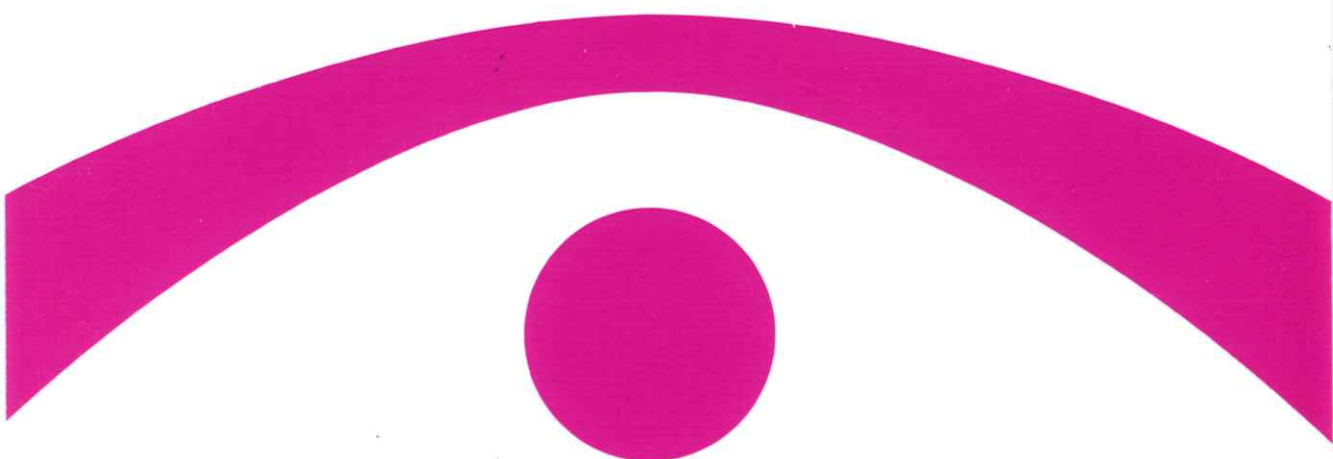


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻106号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 11 No. 1 January 1994



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11巻第1号 1994年1月

目 次

会 告

第108回研究会のご案内	会告	1
第109回研究会予定および演題伺い	会告	2
内田論文賞候補論文の公募について	会告	2

特別講演資料

複合画像ネットワークと画像処理	滝沢正臣	1
-----------------------	------------	---

研究速報

乳房X線写真における微小石灰化クラスタの自動検出アルゴリズムの開発 桐戸 徹, 藤田広志, 遠藤登喜子 堀田勝平, 木戸長一郎, 石垣武男		7
---	--	---

論 文

電子のエネルギー分布を考慮した制動放射X線スペクトルの計算 — 経験式およびエネルギー分布を考慮した方法で計算した結果と Fewellらの実験結果との比較 — 山野 要・中森伸行・山田正良・金森仁志		13
--	--	----

技術資料

わが国における増感紙—フィルム系のMTFの測定精度の比較（スキャンング過程に おける相互比較）	東田善治, 肥合康弘, 高田卓雄, 高橋睦正 朝原正喜, 稲津 博, 岡田弘治, 菊池 務, 小寺吉衛, 中村光夫 畑川政勝, 藤田広志, 藤村良夫, 山下一也, 吉田 彰, 若松孝司	22
--	--	----

会 報

研究会記事	30
理事会議事録—新入会員	32
会員移動—賛助会員名簿	33

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会内日本複写権センター支部
〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704
Phone 03-3475-4621・5618, Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 11 No.1 January 1994

Contents

Educational Lecture

- Radiological Image Processings Using Multi-Modality Network System
..... Masaomi TAKIZAWA 1

Original Letter

- Development of an Automated-Detection Algorithm for Clustered
Microcalcifications on Mammograms
..... Tohru KIRITO, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO,
Katsuhei HORITA, Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI 7

Original Paper

- Calculation of Bremsstrahlung Spectrum considering Electron Energy Distribution
— Comparison of Bremsstrahlung spectra calculated by the semiempirical
models and the method taking into consideration electron distribution
with the spectra measured by Fewell *et al.*—
..... Kaname YAMANO, Nobuyuki NAKAMORI,
Masayoshi YAMADA, and Hitoshi KANAMORI13

Technical Report

- Comparison of measurement accuracy of MTF for screen-film systems:
Comparison in the scanning category
..... Yoshiharu HIGASHIDA, Yasuhiro HIAI, Takao TAKADA,
Mutsumasa TAKAHASHI, Masaki ASAHARA, Hiroshi INATSU,
Koji OKADA, Tsutomu KIKUCHI, Yoshie KODERA, Mituo NAKAMURA,
Masakatsu HATAGAWA, Hiroshi FUJITA, Yoshio FUJIMURA,
Kazuya YAMASHITA, Akira YOSHIDA, Takashi WAKAMATSU22

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 11 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

Phone (508) 774-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

第108回研究会のご案内

第108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6年2月5日(土) 10:00~17:00

場 所 (財)癌研究会癌研究所1階講堂(地図参照)

〒170 東京都豊島区上池袋1-37-1

TEL 03-3918-0111

特別講演 10:00~10:50

癌研におけるPACSについて

物理研究長 伊藤 彬 先生

10:50~11:40

II/TVDR(2000マトリックス)の臨床評価と問題点

内科部長 藤井 彰 先生

見 学 11:40~12:40

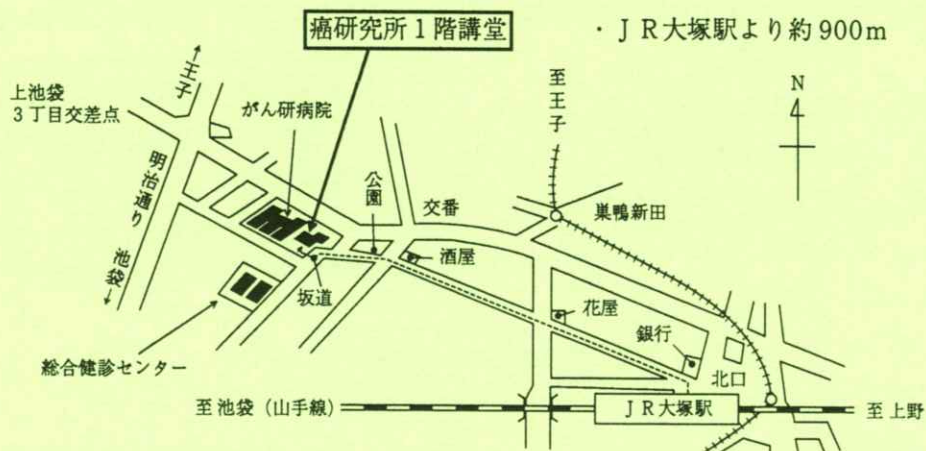
上記講演の関連施設

研究発表 13:30~17:00

発表の演題は別紙を参照して下さい。

問合せ先 (財)癌研究会研究所付属病院放射線部 小倉 敏裕氏

TEL 03-3918-0111 FAX 03-3918-0167



交通機関 ・電車

東京駅-山手線内回り20分-大塚駅北口

徒歩15分、又はがん研バス9:50発に乗車

第109回研究会演題伺い

第109回研究会を次のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成6年6月4日(土)
場 所 大阪大学医学部附属病院(大阪府吹田市に移転した)
特別講演 新阪大病院の医療情報システム
 阪大病院医療情報部助教授 武田 裕 先生
見 学 会 阪大病院放射線部
申込締切 平成6年4月18日

〒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 075-724-7436(中森), 7412(金森, 松下)

FAX 075-724-7400(学科共通)

(なるべく文書またはFAXをお願いします。)

－内田論文賞候補論文の公募について－

昨年に引き続いて、本年は第9回の表彰を行います。下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol.10.No.1～Vol.10.No.3(3冊)に掲載された論文
応募要領 下記の事項をB5版(縦長)に記入して、事務局宛にてお送り下さい。自選でも他薦でも結構です。
選 考 選考委員会で行う。
締 切 日 平成6年1月17日
表 彰 平成6年6月4日の総会で行う。

内田論文賞の推薦について

1. 著者, 論文名, 巻, 号, 頁
2. 推薦理由 300字以内
3. 推薦者名 捺印

平成5年度会費納入のお願い

平成5年度会費未納の方は、至急納入下さるようお願い致します。未納の方には、本号にもう一度郵便振替用紙を同封しました。郵便振替口座番号は京都1-32350医用画像情報学会です。会費は年4,000円です。

[特別講演資料]

複合画像ネットワークと画像処理

滝沢 正臣

信州大学医学部放射線医学教室 〒390 松本市旭 3-1-1

(1993年10月9日, 最終1993年11月12日 受理)

Radiological Image Processings Using Multi-Modality Network System

Masaomi TAKIZAWA

Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine

3-1-1, Asahi, Matsumoto 390, Japan

(Received October 9, infinal form November 12, 1993)

The Shinshu University Hospital and its affiliated hospitals in the Nagano prefecture are located at a mountain area in the center of Japan, where the traffic and consequently medical cooperation among them are hindered particularly in the winter season. Then we are integrating the multi-modality network combined with an university microwave network (SUNS) and the ISDN (Integrated Services Digital Network) to help the cooperation between radiology department of the Shinshu University Hospital and its affiliated hospitals. We have three types of radiological image communication systems in from our radiolgy department to affiliated hospitals. 1. Teleconference using the SUNS audio visual system. 2. Tel-eprocessing radiographic images using the SUNS 1.5Mbps digital line or phone lines. 3. Teleradiology and conference using an university microwave network and a pair of mini wireless trancievers. 4. Image transmission by 64kbit ISDN. 5. An evaluation imgae quality for Medical Fax System studies by the ROC analysis.

1. はじめに

現代はネットワークの時代といわれる。しかしながら、医療の分野においては、医事会計など一部を除いては大学病院レベルでの総合利用が始まったばかりであり、その本格的な活用は遅れている。このうち、放射線画像のための施設内あるいは部門内ネットワークは PACS (Picture archiving and communication system) として 1980年代初頭に提唱されたが、部門内のシステムとしてさえもいまだ利用されるにいたっていない。まして、施設間での利用はほとんどなされていないのが現状である。

一方、CTやMRI、あるいはCRなどの各種の放射線画像は今日の臨床医学において極めて重要な生体からの情報源である。その画像データは定型的な画像処理によって診断に供されるが、貴重な画像情報の活用法としてはまだ十分とはいえない。3次元的な画像再構成あるいは複数画像の重ね合わせ表示などの高次処理法¹⁾、あるいはAI(artificial intelligence)による補助的自動診断情報の付加²⁾などが加えられれば一層効果的に利用される。しかしながらこれらの手法の開発には、個々の医用機器メーカーや放射線診療部門の努力のみでは、開発を行うことや、これを実用レベルまで高めることは困難であり、高次の画像処理法開発に関して、工学系部門などの参加による学際的共同研究が必要と思われる。そのためにはまず施設間で医用画像データの高速伝送が不可欠である。

このような外部施設との協力は長野県では主要地域間の距離が長いこともあり特に必要といえる。

病院間がネットワークされた場合、特定領域の専門医へのコンサルテーションの依頼や救急医療時の適切なアドバイス、基幹病院からの新しい診断法の紹介、臨床的な症例検討など、多くのメリットが考えられる。しかし、特に医用画像を対象とした場合これまで高速な伝送を容易に行える方法が存在しなかった。最近になりISDNを利用した高速伝送^{3~6)}が試みられるようになったが、まだ普及するまでにはいたっていない。

我々は、信州大学の各学部間をマイクロ波で結んだ信州大学画像情報ネットワーク (Shinshu University Visual Communication Network System - SUNS)⁷⁾を利用して画像処理法の開発に関する協力や画像カンファランスを行っている。また、この回線を利用して信州大学医学部(病院)と工学部間で遠隔画像処理を試み⁸⁾、さらに工学部経由により長野赤十字病院との間で、デジタル方式による高精細画像の高速伝送を行っている。その他にISDNによる画像伝送や医用ファックスの評価など、広域医用画像複合ネットワークの構築を進めつつある。ここではこれに関連した試みを述べる。

2. 方 法

2.1 信州大学画像情報ネットワークによる放射線画像処理遠隔会議

信州大学においては8学部、5キャンパスは長野県内各地域に分散し、各キャンパス間はそれぞれ最短4 km、最長約150 kmの距離がある上、地域間に1,500~2,000 mの山岳が存在する。このような事情から、各キャンパスの学部間の相互協力

が容易でなく、これまで総合大学の持つ、学際的な研究や総合講義などの利点が実現されなかった。これを解決するため、1986年から1992年までに4キャンパス間が7.5GHzマイクロ波回線によりネットワークされた (Fig. 1)⁷⁾。SUNSにより、各キャンパスは1.536Mbps回線により結ばれ、TV画像と音声の高速伝送によるキャンパス、学部間の遠隔講義や、ビデオ会議、PBXによる電話やFAX通信などが稼働している。我々はこのマイクロ波ネットワークを使用して1989年より現在まで、医学部(松本市)と工学部(長野市、75km)、繊維学部(上田市、55km)の各学部に加え、複数の関連病院が参加して遠隔画像処理研究会が月1回以上開催されている。この会議で伝送される画像は、TVカメラ経由で圧縮されるため、画質劣化があり詳細な観察やこの画像からの処理は難しい。そこで医学部と工学部間で画像処理用高精度データ伝送を試みた。

2.2 高精細デジタル画像伝送

医学部と工学部間ではSUNSの回線を経由して Fig. 2 のように伝送を行った。SUNSは松

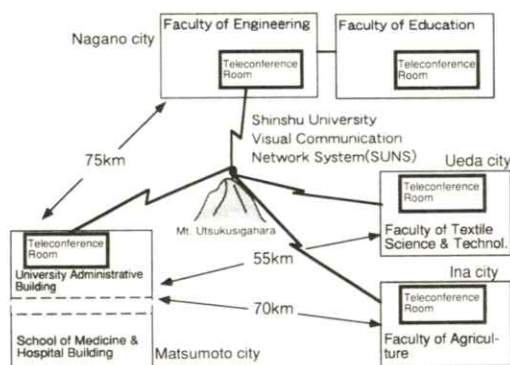


Fig. 1. The shinshu University Visual Communication Network (SUNS).

