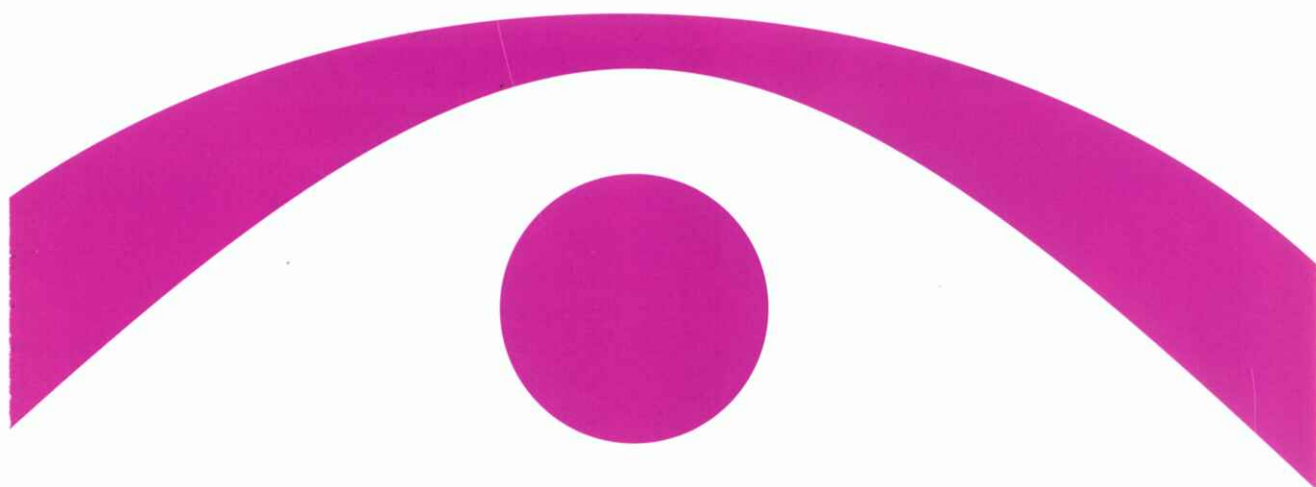


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻134号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.20 No.2 May 2003



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Homepage <http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/>

New

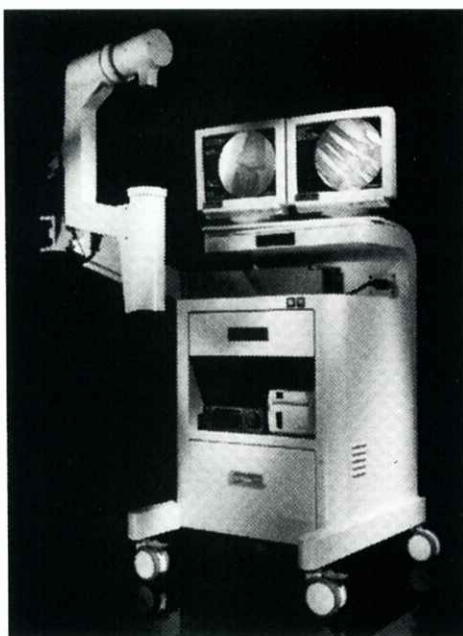
外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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による

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

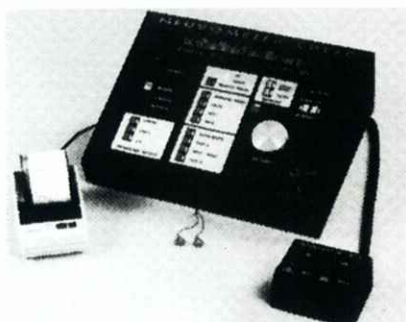
低被曝線量を実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/NEUROTRON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

20 巻 第 2 号 2003 年 5 月

目 次

会 告

平成 15 年度年次(第 136 回)大会ならびに総会のご案内	会告 1
平成 15 年度秋季(第 137 回)大会の予定および演題伺い	会告 2
医用画像情報学会雑誌の表紙デザイン公募について	会告 2

追 悼 文

画像の神様	小寺 吉衛	i
一つの小さな永遠	内田 勝	ii
先生、有難うございました	速水 昭宗	iv

巻 頭 言

医学と保健学	真田 茂	71
--------------	------------	----

特 集

研究今昔：第 2 回「私の恩師と愛弟子の研究雑感」 松本 政雄，金森 仁志，前田 浩志	72
--	----

特別講演資料

IHE による新たな標準化へのアプローチ(IHE：医療連携のための情報統合化プロジェクト) 細羽 実	82
フラットパネルディテクタの開発状況と画像診断システムへのインパクトについて 稲邑 清也	92

研究速報

Analysis of 4-D CT Images Degraded by Motion Artifacts Yi-Qiang YANG, Nobuyuki NAKAMORI and Yasuo YOSHIDA	98
高解像度乳房 X 線写真を利用した微小石灰化像の良悪性鑑別に関する研究 篠原 範充，原 武史，藤田 広志，岩瀬 拓士， 遠藤登喜子	104

国際会議報告

Radiological Society of North America(RSNA)2002 参加レポート —Road to Chicago— 田中 利恵，萬代奈都子，林 則夫，森岡 茂晃， 真田 茂	112
---	-----

平成 15 年度年次(第 136 回)大会プログラムおよび抄録	117
---------------------------------------	-----

会 報

平成 14 年度春季(第 135 回)大会記事	124
理事会議事録	126
新入会員—会員移動—賛助会員名簿	127

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.20 No.2 May 2003

Contents

Preface

Medical science and Health science	Shigeru SANADA	71
--	----------------------	----

Special Article

Research Thoughts by My Former Teacher and My Favorite Pupil Masao MATSUMOTO, Hitoshi KANAMORI and Hiroshi MAEDA	72
---	----

Invited Lecture

New and Effective approach to standardized installation of Medical information system using IHE (Integrating the Healthcare Enterprise) Technical Framework Minoru HOSOBATA	82
Present and future of flat panel detectors in the world Kiyonari INAMURA	92

