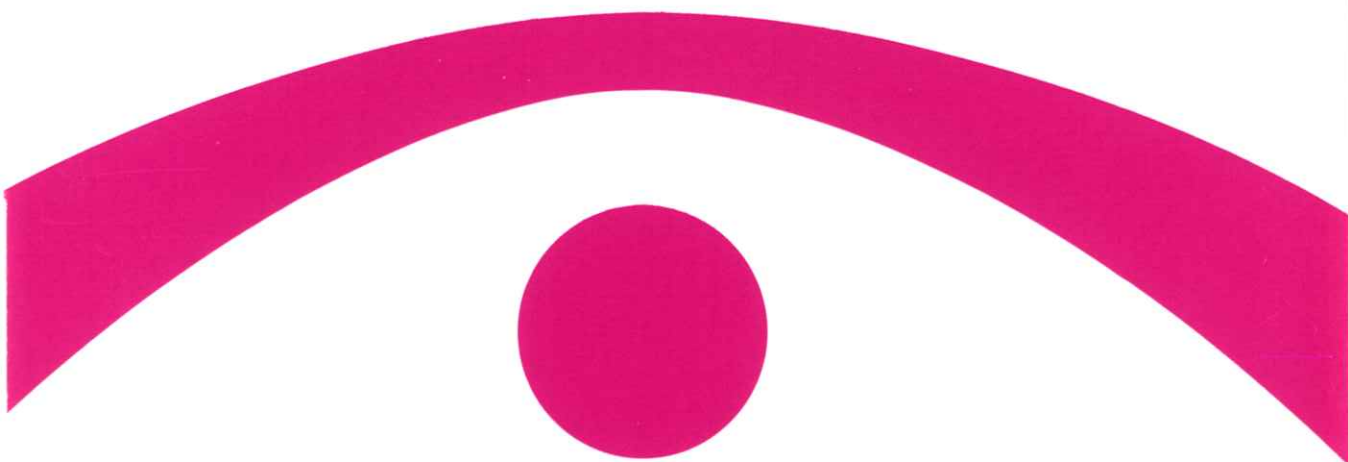


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻92号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 6 No. 2 May 1989



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6巻第2号 1989年5月

目 次

会 告

平成元年度総会および創立25周年記念式典・パーティーのご案内	会告	1
第94回研究会のご案内	会告	3
第95回研究会予定および演題同い	会告	4
会費納入のお願い	会告	4

巻 頭 言

創立25周年に思う

.....	会長 内田 勝	83
-------	---------	----

特別講演資料

病院における医用画像情報の電子ファイル化についての一考察

— 技術的問題と経済的問題のバランスについて —	三宅 浩之	85
--------------------------------	-------	----

VRSによる医用画像伝送システムの紹介

.....	前原 忠行, 勝俣 康史, 野田 正信	
	白水 一郎, 宮下 惇夫, 野中 和徳	91

論 文

歯科用X線フィルムの粒状性

— ウィナースペクトル測定の基礎的検討 —

.....	山田 英彦, 高橋 伸年, 山本 晃司, 奥村 泰彦	
	保刈 成志, 丹羽 克味, 金井 良雄	98

Pulsed X-ray Source Operated at High Repetition Rates for Biomedical Radiography

..... Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI,
Jutaro TAKAHASHI, Yasuhisa YASUDA and Toru YANAGISAWA 107

Single-Flash X-ray Source utilizing a Triode for Biomedical Radiography

..... Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Katsuaki SASAKI,
Takeshi AKITSU, Shoukou OIKAWA, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru
YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA,
Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO 113

会 報

研究会記事 — 理事会議事録 119

新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿 121

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 6 No. 2 May 1989

Contents

Preface	Suguru UCHIDA	83
Invited Lecture		
On the Electronic Filing of Medical Images in Hospital — the Balance of Technical and Economical Problems —	Hiroshi MIYAKE	85
Development of Communication System for Medical Images using VRSTadayuki MAEHARA, Yasushi KATSUMATA, Masanobu NODA, Ichiro SHIROUZU, Atsuo MIYASHITA and Kazunori NONAKA		91
Original Papers		
Granularity of Dental X-ray Film — Fundamental Investigation of Wiener Spectrum Measurement —Hidehiko YMAMADA, Nobutoshi TAKAHASHI, Kouji YAMAMOTO, Yasuhiko OKUMURA, Seishi HOKARI, Katsumi NIWA and Yoshiyuki KANAI		98
Pulsed X-ray Source Operated at High Repetition Rates for Biomedical Radiography Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Jutaro TAKAHASHI, Yasuhisa YASUDA and Toru YANAGISAWA		107
Single-Flash X-ray Source utilizing a Triode for Biomedical Radiography Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Satoshi KAWASAKI, Katsuaki SASAKI, Takeshi AKITSU, Shoukou OIKAWA, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI and Hiroshi SEINO		113

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 6 No. 2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences
Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

平成元年度総会および創立25周年記念式典・パーティーのご案内

平成元年度総会を下記のように開催します。また、本年はR I I 研究会（阪大病院）を開催してから25周年に当たります。これを記念して第94回研究会の前日に、下記の要領で創立25周年記念式典・記念パーティーを開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 平成元年6月2日（金） 16:30～20:00
場 所 グランドホテル新東洋（地図参照）
〒592 高石市羽衣2丁目5-30
TEL 0722-61-8181（大代表）

総 会 16:30～17:00
議 題 1) 昭和63年度事業報告、会計報告
2) 平成元年度事業計画、予算案
3) その他

内田論文賞贈呈

記念式典 17:00～17:30

記念パーティー 17:30～

交 通 「なんば」から南海電鉄、急行16分、「羽衣」下車、徒歩5分
「天王寺」からJR阪和線「鳳」乗り換え「東羽衣」下車、徒歩5分

会 費 8,000円

宿 泊 朝食つき 1人当り6,000円（和室一部屋を2～4人で使用）。
23日朝、ホテルからマイクロバスで研究会会場まで送ってまいります。

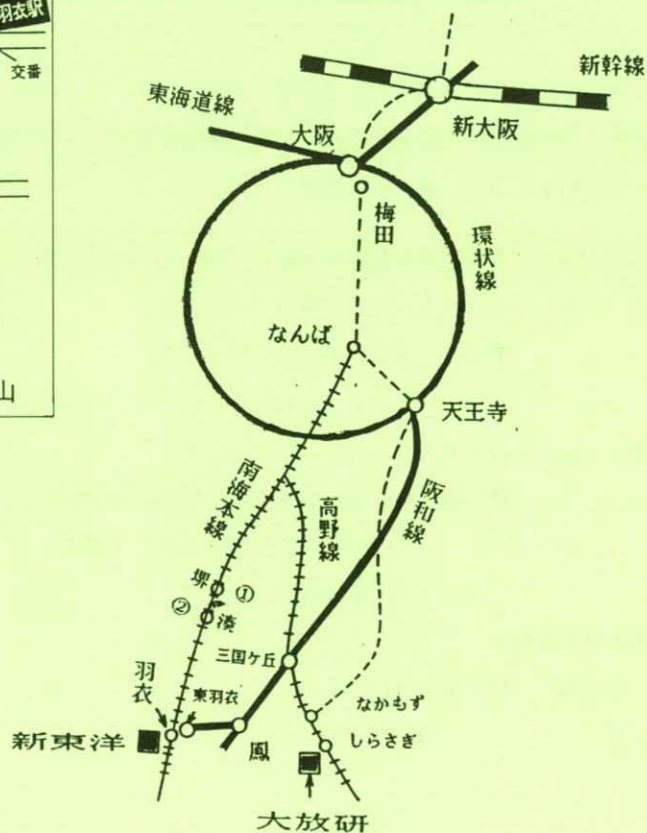
そ の 他 「新東洋」には、美しい庭園とラドン温泉があり、パーティー参加者は無料で入浴できますので、早い目に着いて楽しんで下さい。

申込方法 会費8,000円と宿泊費（宿泊希望者だけ）6,000円を郵便振替で至急払い込んで下さい。宿泊希望者は、部屋数が限られていますのでなるべく早く申込んで下さい。

京都 1-32350 医用画像情報学会



- JR
 +++++ 南海電鉄
 - - - 地下鉄
 御堂筋線
 ① ホテルサンプラザ
 ② シティホテル青雲荘



(注) グランドホテル新東洋以外にも下記のビジネスホテルがあります。宿泊希望者は各自直接予約して下さい。

- | | |
|------------------------|------------------|
| ① ホテルサンプラザ (南海堺駅徒歩2分) | TEL 0722-22-6630 |
| ② シティホテル青雲荘 (南海湊駅徒歩3分) | TEL 0722-41-4545 |

上記駅から羽衣駅まで電車で約10分です。

第 9 4 回 研 究 会 の ご 案 内

第 94 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 平成元年 6 月 3 日 (土) 10:00 ~ 17:00

場 所 大阪府立放射線中央研究所 (地図参照)

〒 591 堺市新家町 174 - 16

TEL 0722-36-2221

見 学 10:00 ~ 11:00 上記研究所の施設見学

特別講演 11:00 ~ 12:00 中性子ラジオグラフィーの現状

大阪府立放射線中央研究所 平岡 英一 先生

研究発表 13:00 ~ 17:00

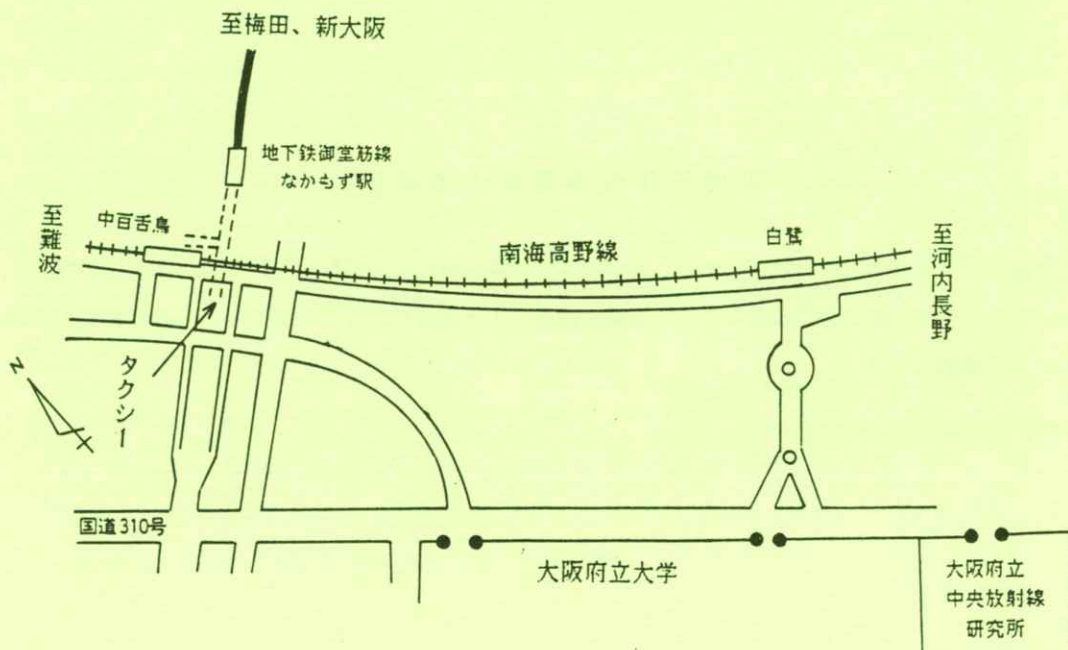
発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場までの交通案内

- 地下鉄御堂筋線 新大阪 — 梅田 (JR 大阪駅) — なかもず (終点) 下車。
この間 40 分。

タクシー 5 ~ 8 分

又は南海高野線に乗り換えて「しらさぎ」下車, 徒歩 15 分



95回研究会予定および演題伺い

日 時 平成元年10月7日(土)

場 所 浜松医科大学

特別講演(予定)

浜松医科大学 金子昌生 教授

シカゴ大学 C.E.Metz 教授

見 学(予定)

浜松医科大学

演題締切 平成元年8月25日

申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-791-3211

FAX 075-711-9483

(なるべく文書またはFAXをお願いします。)

——— 平成元年度会費納入のお願い ———

平成元年度会費納入をお願いします。送金には、本誌6巻2号に同封した郵便振替等をご利用下さい。なお、昭和63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。

〔 卷 頭 言 〕

創 立 25 周 年 に 思 う

会 長 内 田 勝

総務理事から今年は創立25周年ですと聞かされ、ありふれた表現ですが、正に感無量と
いつたところでした。同じことを立入先生に申し上げたら“よく続きましたね”と感慨無
量のご様子でした。筆者も全く同じ心境でよく続いたものだと思います。今でも決して楽
な運営だとは思われませんが、今まで何度も何度もピンチを切り抜け現在に至っているの
は、正に会員諸氏のご理解とご援助の賜であります。紙上を借りて厚く感謝申し上げます。

この際に25年前の記録を見るのもと思い、放射線像の研究第1巻・第2巻を開いてみま
した。自画自賛になりますが、この頃皆 — なつかしい人ばかり — 本当によく勉強しま
した。よくこれだけ出来たと、やはり若さの故に可能だったのでしょうか。25年の歴史はそ
の当時の人々の上にそれぞれ異なった人生を歩ませました。いまでも厚い交遊の続いてい
る人もあるし、なかなかお目にかかれない人もいます。しかし、殆どの方に共通している
ことは、それぞれの職場で元気に活躍され指導的な立場におられるということです。

世は正に情報化社会爛熟の真只中です。何も彼も情報と名が付けば何かナウイと受けと
られる時代です。当たらない代名詞のような天気予報ですら天気情報と衣替えして、当た
らないのが不思議でないような気がするから不思議です。わが医用画像情報学会も名称は
最尖端のおもむきがあります。しかし内容は必ずしも“医用画像に情報理論を導入する”
ばかりではありません。これは“放射線イメージ・インフォメーション研究会”からの
脱皮であってみれば、当分は古い表皮がいくらか残っていてもそれは当然といえるでしょ
う。長い年月かけてこの名称にふさわしい内容に除々に変改が進むことを期待するもので
す。わが学会の理想としてこの目標を高くかけ、次の25年また次の25年と続けて行きた
いものです。

“物質とエネルギー以外はすべて情報である”という考え方があります。狭い情報でな
く物質とエネルギーを支配する情報として情報理論を考えるならば、医用画像の中に広汎
なテーマが対象として見出されるでしょう。“学会の名称にふさわしい論文を”を目標に
かけて次の25年、少しでも進歩したいと存じます。

この創立25周年に際し、会員諸氏と共に過去をふりかえり、現在を見つめ、将来に期待
したいと存じます。

病院における医用画像情報の 電子ファイル化についての一考察

— 技術的問題と経済的問題のバランスについて —

三 宅 浩 之

関東通信病院附属医用情報研究所 〒141 東京都品川区東五反田 5-9-22

On the Electronic Filing of Medical Images in Hospital — the Balance of Technical and Economical Problems —

Hiroshi MIYAKE

Medical Information Research Institute, Kanto Teishin Hospital,
5-9-22, Higashigotanda, Shinagawa 141, Japan

1. 初 め に

最近、PACSの病院における利用の要求が、医師とくに放射線科ならびに医用画像を取り扱うことの多い臨床部門から提案されるようになってきた。事実、一部の大学病院では文部省の研究開発予算をとり、画像蓄積検索システムを提供している電子機器メーカーに協力を得て実用実験を開始しているところもある。我々の病院においても、この問題を取り上げ検討を始めた。

筆者も脳神経外科医としての経験をふまえて、数年前から、病院情報処理システム計画の立案者、電子機器の医療応用・医用情報処理の研究者としての立場にたって、診療記録管理、病院管理、医療経営の研究の面からの検討をおこなっている。