本市の信州大学本部と長野市の工学部間が利用できるが、医学部と大学本部間には高速の回線がない。このため、この区間を特別の接続機構を試作し、電話線を使う形で1.53Mbpsの通信可能とした。

システムとして、部門内画像LAN(RIS), X線フィルムディジタイザ(XDG), 画像表示装置, パーソナルコンピュータ(PC)を使用した。医学部からの原画像は、LANから、またはXDGから送出され、SUNS経由で約75kmはなれた工学部のPCに伝送される。この回線では、PCの磁気ディスクへの書き込み時間を含んだ伝送速度が878 kbpsであったが、この伝送時間はPCの処理速度と磁気ディスクのアクセス時間に依存した。また、エラーは 10^{-10} フリーであった。

Fig. 3 に撮影時期が異なる間接X線写真を工学部に伝送し、電子工学科で特徴抽出のための画像処理を行ってから結果を医学部に伝送した例を示した。2枚のX線写真(a, b)から左右の肺門部

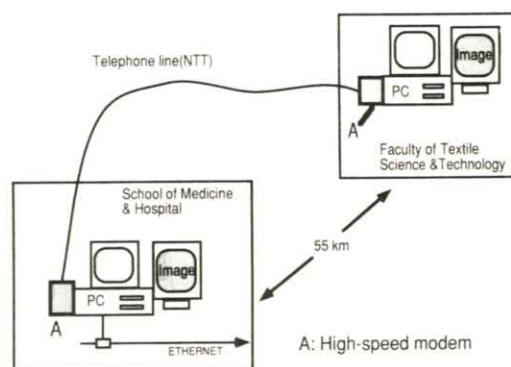
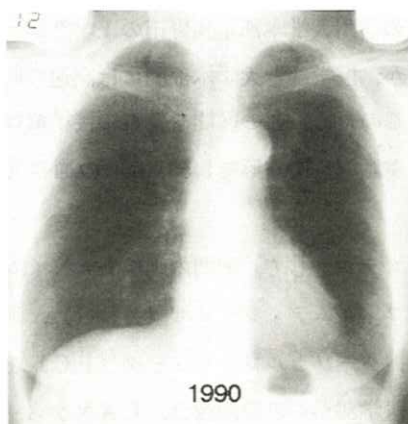
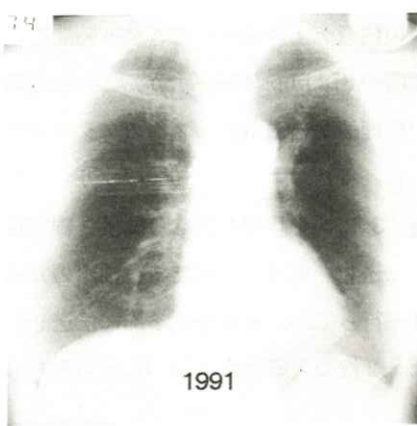


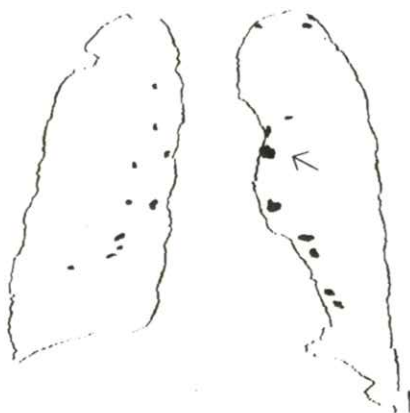
Fig. 2. Fast image transmission using the SUNS between the Department of Radiology, School of Med. and the Faculty of Engineering for radiological image processing.



(a)



(b)



(c)

付近の病巣（c，矢印）が抽出されている。現在X線像の特徴抽出や新しい断層像の合成法などを試みている。

2.3 病院間的高速デジタル画像伝送

医療施設間における迅速かつ円滑な情報交換による診療相互支援が，山岳や道路環境などにより十分とはいえない事情を緩和する方法をさぐるため，医学部からの画像をSUN S，工学部経由で長野赤十字病院放射線科のP Cに伝送したが，工学部—長野赤十字病院間約400 mは，簡易無線トランシーバーで接続した。この画像伝送／処理ソフトウェア，接続インターフェースは工学部および医学部共同で製作した。使用したSUN Sのチャンネルあたりの伝送速度は1,536 Mbps 全2重である。伝送した画像は，単純X線写真，C R，C T，M Rフィルム，顕微鏡からのT V像やイメージスキャナーからのカラー像で，1画像最大8 MBであった。Fig. 4 に伝送画像の1例を示した。

われわれは画像伝送のみでなく，遠隔症例カンファランスを試みた。双方の放射線科医が同一画像を見ながらマウスによりポインターを同期的

Fig. 3. A case of image processing based on subtraction for two x-ray mass screening images:

- a: An image of x-ray examination when exposed one year prior to b: image.
- b: An image of x-ray examination after one year from a: image.
- c: An image processing result for coin lesion extraction of the lung(allow).

に移動させる方法で遠隔画像カンファランスが可能になった。

2.4 ISDNによる画像伝送

ISDN回線とPC (Macintosh) による遠隔画像診断支援の試みを行っている。医学部と約65kmはなれた佐久総合病院との間でフィルム画像を圧縮なしに送受信した。ISDN回線インターフェース (ターミナルアダプター, TA, 矢印) およびこれを利用する伝送ソフトウェアはNTT試作のものを用いた (Fig. 5)。画像観察は16インチモニター, 受信画像の観察と処理のソフトウェアは, Photoshop (Adobe) によった。画像伝送は64kbps, B1チャンネルのみ, およびB1+B2チャンネルで行われたが, 磁気ディスクへのアクセス時間を含んだ伝送速度は, B1チャンネルのみの場合で37~56kbps, B1+B2チャンネル併用で58~98kbpsであり, TAの種類により大きな差が認められた。この差は伝送手順, エラー発生時の再送処理, ソフトウェアなどに関連すると考

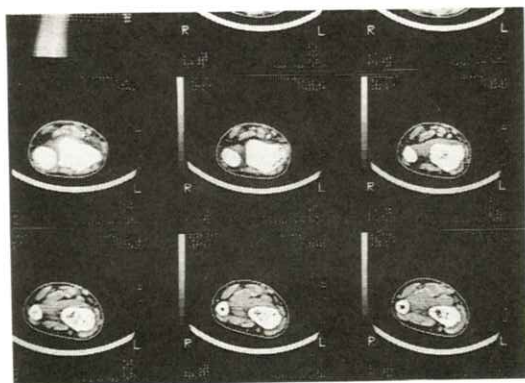


Fig. 4. A CT film image (a part) for consultation to be transmitted by the microwave network.

えられた。いずれも伝送時エラーの発生による伝送中断は認められなかった。伝送時間の差は直接回線料金に響き, 運用コストの差になるため商業回線利用の際は重要である。

2.5 医用画像FAX

X線フィルム, 病理像などのカラー像を電話回線で伝送できるFAXが最近開発された⁹⁾。電話回線での伝送が基本なので離島や, 遠隔地の画像伝送に役立つと考えられるが, 伝送後の画像が昇華型感熱記録紙に出力されるため, この記録精度が問題になる。そこで我々は画像の記録精度を評価するため, 胸部ファントムによる単純X線フィルム像と, FAX記録像を比較している。この結果は今後報告するが, 適切な濃度で記録すれば昇華型感熱記録紙に記録したX線像でも, フィルム像と同様の読影結果が得られる可能性が示唆されている。

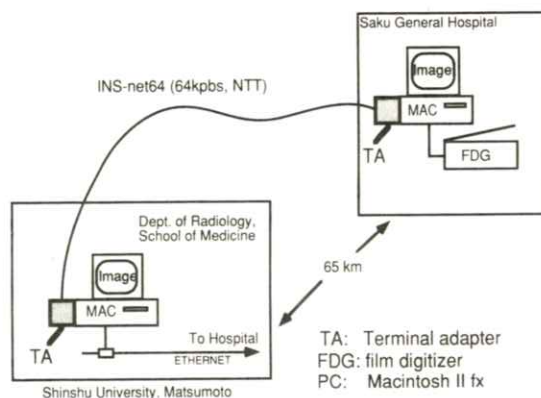


Fig. 5. Teleradiology system by 64kbps ISDN between the Shinshu University Hospital and the Saku General Hospital

3. おわりに

高速ネットワークの利用による施設間での画像伝送や処理について、若干の経験を述べた。最近の画像診断機器の進歩は著しく、最近では小さな医療施設までCTやMRIを備える時代であるが、これらの機器から得られる画像は詳細な疾患情報を持つが、専門領域の医師の不足から十分な読影が行われない場合も多い。このような場合、ネットワークの利用による外部の基幹施設からの支援が容易になれば、地域医療での連携に役立つ可能性が大きく地域的な診療の向上に貢献できるものと考えられる。

文 献

- 1) D. N. Levin, X. Hu, K. K. Tan et al: Radiology **171** 277-280 (1989)
- 2) S. Sanada, K. Doi and H. MacMahon: Med Phys **19** 1153-1160 (1992)
- 3) J. L. Lear, M. Manco-Johnson, A. Feyrabend et al: Radiology **171** 862-863 (1989)
- 4) A. W. Templeton, S. J. Dwyer III, J. Stanton et al: AJR **157** 1331-1336 (1991)
- 5) S. J. Dwyer, A. W. Templeton, W. H. Anderson et al: Proc SPIE **1654** 97-102 (1992)
- 6) 井上武宏、北川一美、金東石、他：日本医放会誌 **52** 411-413 (1992)
- 7) S. Fuwa, S. Tasaka and H. Aiura: Proc. IEEE Trans. on Communications **E74** 2756-2764 (1991)
- 8) 滝沢正臣、曾根脩輔、春日敏夫、他：日本医放会誌、印刷中 (1993)
- 9) 石橋忠治、佐藤明弘、浜光、坂本文彦、他：映像情報(M) **25** 993-999 (1993)

乳房X線写真における微小石灰化クラスタの 自動検出アルゴリズムの開発

桐戸 徹*・藤田 広志*・遠藤登喜子**

堀田 勝平***・木戸長一郎***・石垣 武男**

* 岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

** 名古屋大学医学部放射線医学教室 〒466 名古屋市昭和区鶴舞町65

*** 愛知県がんセンター病院放射線診断部 〒464 名古屋市千種区鹿子殿1-1

Development of an Automated-Detection Algorithm for Clustered Microcalcifications on Mammograms

Tohru KIRITO*, Hiroshi FUJITA*, Tokiko ENDO**

Katsuhei HORITA***, Choichiro KIDO***, and Takeo ISHIGAKI**

*Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University
Gifu-shi 501-11, Japan

**Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine
Nagoya-shi 466, Japan

***Department of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hospital
Nagoya-shi 464, Japan

(Received October 9, 1993, in final form November 15, 1993)

The purpose of this study is to develop an automated-detection algorithm for clustered microcalcifications on digital mammograms. The proposed system consists of the combinations of relatively simple algorithms for faster processing. The processings, such as overall background-trend correction in breast region, enhancement of high-frequency components, and contraction-expansion processing, are included. In a study of 32 clinical mammograms including 17 normal and 15 abnormal cases, our scheme achieves a 14/15(93.3%) true

positive film classification (i.e. those containing clusters) with false positive clusters detected in 2/17 (11.8%) films. These results indicate that the automated method has the potential to aid physicians in screening mammograms for clustered microcalcifications.

1. はじめに

乳癌の早期発見のために、乳房X線写真(mammogram)による画像診断法が集団検診にも多く用いられるようになってきた。このような現状の中で、コンピュータによる診断支援装置の開発が要望されてきており、乳癌診断で重要な病変の一つである微小石灰化像(脚注)のコンピュータ自動検出の研究が、すでに国内外で活発に行われてきている¹⁻⁷⁾。近い将来これらのシステムの実用化に際しては、リアルタイム処理が要求されるため、できるだけ簡素な処理方法の組合せで、かつ認識精度の高いアルゴリズムを構築することが必要である。本論文では、このような目的に合致した微小石灰化像のクラスタ(群れ)の自動検出を目的とした、新しいアルゴリズムの開発について報告する。

2. 方 法

本研究で開発した一連の処理の流れは、以下に示すような構成であり、特に微小石灰化像の「信号強調処理」とその「検出処理」の2つがメイン

脚注 石灰化像：微細な顆粒状の石灰沈着像であり、その大きさは2 mm以上の大きなものから90 μ mと極めて小さいものまで存在し、乳房内の異常な高吸収領域として観察される。これらが多くしかも局所的に密集している場合(クラスタ)では、癌である頻度が高い。

である。以下に順を追って説明する。

2.1 画像データの入力

乳房X線写真(20.3cm×25.4cm)をレーザディジタイザを用いて、0.1 mmのサンプリング間隔、10ビットの濃度分解能でディジタル化を行い、2000×2510画素のディジタル画像を得る。

2.2 乳房領域の抽出

原画像には処理対象の乳房以外にも、乳房周辺の直接X線が入射する領域と、X線を遮断するための鉛マスクの領域が含まれている。そこで、乳房領域のみを取り出すために、縦方向(乳房辺縁から胸壁の方向)にライン毎に画像の濃度分布を調べ、乳房領域とその周辺領域との境界を自動検出する。これ以後の処理は、この抽出された乳房領域内のみを対象とし、この領域は全画素数の約1/3～1/4に相当する。

2.3 信号強調処理

信号強調処理は、背景トレンドの除去処理と、微小石灰化信号の強調処理の2つの過程で構成されている。X線乳房画像には乳房の厚みの変化から生ずる比較的緩やかな濃度変化があるため Fig. 1 (a) 参照), これを取り除くことによって(背景トレンド除去), 微小石灰化信号の検出を容易にすることが期待できる。この処理の方法として、縦横両方向に対して多項式曲線を用いて濃度分布