Letters

Analysis of 4-D CT Images Degraded by Motion Artifacts Yi-Qiang YANG, Nobuyuki NAKAMORI and Yasuo YOSHIDA	98
Classification method of mammographic microcalcifications by using high-resolution mammograms Norimitsu SHINOHARA, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA, Takuji IWASE and Tokiko ENDO	104

International Conference Report

RSNA2002 Report Rie TANAKA, Natsuko BANDAI, Norio HAYASHI, Shigeaki MORIOKA and Shigeru SANADA	112
--	-----

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President : Yoshie Kodera, PhD

MII Editorial office :

Editor-in-Chief : Nobuyuki Nakamori, PhD

Department of electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606-8585, Japan

TEL : +81-75-724-7483, FAX : +81-75-724-7400, E-mail : nakamori@dj.kit.ac.jp

MII Society office :

Executive Director : Hiroshi Fujita, PhD

Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and
Advanced Medical Science, Graduate School of Medicine, 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

会 告

平成 15 年度年次(第 136 回)大会ならびに総会のご案内

平成 15 年度年次(第 136 回)大会ならびに総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 15 年 5 月 31 日(土)，10 時 25 分～17 時 25 分

場 所：ハートフルスクエア G/岐阜市生涯学習センター 2 階 大研修室

住所：岐阜市橋本町 1-10-23(JR 岐阜駅隣 高架下)

電話：058-268-1050

当日の連絡先：090-3839-5193 原(携帯)

参加費：会員：1,000 円，非会員：2,000 円，学生：無料

【特別講演】

1. 10:25～11:05

「バーチャルリアリティ技術の医療応用への現状と将来展望」

岐阜大学工学部 木島 竜吾 先生

2. 11:05～11:45

「直接変換型 FPD のマンモグラフィへの応用－現状と将来－」

日立メディコ 落合 是紀 先生

【総 会】 13:20～13:50

【内田論文賞・受賞者記念講演】 13:50～14:05

演者：妹尾淳史(東京都立保健科学大学保健科学部)

内田論文賞・受賞論文：

著者：妹尾淳史，伊藤彰義

表題：動画像認識を応用した心電図同期 SPECT の左室壁運動解析

巻号ページ：Vol.19, No.1, pp.10-17

【研究発表】 14:10～17:25

研究発表のプログラム，抄録および交通案内は，会誌 117 頁に掲載しています。

平成 15 年度秋季(第 137 回)大会の予定および演題伺い

平成 15 年度秋季(第 137 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 15(2003)年 10 月 4 日(土曜日)・午前 11 時から

場 所：東京都立保健科学大学

〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10

連絡先：東京都立保健科学大学保健科学部放射線学科・八木一夫先生

TEL：03-3819-7341(ダイヤルイン)

E-mail：yagi@post.metro-hs.ac.jp

特別講演：(未定)

演題締切日：平成 15 年 7 月 31 日(必着)

演題申込先：岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻 原 武史

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1・岐阜大学工学部応用情報学科内

TEL：058-293-2757 FAX：058-230-1895(学科事務室)

E-mail：hara@info.gifu-u.ac.jp

(学会ホームページ上からか、e-mail でお願いします)

医用画像情報学会雑誌の表紙デザイン公募について

本学会雑誌も発刊 20 号を迎え、学会誌を会員の皆様により親しみやすいものとするため、新しい表紙デザインを公募することにしました。本会は、放射線像などの医用画像に関する基礎および応用の研究を通じて、これら学問の進歩普及をはかり、学術の発展に寄与することを目的としています。

このような目的にふさわしく、幅広い方々に親しまれるデザインを下記の要項に従い応募ください。

記

【募集内容】

医用画像情報学会雑誌・表紙のデザイン

【応募条件】

- ・デザインのテーマと絵の説明をつけてください。
- ・JPG 形式の画像を応募して下さい。1000x1500 画素程度でお願いします。
- ・刷り上がりの用紙サイズは「B5」サイズです。
- ・刷り上がりは 1 色もしくは、黒と特別色の 2 色になります。ただし、白色の紙に印刷するため、地色の白は含みません。
- ・以下の 6 つの事項を必ず含めて下さい。

「医用画像情報学会雑誌」

「放射線像研究 改称 通巻 136 号」

「Medical Imaging and Information Sciences」

「Vol. 21, No. 1, January 2004」

「医用画像情報(MII)学会」

「Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences」

【応募資格】

本学会会員であること。

【応募方法】

氏名、所属、電話、e-mail、および応募作品とその説明を含めて、事務局までe-mailにて送って下さい。もしくは、データを含めたフロッピーかCDを送付して下さい。郵送の場合、資料は返却しません。

－応募先電子メール－

mii-office@fjt.info.gifu-u.ac.jp

－郵送の場合の送付先－

医用画像情報学会・事務局

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1 岐阜大学工学部内

医学研究科再生医科学専攻・知能イメージ情報部門

TEL: 058-293-2746, FAX: 058-230-1895

【応募締切】

2003年10月31日 必着

【結果通知】

2003年11月下旬ごろ。

【表彰作品数】

最優秀賞 1点

優秀賞 1点

【副賞(案)】

最優秀賞 2万円

優秀賞 1万円

【審査方法】

理事会にて選出した審査委員によって行います。

【注意事項】

- ・未発表の作品に限ります。
- ・応募作品に関しては、応募者と打ち合わせの上、若干の修正を行う場合があります。
- ・応募作品の著作権は医用画像情報学会に属します。
- ・受賞者には、別途印刷用にファイルの提出を求めますので、協力をお願いします。
- ・21巻1号から新しい表紙の会誌を発行予定です。

[追悼文]

画像の神様

会長 小寺吉衛

3月18日、本学会名誉顧問立入弘先生が御逝去された。享年93歳。まさに巨星墜つの感がある。立入先生は、いうまでもなく本学会の前身である放射線イメージインフォメーション(RII)研究会の初代会長であられた。そのことが、本学会の方向を決定したと金森仁志前会長の「RII研究会設立当時の回想」にある。本学会の基盤は医学と工学が共通の土俵の上で対等に議論することにある。その礎が、立入先生の時代にすでに築かれていた。以後、40年、研究会は学会となり今日に至っている。

