

ISSN 0910-1543

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻117号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.14 No.3 September 1997



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

X線スペクトルアナライザー RAMTEC 413型

本装置は一般X線撮影、マンモグラフィ・CT等から出るX線のエネルギースペクトルを測定する装置です。X線検出器にはペルチェ効果を応用した電子冷却器によって、約 -20°C に冷やされたCdZnTe半導体を初めて用い、実用的なエネルギー分解能と小型化を両立させました。本装置は画質改善と被曝線量低減の研究に役立つ他、正確な管電圧の測定や、出力の時間測定にも威力を発揮します。



■特長

●エネルギー分解能が良い

半値幅 (F. W. H. M.) は

14.4 keVにて約0.6 keV

59.5 keVにて約1.0 keV

122.0 keVにて約1.6 keV

●小型軽量

従来用いられてきたGe半導体の様な液体窒素による冷却が不要なため、初めて病院内で実用可能な大きさが実現できました。

●散乱線から直接線が逆算できる

CTの回転中心に散乱体を置き、散乱体から90度方向に出る散乱線スペクトルを計測します。このデータを基に、クライン・仁科の式を用いて直接線スペクトルが求められます。(実測に成功。専用ソフトを96年夏に提供予定。)

■装置の説明

●電子冷却式CdZnTe半導体検出器

最新の化合物半導体CdZnTeは平均原子番号が50でSiやGeに比べて大きな光電吸収確率を持っています。このため、検出器は小さく作ることができます。結晶の製造方法が改良され、高純度で格子欠陥の少ない製品ができるようになり、初めて実用的なエネルギー分解能が実現しました。エネルギー分解能が良かったもう1つの理由は、結晶を約 -20°C まで冷却して使用しているためです。結晶がある程度以上良くなると、冷却効果が大きくなります。

●コリメーター

本装置ではX線を量子として1個ずつそのエネルギーを計測します。従って検出器には2個以上、同時にX線が入ると誤差が生じる結果となります。実用的には毎秒1万個以上のX線が入った場合、この誤差は無視できなくなります。このため、検出器の面積(9mm²)をタングステン製コリメーターの穴の面積に制限し、大きなX線フルエンス率でも計測できる様にしています。

●高速マルチチャンネルアナライザー (MCA)

CdZnTe半導体検出器から出た信号は、その後波形整形アンプで増中、整形されX線エネルギーに比例した電圧パルス信号として高速マルチチャンネルアナライザー (MCA) に送られます。本装置のMCAには変換時間0.8μsの高速逐次比較形A/Dコンバーターを使用し、高計数率測定を可能にしています。本装置のMCAはパソコンの拡張スロットに取り付けられ、測定データはパソコンで直接扱うことができます。(Windows 95対応)

●一回の計測で各種線量を同時に表示

照射線量 [C/kg, R], 表面吸収線量 [Gy], 線量当量 [Sv] (70μm, 3mm, 1cmの三種) を一回のエネルギースペクトル計測データを基に計算し表示できます。(専用ソフトを96年夏に提供予定。)

●高線量率計測が可能

約 $10^{-10} \sim 10^{-3} \text{Gy/sec}$ の計測範囲をもち、漏洩線から直接線まで、殆ど全てのX線診断装置を計測できます。(5~150 keV)

●正確なレスポンス補正

CdZnTe半導体から出力される信号を補正しX線スペクトルを正確に求めるため、ストリッピング法による補正ソフトを装備しています。



東洋メディック株式会社

本社 〒162 東京都新宿区神楽坂1-15 神楽坂一丁目ビル
大阪支店 〒550 大阪市西区北堀江1-8-12 丸五ビル
名古屋支店 〒450 名古屋市中村区名駅2-40-16 名駅野村ビル
福岡支店 〒812 福岡市博多区博多駅東3-13-28 ヴィトリアビル

TEL 03-3268-0021 Fax 03-3268-0265
TEL 06-535-5741 Fax 06-535-5745
TEL 052-561-8701 Fax 052-561-8706
TEL 092-482-2022 Fax 092-482-2027

医用画像情報学会雑誌

14巻 第3号 1997年9月

目 次

会 告

- 秋季(第119回)大会のご案内 会告 1
春季(第120回)大会の予定および演題伺い 会告 5

巻 頭 言

- 良い論文を 長谷川 伸 127

論 文

- ROC解析によるMR画像信号の検出能の評価
..... 荒尾 信一, 天野 貴司, 北山 彰, 板谷 道信,
山下 一也, 古城 剛, 浮田 智子 128
- 共通規格を用いた画像保存
..... 島西 聡, 古賀 佑彦 139
- 乳房超音波断層像における腫瘤像の自動検出法
..... 福岡 大輔, 原 武史, 藤田 広志, 遠藤登喜子,
加藤 保之 148

製品紹介

- コニカのデジタルイメージングシステム
..... 吉村 仁 155

会 報

- 平成9年度年次大会および総会記事 162
理事会議事録—総会議事録 164
平成9年度表彰者 167
新入会員—会員移動—賛助会員名簿 169

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 Science

Vol.14 No.3 September 1997

Contents

Preface

For Better Papers

..... Shin HASEGAWA 127

Original Papers

Evaluation of Signal Detectability in Magnetic

Resonance Imaging by ROC Analysis

..... Shinichi ARAO, Takashi AMANO, Akira KITAYAMA,

Michinobu ITAYA, Kazuya YAMASHITA,

Tsuyoshi KOJO and Tomoko UKITA 128

Storage of Medical Images using Common Standards

..... Satoru SHIMANISHI, Sukehiko KOGA 139

Automated Detection Method

of Breast Tumors on Cross - Sectional Ultrasonograms

..... Daisuke FUKUOKA, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA,

Tokiko ENDO and Yasuyuki KATO 148

Introduction to the products

Konica digital imaging system

..... Hitoshi YOSHIMURA 155

(Med,Imag,Inform.Sci. Vol.14 No.3)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Department of Dental Radiology School of Dentistry Meikai Univ.

Sakado shi Keyakidai 1 - 1

Saitama 350 - 02

Notice about photocopying

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

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

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

会 告

秋季（第119回）大会のご案内

秋季（第119回）大会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。

日 時 1997年10月3日（金）14:00～4日（土）12:30

場 所 浜松医科大学 医学部附属病院 3階 集会室（3日午後）

〒431-31 浜松市半田町3600番地 TEL (053)435-2242

アクトシティ浜松研修交流センター 5階 51研修交流室（4日午前）

参加費 会員：1,000円、非会員：1,000円、学生：無料

3日（金） -午後-

特別講演 14:00～15:00

“IVR CT について”

浜松医科大学 医学部附属病院 放射線部 助教授 高橋 元一郎 先生

浜松医科大学 医学部附属病院 3階 集会室に（案内図1, 2, 3 参照）

見学会 15:00～16:00

講演終了後、浜松医科大学医学部附属病院のIVR CTを見学。

懇親会 18:00～20:00

会場：浜松名鉄ホテル 会費 約 8,000円（案内図4, 5参照）

〒430 浜松市板屋町110番地（浜松駅前）TEL (053)452-5111

懇親会・宿泊申込：宿泊 9,800円（シングル、税金・サービス料込み、朝食付き）、

朝食無しは 8,500円

申込先 浜松大学 経営情報学部 小島克之

〒431-21 浜松市都田町1230番地

TEL (053)428-6735 FAX (053)428-2900

E-mail kojima@hamamatsu-u.ac.jp

できるだけ9月18日（木）までに、郵便、ファクスまたはE-mailでお願い
します。

4日(金) ー午前ー

研究発表会 9:15~12:15

会場：アクトシティ浜松研修交流センター 5階 51研修交流室(案内図4参照)

浜松医科大学(病院)までの交通のご案内(浜松駅から遠州鉄道バス)

(案内図5参照)

13番乗り場 50系統 磐田山の手線 医科大学行き

毎時 8, 18, 28, 38, 48, 58 分発, 所要 29分

12番乗り場 67系統 医大循環 毎時 3, 33 分発, 所要 29~31分

15番乗り場 47系統 医大循環 毎時 44 分発, 所要 41分

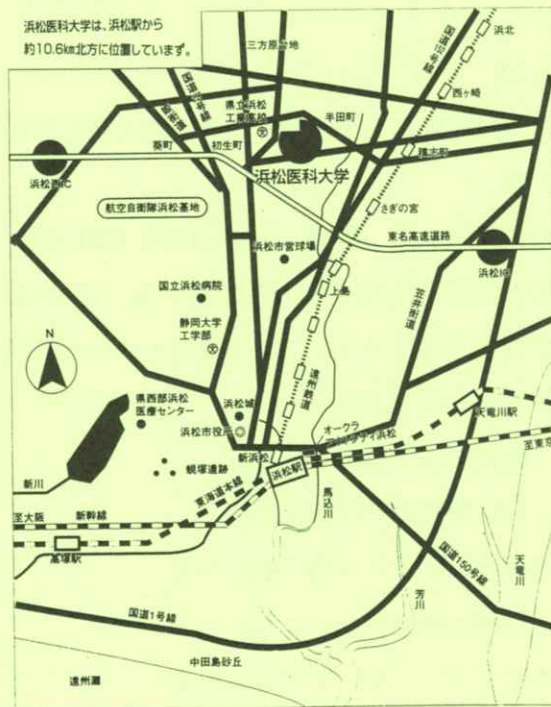
片道 410円

バス乗り場へは浜松駅北口から地下道を通り, エスカレーターで地上へ出て下さい。

所要時間は道路状況によって長くなる場合があります。

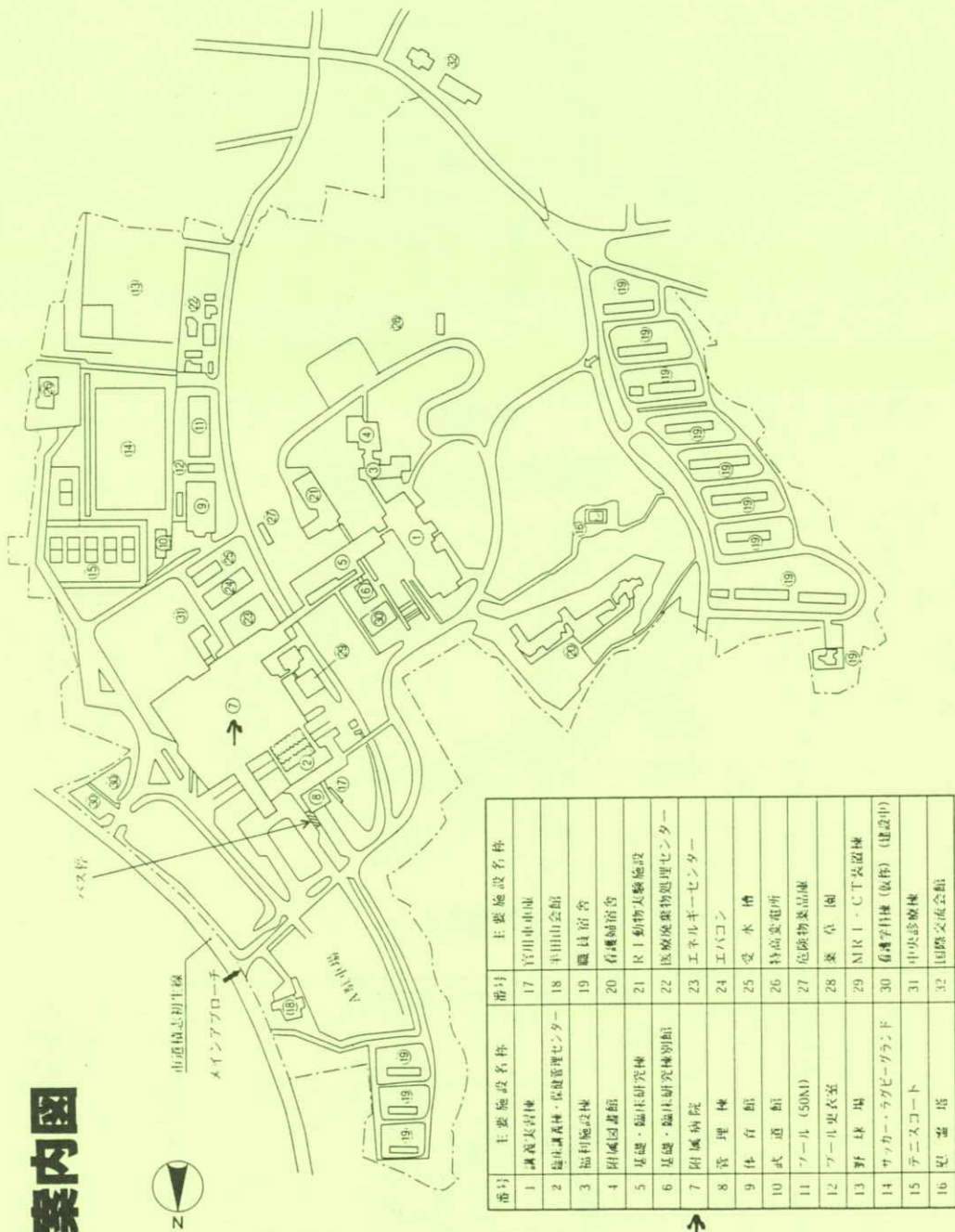
タクシー“医大病院まで”と言って下さい。所要 約20分, 約 2,000円

浜松医科大学(病院)の駐車場は有料です。



案内図1

構内案内図

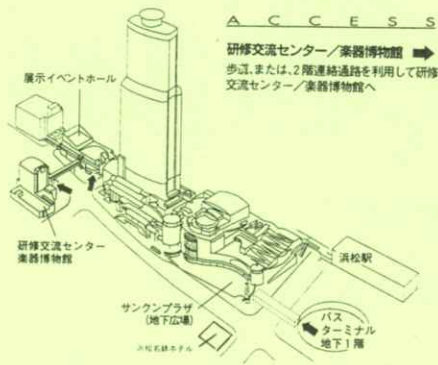


案内図2

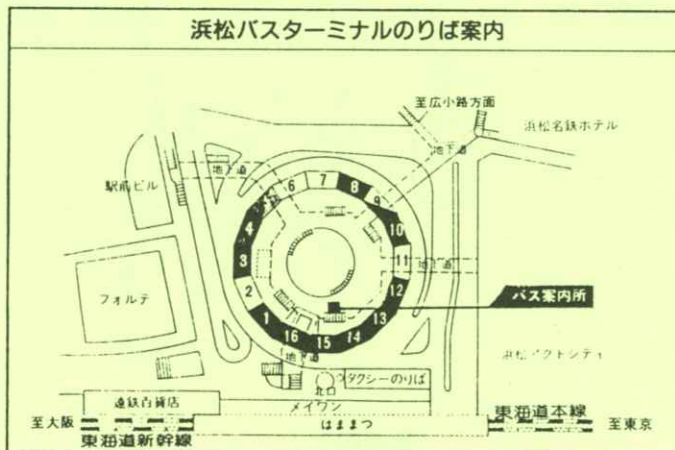


案内図 3

研修交流センター／楽器博物館



案内図 4



案内図 5

春季（第120回）大会の予定および演題伺い

春季（第120回）大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10年1月31日（土）

場 所 京都工芸繊維大学 工芸学部

〒606 京都市左京区松ヶ崎

連絡先 京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学科 中森 伸行

TEL 075-724-7483

FAX 075-724-7400

E-mail nakamori@dj.kit.ac.jp

特別講演 「仕事のメディア，暮らしのメディア」（仮題）

京都工芸繊維大学工芸学部 教授 田村 博 先生

見学会 人間情報工学研究室（田村研究室）の施設見学

演題締切 平成9年11月30日

申込先 明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会

〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1

TEL 0492-85-5511

FAX 0492-87-6657

（文書又はFAXでお願いします）

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

- 直接撮影用フィルム
- 間接撮影用フィルム
- 画像記録用フィルム
- 複製用フィルム
- スクリーン
- マンモシステム
- 非イオン性尿路・血管造影剤
- X-レイ自動現像機
- オートフィーダ
- レーザーイメージャ
- フィルムチェンジャ
- デーライトシステム
- イメージファイリングシステム
- ダイレクトディジタイザ

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル

東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区福岡5-12-55 仙台ソフトウェアセンタービル

東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング部 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命留置箱ビル

中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル

四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル

九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

光と語る。

光の技術集団、浜松ホトニクス。

光技術を通じて医学に、ひいては人間社会
に貢献するため、今日もたゆまぬ研究開発
を続けています。



HAMAMATSU

営業品目

- 光電子増倍管
- 光源
- 撮像管
- 半導体光センサ
- 画像処理、計測装置

浜松ホトニクス株式会社

本社事務所 〒430 浜松市砂山町325-6(日生駅前ビル) ☎(053)452-2141

東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441

KYOKKO

安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

化成オプトニクス株式会社

〒105 東京都港区芝公園1-8-12
TEL.03(3437)5383 FAX.03(3437)5320

〔巻頭言〕

良い論文を

研究は発表をもって完結します。発表論文のない研究は本人の自己満足は別として、研究しなかったのと変わりません。大きな研究の成果は世界に向けて発信し、国際舞台で認められたいと考えるのは当然で、発行部数が多く、査読に権威があるとされる欧文誌や外国学会誌を選んで投稿するのは当然です。しかし大きい研究も理論の展開、条件を変えた実験、各種の応用と数えれば幾つかの要素に分けられましょう。当学会の仕組みを理解され、こうした要素の気軽な早い研究成果発表の場として、また研究を進める節目の討論の場として本学会を利用して頂ければ嬉しく思います。