を近似し、これを原画像から減算する。縦方向に8次式、横方向には4次式で近似した。

続いて、検出の対象である微小な石灰化信号を強調するため、高周波成分強調処理を行う。ここではフィルタとして、非鮮鋭マスク処理を用いる。非鮮鋭マスク処理とは、原画像から生成したボケた画像を原画像から差し引き、強調係数をかけて原画像に加算する操作である。今回ボケた画像を生成するためのマスクサイズ、および、強調係数は、経験的にそれぞれ 11×11 画素、および3.0とした。

2.4 検出処理

検出処理は、高周波成分強調処理が施された画像に対して行われるもので、2値化による候補領域の抽出処理から始まる。抽出された乳房領域内で平均値 m と標準偏差 s を求め、 $\alpha(m-s)$ を閾値として2値化を行い、微小石灰化候補を抽出する。ここで、 α は実験的に1.0と決定した。このように求められた候補には、非常に多くの偽陽性(false positive)候補を含んでいるため、以下の4つの処理によってそれらの削除を行う必要がある。

(1) 辺縁領域候補の削除

乳房の辺縁部分には微小石灰化は存在し得ないので、ライン毎に乳房の境界から胸壁の縦方向の20画素内に存在する候補を、あらかじめ削除する。

(2) 極微小候補の削除

これは検出目的の微小石灰化よりもさらに微小な偽陽性候補を削除するのが目的であり、収縮・膨張アルゴリズムを採用する。収縮処理では、ある画素の8近傍のうちに1つでも0があれば、そ

の画素を0にし、そうでなければ1にする。膨張処理では、ある画素の8近傍のうちに、1つでも1があればその画素を1に、そうでなければ0にする。ここでは収縮処理、膨張処理の順に行う(いわゆるモルフォロジー・フィルタのopen処理に相当する)。この処理によって「面積が1画素のみの候補」や、「面積は数画素あるが幅が1画素しかない候補」の類の微小な偽陽性候補を取り除くことができる。同様の処理は、ラベリング処理などによって、各候補の形状を求めることも可能であるが、対象候補が多数のため処理にかなりの時間がかかる。そこで高速に処理を行える現在の方法を用いた。この結果残された各候補の位置を定めるため、各候補の重心を計算する。

(3) 線状候補の削除

この処理は、血管影(の一部)を誤って線状に検出している偽陽性候補を削除する目的で行う。正しい候補は、類円形をしているのに対して、誤った候補は、線形に広がった形をしていることに注目した。すなわち、高周波強調処理後の画像を用いて、各候補の重心周辺の画素値の平均値とある半径の円周の周辺の画素値の平均値の差に基づく判断によって、偽陽性候補を削除する。ここでは、半径を経験的に10画素とした。

(4) 非円形候補の削除

さらに再び、高周波強調処理後の画像を各候補毎に2値化処理し、各候補の円弧度($=4\pi \times \text{面積} \div \text{円周長}^2$)により判断して、偽陽性候補を削除する。このときの2値化処理の閾値は、経験的に重心の画素値に、ある値を加えた値を用いる。この処理は(3)の処理内容を含んでいるため、(3)の処理を省略することもできるが、(3)の処理方法が

簡単なため、処理にかかる時間を考慮すると現在の処理順序が妥当であると考える。

2.5 クラスタ領域の抽出と表示

乳癌として問題とされる微小石灰化像は、ある程度密に集まったもの（クラスタ）に限定される。今回の実験では、専門医の判断により50mmの中に3個以上の候補が存在するとき、微小石灰化像のクラスタとして取り扱う。その表示方法としては、各候補間の距離を求め、条件にあったものを円形で表示し、重複領域がある場合には内部境界を削除していき円形または“雲状”にクラスタ領域を表示する。

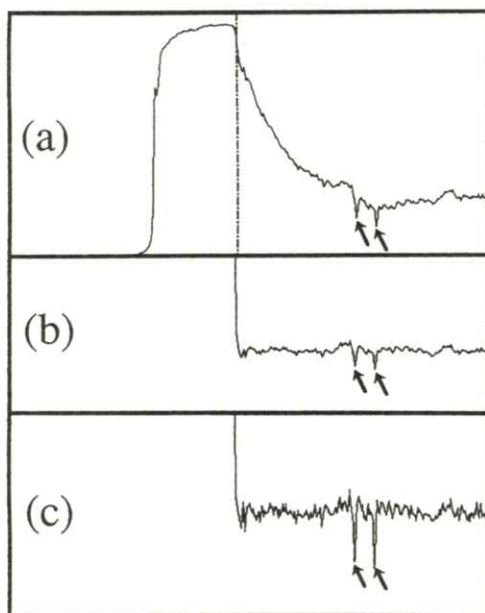


Fig. 1. An example of density profiles in mammograms for (a)an original image, (b)the background-trend-removed image, and (c)the signal-enhanced image.

2.6 臨床例

以上のアルゴリズムのテストとして、32症例のデジタル乳房X線画像を収集し、解析を行った。これらの内訳は、正常例17症例、微小石灰化のクラスタを含むもの15症例であった。

3. 結果と考察

Fig. 1 (a) は、ある縦方向のラインにおける原画像の濃度（ピクセル値）の変化を示し、縦ライン（一点鎖線）が抽出された乳房領域の境界を示している。左側は鉛マスクの領域で、その右隣は直接X線の入射領域であり、右側が乳房領域である。また、この図から、原画像には乳房の厚み



Fig. 2. A binary processed image



Fig. 3. Contraction-expansion processed image

の変化による濃度変化を含んでいることが容易にわかる。背景トレンド除去を行った後の濃度変化が、**Fig. 1 (b)** である。矢印で示した部分が、2つの微小石灰化信号である。さらに高周波成分の強調処理を行ったものが、**Fig. 1 (c)** である。2つの微小石灰化信号がともに強調されていることが良くわかる。

続いて前述の2値化処理を行った結果を **Fig. 2** に示す。この処理によって取り出された候補には、実際の候補以外に多数の偽陽性候補が含まれる。これらを削除するために、まず辺縁領域候補の削除を行った。次に収縮・膨張処理による極微小候補などの削除を行った。この処理結果を **Fig. 3** に示す。この処理によって多数の偽陽性候補の削除に成功していることが容易に分かる。さらに偽陽性候補を削除するために順次、線状候補の削除、非円形候補の削除処理を行った。

このような一連の処理によって最終的には **Fig. 4** に示すように、微小石灰化像のクラスタ（黒い実線部分の内部）として表示される。この結果は、医師の指摘と比較しても満足できる結果であった。図中には、クラスタ化していない孤立的な微小石灰化、あるいは偽陽性候補が小さな円で示されて

いる。これらは消去しても良いが、医師の診断の参考となる可能性もあるのでここでは残してある。また同図は、乳房の境界領域が正しく抽出されていることや、背景トレンド除去によって乳房内のトレンド成分が取り除かれたことを示している。この背景トレンド除去処理結果は、本研究のようなコンピュータ解析のみならず、通常のマンモグラム診断時の有用な画像処理フィルタと成り得る可能性があると考ええる。

今回解析を行った32症例についての結果を **Table 1** に示す。フィルム単位での正常と異常の分類 (Film classification) では、正常例で17例中15例を正しく分類し真陰性率は88.2%である。同様にクラスタを含む異常例では、15例中14例を正しく分類し真陽性率は93.3%であった。また、石灰化のクラスタ単位での検出 (Cluster detection) では、24箇所中20箇所を正しく検出し検出率83.3%で、見落とし率は16.7%であった。この見落としの主な原因は、コントラストが低い微小石灰化像の場合や、腫瘍の中やその近辺に存在する場合に検出できなかったことにあり、今後の課題である。しかし、この手法の優れた点として、Film classification において真陽性率が93.3



Fig. 4. A final result showing the cluster area on a background-trend-removed mammogram

Table 1 Cluster detection performance on 32 mammograms. TP, FP and FN denote the true positive, false positive and false negative detections(rates), respectively.

	Number of reported mammograms	Film classification		Cluster detection		
		Correct	Incorrect	TP	FP	FN
Normal	17	15(88.2%)	2(11.8%)	0	2	0
Clusters of calcifications present	15	14(93.3%)	1(6.7%)	20/24 (83.3%)	6	4/24 (16.7%)
Total	32	29(90.6%)	3(9.4%)	8		

劣と高い割合であることと、正常例に対して偽陽性候補の検出が少ない点が挙げられる。よって、本システムは集団検診のスクリーニングの目的に対して、大きな可能性がある。また、処理時間の短縮のためのアルゴリズム改良の検討はまだ十分に行っていないが、ワークステーションレベルで1～2分（1枚）のオーダーで処理が可能になると期待される。

他の研究グループとのアルゴリズムの性能の比較をすることは有意義であるが、使用される臨症例が異なるために、単に検出率などでは比較が困難である。われわれのような正常例を半数含む30例以上の臨床テストが行われた結果は多くはなく（集団検診への応用として重要）、特に国内では皆無である。

4. ま と め

非常に簡単な処理のいくつかの組合せで、微小石灰化信号の検出とそのクラスタ領域の表示に対して、比較的満足のいく結果が得られた。その性能は、フィルム単位で93.3%の真陽性率と88.2%の真陰性率であった。特に、乳房領域全体に行った背景トレンド除去の手法は、本研究の目的に大変に効果的であったと考える。

今後の課題には、淡い微小石灰化像や腫瘤内の石灰化像をより精度良く検出すること、より多くの症例を使って処理方法を検討すること、閾値の変化と検出能を検討することなどがある。これらの課題の達成によって、乳房X線写真のスクリーニングにおける微小石灰化クラスタの検出に関するコンピュータ診断支援システムのために、本ア

ルゴリズムの有用性は高まると期待できる。

謝 辞

本研究の一部は、文部省科学研究費補助金、厚生省がん研究助成金（小畑班）、並びに、（財）総合健康推進財団（1991年度）の助成によって行われた。

文 献

- 1) H. -P. Chan, K. Doi, S. Galhotra, et al: Med. Phys. **14** 538 (1987)
- 2) 伊藤渡、井口弘和、久野皓、他：映像情報 (I) **19** 45 (1987)
- 3) 矢橋清二、畑雅恭、久保完治、他：信学論 (D) **J71-D** 1994 (1988)
- 4) B. W. Fam, S. L. Olson, P. F. Winter, et al: Radiology **169** 333 (1988)
- 5) D. H. Davies and D. R. Dance: Phys. Med. Biol. **35** 1111 (1990)
- 6) T. Endo, C. Kido, K. Horita, et al: Radiation Medicine **10** 50 (1992)
- 7) 金華榮、小畑秀文：信学論 (D-II) **J75-D-II** 1170 (1992)

電子のエネルギー分布を考慮した制動放射 X 線スペクトルの計算
—経験式およびエネルギー分布を考慮した方法で計算した結果と
Fewell らの実験結果との比較—

山野 要・中森 伸行・山田 正良・金森 仁志

京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1993 年 6 月 5 日, 最終 1993 年 11 月 30 日受理)

Calculation of Bremsstrahlung Spectrum considering
Electron Energy Distribution

—Comparison of Bremsstrahlung spectra calculated by the semiempirical models and the method taking
into consideration electron distribution with the spectra
measured by Fewell *et al.*—

Kaname YAMANO, Nobuyuki NAKAMORI, Masayoshi YAMADA and Hitoshi KANAMORI

Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received June 5, 1993, in final form November 30, 1993)

In the semiempirical models for calculation of bremsstrahlung spectra, electron energy distribution in a target was disregarded. We computed electron energy distribution using Monte Carlo method and calculated bremsstrahlung spectra. We compared the results calculated by Birch-Marshall and Tucker *et al.* models with the spectra measured by Fewell *et al.* Spectra calculated by Birch-Marshall model deviated from the experimental data as target angle decreased. The results calculated using Tucker *et al.* model agreed with the experimental data for an x-ray tube with the target angle of 10° , but are in disagreement for other x-ray tube. Our results can explain a dependence of the spectra on target angle and are in good agreement with the experimental data for a variety of radiographic conditions in medical use. Finally, we showed that taking electron energy distribution in a target into consideration was very important for the calculation of accurate bremsstrahlung spectra.