私が立入先生と近くでお話をさせていただいたのは、日本放射線技術学会の表彰委員会で先生にある賞の選考委員をお願いしたときからである。そのとき、いきなり書類の不備を指摘され、雷を落とされた。その後、同じ技術学会の編集委員会を担当したときには原稿をお願いした後の対応の不味さから、厳しいお怒りをちょうだいした。本学会の事務局をあずかってからも、理事会の案内の不手際でお叱りの言葉をいただいた。都合3回、叱られた。先生には大変申し訳ないことであったが、今から思えば、何ものにも替え難いありがたいお言葉であった。この叱られながらいただいた原稿は、技術学会雑誌の巻頭言であった。「観音様を女性とはいえません」と題したこの文は、ご自身の経験を振り返って、人の「思い込み」を諷めたものである。立入先生の医師として研究者としての厳しい一面を垣間見た思いであった。

放射線画像の世界で感じるものの一つに、「画像は西」という感覚がある。どういうわけか、画像をやっている人は関西以西の人が多く、また熱心でもあった。今日でこそ、それほど感じないかも知れないが、ほんの何年か前までは多くの人が感じていたであろう。その理由はいろいろあろうが、それらの源を辿ると、そこに立入先生はおられた。

立入先生のもう一つのお顔は、阪大の診療放射線技師学校の校長を勤められていたことである。この学校は今や博士課程のある大学院を擁するまでに成長した。放射線技術学という学問が産声をあげた、その原点に立入先生はおられた。

多くの遺産を引き継ぎ、本学会はここにある。若い人たちは、過去にとらわれる必要はないが、その精神だけは受け止めていただきたい。それが、われわれにできる唯一の立入先生への感謝の気持ちでもある。

先生、長い間ありがとうございました。どうか、安らかにお眠りください。

[追悼文]

一つの小さな永遠

本会名誉会長 内 田 勝

“立入先生が亡くなった。”の知らせは全国津々浦々からあらゆるメディアを通じて飛び込んで来ました。来るべきものが来た。私の感情は信じ難くも理性は疑うことを許しません。

私は研究と教育の大きな二つの使命を先生から方向付けられたと思っております。研究は“放射線画像”教育は“診療放射線技師教育”でした。教育に関しては別に述べる積もりです。ここでは研究に関して、先生がMIIにとって如何に大きな存在であったか、先生のお陰でどれだけ発展したかについて、先生の執筆の跡を偲び、ご冥福を祈りたいと思います。

放射線像の研究(第1巻 1964～1966)より

ーレスポンス関数ー

序

大阪大学教授前会長 立 入 弘

3年前の春に、それまでこの方面に興味を持ち熱心に研究を進めて来た内田君などを中心として、主として診断用のX線像を情報理論的にいろいろの角度から解析し、数的な根拠と理論を求める人達の集いとしてのRIIが始められました。始めは局外者には非常に難解であり、中々取付き難いのを承知の上で熱心な会員の間で、ひたむきに研究が続けられ、次々と報告が出されてきました。しかもこうした研究運動は、初めの会員以外の人々に興味をかきたて、さらに技術上の躍進的改善を齎すために、この方面での研究が必要であるという認識が広く高まってきた結果、会員も数を増し、研究成果もあがったので、この機会に今までの会の業績なり研究資料なりを、纏めて一冊の本とし、頒布することになりました。会の発足当時、多少のお世話をした私として誠に喜ばしく思います。晴れの結婚式とまでは行かないが、娘の大学に入ったほどの喜びを感じる次第です。今後の発展を期待してやまないとともに、この小冊子が同学の皆様の研究上のお役に立てば、会員諸君ともども私達の幸いとするところであります。

昭和 39 年 3 月 21 日に、大阪大学医学部付属病院の小じんまりした会議室で 31 人の人々が集まって、ささやかな研究集会が催されました。工学、理学、医学、放射線技術などの、年齢や階層を問わない異なった領域からの人達でした。こうした会合のはじめにはいつもみられるように、研究の意気に燃えるもの、“イメージ・インフォメーション”というその当時としては耳に新しかった言葉に戸惑う人、あるいは新進の研究者の中に入って学識の若返りを願う年配者らが、意欲と好奇心を持って基礎的な心理の探求を志しました。その日の報告は、“X 線撮影系の光学的考察”・“レンズを含んだ像伝達系の一評価法”・“最大情報量撮影”・“ γ 線スペクトルの超分解”などでありました。画像情報ではあっても、その中心が臨床医学の X 線写真におかれていたのがわかります。

新しい医用画像情報学会雑誌の第 1 巻、第 1 号では“放射線における濃度—露光量変換曲線とミクロ黒度特性”・“画像の系列依存性による評価”・“定量性を保有した SPECT 用の新しいデータ採取法”となっています。こうして見ると、今回“医用”画像情報学会と“改称”されたのは頷かれます。初めの精神が今もなお受け継がれているからであり、名前は研究会でも学会でも、本来の主旨から云うと一見ネクタイを締めた位のちがいです。しかしネクタイのあるなしは品格を整えるだけではなくて、心構えも一新されるようになりましょう。問題は会員の精進と研究の成果にあるので、第 1 号巻頭の内田会長の言葉にもその覚悟のほどが窺われて、うれしい限りであります。

“遠くして光りあるものは飾りなり。近づきていよいよ明らかなるは学なり”という言葉があります。会員の皆さんのご健康と内田会長とそのスタッフの強く正しい指導力とを期待し、徐々ではあっても確実な一步一步で、地味な本学会の存在価値を十二分に発展されるように念願します。

このように先生の肝入りで誕生した RII は今や MII と衣替えして健在、役員も若い世代にバトンタッチして益々張り切っています。研究もアナログからデジタルへと面目を一新しています。先生の所へお伺いしたとき報告することが山ほどあるように未だ未だ頑張ります。楽しみにして待っていて下さい。