当学会の特徴の一つは雑誌の独特の編集方針に基いて論文刊行が早いこと。年3回催される研究会で口頭発表の済んだものの投稿を推奨しています。研究会で取り扱い範囲が比較的狭く専門家が多いため、踏み込んだ質疑が交わされることは論文執筆者の際有り難いことでしょう。研究会後に投稿された論文は査読に回りますが、編集委員は研究会で論文概要を把握しているため査読が早く、執筆者自身の投稿および査読の指摘事項に対する対応が早ければ、演題申し込みから論文掲載まで4か月程度で済みます。

こんな事情から当学会の発表にはルーキーの初打席といったケースが多くありましょう。論文の価値の第1は内容ですが、初打席を初ヒットとするためにも書き方、表現の良い論文をお願いしたいと思います。執筆者の指針は書店で販売され、論文の少ない私にはそのノウハウを語る資格はありませんが、長年選奨委員長を仰せつかった経験と鉄面皮で一つ二つあげてみましょう。

読む人の身になる……読者の専門は同じではありません。序論は畑の違う人にも分かり易く、また自分以外の論文を必ず参考文献にあげ、投稿論文の位置付けを明確にしてください。

投稿前に読んで貰う……論文を書いたら、論文を書き慣れている人に読んで貰って下さい。その感想を真摯に聞いて手を入れて下さい。

もう一つの当学会の特徴は懇親会の多いこと。電子物理系の学会で言われる「綺麗な結晶の生成は発表されるが、残ったカスは発表されない」……この残りカスはアルコールがないと研究者の口に上りませんが、このカスに次の研究の種が隠れているかも知れません。懇親会は主催される側の努力が大変ですがチャンスを有効に活用して頂ければと思います。

金森先生から賞の基金の寄付があって金森奨励賞が新設され、来年からは従来の内田論文賞と併せて運営されます。良い論文の呼び水となることを期待しています。また小さい学会は会長と直接運営に当たられる総務理事、常務理事の本職外のご努力で成り立っていますが、会員の「入った方が得だ」との声と、良い論文がご努力に報いる道だと思います。そのためのご意見を期待します。

長谷川 伸

[論 文]

ROC解析によるMR画像信号の検出能の評価

荒尾信一・天野貴司・北山 彰・板谷道信・山下一也・古城 剛*・浮田智子*

川崎医療短期大学 放射線技術科

〒701-01 倉敷市松島316

*川崎医科大学附属病院 中央放射線部

〒701-01 倉敷市松島577

(1996年1月27日, 最終1997年4月25日受理)

Evaluation of Signal Detectability in Magnetic Resonance Imaging by ROC Analysis

Shinichi ARAO, Takashi AMANO, Akira KITAYAMA, Michinobu ITAYA,
Kazuya YAMASHITA, Tsuyoshi KOJO* and Tomoko UKITA*

Department of Radiological Technology,

Kawasaki College of Allied Health Professions

316, Matsushima, Kurashiki 701-01

*Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital

577, Matsushima, Kurashiki 701-01

(Received January 27, 1996, in final form, April 25, 1997)

We evaluated signal detectability in magnetic resonance(MR) images by using receiver operating characteristic (ROC) analysis with the continuously - distributed scale method. MR imaging system adopted was RESONA(GE - YMS), which has the operating field of 0.5T. The phantom of MR images was NiCl₂ solution varying by 0.25m mol/l in concentration, which allowed longitudinal relaxation time (T₁) to change. We employed T₁ - weighted image of spin - echo pulse sequence for MR imaging. We performed ROC analysis by using signal intensity data from MR images. As a result, in regard to the variation of thickness, the thicker the slice was, the more improvement in signal detectability. On the variation of time of repeat

(TR), signal detectability increased with the length of TR, but its variation was less than that produced by slice thickness. It was considered that there was a limitation in improvement in signal detectability by extension of TR. It was concluded that ROC analysis made possible evaluation of signal detectability in consideration of effect of signal-to-noise (SNR) for MR images and difference in T1. We think that this method is useful in the evaluation of performance, the check of equipment, and the determination of the best image sequence.

1. 緒 言

磁気共鳴映像法(magnetic resonance imaging, MRI)において、被検体組織に固有な組織パラメータや撮像法によって定まる撮像パラメータなどは装置の規模や環境条件、そして被検体の変化に極めて敏感に反応する。そのために装置の管理と制御、あるいはMR画像に共通した運用法や評価法を定めることが非常に困難になる。

一般にMR画像の評価には、緩和時間の異なる物質を用いたり、あるいは異なった撮像条件によって得られた数種類の画像を観察し、主観評価する方法などがある。しかし、この方法は観察者の主観によって評価が左右されるため客観性に乏しい。

現在、客観的な評価法の基準として、NEMA (National Electrical Manufacture Association Standard),およびAAPM(American Association of physicists in Medicine)の定めたものがある¹⁻³⁾。これらの基準はメーカーが行なう装置の性能測定や使用者の日常的な品質管理を目的としており、必ずしもMR画像の評価法ではない。

特に被検体からのMR信号が低い場合の信号検出能は、その信号強度差の大小だけでなくSN比

(signal-to-noise ratio)が大きく寄与していると考えられる。このMR画像のSN比と組織コントラストの双方を加味した総合的な評価法としてCN比(contrast-to-noise ratio)による評価⁴⁾、あるいはエントロピー解析法による評価^{5, 6)}などが報告されているが、適切な評価法は、現在なお確立されているとはいえない。

本研究で用いた連続確信度法(continuously-distributed scale method)によるROC(receiver operating characteristic)解析は、1990年にMetzらによって提案されたカテゴリーに区分されていない連続的に分布したデータを用いてROC解析を行う評価法⁷⁾で、正規分布の広がりを持つデータであれば、心理的な対象であっても、物理的な対象であっても適用が可能であることが確認されている^{8, 9)}。しかし、現在のところ物理量を対象とした報告は少なく、特にMRIからの出力信号の検出能の評価への適用はまったくない。

本論文の目的は、MRIで得られた均一濃度のNiCl₂溶液像の各ピクセルごとに得られる出力信号強度値をデータとして、上述のような方法によってT1強調MR画像の総合的な信号検出能の評価を行なうことであり、その解析結果について

基礎的な検討を行なったので報告する。

2. ROC解析法 (連続確信度法) について⁷⁻¹⁰⁾

ROC解析法は、人の視覚によって画像を主観的、心理的に評価するもっとも優れた方法である。一般に5段階評定によってカテゴリー分類する評定確信度法が広く利用されているが、この方法では実際にカテゴリー分類を行なうときに観察者に要求される観察経験やそれに伴う学習を厳密に規制しなければならない点や、カテゴリー分類が適当でなかったために評価不可能なデータを生じるなどの問題があった。これを解決するために、カテゴリー分類をしないで連続的に分布した実験データを用いてROC解析を行なう方法として提案された方法が連続確信度法である。

一般にROC解析は、雑音中に存在する微小な信号に対する人の検出能を検定するものである。連続確信度法は、連続的に得られる出力信号データのなかに隠れた微小な信号の変化を検出してROC解析するものである。この方法では扱うデータが正規分布であれば、データの値の大小だけが問題となり、その値の広がりや範囲は問わないという特徴を持っている。本実験に用いた種々の濃度のNiCl₂溶液から得た正規分布データの分散はSN比を反映し、異なる濃度溶液から得られた正規分布データの平均値の差は、信号強度の差(組織コントラスト)を意味しているものと考えられる。解析によって得られた評価は総合的な信号検出能を示すものである。この観点からわれわれは、連続確信度法によるROC解析をMR画像

信号の評価に適用した。

3. SE法におけるT1強調像について

SE(spin echo)法においてエコー信号強度Iと縦緩和時間T₁、横緩和時間T₂の関係は次の式で表わされる¹¹⁾。

$$I = Af(v)\rho \exp\left(-\frac{TE}{T_2}\right) \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right\}$$

ここで、TR:繰り返し時間、TE:エコー時間、 ρ :プロトン密度、A:比例定数、f(v):血流の影響(v:血液の速度)である。

一般にSE法では、TR(time of repeat)とTE(time of echo)の選択によってT₁強調画像、T₂強調画像が得られる。上式からT₁が短くなれば信号強度が高くなり、組織間のT₁の差が大きいほど信号強度の差が大きくなる。つまり、SE法におけるT₁強調像では、組織のT₁の差が信号強度の差となって表示される。このことは組織間のT₁の差が大きいほど画像上では高いコントラストを得て描出されることを意味している。

本実験においては、NiCl₂溶液を封入したポリエチレン容器(3.9×3.9×8.0cm)を9個用いた。Fig. 1に示したように中心部には目的の信号強度を得るために1個の容器を置き、その周辺部には3.00m mol/lのNiCl₂溶液を封入した容器をモザイク状に配置した。中心部の容器に封入した溶液は、低濃度溶液として濃度が2.00, 2.50, 3.00, 3.50(m mol/l)のNiCl₂溶液を用い、高濃度溶液としてそれぞれ濃度溶液に対してそれぞれ0.25m mol/lだけ高い濃度をもった2.25, 2.75, 3.25, 3.

75(m mol/l) のNiCl₂溶液を用いた。

Fig. 2においてNiCl₂溶液濃度を2.00m mol/lから3.75m mol/lまで0.25m mol/lずつ変化させた場合、各溶液のT₁は濃度が高くなるにしたがって短くなる。これはT₁強調画像において信号強度が高くなることを示している。また、Fig. 3に示したように溶液濃度が高くなると近接したそれぞれの溶液濃度間のT₁の差が少なくなっていることから、溶液間の信号強度の差が小さくなり画像上での判別が困難になるものと予測される。

4. 方 法

4.1 使用機器

使用したMRI装置は、RESONA(GE-YMS社製)で、静磁場強度は0.5Tである。この装置

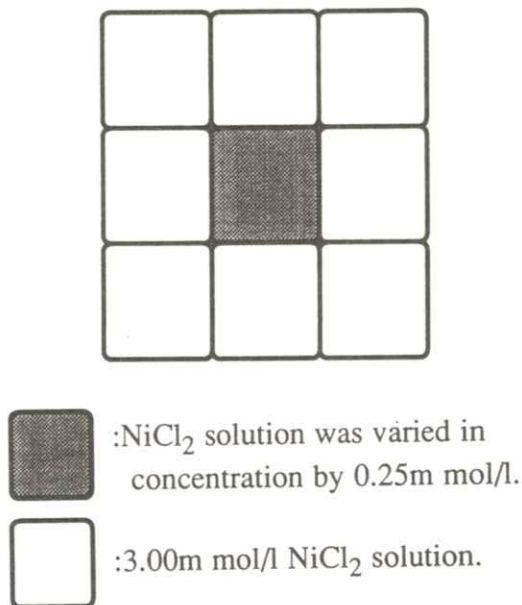


Fig. 1 Arrangement drawing of the containers of NiCl₂ solution.

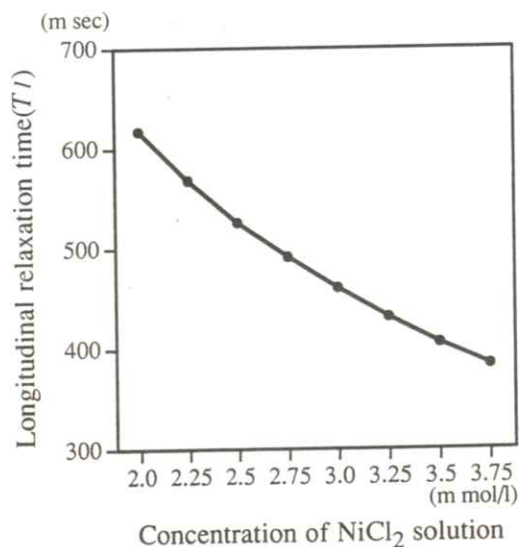


Fig. 2 Relationship between longitudinal relaxation time(T₁) and concentration of NiCl₂ solution.

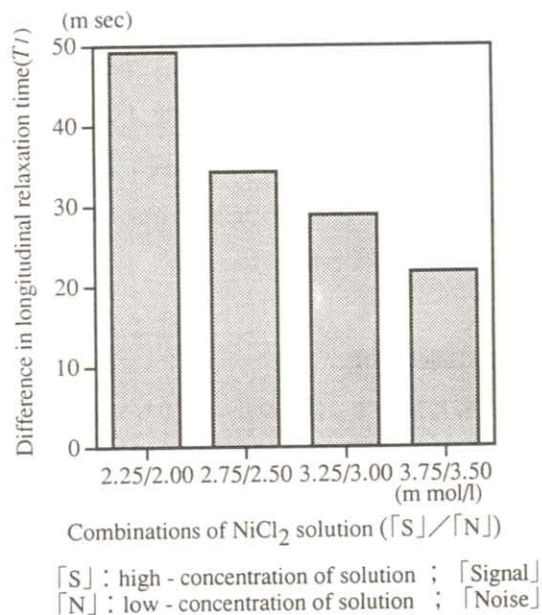


Fig. 3 A bar graph showing relation between difference in longitudinal relaxation time(T₁) and concentration of NiCl₂ solution([S]/[N]).

は通常、撮像ごとに適当な印加RF(radio frequency)パルス出力と受信コイルのゲインを自動設定する機構が設備されているので、撮像時に信号値が変化する可能性がある。そのために実験では、すべての撮像時にパルス出力と受信コイルのゲインが一定になるように固定した。

4.2 撮像シーケンス

Table. 1 は実験に用いた撮像シーケンスを示す。MR画像は TR , TE , フリップ角, 励磁回数(number of excitations per view, NEX), スライス厚などの撮像パラメータと, $T1$, $T2$, プロトン密度などの組織パラメータの影響を受ける。

本論文ではこれらのうち、スライス厚(表中の(1))と TR (表中の(2))に着目し、スライス厚に関しては、 TR を400m sec一定でスライス厚を3, 5, 10mmと変化させ、 TR に関してはスライス厚を5mm一定で TR を300, 400, 500, 600m secと変化させて撮像を行なった。

4.3 実験の方法

一般にMRIでは静磁場が不定であったり、RFパルスの強さや時間に不整が生じると撮像位置に

よっては信号強度が劣化する。したがって、モザイク状に配置している溶液容器の中心位置で信号を得るための溶液を順次差し替えて、繰り返し撮像した。

連続確信度法に用いる「信号」と「雑音」のデータは、それぞれの撮像で得られた中心位置の溶液からの出力信号について、溶液濃度が近接した高濃度溶液：高信号データを「信号S」とし、低濃度溶液：低信号データを「雑音N」とした。以下、「高濃度溶液：信号S」と「低濃度溶液：雑音N」の組み合わせをたんに「S」/「N」とする。

Fig. 4 にデータ収集と処理のフローチャートを示した。最初にMRIからの出力データをMS-DOSデータに変換し、コンピュータに取り組み画像処理ソフト(NIH Image 1.55)によって、再画像化を行なった。次に目的溶液のMR画像の中央にROIを設定し400ピクセル(縦×横=20×20)の信号強度データを収集した。その各データの分布が正規分布をしていることを確認した上で、LABROC1(ROC曲線推定プログラム)とCLABROC(ROC曲線検定プログラム)を用いてROC解析と、そのROC曲線下の面積 A_z の統計的検定を行なった。実験に使用した溶液濃度の信用強度データは、明らかに正規分布を示してお

Table 1 Imaging parameters of pulse echo sequence
(1):Change of slice thickness.(2): Change of time to repeat(TR).

	TR (m sec)	TE (m sec)	FOV(cm)	Matrix size	NEX	Slice thickness (mm)
(1)	400	15	25	256×256	2	3, 5, 10
(2)	300, 400, 500, 600	15	25	256×256	2	5

り、このフローチャートに従って評価することが可能であった。

5. 結果と考察

5.1 スライス厚の変化による信号検出能

Fig. 5 のROC曲線群は、各スライス厚 ((a):3, (b):5, (c):10(mm))に対する各「S」/「N」との関係を示したものである。スライス厚が厚くなれば、各「S」/「N」のROC曲線は左上方に移動し、信号検出能が向上している。このことからスライス厚の変化が信号検出能に大きく影響を与えていることが推定できる。

これらの関係を曲線下の面積 A_z で比較したものがFig. 6 である。これから分かることはスラ

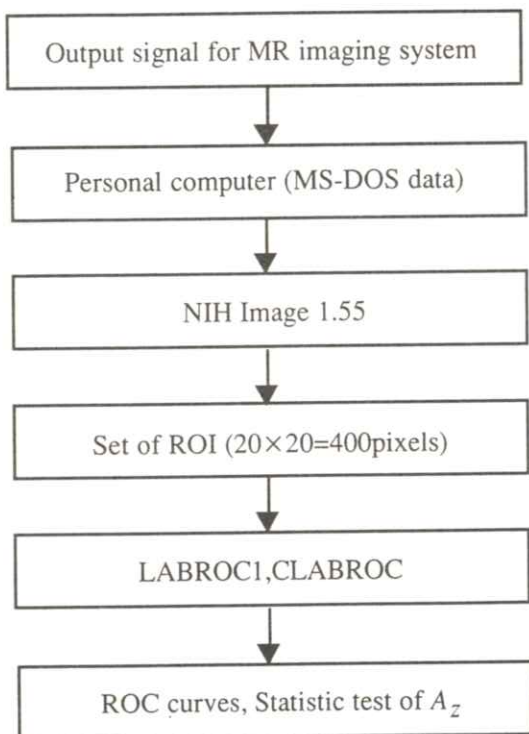


Fig. 4 Flow chart of image data for the ROC analysis.