1. はじめに

医療診断における X 線撮影は、外科的な処置を行わずに人体内部を観察できることから、広く用いられている。X 線写真の画質向上と被曝線量の

低減は相反するが、写真の画質を低下することなく人体に与える影響を低く抑える条件を見出すことは非常に重要である。画質の良否および被曝線量には、使用する X 線の線質が大きく関与しているので、X 線スペクトルが重要な情報となる。

1923年にKramers¹⁾は、電子が厚い物質に入射したときに発生する制動放射X線スペクトルを求める理論式を報告している。この式は簡単で実験値とほぼ一致することから、長い間使用された。ところが、半導体検出器を用いてX線スペクトルを正確に測定する技術が生まれると、Kramersの計算値と実験値との間に不一致が認められるようになった。

Soole²⁾は、Kramersの式で無視された陽極物質内のX線フォトン³⁾の減弱などを考慮し、X線発生強度を実験に一致させるためにパラメータ化した計算式を開発した。その後、Birch-Marshall³⁾らがSooleの研究を拡張した形で、自分達の測定した実験値に一致するような経験式を発表した。この経験式は十分実験値に一致することから、現在最も利用されている。ところが、1991年になってTucker⁴⁾らがBirch-Marshallの経験式はFewell⁵⁾の実測スペクトルに一致しないと報告し、新たに経験式を導出した。

これらの半経験的なモデルでは、ある特定の条件での測定結果に一致するが、陽極に入射した電子のエネルギー分布は、ある深さにおいてばらつきがないと仮定している。

電子は物質を通過する間に原子核および軌道電子と相互作用し、エネルギーを失いながら進行方向を変えていく。従って、ある深さに到達した電子は様々な経路をたどっているため、電子のエネルギーは一定ではなく、ある平均値を中心にはばらついていると考えるのが妥当である。

我々は、陽極物質を薄い層に分割し、各層における電子のエネルギー分布をモンテカルロ法で計算した。このエネルギー分布と、Koch-Motz⁶⁾が

3BNと名付けた制動放射X線発生断面積を用い、医療診断分野での様々なX線撮影条件に対する制動放射X線スペクトルを求めた。⁷⁾ また、Birch-MarshallやTuckerらの経験式の実験値に対する適応性も検討し、Fewellらの実験値と比較することで電子のエネルギー分布の制動放射X線スペクトルへの影響を論じることにする。

2. 制動放射X線スペクトルの計算法

2.1 これまでの経験式

最初に、これまでに報告された制動放射X線スペクトルを求める半経験的な手法について述べる。運動エネルギー T_0 の電子が、原子番号 Z 、原子量 A 、密度 ρ の物質に入射すると、原子核とのCoulomb相互作用で制動放射X線フォトン⁸⁾を発生する。エネルギー E 、 $E+dE$ 間の制動放射X線フォトン数は、

$$N(E)dE = \int_E^{T_0} d\sigma \left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \right)^{-1} dT \quad (1)$$

で表される。ここで、 $d\sigma$ は E 、 $E+dE$ 間のエネルギーを持って発生したフォトンの微分断面積で、 (dT/dx) は、単位長さ当たりの平均エネルギー損失である。

今まで、制動放射X線発生断面積については多くの研究者が報告している^{1-4,6,8)}

Kramers¹⁾は、制動放射X線強度 $Ed\sigma$ が一定であると仮定して、Dyson⁸⁾がこの定数を決定し、 $d\sigma_{\text{const}}$ を

$$d\sigma_{\text{const}} = \frac{27.6}{4\pi} Z \frac{dE}{E} \quad (2)$$

であると報告している。

Birch-Marshall³⁾は自分達の実験した結果に一致するような制動放射 X 線発生断面積

$$d\sigma_{BM} = \rho N_A \left(1 + \frac{T}{m_0 c^2} \right) Q \frac{dE}{E} \quad (3)$$

を導出した。ここで、

$$\begin{aligned} \frac{QT}{Z^2} &= 0.503 - 0.94597u + 0.1553u^2 \\ &+ 1.1632u^3 - 0.6818u^4 \\ u &= \frac{E}{T} \end{aligned}$$

である。また、 N_A はアボガドロ数、 $m_0 c^2$ は電子の静止質量である。

Tucker ら⁴⁾は Fewell ら⁵⁾の実験値に合うような新しい断面積公式

$$d\sigma_{TBC} = \alpha r^2 Z^2 \left(\frac{T + m_0 c^2}{T} \right) B \frac{dE}{E} \quad (4)$$

を提案した。ここで、

$$\begin{aligned} B &= [3.685 \times 10^{-2} + 2.900 \times 10^{-5} T_0] \\ &\times [1 - 5.049u + 10.847u^2 \\ &- 10.516u^3 + 3.842u^4] \end{aligned}$$

であり、 α は微細構造定数、 r_e は古典電子半径である。

陽極内で発生した制動放射 X 線光子は、陽極物質の通過とともに減弱される。物質内の電子の平均エネルギー T と通過した距離 s との関係 Thomson-Whiddington⁹⁾ が、

$$T_0^2 - T^2 = \rho s C = \frac{\rho x C}{\cos \gamma} \quad (5)$$

で与えている。ここで、 T_0 は入射電子のエネルギー、 C は Thomson-Whiddington 定数、 x は陽極の深さ、 γ は高速電子の入射角度である。Fig. 1 に示

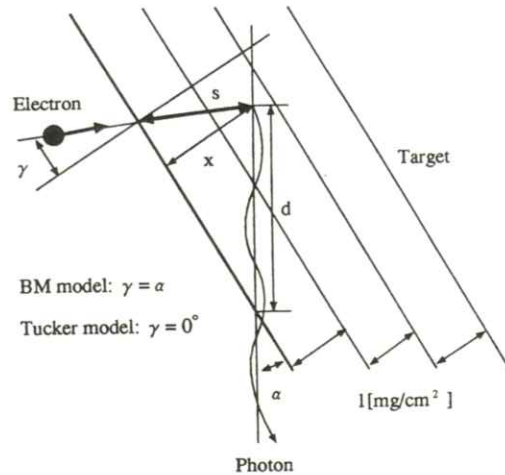


Fig. 1 Diagram showing the details of the geometry for x-ray production.

した配置図では、深さ x で発生した光子は陽極内を $x/\sin \alpha$ の距離を経て通過し、減弱される。減弱の割合は $\exp[-\mu(E)(T_0^2 - T^2) \cos \gamma / (\rho C \sin \alpha)]$ で、 $\mu(E)$ はエネルギー E の X 線光子に対する陽極物質の線減弱係数、 α は陽極の角度である。Birch-Marshall の X 線管球のモデルでは $\gamma = \alpha$ であるが、Tucker らのモデルでは $\gamma = 0^\circ$ である。よって、Tucker らのモデルにおいて発生した X 線光子が陽極物質を通過する距離は、 $\sec \alpha$ 分だけ Birch-Marshall のモデルより長くなる。また、Fig. 2 は、入射電子エネルギー 120keV としたときの光子エネルギーに対する微分断面積のエネルギー強度を示したものである。また、2.2 で述べる Koch-Motz が推奨した微分断面積 (3BN) についても同図に示す。これより Tucker らのモデルでは、Birch-Marshall のモデルより X 線光子の陽極物質を通過する距離が長いことから、低エネルギーの X 線光子の発生確率が高くなっていることが説

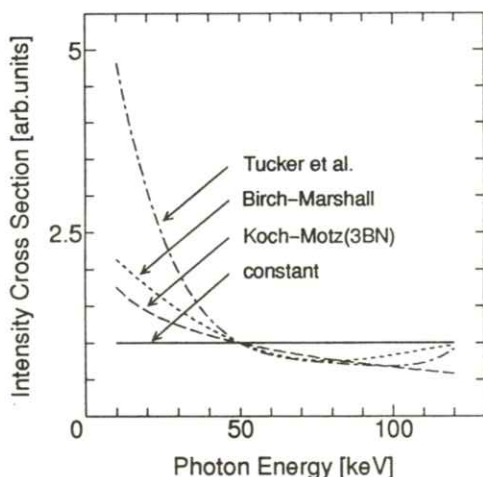


Fig. 2 Comparison of differential energy intensity cross sections as a function of photon energy: (solid line) constant- $Ed\sigma_{const}$, (broken line) Koch-Motz- $Ed\sigma_{KM}$, (dotted line) Birch-Marshall- $Ed\sigma_{BM}$, (dotted broken line) Tucker *et al.*- $Ed\sigma_{TBC}$.

明できる。

陽極内のフォトンの減弱を考慮すると、式(1)は

$$N(E)dE = \frac{1}{A} \int_E^{T_0} d\sigma \left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \right)^{-1} \times \left\{ \exp \left(\frac{-\mu(E)(T_0^2 - T^2) \cos \gamma}{\rho C \sin \alpha} \right) \right\} dT \quad (6)$$

となる。この式の $d\sigma$ にそれぞれ、式(2)-(4)に表される制動放射 X 線発生断面積を代入し、陽極表面からの制動放射 X 線スペクトルを計算した。阻止能や減弱係数に対しては、今回 Tucker ら⁴⁾のデータを用いた。

2.2 電子のエネルギー分布を考慮した計算

2.1 で述べたように、これまでに報告された経験式では実験値に合うように制動放射 X 線発生断面積を調整している傾向がある。これは、陽極物

質内の電子の振舞いを無視し、深さに対して電子のエネルギーが単調に減少すると仮定しているためである。ところが、実際、入射した電子は原子を構成している束縛電子との非弾性衝突でそのエネルギーを損失し、原子核との弾性衝突でその進行方向を変えるので、同じ深さに存在する電子のエネルギーにはばらつきがあると考えられる。本研究では、陽極物質内の電子の振舞いをモンテカルロ法で追跡し、電子のエネルギー分布を考慮した制動放射 X 線スペクトルを求めた。

制動放射 X 線フォトンが発生する確率は、入射電子と物質との相互作用する回数、すなわち、電子と陽極物質を構成している原子との相互作用間の通過距離に関係している。この通過距離を正確に知るには、電子の多重散乱を考える必要がある。これについては、Molière の多重散乱理論^{10, 11)}を考慮し、文献 10) の式 (23) に定義されるパラメータ B を 3 とし距離を計算した。一方、相互作用における電子の散乱角 (天頂角) は Molière の多重散乱分布¹⁰⁾ から一様乱数で決定した。また、方位角に関しては散乱が円筒状に対称であることから、0 から 2π の一様乱数で決定した。束縛電子との非弾性衝突が原因で起こるエネルギー損失は、今回採用した相互作用間の電子の通過距離が比較的短いことから、Vavilov¹²⁾ のばらつき分布を用いた。本計算では、文献 12) の表 A1.7 にあるデータを内挿し、一様乱数でサンプリングした。電子の追跡は、電子が陽極から後方散乱するか、電子のエネルギーが 10keV 以下になるまで行った。なぜなら、10keV 以下の X 線フォトン本計算で用いたフィルタに吸収されるからである。

我々は、Fig. 1 に示すように陽極を 1mg/cm² の

薄い層に分割し、陽極物質内の $x, x+dx$ 間に存在するエネルギー T を持った電子の個数を表す関数 $f(T_0, T, x)$ を決定した。この分布関数を考慮すると、式 (6) は

$$N(E)dE = \frac{1}{A} \int_0^{t_w} \int_E^{T_0} d\sigma \cdot f(T_0, T, x) \times \left\{ \exp \left[\frac{-\mu(E)x}{\sin \alpha} \right] \right\} dT dx \quad (7)$$

となる。ここで、 t_w は陽極物質の厚さである。制動放射 X 線発生断面積には、対象とする X 線管電圧の範囲で Koch-Motz⁶⁾ が推奨し、3BN と記した Bethe-Heitler の式¹³⁾

$$d\sigma_{KM} = A(E) f_E d\sigma_{3BN} \quad (8)$$

を使った。ここで、 $A(E)$ は入射電子のエネルギーに依存した経験的な補正項で、Koch-Motz、Grosswendt¹⁴⁾ のグラフより内挿法で決定した。 f_E は Elwert Coulomb 補正項¹⁵⁾ と呼ばれるもので、

$$f_E = \frac{\beta_0 [1 - \exp(-2\pi Z/137\beta_0)]}{\beta [1 - \exp(-2\pi Z/137\beta)]} \quad (9)$$

である。また、 $d\sigma_{3BN}$ は、

$$\begin{aligned} d\sigma_{3BN} = & \frac{Z^2 r_e^2}{137} \frac{dE}{E} \frac{p}{p_0} \left\{ \frac{4}{3} - 2T_0 T \left(\frac{p^2 + p_0^2}{p^2 p_0^2} \right) \right. \\ & + \frac{\epsilon_0 T}{p_0^3} + \frac{\epsilon T_0}{p^3} - \frac{\epsilon \epsilon_0}{p_0 p} + L \left[\frac{8T_0 T}{3p_0 p} \right. \\ & + \frac{E^2 (T_0^2 T^2 + p_0^2 p^2)}{p_0^3 p^3} + \frac{E}{2p_0 p} \\ & \times \left(\left(\frac{T_0 T + p_0^2}{p_0^3} \right) \epsilon - \left(\frac{T_0 T + p^2}{p^3} \right) \epsilon \right. \\ & \left. \left. + \frac{2ET_0 T}{p^2 p_0^2} \right) \right] \left. \right\}, \quad (10) \\ L = & 2 \ln \left[\frac{T_0 T + p_0 p - 1}{E} \right]; \\ \epsilon = & \ln \left(\frac{T_0 + p_0}{T_0 - p_0} \right); \quad \epsilon = \ln \left(\frac{T + p}{T - p} \right) \end{aligned}$$

である。タングステンの減弱係数については、Hubbell¹⁶⁾ のデータを用いた。

3. 結果・考察

Fig. 3 に、電子のエネルギー T に対して、タングステンターゲット内の各層における電子の存在確率を表した関数 $f(T_0, T, x_i)$ の一例を示す。ここでは、入射電子のエネルギーを $T_0 = 120 \text{ keV}$ 、入射角度を $\gamma = 0^\circ$ としてある。各関数値は、第 i 層に存在する電子の割合に相当している。図から、比較的浅い層にも低エネルギーの電子が存在し、陽極表面から深くなるに従って分布の幅が広がっている。また、Fig. 4 に各層における電子の平均エネルギー、エネルギー最確値および式 (5) に表される Thomson-Whiddington の関係も同図に示した。これより、Thomson-Whiddington の関係が、モンテカルロ法で電子の振舞いを追跡した結果と差があるの分かる。これは、Thomson-Whiddington の

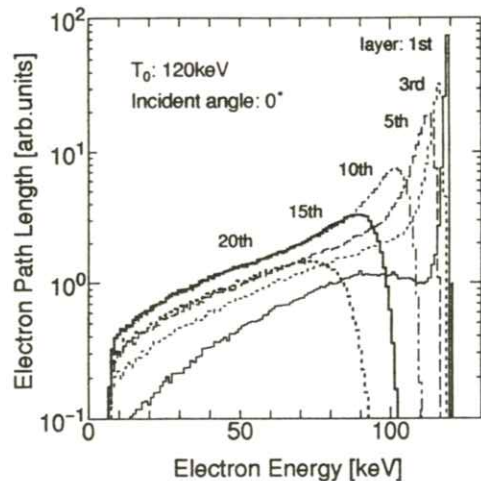


Fig. 3 Path length distribution with electron energy at various layers in tungsten target, for an incident energy of 120 keV and an incident angle of 0° .

