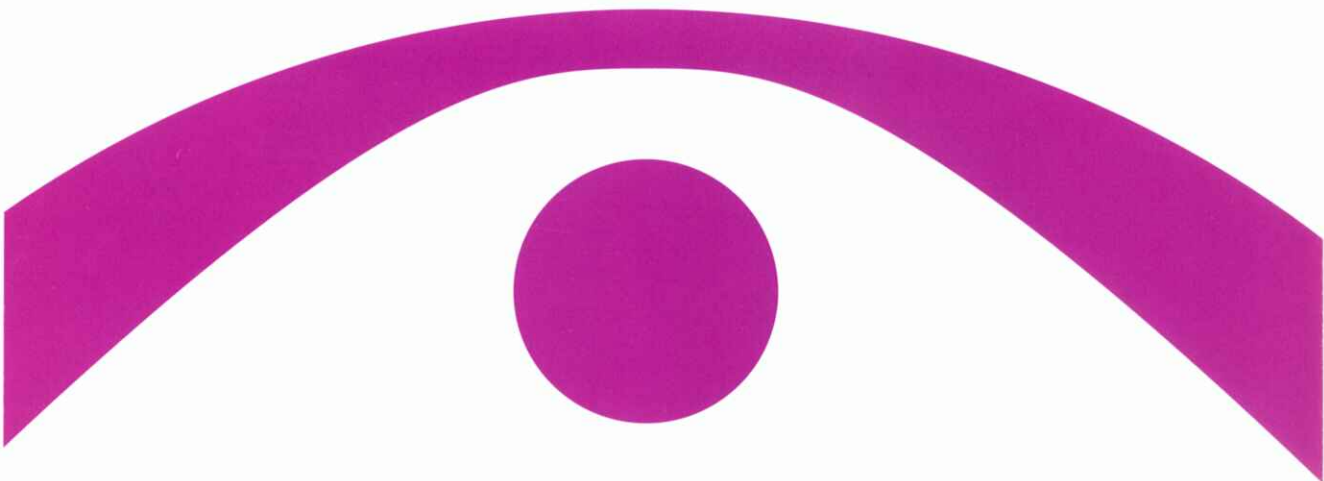


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻128号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.18 No.2 May 2001



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Homepage <http://kiso.dj.kit.ac.jp/~mii/>

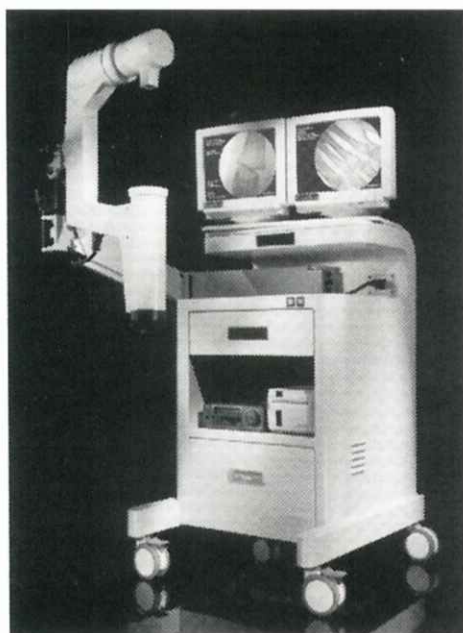
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

# FLUOROSCAN III

## MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

QDRシリーズX線骨密度測定装置で世界をリードする  
米国HOLOGIC社から、手の外科第2弾、  
「フルオロ・スキャンIII」外科用X線装置、新登場。



すべては新時代の  
テクノロジー

高精細ナイトビジョンLLによる

**超高画質**

フットペダルによる

**シンプルな操作性**

低被曝線量を実現する

**最高の安全性**

機動力を発揮する

**コンパクト&ポータブル**

## NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

大形有髄繊維(Aβ繊維)、小形有髄繊維(Aδ繊維)、無髄繊維(主としてC繊維)を個別に定量評価が可能。無痛でしかも神経選択性をもった、このCPT検査技法は、これまで困難だった診断をより確実なものにしています。



For All Your Tomorrows

**TOYO MEDIC**

■米国・HOLOGIC社/NEUOTRON社 日本総代理店

**東洋メディック株式会社**

本社 〒162 東京都新宿区東五軒町2-13 TEL. (03) 3268-0021 (代表)

大阪支店・名古屋支店・福岡支店・新潟営業所・仙台営業所・高知出張所・広島出張所・札幌営業所(平成10年4月開設予定)

# 医用画像情報学会雑誌

18巻 第2号 2001年5月

## 目 次

### 会 告

- 平成13年度年次（第130回）大会のご案内 会告 1  
平成13年度秋季（第131回）大会の予定および演題伺い 会告 4

### 巻 頭 言

- MII研究の行くべき先は  
..... 滝沢 正臣 ..... 65

### 特別講演資料

- コンピュータ支援診断の研究開発についての問題点  
..... 土井 邦雄 ..... 66

### 論 文

- X線スクリーン・フィルム系の単一照射センシトメトリ  
..... 犬井 正男 ..... 70

### 研究速報

- Lossless Coding Scheme for Image  
..... Dang Thanh TIN and Seihaku HIGUCHI ..... 75  
チェッカーボードモデルを用いたウィナースペクトルの数値計算例  
..... 山田 功, 田中 嘉津夫, 佐井 篤儀  
柴山 磨樹, 亀山 泰信 ..... 83  
MRIにおけるSNRの空間周波数特性の評価  
..... 宮地 利明, 藤田 広志, 真田 茂  
越田 吉郎, 春日 敏夫 ..... 87

### 技術セミナー

- 初学者のための失敗しないROC解析法入門（VOL.1）  
..... 白石 順二 ..... 93

### 国際会議報告

- ECR2001 報告  
..... 畑川 政勝, 岸本 健治 ..... 104

### 会 報

- 平成12年度春季（第129回）大会記事  
第129回理事会議事録  
新入会員 会員異動届 賛助会員

# Medical Imaging and Information Science

Vol.18 No.2 May 2001  
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.18, No.2)

## Contents

### Preface

A Way to New Millennium ..... Masaomi TAKIZAWA ..... 65

### Invited Lecture

Problems and Issues Related to Research and Development  
of Computer-aided Diagnosis (CAD)  
..... Kunio DOI ..... 66

### Original Paper

Single Exposure Sensitometry for Radiographic Screen-film System  
..... Masao INUI ..... 70

### Letters

Lossless Coding Scheme for Image  
..... Dang Thanh TIN and Seihaku HIGUCHI ..... 75

Numerical Calculations of Wiener Spectrum Using Checkerboard-Model  
..... Isao YAMADA, Kazuo TANAKA, Du-Yin TSAI  
Maroki SHIBAYAMA and Yasunobu KAMEYAMA ..... 83

Evaluation of Spatial Frequency Characteristic of SNR in MRI  
..... Tosiaki MIYATI, Hiroshi FUJITA, Shigeru SANADA  
Kichiro KOSHIDA and Toshio KASUGA ..... 87

### Technical Seminar

Beginner's Guide for Successful ROC Analysis (VOL.1) ..... Junji SHIRAISHI ..... 93

### International Conference Report

Report of ECR 2001  
..... Masakatsu HATAGAWA and Kenji KISHIMOTO ..... 104

## Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President : Hitoshi Kanamori, PhD

MII Editorial office :

Editor-in-Chief : Hiroshi Fujita, PhD

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

Tel : +81-58-293-2742, FAX : +81-58-230-1895, e-mail : fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp

MII Society office :

Executive Director : Yoshie Kodera, PhD

Department of Radiological Technology, Nagoya University School of Health Sciences

Daiko-Minami 1-1-20, Higashi-ku, Nagoya 461-8673, Japan

Tel : +81-52-719-1554, FAX : +81-52-719-1509, e-mail : kodera@met.nagoya-u.ac.jp



## 会 告

### 平成13年度年次（第130回）大会のご案内

年次（第130回）大会を下記のように開催しますので奮ってご参加ください。

日 時 平成13（2001）年6月2日（土）

場 所 名古屋大学医学部保健学科 3階 大講義室

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

連絡先 名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL：052-719-1554 FAX：052-719-1509（学科事務室）

E-mail：kodera@met.nagoya-u.ac.jp

参加費 会員：1,000円，非会員2,000円，学生：無料

#### プログラム

6月2日（土）

10：00～11：00

特別講演 1

「21世紀の人間ドックー仮想内視鏡（VE）とCD-ROM」

医誠会病院健康増進センター センター長 稲本一夫先生  
（大阪大学名誉教授，関西国際大学客員教授）

11：00～12：00

特別講演 2

「診療所・国立病院・大学病院の医療連携支援機構」

三重大学医学部附属病院医療情報部 教授 山本皓二先生

13：15～13：45

総会

13：45～17：30

研究発表会

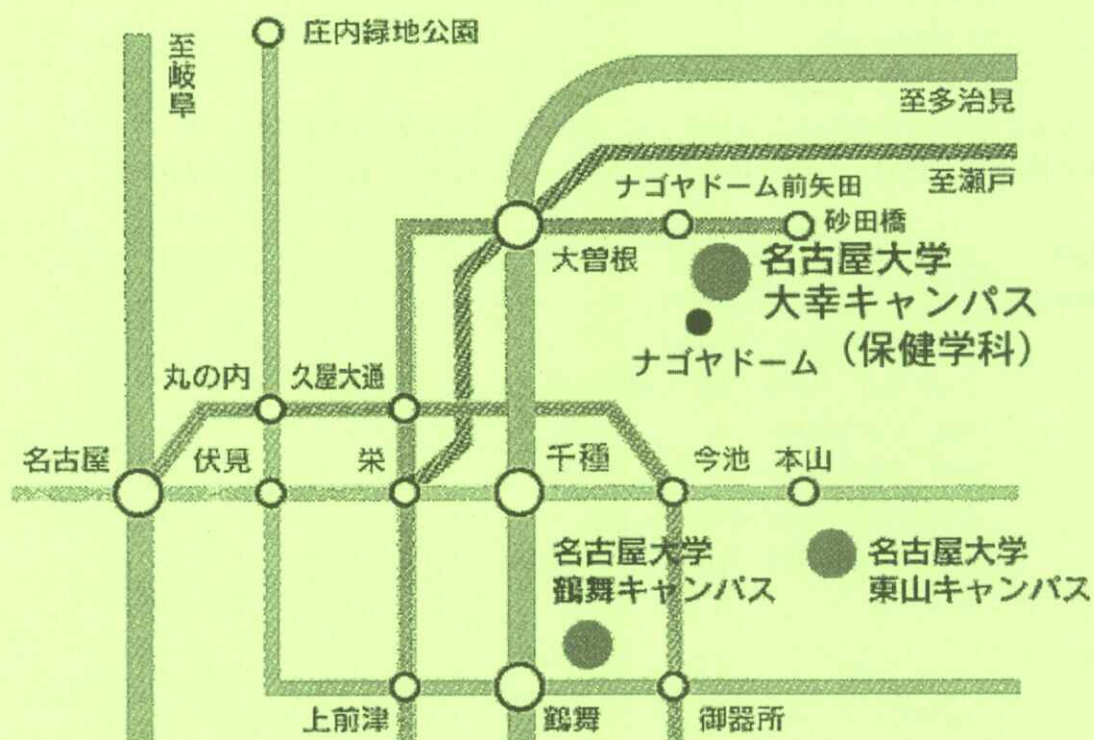
1) マンモグラムにおける医師の読影とCADシステムの検出結果

- 篠原範充, 畑中裕司, 原 武史, 藤田広志, 岩瀬拓士\*, 遠藤登喜子\*\*  
 岐阜大・工・応用情報, \*愛知県がんセンター病院・乳腺外,  
 \*\*国立名古屋病院・放射
- 2) 乳房X線写真における局所パターンマッチングを用いた画像検索法の開発  
 中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子\*, 岩瀬拓士\*\*  
 岐阜大学大学院・工, \*国立名古屋病院・放射,  
 \*\*愛知県がんセンター病院・乳腺外
- 3) An automated detection method of mammographic masses existing around thick-mammary-gland and near chest-wall regions  
 Yuji Hatanaka, Takeshi Hara, Hiroshi Fujita, Satoshi Kasai\*, Tokiko Endo\*\* and Takuji Iwase\*\*\*  
 Gifu University, \*Konica Co., \*\*National Hospital of Nagoya,  
 \*\*\*Aichi Cancer Center Hospital
- 4) CT画像のノイズ除去と被曝線量の低減  
 楊 義強, 中森伸行, 吉田靖夫  
 京都工芸繊維大・電子情報工
- 5) デジタルカメラを用いたバーパターンによるCRTの解像度測定  
 市川勝弘, 小寺吉衛\*, 小山修司\*  
 名古屋市立大・病院・中放, \*名古屋大・医・保健
- 6) WWWでアクセスできるビデオストリーミング技術を用いた動画のネットワーク配信システムの試作  
 津坂昌利, 中川真由美, 橋本真規子, 水野千陽子, 伊勢可奈子, 小寺吉衛, 長嶋宏和\*  
 名古屋大・医・保健, \*藤田保健衛生大・総合医科学研究所
- 7) マルチスライスCT画像を用いたWWW版電子教科書の試み  
 中川真由美, 津坂昌利, 橋本真規子, 水野千陽子, 伊勢可奈子, 金澤寛明, 伊藤茂樹,  
 島本佳寿広, 三宅良和\*, 河村美奈子\*, 阿知波正剛\*, 山口 宏\*  
 名古屋大・医・保健, \*名古屋大・医病・放射線部
- 8) コントラスト法による骨塩量の測定  
 宮本秀幸, 稲津 博, 小寺吉衛\*, 林 建佑\*, 町田佳士\*, 飯山清美\*\*  
 NBUメディカルカレッジ・診療放射線, \*名古屋大・医・保健,  
 \*\*コニカ(株)・MIシステムG
- 9) 画像解析を用いた骨粗鬆症診断の研究  
 林 建佑, 町田佳士, 小寺吉衛, 稲津 博\*, 宮本秀幸\*, 飯山清美\*\*  
 名古屋大・医・保健, \*NBUメディカルカレッジ・診療放射線,  
 \*\*コニカ(株)・MIシステムG
- 10) 低磁場MRIにおける下肢静脈の3D表示  
 弦巻正樹, 高野清子, 皆川靖子, 石井義男, 関谷 勝\*, 蔡 篤儀\*  
 中条中央病院・放, \*新潟大・医・保健

# 会場までの交通のご案内

- 1) JR名古屋駅から中央本線大曽根駅下車 徒歩20分  
大曽根駅から市バス 砂田橋または大幸団地行  
大森霞ヶ丘行  
星ヶ丘行  
で 名大大幸医療センター下車
- 2) 地下鉄名城線 ナゴヤドーム前矢田駅下車 徒歩5分

## <会場案内図>



## 平成13年度 秋季（第131回）大会の予定および演題伺い

平成13年度 秋季（第131回）大会を下記のように開催しますので、演題をお寄せください。

日 時 平成13年10月20日（土）、21日（日）

場 所 財団法人愛媛県総合保健協会

〒790-0814 愛媛県松山市味酒町1-10-5

連絡先 財団法人愛媛県総合保健協会事業部 大石茂雄先生

〒790-0814 愛媛県松山市味酒町1-10-5

TEL 089-941-7882

E-mail : post@oishi.com

愛媛県総合保健協会で活躍しているCT検診車、CR検診車のデモを行う予定です。

内容の詳細が決定次第、学会ホームページ（<http://kiso.dj.kit.ac.jp/~mii/>）でお知らせします。

演題締切 平成13年7月31日（必着）

演題申込先 名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL 052-719-1554

FAX 052-719-1509

E-mail : koderam@met.nagoya-u.ac.jp

（文書、FAXまたはEメールでお願いします）



## [巻頭言]

### MII研究の行くべき先は

滝 沢 正 臣

厳しかった冬も終わりをつげた。気温の変動はあっても四季は確実にめぐってくる。RIIの時代からはじまった研究会の回数も130回を超えようとしている。この程度の規模の研究会で息長く活動してこられたのも故竹中、内田、金森などの諸先輩、土井さんのように優れた研究者、兼指導者が多く輩出し、数多くの放射線像や情報処理の研究を精力的に進めてきた賜物であろう。

このような伝統が今後も引き継がれてゆくであろうことは容易に予測できるが、放射線科学の領域も大きく変わりつつあり、これまでのようにCR、フラットパネルX線ディテクタなどのような新開発があまり出てなくなっているため研究テーマを選ぶことが難しくなりつつある。

一方、流行語となったITという用語に代表される情報通信の進歩は止まるところを知らない。かつて放射線像処理研究者を泣かせたメーカーによる画像フォーマットの違いはDICOMにより解決され、一千万円以上もしたサーバー（純正は今でも高い）はいまや一桁下がっている。内視鏡ファイルなどの世界もいつのまにかDICOMとなり診療に利用しやすいシステムとして定着しつつある。また、放射線像研究者に最も魅力的であった3D処理もmulti-slice row data CTと、高速プロセッサの採用で一般化し、医師や診療放射線技師の日常業務となってしまった。

これらのことから、21世紀に入った現在、MII研究者が今後どのような方向に向かうべきかについては、他の社会的構造の変動の先が見えないのと同様、目標の見えない不透明な時代に入っていると考えられる。正確ではないが、現在のMII学会を構成するメンバーの主力は保健学科と同様の教育機関に所属しているのではないかと考えられる。また、診療放射線技師の参加もこれに次ぐと考えられる。

私は放射線科に所属してから35年たって現在の医療情報部に移ったが、実際に放射線科を出てグローバルな医療システム運営の立場となってみると、この分野こそがMII研究者が今後活躍できる場の一つと思う。すなわち、画像情報処理に関する専門性と領域をネットワークを通じて大きく拡大できる可能性がある。なぜなら、放射線像と内視鏡像や超音波像の連携によるよりグローバルな画像情報処理は、これらの情報が一人の患者から発生していることを考えると当然ではあるが、現実にはMIIの会員でこのレベルで研究しているケースは少ないと思われる。

病院では現在、電子カルテ化や経営改善に向けた地滑りのようなシフトが起こりつつあるが、多くは時代のながれということで検討をはじめているに過ぎず、画像を中心とした膨大な情報をどう整理してゆくの、どの様にしたら診療効率を高められるかなどはまったく解決されていない。多種・多次元の画像処理が現在ほど求められている時代はないのである。病院外を見た場合にもこのことはいえる。本邦における医師の数は多く、都市部だけをみると過剰時代に入っている。しかし、その殆どは内科、外科のように一般医であり皮膚科や放射線科、病理など小さい科の医師はまったく不足している。長野県でも北辺の村などでは無医村や、外国からの医師の支援に頼っているような医療格差がある。このような問題の根本解決にはならないが、ネットワークによる施設連携は明らかに住民サービス向上に役立つ。

高齢化が進み在宅診療を必要としている患者が激増しているが、多くの開業医もまた高齢化し対応が困難となっている。これらを解決できるのはメーカーではなく情報機器と医療機器をインターフェースできる能力を持った職員が地域、あるいは機関病院にすることが必要であるが、これもMIIメンバーの多くが対応できる。

このように、今後多くの人材を必要としている医療分野は多い。会員諸兄の多くが拙文に共鳴しグローバルな医療システム開発に参加することを希望するものである。

(信州大学病院 医療情報部)

## [特別講演資料]

### コンピュータ支援診断の研究開発についての問題点

土井 邦雄

シカゴ大学放射線科カートロスマン放射線像研究所  
(2001年1月24日受理)

### Problems and Issues Related to Research and Development of Computer-aided Diagnosis (CAD)

Kunio DOI

Kurt Rossmann Labs, The University of Chicago, 5841 S. Maryland Av., Chicago, IL 60637, USA  
(Received January 24, 2001)

#### 1. CADの現状の要約

コンピュータ支援診断 (CAD) に関する本格的な研究は、1985年頃に始まっています。今までは、マンモグラフィ、胸部写真などで、簡単な病巣の検出や鑑別診断の手法などが開発されています。最近では、CT、MRI、超音波画像などにも応用され、北米医学放射線学会 (RSNA) では、毎年70件程の研究発表がされています。CADが放射線科医の診断能の向上に役に立つ可能性は、微小石灰化の検出などの多くの具体例についてROC曲線が改良されることによって示されています。しかし、これらの実験結果は、研究室におけるもので、実際の臨床での効果については、今後の進展を待たなければなりません。

特に、CADのインパクトは、多くの病院で、多くの状況に実用されることによって、実現されるものと思われます。そこで、企業による商品化が重要になります。米国では、1998年にR2社によるマンモグラフィCADシステムの商品化とFDAの認可が、大きなニュースでした。更に、昨年末に、乳ガンの集団検診においては、CADを用いることに対して医療報酬請求の許可がおりています。そこで、今後、多くの企業による各種のCADシステムの商品化が、急速に進展するものと予測されます。以下には、CADに関する研究

開発についての多くの問題点を指摘します。CADの今後の進展には、これらの問題点を良く理解しておき、それらについての対策を考慮しておくことが有用だと思います。

#### 2. 画像データベースの問題点

CADの研究開発には、信頼性の高い画像データベースが不可欠です。特に、適当な数の臨床例を用いることと、画像に含まれる異常陰影の難易度には、注意が必要です。研究の初期には、少ない数の比較的容易な陰影のケースを用いるのがよいのですが、研究が進展するにつれて、多くの比較的困難な陰影を含むことが要求されます。また、正常陰影として比較的困難なケースをミックスすることも必要です。画像の数が多くなると、撮影条件、画像入力装置、あるいはデジタルパラメータなどの多くの条件を統一することは困難です。そこで、これらの条件の変動に対しても、有効なCADの手法を考案することが必要になります。臨床のケースについては、できる限り正常あるいは異常についての病理などの客観的データを得ることが望ましいのですが、実際のケースについては、仲々困難です。そこで、しばしば放射線専門医によるコンセンサスによって“トルース”を仮定する場合があります。