また、科学技術庁のPHD (Personal Health

Data File)研究委員会の一員としても参加し、医療技術面からの患者の医療画像ファイルの蓄積、検索ファイルの作成についての検討に加わった。

そこで、実際の病院における医用画像の診断・学術的利用・患者診療の立場から、さらには病院の医療実施運用を計画する病院管理的立場の各視点から、医療側からみたPACS (Picture Archiving and Communication System) の実際の病院での普及上の問題点を各項目ごとに分けて、個人的な見解ではあるが、考察を加え参考に供することにした。

2. 医療診断技術の問題

(医療画像診断面からの要求満足度)

医療に利用される画像といっても最近ではその

種類は大変に増加してきた。本質的にデジタル画像情報であるCTでも、医師が診断に利用するためにはアナログの画像情報に変換することが必要である。CRでもこのことは同様で、各種のデジタル処理を加えた上で、最終的にはアナログ画像を生成して提供することになる。したがって、デジタル情報であるのは処理以前の原情報の段階と考えておいてよさそうである。

X線写真情報にいたってはアナログ3次元情報を2次元に圧縮してフィルム上に表現するのであるから、工学的な形状は2次元でも、医師はこれを頭脳内で3次元情報に変換して利用していることになる。

その判断基準となるのは基本的な形として頭脳内に蓄積されている人体の内部構造の3次元図形であり、各部位の名称である。さらに、構造境界線のボケの程度はフィルム面からの距離情報に変換されていると考えてよい。

また、この境界線の濃度変化情報は、生体内の部位と病変によって発生していると考えられて診断根拠となることさえある。すなわち、自然物の構造を示す2次元のX線写真では、通常の画像処理技術である雑音除去、スムージング、情報圧縮などの利用を許さない部分がかなりあることになり、これが医用画像伝送・処理の特殊性を象徴しているといっていよう。一般的な立場からは見やすい画像が求められる反面、医用画像診断の専門家にとっては、情報圧縮によって失われる情報が大きな意味を持っていることがある。

では、以下にこれらの医用画像情報を原理的に分類して検討してみることにしよう。

2.1 レポート文書ファイル

医療で使用される文書類については、通常は手書きの文字、数字、図形等の線画で表現されているので、そのまま白黒2色で保管され则认为られている。

しかし実際の診療記録を調べてみると、意外に多色表示の記録やハーフトーンを含んだ表現がよく使われていることに驚かされる。一番多いのは、医療の中で最もよく使われている、いわゆる体温記録表である。ここには人間が目で患者の経過を確認し易いように色を使ったグラフなど、あらゆる簡便な表現手法が使われている。次は手術記録で、術者が目でみた形や神経、動脈、静脈の関係を正確に色分けして図示しているものも多くみられる。

2.2 デジタル画像

デジタル画像情報は、一般的にX線、NMR、超音波、ポジトロン等のCTにみられる他、最近ではCRも採用されるようになりつつあり、医用画像処理の主流となる傾向がある。問題は現時点では、医用画像情報機器のメーカーごとにデータの記録方法も処理方法も異なっており、その内容が公開されていないことである。このために、医用画像機器製造会社の提供するPACSでなければ直接原データを収納しても意味がないことになり、画像データとして処理したものについても他の機器では解読画像化ができない。我々は画像蓄積装置、画像伝送装置を持っているが、この障害のために一度アナログ画像としたものを再度標準画像情報として取り込むという手間が必要であり、画像の情報量も減少するために、診断利用という目的からみた場合に限界を生じている。

2.3 アナログ画像

アナログ画像情報は、X線フィルムが主流ではあるが、この他にも病理組織標本と病理写真をはじめとする患者の写真、心電図、脳波、から動画である映画、ビデオ等があるが、X線写真についての技術的な問題はすでに述べたとおりで、その他の画像についての医療面からの要求に対応する技術的問題点はそれほど難しいものはないだろう。

2.4 総合的な医療情報システムの設計

現在、総合的な病院情報システムとして、上記の画像情報を含むものが設計されつつあるが、最も困難な問題は、情報システムの基本である検索可能なデータ・情報の格納の問題である。全ての情報システムで情報の検索手段をどのようなレベルで持つかというインデックス化の問題を避けて通ることは難しい。特に個人記録的要素の濃い診療記録システムでは、あらゆる利用方法を想定してインデックスを付けることは、実際問題としては手間と経費がかかりすぎ、一方、インデックスの付け方が十分でないで利用されにくく、膨大なファイルも情報のゴミの山と化す恐れが高い。入院665床、外来1日1600人の関東通信病院で、1診療日に発生する医用画像は、X線フィルムで700枚、その他の静止画像だけでも画像単位で考えると2000枚を超える。現在の数ギガバイトの収容能力を持つ光ディスクでも1日1枚、年間300枚以上もできあがる画像ファイル光ディスクをどのようにすれば、臨床の要望に応じた自由な検索が出来るのだろうか。いま期待されている書換え可能な磁気光ディスクを1次バッファとして利

用しても、実際に病院内で議論すると、捨てることの出来る情報量はたかがしれている。

患者の診療という目的を設定して、追記型光ディスクを患者個々に持たせることにより情報を分散し、情報保管の問題を解決しようというのがPHD計画である。しかし、これとても画像情報のリーダーライターを診療の場に個々に置き、必要な情報を追記していく必要があるという問題を生じる。

3. 技術的問題

技術的問題については、多くの専門家がそれぞれ研究中的なことでもあり、以下の指摘は研究のトップグループにとっては、すでに解決済みの問題も多いことだろうが、医療機関内での実用の立場からみると、PACS実現の阻害因子と考えられているものであるとの認識で述べる。

3.1 画像蓄積技術

大容量の追記型光ディスクはすでに実用段階に入り、書換え可能な磁気光ディスクも開発の目途が立ったようである。磁気ビデオカセットテープもまもなくデジタル記録の世代になろう。この点での技術的障害はなくなりつつある。問題は、記録書き込みと読みだしの機器の普及と、医用画像RDBMSのようなソフトウェア技術ということになってきた。

3.2 画像表示技術

現在の標準的なCRTによる画像表示は、インターレース方式では分解能に不足がある。少なく

ともノンインターレースとして500本以上の解像度が臨床利用での最低線であろう。医用画像診断の目的の最低要求は1000本(4本/mm)、標準的要請は2000本(8本/mm)であろうか。画像比較のためにはこれが最低6台/1人となる。さらに、日本の病院設備の現状からいって表示面の広さが要求されて、しかも奥行き・重量ともに可能な限り少ないことが望ましい。

3.3 画像伝送技術

光ファイバーケーブル技術の進歩と普及により短距離間の画像情報伝送については、ほとんど技術問題はなくなっただろう。現在の残された問題は大容量通信の経費/効果の問題である。画像情報は一般的には冗長度が高いと考えられており、画像圧縮が通信経費削減には最も効果的な手法であろうか。しかし、先にも述べたごとく、医用画像情報の圧縮には限界があると考えられる。まだ他の方法が残されていないか。専門技術者の検討を望みたい。

3.4 検索ファイル作成技術

個人情報の蓄積にはPHD方式があるが、医用画像の研究的利用の面からは横断的な検索が望まれている。インデックス付与面では研究目的からはある程度の利用者の負荷はやむを得ないというものの、テラバイトに達する膨大な情報ファイルの蓄積検索利用という問題は容易には解決しないであろう。

4. 医療効率・医療経済との整合の問題

すでに、この問題については医療面、技術面の論議の中で述べてきたが、効率化、経済性という問題からもう一度整理しておくことにしよう。

4.1 PACSに必要な設備の問題

臨床的なPACSの利用については、画像の検索、転送のスピード、表示画面の解像度の要求、表示画面数の問題など、さらに検索回数、臨床的な利用価値などの面から、十分な検討をした上で設備を決めることが要求される。関東通信病院を例に取ろう。仮に外来診療で全診療科がPACSで動くとなると、取扱患者数15~600人/日から考えて、約50人の医師が同時に異なる診療室で活動していることになる。1診療室から1時間当たり30枚の画像要求があるとする1500枚/時間のランダムアクセスが発生する。これは外来診療で1日に作成する画像数よりは少ないが、過去の画像との比較検討が多いことを考えるとピークタイムとしては妥当な数であろう。これに対応できるセンター設備が必要となるであろう。その設備経費と運用経費はどれ位になるのだろうか。

4.2 利用頻度の予測

医用画像の診療上の利用の頻度については詳細な数値的根拠を持ってはいない。しかし、フィルムレスを考えると1画像は少なくとも3回は観察される。1回は撮影者によって、1回は医用画像診断専門医によって、最後の1回は患者と対応する臨床医によって行われる。これらは通常では撮影後1~2日以内が大部分で、ほとんどが1週間

以内であろう。第4回目の利用は、画像の内容によって大きく変化するが、1週間から1年の間に発生するに違いない。それ以後の利用がどの程度かは、かつて当院のX線フィルムのマイクロ化の歴史の中に示されている。撮影5年経過後では、年間100件/10万件（入院患者分を含む）以下、すなわち、蓄積量の0.1%程度であるという事実がある。検索利用の容易さにより10倍に上がったも1%という期待値である。入院中の患者については利用回数、頻度ともに外来患者よりはるかに多くなるといっても、撮影後1～5年の間では多くが期待されるといっても数倍というところであろうか。これらの数値がPACSの導入利用を病院管理者、病院経営者に納得される数値であろうか。

4.3 PHD計画との関連

PHD計画により、初期の診断利用の段階以後は医用画像の保管を患者の手に委せるという方法が検討されている。これによって医療機関側の画像蓄積検索のセンター設備は大幅に負担が減少するが、すでに述べたようにこれを医療機関が利用できる体制、設備が可能か否かがその今後の発展動向を決定するであろう。

4.4 設備経費と運用経費の問題

この問題は現在の医療機関にとって最も深刻な問題であろう。医用画像の検査設備が初期投資額で積算すると20億円を越え、減価償却負担が年間数億円に加えて、現在のところ、直接の収入見返りが予測できないPACSが急速に普及するためには、間接的な経費削減効果、医療の内容改善

の間接効果などの経済効果が明示されることが必要である。

4.5 経費効果 (COST/BENEFIT)

病院経費の中でPACSの位置づけを考えると、当院で試みたマイクロフィルム化以上に、大きな効果を期待できるという確かな裏付けはない。現在のX線フィルムを始めとする医療記録類の大きな保管スペースと管理の負担にとって革新的な改善方法と認められ、さらに、米国にみられるような医療訴訟の頻発に対する医療機関側の防衛措置としての位置づけなどの、医療機関としての明かなメリットが示されたときには、突然急速に普及を始める期待もあることを述べるにとどめよう。

5. 結 び

当初には大変革新的であるとして期待され注目されていたPACSが、意外に伸び悩んでいる理由について考えてきた。PACSの提供機能と、医療の現場の現実とのギャップ、実用面からの障害、経費の問題、技術的に検討すべきこと、などが今後のPACS開発・普及に課せられた宿題として問題提起が出来たとすれば望外のことである。

参 考 文 献

- 1) 三宅浩之：医療に利用される通信技術，医科器械学 50(11) 578-582 (1980)
- 2) 高度医療情報システム調査報告書－X線イメージ情報処理システム編 (財)医療情報システ

ム開発センター 1982)

3) 高度医療情報システム調査報告書 診療支援システム調査—電子カルテシステム編 ((財) 医療情報システム開発センター 1983)

4) 各種保健医療情報の効率的な活用・管理システム等の開発に関する研究 (PHD記録法研究会 1983)

5) 三宅浩之: 医療情報システムと画像データ通信システム, 情報処理 **24**(9) 1079-1085 (1983)

6) 高度医療情報システム調査報告書 診療支援システム調査—画像診断システム編 ((財) 医療情報システム開発センター 1984)

7) 高齢者の個人健康情報の管理活用システム

開発に関する研究総合委員会報告書 (PHD記録システム総合委員会 1984)

8) 医療情報システム研究開発報告書 診療支援システムの開発 ((財) 医療情報システム開発センター 1985-1987)

9) 三宅浩之, 横井省吾: 医療VRSの構成と使用評価, 映像情報(I) 1986年10月号 37-43 (1986)

10) 三宅浩之: 遠隔医療支援システムの開発の現況と将来展望, 日本臨床 **44**(12) 178-189 (1986)

11) 診療支援システム実証調査報告書 ((財) 医療情報システム開発センター 1988)

VRSによる医用画像伝送システムの紹介

前原 忠行^{*}・勝俣 康史^{*}・野田 正信^{*}・白水 一郎^{*}
宮下 惇夫^{**}・野中 和徳^{***}

^{*} 関東通信病院放射線科 〒141 東京都品川区東五反田 5-9-22

^{**} 関東通信病院ME室

^{***} NTT画像電信事業部 〒100 東京都千代田区内幸町 1-1-6

Development of Communication System for Medical Imagings using VRS

Tadayuki MAEHARA^{*}, Yasushi KATSUMATA^{*}, Masanobu NODA^{*},
Ichirou SHIROUZU^{*}, Atsuo MIYASHITA^{**} and Kazunori NONAKA^{**}

^{*} Department of Radiology, Kanto Teishin Hospital

^{**} Medical Electronics Laboratory, Kanto Teishin Hospital

5-9-22, Higashigotanda, Shinagawa, 141 Tokyo

^{***} Visual Communication Group, System Engineering and Development Department, NTT

1-1-6, Uchisaiwaichyo, Chiyoda, 100 Tokyo

1. はじめに

画像応答システム (VRS: Video Response System) は広帯域伝送路を用いて静止画・動画・音声情報を提供する会話型画像情報サービスシステムで、NTTで独自に開発されたものである。当院ではVRSセンターと院内に張り巡らされた光ファイバー回線を介して、48箇所の端末での呼び出しに対応して必要な画像がサポートされるネットワークが完成している。

過去2年間VRSのPACSへの応用を目的に入力方式やデータ圧縮についてCRT画像の画質評価を行ってきたが、ある程度臨床的な使用に耐

えうるレベルに達したので、今回、実験的に次の3システムを構築し臨床評価を行った。

1) 放射線科読影室―手術室間の相互画像伝送によるモニター・コメントシステム、2) 緊急CT画像のリアルタイム伝送システム、3) 伊豆通信病院との間でのCT画像伝送とレポートシステム (Teleradiology)。

2. 使用装置・機器の概要

画像応答システム (VRS) はスーパーキャプテンとも称され、一般のTV受像機と簡単なキーパットからなる端末と、画像・音声情報ファイル

を有するVRSセンターとを広帯域伝送路で結び、端末からの要求に応じて情報を個別に呈示する会話型の画像情報システムである。当院では昭和61年度より近くに位置するNTT白金局に設置されたセンターとの間を光ファイバーケーブルで接続し、医療画像情報の実験サービスを行ってきている。これは医師や看護婦に対する薬剤情報、学会情報、図書情報、医学研修情報などと患者に対する食事療法など教育情報、行き先案内など案内情報が中心となったもので、医療業務の推進、患者サービスの向上を目的としたもので、昭和62年4月には日本医学会総会でシステム端末の動態展示を行っている。

VRSシステム¹⁻³⁾に関しては概要を述べるにとどめるが、主制御装置にはミニコン（小型DIPS）を使用。システム規模は最大端末数250で、信号形式は4MHz・NTSC方式映像信号。画像ファイルに用いているデジタル静止画ファイル装置（DVF）は2ディスク搭載の追記形のデジタル光ディスク（片面1.3GB）と高能率画像データ圧縮方式とを組み合わせたもので、水平解像度500本程度の高精細画像の蓄積を可能としている。VRSセンターの構成ならびにDVF機能概

要については図1、表1に示すとおりである。

尚、放射線科読影室における画像入力には水平解像度750本程度の高解像度カラービデオカメラを使用。VRS端末としてはフレーム間相関によるY-C分離、フィールド間補完による走査線補完を行う高精細処理装置および水平解像度500本のマルチスキャンモニタ（ソニーKX-21HD1）を用いた。

