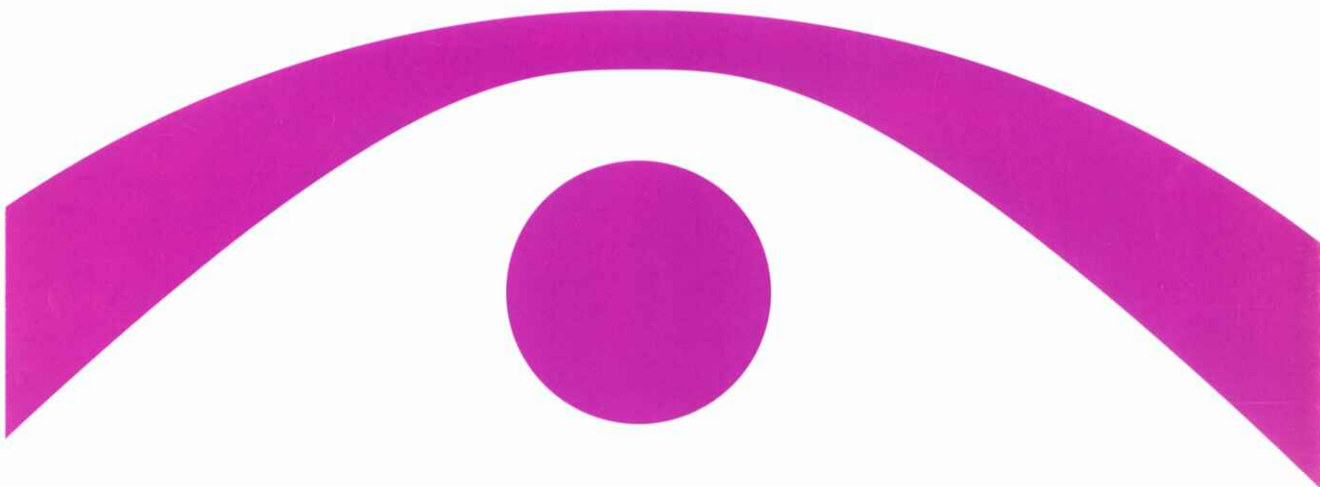


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻131号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.19 No.2 May 2002



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/>

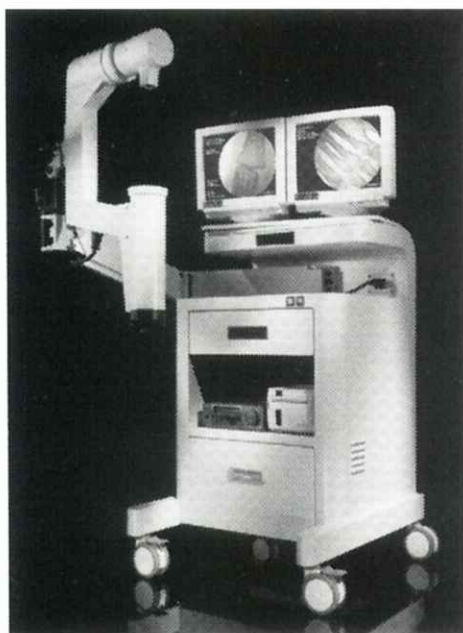
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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II.1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(A β 繊維)、小
形有髄繊維(A δ 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/NEUROTROM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

19巻 第2号 2002年5月

目 次

会 告

平成14年度年次（第133回）大会のご案内	会告 1
平成14年度秋季（第134回）大会の予定と演題伺い	会告 4
総会資料—役員改選案・会則の改正—	会告 5

巻 頭 言

歯学における教養教育	山田 英彦	49
------------	-------	----

特別講演資料

胸部単純写真におけるCAD	桂川 茂彦	50
---------------	-------	----

論 文

CdZnTe半導体検出器を用いて測定した診断領域X線スペクトルの補正（2）	宮島 悟史, 今川 康太郎, 松本 政雄	58
---------------------------------------	----------------------	----

研究速報

乳房X線画像における構築の乱れ領域の自動抽出法	山崎 大輔, 松原 友子, 藤田 広志 原 武史, 遠藤 登喜子, 岩瀬 拓士	69
乳房X線写真における微小石灰化像コントラストの経年変化とCADにおけるコントラスト補正法への対応	大江 祥隆, 篠原 範充, 笠井 聡, 原 武史 藤田 広志, 遠藤 登喜子, 岩瀬 拓士	73
高次局所自己相関特徴を用いた歯X写真の類似判定法	小川 真史, 中川 俊明, 原 武史, 藤田 広志 永井 淳, 武内 康雄, 大谷 勲	80

資 料

散乱X線のMTF	滝川 厚, 津田 浩平, 西原 貞光 吉田 彰	86
----------	----------------------------	----

技術セミナー

多重解像度空間への分解を用いた周波数処理（Hybrid処理）による画像診断性能の向上	梶 大介	91
IHE-Jについて（日本における医療連携のための情報統合化プロジェクト）	細羽 実	98

国際会議報告

RSNA2001参加リレー報告	藤田 広志, 原 武史, 福岡 大輔 篠原 範充, 張 学軍	104
-----------------	-----------------------------------	-----

会 報

平成13年度春季（第132回）大会記事
第132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.19 No.2 May 2002
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.19, No.2)

Contents

Preface

The Literacy Education for Odontology Hidehiko YAMADA 49

Invited Lecture

Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiographs Shigehiko KATSURAGAWA 50

Original Paper

Correction for X-ray Spectra Measured with a CdZnTe Detector (2)
..... Satoshi MIYAJIMA, Kotaro IMAGAWA and Masao MATSUMOTO... 58

Letters

Automated Extraction Method for Region of Architectural Distortion on Mammograms
..... Daisuke YAMAZAKI, Tomoko MATSUBARA, Hiroshi FUJITA
Takeshi HARA, Tokiko ENDO and Takuji IWASE 69

Variations of Microcalcifications Contrast on Mammograms
and Parameter Maintenance on Contrast-correction Method in our CAD System
..... Yoshitaka OHE, Norimitsu SHINOHARA, Satoshi KASAI
Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO and Takuji IWASE ... 73

Similarity Discrimination of Teeth Radiographs by Using the Nth-order Autocorrelation Features
..... Shinji OGAWA, Toshiaki NAKAGAWA, Takeshi HARA,
Hiroshi FUJITA, Atsushi NAGAI, Yasuo BUNAI and Isao OHYA ... 80

Note

Modulation Transfer Function of Scattered X-rays
..... Atsushi TAKIGAWA, Kohei TSUDA, Sadamitsu NISHIHARA
and Akira YOSHIDA 86

Technical Seminars

Improvement of Diagnostic Image Quality Using a Frequency Processing
Based on Decomposition into Multiresolution Space Hybrid Processing
..... Daisuke KAJI 91

IHE-J (Integrating the Healthcare Enterprise in Japan) Minoru HOSOBABA 98

International Conference Report

RSNA2001 Participating Report
..... Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA, Daisuke FUKUOKA
Norimitsu SHINOHARA and Xuejun ZHANG 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14年度 年次（第133回）大会のご案内

年次（第133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14（2002）年6月8日（土）、9日（日）

場 所 岩手県立中央病院

〒020-0066 岩手県盛岡市上田1-4-1

TEL：019-653-1151（病院代表）

FAX：019-653-8919（病院医局）

<http://www.pref.iwate.jp/~hp9001/iphs/iph010.html>

連絡先 岩手県立中央病院 放射線科 佐々木康夫先生

〒020-0066 岩手県盛岡市上田1-4-1

TEL：019-653-1151（病院代表）

FAX：019-653-8919（病院医局）

E-mail：sasayasu@nnet.ne.jp

sasayasu@ishiren.gr.jp

学会参加費 未定（画像認知研究会と調整中）

大会プログラム

今回は、医用画像認知研究会と合同開催を予定しており、現時点でのプログラムは未定ですが、学会事務局には以下の演題をいただいております。これらを、6月8日、9日に発表していただきますよう医用画像認知研究会と調整中です。最終のプログラムが決定され次第、学会ホームページに掲載しますとともに、ご発表の方にはメールあるいは郵便でご連絡申し上げますので、ご了解くださいますようお願い申し上げます。

研究発表演題（到着順）

6月8日（土）全日、6月9日（日）9：30～10：30（予定）

- 1) 互いに非独立の複数の病状を用いた独立扱いのBayes自動診断において、独立扱いに因る正診率低下度の考察

山崎 武

元滋賀医科大・放

2) 自然放出によるK系列特性X線の増幅と特性

佐藤英一, 林 保臣*, 小原春雄**, 田中越郎***, 盛 英三+, 河合敏昭**, 高山和喜***

岩手医科大・教養・物理, *八戸工専・電気, **東北大・医短, ***東海大・医・生理, +国立循環器センター, **浜松ホトニクス, ***東北大・流体科学研

3) ポリキャピラリープレート (X線レンズ) の特性

佐藤英一, 田中越郎*, 盛 英三**, 河合敏昭***, 小原春雄+, 高山和喜**

岩手医科大・教養・物理, *東海大・医・生理, **国立循環器センター, ***浜松ホトニクス, +東北大・医短, **東北大・流体科学研

4) 準単色平行X線撮影システムの開発

佐藤英一, 田中越郎*, 盛 英三**, 河合敏昭***, 高山和喜+

岩手医科大・教養・物理, *東海大・医・生理, **国立循環器センター, ***浜松ホトニクス, +東北大・流体科学研

5) キャピラリーから発生する軟X線の特性—コヒーレントな軟X線発生を試み—

佐藤英一, 林 保臣*, 高山和喜**

岩手医科大・教養・物理, *八戸工専・電気, **東北大・流体科学研

6) フラットパネルディテクタのDQEの測定について

松本政雄, 高橋真幸, 上田直典, 小縣裕二, 金井幸三*, 金森仁志**

阪大・医・保健, *東洋メディック, **京都工繊大名誉教授

7) CRにおける撮影条件の適正化と画像処理による被曝線量低減について

島 正光, 長谷川貴彦, 山下一彰, 小山修司*, 成田憲彦*, 小寺吉衛*
名城病院・放, *名大・医・保健

特別講演 6月9日 (日) 10:30~11:30 (予定)

演題未定

総 会 6月9日 (日) 11:30~12:30 (予定)

会場までの交通のご案内

JR盛岡駅下車（東北本線、東北新幹線）

JR上盛岡駅下車（山田線）

バス（岩手県交通）

盛岡駅→松園行一高前下車徒歩5分

病院回り線中央病院前下車徒歩1分

タクシー ・ 盛岡駅より約10分

・バスセンターより約15分

<会場案内図>



平成14年度 秋季（第134回）大会の予定と演題伺い

平成14年度秋季（第134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14（2002）年10月5日（土）

場 所 金沢大学医学部保健学科

〒920-0942 金沢市小立野5-11-80

<http://mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp/>

連絡先 金沢大学医学部保健学科 真田 茂先生

〒920-0942 金沢市小立野5-11-80

TEL：076-265-2524

FAX：076-234-4366

E-mail：sanada@kenroku.kanazawa-u.ac.jp

演題締切 平成14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）

— 総会資料（役員改選案） —

- 会長候補 小寺吉衛（名古屋大）
- 理事候補 藤田広志（岐阜大学），中森伸行（京都工繊大）
原 武史（岐阜大学），松原友子（名古屋文理大学）
佐井篤儀（新潟大学），松本政雄（大阪大学）
真田 茂（金沢大学），滝川 厚（広島保健福祉大）
木戸尚治（山口大学），小島克之（浜松大学），谷本啓二（広島大学）
真田泰三（山口大学病院），小倉敏裕（癌研病院）
小池功一（日立メディコ），志村一男（富士フィルム）
細羽 実（島津製作所），本田道隆（東芝），松井美楯（コニカ）
- 監事候補 樋口清伯（大阪産業大），畑川政勝（大阪市大病院）

— 総会資料（会則の改正） —

細則

第四章 事務所

- 第7条 会則第4条の事務所の所在地は，岐阜市柳戸1-1，
岐阜大学大学院再生医科学専攻知能イメージ情報部門内とする。

[巻頭言]

歯学における教養教育

山 田 英 彦

私事で大変恐縮ですが、新年度からは23年間お世話になった臨床系の歯科放射線学講座から1～2年生が履修するの物理学の専任講師に移籍し、基礎理科系の教養教育を担当することになりました。慣れ親しんだ歯科放射線関連の研究と教育から、小生にとっては未経験な教養教育分野へと方向転換を図らねばならず、最近では講義や実験実習のための準備に追われる毎日が続いております。

昨年の3月、医・歯学教育の在り方に関する調査研究協力者会議は「21世紀における医学・歯学教育の改善方策について」の報告を提出し、合わせて「医学・歯学教育モデル・コア・カリキュラム」を発表しました。その中における「臨床実習開始前の学生の適切な評価システム」の項では、全国標準の最低レベルを示すものとされていますが「共用テスト」が組み込まれ、平成17年度から第4学年の学生を対象に正式に実施される予定です。各大学においても、この「コアカリ」に基づくカリキュラムの再編や教育体制の変更が進んでいるところです。

医学・歯学大学における教養教育の意義は、「人類の知的財産を受け継ぎ、より良い形で受け渡すために、人が備えていなければならない知的好奇心と知的行動力を養うことである。」と論じられておりますが、「共用テスト」の施行という現実的なハードルを越えるための新たな受験勉強に変質しないか多少不安が残ります。しかし、初等中等教育における教育内容の変化や私立大学における受験科目の減少など、大学入試制度の変化に応じた教養教育の改革はさらに推し進めなければなりません。その中で、自然科学を学ぶことに積極的な意義を見出せない学生はかなり多く、彼らに「知的触発」をさせつつ、学ぶ質を高める講義を工夫して行かなければならないと考えています。

(明海大学歯学部物理学)

[特別講演資料]

胸部単純写真におけるCAD

桂川 茂彦

日本文理大学NBU総合研究センター・〒870-0397 大分市大字一本1727
(2002年1月25日受理)

Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiographs

Shigehiko KATSURAGAWA

General Research Center, Nippon Bunri University
Ichigi 1727, Oita 870-0397, Japan
(Received January 25, 2002)

Abstract : Computer-aided diagnosis (CAD) is defined as a diagnosis made by a radiologist who takes into consideration the results of a computer analysis of radiographic images as a second opinion. The general approach of the CAD scheme is to alert the radiologist by indicating potential lesions and/or by providing objective measures of opacity patterns. This article is to provide an overview of CAD schemes for detection of pulmonary nodules, interstitial diseases and interval changes in digital chest radiographs. ROC analyses indicated that the observer performances for detection of these lesions were significantly improved by using these CAD systems.

Key words : Computer-aided diagnosis, nodule detection, texture analysis, temporal subtraction, chest radiograph

1. はじめに

コンピュータ支援診断 (computer-aided diagnosis, CAD) とは、コンピュータが画像情報の定量化および分析を行い、その結果を“第2の意見”として医師が画像診断へ積極的に利用することである。もちろん、医師も自分の経験や知識を基に、画像を分析 (読影) するが、コンピュータの分析結果も参考にしながら、医師が最終診断を下すことになる。コンピュータの分析結果は病巣候補陰影の場所を、モニターに表示された画像の上で、矢印などを用いて指示したり、あるいは、血管の狭窄率のように、病巣についての定量的尺度の測定結果を示したりして、医師に伝えられる。したがって、コンピュータの分析結果は、医師が下す最終診断へ大きな影響を与えることが予想される。

もし、コンピュータが頻繁に間違った分析結果を示すようだと、画像診断へ悪影響を及ぼすので、そのようなシステムは臨床では使われないであろう。しかし、信頼性の高いCADシステムならば、医師の画像診断の正確さが改善されることが予測される。事実、これまでの多くの研究者によるROC読影実験の結果は、CADシステムを使った画像診断の方が、システムを使わない従来の読影よりも、診断精度が統計的有意差を持って改善されていることを示している [1]。

本稿では、胸部単純写真における結節状陰影の検出、間質性肺疾患の検出、および、経時変化の検出のための経時的差分画像法の概略と現状について述べる。なお、ここで述べる内容はシカゴ大学カートロスマン研究所 (土井邦雄教授) との共同研究による成果である。

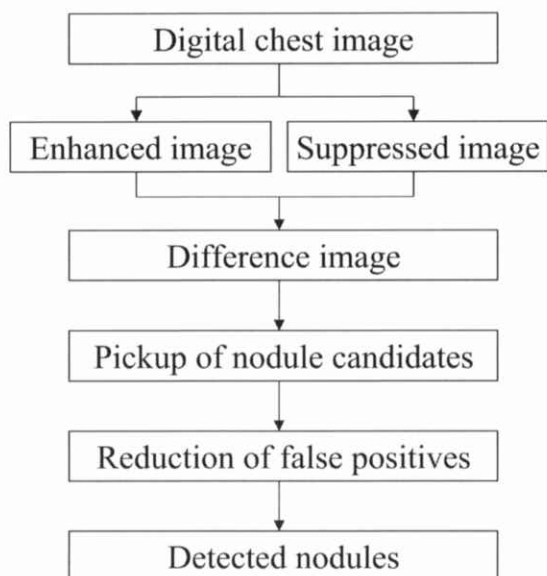


Fig.1 Overall scheme for computerized detection of lung nodules in chest radiographs.

2. 結節状陰影の検出

胸部単純写真において結節状陰影を読影医師が見落とす確率は約30%近くになるという報告もあり、さらに、見落とされた陰影の多くは、後日その存在が指摘されると認識できる陰影であることも知られている。したがって、結節状陰影の検出に関するCADの目的は、コンピュータが結節状陰影と疑われる位置を自動検出して表示し、読影医師の注意を喚起することである。最終的には医師が真の結節状陰影か否かを判断するが、注意を喚起されることによって、見落としを減少させることが可能となる。ここで述べるコンピュータによる結節状陰影の自動検出法は、Fig. 1に示すように結節状陰影を強調するための差分像処理、候補陰影の拾い上げ、および、候補陰影の絞り込みの部分から構成される [2]。

結節状陰影の強調のためには、1枚の胸部写真から、フィルター処理により結節状陰影のコントラストを増強した画像と、コントラストを減弱した画像を作り、2つの画像間の差分を行う。実際はマッチドフィルターと平滑化フィルターから差

分フィルターを作り、空間周波数領域で演算を行う。その結果、差分像では結節状陰影のコントラストは原画像よりも強調されることになる。

候補陰影の拾い上げは、差分画像の多重しきい値処理から作られた2値画像における、陰影の形状特徴量分析で行う。使用している形状特徴量は、陰影の実効直径、円形度および不規則度である。円形度は陰影と円形の類似性、また、不規則度は陰影周囲の不規則性に関する尺度である。各特徴量の値がしきい値に応じて決められた範囲内であれば候補陰影として拾い上げる。この結節状陰影の候補陰影の拾い上げでは、可能な限り検出感度を高くすることが重要である。したがって、ここで拾い上げられた候補陰影の中には、肋骨や血管の断片である多数の偽陽性陰影が含まれている。真の結節状陰影を残し、偽陽性陰影を削除するのが次のステップの候補陰影の絞り込みである。

病巣陰影の検出感度がいくら高くても、偽陽性陰影の数が多ければ、信頼性の高いCADシステムとは云えない。したがって、拾い上げた真の結節状陰影をできるだけ保存しながら、偽陽性陰影を除去する処理が必要となる。病巣候補陰影の絞り込みで必要とされる技術は、対象の病巣陰影の性質を反映した特徴量の選択、および、病巣陰影と偽陽性陰影の2つのクラスを区別するための識別技術である。

候補陰影の拾い上げでもいくつかの特徴量を使ったが、候補陰影の絞り込みでは、それらとは異なる、しかも、もっと数多くの特徴量を使う必要がある。一般に、孤立した結節状陰影の形状特徴量、たとえば、実効直径はしきい値が高濃度側に移行するに従い緩やかに増大する。ところが、肋骨などの偽陽性陰影は隣り合う陰影と融合するために、あるしきい値で突然急激に増大する傾向がある。したがって、実効直径や円形度などの変化率は、真の結節状陰影と偽陽性陰影を区別するための特徴量として使うことができる。また、コントラスト、濃度勾配などを加えて10個以上の特徴量が候補陰影の絞り込みのために使われている。さらに、拾い上げた候補陰影の場所が分かっているので、

オリジナル画像における同じ場所での特徴量も利用されている。

多くの特徴量を使って、病巣陰影と偽陽性陰影を区別するための識別に良く利用されるのは、ルールベース法、線形識別関数、人工ニューラルネットワーク [3] などである。ルールベース法では特徴量の組み合わせで、病巣陰影と判断するルールを作る。特徴量が多いと複雑なルールになりがちであるが、適切なルールを作ることができれば、非常に大きな効果が期待できる。また、線形識別関数、人工ニューラルネットワークは特徴量空間を、病巣陰影と偽陽性陰影の2つのグループに分かれるように、それぞれ、線形な超平面および非線形な超曲面で区分する技術である。このような陰影の識別に使われるルール、線形識別関数、ニューラルネットワークは、トレーニング用の症例を使って決定される。したがって、実際の識別能はトレーニング用とは別のテスト用の症例を使って、客観的に評価する必要があることに注意して欲しい [4]。ここで述べた結節状陰影の検出では、ルールベース法の後に人工ニューラルネットワークを用いている。

このようなコンピュータによる結節状陰影の検

出結果をFig. 2に示す。この症例の場合、コンピュータは、左肺野の結節状陰影は正しく検出しているが、大動脈弓部を間違えて候補陰影として検出している。しかし、このような偽陽性陰影の大部分は、経験ある医師が見れば容易に排除できる陰影であるから、画像診断に対する悪影響は小さいと考えられる。200症例の画像データベース（含まれる結節状陰影は122個）に対して、ここで述べたコンピュータによる結節状陰影の検出アルゴリズムを適用したところ、感度75%、平均偽陽性数1.5個／画像が達成されている。

CADシステムの画像診断に対する有用性を調べるためには、医師がCADシステムを使わないで、オリジナル画像だけで読影したときの診断の正確さと、CADシステムを利用して読影したときの診断の正確さを比較する必要がある。一般に、診断の正確さはROC解析によって得られるROC曲線下の面積（Az）で求めることができる。16人の放射線科医による次のようなROC読影実験を行った [5]。正常例60枚、結節状陰影を持つ異常例60枚の胸部単純写真に対して、オリジナル画像だけで読影した場合（Without CAD）と、コンピュータの分析結果を参考にした読影（With

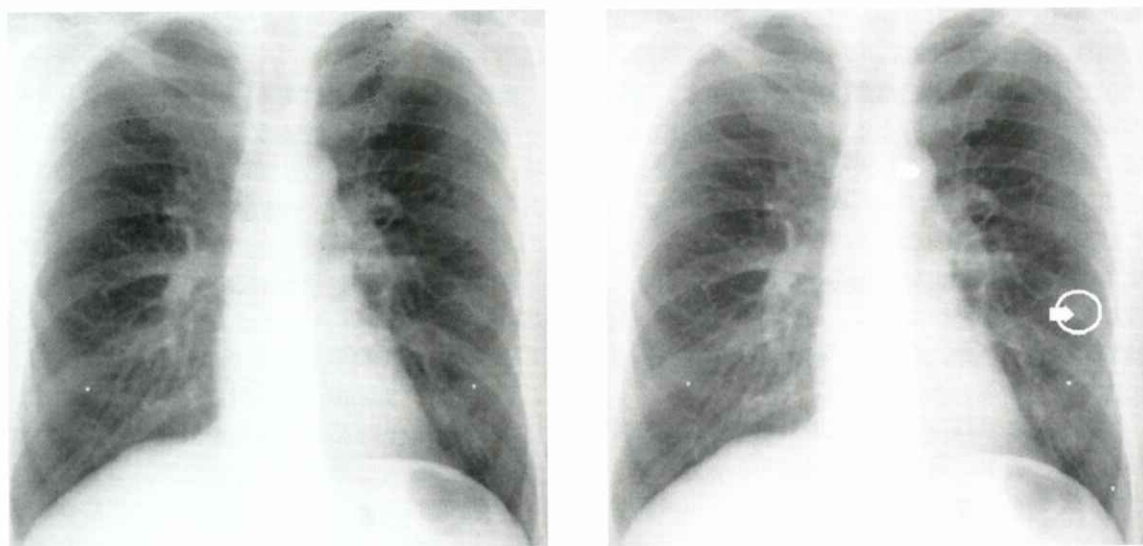


Fig.2 Illustration of computerized detection of lung nodules ; (a) chest image, and (b) the computer output(arrows). The circle indicates a true positive.

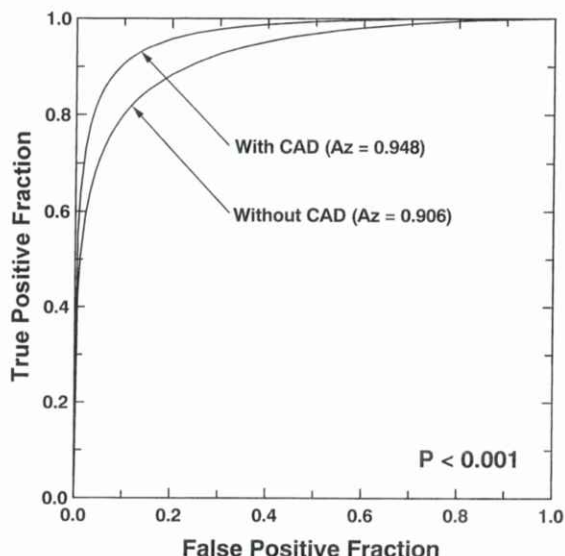


Fig.3 ROC curves for radiologist's detection of lung nodules in chest radiographs without and with computer output.

CAD) の平均ROC曲線をFig. 3に示す. オリジナル画像だけでは, 結節状陰影の検出能が $Az = 0.906$ であったのが, CADを使うことによって $Az = 0.948$ と, 統計的有意差 ($P < 0.001$) を持って改善されていることが分かる.

3. 間質性肺疾患の検出

間質性肺疾患の病巣陰影はコントラストが低く, パターンが複雑なために画像診断が困難であると云われている. そこで, もし肺野テクスチャーを客観的に定量化できる方法があれば, 主観性が減少し, 画像診断の正確さおよび再現性が改善できる可能性がある. したがって, 間質性肺疾患の検出に関するCADの目的は, 間質性浸潤影の特徴を定量的尺度 (テクスチャー尺度) で表現し, 読影医師に画像診断のための客観的材料として提供することである. ここで述べる間質性浸潤影の定量化では, Fig. 4に示すようにフーリエ変換から求まるrms (root mean square) 変動値とパワースペクトルの1次モーメントをテクスチャー尺度として求めている [6, 7].

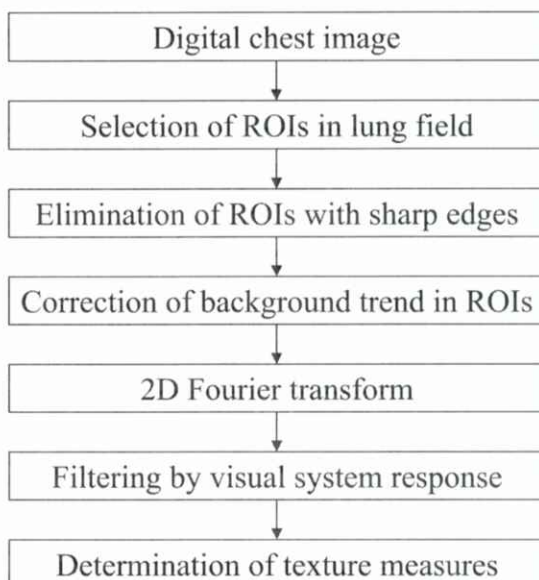


Fig.4 Overall scheme for computerized analysis of lung texture on interstitial infiltrates in chest radiographs.

まず, 解析の対象となる1辺約6mmの正方形ROIを, 両肺野の外側に出来るだけ数多く設定する. 次に, 各ROIに対して, 間質性浸潤影に関係のある微細なテクスチャーを抽出するため, 2次元関数のフィティングによるバックグラウンド補正を行う. さらに, 低周波成分の残留バックグラウンドと高周波成分の量子ノイズを抑制するために眼のレスポンス関数を用いてフィルタリングを行い, パワースペクトルを求める. 最後に, パワースペクトルからテクスチャー尺度としてrms変動値 R , およびパワースペクトルの1次モーメント M , が次式のように決定される.

$$R = \sqrt{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N V^2(u,v) |T(u,v)|^2}$$

$$M = \frac{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N \sqrt{u^2 + v^2} V^2(u,v) |T(u,v)|^2}{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N V^2(u,v) |T(u,v)|^2}$$

ここで N は正方形ROIのマトリックスサイズ, $V(u,v)$ と $T(u,v)$ はそれぞれ目のレスポンス関数と肺野テクスチャーのフーリエ変換である. rms

変動値はピクセル値の変動の大きさ、すなわち、肺野テクスチャーの濃度変動の大きさに対応し、また、パワースペクトルの1次モーメントはピクセル値の変動の平均周波数、すなわち、肺野テクスチャーの粗さ（または細かさ）に対応する物理量となる。

テクスチャー解析から得られた2つの尺度は、正常肺と間質性肺疾患を持った異常肺に自動分類するために使用される [8]. まず、2つのテクスチャー尺度を用いて、データベースに含まれる正常肺の平均値からの距離に相当する単一尺度を求める。そして、単一尺度の分布からルールベース法およびニューラルネットワークを用いて、正常肺もしくは異常肺として分類する。テクスチャー解析の結果はFig. 5のようにCRTモニター上の胸部画像に重ねたマーカーで表わされる。十字、円、四角および三角形のマーカーは、それぞれ、正常、粒状、網状および網粒状陰影に対応し、マーカーの大きさは重症度を表わしている。マーカーの種類とサイズは個々のROIのテクスチャー尺度とデータベースとの比較によって決定されている。Fig. 5では中、下肺野に分布する間質性浸潤影に

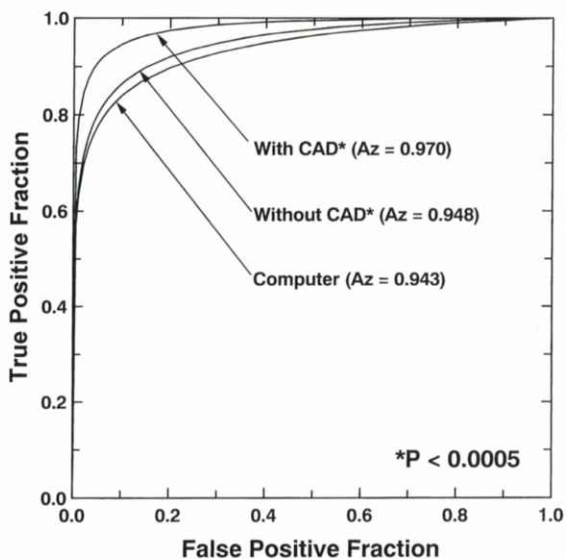
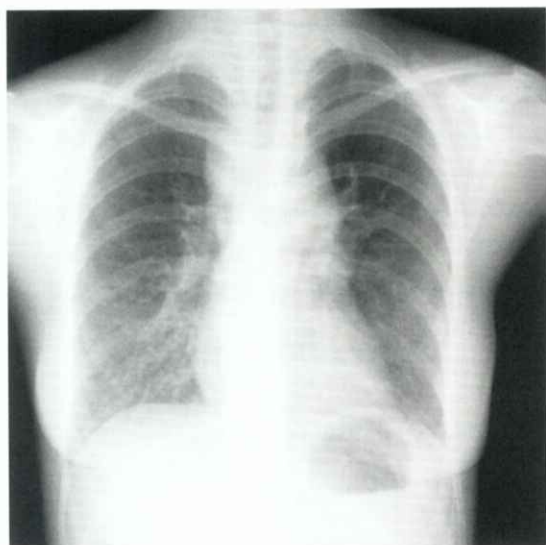


Fig.6 ROC curves for distinction between normal and abnormal lungs with interstitial infiltrates by radiologists alone, radiologists with computer, and the computer output alone.

