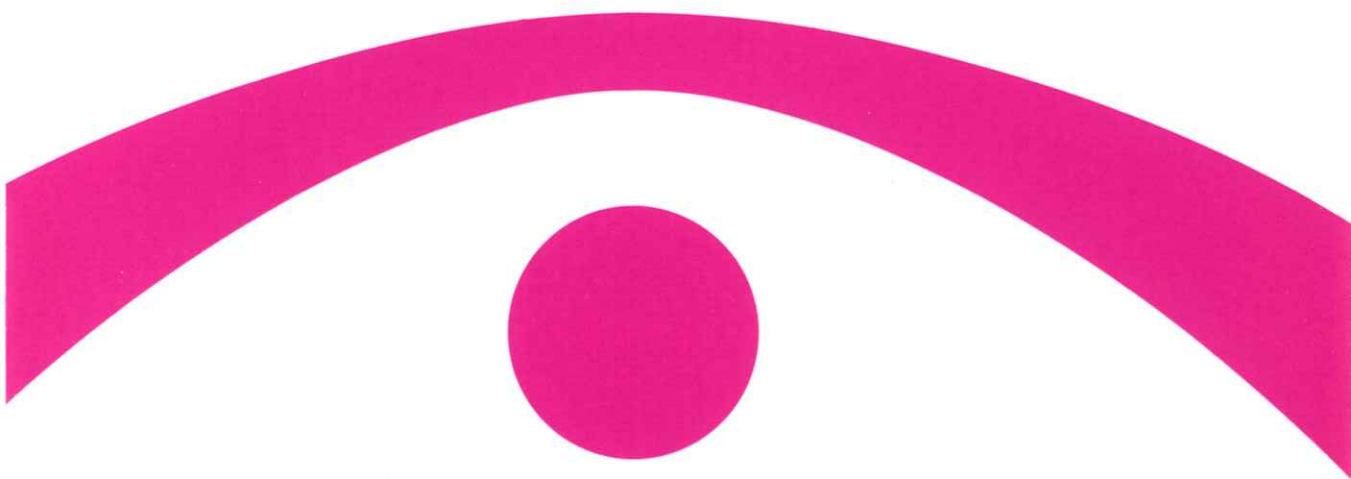


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻89号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 5 No. 2 May 1988



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 5 No. 2 May 1988

Contents

Invited Lecture

K-edge Subtraction X-ray Television System

. . . S. HASEGAWA, A. SUWA, H. FUKAGAWA, M. AKISADA, M. ANDO,
K. HYODO, K. KONISHI, F. TOYODUKU, K. NISHIMURA,
E. TAKENAKA and R. HOSAKA 37

International Conference Report

My Impressions on 73rd Scientific Assembly and Annual Meeting of RSNA
. Hiroshi FUJITA 45

Original Papers

Measurement of Characteristic Curves in a Computed Radiography System (I)
. Katsuhiko UEDA, Junji MORISHITA, Tsuyoshi FUJIKAWA,
Akiyoshi OHTSUKA, Hiroshi FUJITA, Syuichi YAMAUCHI,
Masahiro HASHIDA, Sadamitsu NISHIHARA, Kazumi KANAI
and Takashi NAKANISHI 52

Measurement of X-ray Spectra Including Scatter

— Correction for the Photons Penetrating Conic Pb Collimators —
. Hideaki KUBOTA, Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI 60

A Universal X-ray Generator for Biomedical Radiography (I)

— Generation of Soft X-rays —
. Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Hiroshi ISOBE,
Jutaro TAKAHASHI, Makiko HONMYO, Yasuhisa YASUDA,
Takeshi AKITSU, Soukou OKIKAWA and
Toru YANAGISAWA 69

A Pulsed X-ray and Electron Beam Generator

. Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI,
Takeshi AKITSU, Soukou OIKAWA, Toru YANAGISAWA,
Hiroyasu ARIMA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA,
Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO 76

Note

Reading Data of FCR-101 Images with Personal Computer

. Tsuyoshi FUJIKAWA, Katsuhiko UEDA, Akiyoshi OHTSUKA,
Junji MORISHITA, Hideki MUKAE, Akio OKAYAMA,
Sadato TANAKA and Takashi NAKANISHI 82

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 5 No. 2)
Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences
Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

医用画像情報学会雑誌

第5巻第2号 1988年5月

目 次

会 告

- 昭和63年度総会および第91回研究会のご案内 会告 1
- 研究会予定および演題伺い — 会員番号について — 会費納入のお願い 会告 3

特別講演資料

エネルギーサブトラクションX線テレビジョン

- 長谷川 伸, 諏訪昭夫, 深川浩志, 秋貞雅祥, 安藤正海, 兵藤一行
- 小西圭介, 豊福不可衣, 西村克之, 竹中栄一, 保坂良資 37

国際会議報告

- 第73回北米放射線学会(RSNA)に参加して 藤 田 広 志 45

論 文

コンピューテッドラジオグラフィの特性曲線の測定(I)

- 上田克彦, 杜下淳次, 藤川津義, 大塚昭義, 藤田広志, 山内秀一
- 橋田昌弘, 西原貞光, 金井一美, 中西 敬 52
- 散乱線を含めたX線スペクトルの測定法 — 円錐形コリメータの鉛透過分補正 —
- 窪田 英明, 松本 政雄, 金森 仁志 60

A Universal X-ray Generator for Biomedical Radiography (I)

— Generation of Soft X-rays —

- Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Hiroshi ISOBE,
- Jutaro TAKAHASHI, Makiko HONMYO, Yasuhisa YASUDA,
- Takeshi AKITSU, Soukou OKIKAWA and Toru YANAGISAWA 69

A Pulsed X-ray and Electron Beam Generator

- ... Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Takeshi AKITSU,
- Soukou OIKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Haruo OBARA,
- Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO 76

資 料

パーソナルコンピュータによるFCR-101画像データの読み取り

- 藤川津義, 上田克彦, 大塚昭義, 杜下淳次, 迎 英紀, 岡山昭雄
- 田中貞人, 中西 敬 82

会 報

- 研究会記事 — 理事会議事録 — 87
- 新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿 89

昭和 63 年度総会および第 91 回研究会のご案内

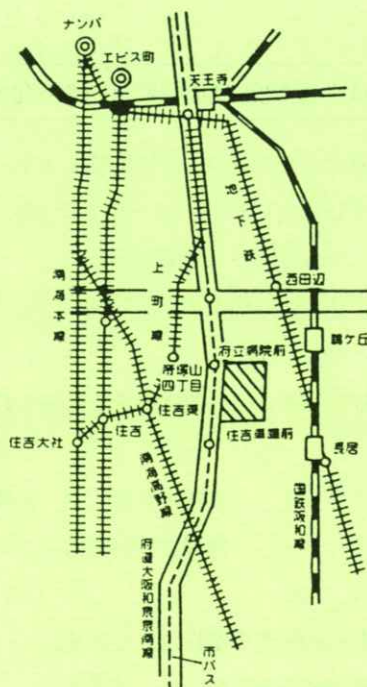
昭和63年度総会および第91回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

- 日 時 昭和63年 6 月 4 日 (土) 10 : 30 ~ 17 : 00
- 場 所 大阪府立病院 画像診断科 (地図参照)
- 〒558 大阪市住吉区万代東 3 - 1 - 56
- TEL 06 - 692 - 1201
- 特別講演 10 : 30 ~ 11 : 10 一般撮影全システム C R 化の問題点
三原一博, 船橋正夫
- 11 : 10 ~ 11 : 50 症例の供覧 佐藤 健司 部長
- 見 学 11 : 50 ~ 12 : 30 画像診断科の C R システム
- 総 会 13 : 30 ~ 14 : 00
- 議題 1) 昭和62年度事業報告, 会計報告
2) 昭和63年度事業計画, 予算案
3) その他
- 研究発表 14 : 00 ~
- 発表の演題は別紙を参照して下さい。

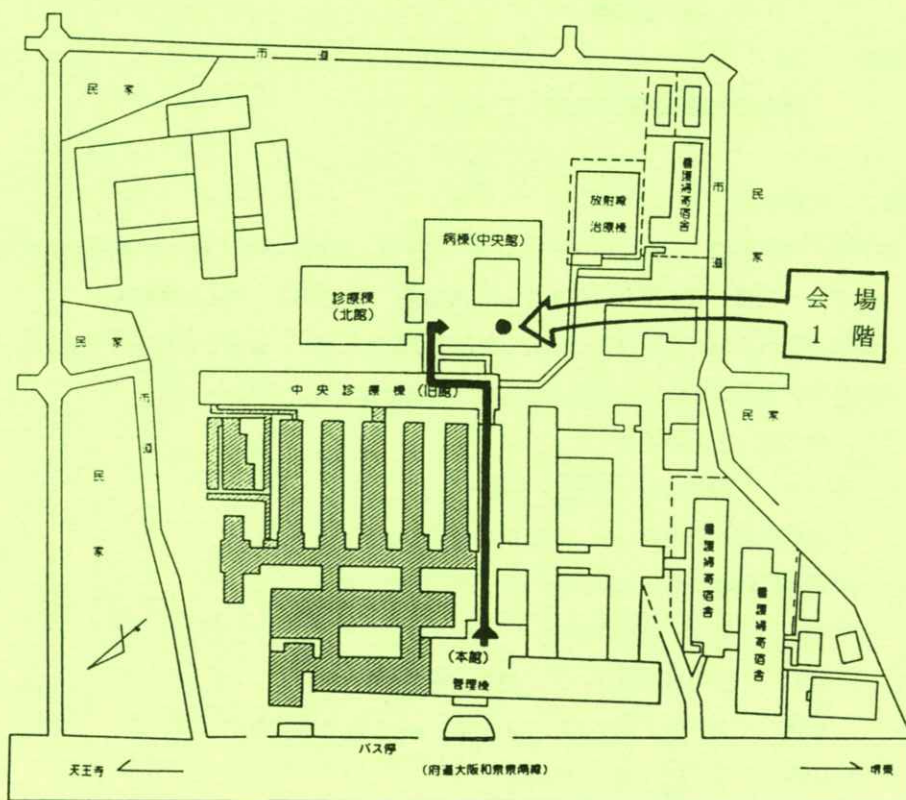
会場までの交通案内

- 地下鉄 御堂筋線 新大阪 — 梅田 — 天王寺 経由 あびこ行にて西田辺駅下車
タクシー利用が最も便利 (新大阪 — 西田辺 約 30 分) ￥500 前後
(西田辺駅からの徒歩では約 20 分, 迷子の可能性もあり, おすすめできません。)
道路事情が入りますので, 時間がはっきりしませんがまともなルートは
- J R, 地下鉄 天王寺下車
- 市バス 1 番のりば (幹 62) 系統
- 住吉東庫前行 乗車 — 府立病院前 下車
- 道路事情順調なら 15 ~ 20 分 ￥160
- もちろんタクシーもあります。
- 幹 62 住吉車庫前行バス 発車予定時刻表
- 9 時 9, 14, 20, 27, 32, 36, 38, 44, 51, 59
- 10 時 5, 12, 20, — 略

会場までの交通案内図



会場案内図



92 回研究会予定および演題伺い

日 時 昭和63年10月7日（金）～8日（土）
10月7日（金）15時30分から特別講演，見学会，懇親会
特別講演（予定）
デジタルラジオグラフィーの解析と評価
岐阜高専 藤田広志助教授
10月8日（土）午前中研究発表，午後市内観光
場 所 金沢大学医療技術短期大学部
演題×切 昭和63年8月20日
申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎
京都工芸繊維大学工学部電気工学科内 医用画像情報学会
T E L 075 - 791 - 3211（内 584，585）
F A X 075 - 711 - 9483
（なるべく文書またはF A Xをお願いします。）

——— 会 員 番 号 に つ い て ———

63年度から，正会員に会員番号をつけて事務処理をすることになりました。封筒と勤務先の団体の名簿，および会費請求用の振替用紙に会員番号をつけたので，今後の御連絡はこの番号を使って下さい。

——— 昭和 63 年度会費納入のお願い ———

昭和63年度会費納入をお願いします。送金には，会誌5巻2号に同封した郵便振替等をご利用下さい。なお，62年度会費未納の方は，未納が続きますと退会扱いとなりますので，本年度分と併せて，至急御納入下さい。

〔特別講演資料〕

エネルギーサブトラクションX線テレビジョン

長谷川 伸^{*1} 諏訪 昭夫^{*1} 深川 浩志^{*1} 秋貞 雅祥^{*2}
安藤 正海^{*3} 兵藤 一行^{*3} 小西 圭介^{*4} 豊福不可依^{*4}
西村 克之^{*5} 竹中 栄一^{*6} 保坂 良資^{*6}

- *1 電気通信大学電子工学科 〒182 調布市調布が丘 1-5-1
*2 筑波大学臨床医学系 〒305 茨城県つくば市天久保
*3 高エネルギー物理学研究所 〒305 茨城県つくば市大穂
*4 九州大学歯学部 〒814 福岡県東区馬出 3-1-1
*5 埼玉医科大学 〒350-04 埼玉県入間郡毛呂山町毛呂山本郷38
*6 防衛医科大学校 〒359 埼玉県所沢市並木 3-2

(1988年3月7日 受理)

K-edge Subtraction X-ray Television System

S. HASEGAWA^{*1}, A. SUWA^{*1}, H. FUKAGAWA^{*1}, M. AKISADA^{*2}, M. ANDO^{*3},
K. HYODO^{*3}, K. KONISHI^{*4}, F. TOYOFUKU^{*4}, K. NISHIMURA^{*5},
E. TAKENAKA^{*6}, R. HOSAKA^{*6}

- *1 The University of Electro-Communications, 1-5-1, Chofugaoka, Chofushi, Tokyo 182, Japan
*2 University of Tsukuba *3 National Laboratory for High Energy Physics (KEK)
*4 University of Kyusyu *5 Saitama Medical School
*6 National Self Defence Medical College, Japan

(Received March 7, 1988)

1. はじめに

近年の画像電子技術の進展に伴い、放射線診断装置の様相が大幅に変わった。各種CTはそのままも顕著な例であるが、透視診断の分野にもデ

ィジタルラジオグラフィーなどとして画像電子技術が導入され診断に生かされている。

放射線診断技術の一つとして、血管造影、すなわち血管に造影剤を注入してX線撮影し血管狭窄などの診断を行うことは以前から行われている。

しかしこの方法では病変の部位によってはカテーテルを挿入して濃い造影剤を注入する必要があるが侵襲性が高い。一方造影剤を静脈注射する手法ならば侵襲性が低い、造影剤が目的部位に達する迄に血液で希釈され、血管以外の骨や軟部組織などの臓器の作る強いコントラストの像が目的の血管像に重畳するため、血管像の診断能力が低下する。そこで侵襲性が低く外来患者にも適用できる方法として造影剤が注入された血管と他の臓器とが共に映ったX線像から臓器のみの映ったX線像を減算し、血管像だけ強調表示する手法が研究され、デジタルサブトラクションアンジオグラフィー (Digital Subtraction Angiography, 通称DSA) と呼ばれ、実用化が進められている。

ここではDSAの現状と、世界の4ヶ所で現在研究が進められているシンクロトロン放射光 (SR, Synchrotron Radiation) 施設を利用したX線エネルギー差分によるラジオグラフィーについて紹介する。

2. DSAの現況

上述のような造影剤像の有無についての差分X線像を得るためにこれまで多くの研究が行われた¹⁻⁴⁾。これまで提案されたDSAのほとんどのシステムのハードウェアはX線蛍光増倍管 (XII) とテレビカメラ・画像処理装置の組み合わせで、テレビ信号を量子化、記憶し、画像処理する方式をとっている。富士写真フイルム (株) で開発されたFCR (Fuji Computed Radiography) のみイメージングプレートと称する感光板にX線像を入射し、作られた潜像を読みだし、量子化して演

算する手法をとっている⁵⁾。

DSAの方式として従来実用になっているのは時間差分法 (temporal subtraction method) と呼ばれる手法である。すなわち患者を固定しておき、まず目的部位のX線像を撮影し、次に造影剤を注射し、これが目的部位に到達したのちX線撮影を行い、両画像間で演算を行う方法である。この方式は当初滝沢らによりアナログ画像メモリと演算回路とを用いて研究開発され⁶⁾、デジタルフレームメモリの実用化と共に1983年頃から多くのメーカーで急速に製品化が進み、実用化されるようになった⁷⁾。

時間差分法の技術動向は方式的にはほぼ固まったと言える。しかし差分像の表示では、もとの画像に含まれる信号分は造影剤像を除き相殺消去されるが、画像に含まれる雑音については加算されることとなり、表示画像のSN比が劣化するため画質向上に努力が注がれている。XIIの工夫による画像雑音の改善、X線管の大容量化 (管電流最大1A) による量子雑音減少⁸⁾などがそれぞれある。走査線数は1,000本以上のものも多く、ハイビジョン技術を生かした高解像度撮像管の採用⁹⁾など解像度の向上がはかられている。

3. エネルギー差分造影

時間差分のアンジオグラフィーは2種の画像の撮影の間に時間差があるため動く臓器に対しては画像間の演算ができず、適用できる対象に制限がある。一方、エネルギー差分法と呼ばれる方法は2種類の異なる光子エネルギーのX線を別々に、しかも同じ方向から照射して被検部を撮像し、図

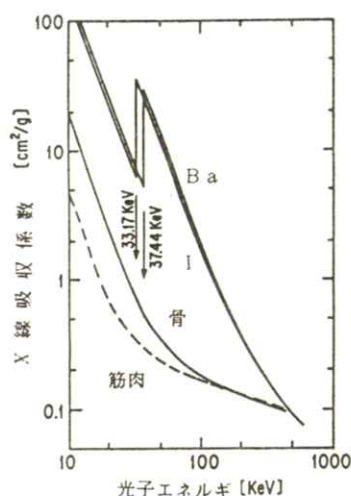


図1 X線吸収係数

1のようなX線吸収係数の波長依存性を考慮して画像間で画像処理を行い造影剤の像のみ残すものである¹⁰⁾。エネルギー差分法は通常のX線造影撮影への適用のほかCTにも応用し、特定の物質の体内分布を知ろうとする試みもある。

しかし従来使用されているX線管から発生するX線は特性X線を含む白色線であり、管球印加電圧を変えればX線の最大光子エネルギーは変化するがその分布はブロードであるためX線吸収量の線質依存性が画像として画然とは現れず¹⁰⁾、従って画像処理に頼っても必ずしも十分な結果が得られない。この欠点を避けるため単色X線を用いれば吸収の差ははっきり得られようが、通常のX線から発生したX線ビームを単色化した場合、線量が小さくなり、実用に耐える画質の像は得られない。ところが近年になってSR装置が建設され、強い白色X線が得られるようになったため、これを用いたX線エネルギーに関する差分画像が研究されるようになった。

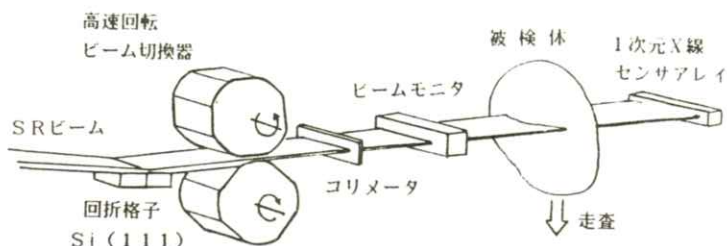


図2 Stanford のシステム

4. SRを用いたX線差分画像

造影剤として用いられるヨウ素やバリウムのX線吸収係数は図1に示すようにK吸収端付近において強い不連続性を示すが、骨や軟部組織などの人体組織ではそのようなことはない。一方、SRから発生するX線はブロードなスペクトルの広がりを持ってはいるが極めて強く、且つ平行性も良い。従ってSRから得られるX線を結晶板で分光して、造影剤のK吸収端（ヨウ素の場合 33.17 KeV）より僅か上の光子エネルギー及び僅か下の光子エネルギーを持つ2種の波長純度の高いX線を作り、これを用いてX線撮像を行い、出力像の画像処理を行えば画質の良い差分像が得られることとなる。この方式はKエッジサブトラクション法と呼ばれる。

SRの発生するX線は薄いシートビーム状であるためそのまま人体へ照射して広い面積を持つ臓器の撮像を行うことはできない。そのためSRの利用に対しては工夫が必要である。SRによるサブトラクションX線像の技法は心臓に血液を供給する冠動脈の病変診断を窮極的な目的として現在日本、米国、西ドイツ、ソ連の4ヶ所で研究が進

められ、成果が出はじめている。

4.1 Stanford 大学グループ^{11;12)}

スタンフォード大学では、E. Rubenstein を中心とするグループが開発過程の時期により構造に違いがあるが、図2に示す方式のX線系を用いた画像装置を開発した。実験は同大学に設置したSRを使用して行われ、通常の動作で電子の加速電圧は3.0 GeV、電子流は40～80 mAであり、1.8テスラの8極ウィングラを用いてX線を取り出している。