イス厚が厚くなれば信号検出能は向上するが、スライス厚 3 mm で、「S」:2.25 mol/l, 「N」:2.00 mol/l の組み合わせでは、特異的に A_z が低下している。スライス厚が非常に薄く、そのため信号強度が極端に弱くなり、 $T1$ の差が大きいにも関わらず信号検出能は低下したものと考えられる。一方、スライス厚 10 mm では、信号強度が充分大きいため、すべての溶液濃度の「S」/「N」間の組み合わせにおいて信号検出能は高くなった。このことは、MR画像において信号検出能は、組織間の信号強度の差（組織コントラスト）、つまり $T1$ の差の大小だけに関係しているのではなく、画像の全体的な信号強度の強弱（SN比）も大きく関与していることを意味している。これは、実際の临床上においてもある程度以上の信号強度が得られていないと出力画面上では、信号として検出することが困難であるということからも明らかである。したがって、単にROIの信号強度の平均値の差やSN比単独で評価することは不適切であると考え。また、両者を考慮したCN比を使って評価した場合、得られる値は相対値であり、定量的な評価とはいえない。

各スライス厚とも低い溶液濃度の「S」/「N」では、 $T1$ の差が大きくなり、信号検出能は高くなっている。しかし溶液濃度が高い「S」/「N」では、 $T1$ の差が小さくとも $T1$ の短縮によって信号強度が増し、その影響で信号検出能の低下は緩やかになる。これは溶液の特性とよく一致している。

5.2 TRの変化による信号検出能

Fig. 7 のROC曲線群は、各 TR ((a) : 300,

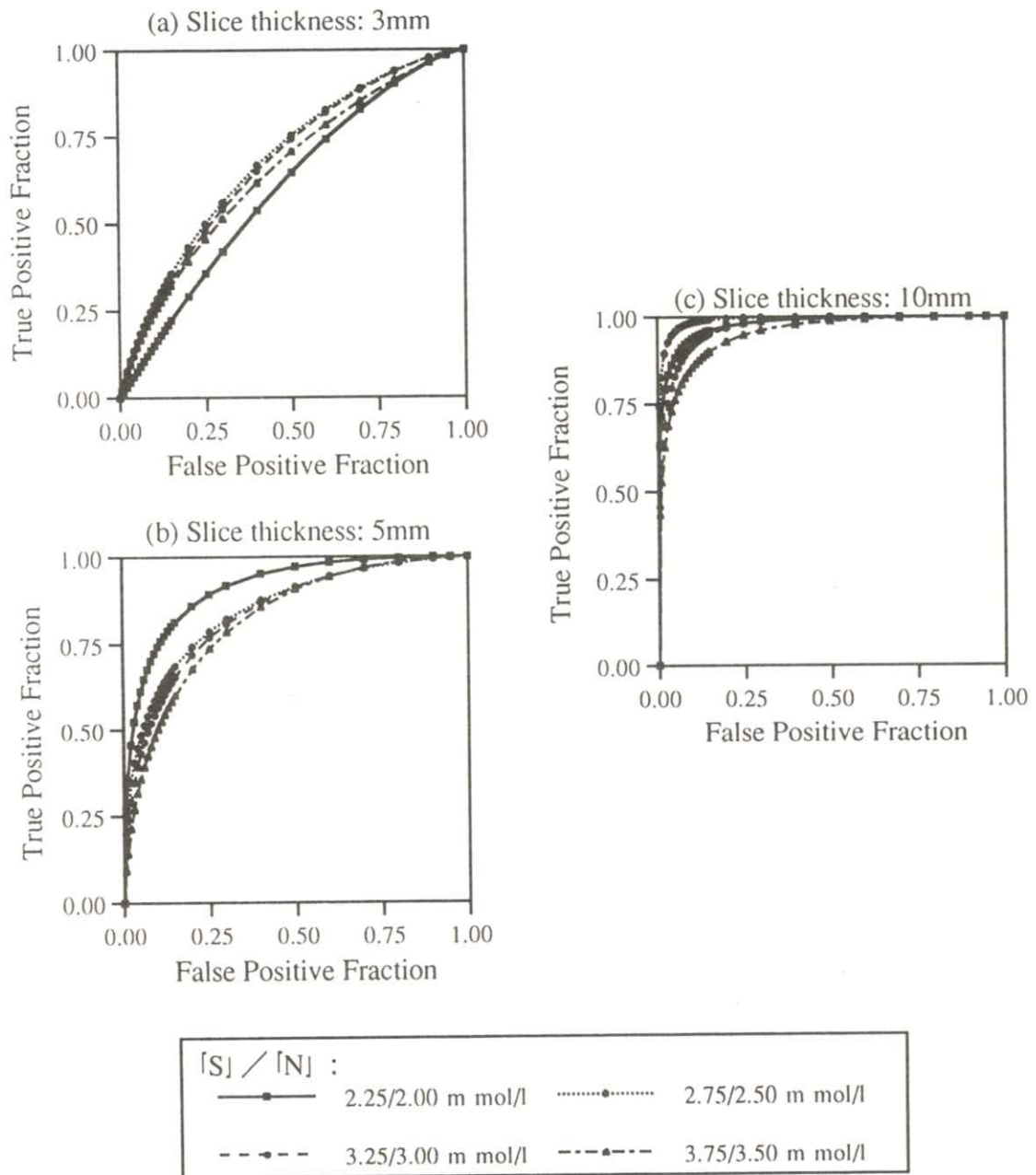


Fig. 5 ROC curves of slice thickness vs. high concentration of solution:「S」/ low concentration of solution:「N」.

(b) : 400, (c) : 500, (d) : 600(m sec)) に対する各「S」/「N」との関係を示したものである。TR : 300m secとTR : 400m secでは、わずかに信号検出能が向上しているが、それ以上にTRを長くしてもほとんど信号検出能の向上は見られない。つまりTRの変化はスライス厚の変化ほど信号検出能に影響していないことが分かる。

これらの関係を曲線下の面積 A_z で比較したものが、Fig. 8である。各曲線において全体的にいえることはTRが長くなると信号検出能は向上しているが、スライス厚を変化させたときほど大きな変化はなかった。しかし、TR : 300m secの場合は、TRが短すぎるために信号強度が小さく、各「S」/「N」とも他に比べ信号検出能が低くなった。

スライス厚の変化の場合と同様に各「S」/「N」に

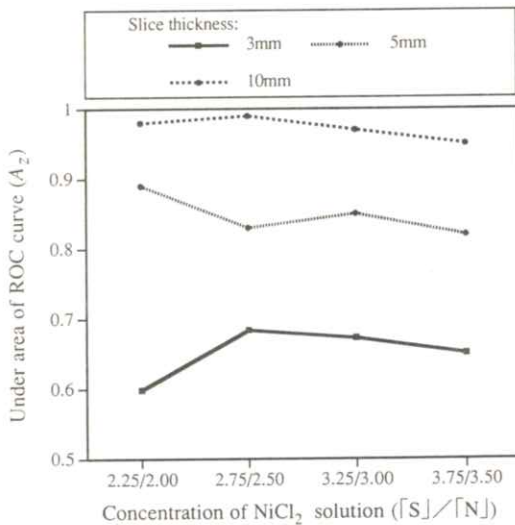


Fig. 6 Relationship between under area of ROC curves: A_z and combinations (「S」/「N」) of $NiCl_2$ solution for a number of slice thickness (on the case of time of repeat (TR): 400m sec).

おけるTRの差が大きいほど信号検出能は高くなるが、TRの差が小さくなることによる信号検出能の低下はそれほど極端でなく緩やかである。

5.3 信号検出能 (曲線下の面積): A_z の統計的検定

各スライス厚間の同一溶液濃度の組み合わせ (「S」/「N」) におけるROC曲線下の面積 A_z の統計的検定をCLABROCによって実施した。その結果、3mm厚と5mm厚、5mm厚と10mm厚は、ともにp-value(危険率) = 0%となり、p-value = 5%以下を有意差の有無の基準とすると、各スライス間における信号検出能は有意差があるといえる。これはスライス厚を変化させることが、MR画像の信号検出能を決定する重要な要素であるといえる。

次に各TR間の同一溶液濃度の組み合わせ (「S」/「N」) におけるROC曲線下の面積 A_z の統計的検定をスライス厚を変化した場合と同様に実施した。Table. 2は、その結果である。TR : 300m secとTR : 400m secの間では、各「S」/「N」のp-valueは、0%、2.8%、4.7%、0%となり、スライス厚の場合と同様に有意な差が認められた。それ以上、TRを延長したときはTR : 500m secとTR : 600m secで「S」/「N」が「2.25 m mol/l」/「2.00m mol/l」の場合を除いてp-valueは5%以上となり、有意な差は見られなかった。以上のことから、TRの変化による信号検出能の向上には、限界があると考えられる。したがってTRの延長だけで信号検出能の向上をはかってもあまり効果はなく、かえってTR強調画

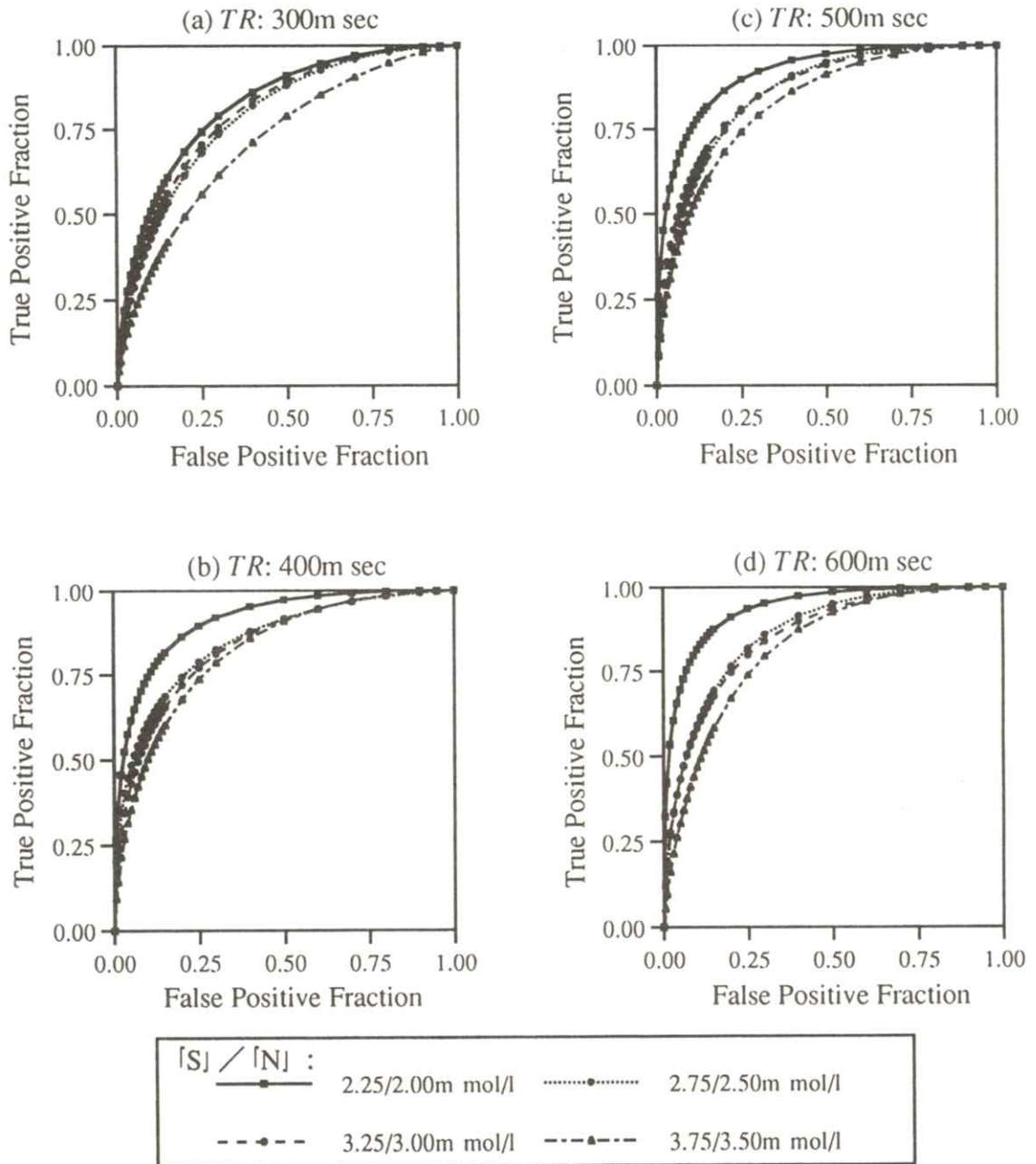


Fig. 7 ROC curves of time of repeat (TR) vs. high concentration of solution: [S]/low concentration of solution: [N].

像の特性（コントラスト）を損なう恐れがあることが分かった。

6. 結 論

- (1) 視覚評価では曖昧になりやすい低信号差の検出能の評価をROC曲線下の面積： A_z を用いて定量的に行うことが可能になった。

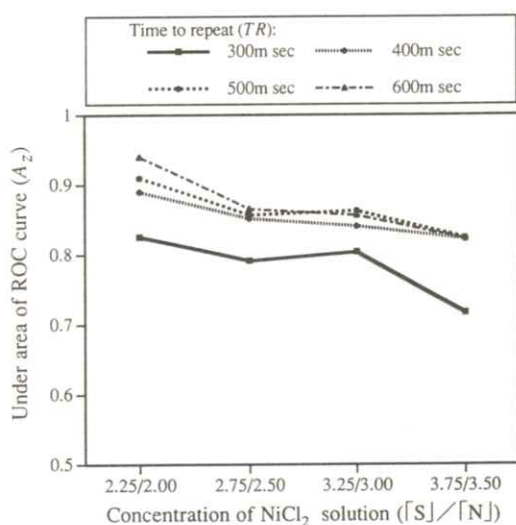


Fig. 8 Relationship between under area of ROC curves: A_z and combinations (rS_j/rN_j) of $NiCl_2$ solution for a number of time to repeat: TR (on the case of slice thickness:5mm)

Table 2 Statistically significant test results of under area of ROC curves of changing TR at combinations (rS_j/rN_j) of $NiCl_2$ solution.

TR (m sec)	p-value (%)			
	rS_j / rN_j : 2.25/2.00	2.75/2.50	3.25/3.00	3.75/3.50
300, 400	0.0	2.8	4.7	0.0
400, 500	5.8	39.0	14.2	46.0
500, 600	4.0	32.2	36.4	47.2

- (2) TR 強調画像の信号検出能は TR の差による信号強度の差だけに依存しているのではなく、画像全体の信号強度の強弱 (SN比), および信号強度の分散にも関係していることが確認できた。
- (3) 連続確信度法によるROC解析は, 信号強度の平均値の差とSN比の両者を加味した定量的な測定値が得られるため有用である。
- (4) 規定の緩和時間を持つ溶液を準備することで装置間の性能評価比較だけでなく, 日常的な信号検出能の点検および撮像条件の設定などに有用に利用できると思われる。
- (5) 今後, ファントムの形状, 溶液の安定性, 他の撮像シーケンスへの応用, 信号測定のROI設定などを検討課題として取りあげていきたい。

本研究の一部は, 第114回MII学会研究会 (1996. 1. 27)で発表した。また同年7月27日, 実験の一部を補足, 追加して日本放射線技術学会 (学術委員会・画像分科会共催) 第1回 Metz's ROC Software Users Groupミーティングで報告した。

文 献

- 1) NEMA Standard Publication. MS 1
(1988)
- 2) NEMA Standard Publication. MS 3
(1989)
- 3) R. R. Price, L. Axel et al: Med. Phys **17**
287 (1990)
- 4) 西沢かな枝, 福田 信男, 蜂屋 順一, 他 :
日磁医誌 **8** 255 (1989)
- 5) 上田 正美, 稲津 博, 内田 勝, 他 : 医画情
誌 **11** 108 (1994)
- 6) 上田 正美, 稲津 博, 内田 勝, 他 : 医画情
誌 **12** 125 (1995)
- 7) C. E. Metz, J - H. Shen and B. A.
Harman : Presented at the 1990 Annual
Meeting of the American Statistical
Association (Anaheim, CA, August, 7,
1990)
- 8) N. Asada, K. Doi and H. MacMahon et
al: SPIE **1223** 45 (1990)
- 9) N. Asada, K. Doi and H. MacMahon et
al: Radiology **177** 857 (1990)
- 10) 日本放射線技術学会専門委員会編 : ROC解
析の基礎と応用 pp.35 - 54(日本放射線技術
学会, 京都, 1994)
- 11) 日本磁気共鳴医学会編 : MMR医学 pp.161 -
180(丸善, 東京, 1991)

[論文]

共通規格を用いた画像保存

島西 聡・古賀佑彦*

東芝メディカルエンジニアリング 技術部
〒140 品川区南品川2-2-7 南品川Jビル9階
*藤田保健衛生大学医学部放射線科
〒470-11 豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98
(1997年6月7日, 最終1997年7月9日受理)

Storage of Medical Images using Common Standards

Satoru SHIMANISHI, Sukehiko KOGA*

Department of Engineering Toshiba Medical Engineering Co.,Ltd
9th floor Minami - Shinagawa J BLDG. 2 - 7 Minami - Shinagawa 2 - Chome
Shinagawa, 140

*Department of Radiology Fujita Health University,
1 - 98 Dengakugakubo Kutsukake Toyoake, 470 - 11
(Received June, 1997, in final form, July, 1997)

As a Japanese standard for medical imaging storage, IS&C specifications were introduced at the beginning of 1990s. In the period between 1994 and 1995, "Common Standard for Electronic Storage of Medical Imaging Information" was established. This was in response to the Announcement, "Storage of Medical Image Information such as Radiographs onto Magneto-optical Disk(1994)", which was published by the Ministry of Health and Welfare of Japan. This standard is based on IS&C, and consists of Type 1 and Type 2. Type 1 is a modified version of IS&C. Type 2 adopts IS&C storage media and DICOM information object.

Especially in case of Type 2, many issues remain to be solved at present, because DICOM and IS&C coexist in this type.

One of these issues concerns how to make DICOMDIR which is essential to Type 2. This issue was addressed by the authors, and the result of the relevant experiments is reported in this paper.