対応して異常を示すマーカーが表示され、診断結果と良く一致していることを示している。

CADの間質性肺疾患の読影に対する有効性を

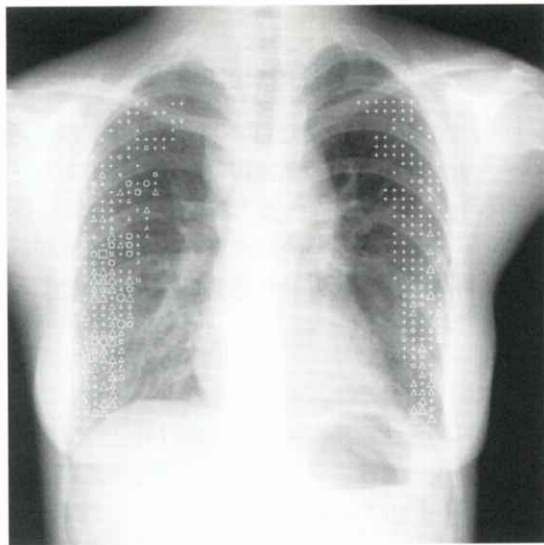


Fig.5 Illustration of computerized analysis of lung texture ; (a) chest image, and (b) markers representing the magnitude and nature of texture measures. The cross, circle, square and triangle correspond to normal, nodular, reticular and reticulonodular patterns, respectively.

検討するために、ここでもROC読影実験を行っている [9]. 読影対象の画像は間質性浸潤影を含む20枚と、正常肺の20枚の胸部単純写真、合計40症例を用いた. 16人の放射線科医が2つの方法で読影を行っている. 一つは、フィルムだけで読影を行い、他はコンピュータの分析結果を参考にしながらフィルムで読影を行った. 放射線科医の平均のROC曲線、および、コンピュータのROC曲線をFig. 6に示す. 放射線科医のフィルムだけによる読影と、コンピュータの分類結果はほぼ同等であるが、コンピュータの分析結果を参考にしながら放射線科医が読影を行うと、統計的有意差を持って ($P < 0.05$) 間質性肺疾患の検出精度が増大していることが示されている. つまり、CADは間質性肺疾患の読影に有効であることを示唆する結果が得られたことになる.

4. 経時的差分画像法

経時差分は血管造影で古くから使われている手

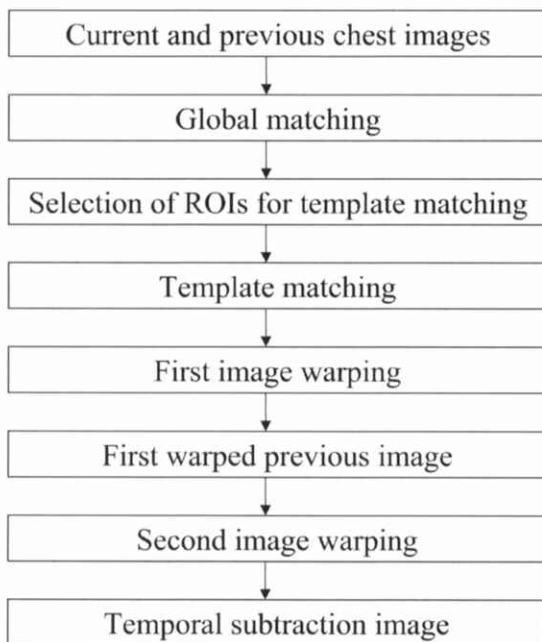


Fig.7 Overall scheme of temporal subtraction technique for detection of interval changes in chest radiographs.

法で、造影剤注入後の画像から、造影剤注入前の画像を引き算することで、造影剤注入部位、すなわち血管だけを高いコントラストで描出することができる. しかし、ここで述べる経時的差分画像法は、撮影時期の異なる2枚の胸部単純画像（過去および現在画像）間の差分を行い、この期間に新たに発生した病巣陰影や、既存の陰影の経時変化を強調した差分画像を作る手法である. 一般には、過去画像と現在画像の撮影間隔が長く、撮影体位や息止め位相が2画像間で変動しているため、そのまま差分を行っても強いアーチファクトが生じて、読影に使用できるような差分画像を作ることは出来ない. そこで、経時的差分画像法では、Fig. 7に示すように、2画像の大局的位置合わせ、さらに、過去画像の局所的な繰り返し非線形画像変形（ワーピング）によって、アーチファクトの少ない差分画像を作ることが中心的な技術となる [10-12]. 画像の回転およびシフトにより、2画像の肺野の位置を大体同じとすることができる. また、ワーピングのために、現在および過去画像にそれぞれ設定された、多数のテンプレートおよび探索領域ROIの間で、相互相関を利用して局所的な変形量（ワーピングのための移動量）を求めている. さらに、ワーピングを2回繰り返すことで、より正確な変形量を求めることが可能となる. 最後に、現在画像から変形された過去画像を引き算することにより、肋骨などの正常構造が消去された経時的差分画像が得られる.

経時的差分画像法を肺癌の集団検診に応用した1例をFig. 8に示す [13]. 過去画像には腫瘍陰影はないが、現在画像では左肺門部に直径約1.5cmの大きさの腫瘍が見られる. しかし、この腫瘍陰影は肋骨と重なっているために、陰影の存在を指摘するのが困難である. ところが、差分画像では、肋骨および肺門部の大血管などの正常構造が消去されているために、左肺門部の腫瘍陰影が明瞭に描出されている. この経時的差分画像法が病巣の経時変化の検出に及ぼす影響を、11名の放射線科医によるROC読影実験で検討した [14]. 新しく病巣が出現するか、あるいは、既存の病巣が変化

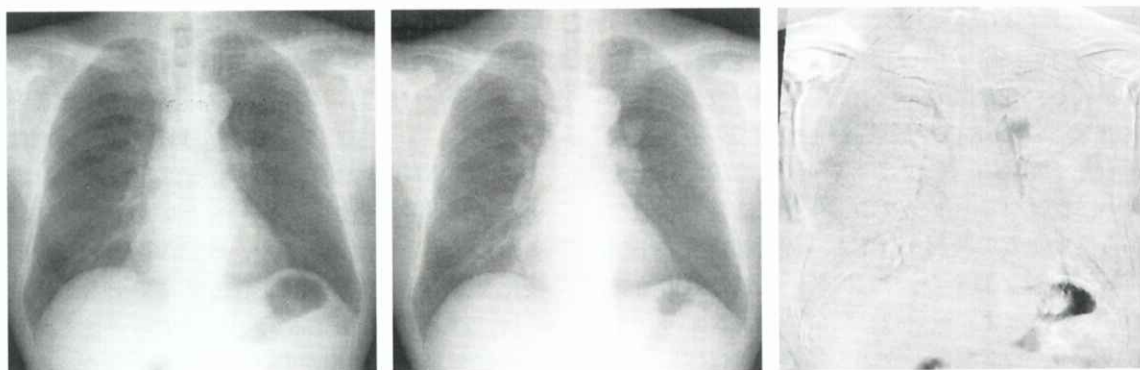


Fig.8 Illustration of temporal subtraction ; (a) previous, (b) current , and (c) subtraction images.

した，経時変化のある症例25枚，経時変化の無い症例25枚の胸部単純写真に対して，過去と現在画像だけで読影した場合（Without Subtraction）と，差分画像を追加して読影（With Subtraction）した場合の平均ROC曲線をFig. 9に示す．過去と現在画像だけでは，経時変化の検出能が $Az=0.887$ であったのが，差分画像を追加することによって $Az=0.984$ と，統計的有意差（ $P<0.00005$ ）を持って大きく改善されていることが分かる．

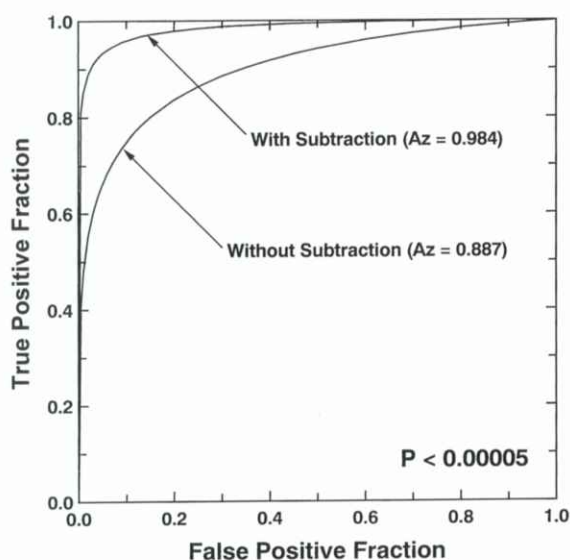


Fig.9 ROC curves for detection of interval changes in chest radiographs without and with temporal subtraction images.

5. おわりに

これまでの医用画像の歴史は，撮影装置を中心としたハードウェアの開発が歴史の主流であった．しかし，コンピュータ関連技術の高度な発達により，これからは画像診断に直接寄与するソフトウェアの開発が主流になると予測される．特に，画像処理や画像データの分析を中心としたCADアルゴリズムの開発は重要になると思われる．すでに，1998年には乳癌の検出に関する乳房画像のCADシステムが⁶，また，2001年には肺癌の検出に関する胸部単純写真のCADシステムが，アメリカ食品医薬品局（FDA）の認可を取得し商品化されている．しかし，CADの研究の歴史はまだ浅く，対象とする病巣陰影の拡大，CADシステム比較のためのデータベースの整備，医師の画像読影法の工学的立場からの理解など，解決すべき多くの課題を抱えている．これからますます国内での多くのCAD研究グループが増加し，活躍することを期待したい．

文 献

- [1] Doi K, MacMahon H, Katsuragawa S, et al.: Computer-aided diagnosis in radiology: potential and pitfalls, Eur. J. Radiol., 31, 97-109, 1999.
- [2] Xu XW, Doi K, Kobayashi T, et al.: De-

- velopment of an improved CAD scheme for automated detection of lung nodules in digital chest images, *Med. Phys.*, 24, 1395-1403, 1997.
- [3] Asada N, Doi K, MacMahon H, et al.: Potential usefulness of an artificial neural network for differential diagnosis of interstitial lung disease: pilot study. *Radiology*, 177, 857-860, 1990.
 - [4] 土井邦雄: コンピュータ支援診断の研究開発についての問題点, *医画情誌*, 18, 66-69, 2001.
 - [5] Kobayashi T, Xu XW, MacMahon H et al.: Effect of a computer-aided diagnosis scheme on radiologists' performance in detection of lung nodules on radiographs. *Radiology*, 199, 843-848, 1996.
 - [6] Katsuragawa S, Doi K and MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs, *Med. Phys.*, 15, 311-319, 1988.
 - [7] Katsuragawa S, Doi K, Nakamori N, et al.: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Effect of digital parameters on the accuracy of computerized analysis of interstitial disease in digital chest radiographs, *Med. Phys.*, 17, 72-78, 1990.
 - [8] 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, 38-44, 1989.
 - [9] Cholley LM, MacMahon H, Katsuragawa S, et al.: Computer-aided diagnosis for detection of interstitial opacities on chest radiographs, *AJR* 171, 1651-1656, 1998.
 - [10] Kano A, Doi A, MacMahon H, et al.: Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change, *Med. Phys.*, 21, 453-461, 1994.
 - [11] Ishida T, Ashizawa K, Engelmann R, et al.: Application of temporal subtraction for detection of interval changes on chest radiographs: Improvement of subtraction images using automated initial image matching, *J. Digital Imag*, 12, 77-86, 1999.
 - [12] Ishida T, Katsuragawa S, Nakamura K, et al.: Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change, *Med. Phys.*, 26, 1320-1329, 1999.
 - [13] 土井邦雄, 桂川茂彦, 佐々木康夫, 中村克己: 電子画像による過去画像との比較診断: 経時的サブトラクション技術の有用性. *医療とコンピュータ* 11, 16-21, 2000.
 - [14] Difazio MC, MacMahon H, Xu XW, et al.: Digital chest radiography: Effect of temporal subtraction images on detection accuracy, *Radiology* 202, 447-452, 1997.

[論文]

CdZnTe半導体検出器を用いて測定した診断領域X線スペクトルの補正(2)

宮島 悟史, 今川 康太郎, 松本 政雄[†]

大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻・〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-7

[†]大阪大学医学部保健学科・〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-7

(2002年2月6日, 最終2002年2月21日受理)

Correction for X-ray Spectra Measured with a CdZnTe Detector(2)

Satoshi MIYAJIMA, Kotaro IMAGAWA and Masao MATSUMOTO[†]

Graduate School of Medicine, Course of Health Sciences, Osaka University

Yamadaoka 1-7, Suita, Osaka 565-0871, Japan

[†]School of Allied Health Sciences, Faculty of Medicine, Osaka University

Yamadaoka 1-7, Suita, Osaka 565-0871, Japan

(Received February 6, 2002, in final form February 21, 2002)

Abstract: X-ray spectra measured with a CdZnTe detector were corrected using response functions calculated with the Monte Carlo method. In the calculation, the Hecht equation was employed to deal with the effects of carrier trapping in a CdZnTe crystal. Corrected spectra showed excellent agreement with x-ray spectra obtained with a HPGe detector. This meant that the response functions calculated in this study were valid. We conclude that a CdZnTe detector can be employed in diagnostic x-ray spectroscopy with proper corrections.

Key words: diagnostic x-ray spectroscopy, CdZnTe detector, carrier trapping, Hecht equation, response function

1. はじめに

X線画像は、X線と物質の相互作用を利用して形成される。また画像形成に伴って生じる被曝も、この相互作用に伴う付与エネルギーに起因する。この相互作用はX線エネルギーの関数である。よって画像形成過程や被曝発生過程を解析する際には、被写体に照射されるX線のエネルギーを知る必要がある。

従来X線のエネルギーとしては、i) アルミニウム半価層より算出した実効エネルギー、ii) 半導体検出器を用いて測定したX線スペクトルが用いられてきた [1]。この中でX線スペクトル測定は手技が煩雑であり、再現性のよい結果を得るには経験が必要である。また、一般にX線スペクトル測定に用いられる高純度ゲルマニウム半導体検出

器(HPGe検出器)は、液体窒素による冷却装置のため測定器が大きく、実験室系での使用に限られる。そのため、これまでは電離箱とアルミニウム板を用いて比較的簡単に測定できる、実効エネルギーが用いられることが多かった。

ここで実効エネルギーは、同一半価層を持つ単色X線のエネルギーを指す。すなわち、実効エネルギーはX線のエネルギーを単一値で代表する方法の一つである。しかし診断に用いるX線エネルギー領域では、各相互作用係数、特に光電効果に関する係数の変化が大きい。このことは、X線が検出器や被写体に吸収される割合がそのエネルギーに大きく依存することを意味している。そのため、実効エネルギーを使用することで解析結果に誤差を含む可能性がある。よって正確な解析を行うためには、X線スペクトルが必要であると考え

る。

現在CdZnTe検出器（CZT検出器）を始めとする室温動作検出器が開発されている。この室温動作検出器の特徴は、結晶のバンドギャップが比較的大きい化合物半導体を用いているため、液体窒素による冷却が不要であることである。よって検出器が小さく、臨床で使用されている機器のX線スペクトル測定にも適用可能である。しかし化合物半導体はやや純度が低いため、応答特性に問題がある。そのため室温動作検出器を用いる際には、応答補正が重要となる。

一般に半導体検出器を用いたX線スペクトル測定においては、単色線に対する応答、すなわち応答関数を用いて補正を行う。つまり、測定したX線スペクトルには検出器の応答特性に起因する歪みが含まれるが、応答関数はその歪みの程度を示す。よって応答関数を用いた補正により、歪む以前のスペクトル、すなわち検出器が置かれた場のX線スペクトルを得ることができる。そのため、検出器の応答を反映した応答関数を得る必要がある。

筆者は前報で、松本らが報告しているCZT検出器の応答計算の問題点を指摘した[2]。それは、応答計算において電荷収集の不完全性、すなわち電荷キャリアのtrapping (carrier trapping) を考慮しているにも関わらず、算出された応答関数においてtailingが生じていない点であった。このことは、一般にCZT検出器を用いて実測した単色線に対する応答においてtailingが生じる事実と矛盾する。また、彼らがCZT検出器を用いて測定した γ 線スペクトル（線源²⁴¹-Am）においては、全エネルギー吸収ピークにtailingが生じていない[3]。これはRise Time Discrimination回路（RTD回路）の使用を示唆するが、X線スペクトル測定時にはこの回路を用いるべきではない。それはRTD回路の使用が、X線スペクトルにおける歪みの原因となるためである（後述：5.3）。測定時にRTD回路を用いていないのであれば、彼らが用いたCZT検出器においてはcarrier trappingの影響が無視できることを意味する。それならば、応答計算におい

てcarrier trappingを考慮する必要はない。

今回新たにCZT検出器の応答計算モデルを構築し、モンテカルロ法により応答関数を算出した。その応答関数を用い、CZT検出器で測定したX線スペクトルに対する応答補正を行った。その結果、従来用いられてきたHPGe検出器で得られるX線スペクトルに近い結果が得られた。モンテカルロ法による応答関数の計算と、その応答関数を用いた補正について報告する。

2. 理 論

2.1 X線スペクトル測定における理想的検出器

X線スペクトル測定においては、入射光子を数え落とすことなく、またそのエネルギーを失うことなく検出する検出器が理想である。換言すれば、結晶内で全ての入射光子が全エネルギーを付与する検出器である。しかし、このような検出器は存在しない。そのため応答補正を行うことで、この「理想的検出器」を擬似的に実現する。すなわち、透過による光子の数え落としや検出時に生じるエネルギーの欠損を補正し、全光子検出・全エネルギー吸収が実現した場合のX線スペクトルを得る。これはつまり、検出器に入射するX線のスペクトルを計算していることになる。

2.2 X線スペクトルの歪みの原因と応答補正

応答補正を行うに当たり、対象エネルギー領域における検出器の応答関数が必要となる。ここで応答関数は単色線に対する応答であり、X線エネルギーの関数である。しかし自由にエネルギーを選択できる単色線源は存在しないため、一般に応答関数はモンテカルロ計算により求められる。

半導体検出器をX線スペクトル測定に用いる場合、次に示す現象に起因する歪みが問題となる[2]。

- (1) 一次X線の透過
- (2) 二次X線（コンプトン散乱X線・特性X線）の検出器外へのエスケープ
- (3) carrier trappingに起因するtailing

この中で、(1)、(2)はHPGe検出器の応答補正

において扱われている．一方 (3) は，CZT検出器などの室温動作検出器に固有の歪みである．なお，CZT結晶内では電子に比べて正孔のtrappingの発生頻度が高い．

2.3 電荷キャリアのtrappingとHecht式

半導体検出器における出力信号，すなわち電極に誘起される電荷は，結晶中での電荷キャリアの移動距離に依存する [4]．この電荷キャリアの移動は，結晶中の不純物や格子欠陥により妨げられる．そのため，比較的純度の低い化合物半導体においては，carrier trappingによる信号の歪みが生じやすい．

一般にcarrier trappingが与える影響は，Hecht式を用いて評価される [5]．

$$\eta = \frac{\lambda_e}{D} \left[1 - \exp\left(-\frac{D-x}{\lambda_e}\right) \right] + \frac{\lambda_h}{D} \left[1 - \exp\left(-\frac{x}{\lambda_h}\right) \right] \quad (1)$$

η は電荷誘導率，すなわち相互作用により生じた初期電荷 q_0 に対する，電極上に生じる誘導電荷 q の比 ($=q/q_0$) である．また， $\lambda_e \cdot \lambda_h$ はそれぞれ電子・正孔の平均自由行路長， D は結晶の厚さ， x は光子入射面 (陰極) からの距離を示す．ここで λ_e ， λ_h は結晶の性質により決まる定数であり，また D は使用した結晶により決まる定数である．そのため，電荷誘導率 η は相互作用位置 x に依存する．

2.4 電荷キャリアの平均自由行路長 λ

Hecht式を用いる際には，電荷キャリアの平均自由行路長 λ (λ_e ， λ_h) が必要である．この λ は信号の立ち上がり曲線を実測し，その曲線に対し λ をパラメータとしたHecht式のfittingを行って決定することが多い [6]．この方法を用いて実測したCZT結晶内での λ に関する文献は数多く出ているが，公表されている値には大きな幅がある．この原因としては，(1) 実験精度：carrier trappingのため特に正孔に起因する信号が小さく，高精度の測定が困難，(2) 結晶純度のバラツキ：安定した高純度化合物半導体の製作は困難，などが挙げられる．そのため，今回は文献で与えられた値を

用いず，計算により実測した単色線に対する応答に合う λ を導出した．すなわち λ をパラメータとして応答関数を算出し，実測した応答に対してfittingした [7]．

2.5 X線スペクトルの補正

stripping法による補正原理は，前報で詳述した [2, 8]．測定したX線スペクトルと応答関数を用い，検出器に入射するX線スペクトルを算出する．

$$T(E) = \frac{M(E) - \sum_{E'=E+1}^{E_{max}} R(E, E') T(E')}{R(E, E)} \quad (2)$$

$T(E)$ は入射光子数， $M(E)$ は検出光子数， E_{max} はX線スペクトルにおける最大エネルギーである． $R(E, E')$ は応答関数であり，エネルギー E' を持つ入射光子がエネルギー E で検出される確率を示す．

3. 方 法

以下に示す手順で研究を進めた．

- (1) 単色線に対する応答の実測
- (2) fittingによる電荷キャリアの平均自由行路長 $\lambda_e \cdot \lambda_h$ の導出
- (3) 導出された $\lambda_e \cdot \lambda_h$ を用いた応答関数の算出
- (4) 算出した応答関数を用いたX線スペクトル補正

なお，測定に用いたCZT検出器はXR-100T-CZT (AMPTek Inc.)，メインアンプはPX2T-CZT (AMPTek Inc.)である．CZT結晶のサイズは $3 \times 3 \times 2 \text{ mm}^3$ であった．この検出器はベルチェ冷却素子を備えており，測定時結晶は -20 度程度に冷却された．メインアンプのshaping timeは $3 \mu\text{s}$ であった．メインアンプ付属のRTD回路は使用していない．またモンテカルロ計算においては，汎用モンテカルロ計算コードEGS4 (Electron Gamma Shower version 4)の低エネルギー用コードLSCATを用いた [9, 10]．

3.1 単色線に対する応答の実測： γ 線スペクトル測定

校正用の標準線源を用い、 γ 線スペクトルを得た。単色線源として、 ^{241}Am (γ 26.5, 59.5keV), ^{133}Ba (γ 81.0keV)を用いた。結晶周囲からの散乱線を避けるため、コリメータ（タンゲステン製、 $0.8\text{mm}\phi$ ）を用い、結晶の中央に γ 線を入射させた。

一般に、単色線に対する応答、すなわち γ 線スペクトルにおけるピークは広がりを持つ [11]。CZT検出器の場合、電荷キャリアの統計的変動や電子回路ノイズに起因する歪みに加えて、carrier trappingに起因する歪み (tailing) によりピークが広がる。一方今回算出する応答関数には、統計的変動・ノイズに起因する歪みは含まれない。そのため、これらに起因する歪みをGauss関数で近似し、unfolding法により実測した応答から除去した [12]。その結果、tailingに起因する歪みが残された [7]。

3.2 電荷キャリアの平均自由行路長 λ の決定

LSCATを用い、CZT検出器の単色線に対する応答を計算した。計算モデルをFig. 1に示す。ベ

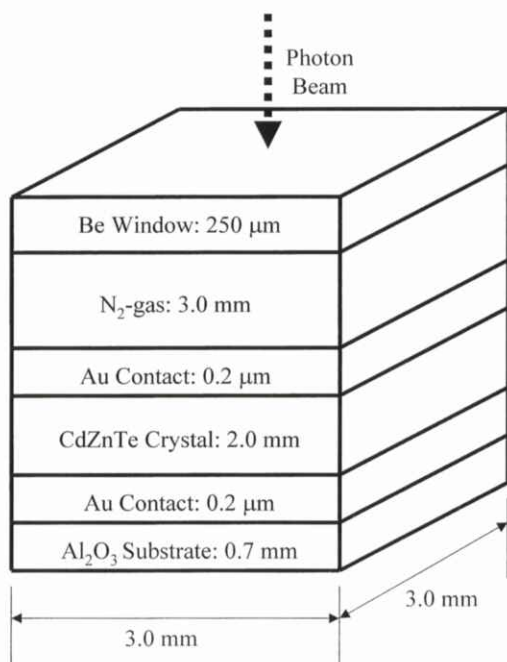


Fig.1 Model in the response calculation of the CdZnTe detector.

リリウム窓の中央に垂直に $0.8\text{mm}\phi$ のペンシルビームを入射させ、入射光子毎に生じるCZT結晶への付与エネルギーを算出した。入射光子数は 5×10^5 個とした。なお、結晶に不感層は設定していない。

carrier trappingの影響を考慮するため、Hecht式を計算コードに組み込んだ。計算においては、まず乱数で決定された相互作用位置よりHecht式を用いて電荷誘導率 η を算出した。その η を相互作用により生じた付与エネルギーにかけ合わせることで、carrier trappingによる誘導電荷の減少を扱った。

算出された応答関数におけるtailingの大きさは、Hecht式中の λ_e , λ_h に依存する。よってこれら2つの値をパラメータとし、3.1で実測した応答におけるtailingに対しfittingを行った。実測データに合わせて、26.3, 59.5, 81.0keVの入射光子に対する応答関数を算出した。

3.3 応答関数の算出

3.2で決定した λ_e , λ_h を用い、CZT検出器の応答関数を算出した。入射光子のエネルギー範囲は5.0 ~ 150.0keVで、0.5keV間隔で応答関数を得た。なお、計算モデルは3.2で使用したものと同じである。

3.4 X線スペクトル測定

測定時の配置をFig. 2に示す。X線管焦点-検出器距離を長くとり (180cm), さらに小口径コリメータ (タンゲステン製, $0.4\text{mm}\phi$) を用いて入

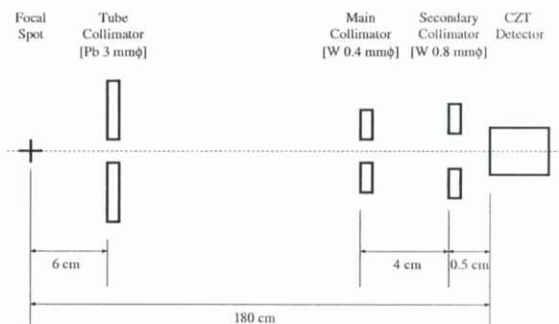


Fig.2 Experimental setup in x-ray spectroscopy in this study.

射光子数を制限し、pileupによるX線スペクトルの歪みを防止した。また測定中はAnalog-Digitalコンバータのdead timeをモニタし、指示値が3%未満となるように管電流を調整した。この3%という値は、X線スペクトルの最大エネルギーを超える領域での計数から経験的に決定した。この時、管電流は0.3mA程度であった。また測定結果の検証のため、HPGe検出器を用いた測定を行った。測定条件は、検出器と焦点-検出器間距離(200 cm)以外はCZT検出器を用いた測定と同様であった。

X線スペクトル測定においては、X線管焦点・コリメータ・検出器を一直線上に配置する必要がある(アライメント)。アライメントは、蛍光板とレーザービームを用いて行った。その原理を以下に示す。

- (1) tube collimatorを設置する。
- (2) 検出器位置に蛍光板を設置し、蛍光板にX線が照射されていることを確認する。この時、collimator開口部の中央と蛍光板上のX線像の中央を結ぶ線に、焦点が存在する(Fig. 3)。
- (3) (2) で決定したcollimator開口部とX線像を結ぶ線をレーザービームで示し、それに合わせて検出器とコリメータを設置する。

3.5 X線スペクトル補正

得られたX線スペクトルに対し、算出した応答関数を用いてstripping法による補正を行った。

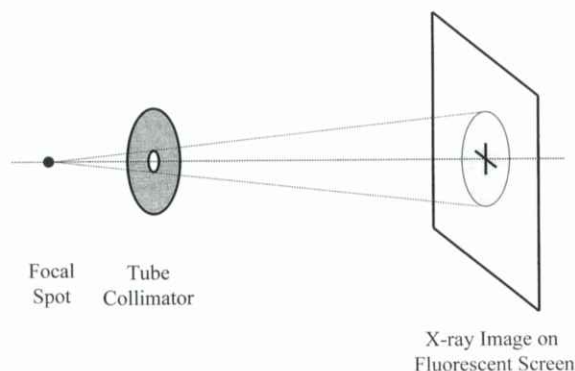


Fig.3 Principle of the alignment in this study.

