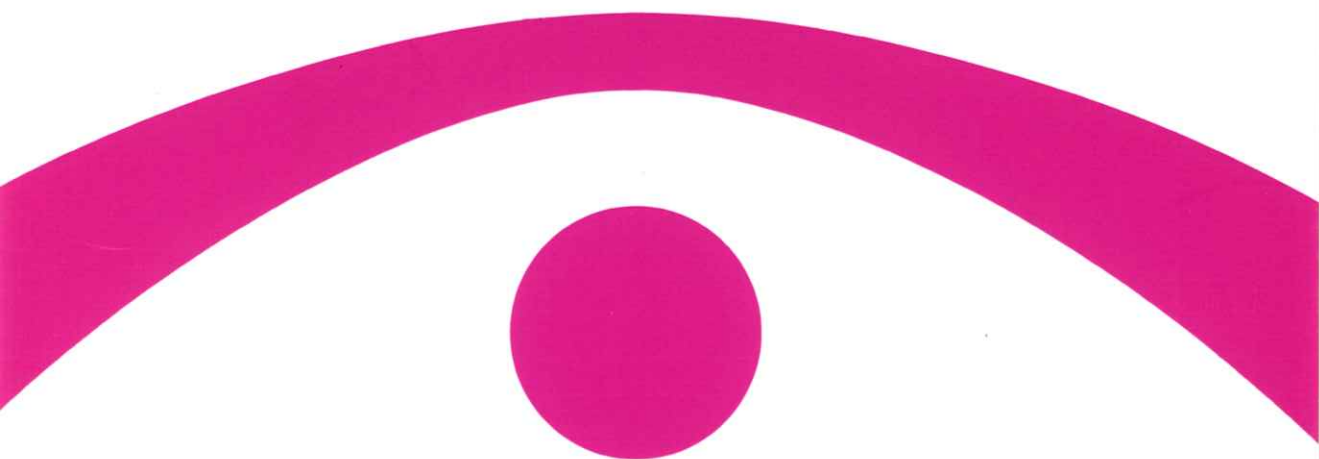


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻107号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 11 No. 2 May 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2号 1994年5月

目 次

会 告

平成6年度総会および第109会研究会のご案内	会告 1
平成6年度会費納入のお願い	会告 3
第110会研究会予定および演題伺い	会告 3

特別講演資料

I.I/TV-DR (2048×2048 matrix) の臨床評価	藤井 彰 35
--	---------------

国際会議報告

IEEE 1993 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference 報告 小島 克之, 蔡 篤儀	42
--	----

論 文

Required Pixel Size for the Detection of Microcalcifications on Digital Mammograms Nader RIYABI-ALAM, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO, Takeshi HARA, Katsuhei HORITA, Mitsuru KOMIZU, Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI	46
Discrimination of Breast Tumors in Mammograms by Means of Artificial Intelligence: A Revised Approach Du-Yih TSAI, Hiroshi FUJITA, Katsuhei HORITA, Tokiko ENDO, Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI	57
肝X線CT画像の3次元表示のためのニューラルネットワークを用いた輪郭の自動抽出 蔡 篤儀, 棚橋 信貴	64

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 (全ての測定過程に 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, 藤村良夫, 山下一也, 吉田 彰	73
--	--	----

会 報

研究会記事	81
理事会議事録—新入会員	82
会員移動 — 賛助会員名簿	84

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.2 May 1994

Contents

Invited Lecture

- Clinical evaluation of a I-I-TV based digital radiography system
for upper GI-tract examinations Akira FUJII 35

International Conference Report

- Report on IEEE 1993 Nuclear Science Symposium and
Medical Imaging Conference Katsuyuki KOJIMA and Du-Yih TSAI 42

Original Papers

- Required Pixel Size for the Detection of Microcalcifications
on Digital Mammograms Nader RIYAH-ALAM, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO,
Takeshi HARA, Katsuhei HORITA, Mitsuru KOMIZU,
Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI 46
- Discrimination of Breast Tumors in Mammograms by Means of
Artificial Intelligence: A Revised Approach Du-Yih TSAI, Hiroshi FUJITA, Katsuhei HORITA,
Tokiko ENDO, Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI 57
- Neural-Network-Based Segmentation of Liver Structure
in CT Images for 3-D Visualization Du-Yih TSAI and Nobutaka TANAHASHI 64

Technical Report

- Comparison of measurement accuracy of MTF for screen-film systems:
Comparison in the overall category Yoshiharu HIGASHIDA, Yasuhiro HIAI, Takao TAKADA,
Mutsumasa TAKAHASHI, Masaki ASAHARA, Hiroshi INATSU,
Koji OKADA, Tsutomu KIKUCHI, Yoshie KODERA,
Mituo NAKAMURA, Masakatsu HATAGAWA, Yoshio FUJIMURA,
Kazuya YAMASHITA, Akira YOSHIDA 73

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 11 No. 2)

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.

222 Rosewood Drive

Danvers, MA 01923, USA

Phone: (508) 750-8400

Fax: (508) 750-4744

会 告

平成6年度総会および109回研究会ご案内

平成6年度総会および109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6月4日(土) 10:30～17:00

場 所 大阪大学医学部講義棟3階E講堂(地図参照)

〒565 大阪府吹田市山田丘2-2 TEL 06-879-5111

参加費 会 員 500円 非会員 1,000円 学生無料

特別講演 10:30～11:30

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 11:30～12:30

阪大病院放射線部

総 会 13:30～13:50

議 題 1) 平成5年度事業報告, 会計報告

2) 平成6年度事業計画, 予算案

3) 役員の交代

4) 名誉会員の推薦

5) その他

内田論文表彰式 13:50～14:00

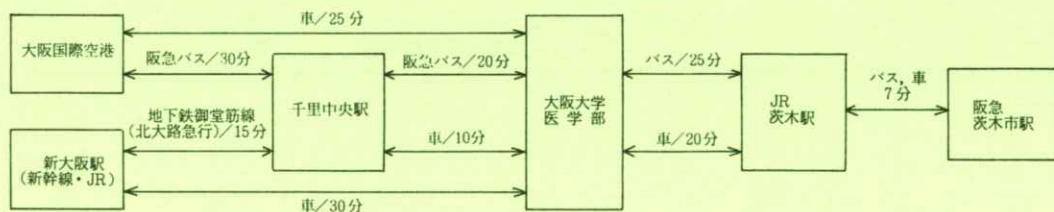
研究発表 14:00～17:00 発表の演題は別紙を参照して下さい。

連絡先 大阪大学歯学部歯放 速水 昭宗 先生 TEL 06-576-5711

(内 2232, 2233)

FAX 06-875-5834

会場までの交通案内



- ・バス利用は「医学部前」下車
- ・タクシー利用は「大阪大学生命科学図書館前」下車
- ・土曜日はバスが少ないので「千里中央」からタクシー（約1,500円）をすすめます。

バス時刻（土曜） いずれも「阪大本部前」行

大阪空港発 9:20, 10:20, 11:20, 12:20

千里中央迄は1時間5本

千里中央発 9:49, 10:49, 11:49, 12:49

J R 茨木発 9:35, 9:47, 10:17, 10:42, 11:12, 11:42, 12:42

（土曜日は渋滞する）

阪急茨木市発 9:28, 9:40, 10:10, 10:35, 11:05, 11:35, 12:35

（土曜日は渋滞する）

大阪大学医学部案内図



平成6年度会費納入のお願い

平成6年度会費納入をお願いします。正会員の会費は年額4,000円です。送金には、会誌11巻2号(本号)に同封した郵便振替用紙,等をご利用下さい。郵便振替口座の振込票の様式と番号が変わりました。京都01010-7-32350 医用画像情報学会です。

第110回研究会予定および演題伺い

第110回研究会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 平成6年10月7日(金), 8日(土)

7日; 13時~18時: 特別講演

8日; 9時~12時: 研究発表, 12時~13時: 理事会

場 所 宮崎観光ホテル

〒880 宮崎市松山1丁目1番1号

TEL 0985-27-1212

特別講演 九州工業大学情報工学部教授 山川 烈 先生

宮崎医科大学放射線科講師 星 博昭 先生

この他, 2名の方の特別講演を予定しています。

いずれも演題未定です。

30周年記念式典および懇親会

宮崎観光ホテル, 7日(金) 特別講演終了後。

8日の研究会終了後, 人数(10名程度)がまとまればフェニックス・オーシャンドームの造波装置の見学, または日南海岸の観光を考えている(実費負担)

連絡先 宮崎医科大学付属病院 稲津 博 技師長

TEL 0985-85-1510, FAX 0985-85-3101

演題締切 平成6年8月10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 075-724-7436(中森), 7412(金森), 7422(山田)

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。)

— 総会資料(役員交代) —

矢 仲 重 信(日 立) → 横 内 久 猛(日 立)

山 下 一 也(川崎医技短大) → 稲 津 博(宮 崎 医 大)

I.I/TV-DR (2048×2048 matrix) の臨床評価

藤 井 彰

癌研究会附属病院内科 〒170 東京都豊島区上池袋 1-37-1

(1994年3月18日受理)

Clinical evaluation of a I.I-TV based digital radiography system for upper GI-tract examinations

Akira FUJII

Cancer Institute Hospital

1-37-1 kami ikebukuro toshima-ku

Tokyo 170 Japan

(Received March 18, 1994)

The 2048×2048 matrix I.I-TV digital radiography (DR) system has been introduced for GI-tract examinations since January 1990. Furthermore, we applied to mass screening for upper GI-tract since November 1992. All images are displayed and diagnosed on the CRT monitor. The benefits and problems, basic imaging properties as well as clinical evaluation of the DR system comparing with screen/film system and computed radiography (CR) will be present for upper GI-tract examinations.

1. はじめに

よび問題点について報告する。

癌研検診センターでは、1990年1月より、2048X
2048マトリクス（以下、2k）I.I/TV-DRを導入¹⁾
さらに1992年11月より当DRを上部消化管集団検
診業務に使用し、CRT診断を開始した。ここでは、
DRの物理特性、臨床評価、DR化に伴う利点お

2. 装置の概要

I.I/TV方式DRはDR-2000H（日立メディコ
社製）で、ブロックダイアグラムを **Fig. 1** に示
す。I.Iは、60-mmφの大口径二次蛍光面を有

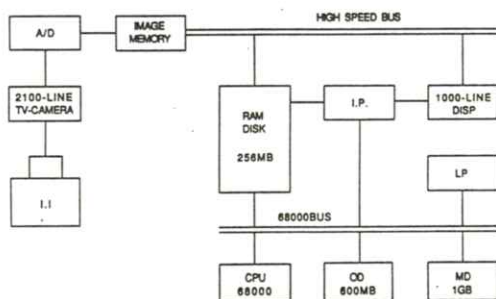


Fig. 1. システム構成

する12インチI.I.^{2,3)}，撮像管は2100本系1インチ含浸型ダイオードガンサチコンを使用し，A/D変換は10 bitである。撮影は2kまたは1024X1024マトリクス（以下、1k）モードが選択でき，毎秒2kで1画像，1kで4画像の連続撮影が可能である。撮影画像サイズは，12, 9, 7インチの3つのモードが選択できる。画像データの収録は，1GBの磁気ディスクと600MBの光ディスクを用いる。RAMディスクには，2kで32枚，1kで128枚の画像を記憶でき，画像のウィンドウレベルやウィンドウ幅の変更は，マウスまたは，ボリュームによってリアルタイムに行える。撮影中に撮影者が手元のボタンでRAMの中の画像を随時観察することもできる。表示は1000本系モニター（順次走査）で行われ，2kの場合1/4間引き表示または，1/4部分領域表示が可能である。プリントアウトはレーザーイメージャーまたはビデオプリンターを使用する。圧縮は非等長ブロック符号化法で，必要に応じ撮影直後，または，全撮影終了後に行うことができる⁴⁾。

3. 上部消化管精密検査への適用

3.1 被曝線量

Fig. 2 に20 cm アクリルファントムを撮影

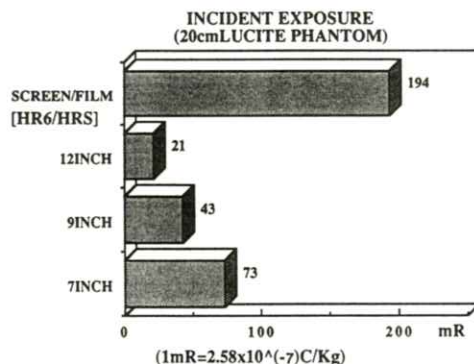


Fig. 2. S/Fと100-mmロールフィルムを用いた時，濃度1.0となる，20 cm アクリルファントム表面線量

したときの screen/film（以下S/Fとする）[HR4/HR6] (Fuji Photo Film Co.)，100-mmロールフィルム(Fuji Medical Imaging Film Type SF II)の濃度が1.0となる線量（ファントム入射表面線量）を示す。100-mmロールフィルムはS/F [HR4/HR6]と比較した場合，12インチモードでS/Fの約1/12，9インチモードで約1/6，7インチモードで約1/3である。DRの場合，100-mmロールフィルムを基準として約3割減の条件で撮影している。

3.2 臨床条件での限界解像力

20 cmの腹厚でその中央に胃があることを想定し，20 cmアクリルファントムの中央に解像力チャート (Type-1, Nr15551, 0.05Pb, Emil Funk,

Optik Foto, West Germany) を設置し、散乱線を含んだ限界解像力を調べた。撮影条件は、80 kV 50 mA でピクセル値が700 前後となるように照射し、X管焦点は通常使用している(0.2 mm) 小焦点を使用した。チャートはグリッド(Grid lines 42 lines/cm, grid ratio 12:1, interspace wood) と垂直になるように置き、焦点、グリッド間距離は80 cm とした。同時に100-mm ロールフィルムやS/F [HR6/HRS] と比較するために同じ幾何学的条件で撮影したものも記した。DR 装置のアイリス径は普段臨床に使用している33.5 mm ϕ とした。Fig. 3 に示す結果より⁵⁾、7 インチモ

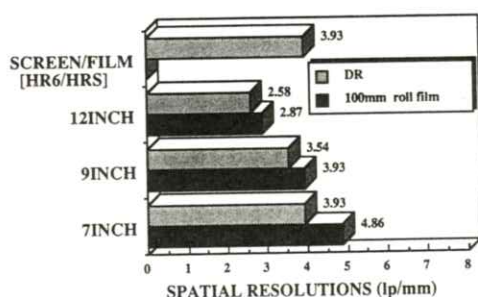


Fig. 3. 散乱線を含んだ限界解像力の測定。20 cm アクリルファントムの中央(10cm の深さ)に解像力チャートを設置

ードでの限界解像力は直接撮影と同等の結果が得られている。さらに、このI.I.を用いた100-mm ロールフィルム、7 インチモードはS/F を上回っている。

この結果には、二つの要因が関係している。一つは、I.I.の高精細化によるもので、デジタル化する前のアナログ像の解像力が良いために、デジタル化された画像でも7 インチモードでS/F 像並の解像力を有する。もう一つは、X線焦点による

ものである。線量的に直接装置では大焦点(0.8 mm)を使用しなければならないのに対し、当システムでは12 インチモードで直接撮影の1/5以下の線量で撮影する。そのため小焦点(0.2 mm)が使用でき、幾何学的不鋭が減少するからである。

3.3 臨床像

Fig. 4 に体中部小彎のIIcタイプの早期胃癌の臨床像を示す。DRの7インチモードとS/F [HR6/HRS]の比較である。DRは直接撮影に比べ大画面で観察することができ、S/F[HR6/HRS]の半分以上の線量で撮影されているにもかかわらず

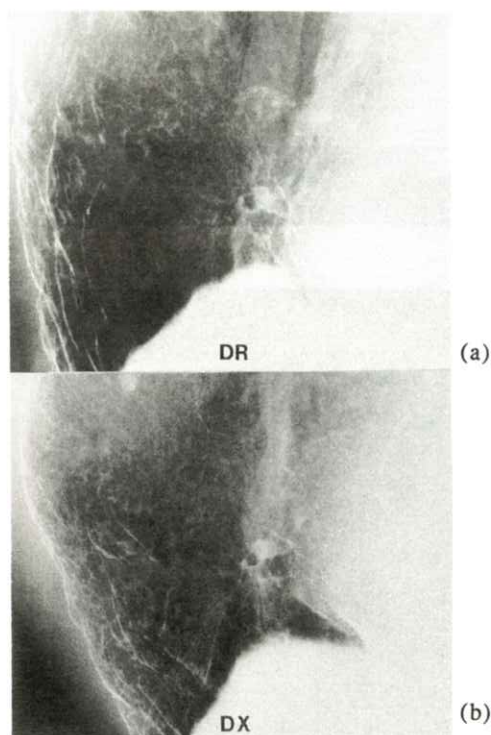


Fig. 4. 胃体中部小彎のIIcタイプの早期胃癌の臨床例 (A) DR(2k, 7 インチモード), (B) S/F[HR6/HRS]

ず、解像力、描出能にはほとんど差がみられない。

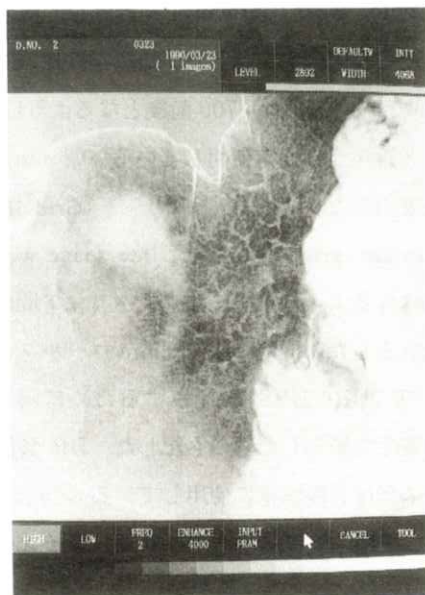
Fig. 5 に7インチモードDR画像を示す。節遮断剤等の前処置は行っていない。検診時に一次間接X線撮影をDRに切り替え撮影した像である。