1. はじめに

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)は医用画像のネットワークによる通信のための規格である。DICOMはACR-NEMA委員会(米国放射線医学会(The American College of Radiology)と米国電気機器工業会(National Electrical Manufacturers Association)が組織する医用画像に関する委員会)が制定したものである。我々は既にDICOMでの画像管理上の問題点を指摘した^{8, 9)}。また通信に関して、幾つかの研究発表や論文が発表され、問題点等の指摘がなされている。

また、DICOMは媒体保存のための規格も定義している^{4, 5, 6)}。日本では光磁気ディスクを用いて医用画像を保存するIS&C(Image Save & Carry)規格が1991~2年にかけて制定された。IS&C規格は制定当初より、データ互換とセキュリティについて検討され、セキュリティ機構を装備するものは「医療情報IS&C」と呼ばれ特に区別されている^{2, 3)}。

1994年、厚生省通知「X線写真等の光磁気ディスク等への保存について」を受けて1994~5年にかけて(財)医療情報システム開発センター(MEDIS-DC)が「医用画像情報の電子保存に関する共通規格」¹⁾(以下、共通規格)を制定した。共通規格は2つのタイプに分けられ、それぞれタイプ1、タイプ2と呼ぶ。タイプ1は、IS&C規格を基に作成されたものであり、1994年に制定された。また、タイプ2は、タイプ1にDICOMの媒体保存規格を加味したものであり、

1995年制定された。DICOM, IS&C, 共通規格の継承関係をFig. 1に示す。DICOM, IS&C, 共通規格, すべてがACR-NEMA規格を元に行っている^{7, 10~12)}。

今回、共通規格タイプ2について研究を行った。以下に共通規格の概要、共通規格の問題点、問題点の解決方法、結果、考察、まとめの順に述べる。

2. 共通規格の概要

共通規格タイプ2の保存方法は、先述したIS&CとDICOMの保存の規格を融合したものである。通常、共通規格対応媒体に画像保存を行うには、MEDIS-DCより発行された「IS&C標準ファイルマネージャ仕様説明書」²⁾に沿って作成されたファイルマネージャを用いる。さらに、セキュリティも定義されているため、共通規格の規格書内に規定される「セキュリティ機能仕様」を考慮しなくてはならない。画像を書込む為の媒体の初期化を、この規格によって行うことが出来る。

共通規格で扱うデータフォーマットはDICOM規格で定義されるものと同一である。Fig. 2にDICOM画像データフォーマットを示す。画像は大きく分けてヘッダ部、画像データ(Pixelデータ)部に分けることが出来る。ヘッダ部はパソコン等で扱われる画像記述情報部と患者名や撮影日時、モダリティ名等が記述された画像帰属情報部に分けることが出来る。この画像フォーマットをDICOMではDICOM DATA SETと呼んでいる。

更に共通規格タイプ2では、媒体上の画像データの帰属情報を、画像データを直接読み出すことなく知ることができ、希望する画像の媒体での位

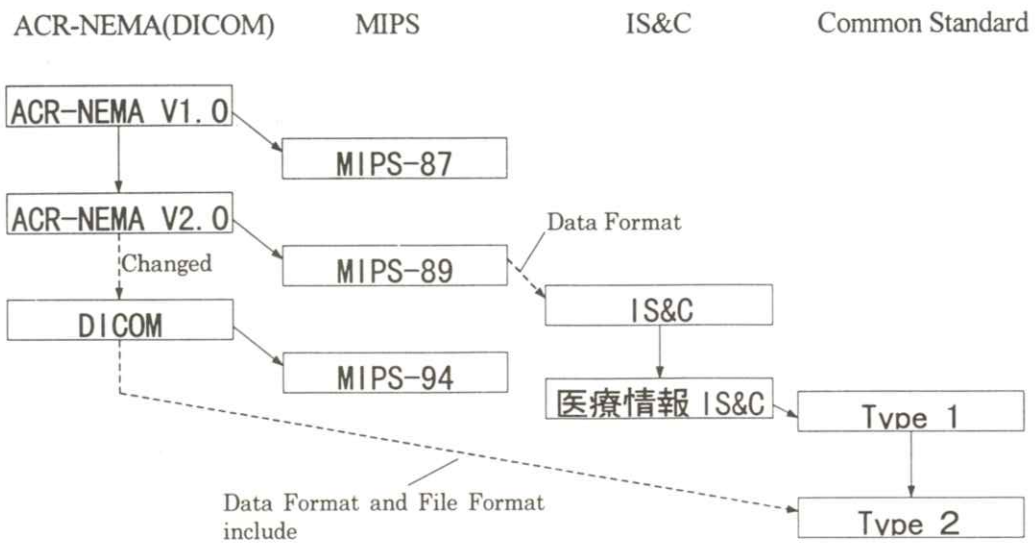


Fig. 1 Succession of Standard

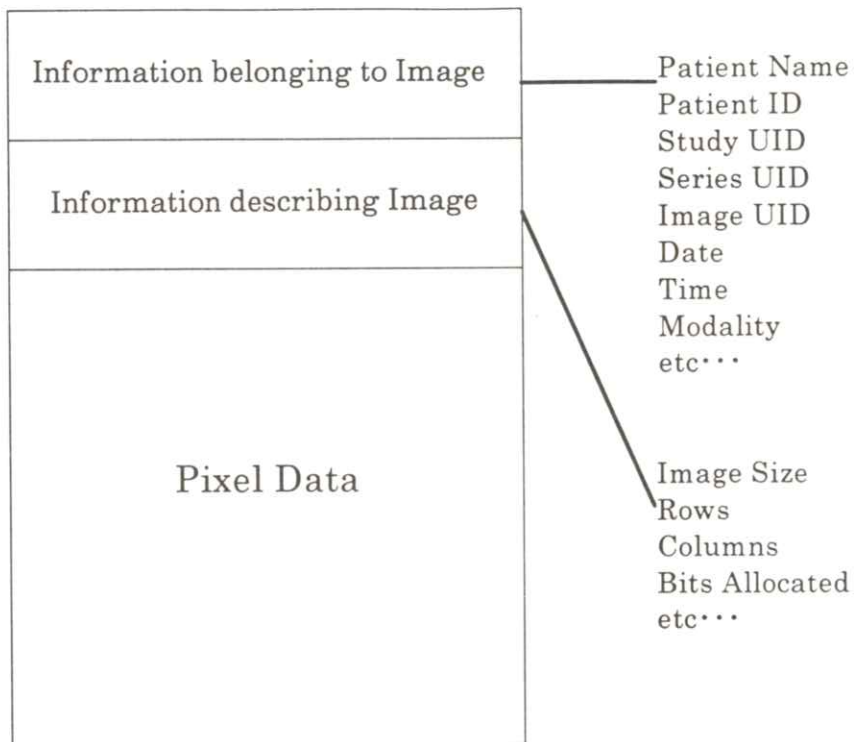


Fig. 2 DICOM DATA SET

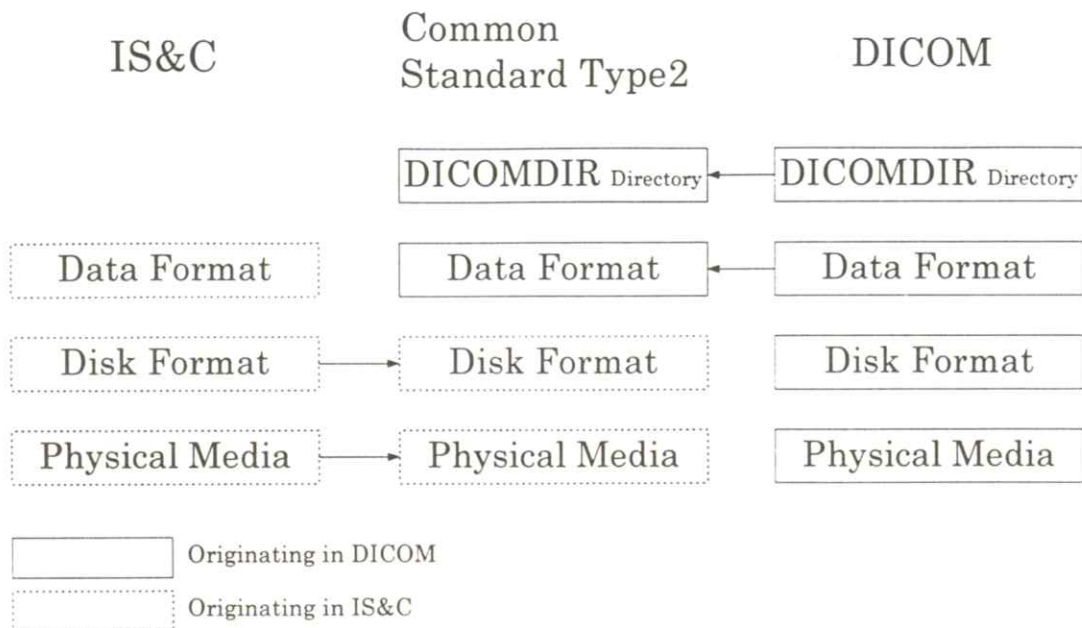


Fig. 3 Interrelation of the standards for media storage

置を知ることが出来るシステムがある。また、DICOM規格に規定されているDICOMDIRと呼ばれるディレクトリファイルを媒体に保存しなくてはならない^{4, 5)}。Fig. 3にIS&C, 共通規格タイプ2, DICOMの媒体保存の相関関係を示す。DICOMDIRはDICOMディレクトリと読んでいるが、コンピュータのオペレーティング・システムに依存するようなディレクトリではなく、DICOM画像の画像帰属情報より必要となる情報を抽出して書込んだファイルである。ディレクトリファイルという性格上、画像情報すべてを抽出し記述することは不可能である。そこでDICOMDIR内に記述する情報には、DICOMの画像管理キーを用いる。画像管理キーは、画像を管理するための画像情報を階層的に区分した際の各階層ごとのレベルで、患者・検査・シリーズ・画像の4階層を定義している。Fig. 4に

DICOMDIRの内容を示しているが、それぞれ①は患者、②は検査、③はシリーズ、④は画像の各階層であり、この順には参照できるが(これを下位参照と呼ぶ)、下位の階層から上位の階層を参照することはできない。また、同一階層内では次の順位は参照できるが(これを次参照と呼ぶ)、前の順位を参照することはできない。

従って、Fig. 4中ではPatient Aからは、Study 1とPatient Cだけが参照可能である。Fig. 4中の太線が各レベル間の上下関係を示している。また①②③④は、同一レベル間の関係を示している。検査情報、シリーズ情報、画像情報も患者情報と同様に下位参照データ要素と次参照データ要素の情報の記録位置(DICOMDIRの先頭を0とする物理的なアドレス)を記述することができる。一方、IS&C規格による記述方法の特徴として、IS&C IDが存在する。IS&C IDは保

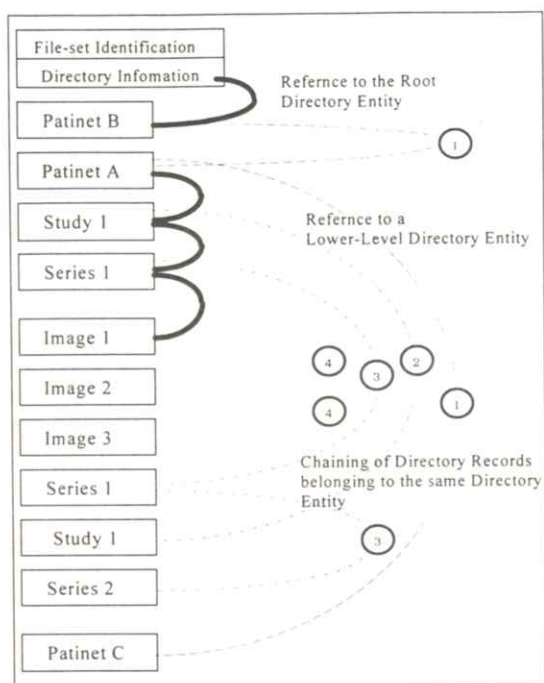


Fig. 4 DICOMDIR Content

存画像に対し、媒体内で固有のIDを付与する。媒体内に保存された画像データの物理的位置を管理するシステムが存在する。今まで述べたようにIS&CとDICOM両方の規格を融合した規格のため、後述するような問題点が発生したと思われる。

3. 共通規格の問題点

共通規格タイプ2は実装した場合、性能上不十分な点があることを幾つか見つけた。

①DICOMDIR内で、下位参照データ要素及び次参照データ要素は存在するが上位参照データ要素及び前参照データ要素は存在しない。従って下層から上層への移動は容易ではない。そのため、検索が降順にしか行えない。

②画像を削除する際、DICOMDIR内の画像情報

Table 1 DICOMDIR Data Object List (Patient Level)

PATIENT	0004,1400	Offset of the next Directory Record in Dir. Entity {Address}
Directory Record	0004,1410	Record In-Use Flag [FFFFH]
	0004,1420	Offset of Referenced Lower Level Dir. Entity {Address}
	0004,1430	Directory Record Type [PATIENT]

Table 2 DICOMDIR Data Object List (Study Level)

STUDY	0004,1400	Offset of the next Directory Record in Dir. Entity {Address}
Directory Record	0004,1410	Record In-Use Flag [FFFFH]
	0004,1420	Offset of Referenced Lower Level Dir. Entity {Address}
	0004,1430	Directory Record Type [STUDY]

を降順検索を行った後に初めて、画像削除することができる。

③DICOMDIR内にIS&Cで規定されたIS&C IDを記述する場所がない。

DICOMDIRのみを用いて検索することは容易ではない。元来、DICOMDIRは、ディレクトリ情報を参照すれば、その媒体に記述されている情報が容易にわからなくてはならないものである。容易にわからせるためには、別なデータベースを構築する等といった、非効率的な運用を余儀なくされていると言ってよい。

4. 問題点の解決方法

前述した問題点を解決する幾つかの方法を提案する。

Table 3 DICOMDIR Data Object List modified (Patient Level)

PATIENT	0004,1400	Offset of the next Directory Record in Dir. Entity {Address}
Directory Record	0004,1401	Offset of the last Directory Record in Dir. Entity {Address}
	0004,1410	Record In-Use Flag [FFFFH]
	0004,1420	Offset of Referenced Lower Level Dir. Entity {Address}
	0004,1421	Offset of Referenced Upper Level Dir. Entity {Address}
	0004,1430	Directory Record Type [PATIENT]

Table 4 DICOMDIR Data Object List modified (Study Level)

STUDY	0004,1400	Offset of the next Directory Record in Dir. Entity {Address}
Directory Record	0004,1401	Offset of the last Directory Record in Dir. Entity {Address}
	0004,1410	Record In-Use Flag [FFFFH]
	0004,1420	Offset of Referenced Lower Level Dir. Entity {Address}
	0004,1421	Offset of Referenced Upper Level Dir. Entity {Address}
	0004,1430	Directory Record Type [STUDY]

①DICOMDIR内に上位参照データ要素を含ませる

②DICOMDIR内に前参照データ要素を含ませる。

③DICOMDIR内にIS&C IDを含ませる

これらの解決方法は、DICOMDIRのディレクトリレコード要素の中に上記要素を含ませることである。共通規格の中では規定されている内容ではない。プライベートな要素として今回の研究では上記2つの要素をディレクトリに含ませ、実験を行った。

現状の規格ではTable 1,2のような情報をDICOMDIRに記述することができる。そこで我々はTable 3,4のように、「上位参照データ要素(Tag 0004 1421)」「前参照データ要素(Tag

0004 1401)」を各レベル毎に付け加えた。これによって、Fig. 4中のSeries2から従来では、Series3とImage4しか参照できなかったものが、Series1とStudy1も参照可能となる。また、画像情報(画像レベル)については「IS&C ID(Tag 0004 1431)」の記述場所も付け加えた。今回の実験は、規格通りに作成した自作のソフトウェア(改良前)と3つの要素を含ませた自作のソフトウェア(改良後)(共にWindowsNT3.51で動作)を用いて実験を行った。自作のソフトウェアは、MEDIS-DC提供の「IS&Cファイルマネージャ」を基に、実験し易いように修正した。更に、共通規格を加味し、これを使用した。また用いた画像は、デジタルX線装置より発生した1MBの画像である。

また、画像は媒体の中に10枚書込んだ。削除はその中の3枚を無作為に選び削除した。削除する際、DICOMDIRの検索はすべてDICOMDIRの先頭から各レベルを特定して進めるようにした。

5. 結 果

Table 5,6に画像検索時間と画像削除時間について示した。表中のModifiedは改良後のソフトウェアであり、Not Modifiedは改良前のソフトウェアを示している。各時間は画像1枚あたりの時間で、実験は3回ずつ行った平均値を示している。

画像検索はTable 5に示すように、最近のパソコンの性能の向上やメモリの利用等により、検索時間は改良前と改良後で差はなかった。しかし、画像1枚あたりの削除に掛かる時間は、Table 6

Table 5 Image Search Time

	Time
Not Processed	under 1 Sec
Processed	under 1 Sec

Table 6 Image delete Time

	Time
Not Processed	2. 1 Sec
Processed	1. 3 Sec

に示した通りで約1秒の差が生じている。これは、改良前のソフトウェア、即ち規格通りのDICOMDIRでは、IS&C IDと削除する画像との結び付けができていないためである。そのため、削除前に一旦ターゲットとなる画像を媒体から読込む必要がある。我々が今回作成した改良ソフトウェアでは、DICOMDIRを読込めば削除したい画像が特定でき、その分の時間短縮が可能になる。独自のデータベース等を構築すればこのような問題は起らないが、ディレクトリ情報が無駄な情報になりかねない。ディレクトリ内に情報が含まれていれば、画像を媒体から読込む必要がなくなり、時間を無駄にしないで済む。また、時間差では表れなかったが、画像を検索する時間も若干含まれることとなる。また、実験では検証できなかったが、媒体へのアクセス回数が増えるため、媒体ア