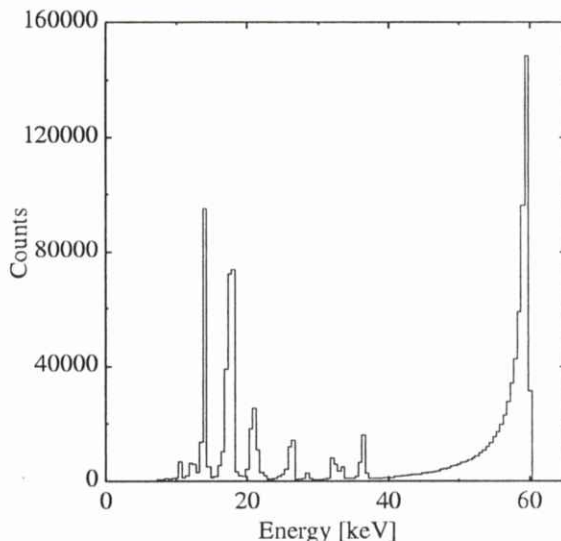


Fig.4 γ -ray spectra measured with the CdZnTe detector (source : ^{241}Am).

4. 結果

4.1 実測したCZT検出器の単色線に対する応答

Fig. 4にCZT検出器の単色線に対する応答(γ 線スペクトル)を示す。線源は ^{241}Am である。線源から放出されたNp-L線(13.9, 17.8, 20.8keV), γ 線(26.3, 59.5keV)の全エネルギー吸収ピークが見られる。なお、30~40keVに存在する3本のピークは、59.5keV γ 線の光電吸収に伴って発生したCd-K, Te-K線によるエスケープピークである。59.5 keV γ 線に対する全エネルギーピークにおいては、tailingが顕著である。一方、26.3keV γ 線に対する全エネルギー吸収ピークにおいては、tailingの影響は小さい。

4.2 電荷キャリアの平均自由行路長

算出した応答関数におけるtailingの λ_b に対する依存をFig. 5に示す。 λ_b に依存してtailingの大きさが変化することがわかる。また、tailingの形状は λ_c にも依存することを確認した。次に、実測した単色線に対する応答におけるtailing(unfolding処理後)に対し、応答関数におけるtailingをfittingした結果を示す。 $\lambda_c = 2.5 \times 10^2 \text{cm}$, $\lambda_b = 5.0 \times 10^{-2} \text{cm}$

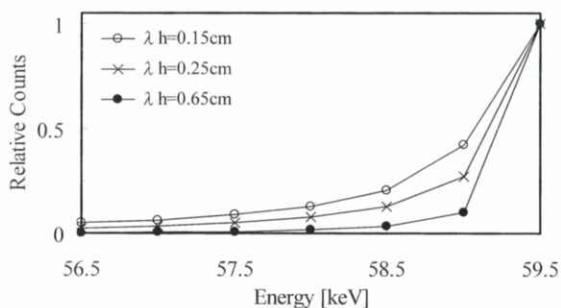


Fig.5 Dependence of tailing on λ_h in the calculated response functions for 59.5 keV photons. The λ_h were 0.15 cm (open circles), 0.25 cm (crosses) and 0.65 cm (closed circles).

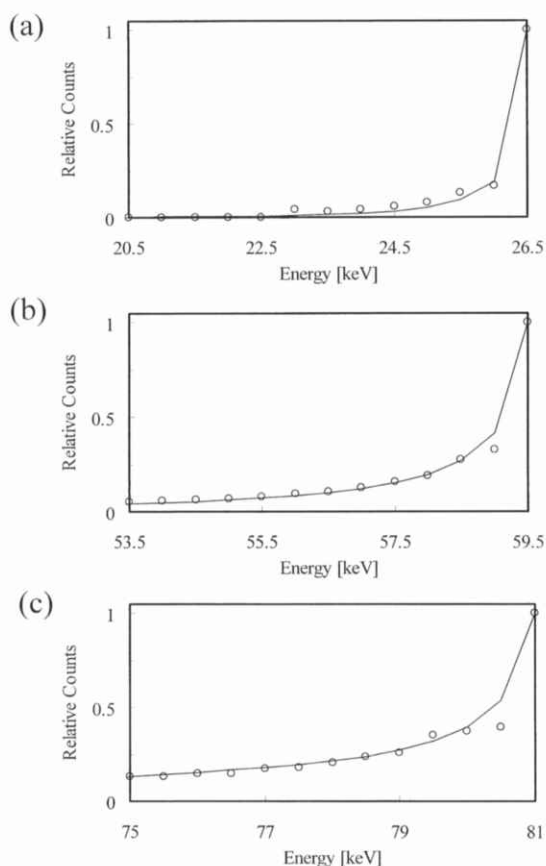


Fig.6 Comparison of tailing in the full energy peaks of the calculated response functions (lines) with that in the unfolded γ -ray spectra (open circles) for (a) 26.5 keV, (b) 59.5 keV and (c) 81.0 keV. The parameters in the calculation were $\lambda_e = 2.5 \times 10^2$ cm and $\lambda_h = 5.0 \times 10^{-2}$ cm.

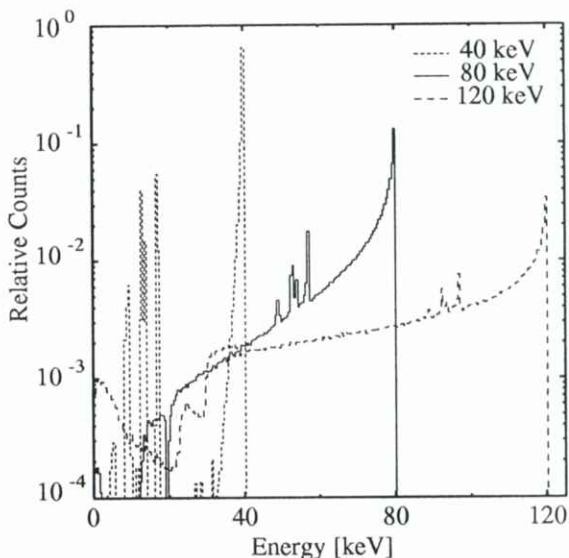


Fig.7 Examples of the calculated response functions (incident photons: 40.0, 80.0 and 120.0 keV).

を用いることで、実測したtailingに近い形状が得られることがわかった (Fig. 6)。

4.3 算出した応答関数

算出した応答関数の例をFig. 7に示す。入射光子エネルギーは40.0, 80.0, 120.0 keVであった。全

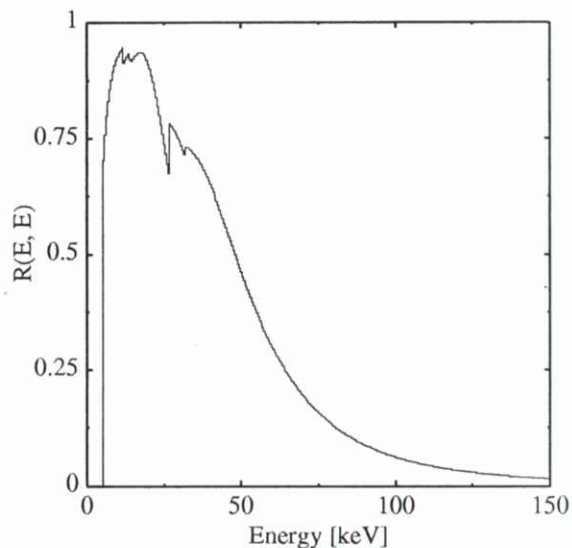


Fig.8 $R(E, E)$ curve obtained from the calculated response functions.

エネルギー吸収ピークに伴うtailingが、入射光子エネルギーに依存することがわかる。また、それぞれの全エネルギー吸収ピークより20~30keV低エネルギー側にエスケープピークが見られる。こ

のエスケープピークの強度は入射光子エネルギーが低いほど強い。

Fig. 8に $R(E, E)$ のエネルギーに対する依存を示す。この $R(E, E)$ は、入射光子エネルギー

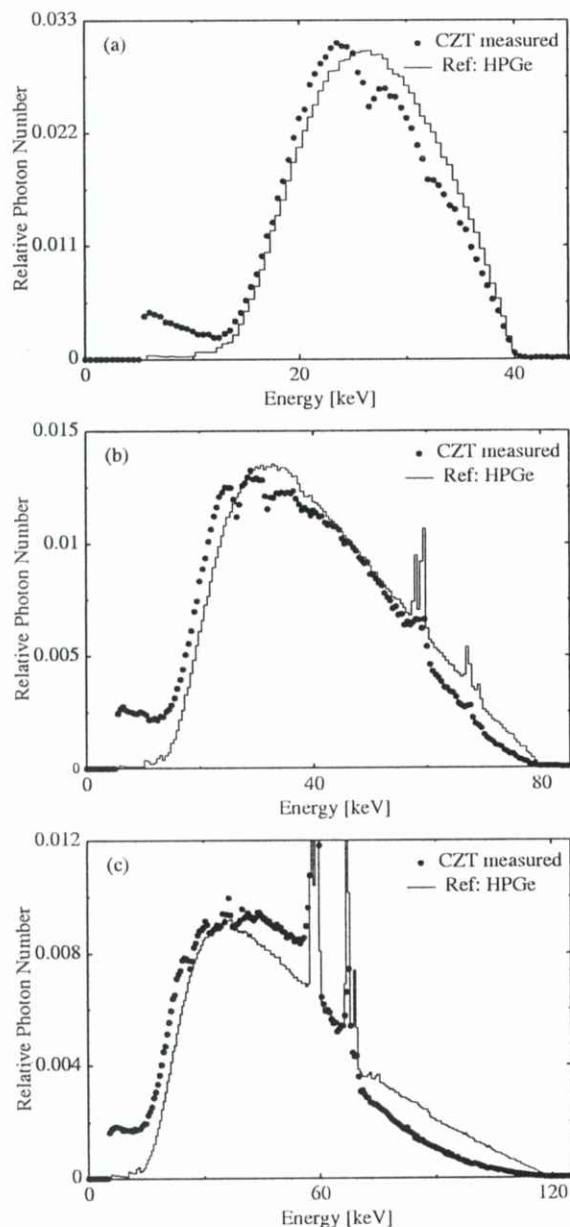


Fig.9 Measured x-ray spectra obtained with the CZT detector. The tube voltages were (a) 40 kV, (b) 80 kV and (c) 120 kV. All the spectra are normalized to unit area.

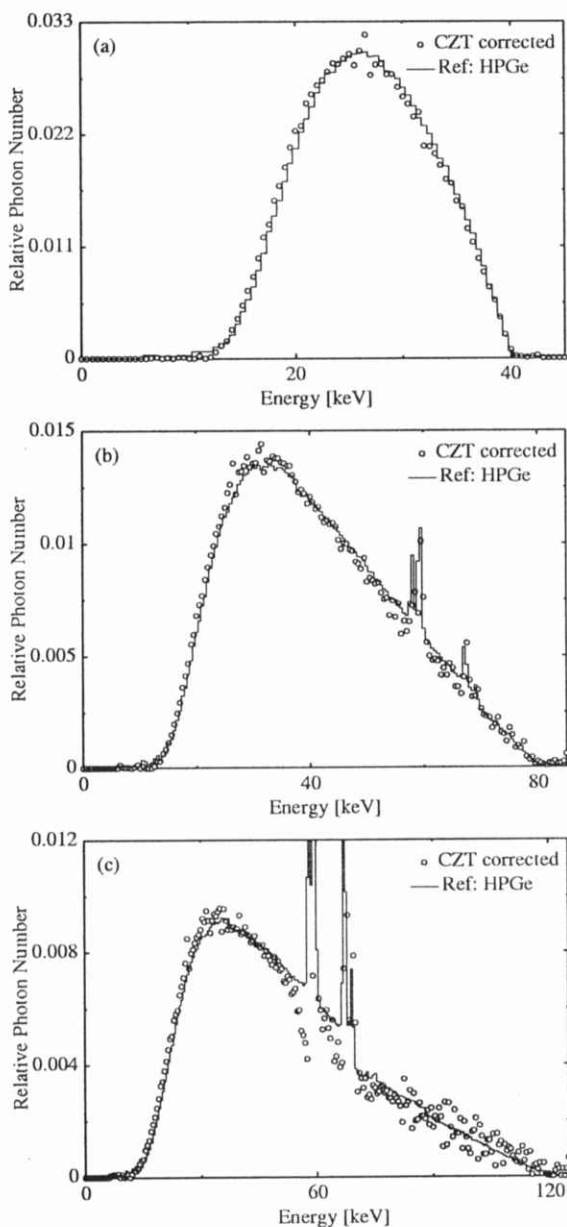


Fig.10 X-ray spectra corrected with the calculated response functions. The tube voltages were (a) 40 kV, (b) 80 kV and (c) 120 kV. All the spectra are normalized to unit area.

を反映した信号の割合を示す。高エネルギー側で $R(E, E)$ の値がかなり小さくなるのがわかる。Au-L (11.9, 13.7, 14.3keV), Cd-K (26.7keV), Te-K (31.8keV) の吸収端の影響が見られる。

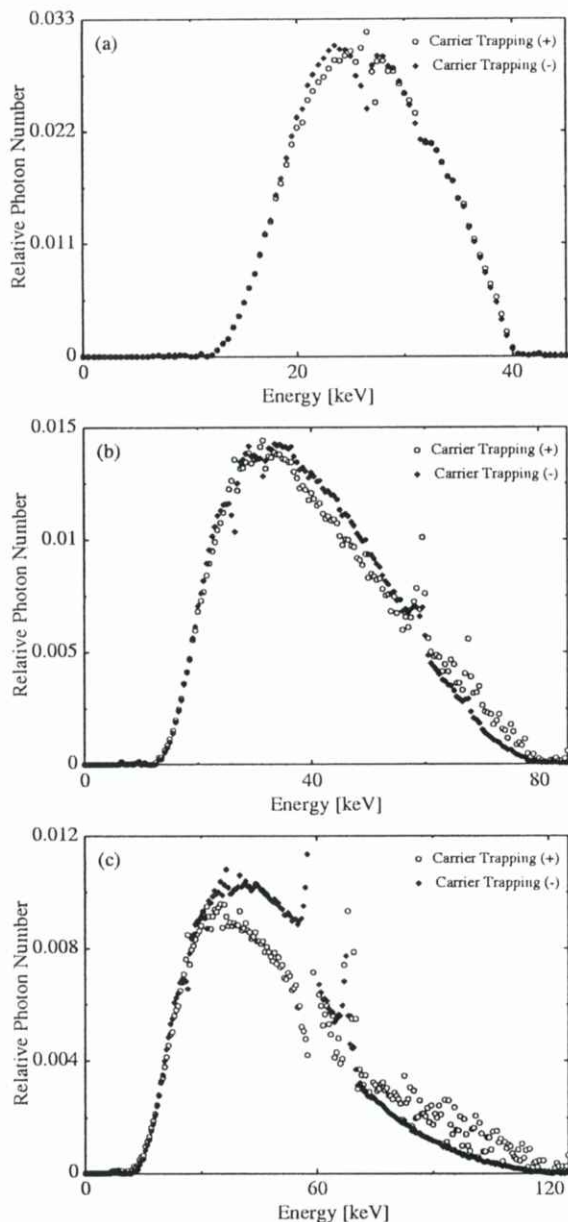


Fig.11 Effects of correction for carrier trapping on x-ray spectra. The tube voltages were (a) 40 kV, (b) 80 kV and (c) 120 kV. All the spectra are normalized to unit area.

4.4 X線スペクトル

Fig. 9 にCZT検出器を用いて測定したX線スペクトルを示す。管電圧は40, 80, 120kVであった。HPGe検出器を用いて測定し、応答補正を加えたX線スペクトルと比較すると、低エネルギー側へ歪んでいることがわかる。

Fig. 10はFig. 9 のX線スペクトルを、算出した応答関数を用いて補正した結果である。補正を行うことにより歪みがなくなっていることがわかる。管電圧120kVで測定したX線スペクトルにおいて、補正後に高エネルギー側で振動が生じている。

Fig. 11に電荷キャリアのtrappingに対する補正がX線スペクトルに与える影響を示す。Hecht式を組み込まずに算出した応答関数を用いた結果 (carrier trapping (-))と比較した。管電圧が低い場合にはその差は小さいが、管電圧が高くなるにつれて差が大きくなる。

5. 考 察

5.1 CZT検出器の応答関数

Fig. 7 で、tailingが入射光子エネルギーに依存することが示された。一般にCZT検出器では光子入射面が陰極であるため、入射光子エネルギーが増すにつれて相互作用位置が入射面から離れる。その結果、結晶内での正孔の移動距離が大きくなる。従って、入射光子エネルギーが高くなるにつれてcarrier trappingが生じる確率が増し、tailingが大きくなる。

一方、エスケープピークの強度は入射光子エネルギーが低い程強い。これは結晶内部で発生した特性X線 (K線) が、主に入射面からエスケープしていることを示唆している [13]. 前述のように、入射光子エネルギーが増すにつれて、相互作用位置が入射面から遠くなる。もし結晶の側方からのエスケープが主ならば、エスケープピークの強度は相互作用位置にそれほど依存しないはずである。また、入射面の反対面からのエスケープが主ならば、入射光子エネルギーが大きくなるにつれてエスケープピークが大きくなるはずである。なお、

CZT結晶で発生した特性X線の平均自由行路長はそれぞれ0.12mm (Cd-K), 0.065mm (Te-K) 程度であり, 結晶の大きさに比べて小さい。

5.2 X線スペクトル

CZT検出器を用いて測定したX線スペクトルは, 低エネルギー側へ歪んでいる (Fig. 9). これは, 特性X線のエスケープやtailingによる歪みの低エネルギー側での重畳と, 高エネルギー光子の透過による計数の減少を反映している. この低エネルギー側への重畳は, 応答関数における入射光子エネルギー未満での検出効率より予想できる (Fig. 7).

診断エネルギー領域における相互作用は, 低エネルギー側では光電効果が支配的となる. この光電効果の生じる確率は, X線エネルギーに大きく依存する. そのため, このような低エネルギー側へのX線スペクトルの歪みは, 解析結果における誤差の原因となる可能性がある.

測定したX線スペクトルを算出した応答関数を用いて補正した結果, 歪みがなくなった (Fig. 10). この結果は, 補正に用いた応答関数の妥当性を示している. なお, 高エネルギー側で見られるX線スペクトルの振動は, 計数値の統計的変動が補正処理により増幅されたものである. stripping補正においては, 高エネルギーからの計数の寄与を除いた値 (分子) を $R(E, E)$ で除算する (2式)

[2]. この $R(E, E)$ の値が高エネルギー側でかなり小さくなるため (Fig. 8), 測定スペクトルに残る変動が増幅される. また高エネルギー側では検出効率が低下するため, 変動が比較的多く残っていることも影響していると考えられる.

Fig. 11においては, carrier trappingに対する補正の重要性が示された. 管電圧が高くなるにつれて, X線スペクトルの差が大きくなっている. このことは, エネルギーが大きくなるにつれてcarrier trappingが与える影響が大きくなることを示している. これは算出した応答関数におけるtailingが, 入射光子エネルギーに依存して大きくなる結果と符合している (Fig. 7). またこの結果が

ら, 管電圧が高い場合carrier trappingに対する補正が不可欠であると言える. 逆に, 低エネルギー領域, 例えば乳房撮影領域 ($\sim 35\text{keV}$) のX線スペクトルを測定する場合, carrier trappingの影響は少ないと予想される.

5.3 RTD回路の使用

RTD回路は, 立ち上がりの遅いパルスを除去することで応答特性を改善する回路である. CZT結晶においては, 主に正孔がcarrier trappingに寄与するが, この正孔は電子に比べて結晶内での移動速度が遅い. そのため, 正孔の寄与が大きいパルスは立ち上がりが遅くなる. よってRTD回路を用いることでcarrier trappingの影響を除くことができる. Fig. 12にRTD回路を用いて測定した γ 線スペクトル (線源: ^{241}Am) を示す. このように, γ 線スペクトル測定においてRTD回路を用いることでtailingが小さくなる. しかしパルスを除去することで特性を改善するため, 検出効率が犠牲となる. なおFig. 12の測定では, RTD回路の使用により計数率が50%程度低下した.

一方X線スペクトル測定においては, RTD回路の使用がX線スペクトルの歪みの原因となる.

Fig. 13にRTD回路がX線スペクトルに与える影響

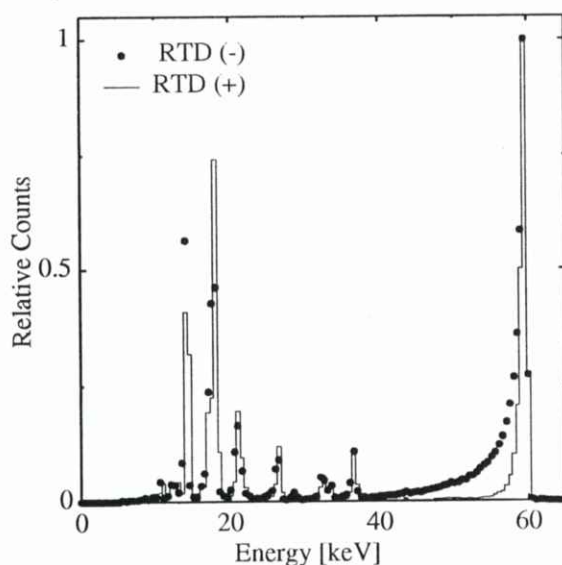


Fig.12 Effects of the RTD circuit on γ -ray spectra.

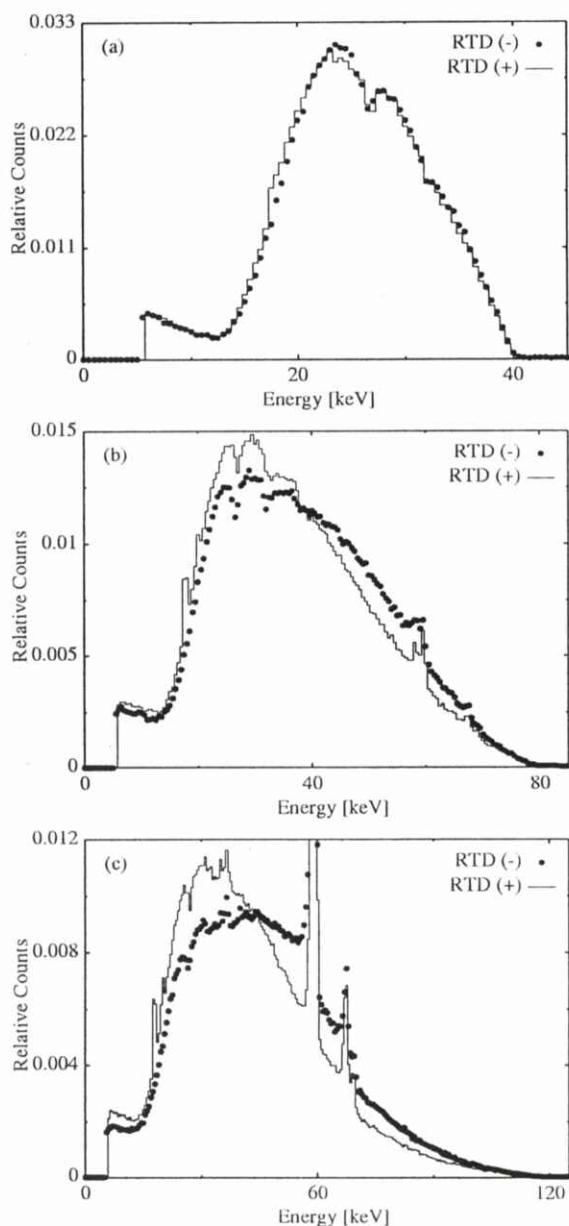


Fig.13 Effects of the RTD circuit on x-ray spectra. The tube voltages were (a) 40 kV, (b) 80 kV and (c) 120 kV. All the spectra are normalized to unit area.

を示す。RTD回路の使用により、X線スペクトルが大きく異なっている。これはRTD回路が、高エネルギー入射光子に起因するパルスを選択的に除去しているためである。RTD回路は立ち上がりの

遅いパルスを除くが、これは入射光子エネルギーが高い場合に生じやすい。つまり、エネルギーが高い場合陰極から離れた位置で電荷が発生しやすく、その結果正孔の寄与が大きくなる。よって、RTD回路は高エネルギー入射光子に起因するパルスを選択的に除去し、X線スペクトルを歪める。そのため、管電圧40kVのX線スペクトルではRTD回路の影響が少ないのに対し、120kVのX線スペクトルにおいては影響が大きい。またRTD回路の使用は、2.1で説明した「理想的検出器」の条件にそぐわない。故に、X線スペクトル測定時にRTD回路を用いるべきではない。

6. 結 論

モンテカルロ法で算出した応答関数を用い、CZT検出器で測定したX線スペクトルを補正した。応答計算ではHecht式を計算コードに組み込み、CZT結晶内でのcarrier trappingの影響を加味した。適切なパラメータ（電荷キャリアの自由行路長 λ_h ）を選択することで、応答関数におけるtailingが実測値に一致することを確認した。その応答関数を用いてX線スペクトルを補正することで、検出器が置かれた場のX線スペクトルを算出することができた。今回得られた結果より、適切な応答補正を施すことでCZT検出器を診断領域のX線スペクトル測定に適用できることがわかる。CZT検出器の使用により、臨床で使用されている装置などにX線スペクトル測定の適用範囲が広がることが期待される。

文 献

- [1] 大釜昇：診断領域の実効エネルギー測定，日放技学誌，57(5)，550-556，2001。
- [2] 宮島悟史，森見左近，松本政雄，他：CdZnTe半導体検出器を用いて測定した診断領域X線スペクトルの補正，医画情誌，16(2)，79-89，1999。
- [3] 松本政雄，金森仁志，寅垣内徹，他：CdTe，

CdZnTe検出器を用いて測定した診断用X線スペクトルの補正, 放射線, 22(3), 63-72, 1996.

- [4] Knoll GF: Radiation detection and measurement (2nd edition), 401-405, Wiley, New York, 1989.
- [5] Hecht H: Zum Mechanismus des lichtelektrischen Primarstromes in isolierenden Kristallen, Z. Physik, 77, 235-245, 1932.
- [6] 松本学, 人見啓太朗, 室井浩, 他: TlBr放射線検出器の電荷輸送特性, 放射線, 27(1), 35-40, 2001.
- [7] Miyajima S, Imagawa K and Matsumoto M: Extraction of mean free path of charge carriers in CdZnTe crystals from measured full-energy peaks, Nucl. Inst. Meth. A, in press
- [8] Seelentag WW and Panzer W: Stripping of x-ray bremsstrahlung spectra up to 300kVp

on a desk type computer, Phys. Med. Biol., 24(4), 767-780, 1979.

- [9] Namito Y and Hirayama H: LSCAT: Low-energy photon-scattering expansion for the EGS4 code, KEK internal 2000-4, 2000.
- [10] Hirayama H and Namito Y: Implementation of a general treatment of photoelectric-related phenomena for compounds or mixtures in EGS4, KEK internal 2000-3, 2000.
- [11] Knoll GF: Radiation detection and measurement (2nd edition), 114-117, Wiley, New York, 1989.
- [12] 加藤秀起: 実測X線スペクトルのアンフォールディング法による補正とその限界, 日放技学誌, 54(5), 615-623, 1998.
- [13] 加藤秀起: 高純度ゲルマニウム半導体検出器を用いて測定したX線スペクトルの補正計算コードの開発, 日放技学誌, 51(4), 462-468, 1995.

[研究速報]

乳房X線画像における構築の乱れ領域の自動抽出法

山崎 大輔, 松原 友子[†], 藤田 広志, 原 武史, 遠藤 登喜子^{††}, 岩瀬 拓士^{†††}

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

[†]名古屋文理大学情報文化学部情報文化学科・〒492-8520 稲沢市稲沢町前田365

^{††}国立名古屋病院放射線科・〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1

^{†††}愛知県がんセンター病院乳腺外科・〒464-8681 名古屋市中区千種区鹿子殿1-1

(2002年1月25日, 最終2002年3月20日)

Automated Extraction Method for Region of Architectural Distortion on Mammograms

Daisuke YAMAZAKI, Tomoko MATSUBARA[†], Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA
Tokiko ENDO^{††} and Takuji IWASE^{†††}

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

[†]Department of Information Culture, School of Information Culture, Nagoya Bunri University
Maeda 365, Inazawa-cho, Inazawa-shi 492-8520, Japan

^{††}Department of Radiology, National Hospital of Nagoya
Sannomaru 4-1-1, Naka-ku, Nagoya-shi 460-0001, Japan

^{†††}Department of Breast Surgery, Aichi Cancer Center Hospital
Kanokoden 1-1, Chikusa-ku, Nagoya-shi 464-8681, Japan

(Received January 25, 2002, in final form, March 20, 2002)

Abstract: The architectural distortion is a very important finding in interpreting breast cancers as well as microcalcification and mass on mammograms. In addition, it sometimes appears at the previous stage of obvious mass shadow. The treatment of breast cancer at an early stage will be possible if the distorted areas are detected correctly. In despite of the importance for detecting architectural distortions, no algorithms for detecting them have been reported. The purpose of this study was to develop a new detection method for focal retraction that is one of architectural distortion, around skinline. In order to extract the thick mammary gland regions, binarization technique was performed. The black top-hat processing based on morphological operators was applied to determine the suspect depressed regions around skinline. The false positives are eliminated by the features of their sizes and positions. After applying this technique to 51 digitized mammograms, the detection sensitivity was 92% with 3.8 falsepositives detections per image. It was concluded that this technique is effective to detect the architectural distortion.

Key words: architectural distortion, mammogram, automated extraction, breast cancer, computer-aided diagnosis

1. はじめに

乳房X線写真で確認できるがんを疑う所見には、腫瘍陰影と微小石灰化クラスタの他に構築の乱れ (Architectural Distortion, 以下ディストーション) が挙げられる。ディストーションは、腫瘍が形成される前の乳がんの初期段階であることから、これを指摘できれば早期発見、早期治療が可能となる。しかしながら、腫瘍陰影や微小石灰化クラスタと比べると読影が難しく [1], また、ディストーションに特化した検出アルゴリズムはまったく報告されていない。そこで本研究では、ブラックトップハット変換を用いたディストーションの検出アルゴリズムを提案し、その有効性を検証する。

2. 方 法

2.1 検出対象とするディストーション

ディストーションとは、乳腺実質の局所的な引き込み、あるいは歪みである。また、存在位置によってもその特徴が異なる。特に、スキンライン付近のディストーションの簡略図をFig. 1 に示す。(a) に示すように、正常な乳腺領域の輪郭線は

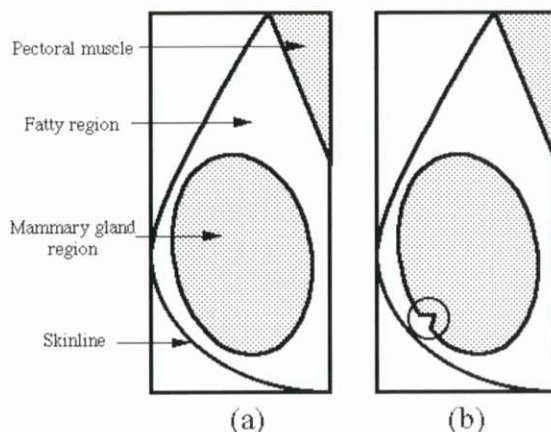


Fig.1 Simplified illustrations of (a) normal image and (b) abnormal image with architectural distortion (focal retraction) around skinline indicated by a circle.