SRの発生するX線シートビームは〔1 1 1〕面で切った細いシリコン板2枚で分光単色化され、光子エネルギーの異なるさらに薄い2枚のX線シートビームとなり、X線源から28m離れた患者の位置で、両ビームが一致するように配置されている。X線光子エネルギーはヨウ素のK吸収端をはさんで300 eV 離れ、照射野は0.5 mm×123 mmである。それぞれのX線ビームの通路に10個の凸起を持つドラムが置かれ、これを同期回転させて両種のX線が3.3 ms (または1.7 ms) ごとに交互に被検者に照射されるようになっている。

X線センサとしては、1素子の感光部0.5 mm×0.4 mm、300素子から成るリニアセンサを使用した。画像の水平走査はこの素子の電子走査によって行い、垂直走査は患者をのせた椅子を垂直方向に6 cm/s の速度で動かすことで行っている。従って高低両エネルギーに対する映像信号が走査線1本ごとに交代して得られる。センサから得たデータは量子化してMTに記憶したのち計算機処理し、結果を表示する。

このグループは上記の装置で犬などの動物実験

を行ったのち、実際の人間にも適用した¹²⁾。造影剤静脈注射の7.9 sec のちに椅子移動による走査を開始し、心臓域の撮影に約1秒を要したとされる。

Rubenstein らの研究は後述のグループと比べ最も早くから準備され進んだ成果をあげている。しかし患者を座らせた椅子を移動走査すること、1回に1枚の像しか得られず長時間を要すること、当然テレビジョンのような連続画像は得られないことが欠点とされている。

4.2 Hamburg グループ (TV システム)¹³⁾

ハンブルグのシンクロトロン放射光研究所、ハンブルグ大などの研究グループは前者の蓄積リング“DORIS”により実験している。加速電圧は5～5.3 GeV、電流は20～40 mA、射野の長さ5 cmである。

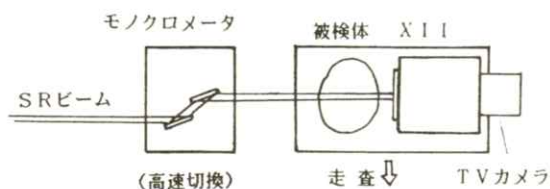


図3 Hamburg のシステム (TV)

同グループは当初X I I とテレビを組み合わせた方式について研究した。ダブルモノクロメータのGe結晶板2枚をピエゾ素子を使って100 Hzで振動させ、SRのX線をこれで分光し、100 eV のエネルギー差のX線シートビーム2種を交互に被検体に照射した。被検体はX I I、カメラと共に台にのせ、垂直方向に移動して垂直走査を行い従って前例と同様の映像信号が得られる。テ

レビジョンの走査は毎秒50フィールド、出力を256×256点で標本化し、計算機処理を行っている。

豚の心臓を取り出して冠動脈に造影剤を充たしたものをこのシステムで画像化した結果が発表されているが、高速に線質を切換えた場合、X I Iの残像やテレビ系のダイナミックレンジに問題があるとして中止された。

4.3 Hamburg グループ (NIKOS I)¹³⁾

上記のハンブルグ大のグループはさらに図4の装置を開発した。図でLaue 結晶はSi 薄板, Bragg 結晶はGe 結晶で、2種のエネルギーのX線シートビームが検出器部分で2mm離れて集束する。患部



図4 Hamburg のシステム (NIKOS)

を透過したX線は2列の蛍光体ドットで両X線の情報が同時に可視化され、ファイバオプティクス束でイメージ管に導き、増倍された光出力をホトダイオードアレイで電気信号化し出力をA/D変換し計算機に導き、処理する。

被検体をのせた台を垂直走査することにより、高低両エネルギーのX線像は数msの間隔でとりこまれる。豚の冠動脈に造影剤を充たし、6cm/sで機械的走査し画像化した結果が発表され、良い結果が得られている。

4.4 Novosibirsk グループ¹⁴⁾

ソ連のノボシビルスク核物理研究所では蓄積リングVEPP-4を用いて前記同様のシステム開発が進められている。水平1列に並べた128個のNaI シチレータでX線を可視光化し、ライトガイドで同数の光電子増倍管に導いているため空間解像度は1.5mmと劣る。

犬の透視、画像化実験が発表されているが詳細は明らかでない。

4.5 筑波グループ^{15~17)}

日本では高エネルギー物理学研究所(略称KEK, 筑波学園研究都市)で1984年からSRによるX線を種々の分野の研究に提供するようになり、それ以前から準備を始めていた診断応用グループによるDSA開発が進められている。基礎実験の結果は小西らにより本学会でも報告された¹⁷⁾。

SRの電子の加速電圧は2.5 GeV (および5.5 GeV), 電子流は10~20 mA, 得られる白色X線は断面寸法は厚さ8mm, 長さ約50mm (または120mm)のシートビームである。このX線をシリコン結晶の〔311〕面に入射し非対称的回折現

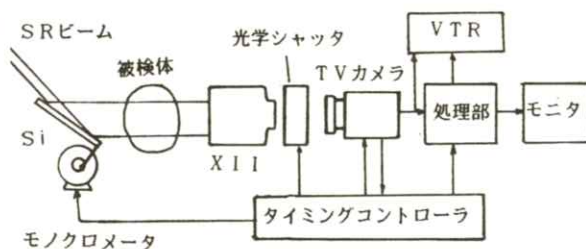


図5 K E K のシステム

象を利用し、X線幅を60mm以上にまで広げた(図5)。シリコンの位置を調整すればそれを中心に

± 0.5 振動させることにより、被検体を照射する X 線の光子エネルギーは $33.17 \text{ KeV} \pm 150 \text{ eV}$ となる。この方式の採用により、照射野寸法は現状では $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 程度と小さいが被検体を動かすことなく造影撮像が可能となる。

線質その他の基礎実験がすんだのち、上記の X 線系と前述の FCR のイメージングプレートを組合せ差分画像を表示する実験を行った。

このグループの窮極の目的はテレビジョンによるサブトラクション画像の連続リアルタイム表示である。シリコン板をテレビ系の同期信号に合わせて $15 \text{ Hz} \pm 0.5^\circ$ 振動させることにより両エネルギーの X 線像が每秒各 15 枚ずつ交互に得られる。撮像系と画像系のブロック図を図 6 に示す。次の 2 方式のシステムが試作された。

(1) アナログ方式……………X I I とカメラの間に回転孔あき円板をおき孔に色フィルタを貼り、両種の X 線像を赤、青に着色してカラーカメラに入力する。カメラから R 信号、B 信号が同時に得られるのでこれを信号処理・表示する。

(2) デジタル方式……………処理装置内に $512 \times 512 \times 8$ ビットのフレームメモリを 2 個おき、テレビカメラの出力をフレーム毎に交互に記憶する。現フレームの信号と前フレームの読みだし信号とは X 線エネルギーが逆になっているから、両信号間で減算処理しこれを表示する。

これらについてアルミ階段チャートなどファントムの実験結果が発表されている。しかし簡単な対数減算以上の処理、たとえば X 線の持つ強度分布に基くシェーディングや量子雑音の補正をリアルタイムに行うことは無理があり、取り込んだデータをオフライン処理することが検討されている。

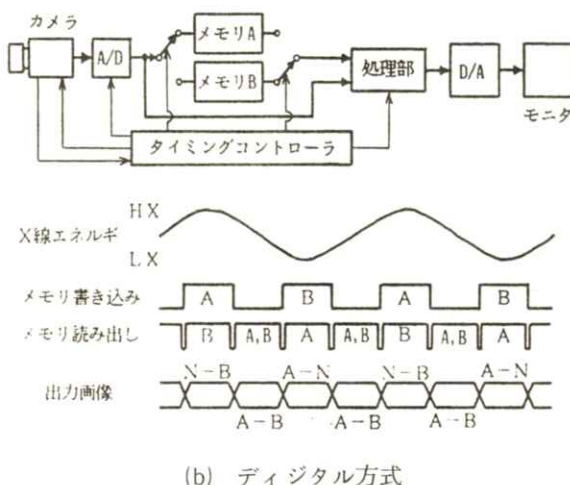
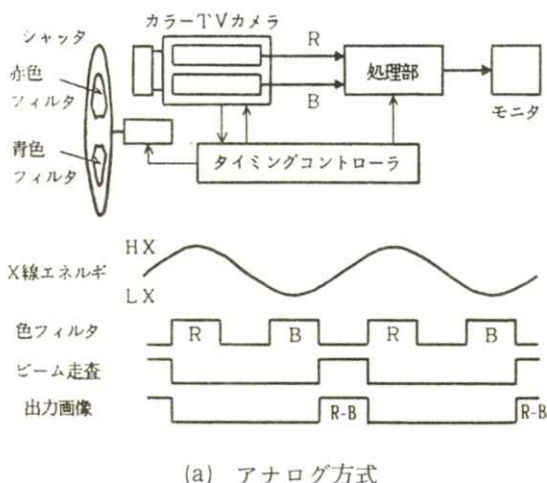
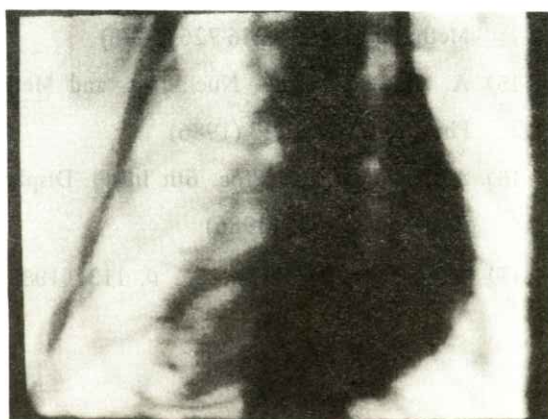


図 6 K E K システムの画像処理部とタイミング図

図 7 はその手法による猫の造影実験結果を示す。
(図 5 のモノクロメータは手で調整)

5. む す び

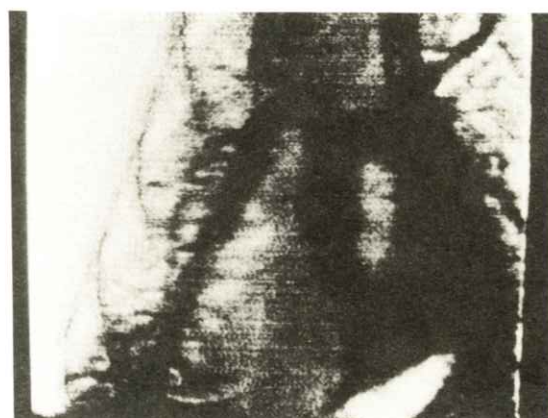
以上、ここ 3 年ほどの間に急な普及を見たデジタルラジオグラフィーの簡単な現況と、最近世界の数ヶ所で同時多発的に研究開発が進められて



(a) K吸収端の上のエネルギーのX線による影像



(b) K吸収端の下のエネルギーのX線による影像



(c) 減算結果

図7 K E K のシステムによる猫の造影写真

いるシンクロトロン放射光 (SR) を利用した血管造影法……… K エッジサブトラクション法について述べた。画像処理の内容は単純であるが、画像の取り込み法については夫々が異なったアイデアに基づいて行っているところが面白い。線源の性質上、各地で広く使用されると言ったものではないが成功を願うものである。

筑波の研究グループの成果については協力された学生各位に御礼申し上げる。

参 考 文 献

- 1) R. J. Riederer: IEEE Trans, ME-1 48 (1982)
- 2) W. R. Brody, et al: Radiology, 139 297 (1981)
- 3) L. A. Lehman, et al: Medical Phys. 8 658 (1981)
- 4) W. R. Brody, Radiology: 141 828 (1981)
- 5) 石田正光: 医用電子と生体工学, 22 53 (1984)
- 6) 滝沢正臣: 第5回画像コンファレンス予稿集 p. 39 (1974)
- 7) 藤井恭一: テレビジョン学会技術報告, 6, No 34, p. 1 (1982), この号はディジタルラジオグラフィー特集, 7編の論文掲載
- 8) 吉野暖地: テレビジョン学会技術報告, 6, No 34, p. 19 (1982)
- 9) 横内久猛: 1985年テレビジョン学会全国大会 17-20 (1985)
- 10) 松尾啓志: 医用電子と生体工学 24 175 (1986)

- 11) E. B. Hughes, et al: Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. **A246** 719 (1986)
- 12) E. Rubenstein, et al: Proc. Natl. Acad. Sci. USA, **83** 9724 (1986)
- 13) W. R. Dix, et al: Nucl. Inst. and Meth. Res. **A246** 702 (1986)
- 14) E. N. Dementyev, et al: Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. **A246** 726 (1986)
- 15) A. Akisada, et al: Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. **A246** 713 (1986)
- 16) A. Suwa, et al: Proc. 6th Intn'l. Display Res. Conf, p. 554 (1986)
- 17) 小西圭介他：医画情誌 **2**, p. 113 (1985)



国際会議報告

第73回 北米放射線学会

に参加して

(NOV. 29-DEC. 4, CHICAGO)

岐阜高専

藤田 広志

岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

(1988年4月8日 受理)

1. はじめに

1987年11月29日から12月4日まで、アメリカ合衆国シカゴ市内のMcCormick Placeにて第73回北米放射線学会(RSNA, Radiological Society of North America)会議が開催された。筆者は文部省の昭和62年度国際研究集会派遣研究員としてこの国際会議に参加し、研究発表を行った。また、会議終了後、シカゴ大学のロスマン放射線像研究所を訪問した。

RSNAへの参加は今回が4度目である。以前、シカゴ大学留学中に3度(1983年-1985年)

参加し、研究発表を行っている。したがって、今回の参加に対しては、時差ボケ以外には何の不自由もなかった。

総参加者数は約35,000人で、海外からは68カ国から約3,100人(日本から約270人)が参加したとのことであった。会議の主な構成は、(1)特別講演、シンポジウム、(2)学術発表、(3)ポスターセッション、(4)学術展示、(5)リフレッシャーコース、および、(6)メーカーによる機器展示、である。1200件以上の発表論文と、400件以上の機器展示があり、まさしくマンモス会議であった。

以下、会議の概要をディジタルX線画像関係を中心に報告する。

2. 学術発表・学術展示

学術発表と展示で目だったのは、シカゴ大学の土井教授のグループの診断支援システム関係（8件）と、UCLAのDr. HuangのグループのPACS関係（10件）で、これらのテーマの重要性を物語っている。

物理関係の発表は、本論文では136件（12分）で、Work in progress 論文（以下、WIP）では117件（8分）であった。注目すべき点は、これらの物理関係の約4割がMR関係であったことである。各セッションのテーマは、以下のようであった。

1日目は、① MR Imaging: Fast Scan（7題）、② Digital Angiography（7題）、③ WIP（11題、CT関係）で、②では、automated vessel tracking technique, blood flow in vessels from biplane DSA images, CR（Computed

radiography）システムによる single kVp dual-energy technique, image registration system for DSA, scatter measurement and correction に関する発表があった。

2日目の午前は、① MR: Spectroscopy（7題）、② CT（7題）、③ Radiation Therapy: Brachytherapy（7題）、④ WIP（11題、MR関係）であった。午後は、① MR Imaging: Surface Coils（7題）、② Diagnostic Radiology（7題）、③ Radiation Therapy: Hyperthermia（7題）、④ WIP（11題、PACS関係等）であり、②では、S/N ratios in pulsed fluoroscopy, C-D（Contrast-Detail）curve, Dynamic Digital Chest, Rotatostereoradiography, Computer-aided detection of Pulmonary nodules, ROC, Scatter に関する発表があった。

3日目の午前は、① MR instrumentation（7題）、② Diagnostic Radiology: Computers（7題）、③ Nuclear Medicine（7題）、④ WIP（11題、Therapy 関係）で、②では、3D、



R S N A会場のMc Cormick Place 入口
付近の夜景



学術発表での一コマ（座長：Dr. K. Doi,
発表者：Dr. M. L. Giger）。投影用のビデオ装置も会場に備わっている。

signal perception vs. signal processing, AI, Consultation System, PACS に関する発表があった。午後は、① MR Imaging: Fast Scan (5 題), ② MR Imaging: Surface Coils (5 題), ③ WIP (7 題, マンモ関係) で、③では、マンモ写真のデジタル化や, Algorithm for detection, QA を含んでいた。

4 日目の午前では、① MR Imaging: Software (7 題), ② CT: Tissue Characterization (7 題), ③ Radiation Therapy: Photon Dosimetry (7 題) であった。午後では、① MR Imaging: Flow Studies (7 題), ② Diagnostic Radiology: Mammography (7 題), ③ WIP (11 題, MR, Nuclear Medicine 関係), ④ WIP (11 題, I.I. veiling glare, stereo x-ray TV, hard copy imaging system, matrix inversion tomosynthesis, scatter, multipleslit x-ray-beam imaging technique 関係) で、②では、デジタルマンモにおける computeraided detection, CCD によるデジタルマンモシステム, dual-energy mammography, x-ray spectra for mammography に関

る発表があった。

5 日目は、① General Diagnostic / Ultrasound (7 題), ② WIP (11 題, MR 関係), ③ WIP (11 題, kinestatic charge detector による strip-beam digital radiography (DR), selenium plates and laser-scanning readout による DR, stereo, optical beam attenuator, detection, I.I. / TV DR, CR, data compression, DSA noise, automated coronary arteriography analysis 関係) であった。

6 日目では、① CT / 3D Reconstruction (7 題), ② WIP (11 題, MR 関係), ③ WIP (11 題, MR 関係) であった。

以上のように、各セッションのメインテーマを見ただけで、この分野のどのようなところに研究の重要性があるかよく分かる。なお、抄録は、「Radiology」の 1987 RSNA SCIENTIFIC PROGRAM としての Special Edition である Vol. 165 (P), November (1987), Supplement を参照されたい。

学術展示 (Scientific Exhibits) 会場は、毎日、午前 7 時から午後 10 時までオープンになっている。333 件のうち、物理関係は 23 件であったが、臨床関係のところにも物理データを測定して臨床応用を扱ったものが多くあった。特に定まった討論の時間は設定されていなかったが、会場のいたるところで活発な議論が行われていた。

3. ポスターセッション

ポスターセッションは今回初めて試行されたもので、提出された物理関係の best abstracts の中



学術展示会場での一コマ

からこのセッション用に50題が選ばれたとのことであった。5日間で5部門に分かれ、毎日10題の発表が行われた。MR関係が3部門、治療とPACS関係がそれぞれ1部門ずつであった。指定日の10時から12時までの2時間、発表者はポスター前で討論するように義務づけられていた。

PACS関係では、10題中4題までがUCLAのDr. Huangのグループによるものであった。2Kディスプレイの評価(2題)、digital review stationの性能、image compression(3題)、digital remote viewing system、ROC evaluation of a filmless digital system、PACS for X-ray CTに関する報告があった。2Kディスプレイの評価は良い結果が出ており、CRT診断をいよいよ現実化させるものとして興味深かった。



発表ポスター前にて(著者:右側と共同研究者の上田氏:左側)。上田氏は、当時、山口大からシカゴ大に3.5カ月間留学中。

筆者の発表も、このPACS関係に含まれ、CRシステムの基本的な物理データ(“Basic Imaging Properties of a Computed Radiographic System with Photostimulable Phosphors” by H. Fujita, K. Ueda, T. Fujikawa, J. Morishita, A. Ohtsuka, and D. Y. Tsai)について報告した。2時間にわたる討論の時間の間、ほとんど休みなく多くの質疑があり、非常に有意義であった。特に、メーカの研究者からの質問が多かった。

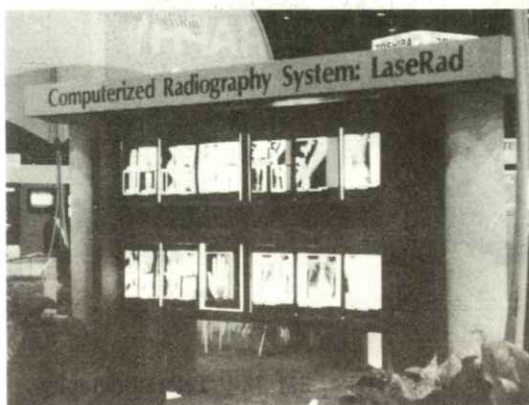
4. 機器展示

毎年、各メーカともこのRSNAで新製品を競って発表している。広い会場を1日で見てまわるのは困難であり、ジョギングシューズの必要性も感じた。毎日少しずつおもしろいものが目にとまるたびに、担当者に質問をしながら見てまわった。