先生のご冥福を心からお祈りしています。

[追悼文]

先生、有難うございました

本会名誉会員 速 水 昭 宗

3月18日の夜、いつものようにメールを見ましたら、先生が正午過ぎご逝去されたとの訃報が入っていました。明治42年10月23日のお生まれですから93歳になられていたのですが、あまりにも突然の知らせに、一瞬、凍りつくような感覚に襲われました。

先生の指揮下に私が入ったのは、個人的なことで申し訳ありませんが、昭和35年4月、先生が医学部教授として校長を兼務されていた医学部付属診療エックス線技師学校に勤務を始めた時です。(当時技師学校には直接の上司として恩師の教務主任の内田勝先生が居られました)。石橋分院内の技師学校と中之島医学部との地理的關係から不在地主をもじって不在校長と称して居られた先生ですから、したがって先生からの用件は電話になります。内田先生の外出先を知らない時に電話があり、「上司の外出先を知らないで良く留守番役が勤まりますね」と厳しく叱責されたことは今でも忘れられません。

先生を会長に載き、本学会の前身である放射線イメージインフォメーション(RII)研究会が発足したのはこの後のことです。

昭和41年2月に技師学校から医学部放射線医学教室へ私に移り、先生が停年退官される昭和48年3月まで教室員としてご薫陶を受けました。

先生編集の「診療放射線技術」が12名の分担執筆で発行されたのは、上巻が昭和46年11月、下巻が昭和47年1月です。苦心してやっと仕上げた原稿に対するご校閲の厳しかったことは、赤字が入らないページは皆無と云って過言でない状態で原稿が返って来たことからでも明らかです。しかし赤字には、その理由が判るように配慮されていたことは大変有難いことでした。当時まだワープロは無く手書きですから、詳細に読むことは大変な労力を要されたことと感謝しています。先生の理念に対する出版社の協力もあって内容の強化改定が繰り返され、分担執筆者も37名と増えましたが、改訂のたび毎の先生による赤字の作業は変わりませんでした。幸いにも版を重ね、この種の本としては希有な30年を超える寿命を持つに至りましたが、これも先生の広範な見識に裏打ちされた無類の指導力があってこそ出来たことでありましょう。またこの本を介して、ご退官後も途切れること無く、ご相談などで何度もお目にかかる機会がありましたから、技師学校から40数年間ご面倒をお掛けしていたことになります。

先生とお話していますと、最初これは先生に黙っておこうと思っていたことまで聞き出されてしまう様な、話術の巧みさをお持ちで、心の内まで見透かすかのような、また優しくも見える眼差しで見詰められることを合わせ、隠し事は難しい事でした。患者から詳しく病状を聞き出す能力は、臨床の医師として必須の要件でありましたでしょう。そして先生と意見がくい違った場合には、必ずと云って良いほど、くい違う理由を十分に聞かれた上で、ご自身の意見を論理的に話されたものです。

先生が絵をよく描かれる事、古典音楽に明るい事、ドイツ語をはじめとする語学にご達者な事は良く知られていることですから触れませんでした。ユーモアに富むお話しぶりといい、教養人であられたことに疑いを入れる余地はありません。

幸せなことに私は、これまでに多くの得難い人々との出会いを持つことが出来ました。しかし、先生のようなお方と再び出会う機会は今私には与えられないのではと云う諦めに似た気持ちと共に、厚かましくも許されるならば、かけがえのない父親を失った不肖の子のような心境であると云わせて下さい。

有難う御座いました。

安らかにお休み下さい。

平成15年4月



故 立入弘先生の御略歴

明治42年10月23日

昭和10年 3 月

昭和10年 4 月

昭和14年10月

昭和30年 3 月

昭和32年 4 月

昭和40年 4 月

昭和48年 4 月

昭和51年12月

昭和56年12月

平成15年 3 月18日

京都市でご誕生

大阪帝国大学医学部卒業

〃 理学的診療学教室入局

倉敷中央病院レントゲン科長

長崎大学医学部教授 放射線医学

大阪大学医学部教授 〃

〃 附属病院長

西宮市立中央病院長

公立学校共済組合近畿中央病院長

〃 名誉院長

御逝去

昭和30年 4 月～56年 3 月

昭和33年 4 月～48年 3 月

昭和37年 4 月～38年 3 月

昭和41年 4 月～42年 3 月

昭和44年

昭和57年 4 月～平成15年 3 月

昭和56年 4 月～平成15年 3 月

地方じん肺審査医

日本医学放射線学会理事

〃 会長

日本肺癌学会

国際放射線会議副会長

労働省中央じん肺審査医

兵庫医科大学客員教授

大阪大学名誉教授，日本医学放射線学会，日本肺癌学会，アメリカ放射線医会名誉会員，ドイツ・レントゲン学会名誉客員，公立学校共済組合近畿中央病院名誉院長，中央労働災害防止協会名誉会員，日本肺癌学会名誉会長，日本放射線技術学会名誉顧問

[巻頭言]

医学と保健学

真 田 茂

このテーマは医用画像情報学会と直接的に関係はしないかもしれませんが、しかし、医用画像を臨床現場で撮像する診療放射線技師の多くは、近年、“保健学”あるいは“保健福祉学”などの学部学科から輩出されます。そこで、保健学(放射線技術学専攻)の教育現場に在籍するものとして、このことについて少しだけ私見を述べさせていただきます。

広辞苑によれば、医学は「生体の構造・機能および疾病を研究し、疾病の診断、治療、予防の方法を開発する学問。基礎医学、臨床医学、社会医学、応用医学などに分けられる。」と説明されています。実は、残念ながら現時点では保健学は掲載されていません。“保健”とは「健康を保つこと。」という説明があるだけです。