比較的滑らかなのに対して、ディストーションが存在すると、(b) の丸印の箇所に輪郭線に引き込みが生じる。また、われわれのディストーションのデータベース51症例中、38症例がスキンライン付近に存在し、その割合が高い。本研究では、特に、このスキンライン付近のディストーションを検出対象とする。

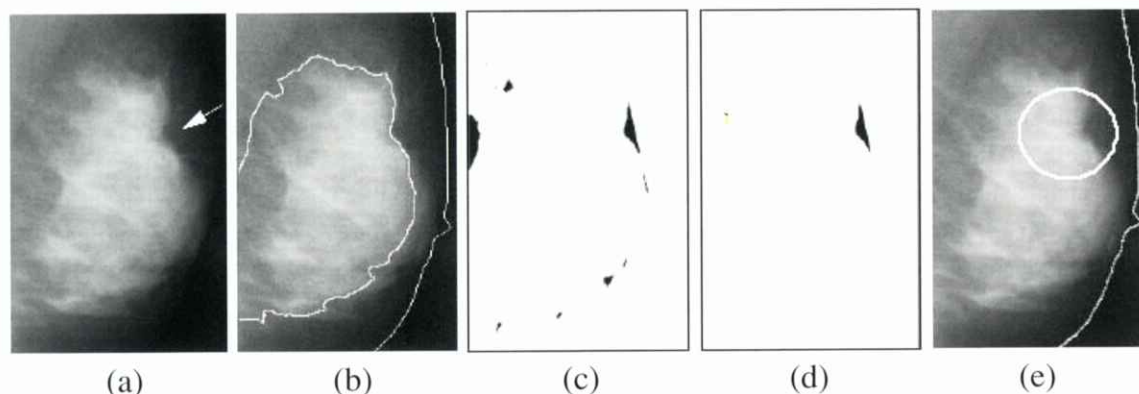


Fig.2 Extraction flow diagram for architectural distortion.

- (a) An original image with depressed area indicated by an arrow.
- (b) Outline of mammary gland region.
- (c) Candidates extracted by black top-hat processing.
- (d) Elimination of false positives by the features of their positions and sizes.
- (e) An example of a true positive candidate extracted.

2.2 候補領域の抽出

スキンライン付近に存在するディストーションの検出手順をFig. 2に示す。(a)は原画像であり、矢印の箇所にディストーションが存在する。まず乳腺濃度を評価し[2,3],乳腺領域に相当する, “白くみえる濃度からうっすらと白く見える濃度”の領域を抽出する(以下領域A)。領域Aの輪郭線を(b)に示す。ディストーションのために引き込まれている箇所がはっきりと抽出されている。しかしながら、領域Aでは引き込みを辺縁にもたない症例も存在する。よって、領域A内の濃度ヒストグラムを作成し、その高濃度域側の山を削除する。これにより得られた、より低濃度(白い)領域をもう1つの乳腺領域とする(以下領域B)。

次に、領域Aと領域Bのそれぞれの2値画像を作成する。これらの画像に対しClosing画像との差分をとるブラクトップハット変換[4]を行い、ディストーションの候補領域を抽出する。すなわち、Closingによって構造要素が入り込めなかった部分が候補領域となる。正常な乳腺組織は乳頭に向かって放射状に分布し、その輪郭線は局所的には直線で近似できる。よって、構造要素は $\pm 45^\circ$, $\pm 60^\circ$, $\pm 75^\circ$, 90° の7パターンからなる線分100画素を用いる。ここで、スキンラインの形状によりディストーションの引き込み部分の角度が異なることから、7方向の線分とする。(c)の黒い部分がブラクトップハット変換での抽出結果である。

この段階では、いくつかの偽陽性候補が含まれているので、以下の処理により偽陽性候補を削除する。

2.3 偽陽性候補の削除

2.3.1 スキンライン付近に存在しない候補の削除

スキンライン付近に存在するディストーションが検出の対象であるが、候補領域の抽出段階では、乳腺領域の辺縁全体を抽出の対象領域としているため、スキンライン付近以外の領域に多くの偽陽性候補が存在する。そこで、乳腺輪郭内、大胸筋

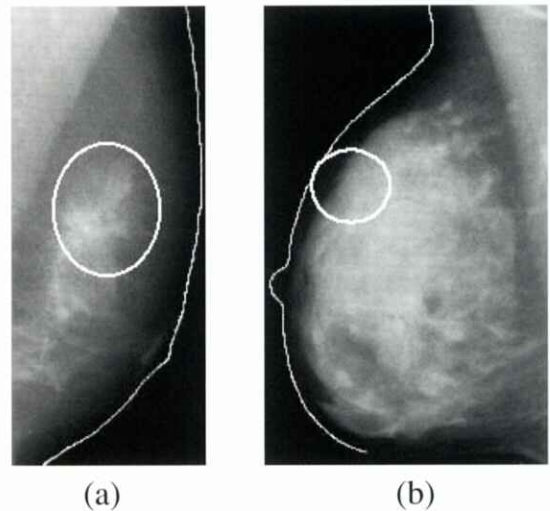


Fig.3 Difference of depressed areas based on amount of fibroglandular breast tissue.

- (a) A small depressed area in non-dense breast image.
- (b) A large depressed area in dense breast image.

領域内、胸壁側に存在する候補を削除する。

2.3.2 微小成分候補の削除

Fig. 3に乳腺実質の量の違いによるディストーションの特徴を示す。(a)はDense breastでない症例、(b)はDense breastである症例であり、それぞれ丸で示した箇所にディストーションが存在する。Dense breastでない症例では、ディストーションによる乳腺領域の引き込みは比較的大きい。一方、Dense breastである症例では、特に緩やかで小さい場合がある。よって、Dense breastでない症例とDense breastである症例で別のしきい値を設定し、微小な候補を偽陽性候補として削除する。ただし、乳腺濃度の評価[2,3]により、脂肪性と乳腺散在に分類される症例をDense breastでないとし、また、不均一高濃度と高濃度に分類される症例をDense breastとした。

Fig. 2 (c)の偽陽性候補の削除結果を(d)に示す。すべての偽陽性候補が削除されている。残った候補を真陽性候補として円で表示する[(e)]。

3. 結果と考察

本手法の性能を評価するために、ディストーションの症例からなるデータベース51症例を用いて検出実験を行った。

まず、本手法の検出性能を示す。真陽性率（検出画像数／総画像数）は92%（47／51）、1画像当たりの偽陽性数は3.8個となった。特に、本手法での検出対象であるスキんライン付近のディストーションの症例のみでの真陽性率は100%（38／38）であった。限られた症例数であるが、高い真陽性率であり、本手法の有効性が確認された。また、現在、領域への線分の集中度による偽陽性候補の削除処理も検討中である。

次に、乳腺領域の抽出結果と構造要素の検出性能との関係を示す。領域Aと領域Bの2値画像での真陽性率はそれぞれ51%（26／51）と76%（39／51）であり、両領域を併用した場合が82%（42／51）と最も高くなった。また、構造要素が1方向（90°）の線分のみでは、真陽性率が82%であったが、7方向の線分では、92%（47／51）に向上した。このことから、多方向から成る構造要素を用いることにより、引き込みの角度に依存しない抽出が可能であるといえる。

4. まとめ

乳房X線写真においてスキんライン付近に存在するディストーションの検出を目的として、ブラクトップハット変換を用いた手法を提案した。本手法は高い真陽性率を示し、その原理的な有効

性が確認された。

今後の課題として、スキんライン付近以外の領域に存在するディストーションに特化した検出アルゴリズムの追加による真陽性率の向上、偽陽性候補の削除、ディストーションデータベースのさらなる充実が挙げられる。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、有益なご助言を頂きました藤田研究室の諸氏に感謝いたします。本研究の一部は、厚生労働省がん研究助成金（遠藤班、長谷川班）、大川情報通信基金、日本学術振興会科学研究費補助金の助成によって行われました。

文 献

- [1] 畑中裕司, 松原友子, 原 武史, 他: 医師のマンモグラム読影自習における乳がん検出とCADシステムの検出結果との比較, 日放技学, 58(3), 375-382, 2002.
- [2] 松原友子, 土本多美子, 原 武史, 他: 乳腺実質濃度の評価に基づくマンモグラムの自動分類法, ME誌, 38(2), 1-9, 2000.
- [3] 山崎大輔, 松原友子, 原 武史, 他: 乳腺濃度評価に基づくデジタル乳房X線写真のコンピュータ自動分類法の改良, 医画情誌, 17(3), 161-166, 2000.
- [4] 小畑秀文: モルフォロジー. コロナ社, 東京, 1996.

[研究速報]

乳房X線写真における微小石灰化像コントラストの経年変化と CADにおけるコントラスト補正法への対応

大江 祥隆, 篠原 範充, 笠井 聡[†], 原 武史
藤田 広志, 遠藤 登喜子^{††}, 岩瀬 拓士^{†††}

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

[†]コニカ株式会社メディカル&グラフィックカンパニー・

〒191-8511 東京都日野市さくら町1

^{††}国立名古屋病院放射線科・〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1

^{†††}愛知県がんセンター病院乳腺外科・〒464-8681 名古屋市千種区鹿子殿1-1

(2002年3月5日, 最終2002年3月25日受理)

Variations of Microcalcifications Contrast on Mammograms and Parameter Maintenance on Contrast-correction Method in our CAD System

Yoshitaka OHE, Norimitsu SHINOHARA, Satoshi KASAI[†], Takeshi HARA
Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO^{††}, and Takuji IWASE^{†††}

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

[†]Konica Corporation, Medhical and Graphic Company

Sakuramachi 1, Hino-shi 191-8511, Japan

^{††}Department of Radiology, National Hospital of Nagoya

Sannomaru 4-1-1, Naka-ku, Nagoya-shi 460-0001, Japan

^{†††}Department of Breast Surgery, Aichi Cancer Center Hospital

Kanokoden 1-1, Chikusa-ku, Nagoya-shi 464-8681, Japan

(Received March 5, 2002, in final form March 25, 2002)

Abstract : We have been developing an automated detection scheme for mammographic microcalcifications as a part of computer-aided diagnosis (CAD) systems. The purpose of this study was to confirm the validation of the contrast-correction method in our CAD scheme by using three databases from 1996 to 2000 because there were obvious differences in contrast of microcalcifications among the databases. In order to investigate the changes of contrast of microcalcifications, the average and standard deviation values of contrast extracted from each microcalcification were calculated, before the detection performance of those three databases was estimated. Although there were some changes in contrast of microcalcifications according to the situations of the background areas, the contrast-correction method was functioned effectively. These results were confirmed by the performance evaluation by using three databases; corresponding three true-positive rates were over 80% with 0.5 or less false positive per image.

Key words : mammograms, microcalcification, computer-aided diagnosis, contrast correction

1. はじめに

近年、生活様式の欧米化に伴い、我が国における乳がんの罹患率は急速に増加している。そして、すでに女性におけるがん罹患率の第1位となっている。信頼性ある乳がんの画像診断法として、乳房X線写真（マンモグラム）による検査がある。これに伴い予想されるのが、マンモグラムの読影を行う医師への負担増加である。そこでは、病変部の見落としや主観的判断による思い違いの増加が懸念されるためである。われわれはこの問題への対策として、画像診断の補助的な役割を担うコンピュータ支援診断（CAD: Computer-Aided diagnosis）システムの開発を行っている [1, 2]。

乳がんにおける重要所見は大きく腫瘍と微小石灰化クラスタの2つに分けられ、われわれは基本的な検出システムはどちらもほぼ完成させている [3-6]。われわれの他にも、奥野らによるモルフォロジ解析に基づく検出法 [7]、Nishikawaらによる Matched Filter を用いた検出法 [8] などがそれぞれ提案されている。また、米国ではベンチャー企業 R2 Technology が開発したマンモグラム CAD システムが、すでに実用化されている [9]。

われわれの微小石灰化クラスタ検出システムにおいては、検出不可能な症例や偽陽性候補がまだ存在する。この原因の重要な要因として、微小石灰化像の存在濃度域の変化とコントラストの変動が挙げられる。どちらも、撮影施設の受光系（増感紙—フィルム）、撮影条件、現像処理条件などによる画像自体の画質の相違によるものである。このような変動は、CAD の性能を大きく左右する。例えば、同じ X 線吸収率である石灰化であるとしても、その周辺領域が脂肪のように低吸収領域の場合はコントラストが高く、乳腺のように高吸収領域の場合はコントラストが低くなるためである。このように、背景の組成によって微小石灰化像のコントラストは大きく変化する。

現在のわれわれのシステムでは、それらを補正する前処理として、微小石灰化像のコントラストをできるだけ一定の範囲内に収めるためのコント

ラスト補正処理を開発し、すでに提案している [10]。これは、撮影された施設あるいは特定の時期ごとにコントラスト補正曲線を個別に設定して、コントラストの変換を行うものである。

しかし、最近のマンモグラムに関する画質の改善及び撮影条件の変化により、病変に十分なコントラストが与えられるようになり、微小石灰化像を視覚的に発見しやすくなっている。このような変化によって、微小石灰化像の濃度領域が大きく変化しコントラストが変動していると予測され、われわれのコントラスト補正処理によって適切に設定できなくなった可能性がある。

そこで本論文では、まず、過去と現在の画質の変化が微小石灰化像の存在領域にどのような変化があるかを検証し（実験1）、つぎにそれらコントラストの相違が CAD システムの微小石灰化クラスタの検出性能に与える影響について検証する（実験2）。

2. 方 法

2.1 画質の変化の現状

撮影施設の受光系（増感紙—フィルム）、撮影条件、現像処理条件などのように、画質が変化する

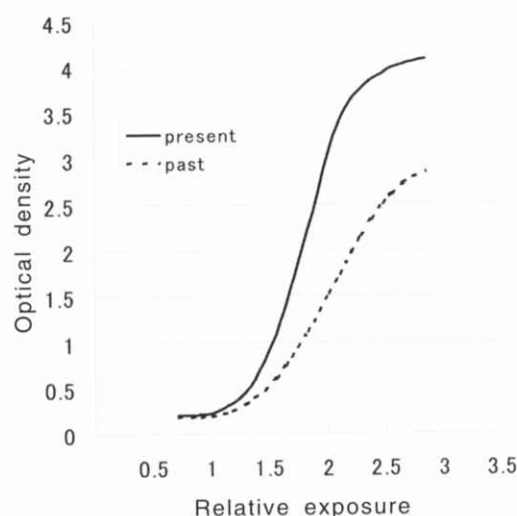


Fig.1 Characteristic curves of mammographic screen-film combinations.

Table 1 Databases to investigate the variations of contrast.

Database	Number of images	Number of microcalcifications
A (1996)	16	99
B (1998)	17	145
C (2000)	12	126

要因は多い、その中で画質の変化に大きな影響を与えるものとしてフィルムの特性がある。過去と現在のマンモグラフィ用の増感紙—フィルムの特性曲線の例をFig. 1に示す。この曲線の違いから、現在の画質は過去に比べコントラストが高いことがわかる。

本研究で使用する画像は、ある同一の施設において増感紙—フィルム系を用いて撮影されたMLO方向、CC方向のマンモグラムを、レーザデジタルタイザ（コニカ製LD5500）を用いてデジタル化したものである。過去と現在の画質の変化を調べるために、A（1996年）、B（1998年）、C（2000年）の3つのデータベースを用いる。これらは、それぞれの年度の画像の中から微小石灰化像を含む症例を抽出したものである。Table 1に各データベースにおける画像枚数、存在する微小石灰化像の個数を示す。Cの増感紙—フィルムはFig. 1中のpresent、Bの増感紙—フィルムはFig. 1中のpast、Aの増感紙—フィルムはpastよりさらにコントラストが低いものを使用している。つまりA、B、Cの順で増感紙—フィルムのコントラストが上昇している。

2.2 画質の変化に対応した検出性能の検証

微小石灰化像の周辺領域が脂肪領域のような低吸収領域にある場合には、微小石灰化像のコントラストが高くなる。逆に、乳腺のような高吸収領域にある微小石灰化像のコントラストは低くなる。このように、背景による微小石灰化像のコントラストの違いが、現在の画像にどの程度存在するかを調べる。そのために、それぞれの微小石灰化像

の背景画素値とコントラストを調べ、各データベースにおける微小石灰化像の背景画素値、コントラストの関係を調べた（実験1）。ここで背景画素値とは、微小石灰化像が存在する局所的な領域において、微小石灰化像の画素値以外を周辺画素値とした場合、周辺画素値の平均で定義する。またコントラストとは、微小石灰化像の画素値の最も白い値を示す画素値から背景画素値を減算したものを指す。さらに、過去と現在の微小石灰化像の存在する背景画素値の変化を比較するために、各データベースで背景画素値の平均と背景画素値の標準偏差を調べる。コントラストについても同様に、各データベースにおいてコントラストの平均とその標準偏差を調べる。

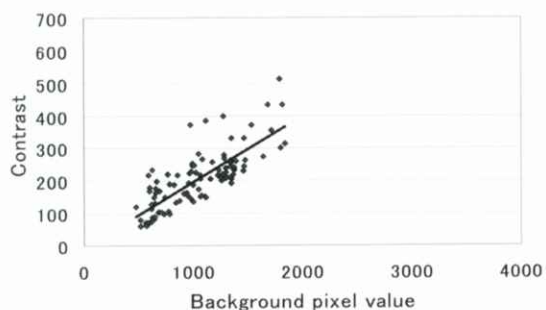
つぎに、それらのコントラスト差に基づき、コントラスト補正処理のパラメータを調節する。そして、それぞれ個別のコントラスト補正を行い、その補正後の画像を利用して、微小石灰化クラスタ検出システムの検出率を評価する（実験2）。ここで使用するデータベースには、実験1で利用した画像に正常画像を含めた。また、B、Cについては微小石灰化クラスタの存在する画像を追加した。用いた各データベースの微小石灰化クラスタの存在する画像枚数と、正常画像を含んだ全画像枚数を、Table 2に示す。

3. 結果と考察

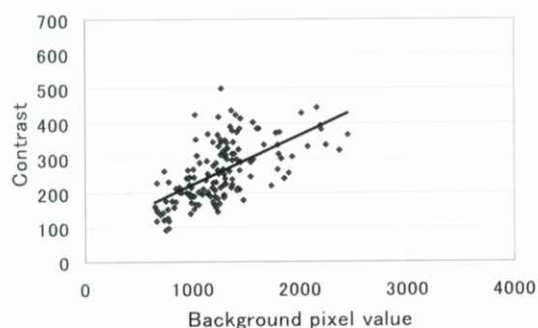
実験に基づき、各データベースのコントラスト補正処理前の微小石灰化像における背景画素値—コントラストの関係をFig. 2に示す。グラフ中の1つの点が1個の微小石灰化像に対応している。横

Table 2 Databases to estimate the detection performance.

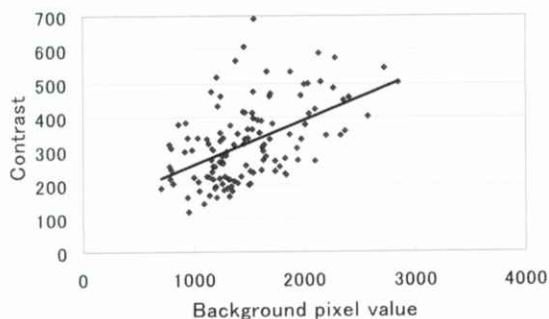
Database	Number of images with clustered microcalcifications	Total number of images
A (1996)	16	458
B (1998)	28	148
C (2000)	84	1047



(a)



(b)



(c)

Fig.2 Relations between background pixel value and contrast of each microcalcifications before application of contrast-correction method. (a)Database A(1996). (b)Database B(1998). (c) Database C(2000).

軸はその石灰化像の背景画素値、縦軸はそのコントラストである。それぞれのグラフにある右上がりの直線は、与えられた点の近似曲線である。データベースA [Fig. 2 (a)]では、微小石灰化像の

背景画素値が高い場合（低吸収領域）は、そのコントラストが高くなり、背景画素値が低い場合（高吸収領域）はそのコントラストが低くなるといった、微小石灰化像の背景への依存性が顕著に示されている。データベースB [Fig. 2 (b)], C [Fig. 2 (c)]では、背景によるコントラストの違いがAに比べてなだらかになっているが、依然としてその依存性は存在していることが分かる。現在の微小石灰化像の背景への依存性の方が小さい理由は、病変に十分なコントラストがつくようになったために、背景画素値が低い場合でもコントラストが高くなる場合があるからだと考える。以上のことから、背景の状態によって、微小石灰化像のコントラストが変化し、それは、現在の画像データベースにおいても存在することが示された。

つぎに、データベースごとの背景画素値の平均と標準偏差の結果をFig. 3に示す。データベースごとに中央にある値が背景画素値の平均、士で示された値が背景画素値の標準偏差である。背景画素値の平均は、データベースが新しいほど高くなり、微小石灰化像の存在する周辺領域は画素値が高い方（低吸収領域）へ移動していることが分かる。また、それら背景画素値の標準偏差は、データベースが新しいほど大きくなり、微小石灰化像との周辺領域は画素値のばらつきが広がっている。このことは、微小石灰化像の存在する背景画素値の変化は、画像が新しくなるにつれて、全体的に

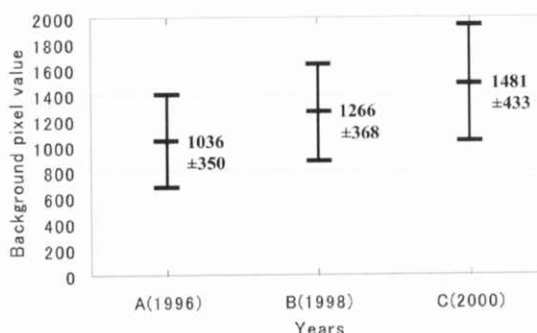


Fig.3 Temporal changes of background pixel value with $\pm$ one standard deviation fluctuations.

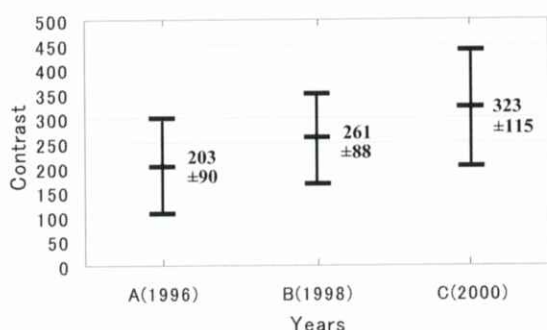


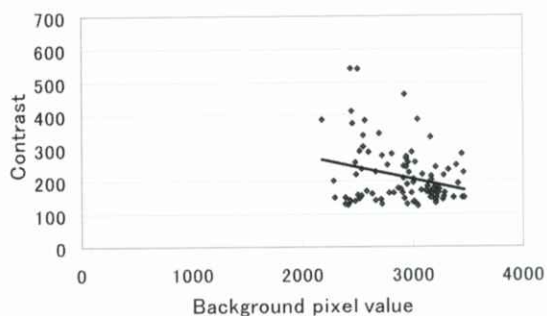
Fig.4 Temporal changes of contrast with $\pm$ one standard deviation fluctuations.

光学濃度的には高い（黒い）方向へ移動しており、同時に背景画素値の幅は広がっていることに対応している。これは、つぎに説明するコントラストの上昇に起因すると考えられる。

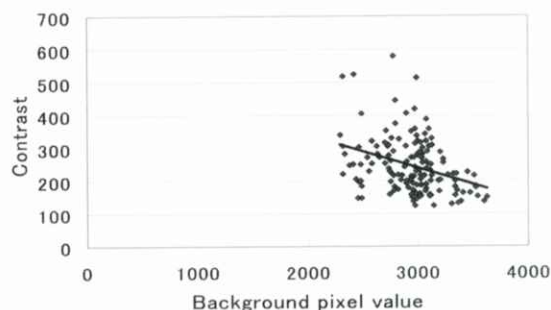
データベースごとのコントラストの平均と標準偏差をFig. 4に示す。データベースごとに中央にある値がコントラストの平均、 $\pm$ で示された値がコントラストの標準偏差を表している。コントラストの平均は、データベースが新しいほど高くなり、微小石灰化像は確認しやすくなっているといえる。また、コントラストの標準偏差は、Bでやや低下するが、Cでは大きく上昇している。つまり微小石灰化像のコントラストの変化は、画像が新しくなるにつれて上昇し、同時にその幅も広がっていることになる。

以上のような結果に基づいて、データベースごとにコントラスト補正処理を行った。それぞれのデータベースにおける微小石灰化像の背景画素値—コントラストの変化の様子をFig. 5に示す。データベースA, B, Cに対して、コントラスト補正処理後の背景画素値—コントラストの関係をFig. 5 (a), (b), (c)にそれぞれ示す。

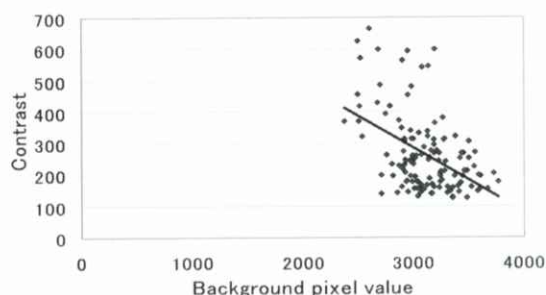
データベースAでは、コントラスト補正処理前 [Fig. 2 (a)]は背景によるコントラストの違いがはっきりしているので、コントラスト補正処理を行うことによってFig. 5 (a)のように背景画素値に関係なくコントラストの下限を一定値以上に補正することができている。このことは、補正処理



(a)



(b)



(c)

Fig.5 Relations between background pixel value and contrast of each microcalcifications by using contrast-correction method.

(a)After correction of Database A. (b)After correction of Database B. (c)After correction of Database C.

後の微小石灰化クラスタの検出処理において、コントラストに対しては閾値を一定に設定するだけで微小石灰化像を検出することが可能といえる。

データベースB, Cについても、コントラスト補正処理前 [Fig. 2 (b)], [Fig. 2 (c)]の背景に

Table 3 Detection performance in each database.

Database	True-positive rate	Number of false positives per image
A (1996)	81% (13/16)	0.44 (200/ 458)
B (1998)	82% (23/28)	0.52 (77/ 148)
C (2000)	88% (74/84)	0.33 (348/1047)

よるコントラストの違いがAほどではないが存在している。したがって、コントラスト補正処理を行うことによって、背景画素値に関係なくコントラストの下限を一定値以上に補正することができた [Fig. 5 (b)], [Fig. 5 (c)]. しかし、Aに比べB, Cではフィルム自体のコントラストが上昇しているため、背景画素値、コントラストのばらつきが大きくなっている。

このような補正処理の後に、微小石灰化クラスタの検出処理を行い、データベース間の検出性能の違いを調べた実験2の結果をTable 3に示す。データベースによって微小石灰化クラスタの存在する画像枚数や全体の画像枚数が大きく異なるが、どのデータベースにおいても真陽性率は80%以上を得ることができ、同時に画像当たりの偽陽性数は0.5以下とすることができた。また、データベースB, Cの背景画素値、コントラストのばらつきが大きくなったことに対して、微小石灰化クラスタの検出性能の影響は少なかった。これは、微小石灰化クラスタの検出処理において、コントラストについての検出条件は一定の閾値を満たせば検出となっているので、背景画素値やコントラストのばらつきに関係なく、コントラストの下限が一定ならば微小石灰化像を検出できると考えられる。

4. まとめ

1996年、1998年、2000年の画像データベースを用いて、微小石灰化像のコントラストの変化を調べ、その変化へのCADシステムの対応を調べた。

そのために、過去と現在の画質の変化として、微小石灰化像の背景画素値とコントラストの変化を調べた。背景画素値の変化では、画像が新しくなるにつれ光学濃度が高いほうへ移動していることを確認した。コントラストについても、新しい画像ほど上昇しており、これは現場の要求に応じた増感紙—フィルムの特性の変化に伴うものである。そして、本研究の結果もその変化と良く一致していた。それらをふまえ、現在のデータベースにおいても微小石灰化像の存在領域によるコントラストの相違があることを示した。そして、コントラスト補正処理の手法によって、データベースごとのコントラストの違いを補正することが可能であることを示した。

その結果、われわれが従来から提案してきたコントラスト補正曲線による変換手法を適切に用いることによって、われわれのCADシステムはどのデータベースについても高い検出能を示すことが明らかになった。このことは、コントラスト補正処理のパラメータの調整は必要であるが、調整さえ適切に行えば、われわれのCADシステムは画質の変化に対応することが可能であるといえ、コントラスト補正処理の手法の有効性と検出手法の一般性が確認できた。

謝 辞

本研究を実施するにあたり、有益なご意見をいただきましたコニカ（株）の松井美穂氏、加野亜紀子氏、笠井 聡氏、山中健司氏に感謝いたします。また、本研究の一部は、厚生労働省がん研究助成金（長谷川班、遠藤班）および日本学術振興会科学研究費補助金の助成によって行われました。

文 献

- [1] H. Fujita, T. Endo, T. Hara, et al.: Automated detection of masses and clustered microcalcifications on mammograms, Proc. SPIE, 2434, 682, 1995.

- [2] 藤田広志, 遠藤登喜子, 原 武史, 他: 乳房X線写真におけるコンピュータ支援診断システムの開発, 映像情報 Medical, 28(3), 357, 1996.
- [3] 松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 乳房X線写真における腫瘍陰影検出のためのしきい値法に基づく高速処理アルゴリズムの開発, Med. Imag. Tech., 15(1), 1-13, 1997.
- [4] 松原友子, 笠井 聡, 関 和泰, 他: マンモグラムのためのコンピュータ支援診断システムの開発—腫瘍陰影の自動検出における低濃度領域抽出法の改善—, 日乳癌検診学会誌, 7(1), 87-101, 1998.
- [5] 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: 乳房X線写真における微小石灰化検出フィルタの開発—濃度勾配と3重リングフィルタ解析に基づく方法—, 信学論D-II, J72(9), 1334-1345, 1995.
- [6] 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: コン
トラスト補正処理と可変リングフィルタ解
析を導入した微小石灰化検出法, Med.
Imag. Tech., 14(6), 665-679, 1996.
- [7] 奥野健一, 小畑秀文, 縄野 繁, 他: 適応
的しきい値を用いた微小石灰化像検出シ
ステムの開発, Med. Imag. Tech., 14(6), 699-
706, 1996.
- [8] RM. Nishikawa, K. Doi, ML. Giger, et al.:
Computerized detection of clustered micro-
calcifications: Evaluation of performance on
mammograms from multiple centers, Radio
Graphics, 15, 443-452, 1995.
- [9] 長谷川玲: 世界で初めて商品化されたマン
モグラフィ用CAD-Image Checker[®], 日放
技学誌, 56(3), 355-358, 2000.
- [10] 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 乳
房X線写真における微小石灰化クラスタの
自動検出—異なる施設の画像データへの対
応—, 医画情誌, 13(2), 54-60, 1996.