クセス時の不慮の事故等が起きる可能性が高くなる。改良後のソフトウェアを用いれば、媒体へのアクセス回数は改良前のものと比べて低くなる。

6. 考 察

共通規格上でのディレクトリ情報は、媒体に保存された各画像の最低限の情報が含まれていなければならない。今回我々が問題点として指摘した事項を解決すれば、ディレクトリ情報を更に使い易いものにすることができる、と考えている。例えば、ある検査情報を参照したとき、その下位情報であるシリーズ情報は即座にわかるが、どの患者の検査情報かを知る手だてではなく、ディレクトリの先頭から検索しなくてはならない。また、参照している検査情報を記憶しなくてはならない。そのため後戻り処理が増えることとなる。後戻り処理は、特にソフトウェアではバグ混入率が増え、保存上の危険度が増す。

また削除に関して言えば、媒体固有情報であるIS&C IDを見つけるための操作が必要になる。一番確実な方法として、保存された画像を1つ1つ読み、ディレクトリ情報と保存画像を結び付けることが考えられる。IS&C IDを用いて削除操作を行った場合とて同じで、IS&C IDにて指定した画像を一旦読み、画像情報に含まれる画像検索キー（DICOMではUID）をメモリ上に格納し、これを元にディレクトリを検索するやり方が一番確実である（共通規格には仮削除という概念が存在する。これは、画像情報をユーザーから見えなくするだけの処理を行い、実際に画像は削除しない。仮削除された画像は、仮削除を解除す

ることが出来る。仮削除された画像の情報を讀込むには、一旦画像を仮削除解除を行ってから画像を讀込む必要がある)。

IS&Cや共通規格の媒体は、OSに依存しない媒体フォーマットを行っていることで、医用画像保存装置・媒体として浸透してきたものである。

今回我々が指摘した問題点は、ソフトウェアの設計上で回避できない話ではない。IS&CもDICOMも共通規格も基本はACR-NEMA V2.0である。しかし、それぞれの規格は独自の発展をしてきた。そのため、規格を融合した形となった共通規格タイプ2は、IS&C、DICOM両方の規格の良さの100%を出し切れていない格好となっていると、我々は分析する。IS&CとDICOMの取り込み方を工夫することが、共通規格タイプ2を浸透させることになると考える。

7. ま と め

今回我々は、共通規格タイプ2で使用されるDICOMDIRの欠点を見つけ改善方法を提案した。その結果、画像削除時に時間短縮出来ることがわかった。この問題は共通規格だけではなく、DICOMも同じことが言える。この結果を踏まえて、ソフトウェアを作成し実験を行い良好な結果を得ることができた。これを規格改善の1つとして提案しようと考えている。

厚生省の電子保存に関する認可や共通規格の制定により、医用画像の保存は電子化される方向にあるだろう。そのためには、技術者のみならず、医師や技師にもDICOMや共通規格の理解は必須と思われる。規格は通常印刷物で提供されるため、

これを読むだけで理解するのは難しいだろう。そのため、医師や技師のみならず、開発者の理解も容易ではない。また、IS&Cや共通規格はDICOMに比べ閉ざされた部分(特にセキュリティ仕様やホストインターフェース仕様)が多く、医師や技師の理解の妨げになっていると思われる。

今後、技術者が中心となって共通規格を浸透させる必要があると考える。そのためには、技術者の共通規格やDICOM規格を理解するスキルアップが必要であると思われる。規格を正しく理解すること、正しく使えることが、患者を助ける最善の方法だと言えるのではないだろうか。

文 献

- 1) (財)医療情報システム開発センター：
医用画像情報の電子保存に関する共通規格
(1996)
- 2) (財)医療情報システム開発センター：
IS&C規格(1991)
- 3) (財)医療情報システム開発センター：
IS&Cセキュリティ仕様(1992～3)
- 4) (社)日本放射線機器工業会規格：
医療におけるデジタル画像と通信 1～8，
10～13巻，補遺1～2(1995)
- 5) NEMA STANDARDS PUBLICATIONS：
Digital Imaging and Communication
in Medicine(DICOM) Part1～13(1992)
- 6) NEMA STANDARDS PUBLICATIONS：
Digital Imaging and Communication
in Medicine(DICOM) Supplement1～2

(1995)

- 7) 藤本利雄, 西原栄太郎: 東芝メディカルレビュー 59 30(1995)
- 8) 島西 聡, 泉 実教, 繁村 直他: 医画情誌 13 124(1996)
- 9) 山口弘次郎, 武藤晃一, 島西 聡他: 日医放物誌 (投稿中)
- 10) 安藤 裕: MIT誌 13 795(1995)
- 11) 大山永昭: MIT誌 13 804(1995)
- 12) 東芝: JMCP配布資料「DICOM及び電子保存等の標準化動向」(1997)

[論文]

乳房超音波断層像における腫瘤像の自動検出法

福岡大輔*・原 武史*・藤田広志*・遠藤登喜子**・加藤保之***

*岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

**国立名古屋病院放射線科

〒460 名古屋市中区三の丸4-1-1

***大阪市立大学医学部第一外科

〒545 大阪市阿倍野区旭町1-5-7

(1997年6月7日, 最終1997年7月8日受理)

Automated Detection Method of Breast Tumors on Cross - Sectional Ultrasonograms

Daisuke FUKUOKA*, Takeshi HARA*, Hiroshi FUJITA*
Tokiko ENDO**, and Yasuyuki KATO***

*Department of Information Science, Faculty of Engineering,
Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu - shi 501 - 11, Japan

**Department of Radiology, Nagoya National Hospital,
4 - 1 - 1 Sannomaru, Naka - ku, Nagoya - shi 460, Japan

***First Department of Surgery, Osaka City University Medical School
1 - 5 - 7 Asahi - machi, Abeno - ku, Osaka 545, Japan

(Received June 7, 1997, in final form July 8, 1997)

We have developed a computer - aided detection scheme of breast tumors on cross - sectional ultrasonograms. The scheme proposed in this study consists of the following three steps : (1) region segmentation by using a newly devised erosion and dilation processing with distance transformation, (2) feature analysis by using shape of tumor, and (3) three - dimensional (3 D) display for detection output. Our method was found to be effective for the detection of tumors examined by 9 cases including 459 images. The sensitivity of our scheme was 78% with 4.2 false - positive (FP) findings per case. The reduction of the FP candidates is required for future works.

1. はじめに

わが国の癌の罹患率は年々増加しており、特に、これまで欧米に比べて少ないとされていた乳癌の罹患率は、ますます増加する傾向にある。初期の乳癌は、触診による診断だけでは不十分であるとされており、最近では、マンモグラムや超音波画像を用いた乳腺疾患の集団検診も始まっている。それに伴い、診断医の読影負担の軽減と補助を目的とした、コンピュータ診断支援 (Computer-Aided Diagnosis : CAD) システムの開発が活発に行われている^{1, 2)}。超音波画像に関する画像解析システムの研究においても、これまでにいくつかの手法が提案され報告されている。Goldbergら³⁾は、乳腺超音波画像においてニューラルネットワークを用いた腫瘍像の良悪性鑑別を提案している。また、長澤ら^{4, 5)}は乳腺超音波画像における定量診断システム構築の手法を提案している。しかしながら、乳腺超音波画像における腫瘍像の自動検出法に関しては今のところ報告されていない。

本研究では、医師の読影負担の軽減を目的とした腫瘍像の自動検出法と3次元表示法の開発を行った。腫瘍像の検出においては、腫瘍像の領域を精度よく抽出することが重要であり、そこで、新たに距離変換を用いた領域の抽出法を提案し、腫瘍の検出を行った。また、3次元表示においては、2次元の画像では得ることができなかった奥行き方向の位置情報や、腫瘍の大きさに関する情報を、視覚的に医師に提示することを可能とした。本論文では、それらの初期の結果について報告す

る。

2. 方 法

2.1 対象画像

本研究に用いた超音波断層像は、水浸式でトランスデューサを4個備えたメカニカルコンパウンド方式のMAT-1車載型 (シーメンス・旭メディカル社製) を使用し、トランスデューサ周波数5.5 MHzにおいて撮像して得られたものである。このとき、片側乳房の頭側から尾側まで150mmの範囲を3mm間隔で51枚の超音波断層像を撮像するので、撮像枚数は被検者1人当たり左右乳房各51枚 (計102枚) である。撮像の際における画像記録には光ディスクを使用し、この光ディスクに記録された画像データを、NTSC標準ビデオ信号の1フレームごとに直接デジタル化 (256階調, 320×240画素) することによりコンピュータ (Sun Ultra 1 Model 170E Creator) に入力した。

2.2 検出処理の流れ

考案した腫瘍像の検出処理の全体の流れを Fig. 1 に示す。まず、前述のように画像のデジタル化を行い、つぎに前処理として、各画像に5×5のスムージングフィルタを適用し「ノイズ除去」を行う。続いて、「候補決定処理」として2値化処理、ラベリング処理により候補領域を抽出後、距離変換を用いた収縮・膨張処理により候補領域を特定する。そして、「偽陽性候補の削除」を行い、最後に、得られた腫瘍候補の「3次元表示」を行う。以下に、「候補決定処理」、「偽陽性候補の削除」、「3次元表示」の処理について説明する。

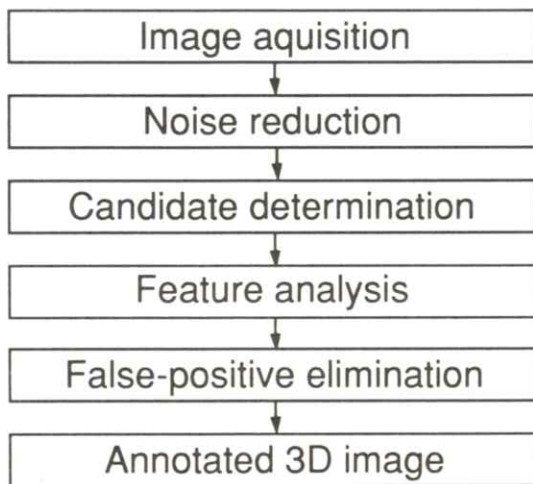


Fig. 1 Overview of our breast - tumor - detection method

2.3 候補決定処理

この処理は、「2値化処理」、「ラベリング処理」、「距離変換を用いた収縮・膨張処理」の各処理で構成されている。2値化処理などにより得られた画像は、音響陰影の影響により組織境界面が欠損することが多く、他の領域との融合が発生するため、領域の特定が困難である。融合した領域の分離を行うために通常よく用いられる収縮・膨張処理は、領域の大きさによっては収縮の際に領域が消滅してしまうことがある。そこで、本手法では、新たに考案した距離変換を用いた収縮・膨張処理によって、領域の分離を行い、候補の形状の特定を行う。距離変換を用いた収縮・膨張処理とは、辺縁からの距離に基づき得られた領域を構成する「領域の骨格」まで収縮を行った後、任意の距離が示す辺縁まで膨張することにより、目的とする領域を得る方法である。

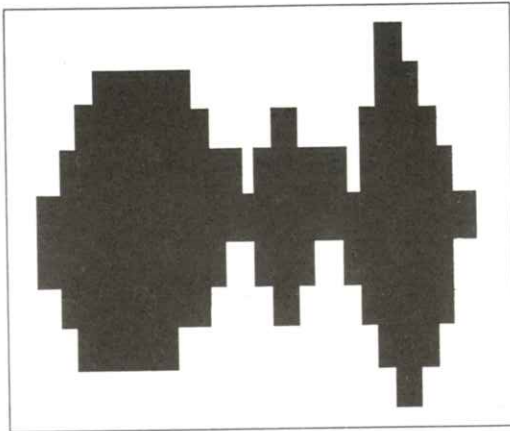
Fig. 2 (a)に示すような領域が得られた場合に

は、中心部が雑音による連結であると考えられるため、3つの領域として抽出されることが望ましい。しかし、ラベリング処理では1つの領域として抽出されてしまう。そこで、この領域を辺縁からの距離変換を行うことにより、Fig. 2 (b)に示すような距離画像が得られる。この例の場合、ある距離値が2以上の領域を抽出すると、領域が3つに分離できる。したがって、そのような距離値まで領域の収縮を行う (Fig. 2 (c))。この処理をすべての領域に対して再帰的に行い、骨格までの分離を行った後、得られた各領域に接する距離ごとに膨張させる。その結果、Fig. 2 (d)に示すような3つの領域として抽出される。

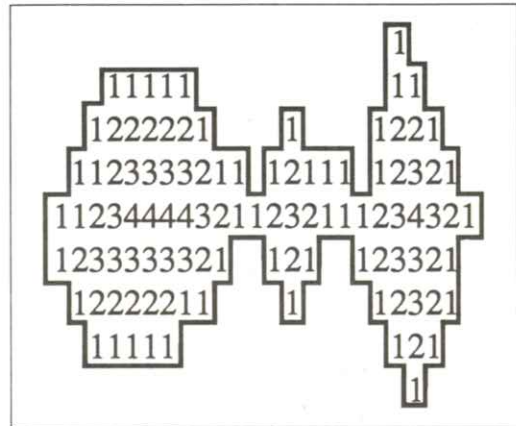
Fig. 3 に実際の腫瘍像に対する処理結果を示す。(a)にラベリング後の画像、(b)に距離変換を用いた収縮・膨張処理後の画像を示す。ラベリング処理後の画像では、右上方の腫瘍とは関係ない領域が融合しており領域の分離が困難である。しかし、距離変換を用いた収縮・膨張処理を行うことにより、融合した領域を分離していることが確認できる。

2.4 偽陽性候補の削除

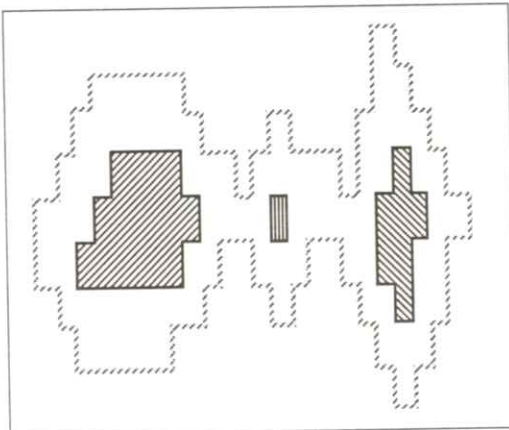
検出された候補には偽陽性候補が多く含まれており、真陽性である候補のみを効率よく抽出する必要がある。この処理では、真陽性であるか偽陽性であるかの判断の基準として、検出された候補の形状的な特徴と3次元的な特徴を用いて判別を行う。まず、各候補領域における画素数を面積 A とし、 A があるしきい値以下である候補を削除する。つぎに、各候補の面積 A と周囲長 L に



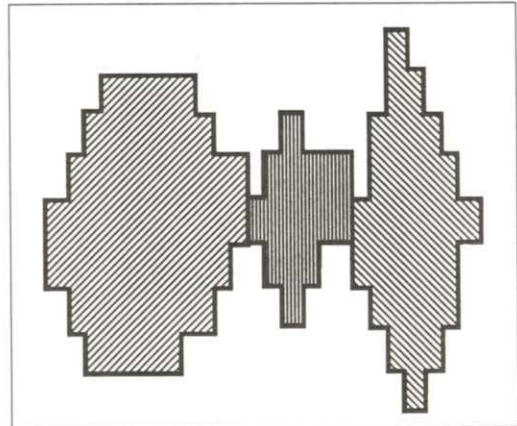
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 2 Distance transformation and region distinction

(a) A binary image after labeling processing

(b) Distance values obtained by distance transformation

(c) Extracted three small regions in terms of the distance value of "3"

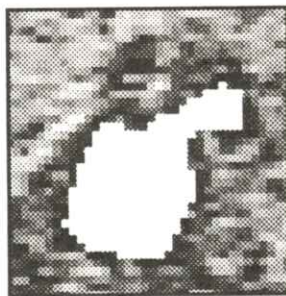
(d) Expanded three regions to the points of distance value of "1"

よって式(1)から円形度 e を定義し、あるしきい値以下の候補を削除する。

$$e = 4\pi A / L^2 \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 e : 円形度、 A : 面積、 L : 周囲長である。

つぎに、3次元的な画像情報を利用する。真陽性の候補は前後フレームの両者、またはその一方に必ず重なる候補領域をもつと仮定し、重ならない領域であれば偽陽性と判断し候補から削除する。ここで、重なりのある領域であれば、重なる領域の面積の和を体積とし、その体積がしきい値以下である候補を削除する。



(a)



(b)

Fig. 3 An example of candidate determination process
(a) An image after labeling processing
(b) An image after erosion and dilation with distance transformation processing

2.5 3次元表示

検出処理により得られた結果より、乳房の輪郭と腫瘍候補領域をボクセル法により3次元表示を行う。スライス間の補間法には非線形補間法を用いた。

3. 結果と考察

本検出システムの検出性能を評価するために、専門医によってあらかじめ診断された乳頭腺管癌、充実腺管癌、硬癌を含む片側乳房9症例(計459枚)に対して実験を行った。その結果、検出率(sensitivity)は78%(7症例/9症例中)、1症例当たりの偽陽性数4.2個であった。処理を行った9症例のうち、正しく検出できた例と検出できなかった例を、Fig. 4とFig. 5にそれぞれ2症例ずつ示す(1断層面のみ)。Fig. 4の(a)硬癌および(b)充実腺管癌の例では、腫瘍領域の決定が正しく行われていることが確認できる。検出漏れとなったFig. 5の2症例は、(a)後方エコーの欠損、(b)内部エコーの不均一な症例であった。検出失敗の主な原因として、2値化処理において初期の候補領域が十分に抽出されなかったことが考えられる。また、最終的な結果表示法である3次元表示の例をFig. 6に示す。これは、3mmスライスの51枚(補間後201枚)の画像から構成されている。