大きな画像データベースを構築する作業は、明



らかに大変です。しかし、その様なデータベースが存在すれば、多くの研究者にとっての有益さは、はかり知れない程のものです。そこで、学会や政府の研究機関の指導の基に、一般公開を目的とした大きなデータベースを構築することが必要です。米国では、U.S.ArmyのBreast Cancer Research Programによって、すでに10,000枚のマンモグラムを含むデータベースが完成しています。NIHは、最近、肺ガンのCT集団検診を目的とした大きなデータベースを構築する作業に着手しています。日本では、腫瘍影を含む胸部X線写真のデータベースが、日本放射線技術学会によって構築されていますが、今後、この様な努力が、更に加速化すると思われます。

### 3. アルゴリズム開発の問題点

CADに関する研究の最も重要な部分の一つは、ソフトウェアの開発です。このためには、プログラミング技術は、不可欠です。さらに、画像に含まれる色々な陰影を検出し、それらの特徴量を定量化し、更に病巣を偽陽性から区別するには、画像処理と情報処理の知識が要求されます。コンピュータと関連ハードウェアの知識も必要です。既存ソフトは、できるだけ積極的に利用するべきと思われます。しかし、アルゴリズム開発の目的は、できるだけ高い感度で病巣を検出し、できるだけ少ない数の偽陽性を達成することです。この様なソフトウェアの開発には、医師による読影プロセスの技術的立場からの理解が基本になります。そのためには、技術者は、医師との共同作業を積極的に進める必要があります。

### 4. 医師と技術者との共同作業の問題点

医師と技術者との共同作業は、一般に、仲々困難です。医師から臨床画像を提供され、これを用いてCADについての研究をする技術者は、これだけでは、医師との共同作業をしていると考えるのは早計です。できれば、研究開発についての高いレベルの知的活動の交換のあることが望ましいと思われます。そのためには、技術者の医学的知

識を増加すること、医師の技術的知識を増加することが役に立ちます。技術者の立場からは、CADのアルゴリズムに含まれるすべての重要な技術的手法を、医師が理解できるレベルで説明する努力が必要です。医師の立場からは、関連する病気や画像診断の基礎を、患者や医学部の学生などが理解できるレベルで、技術者に説明することが必要です。これらの努力は、バックグラウンドの異なる専門家達の共同作業を成功させるための最低限の条件と思われます。技術者にとって、さらに理解しておかなければならないのは、研究に寄与できる医師の時間が、限られていることです。大抵の技術者は、研究のためにはかなりの時間をかけることが可能です。しかし、大抵の医師は、臨床が主たる業務であることを忘れてはなりません。

### 5. アルゴリズムの評価の問題点

CADのアルゴリズムが開発されると、これを客観的に評価することが必要です。このためには、適当な数で適当な難易度のテストケースを選択することが必要です。極端に容易か、あるいは極端に困難なケースばかりを用いると、CADが役に立たないという結論が得られるかもしれません。しかし、適度の困難さのケースを用いることによって、この結論は、全く異なったものになる可能性があります。オブザーバの人数とその能力にも、注意を払う必要があります。今までの実験結果から、医局員の特性は、専門医の特性と異なり、また、この二つのグループでは、CADの有用性の程度も異なることが知られています。テストケースとオブザーバについての実験条件の設定は、最終的には統計的有意差の検定ができるかどうかを考慮して決定されます。

オブザーバの実験では、コンピュータの結果を利用する場合と、利用しない場合の二つの条件でROC曲線や、FROC曲線が測定されています。この実験には、インデペンデントテストとシークエンシャルテストの二つの方法が用いられています。インデペンデントテストは、信頼性の高い結果が得られるのですが、実験に要する作業の時間が増

大するのが問題点です。一方、シークエンシャルテストでは、最初にコンピュータの結果を利用しない条件で評価し、次にコンピュータの結果を用いる条件での評価を行います。そこで、このような実験条件のバイアスが、実験結果に影響することが心配です。しかし、最近の結節状陰影の検出についての研究結果によると、シークエンシャルテストで得られた結論は、インデペンデントテストで得られたものと同じであることが報告されています。シークエンシャルテストは、比較的簡単な実験であることと、CADの実用の状況に近いと考えられるため、最近では、しばしば利用されています。

一方、オブザーバを含まない場合のアルゴリズムだけの特性の評価では、色々なテストの方法が用いられています。それらは、コンシステンシテスト、ラウンドロビンテスト、ジャックナイフテスト、およびバリデーションテストと呼ばれています。CADに関する研究が始まった当初は、すべての臨床のケースを用いてアルゴリズムを開発し、更に全く同じケースを用いて特性を評価するコンシステンシテストの手法が用いられていました。これは、ケースの数が、一般に少なかったからです。しかし、この手法は、未知のケースに対して評価されないため、客観的評価としては信頼性が低いと考えられたのです。そこで、与えられたデータベースに含まれるケースをトレーニング用とテスト用に分けて用いるラウンドロビンテストとジャックナイフテストの手法が、用いられるようになったのです。しかし、テストのために別の独立のデータベースがあれば、これを用いるバリデーションテストが理想的です。このためには、大きなデータベースを利用することが必要になります。

## 6. プロスペクティブ臨床研究の問題点

研究室でのデータベースによる評価の結果が、満足の得られるものであると、次には多くの未知の臨床のケースでの、実用的なテストに挑戦することになります。このプロスペクティブ臨床研究

には、実用的CADプロトタイプシステムを開発し、これを病院での臨床作業の現場に設置することが必要です。プロスペクティブ臨床研究では、コンピュータの結果が患者の診断と治療などに直接影響を与える可能性があるため、米国では、一般に患者のインフォームドコンセントを得る必要があります。また、CADが役に立ったのか、あるいは反対に害を及ぼしたのかを知るためには、患者を追跡して病状に関する“トルース”のデータを入手する必要があります。このためには、臨床医と病院の協力が不可欠です。プロスペクティブ臨床研究は、一般にデータ収集が長期化し、結果についての統計的有意差を得るのは容易ではありません。

## 7. 企業による商品化の問題点

CADの利点を実現するには、企業による商品化が不可欠です。臨床に実用できる装置、システム、あるいはソフトウェアが、商品として開発されて始めて、世界中の病院で臨床に利用することが可能になるのです。しかし、CADの商品化には、一般にかなりのリスクがあると考えられています。その理由は、このような製品が今までの医用画像機器に含まれていないため、マーケットの大きさの推定が困難なことです。そのために、米国では、今までの所ベンチャ企業がCADの製品化の立役者になっています。しかし、最近では、多くの大企業がベンチャ企業に投資したり、また、CADの技術と商品化の動向を真剣に注目しています。CADの商品化には、デジタル画像装置やPACSなどの既存製品への附加価値の増加とするのか、あるいはソフト製品や独立のシステムとするのかなどの製品設計の決定が必要になります。この製品設計の内容によって、どの程度の研究開発費と担当人員が必要であるかが、明らかになってきます。新製品の開発研究が始まると、ライセンス契約が必要になるかもしれませんし、競合企業に対する特許防衛も要求されると思われます。新製品のプロトタイプが完成すると、臨床テストをする病院を選択し、その協力を要請しなければ



なりません。さらに、薬事法の許可を受けることも必要です。

## 8. 臨床実用の問題点

CADが商品化され、多くの病院でコンピュータの結果を臨床に実用化する日が来ると期待されます。しかし、CADの臨床実用については、いくつかの問題点が考えられます。それらは、医師によるコンピュータ過信の可能性と、医療訴訟の可能性です。コンピュータの結果には、必ず偽陽性と偽陰性が含まれます。これを、判断し、最終決定をするのは、医師の役割です。従って、CADが実用化されても、医師の能力とすぐれた判断は重要であり、必要条件です。コンピュータの明らかな偽陽性に注意を払わなければ、不必要な検査や不必要な手術が増加する可能性があります。コンピュータの明らかな偽陰性に気をつけなければ、明らかに重大な病気を見落とすことになります。

その結果、医療訴訟の起こることは容易に推測されます。

この様なCADの臨床実用に際して起こる可能性のある問題点は、ほとんどすべての文明の利器に共通のそれらのもたらす明るさと暗さの両面の一つです。文明の利器は、悪用される場合のあることは明らかですが、これをできるだけ防ぐのは、文明の利器を利用する人達の良心と能力に依存すると思われます。そこで、臨床実用に関する問題点には、今後、特に慎重に注意を払うことが必要です。

## 9. 結 論

CADの研究開発には、多くの困難な問題点が含まれており、臨床実用の早期実現には、多くの努力が必要です。しかし、これらの問題点を克服して、コンピュータ支援診断は、21世紀の画像診断に大きなインパクトを与えると期待されます。

## [論文]

# X線スクリーン・フィルム系の単一照射センシトメトリ

犬井 正男

東京工芸大学工学部画像工学科・〒243-0297 神奈川県厚木市飯山1583

(2001年1月24日, 最終2001年3月26日受理)

## Single Exposure Sensitometry for Radiographic Screen-film System

Masao INUI

Department of image Information Engineering, Tokyo Institute of Polytechnics

Iiyama 1583, Atsugi, Kanagawa 243-0297, Japan

(Received January 24, 2001, in final form March 26, 2001)

**Abstract :** Sensitometry methods needed plural times of X-ray exposure, and it was necessary to monitoring X-ray intensity between exposures. Single exposure was desired to sensitometry for the radiographic screen-film systems. We developed a sensitometry method for the radiographic screen-film systems with single exposure in which two stacked screen-film systems, ingenious use of K absorption edge and the integral method for sensitometry were used. Then a characteristic curve obtained by the new sensitometry method was compared with these obtained by other methods, validity of the new method were confirmed.

**Key words :** single exposure, sensitometry, radiographic screen-film system, K absorption edge, the integral method for sensitometry

### 1. はじめに

X線スクリーン・フィルム系のセンシトメトリを行なうのに、多くの方法がある。通常は距離法が用いられ、照射線量を変化させるのに距離を変化させて数十回もの照射を行っている [1]. 照射線量の変調方法が実際に即しており、特殊な機材を必要としないため、ブートストラップ法もよく用いられている [2, 3]. この方法では、2回の照射で特性曲線を得ることができる。また、著者らは、これとは全く独立に、同一画面に対する露出の異なる2枚の写真画像のみから写真特性曲線を求める方法 (積分法センシトメトリ) を開発し [4, 5], この方法をスクリーン・フィルム系に適用し、良好な結果を得た [6]. 積分法センシトメトリでは、ブートストラップ法を用いるときと同様に、

同一被写体に対して2回の照射を行なう必要がある。

このように、X線スクリーン・フィルム系のセンシトメトリを行なうのに、複数回の照射が行われている。しかし、複数回の照射を行うと、X線管からの照射線量が安定していないことがあるため、照射間での線量をモニタリングする必要がある、不便である。単一照射で特性曲線を得ることができればこのモニタリングの必要がなくなり、容易にセンシトメトリを行うことができる。本研究において、同一のスクリーン・フィルム系を2組重ね、K吸収端を巧妙に利用し、積分法を使用することにより、1回の照射でX線スクリーン・フィルム系のセンシトメトリを行う方法を開発したので、その方法と実際に使用した結果を報告する。

## 2. 単一照射センシトメトリを実現した技術

### 2.1 上下2組のスクリーン・フィルム系

Fig.1に示すように、ひとつのカセット中に2組の全く同じスクリーン・フィルム系を上下に重ねることにより、単一照射で上下の系に同時にX線を照射することができる。

### 2.2 K吸収端を巧妙に利用したフィルタ

X線が物質を通過すると、通常は、低エネルギー成分ほど多く吸収され、透過X線は高エネルギー成分が多くなり、硬化する。しかし、あるエネルギーより高いと急激にX線を吸収する吸収端が、物質に固有に存在する。希土類スクリーンに用いられているガドリニウムのK吸収端は、50.2keVである。管電圧とフィルタで調整して、X線のスペクトル分布がこのエネルギー前後になると、低エネルギー側では通常通り多く吸収され、高エネルギー側では吸収端のため通常より多く吸収される。すなわち、低、高エネルギーとも同じように吸収されるために、透過X線の実効エネルギーを入射X線のそれと同じにすることが可能となる。

### 2.3 積分法センシトメトリ

積分法センシトメトリの理論を一般感光材料をもとに示すが、詳細は参考文献 [2-4] に記述されている。

写真特性曲線の階調度 $g$ は、定義により、

$$g = \frac{dD}{d \log E} \quad (1)$$

である。ここに、 $D$ は濃度、 $E$ は露光量である。これを微分方程式と考え、変形して積分を行うと、

$$\log E = \int \frac{dD}{g} + C \quad (2)$$

となる。ここに、 $C$ は積分定数である。

異なる露出でステップタブレットの撮影を行ない、同一シーンに対する2枚の写真画像を得たとする。このときの被写体はステップタブレットである必要はないが、説明しやすくするため、一般撮影ではステップタブレットを、X線写真ではアルミニウム階段を撮影したものとする。2枚の画像中の対応するステップタブレットの露光量の比は、どのステップでも一定である。この比を露光量比 $r$ とし、ステップ $i$ に対する画像1、2への露

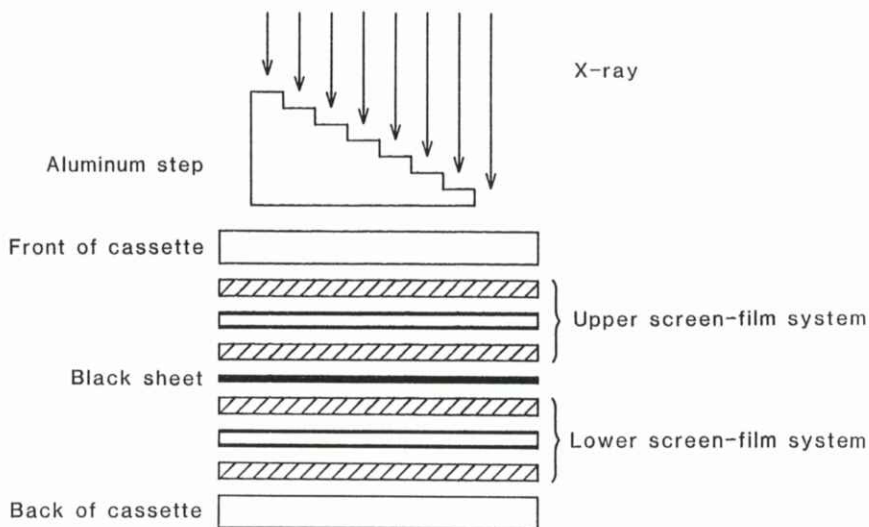


Fig.1 Stacked two screen-film systems in a cassette



光量をそれぞれ  $E_{1i}$ ,  $E_{2i}$  とすると,

$$E_{2i} = rE_{1i} \quad (3)$$

である. このときの2枚の画像の濃度を, それぞれ  $D_{1i}$ ,  $D_{2i}$  とすると, これらの濃度間の平均階調度  $\bar{g}_i$  は,

$$\bar{g}_i = \frac{D_{2i} - D_{1i}}{\log r} \quad (4)$$

( $i = 1, 2, 3, \dots, n$ )

である. ここに,  $n$  はステップ数である. この平均階調度  $\bar{g}_i$  と等しい階調度に対応する濃度  $D_i$  は  $D_{1i}$  と  $D_{2i}$  の間に存在するから,

$$D_i = \frac{w_{1i} D_{1i} + w_{2i} D_{2i}}{w_{1i} + w_{2i}} \quad (5)$$

とする. ここに,  $w_{1i}$ ,  $w_{2i}$  は重み係数であり,  $D_i$

は  $D_{1i}$  と  $D_{2i}$  の間を  $w_{1i} : w_{2i}$  に内分する. この重み係数は, 次式で求める.

$$w_{1i} = 2\Delta D_{1i} + \Delta D_{2i} \quad (6)$$

$$w_{2i} = \Delta D_{1i} + 2\Delta D_{2i} \quad (7)$$

式(2)から, ステップ  $i$  に対する露光量の対数は,

$$\log E_i = \int_0^{D_i} \frac{dD}{g_i} + C \quad (8)$$

となる. 定数  $C$  の存在は  $\log E_i$  が相対値しか得られないことを意味する.

式(5)及び(8)によって, 2枚の画像の濃度  $D_{1i}$ ,  $D_{2i}$  および露光量  $r$  から, 露光量の対数  $\log E_i$  とそれに対応する濃度  $D_i$  の関係, すなわち, 写真特性曲線を得ることができる.

### 3. 実験及び結果

#### 3.1 フィルタ

ガドリニウムを主成分とする Kodak Lanex スクリーンを用いたとき, 上下の系への入射X線の実効エネルギーを等しくするためのフィルタを, シミュレーションにより設計し, 作製した.

実験に用いた東芝X線管DRX-260HDの60kVpのときの減衰特性をFig.2にNon filterとして示す. 60kVpのX線スペクトルのデータ [7] にアルミニウムのフィルタをかけたとき, この減衰特性になるのに必要なアルミニウムの厚さを, 最小二乗法により求めた. この厚さのアルミニウム付加フィルタの透過率を上述のスペクトルに乗じた値を, 実験に用いたX線管のスペクトルと推定した.

ガドリニウムの50.2keVにおけるK吸収端を利用し, 上下の系への入射X線の実効エネルギーが等しくなるように試行錯誤によりシミュレーションで求めたフィルタを, Table 1に示す. これらのフィルタを用いたときの上下の系への入射スペクトルをFig.3に示す. このフィルタを用いたときの上下の系の実効エネルギーは, それぞれ47.8 keVおよび46.9keVであった. スクリーンによって低エネルギー部およびK吸収端より少し大きい

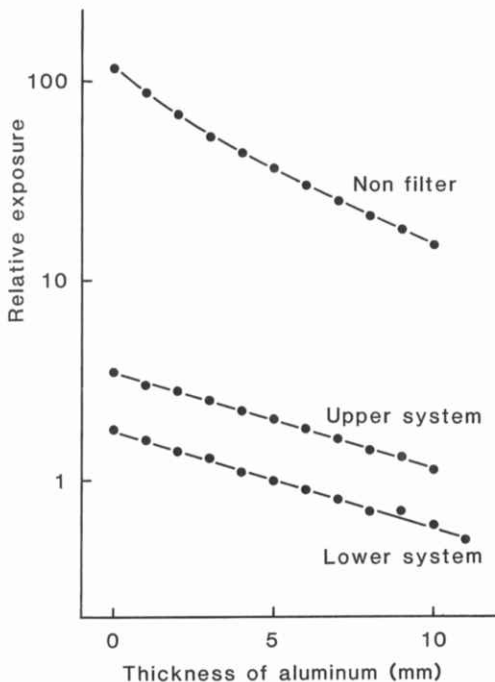


Fig.2 X-ray attenuation characteristic of non filter and two screen-film systems

エネルギーの部分でX線が多く吸収されるため、これらが相殺され、上下の系への入射X線の実効エネルギーがほぼ等しくなっている。

シミュレーションにより設計したフィルタを実際に作製し、実験に用いたX線管に取り付け、アルミの厚さを変えながら上下の系での線量を測定した。このときの上下両系の減衰特性をFig.2に示す。両者とも直線的に変化しており、実質的に単色X線とみなすことができる。これらの測定結果から、半価層法により求めた実効エネルギーは、上下両系とも48keVであった。

### 3.2 写真特性曲線

前述のフィルタを用いて、アルミニウム階段のX線撮影を行なった。スクリーンはKodak Lanex Fine, Medium, Regular, フィルムはKodak OG, OH, OLの3種を用いた。撮影は、X線強度が倍ずつ変化するように焦点とフィルム間の距離を3段階変えて行った。

Table 1 Composition of the filter

| Material          | Thickness |
|-------------------|-----------|
| Lead foil         | 0.1mm     |
| Tin foil          | 0.2mm     |
| Gadolinium screen | 2sheets   |
| Aluminium         | 3mm       |

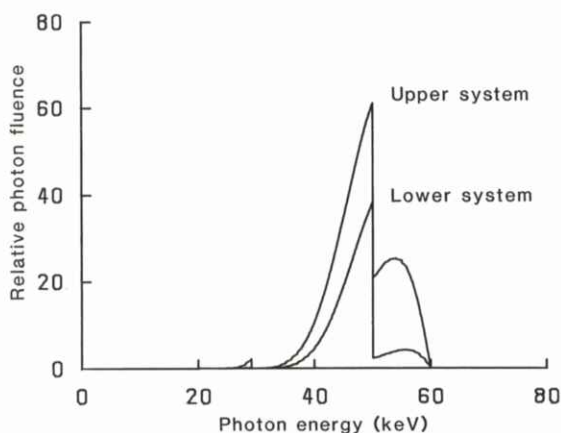


Fig.3 Simulated X-ray spectra of two screen-film systems

RegularスクリーンとOGフィルムの組み合わせに対して、種々の方法で求めた写真特性曲線をFig.4に示す。(a)は本研究で開発した方法、すなわち単一照射で得られた濃度値から積分法で求めたものである。(b)は、距離を変えて照射した濃度値に積分法を適用して求めた。さらに、そのときのデータにboot-strap法を適用して求めたのが(c)である。横軸は任意に定めた相対値であり、(a), (b), (c)の3曲線は互いに平行になっており、これら3曲線は同じとみなせる。他のスクリーン及びフィルムに対する結果も同様であった。

(a), (b)の黒丸が式(5)及び(8)から計算的に得られた点である。濃度対( $D_{1f}$ ,  $D_{2f}$ )のうち少なくとも一方の濃度は必ず黒丸で示された写真特性曲線上の範囲に存在し、この濃度に対応する $\log E$ が決まる。この $\log E$ と $\log r$ だけ横軸に沿って離れて他方の濃度が存在する。濃度対のうち一方の濃度が計算的に得られた写真特性曲線の範囲外るとき、このようにして得られた点を、図中に

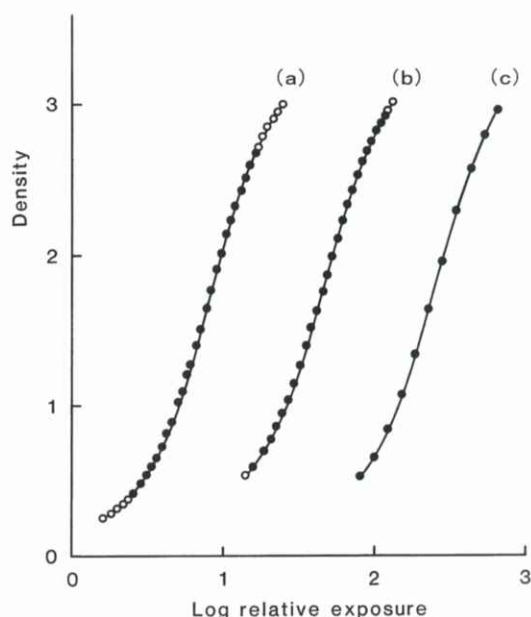


Fig.4 Photographic characteristic curves obtained by the single exposure method developed in this study (a), by the conventional integral method (b), and by the boot-strap method (c).