[研究速報]

高次局所自己相関特徴を用いた歯X写真の類似判定法

小川 真史, 中川 俊明, 原 武史, 藤田 広志
永井 淳[†], 武内 康雄[†], 大谷 勲[†]

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

[†]岐阜大学医学部法医学教室・〒500-8705 岐阜市司町40

(2002年1月25日, 最終2002年3月27日受理)

Similarity Discrimination of Teeth Radiograms by Using the Nth-order Autocorrelation Features

Shinji OGAWA, Toshiaki NAKAGAWA, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA

Atsushi NAGAI[†], Yasuo BUNAI[†] and Isao OHYA[†]

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

[†]Department of Forensic Medicine, Gifu University, School of Medicine
Tsukasa-cho 40, Gifu 500-8705, Japan

(Received January 25, 2002, in final form March 27, 2002)

Abstract: The specification of individuals by the dentistry-view is used for the identification of victims' body in the case of accidents. Then, an objective judgment is required to carry out the correct discernment not only by subjective observation by forensic doctors but quantitative numerical values by a computer. In this study, we propose a method of estimating the degree of identity using the Nth-order autocorrelation features extracted from the teeth radiograms. The autocorrelation features are widely used in the field of image recognition. As an initial result of applying this technique, the eight correct recognition results are obtained among nine cases.

Keywords: teeth radiogram, image recognition, Nth-order autocorrelation features, individual discernment, forensic medicine

1. はじめに

航空機の墜落や大地震などの事故,あるいは刑事事件などによって,外見の特徴や持ち物などから犠牲者の身元が確認できないときに用いられる代表的な個人識別の手法に,歯科的所見による個人識別法がある.個人識別に歯科的所見が利用されるのは,歯や顎が死後最も遅くまで残存する安定性,また,同じ口腔内特徴を持った人が存在する可能性は非常に低いという固有性,さらに歯科

医にかかったことのある人ではその記録が歯科医院や社会保険局に公式に保管されて残っていると,いった診療記録の保全性などの特徴があるためである.しかし,裁判などで証拠提出を行う場合には,それら画像からの同一性の評価は法医学医師の主観的な判断に基づく要素が多い.そのため,画像の同一性を客観的に評価する手法を開発することによって,証拠の信憑性をさらに高めることができるといわれる.つまり,医師の肉眼による観察や比較などの主観的判断だけでなく,コンビ

ユータによる定量的な解析データを考慮することによって、判断の正確度や再現性を改善することが期待できる。

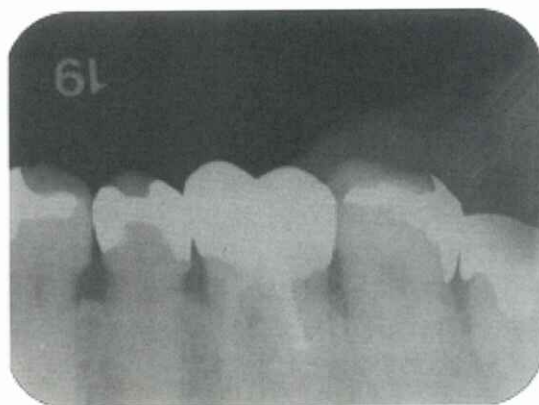
歯科の所見による個人識別は、口腔内検査によって、各歯牙の状態、すなわち正常歯、齲蝕歯、治療歯、欠損歯の別、治療歯については治療の方法、部位、材料が、また欠損歯については生前の欠如か死後の脱落かが調べられる。さらに捻転歯や傾斜歯、歯列不正といった本人固有の歯科的特徴などについても調べられ、カルテと比較される。

X線写真によっては、とくに充填物の形態や根管治療状況、根端の完成状態、歯髄腔の狭窄程度、歯根の向きなどが調べられ、カルテとの比較や、生前歯科医に通院していた時のX線写真が収集されたときには、X線写真同士が比較することが可能であり、おおよそそれら画像によって同一性の判断が行われる。

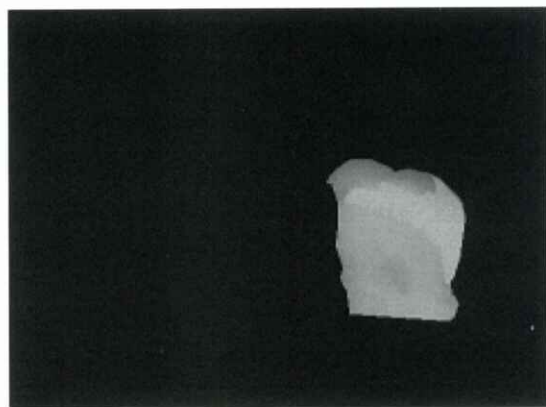
本論文では、そのようにX線写真を用いて医師が行っている個人識別を、画像認識の分野で用いられている高次局所自己相関特徴 [1-5] を適用して行う手法を提案する。高次局所自己相関特徴を用いた画像認識の応用例には、大小2種類の粒子の同時計測 [1]、既知対象による入力画像の計数 [1]、顔画像の認識 [1, 3-5] などがあるが、医用画像に適用した例はほとんどないのが現状である [6]。本手法では、歯X線写真から高次局所自己相関特徴を用いて特徴ベクトルを算出した後に、他の画像から得られた特徴ベクトルと比較することで画像の類似性を判断し、それに基づき定量的な類似度の判定を行う。以下、本手法について説明する。

2. 方 法

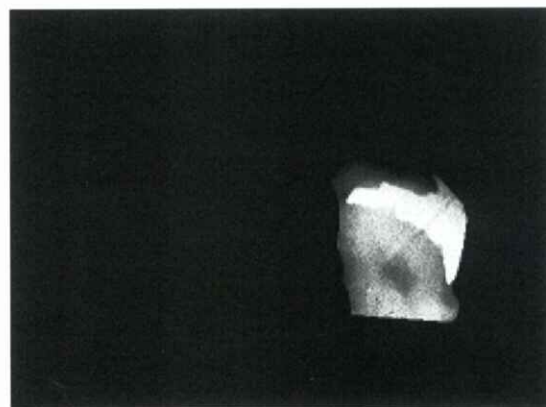
歯X線写真をデジタル化する。歯科X線フィルム (30mm×40mm) をサンプリング間隔0.08mm、濃度分解能8bitでデジタル化した。そして、手動で歯1本の領域の境界を決定する。本来なら自動化すべき処理だが、ここでは、歯の輪郭に沿ってマウスでクリックした点を直線で結ぶことで実



(a)



(b)



(c)

Fig.1 Example of original image(a), tooth segmentation(b), and histogram-equalization processing(c).

行する．次に，撮影条件の違いによるフィルム濃度やコントラストのばらつきを低減する目的で，歯の領域内に対して濃度ヒストグラムの平坦化処理を行う．ここまでの処理による画像の変化をFig. 1に示す．その後，領域内部における高次局所自己相関特徴を求める．そして，その特徴に基づく特徴ベクトルを決定して，参照する他の歯の画像から得られた特徴ベクトルとのユークリッド距離を計算する．このユークリッド距離を，参照した画像との類似度として定義する．

2.1 高次局所自己相関特徴

自己相関関数を高次に拡張したものが高次自己相関関数 [2] であり，次数や変位方向の取り方によって無数に考えられる．対象画像での参照点 r の画素値を $f(r)$ とすると N 次自己相関関数は参照点周りの N 個の変位方向 ($a_1, a_2, \dots, a_N$) に対して

$$x_N(a_1, a_2, \dots, a_N) = \int f(r)f(r+a_1)\cdots f(r+a_N)dr \quad (1)$$

式 (1) のように定義される．本論文では次数を2 ($N=0, 1, 2$) と限定する．画像認識では，離れた点間の相関よりも局所領域内の点間の相関が重要であると考えられるので，変位方向を参照点の周りの局所的な 3×3 画素領域に限定する．この場

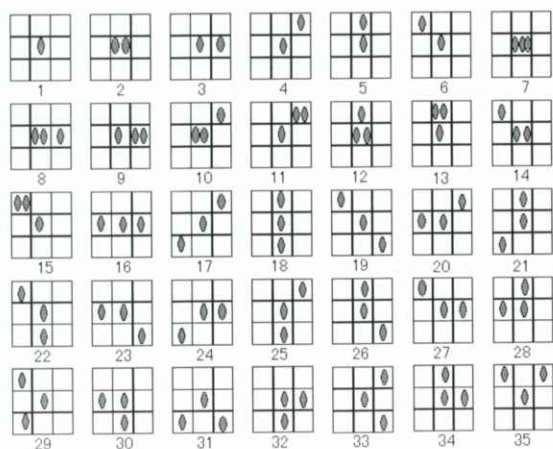


Fig.2 Patterns for 2nd-order autocorrelation features in 3×3 area.

合には，高次局所自己相関特徴は，平行移動により等価な特徴を除くと2値画像に対して25個の局所的なパターンが得られる．また，濃淡画像に対しても，同様に平行移動による等価な特徴を除くと，Fig. 2に示す35個の局所的なパターンが得られる．ここで，これらの各局所的な特徴量は，画像内の全画素に対し，局所パターンに対応する画素値の積をとり，それらを総和することで求めることができる．

2.2 ユークリッド距離

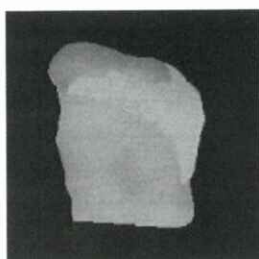
比較する2つの画像A, Bの高次局所自己相関特徴で求めた35パターンの特徴量からなる特徴ベクトルをそれぞれ F_{Ai}, F_{Bi} ($i=1, 2, \dots, 35$) とする．ここでユークリッド距離 D は

$$D = \sqrt{\sum_{i=1}^{35} (F_{Ai} - F_{Bi})^2} \quad (2)$$

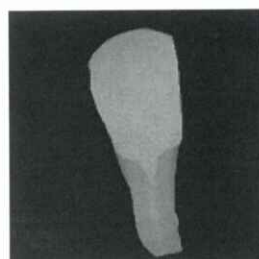
式 (2) で表される．画像A, Bが同じ画像なら，それぞれのパターンの特徴ベクトルは同じになるので，ユークリッド距離 D は0である．よってユークリッド距離 D は短いほど，類似度は高いと定義する．

3. 結 果

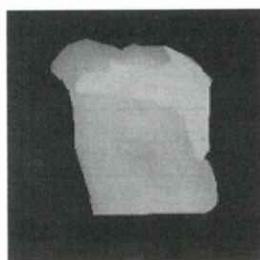
本手法を歯X線写真に適用し類似度の判定を行った．識別の対象とした2枚の画像に対して，条件の異なる4枚の画像をそれぞれ参照し，類似度を算出した結果をFig. 3, Fig. 4に示す．一段目にある画像は，識別の対象とした画像であり，2段目以降の画像は，参照した画像である． D の値は，ユークリッド距離で定義される類似度である．Fig. 3の結果では，対象とした画像 [Fig. 3 (1) (死後，医学部で撮影)] と別人物の画像 [Fig. 3 (1-4) (死後，医学部で撮影)] の組と比較して，同一人物の画像 [Fig. 3 (1-1) (死後，医学部で撮影)，(1-2) (生前，歯科で撮影)，(1-3) (死後，医学部で撮影)] の組のユークリッド距離が短くなり，類似度が高くなった．また，対象とした画像と同一



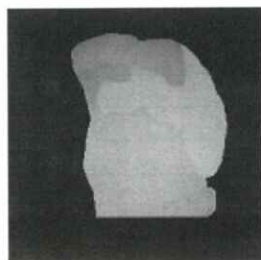
(1) Unknown image



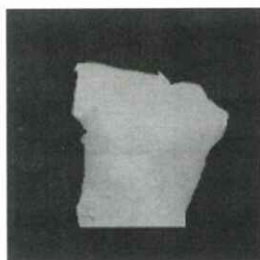
(2) Unknown image



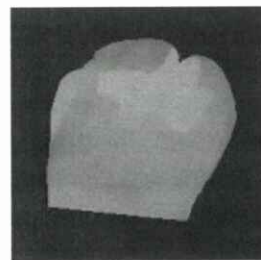
(1-1) $D=4.5 \times 10^9$



(1-2) $D=5.3 \times 10^9$



(1-3) $D=35.3 \times 10^9$

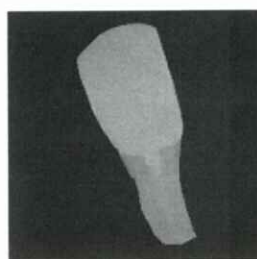


(1-4) $D=63.5 \times 10^9$

Reference images

Fig.3 Euclid distance (D) from unknown image (Case 1). (1) Unknown image (Taken after death in medical department), (1-1) Same person, same tooth, after death (medical department), (1-2) Same person, same tooth, before death (dentistry), (1-3) Same person, another tooth, after death (medical department), (1-4) Another person, another tooth, after death (medical department).

人物で、かつ同じ位置の歯 [Fig. 3 (1-1), (1-2)] の類似度は、最も高くなった。Fig. 4 の結果についても、対象とした画像 [Fig. 4 (2) (死後、医学部で撮影)] と別人物の画像 [Fig. 4 (2-4) (死後、医学部で撮影)] の類似度よりも、同一人物の画像



(2-1) $D=1.3 \times 10^9$



(2-2) $D=5.2 \times 10^9$



(2-3) $D=15.3 \times 10^9$

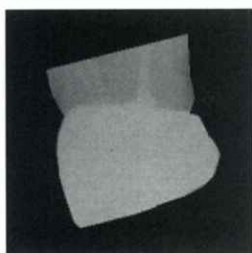


(2-4) $D=21.0 \times 10^9$

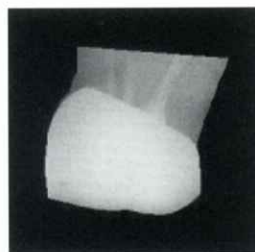
Reference images

Fig.4 Euclid distance (D) from unknown image (Case 2). (2) Unknown image (Taken after death in medical department), (2-1) Same person, same tooth, after death (medical department), (2-2) Same person, same tooth, before death (dentistry), (2-3) Same person, another tooth, before death (dentistry), (2-4) Another person, another tooth, after death (medical department).

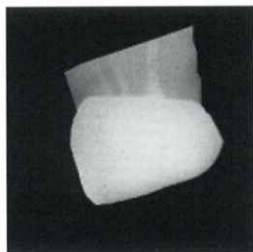
[Fig. 4 (2-1) (死後、医学部で撮影), (2-2) (生前、歯科で撮影), (2-3) (生前、歯科で撮影)] の類似度の方が高くなり、また、対象とした画像と同一人物で同じ位置の歯 [Fig. 4 (2-1), (2-2)] が、類似度が最も高くなった。



(3) Unknown image



(3-1) $D=40.4 \times 10^9$



(3-2) $D=10.8 \times 10^9$

Reference images

Fig.5 Euclid distance (D) from target image (Case 3). (3) Unknown image (Taken after death in medical department), (3-1) Same person, same tooth, before death (dentistry), (3-2) Rotated image of (3-1) at the angle of 25° counterclockwise.

参照する画像の向きを、対象とする画像に合わせる回転処理を行った場合の結果の違いをFig. 5に示す。用いた画像は、同一人物かつ同位置である歯の画像の組である。参照する画像を直接識別に用いた結果 [Fig. 5 (3-1)]よりも、反時計回りに 25° 回転させ、向きを対象とする画像に合わせた場合の結果 [Fig. 5 (3-2)]の方が、類似度が高くなった。

さらに、濃度ヒストグラムの平坦化処理を行った場合と、行わなかった場合の類似度の算出結果をTable 1に示す。Fig. 1 (1-1) (対象とした画像と同条件) とFig. 1 (1-2) (対象とした画像と撮影条件および時期が異なる) を比較した場合、Fig. 1 (1-1)の類似度の方が高くなると予想されるが、平坦化処理を行わない場合の結果では、Fig. 1 (1-2)の類似度の方が高くなった。しかし、平坦化

Table 1 Comparison of the Euclid distance, (D1) without histogram equalization processing, (D2) with histogram equalization processing.

	D1	D2
(1-1)	7.4	4.5
(1-2)	7.3	5.3
(1-3)	8.8	35.5
(1-4)	40.4	63.5
(2-1)	5.4	1.3
(2-2)	12.4	5.2
(2-3)	20.9	15.3
(2-4)	4.6	21
(3-1)	233	40.4
(3-2)	225.9	10.8

処理を行った結果ではFig. 1 (1-1)の類似度の方が高くなった。

4. 考 察

実験の結果、対象とする画像に対して、同一人物かつ同位置の歯の画像を参照した場合に、類似度が比較的高くなる傾向にあった。これは、画像の濃度分布や形状などの特徴が、高次局所自己相関特徴によって良好に表現されたためと考えられる。

同一人物かつ同位置の歯における画像の組については、同時期に同じ撮影条件で撮影された画像の方が、異なる時期および撮影条件で撮影された画像より、ユークリッド距離が短くなり、特徴空間的に近い特徴を持つ傾向にあった。異なる人物の歯の画像であっても、類似度が比較的高くなった例があった。このことは、使用するフィルムや撮影条件の違いが、結果に影響を与えていることが原因と推測される。しかし、濃度ヒストグラム平坦化処理によって、結果が改善されたことから、本処理によってフィルムの濃度やコントラストのばらつきを低減できると考えられる。

識別する画像に参照する画像の向きを合わせる回転処理を行った結果、類似度が高くなった。こ

のことは、自己相関特徴が図形の形状に依存することが原因と考えられる。そのため、識別の精度を高めるためには、特徴抽出を行う際に、回転処理によって画像の向きを同一にする必要があると考えられる。

今回の実験では、手で歯の領域を決定しているため、結果の再現性に問題がある。また、歯根部まで明瞭に画像化されている写真が少ないため、歯の領域を決定する際に、歯根部を除外した例があった。結果の正確性および再現性を改善するためには、歯のすべての領域を自動で決定する手法を考案する必要がある。さらに、画像の向きが結果に影響を与えていることから、回転角度を自動で決定する必要がある。

5. まとめ

歯科X線写真による個人の同定手法として、高次局所自己相関特徴で求めた特徴ベクトルのユークリッド距離を用いて画像の類似性を判定する手法を開発した。本手法を10例の歯X線写真に適用した結果、ほぼ良好な結果を得ることができた。この結果から、本手法は歯X線写真類似判定に有効であることが示唆された。今後は、多くの歯X線写真に本手法を適用し、処理の改良、検討および追加を行う予定である。

文 献

- [1] 大津展之, 栗田多喜夫, 関田 巖: パターン認識—理論と応用—, 朝倉書店, 1996.
- [2] McLaughlin JA and Raviv J: Nth-order autocorrelations in pattern recognition, *Information and Control*, 12, 121-142, 1968.
- [3] Otsu N and Kurita T: A new scheme for practical, flexible and intelligent vision system, *Proc. IAPR Workshop on Computer Vision*, 431-435, 1988.
- [4] Kurita T, Otsu N, and Sato T: A face recognition method using higher order local autocorrelation and multivariate analysis, *Proc. of Int. Conf. on Pattern Recognition*, Aug. 30-Sep. 3, The Hague, Vol. II, 213-216, 1992.
- [5] Goudail F, Lange E, Iwamoto T, et al.: Face recognition system using local autocorrelations and multiscale integration, *IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 18(10), 1024-1028, 1996.
- [6] 李 鎔範, 中川俊明, 原 武史, 他: 高次局所自己相関特徴を用いた胸部X線CT画像上の腫瘍陰影の自動検出, *医画情誌*, 18(3), 135-143, 2001.

散乱X線のMTF

滝川 厚, 津田 浩平[†], 西原 貞光, 吉田 彰

広島県立保健福祉大学保健福祉学部放射線学科・〒723-0053 三原市学園町1番地の1

[†]広島県立保健福祉短期大学放射線技術科学科・〒723-0053 三原市学園町1番地の1

(2002年1月25日, 最終2002年3月25日受理)

Modulation Transfer Function of Scattered X-rays

Atsushi TAKIGAWA, Kohei TSUDA[†], Sadamitsu NISHIHARA and Akira YOSHIDA

Department of Radiological Sciences, Faculty of Health Sciences,

Hiroshima Prefectural College of Health Sciences

Gakuen-machi 1-1, Mihara-shi 723-0053, Japan

[†]Department of Radiological Sciences and Technology,

Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare

Gakuen-machi 1-1, Mihara-shi 723-0053, Japan

(Received January 25, 2002, in final form, March 25, 2002)

Abstract: In radiography, scattered x-rays occur in objects. It is widely known that scattered x-rays degrade image quality. Modulation transfer function (MTF) of the scattered x-rays has been considered to be equal to the primary fraction. Using a square wave chart, we measured MTF of the image receptor: $H_i(u)$, MTF with scattered x-rays: $H_s(u)$ and primary fraction: P . As a result, we confirmed that $H_s(u)$ is revealed as the product of $H_i(u)$ and P .

Key words: scattered x-rays, modulation transfer function, square wave chart

1. はじめに

診断用X線写真を撮影する際に患者の体内で発生する散乱X線が画像のコントラストを低下させることはよく知られている [1-5]. 散乱X線が画像の鮮鋭度に及ぼす影響についてもすでに多くの研究がある [6-11]. 土井は1968年に (1) 小さな被写体で広いバックグラウンドを持たない場合と, (2) 広いバックグラウンドを持つ場合の二つに分けてこの問題を解析し, 診断用X線写真に該当する (2) の場合には散乱X線のレスポンス関数 (modulation transfer function, MTF) は一次X線含有率に等しくなることを報告している [9]. つまり, 空間周波数を u , 画像記録系のMTFを $H_i(u)$, 散乱X線が加わったときのMTFを $H_s(u)$, 散乱X

線含有率と一次X線含有率をそれぞれ S と P とすれば,

$$H_s(u) = (1-S) \cdot H_i(u) = P \cdot H_i(u) \quad (1)$$

になるということである. 一般に (1) 式が成り立つと言われているが, われわれの知る限りこれを追試したという報告はない. 今回, この関係が成立するかどうか実験的に追試したので報告する.

2. 使用機器

実験には以下の機器を使用した.

X線装置: 東芝 KXO-50F

X線管: 東芝 DRX-1724B

自動現像機: Kodak X-OMAT 480RA

増感紙：富士 HR-4

フィルム：富士 Super HR-s30

矩形波チャート：極光 特製，鉛厚0.05mm

空間周波数：0.05, 0.1, 0.2, 0.4, 0.6,
0.8, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0,
3.5, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0,
9.0, 10.0cycles/mm

拡散光濃度計：富士 301

マイクロデンシトメータ：コニカ PDM-5

散乱X線が影響するときのMTFは低周波数領域で急激に低下する [6, 7]. この領域での振舞いを確認するため，矩形波チャートは市販のものではなく，吉田が考案した低周波数領域で測定点を多くとれる特製のものをを用いた.

3. 方 法

この実験では，(1)散乱X線の影響が無視できる状態での画像記録系のMTF，(2)散乱X線が影響するときのMTF，および(3)一次X線含有率を測定し，(1)と(3)の測定結果を掛け算した値と(2)の値とを比較する必要がある．散乱X線の影響が無視できる場合の実験配置をFig. 1 (a)に，無視できない場合の配置をFig. 1 (b)に示す．Fig. 1 (a)では，矩形波チャート自体から発生する散乱X線を最少限にするため矩形波チャートを鉛板で

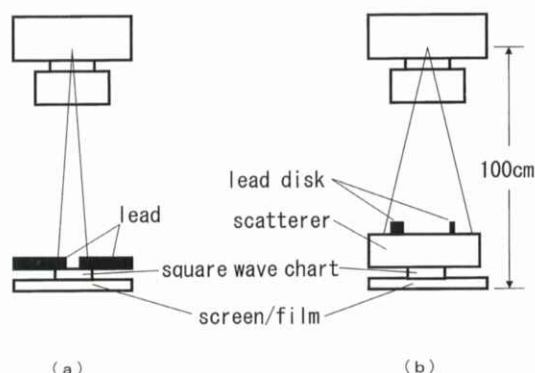


Fig.1 Setup of the experiment for measuring (a):MTF of the image receptor and (b):MTF with scattered x-rays. Lead disks are used for the measurement of primary fraction.

覆い，記録系に入射するX線の幅を数mmにした [12]. Fig. 1 (b)では，矩形波チャートの上に散乱体を置き，フィルム面での照射野を20cm×20cmにして撮影した．このとき，散乱体の上の矩形波チャートに重ならない位置に厚さ4mmで直径の異なる10個の鉛ディスクを置いて散乱X線含有率の測定に使用した [13]. 散乱体には厚さ1cmから5cmのアクリルファントムを用い，撮影条件は60 kV, 100mA一定とした．照射時間については次節で述べる．なお，矩形波チャート像の試料を作成するごとにH&D曲線の試料も作成し，同時現像した．

4. 結 果

散乱X線含有率を一般によく行われている鉛ディスク法で測定した．その結果をFig. 2に示す．横軸は散乱体の厚さ，縦軸は散乱X線含有率を表している．散乱体が厚くなるほど散乱X線含有率が増えていることがわかる．

Fig. 1の実験配置で作成した矩形波チャート像の写真濃度分布をH&D曲線を用いて露光量分布に変換した．Fig. 3はその結果である．Fig. 3 (a)は散乱体を置かずに撮影した場合，Fig. 3 (b)は5 cmの散乱体を置いた場合の分布であり，横軸に矩形波チャートの空間周波数，縦軸に露光量の相

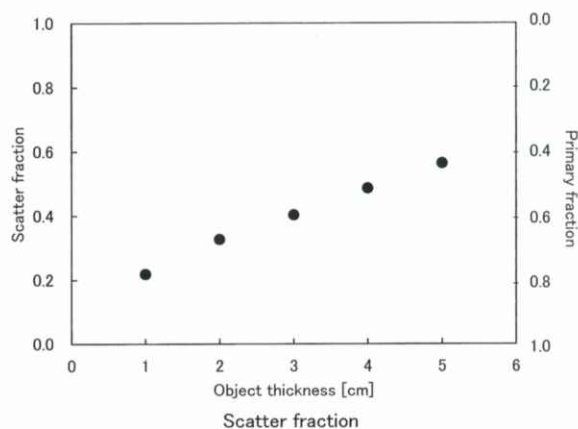


Fig.2 Scatter fraction increases as the object becomes thicker.

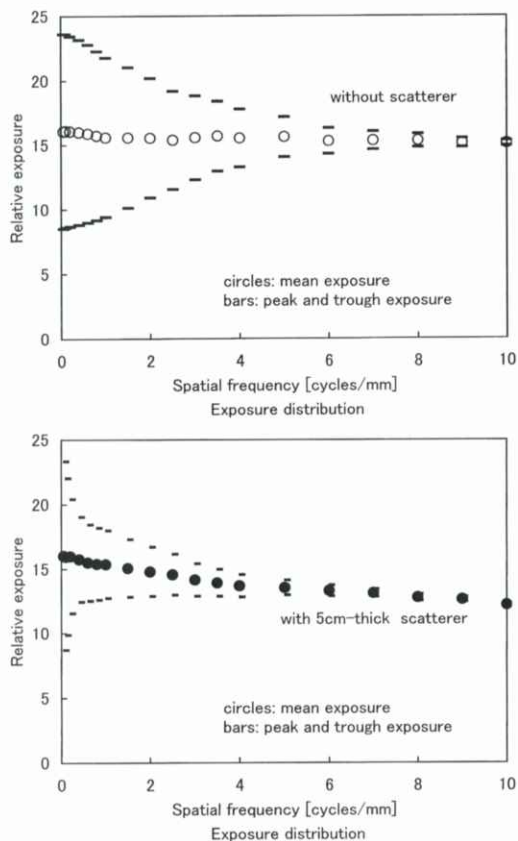


Fig.3 Exposure distribution of the square wave chart image:(a) without and (b) with scatterer.

対値を示している。白丸と黒丸は露光量の平均値、上下のバーは最大値と最小値である。散乱体を置かない場合は空間周波数に変化しても露光量の平均値はほとんど変わらず、露光量分布は平均値の上下に振動している。一方、散乱体を置くと空間周波数が高くなるにしたがって露光量の平均値が低くなっている。散乱体の厚さが5cmの場合、空間周波数6cycles/mmのときの露光量平均値は0.05 cycles/mmの約83%である。散乱体が厚くなれば露光量平均値がさらに低くなって正確な値が求められないと考え、5cmより厚い散乱体は用いなかった。また、Fig. 3 (b) では空間周波数が低い領域で急激に画像コントラストが低くなっている。矩形波チャート像を撮影する際、散乱体の厚さに

関わらず矩形波チャートの空間周波数0.05cycles/mmの露光量平均値がほぼ同じ値になるように照射時間を調整した。

露光量分布を用いて空間周波数ごとにMichelsonのコントラストを求め、矩形波レスポンス関数 (square wave response function, SWRF) を算出した。通常SWRFは0.05cycles/mmのコントラストで正規化するが、散乱体を置いた場合は散乱体を置かない場合の0.05cycles/mmのコントラストで正規化した。すなわち、散乱体を置かない場合と置いた場合のコントラストをそれぞれ $C(u)$ 、 $C_s(u)$ とし、SWRF: $S(u)$ 、 $S_s(u)$ を

$$S(u) = \frac{C(u)}{C(0.05)} \quad (2)$$

$$S_s(u) = \frac{C_s(u)}{C(0.05)} \quad (3)$$

で求めた。その結果をFig. 4 に示す。散乱体を置いた場合には低周波数領域でSWRFが急激に低下していること、散乱線含有率が大いほどSWRFは小さな値になっていることがわかる。

Fig. 4 で求めたSWRFはすべて1.5~6cycles/mmの範囲で指数関数でよく近似できたので、これを使って高調波の値を求め、Coltmanの式を用いてこの範囲のMTFを算出した。散乱体を置かない場合のMTFに一次X線含有率を掛けたものを測定

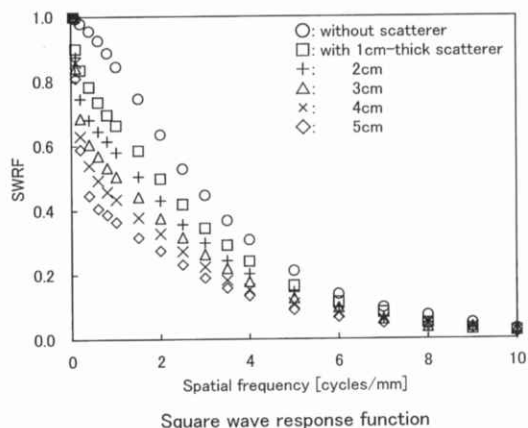


Fig.4 SWRF decreases as the object becomes thicker. It degrades rapidly in the low spatial frequency region with the scatterer.