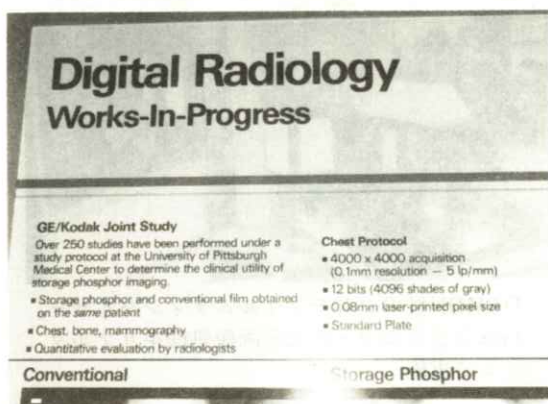
筆者が興味をもっているCRについては、富士写真フイルムが現在のところ唯一の製品製造メーカであり、東芝、フィリップス、シーメンスもこの富士の製品を基本的に取り扱っている。シーメンスまでがと驚いてしまった。これらのメーカは、CR用のCRTを含んだ画像処理システムに力を入れていた。コダックはGEと共同でCRを開発中であり、骨・マンモ撮影には0.05 mm サンプルングで12ビット階調を用いている。コニカは製品の展示はあるものの、以前として発売日は未定とのことであった。また、Matrixは以前のデジラド社(System TwoというCRを販売していた)を吸収し、LaseRadというCRを開発中であった。



機器展示会場の一部



Matrix のブースにて (CR)



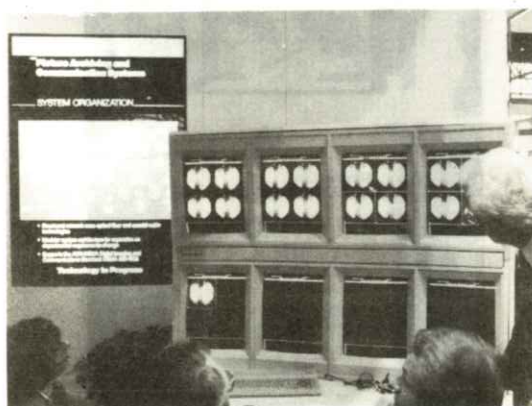
GE / Kodak のブースにて (CR)



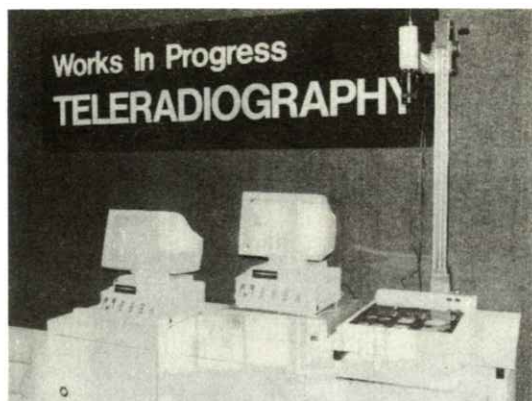
コニカのブースにて (CR)



フジのブースにて (FCR)



Siemens のブースにて



HARRIS / 3M 社の Teleradiography



コニカの 45 秒処理自動現像機



ゼロックス社の新Mammography システム
(black liquid toner を使用)



DAMON社のマンモフィルムディジタイザー。
特殊なフィルターによる画像処理をリアルタイムで実施。



シーメンス社のCT用の新しい大容量X線管。
Flying Focal Spot による解像特性の向上も期待できるらしい。

5. そ の 他

Special Focus Sessionsとして7題あり，“PACS”のタイトルが付いたセッションがあった。Dr. Huangの座長で，Dr. Dwyerをはじめ5名のパネラーで構成されていた。その中に，ROC解析を使ったデジタル化のマトリックスサイズに関する話があり， 512^2 ， 1024^2 ， 2048^2 ， 4096^2 の中で， 512^2 では不足だが，他の3者はほとんど差がなく，印象として 1024^2 よりは 2048^2 の方が良いという実験結果が出ているという話があった。

また，RSNA / AAPM Symposiumのテーマは，「Radiology in the 21st Century」で，興味深かった。

6. おわりに

以上，筆者の興味のあったところのみを，X線画像を中心に述べた。会議終了後，GEの工場見学にも参加する機会があった。また，シカゴ大学では，土井先生はじめロスマン・ラボの方々に長時間にわたりわれわれのデータについて議論をしていただくと共に，最近の研究について説明していただき大変有意義であった。

一年に一度は，RSNAのような国際学会に参加して“充電”することの必要性を，つくづく感じた今回の海外出張であった。

最後に，ご支援いただいた文部省，お世話になった岐阜高専の協田校長をはじめ関係教職員の方々，ならびに，シカゴ大学の土井教授，ロスマン・

ラボの皆様に感謝の意を表し心よりお礼申し上げます。



各メーカーが主催している毎夜のパーティでの一コマ（科学産業博物館にて）



GEのMR工場にて

コンピュータドラジオグラフィの特性曲線の測定(I)

上田 克彦* 杜下 淳次* 藤川 津義^{*1)} 大塚 昭義*
藤田 広志** 山内 秀一* 橋田 昌弘* 西原 貞光*
金井 一美* 中西 敬*

* 山口大学医学部附属病院放射線部 〒755 山口県宇部市大字小串 1144

** 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

(1987年10月3日, 最終1988年3月22日 受理)

Measurements of Characteristic Curves in a Computed Radiographic System (I)

Katsuhiko UEDA*, Junji MORISHITA*, Tsuyoshi FUJIKAWA^{*1)},
Akiyoshi OHTSUKA*, Hiroshi FUJITA**, Syuichi YAMAUCHI*,
Masahiro HASHIDA*, Sadamitsu NISHIHARA*, Kazumi KANAI*,
and Takashi NAKANISHI*

* Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital, Ube City, Yamaguchi 755

** Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,

Motosu-gun, Gifu 501-04

(Received October 3, 1988, in final form March 22, 1988)

We measured the system response of a computed radiographic (CR) system with photostimulable phosphors (imaging plate: IP), as three different types of curves, which are the "digital" characteristic curve relating the output pixel value to the input relative x-ray intensity, the calibration curve relating the output photographic density to the input pixel value, and the "overall" characteristic curve relating the output density to the input relative x-ray intensity. The digital characteristic curves showed a considerably wider dynamic range ($10^{2.83}$) than that of the conventional screen-film system. However, this measured dynamic range was narrower than the nominal dynamic range ($10^{3.3}$) of the CR system. The measured sensitivity of the CR system, on the other hand, agreed with the nominal

1) 現在の所属 小野田赤十字病院放射線科 〒756 山口県小野田市東須恵

¹⁾ Presently: Department of Radiology, Onoda Red Cross Hospital, Onoda City, Yamaguchi 756

sensitivity. Calibration curve and overall characteristic curve were linear on the plot within the density range of approximately 0.4 to 2.64. These curves measured in our study are useful for quantitative analysis in a CR system.

1. はじめに

輝尽性蛍光体を用いたコンピューテッドラジオグラフィ（以下CR）が登場して5年になるが^{1,2)}、CRシステムの物理特性についての論文は、あまり見られない。II-TV デジタルシステムについては、Fujitaらが特性曲線^{3~5)}、Presampling modulation transfer function（以下プリサンプリングMTF⁶⁾）などを測定しており、デジタルシステムを理解する上で役立っている。われわれは、最近、CRシステム（FCR 101）のMTFについて報告した^{7,8)}。

システムの物理特性を測定するためには、入出力の関係を線形化する必要がある^{3~5,8)}。これには、システムの入出力応答を測定すればよく、従来のスクリーン・フィルムシステムでは、特性曲線（H-D曲線）を用いている。CRシステムについても同様に、入出力応答を正確に測定しなければならない。しかし、CRシステムの入出力応答は、現在のところメーカーが示している概略的なモデルしか発表されておらず、実測した詳細なデータは、いまだ報告されていない。そこで、本論文では、FCR 101システムの入出力応答を、システム全体と二つのコーポネントについて測定した。以下、これらの曲線の測定法と、システムのパラメータをいろいろ変化させたときの、入出力特性について報告する。

2. 実験方法

Fig. 1 に、FCR 101 システムの概略と各コーポネント、および測定した3種類の曲線との関係を示す。すなわち、(1)X線入力とピクセル値との関係（以下、本論文では“デジタル”特性曲線と呼ぶ。）^{3~5,8)}、(2)ピクセル値と写真濃度との関係（以下、キャリブレーションカーブという。）、(3)X線入力と写真濃度との関係（以下、本論文では“オーバーオール”特性曲線と呼ぶ。）の3通りについて、入出力応答を測定した。以下の各曲線については、独立して2回以上の測定を行った。

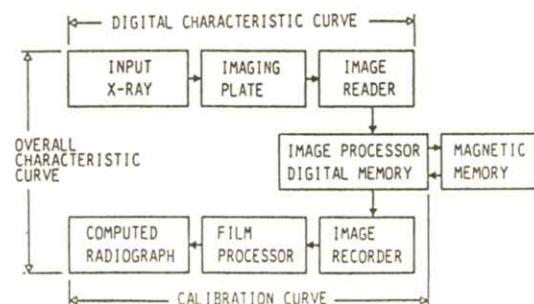


Fig. 1 A basic block diagram of the computed radiographic (CR) system with photo-stimulable phosphors, i.e., imaging plate. Relationships between the measured three kinds of response curves and the system components are described.

2.1. デジタル特性曲線の測定

検出器である輝尽性蛍光体（商品名：イメージ

ングプレート；IP）へ入力したX線強度を、デジタルメモリーからピクセル値で出力し、デジタル画像解析に最も有用なデジタル特性曲線を測定した^{3~5,8~10}。この曲線は、デジタル系に固有なMTFであるブリサンプリングMTFを求めるときに、必要不可欠であり、アナログ系の特性曲線と同様の概念で利用できる^{6,8}。

実験に使用した装置は、FCR 101（富士メディカルシステム）であり、IPは、標準用ST（6切：No A00157360c）と高解像度用HR（6切：No A10036839）の2種類を使用した。IPの露光には距離法（距離44.1～350.0 cm，露光量域＝ $10^{1.8}$ ）を用いた^{11,12}。CRシステムは、ダイナミックレンジが約 10^3 と広いため、 $10^{1.8}$ の露光量域では、レンジ全体を含んだ特性曲線を作成できない。そこで、露光時間を変化させて2本の特性曲線を測定し、この特性曲線をグラフ上で合成して、ダイナミックレンジ全体の特性曲線を作成した。管電圧を80 kVpとし、0.5 mm銅＋4 mmアルミニウムを付加して、管電流50～100 mA，露光時間1/60～0.3 sec，照射面積 $0.8 \times 2.5 \text{ cm}^2$ の条件で露光した。強度センチメートルで露光したIPをレーザースキャナで走査し、A/D変換後8ビットのデジタルデータとして画像メモリーに取り込む。これをシステムに附属している磁気テープデッキで記録する。データを記録したテープを、パーソナルコンピュータPC9801-VX2（NEC）に接続したテープデッキDAM-1000（ビクター・データシステムズ）から読みとり¹³，ピクセル値による特性曲線を作成する。ピクセル値のサンプリング領域を 50×50 ピクセル（ $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ）として、2500個の

データを平均した。

IPの入出力応答は、広い範囲にわたって（ 10^4 以上の露光量域）直線性を有している¹。このため、FCR 101ではダイナミックレンジを可変にして、必要な部分だけをデジタルデータとして収録する。このダイナミックレンジを“L値”で表し、 $L \text{ 値} = \log_{10} X$ （X：露光量域）から算出する¹⁴。本研究では、3種類のL値：1.0，2.0（通常の臨床でのダイナミックレンジ），3.3（本施設のFCR 101での最大のダイナミックレンジ）について測定した。

FCR 101は、自動感度設定の機能を備えており、感度を“E値”で表示する。E値は、80 kV（3相）で $1.29 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ （0.5 mR）の線量をIPに照射して、ピクセル値が127になったときを400と設定している。またSTではE値＝200のとき、Hiscreen-STD/RXシステムの感度と同程度になるよう設計されている¹⁴。本研究ではSTを使用して、3種類のE値：100，200，400を設定し、同じ撮影条件で露光して特性曲線を作成した。

2.2 キャリブレーションカーブの測定

ピクセル値と濃度との特性をみるために、フィルム画像書き込み機（以下レコーダ）に内蔵されているテストパターンを、フィルムに出力し、レコーダから現像過程を含む曲線を測定した。テストパターンは、0～255までのデジタル信号を16ピクセル値ごとに16分割した“ピクセル値階段”である。現像温度は33.6～33.7℃であった。

CRシステムのレコーダの一部であるレーザプリンタ自身の入出力応答としては、レーザ光

強度と写真濃度の関係を表す特性曲線（CR フィルムの特性曲線）が存在する¹⁵⁾。

2.3 オーバーオール特性曲線の測定

L 値を変化させたときのデジタルデータ（2.1 参照）を、フィルム画像として出力し、オーバーオール特性曲線を測定した。フィルム画像には直線階調の強調や周波数処理は行っていない。

また比較のため、E 値が 200 で、L 値が 1.0 と 2.0 のデータは、非直線階調（スクリーン・フィルムシステムに似た特性曲線）でも出力した。

3. 結果と考察

3.1 デジタル特性曲線

Fig. 2 に、L 値をパラメータにしたときの、デジタル特性曲線を示す。このとき、E 値はすべて 200 に設定した。データは S T と H R の平均である。S T と H R では、感度は異なるが形状には変化がなかった。スクリーン・フィルムシステムに比べると、直線性のよいことがわかる。しかし、L 値が 2.0 と 3.3 では完全な直線ではなく、わずかに弧を描いている。また、L 値の増加とともに、ダイナミックレンジが広くなり、傾きは小さくなっている。L 値が 1.0 と 2.0 では、高露光部でピクセル値が飽和し、255 で一定となった。しかし、3.3 のときには、ピクセル値が 255 よりも少し小さい値で飽和した。I P 自身は、 10^4 以上の広い範囲にわたって直線性があるので¹⁾、L 値が 3.3 のときの飽和の原因は、フォトマルやログアンプなどの電気系統にあると考えられる。

Fig. 2 の直線部から計算したダイナミックレンジ

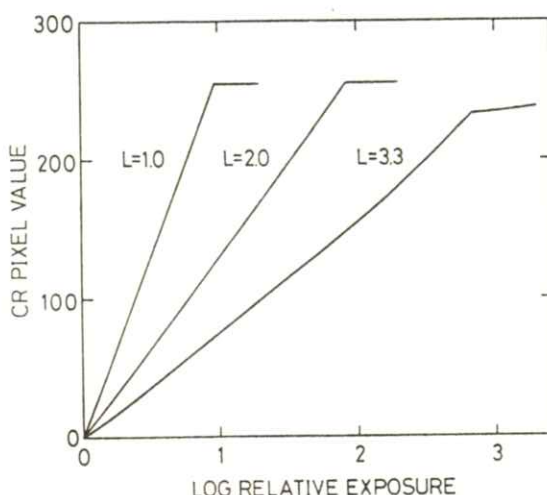


Fig. 2 Digital characteristic curves relating the output pixel value to the input relative x-ray intensity incident on imaging plate, for three different settings of dynamic range (L value).

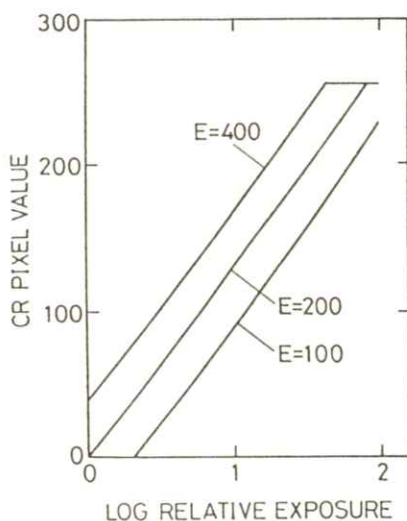


Fig. 3 Digital characteristic curves for three different settings of x-ray sensitivity of the system (E value). L value (dynamic range index) was constant as 2.0.

ジは、L 値が 1.0, 2.0, 3.3 のとき、それぞれ、 $10^{0.98} = 9.6$, $10^{1.96} = 91.2$, $10^{2.83} = 676.1$

となった。特にL値が3.3 ($10^{3.3} = 1995$) のときには前述の飽和現象のため、直線部のダイナミックレンジが、約1/3に減少していた。しかし、スクリーン・フィルムシステムに比べると、はるかに広いダイナミックレンジを有している。

Fig. 3 に、L値を2.0として、E値を変化させたときのデジタル特性曲線を示す。E値が200のときの感度を200と仮定し、この図から各E値の感度比を求める。するとE値が400のときには390、100のときには98となり、設定値と実測値とはよく一致した。

Fig. 4 にL値は2.0とし、同一条件で露光したSTとHRのデジタル特性曲線を示す。この図からHRの感度を求めると、STの40%となった。

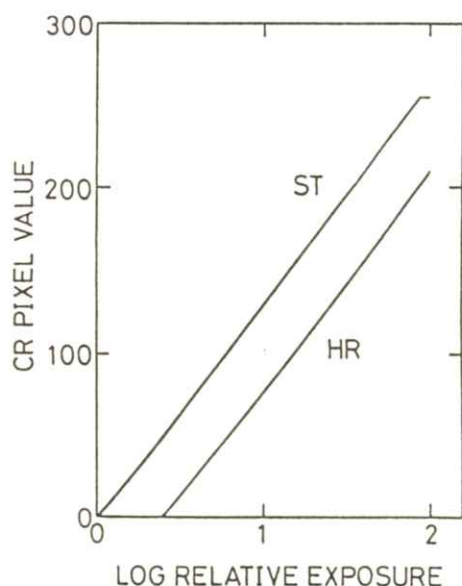


Fig. 4 Digital characteristic curves for a standard-type imaging plate (ST) and a high-resolution-type imaging plate (HR), indicating the sensitivity difference between the two plates.

3.2 キャリブレーションカーブ

Fig. 5 に、キャリブレーションカーブを示す。濃度0.4以上では、直線に近い形状となるが、低濃度部では、緩やかな曲線を描いて、0.15で一定となった。鎖線は、キャリブレーションカーブが現像機の影響をうけて、経時的に少し変動する様子を示している。FCR 101 では、この変動を補正する機能を備えているが、完全には補正できず、わずかに誤差を生じる。

CRシステムに使用するフィルムは、He-Neレーザー光 (633 nm) に対して感色性をもつ片面乳剤フィルムである。CRシステムのレコーダは、デジタル信号にある関数をかけて、ピクセル値とフィルムの濃度との間に、直線性をもたすように補正している。しかし、濃度0.4以下では補正できず、フィルムの特性曲線の形状が残っている¹⁶⁾。

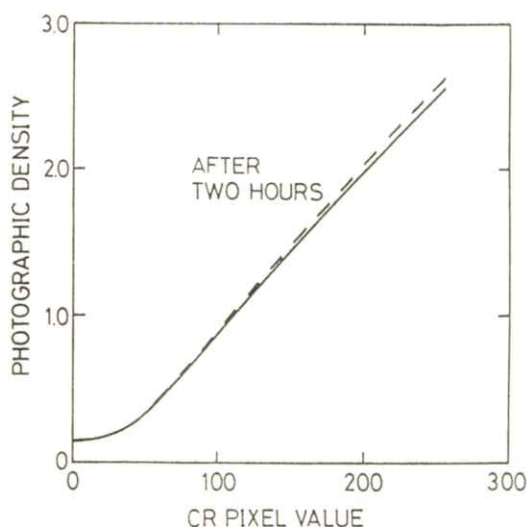


Fig. 5 Calibration curves relating the output photographic density to the input pixel value. Dashed curve shows the curve developed after two hours.

3.3 オーバーオール特性曲線

Fig. 6 に、L 値をパラメータにしたときの、オーバーオール特性曲線を示す。この曲線は、デジタル特性曲線とキャリブレーションカーブの、両方の特徴を反映している。濃度 0.4 以上での直線性は、いずれの L 値でも変化していない。L 値が 1.0 と 2.0 のデジタル特性曲線の最高ピクセル値は、255 であった。しかし、オーバーオール特性曲線では、最高濃度が L 値が 1.0 のとき 2.62 で、L 値が 2.0 のときには、2.65 と少し変化している。これは、自動現像機の変動に原因があると考えている。また、L 値が 3.3 のときには、デジタル値が 233 で飽和しているので濃度 2.40 から飽和現象がはじまっている。

Fig. 7 に L 値が 1.0 と 2.0 のときの、非線形階調出力による特性曲線を示す。これは、胸部に

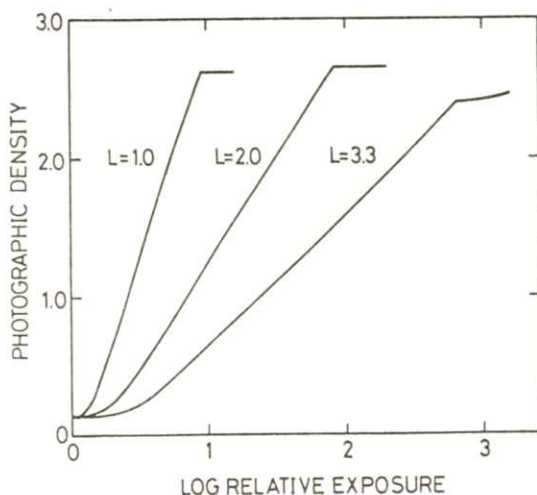


Fig. 6 Overall characteristic curves relating the output photographic density to the input relative x-ray intensity for three settings of L value in linear output mode.