白丸で示す。

#### 4. 検 討

X線スクリーン・フィルム系のセンシトメトリにおいて、照射線量を変化させる多くの方法がある。どの方法もいくつかの欠点を有している。逆二乗則を利用して距離を変化させる距離法がよく用いられているが、空気により低エネルギー成分が吸収され、距離によって線質が変化するため、厳密には逆二乗則が成立しない。電圧を変える方法では、線質も変化してしまう。時間を変化させる方法では、相反則不軌の問題がある。boot-strap法は、非常に興味ある方法であるが、同一濃度に対応する2点の線質が異なっている。また、これら全てに共通なことは、複数回のX線照射をしなくてはならないが、X線管からの照射線量が安定していないため、常にモニタリングする必要がある。

ここで開発した単一照射法は、スクリーンのK吸収端を巧妙に利用して、上下の系での実効エネルギーを同一にして、たった1回の照射でセンシトメトリを行っている。実効エネルギーが同一であるため、対応する2点の線質は同じと見なすことができる。

単一照射であると、2枚の画像に対する照射時間、X線管と吸収体そしてスクリーン・フィルム系の幾何学的条件が同じである、などの利点がある。また、複数回照射のときに通常行なわれているモニタリングの必要がなく、便利である。

この方法を適用するには、シミュレーションによってスクリーンとフィルタの組み合わせ及び管電圧を決定し、さらに半価層測定などで、実効エネルギーが同一であることを確認する必要がある。

#### 5. まとめ

単一照射によってスクリーン・フィルム系のセンシトメトリを行なう方法を開発した。ひとつのカセット中に2組の同じスクリーン・フィルム系を重ね、スクリーンのKエッジを巧妙に利用することにより、上下の系でのX線の実効エネルギー

を同じにし、線量だけが一定比だけ異なるようにしている。それに必要なフィルタをシミュレーションによって設計し、作製した。半価層法によって上下の系での実効エネルギーが同一であることを確認した。また、この方法を用いて得られた写真特性曲線を、Boot-strap法などによって得られたものと比較したところ、殆ど同じであった。

今後、輝尽性蛍光体などを用いたシステムへの適用が考えられる。

#### 文 献

- [1] ISO 9236-1:1996, Photography - Sensitometry of screen/film systems for medical radiography - Part 1: Determination of sensitometric curve shape, speed and average gradient
- [2] Radiographic Market Division, Eastman Kodak Co., Sensitometric Property of X-ray Films, 27, Rochester, N.Y..
- [3] Bednarek DR and Rudin S: Modified boot-strap sensitometry in radiography, Opt. Eng., 20(2), 271-274, 1981.
- [4] 犬井正男: 数式モデルによる写真特性曲線の近似 (V) 露出の異なる2枚の画像から求めた写真特性曲線 (i) 理論およびシミュレーション, 千葉大学工学部研究報告, 30, 85-89, 1978.
- [5] 犬井正男: 数式モデルによる写真特性曲線の近似 (VII) 露出の異なる2枚の画像から求めた写真特性曲線 (ii) ステップタブレットを通して露光された画像, 日本写真学会誌, 43(1), 22-26, 1980.
- [6] 犬井正男, 他: センシトメトリーの新しい方法とそのX線写真への適用, 放射線像研究, 13(1), 9-15, 1983.
- [7] Birth R, Barshall M and Ardran GM: Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays (The Hospital Physicists' Association, Scientific Report Series-30), Hospital Physicists' Association, 1979.



## Lossless Coding Scheme for Image

Dang Thanh TIN and Seihaku HIGUCHI

Department of Information System Engineering, Faculty of Engineering

Osaka Sangyo University

Nakagaito 3-1-1, Daito-shi, Osaka 574-8530, Japan

(Received October 1, 2000, in final form March 12, 2001)

**Abstract :** The main idea used in the scheme is the modification of conditional probabilities at cross points which are neighbor points around points of gray levels  $2^i$ . Moreover, the compression ratio is also improved by gray code transform and by the gray transformation. Gray code transform is useful for coarsely encoding bit-planes from image decomposition, and the gray transformation decreases the gray levels used in histogram. In order to adapt the conditional probability to the variation of gray level, we have to use an algorithm which is with the processing form of "First In First Out", that is Jones' method. This algorithm and the ideas above applied to lossless compression, especially to coding medical images which are available to the diagnosis. Applications to lossless medical image compression and cryptography are suggested.

**Key words :** bit-plane decomposition, arithmetic coding, long source sequence, cross point, and gray transformation.

### 1. INTRODUCTION

A very long source sequence with almost unlimited length is very popular, we can see it everywhere, it is data of voice, video, medical image and so on. On account of the amount of data being large, it needs to be coded for storing or transmitting. Images, not medical images, permit the lossy compression, but medical images require high quality to avoid erroneous diagnosis. Therefore, further developments for lossless coding are important. Our scheme presents some ideas to carry out this.

Lossless coding scheme for medical images consists of three ideas used in Jones's coding method [1], those are the modification of conditional probabilities at cross points, Gray code [2,3], and gray transformation [4]. Cross points are neighbor

points around points of gray levels  $2^i$ , they have an important property, that is bits of cross points being on different bit-planes, therefore it is appropriate to decomposing image into bit-planes; moreover, after using Gray code transform [2,3], the run-length of these bits increases, this is the base to modify conditional probabilities of cross points, these probabilities need to be changed adaptively to get high compression ratio. Another idea to be considered as a preprocessing is gray transformation [4], we can use it to decrease the dynamic range of gray-scale by analyzing the histogram of image, this transformation is used before encoding.

Furthermore, after we decompose the image into bit-planes, these bit-planes are arranged in order from the most significant bit-plane to the least, we have a very long source sequence of bits. It is known, an arithmetic coding uses floating-point

number to encode data, but it exists a serious disadvantage [5], especially for a very long source sequence [6,7] if we want to code it as a single codeword because the length of registers used is limited.

Jones [1] presented coding and decoding algorithms in which he used the concept of "frequency", this idea helps to solve the practical problems of implementation of a "First In First Out" coding system, especially we can use integer number in the algorithm to code arbitrary source alphabets, source probabilities and others.

In fact, the algorithm used the probabilities of symbols to compute their frequencies, this is a small disadvantage of this method because the probabilities are not whole numbers, so the process of computing probabilities and frequencies has approximate calculations. This problem can be avoided if we use the quantity of appearance of symbols to calculate their frequencies instead of their probabilities. And the quantity of appearance is always integer.

Coding a long source sequence of medical image is a complicated process, so the main aim of this paper is only to present three main ideas used in Jones' algorithm and a supplementary idea to this algorithm. This paper consists of five sections, the first is this introduction. Section 2 mentions three ideas used in the scheme. In section 3, Jones' method for coding long source sequences and the improvement over it are presented, those are used to compress medical images after these images are decomposed into bit-planes. In section 4, we present our current results compared with some another results; and section 5 is the conclusion and the scope for the future research.

## 2. GRAY TRANSFORMATIONS AND CROSS POINTS FOR ENCODING LONG SOURCE SEQUENCES

### 2.1 Gray code

The gray levels of an  $m$ -bit gray-scale image can be represented in the form of the base-2 polynomial

$$a_{m-1} 2^{m-1} + a_{m-2} 2^{m-2} + \dots + a_1 2^1 + a_0 2^0 \quad (1)$$

Each bit-plane is numbered from 0 to  $m-1$  and is constructed by setting its pixels equal to the values of the appropriate bits or polynomial coefficients from each pixel in the original image. The  $m$ -bit Gray code  $g_{m-1} \dots g_2 g_1 g_0$  that corresponds to polynomial (1) can be computed from

$$\begin{aligned} g_i &= a_i \oplus a_{i+1} \quad 0 \leq i \leq m-2 \\ g_{m-1} &= a_{m-1} \end{aligned} \quad (2)$$

and its decoding is from

$$\begin{aligned} a_i &= a_{i+1} \oplus g_i \quad \text{from } a_i \text{ to } a_0 \\ a_{m-1} &= g_{m-1} \end{aligned} \quad (3)$$

Here,  $\oplus$  denotes the exclusive OR operation. This code has the unique property that successive code words differ in only one bit position. Thus, small changes in gray level are less likely to affect all  $m$  bit-planes.

Moreover, this small variation can be seen clearly by the appearance of bits of adjacent pixels on the same bit-plane, the transition will be fewer than before using Gray code. This property makes bit-planes which are obtained by using Gray code have a good property, that is run-length of bit 1 becoming longer. For example, let us investigate 4 adjacent pixels on the same row of an image with gray levels of 124, 127, 129 and

131, their natural binary codes are corresponding to 01111100, 01111111, 10000001, and 10000011; their Gray codes correspond to 01000010, 01000000, 11000001, and 11000010. We can see the same appearance of bit states (0011) on the 7th bit-plane with both of two code types, but we have bit states of 1111 on the 6th bit-plane with Gray code and 1100 with natural binary code, similarly for another bit-planes. The appearance of the same state of bit leads to the realization of high compression.

## 2.2 Gray transformation

With an image of  $m$ -bit, each pixel in the image can have a gray level from 0 to  $2^m-1$ , but actually, there are some gray levels not being used, so the dynamic range of gray-scale in some images is not large. Therefore, Wang [4] presented this transform. By computing histogram, we know how many gray levels exist in an image. Suppose that the gray levels are  $\{l_0, \dots, l_{N-1}\}$ , where  $l_i < l_j$  if  $i < j$ , and  $N$  is the number of gray levels used in image. Usually,  $N$  is not equal to  $2^m$  for an  $m$ -bit image, if we denote  $K=2^m$  then  $N \leq K$ . In this case, we can take a gray transform. The index  $n$  ( $n=0, \dots, (N-1)$ ) is used as a pseudo gray level instead of  $l_i$  after canceling gray levels that have the value of zero in the histogram table.

That means

$$\begin{aligned} pg(x, y) &= G[g(x, y)] \\ &= n \quad \text{if } g(x, y) = l_n \end{aligned} \quad (4)$$

where  $(x, y)$  is the coordinates in the original image,  $g(x, y)$  is the original gray level of the pixel  $(x, y)$ ,  $pg(x, y)$  is the function presenting the pseudo gray level at the pixel  $(x, y)$ .

There are three advantages in coding the image that is transformed by  $pg(x, y)$ . The first is that the maximum prediction error is  $N-1$ , not  $2^m-1$  so

fewer codewords are required in DPCM, and the run-length of zeros increases in most significant bits. The second is that the frequency of the small absolute prediction errors might be increased since some large prediction errors might be merged to small ones. This helps to reduce bit rate both in DPCM and bit-plane coding. And the last is that the average length of the codeword is decreased, so the compression ratio increases.

The average length of the codeword is defined by

$$L_{\text{avg}} = \sum_{i=0}^{N-1} L(l_i) P_i(l_i), \quad (5)$$

where  $L(l_i)$  is the number of bits used to represent each value of gray level  $l_i$  being with probability  $P_i(l_i)$ .

The average number of bits required to represent each pixel of an original  $m$ -bit image is

$$\begin{aligned} L_{\text{avg}} &= \log_2 K \\ &= \log_2 2^m = m \end{aligned} \quad (6)$$

After (4) is used, the average length of the codeword is

$$L'_{\text{avg}} = \log_2 N \quad (7)$$

so we can see with  $N \leq K$ , then  $L'_{\text{avg}} \leq L_{\text{avg}}$ .

At that time, the compression ratio after using this procedure is

$$\begin{aligned} C_R &= L_{\text{avg}} / L'_{\text{avg}} \\ &= \log_2 K / \log_2 N \end{aligned} \quad (8)$$

Since  $N \leq K$ , the compression ratio is improved. The relation (4) between gray levels and their indexes has to be stored in the form of table for decoding.

In detail, we estimate the image of Zelda in Fig.3e, this image is of 256 gray levels and the



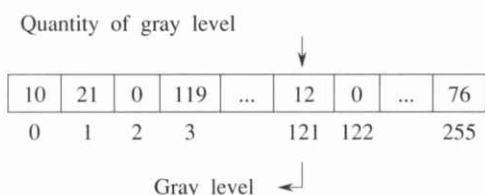


Fig.1 Histogram of the image

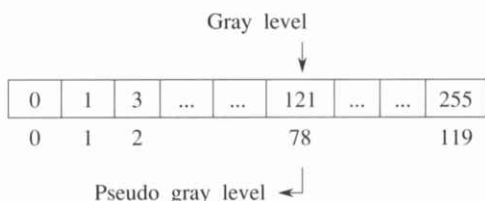


Fig.2 Gray levels and pseudo gray levels

dimension is  $256 \times 256$ , but in fact, it only uses 120 gray levels, for example, we have its histogram table in Fig.1.

After canceling the gray levels quantities of which are zero in the histogram, we have the relation between gray levels and new indexes that are called pseudo gray levels as in Fig.2.

## 2.3 Determination of cross points and their probabilities

The distribution of gray levels is not uniform in an image, this leads to divide the image into some areas which have different statistical properties, we have boundary areas between these areas. Consequently, we employ occurrence probability of bit 1 or bit 0.

### 2.3.1 Cross points

Let us investigate each row of an image, we can see that adjacent pixels which are of different gray levels are points which determine boundary areas, the probabilities of bits that code gray levels of every pixel on these areas are changed much. But here we only notice cross points that

are at gray levels of smaller and greater than  $2^i$ , that means 128, 64, 32, ..., 1, because these points have properties corresponding to the process of decomposing image into bit-planes. Binary codes of gray levels of these cross points have the transitions from bit 0 to bit 1 or inversely from bit 1 to bit 0 between neighboring pixels. For example, two neighbor points of gray level of 127 (01111111B) and 129 (10000001B) have the transition at the most significant bit (from 0 to 1) by the gray level 128. This transition presents the change among neighbor pixels, so the probability of bits changes much in these areas more than in another areas.

Therefore, cross points around pixels of gray levels  $2^i (i=m-1 \text{ to } 0)$  in an  $m$ -bit image need to be noticed for computing probability. In the following section we will mention this problem.

### 2.3.2 Probability of cross points

From section 2.1, we can see that after decomposing images into bit-planes, bits of cross points around pixels of gray level 128 are able to be 1 on the 6th bit-plane and this ability is larger than bits on non-boundary area. Similarly, we can see easily that bits of cross points around points of gray level 128 are able to be 0 on the 5th bit-plane, and bits of cross points around points of gray level 64 may be 1 on the 5th bit-plane, these bits may be 0 on the 4th bit-plane, and similarly for cross points of gray level 32, 16, ..., 1. So when we estimate bits corresponding to these cross points, we need to change their probabilities from the original probabilities that correspond to non-boundary areas. The impact of cross points on these probabilities is presented by the following rules:

$$\text{Rule 1-1 : } P(1/\dots) = P(1/\dots) + \beta P(0/\dots) \quad (9)$$

$$\text{Rule 1-2 : } P(0/\dots) = P(0/\dots) - \beta P(0/\dots) \quad (10)$$

$$\text{Rule 2-1 : } P(1/\dots) = P(1/\dots) - \beta P(1/\dots) \quad (11)$$

$$\text{Rule 2-2 : } P(0/\dots) = P(0/\dots) + \beta P(1/\dots) \quad (12)$$

where  $P(1/\dots) + P(0/\dots) = 1$  and  $P(. / \dots)$  is the conditional probability of current bit with neighbor bits by the rule of Markov series [8],  $\beta$  is a coefficient representing the change of probability from the original value, it is small and determined by practice, and this problem is being researched, for example, we get  $\beta = 0.2$  for coding Fig.3e, image of Zelda.

### 3. CODING SYSTEM FOR LONG SOURCE SEQUENCE

Let us assume a source alphabet A, to be  $A = \{a_1, a_2, \dots, a_c\}$ , with  $c$  different symbols of a zero-memory information source, each symbol  $a_i$  is with a probability  $P_i$  and a quantity of appearance  $N_i$ . Let B be the code alphabet,  $B = \{b_1, b_2, \dots, b_d\}$ , with  $d$  different symbols  $b_j$ , let  $\alpha$  be the string of an arbitrary sequence of symbols that represent the concatenation of the string symbols. Each message of source sequence  $a_{i1}a_{i2}\dots a_{in}$  of length  $n$  is corresponding to a codeword  $b_{j1}b_{j2}\dots b_{jl}$  which is a code sequence of length  $l$ . The notation  $a_i$  and  $b_j$  represent literal symbols from the arbitrary source and code alphabets for which the code is to be defined. The probabilities  $P_i$  are real numbers, the appearances  $N_i$  are integers.

Jones defined a cumulative frequency table  $F$  where  $F_i$  is computed by

$$F_i = \left\lceil \frac{1}{2} + u \sum_{1 \leq j \leq i} P_j \right\rceil, \quad 0 \leq i \leq c \quad (13)$$

The function  $\lceil x \rceil$  is defined as the greatest integer less than or equal to  $x$ , where  $x$  is a real number,  $F_0 = 0$  and  $F_c = u$ ,  $u$  is the scale factor that is mentioned below.

Here is the code generation procedure to exact

arithmetic manipulation of integers for avoiding any inaccuracy which might be introduced into the algorithm by indiscriminate use of floating-point calculation. So at present, we have to accept an approximation for computing  $F_i$  by using probabilities  $P_i$  that are real numbers which are approximated. In this procedure the scale factor  $u$  that effectively converts a real probability to a frequency rate per  $u$  source symbols. This scale factor  $u$  can be chosen to avoid the rounding effect.

In fact, after the process of counting the quantity of appearance of source symbols we have a set  $N = \{N_1, N_2, \dots, N_c\}$ , with  $0 \leq N_i \leq u$ , and with some simple operations we can see that the equation (13) becomes

$$F_i = \sum_{1 \leq j \leq i} N_j, \quad 0 \leq i \leq c \quad (14)$$

So the procedure to compute  $F_i$  is not an approximate calculation and  $n$  is the number of source symbols in this case, but in some cases if we already had the probabilities  $P_i$ , we could use (13), not (14), to calculate  $F_i$ . And if we use (13), we have to choose the scale factor  $u$  appropriate to the values of the probabilities  $P_i$ .

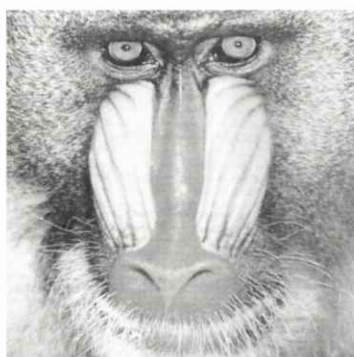
The basic principle of source coding scheme is that both upper and lower limit of the interval corresponding to the string  $\alpha$  are represented by three function  $X(\alpha)$ ,  $Y(\alpha)$  and  $L(\alpha)$ .  $L(\alpha)$  is in the component of exponent  $-L(\alpha) \cdot w$  by which the base  $d$  is raised to give a scale factor.  $X(\alpha)$  and  $Y(\alpha)$  represent the position and width, respectively, of the interval, they are integers, and converted into fractions by the scale factor  $d^{-L(\alpha) \cdot w}$ .