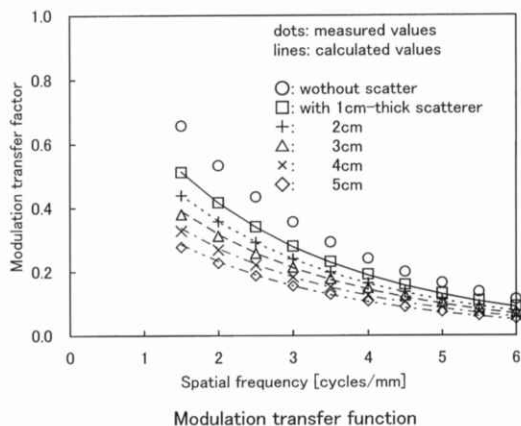


Fig.5 MTFs with scattered x-rays agree well with the product of MTF of image receptor and the primary fraction.

値と比較した。Fig. 5 はその結果を示している。ドットが測定値、線が計算値である。散乱体の厚さによらずよく一致していることがわかる。

5. 考 察

本研究では実験を行う際に二つの点に注意した。一つは、Fig. 3 の露光量分布の平均値が一定になるように照射時間を決めたことである。空間周波数が0.05cycles/mmのところの最高濃度を一定にする方が実験ははるかに容易であるが、露光量の平均値は変わってしまう。試料を作成するたびにマイクロデンシトメータで0.05cycles/mmの最高濃度と最低濃度を測定し、H&D曲線を用いて露光量平均値を求めた。記録系の諧調を G 、被写体の2点の線減弱係数と対応する厚さをそれぞれ μ_1 , μ_2 , d_1 , d_2 , 散乱X線含有率を S とすれば、散乱X線の影響を無視できない場合の写真濃度差 ΔD は、

$$\Delta D = (\log e) G (\mu_2 d_2 - \mu_1 d_1) (1 - S) \quad (4)$$

となる。Fig. 2 に示したように散乱体の厚さが5 cmのとき散乱X線含有率は50%を超えているので、(4)式を考慮するとFig. 3 (b)の低周波数領域の振幅はもっと小さくなるものと予想した。予想と異なる結果になった原因は調査中である。Fig. 3 (b)

で空間周波数が高くなるにしたがって露光量平均値が小さくなった。これは、空間周波数が高くなると矩形波チャートの厚さ0.05mmに対して開口幅が狭くなり、矩形波チャート自体が散乱X線除去用グリッドと同じ効果をもつためである。

もう一つは、SWRFを求めるときに(3)式の分母を $C_s(0.05)$ ではなく $C(0.05)$ にしたこと、つまり散乱X線を無視できるときの0.05cycles/mmのコントラストで正規化したことである。それは散乱X線の影響が無視できる場合とそうでない場合とを比較することを目的としたからである。しかし、予想に反して、散乱体を置いても散乱体がないときと比べて低周波数領域での露光量の振幅はあまり変わらず、コントラストも変わらなかった。したがって(3)式の分母を $C_s(0.05)$ にしても結果はほとんど変わらなかった。散乱体がもっと厚くなり、散乱X線含有率が多くなれば異なる結果になるであろう。

散乱線がMTFに及ぼす影響を考えるとに記録系自体のMTFに一律に一次X線含有率を掛けるだけでよいのか、というのが本研究を行った動機であったが、Fig. 5 は明確に(1)式が成り立つことを示している。散乱体を置くとFig. 4 に示したようにSWRFは低周波数領域で急激に変化する。そのためこの領域では高調波の値を正しく求めるのが難しく、Coltmanの式を用いてMTFを算出す

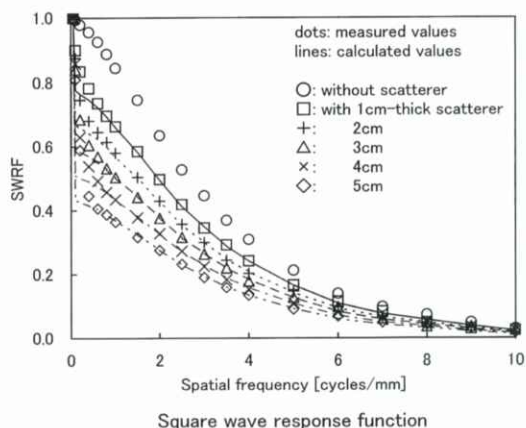


Fig.6 SWRFs with scattered x-rays also agree well with the product of SWRF of image receptor and the primary fraction.

るのは困難である。(1)式と同じ関係は当然SWRFでも成り立つはずである。そこで、Fig. 5 以外の空間周波数での振舞いを検討するために、散乱体がないときのSWRFに一次X線含有率を掛けた値と測定値とを比較した。Fig. 6 に示す結果では計算値と測定値がよく一致している。極低周波数領域で若干差があるのは、この領域の露光量の振幅が予想以上に大きかったためである。

6. 結 論

診断用X線写真を撮影するときに被写体で発生する散乱X線は画質を劣化させる。従来から散乱X線のレスポンス関数は一次X線含有率に等しくなると言われてきたが、われわれは今回これを追試した。記録系自体のMTF: $H_r(u)$, 散乱X線が加わった場合のMTF: $H_s(u)$, およびそのときの一次X線含有率: P を求めた結果, $H_s(u)$ は $H_r(u)$ と P との積で表されることを確認した。

謝 辞

本研究は、日本学術振興会科学研究費補助金基盤研究 (C) の援助を受けて行ったものである。ここに記して厚く御礼申し上げる。

文 献

- [1] Wilsey RB: The intensity of scattered x-rays in radiography, Am. J. Roentgenol., 8, 328-338, 1921.
- [2] Wilsey RB: The effects of scattered x-rays in radiography, Am. J. Roentgenol., 8, 589-598, 1921.
- [3] Morgan RH: An analysis of the physical factors controlling the diagnostic quality of roentgen images. -Part III. Contrast and the intensity distribution function of a roentgen image.-, Am. J. Roentgenol., 55, 67-89, 1946.
- [4] 藤沢謙三郎: X線撮影時におけるフィルムに及ぼす散乱線の影響について—散乱線の識別能に及ぼす影響—, 日放技学誌, 17(4), 171-185, 1962.
- [5] 佐藤大令: X線撮影時にフィルムに及ぼす散乱線の影響について, 日放技学誌, 17(4), 186-207, 1962.
- [6] 滝沢達児, 高橋宏一, 三浦典夫: 散乱線と増感紙の解像力, 極光 X-Ray, 20 (48), 極光研究所, 1966.
- [7] 村田和美, 内田 勝: 最大情報量撮影第9報—ファントムによるX線写真像の解析 (I)—, 放射線像の研究第1巻, 86-90, 放射線イメージ・インフォメーション研究会, 大阪, 1967.
- [8] 津田元久: 散乱線のレスポンス関数の測定, 放射線像の研究第1巻, 91-95, 放射線イメージ・インフォメーション研究会, 大阪, 1967.
- [9] 土井邦雄: 被写体散乱線の写真効果のレスポンス関数による評価, 非破壊検査, 17(4), 162-170, 1968.
- [10] 木下幸次郎, 滝口 隆, 井内昭一, 他: 散乱線のレスポンス, 放射線像の研究第2巻, 99-104, 放射線イメージ・インフォメーション研究会, 大阪, 1969.
- [11] 稲津 博, 河野誠一, 篠崎悌五, 他: 散乱線除去効果のMTF, 日放技学誌, 28(4), 362-367, 1973.
- [12] 畑川政勝, 吉田梨影: 矩形波チャートを用いたMTFの測定における散乱線の除去法, 日放技学誌, 38(6), 830-834, 1982.
- [13] 稲津 博, 上田正美, 東 敏也, 他: 鉛ディスク法におけるディスク位置と散乱線含有率の関係, 日放技学誌, 47(5), 709-713, 1991.

[技術セミナー]

多重解像度空間への分解を用いた周波数処理 (Hybrid処理) による画像診断性能の向上

梶 大介

コニカ(株)メディカル&グラフィック (MG) カンパニー, MIソリューショングループ
〒191-8511 東京都日野市さくら町1番地

Improvement of Diagnostic Image Quality Using a Frequency Processing Based on Decomposition into Multiresolution Space Hybrid Processing

Daisuke KAJI

MI Solution Group, Medical & Graphic Company, Konica Corporation
Sakura-machi 1, Hino-shi, Tokyo 191-8511, Japan

1. はじめに

CR(Computed Radiography)により撮影されたデジタルX線画像を診断に適した画像に変換する処理として従来から階調処理, 周波数強調処理, ダイナミックレンジ圧縮処理が用いられている。

階調処理とは単調増加な関数 $f(x)$ を用いて画像データの画素値を変換する処理を指し, CR画像の場合, 関数 $f(x)$ として多くはフィルムの階調特性に似せたS字曲線が用いられる。このような変換を行うことで, 一般に照射X線量に対してリニアな階調特性を持つCR画像に増感紙/フィルム系で撮影した画像と同様な階調特性を持たせることができると同時に, 関数 $f(x)$ を変更することで様々な階調を持たせることが可能となる。

これに対して, 周波数強調処理およびダイナミックレンジ圧縮処理は画像の周波数的な分解を利用した処理である。周波数強調処理とは画像を高周波成分と低周波成分に分解し, 高周波成分のレスポンスを操作することで画像の鮮鋭性を調整する処理であり, ダイナミックレンジ圧縮処理は画像の低周波成分に基づいて算出した濃度補正成分を原画像に加算することで高周波成分のレスポンスを変更することなく画像内のすべての領域を可視濃度領域内に収める処理である。

これらの周波数処理は画像診断性能の向上に大きく役立ってきたが, 処理によるノイズの強調やアーチファクトの発生といった問題も残っており改善するために様々な工夫が行われてきている。また, 近年のモニタ診断の急速な普及とハードウェアの高速化により柔軟で高度な画像処理とインタラクティブな画質調整へのニーズが高まってきている。

2. 処理アルゴリズム

2.1 多重解像度空間への分解

Wavelet解析に代表されるように関数解析や信号解析では多重解像度解析 (multiresolution analysis: MRA) と呼ばれる階層的に構成された関数空間列を利用した研究が盛んに行われている。

従来の周波数処理に替わる新しい周波数処理として位置付けられる【Hybrid処理】(以後, H処理) は周波数強調処理であるH-F処理とダイナミックレンジ圧縮処理であるH-E処理の2つの処理から構成され, H-F処理およびH-E処理のアルゴリズムはそれぞれFig. 1 およびFig. 2 に示す構成になる。そのいずれの処理も原画像信号から複数の階層的な非鮮鋭画像を作成することで各周波数帯域成分の抽出を行うので, この操作を信号処理の用語にならない, 多重解像度空間への分解とよんでい

る．具体的には各周波数帯域成分の抽出は以下のステップで行われる．

- (1) オリジナル画像に対して複数の非鮮鋭画像を作成する．
- (2) 非鮮鋭画像に後述する補正処理を行い，濃度依存非鮮鋭画像に変換する．
- (3) 隣り合う帯域の差分をとることで各周波数帯域の成分を抽出する．

抽出した差分画像をオリジナル画像に加算することで強調画像を得るのがH-F処理であり，加算した高周波成分をオリジナル画像から減算して得られる低周波成分に基づいて，濃度補正成分を算出するのがH-E処理である．

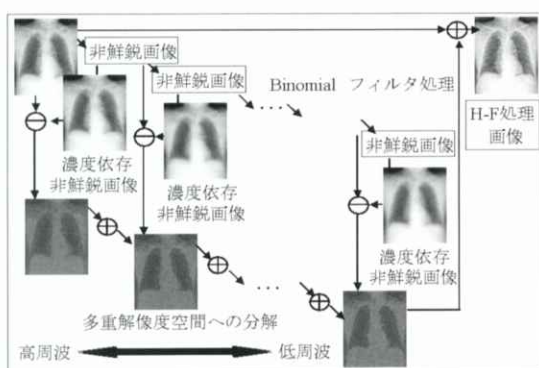


Fig.1 H-F処理アルゴリズム

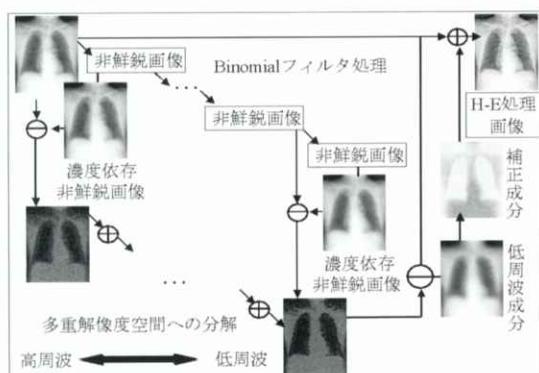


Fig.2 H-E処理アルゴリズム

この分解処理で得られる差分画像の周波数特性はFig. 4 に示す破線のような形状になる．これらの成分の加算度を調整することにより，強調成分の周波数特性をコントロールすることが可能となる．グラフ上の3つの実線HF-STANDARD1, 3, 6はH処理にプリセットとして搭載されている強調成分の周波数特性の例であり，番号が小さいほど低周波成分の加算率が大きくなっている．

Fig. 5 はHF-STANDARD3で処理した胸部正面画像の肺野の一部（左下肺）を示す．H処理が構造物の大きさによらず自然な強調を行うことができるのは，特定の周波数帯域のみを強く強調する従来周波数強調処理（Fig. 3）とは異なり，低周波側から高周波側へ滑らかにレスポンスを上げていく周波数特性を有するためである．

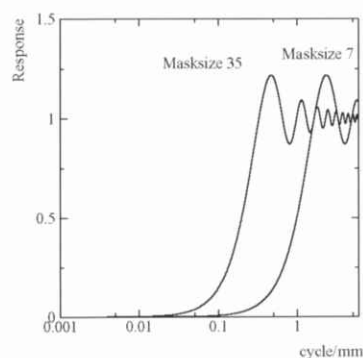


Fig.3 周波数特性（従来周波数処理）

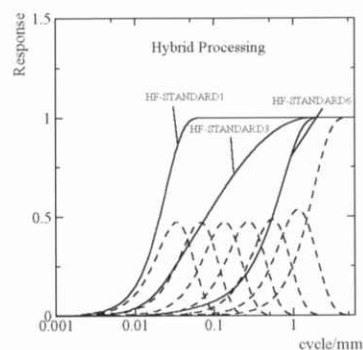


Fig.4 周波数特性（H処理）

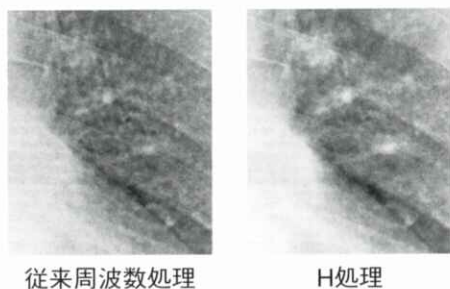


Fig.5 胸部画像処理例

2.2 Binomialフィルタ

非鮮鋭画像の作成にはBinomialフィルタという新しいフィルタ処理を採用している。

Binomialフィルタはマスクサイズ2の単純平均フィルタを繰り返し適用することで実現される。このフィルタは、2項分布 $B(n, 1/2)$ が n の増加に伴い急速にGauss分布 $N(1/2 \cdot n, 1/4 \cdot n)$ へ収束する性質を利用したもので、フィルタの繰り返し回数を変更するだけで様々なGauss分布による重み付けフィルタとほぼ同等の効果を得ることができる。また、単純平均を繰り返し用いているので高速な処理が可能である。

単純平均フィルタとBinomialフィルタにより作成された非鮮鋭画像の周波数特性はFig. 6のようになる。このBinomialフィルタの滑らかな周波数特性は、画像上では次のような効果を生む。

Fig. 7はステップ画像を単純平均とBinomialフィルタで処理した強調画像である。単純平均を用

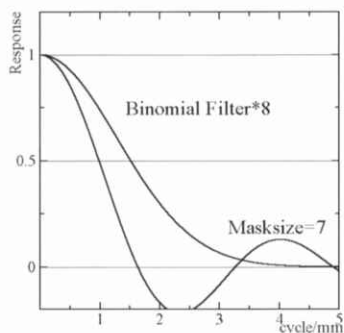


Fig. 6 非鮮鋭画像の周波数特性

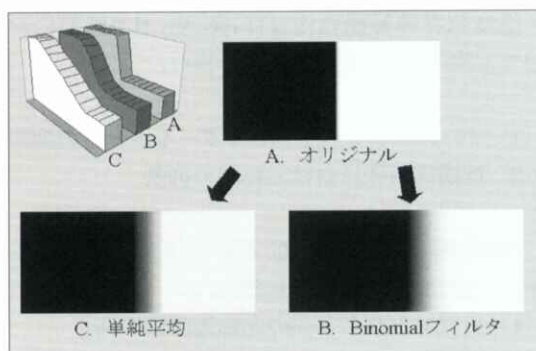


Fig. 7 ステップ画像の処理例

いたフィルタ処理と比較し、Binomialフィルタによる強調画像はエッジ強調の立ち上がりが緩やかになっている。この特性により、H処理では従来周波数強調処理と同等の強調を行った場合においてもオーバーシュート・アンダーシュートの領域を抑え、画像内のすべての部分を診断可能領域とすることができる。

2.3 濃度依存非鮮鋭画像

濃度依存非鮮鋭画像は非鮮鋭画像に対して補正成分を加算することにより作成される。補正成分は、Fig. 8のように非鮮鋭画像の信号値(濃度値)とコントラストという2つの要素に依存する関数である。Fig. 8は、画像のコントラストが高いほど、また画像の信号値が低い(低濃度)ほど補正成分が大きくなるという特徴をもつ。

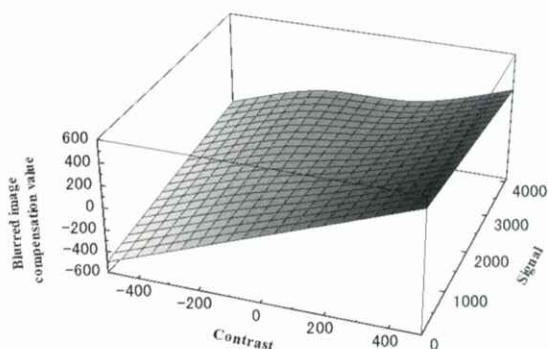


Fig. 8 非鮮鋭画像補正関数

濃度依存非鮮鋭画像はH-F処理, H-E処理において, 次の2つの重要な効果を生む.

- (1) オーバーシュート・アンダーシュートの抑制
- (2) 低濃度領域における粒状の抑制

H-F処理とH-E処理ではアルゴリズムは異なるが, 上記2つの効果はそれぞれ,

- (1) 高コントラスト部の非鮮鋭画像の補正
- (2) 高周波-低濃度領域での非鮮鋭画像の補正

という共通技術によって得られる. 非鮮鋭画像に対して上記 (1), (2) の領域に補正が行われた画像を, 濃度依存非鮮鋭画像と呼んでいる. ここでは例として, H-F処理を挙げ, その原理と効果を説明する.

(1) 高コントラスト部の非鮮鋭画像の補正

従来の周波数強調処理においてオーバーシュート・アンダーシュートが発生する仕組みは, Fig. 9 を用いて説明することができる.

①はオリジナル画像であり, コントラストの高い信号Aと低い信号Bの2つを持つ.

この画像を平均化したのが②である. 非鮮鋭画像における信号A,Bのコントラスト差は, 平均化

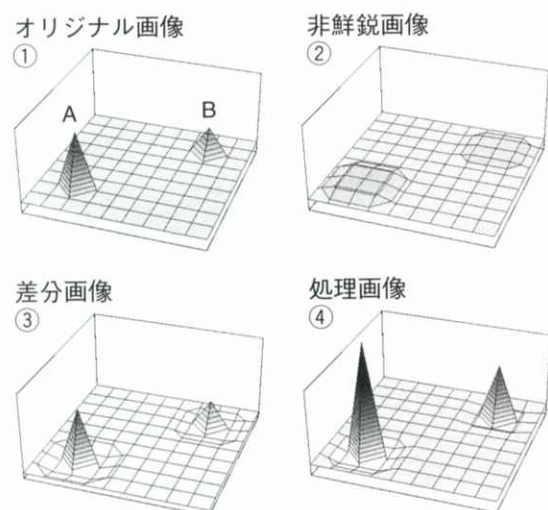


Fig. 9 従来周波数処理のアルゴリズム

により周りの画素の影響を受けて非常に小さくなっている. この結果, オリジナル画像と非鮮鋭画像との差分画像③では, 信号Aの成分が信号Bと比較して大きく抽出され, 差分成分をオリジナル信号に加算した処理画像④は, コントラストの高い信号であったAをより強く強調する特性をもつ. この強調特性が人工骨などの高コントラスト部分での強いエッジ効果を生み, オーバーシュート・アンダーシュートの原因となる.

H処理ではFig. 10②'に示されるように非鮮鋭画像に対して, Fig. 8の関数により算出される補正成分を加算する. この補正成分は, 前述のように信号のコントラストが高いほど大きな値をとるように調整されており, 補正後の画像は原画像のコントラストが反映された非鮮鋭画像となる. この非鮮鋭画像と原画像との差分画像③'は, 高コントラスト信号に対する成分の抽出が抑制されるため, 差分画像を原画像に加算した処理済画像は④'のように, 従来周波数処理の④と比較して高コントラスト部分の強調が抑制されたものになっている. このように低コントラスト部分については従来処理同様に強調を行い, 高コントラスト部分のみの強調を抑制することで, 画像の鮮鋭度の向上とオーバーシュート・アンダーシュートの抑制との両立が可能となる.

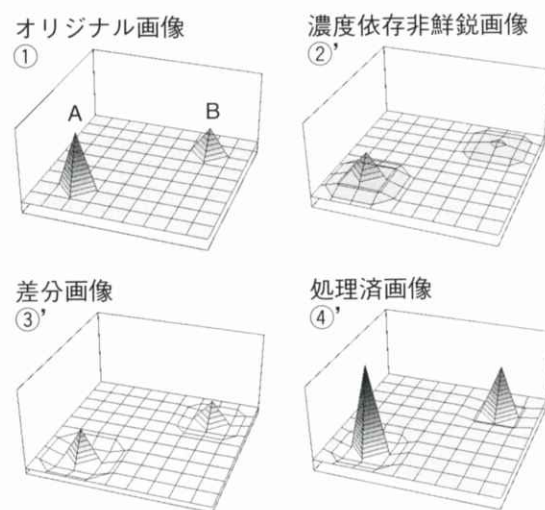
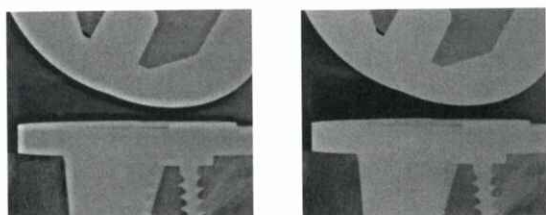


Fig. 10 オーバーシュート・アンダーシュートの抑制



従来周波数処理

H処理

Fig. 11 膝関節画像処理例（人工骨）

Fig. 11は膝関節人工骨画像の処理例である。H処理では、従来処理で人工骨の周りに見られるオーバーシュート・アンダーシュートが抑えられている。

(2) 高周波一低濃度領域での非鮮鋭画像の補正
非鮮鋭画像の補正を高周波の低濃度領域のみに行うことで、低濃度領域の高周波ノイズの抑制と人体構造の強調の両立が可能となる。この処理を

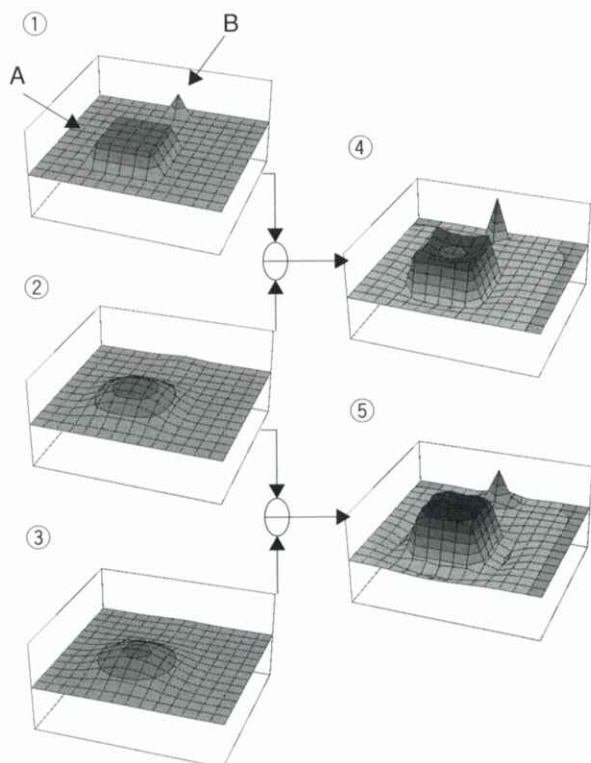


Fig. 12 粒状の抑制（1）

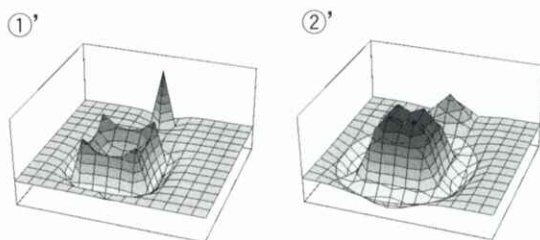


Fig. 13 粒状の抑制（2）

モデル化したのがFig. 12である。①は低周波信号Aと高周波成分Bによって構成され、ここではAを骨のエッジ成分のような診断上重要な構造物、Bを画像の粒状性の悪化原因となる高周波ノイズ成分を想定している。

①に対して平滑化を繰り返し行うことで作成した非鮮鋭画像がそれぞれ②および③であり、それらを1つ上の非鮮鋭画像（または原画像）から引いた差分画像が④、⑤である。このようにして作成された差分画像では、図からも明かなように④では高周波成分であるノイズ成分が主に抽出され、⑤では低周波成分である人体構造成分が主に抽出されている。

抽出した差分成分④、⑤の両方を原画像に加算したものがFig. 13の①'であり、低周波側の差分成分⑤のみを原画像に加算したものがFig. 13の②'である。

高周波成分の加算を行わなかった②'は、①'と比較してノイズ成分の強調が抑制され、人体構造の強調の比重が高くなっている。H処理ではこのようにノイズ成分の目立ち易い低濃度部において、非鮮鋭画像を補正した濃度依存非鮮鋭画像を作成し、各周波数帯域における差分成分の加算度の調整を行うことで、高周波ノイズの抑制と人体構造の強調との微調整を可能とする。

Fig. 14は胸椎画像に対してH-F処理を行った例である。上記のような処理を加えた右の画像は、全周波数帯域を同様に強調した中央の画像と比べ、ノイズ成分を抑えながら椎体などの人体構造のエッジは十分に強調されている。



階調処理のみ 高周波抑制なし 高周波抑制あり

Fig. 14 低濃度領域における粒状の抑制

H-E処理においても濃度依存非鮮鋭画像は、H-F処理同様に高コントラスト部で非鮮鋭画像の補正を行い、高コントラスト部のエッジ成分を低周波成分と共に圧縮することで、ダイナミックレンジ圧縮処理により発生するオーバーシュート・アンダーシュートの抑制を行う。

また、粒状性に関してもその悪化を抑制する効果をもたらす。

ダイナミックレンジ圧縮処理による低濃度領域での粒状度悪化は以下の2つの要因により起こる。

- (1) ディテクターへの到達線量が少ない低濃度領域が、ダイナミックレンジ圧縮処理により視覚的に見やすい濃度領域に変換されるため、ノイズが目立つ。
- (2) 濃度補正により、低濃度部が階調曲線の高 γ 領域に差し掛かるため、ノイズ成分が増幅される。

H-E処理では上記のような粒状の悪化に対して、濃度依存非鮮鋭画像により低濃度領域における高周波成分の補正を積極的に行い、低濃度領域においてノイズ成分を多く含む高周波成分を低周波成分とともに圧縮する。これにより、ダイナミックレンジの圧縮と同時に粒状度悪化の抑制を行うことを可能としている。

3. パラメータ

H処理では処理画像の周波数特性は、HF-TYPE、HE-TYPEという2種類のパラメータにより決定する。

・HF-TYPE

Fig. 15のようにHF-STANDARD1～6の6つのTYPEをもち、番号が大きくなるほど高周波成分の強調を重視した特性を示す。颈椎側面画像をHF-STANDARD1, HF-STANDARD6で処理した例がFig. 16である。低周波重視のHF-STANDARD1では気道や軟部組織などの大きな構造物の描写に優れ、画像全体に十分なコントラストをつけることができる。

一方、HF-STANDARD6は骨梁などの細かい構造物の描写に優れ、シャープな画像を提供する。

・HE-TYPE

H-E処理は周波数特性を最適化した2つのタイプHE-STANDARD1, HE-STANDARD2を持つ。

HE-STANDARD1は低濃度部でのエッジを重視し、HE-STANDARD2は低濃度部での高周波成分の圧縮を積極的に行った粒状度重視のタイプである。

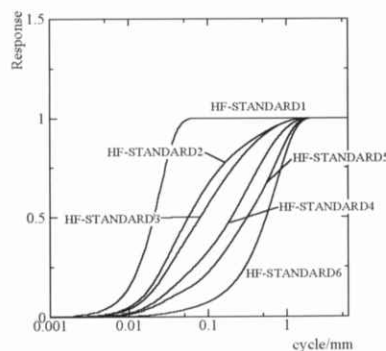
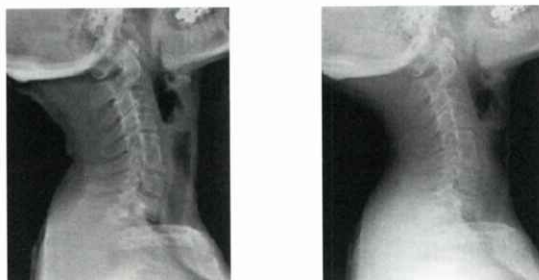


Fig. 15 H-F処理周波数特性



HF-STANDARD1

HF-STANDARD2

Fig. 16 処理例 (H-F処理)

4. むすび

画像診断性能のさらなる向上を目的として，多重解像度空間への分解を利用した新しい周波数処理【H処理】の技術および臨床効果について報告した．

従来処理の問題点を解決し，診断目的に応じ鮮鋭度をコントロールできる本処理は，画像診断性能の向上に寄与するものと期待している．

文 献

- [1] Bernd Jähne : Digital Image Processing, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1991.
- [2] 芦野隆一，山本鎮男：ウェーブレット解析 共立出版，東京，1997.
- [3] 内田 勝，藤田広志，小寺吉衛，他：ディジタル放射線画像，オーム社，東京，1998.
- [4] 内田 勝，藤田広志，小寺吉衛，他：基礎放射線画像工学，オーム社，東京，1998.
- [5] 猪狩 煌：実解析入門，岩波書店，東京，1996.