使用している階調である¹⁴⁾。参考として、LH-II/RX の特性曲線を示す。LH-II/RX では、最高濃度が 3.5 まで上がっているが、CR システムでは最高濃度を 2.64 と規定している。これはスクリーン・フィルムシステムによる臨床写真でも、濃度 2.64 以上になる部位は、ほとんどないためと考える。

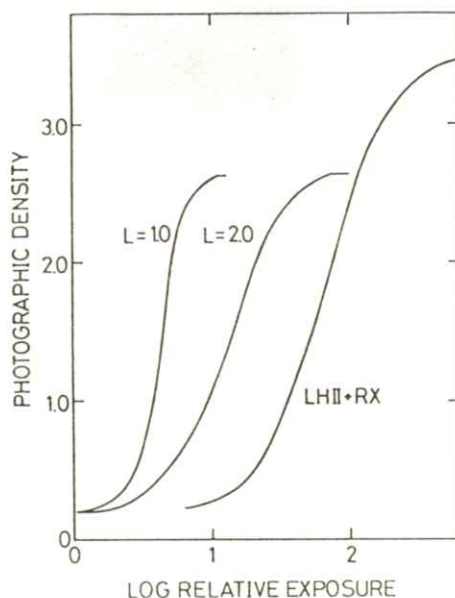


Fig. 7 Overall characteristic curves for two L settings in nonlinear output mode in our computed radiographic system, together with a characteristic curve of LH-II/RX screen/film system.

3.4 測定時に注意すべき現象

本実験の最初の段階で、デジタル特性曲線とオーバーオール特性曲線を測定したときに、Fig. 8 に示すような、走査線と同じ方向（左右）に現れる画像の“流れ”を発見した。また、X線強度が大きいほど、この現象は強く現れた。本実験では、画像の流れの影響を受けにくい配置（Fig. 8a）で試料を作成した。この原因は明確で

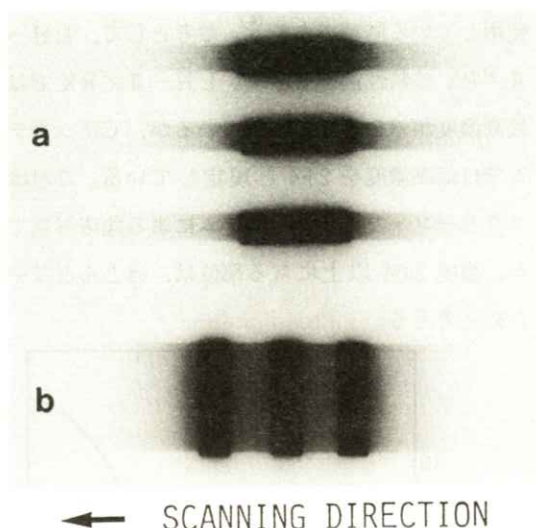


Fig. 8 Computed radiographs for x-ray sensitometry, showing the artifact appeared in the horizontal direction. Note that the arrangement (a) is better than (b) in order to avoid the artifact in the measurements of the characteristic curve in a CR system.

はないが、レーザー光の拡散によって輝尽発光した周辺のデータを、走査方向に長い集光ガイドが取り込み、走査方向に加算されたためと考えている²⁾。

また、当施設のセンシトメトリー装置は、距離を 35.0 cm から 350.0 cm まで移動することができるが、本実験では、35.0 cm と 39.3 cm で露光した濃度は、すべての特性曲線で曲線からはずれた高い値を示した。この原因は、付加フィルタと IP の距離が 9 cm まで近づき、フィルタから発生した散乱線が付加されたためである。したがって、本実験では 44.1 cm から 350.0 cm までのデータを使用した。スクリーン・フィルムシステムでは、近距離の露光データが、特性曲線の肩部にあたるため、この現象はほとんど問題にならない。しかし、CR システムの特性曲線では、直線域が広いため無視す

ることはできない。

4. 結 論

CR の三つの入出力応答として、X 線を入力としたデジタル特性曲線（ピクセル値を出力）と、オーバーオール特性曲線（写真濃度を出力）、および、ピクセル値と写真濃度との関係を示すキャリブレーションカーブを測定した。

デジタル特性曲線は、一定のダイナミックレンジ内では直線性を保っており、ダイナミックレンジ外では飽和する。測定した最大のダイナミックレンジは、 $10^{2.83}$ であり、スクリーン・フィルムシステムに比べて、はるかに広い。CR のダイナミックレンジは可変であるが、デジタル特性曲線から実測したレンジは、設定値（L 値）よりも少し狭かった。CR の感度は、実測値と設定値とがよく一致した。デジタル特性曲線から求めた HR の感度は、ST の 40 % であるが、両者の曲線の形状には差がなかった。

キャリブレーションカーブは、濃度 0.4 以上では直線性をもっているが、0.4 未満では緩やかな曲線を示す。これは、フィルムの特性に依存したものである。

オーバーオール特性曲線は、デジタル特性曲線とキャリブレーションカーブの両方の特徴を有しており、濃度 0.4 から飽和するまでは、直線性をもっている。

本研究で測定した入出力応答を示す曲線は、複雑な CR システムの理解の助けとなり、MTF などシステムの物理特性の測定には必要不可欠である^{8,15)}。

文 献

- 1) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al.:
Radiology **148** 833 (1983)
- 2) 宮原諄二, 加藤久豊: 応用物理 **53** 884
(1984)
- 3) H. Fujita, K. Doi, M. L. Giger, et al.: Med.
Phys. **13** 13 (1986)
- 4) H. Fujita and K. Doi: Med. Phys. **13** 922
(1986)
- 5) 藤田広志, 土井邦雄: 医画情誌 **4** 31
(1987)
- 6) H. Fujita, K. Doi, and M. L. Giger: Med.
Phys. **12** 713 (1985)
- 7) 藤田広志, 上田克彦, 大塚昭義: 医画情誌
4 89 (1987)
- 8) 藤田広志, 上田克彦, 藤川津義, 他: 医画情
誌 **5** 1 (1988)
- 9) M. L. Giger, K. Doi and H. Fujita: Med.
Phys. **13** 131 (1986)
- 10) H. Fujita, K. Doi, H. MacMahon, et al.:
Invest. Radiol. **22** 328 (1987)
- 11) A. G. Haus, and K. Rossmann: Radiology
94 673 (1970)
- 12) 山下一也, 山本義憲, 粟井一夫, 他: 日放技
学誌 **40** 59 (1984)
- 13) 藤川津義, 上田克彦, 大塚昭義, 他: 医画情
誌, **5** 82 (1988)
- 14) 富士メディカルシステム FCR 技術マニュアル
- 15) H. Fujita, K. Uede, T. Fujikawa, et al.:
Radiology **165(P)** 359 (1987). submitted
to Med. Phys.
- 16) FUJI FILM DATA SEET (MEDICAL
PRODUCTS), 富士CRフィルム Type 633

散乱線を含めたX線スペクトルの測定法

— 円錐形コリメータの鉛透過分補正 —

窪田 英明* 松本 政雄** 金森 仁志*

* 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

** 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

(1988年2月6日, 最終1988年3月11日 受理)

Measurement of X-ray Spectra Including Scatter — Correction for the Photons Penetrating Conic Pb Collimators

Hideaki KUBOTA*, Masao MATSUMOTO** and Hitoshi KANAMORI*

*Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

**Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College

Saiwai-cho, Neyagawa, Osaka 572

(Received February 6, 1988, in final form March 11, 1988)

In order to measure X-ray spectra of scattered radiation together with primary beam by using a planar Ge detector, we have measured the angular dependence of the response of the detector for obliquely incident photons of ^{241}Am γ -rays. As a result, the active area of a $10\text{mm}\phi \times 7\text{mm}$ detector is 7mm in diameter and the available incident angle is within 20° .

Taking into account these properties of the detector, we prepared conic Pb collimators whose maximum incident angle is 13° . Because high-energy photons penetrate the edge of the collimator, it is unable to convert measured photon spectrum in photon counts into that per unit area only by dividing by the geometrical area of the smallest hole of the collimator. To solve this problem, we have corrected measured photon spectrum by avoiding the photons which penetrated the edge of the conic Pb collimator. In this correction, the shape of the collimator and linear attenuation coefficient of Pb were used.

We carried out the measurement of photon spectra with scattered radiation using objects of 30mm Al and 25cm acrylic resin for various object-collimator distances. Experimental spectra had a good agreement with spectra calculated by using Monte Carlo method.

1. 緒 言

X線撮影では、被写体から発生する散乱線が画質を低下させる。散乱線の画質への影響を定量的に評価するためには、まず、基礎データとして、散乱線を含めたX線スペクトルを測定しなければならない。

現在、市販されている半導体検出器は、ビームを結晶の中心に垂直入射させるように設計してあるので、散乱線を含めてX線スペクトルを測定した例は少ない。われわれは以前に、市販のGe検出器について、そのレスポンスの、ビーム入射位置、入射角度依存性を調べた¹⁾。その結果、円錐形コリメータで入射位置、入射角度をある程度まで制限すれば、散乱線と直接線とを同時に、しかも、少ない誤差で測定できることがわかった¹⁾。

本論文では、検出器の散乱線測定の有効範囲を広げるために、前回よりも大きいGe結晶の検出器を用いたので、まず、この検出器レスポンスの入射位置、入射角度依存性を、前回と同じ方法で測定し、有効範囲を調べた。つぎに、この検出器と円錐形コリメータとを用いて、実際に散乱線を含めたX線スペクトルを測定した。このスペクトルの高エネルギー側は、円錐形コリメータの鉛のエッジ部分を透過した光子を含む。測定した光子数スペクトルを単位面積当たりの photon fluence rate に換算するとき、コリメータの出口の面積を用いているが、出口以外の所を透過してくる光

子があると出口の幾何学的面積だけで単位面積当たりへの換算はできなくなる。われわれは、測定した光子数スペクトルから、鉛を透過した余分な光子を取り除くために、円錐形コリメータの形状を考慮して、鉛透過分を補正した。

散乱線を含めたX線スペクトルの測定では、被写体をAlとアクリルにし、被写体とコリメータ間の距離をパラメータにした。また、モンテカルロ法を使って計算機シミュレーションを行った結果と比較した。

2. Ge検出器の斜入射に対するレスポンス

散乱線を含むX線スペクトルを測定するためにGe検出器にX線が斜入射したときの検出器のレスポンスを調べておく必要がある。われわれは前に直径6mm、厚さ5mmのGe結晶を使った場合について報告した¹⁾。今回は、直径10mm、厚さ7mmと、以前よりも大きいGe結晶を使用したので、このGe検出器の斜入射に対するレスポンスについて述べる。

2.1 単色線レスポンス関数

Fig. 1 に、例として、Ge結晶に50, 100, 150 keVの単色光子を垂直入射させたときの検出器のレスポンスを示す。これは、文献(1)と同様な方法で、モンテカルロ法を用いた計算機シミュ

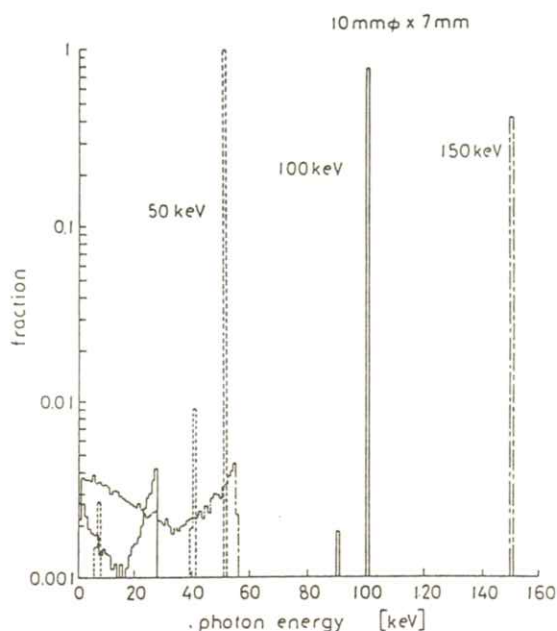


Fig. 1 Response functions for monoenergetic 50, 100, and 150 keV incident photons.

レーションで、1 keV 毎の入射光子について、レスポンスも 1 keV 毎に求めたものである。測定した光子数スペクトルを、光子エネルギー 1 keV 毎に単色線レスポンス関数で、Stripping 法の式²⁾を用いて補正する。

2.2 ²⁴¹Am の全エネルギーの光子に対する斜入射レスポンス

文献(1)の Fig. 1 と同じ実験配置で、²⁴¹Am の γ 線の光子数スペクトルを測定し、検出器レスポンスの入射位置・角度依存性を調べた。

Fig. 2 に、測定時間 (live time) を一定にしたときの、²⁴¹Am の 10 ~ 63 keV の光子に対するレスポンス (補正したカウント数) を示す。(a) は入射位置を水平方向 (X)、(b) は垂直方向 (Y) にずらした場合である。入射位置が結晶の端から 1.5 mm で、入射角度が 20° までならば、中心に垂

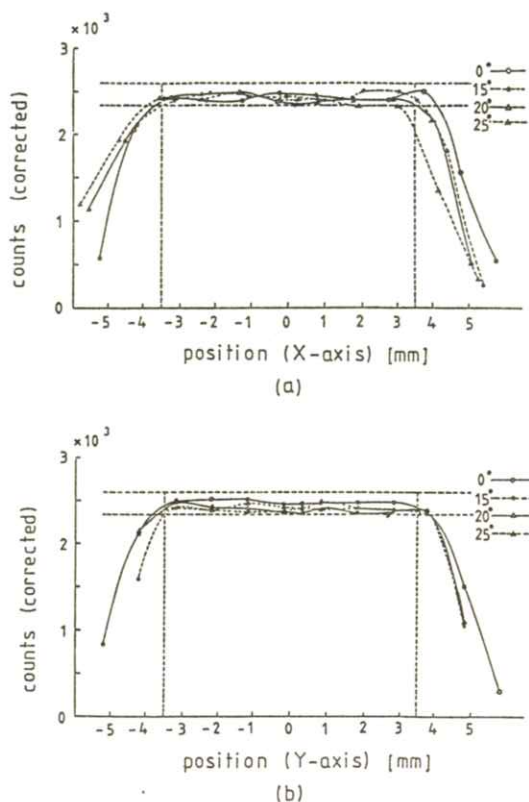


Fig. 2 Responses for full-energy range of ²⁴¹Am γ -rays for various incident angles:
(a) as functions of incident X-positions,
(b) as functions of incident Y-positions.

直入射させたときのレスポンスとは、 $\pm 5\%$ の誤差範囲で一致する。

2.3 ²⁴¹Am の 59.6 keV の光子に対する斜入射レスポンス

Fig. 3 に、²⁴¹Am の γ 線ピーク・59.6 keV の光子に対するレスポンスを示す。この場合も、全エネルギー範囲の光子に対する場合と同様なレスポンスであることがわかる。

以上のことから、この Ge 検出器で散乱線を測定する際、斜入射角度 20° 以内、直径 7 mm の範囲

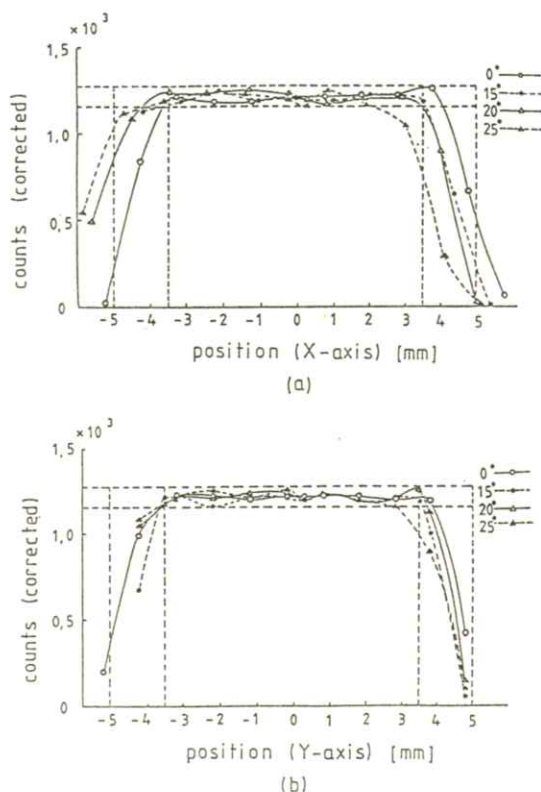


Fig. 3 Responses for 59.6 keV photon of ^{241}Am γ -rays: for various incident angles: (a) as functions of incident X-positions, (b) as functions of incident Y-positions.

内であれば、実用に耐えることがわかった。

3. 散乱線を含めたX線スペクトルの測定法

3.1 実験配置

Fig. 4 に実験配置を示す。直線線だけのとき⁴⁾とは異なり、被写体内で発生した散乱線も同時に検出するために、われわれは、円錐形コリメータを検出器に密着して使用することを考えた。今回はグリッド比 5 : 1 を想定して、入射角度が最大

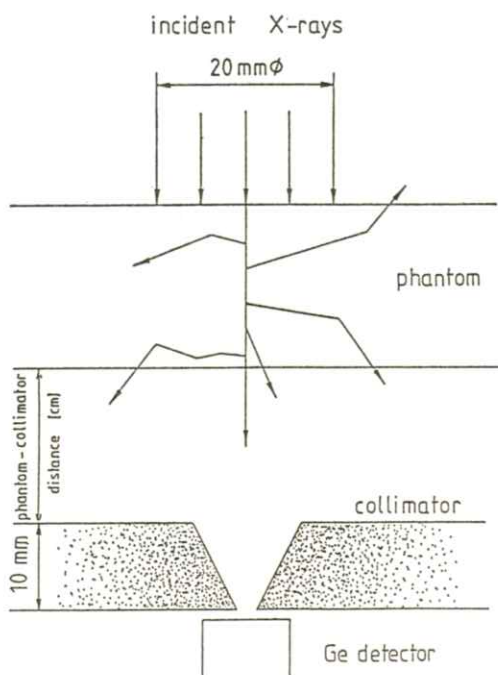


Fig. 4 Experimental set-up

13° までの光子を検出できる様な円錐形コリメータを使用した。測定で使った X 線管は、島津製の回転陽極 X 線管 CIRCLE X U 10 (タングステン陽極、陽極角 18° 、油浸、ベークライト窓、付加フィルタなし) である。管電圧 70 kV、脈動率 3% で発生させた X 線ビームを、直径 2 cm、長さ 100 cm の鉛の筒で絞って、被写体に垂直入射させた。

3.2 測定スペクトルの鉛透過分補正

実際の測定では、円錐形コリメータの、鉛エッジの薄い部分を、エネルギーの高い光子が透過するのを無視できない。本論文では、光子数スペクトルの測定結果を、単位面積当たりの photon fluence rate に換算するために、コリメータの検出器

側の出口の面積を用いている³⁻⁵⁾。しかし、エッジの部分を透過して検出器に入る光子があれば、出口の幾何学的面積だけで、単位面積当たりへの換算はできなくなる。そこでわれわれは、測定結果のスペクトルから、鉛を透過してきた余分な光子を取り除いて、コリメータの出口を通過した光子のスペクトルを求めるとの方針で、次の様な補正方法を考えた。

Fig. 5 に、円錐形コリメータの中心を通る断面を示す。穴以外のところは、1 cmの厚さをもたせている。70 keVの光子は、鉛1 cmで 10^{-16} のオーダーにまで減弱するので、管電圧70 kVのX線を

