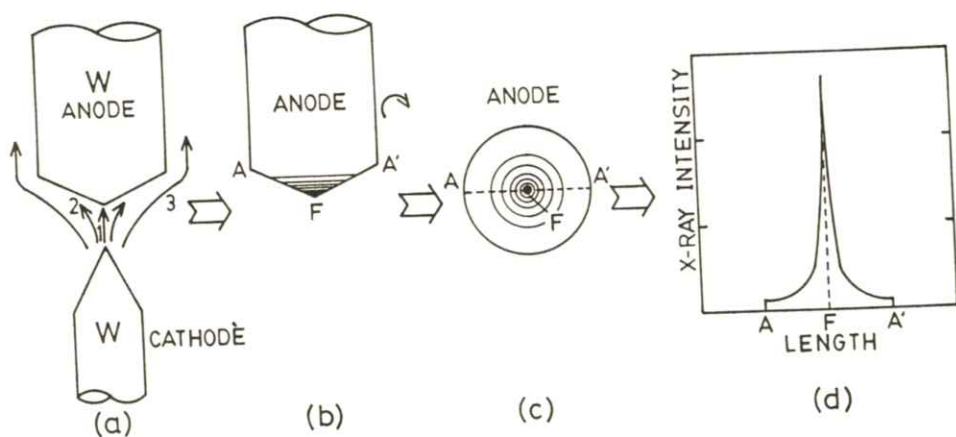


Fig. 12 Focal spot structure of the Type A tube: (a) Initial stages of spark discharge. (b) Effective focal spot. (c) Focal spot in the direction of the cathode. (d) X-ray intensity distribution.

の矢印1～3の放電は実際には連続である。まず最初に最も高い電圧（ほぼコンデンサの充電電圧）で1の放電が始まる。この場合には火花放電の特徴より陰極先端から距離的に最も近い陽極先端に放電する。この放電によるX線の強度は、電子の加速電圧が大きいので最も強いと考えられる。次に1より低い電圧で2の放電となり、3の放電では管内はプラズマ状態となりX線はほとんど発生しない。以上のことを考慮すれば、実効焦点は(b)のようになるはずである。これを陰極方向から見れば、(c)のようになり、AFA'間の強度分布は(d)のようになる。X線強度はFの位置で最大となり、最も短い波長となる。

以上のことを応用すれば線質は硬めで、強度は幾分減少するが、アルミニウム、銅フィルターなどで軟線をカットすればA、A'付近のX線が除去され、F付近のX線だけが残る。すなわち実効焦点は小さくなる。

Fig. 13はTable 2の各条件における代表的な焦点で、(a)、(b)はタイプA管のもので、(c)はタイプB管のものである。測定には3個のピンホール(30 μ m ϕ)を用い、フィルター無し、アルミニウムフィルター1 mm、2 mmの3条件を同時に撮影した(Fig. 14 参照)。図のようにこれらの焦点はアルミニウムフィルターの挿入により小さくなる傾向にあり、上述の焦点モデルが正しいことを意味するが、特にタイプA管の場合には小焦点が得易く、電気系を用いたフラッシュX線装置の場合では世界最小と思える。また(a)、(b)における陽極先端のふくらみは電子とタングステン蒸気によるプラズマX線源である。

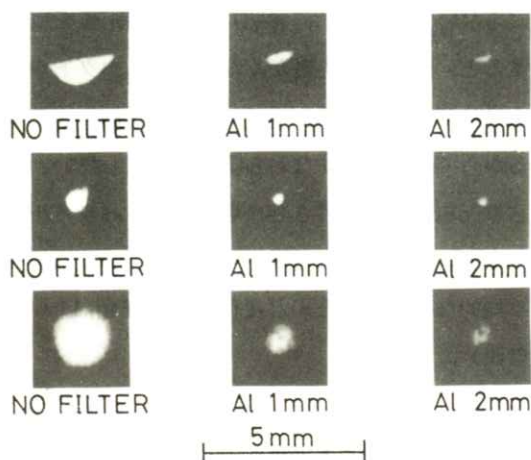


Fig. 13 Typical focal spots for three combinations of electrodes achieved by the insertion of aluminum filters: (a) Normal focus and a high dose rate obtained by using the Type A tube with an anode angle of 120° , a cathode angle of 50° , a condenser charging voltage of 80 kV, and an A-C distance of 4 mm; (b) Fine focus and a low dose rate achieved with the Type A tube with an anode angle of 60° , a cathode angle of 30° , a condenser charging voltage of 90 kV, and an A-C distance of 1 mm; (c) Normal focus and a high dose rate obtained by the Type B tube with an anode angle of 30° , cathode diameter of 8 mm, a condenser charging voltage of 80 kV, and an A-Cp distance of 1 mm.

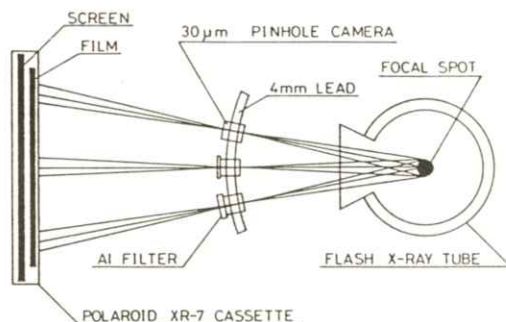


Fig. 14 Schematic drawing of the experimental arrangement used for measuring the focal spots by using three pinhole cameras.

5. フラッシュX線画像

5.1 フィルム・スクリーン系を用いた

フラッシュX線画像

撮影に用いた増感紙とフィルムはコダック社のレイネックスレギュラーとOG-1で、カーボンカセットを使用した。Fig. 15 は筆者(胸厚 20 cm)の胸部写真である。撮影条件はコンデンサ充電電圧 (V_c) 90 kV, 陽極角 120° , 陰極角 50° , 陽陰極間距離(A-C-D) 8 mm, アルミニウムフィルター 1.0 mm, 撮影距離(F-F-D) 1.5 mで, 6 : 1 のグリッドを使用した。写真は従来の熱陰極による場合と同様の画質が得られ, 線源の強さを裏付けている。

Fig. 16 は空中を飛んでいるセキセイインコ(尾を除く体長 8 cm)である。撮影条件は陽陰極角が前と同様の他, V_c 80 kV, A-C-D 3 mm, フィルター無しで, F-F-D が 1.4 m である。この場合の線質は非常に柔らかく, 焦点も小さい(1 mm ϕ 程度)ので, 体内の軟組織他, 翼の細かい骨が鮮明に出ている。さらに運動によるボケは全くない。

タイプA管はフラッシュX線管としては高出力のものであるが, これを用いても頭・腹部の撮影には若干の出力不足を感じる。前述のようにF C Rなどを用いず高出力を要求される撮影の場合にはタイプB管を用いるのが適当である。この管を使用して撮影した頭部ファントム像はFig. 17 に示す通りで(a)は適正照射で, (b)は過剰である。撮影条件は(a)の場合, 陽極角 45° , 陰極面径 10 mm, V_c 90 kV, 陽極と陰極面距離(A-C_p-D) 2 mm, アルミニウムフィルター 0.5 mm,

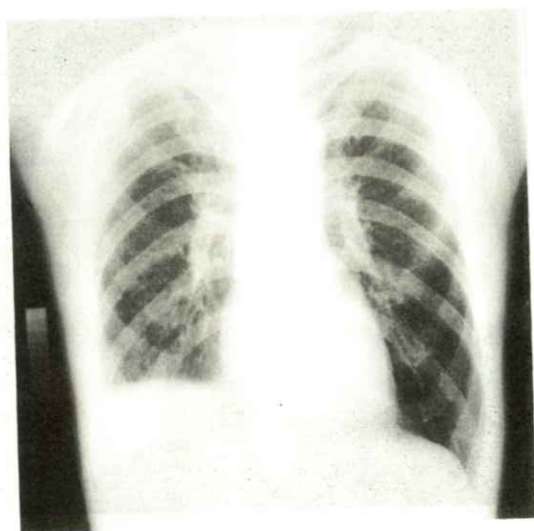
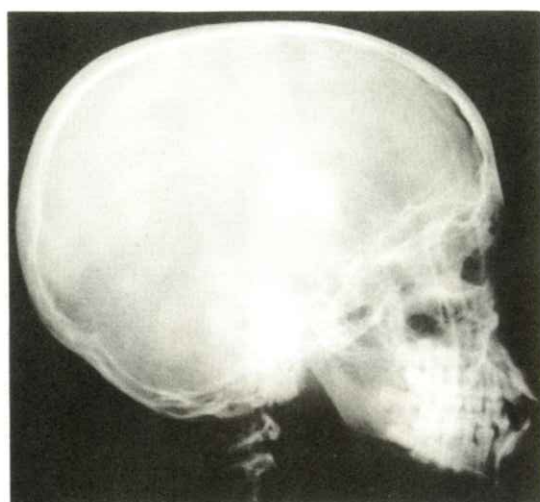


Fig. 15 A chest radiogram of a human being achieved with a slightly hard flash X-ray with a V_c of 90 kV, an A-C distance of 8 mm, an anode angle of 120° , a cathode angle of 50° , an aluminum filter of 1.0 mm, and an F-F distance of 1.5 m.



Fig. 16 A flying parakeet (body length = 8 cm) using a soft flash X-ray with a V_c of 80 kV, an A-C distance of 3 mm, and an F-F distance of 1.4 m.



(a)



(b)

Fig. 17 Two radiograms of a human head phantom achieved with a slightly hard flash X-ray with an anode angle of 45° , a cathode diameter of 10 mm, and an A-Cp distance of 2 mm: (a) taken at an optimum exposure with a V_c of 90 kV, an aluminum filter of 0.5 mm, and an F-F distance of 1.0 m; (b) taken by an over exposure with a V_c of 94 kV and the same conditions.

F-F-D 1.5 mmで6 : 1のグリッドを使用している。(b)は V_c が94 kVで他の条件は同様である。このようにタイプB管を使用すれば、焦点はやや大きめではあるが、100 kV以下のフラッシュX線管としては超高出力を得ることが可能であり、ここで用いた感度のよいフィルム・スクリーン系を用いずとも頭・腹部の撮影は可能である。

5.2 FCRを用いたフラッシュX線画像

フラッシュX線の出力、線質、および焦点の調整により、一般フィルム・スクリーン系を用いてもある程度の情報は確保できる。しかし、被写体に合わせたフィルムの階調および現時点でのフィルム感度を考える時、従来の撮影系ではおのずと限界があることは言うまでもない。診断に混乱を与えない程度に画像処理を加えることは、フラッ

シュX線の欠点を補償し、利点を追求するうえで大切なことである。

Figs. 18 ~ 20 はタイプA管より得られた画像でFig. 18は胸部写真(筆者)である。撮影条件は陽陰極角がそれぞれ 120° , 50° , V_c 90 kV, A-C-D 6 mm, アルミニウムフィルター 0.5 mm, F-F-D 1.5 mで、グリッドを使用している。画像処理はFCRで通常用いられる操作で(a)は階調処理を主体とし、(b)は周波数処理を主体としているが、これは熱陰極装置のものと比較してまったく変りない。

Fig. 19はFig. 16と同被写体で撮影条件も同様である。階調を軟調にし、周波数処理を若干強めにしてあるので、翼の骨も鮮明に描写されている。

体長 20 cmの巻毛モルモットの頭部拡大像(1.5倍)はFig. 20に示してある。撮影条件は、陽極角

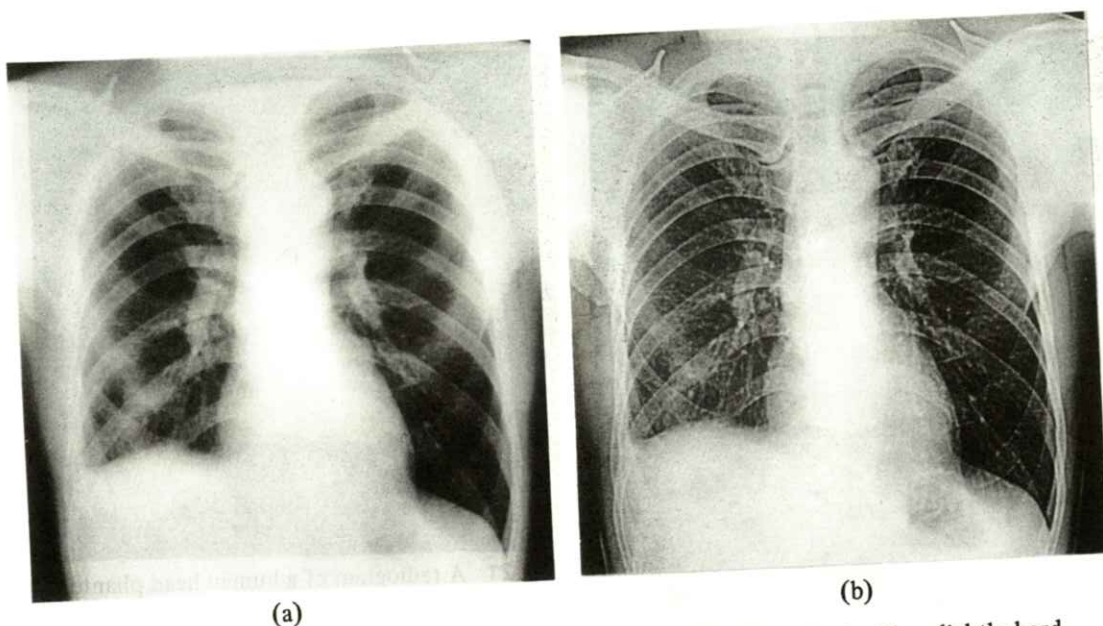


Fig. 18 Chest radiograms of a human being by using the FCR achieved with a slightly hard flash X-ray with a V_c of 90 kV, an A-C distance of 8 mm, an anode angle of 120° , a cathode angle of 50° , an aluminum filter of 0.5 mm, and a F-F distance of 1.5 m: (a) Normal image; (b) Frequency enhancement image.

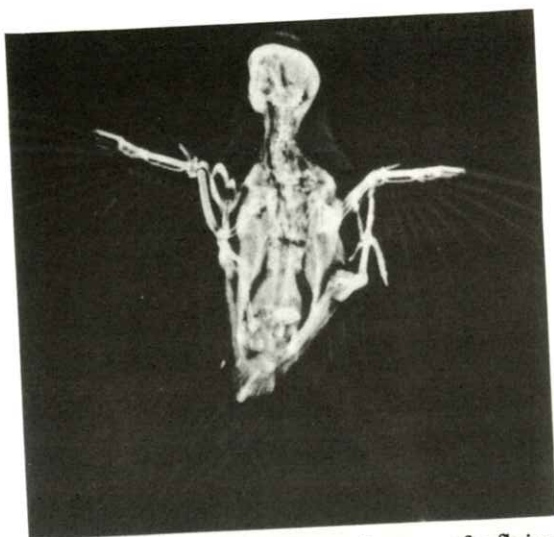


Fig. 19 Edge enhancement radiogram of a flying parakeet obtained by using the Type A tube achieved with a soft flash X-ray and a small focus with a V_c of 80 kV, an A-C distance of 3 mm, an F-F distance of 1.4 m, an anode angle of 120° , a cathode angle of 50° , a soft contrast control, and frequency enhancement.

60° , 陰極角 30° , V_c 90 kV, A-C-D 1.0 mm
アルミニウムフィルター無しで, F-F-D が 1
m である。この場合は小焦点領域の電極を使用して
いるので, フィルム・スクリーン系の撮影では出
力不足となる。また充電電圧は 90 kV と比較的高
いが, 電極間距離が 1 mm であるため, 線質は非
常に柔らかい。

次に, タイプ B 管により得られた写真を紹介す
る。Fig. 21 は頭部ファントム像で, 撮影条件は
陽極角 45° , 陰極内径 10 mm ϕ , V_c 90 kV, A
-Cp-D 0 mm, アルミニウムフィルター 0.5 mm
F-F-D 1.0 m でグリッドを使用している。階調は
頭部画像処理の中でも最も基本的なもので周波数
処理は施していない。ちなみに FCR を用いれば
このような画像はタイプ A 管でも撮影可能である。

深さ 10 cm の水ファントム内での造影剤ジェッ

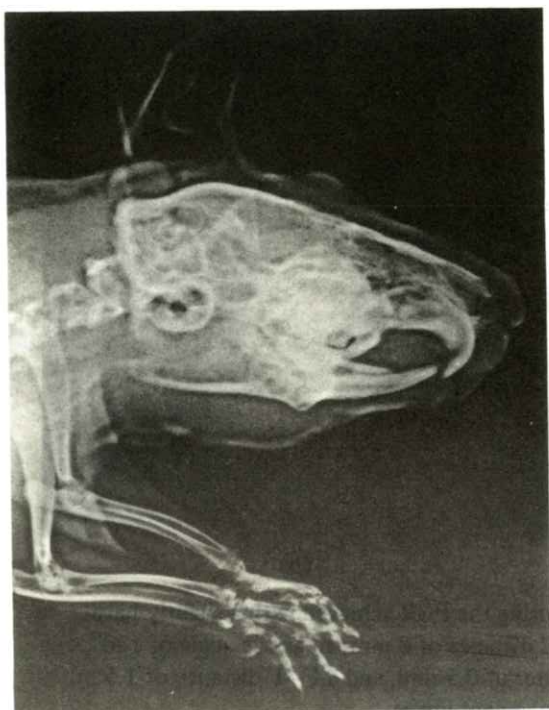


Fig. 20 Instantaneous enlarged radiogram (1.5×) of a moving guinea pig (body length = 20 cm) obtained by the Type A tube taken by using a fine focus and a soft flash X-ray in the low dose rate region with a V_c of 90 kV, an A-C distance of 1 mm, an F-F distance of 1.0 m, an anode angle of 60°, a cathode angle of 30°, a slightly soft contrast control, and a delicate enhancement.