With the initial conditions

$$X(\varepsilon) = 0, \quad Y(\varepsilon) = d^w, \quad L(\varepsilon) = 0 \quad (15)$$



(a)



(b)



(c)



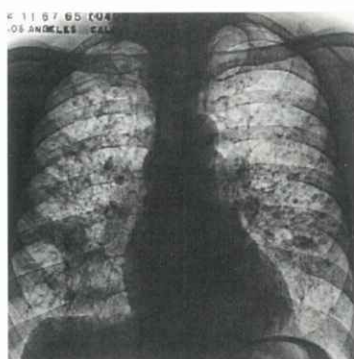
(d)



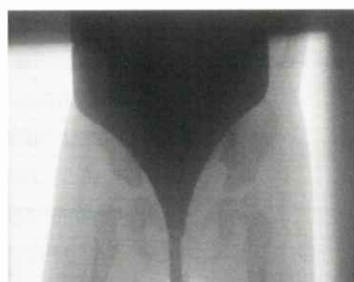
(e)



(f)



(g)



(h)

Fig.3 Example of images. (a) Couple, (b) Mandrill, (c) Lena, (d) Girl, (e) Zelda, (f) Moon, (g) Chest, and (h) Joint.



$X$ ,  $Y$  and  $L$  are defined recursively by the following equations (16), (17) and (18) :

$$X(\alpha a_i) = \left( X(\alpha) + \left\lfloor (Y(\alpha)F_{i-1}/u) + \frac{1}{2} \right\rfloor \right) d^s \quad (16)$$

$$Y(\alpha a_i) = \left( \left\lfloor (Y(\alpha)F_i/u) + \frac{1}{2} \right\rfloor - \left\lfloor (Y(\alpha)F_{i-1}/u) + \frac{1}{2} \right\rfloor \right) d^s \quad (17)$$

$$L(\alpha a_i) = L(\alpha) + s \quad (18)$$

where  $\alpha a_i$  is an extended sequence the interval limits of which are derived by a mapping of the new symbol  $a_i$  onto the previous interval based on the cumulative frequency table,  $s$  is the integer for which

$$d^w \leq Y(\alpha a_i) \leq d^{w+1} \quad (19)$$

The parameter  $w$  is used to present the width of an interval by  $Y(\alpha)$ , it effectively determines the number of  $d$ -ary digits of precision because in the floating-point terms the scaling by  $d^s$  in (17) to satisfy (19) is equivalent to a normalization of  $Y(\alpha a_i)$  to  $w+1$   $d$ -ary digits.

#### 4. RESULTS ON LOSSLESS COMPRESSION OF SOME IMAGES

In order to verify the effect of the ideas used in Jones' method, the images designated in Table 1 are used, the results of their coding and the control results [9] are also presented. We can notice the image of Lena, Fig.3c, if our algorithm is used for coding it, the compression ratio is 1.70342 : 1, while the control result [9] is 1.55 : 1, the control result [4] is 1.65741 : 1.

Besides that, we also applied the ideas mentioned on other images, and Table 2 presents these results [10].

Figs.3a, 3b, 3c are with the dimension of  $512 \times 512$ , Figs.3e, 3f, 3g are with the dimension of  $256 \times 256$ , Fig.3d is  $576 \times 720$  image, Fig.3h is at the dimension  $400 \times 512$ . All of them are of 256 gray-levels.

Table 1 Some results

| Image    | Compression ratio |                 |
|----------|-------------------|-----------------|
|          | Our results       | Control results |
| COUPLE   | 1.68575 : 1       | 1.56 : 1        |
| MANDRILL | 1.26559 : 1       | 1.20 : 1        |
| LENA     | 1.70342 : 1       | 1.55 : 1        |
| GIRL     | 1.67505 : 1       | 1.59 : 1        |

Note :

-Control results are from [9].

-The compression ratio is not included the header.  
Header is 4274 bits.

Table 2 Another results

| Image | Compression ratio |
|-------|-------------------|
| ZELDA | 1.97501 : 1       |
| MOON  | 1.51600 : 1       |
| CHEST | 1.87903 : 1       |
| JOINT | 2.13595 : 1       |

#### 5. CONCLUSION

In this paper, we present some ideas for coding medical images, or furthermore for cryptography. There are two main ideas here, the first is to introduce the cross points, this is the effective utilization of the probability of bits on boundaries of image, and the second is gray transformation, this is a preprocessing that is very useful for decreasing the dynamic range of gray-scale. In future, the determination of coefficient  $\beta$  is remained to be researched in order to be optimal for images, and the relation between gray levels and their pseudo

gray codes can be arranged for increasing the compression ratio, so these ideas are being researched and continued to improve.

## APPENDIX

If  $n_1$  and  $n_2$  denote the number of information carrying units in two data sets that represent the same information, then the compression ratio  $C_R$  is defined by

$$C_R = \frac{n_1}{n_2} \quad (A1)$$

where  $n_1$  is the number of information before coding, and  $n_2$  is after that process.

## REFERENCES

- [1] Jones CB, Efficient coding system for long source sequences, IEEE Trans. Inform. Theory, 27(3), 280-291, 1981.
- [2] Gonzalez RC and Wood RE, Digital Image Processing, 350-351, Addison-Wesley Publishing, Newyork, 1992.
- [3] Tekalp AM, Digital Video Processing, 363-364, Prentice Hall PTR, NewJersey, 1995.
- [4] Wang Y, A set of transformations for lossless image compression, IEEE Trans. Image Processing, 4(5), 677-679, 1995.
- [5] Nelson M, The Data Compression Book, 129-131, M&T BOOKS, Redmond city, 1991.
- [6] Ziv J and Lempel A, A universal algorithm for sequential data compression, IEEE Trans. Inform. Theory, 23(3), 337-343, 1977.
- [7] Lempel A and Ziv J, On the complexity of finite sequences, IEEE Trans. Inform. Theory, 22(1), 75-81, 1976.
- [8] Anil K, Fundamentals of Digital Image Processing, 33-35, Prentice Hall Information and System Sciences series, NewJersey, 1989.
- [9] Christian L, Fagpakke projekt, <http://www.student.dtu.dk/~c971592/fagpakke.html>, Technical University of Denmark, 2001.
- [10] Tin DT and Higuchi S, Thesis being researched, <http://go.to/tindt.research>, Osaka Sangyo University, 2001.

## [研究速報]

### チェッカーボードモデルを用いた ウィナースペクトルの数値計算例

山田 功, 田中嘉津夫<sup>\*1</sup>, 佐井 篤儀<sup>\*2</sup>, 柴山 磨樹<sup>\*3</sup>, 亀山 泰信<sup>\*4</sup>

岐阜工業高等専門学校電気情報工学科・〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町

<sup>\*1</sup>岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

<sup>\*2</sup>新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻・〒951-8518 新潟市旭町戸通2-746

<sup>\*3</sup>岐阜医療技術短期大学診療放射線技術学科・〒501-0495 岐阜県関市市平賀字長峰795-1

<sup>\*4</sup>関中央病院放射線科・〒501-3919 岐阜県関市平成通り2-6-18

(2001年1月24日, 最終2001年3月19日受理)

### Numerical Calculations of Wiener Spectrum Using Checkerboard-Model

Isao YAMADA, Kazuo TANAKA<sup>\*1</sup>, Du-Yin TSAI<sup>\*2</sup>,  
Maroki SHIBAYAMA<sup>\*3</sup> and Yasunobu KAMEYAMA<sup>\*4</sup>

Department of Electrical and Computer Engineering, Gifu Natinal College of Technology  
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-0495, Japan

<sup>\*1</sup>Department of Information Science, Gifu University  
Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

<sup>\*2</sup>Department of Radiological Technology, School of Health Science Niigata University  
Asahimachi-dori 2-746, Niigata 951-8518, Japan

<sup>\*3</sup>Department of Radiological Technology, Gifu College of Medical Technology  
Ichihiraga 795-1, Seki-shi, Gifu 501-0495, Japan

<sup>\*4</sup>Department of Radiology, Sekichuo Hospital  
Heisei-dori 2-6-18, Seki-shi 501-3919, Japan

(Received January 24, 2001, in final form, March 19, 2001)

**Abstract** : Recently, digital image apparatus such as CT, MRI, US are used in medical diagnosis. Cathode Ray Tube (CRT) diagnosis is now accepted in some clinical situations because of improvements of display technology. A generalization of the two-dimensional random checkerboard process is described and we developed a new calculation method for correlation in any directions around contiguous square regions permitting a continuous gray levels. Auto-correlation function of this model is obtained. Theoretical autocorrelation function and Wiener spectrum are calculated using this model.

**Key words** : CRT diagnosis, random checkerboard process



## 1. はじめに

近年、医療画像診断の分野では、CT, MRI, USなどのデジタル画像診断装置が多く用いられている。さらに、ネットワーク技術の進歩により、離島などの読影専門医のいない医療機関と専門医のいる大学病院の間で遠隔医療のためのネットワーク化の研究が進められている。それらの環境においては、Cathode Ray Tube (CRT) モニターによる診断が求められている。このとき、求められる画質は観察する画像の質により異なっており、オリジナルのデジタル画像の質、および観察に用いるCRTの性能により、端末のCRT画像の質は異なってくると考えられる。また、遠隔医療においては、X線フィルムのアナログ画像をデジタイズする必要がある。その際、標準化におけるサンプリング間隔、量子化におけるグレイレベル数が診断能において問題となると考えられる。画素数と診断能に関係について、イメージングプレートを用いたComputed Radiography (CR) のフィルム画像とCRのCRTモニター画像の診断能について臨床的評価がいくつか報告されている [1, 2]。しかし、CRTモニターなどによるデジタル画像の診断能（信号検出能）についての理論的解析を行なった報告例はない。表示装置のピクセルサイズ、濃度分解能と信号の形状、コントラストなどの特性を含めた関係を解析することは、より優れたデジタル画像診断システムを構築するために有用と考えられる。

本研究においては、CRTによる観察画像のモデルとしてチェッカーボードモデルを用いて画像のノイズ特性を表すウィナースペクトルの数値計算を行なった。

## 2. チェッカーボードモデル

### 2.1 チェッカーボードモデル

ランダムチェッカーボードプロセスはオニール他により、自己相関関数、ウィナースペクトルなどの高次の統計量が求められる2次元画像の統計モデルとして示された [3, 4]。このモデルでは、

Fig.1に示すように、平面を小さな正方領域（ピクセル）に分割する。それぞれの領域における輝度または、グレイレベルは、 $p$ および $1-p$ の確率で独立に、黒または白の2種類の値をとるものと仮定している。以上の仮定の下で、非対称の2次元ランダム過程におけるパワースペクトルが解析的に求められることが示された。

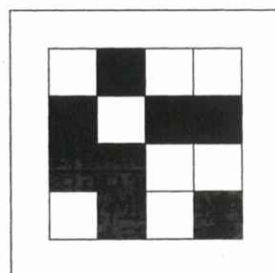


Fig.1 Checkerboard pattern

本研究では、オニールのモデルではピクセルのグレイレベルを白、黒2種類に限っていたが、任意のレベル数において、自己相関関数とウィナースペクトルを求めらえることを示す。

### 2.2 自己相関関数とウィナースペクトルの導出

始めに、一辺 $L$ の正方領域を一辺 $l$ のピクセルに分割する。それぞれのピクセルのグレイレベルを $t_i (i=0 \sim n)$ とし、それぞれのグレイレベルのピクセルが生ずる起確率を $p(t_i)$ と仮定する。

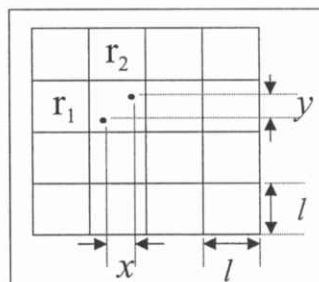


Fig.2 Geometry for calculating of autocorrelation function

以上の仮定のもとで、Fig.2のように平面上の2点 $r_1(x_1, y_1), r_2(x_2, y_2)$ , ( $x_2=x_1+x, y_2=y_1+y$ )

を考えたとき、自己相関関数の定義より、モデルの自己相関関数は式(1)で与えられる。

$$\Phi(\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2) = \sum_i \sum_j t_i(\mathbf{r}_1) t_j(\mathbf{r}_2) P(t_i, t_j; \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2) \quad (1)$$

ただし、 $t_i(\mathbf{r}_1)$ 、 $t_j(\mathbf{r}_2)$  は2点 $\mathbf{r}_1$ 、 $\mathbf{r}_2$ におけるピクセルのグレイレベルを、 $P(t_i, t_j; \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2)$  は2点 $\mathbf{r}_1$ 、 $\mathbf{r}_2$ におけるピクセルのグレイレベルが $t_i$ 、 $t_j$ となる結合確率である。また、2点の位置関係は次の2つの場合が考えられる。

場合1) 2点 $\mathbf{r}_1$ 、 $\mathbf{r}_2$ が同じピクセル上にある。

場合2) 2点 $\mathbf{r}_1$ 、 $\mathbf{r}_2$ が別々のピクセル上にある。

場合1となる確率は式(2)で、場合2となる確率は式(3)で与えられる。

$$p_1 = (1 - \frac{x}{l})(1 - \frac{y}{l}) \quad (2)$$

$$p_2 = 1 - p_1 \quad (3)$$

自己相関関数は、場合1と場合2の和として求められる。ただし、場合2の2点 $\mathbf{r}_1$ 、 $\mathbf{r}_2$ が別々のピクセル上となる事象は独立事象であり、個々の平均値の積で与えられる。したがって、自己相関関数 $\Phi(\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2)$ は式(2)、(3)を式(1)に代入し、式(4)で与えられる。

$$\begin{aligned} \Phi(\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2) &= p_1 \sum_{i=0}^k t_i^2 p(t_i; \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2) \\ &\quad + (1 - p_1) \sum_{i=0}^k \sum_{j=0}^k t_i t_j p(t_i, t_j; \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2) \\ &= p_1 \sum_{i=0}^k t_i^2 p(t_i; \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2) \\ &\quad + (1 - p_1) \sum_{i=0}^k t_i p(t_i; \mathbf{r}_1) \sum_{j=0}^k t_j p(t_j; \mathbf{r}_2) \\ &= (1 - \frac{|x|}{l})(1 - \frac{|y|}{l}) \left\{ \sum_{i=0}^k t_i^2 p(t_i) - \left( \sum_{i=0}^k t_i p(t_i) \right)^2 \right\} \\ &\quad + \left( \sum_{i=0}^k t_i p(t_i) \right)^2 \end{aligned} \quad (4)$$

また、平均値まわりのゆらぎ成分の自己相関関数は式(4)から平均の2乗を引いた式(5)で与えられる。

さらに、ゆらぎ成分のウィナースペクトルは式(5)においてフーリエ変換を行い式(6)で与えられる。

$$\phi_i(r_1, r_2) = (1 - \frac{|x|}{l})(1 - \frac{|y|}{l}) \left\{ \sum_{i=1}^k t_i^2 p(t_i) - \left( \sum_{i=1}^k t_i p(t_i) \right)^2 \right\} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \psi(\omega_x, \omega_y) &= \left\{ \sum_{i=1}^k t_i^2 p(t_i) - \left( \sum_{i=1}^k t_i p(t_i) \right)^2 \right\} l^2 \\ &\quad \cdot \text{sinc}^2 \frac{\omega_x l}{2} \text{sinc}^2 \frac{\omega_y l}{2} \end{aligned} \quad (6)$$

### 3. 自己相関関数とウィナースペクトルの数値計算例

Fig.3は、コンピュータを用いて作成したランダムドットパターンである。これは、個々のピクセルについて平均値0.5、標準偏差0.2の正規分布で分布する0から1の乱数を発生させ、その乱数を0から200のRGBのグレイレベルに対応させ、人工的に作成したCRT上のパターンである。Fig.4は、式(5)で求めた自己相関関数である。ピクセルサイズをx軸、y軸ともに $l=0.1\text{mm}$ とし、標準偏差を0.2として計算した値をプロットしたものである。グラフは式(5)が示すとおり直線的に減少して、ピクセルサイズの0.1mmで無相関になっていることがわかる。Fig.5はFig.4に示した自己相関関数と同様の条件で、式(6)を用いて計算したウィナースペクトルの数値計算結果である。

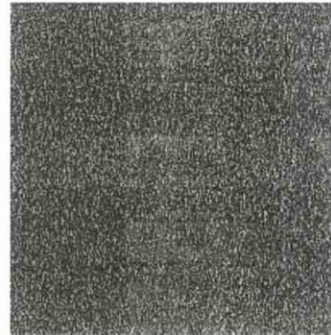


Fig.3 Computer-generated random-checkerboard pattern

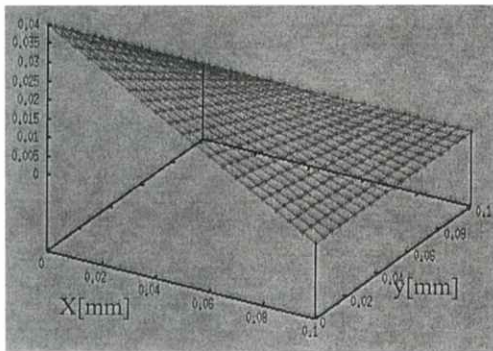


Fig.4 A numerical example of autocorrelation function

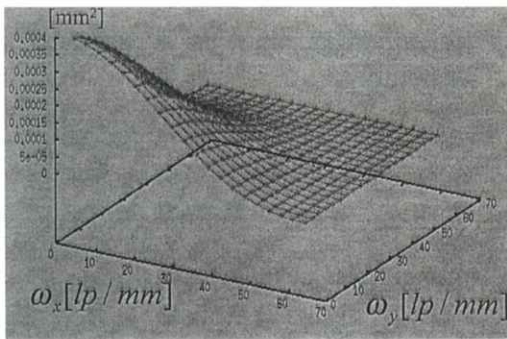


Fig.5 A numerical example of Wiener spectrum

### 3. まとめ

任意のグレイレベルをもつデジタル画像への応用を考慮したチェッカーボードモデルを提案した. このモデルにおける自己相関関数とウィナースペクトルを導出し, 数値計算を行なった. 今後の課題として, CRTモニターによるCT画像などの定量的な雑音評価, および, ピクセルサイズと信号検出能の関係について, 理論的解析があげられる.

### 文 献

- [1] 石垣武男, 島本佳寿広, 池田充他: デジタル画像の臨床評価, INNERVISION, 12 (7), 38-45, 1997.
- [2] 石垣武男: CT画像のモニター診断, 新医療, 10月号, 72-74, 2000.
- [3] O'Neill EL: Introduction to Statistical Optics, Addison-Wesley, Reading, Mass., 1963, Chap.7.
- [4] Modestino JW, Fries RW, and Dant DG: Generalization of the two-dimensional random checkerboard process, J. Opt. Soc. Am., 69, (6), 897-906, 1979.



## [研究速報]

### MRIにおけるSNRの空間周波数特性の評価

宮地 利明, 藤田 広志<sup>†</sup>, 真田 茂, 越田 吉郎, 春日 敏夫

金沢大学医学部保健学科・放射線技術科学専攻・〒920-0942 金沢市小立野5-11-80

<sup>†</sup>岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(2001年3月14日, 最終2001年3月21日受理)

### Evaluation of Spatial Frequency Characteristic of SNR in MRI

Tosiaki MIYATI, Hiroshi FUJITA<sup>†</sup>, Shigeru SANADA, Kichiro  
KOSHIDA and Toshio KASUGA

Department of Radiological Technology, School of Health Sciences,  
Faculty of Medicine, Kanazawa University

Kodatsuno 5-11-80, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

<sup>†</sup>Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University  
Yanagido 1-1 Gifu, 501-1193, Japan

(Received March 14, 2001, in final form, March 21, 2001)

**Abstract:** A method was developed to accurately measure signal-to-noise ratios (SNRs) in positive and negative frequencies of magnetic resonance images (MRIs).  $\text{SNR}^2(f)$  was calculated from the modulation transfer function (MTF) and the Wiener spectrum, both of which were determined with subtracted complex images at the same phantom setting. The  $\text{SNR}^2(f)$ s in the conventional spin echo (SE) and Turbo SE which set effective echo time at the first echo were evaluated by changing the T2 of the phantom in the frequency and phase encode directions. SNR's gave positive and negative spatial frequency information that was not obtained with conventional methods. In this method, the influences of image nonuniformity and unnecessary artifacts could be eliminated. Analysis of the SNR in the spatial frequency domain made it possible to obtain more detail on the image quality of MRI.