	圧縮	非圧縮
蓄積画面数	16000/ディスク	1700/ディスク
記録フレーム数	1フレーム/画面	2フレーム/画面
画像データ長	80Kバイト/画面	756Kバイト/画面
解像度	400~450本	約500本
検索時間	約0.75秒	約2.7秒

表1 DVF機能概要

3. 画 質 評 価

VRS画像のファイル方式、入力方式などによる画質の検討を目的に、放射線科診断医3名によりCRT画像の画質をオリジナルフィルム画像と比較する形で評価した。評価基準としては（0）オリジナル画像と同等の画質、（-1）オリジナル画像より劣るが診断的には十分な画質、（-2）オリジナルに比し画質劣化が著しく診断的に不十分な画質、（-3）全く使用に耐えない画質劣化の4段階分類を用いた。

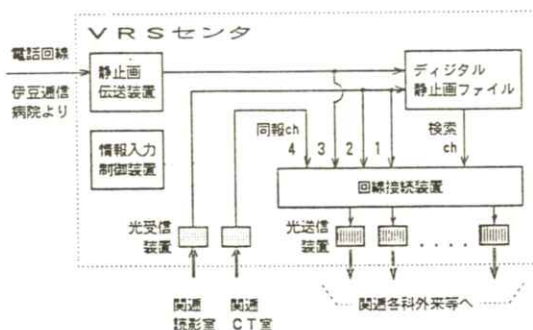


図1 VRSセンターの構成

3.1 ファイル方式の比較検討

対象画像としては胸部X線写真、腹部および脳の血管撮影、腹部と乳腺の超音波検査、頭部および腹部のCTの7種類を使用。ハードコピー入力画像のファイル方式としてアナログファイル、デジタルファイルの非圧縮ならびに1/5圧縮(80Kバイト程度)について比較検討した。

結果は表2のとうりであるが、まとめて見ると(1)超音波画像についてはアナログ、デジタルファイルともにオリジナルと同等の画質が得られている。(2)CT画像ではデジタル圧縮でもオリジナルより若干劣る程度の画質が得られ、アナログファイルでも診断的には十分使用しうる。

(3)血管撮影はデジタルファイルでは診断的に十分な画質が得られるが、圧縮では画質劣化が明

画像検査 種類	ファイル	評価			
		1	2	3	計
X線写真 (胸部)	A	-3	-3	-3	-9
	D非圧縮	-2	-2	-3	-7
	D圧縮	-3	-2	-3	-8
血管撮影 (腹部)	A	-2	-2	-2	-6
	D非圧縮	0	-1	-1	-2
	D圧縮	-1	-1	-1	-3
血管撮影 (脳)	A	-1	-2	-1	-4
	D非圧縮	0	-1	0	-1
	D圧縮	-1	-1	-1	-3
超音波 (腹部)	A	0	-1	0	-1
	D非圧縮	0	0	0	0
	D圧縮	0	0	0	0
超音波 (乳腺)	A	0	0	0	0
	D非圧縮	0	0	0	0
	D圧縮	0	0	0	0
CT (頭部)	A	-1	-1	-1	-3
	D非圧縮	0	0	-1	-1
	D圧縮	-1	0	-1	-2
CT (腹部)	A	-1	-1	-1	-3
	D非圧縮	-1	0	-1	-2
	D圧縮	-1	0	-1	-2

表2 ファイル方式の比較

瞭なので圧縮率の軽減などの検討が必要である。

(4)胸部X線写真については何れの方法でも診断的には使用に耐えないので、拡大や反転入力など入力方式の改善が必須である。との結論を得た。

3.2 入力方式による比較検討

頭部、胸部、側頭骨のCTを対象に、ファイル方式としてはデジタルの非圧縮と圧縮を用い、ハードコピーフィルムから入力した画像とCRTのCRTから直接入力したものとについてその画質を比較検討した。

入力 方式	CTの種類	ファイル	評価			
			1	2	3	計
H C R T	頭部CT	非圧縮	0	0	0	0
		圧縮	0	-1	0	-1
	胸部CT	非圧縮	0	-1	0	-1
		圧縮	-1	-1	-1	-3
	側頭骨CT	非圧縮	0	0	0	0
		圧縮	-1	0	-1	-2
C R T	頭部CT	非圧縮	-1	-2	-1	-4
		圧縮	-2	-2	-1	-5
	胸部CT	非圧縮	-1	-2	-2	-5
		圧縮	-2	-2	-2	-6
	側頭骨CT	非圧縮	-1	-1	-2	-4
		圧縮	-2	-1	-2	-5

表3 入力方式による比較

結果は表3のとうりであるが、(1)CRT入力では非圧縮でも画質劣化が著しく、診断に十分な画質は得られない。(2)ハードコピー入力の非圧縮ファイルではオリジナルと殆ど遜色ない画質が得られる。(3)ハードコピー入力の圧縮と非圧縮では鮮明さが明らかに異なるが、圧縮ファイルでも診断的には使用に耐えうる画質と判断される。との結論を得た。

3.3 ビデオアダプター入力の画質評価

C T画像をビデオカメラを介さずに直接VRSにのせるために、C Tから出力される映像信号をNTSC信号に変換するビデオアダプター（Adaptive Video 社製 AD/V-1 型）と伝送画素数512×480、グレースケール256階調の静止画伝送装置（NTT製ビジュアルメイト）を組み合わせて使用した。

このビデオアダプター入力によるC T画像の画質を検討する目的で、頭部、胸部、腹部のC T画像を対象にデジタルファイル非圧縮と圧縮の評価を行った。

結果は表4に示すが、（1）ビデオアダプター入力画像ではNTSC信号に変換する際に走査線の本数が削減されるためハードコピー入力に比較し明らかに画質が劣る。（2）ビデオアダプター入力でも非圧縮ファイルを行えば診断的には十分な画質が得られる。との結論となった。

C Tの 種類	ファイル	評価			
		1	2	3	計
頭部1	非圧縮	-1	-1	-1	-3
	圧縮	-1	-2	-2	-5
頭部2	非圧縮	-1	0	0	-1
	圧縮	-1	-1	-1	-3
胸部1	非圧縮	-1	-1	-1	-3
	圧縮	-2	-1	-1	-4
胸部2	非圧縮	-1	-1	0	-2
	圧縮	-1	-1	-1	-3
腹部1	非圧縮	-1	-1	-1	-3
	圧縮	-1	-2	-1	-4
腹部2	非圧縮	-1	0	0	-1
	圧縮	-1	-1	-1	-3

表4 C T画像のビデオアダプター入力

以上の画質評価の結果、胸部X線写真以外の画像に関しては原則としてハードコピー入力のデジタル非圧縮ファイルを使用、またC T画像伝送についてはビデオアダプター入力の非圧縮ファイルを使用すれば、臨床的な使用には問題の無い画質と判断された。

4. 放射線科読影室—手術室間の相互画像伝送によるモニター・コメントシステム

システムの構成は図2に示したとおりである。放射線科読影室に設置された装置としては先に述べた入力カメラ、高精細処理装置、マルチスキャンモニターの他、補足説明用の文字情報の入力に用いるスーパーインポザー、8桁の画面番号や画像データ圧縮の有無などを指定する情報入力制御装置、さらに手術室からの映像モニター、インターホン、ファクシミリなどがある。一方、手術室側には手術顕微鏡の映像を撮影するための水平解像度500本の高解像度ビデオカメラ、術野映像のための无影灯に設置されたカメラと手術室全景のための壁面に設置された水平解像度250本程

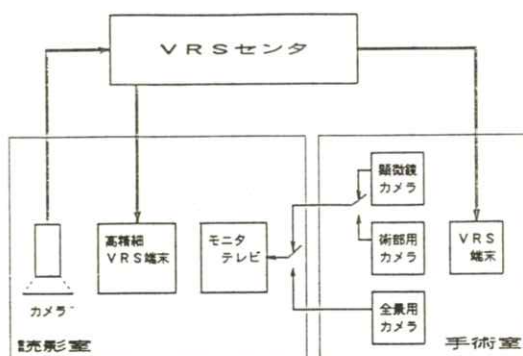


図2 読影室—手術室間の画像伝送システム

度のカメラの他、VRSモニタ、インターホンなどが置かれている。尚、手術室から読影室への約300mの映像伝送はメトリックケーブル（PCMジャンパ線）による平衡伝送により行っている。

具体的にはまず手術前日までに該当患者のCTや脳血管撮影など必要と思われる画像を放射線科読影室側で入力しセンターのDV Fに伝送登録。手術当日は読影室側で“他端末接続”と称される読影室端末と同じ画像を手術室端末にも表示する機能によりコントロールして、読影室で検索したものと同一画像を手術室側へ伝送する。原則として1画像10秒程度で次々と自動的に画像の種類が変わってゆく方法をとっているが、外科医の必要に応じて一定画像に固定することもできる。また、センターの回線接続装置の“同報チャンネル”を経由することによって、読影室の入力カメラで撮影した映像が手術室のモニター上にリアルタイムで伝送できるので、手術中に急に必要となった画像を送ることもでき、インターホンを使用して画像の各部位を指し示しながら会話することも可能である。

1988年4月以来約10か月間に27例の脳神経外科手術に利用し、計319画像（CT123画像、MRI51画像、脳血管撮影137画像、その他8画像）を登録し臨床的な評価を行った結果、外科医は手術の進行に合わせて必要な画像を得ることができ、放射線科医は手術室の様子や手術顕微鏡のビデオ画像を常時読影室でモニター可能となり、両者にとって極めて有用であった。

5. 緊急CT画像のリアルタイム伝送システム

システムの構成図は図3に示す通りである。当院では現在GE社製CT9800とCTmax640の2台のCT装置を使用しているが、これらの映像信号をビデオアダプターによりNTSC信号に変換し光ファイバー回線でセンターの回線接続装置・同報チャンネルを介して院内のVRS端末に動画として伝送するものである。

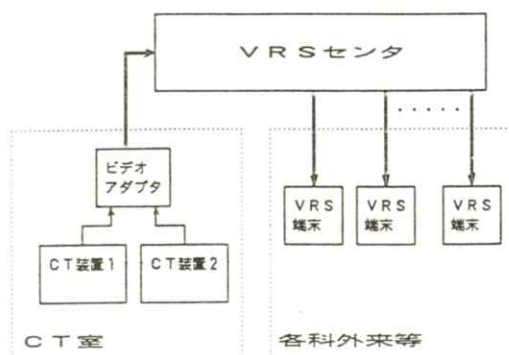


図3 緊急CT画像の伝送システム

結果的に各科の外来や病棟で何時でもCT装置のモニター画像を見ることが可能となり、緊急時に臨床医がCT室に駆けつける事無く検査や手術などの対応ができるようになった。また、放射線診断医は読影室でCT検査のモニターができる点でも極めて有用と考えられた。

6. 伊豆通信病院との間でのCT画像伝送システム

システムの構成図は図4に示す通りである。

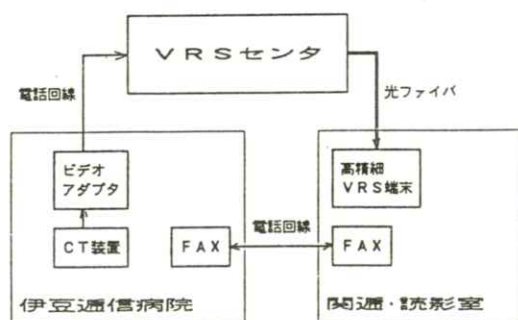


図4 伊豆通信病院とのCT画像伝送システム

伊豆通信病院では横河メディカル社製 Quantex CT装置を使用しているが、画像診断を専門とする医師が不在なので所見のコンサルトを目的に開発したシステムである。伊豆通信病院のCT室には先に述べたビデオアダプター、静止画伝送装置の他にファクシミリが設置されている。

具体的にはCT装置から発生する信号をビデオアダプターでNTSC信号に変換し静止画伝送装置により電話回線を使ってNTT白金局に伝送し、センターのデジタル静止画ファイル装置に登録。伝送登録終了時に伊豆通信病院より登録画面番号、患者の氏名・年齢・臨床情報などをファクシミリにより関東通信病院放射線科に通知。この情報をもとに診断医がVRS端末よりCT画像を検索し、読影結果をレポートとして再びファクシミリで送り返すものである。

尚、両病院間は約150km離れており、CT画像の伝送方法としては光ファイバー等の専用映像伝送回線を用いることが望ましいが、経済性を考慮し電話回線を利用することとしたのでCT1画像の伝送に約1分を要している。

1988年11月以来60症例（頭部CT41

例、腹部CT15例、胸部CT4例）に応用し約900画像の経験から評価を行った結果、伊豆通信病院では放射線科医雇用に係わる人件費を節減できコンサルト時間を短縮する効果が得られ、一方我々はCTのフィルムレスCRT診断を体験することができ、所謂 Teleradiology の有用性を確認することが出来た。

7. 結 論

VRSの医用画像伝送への応用を目的に画質評価を行い、臨床的に使用可能なレベルに達したので、3システムからなるMini PACSの構築を試み、臨床的な有用性を検討した結果一定の評価を得ることができた。

近年フィルム保管スペースの不足や多種多様の医用画像の発生などに起因してPACSには高い期待が寄せられており、一部の施設では市販のワークステーションを使用した実験システムの検討が行われているが、独自に開発した装置による実用的なシステムの臨床評価は少ない。

このシステムではビデオ入力を行いデジタル変換してファイルする形式のため、デジタル情報のオンライン伝送という理想とは若干差があるが、逆にモダリティー・メーカー・機種の違いなどに左右されず広く利用できる利点を有している。

また、カラー動画をもサポートできるので、顕微鏡写真・標本写真、さらに本来動画として情報の得られる超音波・シネ画像なども伝送できるのが特徴で、将来の利用範囲の拡大が期待される。

参 考 文 献

- 1) 横井省吾, 山崎祥治: N T T施設 38 No. 6
pp 1 ~ 8 (1986)
- 2) 横井省吾, 萩原泰夫, 神田 修: N T T施設
39 No. 11 pp 34 ~ 40 (1987)
- 3) 横井省吾, 近藤 学, 他: 信学会技報 IE 87
- 55, pp 103 ~ 110 (1987)

歯 科 用 X 線 フ ィ ル ム の 粒 状 性

— ウィナースペクトル測定の基礎的検討 —

山田 英彦*・高橋 伸年*・山本 晃司**・奥村 泰彦*

保刈 成志*・丹羽 克味**・金井 良維*

* 明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1

** 奥羽大学歯学部歯科放射線学講座 〒963 福島県郡山市富田町字三角堂31-1

(1988年10月8日, 最終1989年2月28日受理)

Granularity of Dental X-ray Film

— Fundamental Investigation of Wiener Spectrum Measurement —

Hidehiko YAMADA*, Nobutoshi TAKAHASHI*, Kouji YAMAMOTO**,

Yasuhiko OKUMURA*, Seishi HOKARI*, Katsumi NIWA**

and Yoshiyuki KANAI*

* Department of Dental Radiology Meikai University School of Dentistry
Keyakidai, Sakado, Saitama 350-02

** Department of Dental Radiology Ohu University School of Dentistry
Tomita, Koriyama, Fukushima 963

(Received October 8, 1988, in final form February 28, 1989)

We developed a 16 k dots $\times$ 100 lines Wiener spectrum measurement system using a microscope-television camera system. Heretofore, the granularity of film was evaluated from Wiener spectrum using Wiener spectral value in the spatial-frequency independent region, but this factor is determined by the measurement system and the film emulsion density and there were problems in the evaluation of granularity. We established a new method for evaluating the granularity from Wiener spectral values in the spatial-frequency independent region through Wiener spectrum measurement system that utilized a microscope-television camera system as the input device.