ト(イソペーク)はFig. 22に示す通りである。撮影条件はグリッドを使用していない他は前と同様である。写真には4つのジェットが完全静止像として描写され、心臓や冠状動脈などの研究にも適していると思われる。

Fig. 23はFig. 20のものと同被写体の1回照射でのエネルギーサブトラクション像で(a)は骨のみの像で、(b)は骨抜き像である。撮影条件は、 V_c 94 kV A-Cp-D 2 mmの他は前と同様である。この場合の線質はやや硬めではあるが、軟成分も多

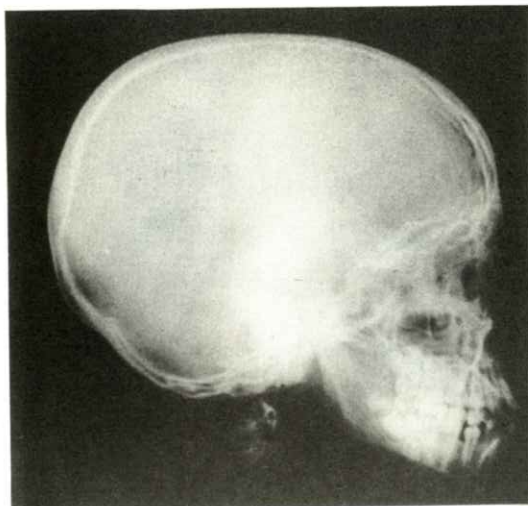


Fig. 21 A radiogram of a human head phantom using the Type B tube achieved with a slightly hard flash X-ray and a 6:1 grid with a V_c of 90 kV, an A-Cp distance of 2 mm, an F-F distance of 1.0 m, an aluminum filter of 0.5 mm, an anode angle of 45°, a cathode diameter of 10 mm, and a slightly hard contrast control.

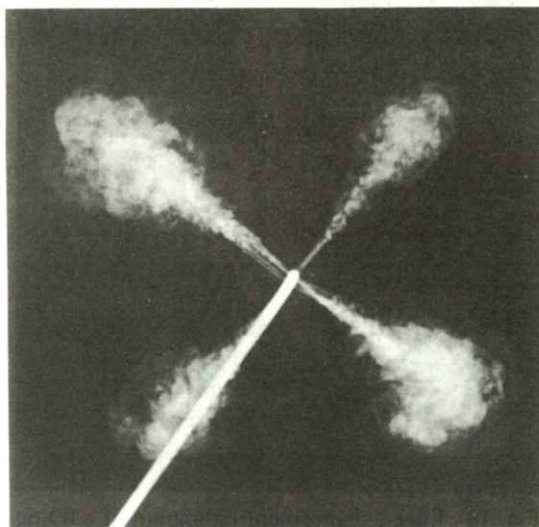
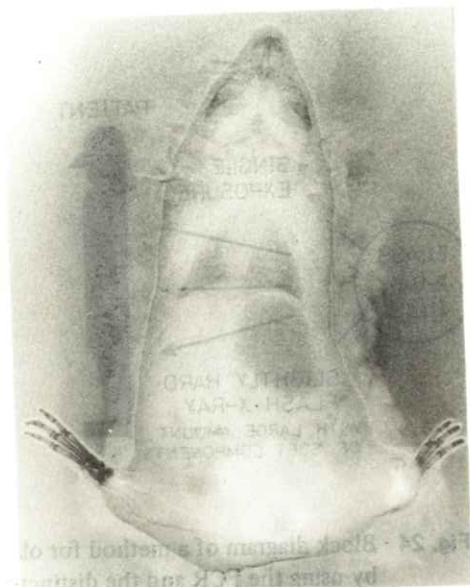


Fig. 22 A radiogram of jets of the contrast medium in a water phantom by using the Type B tube achieved with a soft FX with a V_c of 90 kV, an A-Cp distance of 0 mm, an F-F distance of 1.0 m, an aluminum filter of 0.5 mm, normal contrast control, and the electrode combination as in the previous figure.



(a)



(b)

Fig. 23 Single exposure energy subtraction images of bones (a) and muscles (dorsal-less) (b) of a guinea pig taken by the Type B tube using a slightly hard FX with a large amount of soft components at the following conditions: a V_C of 94 kV, an A-Cp distance of 2 mm, an F-F distance of 1.0 m, and the electrode combination as in Fig. 21.

く含んでいることから、イメージングプレート間に 0.3 mm 程度の薄い銅板を挿入することによりエネルギーの非常に異なる画像を得ることができる (Fig. 24 参照)。金属フィルターを用いたエネルギーサブトラクション像を構成する場合には、フィルターを通した後の画像が荒れ易い (強度が不足するため) ので、2, 3 枚目の画像を加えるほか高出力管すなわちタイプ B 管を使用したほうが良い。

6. む す び

本稿で紹介したフラッシュ X 線装置は、低圧領域 (100 kV 以下) で高出力を得るために研究用として試作したので、本体は高さ 3 m, 横幅 1.5 m 四方程度と非常に大きい (Fig. 25 参照)。しかし、

これによるフラッシュ X 線装置の高出力化、世界一の小焦点化 (1983 年 6 月 4 日河北新報に報道) あるいは線質 (スペクトル) 調整法に関する研究はある程度の成果を得たように思われる。さらに装置の欠点、例えば出力のばらつきや小焦点領域での出力不足などは、デジタル画像処理装置 FCR の出現によって、そのほとんどが補償されつつあり、これからの医学、基礎医学、生物学さらに工学分野にも広く応用可能となるであろう。

現在、筆者を代表とした研究グループは小型高出力化、装置の多目的利用を目標に、2 タイプの装置を試作中である。第 1 機は低圧領域における世界一の高出力をさらに更新するためのポータブル管付き単発型低インピーダンス高出力装置 (最大出力電圧 120 kV, 最大電流容量 50 kA (推定) 最大出力 300 mR 1 m/pulse (推定)) で、第 2 機

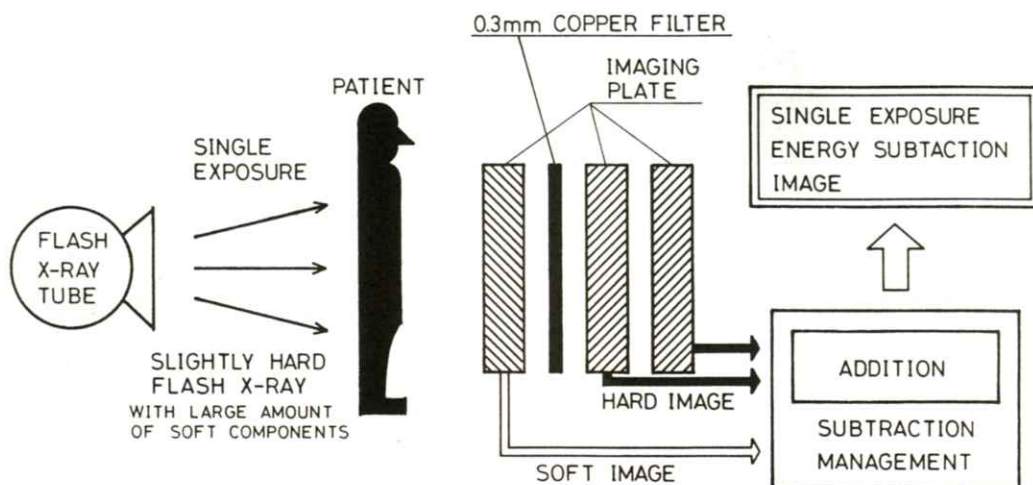


Fig. 24 Block diagram of a method for obtaining the single exposure energy subtraction image by using the FCR and the distinctive energy spectra of flash X-ray.

は小型リモート管付きの可変エネルギー型高出力連続照射装置である。後者の連続照射型は1985年10月20日に始動したばかりで、ノイズシールドなどの問題は若干残されているものの一応成功し、新聞などの報道依頼もあるが、まだ公開していない（医用画像情報学会の諸先生方には始動直前のものをお見せしたが・・・）。ちなみに単一管を用いた高出力連続照射は世界でも例がなく、しかも可変エネルギー型（同エネルギー照射も可）であるため、その応用範囲は広い。最後に将来の医用画像工学分野における応用法を後述して本稿を終えることにする。

(1) 同エネルギーの連続照射によるストロボX線撮影。(2) 同エネルギーの2回照射によるサブトラクション像の構成。(3) 異なるエネルギーの2回あるいは3回照射によるエネルギーサブトラクション像の構成。(4) 1 ms以下での連続照射による

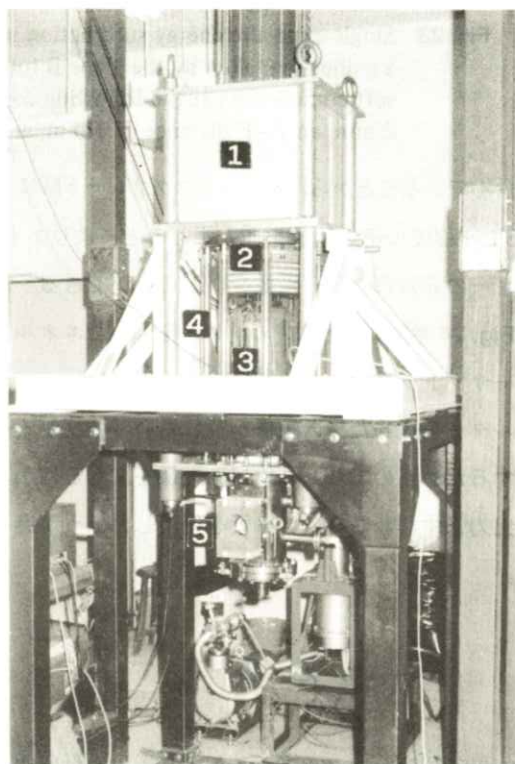


Fig. 25 Main components of the high intensity soft flash X-ray apparatus: 1. coaxial oil condenser; 2. compressed-air gap switch; 3. trigger device; 4. return rods; 5. Type A tube.

るスペクトル合成とこれによる画像の高コントラスト化および金属フィルターを用いたエネルギーサブトラクション像の構成。(5) 多重管型として切替えることによる超高速ステレオ撮影, CT。(6) 電子ビームとX線の複合写真。その他。

謝 辞

本稿の作成にあたり、現在迄の研究進展に寄与された当物理学教室の諸君に深謝するとともに共同研究者として本研究を支えてこられた東北大学医療短期大学の小原春雄、太田 温、片倉 剛、鈴木正吾、清野 浩先生、東北大学病院中央放射線部の有馬宏寧、遠藤久勝先生、富士メディカルの湯ノ川靖章先生に深く御礼申し上げます。さらに本研究に対して御理解を示され、その遂行に際して御高配をいただいた現在広南病院院長（元東北大学医学部長）の星野文彦先生に深く感謝致します。

なお、本研究は岩手医科大学圭陵会学術振興会研究助成金、日本私学振興財団研究助成金、文部省科学研究費助成金等の助成を得て遂行されている。

文 献

- 1) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 2) Q. Johnson, A. C. Mitchell and I. D. Smith: Rev. Sci. Instrum. **51** 741 (1980)
- 3) H. Isobe, F. Hoshino, Y. Ohta and H. Obara: Proc. 15th Int. Congr. of Radiology. Brussels, **8** 227 (1982)
- 4) H. Isobe, E. Sato, F. Hoshino and H. Obara: Proc. 7th Int. Congr. of Radiation Research, Amsterdam, A5-02 (1983)
- 5) S. Iida, K. Sakaue, H. Terauchi, K. Kubota, T. Kojima, Y. Yamada, T. Kato, N. Nakamura, T. Kunimatsu, H. Yoshimoto, N. Ninomiya and M. Den: Jpn. J. Appl. Phys. **22** 1444 (1983)
- 6) E. Sato, H. Isobe, K. Nakadate, Y. Hayasi and M. Suzuki: Proc. 13th Congr. Int. Commission for Optics, Sapporo, 268 (1984)
- 7) H. Isobe, E. Sato, Y. Hayasi, M. Suzuki, H. Arima and F. Hoshino: Presented at the Proc. 16th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics (SPIE), Strasbourg (1984)
- 8) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Proc. Int. Symp. on Opto-Electronic Imaging, New Delhi, to be published (1985)
- 9) H. Isobe, E. Sato, H. Arima, H. Obara, Y. Aizawa and Y. Yunokawa: Annual Report of Iwate Medical University, to be published (1985)
- 10) E. Sato and H. Isobe: Annual Re-

- port of Iwate Medical University, to be published (1985)
- 11) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. in preparation.
 - 12) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Med. Phys. in preparation.
 - 13) L. Bryant: Proc. 13th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, Tokyo, 401 (1978)
 - 14) E. A. Webster Jr: Proc. 15th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, San Diego, 682 (1982)
 - 15) J. J. Trimble and C. L. Aseltine: Proc. 15th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, San Diego, 688 (1982)
 - 16) 鈴木正吾: 日本医学放射線学会誌 35 515 (1975)
 - 17) 太田 温, 星野文彦, 磯部 寛, 他: 映像情報 9 19 (1977)
 - 18) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara and H. Kato: Radiology 148 833 (1983)
 - 19) B. D. Cullity, 松村源太郎訳: X線回析要論 p.7 (アグネ, 1977)
 - 20) F. B. A. Früngel: High Speed Pulse Technology Vol. III, p. 52 (Academic Press, Inc., New York, 1976)
 - 21) F. Adolfs, F. Muller and E. Schulte: J. Phys. E: Sci. Instrum. 11 537 (1978)
 - 22) 熊谷三郎, 尾崎 弘: 過渡現象論 p.3 (共立出版, 1971)
 - 23) R. K. Parker, R. E. Anderson and C. V. Duncan: J. Appl. Phys. 45 2643 (1974)
 - 24) 岡島俊三: TLDによる医療用放射線の標準測定法 (長崎大学医学部, 1983)
 - 25) H. M. Kramer: Nucl. Instr. and Meth. 214 445 (1983)
 - 26) A. Robinson and G. M. Grimshaw: Brit. J. Radio. 48 572 (1974)
 - 27) L. A. Lehman, R. E. Alvarez, A. Macovski, W. R. Brody, N. J. Pelc, S. J. Riederer and A. L. Hall: Med. Phys. 8 659 (1981)

第7回医学物理・第14回医用生体工学合同国際会議 および第4回NMR学会に出席して

防衛医科大学校放射線医学教室 竹 中 栄 一

1985年8月11～16日第14回ICMBE (Inter-national Conference on Medical and Biological Engineering 国際医用生体工学会議) と第7回ICMP (International Conference on Medical Physics 国際医学物理会議) との合同会議 (フィンランド, エスポー市), ついで第4回NMR医学会 (英国, ロンドン) に出席したので医用画像 (とくにデジタル画像やNMR画像) 関係のことについて報告する。

ICMPには第3回 (スウェーデン) 1972年, 第4回 (オタワ) 1976年, 第6回 (ハンブルグ) 1982年と出席したので今回4回目である。日本の放射線関係からは第3回金森, 奥村氏と3人, オタワでは小生1人, 第6回では医学物理学会の渡航費援助もあり約10人出席, 今回は15人以上出席した。MEと合わせて106人で最多であった。またNMR学会も日本にはNMRメーカー, 旭メディカル, 三洋電機, 島津製作所, 東芝, 日立, 三菱電機と世界で最も多く, 参加者も50人以上に及んだ。

ICMP, ICMBEではX線CT関係の発表が少く, ポジトロンCT (PCT), 画像処理, 画像計測, 3D提示, DRが多く, NMR関係ではロンドンの第4回NMR学会のため, 発表は進歩の割に少なく, またAAPMと日程が重複し, 米国勢が少なかった。

デジタルラジオグラフィー (DR) は色々の意味で使われている。始めはX線写真のデジタル化, ついでデジタル透視, デジタルサブトラクション・アンギオグラフィー (DSA) (XTV像のAD変換像), ついで富士フィルムのFCRやPicker社の1次元検出器アレーによる検出像から計算機で作るコンピューテッドラジオグラフ (CR) などあり, 人によりCRとDRは区別されていない。以下すべてCRとする。

8月14日午前・午後, CRのセッションがあり, 2人の招待講演, 口演8題 (内, 日本から5題), 展示8題 (内, 日本から3題) で, Tampere大のE. Koivistoと竹中が午前, 午後を司会した。