**Key words:** magnetic resonance imaging (MRI), image quality, signal-to-noise ratio (SNR), Wiener spectrum, phantom

## 1. 緒言

Magnetic resonance imaging (MRI) 装置の主要な画質評価項目として画像の信号対雑音比 (signal-to-noise ratio: SNR) がある。SNRは、品質管理に加えてシステムの変更に伴う評価や、パルスシーケンスの比較などにおいて重要な指標と

なる。MRIのSNRの評価に関しては、多数の手法や基準がすでに報告されている [1]。いずれの報告においても、spin-echo (SE) などの従来の撮像法では、空間周波数特性の評価はほとんど行われていない。それは、SNRの空間周波数特性に関与する解像特性と雑音特性が空間周波数に依らず生データ上 (フーリエ空間に相当) のカットオフ



周波数まで一定値を呈するとされているからである [2]。しかしながら、高速SEに代表される高速シーケンスは、解像特性に影響を与える場合があるために [1]、SNRの空間周波数特性にも影響を及ぼすことが推測される。我々は、独自のファントムによって測定した正負の空間周波数における modulation transfer function (MTF) と Wiener spectrum (WS) からSNRを算出する方法を考案した。本論文では、高速SEを中心にSNRの空間周波数特性を示しながら、本手法の概要と有用性に関して述べる。

## 2. 方法

### 2.1 測定手順

通常MRIは、位相検波後のデジタルデータをフーリエ変換し、実空間上の複素数データに対して絶対値演算を行った後、画像を表示している。そのため、MTF測定の大前提である線形性を満たさなくなったり、本来有している正負の空間周波数の情報が消失してしまう。そのため本研究では、最初に絶対値演算を行う前の段階までのMTF (predisplay MTFもしくはtwo-sided MTF [3, 4]) を、複素減算法 [3] によって得たので、線形性においてなんら問題なく、また正負の空間周波数の情報も得られた。同様に、WSも絶対値演算前の複素画像から測定した (predisplay WS)。したがって、両者より算出するSNRも、絶対値演算前のpredisplay SNRであり、これらは以下MTF, WS, SNR( $f$ )と表記する。

まず、文献3の手法によって、Fig.1aのファントムより得たスリット像の複素画像を、Fig.1bの状態得たスリット像のない複素画像から減算した後、MTFを算出した。このファントムでMTFを測定すると、画像不均一性およびアーチファクトの影響も回避できる。

続いてMTF測定と同じファントムの状態 (Fig.1 b) のまま、WSを測定した。ここで対象とした雑音は、ランダムノイズ (コイルと信号源からの熱雑音もしくは他の広帯域の雑音) [2] である。もちろん臨床画像に見られる動きや拍動のアーチ

ファクトおよび低周波成分の変動も重要であるが [2, 6], これらの解析は別の評価法で解析すべきであると考えるので、本論文では取り上げなかった。撮像条件を実験目的に応じて設定し、全く同一条件下で二度撮像を行い複素画像を得た (複素画像Aおよび複素画像B)。ただし、複素画像AがMTF測定の際に使用したFig.1bの画像で代用可能な場合は、複素画像Bのみをそれと同一条件で得る。MRIの画像均一性が低いために生じる低周波成分の変動や、アーチファクトを除去するた

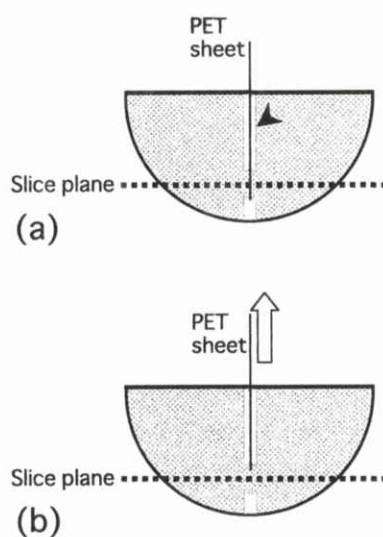


Fig.1 Side view of the hemispherical phantom used for the Complex Subtraction Method to measure MTF, WS, and SNR( $f$ ). A thin polyethylene terephthalate (PET) sheet can be put in and taken out along the guiding frame (arrow heads in a). The horizontal dotted lines in (a) and (b) show slice planes. Initially, (a) a first scan is done at optimally selected acquisition parameters, and complex (real and imaginary) slit images are obtained. Immediately, (b) the PET sheet is gently pulled out about 20 mm so that the PET sheet and slice plane do not intersect. After 2 min the second scan is made under exactly the same imaging parameters as for the first scan.

めに、複素画像Aから複素画像Bを減算し、減算した複素画像に対してFFT法によって正負の空間周波数におけるWSを算出する。WSの算出はGiger等[5]の手法に従って行った。WSは減算した複素画像のファントムの中心部分(128×128ピクセル)で測定し、スリット長は16ピクセル、スリットトレース数は16とした。算出した各スリットトレースのWSを平均した後、平滑化(移動平均法)を行い、減算前のWSに換算するために2で除した[5]。

最終的に、文献[2]を参考にして $SNR(f)$  [ $SNR^2(f)$ ] を下記の式で定義し、MTF ( $MTF(f)$ ) とWS ( $WS(f)$ ) および減算前のファントム像の信号強度( $S$ )から算出した。

$$SNR^2(f) = S^2 \cdot MTF^2(f) / WS(f) \quad (1)$$

## 2.2 撮像条件

MRI装置は、静磁場強度1.5TのPhilips社製Gyroscan ACS IIを使用した。頭部用コイルを使用し、上述のファントムにローディングディバイスを加えてすべての撮像を行った。通常のSE (conventional SE: C-SE) と実効エコー時間が第1エコーに相当する高速SE (Turbo SE) においてSNRを測定した。このTurbo SEの位相エンコード方向におけるk空間の配列は、 $[0, +S, -S, +2S, -2S, 3S, -3S, \dots, nS/2, -nS/2]$  を一つのセグメントとして、 $(-S+1)/2$  から  $(S-1)/2$  の間をデータ収集が終了するまで繰り返す方式である( $S$  はセグメント数、 $n$  は位相エンコードデータの補填数 (ETL))。ETLを1 (=C-SE), 3, 7, 15, T2値を52ms, 365msと変化させて、周波数エンコードおよび位相エンコード方向のSNRを測定した。ETLが1, 3, 7, 15の際のフェーズエンコードライン数は、それぞれ256 (256セグメント), 255 (85セグメント), 252 (36セグメント), 255 (17セグメント) とした。周波数エンコード数は256とし、カットオフ周波数の位置を判別しやすくするために、0充填して生データを512×512にした。繰り返し時間: 1500ms, 実効エコー時間: 11ms,

エコー間隔: 11ms, スライス厚: 3mm, FOV: 256×256mm, 再構成マトリクス: 512×512, 撮像加算回数: 4, 帯域幅: 250Hz/pixelの条件で、すべての撮像を行った。また、複数のエコー信号(SEとinhomogeneity echo)の干渉によるアーチファクトを防ぐために、シミング(linear gradient component)を行った後、最初の撮像を行った。

## 3. 結果

周波数エンコード方向において測定したMTF, WSおよびこれらより式(1)によって算出したSNR( $f$ )をFig.2に示す。全撮像条件においてMTFとWSは、理論的に求められるカットオフ周波数(0.5cycle/mm)で矩形状に急峻に低下し、正と負の空間周波数について形状がよく一致している (Fig.2a, 2b)。そのため、SNR( $f$ )は、全撮像条件においてカットオフ周波数までほぼ一定となり、カットオフ周波数を越えると急峻に低下する (Fig.2c)。また、各ファントムのT2値とT1値の違いによって(コイル負荷はほぼ同じ)、T2値が長いファントムにおける $SNR^2(f)$ の値は、T2値が短いファントムよりも平均約32%高い (Fig.2c)。これは、各ファントムのT2値とT1値から算出した理論値(約33%)とほぼ一致している。

次に、位相エンコード方向において測定したMTF, WSおよびSNR( $f$ )をFig.3に示す。C-SEのMTFは周波数エンコード方向の値と同じ傾向であるが、Turbo SEではETLの増加に伴ってT2値が短いほど高空間周波数のMTFが低下し、正負の空間周波数における値は非対称である (Fig.3a)。しかしながら、位相エンコード方向におけるWSは、全撮像条件において周波数エンコード方向と同じようにカットオフ周波数までほぼ一定である (Fig.3b)。C-SEのSNR( $f$ )は、周波数エンコード方向と同様の傾向を示すが、Turbo SEの場合はETLの増加に伴ってT2値が短いほど高空間周波数の値が低下し、正負の空間周波数において非対称である (Fig.3c)。

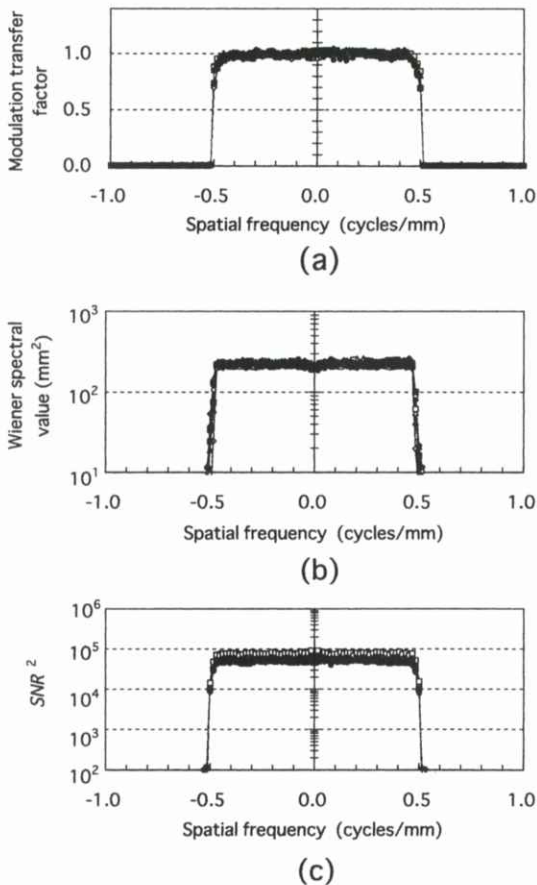


Fig.2 (a)Measured MTFs, (b)WSs, and (c)SNR<sup>2</sup>(f)s of C-SE and Turbo SE(ETL of 3, 7 and 15) with Complex Subtraction Method at long and short T2 phantoms in the frequency encode direction. ○: C-SE, ◇: ETL=3, △: ETL=7, □: ETL=15(T2=365ms); ●: C-SE, ◆: ETL=3, ▲: ETL=7, ■: ETL=15(T2=52ms).

#### 4. 考 察

MRIにおいてMTFとWSは、スライス断面、撮像パラメータ、ファントムのRFコイル中の位置および磁場中の位置などの幾何学的条件の影響を受ける。したがって、MTFとWSからSNRの空間周波数特性を測定する際は、MTF測定時に撮像加算回数を増加させてSNRを高くする場合以外は、

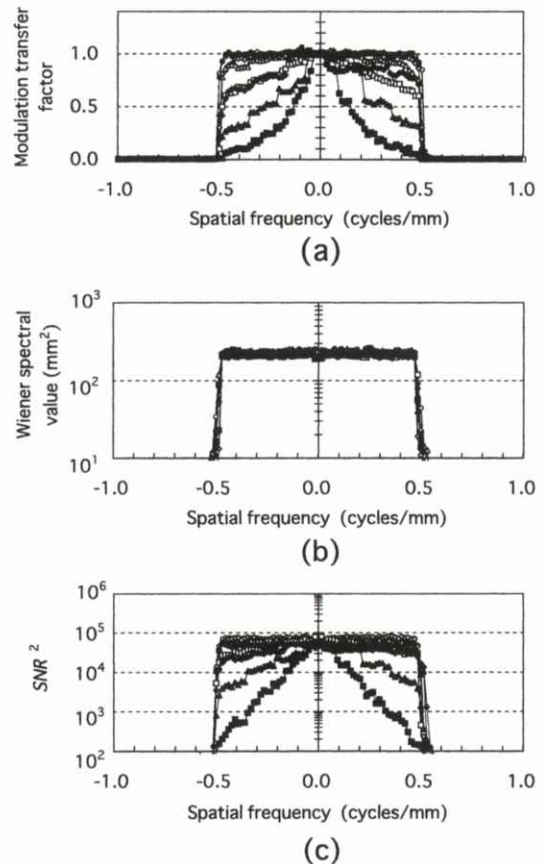


Fig.3 (a)Measured MTFs, (b)WSs, and (c)SNR<sup>2</sup>(f)s of C-SE and Turbo SE(ETL of 3, 7 and 15) with Complex Subtraction Method at long and short T2 phantoms in the phase encode direction. ○: C-SE, ◇: ETL=3, △: ETL=7, □: ETL=15(T2=365ms); ●: C-SE, ◆: ETL=3, ▲: ETL=7, ■: ETL=15(T2=52ms).

原則として同一状況下で測定することが望ましい。本手法を使用すると、MTFを測定したままの状態でもWSを測定することが可能となり、SNR(f)の評価を比較的簡便かつ正確に行うことができる。さらに、本手法では、特に問題とされているファントム周囲のエッジからのリングアーチファクトを [2, 4], ファントム球面とスライス面とのパーシャルボリューム効果、および減算処理によっ



て、画像不均一性や他のアーチファクトの影響も併せて、除去できるという利点がある。

すべてのWSが正負のカットオフ周波数まではほぼ一定値となり、カットオフ周波数を越えると急峻に低下したことは、MRIにおいては雑音に寄与する何らかのフィルタを与えていない限りWSには空間周波数依存性がみられず、単にサンプリングの効果 [2] のみに依存すると言える。したがって、SNR( $f$ )の形状も、各撮像条件におけるMTFの形状にのみ依存する。本手法で測定した位相エンコード方向のSNRは、MTFの違いによって様々な空間周波数特性を呈したが、空間周波数の情報をもたない従来の手法 [6] で得たSNRは、T2値が長いファントムと短いファントムごとにはほとんど同じであった（ただし各シーケンスの撮像時間は約1/ETL）。すなわち、空間周波数の情報を持たない従来法で本実験に用いた高速シーケンスを評価すると、SNRは通常のSEと変わらないまま撮像時間が短縮できることになってしまうが、実際には、高い空間周波数においてSNRが低下する場合があり、従来のSEと同等の画質が得られていないことがわかる。したがって、解像特性が変化するような高速シーケンスにおいては、従来のSNRの評価法では不十分であり、SNRの空間周波数の評価が有用となる場合があると考えられる。さらに、本論文の高速SEや非対称エコー、ハーフフーリエ法などのように、k空間のtrajectory自体が非対称であるシーケンスでは、MTFが正負の空間周波数について非対称なので [3, 4]、SNRも正負の周波数で異なった値となる。このように、正と負の空間周波数においてSNRが同一ではない場合があったことは、両方の周波数を各々評価する必要性を示している。

ただし、何らかの不安定要素のためにシステム変動が生じる場合は、連続して得た複素画像間で完全に減算できなくなり [7]、正負における空間周波数のMTFやWSの値が歪められ曖昧になってしまう。この場合は、複素画像の代わりに絶対値画像間で減算処理を行い、さらに多項式などによってベースラインを補正した後、複素減算法と同

様な手順でMTFとWSをそれぞれ測定してSNRを算出する代替え法が考えられる。しかし、絶対値画像からSNRを算出する方法は、上述のように絶対値演算を行った時点で位相関数によって画像領域における位相情報や負の空間周波数の情報はすべて失われてしまう。現段階では、非線形システムのMTFに対する適切な基準がないので、絶対値画像のMTFより算出するSNRの空間周波数特性の適応条件を特定することは困難である。

## 5. 結 論

本手法によって、従来の方法では得られない正負の空間周波数におけるSNRの情報が得られ、パルスシーケンスを始めとするMRI装置の特性をより詳細に評価することが可能となった。

## 謝 辞

本研究を行うにあたり、装置の提供など多大なる協力をいただいた名古屋市立大学病院関係諸氏に誌面を借りて御礼を述べさせていただく。

## 文 献

- [1] 宮地利明：MR検査の実践—第9章 MRIの性能評価, 89-102, 医療科学社, 東京, 2000.
- [2] ICRU report 54, Medical imaging-the assessment of image quality, ICRU, Maryland, 1996.
- [3] 宮地利明, 藤田広志, 真田茂, 他：複素減算法によるMRIのMTF測定, 日放技学誌, 投稿中.
- [4] Steckner MC, Drost DJ and Prato FS: Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. Med. Phys., 21(3), 483-489, 1994.
- [5] Giger ML, Doi K and Fujita H: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 7. Noise Wiener spectra of II-TV digital imaging systems, Med. Phys., 13(2), 131-138, 1986.
- [6] Price RR, Axel L, Morgan T, et al.: Qual-



ity assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging : Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1, Med. Phys., 17(2), 287-295, 1990.

- [7] Magnusson P and Olsson LE : Image analysis methods for assessing levels of image plane nonuniformity and stochastic noise in a magnetic resonance image of a homogeneous phantom, Med. Phys., 27(8), 1980-1994, 2000.

## [技術セミナー]

### 初学者のための失敗しないROC解析法入門 (VOL.1)

白石 順二

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部・〒545-8586 大阪市阿倍野区旭町1-5-7

### Beginner's Guide for Successful ROC Analysis (VOL.1)

Junji SHIRAISHI

Department of Radiology, Osaka City University Hospital  
Asahi-machi 1-5-7, Abeno-ku, Osaka 545-8586, JAPAN

#### 1. はじめに

ROC解析は、最初、飛行機を発見するレーダー・システムの性能評価を目的として考案されました。ちょうど第2次世界大戦が終りを告げた後の1950年代初頭の頃です。飛来する物体が、飛行機なのか？それとも、鳥の群なのか？を判別する能力、さらに、それがどんなに小さい飛行機であっても（低空飛行で飛来しても）、認識が可能であるのか？といったレーダー・システムの能力を評価するためのものでした。この時、初めてこういった信号検出の研究に、統計的決定理論 [1] が導入されました。

その後、すぐに人間の知覚検出の性能を評価するためにROC解析が応用されるようになり、1960年には、放射線診断の医学的意思決定の評価におけるROC解析の利用が、Lusted博士によって提案されました [2]。つまり、先に示した“レーダー・システム”が“放射線画像システム”であり、“飛来する飛行機”を“病変”に、そして“鳥の群れ”を“様々な人体の正常構造”に置き換えて、臨床に応用解析しようとしたわけです。

実際にROC解析が放射線画像領域で利用されるようになったのは、Lusted博士がシカゴ大学に

移った1970年代以降のことです。当時は大学院生であったGoodenoughや、Metz教授らによる研究によって、ROC解析の方法論が確立されました[3-6]。ROC解析の応用面では、Rossmann教授からDoi教授へ引き継がれたシカゴ大学において、数多くの研究で活用され、また、シカゴ大学以外にもROC解析の有用性を明らかにする論文がいくつも報告されました [7-10]。

現在では、ROC解析は放射線画像診断における診断能を評価する最良の方法として確立し、欧米だけでなく、日本国内においても活発に利用されるようになってきました。さらに、ROC解析において、統計的にもっとも重要な意味をもつカーブフィッティングのプログラム [11, 12] が、Metz教授の好意により、無償でインターネット経由で入手可能となったことで、ROC解析をそれまで行っていたことがない方でも、手軽に信頼性の高いROC解析を行うことが可能となりました<sup>注</sup>。

しかしながら、依然として、ROC解析は実験の手技が複雑で、実験計画が不十分な場合には、実験がすべて無駄になってしまったり、正しくない実験結果を導き出してしまう可能性を多く含んでいます。ここでは、放射線画像を学ぶ学生さんや、今までROC解析を行っていないことがない、といった初学者の方を対象に、ROC解析の理論から実際の実験計画の立て方、陥りやすい失敗や、そういった問題点にたいする対策、さらに実験から

注 日本放射線技術学会HP内の画像分科会Metz's ROC Software Users Groupを参照：<http://www.jsrt.or.jp/>

得られたデータの解析法について、比較的簡単に解説したいと思います。本文は以下の構成となっています。

1. はじめに
2. 放射線画像診断の有用性を判定するための6レベルの効果
3. 両正規分布ROC解析の理論
4. ROC解析の実験手順
5. ROC実験における問題点とその対策
6. データ解析とROC曲線間の統計的検定
7. ROC解析の実験例
8. LROCとFROC
9. おわりに

このように、ほとんどのROC解析に関する内容を網羅しようとしたために、全体量が多くなってしまい、これらを2回に分けて掲載することになりました。VOL.1の本編では、「1. はじめに」から「4. ROC解析の実験手順」までを解説し、次号に掲載のVOL.2で「5. ROC実験における問題点とその対策」以降の解説を行います。

## 2. 放射線画像診断の有用性を判定するための6レベルの効果

1997年にROC解析に関するレポートが、シカゴ大学のMetz教授によって、ICRU NEWSに報告されました[13]。その緒言の中では、医療における様々な診療行為の効果(diagnostic efficacy)を評価するための6つのレベルのモデル[14]、が簡単に解説されています。このモデルは、診療行為を6つの階層に区別し、それぞれの階層の個々の有効性から、診療行為全体の評価を行うためのもので、「患者の真の利益とは何か?」を追求する上において、必要となる考え方を示しています。ここでは、簡単にその概念について述べ、放射線画像診断領域における、他の物理的な評価法と、ROC解析の位置付けの違いを説明します。

ここで示す6つのレベルのモデルとは[14]；

レベル1：Technical Efficacy

レベル2：Diagnostic Accuracy

レベル3：Diagnostic-Thinking Efficacy

レベル4：Therapeutic Efficacy

レベル5：Patient-Outcome Efficacy

レベル6：Societal Efficacy

で、それぞれのレベルは以下のように説明することができます；

### 1) 技術的な効果 (Technical Efficacy)

画像診断に用いられる様々な装置や、システムがもつ性能の物理的精度が診療に与える効果で、ほとんどの物理的評価法がこれに該当します。[MTF, ウィナースペクトル (WS), 特性曲線, NEQ, 発生装置の出力精度など]

### 2) 診断の正確さ (Diagnostic Accuracy)

物理的な評価結果と、患者の疾患に関する真の情報との、両者の一致性が診療に与える効果で、ROC解析がこれに該当します。

### 3) 診断効果 (Diagnostic-Thinking Efficacy)

医師が診断・治療を行った場合に、その行為の正当性が診療に与える効果。一般的に、この効果を定量的に評価することは困難であるとされていますが、レベルの1), 2) と4) 以下を関連づけるためには、不可欠な効果といわれています。