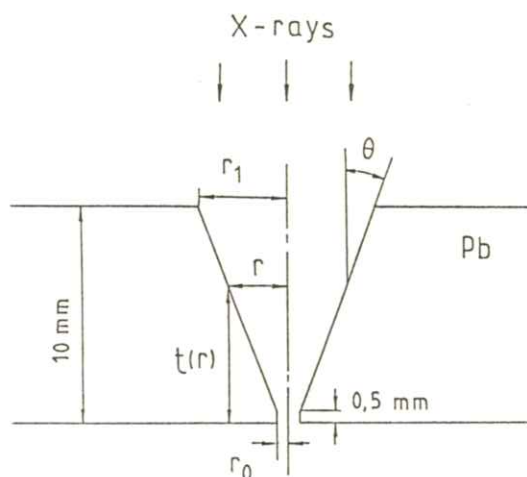


Fig. 5 The cross section of a conic Pb collimator

厚さ1 cmの鉛で十分阻止することができる。鉛の薄い部分を透過する光子数の補正については、簡単化のため、直接線も散乱線も均一に分布していて、すべてが垂直に入射したと仮定する。Fig. 5で、まず、半径 r_0 の出口を通過して検出器に入る光子の個数は、鉛で減弱しないので、出口の

面積 πr_0^2 そのものに比例する。それを、

$$A = \pi r_0^2 \quad (1)$$

とする。つぎに、半径 r の位置での鉛の厚さ $t(r)$

$$t(r) = \frac{r - r_0}{\tan \theta} + 0.5 \quad (2)$$

のところに入射する光子数は、検出器に入るまでに、 $\exp \{-\mu(E) \cdot t(r)\}$ の割合で減弱する。 $\mu(E)$ は、光子エネルギー E での鉛の線減弱係数である。半径 r と $r + dr$ の間に入射する光子数は、リング状の面積 $2\pi r dr$ に比例するので、これを掛けて、 $\exp \{-\mu(E) t(r)\} \cdot 2\pi r dr$ とする。これを、検出器側の半径 r_0 から、入口の半径 r_1 まで積分し、

$$\begin{aligned} B(E) &= \int_{r_0}^{r_1} \exp \{-\mu(E) t(r)\} \cdot 2\pi r dr \\ &= \frac{k_1}{k_2^2} \{ (k_2 r_1 - 1) \exp(k_2 r_1) \\ &\quad + (1 - k_2 r_0) \exp(k_2 r_0) \} \quad (3) \end{aligned}$$

とする。ただし、

$$\begin{aligned} k_1 &= 2\pi \exp \left\{ -\mu(E) \left(-\frac{r_0}{\tan \theta} + 0.5 \right) \right\} \\ k_2 &= -\frac{\mu(E)}{\tan \theta} \end{aligned}$$

である。 $B(E)$ は、鉛のエッジ部分での減弱の総和、すなわち、鉛を透過して余分に検出器に入る光子の割合となる。従って、検出器に入る全光子数に対する、半径 r_0 の出口を通過する光子数の比を鉛透過分補正係数 $C(E)$ とすれば、

$$C(E) = \frac{A}{A + B(E)} \quad (4)$$

となる。この $C(E)$ を、エネルギーごとに、測定したスペクトルに掛けて、鉛を透過した分を補正

する。この補正を行えば、コリメータの出口の幾何学的面積を πr_0^2 として、単位面積当たりの photon fluence rate を計算できる。

3.3 鉛透過分補正の効果

Fig. 6 に、最大 13° の入射角度までの散乱線が入る円錐形コリメータについて、(4)式で計算した補正係数 $C(E)$ を示す。光子エネルギーが高い程、鉛を透過する割合が大きくなるので、補正係数は小さくなる。40 keV 以下の光子エネルギーが低い所では、補正係数はほとんど1になる。このことから、鉛透過分補正の効果は、スペクトルの高エネルギー側に現れることが予想できる。また、特に直径の小さいコリメータでは、補正が重要になることがわかる。管電流を大きくしたり、被写体を薄くした場合、検出器の pile up を防ぐ

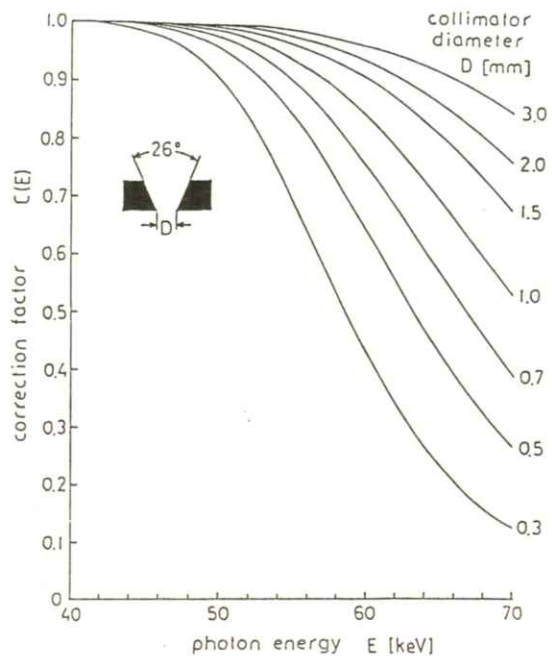
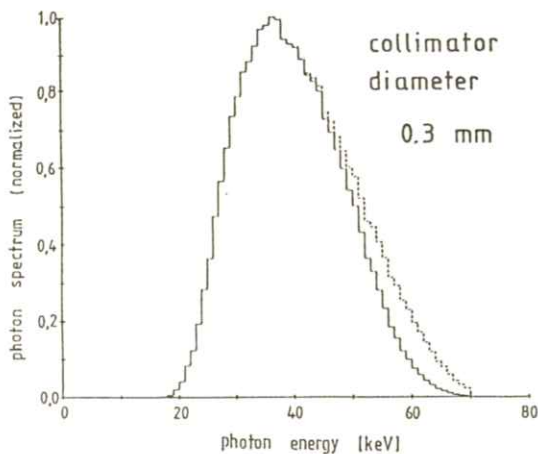
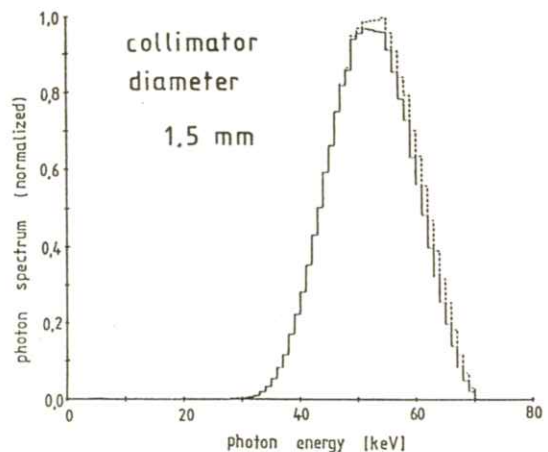


Fig. 6 Correction factors $C(E)$ for conic Pb collimators for the maximum incident angle 13°



(a)



(b)

Fig. 7 Examples of uncorrected spectra (dotted lines) and spectra corrected by the factor $C(E)$ for the Pb penetration (full lines):

- (a) 70 kV, voltage ripple-rate 60%, object of 3-mm Al, and object-collimator distance of 20 cm,
- (b) 70 kV, voltage ripple-rate 20%, object of 30-mm Al, and object-collimator distance of 8 cm.

ために、単位面積当たりの photon fluence rate を小さくする必要がある^{3~5)}。直径の小さいコリメータを使用するのは、この様な場合である。

Fig. 7 に、鉛透過分の補正を行う前と、行った後のスペクトルを比較した例を示す。(a), (b) いずれも、被写体を Al にしたときの光子数スペクトルである。点線が測定結果を Ge 検出器の単色線レスポンス関数で補正したスペクトル、実線がさらに、Fig. 6 の補正係数を使って、鉛透過分の補正を行ったスペクトルである。補正の効果はスペクトルの高エネルギー側に現れ、また、直径の小さいコリメータを使用した方が、補正の効果が大きいくことがわかる。

4. 計算機シミュレーション

われわれは、散乱線を含めた X 線スペクトルを、モンテカルロ法を使って計算機シミュレーションでも求めた。その方法は、Fig. 4 と同じ幾何学

的配置を使って、入射光子を追跡するものである。入射 X 線の光子数スペクトルとしては、あらかじめ、被写体のないときの光子数スペクトルを測定し⁴⁾、検出器の単色線レスポンス関数で補正したものを用いた。計算では、全入射光子数を 50 万個、コリメータの直径を 3 mm、最大斜入射角度を 13° とし、光子がコリメータに衝突すれば、すべて吸収され、コリメータを通過した光子は、すべて検出器に入ると仮定した。入射 X 線ビームの直径を 2 cm と小さくした理由は、検出器に入る光子数がビームの直径の 2 乗に反比例して少なくなり、統計変動を減らすためには、入射 X 線の光子数を増やさなければならないので、計算時間がかかりすぎるからである。

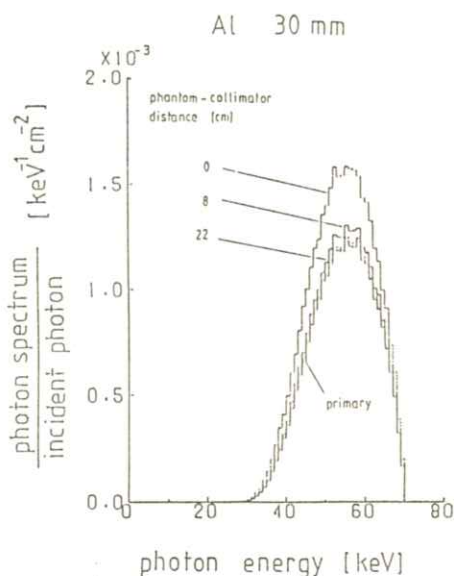
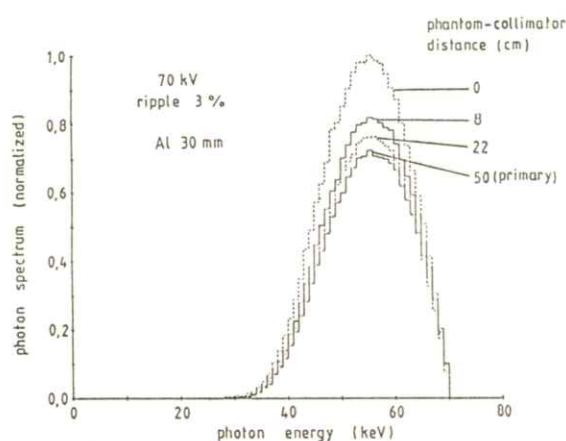


Fig. 8 Photon spectra including scattered radiation at tube voltage 70 kV, voltage ripple-rate 3%, and object of 30-mm Al:

- (a) Experimental photon spectra,
- (b) Photon spectra calculated by using the Monte Carlo method.

5. 測定結果と計算結果の比較

5.1 Al の場合

Fig. 8 に、被写体を Al 30 mm にした場合の光子数スペクトルを示す。(a)は測定結果で、(b)は計算結果である。(a)は、Ge 検出器の単色線レスポンス関数と、円錐形コリメータの鉛透過分補正係数の両方で補正したもので、被写体と円錐形コリメータとを密着したときのピーク値を1として規格化した。(b)では、検出される光子数の割合で示した。primary は直接線だけのスペクトルで、(a)では、円錐形コリメータの代わりに、円筒形で直径の小さいコリメータを使用し、被写体をコリメータから 50 cm 離して散乱線がほとんど入らない様にして測定した。このとき、鉛透過分補正を行う必要はなかった。(b)では、散乱線と直接線とが混じったスペクトルから、計算上で分離して求めた。これらの結果から、(a)、(b)両方とも、被写体とコリメータとを密着したときに、散乱線をも

っとも多く含むことがわかる。また、被写体をコリメータから 8 cm 離すと散乱線が急激に減少し、22 cm 離すと、直接線だけのスペクトルと、ほとんど変わらなくなる。これは、グレーデル効果がスペクトルに現れたものである。

5.2 アクリルの場合

Fig. 9 に、被写体をアクリル 25 cm にした場合の光子数スペクトルを示す。Fig. 8 の Al の場合と同様な傾向があることがわかる。(b)の計算結果では、Fig. 8 (b) と比べると、統計変動がかなりある。これは、Al 30 mm よりもアクリル 25 cm の方の減弱が大きいので、検出器に入る光子数が減るためである。

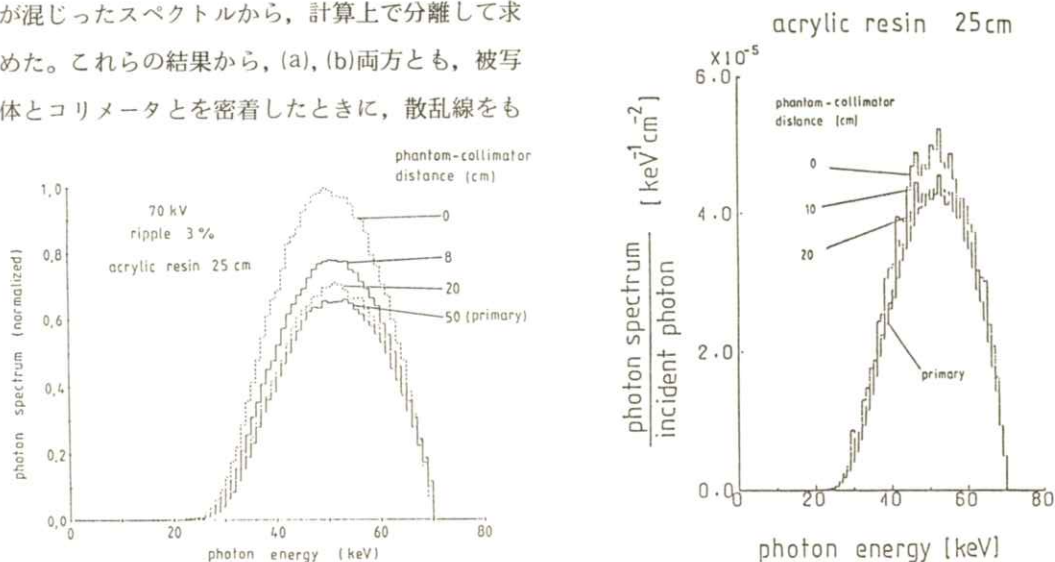


Fig. 9 Photon spectra including scattered radiation at tube voltage 70 kV, voltage ripple-rate 3%, and object of 25-cm acrylic resin:

- (a) Experimental photon spectra,
- (b) Photon spectra calculated by using the Monte Carlo method.

6. 結 論

本検出器 (Ge 結晶の直径 10 mm) では, 中央の直径 7 mm 以内に, 入射角度 20° 以内で光子を入射させた場合には, ^{241}Am から出る γ 線の全エネルギー範囲 (10 ~ 63 keV) と, ピークの 59.6 keV の光子のいずれについても, 中心に垂直入射させたときのレスポンスとは, $\pm 5\%$ 以内の誤差範囲で一致した。 20° 以内の角度で検出器に入射できる円錐形コリメータを用いれば, 散乱線を含めた X 線スペクトルを測定できる。円錐形コリメータを使用するときは, エネルギーの高い光子が, エッジの薄い部分を透過することを考える必要がある。われわれは, 測定した光子数スペクトルから, 鉛を透過して来た余分な光子を取り除くために, 鉛透過分補正係数を考案した。これは, コリメータの形状と, 鉛の線減弱係数から, 光子エネルギーの関数として求めることができる。測定したスペクトルに対し, 鉛透過分補正を行うと, 補正の効果は, スペクトルの高エネルギー側に現れ, コリメータの直径が小さいときほど顕著であることがわかった。この円錐形コリメータを使用した測定結果と, 計算機シミュレーションの結果の傾向はよく一致し, 散乱線を含めた X 線スペク

トルを測定できることを確認した。

謝 辞

本研究は, 一部, 文部省科学研究費の援助を受けて行ったものである。また, 計算機シミュレーションでは, 岡 弘之氏の協力があつた。ここに謝意を表する。

文 献

- 1) 松本政雄, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌 **2** 18 (1985)
- 2) W. W. Seelentag and W. Panzer: Phys. Med. Biol. **24** 764 (1979)
- 3) 金森仁志: 日医放物理会誌 suppl. **21** 33 (1985)
- 4) 松本政雄, 金森仁志: 医画情誌 **4** 46 (1987)
- 5) 金森仁志, 松本政雄: 放射線 **13** 79 (1987)
- 6) H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. **27** 785 (1982)

A Universal X-ray Generator for Biomedical Radiography (I)

— Generation of Soft X-rays —

Eiichi SATO*¹, Satoshi KAWASAKI*¹, Hiroshi ISOBE*¹, Jutaro TAKAHASHI*²,
Makiko HONMYO*², Yasuhisa YASUDA*², Takeshi AKITSU*³,
Shoukou OIKAWA*³ and Toru YANAGISAWA*³

*¹ Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,

3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

*² Laboratory of Animal Breeding, Faculty of Agriculture, Iwate University,

3-18-8 Ueda, Morioka 020, Japan

*³ Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,

19-1 Uchimarui, Morioka 020, Japan

(Received February 6, 1988, in final form March 18, 1988)

A method for generating soft x-rays for biomedical radiography using a universal x-ray generator having a cold cathode radiation tube is described. This universal generator consisted of the following essential components: various kinds of pulsed high-voltage generators corresponding to the radiographic objectives, a vacuum pump, and an oil-cooled x-ray tube using field emission. For generating the soft x-rays, a Cockcroft circuit having a DC-AC inverter with a frequency of about 2kHz was employed. The x-ray intensity of this generator varied according to the electric power of the DC-AC inverter, the tube voltage, the tube current, the anode material, and others. The effective focal spot size was determined by the diameter of the anode tip. Various kinds of soft radiographs were obtained.

1. Introduction

For the conventional x-ray generator for biomedical radiography, the tube current is less than 1A. In contrast, for the x-ray generator having a cold cathode using field emission, it is possible to increase its value to more than 1kA for pulsed operation¹⁻⁷. Thus, in order to increase the dose rate, the field emission x-ray source yields the best results. In addition, the field emission x-ray generator can be modified to produce various kinds of x-rays, e.g., ultra-soft x-rays, repetitional x-rays, and others, by changing the type of high-voltage power supply and by injecting a noble gas into the radiation tube^{8,9}.

For this research, we developed an oil-cooled x-ray tube having a cold cathode in conjunction with a high-voltage power supply with a Cockroft circuit and a high-frequency DC-AC inverter and measured the radiographic characteristics.

2. Generator

The block diagram of a universal x-ray generator having a cold cathode x-ray tube is shown in Fig. 1. This generator consisted of the following essential components: a universal high-voltage power supply, an oil pump, a noble gas injector, a vacuum pump, and an oil-cooled field emission x-ray tube. This power supply consisted of various kinds of high-voltage circuits, e.g., a condenser discharge type and a Cockroft type, and these circuits were changed according to the radiographic objectives. The gas injection will be used in future studies for generating the ultra-soft x-rays.

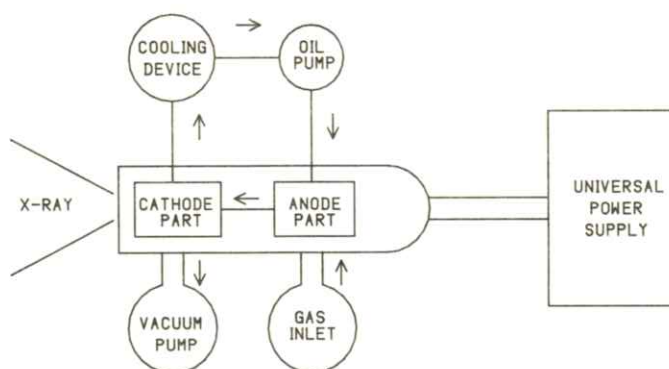


Fig. 1 Block diagram of a universal x-ray generator for biomedical radiography.

In this experiment, in order to generate the soft x-rays with photon energies of less than 30keV using a small-sized high-voltage generator with a small-sized battery (VB-65), a Cockroft circuit utilizing a DC-AC inverter with a ferrite core was employed (see Fig. 2). The AC voltage output was about 5kV (peak) with a frequency of 2kHz, and it displayed rectangular wave forms due to the magnetization curve of the ferrite.

The x-ray tube was of the diode type and consisted of the following parts: a ring cathode made of iron, a rod-shaped tungsten anode tip, an anode rod utilizing cooling fins, an internal x-ray output having a cooling mechanism, and other parts (see Fig. 3). The anode tip was mounted on the anode rod and could easily be changed to the other elements. The cathode was attached to the internal output mouth of x-rays.