招待講演1は富士フィルムの加藤氏で, CRの原理, 性能を述べ, ヒストグラム解析による映像板の自動読取コントロールや画像の周波数処理, ガンマ補正による処理, エネルギーおよび時間サブトラクションの美しい画像を示し, 連続装置やPACS利用につき述べ, 大きな関心を集めた。

招待講演2はR. A. Rogers (ユタ大) で, 走査方式CRをレビューした。ペンシルビーム・検出器同期式ラスタ走査型CRの長所・短所を述べ, 次に光ダイオードのような1次元配列検出器による走査方式が導入されたが, 胸部, 腹部では空間分解能が低かった。ついで電子式スリット走

査方式と XTV・DSA 方式の組合せ方式 CR について解説した。DSA で連続的プロファイル（1 次元）をとり、中心プロファイルより散乱線のない画像を構成するものだが、FCR より実用化が遅いようだ。

N. A. Baily (UC サンヂェゴ) はデジタル／透視系の性能因子、すなわち①絵素の大きさ、毎秒フレームと帯域巾、TV 走査線と水平・垂直分解能、 S/N 、②折返し誤差と AD 変換；合理的サンプリング周波数、ADC のビット容量と S/N などについて注意点を述べた。

竹中ら（防衛医大）は医用画像の特徴、視覚遮断空間周波数について述べ、3 つの入力系 CCD・TV、1-D CCD（100 μ 、200 μ 開口）式 CR、レーザ走査式 CR（100 μ 、200 μ 開口）による X 線写真画像の DR 化（1000²、2000²、8 ビット）し、PACS の入力系を検討した。

岩田ら（名工大）は左心室造影の心容積測定のために、ファントムにて RAO 30°、LAO 60°の二方向 DF 像から 3 D 像の再構成アルゴリズムおよび測定結果を発表し、心壁運動、心臓機能の評価に有益なことを示した。

Lenz ら（Linköping 大）は、X 線 CT、ガンマカメラ像、電顕像の平均、メディアンフィルタリング、3 D 勾配フィルタリング、ルック・スルである範囲のハイライティングなどの処理、深さに比例した 3 D 提示像などを示した。

Hentonen ら（Kupio 大）らは MTF 用テスト板、焦点用シーメンスター、コントラスト用バーガファントムから 1 連のスタック板を DR 系性能の標準化、評価、制御している。

Barsai ら（Medicor Budapest）は連続立体

二方向血管撮影装置とビノキュラーレンズ測定装置を設計し、提示した。

西村ら（埼玉大、放射光ユーザーグループ）はシンクロトロン放射光の単色光を用いる K エッジサブトラクション透視およびビーム特性、Si 単結晶の回折光のエネルギー（33 keV、3 次オーダーの 99 keV が 0.7 %）、II-TV 系（525²、 $S/N = 10^2$ ）を 1024²、 $S/N = 10^3$ への向上予定、分解能（フィルム法で 10 lp/mm）などを発表した。

兵頭ら（筑波大、放射光ユーザーグループ）放射光ビームの Si 結晶板による拡大（20.5 mm → 43 mm）、非対称回折による拡大、Ba K エッジサブトラクション（37 keV ± 80 eV）、ヨードの K エッジサブトラクション（33 keV ± 80 eV）などを示した。

Vernazza ら（Udine）はデジタルサブトラクションアンギオ像から種々のファンクション像（立上り時間、継続時間、最高値、低下時間）が、診断、予後に重要なことを示した。

武田（筑波大）らは心臓血管像の機能像、パーフュージョン像、動脈期像、毛細管像、静脈期像を抽出し、心筋の局所吸収排泄曲線を描き、排泄動態、時定数などで臨床評価した。

O'Connor（聖ジェームス病院）らは II-TV を用い 120 kV と 80 kV のサブトラクションを行い、カルシウム量が散乱線と独立で絵素値に比例し、X 線 CT 値の値値も確めた。

小西（九大歯放）らは種々の単色 X 線（W, Sm, Pd）の吸収測定で軟組織、骨鈣物質、Th の像を示した。また Th 量は Th L₃ 吸収端で Zr K α K β で正確に測れることを示した。

Maher（聖ジェームス病院）は DSA によるデシントメトリーの 3 因子、散乱量、ビデオ信号と

Ca量を示し、X線kV値に対する有効質量減弱係数を求めた。

加藤ら（東京医歯大）はX線フィルム法で2エネルギーサブトラクションで骨鉍物質を測定した。 $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 + \text{CaCO}_3$ とエポキシ樹脂を校正し、良い結果を得た。

なお8月15日午後、「各種画像様式の比較」のワークショップがありB. Brill (Brookhaven Lab. 米) が司会した。

1) 医用画像処理と人工知能 (E. Bengtsson)

ではPACS関係、画像計測（心臓関係）、PACS機能像、細胞の自動診断、3D提示などについて述べた。

2) ポジトロンCT (G. Brownell, MGH)では、

P-CTの発達と臨床的重要性を述べた。TOF・P-CTは日米仏の3施設の性能向上が発表された。

3) 核医学画像、とくに単一光子RI・CT

(L. Rogers, Michigan大)では、検出器、空間分解能の向上、3Dディスプレイについて述べられた。

4) NMR画像 (D. Taylor, Surrey大)では

0.02 T画像、表面コイル画像、 T_1 、 T_2 画像などの画質の向上の発表があったが、次週にロンドンで第4回NMR学会があるためか、内容は十分といえなかった。

5) デジタル画像 (竹中)ではFCRとID、DR

の特別講演の外、SORグループのエネルギーサブトラクションの報告、機能画像、DRの入力系の比較と問題点などが述べられた。

6) 超音波像 (R. Millner, Martin Luther大)

では、トランスジューサーの進歩、Bスキャン・

ドップラー組合せ、位相画像、組織特異性の利用の発展について述べられた。

その他では単一光子放出RI・CT (SPECT)(特別講演8, 口演6, 展示13, うち日本から展示2のみ)では、W. L. Rogersのレビュー、cone beamの利用 (Lim, Jaszczak), 電気コリメーション方法, LSFの形状から散乱線の補正, ectomography (任意方向の3Dディスプレイ), 傾斜回転コリメーター, PHAの最適使用, ソフトウェアの改善などの発表と ^{41}Ar , $^{85\text{m}}\text{Kr}$, ^{135}Xe の摂取率, ^{111}In ラベル白血球, ^{123}I iodoamphetamine, ^{64}Cu 血漿, kitの品質管理などの発表が発表された。

P-CT (特別講演1, 口演8, 展示2, 内日本から口演1のみ) 関係では高分解P-CT (PENN PET) (Muehllehner) で4 mm, P-CR II (MGH, Brownell) が2~3 mmの空間分解能を図示しており, また多線式比例計数管検出器の高分解能 (Contiら, ピサ大, LBL), Time of flight PCTについてはSuper PETT-IIの性能 (Filke, Ter-Pogossian), TOF・PCTの利点, 欠点 (山本, NIRS), データ・処理 (Girard, Grenoble) (Lewellen) などが発表された。

医用画像処理 (招待講演3, 口演14, 展示10, 内日本から3件) ではPACSのview boxの設計 (Wendler, オランダ) (小森, 京大), ソフトウェア (Maquire, 米国) が今後PACSの利用と共に必要になろう。細いビームを被写体に入射させて断面からの弾性散乱を検出して断面像を作る弾性散乱X線CT (Harding, フィリップス社), プロトンCTの開発 (伊藤) がCT関係であった。ついで画像処理では桑原教授 (京大) の

発表が群を抜き超音波像、心臓造影から左室の輪郭、容積、心筋の厚さ、さらにそれらの拡張期、収縮期の像、さらに二方向像から再構成像、3D表示像（ワイヤ・フレーム法、濃淡法、%収縮法）、ならびにマイコン・システムにつき発表した。このセッションでこれと同一内容と思われる発表4題、DRの所で3題あった。またリンパ管、冠動脈、脳動脈の3D再構成、細胞 flow 測定や解析、染色体解析、EEGの2D表示などが発表されたが、日本の発表が大変優れていた。

NMR関係（特別講演4、口演13、展示11、国内から3件）では T_1 、 T_2 によるコントラストと組織特異性、200 GのNMR・CT、 ^{31}P 、 ^1H （乳酸、ケトン、アミノ酸）による代謝、装置の発展が特別講演された。

全般的に、発表は、ロンドンのNMR学会にくわれたようであったが、呼吸ゲート像、EKGゲート像、白質、灰質、側脳室のファジー・クラスタ解析による決め方、 ^{31}P スペクトルの治療への応用、 T_1 のハイパーサーミアへの応用、NMR顕微鏡、表面コイルの設計などが発表された。

ロンドンの第4回NMR学会は、殆んど、国際学会の観があり、今後カナダでも行われ、4年後には日本に持って来ようと関係者は努力している。尨大な演題と展示とが、数会場で並列で進行したので、見聞した主な点を述べる。

磁場の強さは、臨床画像用では1.5 T以下に定着したようであり、この磁場で ^{23}Na の画像もとれ、 ^{31}P のスペクトロスコピーが生体で実施されている。

しかし一方ではInstrumentarium社の200 Gauss NMRが相当な画像を示していて、虎の門病

院、聖マリアンヌ大学に設置されている。

高速NMR像については、ノッティングハム大のMansfieldが高速エコープラナー法を使いNMR映画を取っている。7 mmスライス、 64×64 、1心拍に16画像、4.5分で512²像をとっている。

一般の ^1H の心臓のNMRでは励起された血中の ^1H はデータ収集中に流出して内腔は黒くなるが、1.5 Tの ^{23}Na では3D映像で短いSEでとると ^1H 像と逆に内腔が白くうつること、細胞内 ^{23}Na が分るなどの利点がある。

in vivoスペクトロスコピーに関しては今学会のハイライトであろう。 ^1H 用サーフェースコイルで映像をとり、同一半径の ^{31}P 用コイルでスペクトルスコピーをとる。直径6.5 cmのコイルで1.5 Tで20分ぐらいで深さ0.5, 1.0, 1.5……3.5 cmぐらいまで層状にスペクトルがとれる。

DRESS法 (depth resolved surface coil spectroscopy), ISIS法 (image selected in vivo spectroscopy) で脳、心臓、肝臓、腎臓などのスペクトルが報告され、臨床に応用されている。カテーテルコイルとして食道内や心臓内に挿入し、心電図と同期し、スペクトルをとっている。また、トリプルNMR (^{31}P , ^{23}Na , ^1H)も行われている。 ^{59}Co , ^{39}K , ^{19}F のスペクトルスコピーも行われている。

^1H 画像と ^{23}Na 画像は上述した。 ^{19}F は T_2 が1.3 m secと短く、RF系列に努力が必要である。

^7Li Cl画像 (MDIに重要な因子)、 ^{13}C の画像もファントムレベルで研究されている。

^{31}P , ^{13}C , ^1H のスペクトロスコピーで磷酸代謝のみならず、糖代謝、脳血液関門、心機能、腎機能、肝機能などのin vivo研究が急速に進歩し

つつある。

NMR 用コントラスト強調剤として、Gd-DTPA が広く用いられているが Gd-EDTA, Gd (BDP)₂, Dy (BDP)₂, Fe⁺⁺⁺(EDTA)₂ も研究されている。

最後に画質評価については、磁場が高くなって S/N が改善されていること、サーフェスコイルではさらに改善されていること、また空間分解能はサーフェスコイルを使用すると *in vivo* で顕微鏡レベルまで向上すること、またスライスの厚さは RF シーケンで異なること、第 1 SE と第 2

SE で異なることなど、関係因子が多いこと等、画質が飽和してないためか発表が少ない。

NMR 関係ではオール国産 NMR・CT もできているが、サーフェスコイル技術、*in vivo* スペクトロスコピーでは学ぶ所が多い。

むすび：以上 XIV ICMBE/VII ICMP と III NMR 学会の一部と所見を述べた。何か参考になれば幸いである。

(国際会議報告)

第 7 回医学物理・第 14 回医用生体工学 合同国際会議に参加して(1)

九州大学歯学部 小 西 圭 介

ヘルシンキ近郊のエスポー県オタニエミは絶好の大学キャンパスですこし寂しさを伴った清潔な場所であった。会場は広い大学キャンパス内のメインビルディングで行われ、大中 2 つの扇形ホールを含めて 11 のホールが ME / MP 両分野に亘るテーマ毎に分けて使用された。しかしホール群が細長いビルディングの両極 2 箇所に偏在し、その間の廊下の距離は長く、やや不便であった。またポスターはかなり軽んじられており、展示場所もばらばらで、各セッション毎にプログラム内に口述のあとに論文、著者名は記載してあるものの、当該セッションは口述で殆どその時間を費やし、ポスターについては座長によってごく簡単な紹介

があれば良い方で全く無視される場合が多かった。

学述的内容について、私の出席した分野は MP 以外に主な焦点を置いた。まず生理学分野の測定については、超音波のドップラー効果を利用して血流の速さを測るのに 80 チャンネルのマルチゲートを利用して深さ方向の速度分布を知る事や、皮下の血流に関して、ヘモグロビンに飽和結合している酸素の量と酸素圧との関係を知るのに、飽和酸素に吸光性を示す光 660 nm と感じない光 805 nm を皮膚面から入射し、その散乱を受光して飽和酸素の量を知ると同時に、皮膚面へ拡散漏れてくる酸素を clarks 電極で測定する事、またパーキンソン氏病の震えを筋肉と刺戟源を電子等価回路とし

たシュミレーションなどのように、主に個々の現象についてのトランスデューサーの工夫、生理系のモデル化及びその特性解析が主であった。すこし面白そうなのは日、独、米の3国で、その他の国では出力波形を如何にコンピューターで波形解析を行うかという方法論的には陳腐なものが多かった。面白いものとして、ブルガリアの人が脳の記憶のモデルを出していた。臨床工学のセッションでは麻酔、腎透析、ECG等の個々の工夫等の発表と共に、QAのシステム化、医療サービスセンターのコスト/効果解析や、**Biomedical Engineering**の教育のカリキュラムについての米、仏、伊、西独国の発表もあった。これらの分野では専門が細分化されているのか聴衆が比較的少なく、ひどい時には200名も入るホールで十数名のところもあった。それにひきかえ放射線治療は小さいホールが一杯で座れない事もあった。また演題も、統一化、標準化といったシステム化した話題も多数あった。特にノルディックグループは**CART (Computer Aided Radio Therapy)**と称して、電算機を媒体として、診断用3次元画像の取り扱い、3次元線量分布、治療計画、患者及び腫瘍登録等の情報システム、高度な科学的、技術的情報の伝達などを目指す学者、産業界、利用者相互利用のプログラム開発を行っている。その他、放射線治療に必要な標準化、規格化などもこのプログラムの一つとして取り扱われる。いわゆる放射線治療のシステム化である。1983年に着手し、'84~'85にプロトタイプを作り、'86に完成の予定との事である。次に**Biomedical innovation: Mechanisms and Policy Implications**というセッション、特にMITのFin-

kelsteinの**Overview of Current Medical Technology Policy in U.S.**とロンドンのShawの**Medical Equipment innovations: Mechanisms and Policy Implications**の2つは興味をひいた。前者では、医用技術の新しい開発は技術もさる事ながら費用もかかり、また人命に直接係わる事から、その適用には十分な考慮が必要である。そこで新しい技術の芽生えから一つの研究プロジェクトへと発展して行くと、それに対する助成金の出し方、ひいてはその研究が、本当に臨床応用に役立つものに成長するかどうかの評価は非常に難しく、そこに一つの判断基準などが必要になってくる。そのような高度な物の考え方についての論議がなされていた。後者については、英国でなされた34の医用装置の新しい開発について、開発と販売の過程において生じた利用者と生産者間の相互作用の様相を眺め解析したものである。この論文は一つの新しい技術が発想—技術開発—実用—商業ベースと育つ過程の解析として参考になるものである。MEについて、MEとMPとは顔合せとしての交流はあるが、学問上の切点の一部を除いて殆どないと見られた。基礎は別として、それぞれに実用分野を持っており、関連性は低いように思われた。私の目からみると、特にMPの治療分野は完全に成熟期に近く、この会でも参加者も多く、やはり主流の一つという感じもあった。また聞いた所によると、MEの方は米国があまり参加していず、日本、西独を除くと、ぐっとレベルが下がってしまうとの事であった。

最後にこれからヨーロッパへ行く人の為にアドバイスを少々、ストックホルムからヘルシンキへのフェリーは豪華だがキャビンの予約は容易でな

い。特に週末はキャビンに入り損ねると、真夜中迄若者達の酔狂を覚悟せねばならない。ヨーロッパの旅はユーレイルパス（一等乗り放題）の鉄道利用は便利で楽しい。ホテルは旅行会社を通じて高いものを予約するのは馬鹿げている。大きい都市は各駅に  印の旅行者向けのインフォメーションがあり何でも教えてくれる。宿も日本のビジネスホテル級の安さである。最後にスイスのインターラーケンを訪れたが、スイスに行く機会のある人で山が好きな人は訪れる価値のある所であろう。1～2泊をお奨めする。駅はインターラーケン・