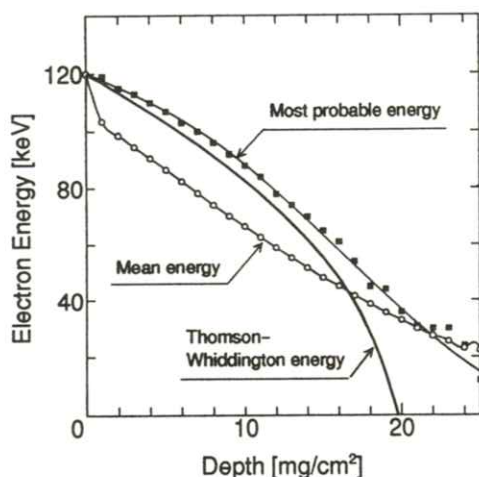


Fig. 4 Changes of most probable energy, mean energy and Thomson-Whiddington energy with depth, calculated by eq.(5), for incident energy of 120 keV and incident angle of 0° .

関係式が、陽極物質内の電子のエネルギー分布を考慮していないことを裏付けており、物質内部のある深さにおける電子のエネルギーを評価するのは難しいといえる。言い換えれば、Birch-Marshall や Tucker らの経験的な計算モデルは、実験値に一致させるための補正の重みが大きいと考えられる。

Fig. 5,6 は、今回我々が計算した結果と Birch-Marshall および Tucker らの半経験式による結果を Fewell らの実験値と比較したものである。それぞれ、入射電子のエネルギーは 120keV である。また、Fewell らの実験値にある 57、59、67 および 69keV でのピークは、タングステンの特性 X 線である。今回は制動放射 X 線についてのみであるから、計算値に特性線を含んでいない。なお、それぞれの X 線スペクトルは、制動放射 X 線スペクトルのピーク値で正規化してある。

Fig. 5 では、Birch-Marshall および Tucker らの

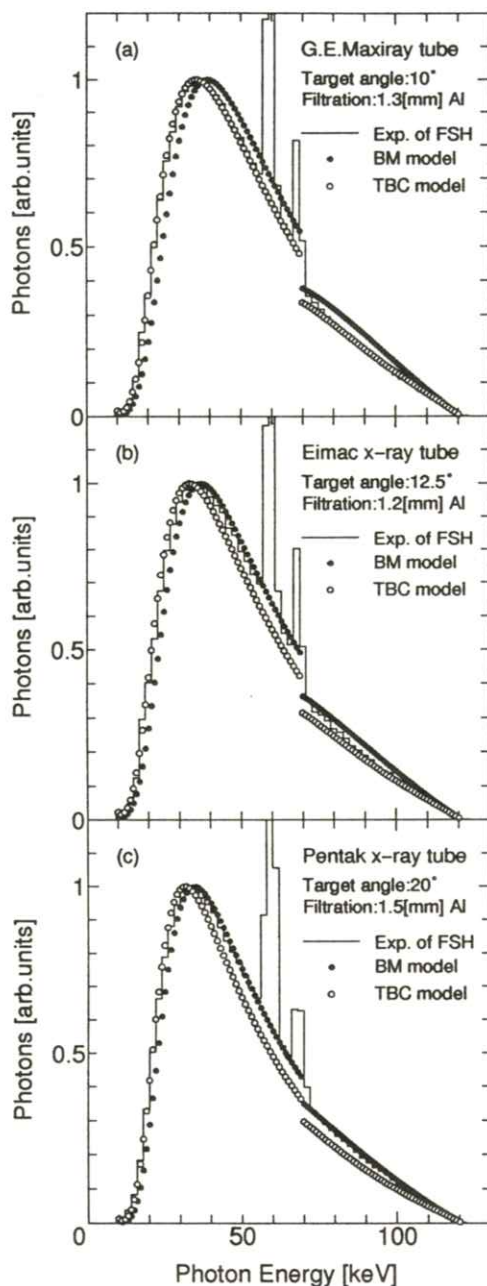


Fig. 5 Comparison of bremsstrahlung spectra calculated by the BM model and the TBC model with the spectra measured by FSH, for an incident electron energy of 120 keV: (a) for GE Maxiray tube, (b) for Eimac x-ray tube, and (c) for Pentak x-ray tube.

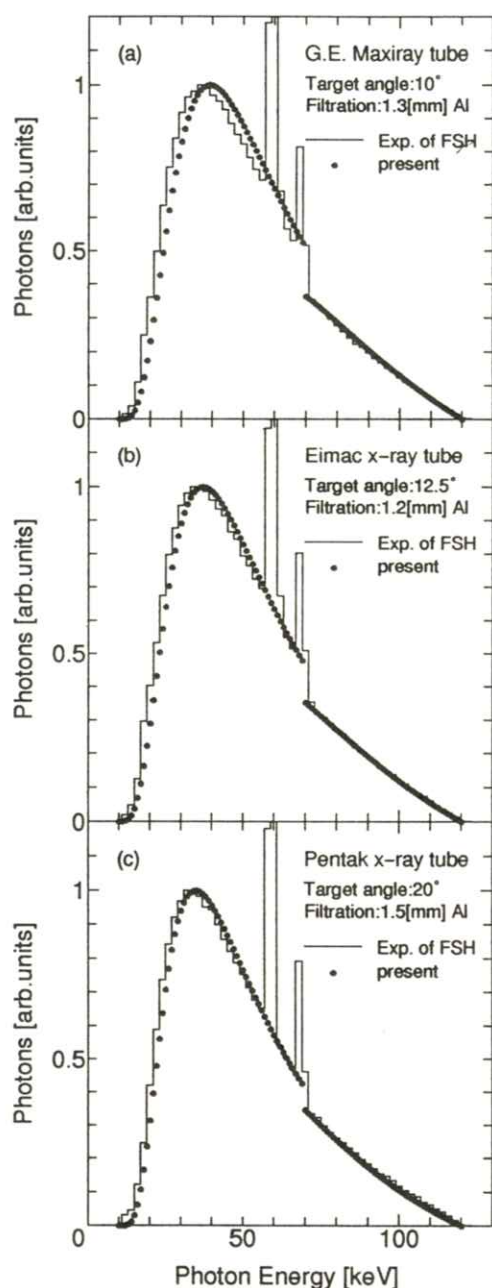


Fig. 6 Comparison of bremsstrahlung spectra calculated by present method with data measured by FSH for an incident electron energy of 120 keV: (a) for GE Maxiray tube, (b) for Eimac x-ray tube, and (c) for Pentak x-ray tube.

モデルで計算した結果と、Fewell らの用いた3つの X 線管球、(a)GE Maxiray tube、(b)Eimac x-ray tube、(c)Pentak x-ray tube の発生した X 線スペクトルを比較した。計算は全て、文献5) の条件下で行った。Tucker らのモデルで求めた X 線スペクトルは、GE Maxiray tube では実験値に良く一致しているが、その他の X 線管球に対しては、実験値に沿わない。これは、Tucker らが陽極の角度が 10° である GE Maxiray tube の発生した X 線スペクトルに合うように経験式を開発したためである。従って、陽極の角度が大きくなるとこのモデルの適応性は欠けてくる。また、Birch-Marshall のモデルについては、Pentak x-ray tube のような陽極の角度が大きい管球の発生したスペクトルには良く一致しているが、角度が小さくなるにつれて高エネルギー側にシフトし、実験値との差が広がっている。というのは、彼らの基準とした X 線管球の陽極の角度は 17° だからである。一方、我々の計算結果を同様に比較したのが、**Fig. 6** である。GE Maxiray tube で僅かに今回の計算結果が実験値より高エネルギー側にシフトしていることを除けば、ほぼ、良い一致を示している。以上から、Koch-Motz に推奨される制動放射 X 線発生断面積 3BN が、**Fig. 2** に示されるように低エネルギー領域で他のモデルより値が小さいにもかかわらず、陽極の角度に左右されない正確な制動放射 X 線スペクトルを示すのは、特に陽極物質の表面付近に存在する電子、すなわち、電子のエネルギー分布が大きく影響しているといえる。

4. 結 論

今回、我々は陽極内の電子の振舞いをモンテカルロ法でシミュレートし、その結果と Bethe-Heitler の導いた制動放射 X 線発生断面積を用いて、制動放射 X 線スペクトルを計算した。我々の結果は、医療診断における様々な条件下での Fewell らの実験値に良く一致した。一方、Birch-Marshall や Tucker らの半経験式では、彼らの基準とした X 線管球の陽極の角度が近ければ実験値に一致するが、他の管球ではその傾向が明らかに異なってくる。これは、陽極内の電子のエネルギー分布を無視し、各モデルに依存した制動放射 X 線発生断面積を経験的に導出しているためで、我々の計算法による結果を Fewell らの実験値と比較する限り、電子のエネルギー分布を考えることは非常に重要である。しかし、エネルギー分布を求めるには多くの時間を費やすため、X 線管球の陽極の角度にさえ注意すれば、制動放射 X 線スペクトルを計算するのに、従来の半経験式を使っても差し支えない。最終的には、制動放射 X 線スペクトルには電子のエネルギー分布が大きく影響し、これが、陽極の角度依存性の研究に不可欠であることが示された。

謝 辞

本稿の執筆にあたり、貴重な資料の提供およびご助言をいただいた九州大学医療技術短期大学部の上原周三教授に感謝致します。また、本研究の一部は文部省科学研究費の援助を受けたものである。ここに謝意を表す。

参考文献

- 1) H. A. Kramers: Philos. Mag. **46** 836 (1923)
- 2) B. W. Soole: J. Phys. **B5** 1583 (1972)
- 3) B. Birch and M. Marshall: Phys. Med. Biol. **24** 505 (1979)
- 4) D. M. Tucker, G. T. Barns and D. P. Chakraborty: Med. Phys. **18** 211 (1991)
- 5) T. R. Fewell, R. E. Shuping and K. R. Hawkins: *Handbook of Computed Tomography X-Ray Spectra* HHS Publication No.81-8162 (Rockville, 1981)
- 6) H. W. Koch and J. W. Motz: Rev. Mod. Phys. **31** 920 (1959)
- 7) N. Nakamori, K. Yamano, M. Yamada and H. Kanamori: Jpn. J. Appl. Phys. **32** 4019 (1993)
- 8) N. A. Dyson: Proc. R. Soc. London Ser. **A73** 924 (1959)
- 9) R. Whiddington: Proc. R. Soc. London Ser. **A86** 360 (1912)
- 10) H. A. Bethe: Phys. Rev. **89** 1256 (1953)
- 11) E. Hisdal: Phys. Rev. **105** 1821 (1957)
- 12) 山崎 文男: 実験物理学講座 26 放射線 p.637 (共立出版, 1973)
- 13) H. A. Bethe and W. Heitler: Proc. R. Soc. London Ser. **A146** 83 (1934)

- 14) B. Grosswendt: Nucl. Instrum. Methods **116** 97
(1974)
- 15) G. Elwert: Ann. Phys. (Leipzig) **34** 178 (1939)
- 16) J. H. Hubbell: Radiat. Res. **70** 58 (1977)

〔技術資料〕

わが国における増感紙—フィルム系のMTFの測定精度の比較 (スキニング過程における相互比較)

東田 善治, 肥合 康弘¹, 高田 卓雄¹, 高橋 睦正¹, 朝原 正喜²,
稲津 博³, 岡田 弘治⁴, 菊池 務⁵, 小寺 吉衛⁶, 中村 光夫⁷,
畑川 政勝⁸, 藤田 広志⁹, 藤村 良夫¹⁰, 山下 一也¹¹, 吉田 彰¹²,
若松 孝司¹³

熊本大学医療技術短期大学部 〒862 熊本市九品寺4-24-1

¹ 熊本大学医学部附属病院中央放射線部 〒860 熊本市本荘1-1

² 香川医科大学医学部附属病院放射線部 〒761-07 香川県木田郡三木町池戸1750-1

³ 宮崎医科大学医学部附属病院放射線部 〒889-16 宮崎県宮崎郡清武町木原5200

⁴ 近畿大学医学部附属病院放射線部 〒589 大阪府東大阪狭山市大野東377-2

⁵ 北海道大学医学部附属病院放射線部 〒060 北海道札幌市北区北十四条西5

⁶ 近畿大学工学部 〒729-17 東広島市高屋うめの辺1

⁷ ㈱東芝金属部品技術部 〒235 横浜市磯子区新杉田町

⁸ 大阪市立大学医学部附属病院放射線部 〒545 大阪市阿倍野区旭町1-5-7

⁹ 岐阜大学工学部 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

¹⁰ 広島大学医学部附属病院 〒734 広島市南区霞1-2-3

¹¹ 大阪大学医療技術短期大学部 〒560 豊中市松兼山町1-1

¹² 岡山大学医療技術短期大学部 〒700 岡山市鹿田町2-5-1

¹³ 国立療養所宇田野病院 〒616 京都市右京区鳴滝音戸山町8

(1993年12月3日受理)

Comparison of measurement accuracy of MTF for screen-film systems: Comparison in the scanning category

Yoshiharu HIGASHIDA, Yasuhiro HIAI¹, Takao TAKADA¹, Mutsumasa TAKAHASHI¹,
Masaki ASAHARA², Hiroshi INATSU³, Koji OKADA⁴, Tsutomu KIKUCHI⁵,
Yoshie KODERA⁶, Mitsuo NAKAMURA⁷, Masakatsu HATAGAWA⁸, Hiroshi FUJITA⁹,
Yoshio FUJIMURA¹⁰, Kazuya YAMASHITA¹¹, Akira YOSHIDA¹² and Takashi WAKAMATSU¹³

Kumamoto University, College of Medical Science 4-24-1 Kuhonji, Kumamoto 862

¹ Department of Radiology, Kumamoto University Hospital 1-1 Honjo, Kumamoto 860

² Department of Radiology, Kagawa Medical College Hospital 1750-1 Ikeda Miki Kida,
Kagawa 761-07

³ Department of Radiology, Miyazaki Medical College Hospital 5200 Kihara Kiyotake,
Miyazaki 889-16

⁴ Department of Radiology, Kinki University Hospital 377-2 Onohigashi Sayama, Osaka 589

⁵ Department of Radiology, Hokkaido University Hospital 5 Kitajuyonjonishi Kitaku,
Sapporo 060

⁶ Department of Electronic Engineering and Computer Science, Kinki University
1 Umenobe Takaya, Higashihiroshima 729-17

⁷ Toshiba Corporation
Sinsugita Isogoku, Yokohama 235

⁸ Department of Radiology, Osaka City University Hospital 1-5-7 Asahimachi Abenoku,
Osaka 554

⁹ Department of Electronics and Computer Engineering, Gifu University 1-1 Yanagido,
Gifu 501-11

¹⁰ Department of Radiology, Hiroshima University Hospital 1-2-3 Kasumi Minamiku,
Hiroshima 734

¹¹ College of Bio-Medical Technology, Osaka University 1-1 Matukaneyama, Toyonaka 560

¹² School of Health Sciences, Okayama University 2-5-1 Shikada, Okayama 700

¹³ Department of Radiology, National Utano Hospital 8 Narutaki Ukyouku, Kyoto 616

(Received December 3, 1993)

Modulation transfer functions (MTFs) of the screen-film systems, which were analyzed at the Kumamoto University using slit images and sensitometric strips, were compared with the results obtained at twelve cooperating facilities. Three kinds of blue screen-film systems which have different speeds were prepared at Kumamoto University for comparison. The results indicated that the MTF data can be reproduced within experimental errors at different facilities.