1. 緒 言

歯科用X線フィルム等の粒状性の評価でよく使われるウィナースペクトルの測定については、一般にマイクロフォトメーター入力による方法¹⁾が行われているが、走査スリットのサイズやフィルム濃度依存性など問題点も多い。

本研究は、歯科用X線フィルムの粒状性測定におけるこれらの問題点を考察するため、顕微鏡-テレビカメラ系を入力装置とした、16k dots × 100 lines の画像のウィナースペクトルを測定するシステムを開発し、既存のマイクロフォトメーター入力によるウィナースペクトルの測定も合わせて行い、両入力方法の違いがウィナースペクトル測定に及ぼす影響を比較検討した。その結果、心理的粒状性の一定試料照明による粒状性の評価³⁾に近い、単峰性の濃度依存性を持つ評価等が得られた。

2. 実 験 材 料

使用した歯科用X線フィルムは、Kodak 社製 EKTASPEED film EO-41 (咬合用フィルム) で、電子バットを用いて現像温度 22℃ にて 4 分間 攪拌現像を行った。フィルムは裏面乳剤を剥離したものを用い、濃度表示はフィルムベース濃度を測定濃度値から差し引いた片面乳剤のみの拡散光濃度 (これを **Emulsion Density** と呼び、**ED** と記す) とした。試料用フィルムの **ED** は、0.08, 0.12, 0.14, 0.20, 0.37, 0.55, 0.87 の 7 種であり、フィルムベース濃度は 0.12 であった。

3. 実 験 装 置

本実験のウィナースペクトル測定に用いた装置の構成を Fig.1 に示す。

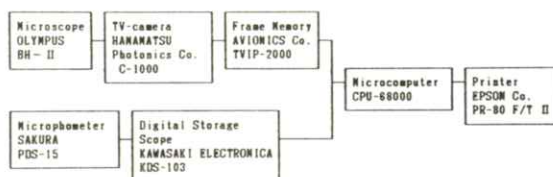


Fig. 1 Block diagram of two input systems for measurement of Wiener spectrum

顕微鏡-テレビカメラ系における入力は、オリンパス光学工業社製顕微鏡 BH-II 型 (対物レンズ S Plan Apo 40×, 撮影レンズ NFK 2.5×) で試料を 100 倍に拡大し、浜松ホトニクス社製テレビカメラ C-1000 を用いて日本アビオニクス社製フレームメモリ TVIP-2000 (512 × 512 × 8 bit) にデータを格納する構成である。

マイクロフォトメーター入力系は、小西六写真工業社製サクラ PDS-15 で走査した濃度分布を、川崎エレクトロニクス社製デジタルストレージスコープ KDS-103 (ラインメモリ: 2 k words) に格納する方法をとり、それぞれの入力系によりサンプリングされたデータをマイクロコンピュータで演算処理を行うシステムとした。

X線発生装置はヨシダ社製歯科用X線発生装置 VENUS 2000 (59.5 kV, 10 mA) を用い、FFD を 1980 mm で照射時間を調節しながら試料を作成した。

4. 入力系のレスポンス測定用試料

2 系統の入力系におけるそれぞれのレスポンスを測定するため、Fig.2 に示す試料を作成した。

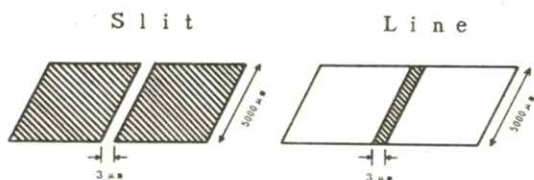


Fig. 2 Schemata of $3\mu\text{m}$ slit and $3\mu\text{m}$ line for measurement of impulse response

これらはスライドガラス上にクロームエッチング処理によって描かれたスリットと、それに対応する寸法のラインであり、クローム部分は可視光域で濃度 4 である。このスリットおよびラインを走査方向に対して垂直に置き、それぞれの系で入力してそのレスポンスを出力させた。

5. 実験方法

5.1 顕微鏡-テレビカメラ系入力による測定

この入力系における重要な問題点は、系の線形性が画像入力時からメモリー内格納までにおいて保たれているか、ということである。このため、顕微鏡の照明光量およびフレームメモリー前段部に設けられたコントラストとブライトネスを可変させ、照明光量とメモリー内の階調レベルとの間の線形性が保たれる範囲内で最大限のダイナミックレンジを確保することとした。照明光量の測定は、視野絞り上で測定した。

Fig.3 は、16 k dots $\times$ 100 lines のデータを

取り込むためのアルゴリズム説明図である。

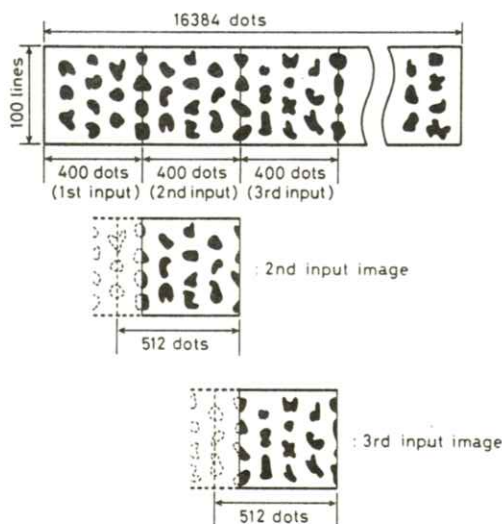


Fig. 3 Algorithm for continuous image input of 16 k dots $\times$ 100 lines

400 dots $\times$ 100 lines づつ試料ステージを横方向に移動させながら分割して取り込む方法を取り、その際、第 1 入力画像最後部での縦方向の粒子分布関数を求め、次に 400 点前後ステージを送り、第 2 入力画像前部 100 dots $\times$ 100 lines での縦方向の粒子分布関数をそれぞれ求める。この両者の関数の相互相関係数が 90 % 以上の相関を持つところで、2 つの画面をつなぎ合せ、またステージを送り同様な方法で第 3 入力画像を第 2 入力画像の最後部につなぎ合わせる、という手順で 16 k dots $\times$ 100 lines の入力画像をメモリー内に格納する処理を行った。この方法を使用することにより、ランダムな変動の統計的情報量を増し、また開口の影響も充分おさえられると考えた。

ホストメモリー上に格納された画像データは、1 line づつ 8 bit の階調を持った粒子分布関数として FFT を行わせ、それを 100 本加算しウィナ

ースペクトルを算出した。

この顕微鏡・テレビカメラ系入力走査スリットサイズは1画素当りの大きさに等しいので、系全体の拡大率から試料上で $0.72 \times 0.72 \mu m^2$ に相当する。また、1回の測定における試料フィルムの走査長は約1.18 mmである。

5.2 ミクロフォトメーター入力系による測定

ミクロフォトメーターの走査スリットサイズは、幅 $5 \mu m$ であり、走査速度は $0.2 mm/sec$ である。一方、デジタルストレージスコープのサンプリングレートは $2.5 msec/word$ 、電圧レンジは $10 mV/DIV$ であり、試料フィルムの走査長は $1.024 mm$ となる。得られた濃度変動分布からFFTを行いウィナースペクトルを算出した。測定は1試料につき5回の平均をとり測定データとした。

6. 実験結果

6.1 顕微鏡-テレビカメラ系入力での線形性

Fig.4 は、顕微鏡の照明光量に対するフレームメモリ画像の256階調レベル（以後グレーレベルという）を表わしたものである。フレームメモリ前段部のコントラスト（これをCと記す）とブライトネス（これをBと記す）のボリューム位置（0～6目盛）をパラメーターとして測定した結果、C:4, B:3のときグレーレベル50～210までが線形の中にあることが分かった。したがってグレーレベル50以下の部分を除き、しかもカメラを飽和させない照明光量でサンプリングさせるため、Fig.5 に示すような鏡筒の一部に全周

方向から拡散光を入射させ、一様にグレーレベルを引き上げる方法を取った。

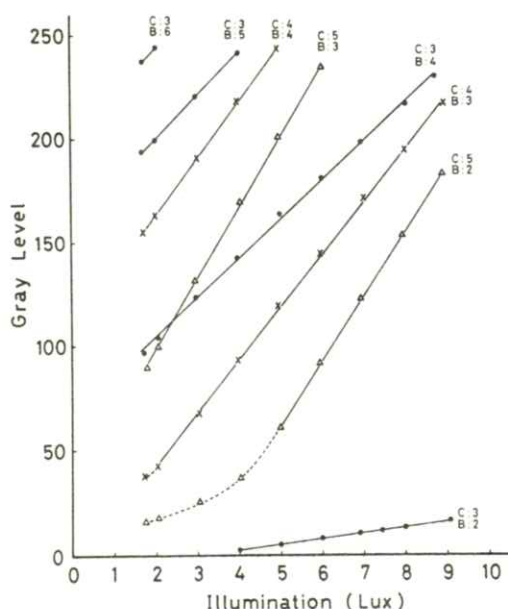


Fig. 4 Relationships between 8 bit gray level in a frame memory and a microscope illumination

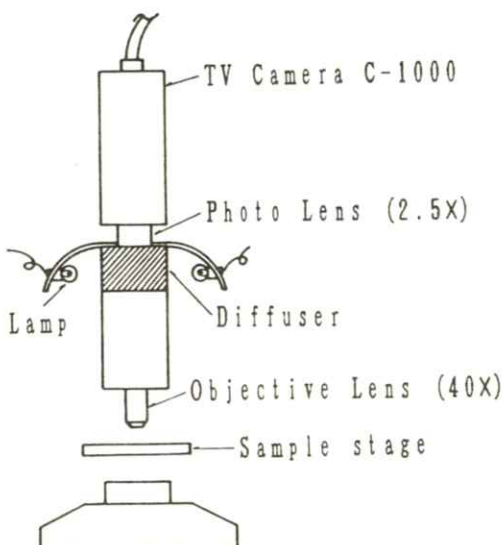


Fig. 5 Schema of the microscope-television camera system

6.2 2系統入力系の入力レスポンスの測定

6.2.1 ミクロフォトメーター入力系

Fig.2に示したスリットおよびラインの走査濃度曲線をFig.6に示す。スリットの走査濃度距離は、スリット手前180 μm ぐらいから濃度が減少し始め、スリットの急激な濃度変動をみせる走査距離は30 μm 程度もあり濃度変動量も大きい。

3 μm ラインの走査濃度曲線は、スリットとは対照的に濃度変動量は少なく、ライン幅も8 μm 程度であった。

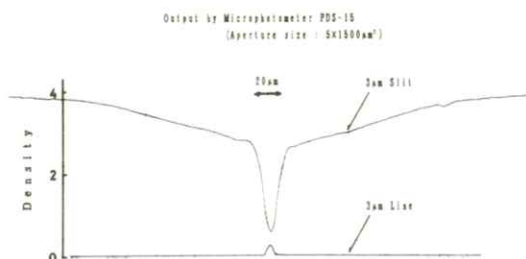


Fig. 6 Microphotometer records of 3 μm slit and 3 μm line

6.2.2 顕微鏡-テレビカメラ系入力

Fig.2に示したスリットおよびラインを顕微鏡-テレビカメラ系を介してフレームメモリーに記録し、それらの画像の中心部分を横切る画素列を取り出して書かせたものをFig.7に示す。ライン幅もスリット幅も共にほぼ原寸どおりの幅値を示し、グレーレベル変動量も両者の間に極端な差は見られなかった。

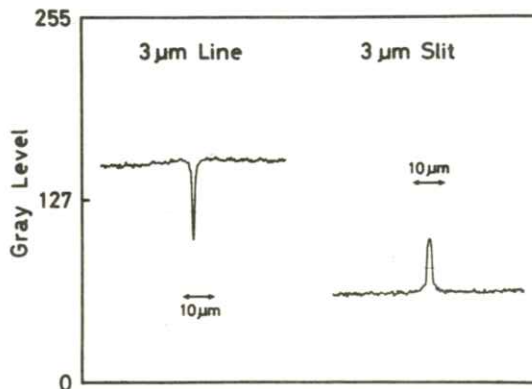


Fig. 7 One line scanning records with the microscope-television camera system by which the images are shown in Fig. 2

6.3 ミクロフォトメーター入力系による測定

6.3.1 試料フィルムの走査濃度曲線

試料フィルムの $D = 0.32$ ($ED = 0.20$) および $D = 0.99$ ($ED = 0.87$) の走査濃度曲線をFig.8に示す。低濃度では濃度変動が小さく、高濃度になるほど濃度変動が大きくなる傾向にあることが分かった。

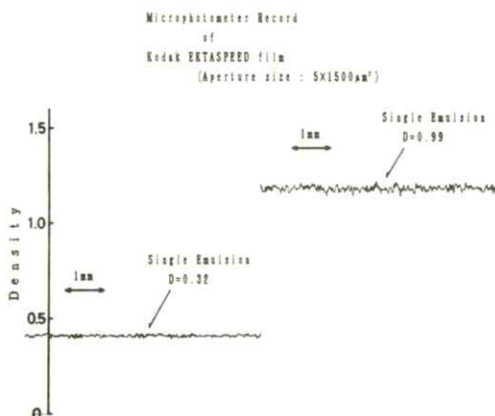


Fig. 8 Microphotometer records of Kodak EKTASPEED film

6.3.2 ウィナースペクトルの測定

各EDにおけるウィナースペクトル測定結果の2例をFig.9に示す。試料全体の傾向として、ウィナースペクトル値は空間周波数が約2から 30 mm^{-1} の間で多少の変動はあるが、空間周波数に対してほぼ無相関な一定値を保ち、 30 mm^{-1} 以上の高空間周波数領域では減少に転じている。ここで、ウィナースペクトル値の濃度依存性を表わしたものをFig.10に示す。横軸にED、縦軸にウィナースペクトル値をとり、 $10\sim 30\text{ mm}^{-1}$ の空間周波数無相関

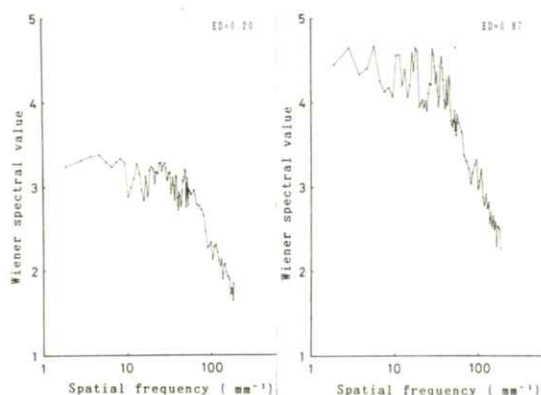


Fig. 9 Wiener spectra of Kodak EKTASPEED film obtained by microphotometer as the input device

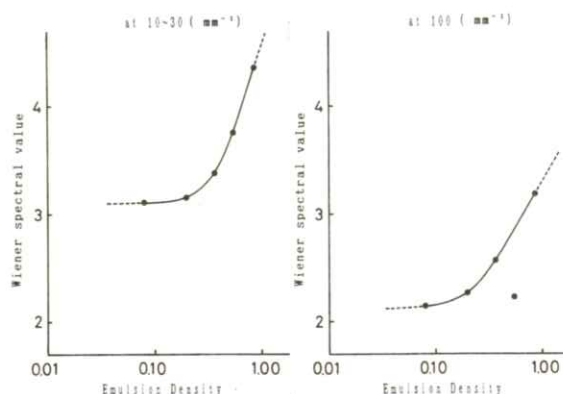


Fig. 10 Wiener spectra of Kodak EKTASPEED films obtained by microphotometer at two spatial frequency values

領域と 100 mm^{-1} の高空間周波数領域とに分けて示した。この結果から、両領域共に高濃度になるにつれてウィナースペクトル値が高くなる傾向にあることが分かった。

6.4 顕微鏡-テレビカメラ系入力による測定

6.4.1 試料フィルムのメモリー内画像における1 line 出力

各EDにおける試料を6.2.2と同様の方法で中心部分の画素列を取り出したもので、代表例をFig.11に示す。グレーレベル変動量は、ほぼ60～143までに存在し、ED=0.08の高レベルからED=0.87の低レベルまで、ED値に相関したグレーレベル値を示している。