(a)



(b)



(c)

Fig. 5. 胃角部小彎ビランの臨床例 (A)ネガ像, (B)ポジ像, (C)は(A)の画像処理像

(A)に1,000本CRTに表示した1/4領域ネガ像を示す。(B)に同ポジ像を示す。(C)は(A)の画像に軽い周波数強調処理を行ったもので、階調処理を加えてある。ビラン陰影とその周囲の陰影班が周波数強調処理によって見やすくなる。このようにDRでは画像処理や拡大によって見やすくなることもあるという利点がある。

4. 上部消化管集団検診への適用

4.1 画像圧縮、1kモードの適用

基礎的な画像評価と臨床評価の結果、消化管撮影に適用できることが判った。しかし、1画像当たりの画像データが8MBであり、上部消化管集団検診に適用するとなると、膨大なデータ量となり、画像データ保管の問題と画像表示スピード

の問題で全面DR化は困難であった。そこで、画像圧縮の利用と、1kモードの採用の検討が必要となった⁶⁾。

Fig. 6 に1kと2kの解像特性(プリサンプリングMTF)を示す。1kは2kより高周波数領域

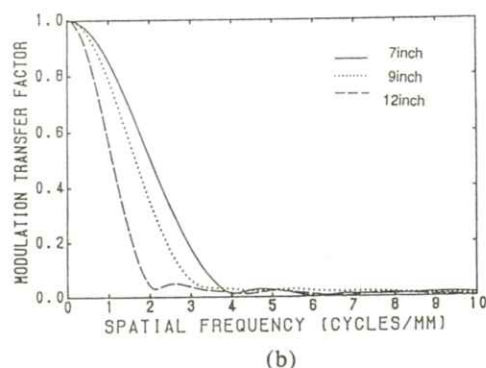
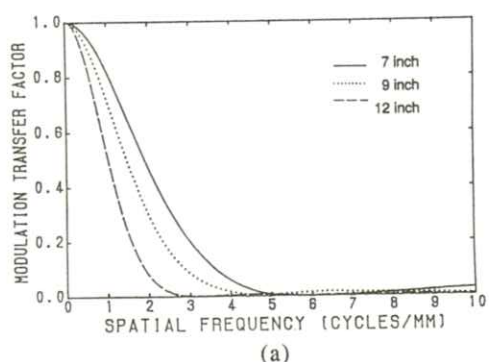


Fig. 6. (A) 2k, (B) 1kのプリサンプリングMTFの比較

で劣るものの、低周波数領域ではほぼ同じであり、臨床診断上最も重要な1.0～2.0 cycles/mmでは、1kと2kで差がほとんどみられなかった。このため上部消化管集団検診において1kでも良いと考えられた。透視時、病変の有るときまたは、有無が微妙なとき2kに切り替えて撮影または、I.Iを被写体から離し拡大撮影をすることによって対処することになった。

次に胃部DR画像を用い、どの程度まで圧縮が可能か調べるために、圧縮、非圧縮画像の判定調査を、以下のように施行した。圧縮率を変えて圧縮したDR画像を準備し、同一輝度に調節されたモニター2台に、非圧縮画像と圧縮画像を観察者に呈示した。そして、この2つの画像を比較しながら、両方の画像に、「1：絶対に非圧縮画像である」「2：たぶん非圧縮画像であろう」「3：判らない」「4：たぶん圧縮画像であろう」「5：絶対に圧縮画像である」の5段階の評価で答えてもらった。観察者は、医師4人と技師4人で行った。圧縮画像に対する評価点の観察者8人の平均を、圧縮率ごとに調べFig. 7に示す。判定3以下は、圧縮画像に対して非圧縮であると誤って

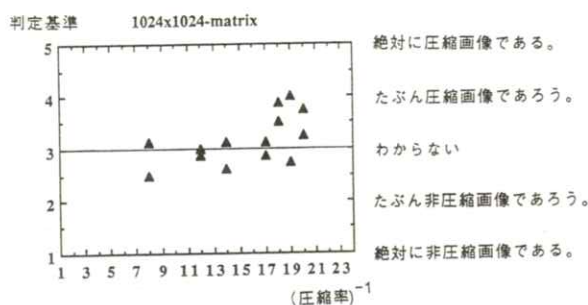


Fig. 7. 圧縮率と評価点の関係

解答したものである。1k画像において圧縮画像を正しく圧縮画像であろうと判定したのは、1/18以上の圧縮率においてであった。2k画像においても正解に対応する判定は、同様に1/18以上の圧縮率であった。このように、消化管X線画像において1k、1/18未満の圧縮モードの採用が可能であると考えられた。1kかつ平均1/16の圧縮モードで磁気ディスクから光ディスクへの画像転送

時間は、1 画像あたり 1.8 秒で 2k 非圧縮の約 45 秒に対し、大幅に短縮できた。画像表示スピードは、1k マトリクス 1 画像の表示時間は 0.23 秒で、RAM ディスク上にある 20 画像を連続表示するのに 4.5 秒で済んだ。この圧縮率を採用した場合、計算上 1k で約 8,000 枚の画像を磁気ディスクに保存でき、画像指定後 10 数秒で観察開始可能となる。

4.2 I.I/TV-DR の利点と問題点

CR と比較した、I.I/TV-DR の利点と問題点を **Table 1** に示す。利点としては、イメージング

Table 1 I.I DR の利点と問題点

利 点	問 題 点
I P 不要	装置の高価格
即時表示	ファイリング
画像処理	速度(ディスク間移動)
高画質	容量(圧縮増加)
連続撮影	他機種との互換性
モニター精検	使用法
要精検率の減少	保険点数(CRT 診断)
一次、二次の兼用	(ハードコピー)
データベース化	

Table 2 一次読影精検率

1967 - 69 (60mm ミラーカメラ)	19.1 %
1977 - 79 (100mm I.I 開始)	16.9 %
1987 - 89 (100mm I.I 成熟期)	23.2 %
1992 - 93 (I.I DR 開始)	15.6 %

プレート(IP)のセットが不要なため、即時撮影、表示ができる。階調処理やエッジ強調などの画像処理もリアルタイムにモニター上で容易に行え、S/F に近い画像が得られる。これらの理由で

Table 2 に示すように、DR 利用開始後一次スクリーニングでの要精密検査率が低下し二次精

密検査を省略することができた。1k では 4 枚 / 秒の連続撮影が可能となり、食道などの精密検査に有用であると考えられる。また、検診センターでの施設検診においては 93 年 1 月よりすべて光ディスク記録として 100-mm ロールフィルムの使用を中止しているが、未だ記録に関するトラブルはない。

問題点としては、装置が高価格であること、他機種との互換性がないことが上げられる。ファイリングについては、圧縮すれば問題は無いが、非圧縮の場合、使用が困難と思われる程所用時間が長い。一番の問題は、CRT 診断を行った場合保険がきかず、病院で使用する場合必ずフィルムに焼き付けなければならない、人間ドックや検診センターなど健康保険外の用途に限られてしまうことである。

上部消化管集団検診においては読影に関する問題もあげられる。CRT 表示画像が大きく細部まで見る事が可能であるが、逆に 1 画像を観察する時間が長くなり、**Fig. 8** に示すように 100-mm ロールフィルムを用いた読影の 1.34 - 1.96 倍の時間がかかった。20 インチのモニタでは、画像が大きすぎ、眼が痛くなる。また、1 日あたり 700 画

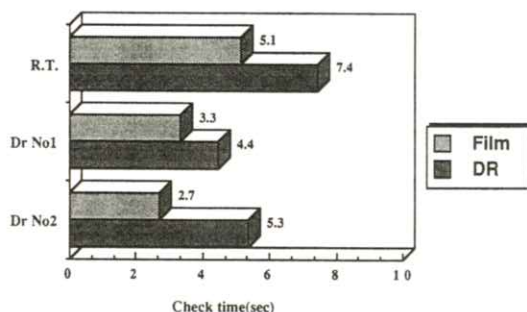


Fig. 8. 100-mm ロールフィルムと DR の読影時間の比較

像程度の画像を観察しなければならないために、眼の疲労がかなり激しい。I.Iの円形画像では四隅に明部が表れてより疲労感をさそうので改良の必要がある。

4.3. I.I/TV-DRの利用状況

Table 3に1993年9月現在のCR, I.I/TV-DRの集検利用状況を示す。CRでは、医師会会員に対しIPを集配し、検診センターで撮影されたIPを画像処理するシステムが川崎で利用され

Table 3 デジタル方式の集検利用状況

<u>CR</u>	
検診センター、ドック等（精密検査）	35
検診共同利用（医師会など）	7
<u>I.I-DR</u>	
検診車（足利、香川、広島）	3
施設検診	2
ドック検診	10

ている。また、二次精密検査としてのCRの利用は各地で行われている。一方、I.I/TV-DRは、CRT診断として施設検診で利用されているほか、足利、香川、広島では、検診車にDR撮影装置を搭載し巡回地域検診が開始され、画像を磁気ディスクに記録し持ち帰って施設のDR観察装置でCRT診断をするという方式が採られている。

5. おわりに

このシステムは消化管撮影において、精密検査並の情報をもち、間接並の被曝線量で撮影が出来るメリットを有している。CR等処理時間のかか

るデジタル画像と比べ、リアルタイムに画像が見られ、モニタ上で自由に画像処理ができる。さらにS/Fと同等の解像力および低コントラスト検出能が得られるという特徴がある。特に、7インチモードで細部の描出に優れ、十分精査に適応できる解像力を有し直接撮影と同等の画質が得られた。上部消化管集団検診への適用も画像圧縮の利用と、1kモードの採用により、磁気ディスクや、光ディスクへの画像転送時間の短縮、およびファイレミング画像数が大幅に増やすことができ、一年以上の臨床経験でも良好な結果を得るに至った。

謝 辞

本稿の執筆にあたり、貴重な資料の提供をいただいた岐阜大学助教授藤田広志氏、癌研放射線部小倉敏裕氏に感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 藤井彰, 丸山雅一, 増田幸久, 他: 消化器集団検診 **92** 101 (1991)
- 2) 遠藤哲朗: 映像情報 (MEDICAL) **23** (15) 854 (1991)
- 3) 小倉敏裕, 岡村泰賢, 丸山雅一, 他: 医用電子と生体工学, **30** (4) 54 (1992)
- 4) 石川謙, 佐藤一弘, 河野道雄, 他: Med. Imag. Tech. **6** (4) 392 (1988)
- 5) T. Ogura, Y. Masuda, H. Fujita et. al.: Proc. SPIE **1443** 153 (1991)
- 6) 小倉敏裕, 藤田広志, 岡村泰賢, 他: 医用電子と生体工学, **31** (3) 57 (1993)

IEEE 1993 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference 報告

小 島 克 之

とこは
常葉学園浜松大学経営情報学部

蔡 篤 儀

岐阜工業高等専門学校

IEEE の Nuclear Science Symposium (NSS) と Medical Imaging Conference (MIC) は毎年開催されている。時期はだいたい決まっているが、場所は異なる。1993年は San Francisco (USA) で開催された。

会議の期間は10月30日(土)から11月6日(土)までの8日間であり、Sheraton Palace Hotel で開催された。

会議の前半は NSS であり、後半が MIC であった。筆者らは主として後半の MIC に参加した。

会議の内容としては PET, SPECT, MRI の3次元表示に関するものが比較的多かった。また従来のフーリエ変換にかわる周波数解析の手法として wavelet に関するものも2題ほど見受けられた。しかし、日本からの報告は少なく、従って参加者もあまり多くはなかった。参加者名簿はなく、またプログラムにも国名は入っていないので、国別の正確な報告数および参加者数は分からない。

この会議の論文は IEEE Transactions on Nuclear Science (TNS) と IEEE Transactions on Medical Imaging (TMI) に掲載の予定である。

Education program として次の7つがあった。

1. Interaction of Radiation with Matter
2. Radiation Detection & Measurement
3. Introduction to Design of ASICs
4. Photomultipliers
5. Extraction of Functional Information Using PET & NMR
6. Detectors for High Energy Physics
7. *IN-Situ* Gamma Ray Spectroscopy

会議に伴う行事としては以下のものがあつた。

1. Bay Cruise
2. In Appreciation of San Francisco
3. Exploratorium Reception
4. Characters of the Bay Area
5. General Reception
6. Beach Blanket Babylon
7. Monterey and Carmel Tour

これらの内、筆者らは3,4,5にが参加した。

3は科学博物館の見学と夕食を兼ねたものであつた。科学博物館は手作りの機器・装置で自然現象の法則を分からせようというもので、大変興味を引かれるものが沢山あつた。機器・装置の製作工場が展示場に併設されていた。

4は“A Remembrance of Times Past: San Francisco, light-hearted show”という名称でSan Franciscoの歴史を紹介する寸劇であった。

5は自由に討論ができる気楽なパーティーであった。

1, 2と6は時間の都合で参加できなかった。また7は参加者が少なく、取り止めになった。

これ以外の行事として、NSSとMICの合同のsymposium luncheonとMICだけのbanquetがあり、それぞれ有意義な時間を過ごすことができた。Symposium luncheonではJonathan Dorfman (Stanford Linear Accelerator CenterのProfessor)の講演があった。BanquetではMICのchairmanであるManbir Singh (USC)のあいさつがあり、その後会議全般に関する討論があった。

会議と並行して機器の展示会も開催され(図1)日本の会社の参加もあった。

会議のプログラムを表1に示す。また、MIC Posters II: Miscellaneous Topics in Medical Imagingの展示の状況を図2に示す。

滞在中は天候もよく大変快適に過ごすことができた。San Franciscoはアメリカの都市としては公共の交通機関が発達しており、都市内の移動には不自由しなかった。San Franciscoは知っている方も多いと思うので、Twin Peaksからの町の中心部の眺め(図3)とSan Franciscoの起源となったMission Dolores(ドロレス教会)(図4)を載せておく。



図1 機器展示会場。

表1 IEEE 1993 のNSS と MIC のプログラム。

	Gold Ballroom	Twin Peaks	Sea Cliff	Pac. Heights	Marina	Presidio	Telegraph Hill
Saturday	8:15 AM - 4:45 PM Short Course: Interaction of Radiation with Matter						Ralston Room
Sunday	9:00 AM - 5:00 PM Short Course: Radiation Detection & Measurement (Day 1)						Ralston Room
Monday	9:00 AM - 5:00 PM Short Course: Radiation Detection & Measurement (Day 2)						Ralston Room
	9:00 AM - 5:00 PM Short Course: Introduction to Design of ASICsGold Ballroom						
Tuesday							
9:00 - 12:00	NSS Plenary Session				Gold Ballroom		
12:15 - 1:15	"The How-To of Electronic Mail"				Pacific Heights Room		
1:30 - 3:00	Scintillator I	Short Course (1:45 - 5:45) PMTs	Space Instr. I		Poster Sessions: HEP & Nuclear Physics, Nuclear Plant Modernization		
3:30 - 5:00	Scintillator II		Space Instr. II				
Wednesday							
8:30 - 10:00	Scintillation Detectors	Silicon Track Detectors I	Accelerator Power Tech.	Short Course (9:00 - 5:00)	Poster Sessions: X-ray Det., Appl. Rad. Meas.,		NPEC Activities
10:30 - 12:00	Special Purpose Det I	Silicon Track Detectors II		Extr. of Info. w/PET, NMR	Space Instrumentation, Accel. Power Technology		& Related Key Papers
12:00 - 2:00	Symposium Luncheon				Ralston Room		
2:00 - 3:30	X-ray Detectors I	Gas Tracking Detectors	Detectors for Nucl. & HEP	Short Course (9:00 - 5:00)			Nucl. Power Digital Tech I
3:30 - 6:00	Special Exhibits Session				Grand Ballroom		
Thursday							
8:30 - 10:00	*MIC Plenary	X-ray Det. II	Photodetectors		Poster Session: Circuits		Equipment
10:30 - 12:00	†SPECT/ PET Instr. I	X-ray Detectors III	Analog Circ. Techniques				Qual & Cost Effectiveness
12:15 - 1:15	"Retraining Defense Nuclear Professionals"				Twin Peaks Room		
1:30 - 3:00	§MIC Posters (Ralston Rm.)	Cherenkov Detectors	Conv. & Sig. Processing	Appl. Rad. Meas. I	Poster Session: Scintillators & Photodetectors		Nucl. Power Digital Tech II
3:30 - 5:00	‡ Scatter & Atten. Correct	Calorimetry	Acquisition & Readout Circ.	Appl. Rad. Meas. II			
6:00 - 8:00	Symposium Reception				Sunset Court		
Friday							
8:30 - 10:00	*Image Recon. Algorithms I	Triggers & Data Acq. I	Analog Circuits	special Purpose Det II	Short Course (9:00 - 5:00)	Short Course (9:00 - 5:00)	Plant Modern & Life Exten.
10:30 - 12:00	†NMR/ Biomagnetic	Triggers & Data Acq. II	Front End Electronics	Appl. Rad. Meas. III	Detectors of High Energy Physics	In Situ Gamma Ray Spectroscopy	with Cost Effectiveness
12:30 - 4:00	MIC Posters II (Ralston Room)						
4:00 - 6:00	Image Analysis (Gold Ballroom)						
7:00 - 10:00	MIC Banquet				Gold Ballroom		
Saturday							
8:00 - 10:00	SPECT/PET Instrumentation II (Gold Ballroom)						
10:30 - 12:30	X-ray, Ultrasound, and Other Techniques (Gold Ballroom)						
1:30 - 3:30	Image Reconstruction Algorithms II (Gold Ballroom)						