### 4) 治療効果 (Therapeutic Efficacy)

治療行為の疾患に対する有効性で示される効果。この効果は、5年生存率や治癒率など、客観的な数字で表現されます。

### 5) 患者にとっての効果 (Patient-Outcome Efficacy)

治療行為によって、患者の状態に変化があった、もしくはなかった場合に、それらの手段が、患者もしくはその人生にとって有効であったかどうかを示す効果で、Quality of Life (QOL) と同じ意味をもちます。

### 6) 社会的効果 (Societal Efficacy)

患者に対して行われた一連の医療行為が、社会的にどういった影響をもたらしたかによって示される効果。このレベルになると社会保険や福祉対策など政治的色合いが強くなります。

ここで示したように、放射線画像を用いて臨床診断が行われるとき、その正当性を評価するには



実に様々なことを考慮する必要があります。

一例として、最近、認可された乳がん検診における乳房撮影を考えます。乳房撮影に対して、政府から補助される金額は一定です。しかし、撮影に用いられるシステムの費用は、ピンからキリまであります。そういったシステムの客観的な良し悪しはレベル1で判定できます。では、物理的な特性では、優劣がつけられないシステム間の判定はどうすべきでしょうか？それはROC解析によってその効果が判定できます。さらに、実際の検診導入によって早期発見の確率が高くなれば、それはレベル3の効果が上がったことになり、乳がん患者の5年生存率の変化を調べることで、レベル4の判定が可能になります。また、手術と放射線療法併用の温存療法の増加は、レベル5のQOLをはるかに向上させることになります。最終的に、乳がん検診を導入したことによって、早期発見が増加し、その結果として、乳がん患者のトータルでの治療費（健康保険からの支出）が減少すれば、乳房撮影に対する補助を差し引いても、社会的には利潤が得られたという判定が、レベル6では得られます。

今日、ROC解析が多用されるようになった理由の一つは、ここでいうレベル2の判定がROC解析でしかできない、という点だと考えられます。つまり、いくらシステムの物理的なデータが優れた結果を示していても、最終的に医師の判断において、診断能の向上が認められなければ、そのシステムは良いシステムとは判定されない、からです。だからといって、物理的評価が意味がないかということ、決してそうではなく、物理的評価の裏づけがあって、初めてROC解析の結果が意味を持ちます。すなわち、ROC解析は物理的特性と診断能を結びつける重要な橋渡しの手段である、ということをも十分に理解してください。

### 3. 両正規分布ROC解析の理論

#### 3.1 両正規分布とROC曲線 [4, 6]

ROC解析には、観察者の反応から、ROC曲線を推定するためのいくつかの理論があり、それぞ

れに長所短所があります [15]。ここでは、シカゴ大学のMetz教授らの提唱する両正規ROC解析の理論について解説します。

発見者の名をとってガウス分布とも呼ばれる正規分布は、代表的な連続型の確率分布で、自然界や人間社会の中の数多くの現象に当てはまり、統計学の理論上でも応用上でも非常に重要とされています。両正規ROC解析では、観察者の雑音に対する反応も信号+雑音に対する反応も、それぞれ正規分布となるという仮定の元に理論が構築されています。

一般にROC解析では、雑音（正常像）だけの画像をNegative像、雑音に信号（病変）が付加された画像をPositive像と呼び、それらの数枚～数十枚の組み合わせを観察試料群とします。

観察者がNegative像とPositive像を観察し、信号の有無についての判定を下した場合に、各画像につけられた判断基準（評価点）の値の分布が、Negative像とPositive像のそれぞれについて前述のように正規分布になる、と仮定すると、それらの分布はFig.1に示すような両正規分布となります。ここで、横軸はDecision Axis（信号の有無についての判断基準軸）で、 $-\infty$ から $+\infty$ までの値となり、縦軸はProbability Density（観察者によって振り分けられた判断基準ごとの観察試料の頻度または枚数）を表わします。

Negative像における判断基準の正規分布関数を $FP(x)$ 、Positive像の正規分布関数を $TP(x)$ とすると、両者は以下の式で示されます。

$$FP(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_n} e^{-\frac{(x-\mu_n)^2}{2\sigma_n^2}} \quad (1)$$

$$TP(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_s} e^{-\frac{(x-\mu_s)^2}{2\sigma_s^2}} \quad (2)$$

ここで、 $\mu_n$ 、 $\mu_s$ はそれぞれ、観察者がNegative像およびPositive像につけた判断基準（評価点）の正規分布の平均値で、 $\sigma_n$ 、 $\sigma_s$ はその標準偏差を示しています。

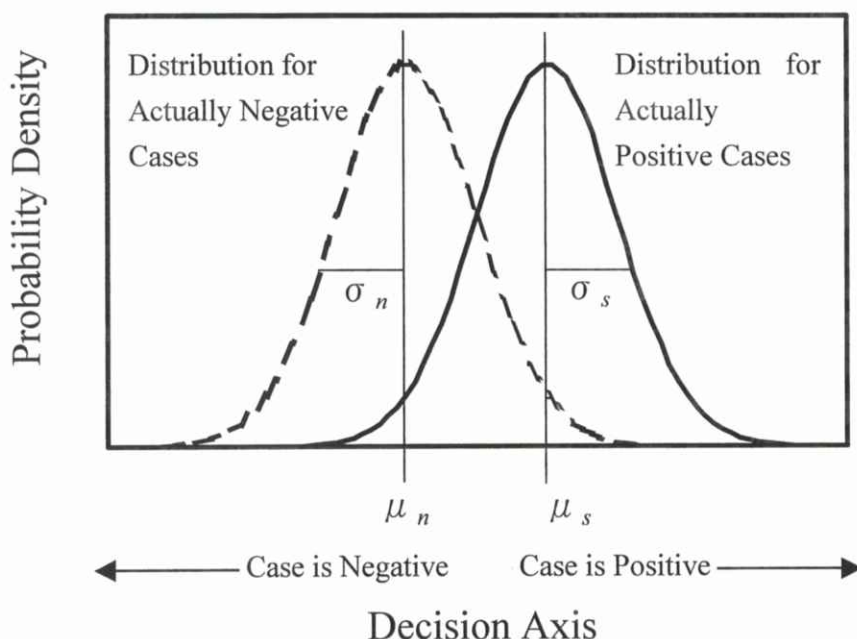


Fig.1 Normalized probability distributions for Negative cases  $[FP(x)]$  and Positive cases  $[TP(x)]$ , where  $\mu_s$  and  $\mu_n$  are the means, and  $\sigma_s$ ,  $\sigma_n$  are the standard deviation of the respective distributions.

ROC曲線は $FP(x)$ および $TP(x)$ から算出します。ROC曲線の縦軸は $TPF$ : True Positive Fraction, 横軸は $FPF$ : False Positive Fractionで表わされ,  $TPF$ ,  $FPF$ はそれぞれ $+\infty$ から任意の判断基準 $X_i$ までの $TP(x)$ および $FP(x)$ の部分積分を,  $TP(x)$ および $FP(x)$ の全積分で標準化したものです。

両正規ROC解析においては, ROC曲線は, 観測者がNegative像およびPositive像につけた判断基準(評価点)の正規分布の平均値 $\mu_n$ ,  $\mu_s$ および標準偏差の,  $\sigma_n$ ,  $\sigma_s$ から算出可能な, 両正規パラメータ $a$ および $b$ で表現されます。  $a$ および $b$ は以下の式で定義されています。

$$a = \frac{\mu_n - \mu_s}{\sigma_s} \quad (3)$$

$$b = \frac{\sigma_n}{\sigma_s} \quad (4)$$

また, ROC曲線の $TPF$ および $FPF$ と両正規パラ

メータ $a$ および $b$ の関係は以下のように示されます。

$$TPF = \Phi[b \cdot \Phi^{-1}(FPF) + a] \quad (5)$$

ここで,  $\Phi$ および $\Phi^{-1}$ は累積的分布関数およびその逆関数を示します。累積的分布関数に関しては統計学の参考書を参照してください。

ROC曲線を定量的に表現するための手段として, ROC曲線下の面積 $A_z$ [16]が一般的に用いられます。 $A_z$ は, (5)式で示した $TPF$ の全積分値で, 最大値は1.0となります。

様々な両正規パラメータ $a$ および $b$ におけるROC曲線およびその面積 $A_z$ の組み合わせの例をFig.2に示します。

Fig.2からわかるように,  $a$ の値が大きくなれば(Positive像およびNegative像に与えられた評価値の平均値の差が大きくなれば), ROC曲線は左上角に近づき,  $A_z$ の値は1.0に近づきます。また,  $b$

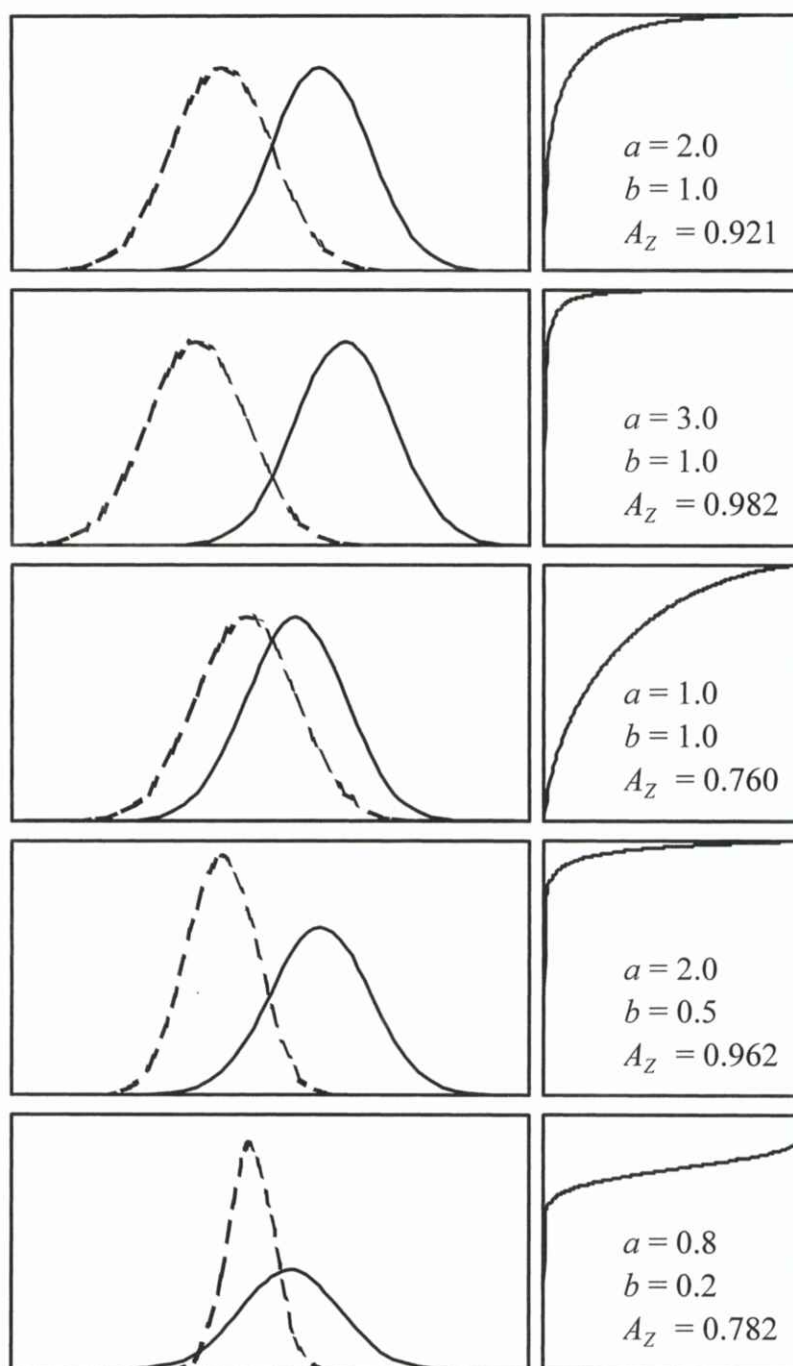


Fig.2 Relationships between several combinations of binormal parameter  $a$ ,  $b$  and ROC curves and area under the ROC curve  $A_z$ .



の値が1.0の場合は、ROC曲線は負の対角線に対して対称な曲線となり、1.0より小さい場合は、カーブのピークが左方へ移動します。 $b$ の値が1.0よりかなり小さく（Positive像に対する評価点のばらつきが大きい）、 $a$ の値が1.0より小さい場合（Negative像とPositive像の評価点の平均値の差が小さい場合）には、ROC曲線は左上角で逆S字状を示します。これはHookと呼ばれる現象で、試料の作成や収集、または観察者の判断基準の設定方法に問題がある場合に発生します（この現象についてはVOL.2で解説します）。

### 3.2 カーブフィッティング

観察実験から得られた、各観察試料の評価点（観察者の判断基準に応じて付けられた評価点）から、その両正規分布を推定し、そこからROC曲線を算出する一連の計算手順をカーブフィッティングと呼びます。両正規パラメータからROC曲線を描くための理論は先に述べましたが、各試料につけられた評価点から、それらの正規分布の平均値と分散を推定する作業が、ROC解析では非常に重要になります。両正規ROC解析では、これらの推定を最尤度比推定で行っています。しかしながら、実際にはその計算のすべてを行ってくれるソフトウェアが普及しており、それらを使用すれば複雑な計算は不要となりますので、最尤度比推定に関する解説はここでは割愛します。ROC解析用のソフトウェアは、Metz教授らのグループによって開発されたソフトがいくつかあり、最近になって開発された統合型ROC解析ソフトROCKIT [11, 12] がパソコン用として一般に公開され、インターネット経由で無償で入手が可能となっています（「1. はじめに」の脚注を参照）。

Metz教授らのプログラムによるカーブフィッティングの計算手順は、各観察試料を評価点の大きさによってカテゴリー分類する段階と、カテゴリー分類されたデータから両正規分布を推定する段階、それに両正規分布からROC曲線のプロット点を算出する段階に分けられます。

ROC解析が放射線画像領域で利用されるよう

になって当分の間は、評定実験の際に、観察者が各観察試料に判断基準に応じた評価点を付けるのではなく、各観察試料を判断基準ごとのカテゴリーにそれぞれ分類する作業が行われていました（評定確信度法：5段階評定法）。しかし、各観察試料に対して、観察者が判断基準に応じた評価点を付ける、という評定実験が開発され（連続確信度法 [11, 12, 17, 18]）、各観察試料に付けられた評価点を判断基準に応じてカテゴリー分類する作業は、プログラム内で自動的に行われるようになりました。

## 4. ROC解析の実験手順

ROC解析が物理的評価と診断能を結びつける唯一の手段であるということが、多くの研究者に理解されているに関わらず、ROC解析は、実験の準備や観察実験が大変だからという理由で敬遠される場合が多くあります。確かにROC解析を成功させるためには、数多くの労力と時間が必要になります。特に臨床的な有用性を立証する研究においては、研究の目的に応じた観察試料（症例）を数多く収集するためだけに多くの時間を費やすことになります。そのため、ROC解析の実験を行う場合には十分な実験計画を立て、効率良く、しかも失敗のないROC解析を行うように努力しなければいけません。以下にその方法を示します。

### 4.1 実験目的と信号の決定

ROC解析が行われる目的は、1) 画像システム、画像パラメータ、画像処理法、そして画像通信保管といった、画像に直接影響する因子の、診断能の向上における効果判定、2) モダリティ別の疾患の検出能の比較、3) 薬剤や造影剤といった検査の付加的因子の効果や最適量の判定、4) コンピュータ支援診断（Computer Aided Diagnosis: CAD）の性能評価、など多種多様で、その応用範囲は広がりつつあります。

ROC解析の大きな利点は、病変を信号と見なすことで、異なったモダリティ間の比較（例えばCTとMRI、CRと増感紙—フィルムシステム等）が

可能になる、ということで、高度医療が進み様々なモダリティが医療に利用される現在においては、そういった意味においても、ROC解析がなくてはならないものになりつつあります。

臨床例を観察試料とする場合は、比較的实验目的と信号の関係が単純で一致しやすいのですが、ファントム像を用いてROC実験を行う場合には、実験目的と信号の関係により一層の注意を払う必要があります。

例えば、古典的なROC実験の「信号」に用いられるビーズ玉は、腹部単純X線像を撮影した場合の、読影困難な胆石を想定して考え出されました [19]。この「信号」は、増感紙—フィルムシステムの粒状度と低コントラスト分解能を評価するのが目的で、決して、鮮鋭度を比較するために用いられたものではありません。もし、増感紙—フィルムシステムの鮮鋭度の比較評価にROC解析を用いるのであれば、「信号」には鮮鋭度を反映する被写体（例えば針の糸通し穴）を選択しなければいけません。

#### 4.2 試料の作成および収集

ROC解析に用いられる試料は、前述のように臨床画像とファントム画像の2種類に分けられます。そして実際には、これらを、実験目的に応じて使い分けるようにします。

X線画像の物理的な因子の基礎的な評価には、ファントム画像を用いた方が、試料の作成も容易で、信号強度を定量的に変化させることが可能です。さらに、ファントム画像は試料枚数を多くすることが容易ですので、そのために統計的に有利な結果が得られるという利点をもっています。

ファントムには、X線フィルムを加工したものが多用されます [20]。このファントムは作製が容易で、不要なX線フィルムを任意の大きさに切り、数枚を張り合わせることで、目的に応じた信号を作り出すことが可能です。信号強度（写真上での見えやすさ）は、重ね合わすフィルムの枚数や写真濃度で調整し、辺縁をはかしたい場合には、フィルム片の形を不均一にして、それらを重ね合

わせるようにします。

画像の総合的な評価や、臨床応用に関連したROC解析の場合には、臨床画像を試料として用います。しかし、ROC曲線は臨床画像に含まれる信号（病変）の検出の困難さの程度に左右されますので、臨床画像を試料として収集する場合には、十分な準備期間と複数の専門読影医師による画像の選別が不可欠となります。

臨床画像の収集には、ランダム標本と階層標本の2種類があります [5]。ランダム標本は、収集が簡便ですが、試料群における症例の特徴の比率を母集団の頻度分布に近くするためには、試料をできるだけ多く収集する必要があります。

一方、階層標本は、臨床画像の母集団の頻度分布に合わせて、収集対象をいくつかの階層に分け、試料を収集する方法で、試料枚数を少なくできるかわりに、あらかじめ母集団の頻度分布を正しく評価し、その分布に応じた階層を構築するという作業が必要となります。

試料の収集が困難な臨床画像を用いたROC解析では、一般的に、階層標本はランダム標本よりは正確であると考えられています。特に、ある系統において継続的にROC実験を行う場合には、階層標本によって収集された観察試料を用いた方が、実験の再現性において、ランダム標本よりも有用な結果が得られます。

ランダム標本にしても階層標本にしても、多くの医師が見落とすような、検出の難易度の高い臨床画像を収集するためには多大な努力と時間が必要となります。そのため、そういった苦労を少しでも軽減するために、いくつかの研究グループによって大規模な症例の画像データベースが構築され、一部が一般に公開されています。「標準デジタル画像データベース—胸部腫瘍陰影像—」は、日本放射線技術学会から頒布されている胸部腫瘍陰影像に限定したデジタル画像データベースで [21, 22]、154枚の腫瘍陰影像と93枚の非腫瘍陰影像で構成されています。それぞれの画像は、ROC実験におけるPositive像とNegative像として用いることができるように設計されており、実際に



フィルムに出力した画像を用いて行われたROC実験の結果が報告されています [21, 22].

ROC実験に用いられる試料の枚数は、前述のように、画像の種類や収集方法によって制約を受けますが、実験結果の統計的有用性を考慮した場合、多ければ多いほど統計的には有利になります。しかし、実際には実験を行う場合の観察者の目の疲労も考慮しなければいけないので、試料枚数を少なくして、読影回数を多くするという工夫をします。ただし、少なくともNegative像、Positive像のそれぞれについて、各20画像は用意する必要があります（階層標本が行われた場合）でしょう。

#### 4.3 予備実験

試料の作成および収集の作業が終了する前に、最終的な実験結果を推測するために予備実験を行います。これは、2つのシステムやモダリティを比較評価する場合に、それぞれのROC曲線が、差の検出に適当な値を示すかどうかを事前に判定し、無駄な本実験が行われるのを未然に防ぐためです。予備実験では、本実験で用いる試料よりも、試料枚数を少なくし、観察者も一人か二人で行います。ただし、この場合でも試料画像の難易度や観察者の読影技術が本実験の場合と、大きく違ってないことが必要です。

システム間の比較を行う場合、ROC曲線間の差の評価は、前述のように、 $A_z$ と呼ばれるROC曲線下の面積の値を用いて行われます。2つのシステムもしくはモダリティの比較の予備実験において、両者の $A_z$ が共に1.0に近いROC曲線が得られた場合には、その試料はROC解析を行うためには、非常に簡単すぎて不適当で、逆に、両者の $A_z$ が0.5に近い場合には、難しすぎて不適当と考えられます。したがって、比較する両者の $A_z$ は、0.6～0.95の間にあることが適当と思われます。

#### 4.4 観察者の選択および学習

観察者数も試料枚数の場合と同様に、多ければ多いほど、統計的には有利な結果が得られます。実際の実験においては、少なくとも5名以上（理

想は20名程度）の観察者数を確保し、観察者間の変動が少なくなるように努力します [23, 24].