オスト（東）、ヴェスト（西）の2つがあるが終点の手前のヴェストがホテル、銀行などある中心街である。オストから乗り換えて登山の観光が出来るが少なく共半日～1日はたっぷり余裕を欲しい。ユングフラウの肩まで行くユングフラウヨッホのコースは約1万円、ユングフラウ、メンヒ、アイガーを目の前に眺望できるシルトホルンの展望台（標高2,970 m）へは約5千円の切符を買われる。天気が悪くなければ、決して高いとは思えない。この文を書きながら、また訪れてみたい気持ちがわき上がってくる程である。

〔国際会議報告〕

第7回医学物理・第14回医用生体工学 合同国際会議に参加して(2)

京都工芸繊維大学 金森仁志

筆者は二つの論文を発表した。

まず、臨床（X線）の部門では、口述発表7件のうち、2件が取消しになったので5件と、ポスターが1件、計6件の発表があった。いずれも、古くて新しい重要な課題である。

X線装置の関係で3件の発表があった。kVp値の正確な測定法について、Law（英）が、Adran Crooks penetrometerを用いて1 kV以内の誤差で測定できることを示した。Porubszky（ハンガリー）は、X線管電圧リップル率とkVp値から、HPAカタログのX線スペクトルのデータを用いて線量、線質を計算機で計算した結果を、ポ

スターで発表した。筆者は、管電圧リップル率とスペクトルとの関係の測定結果を発表した。

画質と吸収線量について、Valley等（スイス）は、IQI (image quality index) と線量とが直線関係になることを示し、H. Agemann等（西独）は、X線曝射時間が2秒の所で、Z指数（分解能と線量の組み合わせ）が極大になることを示した。線量と画質の総合評価尺度との関係、及びこの二つを総合した尺度（例えばZ指数）は極めて重要で、これから発展していく問題である。この意味で、この二つの論文は非常に興味深いものであった。この他に、Law（英）等は、英国で

使っている標準ファントーム **Barts** を使って、種々の増感紙・フィルム系について、評価値を示した。標準ファントームと画質評価尺度が、国際的に統一されることが望ましいが、これはまだまだ先のことになりそうである。

画質に関しては、情報理論を応用して評価する方法が2件発表された。一つは **Moore**s (英) の、画像処理結果を評価しようとするもので、1日目の画像処理のセッションに入っていた。それに対して筆者の論文は、WHOの「技術の評価」のシンポジウムに組み込まれた。今回は類似の演題がなかったが、将来は、画質の評価も技術の評価の一部として重要な地位を占めるようになる事を期待する。

なお、1991年(第9回)は京都で開催されることが決った。本会の皆様方にも何かとお世話になる予定である、よろしく。

ヘルシンキ工科大学は、ヘルシンキからバスで20分の **Espoo** 市にあり、白樺等の林の中に茶色の学舎が点在し、申分ない環境にある。車道と歩道とが分離されていることも、欧州の大学らしい。夏期には絶好の環境であるが、冬期は、通勤、通学や建物間の移動が困難ではないかと、他人事ながら心配した。

この国際会議に出席したついでに、2週間余り、北欧2ヶ国、フィンランドとノルウェーを旅行した。京都では、連日35℃以上の猛暑が続いたが、北欧では15~25℃で、快適に過ごすことができた。

フィンランドは独立して日が浅いので歴史的な魅力には乏しく、博物館には、かつて支配したロシア皇帝とスウェーデン国王の肖像や遺品が残っている。しかし、森と湖の国というだけあって、自

然は美しく、すぐれた建築家の作品も多く、戦後、急速に工業化したためにできた衛星都市も、森や湖を利用して非常に美しい環境にしてある。古い町では木造の家屋が多く、また、鉄筋のビルでも、内部は木をふんだんに使って暖か味を出しているのも嬉しかった。学会主催の団体旅行で、フィンランド北部、北極圏内のラップランドへ行けたことも得難い経験であった。広漠たる原野のドライブ、野生のトナカイ、原野や湖水の展望、白夜、遊牧民族ラップ人の小屋、金鉱の跡での砂金探し、北極圏に入った証明書の授与式等、思い出は尽きない。

フィンランドでは町の人の3割位しか英語が通じないが、ノルウェーでは老若男女を問わず、9割迄の人々が英語を話すので、旅行者には有難い。しかも、英語圏の人々のような早口でわかりにくい英語ではなく、標準の英語で、聞きとりやすかった。しかも、ノルウェー語はドイツ語に似ているので、ドイツ語圏(スイス)に滞在したことのある筆者にとって、標識や店の看板等が親しみ易く、全然不自由を感じなかった。ノルウェーでは、フィヨルドの雄大さが、特に心に残った。

新鮮な魚介類の味も忘れ難い。ベルゲンの青空市場のサーモンやえび、ヘルシンキのざりがにの他に、本物のハム(日本では合成が多い)、トナカイの肉、等も北欧旅行の楽しみの一つである。

北欧は、安心して旅行できる数少ない地域の一つである。盗まれたり、だまされたりする心配がほとんどない。世界中が、このように快適に旅行できるようにってほしいものである。

流れ画像生成システムの推定とその修復

樋 口 清 伯

京都工芸繊維大学電子計算機工学教室 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1985年10月13日, 最終1985年11月7日 受理)

Estimation of System Parameters Governing Blurred Images and Their Reconstructions

Seihaku HIGUCHI

Department of Computer Science, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

(Received October 13, 1985, in final form November 7, 1985)

In this paper concerning with the parameter estimation of the blurred images, original images are assumed to be the random variables generated from the autoregressive processes, and the blurred images are considered as the degraded versions of above processes by blurred function (or one-dimensional point spread function). Introducing the state variables, we will formulate this model as linear dynamical system with triplet (F, G, H). Though there are many approaches to these estimation problems, based on the correlation sequences computed from the blurred data, system parameters (F, G, H) are obtained by employing the realization method of stochastic processes. As pointed later, this approach is widely applicable to various blurred function. Simple simulation results are presented for the demonstration of the proposed method.

1. ま え が き

画像の処理は目的, 用途により種々の方式が研究開発され, また現在も各方面において活発に研究されている。本論文は劣化画像の修復, 特に流れ画像の生成モデルを推定し, これに基づき復元する方式について述べたものである。

動きのある対象を撮影した写真とかカメラ側で

の運動によっても劣化画像, いわゆる流れ画像となる。これらを復元するには流れ関数(一次元の点拡がり関数)が知られている必要があるが, 常にそうであるとは限らない。したがってこれを推定しなければならない。その際流れが生じる前の画像の各種の統計量が知られているとして, 流れ画像に基づいて流れ関数を最小自乗法あるいは最尤法で求める方法¹⁾, あるいは流れ関数を仮定し

て計算した共分散関数が実画像のそれに近づくよう仮定値を逐次更新する方法²⁾等が知られている。ところが流れが生じる前の画像の諸性質が、いつも前以って知られているとは言い難い。

そこで本論文では元の画像を生成するモデルとして自己回帰形の時系列が画素値になるものとして回帰モデルを当てはめ、このパラメータと流れ関数とを同時に推定しようとするものである。

以下では流れ画像生成モデルの設定とパラメータ決定の手順を導き、このようにして得たパラメータの性質を検討し、最後にシミュレーション結果を述べる。

2. 流れ画像のモデルとパラメータ決定

流れ画像は一次元的で、かつその方向は前以って知られているとする。このとき流れ方向に沿って等間隔にサンプルされた画素値を x_n , $n = 1, 2, \dots$ とし、これらは自己回帰モデルで表現されるものとする。また x_n の平均値は0としておく。

$$x_n = f_1 x_{n-1} + f_2 x_{n-2} + \dots + f_t x_{n-t} + w_n \quad (1)$$

ここで w_n は単位分散をもつ白色系列とする。このモデルの次数 t はTV 画像では1~2でよいと言われている。 t は任意とし、かつ画像はこのモデルで十分良好に近似されると仮定する。一方流れ関数に関しては、そのサンプル値を y_n , $n = 1, 2, \dots$ として

$$y_n = h_1 x_n + h_2 x_{n-1} + \dots + h_s x_{n-s+1} \quad (2)$$

と書く。ここに h_i , $i = 1, 2, \dots, s$ は離散化した流れ関数を表わしている。以下では離散化して得たベクトルも流れ関数とよぶ。式(1), (2)において、入力を w_n , 出力を y_n とみると自己回帰移動平均形のモデルといえる。したがって y_n , $n = 1, 2, \dots$ を利用して逐次計算あるいは繰返し計算により、未知パラメータ $\{f_i, h_i\}$ を求めることは可能であるが、後述するように発散の問題があり、本論文ではシステム実現という立場から考察する。このため状態変数を導入し行列形式で議論する。状態 $\mathbf{x}_n$ を

$$\mathbf{x}_n = [x_{n-t+1} \dots x_{n-1} x_n]^T$$

とし、式(1), (2)をベクトル表示すると

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{x}_{n+1} &= \mathbf{F} \mathbf{x}_n + \mathbf{G} w_{n+1} \\ y_n &= \mathbf{H} \mathbf{x}_n \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} 0 & \vdots & \mathbf{I} \\ \dots & \dots & \dots \\ f_{s-1} & f_{s-2} & \dots & f_1 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{G} = [0 : g]^T$$

$$\mathbf{H} = [h_s \dots h_2 h_1] \quad (4)$$

となる。 $s \geq t-1$ のときを表示したが、これが成立しないときは適宜0を補うものとする。ただし0, $\mathbf{I}$ は適切な次元の零ベクトルおよび単位行列で、肩のTは行列の転置を意味する。

計測された y_n に基づいて式(3)の $\mathbf{F}$, $\mathbf{G}$, $\mathbf{H}$ を定めることになるが、その際必要となる相関関数と、 $\mathbf{F}$, $\mathbf{G}$, $\mathbf{H}$ との関係求めておく。式(3)より

$$\mathbf{x}_{n+k} = \mathbf{F}^k \mathbf{x}_n + \sum_{i=1}^k \mathbf{F}^{i-1} \mathbf{G} w_{n+k-i+1}$$

となり、 w_k は白色であることを考慮すると、相関係数 r_k は

$$\left. \begin{aligned} r_k &= \langle y_{n+k} y_n \rangle = H F^k \Sigma H^T \\ \Sigma &= \langle x_n x_n^T \rangle \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

と書ける。ここに $\langle \cdot \rangle$ は平均演算を表わす。また、 Σ は式(3)の第1式とその転置を用いて

$$\Sigma = F \Sigma F^T + G G^T \quad (6)$$

と計算できる。このようにモデルを定めると相関関数列により、 F 、 G 、 H を求めることが可能になる。

3. 線形システムとしての実現

一般に線形システムを

$$\left. \begin{aligned} u_{n+1} &= A u_n + B z_n \\ v_n &= C u_n \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

とおくとき、そのインパルス応答列は時刻順に CB , CAB , CA^2B , …… となり、通常マルコフパラメータと呼ばれる。このパラメータを w_k とい

$$w_k = CA^k B \quad (8)$$

と表わしておく。いまマルコフパラメータが与えられたとして、対応する行列の組 (A, B, C) を求めることを実現という。そこで式(5)の相関係数列をマルコフパラメータと見做すと式(5)と式(8)の対応から式(5)を実現すると行列の組 $(\bar{F}, \bar{\Sigma} \bar{H}^T, \bar{H})$ が得られることが分る。さらに $\bar{\Sigma}$ が求められれば式(6)より G が定まり、組 (F, G, H) が実

現されたことになる。このように求めた組 $(\bar{F}, \bar{G}, \bar{H})$ が式(4)の形 (0 および 1 をとる位置が同じであること) をしているとは限らない。通常は線形変換されたものである。もし同じ形にできれば、 $\bar{H}$ の成分は流れ関数を、また $\bar{F}$ の最下行は自己回帰モデルのパラメータを与えることになる。以下 $P = \bar{\Sigma} \bar{H}^T$ とおいて組 $(\bar{F}, P, \bar{H})$ の実現および $\bar{\Sigma}$ の決定について述べる³⁾。

マルコフパラメータ r_k から組 $(\bar{F}, P, \bar{H})$ を求めるアルゴリズムは数多くあるが、ここでは Ho ⁴⁾ によるものを使用する。その概略は次の様である。式(5)を要素とする無限ハンケル行列 H を定義する

$$H = \begin{pmatrix} r_0 & r_1 & r_2 & \cdots \\ r_1 & r_2 & r_3 & \cdots \\ r_2 & r_3 & r_4 & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots \end{pmatrix}$$

この行列の階数は行列 F にケーリー・ハミルトンの定理を用いれば有限であることは明かであり、この階数 n が実現するシステムの組 $(\bar{F}, P, \bar{H})$ の各行列の次元を与える。そして、この n 以下では実現できないし、 n 以上であれば冗長となることが知れている⁵⁾。上述のハンケル行列から部分行列をとり出して次のマトリックスを定義する。

$H_{n,n} = H$ の左上の $(n \times n)$ 行列

$H_{n+1,n} = H_{n,n}$ の各行より 1 行ずつ下の列からなる $(n \times n)$ 行列

$H_{1,n} = H_{n,n}$ の第1行からなる $(1 \times n)$ 行列

$H_{n,1} = H_{n,n}$ の第1列からなる $(n \times 1)$ 行列

これらの行列を用いて

$$\overline{F} = H_{n+1, n} H_{n, n}^{-1}$$

$$P = H_{n, 1}$$

$$\overline{H} = H_{1, n} H_{n, n}^{-1}$$

を計算すれば、この組 $(\overline{F}, P, \overline{H})$ は組 $(F, \Sigma H^T, H)$ の実現になっている。式(5)の r_k を用いて、さらに具体的に書くと

$$\left. \begin{aligned} \overline{F} &= \begin{bmatrix} 0 & \vdots & \mathbf{I} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ * & * & * \cdots * \end{bmatrix} \\ P &= [* \quad * \cdots *]^T \\ \overline{H} &= [1 \quad 0 \cdots 0] \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

となる。ここで*はその位置で実数値をとりうることを示めし、これ以外では0あるいは1をとることを表わしている。次に式(6)の G に相当する $\overline{G}$ を求めるために $\overline{\Sigma}$ を決定しなければならない。基本的には Faure⁶⁾ によって与えられているが、この問題に適合させると次のようである。

$$T_m = \begin{bmatrix} r_0 & r_1 & r_2 & \cdots & r_{m-1} \\ r_1 & r_0 & r_1 & \cdots & \\ \vdots & & & & \\ r_{m-1} & \cdots & \cdots & \cdots & r_0 \end{bmatrix}$$

$$U_m = [\overline{H}^T \quad \overline{F}^T \overline{H}^T \cdots (\overline{F}^T)^{m-1} \overline{H}^T]$$

とし、 m をシステムの次数 n の2倍程度として、

$$\Sigma_m = [U_m T_m^{-1} U_m^T]^{-1}$$

を計算し、この Σ_m を $\overline{\Sigma}$ とすればよい。つぎに式(6)の F に $\overline{F}$ 、 Σ に $\overline{\Sigma}$ を用いて $\overline{G}$ を求め、式(9)の $\overline{F}$ 、 $\overline{H}$ と合せて組 $(\overline{F}, \overline{G}, \overline{H})$ が定まる。この次数が n であるとし、 $\overline{F}$ の最下行のベクトルを

$$[\overline{f}_n \quad \overline{f}_{n-1} \quad \cdots \quad \overline{f}_1]$$

として、次の n 個のベクトル $b_1, b_2, \cdots, b_n$ を計算する。

$$\begin{aligned} b_n &= \overline{G} \\ b_{n-1} &= (\overline{F} - \overline{f}_1 \mathbf{I}) \overline{G} \\ b_{n-2} &= (\overline{F}^2 - \overline{f}_1 \overline{F} - \overline{f}_2 \mathbf{I}) \overline{G} \\ &\vdots \\ b_1 &= (\overline{F}^{n-1} - \overline{f}_1 \overline{F}^{n-2} \cdots \overline{f}_n \mathbf{I}) \overline{G} \end{aligned}$$

このベクトルを要素とする変換行列 T

$$T = [b_1 \quad b_2 \quad \cdots \quad b_n]$$

により $T^{-1} \overline{F} T$ 、 $T^{-1} \overline{G}$ 、 $\overline{H} T$ を計算すれば、これは式(4)と同じ形を与える。以上の結果について章を改めて検討する。