*8:00 AM - 10:00 AM

†10:30 AM - 12:30 PM

§12:30 PM - 4:00 PM

‡4:00 PM - 6:00 PM

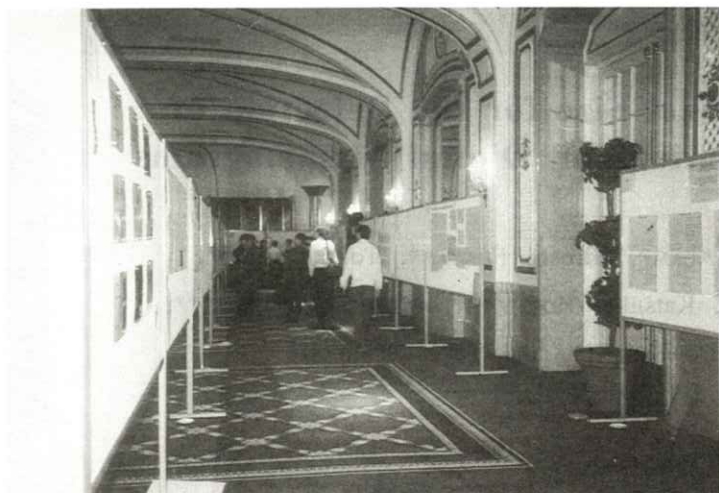


図2 MIC Posters II:
Miscellaneous Topics
in Medical Imaging
の展示状況。



図3 Twin Peaks から見た San
Francisco の中心街。

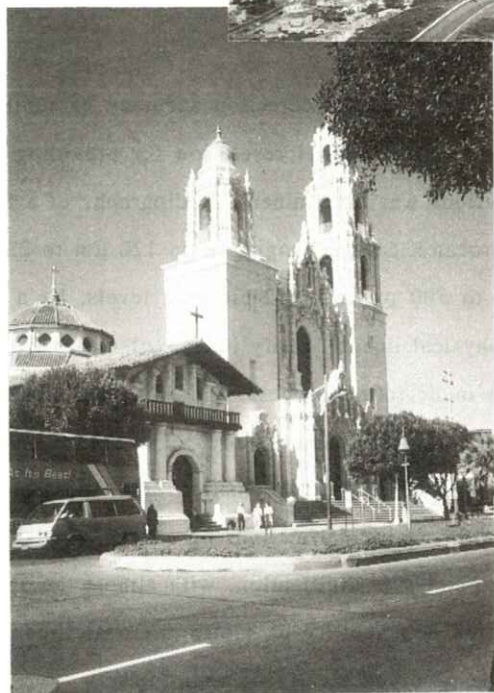


図4 San Francisco の起源となった
Mission Dolores (ドロレス教会)。

Required Pixel Size for the Detection of Microcalcifications on Digital Mammograms

Nader RIYAH-ALAM*, Hiroshi FUJITA**, Tokiko ENDO*,
Takeshi HARA**, Katsuhei HORITA***, Mitsuru KOMIZU****,
Choichiro KIDO***, and Takeo ISHIGAKI*

* Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine,
Tsurumai-cho 65, Showa-ku, Nagoya 466, Japan.

** Department of Electronics and Computer Engineering, Gifu University,
Yanagido 1-1, Gifu 501-11, Japan.

*** Department of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hospital,
Kanokoden 1-1, Chikusa-ku, Nagoya 464, Japan.

**** Department of Radiology, Shiga Medical University,
Setatukinowa-cho, Ohtsu 520-21, Japan.

(Received June 5, 1993, in final form March 8, 1994)

We studied the effects of data digitization on the detection accuracy of subtle microcalcifications on mammograms. Thereby, the required spatial resolution for providing enough detectability of mammographic microcalcifications was determined. Radiographs of a breast phantom, contained four sizes of simulated microcalcifications ranging from 120 μm to 230 μm , were digitized by five pixel sizes from 25 μm to 500 μm with 12-bit gray levels, by a drum scanner. Then the images were evaluated by physical image quality index, calculated from displayed amplitude model (peak detection strategy) in detection process, and were also assessed by the visual image quality rank in a human observer performance study. The results in the present work, for the first time of employing a spatial resolution smaller than 100 μm pixel size, showed high or enough detectability of subtle microcalcifications on mammograms. In our experimental conditions, approximate 50 μm pixel size digitization, with almost the same detectability as 25 μm pixel size, provided required detectability of subtle microcalcifications ranging from 120 μm to 230 μm such that could be observed clearly by radiologists.

1. Introduction

Breast cancer still has remained one of the leading causes of death in women with no primary prevention^{1,2)}. However, the diagnosis and treatment in early stage, when the balance between the tumor and its host is more favorable and the potential for the cure is the greatest, can significantly improve the chance of survival for patients²⁾. Diagnosis of breast abnormalities differs according to the types of the tumors which are divided into well-defined masses, ill-defined masses, calcifications, prominent ductal patterns, thickened skin pattern, and axilla^{3,4)}. Up to 50% of breast carcinomas reveal microcalcifications upon the biopsy and microscopic examinations^{5,6)}. Subtle calcifications are often the first and sometimes the only radiographic findings in early, curable, breast cancers⁷⁾. Therefore, any succeeding in the detection of microcalcifications will surely lead to realizing the early breast cancers.

X-ray mammography is the most reliable method with a high capability for detecting early stage, clinically occult breast cancers⁵⁾. Hence, a mass screening program utilizing mammography is obviously the best currently known means of reducing breast cancers mortality rates²⁾. Perceptions of pathological lesions in the breast would be faced to major problem with such a screening program involving the interpretation of the large volume

of images, in which only a small number shows abnormalities. Therefore the requirement of computer-aided diagnostic systems in assisting radiologists and physicians to diagnosis breast cancers in mammograms would become apparent⁸⁻¹⁶⁾. Furthermore, detecting of microcalcifications which are small in size and low in contrast requires that digital mammographic systems provide high spatial resolution and high-contrast sensitivity. Digital mammographic systems that may satisfy these requirements are still under development¹⁷⁾. In this regard, some investigators compared the conventional screen/film of mammography with digital mammograms¹⁸⁻²⁰⁾.

In the present work, we were concerned with the determination of required pixel size for the detection of microcalcifications. In order to obtain the digital mammograms, a drum scanner capable of digitizing mammograms to give a pixel size of 25 μm with pixel depth of 4096 gray levels was utilized. In all previously published works, the digital acquisition system has limited spatial resolution to 100 μm or larger and recently in one case 43 μm ¹⁵⁾. The study described in this article used such a high resolution digital mammogram (25 μm) for the first time which enables the detection of both small and subtle microcalcifications. We calculated the signal-to-noise ratios and also performed an observer performance study for digitized images with different pixel sizes which include simulated

microcalcifications of 120 μm in minimum size.

2. Materials and Methods

2.1 Digitization and Display of Breast Phantom Images

In this study, we considered the task of the determination of required pixel size, for the detection of subtle microcalcifications on digital mammograms. Therefore, simulated microcalcifications located in a breast phantom were examined. Six different sizes of simulated microcalcifications, each of them consists of six almost similar spots, were implanted in the phantom (CIRS, Model 11). This phantom was exposed by X-ray source unit (Senograph, 600T(Mo/Mo)) with a nominal focal spot size of 0.3 mm. The images were recorded by a screen/film combination (Kodak Min R/Fuji MI-MA). Then the images were digitized by a drum scanner (Konica, model 2605), which was connected to a personal computer to record the digitized data. Finally the digitized data were sent to a workstation (Hewlett Packard, Apollo Series 400) connected to an optical magnetic disk, in order to analyze and process the digitized images.

In digitization procedure, images of microcalcifications with six sizes of 120, 160, 200, 230, 270, and 350 μm were digitized by five different pixel sizes (sampling distances) of 25, 50, 100, 200, and 500 μm with 4096 gray

levels (12 bits). Each size of microcalcifications was approximately located within an area of one square centimeter on the film. In the acquired digital images, the matrix sizes of 400×400 , 200×200 , 100×100 , 50×50 , and 20×20 pixels were corresponded to pixel sizes of 25, 50, 100, 200, and 500 μm , respectively. Finally the digitized image of each microcalcification size was displayed in a 400×400 matrix area on the CRT monitor by enlargement processing for less matrix sizes. Because the displayed images of two largest sizes of microcalcifications (270 and 350 μm) had shown enough detectability, only the images of microcalcifications with four smallest sizes of 120, 160, 200, and 230 μm which showed less detectability were selected for this experiment.

The evaluation procedure has been accomplished first individually by a physical image quality index, calculated from displayed amplitude model (peak detection strategy) of detection process, and then in comparison by a human observer performance study, in which visual image quality was quantified in terms of rankings of visual detection experiment.

2.2 Determination of Physical Image Quality Index

The density profile of an image, $D(x,y)$, can be described by the sum of two components: the expected image density profile (signal), $D_s(x,y)$, and the background density fluctuation.

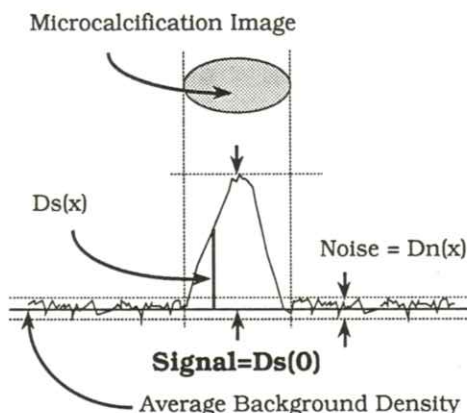


Fig. 1 Density profile of microcalcifications image; $\text{SNR}_{A,D}$ as the Physical Image Quality Index is calculated from Displayed Amplitude Model (detector uses a peak detection strategy).

tuations (noise), $D_n(x,y)$. Note that $D_s(x,y)$ is defined as the density difference between the image and its average background and that $D_n(x,y)$ is defined as the density fluctuations from the average density, as for simplicity is shown in **Fig. 1** for one dimension only.

The shape and the position of the signal are known; thus the detection task is to determine the value of the physical image quality index at the known position. It is assumed that the signal profile is rotationally symmetric about its peak and, for mathematical simplicity, that the peak is located at the origin of the coordinate system. Since both the signal profile and its Fourier spectrum are rotationally symmetric, they can be described by single-variable functions, $D_s(r)$ and $S_s(u)$, respectively, where r and u denote radial distance and spatial frequency, respectively.

Because of rotational symmetry, $D_s(r)$ and $S_s(u)$ are related by the Fourier-Bessel transform pair:

$$S_s(u) = 2\pi \int_0^\infty r D_s(r) J_0(2\pi ur) dr \quad (1)$$

and

$$D_s(r) = 2\pi \int_0^\infty u S_s(u) J_0(2\pi ur) du \quad (2)$$

where J_0 is a zero order Bessel function of the first kind. Thus, the peak density of the signal (i.e. signal contrast) is given by

$$D_s(0) = 2\pi \int_0^\infty u S_s(u) du. \quad (3)$$

The noise, D_n , is assumed to be stationary and isotropic with zero mean and variance, σ^2 . Thus the Wiener spectrum of the noise is also rotationally symmetric, and it can be described by a single-variable function, $S_w(u)$, which represents the cross-section of two-dimensional Wiener spectrum. Then, the variance is given by

$$\sigma^2 = 2\pi \int_0^\infty u S_w(u) du. \quad (4)$$

Displayed amplitude model assumes that the detector uses a peak detection strategy, i.e., that the observed density at the position of the signal peak is compared with the magnitude of the background noise, which can be represented by the RMS value of the density fluctuations. Thus, we would expect the performance of the detector to be related to squared signal-to-noise ratio, $(\text{SNR})_{A,D}^2$, defined as;

$$\text{SNR}_{A,D}^2 = \left(\frac{\text{Density of peak of signal}}{\text{RMS density fluctuation of noise}} \right)^2$$

$$= \frac{(D_s(0))^2}{\sigma^2} = \frac{(2\pi \int_0^\infty u S_s(u) du)^2}{2\pi \int_0^\infty u S_w(u) du} \quad (5)$$

where the last equality comes from equations (3) and (4). We call $\text{SNR}_{A,D}^2$ the image quality index for the displayed amplitude model. This index depends only upon the signal contrast and the variance of the noise; the shape and the size of the signal, and also the noise texture, are not taken into account²¹.

So from the CRT on which a constant signal has been shown, the $D_s(0)$ (density of the peak of the signal), σ^2 (the RMS density fluctuation of the noise), and subsequently the SNR for various combinations of the object size and pixel size were determined by preparing proper computer programs.

2.3 Determination of Visual Image Quality Rank

For each image case which included six fixed signal positions of simulated microcalcifications, visual image quality rank was quantified by a human observer performance study. In this study the mammographic appearances of calcifications were rated subjectively by two expert mammographers according to calcifications detectability using a five-point scale "A", "B", "C", "D", and "E" corresponding to "obvious", "relatively obvious", "blurring", "very blurring" and "undetectable", respectively. Calcifications in the "obvious" and "relatively obvious" categories would be readily apparent, even to an untrained observer. Calcifications in the "blurring" and "very blurring" categories would be hardly detected even by expert mammographers, and the last category is undetectable to any observer. This assessment was performed by two expert mammographers, in a distance of 50 cm, using a personal computer (Macintosh IIcx).

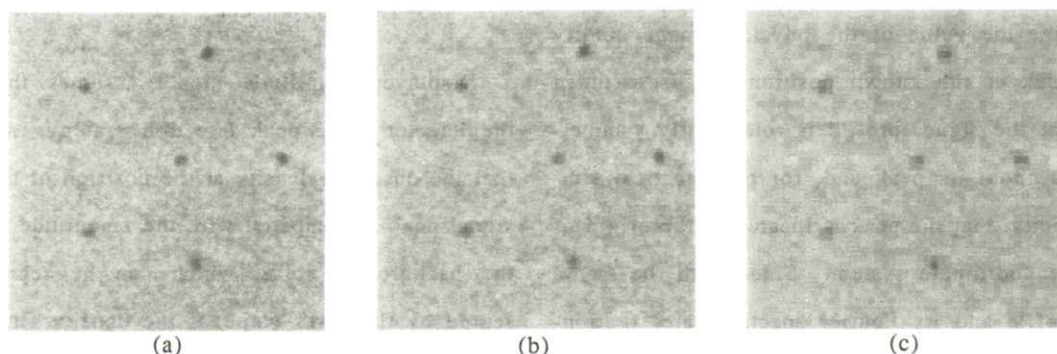


Fig. 2 Images of microcalcifications with 230 μm size digitized by (a): 50 μm , (b): 100 μm , and (c): 200 μm pixel sizes, corresponding to Visual Image Quality Ranks of "A", "B" and "C", respectively, are shown as a sample.

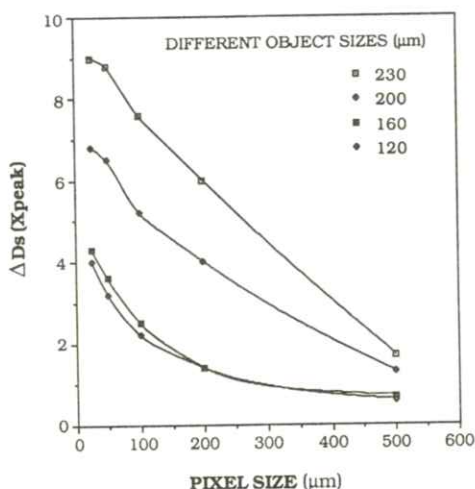


Fig. 3 Pixel size effects on the density difference between the density peak of signal and its average background, $\Delta D_s(X_{\text{peak}})$, for four object sizes.

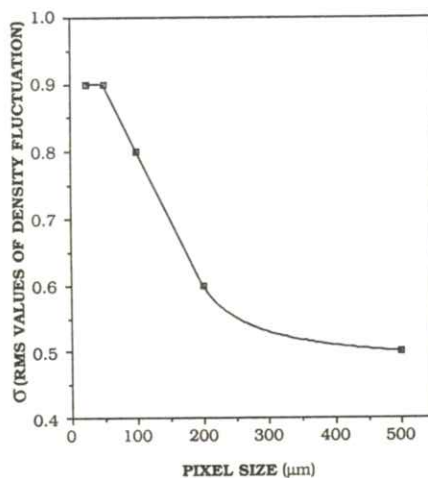


Fig. 4 Pixel size effects on the average of noise for different object sizes.

Figure 2, as a sample, shows the images of microcalcifications with 230 μm size digitized by (a) 50 μm , (b) 100 μm , and (c) 200 μm pixel sizes, corresponding to visual image quality ranks of "A", "B", and "C", respectively.

3. Results

Figure 3 shows the effect of pixel size on density difference between the density peak of the signal and its average background, $\Delta D_s(X_{\text{peak}})$, for different object sizes. As the pixel size is increasing the $\Delta D_s(X_{\text{peak}})$ is decreasing. The value of $\Delta D_s(X_{\text{peak}})$ for small pixel sizes is significantly higher than that for larger pixel sizes. For a given pixel size, smaller the object size, lower the $\Delta D_s(X_{\text{peak}})$.

Figure 4 shows the effects of pixel size on average of noise for different object sizes. Smaller the pixel size, higher the amount of averaged noise.