6.4.2 ウィナースペクトルの測定

測定結果の2例をFig.12に示す。試料全体の傾

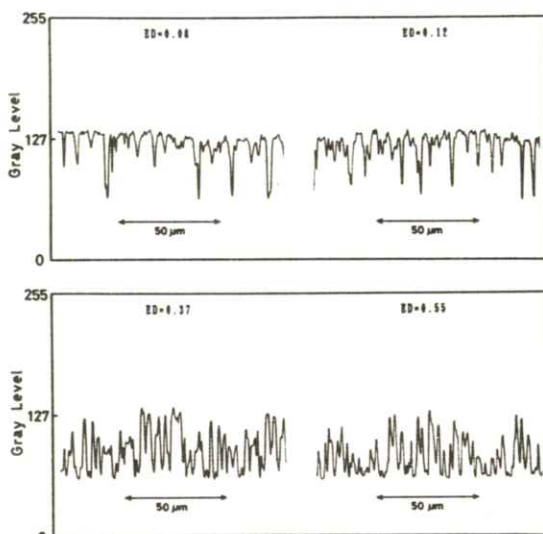


Fig. 11 One line scanning records with the microscope-television camera system by which the images are taken Kodak EKTASPEED film

向としては、約2から30 mm^{-1} の間で空間周波数に対してウィナースペクトル値はほぼ一定値を保ち、30 mm^{-1} 以上では減少する結果となった。また、ウィナースペクトル値の濃度依存性を Fig. 13に示す。ED = 0.08 から ED = 0.20 までウィナースペクトル値は上昇し、ED = 0.20 以上で減少する傾向にあることが分かった。

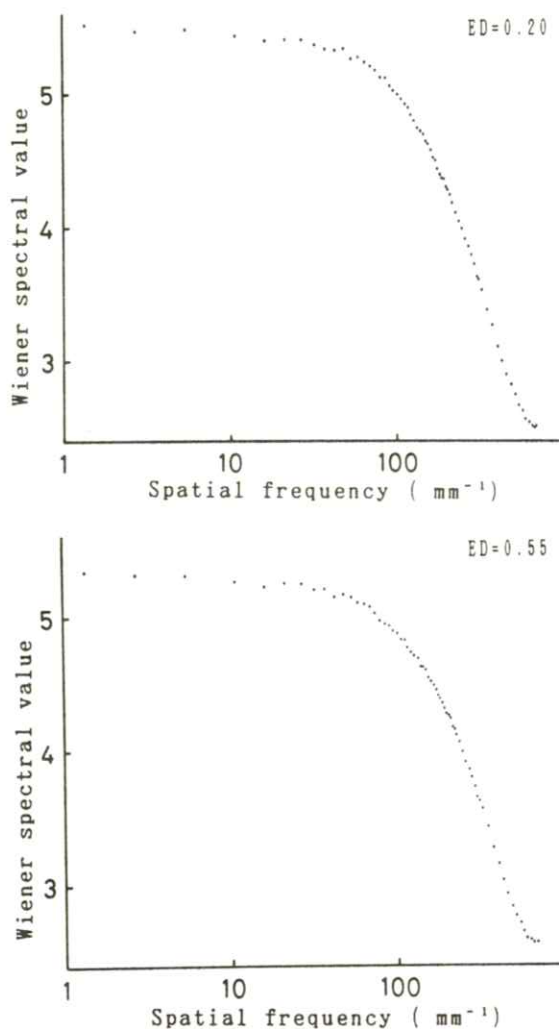


Fig. 12 Wiener spectra of Kodak EKTASPEED films obtained by microscope-television camera system as the input device

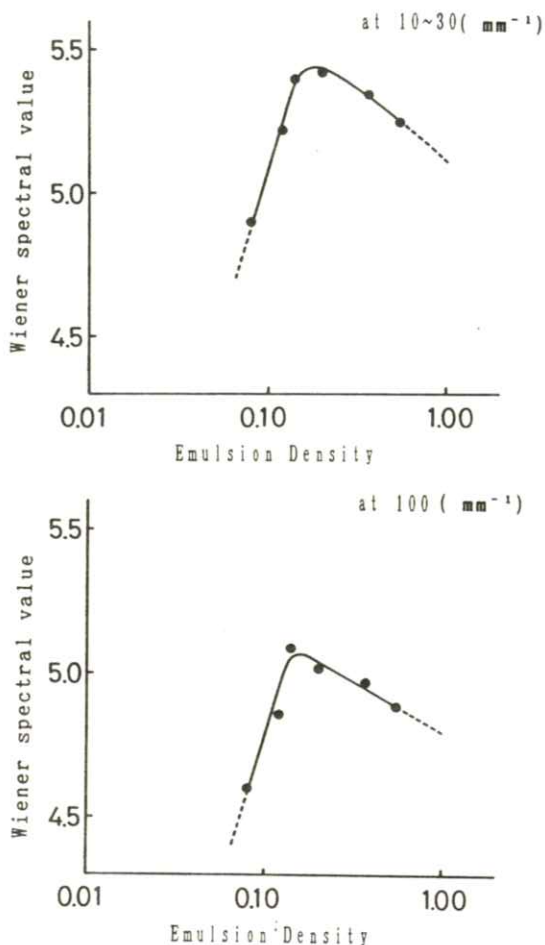


Fig. 13 Wiener spectra of Kodak EKTASPEED films obtained by microscope-television camera system at two spatial frequency values

7. 考 察

Fig.14に本研究で用いた2系統入力系の入カレスポンスの比較を示す。マイクロフォトメーターのレスポンスを見ると、被写体を照明する光束が3 μm ラインにより回折されて対物レンズに取り込まれていると考えられる。このため、3 μm スリ

ットのレスポンスでは非常に大きな濃度変動量を持つ被写体として評価され、 $3\mu m$ ラインでは逆に非常に小さな濃度変動量を持つ被写体として評価されてしまう。スリットおよびラインはフィルムの銀粒子間隔と銀粒子径に対応し、それらが走査方向に対して垂直に単一空間周波数特性を持って存在している状態として考えられる。したがって、スリットは高濃度フィルムにおける銀粒子集落の間から漏れる光束であり、ラインは低濃度フィルムにおける“まばら”に分布した銀粒子として理解している。本来、このスリットおよびラインは、ネガとポジが反転しただけの画像であり、同じ重みで入力されなければならない。しかし、このスリットおよびラインにおける入力レスポンスを、直ちに銀粒子の場合に当てはめることには問題があるが、傾向として理解することはできる。

一方、顕微鏡-テレビカメラ系の入力装置によるレスポンスは、スリットおよびライン共にほぼ同じ重みで入力されているのが分かった。グレーレベルは濃度とは異なり、これをそのまま濃度と同一次元で考えることには疑問があるが、これを透過率変動としてFFTの前処理で入力することは可能であり、この計算を行っても入力データの重みは同じであり、透過率変換後のウィナースペクトルも傾向は同じであると考えられる。

Fig.10に示したマイクロフォトメーター入力系による各フィルム濃度別のウィナースペクトルにおいて、濃度の増大に伴ってウィナースペクトル値が上昇し、特に空間周波数に無相関な領域における高濃度フィルムの低濃度フィルムに対するウィナースペクトル値の上昇は著しいものがあった。

Fig.13で示した顕微鏡-テレビカメラ系入力に

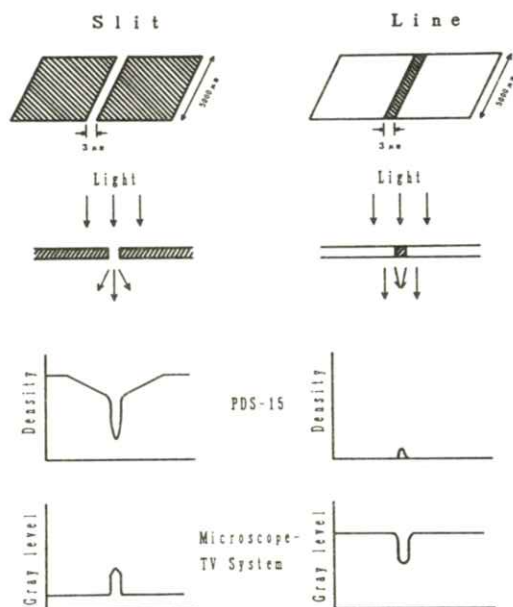


Fig. 14 Comparison of impulse responses between a micro-photometer and the microscope-television camera system

によるウィナースペクトル測定結果については、 $10 \sim 30\text{ mm}^{-1}$ の領域においては、 $ED = 0.20$ でのウィナースペクトル値をピークとした単峰性の濃度依存性を持ったものとなり、 100 mm^{-1} の領域では $ED = 0.14$ のウィナースペクトル値をピークとした同じく単峰性の濃度依存性を持ったものとなった。両者のピーク値の濃度ずれは、高空間周波数領域でのスペクトルの振動成分が部分的に関与したと考えられる。

一般に、ウィナースペクトルによるX線フィルムの粒状性の物理的評価は、低空間周波数領域における横軸に平行な部分のウィナースペクトル値で表わされている²⁾が、顕微鏡-テレビカメラ系でのウィナースペクトルを見ると、ある濃度値で粒状性が最も悪くなることが分かった。すなわち、濃度の低いフィルムでは、顕微鏡の視野において

明るいフィルムベースの中に“まばら”に銀粒子が分布している程度である。しかし、これをネガとポジが反転したフィルムを考えると、かなり高濃度のフィルムとなるが、先に述べた $3\mu m$ のスリットとラインの場合と同様に、スペクトルの重みは同じであると考えられる。そして、その中間程度の濃度、すなわち銀粒子あるいは銀粒子同士の集落が存在する不透明部分と、その他の透明部分とが同程度に混在しているフィルムでは、両者の相関により最も粒状性が悪くなる濃度値が存在する。

入力系の違いによる両者のウィナースペクトルの値は、濃度依存性を見ても大きく異なっているが、一定試料照明で行った心理的粒状性の評価における結果と顕微鏡-テレビカメラ系入力の場合とは、単峰性の濃度依存性という点で類似している。大上³⁾の実験結果では、この濃度は0.7前後であり、高橋^{4,5)}らは1.0~1.5という結果を出している。この心理的粒状性の最大濃度値と、顕微鏡-テレビカメラ系の粒状性の最大値との違いは、一定試料照明における光量の大小に相関していると思われるが、今後、この心理的粒状性との相関を含めた粒状性の総合評価について、さらに追求したいと考えている。

8. む す び

1. 顕微鏡-テレビカメラ系を用いた16 k dots $\times$ 100 lines のウィナースペクトルを測定するシステムを開発した。本システムは、テレビカメラという視覚系からのデータサンプリングが最大の特徴であり、これによって以下の特長を

有する。

- 対物レンズの交換による拡大率および被写界深度幅の可変ができる。
 - サンプル照明光量の可変によるダイナミックレンジの拡大が可能である。
 - 16 k dots $\times$ 100 lines の画像データによる十分な統計的情報量の確保。
 - 走査スリットサイズを任意に可変することが可能である。
2. 粒状性の新たな評価方法の一つとして、このシステムを用いた測定系により、空間周波数に無相関な領域である $10\sim 30\text{ mm}^{-1}$ の低周波数領域のウィナースペクトル値から、粒状性を評価する方法を導いた。Kodak 社製 EKTASPEED film では、 $ED = 0.20$ で最大となった。
 3. 心理的粒状性の一定試料照明による粒状性の評価と、顕微鏡-テレビカメラ系を入力装置としたウィナースペクトル測定結果における評価が、単峰性の濃度依存性を持つという点で類似した。

文 献

- 1) K. Doi: Jpn. J. Appl. Phys. **5** 1213 (1966)
- 2) 小寺吉衛, 小川正明, 砂屋敷忠, 他: 歯科放射線 **28** 16 (1988)
- 3) 大上進吾: 応用物理 **28** 531 (1959)
- 4) 高橋伸年, 土屋俊夫, 星野信明, 他: 城歯大紀要 **16** 387 (1987)
- 5) 高橋伸年, 土屋俊夫, 星野信明, 他: 城歯大紀要 **16** 394 (1987)

Pulsed X-ray Source Operated at High Repetition Rates for Biomedical Radiography

Eiichi SATO*, Satoshi KAWASAKI*, Hiroshi ISOBE*, Kei TAKAHASHI**,
Jutaro TAKAHASHI***, Yasuhisa YASUDA*** and Toru YANAGISAWA****

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

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

** Computer Research Center, School of Medicine, Iwate Medical University,

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

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

3-18-8 Ueda, Morioka 020, Japan

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

19-1 Uchimarui, Morioka 020, Japan

(Received March 2, 1989, in final form March 8, 1989)

A pulsed x-ray source operated at high repetition rates utilizing a triode for biomedical radiography is described. This source consisted of the following components: a high-voltage generator, a pulse condenser, a repetitive impulse switching system, a turbo molecular pump, and a pulsed x-ray tube having a cold cathode. The x-ray tube was of the triode type which was connected to the turbo molecular pump. The pulse condenser was charged from 30 to 100kV by the constant voltage generator and was discharged repetitively by an impulse switching system utilizing a frequency control system with a high time resolution. The maximum frequencies varied according to the charging voltage, the condenser capacity, and the current capacity of the high-voltage generator. The frequencies of this generator were less than 100Hz, and the pulse widths of the pulsed x-rays were less than 300ns. The effective focal spot size was determined by the diameter of the anode tip and ranged from 0.1 to 3.0mm in diameter.

1. Introduction

Pulsed power techniques have been applied to many kinds of radiation sources, e.g., electron beams^{1,2)}, laser beams^{3,4)}, and x-rays⁵⁻⁷⁾. In particular, pulsed x-ray sources have been applied to investigations of high-speed motions including the movements of biomedical objects⁸⁻¹⁰⁾.

For the biomedical application of the x-ray source, the maximum tube voltages of less than 150kV are employed in order to increase the image contrast between bones and muscles. Thus, the transmission lines of the high-voltage pulsers for these flash x-ray generators are quite simple. However, fine controls for the x-ray intensity, the quality, and the effective focal spot size are desired.

The repetitive pulsed x-ray source¹¹⁻¹³⁾ operated at a high repetition rate can be applied to two kinds of biomedical radiography: 1. the pulsed x-ray television system¹³⁾ utilizing an image intensifier (II) system for obtaining the frames of complete stoppage, and 2. the x-ray sources with high dose rates.

For this research, we developed a soft pulsed x-ray source operated at high repetition rates of less than 100Hz and measured the radiographic characteristics.

2. X-ray Source

The block diagram of the repetitive pulsed x-ray source having a triode is shown in **Fig. 1**. This source consisted of following components: a high-voltage generator, a pulse condenser, a repetitive impulse switching system, a turbo molecular pump, and a pulsed x-ray tube having a cold cathode. The pulse condenser was charged from 30 to 100kV by the constant voltage generator and was discharged repetitively by the impulse switching system utilizing a frequency control system (see **Fig. 2**). The condenser can be easily changed to the other capacities.

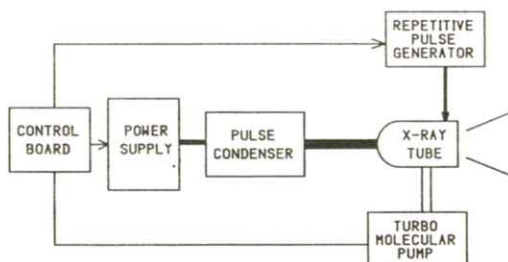


Fig. 1 Block diagram of the repetitive pulsed x-ray source utilizing a triode.