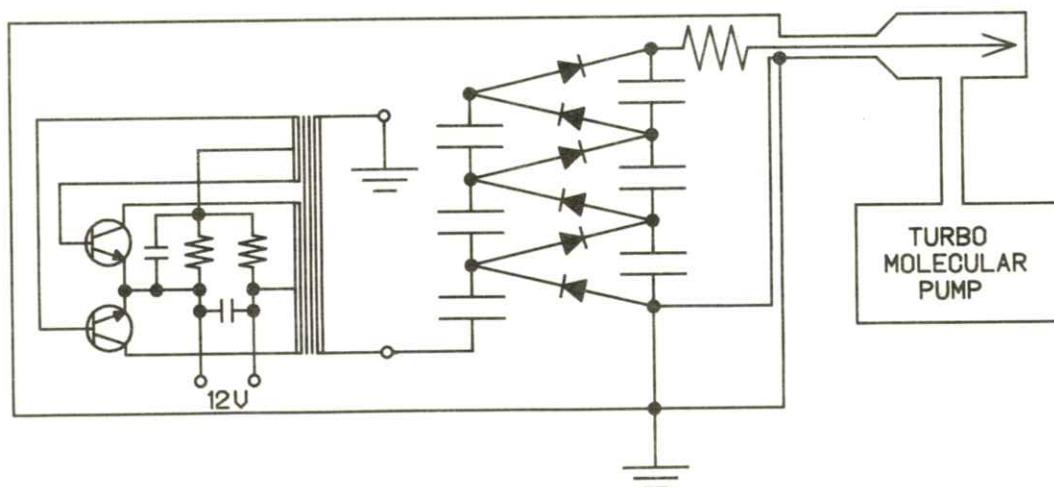


Fig. 2 Circuit diagram for obtaining the soft x-rays using a high-frequency power supply.

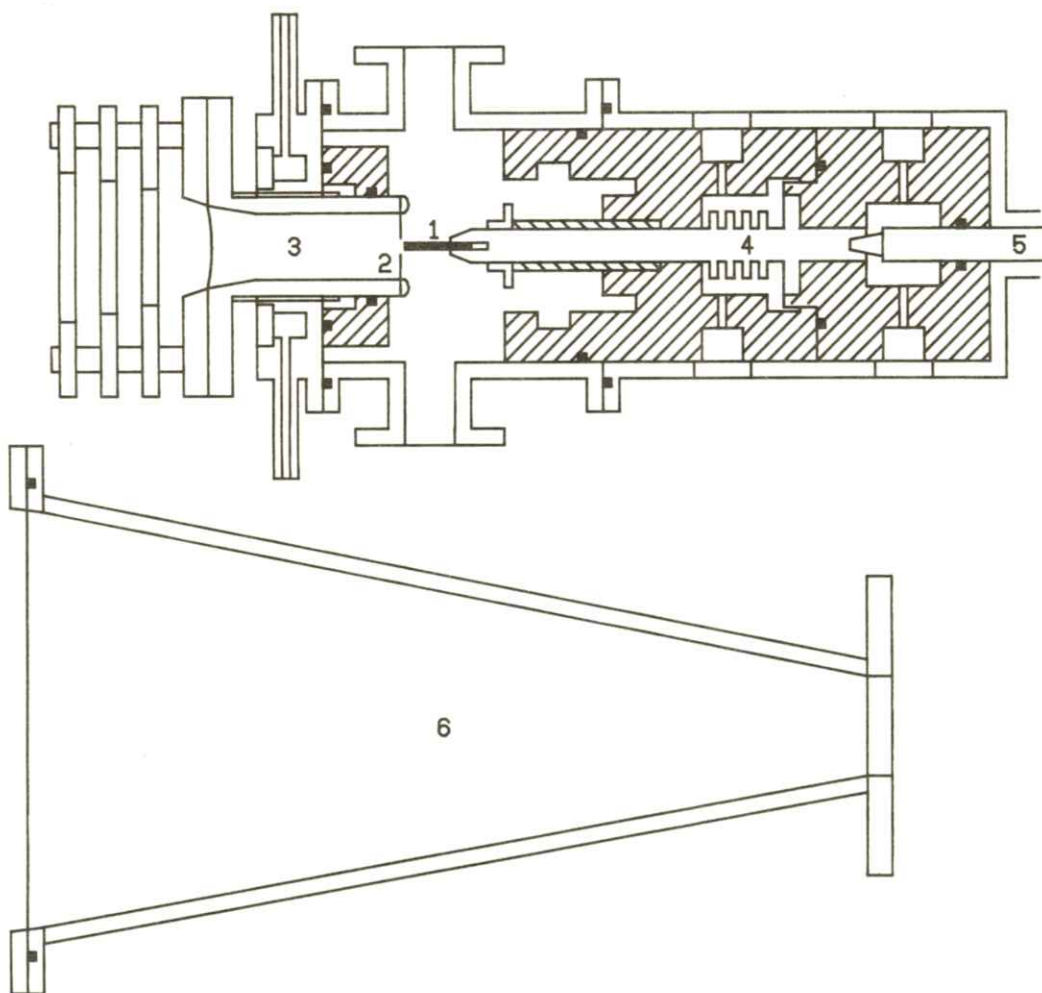


Fig. 3 Schematic drawing of the oil-cooled x-ray tube having a cold cathode:

1. anode; 2. ring cathode; 3. internal output mouth; 4. anode rod with cooling fins;
5. coaxial cable; 6. attachment for soft radiography.

3. Experimental Results

3-1 Radiographic Characteristics

Typical wave forms of the tube voltage, the current, and the x-ray output were shown in Fig. 4. They displayed high frequency ripples of about 2kHz corresponding to the frequency of DC-AC inverter. The low-frequency ripples varied according to the impedance of the transmission line and other factors. The peaks of ripples of the x-ray output closely corresponded to the peaks of the tube voltage and the current.

For these conditions described in Fig. 4, the x-ray intensity ratio was about $500\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ at 0.3m from the source, and the half value layer when using an aluminum absorber was about 0.1mm. The effective focal spot size was primarily determined by the diameter of anode tips and ranged from 0.5 to 3.0mm in diameter.

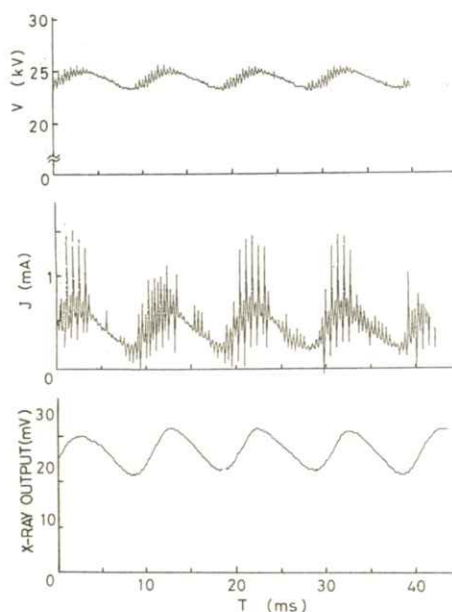


Fig. 4 Typical wave forms for the tube voltage, the current, and the x-ray output.

3-2 Soft Radiography

Figs. 5 and 6 shows soft radiographs achieved with Fuji IX film (no screen) with a film-focus distance of 0.5mm and the radiographic conditions are previously described. A radiograph of a Chinese cabbage with an exposure time of 10s is shown in Fig. 5. The veins of a leaf were clearly observed. Since the veins consisted of vascular bundle systems primarily made of cellulose, the transmitivities of the soft x-rays had lower values compared to those obtained for mesophyll.

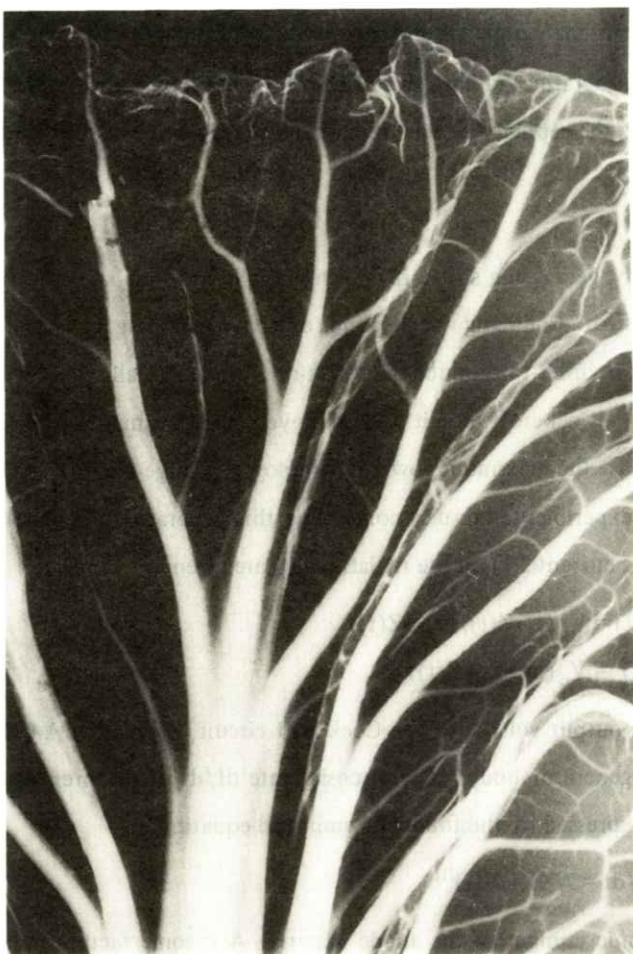


Fig. 5 A radiograph of a Chinese cabbage.

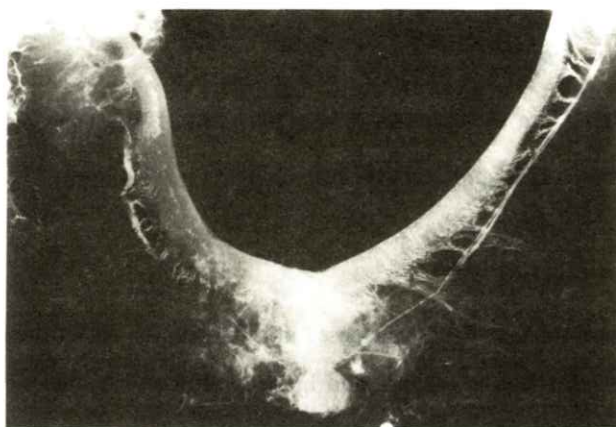


Fig. 6 A angiograph of a uterus extracted from a rat.

Fig. 6 shows an angiograph of a uterus extracted from a rat by using a contrast medium consisting of mixture of Urografin and barium surfactant¹⁰ with an exposure time of 20s. The images of the artery, the vein, and the capillary vessels were observed with comparatively high contrast.

4. Discussions

The method of generating soft x-rays using a field emission x-ray tube described in this paper is one of the methods for producing various kinds of x-rays including pulsed x-rays.

In this paper, in order to produce the soft x-rays, since a small-sized DC-AC inverter driven by a 12V battery having a Cockcroft circuit was employed, the maximum power was limited to 25W. But, one can easily increase the maximum power by employing a large-sized DC-AC inverter.

For all the experimental results concerning this generator, the time dependence of the tube voltage $V(t)$ and the current $J(t)$ on the radiation gap are given by

$$V(t) = V_o(t) \cdot Z(t) / (Z_o + Z(t)) \quad (1)$$

$$J(t) = V_o(t) / (Z_o + Z(t)) \quad (2)$$

where $V_o(t)$ is the output voltage of the Cockcroft circuit, $Z(t)$ is the A-C impedance, and Z_o is the impedance of the generator body. The intensity rate dI/dt of the bremsstrahlung spectra using this generator may be expressed by the following empirical equation:

$$dI/dt = AXJ(t)V(t)^m \quad (3)$$

where X is the atomic number of the anode material, A is some factor, and m is a constant. Eqs. (1) and (2) substituted in (3) gives

$$\frac{dI}{dt} = \frac{V_o^{m+1}(t) \cdot Z^m(t)}{(Z_o + Z(t))^{m+1}} \quad (4)$$

Assuming that V_o and Z are the effective values (constant) of $V_o(t)$ and $Z(t)$, respectively, the total intensity of this generator I_o is approximated by

$$I_o = \frac{V_o^{m+1} \cdot Z^m}{(Z_o + Z)^{m+1}} \cdot T \quad (5)$$

where T is the duration time, so that I_o increased in proportion to about the third power of the output voltage within the electric power of 25W, and I_o maximized and tended to decrease according to increases in the A-C impedance at a constant output voltage.

Finally, since the radiographic characteristics for the field emission x-ray generator remarkably

change according to changes in the kind of high-voltage power supply and increases in the tube current, the wide variety of biomedical radiography will be accomplished.

Acknowledgments

The authors wish to thank K. Nakadate and R. Ishiwata of Iwate Medical University for helpful support in this research, and Mrs. E. Hosokawa for typing. This work was supported by Grants-in-Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

References

- 1) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 2) E. Sato, H. Isobe, S. Oikawa, T. Yanagisawa, et al.: Jpn. J. Med. Imaging and Information Sci. **3** 62 (1986)
- 3) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 4) E. Sato, H. Isobe, T. Yanagisawa and F. Hoshino: SPIE **693** 33 (1986)
- 5) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, S. Sato, et al.: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987)
- 6) E. Sato, H. Isobe and T. Yanagisawa: SPIE **832** 180 (1987)
- 7) H. Isobe, E. Sato and T. Yanagisawa: SPIE **832** 151 (1987)
- 8) M. Kühne and H. C. Petzold: Opt. Lett. **9** 16 (1984)
- 9) A. W. Kolfshoten, H. W. Van der Ven and A. Buijs: Nucl. Inst. Meth. **188** 477 (1981)
- 10) J. Takahashi, K. Sakuma, M. Saikudo and Y. Yasuda: Jpn. J. Zootech. Sci. **55** 765 (1984)

A Pulsed X-ray and Electron Beam Generator

Hiroshi ISOBE*¹, Eiichi SATO*¹, Satoshi KAWASAKI*¹, Takeshi AKITSU*²,
Soukou OIKAWA*², Toru YANAGISAWA*², Hiroyasu ARIMA*³, Haruo OBARA*⁴,
Yutaka OHTA*⁴, Shogo SUZUKI*⁴ and Hiroshi SEINO*⁴

*¹ Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,

3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

*² Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,

19-1 Uchimarui, Morioka 020, Japan

*³ Central Radiation Center, Tohoku University Hospital,

1-1 Seiryō-cho, Sendai 980, Japan

*⁴ Department of Radiology, School of Biomedical Technology, Tohoku University,

1-1 Seiryō-cho, Sendai 980, Japan

(Received February 6, 1988, in final form March 18, 1988)

The construction and the radiographic characteristics for a single pulsed x-ray and electron beam generator are described. This generator consisted of the following components: a high voltage power supply for negative voltage, a high-voltage coaxial condenser, a low-impedance coaxial transmission line, a pulsed x-ray and electron beam tube using field emission. The electric charge stored by the condenser was discharged to the radiation tube when the gap switch was closed. This tube produced pulsed (flash) x-rays through various kinds of foil anodes. The electron beam primarily consisted of ionized electrons outside of the anode window due to the production of a high dose rate of pulsed x-rays, and these electrons were slightly accelerated by the electric field between the anode and the ground. Both kinds of radiation were produced simultaneously.

1. Introduction

The pulsed x-ray technique is a new kind of radiography used in biomedical applications to provide new kinds of high-speed information inside of objects, and several different types of the pulsed x-ray sources with high intensities used in the low photon energy region of less than 200keV have been reported by the authors¹⁻⁷.

In technical applications, the pulsed x-ray and electron beam generator with a high photon energy

of about 1MeV has been applied to the studies of projectile trajectories^{8,9}, and the relativistic electron beam having a CdS crystal has been applied to the pulsed monochromatic light source¹⁰. In contrast, there are no studies for the pulsed x-ray and electron beam used in the low photon energy region, since the electron beam accelerated by the low voltage of 200kV cannot easily permeate the metal foil anode.

In this paper, the construction and the radiographic characteristics for the pulsed x-ray and electron beam generator operated in the low photon energy region of less than 100keV are reported.

2. Generator

The block diagram of the pulsed x-ray and electron beam generator is shown in Fig. 1. This generator consisted of the following components: a high-voltage power supply, a high-voltage coaxial oil condenser of 120kV–0.2 μ F, a gas gap switch, a low impedance coaxial transmission line, a turbo molecular pump, and a pulsed x-ray and electron beam tube.

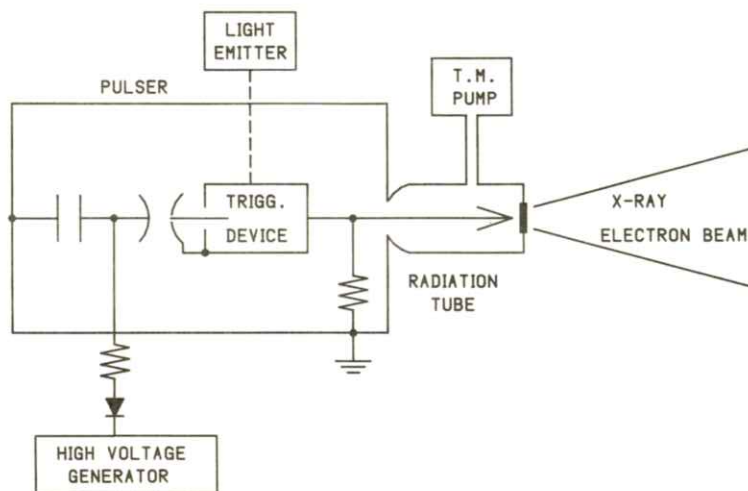


Fig. 1 Block diagram of the pulsed x-ray and electron beam generator.

The condenser was connected to the radiation tube through a gas gap switch with a high current capacity of about 100kA. The condenser was charged from -60 to -100keV, and the electric charge stored by the condenser was discharged to the radiation tube when the gas gap switch was closed by a high-energy light-operated trigger device.

The pulsed radiation tube was of the diode type and was connected to a turbo molecular pump which allowed operation at pressures of less than 1×10^{-3} Pa (see Fig. 2). This tube had thin metal foil anodes of less than 0.3mm thickness, and the cathode electrode was changed to either a conical or

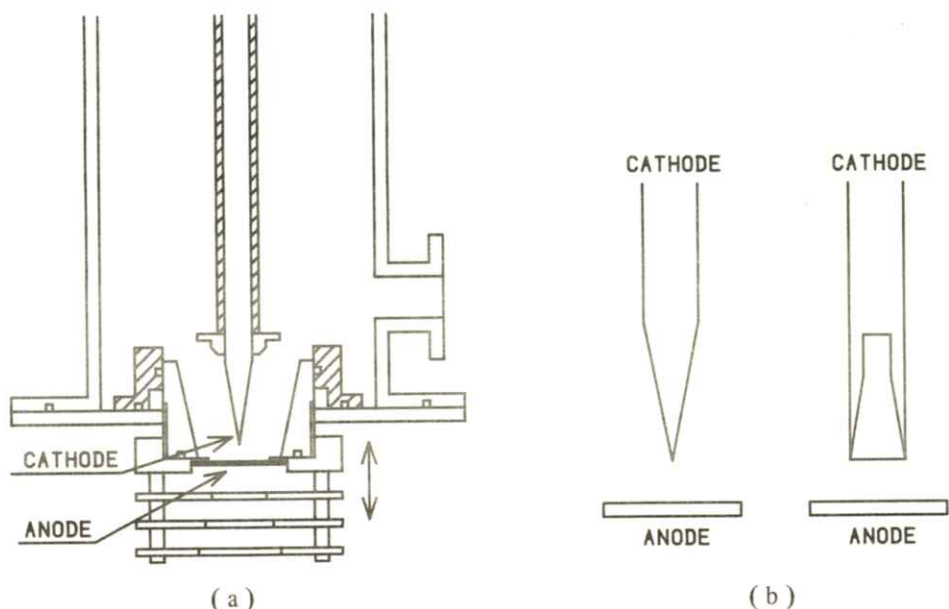


Fig. 2 Schematic drawing of the pulsed x-ray and electron beam tube:
(a) structure; (b) electrode combinations.

pipe shape according to the radiographic objectives. This radiation tube could produce pulsed x-rays through various kinds of foil anodes, thus, the dose rate near the anode foil was considered to be quite high.

The electron beam primarily consisted of the ionized electrons from the air outside of the anode window due to the production of a high dose rate of pulsed x-rays, and these electrons were slightly accelerated by the electric field between the anode and the ground.