Figure 5 shows the effects of pixel size on SNR calculated from the displayed amplitude model for four different object sizes. As the pixel size decreases the SNR increases. For a given pixel size, smaller the object size, lower the SNR. The smallest pixel size of 25 μm has the highest value of SNR, while the largest pixel size of 500 μm has the lowest value of SNR.

The results of the human observer performance study are also shown on the curves of **Fig. 5**. It can be seen that, as the pixel size is increasing, both visual image quality ranks

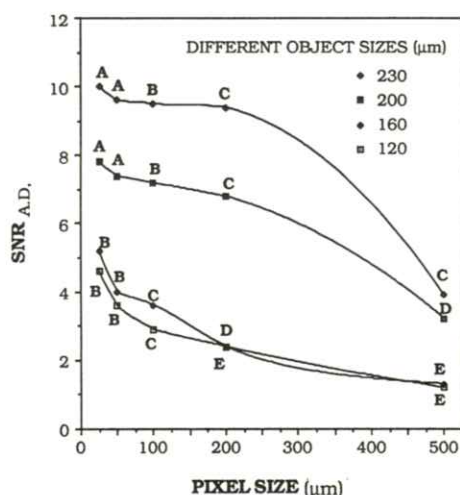


Fig. 5 Pixel size effects on signal-to-noise ratio from Display Amplitude Model $SNR_{A,D}$ and Visual Image Quality Ranks, for four object sizes.

and physical image quality indices are changing in a decreasing rate, which indicates a loss in detectability. The relative decreasing rate of both indices for 230 μm and 200 μm objects is not as well as that of the other two 160 μm and 120 μm objects, which reason will be discussed later.

Two smallest pixel sizes of 25 μm and 50 μm provide high (A rank) or enough (B rank) detectability for microcalcifications ranging from 120 μm to 230 μm sizes. Especially, microcalcifications of two smallest sizes of 120 μm and 160 μm had enough accuracy in detection with 'B' rank of visual detectability for both pixel sizes of 25 μm and 50 μm . These results imply that, although 25 μm pixel size showed the highest detectability for all of the object sizes, but 50 μm pixel size with

almost the same detectability as 25 μm pixel size (even for smallest object size) should be selected as the required pixel size, which can provide enough accuracy in detection. The reason of this selection will be discussed later in detail.

4. Discussion

Previous studies showed that use of digital systems with a pixel size of 100 μm as the highest available spatial resolution in the detection of subtle microcalcifications is problematic. The results reported by Chan et al.,¹⁸⁾ indicated that digital mammograms obtained by image processing/simulation system with 100 μm pixel size provided lower detectability than the conventional screen-film mammograms, even though the unsharp mask filtering technique was used. The results by Oestmann et al.¹⁹⁾ indicated that conventional mammography produced a significantly higher rate of correct location of individual microcalcifications than did digital image of 100 μm pixel size obtained with storage phosphor-based digital imaging system (CR). Higashida et al.²⁰⁾ reported no statistically significant difference was found between processed (unsharp mask filtering) and unprocessed computed radiography (CR) images with 100 μm pixel size, and detectability still did not reach the level achieved with the screen-film images. Therefore, for the first time, we have

conducted a new study to assess the effects of much more higher spatial resolutions like 25 μm and 50 μm pixel sizes obtained by a drum scanner for the detection of extremely subtle microcalcifications in smallest size of 120 μm . The most significant result was that the high (A rank) or enough (B rank) accuracy in detection of microcalcifications can be obtained with 25 μm or 50 μm data digitization. Moreover, 50 μm pixel size showed almost the same detectability as 25 μm pixel size, even for the smallest size of microcalcifications of 120 μm , with enough clearance of B rank. Therefore, 50 μm pixel size rather than 25 μm pixel size which requires large memory occupation and subsequently the complexity of required system, should be selected as required spatial resolution for providing adequate detectability. Meanwhile, the attributions confirming this selection as data digitization factors which are effective on detection accuracy and its evaluation, are followed in three parts of firstly, pixel size and aliasing effects, secondly, system alignment and critical size effects, and thirdly, noise and selected displayed model effects in evaluating the detection accuracy.

First of all, related values of visual and physical indices of small pixels of 25 μm and 50 μm in **Fig. 5** imply that, when the pixel size is small compared with the object size, the displayed spectrum is affected very little by the pixel size and so the displayed spec-

trum is similar to the original spectrum, which yields high detectability. This is attributed to the fact that, for these two small pixels (25 and 50 μm) with significantly higher Nyquist frequency of 20 and 10 cycles/mm, the possibility for providing a sampling rate near to Nyquist rate of the image would be surely higher than that of the other larger pixel sizes with Nyquist frequency of 5, 2.5, and 1 cycles/mm. Hence, the undersampling effect which creates artificial low spatial frequency components resulting spectral overlap, as aliasing effects²²⁾, would become less than those of the other larger pixel sizes. However, the aliasing effect for larger pixel sizes (100, 200 and 500 μm) causes the spatial frequency content above the Nyquist frequency to fold into the lower frequency region, resulting spectral overlap in the sampled image, and subsequently the irregular shape of the displayed spectrum. Therefore a large pixel size yields the low detectability or blurring and low contrast image, as it can be found from the related values of visual and physical image quality indices in **Fig. 5**.

Secondly, because of the discrete sampling a digital system is not shift-invariant, therefore the output image depends on the position of the input object relative to the sampling coordinate known as the effects of system alignment. Furthermore, if the object size would be smaller than some critical size, the apparent object size will not change, but the contrast

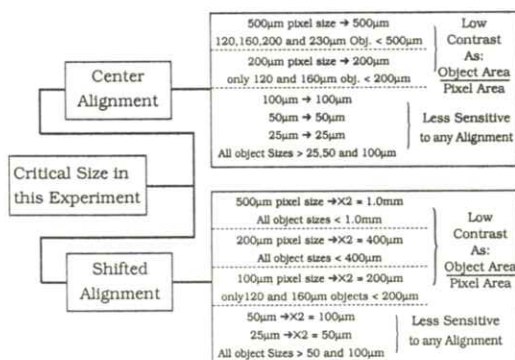


Fig. 6 System alignment effect: for object sizes smaller than critical size, the contrast will decrease as the ratio of the object area to the pixel area.

will change as the ratio of the object area to the pixel area. The critical size for center alignment is equal to the pixel size and for shifted alignment is equal to the twice of the pixel size^{23, 24}). The corresponding critical sizes in this experiment for center and shifted alignments are shown in **Fig. 6**. The results of **Fig. 5** and **Fig. 6** indicated complete agreement with shifted alignment case, however, both cases of center and shifted alignments had less affection on the detectability of these two smallest pixels of 25 μm and 50 μm. This again accounts 50 μm pixel as a favourite spatial resolution for providing clear observance in detectability.

The last is the effects of noise and displayed amplitude model in evaluating the detection accuracy. The signal-to-noise ratio related to the human observer's EYE-BRAIN system is SNR_i ²⁵) as $SNR_i = S_p / (N_p^2 + N_i^2)^{1/2}$ in which S_p and N_p are signal and noise per-

ceived through the visual response function (VRF) by the human observer and N_i is the internal noise of human observer's EYE-BRAIN system, which is constant (0.0033 in optical density unit). Therefore, the amount of perceived $SNR(SNR_i)$ would be lower than $SNR_{A,D}$ because of two following considerations: 1) The detectability of low-contrast signals is degraded by internal noise N_i , which causes fluctuations in the response of the human observer during the signal detection and decision making process. 2) The transfer characteristic of the human observer's visual system, VRF, causes the difference in signal values as S_p and $D_s(0)$, and the difference in noise values as N_p and σ . In this regard Loo et al.²¹) demonstrated that the correlation coefficients calculated from the rankings of the detectability scores and rankings of the physical image quality index values, for SNR_i and $SNR_{A,D}$ are different by the values of 0.917 and 0.681, respectively. Consequently, these attributions imply that 'relative decreasing rate' of both physical and visual indices in **Fig. 5** might be not exactly similar, especially in the case of large pixel size digitization for two objects of 200 μm and 230 μm. However, in substituting the physical parameters of the image as $SNR_{A,D}$ for comparing with visual image quality ranks, the displayed amplitude model generally provided an adequate evaluation method such that could be applied satisfactorily.

5. Conclusion

In our experimental conditions, approximate 50 μm pixel size digitization is required to provide enough detectability in the detection of subtle microcalcifications ranging from 120 μm to 230 μm sizes. This approach indicated that higher resolution, leading to further development of digital mammographic system and computer-aided diagnostic system, is clearly required for the detection of mammographic microcalcifications by radiologists, in real clinical practice. The potential application of the proposed spatial resolution in this work requires receiver operating characteristic (ROC) study of the real clinical mammograms, which would be remained for the future investigation.

Acknowledgement

The authors are grateful to Tohru KIRITO, ME, for his help in preparing the applied programs, and to Mitsuru IKEDA, MD, for his suggestions and discussions.

References

- 1) G. Hermann, C. Janus, I. S. Schwartz, et al.: *Radiology* **169** 321 (1988)
- 2) S. A. Feig: *Radiology* **167** 659 (1988)
- 3) E. Shaw de Paredes: *Atlas of Film-Screen Mammography* (Williams and Wilkins, Baltimore Maryland USA, second edition, 1992)
- 4) L. Tabar and P. B. Dean: *Teaching Atlas of Mammography* (G Thieme Verlag/Thieme Inc., Stuttgart, second edition, 1985)
- 5) E. A. Sickels: *AJR* **139** 913 (1982)
- 6) W. A. Murphy and K. DeSchryver-Kecsckemeti: *Radiology* **127** 335 (1978)
- 7) E. A. Sickels: *AJR* **146** 661 (1986)
- 8) H. P. Chan, K. Doi, S. Galhotra, et al.: *Med. Phys.* **14** 538 (1987)
- 9) B. W. Fam, S. L. Olson, P. F. Winter, et al.: *Radiology* **169** 333 (1988)
- 10) S. L. Olson, B. W. Fam, P. F. Winter, et al.: *Radiology* **169** 329 (1988)
- 11) S-M Lai, X. Li, and W. F. Bischof: *IEEE Trans. on Med. Imag.* **8** 377 (1989)
- 12) H. P. Chan, K. Doi, C. J. Vyborny, et al.: *Invest. Radiol.* **25** 1102 (1990)
- 13) D. H. Davies and D. R. Dance: *Phys. Med. Biol.* **35** 1111 (1990)
- 14) F. F. Yin, M. L. Giger, K. Doi, et al.: *Med. Phys.* **18** 955 (1991)
- 15) D. H. Davies and D. R. Dance: *Phys. Med. Biol.* **37** 1385 (1992)
- 16) T. Endo, C. Kido, K. Horita, et al.: *Radiation Medicine* **10** 50 (1992)
- 17) F. Shtern: *Radiology* **183** 629 (1992)
- 18) H-P. Chan, C J Vyborny, H. MacMahon, et al.: *Invest. Radiol.* **22** 581 (1987)
- 19) J. W. Oestmann, D. Kopans, D. A. Hall, et al.: *Invest. Radiol.* **23** 725 (1988)
- 20) Y. Higashida, N. Moribe, K. Morita, et

- al.: Radiology **183** 483 (1992)
- 21) L-N. D. Loo, K. Doi and C. E. Metz:
Phys. Med. Biol. **29** 837 (1984)
- 22) W. K. Pratt: Digital Image Processing
(Wiley, New York, 1991)
- 23) M. L. Giger and K. Doi: Med. Phys. **12**
201 (1985)
- 24) M. L. Giger and K. Doi: J. Opt. Soc. Am.
A, **4** 966 (1987)
- 25) M. Ishida, K. Doi, L-N. D. Loo, et al.:
Radiology **150** 596 (1984)

Discrimination of Breast Tumors in Mammograms by Means of Artificial Intelligence: A Revised Approach

Du-Yih TSAI*, Hiroshi FUJITA**, Katsuhei HORITA***, Tokiko ENDO****,
Choichiro KIDO***, and Takeo ISHIGAKI*****

*Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,
Motosu-gun, Gifu 501-04, Japan

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

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

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

(Received June 5, 1993 in final form March, 1994)

Two artificial neural network techniques for classifying possible tumors into benign and malignant ones in mammograms were reported earlier by us. In this paper we describe a revised method for further improving the recognition rate, by inputting two selected features, the entropy and the standard deviation of an image, to our neural network. The result is achieved with 100% accuracy, an improvement of 15% over our previous result. The performance of the proposed method is considered to be comparable to several-year experienced radiologists. This encouraging result indicates that the revised method may be useful for classification of benign and malignant tumors in mammograms, although further tests with larger data set are required.

1. Introduction

Breast cancer is one of the commonest cancer affecting women in Japan. Early detection is the most successful method of dealing with this epidemic^{1,2)}. Currently, the best method for early detection is the use of mammography. Hence a mass screening program utilizing mammography is obviously the best

weapon against breast cancer³⁾. Presently mammogram readings are usually conducted by human experts. Manual readings are labor intensive and consequently the cost of these readings is significant. Therefore attempts have been made for computerized analysis³⁻⁷⁾.

In recent years multi-layer neural networks have been used successfully in classification, pattern recognition, learning and decision

making⁸⁻¹¹). Several pilot studies on applying neural networks in the field of radiology have been presented^{12,13}. These applications dealt with interstitial lung diseases and coronary artery diseases.

In a previous paper, we applied an artificial neural network to the classification of benign and malignant tumors in digital mammography¹⁴. We first preprocessed the image patterns used for learning and testing, by removing background trend from original images and by reducing image matrix size and gray levels to $16 \times 16 \times 3$ bits from the extracted region of $256 \times 265 \times 10$ bits around the tumor. Subsequently the preprocessed images were used as input patterns. Preliminary results showed that the neural network can correctly classify the benign and malignant tumors by an average of 75% recognition accuracy. Subsequent efforts found that varying the image's matrix sizes provides insignificant improvement in recognition rate.

More recently we presented an alternative technique using sequential-dependence method^{15,16} for improving the performance of our neural network. Instead of directly inputting the image to the neural network, the sequential-dependence values of an image are presented to the network for learning and testing. With this method, a result of 85% correct classification rate was obtained¹⁷.

In general, good features lead to a good performance for the neural network. Although

determining a set of meaningful and representative features is usually a difficult problem¹⁸, many attempts have been made by us. In this paper we propose a revised approach for further improving the recognition rate. Our attempts suggest the combined use of the entropy and the standard deviation of an image¹⁹. The two values are considered as extracted features and then used as input to the neural network.

2. Materials and Methods

2.1 Image data

For this study we used the same sample sets, 40 breast images consisting of 20 benign and 20 malignant tumor patterns, been used in our previous work^{14,17} for comparison purpose. Benign tumors (**Fig. 1(a)**) are non-cancerous lesions including mastopathy, fibroadenoma and lipoma, whereas malignant tumors (see **Fig. 1(b)**) are cancerous lesions³. The images were acquired with a digital radiographic system for mammograms installed at

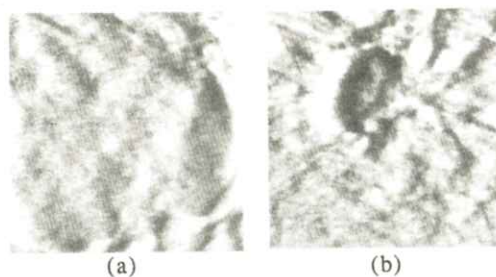


Fig. 1 Images of (a) benign tumor and (b) malignant tumor in mammograms used in our experiment.

Aichi Cancer Center Hospital, Japan. The digital images were transferred to a personal computer (PC-9801 model DS2, NEC). Due to the limitation of the capability of the personal computer, we cut a region of interest (ROI) (256×256 pixels) from each original image having the size of 1024×1024 pixels with 10-bit gray levels. The ROI was considered to be an "extracted image" which was then used for further preprocessing and analysis. **Fig. 1** shows the extracted images of benign tumor and malignant tumor in mammograms.

2.2 Background-trend correction

In this study, we applied a background-trend correction technique to the selected ROIs prior to extracting features from an image. Removal of nonuniform background trend superimposed on the the image is essential, because the unwanted background trend may affect recognition accuracy. The trend-free image was obtained by adding the average pixel value of a 256×256 matrix image centering at a given pixel to the difference between the average pixel value of a 127×127 image centering at the given pixel and the value of the given pixel.

2.3 Feature generation

The purpose of feature generation is to extract from each ROI a small set of useful in-

formation which enable us to correctly classify the tumor as benign or malignant. The features generated in this study were based on the density or gray level analysis. We first calculated 6 features for each image (mean, variance, standard deviation, skewness, energy, and entropy). These six features were then evaluated for their abilities to discriminate between benign and malignant tumors, by plotting a feature against one of other 5 features on a plane in feature space. Our investigation showed that the pair of the entropy (H) and the standard deviation (SD) has the greatest discriminatory power,

$$H = - \sum_{x=0}^N P(x) \log_2 P(x) \quad (1)$$

$$SD = \sqrt{\sum_{x=0}^N (x - \mu)^2 P(x)} \quad (2)$$

where x is gray-level value and N is the maximum gray-level value present in each image (matrix size and bit of the ROI are 256×256 and 8 bits, respectively), $P(x)$ is the probability of occurrence of each x in the given image (=number of pixels with gray-level value of x divided by total number of pixels in the image), and μ is the mean of gray-level values in the image.