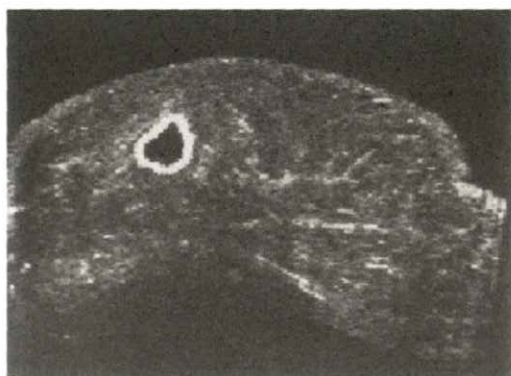
本手法の有効性は、本論文において新たに提案した「距離変換を用いた収縮・膨張処理」により、腫瘍領域を精度よく能率良く検出できる点にある。この処理によって、その後の処理である「偽陽性候補の削除」が効果的に機能することができた。

考えられる。また、最終的な表示である3次元表示によって、2次元の画像では得ることができなかった奥行き方向の位置情報や、大きさに関する情報を、視覚的に医師に提供することを可能となったと考えられる。

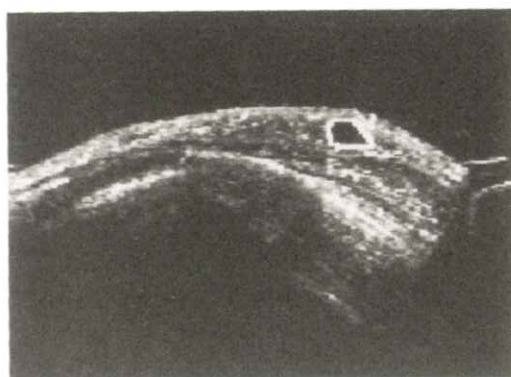
4. ま と め

本論文では、超音波断層像における腫瘍像の自

動検出の手法を提案した。9症例（画像：459枚）の超音波断層像を用いて実験を行ったところ、真陽性率78%、1症例当たりの偽陽性数は4.2個であった。検出漏れの要因として、後方エコーの欠損、内部エコーの不均一が挙げられ、今後、これらを考慮したシステムの構築が望まれる。また、検出処理における計算時間は、1症例につき3~4分程度要するため、処理時間の短縮が望まれる。



(a)



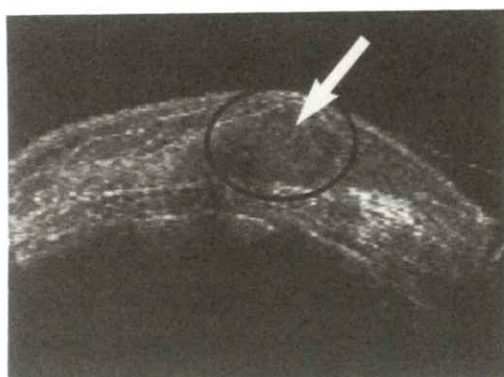
(b)

Fig. 4 Two examples of correctly detected cases

- (a) Case with a cirrhous carcinoma
- (b) Case with a solid - tubular carcinoma



(a)



(b)

Fig. 5 Two cases in which the mass was not detected correctly

- (a) Case with deficit of posterior echo
- (b) Case with heterogeneity within mass region

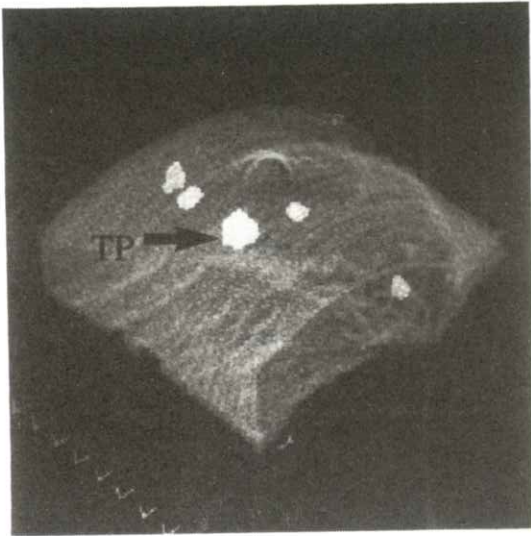


Fig. 6 A three - dimensional image with a true - positive(an arrow)and four false - positive candidates

謝 辞

本研究の遂行にあたり，種々の援助を賜りました日生病院の横井 浩先生と大阪市環境保健局の田中勝利先生に深謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 藤田広志 : 日乳癌検診学会誌 **5** 135(1996)
- 2) 土井邦雄 : 日乳癌検診学会誌 **5** 149(1996)
- 3) V.Goldberg, A.Manduca, D.L.Ewert, et al. : Med Phys**19** 1475 (1992)
- 4) 長澤 亮, 小林久雄, 久保田光博 : J Med Ultrasonics 日本超音波医学会第69回講演抄録集 **24** 640 (1997)
- 5) 小林久雄 : コンピュータ支援画像診断学会 News Letter No.20 4 (1997)

コニカのデジタルイメージングシステム

吉村 仁

コニカ株式会社 メディカルイメージング事業部

〒191 東京都日野市さくら町1

(1997年7月17日受理)

Konica digital imaging system

Hitoshi YOSHIMURA

Konica Corporation, Medical Imaging Division

1, Sakura, Hino, Tokyo 191

(Received July 17, 1997)

1. はじめに

昨今のCR, DRなどのデジタルモダリティの出現により, CT, MRなどの従来からのデジタルモダリティに加えて, 一般X線撮影の画像も直接デジタル化することが可能となってきた。

コニカにおいても, 従来から発売してきたレーザーフィルムデジタルタイザに加え, 輝尽性蛍光体を使用した立位胸腹部用のCRシステムであるダイレクトデジタルタイザ REGIUS MODEL 330 を昨年夏から発売を開始した。

本稿では, ダイレクトデジタルタイザの技術的解説を行うとともに, REGIUS を中心としたデジタルシステムを構築するための周辺システムについて紹介を行う。

2. ダイレクトデジタルタイザ

REGIUS MODEL 330

2.1 特徴

REGIUS MODEL 330 (図1) は, 立位専用のCR装置であり, 以下のような特徴を持っている。

- ・輝尽性蛍光体X線ディテクタを1枚のみ内蔵し, 光学系・検出系・消去系が一体となった読取ユニットを用いた構造により, コンパクトな設計となっている。
- ・輝尽性蛍光体材料として RbBr:Tl⁺ を使用し, 高密度充填と柱状結晶化を行うことにより, 高感度と高鮮鋭性の両立を実現している。
- ・読取ユニットがX線ディテクタに対し非接触で走査, 読み取りを行うため, 機械的ストレスによるディテクタの劣化がない。
- ・87.5 μ m のサンプリングピッチで最大4096 ×

4928画素の高解像度を実現し、濃度分解能も12 bit 4096 階調を確保している。

- レーザ光による励起走査と輝尽発光の検出、残像の消去までのプロセスを高速化しており、撮影サイクルタイム18秒（大角サイズモード、175 μ m 読取時）を達成している。
- タッチパネルセンサとグラフィカルユーザインタフェースによる優れた操作性を実現している。
- DICOM 3.0 および電子保存の共通規格に対応しており、他社システムとのオープンな接続が可能である。

これらの特徴を支える技術的な基盤の説明を以下に行う。



コニカダイレクトデジタル
REGIUS MODEL 330

図 1

2.2 X線ディテクタ

X線を検出する方式としては、輝尽性蛍光体に蓄積されたX線エネルギーをレーザー光走査することにより励起し、発生した輝尽発光を光ディテクタで受け電気信号に変換する方法を用いている。

輝尽性蛍光体の材料としては独自に開発したRbBr:Tl+を使用している。RbBr:Tl+は、蒸着成膜が可能という特徴を持っており、基板上に真空蒸着する製造プロセスを採用することにより、蛍光体の高密度充填と柱状構造結晶化が可能となっている。このため、蛍光体層の中での励起用レーザー光の散乱を抑え鮮鋭性を向上させることが可能となるとともに、輝尽励起効率と輝尽発光の読み取りの効率の向上が可能となり、高鮮鋭性と高感度との両立を実現している。

2.3 画像読取系

画像読取ユニットは、励起用レーザー走査系、輝尽発光の集光系、残像の消去系が一体となった構成となっており、これらがX線ディテクタ背面を非接触で走査することにより、画像の読み取りと残像の消去を行っている。従って、X線ディテクタは機械的なストレスを受けないため機械的な劣化がなく、X線ディテクタの定期的な交換は必要ない。

読み取りのサンプリングピッチは最小87.5 μ mであり、半切サイズの撮影の場合、4096 \times 4928画素の画像データを得ることができる。また、特性としては、X線露光量に対し広い範囲でリニアな画像出力を得ることができ、これらのデータを12bit、4096階調で量子化している。

サンプリングピッチを $175\mu\text{m}$ に切り替えることにより高速に読み取ることも可能で、一般的に用いられる大角サイズの場合、18秒サイクルで連続撮影が可能となっている。このため、フィルムチェンジャとほぼ同等の感覚で使用することができる。

2.4 画像処理

読み取られた画像データは、自動階調処理により画像解析と階調変換が行われ、被写体や撮影条件によらない安定した階調をもつ画像に変換される。自動階調処理は、照射野の自動認識、撮影部位・観察対象に応じた関心領域 (ROI) の自動設定、ROI内の特徴量解析、特徴量に応じた階調変換特性の設定から構成されており、安定した最適の階調を得ることが可能となっている。階調処理された画像は、曝写後十数秒でコントローラ CRT画面に表示されるため、撮影の結果を迅速に確認することができる。

階調変換処理はハードコピー装置などへの出力時に行われ、原画像はそのまま保存されるため、何度でも再処理が可能となっている。従って、階調処理条件を変えることにより、1回の撮影の画像から診断する複数の部位に最適の階調の画像をそれぞれ作成することも可能となる。再処理は、コントローラに表示された画像を見ながら、ROIの移動、パラメータの修正を指示することにより、所望の濃度階調を得ることが可能となっている。

階調処理の他の画像処理機能として、イコライゼーション処理が可能である。これは、画像の超

低周波成分により画像を補正することで、画像の部分的なコントラストを向上させる処理である。この処理により、胸部撮影では肺野のコントラストを十分保ちながら、縦隔の描出能を大幅に向上させることができる。

2.5 画像出力

適切な階調に処理された画像データは、ハードコピー装置、光磁気ディスク、ネットワークの3系統への出力を行うことができる。

ハードコピー装置としては、専用のプリンタである Li-7DD を直接接続することが可能で、半切ライフサイズの出力が可能となっており、従来のスクリーン/フィルムと同様の X線写真を得ることができる。

光磁気ディスクへの保存は、電子保存の共通規格タイプ I の適合認定を取得しているため、電子保存が可能となっている。また、共通規格で定められた画像圧縮の機能をサポートしている。

ネットワークへの出力は、DICOM 3.0 で定められた CR 画像のストレージサービスクラスをサポートしている。このため、後述のファイリングシステム VISICUL シリーズに伝送し保存を行うほか、イメージングステーションに送信し高精細 CRT モニターでの観察を行うと言ったシステムを構成することが可能である。当然のことながら、DICOM 3.0 をサポートする他社のシステムに画像を伝送することも容易に行うことができる。

2.6 操作性

REGIUS MODEL 330 は、撮影装置部分であ

るリーダーと制御操作を行うコントローラの2つの部分から構成されている。リーダー部分は、撮影部の上下動作を行うためのフットペダルがあるのみで特に操作する部分はない。ちなみに、上下動作に伴い、X線発生装置の管球位置の連動が可能である。

ほとんどの操作はコントローラのCRT画面を用いて行う。画面上には、タッチパネルがセットされており、画面上に表示されたグラフィカルユーザインタフェースによるアイコンやボタンをタッチすることにより、操作を行う。文字入力用にキーボードを標準装備しているが、撮影オーダや患者情報などは、病院情報システムや放射線情報システムから直接入力できるほか、各種の磁気カードの読み込みもサポートしており、緊急時以外は使用する必要はほとんど無いといって良い。

2.7 REGIUS MODEL 530

REGIUS MODEL 330 は、撮影頻度の高い胸部、腹部の撮影に対して非常に有効であるが、立位で撮影しなければならないため、撮影が困難である部位や不可能である部位も少なくない。このため、REGIUS MODEL 330 に引き続き、臥位専用タイプである REGIUS MODEL 530 を、この夏発売を開始した。

MODEL 530 は、前述したMODEL 330 の特徴を生かしたまま、臥位撮影用ベッドにリーダー部分を組み込んだもので、MODEL 330 では撮影が困難であった多くの部位の撮影を可能にしている。臥位で撮影が可能なのはほとんどの部位に対応するために、REGIUSの特徴である自動階調

処理についても、MODEL 330 に比べ多くの拡充が行われている。

コントローラは、MODEL 330 との共用が可能であり、1台のコントローラにMODEL 330 と MODEL 530 のリーダーを1台ずつ接続することが可能となっている。

3. レーザーフィルムディジタイザ LD-5500

CR装置の普及が進んではいるが、まだX線撮影の多くは従来のスクリーン・フィルムで行われている。このようなX線写真をデジタルのシステムに組み込むためには、フィルムディジタイザが必要である。弊社では従来からレーザーフィルムディジタイザを提供してきており、このたび、新機種としてLD-5500を発売した。

LD-5500 は、評価の高かったLD-4500の後継機として開発されたもので、50 μ mのサンプリングピッチが追加されており、微小石灰化などの非常に細かなパターンを持つマンモグラフィのディジタイズを可能としている。読み取り速度は、170 μ mピッチで大角フィルムを読み取る場合で8秒、18 \times 24cmのマンモグラフィを50 μ mピッチの高精細モードで読み取る場合でも35秒で可能である。

濃度分解能は、光学濃度0から3.5以上までの広いダイナミックレンジを濃度に対しリニアに12bit、4096階調で量子化するほか、濃度0~2.0の範囲を同様に12bitでより細かく量子化することも可能となっている。また濃度・出力特性は広い範囲にわたって良好な直線性を得ている。

読み取る X線写真は8×10～14×17インチの一般的な X線フィルムその他、18×24 cmのマンモグラフィやB4サイズのCRフィルム、あるいはアダプタの使用により間接撮影用のロールフィルムのデジタルサイズが可能である。また、オプションでオートフィーダやバーコードリーダが用意されており、多数の X線写真のデジタルサイズを自動化することが可能である。

ホストコンピュータへの接続には、パーソナルコンピュータでの標準的なインタフェースである SCSI-2インタフェースとソフトウェア・ライブラリが用意されており、Windowsマシンや、Macintoshに容易に接続することができる。また、スキャナインタフェースの標準である TWAINに対応しており、特に専用のソフトウェアを用意しなくともPhotoshopなどの一般的なアプリケーションソフトからデジタルサイズをコントロールする事が可能となっている。SCSI-2インタフェースの他に、サンマイクロシステムズ社製ワークステーション用の高速インタフェースボードも用意されている。また、読み取った画像データを DICOM 3.0 の形式でネットワーク経由で送信するためのゲートウェイ FI-20 を用意しており、各種のシステム構成をとることができる。

4. イメージファイリングシステム VISICUL シリーズ

REGIUS で撮影された画像データや LD-5500 でデジタルサイズされた画像データを保存管理するシステムとしてイメージファイリングシ

テム VISICUL シリーズがある。電子保存共通規格タイプ I もしくは IS&C 規格の光磁気ディスクにデジタル画像データを保存するとともに、画像に付帯する患者情報や検査情報をデータベースで管理し、所望の画像の検索を容易に行うことができる。

VISICUL シリーズには、電子保存の適合認定（共通規格タイプ I）を受けた MODEL 200D と、電子保存には適合しないが非可逆の画像圧縮が可能で低コストで多くの画像を保存できる MODEL 200C / 200E シリーズなどがある。オプションとして高精細モニタや、ライブラリ型の光磁気ディスクなどが用意されており、目的に合わせた種々のシステム構成をとることが可能である。また、ネットワークを通じて参照端末からの画像検索を受けたり、レーザーイメージャによるハードコピーの作成も可能である。

汎用ネットワークを通じて伝送された画像や、フィルムのデジタルサイズなどのセカンダリーキャプチャー画像などについては、安全性、再現性、共通利用性の三原則を満たすための技術的要件が未確定のため、まだ、電子保存の対象として認められていない。このため、現時点では VISICUL においては REGIUS の画像データのみが電子保存の対象となっている。しかし、CTなどの他のモダリティにおいて共通規格タイプ I の光磁気ディスクに電子保存された画像データを VISICUL のデータベースに登録し、一元管理することや、フィルムデジタルサイズ画像を電子保存の対象ではない一般ファイルとして保存管理することは可能である。また、ネットワーク通信や、

フィルムディジタル化した画像データの電子保存については、現在技術的要件が検討中であり、規格としてまとめ次第対応することを予定している。

5. イメージングステーション

現在、CRも含めてX線写真の読影はほとんどの場合、フィルムに焼き付けられた「ハードコピー」を用いて行われている。しかしながら、電子保存やディジタル画像のメリットを生かすためには、高精細CRTモニタを用いた「ソフトコピー」による観察読影が必要となってくる。この目的のために、2000本系CRTを用いたX線撮影画像用の高精細画像観察ステーションとしてイメージングステーション（仮称）の開発を行っている。

これは、20インチ程度のポートレート型のモノクロCRTモニタを用いて、REGIUSで撮影された2K×2.5Kの画像データを表示、観察できるものを目指している。近年になり2K×2.5Kの画像を表示できるモニタやグラフィックスボードが安定して製造されるようになり、ようやく実用に近づいてきたものである。