観察者の選択は、実験の目的によってそれぞれ異なりますが、目的とする信号の検出に関して、十分な知識と能力を持った観察者でなければ、正しくROC解析が行われたとは言えません。例えば、単純なビーズ像の検出を行うROC実験では、観察者に放射線技師を採用しても何ら問題はありませんが（ただし、放射線画像領域での業務経験がある程度必要）、胸部腫瘍陰影の検出を行う場合には、医学的知識と経験的判断が非常に大切になりますので、熟練した胸部診断専門医を観察者に採用しなくてはなりません。いずれにしても、一旦選択した観察者を、実験データが悪かったからという理由で削除することは、研究の倫理に反するためにはできませんので、予備実験で観察者の適性を判断するなどの配慮が必要となります。

臨床画像の評価に関しては、最適な試料画像と観察者が確保できれば、そのROC実験は成功する確率が高いと考えられますが、一般的には観察者の確保が非常に困難な場合が多いようです。その理由の一つに「ROC解析は観察者の能力を判定する評価法である」と誤解している観察者（放射線科医）が少なからずいる、ということが挙げられます。しかし、これは明らかな誤解ですので、決してそうではないことを実験者が十分に理解した上で、観察者に説明することができれば、問題は解決すると考えます。

学習は、本実験を行う前に必要不可欠な作業で、実験の目的と実験方法を観察者に理解してもらうために行います。観察者には、回答の方法、実験中の注意事項（読影時間、再読影の禁止、など）、試料の構成（総枚数、「信号+雑音」と「雑音」の画像の割合、信号検出の難易度、など）を説明した上で、学習用に用意された試料数枚を提示します。学習用試料には、本実験で用いる画像よりも信号検出の困難な画像と、簡単な画像を含ませて、観察者の判断基準が実験中に変化しないようにします。また、信号検出の難易度のレベルと観察者の得点が一致するように心がけます。



#### 4.5 評定実験

以前まではROC解析という5段階のカテゴリーを用いた評定確信度法が一般的でしたが、ここでは、評定確信度法よりも観察者の評定能力に対する依存度が少なく、観察者間の変動も小さい[17, 18] 連続確信度法について述べます。Fig.3に、連続確信度法でROC実験を行う場合に用いる50 mmの自由スケールを用いた回答用紙を示します[25]。連続確信度法では、観察者は自分の判断基準に応じて、スケール上に個々の試料画像の病

変の有無の度合いをチェックするだけです。特にそのスケールの全体をフルに使わなければいけないという制約はありませんし、スケールが足りないと感じたときは、スケールよりもはみだして(直線上に)チェックを行っても問題はありません。実験者は、その値を観察実験終了後にmm単位で読み取り、その値をフルスケールで50点の評価点として、ROC解析に用います。この方法は、観察者にとって簡便で、数字に関する個人的嗜好が影響しないので、スケール内で同じ評価点が重複することが少なくなります。

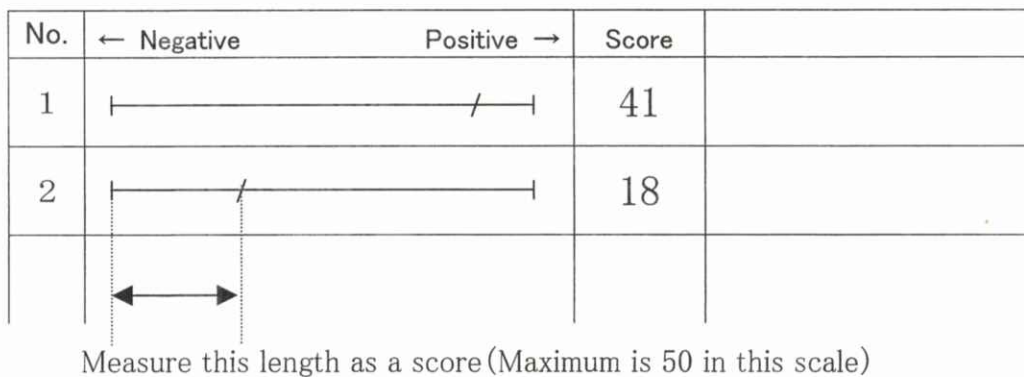


Fig.3 Example of a score sheet for ROC experiment with use of continuous rating scale.

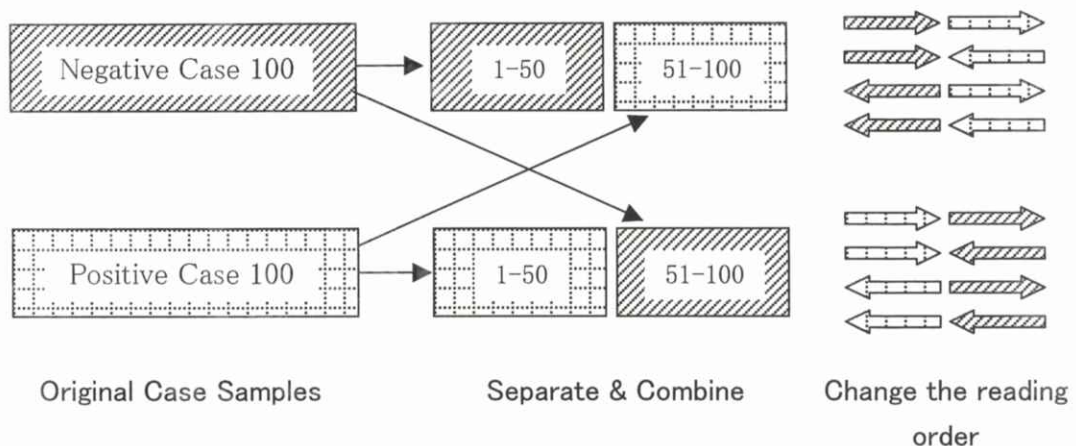


Fig.4 Example of the method to separate and to combine original case samples for removing reading order effect in ROC rating experiment.

ここで、評価点を読み取る場合には、単純な作業の繰り返しになるので、読み取りミスをなくす為に、必ず2回以上（2人以上）の読み取りを行い、読み取りミスが生じないように注意します。

観察実験における観察環境（読影室の照度、騒音、シャウカステンやCRTモニタの輝度）は、一連の実験を通じて一定とし、観察距離や観察時間は、観察者に任意に選択してもらいます [27]。ただし、デジタル画像のウインド幅やレベルの調整（設定）は、画像のコントラストや濃度が変化し、実験結果に大きな影響を与える因子となりますので、ROC実験を計画する場合に、どのように取り扱うかを慎重に検討する必要があります。

観察試料は、読影順序効果 [6] を排除するために、Negative像とPositive像の読影順序がランダムになるように配置し、観察者によって、さらに順序を変更します。読影順序効果を排除する簡単な方法をFig.4に示します。この方法では、まず、試料の「信号+雑音」像と「雑音」像をそれぞれ、A、Bの2つのセットにランダムに分割し、さらにその中でランダムに配列します。そして、それぞれのセットの試料の順番に番号をつけ、観察者によって番号の最初から読影する場合と最後から読影する場合とに分けます。この方法で、さらにAとBのセットの読影順を入れ換えれば、8パターンの異なった読影順序を確保することができます。

#### 4.6 データ入力とカーブフィッティング

カーブフィッティングは、前述のように、シカゴ大学から公開されているROCKITといったROC解析ソフトを用います。ソフトの使用法は、それぞれのソフトに添付されている使用マニュアル（特にROCKITについては日本語版がソフトをダウンロードする同じサイトから入手可能）を参照していただくのが一番なので、ここでは省略します。

前述のように、実験では試料の配列はNegative像とPositive像でランダムに配列されており、回答用紙につけられた観察者の評価点も順不同です。ROCKITにデータを入力するには、いくつか方法がありますが、一般的には、一元配列または二次

元配列の入力データ（Negative像およびPositive像の評価点）を、テキストファイルで作成します。そのため、データ入力用のワークシートをエクセルなどの表計算ソフトであらかじめ作成しておき、そのワークシートに読影した順番に観察者によってつけられた評価点を入力するだけで、自動的にNegative像に対する評価点とPositive像に対する評価点に並び替えられるようにします。

\*VOL.1はここまで。以下、VOL.2に続く。\*

#### 文 献 [VOL.1]

- [1] Wald A : Statistical Decision Function, Wiley, New York, 1950.
- [2] Lusted LB : Logical analysis in roentgen diagnosis, Radiology, 74, 178-193, 1960.
- [3] Goodeough DJ, Rossmann K, Lusted LB : Radiographic applications of receiver operating characteristics (ROC) curves. Radiology, 110, 89-95, 1974.
- [4] Metz CE : Basic principles of ROC analysis, Seminars Nucl. Med., 8, 283-298, 1978.
- [5] Metz CE : ROC methodology in radiologic imaging., Invest. Radiol., 21, 720-733, 1986.
- [6] Metz CE : Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies, Invest. Radiol., 24(3), 234-245, 1989.
- [7] MacMahon H, Vyborny CJ, Metz CE, et al. : Digital radiography of subtle pulmonary abnormalities : An ROC study of the effect of pixel on observer performance, Radiology, 158(1), 21-26, 1986.
- [8] Lams PM and Cocklin ML : Spatial resolution requirements for digital chest radiographs : An ROC study of observer performance in selected cases, Radiology, 158 (1), 11-19, 1986.
- [9] Chan HP, Vyborny CJ, MacMahon H, et al. : Digital mammography : ROC studies of

- the effect of pixel size and unsharp-mask filtering on the detection of subtle microcalcification, *Invest. Radiol.*, 22, 581-589, 1987.
- [10] Katsuragawa S, Doi K and MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images, *Med. Phys.*, 16(1), 38-44, 1989.
  - [11] Metz CE, Herman BA, Shen JH: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data. *Statistics in Medicine* 17: 1033-1053, 1998.
  - [12] Metz CE, Shen JH and Herman BA: New methods for estimating a binormal ROC curve from continuously-distributed test results. Presented at the 1990 Annual Meeting of the American Statistical Association, Anaheim CA, August 7, 1990. [和訳] 白石順二: ROC解析の基礎と応用; 5. 連続確信度法について, 日放技学叢書, (8), 35-54, 1994.
  - [13] Metz CE: Receiver Operating Characteristic (ROC) Analysis in Medical Imaging, *ICRU News*, 6, 7-16, 1997.
  - [14] Fryback DG and Thornbury JR: The efficacy of diagnostic imaging, *Med. Decis. Making*, 11, 88-94, 1991.
  - [15] Zweig MH and Campbell G: Receiver-Operating Characteristic (ROC) Plots: A Fundamental Evaluation Tool in Clinical Medicine, *CLIN. CHEM.*, 39/4, 561-577, 1993.
  - [16] Hanley JA and McNeil BJ: The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve, *Radiology*, 143, 29-36, 1982.
  - [17] Rockette HE, Gur D and Metz CE: The use of continuous and discrete confidence judgments in receiver operating characteristic studies of diagnostic imaging techniques. *Invest Radiol*, 27, 169-172, 1992.
  - [18] Shiraishi J, Utsunomiya A, Yamasaki M, et al.: Effect of Case Sample Difficulty and Choice of Rating Scales on Interobserver Variability in Receiver Operating Characteristic Experiments, *JJAP*, 36(4A), 2430-2433, 1997.
  - [19] 山下一也, 若松孝司, 長畑 弘, 他: ROC曲線による増感紙—フィルム系の評価, 日放技学会誌, 33(2), 156-160, 1977.
  - [20] 白石順二, 小堺和久, 畑川政勝, 他: FROC解析におけるデータ収集簡略化の試み, 日放技学会誌, 47(4), 620-626, 1991.
  - [21] 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 他: 標準デジタル画像データベースの構築, 日放技学会誌, 54(3), 439-445, 1998.
  - [22] Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, et al.: Development of a Digital Image Database for Chest Radiographs With and Without a Lung Nodule: Receiver Operating Characteristic Analysis of Radiologists' Detection of Pulmonary Nodules, *AJR*, 174(1), 71-74, 2000.
  - [23] Swets JA, Pickett RM: *Evaluation of Diagnostic System*, New York: Academic Press, 1982.
  - [24] Chesters MS: Human visual perception and ROC methodology in medical imaging, *Phys. Med. Biol.*, 37(7), 1433-1476, 1992.
  - [25] 宇都宮あかね, 白石順二: ROC解析における試料収集法の考案, 日放技学会誌, 53(3), 363-367, 1997.
  - [26] 白石順二, 山下一也: ROC評定における観察時間と観察距離—単純な信号の場合—, 日放技学会誌, 47(11), 1937-1942, 1991.



## [国際会議報告]

### ECR2001報告

畑川 政勝, 岸本 健治

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部・〒545-0051 大阪市阿倍野区旭町1-5-7

### Report of ECR 2001

Masakatsu HATAGAWA, Kenji KISHIMOTO

Department of Radiology, Osaka city university hospital

Asahimachi 1-5-7, Abeno-ku, Osaka-shi 545-0051, Japan

ECR 2001 (European congress of radiology 2001) は3月2日から6日まで、オーストリアのウィーンで開催された。会場はドナウ川を渡ったところの国連都市の一角にあるAustria Center Viennaで3角形の角を取ったような6角形の建物である。また隣の建物で機器展示も行われていた。報告件数は口述発表 (Scientific Sessions) が1016題、学術展示発表 (Scientific Exhibits) が806題で他に卒後教育講演 (Postgraduate Educational Programme) が朝夕に340題、特別講演3題、シンポジウム7題、それにマンモグラフィーのInterpretation Testなど盛りだくさんであった。さらにCybertheatreでは大きな画面でDICOMやWebの説明が19題あり日を変えて2回づつ行っていた。発表会場の周りには、3D画像処理機の見本市のようで、小さなブースにワークステーションを置いて色々な画像処理を見せている企業がたくさんあった。

口述発表会場は議長が2名で他に会場係が1名発表者の胸にマイクをつけたりスライド係に指示を出したりしていた。発表形式はスライド2面もしくはコンピュータのプロジェクターを使った1面映写で、演者交代時もスムーズに行われていた。基本的には疾患別でセッションが組まれていて、例えば、Musculoskeletal, Neuro, Abdominal and Gastrointestinalなどで、サブタイトルにCTとかMRIがついていたものもあったが、たいていは同じセッションに単純撮影やMRI、また核医学まで含まれていた。そのためにフラットパネルディテクタに

興味があったが、そのセッションを見つけるのが難しかった。たまたま入った部屋がMusculoskeletalの新しい装置のセッションをしていて、CRの感度を100~800まで試し、400以上はあまり良くなかったというような発表や、CRとフラットパネルディテクターの比較の発表もあった。結果はフラットパネルディテクタが僅かにすぐれているというようなものであった。

学術展示発表はわれわれの施設から技師 (岸本健治) 1名と医師2名が発表した。その内2題がフラットパネルに関するもので、フラットパネルはノイズ特性が良好で、厚い部位では特に有効であったというものである。ポスターの形式は1165mm×905mmの横長で目の高さなので、JMCP大会のように屈んで見る必要はなかった。学会前日午前にポスターを貼りに行ったが、つぎつぎと日本人ばかり来るのには驚いた。かなりの数の日本からの発表があったようである。ヨーロッパ人は朝、家を出て午後ウィーンに着くことが出来るので、多分午後はヨーロッパ人が多かったことと思う。学術展示発表は、あらかじめ選ばれた演題だけ毎日昼頃に学会役員が見に来るので、説明のために待機するよう指示があったが、残念ながらわれわれの施設の発表は該当しなかった。

機器展示は、たくさんのメーカー (知らないものも多かった) が展示していたが、MRIやCTなどの大きな装置はなく、超音波装置が多かった。また特に新しいものではなかったがマンモグラフ

イー用のCADの装置も展示されていた。やはり多いのはMRI用などの3Dワークステーションであるが、読影用ワークステーションの液晶モニターの明るさにも感心した。またフラットパネルディテクタもかなり展示されていた。われわれも来年の医放会長である山田龍作教授と共にPhilipsのブースでフラットパネルの技術的な討議や、読影方法などについて1時間以上話をしたが来年のJMCPでは何か企画があるかも知れない。日本に帰って早速あるメーカーとフラットパネルディテ

クターの話をしたが、やはり今後、単純撮影だけでなく、透視、アンギオ、CTへと広がって行くことは時間の問題であろう（かなり問題は山積みのようなが）。

ヨーロッパで一番大きな学会であるECRに出席してみたいと常々思っていたが、やっと実現できた。ウィーンは良い街で色々な名所がたくさんあるが、ほとんど見る暇がなかった。しかし、ホイリゲのすばらしい雰囲気とワインの味は忘れられない。



会 場  
Austria Center Vienna



ドナウタワーからみた会場  
WHOとIAEAの建物がある



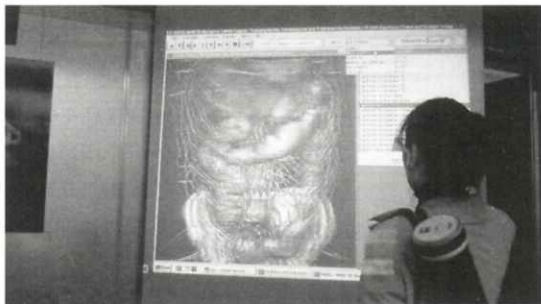
開会式  
平松先生の写真とウィーン少年合唱団、さくらさくらを歌った



発表会場  
座長は2名。ほとんどパソコンで発表



受付ホール



立体めがねで見る3D画像



Interpretation  
この画像から病名を診断する



Cyberthertre  
DICOMやWebの講義がある



展示会場  
われわれのポスターの前で



展示会場風景  
後ろでわれわれの発表を見に来てくれている人がいて感激



機器展示会場  
エコーの装置が多かった



読影用の液晶モニターが印象的だった



## I 春季（第129回）大会記事

春季（第129回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成13（2001）年1月24日（水）

場 所 沖縄県青年会館

〒900-0033 那覇市久米2-15-23

1月24日（水）

11：00～12：00

特別講演 1

「離島診療所支援情報ネットワークにおけるデジタル画像の有用性」

沖縄県立中部病院 崎原永作先生

13：30～14：30

特別講演 2

「コンピュータ支援診断の研究開発：予測される利点と問題点」

シカゴ大学教授 土井邦雄先生

14：45～17：30

研究発表会

1) Computed Radiography Systemにおける散乱線の信号鮮鋭度への影響

前田浩志，有村秀孝，川下郁生，森川薫，石田隆行，松本政雄\*，金森仁志\*\*

広島国際大・保健医療，\*阪大・医・保健，\*\*福井工大・工・電気

2) フラットパネルディテクタ，FCR及び増感紙－フィルム系のオーバーオールのも  
物理特性の比較

松本政雄，隅田伊織，高田麻美，稲邑清也，井ノ上信一\*，太田誠一\*，西野友博\*，  
林田真昌\*\*，浅井義行\*\*\*，金森仁志<sup>+</sup>

阪大・医・保健，\*阪大・附属病院・放射，\*\*キャノン(株)，

\*\*\*近大・附属病院・放射，<sup>+</sup>福井工大・工・電気

3) フラットパネルディテクタCXDI-11の物理特性

小縣裕二，松本政雄，井ノ上信一\*，林田真昌\*\*

阪大・医・保健，\*阪大・附属病院・放射，\*\*キャノン(株)

4) 歯牙寸法・形状計測の精度評価

久納克敏，大嶋雅好，横田善夫\*，鈴木康生\*\*，伊藤稔

工学院大，\*横田歯科クリニック，\*\*奥羽大・歯

5) 異種統合データを用いた脳内ウォークスルー

井村誠孝<sup>1</sup>，須田淳一<sup>1</sup>，末永貴俊<sup>1</sup>，菅 幹生<sup>1</sup>，大城 理<sup>1,2</sup>，湊小太郎<sup>1,2</sup>，

千原國宏<sup>1,2</sup>，

<sup>1</sup>奈良先端科学技術大学院大・情報科学研，

<sup>2</sup>通信・放送機構・奈良リサーチセンター

- 6) 位置敏感型イオンチェンバーの開発と放射光X線ビーム位置のモニタリング  
佐藤一道  
財団法人高輝度光科学研究センター
- 7) X線スクリーンフィルム系の単一照射センシトメトリー  
犬井正男  
東京工芸大・工
- 8) ウェーブレット変換を用いた3次元医用画像データの圧縮  
松井 淳, 中沢庸介, 〇中森伸行, 吉田靖夫  
京都工芸繊維大・電子情報工
- 9) チェッカーボードモデルを用いたウィナースペクトルの数値計算  
山田 功, 田中嘉津夫\*, 佐井篤儀\*\*  
岐阜高専・電気情報, \*岐阜大・工・応用情報, \*\*新潟大・医・保健
- 10) 3次元乳腺超音波CADシステムのための領域抽出に関する研究  
福岡太輔, 原 武史\*, 中村好秀\*, 藤田広志\*, Woo Kyung Moon\*\*,  
遠藤登喜子\*\*\*  
岐阜高専・電気情報, \*岐阜大・工・応用情報,  
\*\*ソウル大学病院・放射線診断, \*\*\*国立名古屋病院・放射
- 11) ステップウェッジ像を利用したマンモグラムにおける微小石灰化像の自動検出  
山田章嗣, 原 武史, 藤田広志, 堀田勝平\*, 岩瀬拓士\*\*, 遠藤登喜子\*\*\*  
岐阜大・工・応用情報, \*愛知県がんセンター病院・放射線診断,  
\*\*愛知県がんセンター病院・乳腺外, \*\*\*国立名古屋病院・放射
- 13) 複数の輝尽性蛍光体プレートを用いた長尺撮影のための新しい画像処理  
加野亜紀子, 齋藤智子\*  
コニカ(株)・MIシステムG, \*コニカ(株)・MG開発C