Fig. 2 shows the scatter plot of the entropy versus the standard deviation in feature space for our 40 sample images. The distribution of the sample data shows a satisfactory separability between the benign and malignant tumor patterns in terms of nonlinearly visual

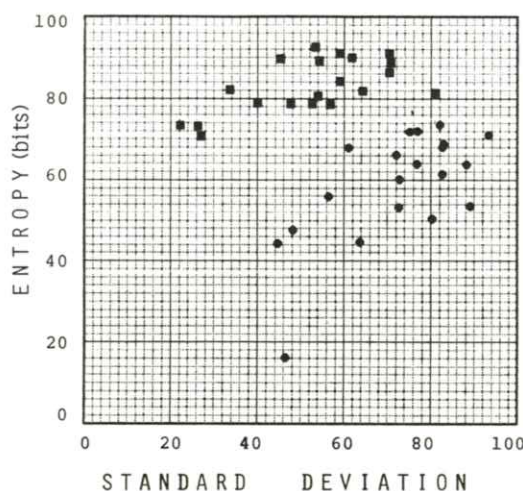


Fig. 2 Scatter plot of the entropy versus the standard deviation for 40 benign and malignant tumor patterns. ■: benign tumor. ●: malignant tumor.

decision boundary. This reveals that selecting a good features set is important. We observe from the figure that the entropy values of benign tumors are generally greater than that of malignant. The reason is due to the fact that the gray level histogram for the benign tumor is evenner as compared to that for the malignant tumor.

2.4 Artificial neural network

An artificial neural networks is a computing models based on the human brain. One of the advantages of the neural network approach is its intrinsic ability to analyze the complicated decision-making or pattern-recognizing process in diagnosis without any need to write a special computer program¹³⁾. In this study,

we employed a personal neuro-computer system (Neuro-07, NEC), which consists of a 32-bit personal computer (PC-9801 DS2 with 16-MHz CPU (80386SX), a neuro-engine board (PC-98XL-02), NEC), and a neuro-software package ("Michizane", NEC), on which a so-called backpropagation model is used⁸⁾.

The neural network has an input layer, an output layer, and it may have one to three hidden layers. Each layer has a number of processing elements, each of which is connected to all the elements in the adjacent layers. Input data are supplied to input elements of the neural network. Then the output data are provided from output elements through nonlinear calculations in the hidden and output layers.

Two basic operations are involved in a neural network: a learning (or training) phase and a testing phase. In the training phase, desired outputs for given inputs are compared with actual outputs, and adjustments of values of weighting coefficients to minimize the mean squared error between the desired and actual outputs are made. After repeating this procedure, the neural network learns to produce the desired responses. If the network's output value (in the range of 0~1) is ≥ 0.5 , we regard the answer as correct (threshold value=0.5). Otherwise we regard as incorrect. This normalized output value will be called confidence level in this paper hereafter. The larger the value, the higher the degree of pos-

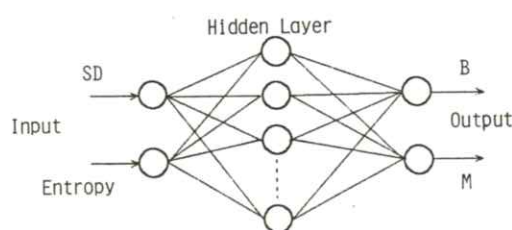


Fig. 3 Basic structure of our artificial neural network. SD: standard deviation. B: benign. M: malignant

sibility of correct classification. Once the neural network is trained sufficiently, it can recognize different input data according to its learning experience. Detailed description of such networks is provided elsewhere^{20,21}.

Fig. 3 shows the basic structure of our neural network. This network consists of 2 input elements, a maximum of 80 hidden elements and two output elements. A total of 10 benign and 10 malignant tumor patterns was chosen randomly from the 40 image samples and used as training data, whereas the remaining patterns were used as testing data. The entropy and the standard deviation of each preprocessed image were calculated and then fed to the neural network. In this study, the neural network was trained with 3000 learning iterations. Each learning iteration corresponded to the entry of a complete set of training data.

3. Results and Discussion

We first examined the effect of the number

of hidden elements on network performance. The best generalization performances of the neural network are listed in **Table 1**. The results obviously show that the recognition performance of our neural network is achieved in 100% for various numbers of hidden elements ranging from 30 to 70. The confidence level which is within the range of 0~1 is determined from the weighted values in the output layer. The result also shows that the degree of possibility of correct classification is very high and approaches to unity. Since convergence for the network with less than 20 elements or more than 80 elements of the hidden layer was not achieved in the 3000-iteration training, we did not perform the testing phase. Next, we interchanged the training set and testing set for cross-validation experiment. A recognition accuracy of 100% was also achieved. Moreover, we rearranged the training order for the 20 training samples and the testing order for the 20 testing samples in the training and testing phases, respectively 100% accuracy for recognition was again yielded.

Table 1. Recognition rates for various numbers of hidden elements in the hidden layer.

Number of hidden elements	20	30	40	50	60	70	80
Recognition rate (%)	*	100	100	100	100	100	*
Confidence level	*	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	*

* not converged during training

The experimental results show that the present method provides an improvement of 15% over our previous method. It is interesting to note that the performance of our proposed method is considered to be comparable to several-year experienced radiologists, though our data sample is limited for the time being.

In conclusion, a revised neural network approach has been used to discriminate possible tumors. With this method, the result was achieved with 100% accuracy. This encouraging result indicates that the proposed method may be useful for discrimination of benign and malignant tumors in mammograms.

However, in this study the 40 training and test images are very small in number and have been preselected as obvious tumor examples. In order to further verify the reliability of the proposed methods, we are increasing the data sets and a population of cases which cover the full range of mammographic appearances of benign and malignant lesion.

Acknowledgements

We would like to thank Mr. T. Sakamoto of Gifu National College of Technology (presently, Japan Airlines Co., Ltd.) for his technical assistance. This research was supported in part by a Grant from the Foundation for Total Health Promotion, a Grant-in-Aid for Scientific Research from the Ministry of Education (No. 03454281), and a Grant-in-aid for Cancer

Research from the Ministry of Health and Welfare (No. 3-45).

References

- 1) S. -M. Lai, X. Li and W. Boschof: IEEE Trans. Med. Imaging **8** 377 (1989)
- 2) W. M. Morrow, R. B. Paranjape, R. M. Rangayyan et al: IEEE Trans. Med. Imaging **11** 392 (1992)
- 3) T. Endo, C. Kido, K. Horita et al: Radiation Medicine **10** 50 (1992)
- 4) D. Brzakovic, X. M. Luo and P. Brzakovic: IEEE Trans. Med. Imaging **9** 233 (1990)
- 5) M. L. Giger, F. -F. Yin, K. Doi, et al: Proc. SPIE (Soc. of Photo-Opt. Instrum. Eng. Washington, 1990) **1233** 183 (1990)
- 6) F. -F. Yin, M. L. Giger, K. Doi, et al: Med. Phys. **18** 955 (1991)
- 7) H. -R. Jin and H. Kobatake: IEICE Trans. Inf. & Syst. **J75-D-II** 1170 (1992) [in Japanese].
- 8) D. E. Rumelhart, G. E. Hinton and R. J. Williams: Parallel Distributed Processing eds. D. E. Rumelhart and J. L. McClelland (MIT Press, Cambridge, MA, 1986) **1** 318 (1986)
- 9) D. E. Rumelhart, G. E. Hinton and R. J. Williams: Nature **323** 533 (1986)
- 10) C. E. Floyd, Jr: IEEE Trans. Med. Imaging **10** 485 (1991)

- 11) S. -Z. Qin, H. -T. Su and T. J. McAvog:
IEEE Trans. Neural Network **3** 122
(1992)
- 12) N. Asada, K. Doi, H. MacMahon, et al:
Radiology **177** 857 (1990)
- 13) H. Fujita, T. Katafuchi, T. Uehara et al:
J. Nucl. Med. **33** 272 (1992)
- 14) H. Fujita, K. Horita, T. Endo, et al: Med.
Imag. Tech. **10** 126 (1992) [in Japanese]
- 15) F. Attneave: Application of Information
Theory to Psychology (Hold, Rinehart
and Winston, New York, 1959) p.13.
- 16) S. Uchida and D. Y. Tsai: Jpn. J. Appl.
Phys. **25** 1252 (1986)
- 17) D. Y. Tsai, H. Fujita, K. Horita, et al:
IEICE Trans. Inf. & Syst. **E76-D 8** 956
(1993)
- 18) S. Haykin and C. Deng: IEEE Trans.
Neural Networks **2** 589 (1991)
- 19) D. Y. Tsai, T. Sakamoto, H. Fujita, et al:
Proc. 1993 IEICE Spring Conf. (IEICE,
Tokyo) **6** 192 (1993) [in Japanese].
- 20) J. M. Boone, V. G. Sigillito and G. S.
Shaber: Med. Phys. **17** 234 (1990)
- 21) V. Goldberg, A. Manduca, D. L. Ewert,
et al: Med. Phys. **19** 1475 (1992)

肝X線CT画像の3次元表示のための ニューラルネットワークを用いた輪郭の自動抽出

蔡 篤儀・棚橋 信貴

岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 本巣郡真正町

(1994年2月5日, 最終1994年3月4日受理)

Neural-Network-Based Segmentation of Liver Structure in CT Images for 3-D Visualization

Du-Yih TSAI and Nobutaka TANAHASHI

Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,

Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-04, Japan

(Received February 5, 1994, in final form March 4, 1994)

This paper describes an automated segmentation method of liver structure from abdominal CT images using an artificial neural network (NN), together with a prior information about liver location and area in the abdomen cross section and with digital imaging processing techniques. This approach based on the NN is to classify each pixel on an image into one of three categories: boundary, liver, and non-liver. Supervised training technique is used in our experiments. The training data set is obtained from any one of the given set of images by creating gray level histograms for the three categories. The histograms are considered as the respective feature values. Prior to NN classification, preprocessing is employed to locally enhance the contrast of the region of interest. To evaluate the performance of our method, NN-determined boundaries are compared with those traced by two human experts. Our preliminary results show that the proposed method has potential utility in automated segmentation of liver structure and other organ in the human body.

1. ま え が き

生体肝移植などの肝臓に関する手術に先立って,

対象となる肝臓の構造や形状などの3次元情報を
医師が前もって入手することは, 手術計画を立て
る上でたいへん意義深いことである。これらの情

報を得るには、腹部X線CTスライス画像から肝臓の輪郭を抽出し、画像補間によって3次元画像を構築する方法がある。しかし、腹部写真には肝臓の他に臓器領域でない部分まで写っているため、一般的なフィルタによる画像処理や単純しきい値法では、臓器の抽出が困難である。また、この操作を全て用手法で行えば過大な労力を要し、あまり実用的ではない。

最近、Baeら¹⁾はモルフォロジー(morphology)の手法を用いて肝臓輪郭の抽出を行った。しかし、この方法は基準画像の選び方に制限があり、明確な基準もなかった。また、Matsushitaら²⁾はファジー推論による腹部MRI画像からの肝臓抽出を試みたが、ファジールールなどの改良が課題となっている。

そこで本論文では、迅速さと正確さの観点から、ニューラルネットワーク^{3,4)}(以下、NNと略す)を基に、臓器の位置および形状の事前情報との併用による肝臓輪郭の自動抽出の一手法を提案する。2.では、処理体系を示し、NNによる輪郭抽出方法について述べる。3.では、画像処理に用いた機器および実験方法について報告し、4.では、結果の考察について述べる。最後に5.では、結論と残された課題について述べる。

2. 輪郭抽出アルゴリズム

2.1 処理体系

処理の全体流れをFig. 1に示す。CTスキャナで撮影されたX線CTスライス画像は、ある一定間隔ごとに撮影した腹部の断層写真のセットである。これらをイメージスキャナでパソコンに取

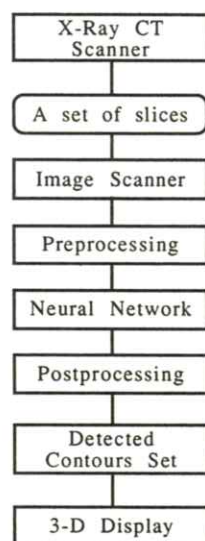


Fig. 1: Schematic diagram of our system.

り込む。パソコン上での画像は256階調の輝度を持つ白黒画像になり、0が最小輝度、255が最大輝度である。またサイズは256画素×256画素となる。

前処理として対数二乗変換フィルタを施し、暗い部分を明るくする。前処理された画像に、NNフィルタをかける。NNは入力画像の全ての画素についてそれが“肝臓の内部”、“肝臓の外部”、“境界”のうち、どれであるかを判定する。これによって、多少の誤認識を含むものの、肝臓の部分だけが抽出できる。また、前処理済みの画像セットから一枚を任意に選択し、学習用サンプルとする。このサンプル写真から、学習データを採取する。

続く後処理として、NNによる認識結果を、いくつかのフィルタを適宜組み合わせで処理し、最終的な出力として、なめらかな肝臓の輪郭を得る。

この一連のフィルタ処理を断層写真セットの全ての画像に対して行い、肝臓の輪郭のセットを得る。これにより三次元画像が表示できる。

2.2 ニューラルネットワークによる輪郭抽出

NNに入力するデータとして、判別したい画素とその近傍の画素の輝度分布を用いる。具体的には、判別したい画素を中心とした正方形の近傍領域の輝度を画素数のヒストグラムにし、その形状をNNにより認識し、出力を得る^{3,4)}。抽出手順の詳細をFig. 2に示す。

各画素とその近傍領域の輝度ヒストグラム形状を、そのままNNの入力とする。したがって、入力層のセル数はヒストグラムの階級数となる。出力は“内部”、“外部”、“境界”の3つとなるので、出力層セル数は3とする。出力側では、確信度のもっとも高い値をもつカテゴリを認識結果とする。全ての画素に関してヒストグラムを作成、認識することで、全ての画素が3つにラベル付けでき、肝臓の部分だけが抽出できる。使用したNNは入力層、中間層および出力層の3層構造であり、学習はバックプロパゲーション法（誤差逆伝搬学習法）を用いた^{5,6)}。NNフィルタおよびデータ作成・加工のための各種プログラムをC言語で作成した。

2.3 前処理および後処理

以下に、前処理および後処理に使用するフィルタの種類とその役割を簡単に述べる⁷⁻⁹⁾。

(1)対数二乗：各画素の輝度について、自然対数の二乗を出力する。その際、輝度255に対する出力が255となるような定数をかけ、規格化する。

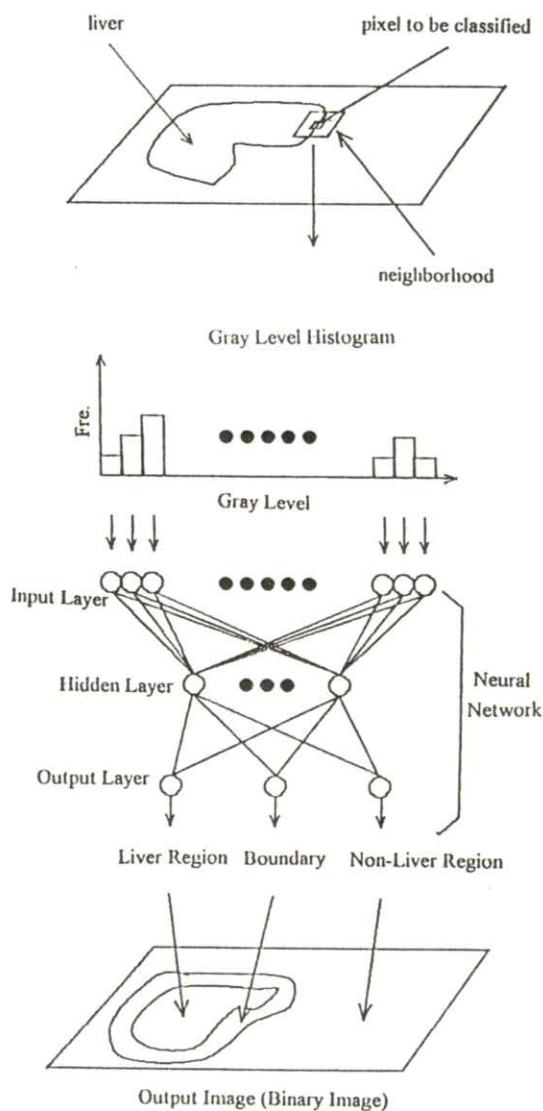


Fig. 2: Schematic diagram of our boundary detection method using a neural network.