さて、たとえば人は「非常に健康⇔普通に健康⇔病気」という状態を行き来するものだとします。私は、端的に言えば医学は「普通に健康⇔病気」の状態を対象とする学問であり、保健学はさらに「非常に健康⇔普通に健康」という状態をも対象とする学問であると考えます。すなわち、単に健康を保つにとどまらず、積極的により健康な状態にするための学問でもあると思うのです。保健学の概念は医学の概念よりはるかに大きいのではないのでしょうか？ これについては、しばしば同じ保健学で括られる看護学、リハビリテーション学を想定すれば比較的容易に受け入れられます。しかし、医用画像検査と放射線治療を主要な専門領域とする放射線技術学では、シックリと来ないかもしれません。なぜなら、スクリーニング画像検査どころか、さらに個人を対象とした日常的な画像検査を想定する必要があるからです。ただ、大衆が本能として持つ健康に対する強い欲求や、ネットワーク技術、コンピュータ技術、医用画像検査技術などの驚異的な進歩を鑑みると、私はまんざら唐突な話でもないと思います。

如何でしょうか？

放射線による画像検査に直結させて考えてしまうと、被曝の点で誤解されると思います。しかし医用画像検査は、要は保健体育で行う“体力テスト”のように、健康状態を計測する生体情報イメージングへの展開も重要だと私は考えています。

(金沢大学医学部保健学科)

研究今昔

第2回：私の恩師と愛弟子の研究雑感

大阪大学大学院医学系研究科医用物理工学講座

松本 政雄

第2回目は、編集委員長より私が指名され、私の京都工芸繊維大学の恩師として本会元会長の金森仁志先生が、また、私の大阪大学大学院医学系研究科の愛弟子として広島国際大学の前田浩志先生が登場されます。

金森仁志先生は、私が京都工芸繊維大学4年生(昭和50年)のときに、金森先生の講義で習った電磁気学と量子力学の魅力に惹かれて、1年間の卒業研究の研究室として選んだときの指導教授になります。金森先生は、このとき電気基礎学講座の教授で、電磁気学と電子物性を教えておられました。そのため、この当時の卒研テーマは、現在のX線の研究とは直接関係しない、群論を用いて32の結晶の格子振動を調べる電子物性に関する研究でした。また、大学院修士課程でもこの電子物性の研究を継続し、格子力学を用いた結晶の赤外線吸収とラマン散乱の活性・不活性の計算機シミュレーションから結晶格子の振動数を計算する研究を行っていました。私は修士課程修了後、日立製作所那珂工場で3年間勤務した後、家庭の事情から金森先生のお世話で、大阪府立高専電気工学科の助手として勤め始めた頃、金森先生が昔、島津製作所で行っておられたX線の研究を大学で開始されたので、その研究をお手伝いすることから、X線の研究に手を染めることになった。それ以来、X線発生装置の高電圧波形解析、情報スペクトルを使ったX線写真の画質評価、診断用X線装置のスペクトルの測定と補正などを時代の進展と共に、アナログからデジタルに対象を少しずつ変えながら、これらの研究を継続して行っております。金森先生は常々、「一つのことを継続して長く続けることが重要で、X線のように古いことでも実際に実験してみると新しいことがいろいろ発見できて、おもしろいものだよ。」と言っておられました。このことは、これまでの研究を通して、私は実感し

ております。また、金森先生には、これまで公私ともどもご指導を頂き、大変感謝しております。また、金森先生は、われわれ弟子の就職先の世話などに大変ご熱心で、できるだけ研究環境の整った大学へ勧められるように手を尽くされました。それで、私は大阪大学医学部保健学科の開学に合わせて勤務できるようになり、現在に至っており、現在も研究のご指導を頂いております。金森先生には、今後とも益々お元気で、ご指導を賜りますよう、よろしくお願い申し上げます。

前田浩志先生は、私が現在、勤めております大阪大学医学部保健学科の第1期生で、2年生の時に基礎画像論、放射線画像工学実験、電気工学実験に始まり、3年生の放射線機器工学の講義、医用電子工学実験、システム制御工学実験、放射線機器工学実験、画像機器工学実験などの実験で顔を合わせた後、卒業研究は森川 薫先生の研究室で行い、大阪大学大学院医学系研究科の博士前期課程の1年生で進路変更し、豊中市立病院に勤務した後、森川 薫先生が移られた広島国際大学保健医療学部診療放射線学科の助手として勤務しながら、昨年4月から大阪大学大学院医学系研究科博士後期課程に社会人として私のX線スペクトル研究室に入学して来られ、1年が過ぎました。現在、一般撮影装置の撮影条件で、新しい高分解能ショットキー型CdTe検出器の補正係数をモンテカルロ計算で求め、測定したスペクトルをその補正係数を使って補正する研究から行ってもらっています。この新しい高分解能ショットキー型CdTe検出器の撮影条件でのスペクトル測定法と補正方法を確立した後、散乱X線を含めて、スペクトルと画質の関係の研究を行ってもらう予定です。早く『研究者(初級)』に認めてもらえるように、研究に励んでもらいたいと思っております。

百分の三十九 — 三つのスペクトル

元医用画像情報学会会長

金森 仁志

1. 表題の意味

筆者の京都工芸繊維大学停年退官から約5カ月前の平成7(1995)年11月8日は、1895(明治28)年にRöntgen博士がX線を発見してから100年目の記念日であった。筆者は、この100年のうち、昭和32年4月から平成8年3月の停年退官まで、39年間、X線の研究を続ける光栄に浴した。その後も、この原稿を書いた平成15年2月迄、X線の研究を続けている。あと数年は続けるだろう。現在は108分の47である。

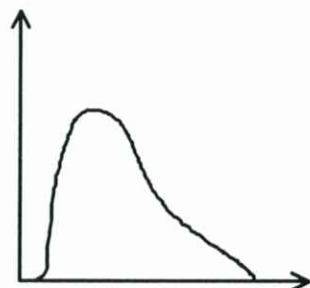
研究内容を大別すると、図1に示す三つのスペクトルに集約できる。(a)は横軸に光子エネルギー、縦軸に光子数またはエネルギーをとったX線スペクトル、(b)は横軸に空間周波数(波数)、縦軸に粒状のウィナースペクトル値や情報スペクトル値をとった画質評価のスペクトル、(c)は横軸に空間周波数(波数)、縦軸に最小識別濃度差をとった視覚に関するスペクトルである。これらはいずれも後述するように、筆者の学位論文から発展したものである。