18:30~20:30

懇親会

会場：パシフィックホテル沖縄

一般研究発表時間が超過したため、以下の2演題は次回（第130回）に発表していただくことで了解を得ました。関係者にはご迷惑をおかけしましたことをお詫び申し上げます（事務局）。

- 12) マンモグラムにおける医師の読影とCADシステムの検出結果  
篠原範充, 畑中裕司, 原 武史, 藤田広志, 岩瀬拓士\*, 遠藤登喜子\*\*  
岐阜大・工・応用情報, \*愛知県がんセンター病院・乳腺外,  
\*\*国立名古屋病院・放射
- 14) 画像解析を用いた骨粗鬆症診断の研究  
林 建佑, 町田佳士, 小寺吉衛, 稲津 博\*, 宮本秀幸\*, 飯山清美\*\*  
名古屋大・医・保健, \*NBUメディカルカレッジ・放,  
\*\*コニカ(株)・MIシステムG

## Ⅱ 第129回理事会議事録

日 時 平成13（2001）年1月24日（水）

場 所 沖縄県青年会館

出席者 内田名誉会長，金森，木戸，小島，滝川，中森，藤田，松井，松本，小寺  
（委任状提出者 青木，大庭，緒方，小林，佐井，畑川，長谷川顧問，樋口監事）

議 題

- (1) 平成13年度総会（第130回）大会は6月2日（土）名古屋大学医学部保健学科で開催する。担当は小寺総務理事。  
平成13年度秋季（第131回）大会は，東北地区で9月から10月にかけて行うこととした。担当は未定。  
また，海外でのワークショップ，平成14年度の総会の候補地が話題に出た。
- (2) 平成12年度表彰選考委員の承認について，小島委員長から提案された委員を承認した。
- (3) その他
  - 1) 編集担当理事から電子ジャーナルについて検討していることが報告された。継続して検討することを了承した。
  - 2) 総務理事から現在の予算執行が赤字計上になっていること，会員，賛助会員の減少が報告された。学生会員の検討，他の団体との共催などを含めて今後の検討課題とした。
  - 3) ホームページについて，アクセスの整備，リンクの充実などを図るよう要望が出た。今後，検討することとし，リンク先の候補を担当者に連絡することとした。
  - 4) 他学会の雑誌の案内板などに大会の開催案内の掲載依頼をすることを進めることとした。



## ——— 新 入 会 員 ———

| No  | 氏 名   | 勤務先および所在地                                     | 電話・FAX                               |
|-----|-------|-----------------------------------------------|--------------------------------------|
| 547 | 吉武 貴康 | 新別府病院 放射線科<br>〒874-0833 大分県別府市大字鶴見3898        | TEL 0977-22-0391<br>FAX 0977-27-0098 |
| 548 | 下瀬川正幸 | 千葉大学医学部附属診療放射線技術学校<br>〒260-8677 千葉県中央区亥鼻1-8-1 | TEL 043-222-7171<br>FAX 043-226-2228 |
| 549 | 妹尾 淳史 | 東京都立保健科学大学放射線学科<br>〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-9   | TEL 03-3819-1211<br>FAX 03-3819-1406 |

## ——— 会 員 異 動 届 ———

| No  | 氏 名   | 変更項目 | 勤務先および所在地                                     | 電話・FAX                               |
|-----|-------|------|-----------------------------------------------|--------------------------------------|
| 514 | 李 鎔範  | 勤務先  | 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻<br>〒951-8518 新潟市旭町通2-746 | TEL 025-227-0957<br>FAX 025-227-0749 |
| 242 | 長谷川 伸 | 連絡先  | 〒247-0062 鎌倉市山ノ内1473                          | TEL 0467-22-5249<br>FAX 0467-22-5249 |

## ——— 賛助会員社名変更 ———

トムソン-CSFジャパン(株)は、2001年2月1日をもって、タレスインターナショナルジャパン(株)に社名が変更になりました。

## ——— 賛 助 会 員 ———

平成13年3月現在、本学会の賛助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)

|                     |                    |
|---------------------|--------------------|
| アミン(株)              | 東洋メディック(株)         |
| 化成オプトニクス(株)         | 浜松ホトニクス(株)         |
| コニカ(株)              | (株)日立メディコ          |
| シーメンス旭メディテック(株)     | 富士写真フィルム(株)        |
| (株)島津製作所            | GE横河メディカルシステム(株)   |
| タレスインターナショナルジャパン(株) | (旧トムソン-CSFジャパン(株)) |

## 役 員

|      |                                           |
|------|-------------------------------------------|
| 会 長  | 金森 仁志 (京都工繊大名誉教授)                         |
| 名誉会長 | 内田 勝                                      |
| 名誉顧問 | 立入 弘                                      |
| 顧問   | 長谷川 伸 (東京工芸大)                             |
| 総務理事 | 小寺 吉衛 (名古屋大)                              |
| 常務理事 | [編集担当] 藤田 広志 (岐阜大)                        |
|      | [企画担当] 奥村 泰彦 (明海大), 松本 政雄 (大阪大)           |
|      | [庶務担当] 小林 嘉雄 (名古屋大)                       |
|      | [財務担当] 緒方 良至 (名古屋大)                       |
| 理 事  | [大学関係] 稲本 一夫 (関西国際大学), 大庭 健 (九州歯大)        |
|      | 木戸 尚治 (山口大), 小島 克之 (浜松大)                  |
|      | 佐井 篤儀 (新潟大学), 滝川 厚 (広島県立保健福祉大)            |
|      | 滝井 正臣 (信州大), 中森 伸行 (京都工繊大), 丹羽 克味 (明海大)   |
|      | 畑川 政勝 (大阪市大), 山田 英彦 (明海大)                 |
|      | [会社関係] 青木 雄二 (化成オプトニクス), 加藤 久豊 (富士写真フイルム) |
|      | 小池 功一 (日立メディコ), 杉本 博 (東芝), 細羽 実 (島津製作所)   |
|      | 松井 美楯 (コニカ)                               |
| 監 事  | 津田 元久 (東京工芸大), 樋口 清伯 (大阪産業大)              |

## 編 集 後 記

医用あるいは画像、または情報と名のつく学会が増えました。それぞれに設立の主旨を持ち各人がそれを目指して活動しているのしょうから、それ自体をどうこう言う訳にはいきませんが、参加する身からすると少し整理してもらえればと考えるのは正直な気持ちです。逆に主催する立場で考えますと、一人でも多くの人に自分達の学会に興味を持っていただき、入会、発表してもらうことを考えます。本学会は歴史と伝統を持っています。設立時の会員には一時代を築いた諸先輩が綺羅星のごとく並んでいます。しかし、現在はその残光で活動しているような状況です。世の中に同様の名前を持つ学会が多いということは、それだけ社会がこのような分野を望んでいるともいえます。多くの学会の中から本学会を選んでいただくには光を発しなければなりません。本学会のユニークさが求められます。個人的な意見ですが、本学会の特徴は、医学と工学・技術の意見が双方で流れる場所、であると思います。しかし、これも同様の看板を掲げているところはいくつかあります。大事なことは、流れる中身です。そこに本学会の生き残る道があるものと思っています。事務局をお引き受けして丸2年が経ちました。防戦一方であった事務局ですが、そろそろ事務局本来の仕事をしなればと考えています。よろしくお願いたします。(こ)

ホームページ <http://kiso.dj.kit.ac.jp/~mii/> (管理担当: 中森 伸行)

### 医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成13年(2001年) 5月5日発行

#### 編 集 委 員 会

[編集委員長]

藤田 広志 (岐阜大)

[編集委員]

佐井 篤儀 (新潟大学)

滝川 厚 (広島県立保健福祉大)

中森 伸行 (京都工繊大)

原 武史 (岐阜大)

松本 政雄 (大阪大)

編 集 医用画像情報学会編集委員会

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

岐阜大学工学部応用情報学科内

TEL: 058-293-2742, FAX: 058-230-1895

e-mail: fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp

発行所 医用画像情報学会事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

TEL: 052-719-1554, FAX: 052-719-1509

e-mail: kodera@met.nagoya-u.ac.jp

印刷所 サンメッセ(株)岐阜支店

〒500-8289 岐阜市須賀1-1-5

TEL: 058-274-5011, FAX: 058-273-0764

- M E M O -



### 複写される方へ

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写承諾契約を締結されている企業の従業員を除き、著作権者から複写権等の委託を受けている次の団体から承諾を受けてください。

### 学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル

TEL : 03-3475-5618 FAX : 03-3475-5619 E-mail : kammori@msh.biglobe.ne.jp

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

Phone : 978-750-8400 FAX : 978-750-4744 URL : <http://www.copyright.com>

---

### Notice about photocopying

In order to photocopy any work from this publication, you or your organization must obtain permission from the following organization which has been delegated for copyright for clearance by the copyright owner of this publication.

### Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance(JAACC)

41-6 Akasaka 9-chome, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

TEL : +81-3-3475-5618 FAX : +81-3-3475-5619 E-mail : kammori@msh.biglobe.ne.jp

### In the USA

Copyright Clearance Center, Inc.(CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

Phone : 978-750-8400 FAX : 978-750-4744 URL : <http://www.copyright.com>

## 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<br>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<br>(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：〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局 小寺吉衛

TEL : 052-719-1554 FAX : 052-719-1509

郵便振替口座：00830-7-9195 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 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先、所属 ふりがな

新勤務先、所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

# 医用画像情報学会会員（勤務先、所属 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先、所属 ふりがな

新勤務先、所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先，所属，自宅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、編集委員会で必要と認めたもの

### 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。



# 医用画像情報学会（MII）雑誌原稿執筆要領

（平成13年 5 月 5 日）

1. 原稿締切 1)研究会において発表されたもの  
原則として、研究会開催日の1ヶ月後必着で投稿をお願いします。査読（論文の場合）と著者校正の期間が必要ですので、期限を厳守して下さい。査読が間に合えば次号に掲載予定です。
- 2)その他 随時
2. 送り先 〒501-1193 岐阜市柳戸1-1, TEL：058-293-2742, FAX：058-230-1895  
岐阜大学工学部応用情報学科内  
医用画像情報学会編集委員長 藤田広志  
e-mail：fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp
3. 原稿の量 印刷上がり原則として10ページ以内
4. 書き方（会誌の「論文」を見て、同じ形式で書くこと。）
  - 1)全般 ワードプロセッサを用いて、A4用紙に22字×41行で書くこと。
  - 2)表題 1ページ目に表題、氏名、所属、所在地を書き、続いて英文表題、氏名、所属、所在地を書く。表題は、和文、英文、ともにボールド指定とする。
  - 3)抄録 2ページ目には、抄録（Abstract）を英文で記述すること（200語以内）。なお、抄録中での改行は不要。  
また、英文のキーワードを5つ以内で記載する。
  - 4)本文
    - ・3ページ目から始める（原稿には必ず通しページを付して下さい）。
    - ・項目は大項目を1.（センター位置）、中項目を1.1（左寄せの位置）、小項目を1.1.1（左寄せの位置）のように番号づけし、ボールド指定とする。
    - ・元素記号、単位、演算記号はローマン指定とする（sinなど）。
    - ・手書きのギリシャ文字は読み方を指定、または、ギリシャ文字指定とする。
    - ・文献の引用は通し番号を[1],[1,2],[1-3],[1,6-9]のように表記する。なお、文中に引用された順に記載すること。  
例)「…されている[1-3].」「…であり[2,3],…」
    - ・図と表（Fig.1 Table1）は、ボールド指定とする。

表 記号およびその意味

| 記 号   | 意 味     | 原稿中の指定すべき箇所                     |
|-------|---------|---------------------------------|
| ~~~~~ | ボールド    | 表題, sectionの表題, 図表引用 (Fig. 1など) |
| ———   | イタリック   | 物理量・変数など                        |
| ~~~~~ | イタボールド  | ベクトル量                           |
| □     | ローマン    | 元素記号・単位・演算記号など                  |
| ∨・∧   | 上付き・下付き | 上付き・下付き                         |
| Ⓐ・⓪   | 大文字・小文字 | 添字など                            |
| ギリ    | ギリシャ文字  | 大文字・小文字                         |

- ・句読点は「、」「。」ではなく「,」「.」を使うこと。
- ・活字指定では、特に数式の字体に注意すること。式には必ず連続番号を付けること。
- ・印刷すべき本文以外の活字指定や図の挿入位置などの注意書きは、すべて朱書きとする。

#### 5) 引用文献の書き方

- ・本文の末尾に一括する。
- ・雑誌の場合は、「著者名：論文タイトル，雑誌名（略式で），巻（号），最初のページ—最後のページ，年。」の順に書く。著者名は3名までとし，以下は「他」，または「et al.」とする。号が付いていない雑誌の号数は略してよい。
- ・単行本の場合は，「著者名：書名，ページ，発行所，地名，年。」とする。

- (例) [1] Sahiner B and Chan HP: Image feature selection by a genetic algorithm: Application to classification of mass and normal breast tissue, Med. Phys., 23(10), 1671-1684, 1996.
- [2] Gordon R, Bender R and Herman GT: Algebraic reconstruction techniques for three-dimensional electron microscopy and photography, J. Theor. Biol., 29(12), 471-481, 1970.
- [3] Holmquist J, Imasato Y, Bengtsson E, et al.: A microspectrophotometric study of pap-stained cervical cells as an aid in computerized image processing, J. Histochem. Cytochem., 24, 1218-1224, 1976.
- [4] Bezdek JC: Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms, 60-69, Plenum Press, New York, 1981.
- [5] 福岡大輔，原 武史，藤田広志，他：初期輪郭の自動生成と制御点の統合を含んだ動的領域輪郭抽出法，医画情誌，16(2)，148-152，1999.
- [6] 久保 勝：画像工学，101-110，オーム社，東京，1989.

#### 6) 図面（写真）

- ・図は1枚ずつ別紙に用意し，会誌掲載を想定した縮小見本を別途付けること（縮小率を記入）。
- ・図中の文字，記号などはすべて英文字とする。
- ・図の説明文は英字で一括して別紙に書く。
- ・図の挿入位置は本文の右側の余白に朱書きする。

#### 7) 表

- ・表は1枚ずつ別紙に英字で書く。
- ・表の説明文は，表の上に英字で書く。
- ・表の挿入位置は本文の右側の余白に朱書きする。

8) 原稿は，**原版1部とコピー1部**を送付する。また，査読終了後において，使用したパソコンの機種名やワープロソフト名を明記した最終原稿のフロッピーディスク（FD）を提出すること（テキストファイルで十分）。

9) 原稿は原則として筆者に返却されません。特に返却を希望される方は，その旨を原稿第1ページの空欄にお書き下さい。

10) 論文・研究速報・資料の場合には，投稿料（1件2万円プラス別刷り代の印刷実費の20%）を学会事務局から請求申し上げます。また，論文の別刷りを希望される場合は，印刷費の実費相当額を請求申し上げます。別刷りの必要部数は校正時にお知らせ下さい。

11) 著者校正は原則として1回のみです（印刷屋から直接送付）。原稿にない修正は避けて下さい。

# 光と語る。

**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

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。

**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



## 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

**SHIMADZU**

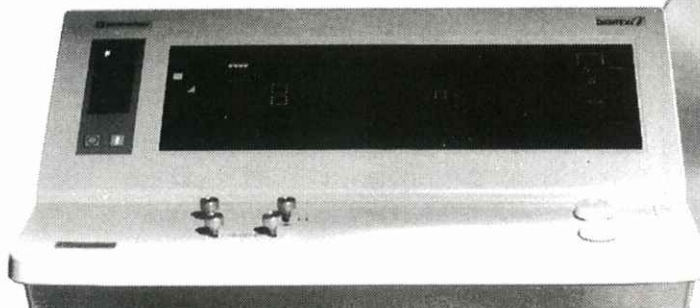
Solutions for Science  
since 1875

## 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 $\alpha$

1024<sup>2</sup>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**

インターネットで最新のホームページにアクセスできます。 <http://www.shimadzu.co.jp/j/index.html>  
本社 京都市中京区西ノ京桑原町1 ☐ 医用機器事業部 (075) 823-1271

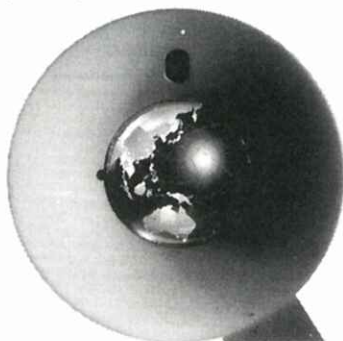




GE Medical Systems



## 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、各拠点が協力しながら、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  
断層撮影装置  
ProSeed EF  
ProSeed Accell EI  
Lemage  
Legato  
PreSage  
CTLuminex  
Eti  
CTMAX640  
CTHiSpeed Advantage

### MR

磁気共鳴  
断層撮影装置  
SIGNA Advantage 1.5T  
SIGNA Advantage 1.0T  
Sierra  
MRVista 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  
アトミックスL/C-IP  
アトミックスL/C  
アトミックスAFM/AFM-FC  
アトミックスDLX  
セクタ7DMR  
セクタ7600T/600TFD/  
セクタ7HF  
スチノスコープ9000/6000  
スチノスコープLE  
AMX-4  
GM-1215  
フリンク900/700

### ULTRASOUND

超音波診断装置  
LOGIQ700  
LOGIQ500  
RTS000シリーズ  
RT4600  
RTiino  
RT50

### NETWORK

画像処理・画像管理  
Advantage Windows  
Dataview



YOKOGAWA

## 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

# 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 名古屋弘小路ビル

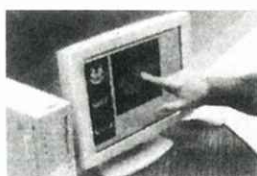
関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル  
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル  
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル  
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

本社・営業部

163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2



## 2次元、3次元画像リアルタイム処理装置 PEGASUS VIEWER



- リアルタイムポリウムレンダリング3次元処理(数値の変更、回転等)
- TFT液晶パネルと新開発の日本語ユーザーインターフェイスを採用。
- リアルタイムポリウムレンダリングナビゲーションを標準搭載。
- 最新のDVD-RAMドライブ対応により低コストで画像保存が可能。

製造開発元：株式会社ザイオソフトウェア

お問い合わせ先 総発売元：アミン株式会社 〒113-0033 東京都文京区本郷3-38-1 本郷インテックビル701

Tel 03-5689-2323 Fax 03-5804-4130

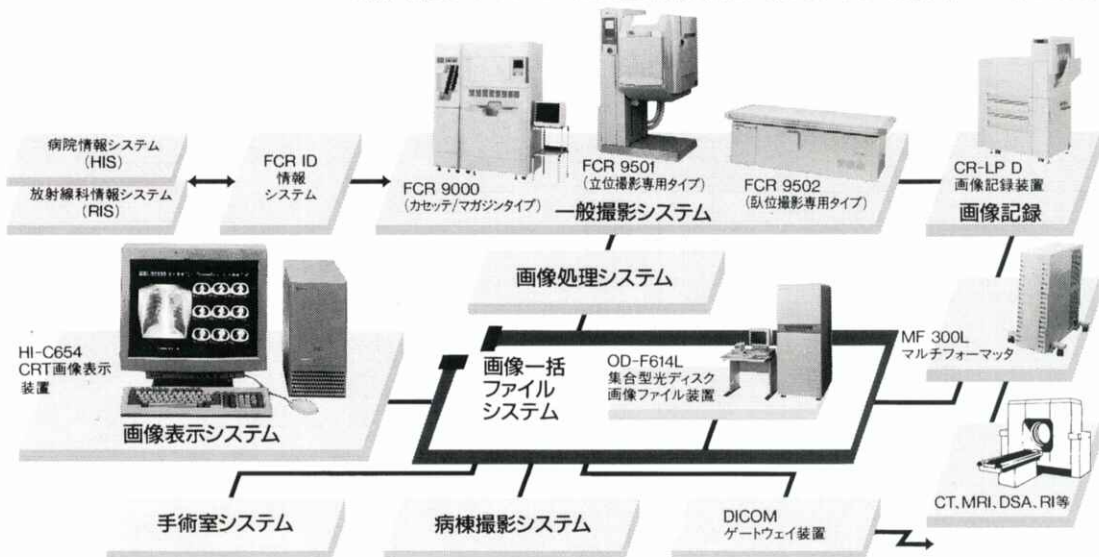
－ M E M O －

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 千104 ☎東京 (03) 3545-3321

## 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クス社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

HITACHI MEDICAL CORPORATION



## 見えますか？ 生命の尊さ・・・

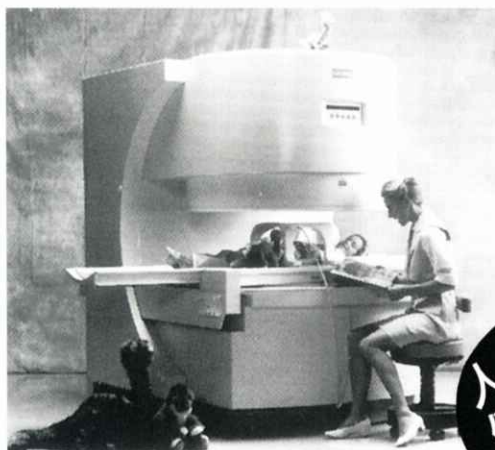
立場は違っても、  
環境が違ってても、  
大切なものは同じです。  
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



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

# 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 **Open** MAGNETOM

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