これにより原画像の低輝度部分が強調される。

(2)2値化：ある値（しきい値）より暗い画素を最小輝度(0)、それ以外の画素を最大輝度(255)とする。以降に示すフィルタは、2値画像に対して処理を行うものである。

(3)不要部分除去：一般に腹部X線CT画像で、腹部の占める領域と位置はほぼ一定であるため、明らかに肝臓と関係のない部分の誤認識部分を消去するものである。残したい領域を長方形で指定し、与えられた画像セット全てについて同じ領域を切り捨てる。

(4)孤立点除去：一定面積以下の独立な領域を削除する。肝臓は一般に腹部の大半を占めるため、これによりかなりの誤認識部分を除去でき、また、これにより完全に肝臓部分だけになる。

(5)2階微分（ラプラシアンフィルタ）：濃度分布の2階微分の大きさを輝度として出力するフィルタで、孤立点除去した結果に対して用いれば、その輪郭が得られる。

(6)細線化：このフィルタは、太い輪郭線を太さ1画素になるまで削っていくものである。

(7)ひげとり：細線化フィルタを施した後、その結果が完全な“輪”とならず、行き止まりの部分を生じたとき、これを除去するフィルタである。

(8)膨張・収縮：図形を1画素分太める・細める2値画像特有の処理フィルタである。膨張と収縮を組み合わせることによって、図形の細かい凹凸の除去が可能となる。

(9)スムージング：太さ1画素の輪郭に対してそのBスプライン関数^{10,11)}を計算することで、滑らかな輪郭とする。まず輪郭をたどっていき、指定した間隔で座標を記録し、その座標を滑らかな曲線で補間する。このスムージング処理は、3次元画像を、構築した後の視認性を向上させる役割をもつ。

以上のようなフィルタを適宜組み合わせて、輪郭を出力する。これらのプログラムは全て独立し

ているので、カスケード（滝）状に自由に組み合わせることが可能である。

3. 方 法

3.1 機器・ソフトウェア構成

画像処理の演算にはパソコン（PC-9801DS2, 日本電気）を用い、これにはフルカラーフレームバッファ（HyperFRAME, デジタルアーツ）、拡張メモリ、数値演算プロセッサおよびニューロエンジンボード（PC-9801-75, 日本電気）が装着している。また入力機器にはイメージスキャナ（GT6000, セイコーエプソン）、出力装置にはビデオプリンタ（SCT-CP120, 三菱）を用いる。これらによって、フルカラー（1677万色）による入出力およびその表示、そして、高速な浮動小数点演算およびNN演算が可能となる。また、プログラムの開発にはMS-DOS上のQuick-Cコンパイラ（マイクロソフト）を使用した。

3.2 実験

実験用画像は、CTスキャナ（Quantex-Rx, 横河メディカルシステム）によって撮影された40代健常ボランティアの腹部X線CT画像22枚で、スライスの厚さは2[mm]、その間隔は3[mm]である。これらを全てイメージスキャナでパソコンに取り込んだ。

実際の画像処理に先立ち、NNの学習のためにセットの中の1枚の画像を任意に選択し、学習用のサンプルデータを採取する。2.2に述べたように、NNには判定したい画素とその近傍領域の輝度ヒストグラムを入力する。輝度ヒストグラムを

得るために、まず注目する画素とその近傍領域から256階級のヒストグラムを、そして16階級分を1階級にまとめ、16階級とする。“肝臓内部”、“外部”、“境界”のヒストグラムの例をFig. 3に示

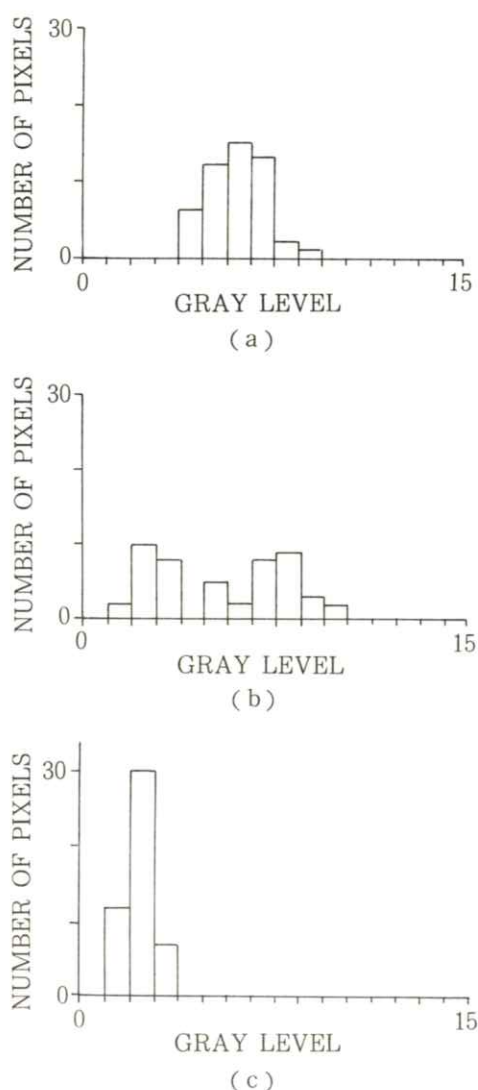


Fig. 3: An example of gray level histogram.
 (a) liver region, (b) boundary, and
 (c) non-liver region.

す。“肝内”では中間的な輝度の画素が多く、“肝外”では暗い画素が多い。また“境界”では暗い部分と明るい部分が散在し、2つの山ができています。

NNの学習は、任意に選択した画像サンプルから、明らかに肝臓内部、外部、境界領域だと思われる箇所の輝度ヒストグラムを各々40個、計120個を工学分野の人間が手作業で選択し、これを教師データとして行った。

NNは、このようなヒストグラムの形状によって認識結果を出す。近傍領域は 11×11 , 9×9 , 7×7 , 5×5 , 3×3 の正方形、中間層数は50, 40, 30, 20, 10, 5に変化させ学習を行った。その結果、近傍領域は 7×7 , かつ、中間層数は10の場合が最適であるため、両者を決定した。

NNによる認識結果に対して、不要部分除去、孤立点除去、ラプラシアンフィルタリング、細線化、ひげとり、膨張収縮、スムージングなどの後処理を施し、最終的な出力として、なめらかな肝臓の輪郭を得る。これらの一連の処理は、コンピュータ上で自動的に行った。

4. 結果と考察

各段階の処理結果をFig. 4に示す。(a), (b)はそれぞれ原画像、前処理後画像である。(c)はNNによる抽出結果を示す。(d), (e), (f), (g), (h)はそれぞれ不要部分除去、孤立点除去、ラプラシアンフィルタリング、細線化、スムージング処理後画像である。Fig. 5は、抽出した輪郭と原画像を重ねて表示したスライス画像の一例である。図から、肝臓の輪郭を忠実に抽出できていることが分かる。比較のため単純なしきい値で2値化した結

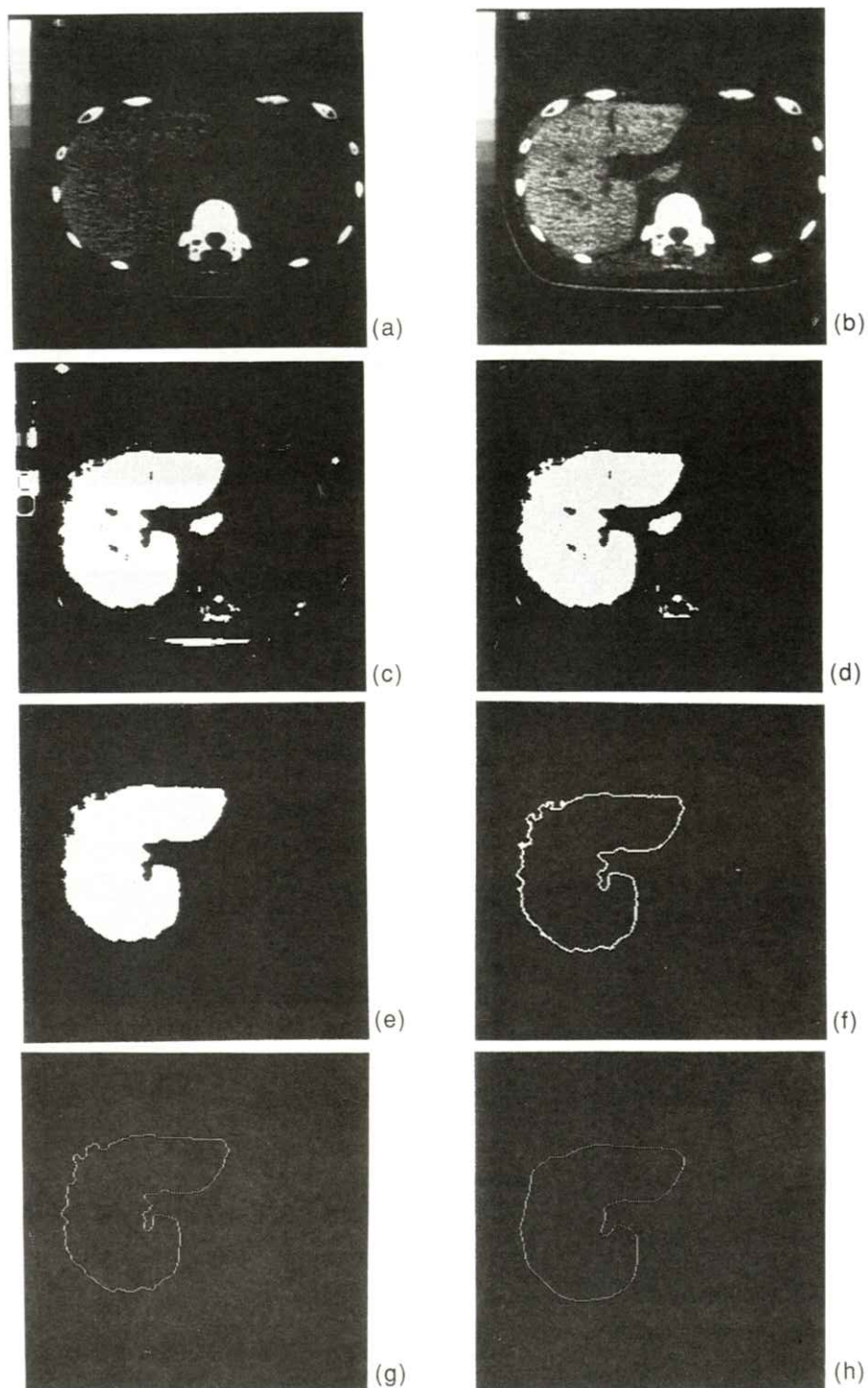


Fig. 4 : (a) An original CT image; (b) the image after preprocessing; (c) the binary image obtained by the NN; (d) the image after removing the unwanted part; (e) the image after removing the isolated regions; (f) the liver boundary after applying Laplacian filter; (g) the boundary after applying a dilation and erosion filter; (h) the boundary after smoothed with a B-spline function.

果を Fig. 6 に示す。Fig. 4(c) の NN による抽出結果と比較すると、その画質の差は歴然としている。Fig. 7 に、得た輪郭セットを重ね合わせて3次元表示した結果を示す。(a)と(b)はそれぞれ真上からと斜めからみたものである。

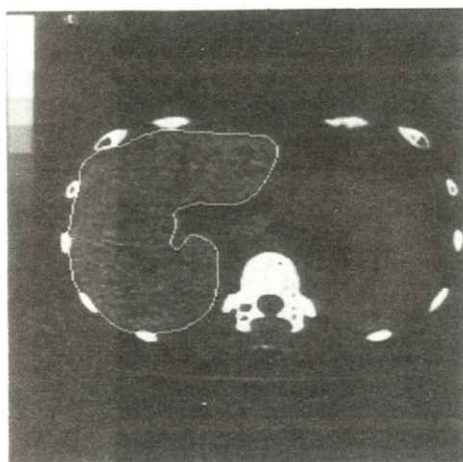


Fig. 5: A CT image with superimposed liver contour after smoothing. The contour is shown in white.

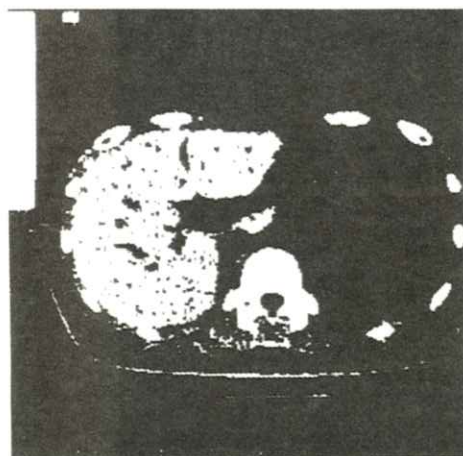


Fig. 6: Binary image obtained with the thresholding method.

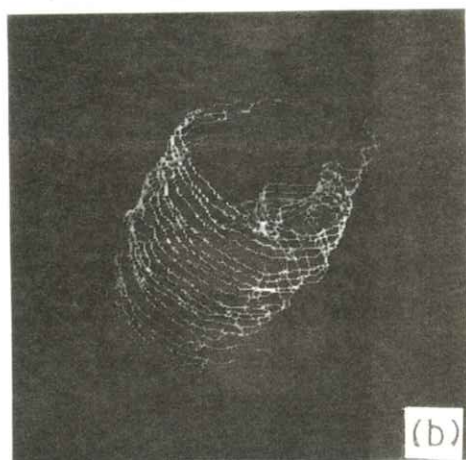
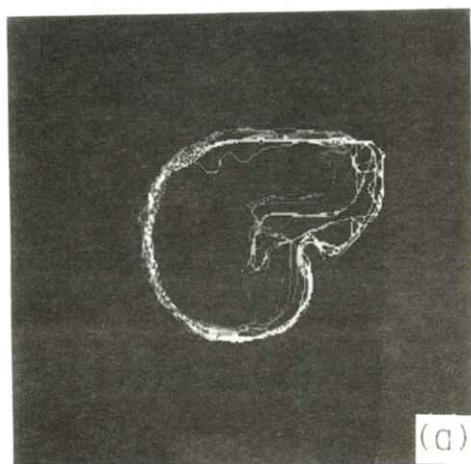


Fig. 7: The generated 3-D images of the liver viewing from different directions.

本論文で提案する方法の正確さを検証するため、2名の専門医（10年と15年内科医）による用手法輪郭抽出の実験を行った。方法として、22スライス画像から2画像を任意に選び出し、提案するコンピュータによる自動抽出と医師2人によるトレース抽出を行い、肝臓部分の面積を測定し比較した。Table 1に、その比較の結果を示す。提案手

Table 1 Comparison of liver areas obtained by the proposed method and by the human experts. The areas are expressed by the number of pixels within the liver boundary. The errors are obtained using the ratio of the difference of area to the human expert.

	Area (pixels)			
	Image 1	error	Image 2	error
NN method	9808		2551	
Human expert 1	8897	10.2%	2482	2.9%
Human expert 2	9306	5.4%	2545	0.2%

法の医師 1 と医師 2 に対する平均誤差は、それぞれ平均 6.6 % と 1.3 % 程度低く、本手法の有効性を確認できる。

NN を用いる利点は、以下に示す 2 つであると考えられる。

第 1 に、認識後の画質が良好である：腹部 X 線 CT 画像には、肝臓以外にも他の臓器、骨、撮影時のパラメータ表示および輝度のゲージなど不要なものが多く写っているため、単純しき値処理だけで肝臓を抽出するのは困難である。NN を使用すれば、これらの不要部分も“肝臓外部”としてまとめて学習させることにより、肝臓の部分だけ抽出することができる。

第 2 に自動化しやすいことである：しきい値を用いた抽出の場合、これを輪郭にするためには人手による作業が伴い、また不要部分を取り除くために医学分野の専門知識も必要である。一方、NN を用いた抽出の場合、操作者に必要な知識は学

習データを採取する際の“CT 画像のなかでどれが肝臓であるか”ということのみである。後処理用のフィルタを組み合わせるだけで簡単に自動化できる。

なお、本手法による輪郭抽出の所要時間は、パソコン PC-386 レベルでは 1 枚約 20 分であった。上位のパソコンまたはワークステーションを用いれば、大幅に処理時間の短縮ができると考えられる。また、本実験では、イメージスキャナを介して処理を行ったが、光磁気ディスクをテータキャリアとして使用すれば、さらに精度の向上が期待できる。

5. む す び

NN を基に、臓器の位置および形状の事前情報との併用による肝臓輪郭の自動抽出の一手法を提案した。また、専門医による用手法輪郭抽出の実験を行い、本手法の有効性を確かめた。本手法は学習次第で肝臓以外の臓器実質の自動抽出にも適用できると考えられる。

今後の課題としては、(1) NN による認識プロセスにおいて、認識カテゴリーの細分化および見直し、(2) NN の利用手段に画像のテクスチャパラメータを用いること、(3) 臨床例を増やすことなどが挙げられる。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、CT 画像を提供していただいた大垣市民病院の中央放射線部の市川秀男氏に深く感謝します。また、用手法による輪郭

抽出の実験に御協力いただいた岐阜大学医学部付属病院第2内科の富田政明先生および加川憲作先生には心から感謝します。

文 献

- 1) K. T. Bae, M. L. Giger, C. -T. Chen, et al: Med. Phys. **20** 71 (1993)
- 2) S. Matsushita, H. Oyamada, M. Kusakabe, et al: Proc. SPIE **1898** 803 (1993)
- 3) 大橋 介, 大矢晃久, 名取道也, 他: 信学論 (D-II) **J76-D-II** 368 (1993)
- 4) G. Ohashi, A. Ohya, M. Natori, et al: Proc. SPIE **1898** 480 (1993)
- 5) D. E. Rumelhart, G. E. Hinton and R. J. Williams: Nature **323** 533 (1986)
- 6) 中野 馨: ニューロコンピュータの基礎, (コロナ社, 1990)
- 7) 八木伸行, 井上誠喜, 林正 樹, 他: C言語で学ぶ実践画像処理, (オーム社, 1992)
- 8) R. C. Gonzalez and R. E. Woods: Digital Image Processing (Addison-Wesley Publication Company, 1992)
- 9) 高木幹雄, 下田陽久: 画像解析ハンドブック, (東京大学出版会, 1991)
- 10) 臼井支朗監訳: Cによるグラフィックス技法, (オーム社, 1993)
- 11) 桜井 明監修: Cによるスプライン関数, (東京電機大学出版局, 1993)

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 (全ての測定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・藤村 良夫⁹
山下 一也¹⁰・吉田 彰¹¹

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 広島大学医学部附属病院 〒734 広島市南区霞1-2-3

¹⁰ 大阪大学医療技術短期大学部 〒560 豊中市松兼山町1-1

¹¹ 岡山大学医療技術短期大学部 〒700 岡山市鹿田町2-5-1

(1993年12月3日 受理)

Comparison of measurement accuracy of MTF for screen-film systems:

Comparison in the overall category

Yoshiharu HIGASHIDA, Yasuhiro HIAI¹, Takao TAKADA¹, Mutsumasa TAKAHASHI¹,
Masaki ASAHARA², Hiroshi INATSU³, Koji OKADA⁴, Tsutomu KIKUCHI⁵,
Yoshie KODERA⁶, Mituo NAKAMURA⁷, Masakatsu HATAGAWA⁸,
Yoshio FUJIMURA⁹, Kazuya YAMASHITA¹⁰, Akira YOSHIDA¹¹

- Kumamoto University, College of Medical Science 4-24-1 Kuhonji, Kumamoto 862
- ¹ Department of Radiology, Kumamoto University Hospital 1-1 Honjyo, Kumamoto 860
- ² Department of Radiology, Kagawa Medical College Hospital 1750-1 Ikedo 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 O-nohigashi Sayama, Osaka 589
- ⁵ Department of Radiology, Hokkaido University Hospital 5 Kitaju-yonjonishi Kitaku, Sapporo 060
- ⁶ Department of Electronic Engineering and Computer Science, Kinki University
1 Umenobe Takaya, Higashihiroshima 729-17
- ⁷ Toshiba Corporation
Isogoku, Yokohama
- ⁸ Department of Radiology, Osaka City University Hospital 1-5-7 Asahimachi Abenoku, Osaka 554
- ⁹ Department of Radiology, Hiroshima University Hospital 1-2-3 Kasumi Minamiku, Hiroshima 734
- ¹⁰ College of Bio-Medical Technology, Osaka University 1-1 Matukaneyama, Toyonaka 560
- ¹¹ School of Health Sciences, Okayama University 2-5-1 Shikada, Okayama 700

Modulation transfer functions (MTFs) of the screen-film systems were compared among the results obtained at ten cooperating facilities. Three kinds of green screen-film systems were purchased at the Kumamoto University. Each facility prepared sensitometric strips and slit images, and analyzed its own samples. Results indicated that the MTF data measured at ten facilities showed significantly large fluctuation.