[技術セミナー]

IHE-Jについて (日本における医療連携のための情報統合化プロジェクト)

細羽 実

(株)島津製作所医用機器事業部・〒101-8448 東京都千代田区神田錦町1-3

Integrating the Healthcare Enterprise in Japan

Minoru HOSOBATA

Medical Systems Division, Shimadzu Corporation
Nishiki-cho 1-3, Kanda, Chiyoda-ku, Tokyo 101-8448, Japan

1. はじめに

医療改革への強い期待が高まっている現状においては、情報化による医療の質の向上と効率化を推し進めることが、医療の最重要課題のひとつとなっている。電子カルテシステムは、話題としてすでに先行しているが、現在の普及率は1%程度であり、まだこれからのシステムである。平成13年12月26日、厚生労働省は保健医療分野における情報化の課題を整理し、今後5年間の我国の医療情報化方針を決めたグランドデザインを策定した¹⁾。この中には、医療側、行政側、産業側のそれぞれの役割分担において、保健医療分野の情報化を推進するための具体的なアクションプランが盛り込まれている。数値目標として注目すべき点は、5年後に400床以上の病院の6割および全診療所の6割に電子カルテを普及させることである。今まさに目標設定はなされた状況であり、これからそれぞれの役割において、実現のためになすべきことを推し進めるフェーズに入ることになる。

米国では、1999年よりRSNA (Radiological Society of North America) と HIMSS (The Healthcare Information and Management Systems Society) が中心団体となって、標準規格による医療情報システムの稼働を目指したIHE (Integrating the Healthcare Enterprise) の取り組みが始まっている。5年間で展開されることとなっており、2002年は4年

目の年となる。ヨーロッパにおいても2001年より同様のIHEの動きが開始され、日本においてもようやくIHE-Jとして活動が始まったところである。

ここでは、グランドデザインの標準化の課題を解決する試みとして期待されているIHE-Jについて、その現状を報告する。

2. 保健医療分野の情報化グランドデザインについて

保健医療分野の情報化グランドデザインにおいて、産業側、医療側のアクションプランの重要な課題は、標準化である。情報システム普及の課題がコスト・ベネフィット問題であることは言うまでもなく、投入する情報システムコストに対するベネフィットの高さをどう理解するかは社会的な合意も必要である。標準規格に基づく製品の導入とそれが十分生かせる環境が整うかどうか、グランドデザインでも述べられているように、まさに医療側と産業側がその条件を確立する必要があると考えられる。

医療情報の標準化については、すでにDICOM, HL7^{2,3)} という規格が制定されている。またその利用についても普及が始まっている状況である。標準規格については、グランドデザインのアクションプランでは、当面の5年間DICOM/HL7などの規格を標準的な情報交換の規約として実装に努めることが掲げられている。医療側は、できる

限り標準規格を用いたシステム構築を求められ、産業側は、できる限り標準規格を用いた製品を導入することが求められている。

しかしながらこれらの規格は、実装において様々な解釈をされる可能性があり、標準規格でのデータ交換にも関わらず、具体的な実装の場面によっては、こまかな仕様の詰めが要求される場合が多い。この点は、ユーザ、ベンダの双方において、標準規格で構築はできるが費用がかかってしまうのではないかという危惧の念をもたれる結果となっている。規格という共通の言葉を、もっと現実の実装において利用できないか、即ち共通の仕様にできないか、が今問われている。実際に、利用できる共通のシナリオがつかることができ、それに基づいた標準規格の使い方を細かに定義することができれば、共通の仕様が可能となるのである。

IHEはまさにこのことを実現していこうという試みである。

3. IHE (Integrating the Healthcare Enterprise) とは

IHEは、RSNAとHIMSSがスポンサーとなって1999年から取り組みが行われている。実際の医療現場における画像検査診断に関わる情報の流れ(ワークフロー)が、標準的な規格DICOMやHL7によるシステムの実装によりどこまで到達できるのかが明らかにされようとしている。

IHEは、医療情報の統合化を目指しており、標準的な医療情報システム(電子カルテシステム)構築に向かおうとしている。まず、病院の臨床現場にあったシナリオづくりを行い、標準的な業務フローを明確にする。次にシステムの実装を、既存の規格(DICOM, HL7 (Health Level 7))を使って行うことを考える。もしできないことがあれば、規格にフィードバックし、どう改良するかの方策を出す。IHEの動き自身は規格作りではなく、実装してデモンストレーションを行うことを中心としており、利用した標準規格が、現実に見える標準規格であることを明確にする。結果として、ユ

ーザは安心して使える標準であることがわかり、ベンダ側もまたユーザが必要としている仕様であることが明確となれば、それを取り入れた商品開発を“安心して”進められることとなる。このようにIHEでは、実践的な立場にたってシステムづくりを行おうとしている。

IHEの目指すところは、画像検査部門(当面のターゲットであり、今後拡張されるが)の縦の情報統合(部門内の情報統合)から始まり、病院内の他部門のシステムと横の情報統合を図ることを視野に入れている。画像検査部門は、大量のデータを取り扱いかつ複雑な構成をもつ一方、そのアウトプットは、患者にとって目に見える画像の形であるという病院にとって重要な部門である。既に部門内部はDICOM規格により、マルチベンダーで稼働できているという実績もある。従って画像部門から始めて、病院内の各部門システムの間をHL7規格により連携させていくことは、病院全体の情報化をめざす有効な情報化アプローチと考えられる。

4. IHEにおける業務の例

米国におけるIHEは2001年で3年目であり、YEAR3というテクニカルフレームワークが発行されている。4) 2001年11月のシカゴRSNA, 2002年1月のアトランタHIMSSにおいてデモンストレーションがなされた。

YEAR3には、7つの業務(Integration Profile :

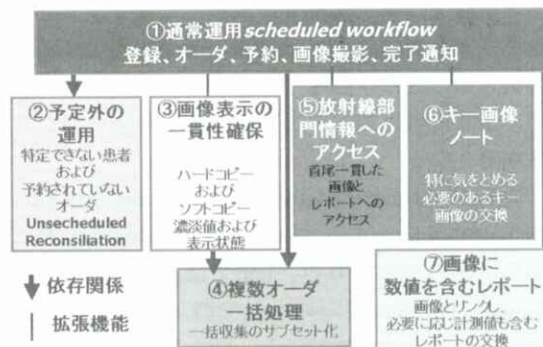


Fig.1 IHEの7つの業務(Integration Profile)

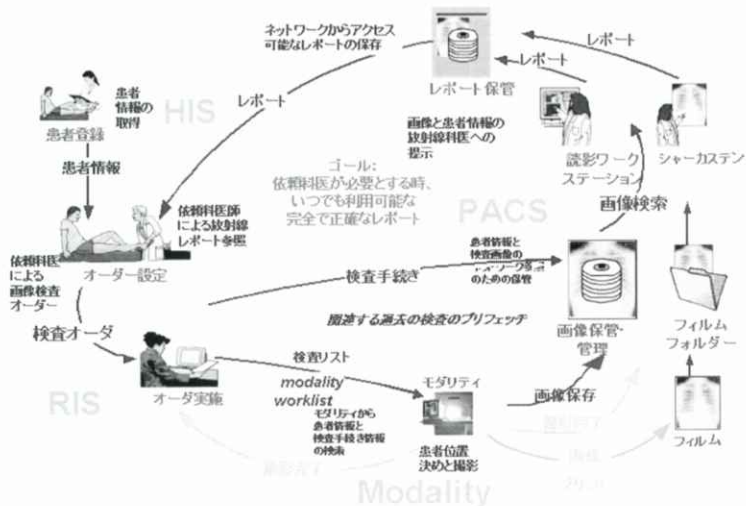


Fig.2 通常運用の業務フロー

臨床現場での業務プロフィール)が定義されている。Fig.1に業務の関連図を示す。Fig.2は、通常運用の場合の業務フローである (Scheduled Workflow)。業務に登場する機能は、Actorと呼ばれている。例えば、受付 (ADT)、オーダー設定 (Order Placer)、オーダー確認と実施 (Order Filler)、モダリティ (modality)、画像保管・管理 (Image Manager & Archive)、読影ワークステーション (Image Display) などである。これらのActorは定められたメッセージ仕様 (Transaction) で情報を交換し、業務を遂行することとなる。メッセージ仕様にはFig.3にあるように名前と番号がつけられている。各ベンダは、これらActorを実装してIHEに参加する。ベンダ間で、メッセージが正しくやりとりできるかどうかをチェックする場がconectathon (接続マラソンとも言う意味) である。このチェックを経て相互接続確認ができたのち、デモンストレーションとなる。

従来HIS (Hospital Information System)-RIS (Radiological Information System)-PACSの連携と呼ばれた情報のやりとりは、IHEでは、標準的なIntegration Profileの設定のもとの、Actor間の通信という形で記述されている。即ち、テクニカルフレームワークには、各Transactionが具体的な実装

仕様としてDICOM/HL7規格で記述されているのである。

5. IHE Scheduled Workflow (通常運用業務) の例

Fig.2にあるように、例えば受付において患者登録がなされ、主治医のもとで様々な診察がされ、画像検査のオーダーが出されたとする。情報は病院情報システムのネットワークによって放射線検査部門 (画像診断部門) に流れていく。放射線部門ではRISが患者情報、検査内容、予約情報などを受信し、蓄積する。モダリティは、必要な患者検査予定リストを知るため、RISにアクセスし検査リストを取得する。モダリティにて検査を実施することにより、画像検査データが収集され、さらに画像保管装置 (PACS) へと伝送される。画像観察装置から画像保管装置にある検査画像が呼び出され、診断が行われてレポートが作成される。作成されたレポートは一旦保管された後、依頼医師の所に届けられることとなる。

このように一連の業務の流れはFig.2にあるようなループを描く。結果として依頼医は、必要とときにいつでも利用可能な画像専門医によるレポートを利用することができることとなる。このよ

うな画像検査部門における情報統合は言ってみれば、縦の情報統合である。一方、情報は病院内の関連部門（診察部門、医事会計部門など）と水平統合が必要である。さらに各部門（臨床検査、循環器部門など）へと統合が進んでいくことになる。その結果、検査のスケジュールや実施のためのオーダー情報が診察部門から各検査部門に流れていき、それぞれの部門で発生した検査結果の情報は医療機関全体で互いに共有される。このように一旦発生した医療情報は、連続的にどの部門でも一貫して利用でき、結果として医療情報の統合的な利用が可能となる。

6. IHEその他の業務（Integration Profile）と今後の拡張

IHE YEAR3に定義されているその他の業務には、Fig.1にあるように、2番目として「予定外の運用」、3番目には、「画像表示の一貫性確保」、4番目が「複数オーダーの一括処理」、5番目が「放射線部門情報へのアクセス」、6番目に「キー画像ノート」、7番目が「画像に数値を含むレポート」となっている。

「予定外の運用」では、救急患者への対応が可能となっている。当初名前がわからない状態で検査を受け、画像情報を登録した場合でも、患者名がわかった時点で、関連するActor（オーダー設定、画像保管・管理など）のもつ患者に関する情報を差し替えることができる。

「画像表示の一貫性確保」は、画像読影医が表示したプロセスがデータに取り込まれ、伝達されることにより、画像参照を行う依頼医が同じ画像を表示した場合に、画像読影医が設定した条件と全く同じ条件で画像を観察することができる機能である。

「複数オーダーの一括処理」は、画像検査オーダーが胸部と腹部といったように別々の所から同時に出的場合などにおいても、モダリティ上で一括撮影を行うことができる機能である。撮影された画像を読影する医師は胸部、腹部別々であり、レポートも別々に作成できる。

「放射線部門情報へのアクセス」は、画像とレポートがDICOM規格などで標準的な形式で保存されていれば、参照する医師、救急部門、外科や神経科などの他部門、あるいは診療所などからアクセスが可能となる仕組みが実現できるという意味である。

「キー画像ノート」は、放射線科医がモダリティで画像診断した時に画像データにポストイットでメモを貼り付けるかごとく、画像の1枚1枚に対してメモを添付することができる機能である。依頼医は、放射線科医が用意したキー画像とノートを容易に確認することができる。

「画像に数値を含むレポート」は、モダリティ上で画像から計測処理などを行い、数値を求めた場合などにその数値情報をレポート作成時に組み入れることのできる機能である。レポートはSR（Structured Reporting）というDICOMの規格で記述する。

以上、IHE YEAR3のその他の業務について説明を行った。IHE YEAR4では、さらにHIPAA（Health Insurance Portability and Accountability Act）対応のセキュリティ対策を行った運用、レポート作成状況や、3D/CADなどの処理状況がわかるGPWL（General Purpose Worklist）、医事会計機能との連携などが盛り込まれることとなっている。

今後は、検体検査部門、循環器部門などの業務フローへと展開される予定である。また国際的な整合性をはかるために、ヨーロッパ、日本との協調を行うことを宣言している。

7. 我国におけるIHEへの取り組み

我が国におけるIHEに近い取り組みには、平成12年度、13年度に、（財）医療情報システム開発センターの事業としてJIRA（画像医療システム工業会）、JAHIS（保健医療福祉情報システム工業会）に委託された部門間データ交換インターフェースの開発がある。平成13年度中には部分的ではあるが、データ交換インターフェースが確立された。また両工業会合同のHIS/RIS/PACS標準化を

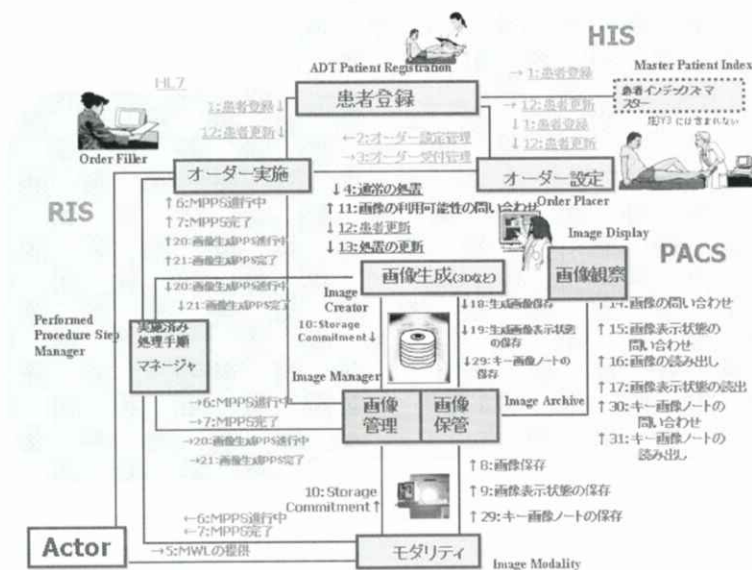


Fig. 3 ActorとTransaction

検討する委員会(JJ1017委員会)では, MWM,MPPSをもとに我が国の環境に適応させるときのガイドラインを策定している。

しかしながら, これらの動きは, 米国IHEやそれを受けてヨーロッパで展開されているIHEに比べて組織だったものとはなっていない。やはり我が国の環境にあったIHEへの組織的な取り組みが必要と考えられる。例えば, 我が国独自のプライバシー保護の法制や, 医療のための公開鍵基盤, 電子保存のガイドラインなどの存在があるからである。米欧だけで取り決めがなされ, それが世界標準となるような事態は避けなければならないし, また日本として, IHEへの積極的な情報発信も求められている。そのような状況の中, IHEの趣旨に沿って, わが国の臨床現場で適用可能な医療情報の利用のあり方を検討しユーザやベンダに具体的なシステムモデルと情報システム設計ガイドラインを示すための組織「IHE-J」が設立された。

8. IHE-J

IHE-Jは, 現在, JRS (医学放射線学会), JSRT (放射線技術学会), JIRA (画像医療システム工業会), JAHIS (保健医療福祉情報システム工業会), JAMI (医療情報学会), MEDIS-DC((財)医療情報システム開発センター)などの関連団体の参加により委員会として運営されている。その目的は, 医療サービスの質の向上と効率的提供のため情報統合に基づくリアルタイム医療支援を確保するシステムの構築をめざすことにある。ここでいうリアルタイム医療支援とは, 意思決定支援に役立つ各種の情報を提供して行くことであり, 画像を例にとると, オーダの時点で自動的に前回検査の結果が参照できること, 検査の順番などを患者の立場で変更できること, それに伴うスケジュールの変更が可能であることなどである。IHE-Jでは, 診療所群, 病院群が標準規格(HL7, DICOM)をベースとした情報システムを導入するときに, ソリューションのガイドラインを示して行く。

また, 診療部門(外来診療部門, 病棟診療部門

など)と検査部門(画像検査部門, 生体検査部門, 臨床検査部門)の相互関係を念頭におきつつ検査とその結果の扱い方を取り上げる。検査部門として, まずは放射線部門を取り上げるが, 順次対象領域を拡大して行く。患者中心のユースケースを明確にし, ワークフローマネジメントのモデルを見出す。複数年度のプロジェクトとし, 将来の情報化のあり方を踏まえたソリューションを示して行く。

IHE-Jは, 日本で利用できることを実証していくが, 国際的なIHE活動の中に位置付け, 米国でのIHEと協調しつつ進んでいくこととなる。

9. まとめ

保健医療分野におけるグランドデザインに情報化の課題を述べ, 医療情報システム構築における標準化のアクションプランとして, IHE-Jについて紹介した。

IHE-Jは, すでにグランドデザインにおいても, 日本における医療連携のための情報統合化プロジェクトとして, 電子カルテシステムにおける標準規格(HL7, DICOMなど)利用のガイドラインづ

くりをめざすものであることが記述されている。当面, 画像検査部門を中心としたガイドラインを平成14年度末に完了し, その成果を全部門へ拡張できるように検討を進めることとなっている。

IHE-Jの最初の動きとして, 2002年4月のJMCP展示会にて, YEAR1としてのデモンストレーションが計画されている。関係の方々の様々な評価を得て, さらなる展開が見えてくることが期待される。

文 献

- [1] 保健医療分野の情報化にむけてのグランドデザイン 最終提言 保健医療情報システム検討会, 平成13年12月
- [2] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), NEMA Publications PS 3.1-3.12. The National Electrical Manufacturers Association Rosslyn VA, 2000.
- [3] Health Level Seven, HL7 version 2.4, 2001.
- [4] IHE Technical Framework Year3 Revision 5.2, 2002.

[国際会議報告]

RSNA2001参加リレー報告

藤田 広志, 原 武史, 福岡 大輔[†], 篠原 範充, 張 学軍

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

[†]国立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

RSNA2001 Participating Report

Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA, Daisuke FUKUOKA[†], Norimitsu SHINOHARA and Xuejun ZHANG

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu, Gifu 501-1193, Japan

[†]Department of Electrical and Information Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-0495, Japan

はじめに

2001年9月のテロの影響で開催中止も一時うわさになったが、今年もRSNA (Radiological Society of North America) に参加することができた。われわれの研究グループからは5名が参加した。本稿では、リレー形式でそれぞれの視点から参加の報告を行う。

報告1: Certificate of Merit受賞

コンピュータを利用したわれわれの教育展示の演題が、幸運にもCertificate of Merit賞に選ばれました (Category 1にも採用・写真1)。



写真1: Certificate of Merit受賞

Space: 0072CE

Title: Fundamental Techniques Employed in Computer-aided Diagnosis (CAD) Systems

(コンピュータ支援診断 (CAD) システムに用いられる基礎技術)

本演題の共同著者の方々は、原 武史 (岐阜大・工), 張 学軍 (大学院生), 福岡大輔 (岐阜高専), 李 鎔範 (新潟大学), 松原友子 (名古屋文理大), 畑中裕司 (大学院生), および周 向榮 (岐阜大・VSL) の各氏です。

内容は、コンピュータ支援診断 (Computer-aided Diagnosis, CAD) システムに利用される基礎的な技術内容を、パワーポイントを利用して、またアニメーションを多用して、医師にも分かりやすく解説することを試みたものです。成功した大きな要因は、研究室のドクターコース (博士後期課程) の大学院生の張氏が、私が当初計画・設計しそして予想した内容を遙かに超えるすばらしいスライド群として、この演題を完成させたことであると思います。

昨年4月に、本演題を応募する時点において発想の原点となったのは、1998年にはマンモグラフィCADシステムが (そして昨年2001年には胸部X線写真のCADシステムが), 米国で商品としてFDA (米国食品医薬品局) から認可を得るように

なり、医師のCADへの関心が高まってきていますので、放射線科医や技術者にCADの基礎技術を中心に、CADについて分かりやすく解説することは、非常に重要であると考えたからです。また、われわれの研究室では、これまで約10年間にわたり、SPECT画像、X線単純写真、X線CT画像、超音波画像、MRI画像、光学画像（眼底写真）の各種モダリティを対象とし、心臓疾患、乳がん、肺がん、頭部疾患などの病変検出や鑑別を対象としたCAD研究を行ってきており（ホームページ：<http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/>参照）、これらのCADの研究成果やその技術の紹介するという意義もありました。

作成したスライドショーは8部門で構成されており、それらは「表題等」、「使用法」、「CAD入門」、「基礎技術」、「CADシステム例の紹介」、「まとめ」、「参考文献」と「CADの将来」です。スライドのトータルでは47画面ですが、アニメーションが豊富に利用してあるので、ゆっくり見ていると約15分程度の時間が必要となります。

「企業における社員研修や大学における講義で利用したいので、本スライドを是非ほしい」という要望が寄せられました。RadioGraphics誌のonline-only versionに投稿するようにも推薦されましたので（現在、ウェブ用に原稿を準備中）、近々RSNAのウェブ上で多くの方々に参照いただけると期待しています。最後に、本演題のベースとなった、これまでのわれわれのCAD研究に関わってくれた多くの共同研究者に心から感謝いたします。

報告2：RSNA2001におけるCADの研究動向(1)

今世紀は、CADシステムがCTやMRなどの装置と肩をならべ、本格的なCADの時代となるに違いありません。このことは、RSNA初日の基調講演およびオープニングセッションにおいて、学会長による基調講演の後に、CADに関する内容が取り扱われ、CADの研究・開発に対する医師らの期待の大きさが感じられました。おそらく、このような重要なセッションでCADが取り扱われ

たのは初めてだと思います。本報告では、CADシステム関係について、口述発表などを中心に、最新の動向をまとめます。

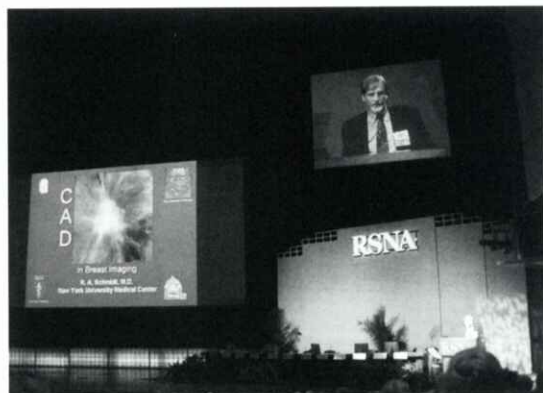


写真2：オープニングセッションにおけるDr. Schmidtの講演

RSNAの開催初日（日曜日）のOpening Sessionでは、学会長の基調講演ののち、これからの研究テーマとしてCADに関する内容が取り上げられました（写真2）。ここでは、New York University, Medical Center（元シカゴ大学）のDr. R. A. SchmidtがマンモグラムCADシステムについて報告を行ないました。続いて、シカゴ大学のDr. MacMahonが、胸部X線写真のCADシステムについて解説を行ないました。両講演ともに、土井邦雄教授との共同研究で開発されたCADシステムに基づいており、これらの画像を対象としたCADシステムは、両者ともすでにFDAの認可を得た商用機も発表されており、現在のCADシステムの代表格といえるでしょう。本講演の企画の意図は、技術的な解説に加え、これから研究者が取り組むべき研究内容、およびCADのユーザーとして認識を促すためのもので、今世紀はCAD技術が本格的に臨床現場で活用されることを予測しているのです。

このオープニングセッションに対応するように、一般の口述発表では、マンモグラムCADシステム、胸部CADシステム、3次元関連のCADシステムの発表が多くありました。まず、マンモグラムCADシステムは、以前のようにPhysicsのセッシ

ョンにおける技術的・物理的な報告は徐々に減少しており、多くの内容はBreastのセッションへ移ってきているようです。これは、商用マンモグラムCADシステムがR2 Technology社から販売されてからの傾向です。マンモグラムCADのための技術的な内容は、27日午後・Physicsにおいてまとめられていました。ここでは、GE社・Senographe2000で撮像された画像を対象に、Wavelet変換を利用した微小石灰化の強調と検出法の報告などがありました（Paper Number：816）。また、マンモグラムと超音波画像の両方を組み合わせた良悪性鑑別方法の報告もありました（Paper Number：818）。

28日午前・Breastのセッションでは、実際にCADシステムを利用した報告がまとめられていました。このセッションで取り上げられていたマンモグラムCADシステムは、R2 Technology社のImageCheckerTMの他に、カナダの企業・CADx Medical Systems社のSecond Lookという製品でした。興味深い内容としては、Senographe2000によるフルデジタルマンモグラフィによる画像とScreen/Filmによるマンモグラムの両方をR2 Technology社のCADシステムによって解析した内容です。その結果では、両者の検出性能に関する差異は認められなかったとまとめていました（Paper Number：995）。その他、28日午後にもBreastのセッションでマンモグラムCADが取り上げられていました。

胸部CADシステムについては、まだ多くの技術報告が行われており、これもPhysics, Chestの両方のセッションで行われています。この数年のRSNAでは、胸部X線CT像のためのCADシステムが多く発表される傾向です。それらの発表の場はPhysicsにおける3次元画像処理のセッションでも行われます。このセッションは、3次元画像の表示技術が議論される場であるため、胸部CT画像の3次元表示とCADの検出結果の表示方法、検出性能の評価などに関する報告が行われていました。興味深い内容には、読影で見落とされた結節状陰影を対象に、CADシステムはどの程度検出でき

るか調査した結果がありました（Paper Number：380）。ここでは、低線量CT画像で見落とされた癌の78%が正しく検出できたとしていました。また、28日午前のPhysicsのセッションでは、CT画像の差分像技術についての報告がありました（Paper Number：964）。29日午前には胸部の画像処理についてのセッションが開かれ、胸部CT画像と胸部単純X線写真とともにCADシステムの技術報告がまとめられていました。

胸部CT画像以外の3次元関連のCADとしては、CTコロノグラフィにおける大腸ポリープの検出法が中心に報告されてきました。26日午後には、PhysicsにおいてCTコロノグラフィを専門に扱うセッションも設定されており、ほぼすべてが大腸ポリープの検出法に関してでした。大腸ポリープ検出のCADに関しては、Chicago大学・Yoshidaらがもっとも進んだ結果を報告しており、（Paper Number：356, 441）約90%の検出率（症例あたり約2個の偽陽性数）とまとめていましたが、当日の報告ではさらに進んだ結果を報告しており、若干の偽陽性数の増加はあるものの100%の検出率を達成していました。

この他、胸部単純X線写真を用いたCAD関連の報告では、Morishitaらによる個人同定法の報告がとて興味深いものでした（Paper Number：624）。これは、肺野の画像情報をその患者のBiological Fingerprint（生体指紋）として定義して、PACSなどで画像が誤登録されることを防ぐために、画像のマッチングを逐次行う方法でした。病変部の検出や良悪性鑑別がCADの中心であることは間違いないと考えますが、このような実用的なシステムも臨床上有益なシステムとなるのでしょうか。

また、IHEにおいて、Computer-aided diagnosis/Data MiningというCADに関連したシンポジウムが企画されました。ここでは、われわれのグループも3次元超音波画像による乳腺断層像のCADシステムについて報告を行いました。IHEは、現実的な病院環境における機器接続やIT技術を議論する場です。そのような企画の中でCADが取り扱われることは、臨床現場にCADシステムが本格

的に導入されることを意識したもので、また、これはオープニングセッションでCADが取り上げられたことにも対応するのでしょう。

報告3：RSNA2001におけるCADの研究動向(2)

一般の口述発表の他にも、展示やポスターによる発表や他の団体による企画などはRSNAの大きな魅力です。

2000年から従来のポスター展示が教育展示 (Educational Exhibits) と学術展示 (Scientific Exhibits) に分けられ、さらに教育展示では、一般の展示とコンピュータ展示に分けられました。また、将来の放射線科の環境を予測するようなInfoRADという実機の持ち込み展示はとても興味深い実験を行なっているところもあります。CADに関する展示は、口述発表と同様にCADシステムのユーザー側からの発表とそれらを開発している技術・研究側からの発表に大別できます。さらに分野はPhysicsであったり、マンモグラムCADの場合はBreastにあって分散していました。また、InfoRADでは、画像検索や3次元表示の高速化手法といった広い意味でのCADシステムから、それらのファイルサーバに利用するための無停止ワークステーションの展示など非常に幅広く行われていました。

CADシステムのユーザー側からの発表は、ほとんどはマンモグラムCADシステムに関してで、システムが臨床現場に広がっていることを実感しました。研究者の目から見た興味深い展示には、マンモグラムの共通データベースを利用した性能評価 (773BR-p) がありました。共通データベース (ここではUniversity of South Floridaのデータベース) を利用した性能評価は、われわれも含めていろいろな研究者が開発したシステムを客観的に比較するための手法としてもっとも有効なアプローチといえます。データベースの質がよく吟味されている必要はありますが、今後さらにデータベースは公開されると思われ、研究者は注目する必要があると考えます。複数のモダリティからの