2. X線との出会い

人間の一生には数多くの出会いがある。まず、筆者のX線との出会いとX線に関連した方々との出会いを振り返って見たい。

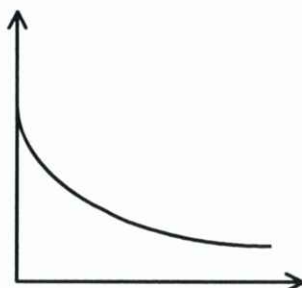
我々昭和7年生まれば、旧制中学1年(昭和20年)8月に終戦を迎え、旧制中学3年間、新制高校3年間は戦後の混乱期であった。幸い、京都に居たので、京大で研究しながら教えに來られた多くの先生から、何が本当なのか分からないような受験勉強とは程遠い教育を受け、強い刺激を受けた。これが後に、研究に大いに役立つことになった。後に、京都工芸繊維大学助教授・教授になられた奥野春雄先生(生物)には、中学3年間、学位論文作成の過程を眼のあたりに見せて頂き、後で大変役に立った。タイプを打ちながら、我々中学生に「論文は英語で書きなさい」と云われたことが強く印象に残り、ずっとこの教えを守って來た。これらの先生方は理学部か文学部の御出身であった。筆者も理学部を受験するつもりであった。ところが、当時は大学の研究費は少なく、理学部は私費で多額の研究費を出せる人が行く所だ

光子数
エネルギー



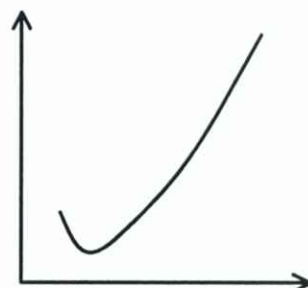
(1) X線スペクトル

情報スペクトル値
粒状のウィナースペクトル値



(2) 画質評価のスペクトル

濃度差



(3) 最小識別濃度差

図1 三つのスペクトル

と周囲の人々に云われ、昭和26年に京大工学部へ入学した。

我々の学年まで、工学部では3回生から各学科に所属する制度であった。昭和27年、2回生の時に学科説明会で「応用物理学科」は理学部に一番近いと聞いた。また科目表を見ると、物理系の科目がたくさんあったので、これに決めていた。ところが、機械3回生で高校の一年上の先輩の江崎融惻氏(ノーベル賞江崎博士の弟)から驚くべき情報を得た。応用物理学科は、昭和20年の終戦の時に航空工学科を改組してできたので、また航空工学科に戻るということであった。平成7年秋に工学部近藤文治京大名誉教授から、昭和27年に概算要求として、その案と電子工学科新設の案が出ていたことを聞いた。この概算要求を、他学科である機械の3回生が知っていて、それを筆者に知らせてくれたことが不思議である(この案は数年後に実現し、応用物理学科が消えて、航空工学科と数理工学科ができて、物理系2講座は消滅した)。残る物理系学科は機械と電気であったので、製図の少ない電気の方を選んだ。当時の電気工学は強電、弱電の2分野であったが、どちらもあまり興味が湧かず、4回生の卒業研究では、応用物理に近い照明工学の松田長三郎教授の研究室に入った。Xeフラッシュランプの分光写真(スペクトル)を一生懸命撮影したことが印象に残っている。大学では、松田長三郎教授に御指導頂き、研究の心構えをご教示頂いた。ご停年間近であったため、10数件の公聴会を聞く機会に恵まれ、長い論文の纏め方が少し分かったような気がした。また、当時、学科内の多くの助教授、助手の先生方も何かに取り付かれたように、目の色をかえて論文を纏めて居られ、研究の厳しさを目撃せ付けられた。松田先生は京大名誉教授のリーダー役を長年務められて、平成3年に99歳の天寿を全うされた。

修士課程では松田教授にエレクトロルミネッセンスのテーマを当てられた。面光源の可能性があるので、松田教授が力を入れておられたテーマであった。これは数年前から卒業研究のテーマとなっていたが、既製の蛍光物質ではいくら頑張っても発光しなかった。筆者は一から文献を調査した結果、蛍光物質の

製法の書いてある文献を探し当てた。その文献に従って薬品を調合し、電気炉の温度を熱電対で測定しながら、文献の通り時間を追って複雑に変化させながら何回か焼成したが、なかなか発光しなかった。指導の先生(阪口忠雄助教授)からは、発光させてデータをとらなければ修士を修了できないと云われて困っていた。ところが、2回生の夏に島津製作所のレントゲン研究課長中堀孝志氏(この直後に松田教授主査の公聴会があり、博士になられた)から共同研究の申し出があった。そこで、X線用の蛍光物質を作る部門(西川邦夫課長)で文献通りの方法で焼成してもらったところ、発光するもののができた。お蔭で修士論文を書くことができた。西川課長は、後に徳島大学教授になられた。

大学院の時に、物理系学科の講義を幾つか聞きに行った。その中で、応用物理学科河田教授の「応用放射線学」は、大学院までの6年間の講義の中で最も面白く、毎回感激して聞いた。内容は実験を主体にした近代物理学であった。特性X線の発生機構(制動放射は記憶に残っていない)、X線質を硬い・軟らかいと表現すること、マイクロデンシトメータの説明、等、生涯にわたって関係することを習い、大変興味を覚えた。このときすでにX線の研究をすることが決まっていたのかもしれない。

2回生の11月に松田教授が停年退官され、大谷教授のもとで修士を修了して、修士論文の続きをするつもりで、昭和32年に島津製作所へ入社した。しかし、エレクトロルミネッセンスの開発は止めたと云われて、中堀孝志博士のもとでX線装置に関する仕事をするようになった。このようにして、何か運命的な強い力でX線に引きつけられていった。

3. X線研究の始まり

X線は最も古い放射線で、昭和32年の時点で、約60年前に発見されたものであった。これで学位論文を書くなんて不可能ではないかと思ひ、目の前が真っ暗になった。学位論文の端緒になったのは、X線管の絶縁破壊の問題であった。当時、X線管容器を小型にするために、X線管を耐圧ぎりぎりに設