CRTモニタは、解像度としては医師の評価に耐えるレベルになってきてはいるが、画面の輝度は最も明るいものでも500 cd/m²程度であり、ハードコピーに比べるとダイナミックレンジおよび濃度分解能においてはまだ劣っている。しかしながら、階調や輝度の変更はモニタでは容易に行えるため、この部分の欠点を補うための画像処理機能を付加することにより、ハードコピーと同等

の場合によってはハードコピーではできない表示を行うことも十分可能であると考えている。

6. 画像処理などのソフトウェア技術

画像機器のディジタル化の最大のメリットの1つとして、得られた画像データに対し自由に画像処理を施し、目的にあった画像データに加工することができることがあげられる。このため、以上述べてきた製品に組み込むための要素技術として、各種の画像処理の研究／開発が行われている。

REGIUSにおいては、診断に最適の階調の画像を得るための自動階調処理やイコライゼーション処理などの独自技術を開発しているのは前述の通りである。それら以外にも、グリッドのリズムにより生じるモアレの除去技術が、LD-5500と合わせて採用されている。また、1枚あたり最大40MBにもなる膨大な画像データを効率的に保存、伝送を行うための画像データ圧縮技術も、JPEGが提案される以前より研究を行っており、ハードウェア化されたものがVISICULに搭載されている。

これらの画像処理技術については、研究部門で開発された基礎技術を、開発部門で製品化を行い、販売／サポート部門で得られた市場での評価結果を研究／開発部門にフィードバックする体制ができあがっている。

今後の研究課題としては、X線画像データの画像解析を行い異常陰影の候補を自動的に検出し、読影医に提示することにより診断の支援を行うコンピュータ支援画像診断の技術の実用化があげられる。胸部X線画像からの肺癌陰影の検出、マン

モグラムからの微小石灰化クラスタや腫瘍陰影の検出、同一患者の撮影時期の異なる画像から経時変化を強調した画像を作成する経時差分処理などの研究を、内外の大学などと共同で研究開発を行っている。

画像処理に直接関係はしないが、オープンシステムを構築するために必要となる各種の標準規格に対応するためのソフトウェアの技術開発も積極的に行っている。医用画像通信の業界標準となっているDICOM 3.0に、全ての製品が対応できるよう基本的なソフトウェアが整備されている。また、画像データの電子保存の共通規格にもいち早く対応しており、前述の様にすでにREGIUSとVISICULが医療情報システム開発センターの適合認定を受けている。これらも、電子保存の共通規格やその前身であるIS&C規格に対するソフトウェア技術の蓄積があるため、容易に対応することが可能となっている。

7. おわりに

輝尽性蛍光体X線ディテクタを使用したダイレクトディジタイザ REGIUS MODEL 330を中心に、コニカが提供しているデジタル画像システムを紹介してきた。

現時点では、REGIUSはMODEL 330 / 530の立位および臥位専用機2機種のみであるが、検診車に搭載するタイプなどについてプロトタイプの評価が進んでおり、近い将来に紹介することができると考えている。

以上述べてきたように、デジタルイメージングシステムの中心となるX線撮影機器の拡充を進

めるとともに、周辺システムやインタフェース、ソフトウェアの拡充もすすめ、ユーザが希望するオープンなシステムが容易に構築できる製品作りをしていく所存である。

会 報

I 平成9年度 年次（第118回）大会および総会記事

平成9年度 年次（第118回）大会および総会を下記のように開催しました。

日 時 平成9年6月6日～7日

場 所 東京工芸大学 工学部 本館教室

6月6日（金）

特別講演および見学会

「3次元画像情報の表示と人間の受容特性」

東京工芸大学工学部 畑田 豊彦 教授

「3次元空間との対話のためのヒューマンインターフェースデバイス」

東京工芸大学工学部 久米祐一郎 助教授

見学会

上記先生方の研究室

- 視角により誘導される人間の重心移動の実時間計測システム
- ダブルレンティキュラー方式3次元ディスプレイ
- ドーム型広視野ディスプレイ
- 光学式人間動作実時間計測システム
- フェントムセンセーションを用いた疑似力覚提示システム
- 仮想空間における人間の作業効率

懇親会

6月7日（土）

研究発表会

- 1) ウェーブレット変換を用いたCT画像の画質改善
中森伸行、塚本和也、角尾卓紀、吉田靖夫、
京都工繊大・工芸
- 2) 焦点グリッドの焦点ずれによるX線画質への影響
角尾卓紀、中森伸行、金森仁志*
京都工繊大・工芸、*福井工大・工
- 3) X線エネルギー差分画像におけるノイズと画質：第2報
永井 豊、長谷川 伸*
電通大、*東京工芸大
- 4) X線フィルムの変色のデジタル修正
鈴木陽典、吉田 晃、矢崎史郎、島田敏尚、市野澤公代、大坊 元二

奥羽大・歯放

5) 骨密度測定装置のX線スペクトル

滝川 厚、飯田忠行、西原貞光、中村 悟、砂屋敷 忠

広島県立保健福祉短大

6) 共通規格を用いた画像保存について

島西 聡、古賀佑彦*

東芝メディカルエンジニアリング、*藤田保健衛生大・医

総会 議題 ◦平成8年度事業報告、決算報告

◦平成9年度事業報告、予算案

医用画像情報学会賞・功績賞・内田論文賞表彰式

7) DANTE-tagging法による心室中隔壁運動解析

山口弘次郎、武藤晃一、安野泰史、瓜谷富三、板倉一義*、近藤 武**、徳田 衛**、

菱田 仁**、渡辺佳彦**、石川恵美子***、古賀佑彦***、杉浦宗隆****

藤田保健衛生大・衛生学部、*愛知県共済会病院、**藤田保健衛生大・医・循環器内科、

藤田保健衛生大・放、*杉浦病院

8) ヘリカルCTを用いた大動脈壁石灰化の定量評価

武藤晃一、高山 聡*、山口弘次郎、安野泰史、瓜谷富三、久米祐一郎**、津田元久**

藤田保健衛生大・衛生学部、*コニカメディカル・イメージング、**東京工芸大・工

9) 乳房X線写真の左右像比較による腫瘍陰影の解析

原 武史、笠井 聡、藤田広志、遠藤登喜子*、池田 充**、

岐阜大・工・応用情報学科、*国立名古屋病院・放、**名古屋大・医・医療情報部

10) 胸部ヘリカルCT像における腫瘍陰影の自動検出

李 鎔範、原 武史、藤田広志、伊藤茂樹*、石垣武男**

岐阜大・工・応用情報学科、*名古屋記念病院・放、**名古屋大・医・放

11) 食道癌の効率的検出 —ビデオ入力システムの構築—

西岡左智、橋瓜由美子、中川政敏、福元 学、小縣祐二、稲本一夫

阪大・医・保

12) 乳房超音波断層像における腫瘍の自動検出

福岡大輔、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子*、加藤保之**

岐阜大・工・応用情報学科、*国立名古屋病院・放、**大阪市大・医・第一外科

Ⅱ 第118回理事会議事録

日 時 平成9年6月6日(金) 18:00~19:00
場 所 東京工芸大学工学部
出席者 金森、樋口、津田、松井、藤田(代理原)、滝川、山田、丹羽
内田名誉会長、長谷川顧問

議 題

1. 平成8年度事業報告、決算報告を承認した
2. 平成9年度事業計画、予算案を承認した
3. 平成10年度年次(第121回)大会(平成10年6月開催)の企画を明海大学・齒放、奥村理事に依頼した
4. 各賞の表彰者選考について、長谷川委員長より選考結果の報告があり、医用画像情報学会賞に内田 勝氏、功績賞に津田元久氏と速水昭宗氏、内田論文賞に山田正良氏以下5名の受賞を承認した
5. ホームページ作成のための謝礼金について、立ち上げや全面改訂の年には2~3万円/年/1人、その後は1万円/年/1人とすることとした
6. 星理事から理事辞退の申し出があり、これを了承した
7. 電子情報通信学会のデジタル信号処理研究会から本学会に共催による研究会開催の申し入れの件について、これを了承し藤田理事を窓口として進めることとした

Ⅲ 平成9年度総会議事録

日 時 平成9年6月7日(金) 10:30~11:00
場 所 東京工芸大学工学部
出席者 104名(内委任状76名)

議 題

1. 平成8年度事業報告、決算報告を承認した。
2. 平成9年度事業計画、予算案を承認した。

報告事項

表彰委員長から医用画像情報学会賞1名、功績賞2名、内田論文賞1件の選考結果報告の後表彰を行った。

平成8年度 決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥ 2,807,203	印刷製本費	¥ 882,717
一般会費	¥ 943,088	通信費	¥ 288,460
賛助会費	¥ 990,000	研究会費	¥ 80,000
研究会参加費	¥ 61,000	旅費交通費	¥ 683,200
雑収入	¥ 207,516	会議費	¥ 159,784
利息	¥ 247,661	人件費	¥ 31,000
		図書購入費	¥ 20,170
		消耗品費	¥ 118,862
		雑費	¥ 66,385
		支出合計	¥ 2,330,578
		次年度繰越金	¥ 2,925,890
収入合計	¥ 5,256,468	支出繰越金合計	¥ 5,256,468

平成8年度 内田基金会計報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥ 1,081,084	郵便局定期貯金	¥ 1,030,000
		雑収入へ編入	¥ 51,084
		支出合計	¥ 1,081,084
		次年度繰越金	¥ 0
収入合計	¥ 1,081,084	支出繰越金合計	¥ 1,081,084

平成8年度 金森基金会計報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
金森基金元金	¥ 500,000	郵便局定期貯金	¥ 500,000
		支出合計	¥ 500,000
		次年度繰越金	¥ 0
収入合計	¥ 500,000	支出繰越金合計	¥ 500,000

監 査 報 告 書

医用画像情報学会

会長 金森 仁志 殿

監事 津田 元久

監事 樋口 清伯



平成8年度の収支について、平成9年5月10日に監査を実施しました。
ここに、その結果を報告します。会計収支については、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認めます。

IV 平成9年度受賞者

医用画像情報学会賞

内田 勝 氏

内田 勝名誉会長は本会の創立者であり、昭和39年から最初の6年間事務局を率いて本会の基礎を作られました。その後研究会委員として活躍され、昭和58年以来13年間会長として本会の学会昇格と発展に大きく寄与されました。

研究の面でもリーダーシップを発揮されて、すぐれた研究者、多くの教員と多くの博士を養成されました。本会の若手の後継者も育成され後顧の憂いなきようにされた功績は絶大なものがあります。

ご研究内容は、X線管焦点のMTFほかMTFの測定を皮切りに、情報理論を応用したエントロピー解析、最近ではファジーの適用等、常に本会の研究をリードされました。

また、昭和60年、岐阜大学教授ご退官の折りに論文賞基金を寄付され、内田論文賞を設立されて後進の育成に役立てられました。

以上のように、本会の創設運営上、学術上類のないご功績をあげられました。

功 績 賞

津田 元久 氏

津田元久氏は長年(株)島津製作所に勤務され、X線テレビジョン、X線CTはじめ放射線画像機器の研究開発に従事され、また同社技師長として医学放射線機器の企画発展に成果をあげられました。東京工芸大学教授に就任された後は医用画像の研究と共に教育に従事し、後進の育成に尽力されました。

本学会については1963年、前身のRII研究会の設立準備に参画、翌年3月の第1回研究会での講演以来その発展に尽力され、23年の長きにわたり委員として、また1991年から現在まで監事として本会の運営発展に力を尽くされました。

以上、津田先生は長年にわたり放射線画像機器の研究、技術開発、本会運営上多大のご功績をあげられました。

功 績 賞

速水 昭宗 氏

速水昭宗氏は、長年大阪大学歯学部勤務され、放射線画像の歯学診断への応用に多大の功績を上げられました。本学会については昭和39年本会創立以来内田名誉会長の下で6年間会務を分担され、その後も企画担当者として、また昭和58年からは監事、企画担当常務理事として、26年の長きにわたって大阪での研究会を企画されて、本会の円滑な運営に力をつくされました。また平成5年から3年間、編集委員として活躍されました。

ご研究の面では、モンテカルロシミュレーションを適用して、医用画像にも多くの知見を得られました。

以上のように放射線画像の実用。本会運営上に大きな功績をあげられました。

内 田 論 文 賞

論文著者 **山田正良・福澤理行・池田博昭・狐塚善樹・桜井 隆・
児玉壮一**

論 文 名 「新生児頭部超音波エコー動画の評価」

巻、号、頁 第13巻1号 27～35ページ

受賞理由

本論文は、新生児の頭部超音波エコー動画から動脈拍動を抽出して、新生児の脳疾患の早期発見を支援しようとする新規で意欲的な研究である。空間分解能の高いフレームメモリつきHi-8ビデオカセットレコーダをベースにして低ノイズでフレーム間ジッタの少ないHi-8動画処理システムを独自に構築すると共に、各画素値の時系列変化に着目して離散フーリエ変換をほどこす手法を用い、動脈拍動を高速かつ効率よく抽出できる事を明らかにした。実際にパリ大学Port-Royal病院方式の動脈拍動抽出画像から、前・中・後大脳動脈、脳底動脈論、脈絡叢動脈などの主要動脈以外にも微小な拍動が明確に抽出できることを示した。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
501	児 玉 荘 一	姫路赤十字病院小児科 〒670 兵庫県姫路市龍野町5-30-1	TEL 0792-94-2251 FAX 0792-96-4050
502	櫻 井 隆	姫路赤十字病院小児科 〒670 兵庫県姫路市龍野町5-30-1	TEL 0792-94-2251 FAX 0792-96-4050
503	狐 塚 善 樹	済生会兵庫県病院小児科 〒651-13 兵庫県神戸市北区藤原台中町5-1-1	TEL 048-987-2222 FAX 048-987-2221
504	福 澤 理 行	京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科 〒606 京都府京都市左京区松ヶ崎御所海道町	TEL 075-724-7422 FAX 075-724-7400
505	池 田 博 昭	ミノルタ(株)情報機器開発本部 情報機器第一開発部開発13部門 〒442 愛知県豊川市八幡町東赤土2	TEL 0533-88-5724 FAX 0533-88-7084
506	中 西 代志弘	(財)癌研究附属病院放射線部 〒170 東京都豊島区1-37-1	TEL 03-3815-5411
507	武 藤 晃 一	藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科 〒470-11 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98	TEL 0562-93-9412 FAX 0562-93-4595
508	太 田 嘉 英	東海大学医学部口腔外科学教室 〒259-11 神奈川県伊勢原市望星台	TEL 0463-93-1121 (内線2430)
509	西 岡 佐 智	大阪大学医学部保健学科 〒560 大阪府吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2560 FAX 06-879-2560
510	橋 爪 由美子	大阪大学医学部保健学科 〒560 大阪府吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2560 FAX 06-879-2560
511	本 田 凡	コニカ(株)感材生産本部感材開発総括部 第2開発センター 〒191 東京都日野市さくら町1	TEL 0425-89-8376 FAX 0425-89-8058
512	永 井 豊	電気通信大学電子工学科情報伝送学講座 〒182 東京都調布市調布ヶ丘1-5-1	TEL 0424-83-2161 (内線3453) FAX 0424-83-7775
513	福 岡 大 輔	岐阜大学工学部応用情報学科 〒501-11 岐阜県岐阜市柳戸1-1	TEL 058-293-2746
514	李 鎔 範	岐阜大学工学部応用情報学科 〒501-11 岐阜県岐阜市柳戸1-1	TEL 058-293-2746

————— 会 員 異 動 届 —————

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
225	西 岡 敏 雄	連絡先	自宅 〒179 東京都練馬区光が丘3-7-8-403	TEL 03-5998-3443
168	高 木 幹 雄	勤務先	東京理科大学基礎工学部電子応用工学科 〒278 千葉県野田市山崎2641	TEL 0471-20-1750 FAX 0471-20-1752
371	中 川 浩 三	勤務先	(株)東芝那須工場技術管理部部長 〒324 栃木県大田原市下石上1385	TEL 0287-26-6283 FAX 0287-26-6227
266	福 島 重 廣	勤務先	九州芸術工科大学大学院芸術研究科 情報伝達専攻 〒815 福岡県福岡市南区塩原4-9-1	TEL 092-553-4505
298	松 本 守 正	勤務先	由井病院放射線科 〒652 兵庫県神戸市兵庫区菊水町5-2-3	TEL 078-521-4000

————— 賛 助 会 員 —————

平成9年9月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。(五十音順)

化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)
 コ ニ カ (株)
 シーメンス旭メディテック(株)
 島 津 製 作 所
 (株) ジ ー シ ー
 中 央 精 機 (株)
 東 芝
 東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)
 トムソン-CSFジャパン(株)

(株) ナ ッ ク
 日 本 コ ダ ッ ク (株)
 浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
 (株) 日 立 メ デ ィ コ
 富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
 (株) モ リ タ
 横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム (株)
 (株) ヨ シ ダ

役員

会長	金森 仁志 (福井工業大)		
名誉会長	内田 勝	名誉顧問	立入 弘
顧問	竹中 榮一 (関東労災病院)、長谷川 伸 (東京工芸大)		
総務理事	丹羽 克味 (明海大)		
常務理事	〔企画担当〕 中森 伸行 (京都工繊大)、松本 政雄 (大阪大)		
	〔庶務担当〕 奥村 泰彦 (明海大)		
	〔財務担当〕 山田 英彦 (明海大)		
理事	〔大学関係〕 稲津 博 (NBU)、稲本 一夫 (大阪大)、小島 克之 (浜松大)、 滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)、滝沢 正臣 (信州大)、 藤田 広志 (岐阜大)、和田 卓郎 (松本歯大)		
	〔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)、 小池 功一 (日立メディコ)、杉本 博 (東芝)、細羽 実 (島津)、 松井 美楯 (ユニカ)		
監事	津田 元久 (東京工芸大)、樋口 清伯 (大阪産業大)		

編集後記

今年は6月から季節はずれの台風がいくつも上陸したり、凶悪犯罪が多発しマスコミを賑わせております。

本会事務局をお引き受けして1年が過ぎました。雑誌にはまだまだミスが目立ちますが、1年を経過して学会の全体像がようやくわかってきました。昨年1年間の活動では赤字を出すこともなく、なんとか乗り越えることができました。金森会長とも相談しながらより円滑な運営をめざしたいと思っております。今回から雑誌に【製品紹介】の記事を掲載いたしました。掲載料は無料ですので、新しい製品や技術の紹介をお願いいたします。

6月の総会では東京工芸大の津田先生、長谷川先生には大変お世話になりました。懇親会から宿泊まで一切おまかせで御苦労されたことと思います。特別講演の畑田先生、久米先生の立体視に関するお話も興味深く拝聴致しました。厚く御礼申し上げます。

10月の学会は浜松大学の小島先生のお世話で開催されます。多数の御参加をお待ちしています。

下記にホームページのアドレスを記します。

(丹羽)

ホームページ <http://www.fjt.into.gifu-u.ac.jp//mii/>

編集委員

丹羽 克味 (明海大)
竹中 榮一 (関東労災病院)
長谷川 伸 (東京工芸大)
松本 政雄 (大阪大)
藤田 広志 (岐阜大)

医用画像情報学会の雑誌

平成9年(1997)9月5日発行

編集兼発行 丹羽 克味
発行所 医用画像情報学会
〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内
TEL 0492-85-5511(内437)
FAX 0492-87-6657
印刷所 (有)リュウワ印刷
〒350 埼玉県川越市府川223-5
TEL 0492-22-5677

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：〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1番1号

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局 奥村泰彦

TEL 0492-85-5511 FAX 0492-79-1290

FAX 0492-87-6657

郵便振替口座：東京 00120-0-582178 医用画像情報学会

◎ 勤務先、住所等の変更があった場合は、異動届にご記入の上、事務局までお送りください。

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓、名の順に)

印

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 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 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ください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属、住所）異動届

年 月 日

氏 名 印

.....