Key words: MTF, screen-film systems, slit images.

1. はじめに

放射線診断領域における最近の技術進歩はめざましく、新しい診断法が次々と開発されている。しかし現在でも、この領域では、増感紙—フィルム系の占める割合は大きく、これらの系の画像特性の評価は、新しい系の開発や医療システムへの選択にとって重要な問題である。増感紙—フィルム系の画像特性の中で、系の解像特性を表す方法として一般にMTF (Modulation Transfer Function) ^{1, 2)}を用いている。測定法としてこれまで矩形波チャート法を多用していたが、最近では線像強度分析(Line Spread Function : LSF)をフーリエ変換して求めるスリット法も普及している。

これまで増感紙—フィルム系のMTFの相互比較は国内外の一部の施設で行われており^{1~3)}、これらの研究では、測定結果がよく一致することが報告されている。しかしわが国の多くの施設で測定された結果についての相互比較は、これまで全く行われていない。

今回われわれは、増感紙—フィルム系のMTFの測定結果について、国内の12の施設の相互比較を試みた。比較の方法は、同一スリット像を用いてMTFを求める過程と、特性曲線およびスリット像の作成を含む全ての過程による2種類で行った。本報告では、スリット法を用いたMTF測定のうち、マイクロデンシトメータを用いたスキヤニングからMTF計算に至るまでの測定精度について報告する。

2. 実験方法

2.1 スリット像の撮影

測定に使用したスリット像は、感度の異なる3種類の増感紙を用いて撮影した。増感紙として、ブルー系高鮮鋭度増感紙(化成オプトニクス:BF-III)、中等感度増感紙(BM-III)、および高感度増感紙(BX-III)を選んだ。蛍光体はいずれもタングステン酸カルシウム(CaWO_4)である。フィルムとして、富士RXフィルムを用いた。これらの系の感度差は約3倍であるTable 1^{4, 5)}。3種類の系を選んだ理由は、感度差によって、MTFの測定精度に差があるかどうかを検討するためである。スリット像は、熊本大学で製作した専用のスリット撮影装置⁶⁾を用いて撮影した。本装置に取り付けてあるスリットは、シカゴ大学で設計製作されたものでタングステン合金(Kennertium Grade W-10; 90%W-10%Ni, Cu, Fe)でできており、スリット幅約 $10\mu\text{m}$ 、厚さ2mmである⁷⁾。X線管は島津Circlexを使用し、X線焦点—フィルム間距離77cm、撮影管電圧は80kVである。各増感紙を用いて、低露光照射で撮影したスリット像を4~5本、管電流を変化させ低露光照射の5~7倍の条件で撮影した高露光

Table 1
Screens and their speeds used for comparison of MTF.

Screens	Absolute speeds	Relative speeds	Phosphor
BF-III	1.08	1.00	CaWO_4
BM-III	1.79	1.67	CaWO_4
BX-III	3.39	3.14	CaWO_4

Beam quality : BRH canonical beam
Film : Fuji RX

照射スリット像を2本作成した。また同時に強度法を用いてセンシトメリー用のフィルムスリットアップ⁸⁾も2本作成し、先のスリット像と組み合わせて1組の試料とした。施設数と各施設での測定期間を考え、1つの増感紙-フィルム系で2組の試料を作成した。試料の送付に先立って、すべての試料のMTFを熊本大学で確認し、各施設で用いる相互比較用の試料とした。スリット像を送付する際、各施設には3種類の増感紙-フィルム系の種類、感度を知らせた。またスリット像、センシトメリー用フィルムの撮影条件などすべてを記載したものを同封した。各施設は、送付された測定試料の中から適当と思われるスリット像およびセンシトメリー用フィルムを選択して測定に用いた。各施設では1種類の系について2~4回の測定を行った。最終的なMTFの測定値は、各施設の判断で決定したが、多くの施設ではこれらの測定値の平均値を採用した。なおマイクロデンスitomータの設定条件、およびMTF計算プログラムなどは、各施設で使用しているものを用いた。測定期間は1施設20日以内とし、測定後は、試料、測定結果および測定条件に関するデータを熊本大学に返送するよう依頼した。

2.2 測定施設名

今回の相互比較に参加した施設は、大阪市立大学、大阪大学医療技術短期大学部、岡山大学医療技術短期大学部、香川医科大学、岐阜高専、近畿大学、国立循環器病センター、東芝金属部品技術部、広島大学、北海道大学、宮崎医科大学、および熊本大学の計12施設である。これらの施設は、これまで増感紙-フィルム系のMTFの測定に関

して多くの経験を持っており、一定の測定技術が確立している。なお本論文の目的は、各施設の測定精度の優劣をつけることではないので、測定値と施設名の関係については特に明らかにしなかった。

3. 結 果

Table 2 に各施設でのスリット像の測定条件を示す(ただし、**Table 2**の左欄の施設番号と本文中で述べた施設名は順序が一致していない)。

Table 2
Microdensitometers and measurement conditions used for comparison of MTF.

Facility No.	Microdensitometer	Silt size (μm)	Sampling distance (μm)	Approximation
1	MPM-II	10x 500	10	Exponential
2	PDM-5	10 x 750	10	Exponential
3	PDS-15	10 x 1000	10	Exponential
4	PDM-5	10 x 850	10	Exponential
5	MPM-II	10 x 265	5	Exponential
6	PDM-5	10 x 800	5	Exponential
7	PDM-5	15 x 1000	BF:5, BM;BX:10	Exponential
8	PDM-5	10 x 1000	10	Exponential
9	PDM-5	10 x 1000	10	Exponential
10	PDM-5	10 x 1000	5	Exponential
11	PDM-5	10 x 1000	10	Exponential
12	PDM-5	10 x 1000	10	Exponential

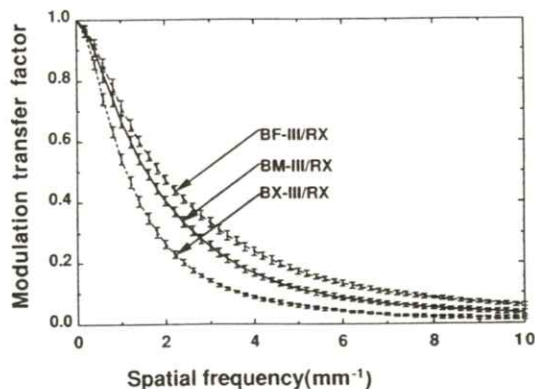


Fig. 1 Averaged MTFs of BF-III, BM-III and BX-III screens with RX films measured at twelve facilities. Error bars show the standard deviation.

マイクロデンシトメータは、PDM-5 (Konica) を使用している施設が最も多く、他にMPM-II (Union光学), PDS-15 (Konica) を使用している。スリット幅は $10\mu\text{m}$ – $15\mu\text{m}$ 、高さは $265\mu\text{m}$ – $1000\mu\text{m}$ を使用している。サンプリング間隔は、2施設が $5\mu\text{m}$ を、8施設が $10\mu\text{m}$ を使用しているが、1施設はスリット像(増感紙の感度)に応じて間隔を選択している。LSFの外挿法は指数関数近似⁹⁾を行っている。

Fig. 1 に、12施設で測定した3種類の増感紙のMTFの平均値、および各空間周波数のMTF値の標準偏差を示す。また、増感紙の感度差で測定値の変動の関係を見やすくするために、各周波数での標準偏差をFig. 2に示す。Fig. 1, 2の結果から明らかなように、各施設での3種類の増感紙-フィルム系のMTFの測定結果は、比較的良好に一致している。またFig. 2から明らかなように、測定値の標準偏差は、3種類とも低周波数領域で大きい傾向を示すが、それぞれ最大0.025 (BF-III), 0.025 (BM-III), 0.019 (BX-III) 程度であり、各施設での測定結果の再現

性は非常によい。測定に用いた3種類の増感紙のうち、最も感度が高いBX-III増感紙の標準偏差が他の2種類に比較してやや小さい傾向がある。この理由は増感紙の感度が高いため、他の2種類に比べスリット像の幅が広がっており、スキャンングにおけるアライメントが容易なためである。高鮮鋭度のBF-III増感紙と中等感度のBM-IIIでは、標準偏差に差が見られない。

Fig. 3 に、12施設で測定されたBF-III増感紙のMTFの最高値と最低値をプロットした。両施設のMTF値の違いは、空間周波数 2mm^{-1} で0.049であり、残りの10施設の測定結果はすべてこの範囲内におさまっている。最高値と最低値を示すMTFに対応するLSFを比較すると、最低値のMTF値を示すLSFは全体的にやや広がっており、スキャンングによるLSFの違いがフーリエ変換後のMTFの違いに反映しているFig. 4。

同様に、BM-III, BX-III増感紙を用いたMTFの測定結果の最高値と最低値をFig. 5, Fig. 6に示す。2種類の増感紙とも空間周波数

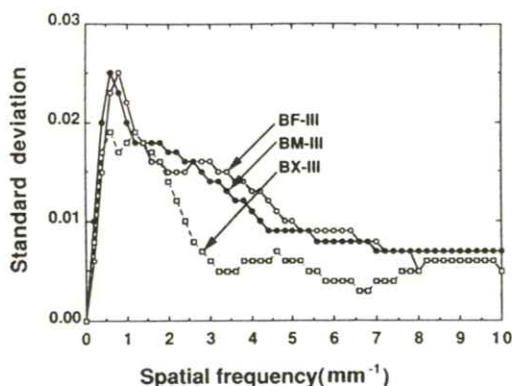


Fig. 2 Standard deviations of MTF for three screens measured at twelve facilities.

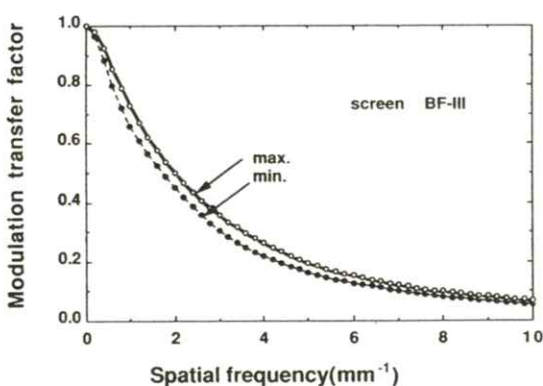


Fig. 3 Maximum and minimum MTFs of BF-III screen with RX film measured at twelve facilities.

2 mm^{-1} でのMTFの差は、それぞれ0.047, 0.050であり、12施設という測定施設数を考えると、この差は少ないと思われる。

空間周波数 2 mm^{-1} における3種類の増感紙のMTFの測定値を Fig. 7 に示す。当然のことではあるが、増感紙の感度が高くなれば、MTFの測定値は低い値を示している。しかし増感紙の感度の違いによる各施設の測定値の幅は、前述したように明らかでない。

施設によってMTFの測定値に偏った傾向があるかどうかを確認するため、12施設のMTFの測定値と平均値を増感紙ごとにまとめ、Fig. 8 に示す。結果から明らかなように、12施設の測定値には特に偏った傾向は見られない。また各施設での3種類の増感紙のMTFの値と平均値の差は、1つ(BX-Ⅲ: 0.033)を除いて、すべて±0.03以内である。

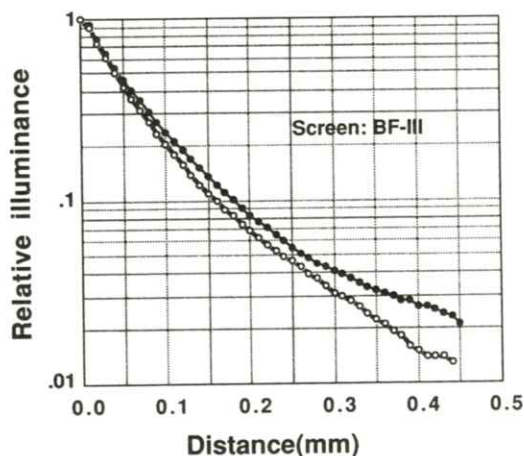


Fig. 4 Comparison of measured line spread functions both of which correspond to minimum (closed circle) and maximum (open circle) MTFs, respectively.