4. パラメータ決定法とその結果について

式(1)、(2)の右辺をみると、推定すべき f_i 、 h_i が未知の画素値 x との積になっていて、非線形な推定問題であることが分る。したがって逐次推定しようとする、現在の f_i 、 h_i の推定値により、 $\hat{y}_i$ を予測し、実測の y_i との差に注目して、 f_i 、 h_i をより良い推定値に修正し、同時に x_i の推定値 $\hat{x}_i$ を求める。この過程を繰返すことにより f_i 、 h_i の最良な推定値を得ようとするのである。ところで、この計算の結果が真値に収束するという証明は極めて困難と思われる。また可能としても、その条件が極めて厳しくなると予想され、現実に応用できるか否か分らない。特に問題となるのは式(2)の流れ関数についてである。まず式(1)は

y_n が定常と見做せるときは安定な特性をもち、 $f_i, i = 1, 2, \dots, n$ もそのように求めると考えてよい。そこで式(2)について、これを簡単のため

$$y_n = h_1 x_n + h_2 x_{n-1}$$

とおいて、 $x_0, y_1, y_2, \dots, y_n$ から x_n を求めてみよう。 x_0 は初期値で未知と考えるべきものである。上式を n について x_n に順次代入していくと

$$x_n = \frac{1}{h_1} \sum_{i=1}^n \left(-\frac{h_2}{h_1} \right)^{n-i} y_i + \left(-\frac{h_2}{h_1} \right)^n x_0$$

となる。いま $|h_2/h_1| < 1$ であれば、 n が大きくなれば、 x_0 の影響は小さくなり、 x_n は最近の y_i により正しく求まる。一方絶対値が 1 より大きいときには、 x_0 の影響は n と共に大きくなり、さらに過去の y_i の重みが増してくる。後者の状態にあると逐次計算法は発散して正しいパラメータを求めることはできない。いま時間推移パラメータ z を用いた多項式と y_n とを対応させる。

$$y_n = h_1 x_n + h_2 x_{n-1} \longleftrightarrow h(z) = h_1 + h_2 z^{-1}$$

この多項式で上に述べたことを言い換えると、 $h(z) = 0$ の根が単位円内にあれば、正しい推定値が得られるといえる。このことは一般に式(2)を参照して

$$h(z) = h_1 + h_2 z^{-1} + \dots + h_s z^{-s+1}$$

において $h(z) = 0$ の根が全て単位円内にあるとき推定可能ということになる。つぎに

$y_n = h_1 x_n + h_2 x_{n-1}$ と $y_n = h_2 x_n + h_1 x_{n-1}$ の 2 通りを考えてみると、 $h_1 \neq h_2$ であれば、ど

ちらか一方は単位円内に根をもつ。ところが、式(5)の r_k を計算してみると、どちらも同じ r_k を与える。すなわち r_k には h_1, h_2 の順序関係は反映されない。このことは r_k を出発点として推定方式を作れば適用範囲を広げることになる。

ところで、3 章で導出した計算法では h_1, h_2 のどちらが大きくとも常に根が単位円内にあるように定まる。 $h(z) = \alpha + z^{-1}$ のとき、 $|\alpha| < 1$ であれば、単位円 $|z| = 1$ に対して対称な点に変換される。すなわち

$$h(z) \cdot \frac{1 + \bar{\alpha} z^{-1}}{\alpha + z^{-1}} = 1 + \bar{\alpha} z^{-1}$$

$0.5 + z^{-1}$ は $1 + 0.5 z^{-1}$ となる。ただし上式の横棒は複素共役を表す。これは最小位相推移回路を実現していることを意味する。現実存在するか否かは別として、 $h(z)$ が因数分解して

$$h(z) = (1 + 0.5 z^{-1})(0.8 + 0.4 z^{-1}) \times (0.5 + z^{-1})$$

と与えられたとする。この右辺の第 3 項が上述の変換の対象となり

$$h(z) = (1 + 0.5 z^{-1})(0.8 + 0.4 z^{-1}) \times (1 + 0.5 z^{-1})$$

が求まり、実際の流れ関数とは異ってくる。このように最小位相推移でない項のみが変換の対象になり、求めた結果を因数分解したとして、その中のどの項が変換されたかは判らず、事情を複雑にさせる。求まった $h(z)$ が n 次の多項式なら 2^{n+1} 通りの流れ関数が想定される。これに対処する方法としては、次章で扱う復元方法を利用して、 y_n から x_n を復元し（この計算には 1 つの流れ関数

を用いる), この復元値 $\hat{x}_n$ に復元に用いたと同じ流れ関数で劣化させると $\hat{y}_n$ が得られたとする。そこで y_n と $\hat{y}_n$ との誤差が最小となっている $\hat{x}_n$ を復元画像とし、これと同時に流れ関数も定まることになる。以上の準備の下でシミュレーションを行うことにする。

5. シミュレーションとその検討

画像データ GIRL に流れ幅5の一様 (h_i はすべて同一) な劣化を施した。この画像を y_n として、3章で述べた計算を行い組 ($\bar{F}$, $\bar{G}$, $\bar{H}$) を得た。行列 $\bar{H}$ だけが求まれば、フーリエ変換等により、 y_n から x_n を復元することは可能であるが、 $\bar{F}$, $\bar{G}$ も求まっていることであるからカルマンフィルタ⁷⁾を用いて復元した。このアルゴリズムは次式で与えられる。

$$\hat{x}_n = \bar{F} \hat{x}_{n-1} + K_n [y_n - \bar{H} \bar{F} \hat{x}_{n-1}]$$

ここで K_n の計算には以下の3式を用いる。

$$K_n = M_{n-1} \bar{H}^T [\bar{H} M_{n-1} \bar{H}^T]^{-1}$$

$$M_n = \bar{F} N_n \bar{F}^T + \bar{G} \bar{G}^T$$

$$N_n = [I - K_n \bar{H}] M_{n-1}$$

$\hat{x}_0 = 0$, $N_0 = I$ として $n = 1, 2, \dots$ と計算していくと、ベクトル x_n の第1要素が復元値を与える。計算に用いたデータは(256×256)画素のGIRLで、式(5)の r_k の計算には5,000個の平均値を用いた。Table 1に求めた $\bar{f}_i$, $\bar{h}_i$ の値を、3行目の a_i は原画像から平均値を差引いた画素値を用い $\langle (x_n - \sum_{i=1}^{10} a_i x_{n-i})^2 \rangle$ を最小にす

る a_i , $i = 1, 2, \dots, 5$ が記入してある。 $\bar{f}_i$ と a_i とを比較すれば相当な精度で求まっていること、 $\bar{h}_i$ は全部同一値になるはずであるが、少し変動しているものの良好な値と考えられる。Table 1の値をカルマンフィルタに設定し復元計算を行った。その結果を日本語プリンタ(レーザープリンタ)で画素値の大きいものは長い線を引くように濃淡出力したものがFig. 1である。表示方法が少々適切でないこともあって見づらいが、(a)は原画像のGIRL, (b)は流れ画像, (c)は復元画像である。(256×256)の画素の内、中央部(128×128)のみを表示している。目、鼻、首の辺をよく見ると復元が十分なされていることがこの図からも読取れる。なお図形出力は3枚の画像の画素の最大値と最小値が一致するように、スカラ倍と平行移動を行って揃えてある。3章で導いた計算法

Table 1 Parameters for image 'GIRL'

i	1	2	3	4	5
$\bar{f}_i$	1.3125	-0.4030	0.0481	-0.0303	0.0400
$\bar{h}_i$	0.1354	0.1321	0.0910	0.1238	0.0983
a_i	1.2871	-0.3878	0.0653	-0.0193	0.0300

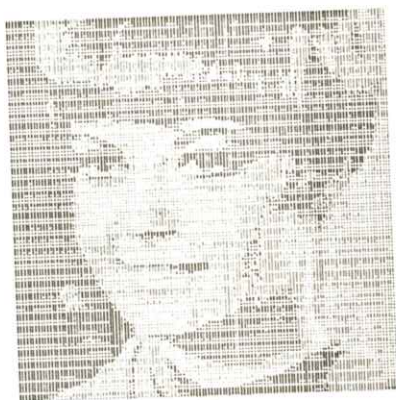
はプログラムにしておけばよいが、その際システムを実現する次数(GIRLの場合は $n = 5$ であった)を決定するにはハンケル行列 H の階数を調べる必要がある。理論上はどのような調べ方をしても正しい階数は決まるが、実測データからはそのように行かない。このシミュレーションに用いたGIRLの場合も $n = 5, 6$ のどちらかであるとまではいえるが、(今回のシミュレーションではハンケル行列の固有値を大きい方から10個計算し減少幅の大きいところを見つける)それ以上のこと



(a)



(b)



(c)

Fig. 1 Images at each stage of simulation
(a) original image (b) blurred image
(c) reconstructed image

はどちらとも言えない。そこで $n = 5, 6$ の場合について、この先パラメータ決定の計算を進める

と、 $n = 6$ の場合には Σ が非負値でなくなり、これより先の計算が出来なくなる。 $n = 5$ のときは Table 1 の結果まで到達することができる。いくつかのシミュレーションの結果から、上述のように Σ の非負性が満たされないとか、流れ関数が負になるといった状況に出会う。相関関数の精度が上げられるならそれを十分にしておく、また非負性の判断などいくつかの検査点を設けておけば、十分対処できると思われる。

6. む す び

本論文では、流れ画像のみが与えられ、それに基づいて復元するという問題設定の下で、具体的解法を考察した。画像が自己回帰モデルで十分表現されるときには可能であることを示めし、またシミュレーションにより確認した。別な観点からは、本来この問題は非線形であり、かつ数値的に微妙な点のあることを指摘した。このことは必ずしも常に安定なアルゴリズムであるとは厳密には言えないことになるが、いくつかのシミュレーションの結果から、画像が自己回帰形から大きく離れたとき以外は問題ないと考えてよい。なお本論文では流れの方向は前以って知られているとした仮定はいずれ除く必要がある、これは周波数分析より方法はないと思われる。一方向の流れであっても多次元的な取扱いでより精度を上げることは今後の課題である。ご協力いただいた西田 一 (大阪市)、岩井昇吾 (シャープ) の両君にお礼申し上げる。なお画像 GIRL は東大生研の御好意によるものでお礼申し上げます。

文 献

- 1) 片山 徹, 他: システムと制御 15 709 (1981)
- 2) 三木成彦, 他: 電子通信学会論文誌 J56 - D 1137 (1982)
- 3) 樋口清伯: 情報理論とその応用研究会資料 138 (1983)
- 4) R. E. Kalman, P. L. Falb and M. A. Arbib: Topics in Mathematical System Theory P. 288 (McGraw-Hill New York 1961)
- 5) 有本 卓: 線形システム理論 P.123 (産業図書 1974)
- 6) R. K. Mehra et al (ed): System Identification: Advances and Case Studies P. 1 (Academic Press New York 1976)
- 7) A. P. Sage and J. L. Melsa: Estimation Theory with Applications to Communication and Control P. 341 (McGraw-Hill New York 1971)

診断時の管電圧波形に対するX線スペクトル測定法 70 kVpのデータ

松本 政雄*・中森 伸行** 金森 仁志**

* 大阪府立工業高等専門学校電気工学科 〒572 寝屋川市幸町26-12

**京都工芸繊維大学工学部電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

(1985年10月13日, 最終1985年11月26日受理)

Measurements of Diagnostic X-ray Spectra for Various High Voltage Waveforms — 70 kVp data

Masao MATSUMOTO*, Nobuyuki NAKAMORI** and Hitoshi KANAMORI**

* Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College,
Saiwai-cho, Neyagawa, Osaka 572

** Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received October 13, 1985, in final form November 26, 1985)

A high-purity germanium spectrometer system was used to measure primary X-ray spectra of 70 kVp. Methods were devised for producing and examining spectra simulating diagnostic conditions without operating the X-ray generator at high current levels. The collimations used to measure the 70 kVp spectra are discussed. The results, presented graphically, have been normalized to yield the relative number of photons per 1-keV interval. Methods for converting an exposure spectrum into a photon fluence spectrum that will produce attenuation curves of the objects (Al and acrylic resin) are presented. The results, presented graphically, have been normalized by the exposure of 3 % ripple.

1. 緒 言

診断用X線装置のX線スペクトルを測定する場合、透視条件では管電流が小さいので、スペクトルの測定は容易である。しかし、撮影条件では管電流が大きくなるため、半導体検出器が飽和して

しまい、スペクトル測定が困難である。そこで、我々は、前に、高電圧ケーブルの被覆を剥ぎ、その静電容量を小さくすれば、2 mA以下の管電流で撮影時と等価なスペクトルを測定できることを示した¹⁾。本論文では、この方法を用いて、管電圧70 kVpで、被写体として種々の厚さの骨に対応

するAlと人体の軟部組織に対応するアクリルを使って測定したスペクトルを示す。さらに、スペクトルからAlとアクリルの減弱曲線を計算し、減弱係数を使った計算値及び線量計を用いた測定値と比較する。また、この測定では、特に管電流値や各被写体の厚さにより、照射線量率が3桁も変化するので、Ge検出器でパイルアップが発生しないように、適当な直径のコリメータを用いて、計数率を調節する必要がある。このコリメータの選定とX線ビームの中心にコリメータを設置する方法についても述べる。

2. 測定法

2.1 コリメータの選定とビームとの軸合せ

2.1.1 コリメータの選定

Fig. 1 に、高純度Ge検出器を使った直接線のスペクトル測定システムを示す^{1,2)}。このシステムを使って、被写体(Al 1～30 mm, アクリル5～25 cm)を透過したスペクトルを測定する場合、

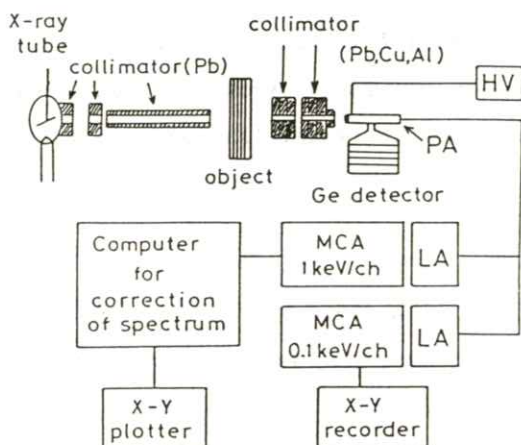


Fig. 1 Experimental setup.

照射線量率が管電圧波形の脈動率が3% (管電流 0.13 mA) で2桁、60% (0.84 mA) で3桁も変化する。このように照射線量率が大きく変化しても、Ge検出器がパイルアップしないように測定するためには、Fig. 1 に示したように被写体とGe検出器の間に適当な直径のコリメータを何段か設置して、Ge検出器の計数率を調節する必要がある。まず、我々は、コリメータの直径を決めるためにGe検出器の計数率とパイルアップの関係を調べた。Linear Amp. の sharpening time を2 μ s に設定し、測定時間 (live, clock time) をパラメータとして、光子スペクトルをピーク値が 10^4 個になるようにして測定した。Fig. 2 に、その一例として、脈動率3%で、15 mm厚のAlを被写体とし、全光子数が約35万個の光子スペクトルを対数表示で示す。これらの測定結果から、Ge検出器の計数率は毎秒約1,500～2,500個を越えると、70 keV以上のパイルアップの計数値がピーク計数値の1%を越えることがわかった。

この予備実験で photon fluence rate の概略

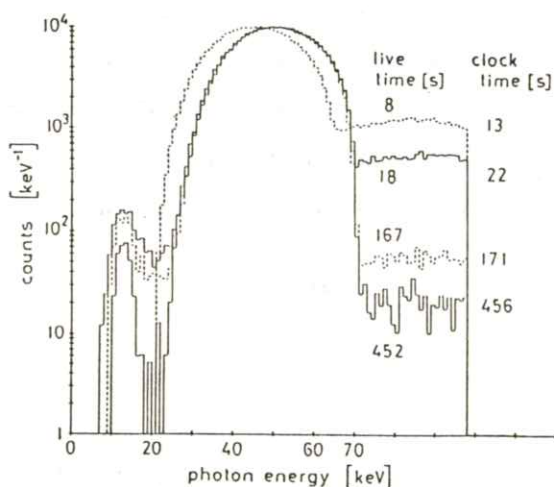


Fig. 2 Pile-up of spectra.