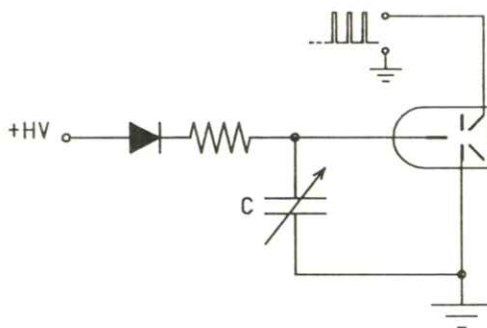


Fig. 2 Circuit diagram of this generator.

The repetitive impulse switching system employed the gas gap pulser system achieved with a high-speed thyristor with a maximum output voltage of about 30kV (see Fig. 3). The frequency control system produced the rectangular pulse by using an IC (ICL8038). The frequency was controlled by the variable resistor just beside terminal 8.

The x-ray tube was of the triode type which was connected to the turbo molecular pump, and consisted of the following major parts: a rod-shaped anode tip made of tungsten, a ring cathode made of molybdenum, a coaxial cable, and a ring trigger electrode made of iron. The trigger electrode was attached to the cathode electrode just inside of the x-ray window. The anode-cathode plane (A-Cp) space was adjusted from the outside of the x-ray window.

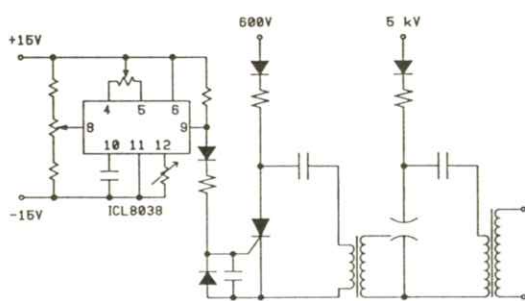


Fig. 3 Electric circuit of the repetitive impulse switching system.

3. Radiographic Characteristics

The single x-ray outputs measured by using a pin diode are shown in Fig. 4. The radiographic conditions are as follows: an anode diameter of 1.0mm, a cathode diameter of 12.0mm, a diameter of trigger ring of 12.0mm, A-Cp space of 3.0mm, and a total capacity of about 10nF. They displayed the single peak and the pulse height tended to increase when the charging voltage was increased. The rise times were quite long compared to those obtained by using the diode tube. The pulse width tended to increase according to increases in the condenser capacity, increases in the A-Cp space, and increases in the cathode diameter; their values were less than 300ns. The time integrated x-ray intensities of the single pulses increased when the charging voltages and the

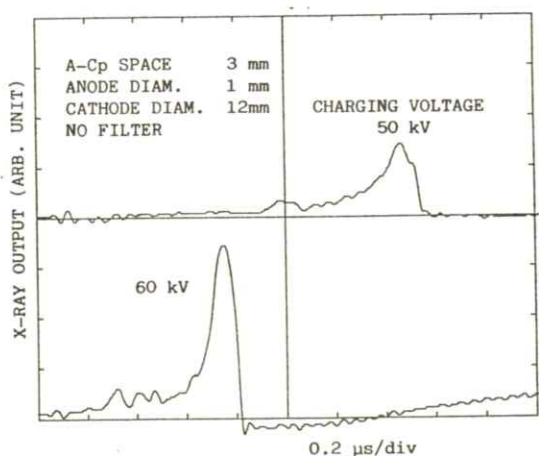


Fig. 4 Condenser charging voltage dependence for the single x-ray outputs at the indicated conditions.

capacities were increased, and the intensities under the previous conditions were less than 1.0×10^{-6} C/kg at 1m per pulse.

The anode voltages for this triode tube with a total capacity of about 500pF are shown in **Fig. 5**. The maximum frequencies varied according to the charging voltage, the total capacity of the generator, and the current capacity of the high-voltage power supply. Since the frequencies of the anode voltage were less than 100Hz, the repetition rate of the x-ray

pulses of less than 100Hz were obtained. Since the duration times of the x-ray pulses were very small values compared to the times of the repetition periods, the output of the repetitive x-rays could not be obtained by using a digital storagescope.

The effective focal spot sizes were primarily determined by the diameters of the anode tips and ranged from 0.1 to 3.0mm in diameter. The x-ray qualities of the x-ray source tended to become hard according to increases in the charging voltage and increases in the discharge impedance between the anode and cathode electrode.

4. Radiography

Fig. 6 shows a radiograph of a right hand achieved with a CR system¹⁴⁾. The radiographic conditions are as follows: a charging voltage of 50kV, a repetitive rate of 20Hz, an exposure time of 1.0s, and the electrode configurations as in **Fig. 4**. The image of the bones is clearly visible.

An angiograph of a uterus extracted from a rat by using a contrast medium consisting of mixture of Urografin and barium sulfate is shown in **Fig. 7**. This soft radiograph was achieved with Fuji Ix film with a charging voltage of 50kV, no filtering, a repetitive rate of 40Hz, an exposure time of 2.0min., and the other conditions as in previous figure. The

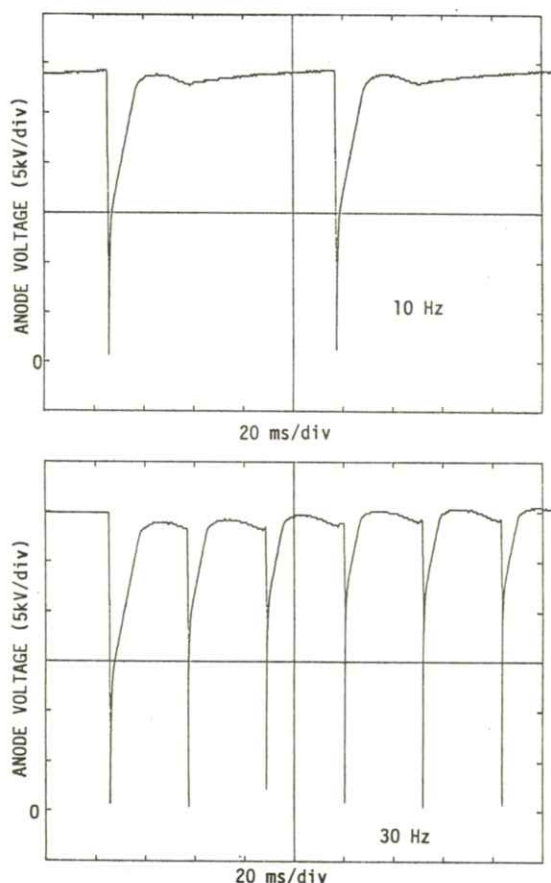


Fig. 5 Anode voltages for this triode tube at the indicated conditions.

images of the capillary vessels were observed with high contrast.

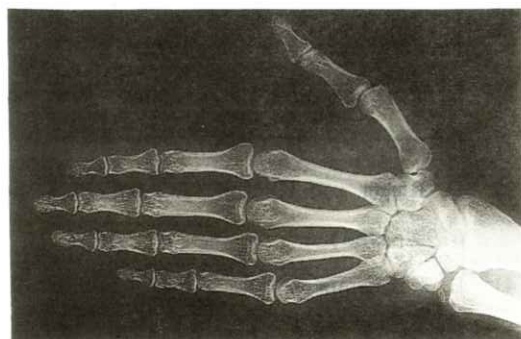


Fig. 6 A radiograph of a right hand achieved with a CR system.

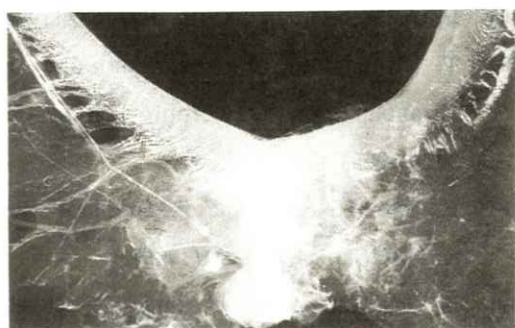


Fig. 7 An angiograph of a uterus extracted from a rat achieved with Fuji Ix film.

5. Discussion

This pulsed x-ray generator operated at high repetitive rates of less than 100Hz described in this paper was constructed in order to construct a pulsed x-ray television system utilizing the VTR and to obtain high dose rate x-rays using field emission.

Assuming that the charging line is the RC

circuit, the condenser charging voltage as a function of time $V(t)$ (before main discharge) is equivalent to the anode voltage and can be represented by the following equation:

$$V(t) = V_0 \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t}{RC}\right) \right\} \quad (1)$$

where V_0 is the DC output voltage of the power supply, R is the resistance, and C is the total capacity of the transmission line. Thus, the repetitive anode voltage $V_a(t)$ can be given by a Fourier series:

$$V_a(t) \approx a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos \frac{2n\pi}{T} t + b_n \sin \frac{2n\pi}{T} t \right)$$

$$a_0 = V_0 \left\{ 1 - \frac{1}{\alpha} (1 - e^{-\alpha}) \right\}$$

$$a_n = -\frac{2\alpha V_0}{\alpha^2 + (2\pi n)^2} (1 - e^{-\alpha})$$

$$b_n = -\frac{4\pi V_0 n}{\alpha^2 + (2\pi n)^2} (1 - e^{-\alpha})$$

$$\left(\alpha = \frac{T}{RC} \right) \quad (2)$$

where T is the repetition period. In order to obtain the stable discharge by using the saturating anode voltage of $V_a(t) = V_0$, T must be selected to have the value of $T > 4RC$. When a high-repetition rate of more than 30Hz is employed, it is necessary to control the RC

conditions according to the following condition for preventing the damped oscillation (c.f.

Fig. 5)

$$R^2 - \frac{4l}{C} \geq 0 \quad (3)$$

where l is the inductance of a small value inside the condenser.

The pulsed x-ray radiography achieved with the plural pulses of about 5 or 10 shots yield the best results in order to obtain the stable x-ray intensities. And the intensity ratio can be increased by increasing the repetitive rate.

For the pulsed x-ray television system, since the electromagnetic noise which was primarily caused by the main discharge inside the gas gap switch was decreased by eliminating a gas gap, the noise-free images produced by the II system can be realized.

Acknowledgments

The authors wish to thank P. Langman, K. Nakadate and R. Ishiwata of Iwate Medical University, and many reseachers of Japanese Association of Applied Radiation for helpful support in this research. 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) A. Mattson, O. Steinvall and A. Widen: *Physical Scripta* **5** 224 (1972)
- 2) D. R. Kania and L. A. Jones: *Rev. Sci. Instrum.* **57** 863 (1986)
- 3) H. Rieger and K. Kim: *J. Appl. Phys.* **54** 6199 (1983)
- 4) L. F. Champagne, A. J. Duras and N. W. Harris: *J. Appl. Phys.* **62** 1576 (1987)
- 5) R. Germar: *J. Phys. E: Sci. Instrum.* **12** 336 (1979)
- 6) E. A. Webster Jr.: *SPIE* **348** 682 (1982)
- 7) T. Yamamoto, K. Shimoda and K. Hirano: *Jpn. J. Appl. Phys.* **24** 324 (1985)
- 8) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: *Rev. Sci. Instrum.* **57** 1399 (1986)
- 9) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al.: *Jpn. Radiol. Phys.* **7** 7 (1987)
- 10) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al.: *Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci.* **6** 19 (1989)
- 11) C. B. Collins, F. Davanloo and T. S. Bowen: *Rev. Sci. Instrum.* **57** 863 (1986)
- 12) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al.: *SPIE* **981** 202 (1988)
- 13) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al.: *Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci.* **6** 50 (1989)
- 14) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al.: *Radiology* **148** 833 (1983)

Single-Flash X-ray Source Utilizing a Triode for Biomedical Radiography

Hiroshi ISOBE*, Eiichi SATO*, Satoshi KAWASAKI*, Katsuaki SASAKI*,
Takeshi AKITSU**, Shoukou OIKAWA**, Yoshiharu TAMAKAWA**,
Toru YANAGISAWA**, Hiroyasu ARIMA***, Haruo OBARA****,
Yutaka OHTA****, Shogo SUZUKI**** and Hiroshi SEINO****

* Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,
3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

** Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,
19-1 Uchimaru, Morioka 020, Japan

*** Central Radiation Center, Tohoku University Hospital,
1-1 Seiryō-cho, Sendai 980, Japan

**** Department of Radiology, School of Biomedical Technology, Tohoku University,
1-1 Seiryō-cho, Sendai 980, Japan

(Received March 2, 1989, in final form March 8, 1989)

A high-intensity single-flash x-ray generator utilizing a triode is described. This generator was constructed in order to obtain the stable flash x-rays at the low operating voltage of about 50kV and consisted of the following components: a high-voltage power supply, a coaxial oil condenser of 100kV-200nF, a gas gap switch having a high-energy trigger device, a low-impedance coaxial transmission line, a turbo molecular pump, and a x-ray tube of the triode type. This generator may be used for condenser charging voltages of 40-100kV and the peak currents of 10-40kA. The pulse widths of the flash x-rays were almost constant and their values were about 300ns. The time integrated x-ray intensity varied according to the charging voltage, anode-cathode (A-C) impedance, and the diameter of the anode rod and its maximum value was about $5 \times 10^{-6} \text{ C/kg}$ at 1m per pulse. The effective focal spot was primarily determined by the diameter of the anode tip, and it ranged from 0.5 to 3.0mm in diameter. The x-ray quality of flash x-ray source tended to become hard according to increases in the charging voltage and to increases in the A-C impedance.

1. Introduction

Recently, various types of flash x-ray generators and their radiographic systems have been applied to the high-speed radiography for investigations of high-speed motion¹⁻⁴⁾. For the biomedical applications, the high-intensity generators have been developed by the authors⁵⁻¹⁰⁾ since this high-intensity can increase the signal-noise ratio of the radiographic image.

A defect of these generators utilizing the diode tube was the deviation of the x-ray intensity at the low charging voltage of about 50kV. For resolving this problem, a new high-intensity flash x-ray tube was developed which had a trigger electrode for producing electrons which facilitate the main discharge.

For the flash x-ray spectra coming from diodes with a short A-C space (small gap impedance), since the high tube currents are generated, there is a large amount of soft components caused by the plasma x-ray source^{5, 11, 12)} which consists of the mixture of tungsten ions and electrons. And the anode tips were vapoured and damaged by the high tube current²⁾.

For this research, we developed a single-flash x-ray generator utilizing a triode tube operated in the region of less than 100kV and investigated the x-ray characteristics.

2. Generator

The block diagram of the single-flash x-ray generator utilizing a triode is illustrated in Fig. 1. This generator consisted of the following components: a high-voltage power supply, a coaxial oil condenser of 100kV-200nF, a gas gap switch having a high-energy trigger device, a low-impedance coaxial transmission line, a turbo molecular pump, and a x-ray tube.

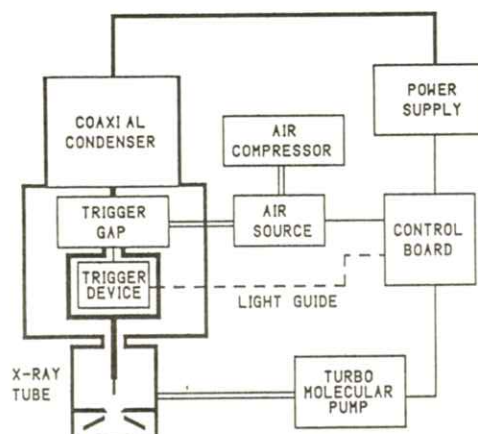


Fig. 1 Block diagram of the single-flash x-ray generator utilizing a triode.