3. Experimental Results

3-1 Radiographic Characteristics

Fig. 3 shows the typical wave forms for the pulsed x-rays and the electron beam which were measured simultaneously under the following conditions: a charging voltage of 70kV, an anode-cathode (A-C) space of 5mm, a copper foil anode of 0.1mm thickness, and a stainless-steel pipe cathode with a 12mm diameter. The pulsed x-ray was measured by using an ultra high-speed circuit utilizing a PIN diode. The electron beam was measured by a coaxial Faraday cup having variable capacities designed by the authors. The pulse widths of the x-ray and the electron outputs were about 200 and 100ns, respectively, for the previous conditions. The x-ray peak closely corresponded to the peak of the electron

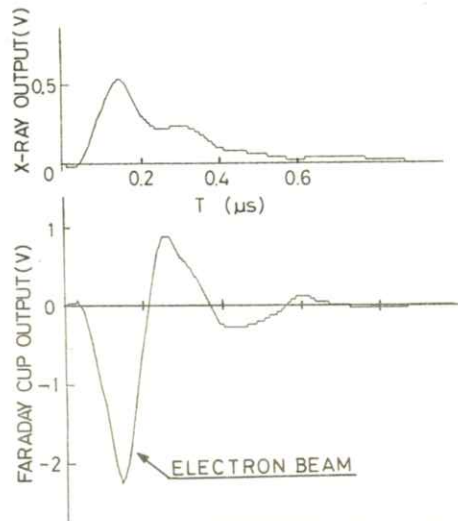


Fig. 3 Typical outputs of the pulsed x-rays and electron beams at the indicated conditions.

beam (negative output). The positive output from the Faraday cup showed the migrations of the charged particles due to the variations in the anode voltage caused by the impulse current of more than 20kA (see **Fig. 4**). These migrations were generated only when the x-rays were produced.

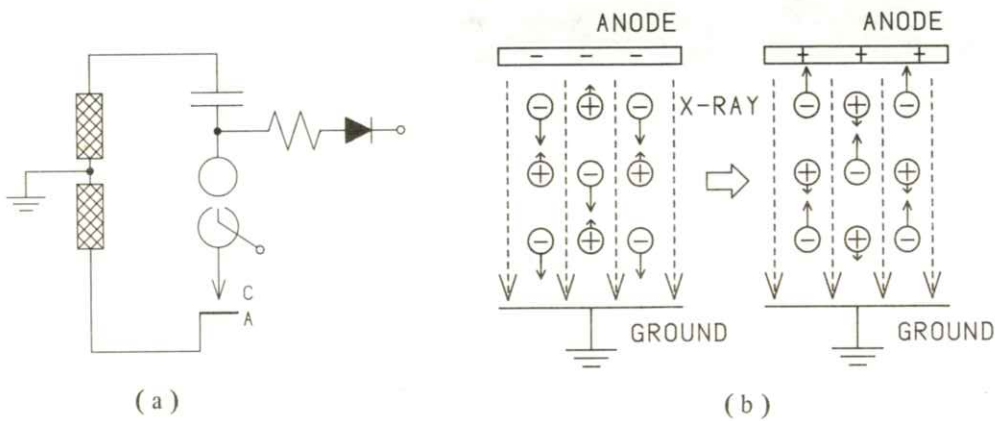


Fig. 4 Production mechanism for the electron beam caused by the ionized air:
 (a) equivalent circuit of the generator having high impulse currents;
 (b) the migrations of the charged particle according to changes in the anode potential.

3-2 Radiography

A radiograph of a human vertebra achieved with a CR system and the conical cathode made of tungsten is shown in **Fig. 5**. The radiographic conditions were as follows: a charging voltage of 70kV, an A-C space of 3mm, a cathode angle of 30° , a copper anode thickness of 0.3mm, and a film-focus (F-F) distance of 0.3m. A slightly hard image was obtained. **Fig. 6** shows a cloth tape achieved with Fuji Ix film (no screen) and a pipe cathode of 12mm in diameter with a charging voltage of 70kV, an A-C space of 5mm, a copper foil thickness of 0.1mm, and a F-F distance of 0.1m. This image was primarily obtained by the electron beam and the characteristic x-ray of the copper since there are no images on the back side of the sensitive emulsion. The stitches of the cloth tape could be observed.

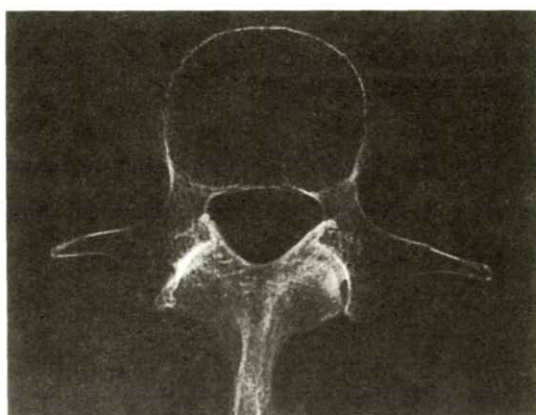


Fig. 5 A radiograph of a human vertebra achieved with a CR system and the conical cathode.

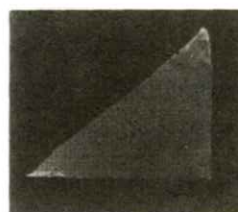


Fig. 6 A cloth tape taken by the mixture of electron beam and x-ray achieved with Fuji Ix film (no screen) and a pipe cathode.

4. Discussion

The fuel spray travel for the incident electron is approximated by the Lenard equation (SI unit):

$$X = (0.59 \times 10^{-5} \cdot V - 0.4) / \rho \quad (1)$$

where V is the accelerating voltage and ρ is the specific gravity of the material. Assuming that the electron is accelerated by the voltage of 100kV and impinges on the copper, the spray travel can be calculated to the value of $20 \mu\text{m}$. Thus, the electron could not permeate the anode foil when the 0.1mm copper foil was employed. Thus, this electron beam detected by the Faraday cup was not relativistic, and these electrons were produced by the ionization of the air caused by the exposure of a high dose rate of x-rays. This electron beam could be also detected by the Rogowski coil method.

For the effective focal spot size of the x-rays, the minimum size was about 2.0mm in diameter even when the conical cathode was employed. In contrast, since the focal spot can be extended to the size of 40mm (anode diameter) by employing a pipe cathode, the multiple-focal-spot x-ray source can be realized by using collimators.

Acknowledgments

The authors wish to thank K. Nakadate and R. Ishiwata of Iwate Medical University for helpful support in this research, and Mrs. E. Hosokawa for typing. This work supported by Grants-in-Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

References

- 1) E. Sato, H. Isobe, S. Oikawa, T. Yanagisawa, et al.: Jpn. J. Med. Imaging and Information Sci. **3** 62 (1986)
- 2) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum **57** 1399 (1986)
- 3) H. Isobe, E. Sato, E. Tanifuji, T. Fujiyama, et al.: Jpn. J. Med. Imaging and Information Sci. **3** 145 (1986)
- 4) H. Isobe, E. Sato and T. Yanagisawa and F. Hoshino: SPIE **693** 9 (1986)
- 5) E. Sato, H. Isobe, T. Yanagisawa, Y. Yunokawa, et al.: SPIE **693** 21 (1986)
- 6) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, S. Sato, et al.: Jpn. Radiol. Phys. **7** 1 (1987)
- 7) H. Isobe, E. Sato and T. Yanagisawa: SPIE **832** 151 (1987)
- 8) W. P. Dyke, J. P. Barbour, F. J. Grundhauser and F. M. Charbonnier: Proc. 7th Int. Congr. High Speed Photography and Photonics, Darmstadt 227 (1967)
- 9) Y. Kubota, S. Kawasaki, A. Miyahara and H. M. Saad: Jpn. J. Appl. Phys. **13** 260 (1974)
- 10) A. Mattson, O. Steinvall and A. Widen: Physica Scripta. **5** 224 (1972)

〔資 料〕

パーソナルコンピュータによるFCR-101 画像データの読み取り

藤川 津義* 上田 克彦** 大塚 昭義** 杜下 淳次**
迎 英紀** 岡山 昭雄** 田中 貞人** 中西 敬**

* 小野田赤十字病院放射線科 〒756 小野田市東須恵

** 山口大学医学部附属病院放射線部 〒755 宇部市大字小串 1144

(1988年3月23日 受理)

Reading Data of FCR-101 Images with Personal Computer

Tsuyoshi FUJIKAWA*, Katsuhiko UEDA**, Akiyoshi OHTSUKA**,
Junji MORISHITA**, Hideki MUKAE**, Akio OKAYAMA**, Sadato TANAKA**
and Takashi NAKANISHI**

* Department of Radiology, Onoda Red Cross Hospital

** Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital

(Received March 23 1988)

1. 緒 言

デジタル画像装置の1つであるFCR-101には、いろいろな画像処理プログラムが内蔵されているが、画像をデジタル値として出力するものは、組み込まれていない。このため、装置の定量的性能評価や独自の画像処理を行うことは、相当に困難である。そこでわれわれは、FCR-101の磁気テープ（以下MTと略）に格納された画像データをデジタル値として、パーソナルコンピュータ（以下パソコンと略）に読み込むことを試みたので報告する。

2. 使用機器

ハードウェア

- ・PC 9801 VX2：パソコン本体
- ・PC-TV 452：14 インチカラーディスプレイテレビ
- ・PR 201 H2：日本語シリアルプリンタ
- ・PC 98 H 51 N：20 MBハードディスク
(以上 NEC製)
- ・DAM-1000：MT-デッキ
(ビクター・データシステムズ製)
- ・GPIB-9800：インターフェイス
(ナショナル・インスツルメント製)

・FCR-101:CR装置

(富士写真フィルム製)

ソフトウェア

・OS:MS-DOS Ver 3, 1

・言語:マイクロソフト-C

3. 方 法

パソコン本体とMT-デッキをGPIBで接続し、制御にC言語を用いて、MTのデータをブロック単位に読み取り、ハードディスクに格納した。その後ハードディスクからデータを読みだし、1バイト毎に16進およびアスキーで表示後、まずディレクトリを検索し、そのディレクトリの持つ意味をFCRのモニタ表示を参考にして調べた。次に画像データ部については、1バイトを1ピクセルとしてCRTに16段階でグラフィック表示し、FCRフィルムと比較した。また読み取ったデータを別のMTに書き込み、FCRで正しく出力されることを確認した。

4. 結 果

FCR-101のMTはPE方式(1600BPI)で記録されており、そのフォーマットをFig. 1に示す。ディレクトリ部の構成はヘッダ(以下HDRと略)3ブロック、ターミネ이터(以下TMと略)、ディレクトリ3ブロック、TM、End of file(以下EOFと略)、TMである。その後に画像データが記録されていて、その構成はHDR2ブロック、TM、画像データ、TM、EOF2ブロック、TMとなっている。最後の画像データについては、その旨を示すためにEOFの次のTMが二重となっている。なおHDR、EOFをのぞく各ブロックの最初の2バイトは0, 1の固定データが書き込まれている。以下に解明できたデータについて記す。

ディレクトリ部(2562バイト/ブロック)

第1ブロック

9~10:MTのシリアルナンバー

(2バイト整数)

11~12:記録されている画像の枚数

(2バイト整数)

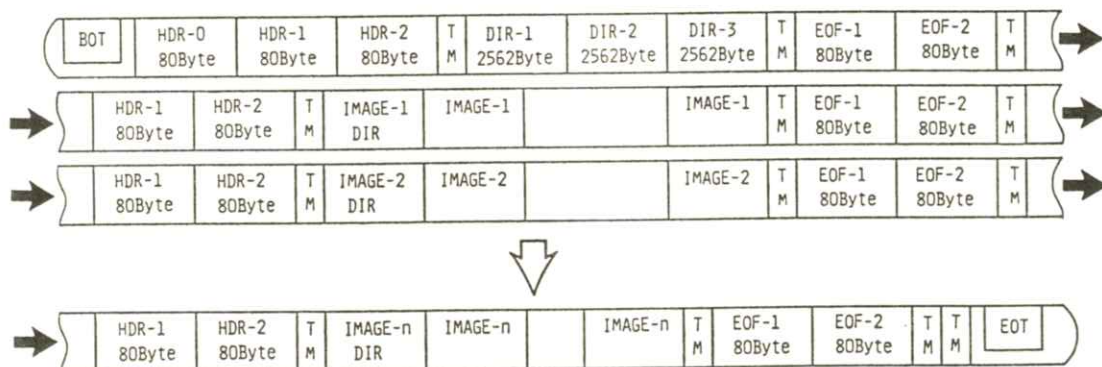


Fig. 1 MT-format of FCR101.

第2～第3ブロック

3～2562バイトには、512バイトを1つの画像ディレクトリとして5枚分、計10枚分確保されている。

画像ディレクトリの内容

- 3～22：患者氏名（アスキー）
- 23～32：患者コード（"）
- 43～52：生年月日（"）
- 53：性別（"）
- 81～90：イメージングプレートナンバー（"）
- 129～143：施設名（"）
- 161～170：年月日（"）
- 172～179：時刻1（"）
- 183～190：時刻2（"）
- 441～442：バイト数／ブロック（2バイト整数）
- 443～444：ピクセル数／ライン（2バイト整数）
- 445～446：ブロック数（2バイト整数）
- 453～454：MTのシリアルナンバー（2バイト整数）
- 455～456：画像のシリアルナンバー（2バイト整数）

画像データ部

画像データはブロック単位に記録されている。ブロック数、1ブロック当りのバイト数および1ライン当りのピクセル数は、イメージングプレート（以下IPと略す）のサイズによって異なっており、その数値をTable. 1に示す。サイズに関係なく、第1ブロックの3バ

Table 1 Number of pixel per line, number of byte per block, and number of block for different IP sizes.

サイズ	ピクセル数 ／ライン	バイト数 ／ブロック	ブロック数
半切	1760	3522	1074
大角	1760	3522	885
四切	1670	3342	1009
六切	2510	2512	2008

イト目からの512バイトには、画像ディレクトリが書かれており、それ以降のデータはランダムなデータである。第2ブロック以降に画像データがあり、六切は1ラインで1ブロック、その他は2ラインで1ブロック使用している。

5. 考 察

1ピクセルは1バイト（0～255）のデジタル値で、255が最高濃度である。画像データは右から左、上から下の順で記録されている。FCR-101のMTからデータを読み取る際に注意すべき点は、IPのサイズによってブロック数、バイト数／ブロック、1ブロックに書かれているライン数が異なっていることである。そのため画像ディレクトリ中の、該当する2バイトのデータを読み取ってサイズを知ることが重要である。2バイトのデータは、高位のバイトから先に記録されているので、2バイト整数に変換するときに気をつけなければならない。これはパソコンのCPUのアーキテクチャーに依存しており、PC-9801の場合には高位と低位をいれかえる必要がある。

Fig. 2にディレクトリ部のダンプリストを、

Fig. 3 に自作プログラムによるディレクトリ表示を示す。Fig. 4 は半切の画像データを約75%間引きして、16階調でグラフィック表示したものである。この画像はAP方向の撮影なので、データを右から左に表示し、PA方向の場合は左から右に表示する。画像データは圧縮されておらず、1ピクセルを1バイトで記録してある。したがって、ブロックの最初の2バイトの扱いと、1ライン1ブロックか2ライン1ブロックかにさえ気をつければ、処理は容易である。

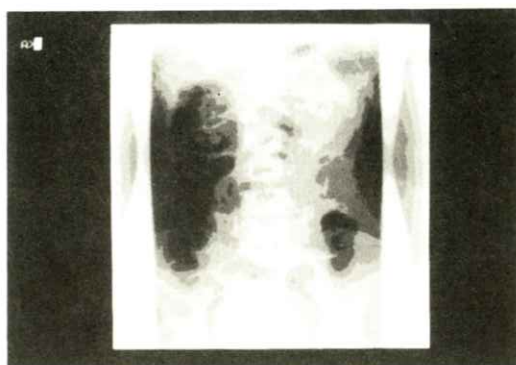


Fig. 4 Display of image data on the personal computer's screen.

```

00000000 07 03 00 01 02 30 85 C1-30 D1 C2 BA 20 20 20 20 ..... 7F 203
00000000 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 ..... 7F 203
00000010 31 33 34 37 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 ..... 1247 19
00000020 34 36 2E 20 35 2E 32 31-46 20 45 20 42 50 20 20 ..... 46.05.21F E BP
00000030 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 ..... 0 0 0001
00000040 20 20 20 20 41 30 30 31-34 37 32 35 34 42 20 20 ..... A02147324C
00000050 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 .....
00000060 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 20 .....
00000070 20 20 03 02 59 41 40 41-47 55 43 48 49 10 55 4E ..... EYAMAGUCHI UN
00000080 49 56 2E 20 20 20 20 20 20 00 00 00 00 00 00 ..... IV.
00000090 00 00 00 00 31 39 34 36-2E 31 31 2E 31 34 00 30 ..... 1988.11.14.0
000000A0 29 2E 22 35 2E 35 33 00 00 00 20 2E 22 32 3E ..... 9.27.81.08.22
000000B0 35 34 20 4E 4C 20 31 20-20 00 00 00 00 00 10 ..... 54 NL 1
000000C0 08 02 00 00 00 00 00 00 00 00 78 00 48 00 00 00 .....
000000D0 00 9A 00 9A 00 3E 00 5A 00 85 08 02 00 14 00 11 .....
000000E0 00 12 00 00 00 3C 00 0A FF F6 00 03 00 3C 00 00 .....
000000F0 00 14 00 04 00 05 00 07 00 05 00 02 00 00 00 .....
00000100 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 .....
00000110 00 46 00 0A 00 01 00 47 01 08 00 13 01 08 00 13 .....
00000120 01 08 00 13 00 00 00 00 00 00 5A 00 15 00 00 3C .....
00000130 00 0A FF F6 00 03 00 3C 00 00 00 14 00 04 00 05 .....
00000140 00 07 00 05 00 02 00 00 00 00 00 12 00 00 00 10 .....
00000150 00 01 00 00 00 00 3C 00 0A FF F6 00 03 00 3C .....
00000160 00 00 00 14 00 04 00 05 00 07 00 05 00 02 00 17 .....
00000170 00 48 00 5A 00 01 00 09 00 00 00 00 00 00 00 .....
00000180 00 03 00 04 81 94 81 94-81 94 81 94 81 C4 81 D4 .....
00000190 00 07 00 01 00 01 00 01 00 01 00 00 00 00 00 .....
000001A0 00 12 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 C4 81 D4 .....
000001B0 04 32 00 00 00 00 00 00 00 00 06 00 01 00 00 00 .....
000001C0 00 40 00 28 00 18 00 10 00 10 00 10 00 7F 00 00 .....
000001D0 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 .....
000001E0 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 00 .....
000001F0 00 00 00 00 02 20 BB B2-BB B6 20 B6 DE BE B2 20 .....

```

Fig. 2 Dump list of magnetic tape.

```

PC FOR101 HT-No.6 directory
No. 患者氏名 ID 性 生年月日 サイズ IP-number Byte Block
1) 2F 403 21347 F 1946.05.21.半 切 A00147354C 3522 1074
2) 4448 8101 81268 M 1911.03.13.大 角 A00143820C 3522 895
3) 4448 8101 9627 M 1949.07.11.四 切 A00127080C 3342 1009
4) 1047 3010 33431 F 1913.03.30.六 切 A10036849C 2512 2009

【読み込むファイル名の番号を入力して下さい。(終了 → end)】

```

Fig. 3 Display of directory on the personal computer's screen.