の値も測定できる。その結果、Ge検出器に入射するX線ビームのphoton fluence rateは、管電流1 mAあたり、Fig. 3の点線で示すように被写体の厚さで大きく変化することがわかる。たとえば、(a)のAl被写体の場合、脈動率3%の時被写体なしで、 $2.4 \times 10^5 \text{ mm}^{-2} \text{ s}^{-1} \text{ mA}^{-1}$ であり、Al 30 mmの場合、 $6.1 \times 10^3 \text{ mm}^{-2} \text{ s}^{-1} \text{ mA}^{-1}$ と2桁変化し、(b)の亚克力被写体の場合は同じ脈動率3%の時、亚克力 25 cmで $3.1 \times 10^2 \text{ mm}^{-2} \text{ s}^{-1} \text{ mA}^{-1}$ と3桁も変化する。このように、3桁も変化する photon fluence rate に対して、Ge検出器のパイルアップの計数値がピーク値の1%以下で計数できるように算定したコリメータの直径を、Fig. 3の実線で示す。この結果は0.13—8.8 mmの範囲におよぶが、実際に使用できるのは、0.2 mmから3.0 mmま

である。なぜなら0.2 mm以下は工作上的理由から鉛厚10 mmのコリメータは製作できない。また、3.0 mm以上は、Ge検出器の有効径³⁾が3 mmしかないので使用できない。それで、我々はFig. 1に示すように、2～3段のコリメータを用意して、その直径を少しずつ小さくして行くと共に、被写体に対応して、最終段(Ge検出器の直前)のコリメータの直径を0.2から3 mmまで0.1ないし0.2 mm間隔で変えられるように、多数用意した。パイルアップを1%以内にするためには、コリメータの直径を計算値(実線)付近以下にすればよい。Fig. 3の白丸(脈動率3%)と黒丸(脈動率60%)で、実際に測定した時の被写体(Alと亚克力)の各厚みに対して使用したコリメータの直径を示した。photon fluence rateは被写体がない時が最大

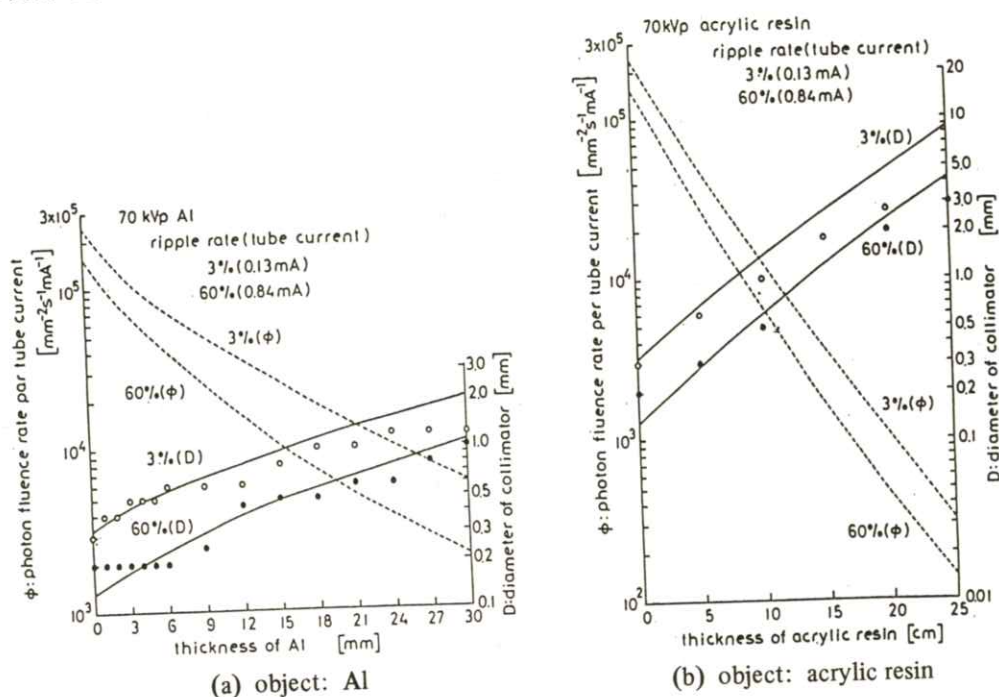


Fig. 3 Photon fluence rate per tube current (dotted line) and diameters of collimators (full line: calculated, open and closed circles: used).

で、この時に使用したコリメータの直径は、脈動率60%の場合は算定値よりも大きい0.2 mmしかないで、パイルアップは2.5%になった。しかし、被写体が入れば、**photon fluence rate**が小さくなるので、60%の場合でもパイルアップは約1%以下に収まった。

また、測定時間があまり長くなると、管電圧や管電流などが変動する可能性があるので、**live time**が4分を越えないようにコリメータの直径を調整するのが望ましい。しかし、被写体が厚くなると**photon fluence rate**が小さくなる。例えば、アクリルの厚さが25 cmの場合は算定値(Fig. 3(b)実線)は3 mm以上になっているが、Ge検出器の有効径の制限から3 mmしか使用できないので、脈動率3%では、**live time**が15分にもなった。これを解決するには、もっと有効径の大きいGe検出器を使えばよい。そうすればもっと大きな直径のコリメータが使用できるので**live time**が短くなる。

2.1.2 ビームの軸合せ

Fig. 1 に示すように、X線管とGe検出器との間に多数のコリメータを設置するので、ビームを確実に通すために、コリメータの中心にビームの軸を合わせることが重要である。そこで、あらかじめ、レーザビーム(He-Ne)をX線ビームの中心軸と一致するように設置しておいて、このレーザビームがコリメータの中心を通過するようにコリメータをセットするようにしている。これは特に、コリメータの直径が小さい時には重要である。

2.2 測定スペクトルの補正とエネルギー、照射スペクトルへの換算及び減弱曲線の計算法

2.2.1 光子(数)スペクトル

波高分析器を用いて、channel(光子エネルギーEに比例)あたりの計数値を求め、単色光子エネルギー、単位面積、単位管電流、単位時間(**live time**)あたりの個数に換算すると、光子数スペクトルの測定データ $N_m(E)$ ($\text{keV}^{-1} \text{mm}^{-2} \text{mA}^{-1} \text{s}^{-1}$)となる。

これを補正して真の光子スペクトル $N(E)$ を求めるために、検出器の形状に応じて、入射光子 E_0 (keV)について1 keV毎に、単色線レスポンス関数³⁾ $R(E_0, E)$ をモンテカルロ法であらかじめ計算した^{3,4)}。 $R(E_0, E)$ を用いて $N_m(E)$ をStripping法の式³⁾

$$N(E) = \frac{N_m(E) - \sum_{E_0=E+1}^{E_{\max}} R(E_0, E) N(E_0)}{\epsilon(E)} \quad (1)$$

で、高エネルギー側から補正する。 $\epsilon(E)$ はフォトピーク検出効率である。

測定スペクトルと補正スペクトルの例をFig. 4に示す。点線は測定値、実線は補正值である。補正すると低エネルギー側の尾は相当落ち込むが、0にはなっていない。この尾は実測データから切断すればよいので、管電圧が70 kVp以下では低エネルギー側でわずかに補正が現われるだけである。

2.2.2 エネルギースペクトル

エネルギースペクトルは、(1)式で求めた光子スペクトル $N(E)$ ($\text{keV}^{-1} \text{mm}^{-2} \text{mA}^{-1} \text{s}^{-1}$)から

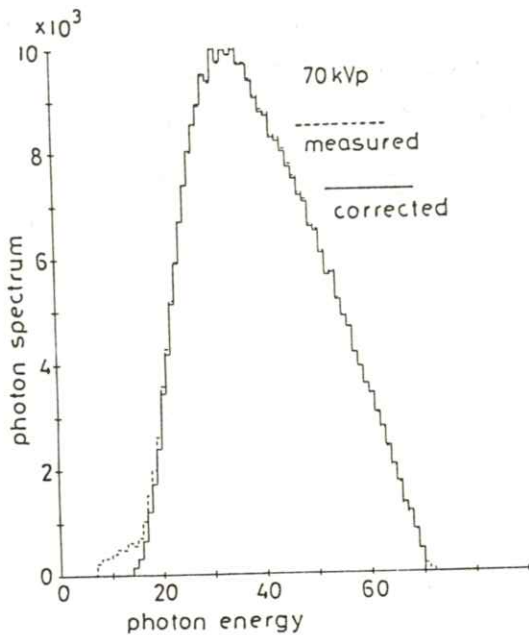


Fig. 4 An example of the correction of a photon spectrum.

$$\psi(E) = EN(E) \text{ (mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1} \text{)} \quad (2)$$

で求める。

2.2.3 照射線量スペクトル

(2)式で求めたエネルギースペクトル $\psi(E)$ に空気の質量エネルギー吸収係数を掛けて、照射線量スペクトル

$$\chi(E) = \psi(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air} \frac{1.602 \times 10^{-4}}{86.9} \quad (3)$$

(mR · keV⁻¹ mA⁻¹ s⁻¹)

で求める。

光子スペクトル、エネルギースペクトル、照射線量スペクトルの例をFig. 5に示す。ただし、ピーク値で規格化してある。

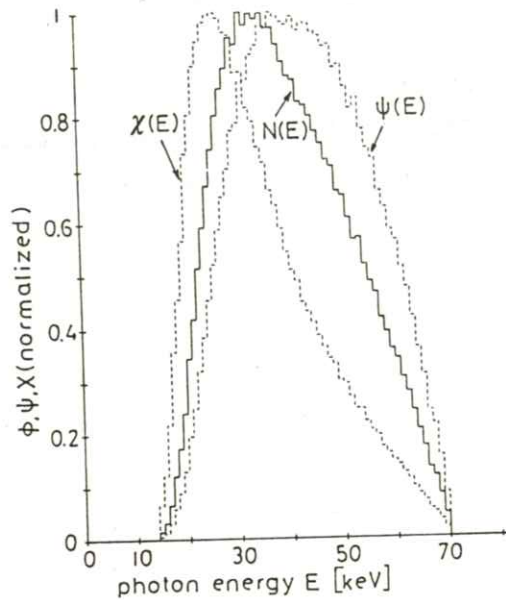


Fig. 5 An example of photon spectrum $N(E)$, energy spectrum $\psi(E)$ and exposure spectrum $\chi(E)$.

2.2.4 減弱曲線

X線管と検出器の間に種々の厚さ T の被写体(Al, アクリル)を置いて照射線量スペクトルを求め、その面積

$$X(T) = \int \chi(E, T) dE \quad (4)$$

(mR · mA⁻¹ s⁻¹)

を求める。これは空気電離箱で測定した減弱曲線に相当する。

管電流値を制御盤側(接地側)で測定する場合には、X線管に実際に流れる電流としては指示値から暗電流を引くか、高電圧側で直接陽極電流を測定して、校正しておかねばならない。管電流2 mA以下で測定する場合には、この事が重要である。

3. 測定結果

測定で使用したX線管は島津製の回転陽極X線管 CIRCLEX U10 (タングステン陽極, 陽極角度 18° , 油浸, ガラス窓, 付加フィルタなし) である。

3.1 Alの場合

Fig. 6 に被写体としてAlを使用した時の光子スペクトルを示す。横軸に光子エネルギーを、縦軸に光子数を取り、脈動率をパラメータとして、ピーク値で規格化して示してある。これらを見ると脈動率が大きくなると、高エネルギー側の尾の部分が削られ、低エネルギー側にわずかにシフトしている。このことは、脈動率が大きくなるほど、

線質が軟らかくなることを定量的に示している。これは被写体を入れた場合も同じである。また、Alの厚さを6, 18, 30 mmと変えて行くと、低エネルギー部分がAlで吸収、散乱されて失われ高エネルギー部分だけが透過して、その幅も狭くなることがわかる。このことは、被写体が厚いほど、線質が硬くなることを定量的に示したものである。この光子スペクトルから、2.2.2で述べたエネルギースペクトルを求めるとFig. 7 となる。また2.2.3で述べた照射線量スペクトルはFig. 8 となる。これらを見ると、どのスペクトルも、脈動率や厚さの変化に対して光子スペクトルの場合と同様な変化をしていることがわかる。次に2.2.4で述べた減弱曲線をFig. 9 とFig. 10 に示す。両図は、脈動率が3%で、被写体がない場合の

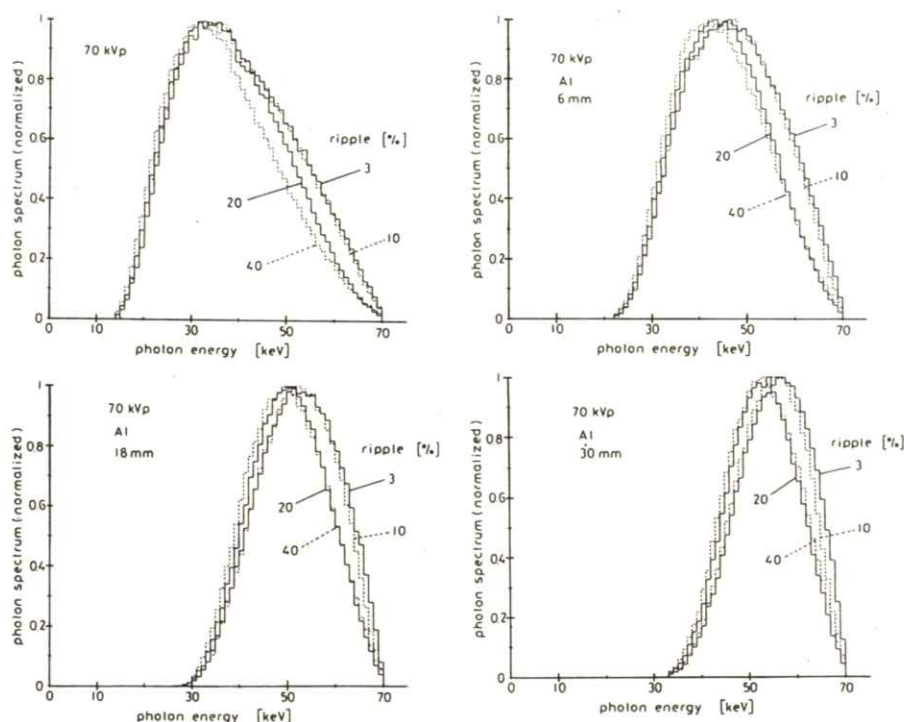


Fig. 6 Photon spectra of 70 kVp X-ray beams (object: Al).

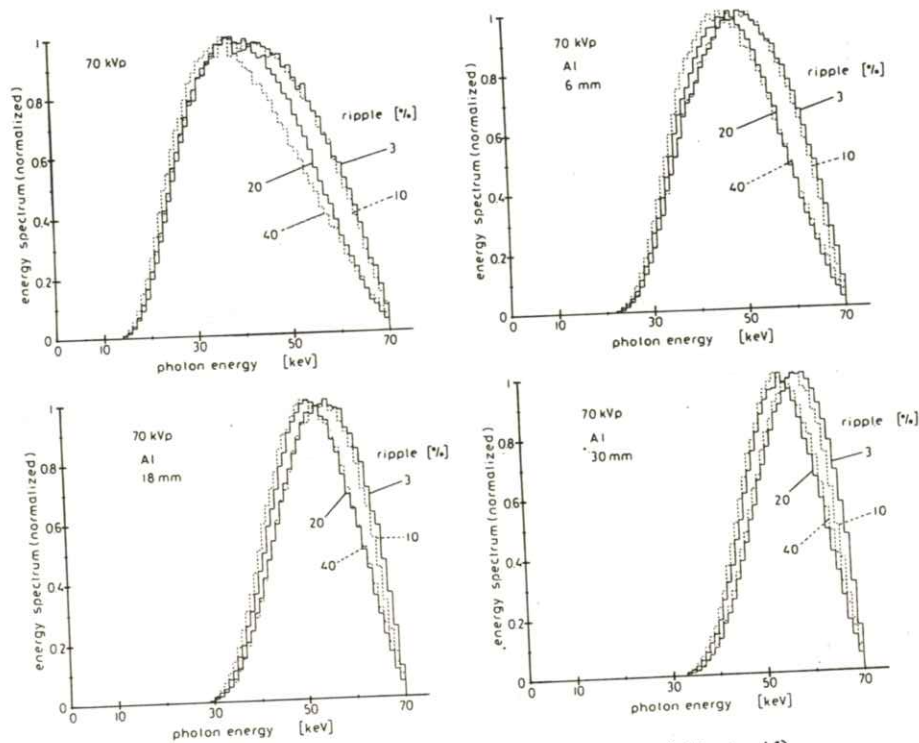


Fig. 7 Energy spectra of 70 kVp X-ray beams (object: Al).