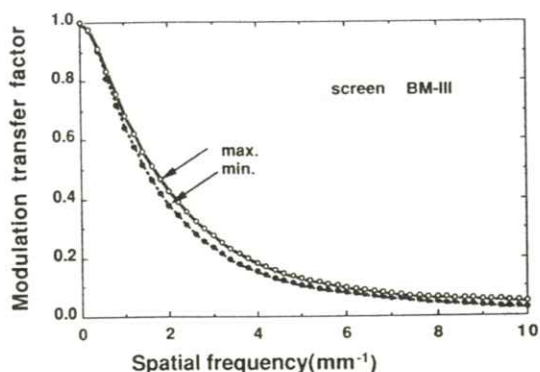


Fig. 5 Maximum and minimum MTFs of BM-Ⅲ screen with RX film measured at twelve facilities.

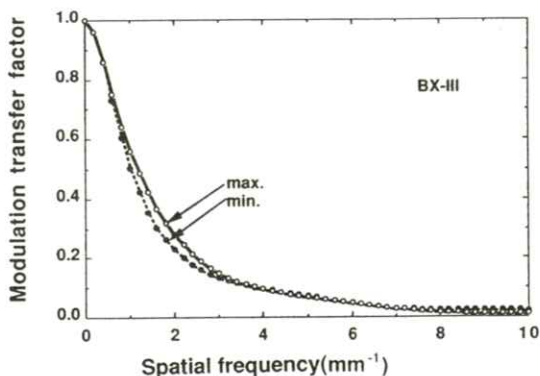


Fig. 6 Maximum and minimum MTFs of BX-Ⅲ screen with RX film measured at twelve facilities.

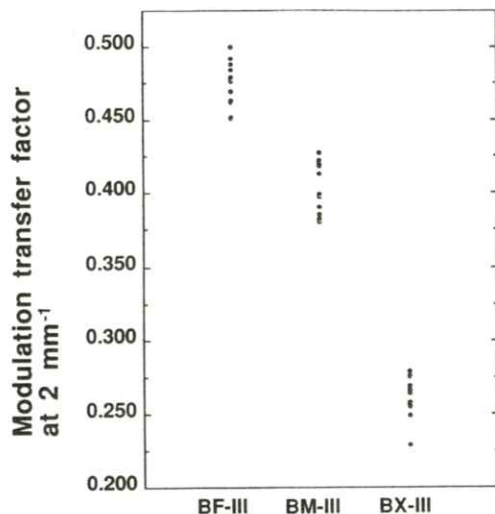


Fig. 7 Comparison of MTFs at 2 measured at twelve facilities (BF-Ⅲ, BM-Ⅲ and BX-Ⅲ screens).

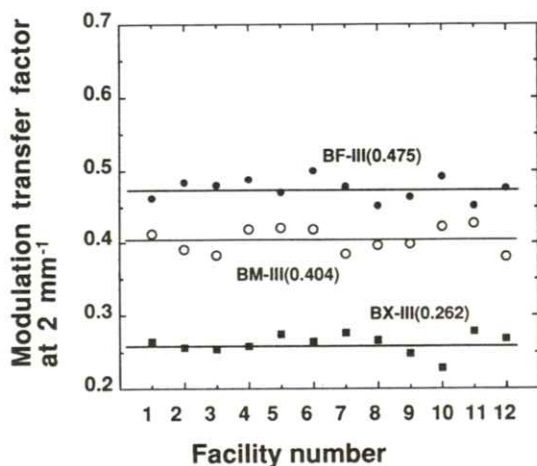


Fig. 8 MTFs at 2mm^{-1} of BF-III, BM-III, and BX-III screens measured with twelve facilities.

4. 考 察

スリット法による増感紙-フィルム系のMTFの相互比較を、感度の異なる3種類の系を用いて12の施設で行った。比較は2種類の方法で行ったが、本報告では、マイクロデンシトメータを用いたスキニング後の測定結果について述べた。

今回の比較では、スリット像およびセンシトメトリ-用フィルムをすべて熊本大学で作成している。したがって、スキニング過程での各施設の測定値の誤差要因としては、マイクロデンシトメータ自身の問題、スキニング時の光学レンズのピント、スリット像とマイクロデンシトメータのスリットのアライメント、低露光照射と高露光照射のスリット像の選択などが考えられる。スキニング後の誤差要因として、スリット像のプロファイル曲線のスムージング、低露光照射と高露光照射をつなぎ合わせる際の露光比の選択、実測し

たLSFのデータを用いて関数近似をする場合の連結部分(LSFのすその部分)の選択などが考えられる。また本研究では、MTF計算プログラムも各施設で開発したものを使用しており、施設間の誤差要因となっている。

最も高いMTFと最も低いMTFを示した施設について、LSFとの関係を調べてみると、MTFの値が低い施設のLSFはやや広がっており (Fig. 4: BF-III増感紙)、相関が見られた。このことから当然のことであるが、正確なMTFの測定のためには、まず正確なLSFを求めることが重要であろう。また3種類の増感紙のMTFの最高値および最低値を示した施設は、それぞれ異なっており、施設による測定結果の偏りは見られなかった。

この報告では各施設で測定されたMTFの結果を標準偏差の他に、主として空間周波数 2mm^{-1} でのMTFの値で比較した。この理由は、この周波数のMTFの値と視覚評価の関係が一致すること、これより低い空間周波数ではLSFの近似の影響で精度が悪くなること、および施設数が多く全ての空間周波数での測定値を比較するのが困難なためである^{1, 2)}。各施設での測定データの比較に関しては、資料として別に報告した¹⁰⁾。

すでに述べたように、本報告ではすべての施設でのMTFの計算を低露光と高露光の2本のスリット像から求めている。したがって、ここで使用した3種類の増感紙のMTFの真の値は不明である。増感紙-フィルム系のMTFの真の値を求めるには、多数回の倍数露光を繰り返し、正確に実測したLSFを求める方法があり、今回用いた2回程度の倍数露光法と近似計算法との比較もす

に報告されている⁹⁾。これらの2つの方法を用いた測定値は実験誤差以内で一致することが知られているため⁹⁾、一般には1回の倍数露光法を用いた今回の方法が使用されている。今回相互比較に参加した施設は、これまでMTFの測定に関しては多くの経験を持っており、すでに一定の測定技術を確立している。これに加えて測定施設が多いことなどが考えると、それぞれの増感紙のMTFの平均値は、真の値に近いと考えられる。**Fig. 7, Fig. 8** で示したように、各施設での測定値と平均値の差は、1つの測定例を除いてすべて ± 0.03 以内に収まっている。これまでのわれわれの経験では、同一サンプルを用いたMTFの再現性は、独立に撮影したスリット像から計算した場合でも、空間周波数 2 mm^{-1} で ± 0.03 以内の正確さで再現可能である^{1, 3)}。したがって本報告でもこの値を測定精度の目安としたが、今回の結果の再現性は、これよりやや悪かった。また今回の比較では、センシトメトリーおよびスリット像の撮影過程が含まれていないが、12施設という施設数を考えると比較的よい再現性を示していると思われる。

5. 結 論

感度の異なる3種類の増感紙-フィルム系のMTFの相互比較を、国内12の施設で行った。このうち本論文では、マイクロデンシトメータによるスキヤニング以後の測定精度について報告した。

各施設での測定値と平均値の差は、1つの結果を除いて、空間周波数 2 mm^{-1} で ± 0.03 以内に収まった。結論として、この過程での12施設のMT

Fの測定結果は、比較的良い再現性を示した。

文 献

- 1) K. Doi, G. Holje, L-N. Loo, et al : HHS publication FDA **88** 8187 (1982)
- 2) K. Doi, Y. Kodera, L-N. Loo, et al : HHS publication FDA **86** 8257 (1986)
- 3) 東田善治, 守部伸幸, 肥合康弘, 他 : 日放技学誌 **43** pp.460-466 (1987)
- 4) 東田善治, 勝田昇, 洞田貫誠志, 他 : 日放技学誌 **44** pp.425-434 (1988)
- 5) 東田善治, 勝田昇, 洞田貫誠志, 他 : 日放技学誌 **44** pp.435-448 (1988)
- 6) 東田善治, 松本政典, 荒木不次男, 他 : 富士メディカルフォーラム **154** pp.31-36 (1986)
- 7) K. Doi : 私信 (1983)
- 8) 守部伸幸, 東田善治, 洞田貫誠志, 他 : サクラXレイ研究 **3** pp.8-11 (1986)
- 9) K. Doi, K. Strubler and K. Rossmann : Phys. Med. Biol. **17** 241-250 (1972)
- 10) 東田善治, 肥合康弘, 高田卓雄, 他 : 日放技学誌 **49** pp.1879-1887 (1993)

I 第 107 回研究会記事

第 107 回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成 5 年 10 月 8 日 (金) 15:00~17:00, 9 日 (土) 9:00~12:00

場 所 信州大学医学部附属病院第 1 会議室 (2F)

特別講演 10 月 8 日 (金) 15:00~16:00

複合画像ネットワークと画像処理

信州大学 滝川正臣先生

見 学 10 月 8 日 (金) 16:00~17:00 施設見学

懇 親 会 10 月 8 日 (金) 17:30~19:30 三河屋

国際会議
報 告 10 月 9 日 (土) 9:00~9:20

Computer Assisted Radiology (CAR'93 Berlin)

岐阜大工 藤田広志

研究発表 10 月 9 日 (土) 9:20~12:00

- 1) 水中衝撃波フォーカシングにより発生するキャビテーションバブルクラウドの
高速度 X 線遅延撮影

佐藤英一, 寒河江康朗, 大泉貞治, 高橋 敬*, 小島英則**, 高山和喜**,
玉川芳春***, 柳沢 融****

岩手医大物理, * 岩手医大電算, ** 東北大流体研, *** 岩手医大中放,
**** 岩手医大放科

- 2) 衝撃波発生のための水中放電の基礎実験

佐藤英一, 寒河江康朗, 大泉貞治, 小島英則*, 高山和喜*, 玉川芳春**,
柳沢 融***

岩手医大物理, * 東北大流体研, ** 岩手医大中放, *** 岩手医大放科

- 3) 高線量率 30kHz フラッシュ X 線装置

佐藤英一, 寒河江康朗, 大泉貞治, 玉川芳春*, 柳沢 融**

岩手医大物理, * 岩手医大中放, ** 岩手医大放科

- 4) 最小識別濃度差に対するまぶしさの影響

尾崎吉明, 窪田英明*, 松本政雄**, 金森仁志***

京都科捜研, * 滋賀大, ** 大阪府立高専, *** 京都工繊大

- 5) 散乱X線と直接線スペクトルの分離測定
窪田英明, 尾崎吉明*, 松本政雄**, 金森仁志***
滋賀大, * 京都科捜研, ** 大阪府立高専, *** 京都工繊大
- 6) X線写真粒状のウィナースペクトルの管電圧依存性(2)
有村秀孝, 池田隆晴, 井狩武史, 中森伸行, 松本政雄*, 滝川 厚**,
窪田英明***, 金森仁志
京都工繊大, * 大阪府立高専, ** 大阪大, *** 滋賀大
- 7) X線写真粒状のウィナースペクトルの管電圧依存性(3)
池田隆晴, 有村秀孝, 井狩武史, 中森伸行, 松本政雄*, 滝川 厚**,
窪田英明***, 金森仁志
京都工繊大, * 大阪府立高専, ** 大阪大, *** 滋賀大
- 8) ステレオX線からの血管奥行き検出における2, 3の問題
松本和也, 武田 徹*, 風間正博, 長谷川伸
電気通信大, * 筑波大
- 9) ウェーブレット変換による異常部検出について
樋口清伯
大阪産大
- 10) 虚血性心疾患における心筋SPECT画像の診断支援システムの性能評価
藤田広志, 片渕哲朗*, 原 武史, 篠田光生, 植原敏勇**, 石田良雄*,
西村恒彦**
岐阜大工, * 国立循環器病センター, ** 大阪大医
- 11) 乳房X線写真における微小石灰化クラスタの自動検出アルゴリズムの開発
藤田広志, 桐戸 徹, 遠藤登喜子*, 堀田勝平**, 木戸長一郎**,
石垣武男*
岐阜大工, * 名大医, ** 愛知県がんセンター

Ⅱ 理事会報告

- 日 時 平成5年10月9日(土) 12:00~13:00
- 場 所 信州大学医学部
- 出席者 内田, 長谷川, 稲本, 小島, 滝沢, 丹羽, 田中(代理), 松本(代理), 金森
- 議 題
1. 第109回研究会を平成6年6月上旬に吹田地区に移転した大阪大学附属病院で開催することに決定し, 準備を速水, 稲本理事に依頼することになった。
 2. 第110回研究会を宮崎で開催することに決定し, 準備を内田会長に依頼した。
 3. 会誌11巻1号で内田論文賞の公募を行うことにした。
 4. 日立メディコ矢仲理事から, 理事を横内久猛氏に交代したいとの希望が出されたので, 平成6年度の総会で提案することに決定した。

新 入 会 員

☆正会員

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
452	小山 修司	名古屋大学医療技術短期大学部診療放射線 技術学科 〒461 名古屋市東区大幸南1-1-20	TEL 052-723-1111 FAX 052-723-0290
453	山本 桂一	川崎市立井田病院放射線部 〒211 川崎市中区井田1272	TEL 044-776-2188 FAX 044-788-2138
454	北山 彰	川崎医療短期大学放射線技術科 〒701-01 岡山県倉敷市松島316	TEL 086-462-1111 FAX 086-463-4339
455	近藤 隆司	国立療養所宮崎東病院放射線科 〒880 宮崎市大字田吉4374-1	TEL 0985-56-2311

会 員 移 動

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
433	佐藤 弘史	勤務先	放射線医学総合研究所重粒子治療センター治療診断部治療科 〒260 千葉県稲毛区穴川4-9-1	TEL 043-251-2111

————— 賛 助 会 員 名 簿 —————

平成5年12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）

化 成 オ プ ト ニ ク ス ㈱	トムソンーCSFジャパン㈱
コ ニ カ ㈱	㈱ ナ ッ ク
三 洋 電 機 ㈱	日 本 コ ダ ッ ク ㈱
シーメンス旭メディテック㈱	日 本 電 気 ㈱
㈱ 島 津 製 作 所	浜 松 ホ ト ニ ク ス ㈱
シ ャ ー プ ㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
中 央 精 機 ㈱	富 士 写 真 フ ィ ル ム ㈱
デュボンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 ㈱
㈱ 東 芝	横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム ㈱
東 洋 メ デ ィ ッ ク ㈱	