画像を組み合わせた画像表示とCADシステムの展示 (777BR-e) (写真3) も、画像検索システムなどを統合した将来のCADシステムを予感させるものです。



写真3：シカゴ大学・Giger教授らによる総合的なマンモグラフィCADシステムの展示

胸部のCADはX線CT画像を利用したシステムが報告されており、実用化が行われたマンモグラムと単純X線写真のCADの次には、間違いなく胸部CTのCADシステムが一般的になるでしょう。胸部のCADは日本の研究者の活躍が目覚ましい分野です。経時差分およびエネルギーサブトラクションを利用した胸部単純X線写真の報告 (470 CH-p) も見られ、検診バスに実装されたシステムの使用経験も報告されていました。

この他、口述発表でも見られたように、大腸ポリープ検出関連の展示に興味を引かれました (146 GI)。

なお、私はInfoRADにおいて、乳腺超音波3次元断層像における腫瘍陰影の検出と良悪性鑑別についての展示を行いました (9107DS-i)。iMacを2台利用して、MacroMedia Directorを利用したインタラクティブなスライドショーを作成しました。当日はトラブルもなくデモを行うことができ、また、超音波の3次元画像表示については、多くの方から質問を頂き、とても有意義な発表ができたと考えています。

最後に、RSNAでもっとも重要な要素に企業の機器展示 (Technical Exhibits) があります。ここ

でもCADに関する発表がいくつかありました。しかし、CADをキーワードとして登録している企業は多いものの、病変部の検出を目的とするCADシステムを開発している会社はまだそれほど多くはありません。マンモグラムCADシステムについては、R2 Technology社(写真4)、CADx社(写真5)がもっとも進んだシステムを開発していますが、その他にも、SCANIS社、Intelligent Systems Software社、International Medical Multimedia社(イスラエル)も開発を行っていました。また、マンモグラフィ製品を取り扱っている多くの企業(GE、Fischer imaging、Kodak、Fuji、Konicaなど)もほとんどがCADの内容を展示の一部に含めていました。胸部X線画像のためのCADシステムについては、Deus Technologies社が胸部単純X線写真のためのCADシステムを開発しており、



写真4: R2 technology社の機器展示ブース

FDAの認可を昨年に得ています。この他、広い意味のCADシステムとして、類似症例の画像検索システム、PACSのブラウザ関連の企業が多くありました。特に、image-matchTMというシステムを展示していたMD Online社は興味深く、今後の発展が楽しみな企業です。



写真5: CADx社の機器展示ブース

報告4: 2回目のRSNA

米国シカゴのMcCormick Placeで2001年11月23日から12月1日まで開催された第87回北米放射線学会(RSNA: Radiological Society of North America)に参加しました。3年前に自費で参加して以来2度目のRSNAへの参加です。この学会は放射線科医だけでなく、企業や幅広い分野の研究者な

展示企業のホームページ

マンモグラムCADの開発企業

R2 Technology社: www.r2tech.com (FDAの認可あり)
 CADx Medical Systems社: www.cadxmed.com (FDAの認可あり)
 SCANIS社: www.scanis.com
 Intelligent Systems Software社: www.issicad.com
 International Medical Multimedia(imm)社: www.immisrael.com

胸部単純X線写真のCADの開発企業

Deus Technologies社: www.deustech.com (FDAの認可あり)

ど放射線医学関連の学会としては世界一で、機器展示を見てもその規模の大きさに驚かされるものがあります。このような規模の大きな学会であるため、その注目度は高いもので、毎年6万人を超える参加者があり、その半数以上は米国以外からの参加だそうです。この学会では、様々なレベルの放射線分野の研究者を満足させる教育的なものであると感じました。それは、毎日企画されているリフレッシュコースは知識の習得と再確認が可能で、内容もクイズを取り入れたりして聞く側も楽しみながらできるものでした。しかし、今年はテロによる影響のため口述、ポスター、機器展示など多くのキャンセルが目立ちました。特に日本・ヨーロッパのキャンセルが多く、期待をしていた演題もキャンセルされており大変残念でした。

私の演題は、“Contrast correction method for mammogram CAD system by using step-wedge index”です。この演題は、これまでの乳房X線写真における微小石灰化像自動検出システムの問題点を改善する新たな手法の検討です。現在、微小石灰化クラスタ検出システムにおいて、検出不可能な症例や偽陽性がまだいくつか存在します。この原因として、撮影施設の受光系、撮影条件、現像処理条件などによる画像自体の画質の相違が考えられます。これまで、コントラスト補正曲線を対応する施設ごとに作成し、検出精度の維持を行ってきました。しかし、同一施設で撮影された画像であっても、画質が異なり、施設別のパラメータには適さない画像も多数存在します。また、パラメータの設定を手動で行うため、最適値や再現性にも問題があります。そこで、乳房X線写真にステップウェッジを同時撮影し、乳房X線写真を1枚ごとに物質密度に対応する画像に変換することによりコントラストの補正を行いました。

今回の発表では、乳房X線写真1枚ごとにコントラストの制御を行い、同一条件で微小石灰化を検出する新しい方法を提案しています。その内容の重要な点は、同時にファントムを撮影し、その情報を基にピクセル値を密度（X線透過率）に変換するところにあります。この点について1時間

の発表時間にたくさんの質疑応答がありました。自分自身の英語力、説明力の乏しさに反省させられる結果となりました。

学会期間中の唯一の観光は、NBA（プロバスケットボール）を観戦に行くことでした。現地でチケットを購入すること、夜間に会場へバスで行くことなどかなり苦労しましたが、素晴らしいプレーを目の当たりして学会期間の疲れも忘れてしまうほどでした。

今回、RSNAに参加できて今後の研究に対する意欲が沸き、本当に良い経験ができたと思います。最後に、今回の演題発表において財団法人C&C振興財団より助成を受けました。深くお礼を申し上げます。

報告5：My impression of RSNA 2001

It is absolutely a good experience to be able to participate and give presentations at RSNA 2001, which is one of the biggest conferences of radiology in the world.

I have been studying on medical image processing in our lab for 4 years. My research topic is concerned with the Computer-aided diagnosis (CAD) system, a new field of fusing the computer science with medical technology, on X ray film and MR Imaging. Over the past few years, we have made remarkable progress on CAD system that many achievements were published on influential journals. And we hope our scheme could be demonstrated on this important meeting so that we can exchange informations and ideas with both radiologists and technologist from all over the world. Anyway, it is a challenge work cause more than 7,500 scientific abstracts were submitted for the 87th RSNA Scientific Assembly and Annual Meeting and only 30% were accepted usually. This time two titles involved my name were accepted as presentation. One belongs to Education Exhibits section titled Fundamental Techniques Employed

in Computer-aided Diagnosis (CAD) Systems, another will be oral presentation on Symposium of Integrating the Healthcare Enterprise (IHE) titled development of a computer-aided diagnosis system on 3D breast ultrasonograms.

Preparing the two presentations was a tough work: How to make the slides attractive but succinct in education exhibits section, so that people may understand what you want to say within a limited short time and remain deep impress on your topics. And the lecture on IHE Symposium in 20 minutes length will be a big challenge to my oral English, even though I often took presentations in English on different meetings, as this is the first time I took part in RSNA such a great conference. I would like to thank my supervisor Dr. Hiroshi Fujita, who applied for this Education Exhibits as the lead author, for his helpful instructions and comments on an earlier draft of the presentation slides. From our slides, readers may (1) Understand the fundamental structure of the computer-aided diagnosis (CAD) system in terms of software and hardware. (2) Understand the fundamental techniques employed in the CAD system. (3) Understand some representative methods of image processing and pattern recognition with visual demonstrations including some applications to mammography, ultrasonography and chest CT images. This presentation was finished with costing about one month, which contained 47 Powerpoint slides with many animations inside. And the IHE Symposium was arranged into the Data Ming section.

Our plan was not affected by the terror in New York. After 2 month's preparing, four colleagues and I finally took the airplane to Chicago and arrived at November 24, 2001. Despite the tragedy of September 11 and subsequent travel concerns, attendance at RSNA 2001 was still very strong. Professional registration totaled 21, 405 and the



写真6: Educational Exhibitにおける説明の様子

whole attendance was 53, 569. Besides the attractions from nature beauty in Chicago city, the scale of the meeting was also amazed me. McCormick Place, which is one of the largest convention center in US, occupies more than 2.2 million square feet of exhibit space. Every day, over twenty thousands people attended difference sections within this center. Our education exhibits section was located at the Lakeside Center, where poster sections were undergone as well. My job was to run the Powerpoint slides automatically and answer questions from 12:00 to 13:00 during four days between 25 and 29 (写真6). From all of the attentive ask'er, to my surprise, many radiologists were interesting in this new filed and sensitive to how deeply the new technique should impact their routine work. Some company managers and institute teachers asked us to make copy of our slides for the use of education for new employee or students. This presentation finally won the Certificate of Merit from conference, and was recommended for possible publication in RadioGraphics online-only version during the coming year. Now I am writing the manuscript in HTML format for the benefit of those unable to attend the annual meeting and want to refer or search CAD information on electronic media. The IHE Symposium was held on Nov. 29, from 12:00 to



写真7：IHEシンポジウムでの講演の様子

13:10 at Room E305 (写真7). The topic of this panel was data mining, which consisted of four speeches, two from U.S., one from Korea and one from Japan. My speech gave a brief introduction on our recent development of the CAD system on 3D breast ultrasonograms-a hot topic after the successful application of CAD system on Mammogram. I answered the questions about the reason of different performance on two individual datasets and the significance of using CAD systems. It was really the enjoyable time for me

when communicating with other researchers and being accepted in our points of view. And I also deepened my knowledge on interpreting the radiological images from different presentation or exhibit sections.

RSNA 2001 has passed about four months, what it left to me will impact on my future study deeply. Although my major is information science, I have to understand many radiological concepts so that it is possible for us to recapture the inspection in computer program. Communicating frequently with radiologists has become one important parts of our studying. Fortunately, many conferences offer us the chance to exchange information with doctors, meanwhile radiologists may learn the new technique from CAD and be of benefit to their treatment plan. I have the strong feeling about this interactional promotion from participating RSNA 2001. I hope I could make progress on my future research and have other opportunities to present at RSNA again.

I 春季（第132回）大会記事

春季（第132回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成14（2002）年1月24日（木），25日（金）

場 所 別府ビーコンプラザ

〒874-0828 大分県別府市山の手町12-1

1月24日（木）

懇親会 翠山荘

〒874-0904 別府市南荘園町25組

1月25日（金）

特別講演

「胸部単純写真におけるCAD」

日本文理大学工学部NBU総合研究センター教授 桂川茂彦先生

研究発表

- 1) 直接型フラットパネルディテクタの画像特性の検討
松本政雄，末兼浩司，一丸恭伸，小縣裕二，金井幸三*，金森仁志**
阪大・医・保健，*東洋メディック，**京都工繊大名誉教授
- 2) マンモグラフィ用ファントム画像の画質の検討(2)
松本政雄，一丸恭伸，末兼浩司，今村恵子*，江原範重*，金森仁志**
阪大・医・保健，*聖マ医大・放射，**京都工繊大名誉教授
- 3) 散乱X線が画像の鮮鋭度に及ぼす影響
津田浩平，滝川 厚，西原貞光**
広島県立保健福祉短大，*広島県立保健福祉大
- 4) ウェーブレット変換を用いたCT再構成とデータ圧縮
中森伸行，中沢庸介，楊 義強，吉田靖夫
京都工繊大・電子情報
- 5) フラットパネルを用いたコーンビームCT画像の画質について
中森伸行，楊 義強，吉田靖夫，角尾卓紀*，遠藤真広*，佐藤一雅**
京都工繊大・電子情報，*放医研・重粒子治療センター，
**ソニー・フロンティアサイエンス研
- 6) コントラスト法による骨塩量測定の基礎的検討
宮本秀幸，稲津 博
NBUメディカルカレッジ・診療放射
- 7) 高次局所自己相関特徴を用いた歯X線写真の類似判定法

小川真史, 原 武史, 中川俊明, 藤田広志, 永井 淳*, 武内康雄*, 大谷 勲*
岐阜大・工・応用情報, *岐阜大・医・法医学

8) 判別規準に基づく胸部X線像からの肺野領域抽出

徳永裕之, 阿部 亨,
北陸先端科学技術大学院大・情報科学

9) 乳房X線画像における腫瘍陰影の辺縁抽出法と良悪性鑑別

青柳弘昭, 中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子*, 岩瀬拓士**
岐阜大・工・応用情報, *国立名古屋病院・放射,
**愛知県がんセンター病院・乳腺外

10) 乳房X線画像における構築の乱れ (Architectural Distortion) の領域抽出

山崎大輔, 松原友子*, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子**, 岩瀬拓士***
岐阜大・工・応用情報, *名古屋文理大・情報文化・情報文化,
国立名古屋病院・放射, *愛知県がんセンター病院・乳腺外

Ⅱ 第132回理事会（通常）議事録

日 時 平成14（2002）年1月24日（木）12：00～13：00

場 所 別府ビーコンプラザ

出席者 内田名誉会長，金森，緒方，木戸，小島，小林，滝川，中森，藤田，松井，
松本，長谷川顧問，小寺（オブザーバ出席者 桂川，稲津，宮本）

議 題

（1）平成14年度事業計画について

第133回は盛岡の岩手県立中央病院で6月8,9日に佐々木先生の世話人で開催する.8日は画像認知研究会（代表世話人：石垣名大教授）と共催の予定.

第134回は，9月か10月に金沢大学で真田先生の世話人で開催する.

第135回は，東京地区で開催の予定.第1候補として東京都立保健衛生大学を考える.具体的な交渉は長谷川顧問，松井理事にお願いする.

次次年度以降，開催地を東京，名古屋，教徒に固定してはどうかとの意見が出た.今後検討して行く.

（2）平成13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.また，前回承認された表彰規定の改訂版が雑誌に掲載されていないことから，次号に掲載することにした.

（3）その他

1) JAMITの協賛を承認した.

2) 学術研究団体の登録申請について検討することにした.

3) 藤田編集担当理事から，論文数が少ないので原著性の少ないものに対応する区分の新設についての考えが述べられた.

4) 発表抄録を設けるか検討することになった.

5) 功績賞について会長から指示があり，事務局で対応することになった.

6) 論文の電子配信について，文献複写センターとの関係を確認する必要があるとの意見から，事務局で確認することにした.

Ⅲ 第132回理事会（臨時）議事録

日 時 平成14（2002）年1月24日（木）15：00～17：00

場 所 別府ビーコンプラザ

出席者 内田名誉会長，金森，緒方，木戸，小島，小林，滝川，中森，藤田，松本，
長谷川顧問，小寺（オブザーバ出席者 桂川）

議 題

(1) 学会の今後のあり方について

前回第132回の理事会において，学会の今後のあり方について検討することを総務理事に一任されていたことから，研究会終了後にこの問題について検討するための臨時の理事会を開催した。

初めにフリートーキングを行った。

- ・似た学会が多い。どこも会員減，役員も忙しい。
- ・本学会の最近の傾向として診療放射線技師の発表が少ない。
- ・発表者の数はむしろ増えているのではないか。
- ・学生の発表を積極的に受け入れようという意見に対して，工学系の学会は学生には手強い。また，企業の人には学生の発表を嫌う傾向がある。
- ・予稿集については，無いので便利という意見と，記録に残らないので欠点という対立する意見が出た。
- ・企業の人に定期的に原稿を書いてもらってはどうか。

等の意見が出されたが，本学会を今後どう方向付けるかという本質的な意見は少なかった。これに対して，内田名誉会長から，放射線を基盤とする学会の原点にかえり，人事を刷新して考えるようにとの示唆をいただいた。これを受けて金森会長が勇退されることになり，後任に小寺総務理事が選任された。他の理事の人事については今後検討する。

内田名誉会長からは，さらに，理事の数が多すぎることに，企業や技師の人を理事に入れること，編集委員にも技師の数を増やすようにとの要望をいただいた。今後の学会のあり方として，「少数の会員でもよいから画像のスペシャリストの学会となること。特色を持って維持する。会員数500名を目標とする」ことが確認された。

Ⅳ 医用画像情報学会表彰規定の改訂

第131回理事会（2001年10月20日）において、医用画像情報学会表彰規定が下記のように改定されましたのでお知らせいたします。

旧

第3条

2.論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とする。ただし第11条2項に適用するものを除く。

第4条

3.奨励賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とし、これらのうちから優秀なものを選定して、これに贈呈する。ただし第11条2項に適用するものを除く。

第11条 選考委員会は、別表に定める選考手続により受賞候補者の選定を行う。

2.論文賞、奨励賞の次点論文の扱いについて、受賞論文と投票差の少ない場合には、選考委員会の議を経て次年度の候補論文とすることができる。

新

第3条

2.論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とする。ただし第11条4項に適用するものを除く。

第4条

3.奨励賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とし、これらのうちから優秀なものを選定して、これに贈呈する。ただし第11条4項に適用するものを除く。

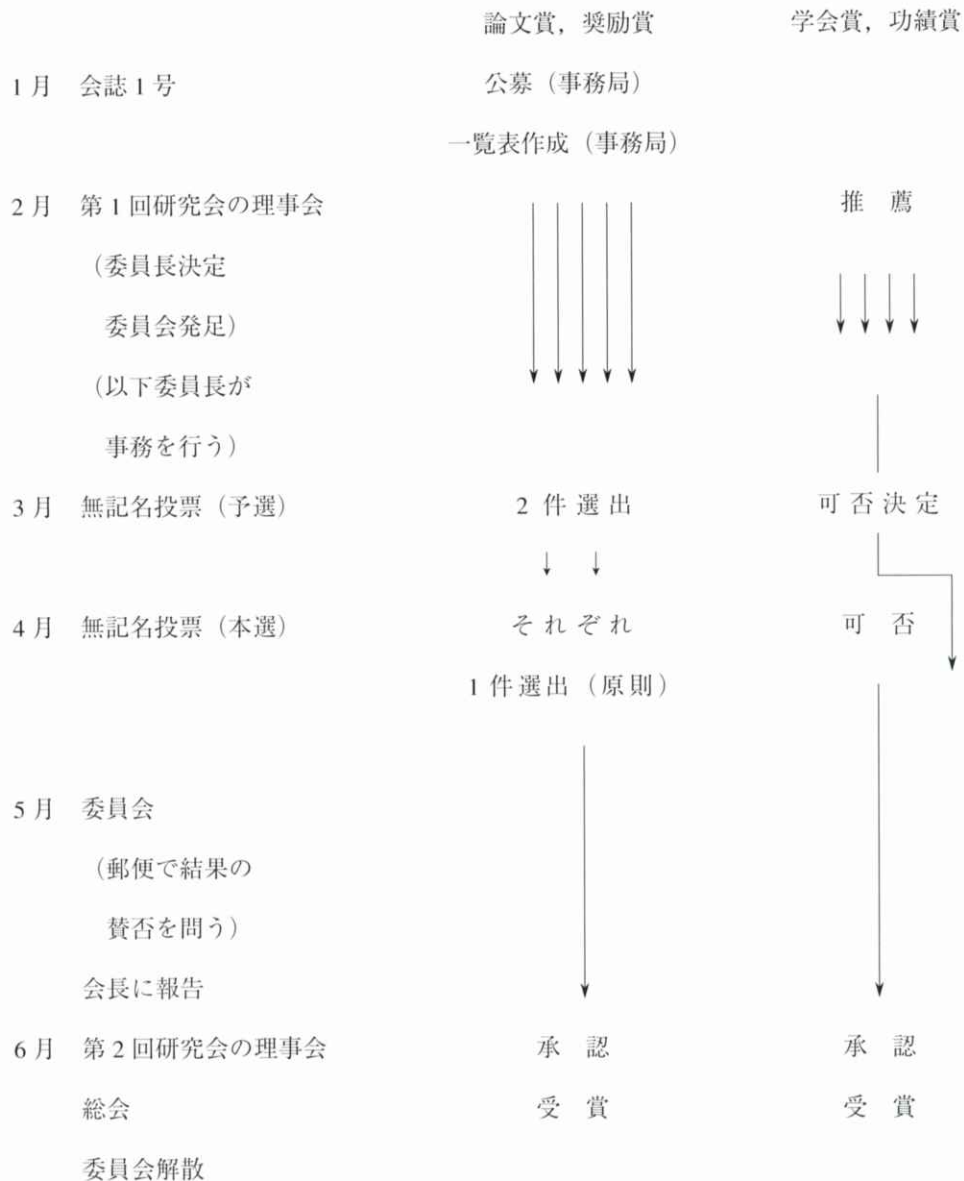
第11条 選考委員会は、別表第1に定める選考手続により受賞候補者の選定を行う。

2.選考委員の3分の2の投票があれば有効とする。有効投票が3分の2に満たないときは、理事会の判断に委ねる。

3.論文賞、奨励賞のそれぞれの候補論文の投票数が同数の場合は、理事会の判断に委ねる。

4.論文賞、奨励賞の次点論文の扱いについて、受賞論文と投票差の少ない場合には、選考委員会の議を経て次年度の本選の候補論文とすることができる。

受賞候補者選定手続き



— 新 入 会 員 —

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
560	安田 成臣	藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科 〒470-1101 愛知県豊明市杓掛町田楽ヶ窪1-98	TEL 0562-93-2000
561	徳永 裕之	北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究室情報システム学専攻 〒923-1292 石川県能美郡辰口町旭台1-1	TEL 0761-51-1955
562	埋橋 喜次	文正佼成会附属佼成病院放射線技術科 〒164-8617 東京都中野区弥生町5-25-15	TEL 03-3388-1281 FAX 03-5340-5100
563	桂川 茂彦	日本文理大学NBU総合研究センター 〒870-0597 大分県大分市大字一本1727	TEL 097-524-2821 FAX 097-593-5071
564	八木 一夫	東京都立保健学科大学放射線学科 〒116-8531 東京都荒川区東尾7-2-10	TEL 03-3819-7341
565	村上 勝規	医療法人恒和会松石病院放射線科 〒736-0082 広島県広島市安芸区船越南3-23-3	TEL 082-823-0003 FAX 082-823-0882
566	島 正光	国家公務員共済組合連合会名城病院 〒460-0001 愛知県名古屋市中区三の丸1-3-1	TEL 052-201-5311 FAX 052-201-5318
567	花坂 信明	神奈川県立がんセンター放射線技術第1科 〒241-0815 神奈川県横浜市旭区中尾町1-1-2	TEL 045-391-5761

— 賛 助 会 員 —

平成14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）

コニカ(株)	東洋メディック(株)
シーメンス旭メディテック(株)	浜松ホトニクス(株)
(株)島津製作所	(株)日立メディコ
タレスインターナショナルジャパン(株)	富士写真フイルム(株)
東京特殊電線(株)	GE横河メディカルシステム(株)

役 員

会 長	金森 仁志
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
顧問	長谷川 伸
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), 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), 滝川 厚 (広島県立保健福祉大)
	滝沢 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, 樋口 清伯 (大阪産業大)

編 集 後 記

今年は記録的に早く桜が咲き始め、最終原稿を印刷屋さんに入稿する時期に、ちょうど満開(場所によっては散り始め)となりました。卒業式の写真が入学式の写真のようにも見えます。さて、編集関係をお引き受けして、あっ!という間に任期の3年が経ちました。先人の編集作業のご苦労が身にしみて良く分かりました。数々の不行き届きの点は、何とぞご容赦下さい。編集の最先端でアシストいただきました研究室の中川俊明君も、この3年間で学位論文を書き上げ、4月からはさらに研究員として学内のVR関係の研究所で研究を続けています(3年間の補助に感謝します)。また、原先生はじめ編集委員の先生方や、超短時間での査読でお世話になりました多くの先生方に深謝いたします。今後、さらなる本会・本誌の発展を祈りつつ、筆を置きます。

(ふ)

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14年(2002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)

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)

松原 友子 (名古屋文理大)

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 01923USA

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 または経験を有する者	4,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒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
Ⓐ・ⓐ	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

SHIMADZU

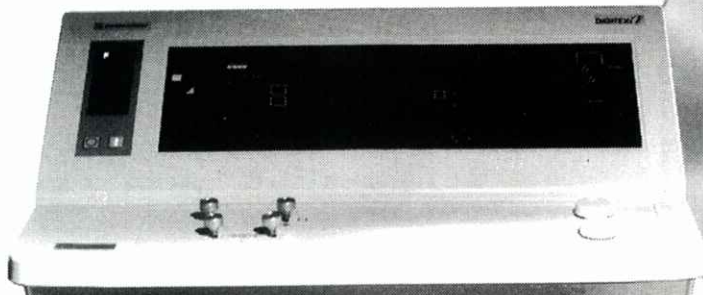
Solutions for Science
since 1875

真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX α

1024²マトリックス・30フレーム/秒の世界最高スペックが誇る高画質・高速収集でご好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。
画質への妥協を一切許さず、最新のデジタル・テクノロジーを駆使しフィルムが追い求めてきた高画質をリアルタイムにデジタル・データで実現。



CD-R標準装備



島津製作所

インターネットで最新のホームページにアクセスできます。http://www.shimadzu.co.jp/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
E//
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage I ST
SINGA Advantage I OT
Sierra
MRVectra II
GE Independent
Console (IC)

NUCLEAR

核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXXUS
StarCam4000XR/T/XC/T
ADVANCE

X-RAY

X線撮影装置
アトハニクスSLC-IP
アトハニクスSLC
アトハニクスSLC/LCN
アトハニクスAFM/AFM-FC
アトハニクスDLX
セノクラフDMR
セノクラフ600T/600TFD/
セノクラフ
ステノコフ9000/6000
ステノコフLE
AMX-4
GM-1215
フレンチ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RT400
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 163-005 東京都新宿区西新宿1-26-2
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング部 542 大阪府中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命記念館ビル
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

163-005 東京都新宿区西新宿1-26-2

ME Series

高品質・高画質。そして現場での使いやすさを徹底追求した。
PACSおよび各種モダリティ向けモノクロ高精細モニタシリーズです。

TOTOKU

高画質フラットCRTディスプレイが充実 TOTOKU MEシリーズ・ラインナップ

ポータレート/ランドスケープ
300万画素タイプ

CT、MRI画像の
表示および
各種モダリティに最適な
高精度液晶ディスプレイ

●大型(20.8型)のモノクロ液晶パネルを採用し、高解像度・高輝度と共に省スペース・省電力を実現 ●10Bit(1021階調)での高階調表示が可能 ●ランドスケープ(横型)/ポータレート(縦型)の切換が可能※1 ●チルト台を外して壁面などにマルチ画面を構成したり、アームを取り付けての使用が可能(VESA規格取付) ●ポータ画面(VGA)と高精細の各種医用画像が表示可能 ●解像度2048×1536※2(300万画素) ●最大輝度600cd/mf ●専用ビデオボードとバンドル販売 ●輝度キャリブレーション機能 ●OSD調整 ●USB対応(1UP2DOWNストリーム)

※1 ドライバーによるビデオ切替が必要。 ※2 輝度使用時、総使用時間は1536×2048

モノクロ20.8型液晶ディスプレイ

ME311L

●22型完全フラットモノクロームCRT(20V・90°管)を採用 ●ダイナミックフォーカス回路、ダイナミック収差補正回路、高性能ビデオアンプ搭載により超高精細画像を実現 ●解像度1200×1600/75Hz(200万画素) ●最大輝度110cd/mf(P4) ●輝度変動を軽減するためのAKB回路搭載 ●輝度調整機能 ●OSD調整

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME221f

ポータレート
200万画素タイプ



●22型完全フラットモノクロームCRT(20V・90°管)を採用 ●ポータ画面から高精細の各種医用画像まで表示可能なマルチスキャンモニタ ●最大解像度1600×1200/85Hz(200万画素) ●最大輝度800cd/mf(P4) ●輝度変動を軽減するためのAKB回路搭載 ●輝度調整機能 ●OSD調整 ●BNCとD-subの2系統信号入力(前面ボタンで切換可能)

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME222f

ランドスケープ
200万画素タイプ



TOTOKU 東京特殊電線株式会社 MMカンパニー 営業部
〒169-8543 東京都新宿区大久保1-3-21 TEL.03-5273-2022 FAX.03-5273-2091
●大阪支店:06-6352-3541 ●名古屋支店:052-771-1161 ●信越支店:0268-34-5285
インターネットで最新情報を提供しています。 <http://www.totoku.co.jp/dp>

※画面はハズミに合成です。 ※本製品は日本国内仕様であり、日本国外で使用された場合、当社は一切の責任を負いません。また、当社は本製品に関して、海外での保守サービスおよび技術サポート等は行っていません。 ※仕様および外観は、予告なく変更することがあります。



東京特殊電線(株)は、環境管理の国際基準であるISO14001と品質管理の国際基準であるISO9001を取得しています。

■医用規格と保証期間

ワールドワイドの医用規格を取得しています。また、通常の無償保証期間は1年間ですが、オプションで5年間の保守契約を用意しています。高信頼設計で国内製造、国内サービス品です。

- 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 〒104 ☎東京 (03) 3545-3321(代)

THALES

取扱品目

- X線Ⅱ管
- TWT
- クライストロン
- 大電力三・四極管
- その他特殊電子管
- SAWフィルター
- etc.

お問合わせ：〒102-0083 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル
タレス インターナショナル ジャパン(株)コンポーネンツ事業部
TEL:03-3264-6346 FAX:03-3264-6696
E-mail:ttej-com@ttej.ne.jp

輸入販売元：タレス インターナショナル ジャパン(株)コンポーネンツ事業部
国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：タレス エレクトロニクス ディバイス社
国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得



見えますか？ 生命の尊さ・・・

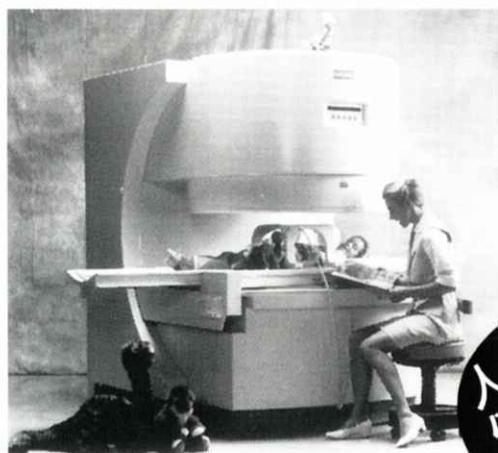
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社 日立メディコ

〒101 東京都千代田区神田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