新勤務先、所属名称 ふりがな

.....

.....

勤務先住所〒

.....

TEL

FAX

.....

新住所〒

.....

TEL

FAX

.....

（注：勤務先、所属、住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

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、編集委員会が認めたもの
- 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。

医用画像情報学会会則及び表彰規程の訂正

医用画像情報学会雑誌のVol. 14 No. 2 に掲載しました医用画像情報学会会則及び細則に3ヵ所の誤字がありましたので、訂正をお願いします。

尚、誤字部分のシールを添付させていただきますので、お手数ながら医用画像情報学会雑誌のVol. 14 No. 2 の張り替えをお願いいたします。

① 医用画像情報学会会則 p117 第二章 役員 第6条

誤 会長、監事は、本会の会員の中から会員の選挙によって決定し**相関**の承認を受ける。

正 会長、監事は、本会の会員の中から会員の選挙によって決定し**総会**の承認を受ける。

② 医用画像情報学会会則 p117 第二章 役員 第9条

誤 理事は、**会長**が選任する。ただし、理事のうち2名以内は、会長の指名により選任することができる。

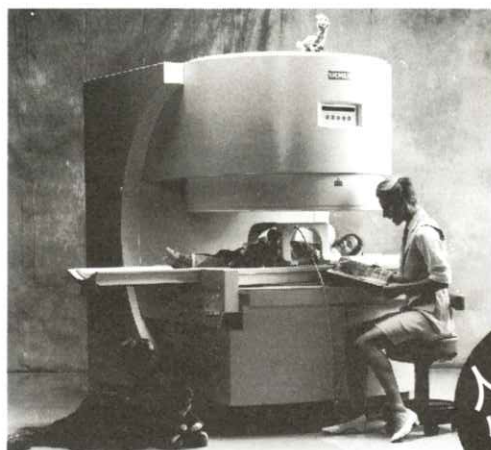
正 理事は、**会員**が選任する。ただし、理事のうち2名以内は、会長の指名により選任することができる。

③ 表彰規程 p121 選考委員会 第12条

誤 **委員会**は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。

正 **委員長**は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。

SIEMENS



世界初のオープンタイプMRI

- イージーアクセス、フリーコミュニケーション実現
- どんな部位でも、マグネットの中心でイメージング可能
- 前後左右に自由に可動するフリーテーブル機構採用
- 関節を動かしてのモーションスタディに最適
- 新型フラット型アクティブシールド傾斜磁場コイル採用
- 広範囲にわたる磁場均一性実現
- 最新アプリケーション対応

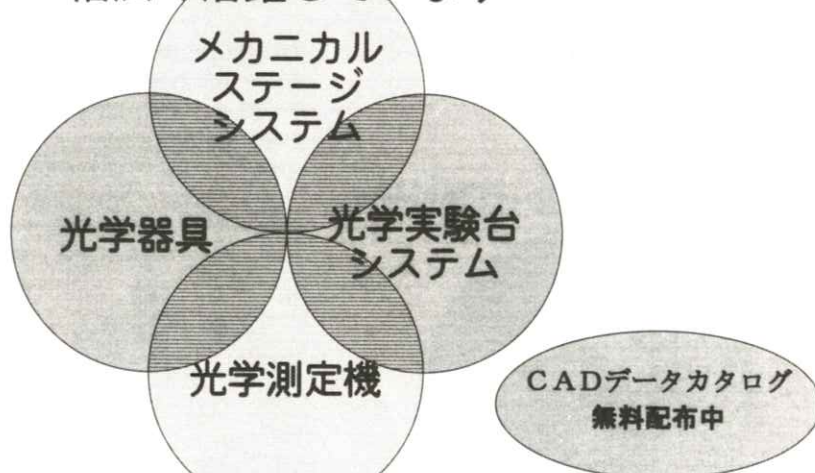
人に、
優しい

MAGNETOM
Open

シーメンス旭メディテック株式会社

〒141 東京都品川区東五反田3-20-14 高輪パークタワー
TEL.03-5423-8411

中央精機の製品は研究機関・生産技術・製造部門で
幅広く活躍しています



中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-5 及川ビル

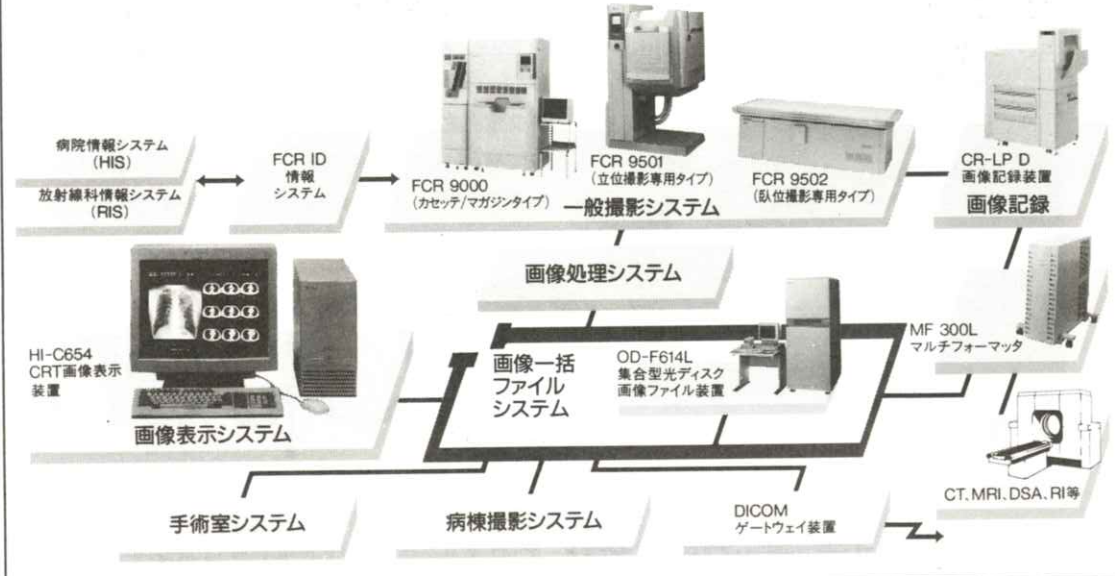
TEL03-3257-1911 (代) FAX03-3257-1915

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

●高画質で安定した診断画像の提供。●豊富なラインアップで診断目的に合わせたシステムの構築および拡張が自在。●FCRやCT・MRIなど各種診断画像・情報を一括して光ディスクに保管、画像の一元管理を実現。



富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 総発売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 1104 ☎東京(03)3545-3321代



GE Medical Systems

インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

私たちが目指しているのは世界品質の医用画像診断装置です。そしてそれを支えるのが、アメリカのGEメディカルシステムズ(GEMS)、ヨーロッパのGEMS-E、GE横河メディカルシステムが中核となるアジアのGEMS-Aの3極体制です。いま、世界の医療の現場で何が起きているか、何が求められているか、それらをいち早く察知し、各拠点で協力しながら、その解決策を探り、最新鋭の技術で具現化します。私たちの活動に国境はありません。GE横河メディカルシステムは、国際的に卓越した製品、イメージ、サービスをお届けします。

CT

全身用コンピュータ
新置撮影装置
ProSeed EF
ProSeed Accell EI
Lemage
Legato
PreSage
CTLuminex
Eri
CTMAX640
CTHSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
新置撮影装置
SINGA Advantage 1.5T
SINGA Advantage 1.0T
Sierra
MRVectra II
GE Independent
Console (IC)

NUCLEAR

核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXXUS
Starcam4000XR-T/XC-T
ADVANCE

X-RAY

X線撮影装置
アパルチクスLSE LP
アパルチクスLSE LCN
アパルチクス2AFM AFM-FC
アパルチクス2DLX
センタ570MR
センタ57600T、600FD
センタ57HF
スタンスコーフ3000 6000
スタンスコーフLE
AMX-4
GM-1215
フレンチ900、700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4500
RTIno
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
DataView



GE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
営業本部/☎165 東京都中野区大和町1-4-2
東部支社 (03)3223-8511 西部支社 (06)368-1551



医用画像 システム

株式会社 ナック

☆シネアングオ カメラ・・・アリテクノ35

☆シネプロジェクタ・・・アリプロ35

☆CD-R ビュア・・・AIRS

■ナック

本社/106：東京都港区西麻布1-2-7：03-3404-2321
映像技術/106：東京都港区西麻布1-2-7：03-3403-0711
工場/224：横浜市都筑区勝田町1247：045-941-3711
大阪/531：大阪市北区豊崎3-2-1：06-359-8110
名古屋/464：名古屋市千種区仲田2-14-16：052-764-2010
筑波/305：茨城県つくば市天久保3-9-1：0298-51-1318

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？
生命の尊さ・・・

立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つけることから・・・



株式会社 日立メディコ

〒101 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館 ☎(03)3292-8111(代表) ●北海道(札幌)261-5651 ●東北(仙台)221-6311
●茨城(水戸)25-5815 ●千葉225-5321 ●北関東(大宮)643-1487 ●東京3293-1651 ●官公需部3293-1666 ●東京西(立川)
28-0051 ●横浜311-5601 ●静岡255-5271 ●北陸(金沢)62-3391 ●名古屋571-9106 ●京滋(京都)256-3092 ●大阪312-8091
●神戸241-8181 ●中国(広島)243-8816 ●四国(高松)51-4508 ●九州北(福岡)713-5115 ●九州南(鹿児島)23-5721

SHIMADZU

Solutions for Science
since 1875

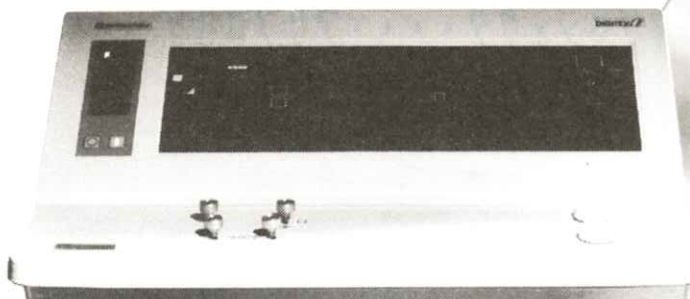
真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX^α

1024²マトリックス・30フレーム/秒の世界最高スペックが誇る高画質・高速収集でご好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。

画質への妥協を一切許さず、最新のデジタル・テクノロジーを駆使しフィルムが追い求めてきた高画質をリアルタイムにデジタル・データで実現。



CD-R標準装備

島津製作所

インターネットで島津のホームページにアクセスして見たい <http://www.shimadzu.co.jp/j/index.html>
本社 京都市中京区西ノ京森町1-1 医用機器事業部 (075) 823-1271

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

- | | | |
|------------|------------|-----------------|
| ● X線II管 | ● 高解像CRT | ● カラープラズマディスプレイ |
| ● 大電力三・四極管 | ● TWT | ● クライストロン |
| ● その他特殊電子管 | ● SAWフィルター | etc. |

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麴町5-7 TBRビル

トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部 TEL: 03-3264-6346

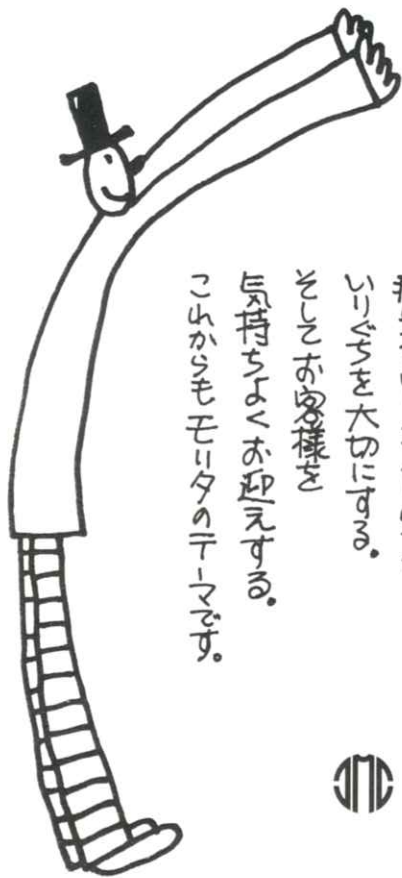
FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

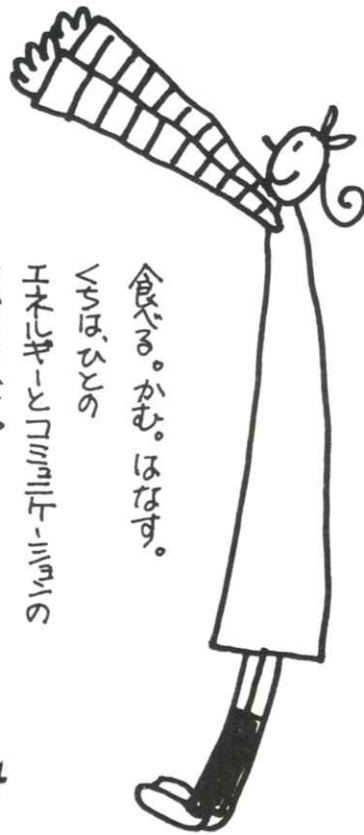
国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニック社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得



いりぐち。



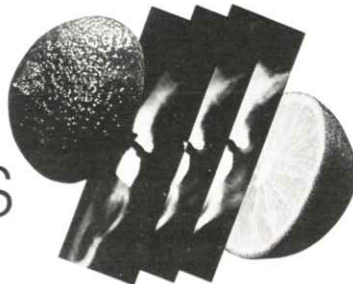
病気をいりぐちでいせよ。
いりぐち大にいせよ。
そこそこいせよ。
気持ちよくお迎えする。
ここからモリタのテーマです。

食べる。かむ。ほなす。
VITE-KAGE
エネジキ-マシナリト-ニシタ
モリタ



SIEMENS

Orthophos PLUS
パノラマX線撮影装置

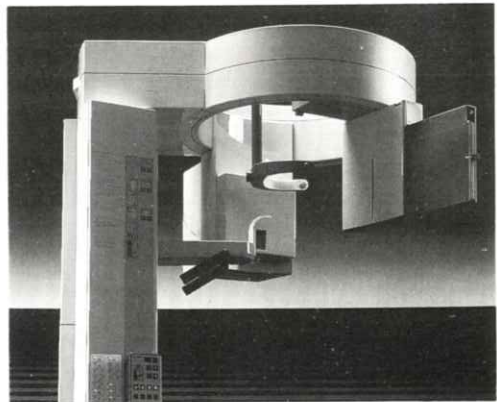


承認番号 2BD第45号

多機能、簡単操作、
そしていつも新しい。

スライス(多層断層撮影)機能が
加わりました。

オーソフォスが撮影機能をさらに充実し、
近代的な歯科診断に欠かせない多層断層撮影機能を含む
16種類の撮影プログラムを装備した
“オーソフォス・プラス”に変わりました。



株式会社 ジーシー



□ | □ ●(03)3815-1511
営業所 ●北海道(011)729-2130 ●東北(022)283-1751 ●東京(03)3813-5751 ●名古屋(052)703-3231 ●大阪(06)771-4682 ●広島(082)255-1771 ●九州(092)441-1286

手に取るように説明できる、
患者さんにやさしいシステムです。



保険
適用

患部が実際どのようになっているのか。
それをどのように治療するのか。
コンピュータは、患者さんの知りたいことを、
納得いくまで説明するのに最適なデジタルX線画像解析システムです。
患部をリアルタイムで見ることができ、しかも高密度・鮮明画質。
さらにあらゆる角度からの情報を収集できるので、明かな説明ができます。
コンピュータは信頼のコミュニケーション治療を実現する
先進の画像解析システムです。

デジタルX線画像解析システム【コンピュータ】

COMPURAY