計するようになったので、しばしば絶縁破壊事故が発生した。筆者等は分圧器を作って、オシロで波形を観測したところ、管電流の小さい時に異常電圧が発生することがわかった。これを林重憲教授が拡張されたヘビーサイド演算子法(講義を聞いた)を使って理論的に説明できた。現在のラプラス変換法と似たものである。波形観測装置を作ったので、ついでに、単相電源(2パルス型)、3相電源(6パルス型)の装置の高電圧波形を測定して、演算子法を適用して解析していった(図2の左上)。

入社後2年たった昭和34年2月～5月に、毎日午後になったら原因不明の熱が出たので、自宅で休養した。研究をはじめて2年たつうちに、60年前に発見されたX線について、医療に应用するための基礎的なことが殆ど何も分かっていないことが分かってきた。そこで、休養している間、今後の研究の大筋をゆっくりと考えることができた。管電圧波形と写真の画質を結びつけて学位論文を書こうと思って、章の割り振りを考えたりして過ごした。そ

の後、この筋書きに沿って学位論文をまとめた。これが一生の研究テーマになった。中・高時代に心の底に焼き付いた事は、研究とは地味なもので、一生涯一貫したテーマを追及するものである、と云うことであった。昭和38年までの研究の内容を図2の上の部分に示してある。この研究を遂行することができたのは、上司の中堀孝志博士(後に京都医療技術専門学校長)の御理解、御指導、御援助の賜で、実質的な指導教授の役割を果たして下さった。修士、博士両方とも中堀博士のおかげで取得することができた。そのほか多くの方々のお世話になった。

昭和39年に学位を取得して、昭和40年に京都工芸繊維大学電気工学科(新設3年目)の助教授に任官し、昭和45年に、筆者に最も適した電気基礎学講座の教授に昇任した。大学へ移った時に光物性の研究をせよと云われて少し始めたが、X線と2本立てとなつて、長続きしなかった。

京都工芸繊維大学での30年余の間、多くの優秀な学生が筆者の研究を支援し、その一部は教官その

学位論文：X線装置における高電圧波形ならびにその効果に関する研究

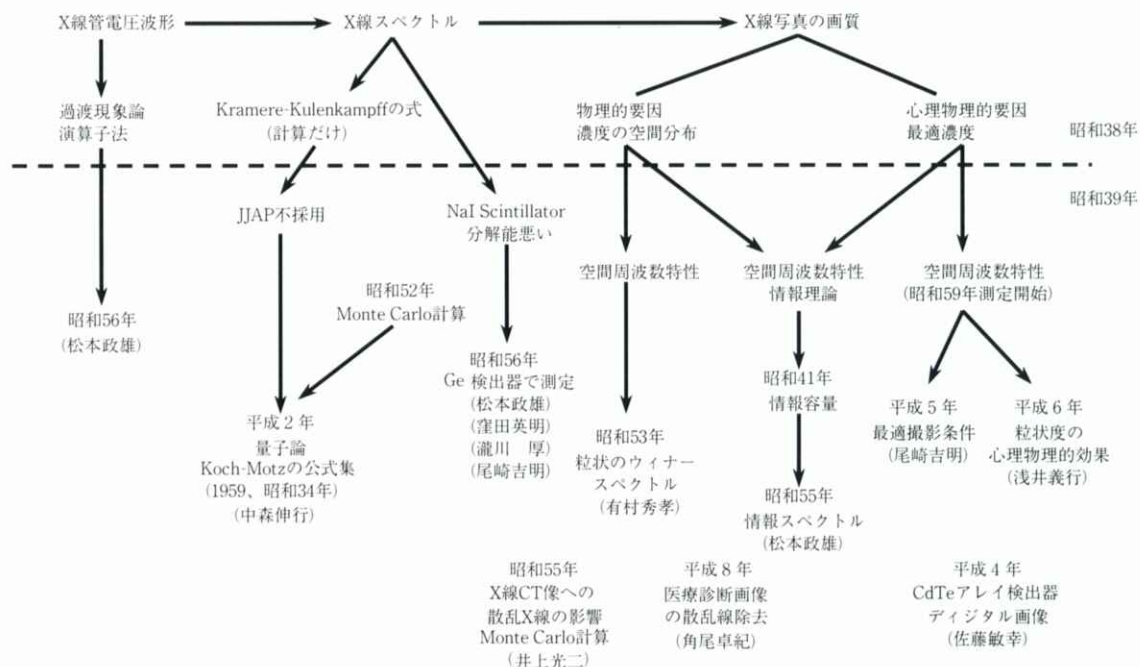


図2 一生の研究テーマ

他の形で卒業後も研究を続けてくれた。昭和 63 年 10 月に待望の博士課程ができた。それからは卒業生以外の方も研究に参加し、筆者が抱えていた課題を次々と遂行して成果を挙げ、結局、X 線の研究で 10 人が博士の学位を取得した。そのうち、松本政雄は京都大学工学部電気工学科板谷教授に提出し、その他は、私が京都工芸繊維大学と福井工業大学で審査して博士を出した。

以下に述べるように、昭和 39 年以後の研究の殆どは、図 2 に示すように、筆者の学位論文の主題を発展させたものである。以下、各項目毎に、筆者の学位論文の内容と、それが発展していった経過を、博士の学位を取得した人々の研究内容を中心に述べる。

4. X 線スペクトル

中森伸行氏(昭和 47 年京都工繊大・金森研究室卒、平成 6 年京都工芸繊維大学学術博士〔論博主査金森〕、現在、本会常務理事)は Monte Carlo 法で陽極内での電子エネルギー分布を計算し、量子論に基づく Koch-Motz の公式の一つを使って制動放射スペクトルを求め、それまで論争していた二つの制動放射断面積の経験式が陽極角に依存することを見つけた。さらに、特性 X 線の原因となる内殻電子を叩き出すのは、入射電子そのものではなく、入射電子が制動 X 線光子を出して、その光子が少し移動した場所で特性 X 線を発生させるという新しいモデルを作った。現在、画像処理の研究を行っている。