The circuit diagram of this generator is shown in Fig. 2. The simplest type of coaxial transmission line was employed for decreasing the body impedance of the pulser. The pulse condenser was charged from 40 to 100kV and the electric charges were discharged by a gas gap switch utilizing a high-energy trigger device with a small gas gap pulser (see Fig. 3). When the light pulse was input to

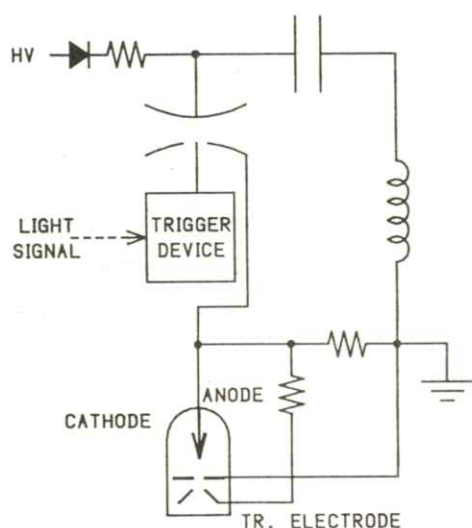


Fig. 2 Transmission line of this generator.

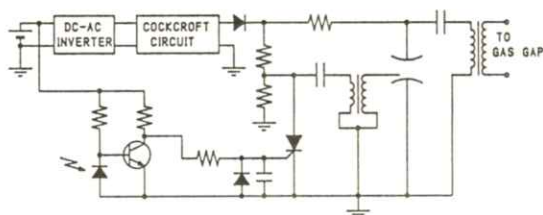


Fig. 3 Circuit diagram of the high-energy trigger device.

the photo diode, the electric signal from the diode was amplified to an electric pulse of a few volts by a transistor and transmitted to a high-speed thyristor. When the amplified thyristor output of about 8kV (produced by using a pulse transformer) stimulated the trigger electrode of the small gas gap pulser, an extremely amplified signal of about 50kV was produced by the high-voltage pulse transformer. The trigger electrode was connected

to the anode electrode through a high-voltage resistor.

Fig. 4 shows the structure of the high-intensity demountable x-ray tube of the triode type. This tube consisted of the following parts: a rod-shaped long anode tip made of tungsten with a length of about 100mm, a ring cathode made of molybdenum, a ring trigger electrode made of iron, and the return rods. The trigger electrode was attached to the cathode electrode just inside the x-ray window, and the space between the cathode and trigger electrodes was less than 0.5mm. The anode-cathode plane (A-Cp) space was adjusted from the outside of the x-ray window for controlling the anode-cathode (A-C) impedance.

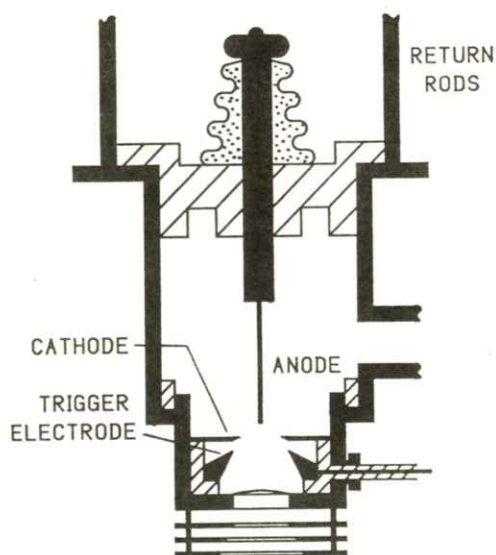


Fig. 4 Schematic drawing of the high-intensity demountable x-ray tube of the triode type.

3. Radiographic Characteristics

The flash x-ray outputs measured by using a pin diode are shown in Fig. 5. The radiographic conditions are as follows: an anode diameter of 1.0mm, a cathode diameter of 15.0mm, a trigger ring diameter of 15.0mm, and an A-Cp space of 3.0mm. The output displayed a double peak, and the pulse height tended to increase when the charging voltage was increased. The rise times were comparatively long because the triode tube had a high

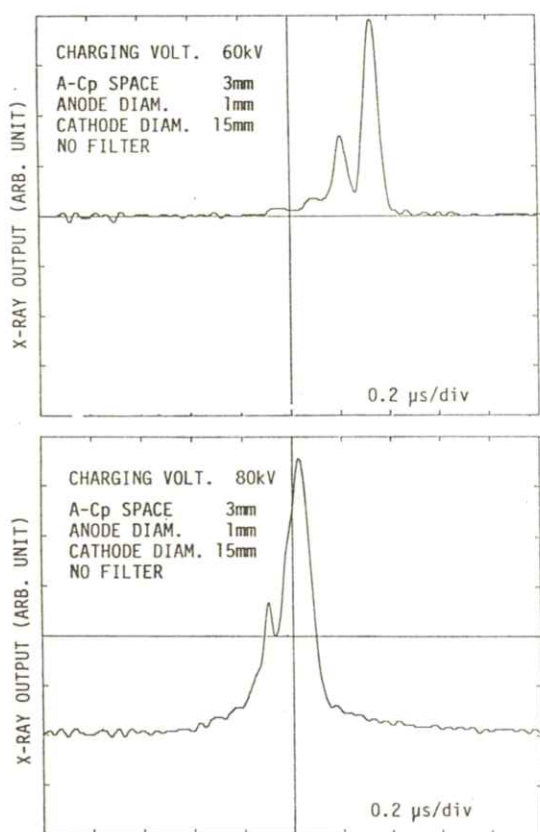


Fig. 5 Flash x-ray output according to changes in the charging voltage.

A-C impedance. The pulse widths were almost constant and their values were about 300ns. The time integrated x-ray intensities of the flash x-rays under the previous conditions increased only when the charging voltages were increased due to the high A-C impedance. The maximum intensities at these conditions were about 5.0×10^{-6} C/kg at 1m per pulse.

The effective focal spot sizes were primarily determined by the diameters of the anode tips, and their values were less than 3.0mm in diameter. But when the plasma x-ray source was produced at the anode tip, an expansion of the effective focal spot was observed. The x-ray qualities of the x-ray source tended to become hard according to increases in the charging voltage and increases in the discharge impedance between the anode and cathode electrodes.

4. Radiography

Fig. 6 shows a flash radiograph of a hen achieved with this generator, and the radiographic conditions are as follows: a condenser charging voltage of 80kV, a film-focus distance of 1.0m, no filtering, and the other radiographic conditions as in Fig. 5. The fine structure inside of the body and the bones of the wings are clearly visible. By using this generator, the high-speed radiographs of various portions of the human body can be obtained.

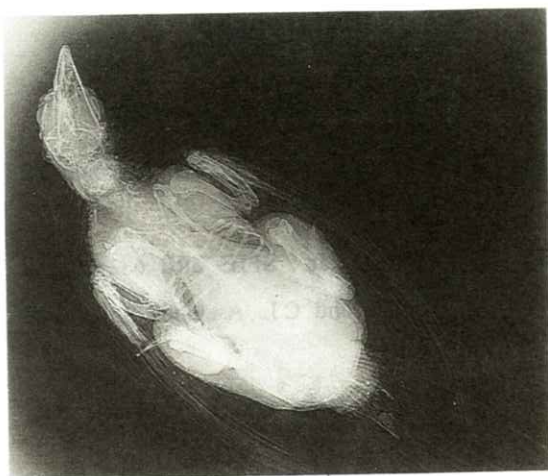


Fig. 6 A flash radiograph of a hen.

5. Discussion

The fundamental studies for this single flash x-ray generator was performed in order to produce stable x-rays in the low charging voltage region of about 50kV, and it was possible to decrease the tube current by increasing the A-C impedance caused by the long radiation gap. Since this generator has been just developed, details of the x-ray characteristics have not been measured.

For the trigger current, $j(t)$ is approximated by the following equation:

$$j(t) = V(t) / (R + Rg(t)) \quad (1)$$

where $V(t)$ is the tube (anode) voltage, R is the trigger resistance, and $Rg(t)$ is the discharge resistance. In these experiments, trigger resistors of 500k-10M Ω were employed, but the x-ray intensities seldom varied according to

changes in the resistance values.

Generally, the flash x-ray pulse width achieved with a diode tube tends to increase as the A-C space is made larger. But it is not easy for the diode tube to produce flash x-rays with a long pulse width of about 300ns, and the spark discharge inside of the x-ray tube with a large impedance is not stable.

The x-ray quality of the source was determined by the average voltage of the x-ray tube, and the time average value $\langle V \rangle$ is given by the following equation:

$$\langle V \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{V_c(t) \cdot Z(t)}{Z_0 + Z(t)} dt \quad (2)$$

where T is the duration time of the flash x-ray, $V_c(t)$ is the condenser voltage, $Z(t)$ is the A-C impedance, and Z_0 is the body impedance of the pulser. Thus, the A-C impedance of this triode is considered to be a large value, and a harder x-ray quality (compared to one obtained by using a diode tube) was obtained. When the plasma x-ray sources were focused, the efficiency of the electron beam to the x-rays rapidly increased. But this source consisted of the low photon energy components of less than 10keV.

For the electrode configurations, long anode tips were desired in order to converge the electron beams to the anode tips.

Acknowledgments

The authors wish to thank P. Langman, K. Nakadate and R. Ishiwata of Iwate Medical University, and many researchers of Japanese Association of Applied Radiation for helpful support in this research. 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) L. Bryant: SPIE **189** 401 (1978)
- 2) R. Germar: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 3) E.A. Webster Jr.: SPIE **348** 682 (1982)
- 4) J.J. Trimble and C.L. Aseltine: SPIE **348** 688 (1982)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al.: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987)
- 7) H. Isobe, E. Sato, S. Oikawa, et al.: Information Display Journal **28** 329 (1987)
- 8) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al.: SPIE **981** 202 (1988)
- 9) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al.: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **6** 19 (1989)
- 10) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al.: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **6** 50 (1989)
- 11) T. Yamamoto, K. Shimoda and K. Hirano: Jpn. J. Appl. Phys. **24** 324 (1985)
- 12) L.A. Jones and D.R. Kania: Phys. Rev. Lett. **55** 1993 (1985)

I 第 9 3 回 研 究 会 記 事

第93回研究会は開催予定日（2月23日）が大喪の礼の前日になりましたので、下記の日時に変更して開催しました。

日 時 平成元年3月2日（木） 10：00～17：00

場 所 関東通信病院7階講堂

出席者 約30名

プログラム

特別講演 10：00～12：00

病院における医用画像情報の電子ファイルについての一考察

— 技術的問題と経済的問題のバランスについて —

関東通信病院附属医用情報研究所部長 三宅浩之先生

医用画像電送応用実験の現状について

— 実験システムの構成と臨床医療応用面からの評価について —

脳外科手術画像電送実験

伊豆通信病院CT画像伝送レポーターティングシステム実験

関東通信病院放射線科部長 前原忠行先生

見 学 13：00～14：00

Video Response System の応用実験システム見学

脳外科手術画像電送実験

伊豆通信病院CT画像伝送レポーターティングシステム実験

研究発表 14：00～17：00

(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、林 英樹、金森仁志

(2) 三極管型高安定フラッシュX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 佐々木勝秋，秋津武志，及川昭弘，玉川芳春，
柳沢 融

東北大・放射線部 有馬宏寧

東北大・医 短 小原春雄，太田 温，鈴木正吾，清野 浩

(3) 三極管型冷陰極X線装置の試作

岩手医大・物理 磯部 寛，佐藤英一

岩 手 大 ・ 農 高橋寿太郎，安田泰久

岩手医大・放科 柳沢 融

(4) 光子エネルギーがノンスクリーンフィルムの粒状性におよぼす影響

東 北 歯 科 大 学 丹羽克味

明海大学歯学部 山田英彦

(5) エネルギーサブトラクションX線テレビシステム(2)

— 2 m s の差分像 —

電 通 大 能弾長作，深川浩志，鈴木洋一，長谷川伸

筑 波 大 秋貞雅祥

高エネルギー研 安藤正海，兵藤一行

九 大 豊福不可依

埼 玉 医 大 西村克之

防 衛 医 大 竹中栄一

Ⅱ 理 事 会 議 事 録

日 時 平成元年3月2日 12:00～13:00，16:00～16:30

場 所 関東逋信病院

出 席 者 内田，佐々木，長谷川，磯部，松井，田中（代理），樋口（代理），金森

1. 平成元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。
2. 本年は本会の前身の RII 研究会の創立25周年に当たるので94回研究会と併せて25周年記念行事を行うことにした。

3. 95回研究会を平成元年10月7日(土)に浜松で開催することに決定した。96回研究会(平成2年2月)の第一候補地としてつくば市(高エ研または筑波大)をあげた。

新 入 会 員

☆正会員

No	氏 名	勤務先および所在地	電 話
375	木 内 繁 夫	山形大学医学部付属病院放射線部 〒990-23 山形市飯田西2-2-2	0226-33-1122
376	鈴 木 敦	帝京大学医学部付属病院中央放射線部 〒173 東京都板橋区加賀2-11-1	
377	浜 中 大三郎	関西電力病院 〒553 大阪市福島区福島2-1-7	06-458-5821
378	木 村 真 吾	岩手医科大学教養部物理 〒020 盛岡市本町通3-16-1	0196-51-5111 内 5032
379	志子田 有 光	同 上	
380	箱 島 実	〒176 東京都練馬区土支田3-35-27	03-867-1270

会 員 移 動

No	氏 名	変更項目
218	永 野 淳 子	住 所 〒133 東京都江戸川区西小岩3-8-10 ローズハイム 202 号室・
369	呉 隆 進	住 所 〒653 神戸市長田区上池田1-8-9
144	塩 沢 隆 広	勤務先 横河電機㈱システム開発事業部第一技術部三課 〒180 武蔵野市中町2-9-32 TEL 0422-54-3336
109	小 島 克 之	勤務先 常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科 〒431-21 浜松市都田町1230 TEL 0534-28-3511

- 266 福島重広 勤務先 九州工業大学情報工学部制御システム工学科
〒820 福岡県飯塚市大字川津680-4
TEL 0948-28-5551, 5606
- 189 津田元久 勤務先 東京工芸大学工学部
〒243-02 神奈川県厚木市飯山1583
TEL 0462-41-0454

————— 賛 助 会 員 名 簿 —————

平成元年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(株)	東 芝
エックスライド鳥栖研究所	東 芝 特 機 電 子 (株)
化成オプトニクス(株)	東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)
コダック・ナガセメディカル(株)	東 和 放 射 線 防 護 設 備 (株)
コ ニ カ (株)	ト ム ソ ン ジ ャ パ ン (株)
三 洋 電 機 (株)	(株) ナ ッ ク
シーメンス旭メディテック(株)	日 本 電 気 (株)
(株) 島 津 製 作 所	浜 松 ホ ト ニ ッ ク ス (株)
シ ャ ー プ (株)	(株) 日 立 メ デ ィ コ
セイコー・イーザーアンドジー(株)	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
築 地 ソ フ ト (株)	松 下 電 器 産 業 (株)
中 央 精 機 (株)	横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム (株)
デュボンジャパンリミテッド	(計25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）

The Society for Computer Applications in Radiology (SCAR) **is for you, if you:**

- use computers
- run a radiology department
- buy computer-based imaging equipment
- are in research involving computers in radiology

At last, there is a Society for all of us who are realizing that computers are becoming an indispensable part of our daily radiologic practices. Computer generated and manipulated images, image transmission and display, radiology information management, and decision support systems are all becoming an important part of state-of-the-art radiology. We all have to use computers today in radiology, whether we enjoy working with them—or find them aggravating.

The Society for Computer Applications in Radiology (SCAR) has been formed to help you to stay abreast of what's new, help you understand existing computer-based technology, and surround you with a network of others who share your belief in the importance of computers in radiology. **As a member, you are invited to attend our first membership meeting on Wednesday, November 30, at RSNA in Chicago. Please contact the SCAR office at (717) 763-7053 for more information.**

Here are some of the benefits of membership:

- A subscription to **The Journal of Digital Imaging**, a new publication from the W. B. Saunders Company, edited by Roger A. Bauman, M.D., of Massachusetts General Hospital.
- Reduced registration fees to attend selected conferences, such as the 10th Conference on Computer Applications in Radiology, which is being planning for the Spring of 1990.
- Participation in specific projects and interest groups.
- Networking with colleagues, which is ultimately the best form of exchange for new ideas and concepts.