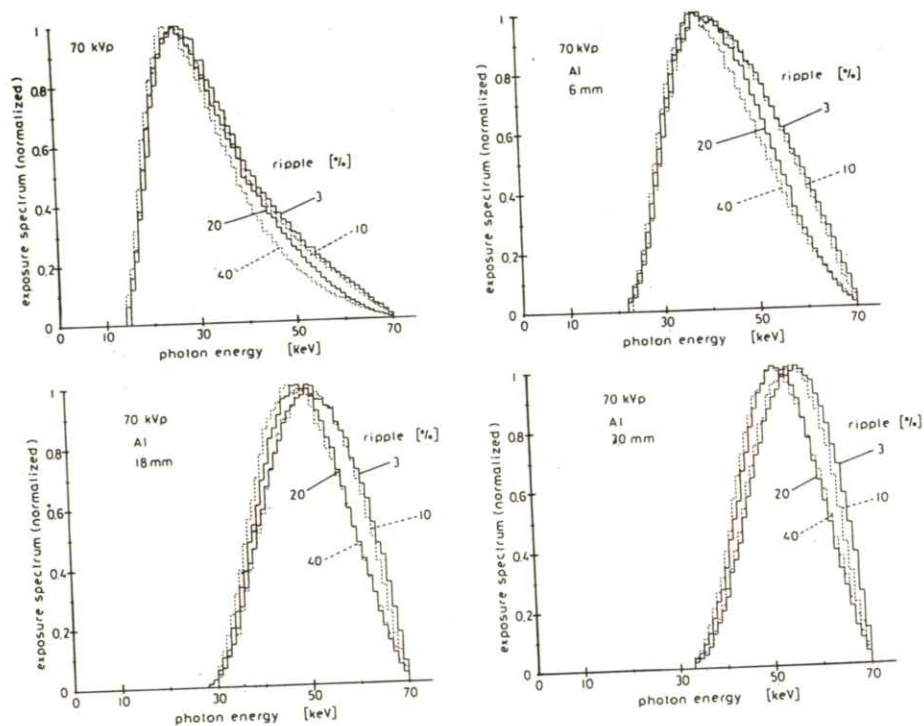


Fig. 8 Exposure spectra of 70 kVp X-ray beams (object: Al).

mAsあたりの照射線量で規格化してある。Fig. 9で、実線は減弱係数から計算した減弱曲線を示し、各点は測定スペクトルから計算したものである。これを見比べると、全体的に測定スペクトルから計算した値の方が小さくなっている。また、脈動率が大きい程、照射線量は小さくなっていて、その減弱の割合は、厚さが厚くなる程より一層小さくなることがわかる。これはスペクトルのところで見たように、脈動率が大きくなる程、線質が軟らかくなることに対応する。また脈動率を横軸にによって右のように示すと、照射線量の脈動率に対する変化の様子がより明瞭になる。

Fig. 10は、Victreen社製の500型ラドコン線量計で測定した線量との比較を示している。実線が線量計によるもので、各点はFig. 9と同様であ

る。これらを見比べると、Fig. 9の場合とは逆に測定スペクトルから計算した値の方が全体的にわずかに大きい。しかし、脈動率や厚みの変化に対してはFig. 9の場合と同様な傾向を示している。

3.2 アクリルの場合

被写体としてアクリルを使用した場合の各スペクトルと減弱曲線の比較をFig. 11からFig. 15に示す。各スペクトルは、Alの場合と同様な傾向を示している。また減弱曲線もAlの場合と同様な傾向を示しているが、その差はAlの場合よりも小さい。

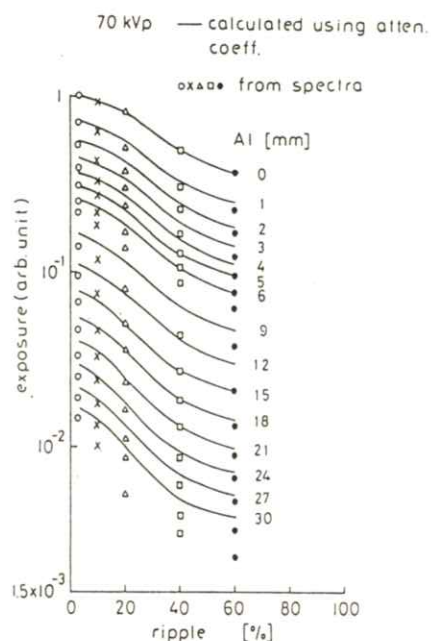
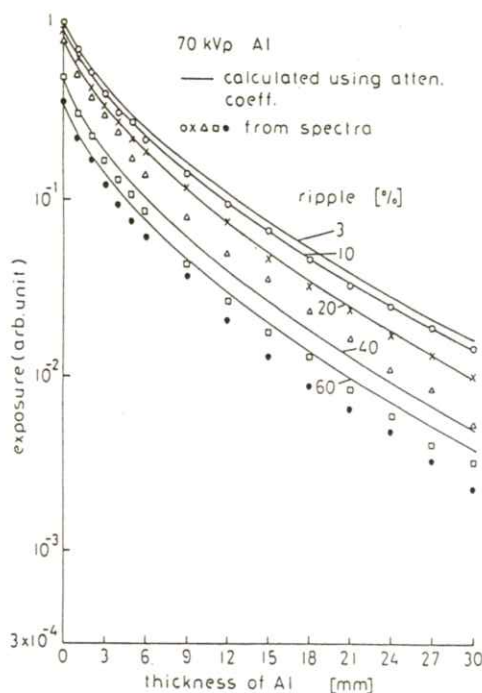


Fig. 9 Attenuation curves for Al compared with those calculated using attenuation coefficients.

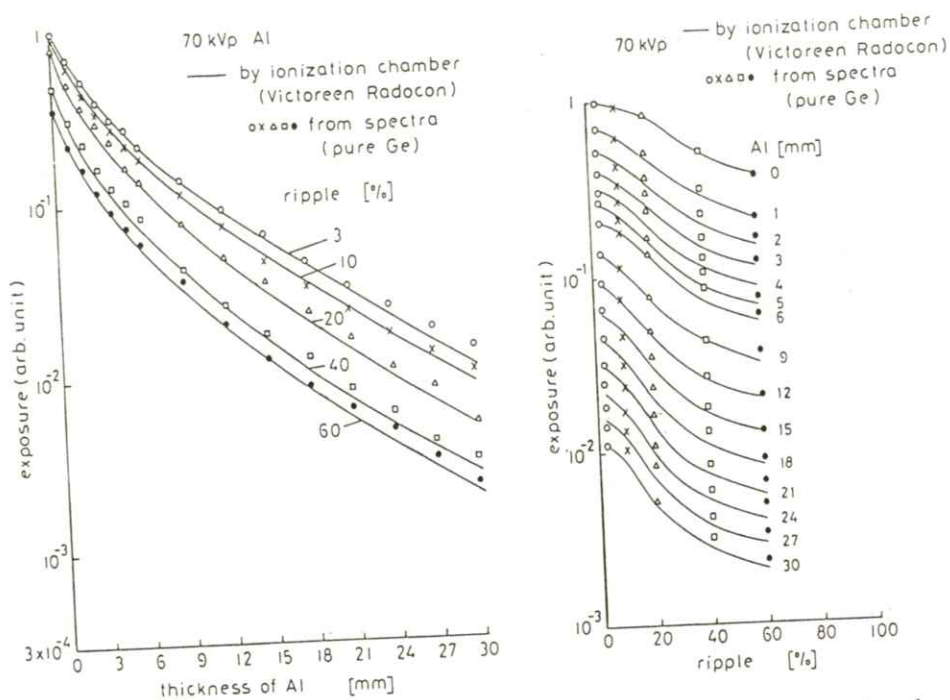


Fig. 10 Attenuation curves for Al compared with those measured using an ionization chamber.

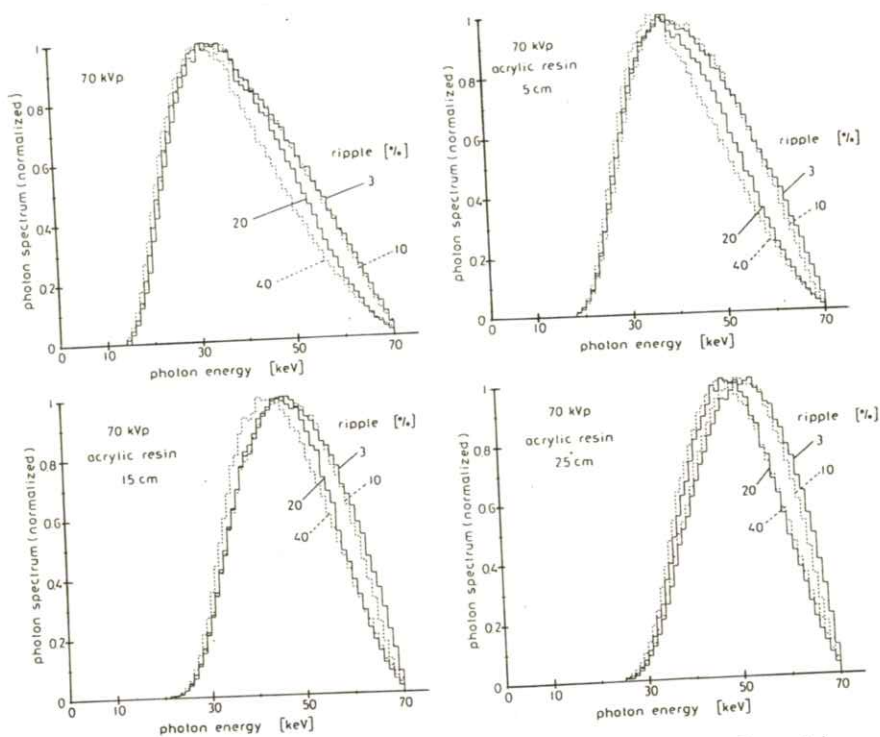


Fig. 11 Photon spectra of 70 kVp X-ray beams (object: acrylic resin).

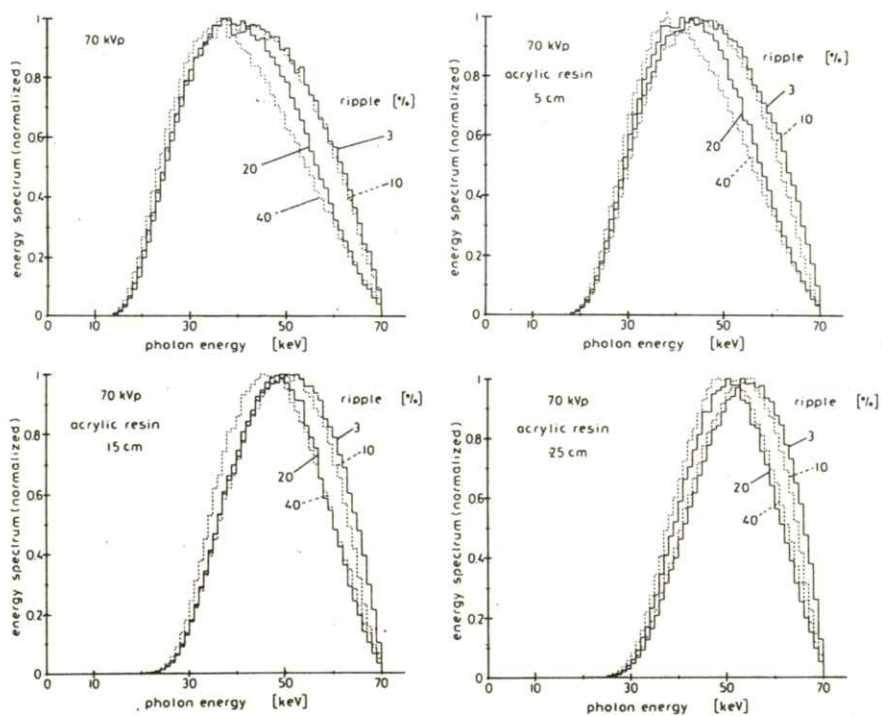


Fig. 12 Energy spectra of 70 kVp X-ray beams (object: acrylic resin).

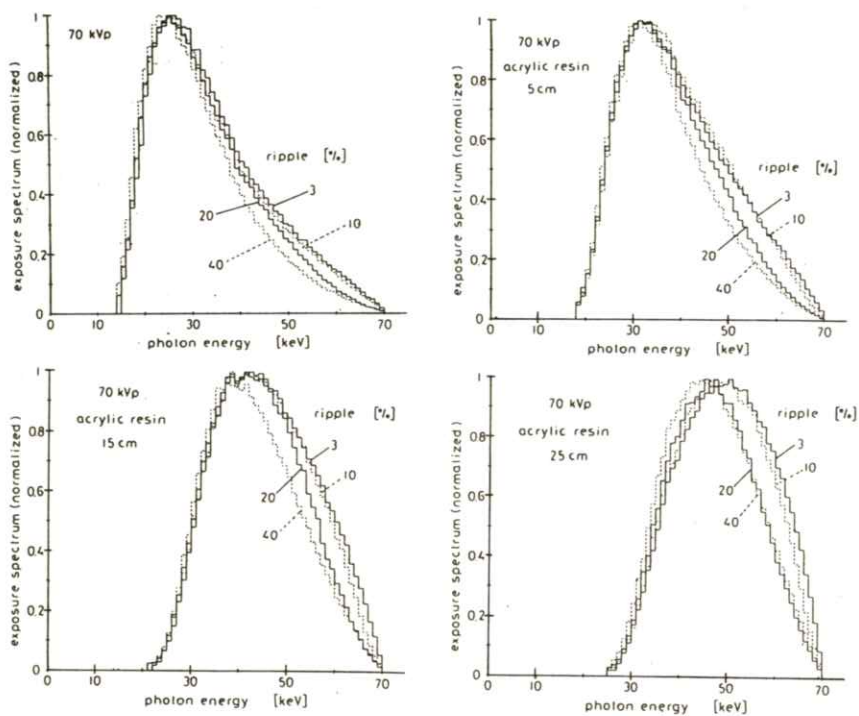


Fig. 13 Exposure spectra of 70 kVp X-ray beams (object: acrylic resin).

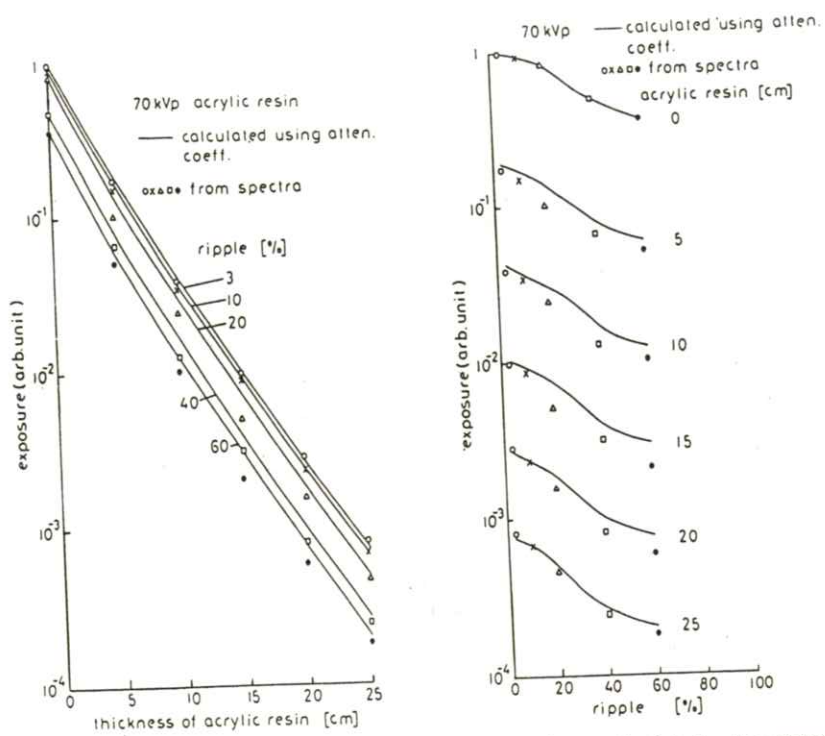


Fig. 14 Attenuation curves for acrylic resin compared with those calculated using attenuation coefficient.

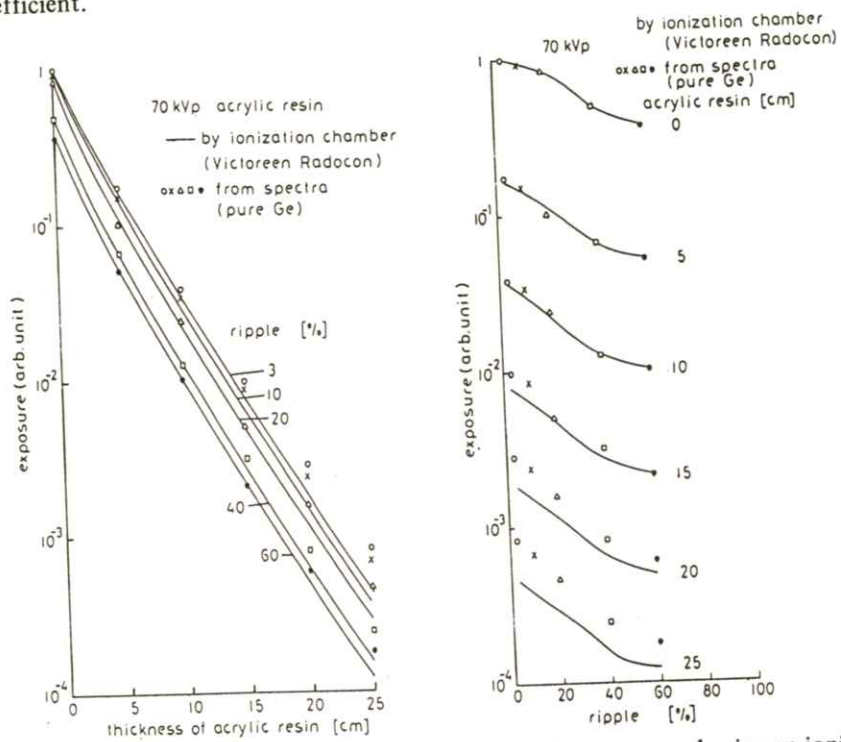


Fig. 15 Attenuation curves for acrylic resin compared with those measured using an ionization chamber.