（計19社）

第33回日本ME学会大会予告

第33回日本ME学会大会は下記の通り開催される予定です。

会 期：平成6年5月12日（木），13日（金），14日（土）

会 場：高松国際ホテル（高松市木太町 2191-1）

大会長：松 尾 裕 英（香川医科大学医学部）

連絡先：〒761-07

香川県木田郡三木町池戸 1750-1

香川医科大学第二内科

第33回日本ME学会大会事務局

TEL 0878-98-5111（内線 2622）

FAX 0878-98-4962

役員

- 会 長 内田 勝（静岡理工科大）
- 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（関東労災病院），長谷川 伸（電気通信大），
速水昭宗（大阪大）
〔庶務担当〕 田中俊夫（京都工繊大）
〔財務担当〕 松本政雄（大阪府立高専）
- 理 事 〔大学関係〕 稲本一夫（大阪大），金子昌生（浜松医大），
小島克之（常葉学園浜松大），滝沢正臣（信州大），
丹羽克味（奥羽大），山下一也（大阪大），和田卓郎（広島大）
〔会社関係〕 青木雄二（化成オプトニクス），加藤久豊（富士フィルム），
杉本 博（東芝），細羽 実（島津），松井美楯（コニカ），
矢仲重信（日立）
- 監 事 津田元久（東京工芸大），樋口清伯（大阪産業大）

編集後記

107回の研究会を6年ぶりに松本市で開催し、滝沢先生に全面的にお世話になりました。懇親会では、馬肉に対する今迄の考えを改めさせられた他、連日の好天にも恵まれて、久しぶりに槍穂高連峰を遠望し、秋の信州を満喫できました。滝沢先生有難うございました（K）。

編集委員

金 森 仁 志（京都工繊大）
竹 中 栄 一（関東労災病院）
長谷川 伸（電気通信大）
速 水 昭 宗（大阪大）
山 田 正 良（京都工繊大）

医用画像情報学会雑誌

平成6（1994）年1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芸学部電子情報工学科内
電話 075-724-7412, 7422, 7436
ファックス 075-724-7400（学科共通）
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	4,000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) 724-7422 (山田) 7436 (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

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

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。)

日本医用画像工学会第13回大会

日本医用画像工学会
会 長 桑 原 道 義
大会長 赤 塚 孝 雄
〒113 文京区湯島 1-6-2
おむろビル5F

- 開催日時 : 1994年7月7日(木)、8日(金)
- 開催場所 : 国立がんセンター内 国際研究交流会館(予定)
- 主 催 者 : 日本医用画像工学会
- 詳細問い合わせ先 : 日本医用画像工学会事務局
〒113 東京都文京区湯島 1-6-2 おむろビル5F
日本放射線機器工業会内
☎ 03-5684-0701 FAX. 03-5684-0702
- 会合の内容 : 特別講演 (1) 最近の米国における医用画像処理研究(仮題)
(2) マルチメディアとエンターテイメント(仮題)
教育講演 (1) 生理光学「認識学的立場から」(仮題)
研究発表 口頭発表, ポスター発表
- 参加費 : 現在未定 前年度は会員(1日)→8,000円 会員(2日)→10,000円
非会員 → 15,000円 学生会員 → 5,000円
- 演題申し込み締切日 : 1994年3月15日

アジア学術会議 11月に開催

平成5年10月 日本学術会議広報委員会

今回の日本学術会議だよりでは、アジア学術会議、本年6月に開議了解を得ました平成6年度日本学術会議共同主催国際会議の概要及び日本学術会議が本年度において実施する地域活性化施策推進事業等についてお知らせします。

アジア学術会議について

- 1 日本学術会議は、アジア地域の各国を代表する科学者を東京に招き、本年11月15日(月)から18日(木)までの4日間、アジア学術会議を開催します。
- 2 アジア地域との学術分野における交流の重要性については、「学術分野における国際貢献についての基本的提言」(平成5年4月、日本学術会議第116回総会採択)においても指摘されたところですが(「日本学術会議だより」(No.29)参照)、地理的、歴史的、文化的に多くの共通点を持つ近隣諸国間の交流は、それぞれの国の学術の発展、ひいてはその地域全体の学術の発展にとって極めて重要なことであります。
- 3 このことから、日本学術会議は、アジア地域の各国における学術研究の現状について情報交換を行うとともに、アジア地域における学術研究分野での連携・協力の在り方などについて討議し、併せてアジア地域の学術研究者間の相互理解と信頼を深めることを目的として、本年度からアジア学術会議を開催することとしました。
- 3 このアジア学術会議は、特定分野に限らない全学問領域にわたるアジア地域の科学者による連携・協力のための初の国際会議であり、その意義は極めて大きく、日本学術会議では、会議の成果をあげるため、既に本年4月、アジア学術会議実行委員会(委員長:渡邊格・日本学術会議副会長、副委員長:川田侃・同副会長)を設置し、関係学協会の御協力の下、開催に向け、鋭意、準備を進めているところです。

会議の概要は以下のとおりです。

- (1) 主催
日本学術会議
- (2) 日程
11月15日(月)開会式(基調講演、特別講演等)
歓迎レセプション
16日(火)会議(自由討議)
17日(水)視察(筑波研究学園都市)
18日(木)会議(自由討議)、閉会式
- (3) 会場
三田共用会議所
[東京港区三田2-1-8]
電話 03-3455-7591
- (4) 参加者
インド、インドネシア、シンガポール、タイ、大韓民国、中華人民共和国、日本、フィリピン、マレーシアの各国の学術推進機関(アカデミー等)から推薦された人文・社会科学系及び自然科学系の科学者21名

(日本からは、近藤次郎日本学術会議会長及び川田侃同副会長が出席の予定)

(5) 議題

「アジア地域における学術の発展とそのための連携・協力について」

平成5年度地域活性化施策推進事業の実施について

—地域の過去、現在、未来を探る—

東京一極集中を是正し、国土の均衡ある発展を図るため、地域を活性化することの必要性が叫ばれています。この中で、地域において、情報発信能力を高め、産業技術の進歩、暮らしの質的向上を促す総合的な学術研究の力の向上は、「豊かな国民生活」を実現するために不可欠のことであり、また、国際的に開かれた地域を形成するためにも有効なことから考えられます。このため、日本学術会議では、本年度において、国土庁の地域活性化施策推進費を活用して、全国3か所での地域における産学官の協力による公開フォーラムの実施とその報告書作成を柱とする「ふるさと学会」開催事業を実施することとしました。

本事業は、地域を対象とする学術研究の成果を人文、社会、自然科学を網羅して総合的に取りまとめ、その地域の過去の歴史、現在の状態、将来の予想を明らかにし、地域のアイデンティティと将来像を考える一助とするとともに、この過程において、地域の産学官の連携や学術研究者と地域住民の交流をも促進することを狙いとするモデル事業と位置づけています。

平成6年度に開催する日本学術会議共同主催国際会議

日本学術会議は、昭和28年9月の国際理論物理学会議の開催以来、平成5年度までに135件の国際会議を関係の学術研究団体と共同して開催し、我が国のみならず世界の学術水準の向上に努めてきたところです。

平成6年度においても、次表の6会議を共同主催することとし、本年6月25日、これらの国際会議の開催とこれについて所要の措置を講ずる旨の閣議了解を得ました。

また、本年は、平成8年(1996年)度開催分の国際会議について共同主催の申請を受け付けており、締切りは12月10日です。

詳しくは、下記までお問い合わせください。

【問い合わせ先】

日本学術会議事務局学術部情報国際課国際会議係
電話03-3403-6291(内)254, 255

平成6年（1994年）度日本学術会議・国内学術研究団体共同主催国際会議概要

会 議 名	第8回国際神経・筋学会	第24回国際園芸学会	第30回錯体化学国際会議
母 体 機 関	世界神経連合	国際園芸学会	国際純正・応用化学連合
共 催 団 体	日本神経学会	園芸学会	(社)日本化学会 錯体化学研究会
参加予定人数 参加予定国数	国外 1,100人 国内 800人 計 1,900人〔41か国・2地域〕	国外 1,000人 国内 750人 計 1,750人〔88か国・2地域〕	国外 300人 国内 700人 計 1,000人〔46か国・2地域〕
開 催 時 期	7月10日～15日（6日間）	8月21日～27日（7日間）	7月24日～29日（6日間）
開 催 場 所	京都市（国立京都国際会館）	京都市（国立京都国際会館）	京都市（国立京都国際会館）
開 催 間 隔	4年ごと	4年ごと	1ないし2年ごと
組織委員会 委員長	国立精神・神経センター 名誉総長 里 吉 栄二郎	東京農業大学農学部 教授 岩 田 正 利	(準備委員会代表者)立命館大学理工学部 教授 大 瀧 仁 志

会 議 名	第21回世界心電学会	第47回国際情報ドキュメンテーション連盟総会	第2回国際病態生理学会総会
母 体 機 関	世界心電学会	国際情報ドキュメンテーション連盟	国際病態生理学会
共 催 団 体	日本心電学会 (財)日本心臓財団	(社)情報処理学会 (社)情報科学技術協会 情報知識学会	日本病態生理学会
参加予定人数 参加予定国数	国外 500人 国内 1,000人 計 1,500人〔30か国〕	国外 400人 国内 800人 計 1,200人〔55か国・1地域〕	国外 500人 国内 800人 計 1,300人〔62か国・2地域〕
開 催 時 期	7月3日～7日（5日間）	10月2日～9日（8日間）	11月19日～24日（6日間）
開 催 場 所	横浜市（横浜国際平和会議場）	大宮市（大宮ソニックシティ）	京都市（国立京都国際会館）
開 催 間 隔	毎年	2年ごと	4年ごと
組織委員会 委員長	国立療養所中野病院 病院長 春 見 建 一	国文学研究資料館 客員教授 藤 原 鎮 男	日本臓器製薬株式会社生物活性科学研究所 所 長 大 村 裕

日本学術会議主催公開講演会

—— 女性科学研究者に期待する ——

日本学術会議は、学術の成果を国民に直接還元するための活動として、日本学術会議会員が講師となって、市民を対象に年3回公開講演会を開催しています。

この度、次の公開講演会を開催しますので、お知らせします。多数の方々の御来場をお待ちしています。

- (1) 日 時 平成5年11月26日（金）13:00～16:30
- (2) 会 場 日本学術会議講堂
（地下鉄千代田線「乃木坂駅」下車徒歩1分）
- (3) テーマ 「女性科学研究者に期待する」

(4) 演題及び演者

- ・女性科学研究者問題に関する日本学術会議の取組
須藤 一（第5部会員、東北学院大学工学部教授）
- ・女性学ジェンダー論の発展と役割
加藤春恵子（第1部会員、東京女子大学現代文化学部教授）
- ・自然科学分野に見られる女性進出とこれに伴う諸問題
本 間 愼（第6部会員、東京農工大学農学部教授）

・女性科学研究者の地位向上と基盤整備（スウェーデンを例として）

一番ヶ瀬康子（第1部会員、日本女子大学人間社会学部部長）

〔申込方法〕

聴講（入場無料）を希望される方は、はがきに、郵便番号、住所、氏名を明記し、11月12日までに下記までお申し込みください（複数人の連記可、FAX送付可）。締切り後も、席に余裕があれば、受け付けますので、下記までお問い合わせください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議事務局「公開講演会係」
TEL 03-3403-6291(代) 内線228
FAX 03-3403-6224

「日本学術会議だより」について御意見・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 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291



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

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル 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 大阪府南区周防町28-1千代田生命御堂筋ビル

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 仙建ビル
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)
自動錠剤包装機

超低温フリーザ
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 TEL06-447-1171
〒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 TEL(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

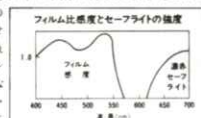
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

**デュポンには、
CRTの主治医がいます。**



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、デュポンのメディカルレコーディングフィルム、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に比べて、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を簡単に調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いつでも技術力豊かなスペシャリストがいつでもご要望にも、正確・迅速にお応えします。



フィルム比感度とセーフライトの強度

1.8

400 450 500 550 600 650 700

波長 (nm)

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 : 自動映像使用環境用

XXMF : 自動映像使用環境用

●デュポンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。



デュポン ジャパン ミニマム放射線製品事業部
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-11-11 39号 第2興和ビル
(西日本) 〒541 大阪府東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

お問い合わせ、資料請求は下記まで
Tel. (03) 585-5360

デュポン 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(大代)



取扱品：各種電子管

THOMSON-CSF

電子管事業部

- X線イメージ・インテンシフ
- アイヤー管 (第四世代管)
- 低照度カメラチューブ
- 送信管

- 大電力管
- TWT
- クライストロン etc.

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 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

NEC

ネパックス



NEPACS



医用画像管理システム

NEPACS

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



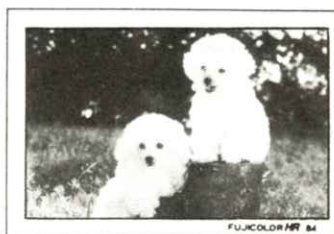
総合医療機器の

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)

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

—YMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



横河メディカルシステム

本社 / 〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127 ☎(0425)85-5112(代表)

東北支社 (022)224-7011	北海道支店 (011)241-7613	京都支店 (075)231-3308
東部支社 (03)223-8511	北関東支店 (048)651-0301	関西支店 (06)831-7811
中部支社 (052)586-1665	東京支店 (03)223-8511	兵庫支店 (078)251-4881
西部支社 (06)831-7811	東東京支店 (03)5687-0681	中国支店 (082)230-1131
九州支社 (092)271-9800	南関東支店 (045)662-4078	西国支店 (0878)51-5875

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著作権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