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

1. はじめに

倍数露光法を用いたスリット法による増感紙—フィルム系のMTF (Modulation Transfer Function) の測定は、基本的には次の6つの過程を含む¹⁾。

- 1) 低露光スリット像および高露光スリット像の撮影。
- 2) センシトメトリー用フィルムの撮影。
- 3) 同時現像。
- 4) マイクロデンシトメータを用いたスキャニングから、スリット像の濃度分布曲線の作成。
- 5) スリット像の濃度分布曲線から特性曲線を用いて比露光量に変換 (LSF : Line Spread Function)。
- 6) LSFをフーリエ変換してMTFを計算。

これらの中で、4)～6)の過程での測定精度の相互比較については、先に報告した²⁾。その結果、3種類の増感紙—フィルム系を用いて12の施設で測定したMTFは、比較的良い再現性を示した。本報告では、上記1)～6)の全ての過程でのMTFの相互比較について報告する。

2. 実験方法

2.1 増感紙—フィルム系の選択

増感紙—フィルム系のMTFの相互比較を行う目的で、本実験では3種類のグリーン系増感紙 (Kodak Lanex Fine, Fuji G-4, Konica KH) を選択した。3種類の増感紙を選んだ理由は、先の報告²⁾と同様増感紙の感度とMTFの測定精度の関係を検討するためである。蛍光体はいずれも

Gd₂O₂S : Tb である。フィルムは、富士HR—Sを組み合わせた。これらの増感紙—フィルム系は、本実験のために熊本大学で新たに購入したものである。3種類の増感紙をセンシトメトリー用とスリット撮影用に裁断し、これらの増感紙と共にフィルム10枚程度を各施設に送付した。このとき各施設には、送付した増感紙—フィルム系がグリーン系であること、3種類の増感紙が高鮮鋭度増感紙、中等感度増感紙、および高感度増感紙であることは連絡したが、増感紙の種類や具体的な感度比などについては、いっさい知らせなかった。

各施設では、送付された増感紙、フィルムを用いて、スリット像およびセンシトメトリー用ストリップを撮影し、MTFを計算した。センシトメトリーおよび2種類のスリット像 (低露光スリット、高露光スリット) の撮影条件は、3種類の系の感度の違いによって各施設が独自に決定した。スリット像の撮影電圧は、1施設を除くとすべて80kVを用いており、60kVを使用した施設が1施設であった。マイクロデンシトメータの設定条件、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。各施設で求めた3種類の増感紙の最終的なMTFは、先の報告²⁾と同様、複数回測定した結果から各施設の測定者の責任で決定した。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 参加施設名

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, 近畿大学, 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10施設である。先の報告²⁾で加わった岐阜高専, 国立循環器病センターはスリットを保有していないので今回の相互比較には参加しなかった。またこの報告でも, MTFの相互比較を行うのが目的であるので, 測定結果と施設名の関係については特に本文中では述べていない。

3. 結 果

Table 1 に今回使用した3種類の増感紙—フィルム系の絶対感度および相対感度を示す^{3, 4)}。相対感度はG-4の感度を1.0として表した。感度の測定はBRH canonical beam⁵⁾の線質を使用し, ストリップスクリーン法³⁾を用いて熊本大学で測定した。3種類の増感紙の感度差は約4倍である。

Fig. 1 に10施設で測定した3種類の増感紙のMTFの平均値および各周波数のMTF値の標準偏差を示す(KH増感紙は, 1つの施設の測定データが含まれていないため9施設の平均を示す。

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

Screens	Absolute speeds	Relative speeds	Phosphor
Lanex Fine	1.03	0.55	Gd ₂ O ₂ S:Tb
G-4	1.88	1.00	Gd ₂ O ₂ S:Tb
KH	4.04	2.15	Gd ₂ O ₂ S:Tb

Beam quality: BRH canonical beam

以下同様)。また各周波数での標準偏差を **Fig. 2** に示す。結果から明らかなように, 先の報告²⁾に比較して各施設での3種類の増感紙—フィルム系のMTFの測定結果は, 大きな変動を示している。測定値の標準偏差は, 空間周波数 1 mm^{-1} 周辺でKH増感紙が最も大きな値を示している。しかし 2 mm^{-1} を越える周波数では高鮮鋭度増感紙のLanex Fineの標準偏差が最も大きく, 他の2種類では差が小さい。

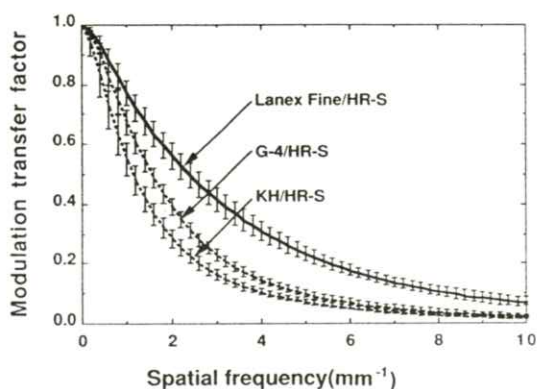


Fig. 1 Averaged MTFs of Lanex fine, G-4 and KH screens with HRS films measured at ten facilities. Error bars show the standard deviation.

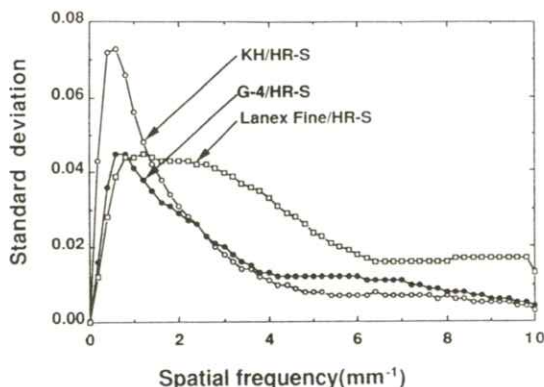


Fig. 2 Standard deviations of MTF for three screens measured at ten facilities.

Table 2 に、10施設で測定した3種類の増感紙の空間周波数 2 mm^{-1} でのMTF値を示す。また、Fig. 3 には、3種類の増感紙のMTFのうち最大値と最小値のものを示す。 2 mm^{-1} でのMTFの最大値と最小値の違いは、Lanex Fine が0.143、G-4が0.112、KHが0.109となり、特に高鮮鋭度増感紙であるLanex Fineの測定値の変動が大きい。

Fig. 4 にG-4増感紙の最大および最小MTF

Table 2
Comparison of MTFs at 2 m^{-1} measured at ten facilities for three screens.

Facility No.	MTF(2 m^{-1})		
	Lanex Fine	G-4	KH
1	0.651	0.399	0.343
2	0.598	0.449	0.308
3	0.589	0.404	
4	0.580	0.399	0.286
5	0.569	0.403	0.301
6	0.542	0.395	0.287
7	0.530	0.372	0.288
8	0.526	0.337	0.234
9	0.513	0.353	0.240
10	0.503	0.385	0.277
Ave.	0.560	0.390	0.285

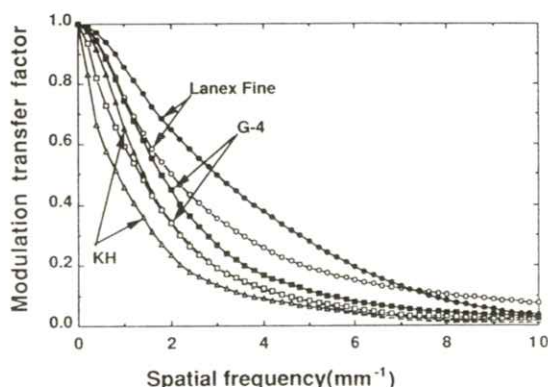


Fig. 3 Maximum and minimum MTFs of Lanex Fine, G-4 and KH screens with HRS film measured at ten facilities.

Fに対応するLSFを示す。図から明らかなように2つの施設で測定したLSFは大きく異なり、この違いが最終的な測定値であるMTFに大きく影響している。Lanex FineおよびKH増感紙の6施設のLSFの違いをFig. 5, 6に示す(Fig. 5には最大および最小MTFのLSFを含んでい

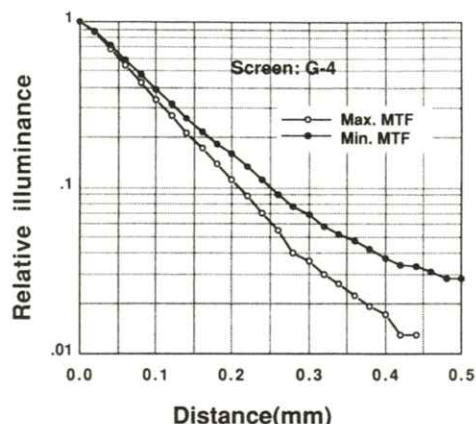


Fig. 4 Comparison of measured line spread functions both of which correspond to minimum (closed circle) and maximum (open circle) MTFs, respectively.

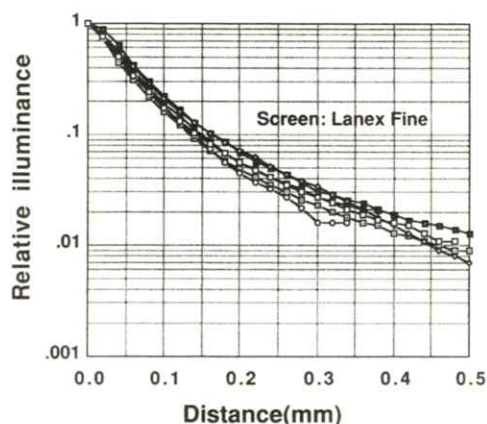


Fig. 5 Variations of LSF measured at six facilities for Lanex Fine screen.

ない。また Fig. 6 には最大MTFに対応するLSFを含んでいない)。いずれの増感紙のLSFも、施設によって大きな差が見られることが明らかである。

LSFの広がりやMTFの測定結果の関係をみるために、縦軸に空間周波数 2 mm^{-1} のMTF値、横軸に 0.2 mm の距離でのLSFの強度をプロットした Fig. 7。MTFの差が少ない所では、いくつかの例外がみられるが、一般的に各増感紙ともLSFの相対強度が小さいほどMTF値が大きくなる傾向を示し、LSFとMTF値の間には相関が見られる。

施設によるMTFの測定値に差があるかどうかを見るために、3種類の増感紙の空間周波数 2 mm^{-1} におけるMTF値をプロットした Fig. 8。図中の横軸は10施設で測定した各増感紙のMTFの平均値を示す。増感紙の種類によって各施設のMTFの測定値に変動があるが、図中1の施設ではLanex Fine, KHの測定値が高い値を示す。また2の施設では、Lanex Fine, KHの測定値

は平均に近いが、G-4増感紙の値が特に高い値を示す。また8, 9の施設では、すべての増感紙で、MTFの値が低い傾向にある。3から7の施設では平均値に近い値を示し、また測定値の再現性も比較的良好い。

4. 考 察

スリット像およびセンシトメトリーを含む全ての過程での増感紙-フィルム系のMTFの相互比較を、感度の異なる3種類の増感紙を用いて10施設で行った。

スキャンニング以降の測定過程についての先の報告²⁾では、12施設のMTFの測定値の違いは比較的小さく、ほとんど実験誤差以内に収まった。今回の測定過程では、先の誤差要因に加え、スリット像撮影時のスリットと増感紙-フィルム系の密着、撮影条件、センシトメトリーでの測定精度の問題など多くの誤差要因を含んでいる。したが

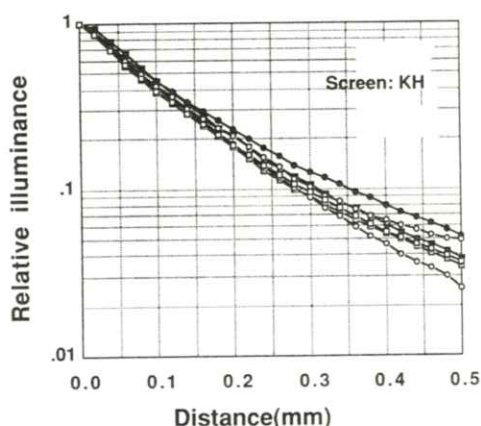


Fig. 6 Variations of LSFs measured at six facilities for KH screen.

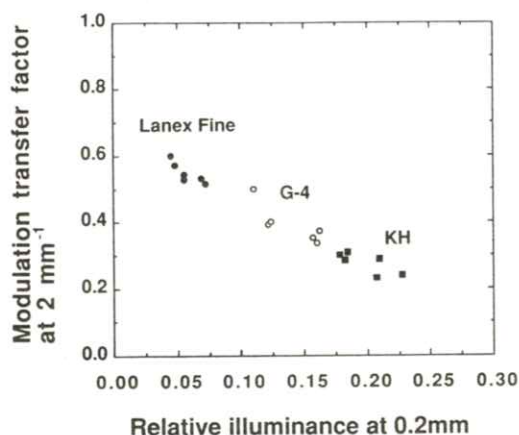


Fig. 7 Relationship between MTF at 2 cycles/mm and relative illuminance at 0.2 mm for Lanex Fine, G-4 and KH screens.

って、先の報告に比べ測定誤差が大きくなることが予想されたが、今回の結果を見ると予想以上に測定値の差があった。また今回の結果から、MTFの測定精度には、センシトメリーの撮影および増感紙のスリット像の撮影過程が大きく影響していることが明らかになった。この過程での誤差要因とその影響の割合を調べることは、今後の測定精度の向上にとって重要な問題である。これについてはその後検討を重ねているが、本研究の目的ではないので別に報告する。

MTFの測定値の違いは各施設で測定したLSFの違いからも予想できる。LSFとMTFの測定値の間には当然相関があり、LSFの広がり大きい方が当然MTFは小さくなっている。Fig. 9にその例を示す。図の関係で Fig. 9には5施設のLSFのみ示すが、G-4増感紙のLSFは、大体3つに分かれている。それぞれのLSFの広がり図中に示した空間周波数 2 mm^{-1} でのMTF値は非常に良く対応している。このことから正

確なMTFの計算のためには、先ず正確なLSFを求めることが最初の重要なステップになることが明らかである。

MTFの測定過程では、スリット撮影時の密着不良やスキニングでのアライメントが不十分な場合は、MTFは一般的に低くでる傾向にある。MTFの測定値が常に低めになる施設のLSFはやや広がっており、撮影時、増感紙-フィルム系とスリット像の密着不良であると考えられる。また施設によっては、MTFの測定値に比較的大きな変動（特に平均値より高い測定値を示したもの）が見られ、測定値の再現性に問題があった。この理由については、現在明らかでないが、スリット像のピーク濃度や、対称性あるいはセンシトメリーの再現性などが原因として考えられる^{6,7)}。この中でもセンシトメリーが最も大きな理由にあげられる。例えば距離法の測定が正確でなく特性曲線のガンマが低くなれば、結果としてMTF

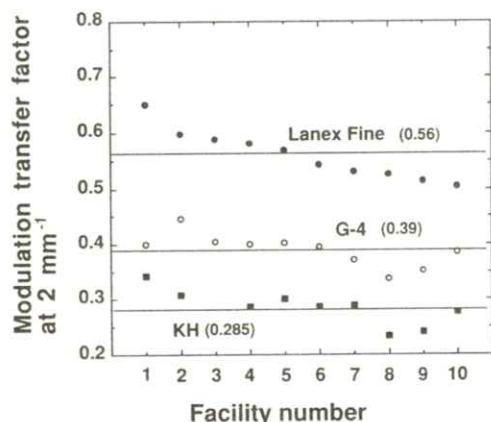


Fig. 8 Variation of MTFs at 2 cycles/mm measured at ten facilities for Lanex Fine, G-4 and KH screens.