4. 結 論

この研究により、被写体を入れた場合のスペクトルの測定で重要となる、コリメータの選定とその軸合せの方法が確立できた。その結果、種々の厚さのAlとアクリルを透過したスペクトルの測定が可能となり、減弱曲線を求めることができるようになった。ここでは、管電圧が70 kVpの場合の種々のデータを示したが、ここで確立した方法は、70 kVp以外の管電圧に対しても適用できる。

本研究は、一部、文部省科学研究費の援助を受けたものである。また、実験では吉野浩二氏の補助があった。ここに謝意を表する。

文 献

- 1) 松本政雄, 岡 弘之, 中森伸行, 金森仁志:
医画情誌 2 12 (1985)
- 2) 金森仁志: 日医放物理会誌 suppl. 21
33 (1985)
- 3) 松本政雄, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌
2 18 (1985)
- 4) 中森伸行, 金森仁志: 放射線像研究 11
118 (1981)

I 第 83 回 研 究 会 記 事

第83回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和60年10月13日(日) 10:00～16:00

場 所 東北大学医療技術短期大学部

出席者 約60名

プログラム

特別講演 10:00～11:00

高出力フラッシュX線装置

岩手医科大学教養部物理学教室

磯 部 寛 教授

見 学 11:00～12:00

東北大学医学部附属病院中央放射線部

国際会議報告会 13:00～13:30

第7回医学物理学国際会議(ヘルシンキ)報告

防衛医科大学校 竹中 栄一

九州大学歯学部 小西 圭介

京都工芸繊維大学 金森 仁志

研究発表 13:30～16:00

1) 流れ画像生成システムの推定とその修復

京都工芸繊維大学 樋口 清伯

2) 自動現像機内のノイズに関する研究

聖母病院 永野 淳子

国立南九州中央病院 島田 栄一

3) 診断時の管電圧波形に対するX線スペクトル—70 keV

大阪府立工業高等専門学校 松本 政雄

京都工芸繊維大学 岡 弘之, 中森 伸行, 金森 仁志

4) X線スペクトル合成撮影法の研究

—2管電圧法のX線スペクトルとコントラスト(低管電圧)—

熊本大学医療技術短期大学部 吉田日出輝

岐阜大学 内田 勝

国立療養所再春荘 杉浦 龍登

5) 可変エネルギー型高出力連続照射フラッシュX線装置の試作

岩手医科大学

佐藤 英一, 磯部 寛

Ⅱ 理事会議事録

日 時 昭和60年10月13日 12時～13時

場 所 東北大学医療技術短期大学部

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 小西, 樋口, 田中(代理), 金森

1. 投稿規定を決定した。
2. 研究会の開催地として, 85回(61年6月)を大阪, 86回(61年10月)を東海地区, 87回(62年2月)を関東地区で行なう。
3. 内田論文賞公募要領を決定した。

Ⅲ 常務理事会議事録

日 時 昭和60年10月13日 16時～17時

場 所 東北大学医療技術短期大学部

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 樋口, 金森

内田論文賞選考方法を検討した。

Ⅳ Vol. 2, No. 3 の訂正

訂正箇所	誤	正
p. 139 右下	反射率	反射律
p. 140 右 上から10行目	反射率, 対称率, 推移率	反射律, 対称律, 推移律
p. 154 決算報告書支出 旅費交通費	2,446,540円	246,540円

— 新 入 会 員 —

☆ 正 会 員

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
島 田 英 一	国立南九州中央病院	
〒892	鹿児島市城山町8-1	0992-23-1151
大 石 幹 雄	東北大学医療技術短期大学部	
〒980	仙台市星陵町2-1	0222-74-1111
小 原 春 雄	同 上	
清 野 浩	同 上	
坂 井 洋 登	兵庫県立姫路循環器病センター放射線科	
〒670	姫路市西庄甲520	0792-93-3131 (ex.150)
築 地 克 彦	築地ソフト開発	
〒420	静岡市末広町22-1	0542-71-4535
細 川 洸 也	宮城県整肢拓桃園	
〒989 -33	宮城県名取郡秋保町湯元字鹿乙20	02239-8-2221
阿 部 養 悦	東北大学医学部附属病院放射線部	
〒980	仙台市星陵町1-1	0222-74-1111 (ex.2812)
古 村 光 政	東北大学歯学部附属病院	
〒980	仙台市星陵町4-1	0222-74-1111 (ex.3237)
松 井 省 五	新潟市民病院	
〒950	新潟市紫竹山2丁目6番1号	0252-41-5151
小 林 豊	新潟鉄道病院	
〒950	新潟市八千代1-3-1	0252-45-4519
水 信 真 一	同 上	
原 内 一	兵庫医科大学附属中央放射線部	
〒663	西宮市武庫川町1-1	0798-45-6259

会員移動および名簿訂正

会 員 名	種 別	変 更 項 目	変 更 内 容
シャープ ㈱	賛 助	代 表 者	林 宏三（技術本部長）：旧代表者 岩瀬哲雄
清 王 尊 仁	正 訂	正	静岡厚生病院 〒420 静岡市北番町 23 0542-71-7177
朝比奈 清 敬	正	勤務先所在地	〒329 大田原市薄葉 1998-175 -26
上 田 隆 三	正	勤 務 先	弘前大学医学部附属病院中央放射線診療部 〒036 弘前市本町 53
片 木 喜代治	正	勤 務 先	朝日大学歯学部附属病院放射線科 〒501 岐阜県本巣郡穂積町大字穂積 1851 番地の 1 -02
酒 井 尚 信	正	勤 務 先	千葉大学医学部附属病院放射線部 〒281 千葉市小中台町 824 千葉大学南宿舍 1-B-7（自宅）
田 中 仁	正	勤務先所在地	〒280 千葉市亥鼻 1 丁目 8 番 1 号
真栄城 守 侯	正	勤務先所在地	〒903 沖縄県中頭郡西原町ヒ原 1207 -01
安 西 都	正	退 職	〒560 豊中市箕輪 1-13-16（自宅）
犬 井 正 男	正	勤 務 先	小西六写真工業 ㈱ 第一開発センター 〒191 日野市さくら町 1 0425-83-1521

賛 助 会 員 名 簿

昭和60年12月20日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対すご賛助に厚く感謝し、その会員名を掲載させていただきます。（五十音順）

赤間レントゲン工業 ㈱	東芝メディカル ㈱
化成オプトニクス ㈱	東洋メディック ㈱
キ ャ ノ ン ㈱	東和放射線防護設備 ㈱
小西六写真工業 ㈱	トムソンジャパン ㈱
三 洋 電 機 ㈱	ナガセメディカルサプライ ㈱
㈱ 島 津 製 作 所	㈱ ナ ッ ク
シーメンス メディカル システムズ ㈱	日 本 電 気 ㈱
シャープ ㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
セイコーイー吉安ドジー ㈱	富士写真フィルム ㈱
中 央 精 機 ㈱	浜松ホトニクス ㈱
デュポンジャパンリミテッド	松下電器産業 ㈱
㈱ 東 芝	

（計23社）

役 員

会 長 内田 勝 (岐阜大)

顧 問 立入 弘

総務理事 金森仁志 (京都工繊大)

常務理事 [企画担当] 竹中栄一 (防衛医大), 佐々木常雄 (名古屋大)

長谷川 伸 (電気通信大)

[庶務担当] 田中俊夫 (京都工繊大), [財務担当] 樋口清伯 (京都工繊大)

理 事 [大学関係] 磯部 寛 (岩手医大), 滝沢正臣 (信州大), 山崎 武 (滋賀医大),

和田卓郎 (広島大), 小西圭介 (九州大)

[会社関係] 佐柳和男 (キャノン), 杉本 博 (東芝), 高野正雄 (富士フィルム)

津田元久 (島津), 三浦典夫 (化成オプトニクス), 矢仲重信 (日立)

監 事 小島克之 (岐阜医療短大), 速水昭宗 (大阪大)

編 集 後 記

去る11月10日に国立京都国際会議場で、第1回京都賞授与式があった。京都賞はノーベル賞には無い部門を補う目的で、京セラ社長稲盛和夫氏が創設した国際賞である。今回は、基礎科学部門では C. E. Shannon 教授 (米国 MIT) が、先端技術部門では R. E. Kalman 教授 (チューリッヒ工科大学) が選ばれた。Shannon 教授は言うまでもなく情報理論の創設者である。本会の前身の RII 研究会ができたのは彼のおかげといっても過言ではない。一方、Kalman 教授の Kalman filter は、画像処理の有力な手段であるから、本会の今後の研究は、彼に負う所が大きい。本会に関係ある2教授の受賞を心から祝福したい。(K)

編 集 委 員	医用画像情報学会雑誌
金 森 仁 志 (京都工繊大) 佐々木 常 雄 (名古屋大) 竹 中 栄 一 (防衛医大) 長谷川 伸 (電気通信大)	1986年1月20日 発行 編集兼発行者 金 森 仁 志 発 行 所 医用画像情報学会 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町 京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内 電話 075 (791) 3211 (内線 585) 振替 京都 1-32350 印 刷 所 (株) 北斗プリント社 〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2 電話 075 (791) 6125 (代)

— 新 入 会 員 —

☆ 正 会 員

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
島 田 英 一	国立南九州中央病院	
〒892	鹿児島市城山町8-1	0992-23-1151
大 石 幹 雄	東北大学医療技術短期大学部	
〒980	仙台市星陵町2-1	0222-74-1111
小 原 春 雄	同 上	
清 野 浩	同 上	
坂 井 洋 登	兵庫県立姫路循環器病センター放射線科	
〒670	姫路市西庄甲520	0792-93-3131 (ex.150)
築 地 克 彦	築地ソフト開発	
〒420	静岡市末広町22-1	0542-71-4535
細 川 洸 也	宮城県整肢拓桃園	
〒989 -33	宮城県名取郡秋保町湯元字鹿乙20	02239-8-2221
阿 部 養 悦	東北大学医学部附属病院放射線部	
〒980	仙台市星陵町1-1	0222-74-1111 (ex.2812)
古 村 光 政	東北大学歯学部附属病院	
〒980	仙台市星陵町4-1	0222-74-1111 (ex.3237)
松 井 省 五	新潟市民病院	
〒950	新潟市紫竹山2丁目6番1号	0252-41-5151
小 林 豊	新潟鉄道病院	
〒950	新潟市八千代1-3-1	0252-45-4519
水 信 真 一	同 上	
原 内 一	兵庫医科大学附属中央放射線部	
〒663	西宮市武庫川町1-1	0798-45-6259

——— 会員移動および名簿訂正 ———

会 員 名	種別	変更項目	変 更 内 容
シャープ(株)	賛助	代 表 者	林 宏三(技術本部長)：旧代表者 岩瀬哲雄
清 王 尊 仁	正 訂	正	静岡厚生病院 〒420 静岡市北番町 23 0542-71-7177
朝比奈 清 敬	正	勤務先所在地	〒329 大田原市薄葉 1998-175 -26
上 田 隆 三	正	勤 務 先	弘前大学医学部附属病院中央放射線診療部 〒036 弘前市本町 53
片 木 喜代治	正	勤 務 先	朝日大学歯学部附属病院放射線科 〒501 岐阜県本巣郡穂積町大字穂積 1851 番地の 1 -02
酒 井 尚 信	正	勤 務 先	千葉大学医学部附属病院放射線部 〒281 千葉市小中台町 824 千葉大学南宿舍 1-B-7 (自宅)
田 中 仁	正	勤務先所在地	〒280 千葉市亥鼻 1 丁目 8 番 1 号
真栄城 守 侯	正	勤務先所在地	〒903 沖縄県中頭郡西原町ヒ原 1207 -01
安 西 都	正	退 職	〒560 豊中市箕輪 1-13-16 (自宅)
犬 井 正 男	正	勤 務 先	小西六写真工業(株)第一開発センター 〒191 日野市さくら町 1- 0425-83-1521

——— 賛 助 会 員 名 簿 ———

昭和60年12月20日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会，事業に対するご賛助に厚く感謝し，その会員名を掲載させていただきます。(五十音順)

赤間レントゲン工業(株)	東芝メディカル(株)
化成オプトニクス(株)	東洋メディック(株)
キ ャ ノ ン (株)	東和放射線防護設備(株)
小西六写真工業(株)	トムソンジャパン(株)
三 洋 電 機 (株)	ナガセメディカルサプライ(株)
(株) 島 津 製 作 所	(株) ナ ッ ク
シーメンス メディカル システムズ(株)	日 本 電 気 (株)
シャープ(株)	(株) 日 立 メ デ ィ コ
セイコーイー吉安ドジー(株)	富士写真フィルム(株)
中 央 精 機 (株)	浜松ホトニクス(株)
デュボンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 (株)
(株) 東 芝	

(計23社)

役 員

会 長 内田 勝 (岐阜大)

顧 問 立入 弘

総務理事 金森仁志 (京都工繊大)

常務理事 [企画担当] 竹中栄一 (防衛医大), 佐々木常雄 (名古屋大)

長谷川 伸 (電気通信大)

[庶務担当] 田中俊夫 (京都工繊大), [財務担当] 樋口清伯 (京都工繊大)

理 事 [大学関係] 磯部 寛 (岩手医大), 滝沢正臣 (信州大), 山崎 武 (滋賀医大),
和田卓郎 (広島大), 小西圭介 (九州大)

[会社関係] 佐柳和男 (キャノン), 杉本 博 (東芝), 高野正雄 (富士フィルム)

津田元久 (島津), 三浦典夫 (化成オプトニクス), 矢仲重信 (日立)

監 事 小島克之 (岐阜医療短大), 速水昭宗 (大阪大)

編 集 後 記

去る11月10日に国立京都国際会議場で、第1回京都賞授与式があった。京都賞はノーベル賞には無い部門を補う目的で、京セラ社長稲盛和夫氏が創設した国際賞である。今回は、基礎科学部門では C. E. Shannon 教授 (米国 MIT) が、先端技術部門では R. E. Kalman 教授 (チューリッヒ工科大学) が選ばれた。Shannon 教授は言うまでもなく情報理論の創設者である。本会の前身の RII 研究会ができたのは彼のおかげといっても過言ではない。一方、Kalman 教授の Kalman filter は、画像処理の有力な手段であるから、本会の今後の研究は、彼に負う所が大きい。本会に関係ある2教授の受賞を心から祝福したい。(K)

編 集 委 員	医用画像情報学会雑誌
金 森 仁 志 (京都工繊大) 佐々木 常 雄 (名古屋大) 竹 中 栄 一 (防衛医大) 長谷川 伸 (電気通信大)	1986年1月20日 発行 編集兼発行者 金 森 仁 志 発 行 所 医用画像情報学会 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町 京都工芸繊維大学工学部電気工学科内 電話 075 (791) 3211 (内線 585) 振替 京都 1-32350 印 刷 所 (株) 北斗プリント社 〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2 電話 075 (791) 6125 (代)

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。
なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	3,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電気工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 791-3211 (内584, 中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修. 在. 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称
(所属部課まで)

TEL

所在地〒

10) 自宅住所〒

TEL

11) 通信先 勤務先 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所医用機器事業部代理店

赤間レントゲン工業株式会社

宮崎市高千穂通2丁目2番27号 電話(0985)23-3463 23-6466



安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

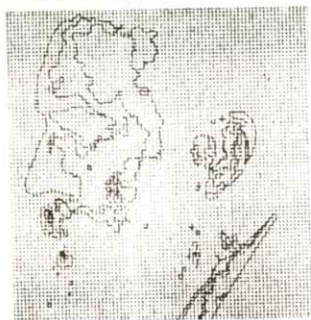
- 東京都港区浜松町2丁目7番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Canon

キヤノン株式会社
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地

☎ 044-733-6111



総合医用画像診断の未来へ挑戦する
サクラ医療用製品

○ 小西六写真工業株式会社

- 本社/160 東京都新宿区西新宿1 26 2 ☎03(348)8111(大代)
関西支社 542 大阪市南区周防町28 1 ☎06(252)5246(大代)
名古屋営業所 ☎052(231)6241代 福岡営業所 ☎092(451)4811代
札幌営業所 ☎011(261)0261代 仙台営業所 ☎0222(21)1651代
広島営業所 ☎082(244)5246代 高松営業所 ☎0878(22)8366代

 **SANYO** 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

三洋電機株式会社

お問合せ：三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL 06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京 (03) 292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部 京都市中央区西ノ京原町1-0675-811-1111			高松 31-2726

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03) 490-2181(代表)

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**
応用機器事業部

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL.03-257-1911(代)



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュボンのメタカレンコーティングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は欧米でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト特性になっています。ですから、CRTの画像コントラストをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られるのです。CRTの調整は、デュボンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、どんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF31及びMRF32は、デュボン製品との使用により、より優れた画質を得られます。
MD 自動現像機用現像液
XMF 自動現像機用定着液
●デュボンではCRTイメージングの相談を無料でお受けしています。

デュボンジャパン リミテッド 放射線製品事業部
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-11-35(3F) 第2興和ビル
(西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5-5-45 興和ビル別館

TEL. (03) 585-5360

デュボン ジャパン



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管 (第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac
ナック

映像システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2321-4

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

《 営 業 内 容 》

- 医用放射線機器
- 関連医療用品
- 核医学機器
- 外国製品
- CTスキャナー
- プロジェクト営業
- 医用電子機器
- ファイナンスサービス営業
- 医用システム/コンピュータ
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝
東芝メディカル株式会社
東京都文京区本郷3丁目26番5号
☎ 03(815)7211(大代)

診断から治療まで
NECメディカル



取扱機器

- 医療用リニアック ●放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)108 電話03(453)5511(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

- 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館
- 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111(代表)



Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR



技術革新への限らない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121(大代表)

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 その他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編

集委員会が必要と認めたもの

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