For more information on this exciting new opportunity and membership benefits, call (717) 763-7053 or write to SCAR Memberships at the Society for Computer Applications in Radiology, P.O. Box 608, Camp Hill, Pennsylvania 17011-0608.

══════ 編 集 後 記 ══════

光陰矢のごとく過ぎて、R I I 研究会が発足してから25周年を迎えることになりました。誠に御同慶の至りであります。発足当時は、1年か2年で目的とする研究（主として空間周波数解析）は終わるだろうと言われた先生も居られましたが、とんでもない事で、新しい不可解な問題がいくらかでも出てきています。MTF、ウィナースペクトルの測定ですら、まだ確立されたとは言えません。情報理論の適用や、画質の総合評価に至っては、まだまだこれからです。一方では、会の名称を変更したように、創立当時の目的から脱皮せねばなりません。

当時のアルバムを開けると、内田先生、竹中先生等のお若い時の写真が出てきました。機会があれば25年前の発会までの資料と写真を公開しようと思っています。今回パーティーを企画した「新東洋」は、昭和38年12月21日に設立準備会を行ったあとで、会食、宿泊した思い出深い所です。多数出席されて盛会になるよう期待しています。このような地道な研究会を、25年間も続けることができたことは、歴代の会長、事務局の先生方の御努力と、正会員、賛助会員の皆様方の暖かい御協力の賜です。厚く御礼申し上げます。

なお、古い会員の方で、第7回研究会記事（数ページのガリ版刷り）をお持ちの方は、コピーを事務局宛にお送り下さい。古い資料を極力保存していたつもりでしたが、これだけが抜けていたもので、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) 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) 山 田 正 良 (京都工繊大)	1989年5月5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子情報工学科内 電話 075(791)3211 (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)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 電子情報工学教室内
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

会員番号

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)

所在地〒

TEL

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20回画像工学コンファレンス論文募集

-Japan Imaging Technology '89-

画像工学コンファレンスは、1970年に第1回が開催されてから今回で20回を迎えることになりました。その間、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に大いに寄与してまいりました。本年は第20回を記念して21世紀への対応を考えると共に新たな発展を期し第20回画像工学コンファレンスを開催することにいたしました。

各関連学会・研究会の会員諸氏からの積極的な発表・応募をお願いします。

日時 1989年12月12日(火)・13日(水)・14日(木)

場所 ABC会館ホール(東京・芝公園)

趣旨 画像工学は、画像情報を扱う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性化することを目的としています。また、本年は20回を記念して、“画像とヒューマンインタフェース”の観点から画像工学の今後の動向を展望することを予定しています。

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おこないます。ポスタ講演はポスタ会場の決められた場所、図表・写真・実物等を示し、興味を持つ聴衆と自由に質疑・討論を交わしながら研究発表をおこなうものです。招待および一般講演については「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、特別講演と各分野の将来像に関する招待講演も予定しております。講演はすべて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・理解・処理・計測などの基礎・材料・デバイス・システム・方式・応用・評価等に関連する内容を募集対象とします。“画像とヒューマンインタフェース”に関するセッションとして、「画像の知覚と検出」「DA/DTP」「AI応用画像処理」「ハードコピー」「画像表示・ソフトコピー」「医用画像」などを予定しています。これらに関連する論文の応募を歓迎します。

応募資格 とくにありません。

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(予定)

講演申込方法 A4横書でタイトル・著者・図表などを含め2枚以内の内容概要と、必要事項を記入した講演申込書(コピー可)を下記の送付先にお送りください。

講演申込締切 1989年7月5日(水) 必着

論文集原稿 採択論文については一般、ポスタとも、図・表・写真を含め7000字以内のカメラレディ原稿(タイプまたはワープロ)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月中旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 1989年10月25日(水) 必着

主 催 第20回画像工学コンファレンス実行委員会

(担当 画像4学会:画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本印刷学会)

加盟学会・委員会 応用物理学会分科会日本光学会、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・光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、日本医用画像工学会、SPIE日本支部。

送付先・問い合わせ先 〒105 東京都港区浜松町2-12-14 第2日化ビル 連企画気付

「第20回画像工学コンファレンス事務局」 ☎ 03(433)2543 FAX03(433)2544

題 目		
講演形式 の希望	使用機器	☎ :
☐ ポスタ	☐ VTR	FAX:
☐ 一 般	☐ スライド	
☐ ど ちら だ ん	☐ OHP	
	☐ パソコン	
	☐ その他 ()	
	持込み・借用	

第20回画像工学コンファレンス講演申込書

〒

所在地

機関名

所 属

連絡者

氏 名

様

第14期特別委員会の活動始まる

平成元年2月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議では、昨年の10月の総会において設置された第14期の各特別委員会が活動を始めましたが、今回の日本学術会議だよりでは、これらの特別委員会に加えて、本会議が行っている国際的活動等についてお知らせいたします。

第14期の特別委員会

昨年10月の第106回総会で決定された、日本学術会議の第14期活動計画では、活動の重点目標として、①人類の福祉・平和及び自然との係わりを重視する学術の振興、②基礎研究の推進と諸科学の整合的発展、③国際関係の重視と国際的寄与の拡大、の3本の柱を掲げるとともに、これらの重点目標を踏まえて、多方面の科学者によって構成される日本学術会議にふさわしく各分野にわたって広く対応し、かつ、第14期中に適切な形で報告・提言に取りまとめるべき具体的課題として15の課題を選定している。

この度設置された7つの特別委員会は、上記の具体的課題のうち、従来から常設されている6つの常置委員会（別掲参照）で取り扱うものを除き、かつ、緊急に調査審議を行う必要のある7課題に対応するものである。

各特別委員会の名称及び任務等は次のとおりである。

◆平和及び国際摩擦に関する特別委員会

委員長：川田 侃（第2部会員）

（任務）国際的視野と我が国が置かれている地域的状況や特性を踏まえて、国際摩擦（文化的・政治経済的・技術的等）の解決と平和に関する総合的な研究の推進の在り方やその体制等について検討する。

◆医療技術と社会に関する特別委員会

委員長：水越 治（第7部会員）

（任務）医療技術の急速な進展は、自然科学の分野だけでなく、人文・社会科学の領域にも種々の問題を提起している。様々な医療技術に係わる社会的側面を総合的に検討する。

◆生命科学と生命工学特別委員会

委員長：井上英二（第7部会員）

（任務）生命科学と生命工学の推進方策を検討するとともに、これらの急速な進歩を踏まえ、それらと人間・社会及び自然との係わりについても総合的に検討する。

◆農業・農村問題特別委員会

委員長：水間 豊（第6部会員）

（任務）農業・農村のもつ食糧生産や環境保全等の多面的機能について、近年の国際的・国内的状況を踏まえつつ、文化・経済・自然・都市との係わりで

幅広く検討する。

◆資源・エネルギー問題特別委員会

委員長：上之園親佐（第5部会員）

（任務）資源・エネルギーの開発と利用の問題を検討する。それに伴う自然及び人間社会への好ましくない影響を防止するという観点からも問題を検討する。

◆人間活動と地球環境に関する特別委員会

委員長：吉野正敏（第4部会員）

（任務）近年、経済社会活動の拡大等を背景に、人間活動が環境に及ぼす影響が地球的規模で広がっており、深刻化する可能性を強めている。このような状況を踏まえ、人間活動と地球環境の問題等を検討する。

◆高度技術化社会特別委員会

委員長：佐藤 豪（第5部会員）

（任務）エレクトロニクス、メカニクス等の技術の発展・普及が社会に及ぼす影響、社会の情報化・技術化と人間との調和等について検討する。また、巨大な技術システムとヒューマン・ファクターとの関連についても安全確保と人間性確保の立場から検討する。

これらの各特別委員会は、発足以来現在までに各々2～3回の会議を開催するとともに、委員会によっては、シンポジウムやヒヤリングを実施して、それぞれの任務に沿った具体的な審議課題や今後の審議計画等について熱心に審議を進めている。今後の審議の成果が大いに期待されるところであり、今後、審議成果が発表され次第、紹介していく予定である。

なお、以上の7つの特別委員会のほかに、先般の総会の申合せにより、本年の4月総会において、人間の科学特別委員会（仮称）を追加設置する予定である。この「人間の科学」については、その具体的検討方法が複雑であるので、あらかじめ若干の整理を行った後に、特別委員会を発足させることにしたものであり、現在、検討会を設置して問題点の整理を行っているところである。

常置委員会

日本学術会議は、別掲の特別委員会のほかに、6つの常置委員会を設置している。各常置委員会は、本会議の目的及び職務・権限に即して、恒常的に調査・審議を進めていく必要がある事項について、個々の委員会の職務を明確にした上で設置されている。各常置委員会の名称と任務等は、次のとおりである。

- 第1常置委員会（委員長：大石泰彦（副会長・第3部会員））
（任務）研究連絡委員会活動活性化の方策及び日本学術会議の組織等に関することを審議する。
- 第2常置委員会（委員長：星野安三郎（第2部会員））
（任務）学問・思想の自由並びに科学者の倫理と社会的責任及び地位の向上に関することを審議する。
- 第3常置委員会（委員長：渡邊富士夫（第7部会員））
（任務）学術の動向の現状分析及び学術の発展の長期的動向に関することを審議する。
- 第4常置委員会（委員長：樋口敬二（第4部会員））
（任務）創造的研究醸成のための学術体制に関すること及び学術関係諸機関との連携に関することを審議する。
- 第5常置委員会（委員長：市川淳信（第5部会員））
（任務）学術情報・資料に関することを審議する。
- 第6常置委員会（委員長：染谷恭次郎（第3部会員））
（任務）国際学術交流・協力に関することを審議する。

これらの常置委員会は、昨年7月、第14期発足の際に、委員を決定するとともに、役員を選出して、直ちに活動を開始した。各常置委員会は、上記のそれぞれの任務に従い、また、前期からの委員会ごとの申送りを尊重しつつ、さらに、第14期の全体の活動計画に沿いながら、第14期の活動方針及び活動計画をたて、それに基づき鋭意活動を進めている。

これらの常置委員会は、第13期には、勧告、要望あるいは見解等を取りまとめるなど多くの成果をあげたが、第14期の活動も注目されるところである。

平成元年(1989年)度共同主催国際会議

世界の代表的な科学者が一堂に会し、最新の研究情報を交換する学術関係の国際会議が、我が国でも数多く開催されている。日本学術会議では、これらうち、毎年おおむね4件について関係学・協会と共同主催している。平成元年(1989年)度には、次の4国際会議を開催する。

- 第14回高エネルギー加速器国際会議
 - ・開催期間：平成元年8月21日～26日
 - ・開催場所：学園センタービル等（つくば市）
 - ・参加者数：国外 300人、国内 250人、計 550人
 - ・共催団体：（社）日本物理学会
- 第40回国際電気化学会
 - ・開催期間：平成元年9月17日～22日
 - ・開催場所：国立京都国際会館（京都市）
 - ・参加者数：国外 200人、国内 350人、計 550人
 - ・共催団体：（社）電気化学協会
- 第7回国際人工臓器学会世界会議
 - ・開催期間：平成元年10月1日～4日
 - ・開催場所：京王プラザホテル（札幌市）
 - ・参加者数：国外 300人、国内 700人、計 1,000人
 - ・共催団体：日本人工臓器学会
- 第9回結晶成長国際会議
 - ・開催期間：平成元年8月20日～25日
 - ・開催場所：ホテル仙台プラザ（仙台市）
 - ・参加者数：国外 300人、国内 600人、計 900人
 - ・共催団体：日本結晶成長学会、（社）応用物理学会

二国間学術交流事業

日本学術会議では、二国間学術交流事業として、毎年2か国を選んで代表団を派遣している。その目的は、「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科学者等と意見を交換することにより、我が国の学術の総合的な発展に寄与する。」ことにある。

この事業は、昭和58年度から実施されており、これまでにアメリカ、マレーシア、西ドイツ、インドネシア、スウェーデン、タイ、フランス、大韓民国、連合王国、シンガポールの10か国に代表団を派遣してきた。

昭和63年度は、10月29日から11月7日まで、チェコスロバキア及びポーランドへ、会長以下6名の会員から成る代表団を、また11月27日から12月4日まで、カナダへ、会長以下5名の会員から成る代表団をそれぞれ派遣した。

各代表団は、訪問国において、科学技術政策や教育を担当する行政機関、研究所、大学等を訪れ、関係者との間で学術関係の情報交換を行うとともに、両国の学術研究の問題点等について意見交換を行った。

チェコスロバキア及びポーランドでは、本会議としては初めての社会主義国の訪問であり、各訪問先で、今回の本会議代表団の訪問はこれら2か国それぞれとの間の学術交流について新しい段階を開く契機となり、非常に意義深いものであることが強調されるとともに、政治・社会体制を超えた学術交流の在り方等について、熱心に意見交換が行われた。

カナダでは、各訪問先で、近年の我が国の産業の発展と科学技術の役割の観点から、本会議の役割と活動を含め、我が国の学術体制に関する質問が多く出されるとともに、両国間の今後のより積極的な学術交流・協力をめぐる活発に意見交換が行われた。

今回の成果は、代表団訪問時だけのものではなく、本会議と訪問国関係諸機関との今後の継続的な交流への発展、相互理解の促進・緊密化等の形で現れてくるものであり、我が国の学術研究の国際交流・協力の進展に大きく役立つものと期待される。

「熱工学の研究動向と熱技術の進展」の刊行

本書は、本会議の熱工学研究連絡委員会が、関係学協会の協力の基に刊行した「熱工学白書」ともいうべきものです。〔1冊 1,000円（送料 200円）〕

※本書は、〔財〕日本学術協力財団で取り扱っています。

第2・第4土曜日閉庁のお知らせ

「行政機関の休日に関する法律」の施行に伴い、日本学術会議事務局では、本年1月から毎月第2・第4土曜日が休みとなります。御理解、御協力をお願いいたします。

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 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 烏栖研究所

〒841 佐賀県烏栖市田代大宮町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

Konica

**総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする
コニカ医療用製品群**

コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

東京1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1 千代田生命衛堂ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙健ビル

福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル

広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フジタビル

高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3 大正海上高松ビル

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

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

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)

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

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

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 Ⅷ(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

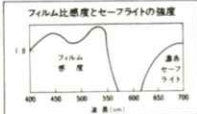
中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



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、デュボンのメディア・カラー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、高品質な画像は従来のフィルムよりも高い評価を得ています。また、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像を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のフィルムです。CRTの画像コントラストを最大に引き出すために、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。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン製品との併用により、より優れた画像を得られます。
MD：自動現像機専用定常露光
XMF：自動現像機専用定常露光
●デュボンではCRTイメージングのご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
（東京都）〒107 東京都港区赤坂1-11-11 赤坂ビル 2F 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



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(代)



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

診断から治療まで
NECメディカル



NEC version

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



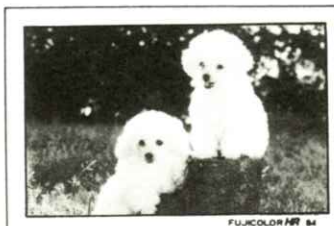
総合医療機器の

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



技術革新への限りない挑戦

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)

最先端の画像診断装置は、いつもYMSから。

全身用コンピュータ断層撮影装置 Quantex, ImageMax,

CT8600, CT8800, CT9000, CT9200, CT9800

磁気共鳴断層撮影装置 SIGNA, RESONA

超音波診断装置 リニア:RT50, RT2600,

リニア・コンベックス:RT2800

リニア・セクタ:RT3000, RT3600, セクタ:RT5000

核医学画像診断装置 Starcam400AC/T, Gemini,

MaxiCamera400AC/T, 300A, 500A, MaxiStar

X線撮影装置 Advantx (Angio・Cardio・DSA)

セノグラフ500T・ステノスコープ



横河メディカルシステム

本社/〒190 東京都立川市栄町6-1-3 ☎(0425) 37-3001