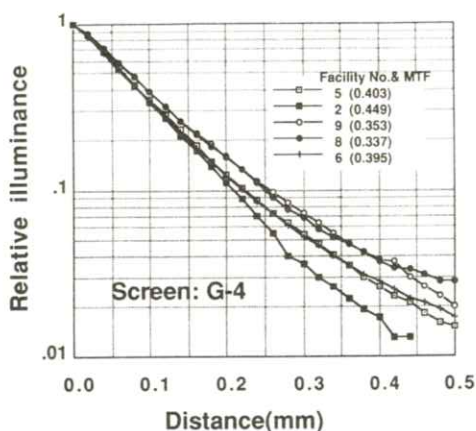


Fig. 9 Variation of LSFs measured at five facilities for G-4 screen. For comparison, MTF at 2 cycles/mm corresponding each LSF shows in the figure.

が高い値を示す。また距離の逆2乗則が成立しない比較的軟線を使用している場合も同様の結果になる可能性があるが、これらについては今後検討を重ねる必要がある。

増感紙の感度とMTFの測定誤差に関しては、最も高鮮鋭度を有する Lanex Fine 増感紙の測定値が全空間周波数領域を通じて大きな差があった。一般に、高鮮鋭度増感紙で撮影した細いスリット像のスキャニング操作は難しくなり、測定誤差が大きくなることが経験上わかっている。低空間周波数領域 (1 mm^{-1} 付近) では、最も高感度のK H増感紙の測定値に大きな差があった。この部分は、LSFのtail部分を用いた近似によって大きな影響を受ける部分である。高感度のシステムでは、LSFの傾斜が小さくなり、tail部分の実測が難しいことが起因しているものと思われる。今回測定した施設の中で、常にMTFの測定値が低めに出た施設については、その後測定誤差の原因に関する追試を行い、測定精度の改善をみたが、他の施設に関しても検討する必要がある。

5. 結 論

スリット像およびセンシトメトリーの撮影から、MTFの計算までの測定過程で、MTFを比較した。

結果として、各施設でのMTFの測定値には大きな差があった。最も大きな原因としては、スリット像およびセンシトメトリーの撮影過程での誤差が原因で、LSFに大きな違いがみられたことが考えられる。今後これらの過程での測定精度を向上させる必要がある。

文 献

- 1) M. E. Dahle, A. G. Haus: SPIE **233** pp.16-23 (1980)
- 2) 東田善治, 肥合康弘, 高田卓雄, 他: 医用画像情報学会雑誌 **11** 22 (1994)
- 3) 東田善治, 守部伸幸, 肥合康弘, 他: 日放技学誌 **44** pp.425-434 (1988)
- 4) 東田善治, 守部伸幸, 肥合康弘, 他: 日放技学誌 **44** pp.435-448 (1988)
- 5) K. Doi, Y. Kodera, L-N. Loo, et al: HHS publication FDA **86** 8257 (1986)
- 6) K. Doi, G. Holje, L-N Loo, et al: HHS publication FDA **88** 8187 (1982)
- 7) L. K. Wagner: Med. Phys, **10** pp.363-369 (1983)

I 第108研究会記事

第108回研究会を下記のように開催しました。

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階会議室

〒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

1) 癌研におけるPACSについて

物理研究部長 伊藤 彬 先生

10:50~11:40

2) L.I/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

特別講演関連施設の見学

国際会議 13:30~14:00

報 告 1) IEEE 1993 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging
Conference (San Francisco)

常葉学園浜松大学 小島 克之

岐阜高専 蔡 篤儀

2) RSNA '93 岐阜大工 藤田 広志

名大医短 津坂 昌利

研究発表 14:00~17:00

1) 周波数解析による管電圧波形の評価

—インバータ式X線装置における検討—

千田浩一, 佐々木正寿, 有馬宏寧

東北大医附病放部

2) K特性線を含む医療診断用X線スペクトルの計算

中森伸行, 山野 要, 山田正良, 金森仁志

京都工繊大

3) 増感紙フィルム記録系のクロスオーバー光測定とLSF

丹羽克味, 大坊元二, 石井憲一, 奥村泰彦*, 山田英彦*
奥羽大歯学, *明海大歯学

4) ステップ状濃度変動に対する最小識別濃度差

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) 肝X線CT画像の3次元表示のためのニューラルネットワークを用いた輪郭の自動抽出

棚橋信貴, 蔡 篤儀, 関 常雄, 渡辺英司
岐阜高専

6) パソコンによる心臓機能の計測: MRI画像からの心室容積計算

渡辺英司, 蔡 篤儀, 棚橋信貴, 関 常雄, 小島克之*, 藤沢 功*,
加川憲作**, 富田政明**, 荒川迪生**
岐阜高専, *常葉学園浜松大, **岐阜大医2内

7) 上部消化管集団検診: II/TV-DR法と100mm-ロールフィルム法の比較

小倉敏裕
癌研究会附属病院放射部

8) 心筋SPECT画像の診断支援システムの有用性の実験と再分布画像定量化の試み

藤田広志, 片岡啓朗*, 篠田光生, 原 武史, 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

9) 乳房X線写真における腫瘍陰影の自動検出アルゴリズムの開発

松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子*, 堀田勝平**, 木戸長一郎**, 石垣武男*
岐阜大工, *名大医, **愛知がんセンター病院

Ⅱ 理 事 会 報 告

日 時 平成6年2月5日(土) 12:00~13:00

場 所 癌研究会癌研究所

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 稲本, 小島, 丹羽, 松井, 細羽, 田中(代理), 樋口(代理),
金森

- 議 題
1. 平成6年6月4日の総会に提案するために、理事交代の案を決めた。
 2. 総会で提案する名誉会員の案を決めた。
 3. 平成6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18名を表彰選考委員に指名した。
内田、金森、竹中、速水、田中、松本、青木、稲本、小島、杉本、滝沢、丹羽、
細羽、松井、矢仲、和田、津田、樋口。
会誌11巻1号で内田論文賞を公募した結果2件の推薦があった。この2件の選
考を表彰委員会に委嘱した。
 4. 第110回研究会を10月7日、8日に宮崎市で開催することを確認し、創立30
周年記念の研究会とすることにした。

— 新 入 会 員 —

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
456	佐々木 正 寿	東北大学医学部附属病院放射線部 〒980 仙台市青葉区星陵町1番1号	TEL022-274-1111 FAX
457	米 川 久	コニカ㈱東京事業場日野技術研究所2G 〒191 東京都日野市さくら町1番地	TEL0425-83-1521 FAX0425-83-1543
458	曾 我 真一郎	奥羽大学歯学部歯科放射線学講座 〒963 郡山市富田町字三角堂31-1	TEL0249-32-8931 FAX
459	藤 川 章	陸上自衛隊第10後方支援連隊 衛生隊 〒463 愛知県名古屋市守山区3丁目12-1	TEL052-791-2191 FAX
460	リヤヒ アラム ナデル	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	TEL052-741-2111 FAX
461	小 縣 裕 二	大阪大学医学部附属病院放射線部 〒565 吹田市山田丘2-15	TEL06-879-6812 FAX06-879-6880

— 会 員 移 動 —

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
33	稲 本 一 夫	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒560 豊中市待兼山町1-20	TEL06-855-1281 FAX06-843-7090
297	松 本 政 雄	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒560 豊中市待兼山町1-20	TEL06-855-1281 FAX06-843-7090
405	滝 川 厚	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒560 豊中市待兼山町1-20	TEL06-855-1281 FAX06-843-7090
426	芦 田 信 之	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒560 豊中市待兼山町1-20	TEL06-855-1281 FAX06-843-7090
431	原 内 一	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒560 豊中市待兼山町1-20	TEL06-855-1281 FAX06-843-7090
331	山 下 一 也	勤務先	〒701-01 川崎医療技術短期大学 倉敷市松島316	TEL 086-462-1111 FAX 086-463-4339

— 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）

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（大阪大）
- 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（川崎医技短大），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

昨年の冷夏のおかげで外米を食べさせられる羽目になりました。筆者は、戦後の食糧難のときに、長期間外米を食べさせられてひどい下痢をした経験があり、外米アレルギーになっています。外国出張でも米を食べないように努力しているのに、困ったことになったものです。本年はいつもの通りの暑い夏でも我慢しようと思います（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）

編集兼発行者

発 行 所

印 刷 所

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成6（1994）年5月5日発行

金 森 仁 志

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 075-724-7412, 7422, 7436

ファックス 075-724-7400（学科共通）

振替 京都 01010-7-32350

（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。)

平成6年度予算(案)決定

平成6年3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、第16期の会員推薦関係費、アジア学術会議開催経費などを計上した平成6年度予算及び最近公表された「調査報告 我が国における学術団体の現状」等についてお知らせします。

平成6年度日本学術会議予算

平成6年度日本学術会議の予算額は、総額で12億128万7千円で閣議決定されました。前年度と比較して1億546万円の増。率にして9.6%の伸びです。これは、平成6年度が第16期の会員推薦期に当たり、会員の推薦に必要な経費、臨時総会及び臨時部会等の会員推薦関係費が8,048万1千円増額し1億5万5千円になったことが主な事由です。

また、アジア学術会議の開催に必要な経費が、前年度に引き続き2,219万5千円が認められました。

その他、平成6年度予算では、国際分担金の16団体に対する単位額の変更が認められ、国際会議の国内開催については、神経・筋、園芸学、錯体化学、心電学、情報ドキュメンテーション、病態生理学の6国際会議の開催を予定しています。

また、世界各地で開催される学術関係国際会議への代表派遣や二国間交流に必要な経費が計上されています。

平成6年度予算概算決定額表は、下表のとおりです。

(単位：千円)

事 項	前 年 度 予 算 額 A	平成6年度 予 算 額 B	比 較 増 △ 減 額 C = B - A	備 考
日本学術会議の運営に必要な経費	1,095,827	1,201,287	105,460	対前年度比較 109.6%
審 議 関 係 費	265,525	272,534	7,009	○地球圏－生物圏国際協同研究計画 (IGBP)シンポジウム、公開講演会等
国際学術交流関係費	221,254	226,646	5,392	
国際分担金	74,722	67,450	△ 7,272	
国内開催	73,543	86,172	12,629	○第16期推薦経費 ○臨時総会、臨時部会
代表派遣	44,006	44,006	0	
二国間交流	6,823	6,823	0	
アジア学術会議	22,160	22,195	35	
会員推薦関係費	19,574	100,055	80,481	
会員推薦管理会	19,102	21,632	2,643	
推薦経費	472	57,629	57,393	
臨時審議経費	0	21,007	21,007	
一般事務処理費	589,474	602,052	12,578	

第4 常置委員会報告—調査報告

我が国における学術団体の現状(要旨)

平成6年1月26日

学会協会等の学術団体は各専門分野の学術の進展において重要な役割を果たしており、加えて、日本学術会議の会員候補者を推薦し、また、研究連絡委員会に委員を送るなど、日本学術会議の基盤となっています。第4 常置委員会は、学術団体の活性化・活動強化等のための支援方策を検討するに当たって、学術全分野における学術団体の現状を知る必要を認め、調査を行いました。調査票は選択肢方式の9項目44設問にわたる詳細なものでありましたが、調査対象とした日本学術会議広報協力学術団体1069団体の70%にあたる750団体から回答を得ました。分析結果を対外報告「調査報告 我が国における学術団体の現状」として今回公表しました。

報告書は、(1)専門分野、(2)会員、(3)設置形態と組織形態、(4)活動状況、(5)国際性、(6)財政状態、(7)学術団体の属性にみる専門分野の類似性、(8)学術団体への支援について、及び「附属資料」よりなっています。報告では、学術団体の諸属性を、全団体平均に加えて、専門分野別と団体規模別に比較しています。63頁にわたる報告書の内容を簡潔に要約することは困難ですが、以下にその一端を紹介します。

学術団体の数は文学系及び医学系の分野で多く、法学系及び経済学系で少ない。2つ以上の専門分野にまたがる団体の割合は文学系及び医学系で少なく、理学及び工学で多い。平均正会員数は全団体平均で約2.5千人、人文科学部門で0.7~1千人、理学及び農学で1.7~2.5千人、工学及び医学系では約4千人である。

全団体の約20%が法人である。法人の割合は団体の規模の増大とともに急速に増加する。工学において特に高く、人文科学部門で低い。フルタイムに換算した事務職員数は正会員数に比例し、全団体平均でみれば正会員千人あたり0.71人である。事務所面積は正会員数に比例し、全団体についてみれば、基本面積が27㎡で、正会員千人あたり1.7㎡である。

会誌の発行は最も普遍的な活動で95%の団体に見られる。人文科学部門ではやや低く、理学及び工学においてやや高い。論文誌の発行は約27%の団体で行われており、経済学系、理学及び工学において割合が高い。書籍の出版は15%の団体で行われており、理学、工学及び農学で高い。その他の活動のうち、社会人教育は19%の団体で行われており、理学及び工学に多く、経済学系及び医学系で少ない。

国際集會を主催した経験をもつ団体は51%である。団体の規模が大きいほどその割合は高い。専門分野別で見れば、文学系及び法学系において低く、理学、工学及び農学で高い。国際集會を開催する上での困難の第1位は「経費の調達」で84%に達している。会誌あるいは論文誌を何らかの意味で国際的に開放しているのは85%の団体にみられる。

団体の財政規模を正会員数で割った額は全団体平均で29千円で、文学系及び経済学系において10~15千円、理学及び工学で高く48~57千円に達する。平成3年度における実質収支(繰り越しを除く)での赤字団体は全体の約3分の1であり、予算規模の10%以上の赤字をもつ団体が7%ある。外部からの支援を必要とする事業は、成果刊行が最大で60%、次が国際活動で30%である。団体の規模が大きくなると、国際活動への支援要求の割合が高まる。具体的な支援方策としては、学術団体の活動が円滑に進むよう制度等を整備する方法、特に、学術団体に対する課税及び学術団体への寄付者への課税を緩和する方策が効果的と考えられる。

終わりに、この調査に御協力を頂いた学術団体の担当者の方々に深く感謝申し上げる次第です。

第16期日本学術会議会員のための 登録学術研究団体の概況

日本学術会議では、現在、第16期(平成6年7月22日~平成9年7月21日)会員(定員210人)選出のための手続が進められていますが、その第1段階として、昨年(平成5年)5月末日を締切期限として、学術研究団体からの登録申請の受付が行われました。これらの登録申請については、日本学術会議会員推薦管理会において審査が行われましたが、その結果は次のとおりでした。

- ・申請団体数.....1110団体
- ・登録団体数.....1069団体

「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

第25回画像工学コンファレンス論文募集

— Japan Imaging Technology '94 —

— 第25回記念大会 —

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25回を迎えることになり、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。このたび四半世紀の歴史を踏まえ、新たな出発を目指して第25回記念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。関連学会研究会の会員諸氏の積極的な発表・応募をお願いします。

日時 1994年12月7日(水)・8日(木)・9日(金)

場所 ABC会館ホール(東京・港区・芝公園)

構成 招待講演と応募による一般講演(口頭発表、ポスタ発表)によりおこないます。ポスタ発表とはポスタ会場の決められた場所で図表・写真・実物等を示し、興味を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。また本年は25周年記念大会として各種の特別セッションを予定しております。講演はすべてオーディオビジュアル機器、三次元スライドなどを用いたデモンストレーションができます。なおポスタ発表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、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 画像に関する諸技術: ①画像入力、ディスプレイ、記録、印刷等に関する画像エレクトロニクス技術 ②視聴覚、画像符号化、画像計測、画像処理、コンピュータビジョン、三次元画像、コンピュータグラフィックス、映像表現等に関する画像情報技術 ③放送・通信・医用・産業・教育などの分野への応用

応募資格 とくにありません。

参加費 1万2千円(加盟学会会員) 1万5千円(非会員) 6千円(学生) 論文集を含みます

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、口頭発表とポスタ発表との変更をお願いすることがあります。

発表形式・時間 口頭発表: 質疑応答を含め20分(予定) ポスタ発表: 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)を下記の送付先へお送りください。

講演申込締切 1994年7月15日(金) 必着

論文集原稿 採択論文については口頭・ポスタとも、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。

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月下旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 1994年10月28日(金) 必着

主催 第25回画像工学コンファレンス実行委員会

(担当 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)

加盟学会・委員会 応用物理学会日本光学会、テレビジョン学会、情報ディスプレイ研究委員会、視聴覚技術研究委員会、画像通信システム研究委員会、画像処理コンピュータビジョン研究委員会、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、日本医用画像学会、SPIE日本支部、三次元映像のフォーラム、ホログラフィックディスプレイ研究会。

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

「第25回画像工学コンファレンス事務局」 ☎03(3433)2543 FAX 03(3433)3904

題目	
発表形式の希望	使用機器
☐ ポスタ	☐ VTR (VHS)
☐ 口頭	☐ スライド (35mm)
☐ どちらでも	☐ OHP ☐ パソコン(PC) ☐ 三次元スライド ☐ その他 ()

第25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



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)

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 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 ☎(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

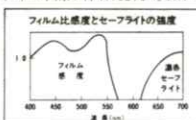
中央精機株式会社

〒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、デュボンのメタルレーシングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラストをさらに調整するだけで、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、いかなるご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュボン製品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD : 自動現像機用現像液
XMF : 自動現像機用定置液
●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
〈東日本〉 〒107 東京都港区赤坂1-111番39号 第2興和ビル
〈西日本〉 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

お問い合わせ、資料請求はお電話で
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(大代)



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 (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)

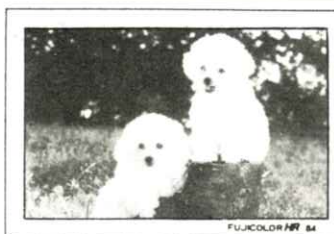
● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



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)

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)231-3306
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。