6. 結 語

FCR-101のMTデータをパソコンを用いて読み取ること成功した。その結果、画像データをデジタル値で取扱うことが可能となり、以下のことを期待できる。

- (1) デジタル値による装置の定量的評価
(特性曲線, MTF, ウィナースペクトルなどの物理特性の測定)
- (2) 独自の画像処理
(CTやRIなどのデジタル画像との相互利用)
- (3) パソコンのもつ諸機能の利用
(通信, グラフィックスなど)

今回のデータ読み取りについては、富士フィルム(株)の了承の下に行った。

謝 辞

日頃ご指導頂いております小野田赤十字病院和田一成院長、山口大学医学部附属病院放射線部横

山 敬助教授，岐阜工業高等専門学校電気工学科
藤田広志助教授に深謝します。

文 献

- 1) I E E E - 488 ・ バス ・ M T システム仕様書
- 2) GPIB-9800 User Manual
- 3) B. W. カーニハン，D. M. リッチー著，
石田晴久訳：プログラミング言語C，共立出版
- 4) Microsoft C Compiler ユーザーズガイド
- 5) F C R 技術マニュアル

I 第90回研究会記事

第90回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和63年2月6日(土) 10:30～16:00

場 所 防衛医科大学校 臨床講堂

出席者数 約50名

プログラム

特別講演 10:30～11:40

1) エネルギーサブトラクションX線テレビジョン

電気通信大学電子工学科 長谷川 伸 教授

2) MRC Tの超伝導磁石について

三菱電機赤穂製作所 武智 盛明 氏

見 学 11:40～12:30

防衛医科大学校のMRIなど

国際会議報告 13:30～14:00

報 告 第73回北米放射線学会(RSNA)に参加して

岐阜高専 藤田 広志

研究発表 14:00～16:00

1) 散乱線を含めたX線スペクトルの測定

大阪府立工業高専 松本 政雄

京都工繊大 窪田 英明, 金森 仁志

2) 輝尽性蛍光体を用いたCRシステムの基本的な物理特性

岐阜高専 藤田 広志

山口大学病院 上田 克彦, 杜下 淳次, 藤川 津義,

大塚 昭義

岐阜医療技術短大 蔡篤 儀

3) 3次元の投影再構成法について

京都工繊大 並河一比古, 福島 重広

4) 核磁気共鳴診断画像の画質改善

千葉大 佐藤 千晴, 三宅 洋一, 久保 走一

虎の門病院

煎本 正博

5) 電界放出型万能X線装置の試作 (第一報)

— 軟X線の発生 —

岩手医大物理

佐藤 英一,

川崎 敏,

磯部 寛

岩手大畜産

高橋寿太郎,

本明万記子,

安田 泰久

岩手医大放科

秋津 武志,

及川 昭弘,

柳沢 融

6) 透過型パルスX線・電子線装置の試作

岩手医大物理

佐藤 英一,

川崎 敏,

磯部 寛

岩手医大放科

秋津 武志,

及川 昭弘,

柳沢 融

東北大中放

有馬 宏寧

東北大医短

小原 春雄,

太田 温,

鈴木 正吾,

清野 浩

II 理 事 会 議 事 録

日 時 昭和63年2月6日 12:30 ~ 13:30

場 所 防衛医科大学校

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 樋口, 田中 (代理), 磯部 (代理), 金森

- 1 92回研究会を, 昭和63年10月7日午後~8日午前に, 金沢大学医療短大で開催することにした。
- 2 昭和63年度表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出した。長谷川委員長が, 役員の中から次の15名を表彰選考委員に指名した: 内田, 金森, 佐々木, 竹中, 田中, 樋口, 磯部, 小島, 杉本, 滝沢, 中西, 速水, 三浦, 矢仲, 和田。会誌5巻1号で内田論文賞を公募した結果3件の推薦があった。この3件の選考を表彰委員に委託した。

III Vol. 5, No. 1 の訂正

訂 正 箇 所	誤	正
p. 18 テーマ字	デンシメータ	デンストメータ
p. 21 右上から4行目	がなく, 際	がなく, 実際
p. 22 左上から5行目	基礎ミク法……曲績の関係	基礎ミクロ法……曲線の関係
p. 22 右上から4行目と5行目	放謝	放射

p. 55 下から11行目	東洋メディッリ	東洋メディック
p. 55 下から10行目	キャノン(株)	削 除
p. 55 下から2行目, 7行目	築地ソフト(株), (株)島津製作所	追 加

————— 新 入 会 員 —————

☆正 会 員

会員名	勤務先および所在地	電 話 番 号
佐々木幹人	太田西ノ内病院放射線科 〒963 福島県郡山市西ノ内2-5-20	0249-33-4567
川崎 敏	岩手医科大学教養部物理学教室 〒020 盛岡市本町通3-16-1	0196-51-5111(ext. 5031 5032)
牛間木真一	岩手県立中央病院放射線科 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
武蔵 安德	岩手県立中央病院放射線科 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
青木 哲夫	岩手県立中央病院 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
川村 敏美	岩手県立中央病院 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
円館 勉	岩手県立中央病院放射線科 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
村井 聖一	岩手県立中央病院放射線科 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
羽鳥 峰生	岩手県立中央病院放射線科 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
立花 聖一	岩手県立中央病院放射線科 〒020 盛岡市上田1-4-1	0196-53-1151
古川 宗	神戸市西市民病院放射線科 〒653 神戸市長田区1番町2-4	078-576-5251(ext. 272)
深川 浩志	電気通信大学電子工学科 〒182 調布市調布ヶ丘1-5-1	0424-83-2161

小倉 敏裕 がん癌研究会附属病院放射線診断科

〒170 東京都豊島区上池袋1-37-1

03-918-0111(ext. 2110)

佐藤 政春 星総合病院放射線科

〒963 福島県郡山市大町2-1-16

0249-23-3711

会 員 移 動

会員名	種別	変更項目	電 話 番 号
伊東 克後	正 所 属	那子電子管工場電子管技術部	02872-9-6516
日本電気㈱	賛助 代表者	牧野 克彦 日本電気株式会社中河原技術センター 医療機器事業部技術部長	
		〒183 東京都府中市住吉5-22-5	

賛 助 会 員 名 簿

昭和63年4月1日現在の本学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、その会員名簿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
エックスライド鳥栖研究所	東芝特機電子㈱
化成オプトニクス㈱	東洋メディック㈱
コ ニ カ ㈱	東和放射線防護設備㈱
三 洋 電 機 ㈱	トムソンジャパン㈱
㈱ 島 津 製 作 所	コダック・ナガセメディカル㈱
シーメンス メディカル システム㈱	㈱ ナ ッ ク
シ ャ ー プ ㈱	日 本 電 気 ㈱
セイコー・イーアンドジー㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
中 央 精 機 ㈱	富士写真フイルム㈱
築 地 ソ フ ト ㈱	浜松ホトニクス㈱
デュボンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 ㈱

(計24社)

役 員

会 長	内田 勝（常葉学園浜松大）
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） 〔会社関係〕杉本 博（東芝），高野正男（富士フィルム），中西 猛（島津）， 松井美楯（コニカ），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

1月，2月の暖冬のあと寒くなり，例年より一週間おくれて，やっと桜が満開になった。国立大学の入試制度が毎年変わるの困ったものである。C日程の大学の影響で補欠補充が期限ぎりぎり迄かかったが，これも終り，やっと桜を楽しむことができた。63年度から会員番号をつけて事務処理をすることにしたので，御協力をお願いします。（K）

編 集 委 員	医用画像情報学会雑誌
金 森 仁 志（京都工繊大）	1988年5月6日発行
佐々木 常 雄（名古屋大）	編集兼発行者 金 森 仁 志
竹 中 栄 一（防衛医大）	発 行 所 医用画像情報学会
長谷川 伸（電気通信大）	〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
山 田 正 良（京都工繊大）	京都工芸繊維大学工学部電気工学科内
	電話 075 (791) 3 2 1 1 （内線 585）
	ファックス 075—711—9483（京都工繊大）
	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) 6 1 2 5（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。)

第19回画像工学コンファレンス論文募集

画像工学コンファレンスは1970年の発足以来、関連学会・研究会の共通の研究発表、討論の場として、日本の画像関係の研究開発の発展に大いに寄与して参りました。本年も新たな発展を期し、第19回画像工学コンファレンスを開催することに致しました。また、'88国際画像機器展（日時：12月7日～9日、場所：都立産業貿易会館）を併催致します。奮ってご応募下さい。

日 時 昭和63年12月7日(火)～9日(金)

場 所 日経ホール(東京・大手町)

趣 旨 画像工学は光学、エレクトロニクス、写真・印刷などの広い分野の技術に支えられ、学術・産業・医療・民生にわたる分野の発展に貢献しております。本コンファレンスは日頃活動分野を異にする方々が一堂に会して交流を図ることにより、画像工学分野の研究開発およびその応用をさらに活発化することを目的としています。

構 成 招待講演と、応募による一般講演およびポスタ講演により行います。一般講演は、本会場にて研究発表を行います。ポスタ講演は、ポスタ会場の決められた場所で図表、写真、実物等を示し、興味をもつ聴衆と自由に質疑、討論を交わしながら研究発表を行うものです。招待および一般講演につきましては「募集論文の内容」欄の項目に沿って約10セッションにまとめる予定です。また今回は特別セッションとしてパネルディスカッション「ニューロコンピュータと画像」(仮題)を予定しています。一般およびポスタ講演ともオーディオビジュアル機器などを用いたデモンストレーションができます。なお、ポスタ講演のなかで優秀な発表に対して賞を贈ります。

募集論文の性格 論文として未発表のものに限ります。ただし口頭発表や研究速報などは差支えありません。

募集論文の内容 画像の知覚・入力・記録・蓄積・伝送・表示・計測・処理・理解などの基礎・材料・デバイス・システム・方式・応用・評価に関連する内容を募集対象とします。

応募資格 特に資格を問いません。

応募論文の審査 応募論文はプログラム委員会において、申込時提出の内容概要で審査いたします。また、プログラム編成上、一般講演とポスタ講演との変更をお願いすることがあります。

講演形式・時間 一般講演：質疑応答を含め20分(予定) ポスタ講演：ポスタ会場での発表討議90分

講演申込方法 A4横書・図表などを含め2枚以内(800字程度)の内容概要と、必要事項を記入した講演申込書(コピーでも可)を下記の送付先にお送り下さい。(FAXでも結構です)

申込締切 昭和63年7月5日(火)必着

論文集原稿 採択論文については一般、ポスタとも、図・写真・表を含め7000字以内のカメラレディ原稿(タイプ又はワープロ)を提出していただきます。また、希望によりカラー印刷のページを設けます(ただし実費自己負担)。

原稿やスライドの作成方法などの詳細は8月上旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 昭和63年10月25日(火)必着

主 催 第19回画像工学コンファレンス実行委員会

(担当 電子情報通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識理解研究専門委員会)

加盟学会・委員会 応用物理学会・光学懇話会、テレビジョン学会・画像表示研究委員会・視覚情報研究委員会・画像通信システム研究委員会・画像処理画像応用研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・量子デバイス技術委員会、電子情報通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識理解研究専門委員会、日本ME学会、画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本写真測量学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会、計測自動制御学会・パターン計測部会、日本非破壊検査協会。

送付先・問合せ先 〒105 東京都港区浜松町2-12-14 第2日化ビル3階

「第19回画像工学コンファレンス事務局」☎03(433)2544

第19回画像工学コンファレンス講演申込書

題 目		講演形式 の希望	デモンストレーション 機器
氏 名		☐ ポスタ 講演	☐ VTR
連絡先 (住所 所属 電話)	〒 ☎	☐ 一 般 演 講	☐ マイコン・パソコン その他()
		☐ どちら でも可	☐ 使用しない 持込み・借用

申込み締切 7月5日(火)

公開講演会開催さる

昭和63年2月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議では、学術の成果を広く国民生活に反映浸透させるという日本学術会議法の主旨に沿うため、公開講演会を開催していますが、今回の「日本学術会議だより」では、昨年11月に開催した2つの公開講演会の講演内容を中心として、本会議の国際的活動の概要等についてお知らせします。

公開講演会「ハイテクと人類の将来」

昭和62年度第1回目の公開講演会は、「ハイテクと人類の将来」という主題の基に、11月21日、京都市の日本イタリヤ京都会館ホールで開催された。

最初に、近藤次郎本会議会長（経営工学）が、「誰が科学の進歩を止められるか—心臓移植からSDIまで—」と題して、まず、人口の増加によって示される人類の発展が科学の発展に支えられてきたことをあげた。一方では、日航機の墜落事故、TMIやチェルノブイリ原発事故、スペースシャトル爆発事故などにより多くの人命が失われたことを述べた。心臓移植などの生命科学の進歩が高度医療技術の倫理問題に関心を集め、SDI構想が宇宙の平和利用に新しい問題を提起しているなどを指摘した。そして、これからの科学・技術の発達には、人文・社会科学と自然科学の調和を図ることが大切であることを強調した。

次いで、関寛治本会議第2部会議員（政治学、立命館大学教授）は、「ハイテク時代の学術ネットワークと平和の条件」と題して、新しい先端的な科学技術が実際に応用可能となってきたことに伴い、ハイテクを駆使したC&Cというネットワークが世界的に可能となり、複雑なネットワークから成る世界政治の構造に大きな変化をもたらしつつあることを指摘した。そして、このような状況を踏まえて、国家という壁を解決していかなければならないこと、そのためには、トロンクスの発想のコンピュータシステムを基礎として学術情報システムのより自由な地球規模の再編成を行えるようにすること、人間間ネットワークの高次化による国の外交政策の在り方の再検討をすることも重要であることを強調した。

最後に、島袋嘉昌本会議第3部会議員（経営学、東洋大学教授）は、「人間と高度科学技術との調和」と題して、「高度科学技術の粋を集めた航空機」の事故を取り上げて、その大部分は人為ミスであることを指摘し、このような事故は、人間と高度科学技術の接点で、何らかのそごが生じて起きるものであることを指摘した。そして、現在人間と高度科学技術とをいかにマネージしていくかについて、十分な科学的分析と管理的配慮がなされていない。その最大の問題点は生命尊厳を基にした経営哲学の欠落であると指摘した上で、人間と高度科学技術との調和を可能にする総合科学の重要性を強調した。

公開講演会「情報化と国際化」

昭和62年度第2回目の公開講演会「情報化と国際化」が、11月28日、本会議講堂で開催され、各界各層より多数が聴講し、成功裡に終了した。

講演は、3人の演者による講演とそれに関連する質疑応答が行われた。

まず最初に、猪瀬博本会議第5部会議員（情報工学、学術情報センター所長）が「情報技術と国際化」と題して、情報技術の急速な発展にふれ、歴史上未曾有の規模で産業構造転換を促し、世界の人々に革命的ともいえる意思疎通の手段を提供した情報技術は、また一方で情報の氾濫を引き起こし、貿易摩擦、雇用不安、情報の地域間格差、文化の画一化など多様な国際問題を発生させてもいると指摘した。コミュニケーションは、情報提供者と情報の受け手とのバランスが何より不可欠であるとし、それらを1) 情報流通の問題、2) 先端技術開発の問題、3) 雇用の問題、4) 文化の問題に分類し、スライドを交えて意見を述べた。

次に、竹内啓第3部会議員（経済統計学、東京大学教授）が「情報化時代の国際政治・経済」と題して、国際的な情報流通を取り上げ、ますます大量にかつ急速に行われるようになる、その影響として経済・文化等が国際化から世界化・地球化（グローバル化）される傾向にある今日、一方で政治における国家主義、民族主義との矛盾が激化するであろうと指摘した。これからの国際的関係は、情報力の量が大きく関係してくると考えられると意見を述べた。情報化は世界を一つにする基盤を与えることができるが、それには各国の協調が不可欠の条件であるとし、21世紀中頃には国境・国籍を意識しない望ましい時代がくるようになるかもしれない、と結んだ。

最後に、宇野政雄第3部会議員（商学、早稲田大学教授）が、「企業の情報化と国際化」と題して、企業も個人と同様に真剣に情報化と国際化について考え、生き残るために取り組んでいることを、身近なコンビニエンス・ストアやクレジット（信販）会社を例にとり、具体的にわかりやすく解説した。昨今C. I.（コーポレートアイデンティティ）戦略が企業の経営戦略としてクローズアップされているが、どのような情報（ハード）を、どのように活用（ソフト）するのか、一番の課題であると力説した。

なお、これらの講演会の講演内容は、日学双書として、（財）日本学術協力財団から出版されます。）

二 国 間 学 術 交 流

本会議は、諸外国における学術研究の動向及び現状を把握するとともに、学術研究に関する基本的、全般的事項について相手国の科学者等と意見を交換することにより、我が国の学術研究の総合的な発展に寄与することを目的として、昭和58年度から毎年2か国へ代表団を派遣している。今までに、アメリカ合衆国、マレーシア、ドイツ連邦共和国、インドネシア共和国、スウェーデン王国、タイ王国、フランス共和国、大韓民国へ派遣したが、今年度は、11月7日から15日まで連合王国へ、12月1日から5日までシンガポール共和国へ、それぞれ会長または副会長以下7名の会員を派遣した。

日本学術会議第13期は、「学術研究の国際性重視と国際的視野の確立」をその活動の重要な柱の一つとしており、今回もその観点から交流を行った。

連合王国については、「連合王国の経済停滞とその対策」「産業革命以降の連合王国における基礎科学及び応用科学の発展」「日英のアカデミックな協力はどうかあるべきか」の三つのテーマについて、行政機関、研究所、大学等を訪問し、情報交換を行い、さらにその方面の科学者と意見交換会を行った。

シンガポールについては、「今後のアジア・太平洋圏の科学協力における日本の役割」をテーマに行政機関、研究所、大学等を訪問し、情報交換を行い、さらにその方面の科学者と意見交換会を行った。

今回の成果は、代表団訪問時だけのものではなく、訪問国との今後の継続的な交流、緊密な情報・資料の交換、日本学術会議と訪問国関係各諸機関との相互理解の促進・緊密化等の形で表れてくるものであり、これらの成果は、我が国の学術研究の国際交流・協力の基本姿勢及びその抜本的充実方策を検討する場合の大きな資料として役立つものと期待される。

日本学術会議の国際的活動

本会議は、先に述べた二国間学術交流のほか、次のような国際活動を行っている。

国際学術団体加入

本会議は、多くの国際学術団体に加入し、密接な協力を保ち、国際的な学術の発展に努めている。昭和62年度現在、本会議が分担金を支払って加入している国際学術団体は、国際学術連合会議(ICSU)、国際社会科学団体連盟(IFSSO)等43団体である。

学術関係国際会議の開催、後援

わが国の多数の科学者が世界各国を代表する関係科学者と接し、最近の研究情報を交換し、わが国の科学の向上発達を図り、行政、産業および国民生活に科学を反映浸透させることを目的として、昭和28年以降毎年おおむね4件の学術関係国際会議を学・協会と共同主催している。昭和62年度は、1)第6回ケムロン世界会議、2)第18回低温物理学国際会議、3)法哲学・社会哲学国際学会連合第13回世界会議、4)第6回国際会計教育会議の4つを共同主催し、昭和63年度は、1)国際家族法学会第6回世界会議、2)第9回世界地震工学会議、3)第8回国際内分泌学会議、4)第5回国際植物病理学会議の4つを共同主催することとしている。

以上の国際会議のほか、毎年15件前後の国際会議(国内開催)を後援している。

代表派遣

世界各地で開催される学術関係国際会議にわが国の学術の状況を反映させ、さらに国際学術協力に寄与するため、

本会議から代表を派遣している。

国際協力事業

本会議は、国際学術連合会議(ICSU)と世界気象機関(WMO)が行う「気候変動国際研究計画」(WCRP)等の国際共同・協力事業に協力するため、国内の実施計画の立案・調整を行うとともに関係研究者間の研究連絡、交流の促進を図っている。

学術文献収集

本会議は、国際学術団体及び各国の学術研究機関等から、継続的に約1900種の刊行物を受入れ、資料の有効利用を図っている。

生命科学と生命工学特別委員会中間報告

一生命科学の研究と教育の推進方策について一

現在、生命科学に対する関心は社会全体に広がっており、生命科学の推進のためのいろいろな活動が、民間、学界などそれぞれの立場で行われつつある。このような時に、生命科学と生命工学特別委員会としては、広い視野に立つて学問分野を横断的にとらえて、生命科学の推進方策について以下要約のごとき具体的な提言を行い、各方面の意見を聴取することは非常に重要であり、時機を得たものであると考える。

〔要約〕

広い視野から生命科学の研究と教育の推進の方策を討議し、提案し、時に応じて企画、実行する組織として、生命科学研究教育推進会議(仮称)を設置すること。そして、この会議の事業の一つとして、まず生命科学研修コース開催のための機構をつくり、各種の研修コースを実施することが緊急に必要である。

登録学術研究団体等との連絡協議会

本会議は、本会議活動の周知を図り、学術研究団体との連絡・協力関係を維持・強化するための活動の一環である登録学術研究団体等との連絡協議会の第2回目を、12月7日に、東日本の団体を対象にして本会議講堂で、12月11日に、西日本の団体を対象にして大阪ガーデンパレスで、それぞれ開催した。

今回の連絡協議会では、最初に、近藤次郎会長から、本会議の職務・権限や組織・構成などの説明の後、最近の活動として、去る10月の第103回総会で採択された勧告等の内容紹介などが行われた。

続いて、事務局から、現在進められている第14期会員推薦手続について、特に近々各登録学術研究団体に依頼される予定の「会員の候補者」の選定と「推薦人(予備者を含む。)」の指名に関する届出の手続を中心に詳しい説明が行われた。この説明については、多くの出席者からその手続の詳細をたずね質問が出された。

なお、出席者数は、12月7日は、339団体339名、12月11日は、58団体58名であった。

多数の学術研究団体の御協力により、「日本学術会議だより」に掲載していただくことができ、ありがとうございます。

なお、御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会

(日本学術会議事務局庶務課)

電話 03(403)6291

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

エックスライド

X-lide
非破壊検査装置

エックスライド 鳥栖研究所

〒841 佐賀県鳥栖市田代大宮町845-21

電話0942-82-6161



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



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

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桑原町1 (075) 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)

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

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 TEL03-257-1911(代)

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

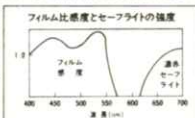
病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 TEL(0542)71-4535



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、デュボンのメディカルレーザリングフィルム、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、高品質な画像は従来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、ハイコントラスト仕様にしています。ですから、CRTの画像コントラスト調整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訳です。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、デュボン製品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD：自動現像機用現像液
XMP：自動現像機用定着液
●デュボンではCRTイメージングのご相談も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1-11-11 539号 第2興和ビル
〈西日本〉〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 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

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



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号

TEL 03(815)7211(大代)

診断から治療まで
NECメディカル



CGR NEC varian

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)