実験については、昭和 40 年頃に Si、Ge 半導体検出器が開発され、精密測定が出来るようになった。RII 研究会で神保昌夫氏(東芝)等がタングステンの 4 本の特性線を分離測定しているのを見て感激した。純 Ge 検出器は高価であるから 9 年後(昭和 56 年)に研究室に設置し、円高で安くなったので 4 台購入した。

松本政雄氏(昭和 51 年京都工繊大・金森研究室卒、昭和 57 年度金森研究室内地留学(1 年)、平成 4 年京都大学工学博士〔論博主査板谷良平教授〕、現在、本会常務理事)は、管電圧波形の計算を行ったほか、

スペクトルと管電圧脈動率の関係を測定し(内地留学で筆者と殆ど毎日実験した)。管電圧脈動率が増加すると、はじめは予想通り線質が柔らかくなったが、途中から逆転することを見出した。松本氏は京大に学位を出し、5 年経って博士を取得した。

窪田英明氏(昭和 62 年京都工繊大・金森研究室卒、平成 6 年京都工芸繊維大学学術博士〔論博主査金森〕、現在、大阪大・医・保健学科)は松本氏の逆転の原因が管電圧波形の特異性にあることを見出し、線質だけでなく線量も逆転することを見出した。約 100 年前に見出された X 線でも、先入観を捨てて実験すれば、卒業研究でも新しいことが見つかることを強調したい。林英樹氏(昭和 63 年京都工繊大・金森研究室卒)も協力した。教科書等を信用してはいけない例である。この逆転現象は、筆者にとって最も面白い実験であった。

今まで皆が避けてきた散乱 X 線の問題が残っていた。窪田氏は可視光での陽極像と X 線での X 線管焦点像を一枚のフィルムに撮影して、ビーム軸を精密に合わせる方法を考案し、散乱 X 線と直接線を分離させる方法を確立させて、学位論文の主要部分とした。

瀧川 厚氏(昭和 49 年京大・理・物理卒、平成 5 年度金森研究室内地留学(10 ヶ月)、平成 7 年京都工芸繊維大学学術博士〔論博主査金森〕、現在、広島県立保健福祉大教授、本会理事)は、散乱線があると被曝線量では有利になることに着目して、コントラストと被曝線量との関係を表す図を提案して、頭蓋骨ファントムを使って実例を示した。

尾崎吉明氏(昭和 57 年京都工繊大・金森研究室卒、平成 2 年度金森研究室内地留学(6 ヶ月)、平成 7 年京都工芸繊維大学工学博士〔論博主査金森〕、現在、京都府警科学捜査研究所)は、軟 X 線スペクトルを測定し、写真乳剤の吸収 X 線量の被写体厚に対する減弱曲線がコントラストを究明するのに有効であることを見出し、博士論文の前半となった。

X 線スペクトルの研究では、日医放物理部会大会と昭和 54 年から開催したスペクトル研究会が、研究の進展に非常に役立った。ここに謝意を表する。

5. 画質評価のスペクトル

RII 研究会の発端は、内田 勝先生(昭和 18 年 9 月旅順工科大学卒, 昭和 43 年大阪大学工学博士〔主査鈴木達郎教授〕, 現在, 本会名誉会長)と, 筆者の情報量の論文であった。発会后すぐに, 内田先生と筆者と土井先生(シカゴ大)が X 線管焦点のレスポンス関数の論文を書いたのをきっかけに, 空間周波数解析(MTF とウィナースペクトル)の研究会を担った。筆者は, X 線管焦点の短報を 2 件 JJAP に出しただけであった。RII 研究会が会長として, 内田先生が立入教授(本会名誉顧問)を選ばれたので, 今日まで長続きしている。その他, 内田先生には, 指導教授が云われる事迄云って頂いたり, 大変お世話になった。

有村秀孝氏(平成 6 年京都工繊大・金森研究室卒, 平成 8 年京都工芸繊維大学工学博士〔課程博主査金森〕, 現在, シカゴ大学研究員)は増感紙・フィルム系のウィナースペクトルを研究し, 三つの要因(統計変動, 増感紙構造, 写真乳剤)に分ける方法を考案した。また, クロスオーバーのない系とある系について濃度依存性, 管電圧依存性を求め, 多くの知見を得た。特に, 管電圧依存性は, フロントの増感紙・フィルム乳剤では管電圧と共に減少し, バックでは管電圧上昇と共に増加する事を発見した。その結果, フロントとバックを一組にすると相殺して, 管電圧依存性を考えなくてもよいと今まで言われていた原因を見つけたのは大きな成果である。

松本政雄氏(4. で既出)は, 筆者が昭和 41 年から発表していた鮮鋭度だけを強調する「X 線撮像系の情報容量」を, 15 年後の昭和 56 年に被積分関数を使えば, 四つの要因(鮮鋭度, コントラスト, ラチチュード, 粒状)を均等に含ませることに気がついて, 筆者と共同で, 情報スペクトル(information spectrum)と名付け, 適用例を示した。これは, 低コントラスト被写体で検出能が問題になる時は低周波成分を, 高コントラスト被写体で鮮鋭度が問題になる時には高周波成分を比較すると主観的評価の順番が一致するものである。松本氏は大阪大学・保健学科で X 線スペクトル研究室をつくって, 常温で,

CdZnTe・CdTe 検出器を使って診断条件で X 線スペクトルを測定している。

6. 最小識別濃度差のスペクトル

筆者は昭和 59 年ごろから, コンピュータグラフィックス装置で正弦波パターンを作り, カメラで撮影して約 1500 枚のパターンを作った。

尾崎吉明氏(4. で既出)は膨大なデータを整理し, 軟 X 線の最適撮影条件を求める方法を示し, 従来 X 線写真で検出できないとされて来た微小な厚さの差を検出できることを示し, 博士論文の後半とした。

浅井義明氏(昭和 57 年神戸医療技術専門学校卒, 平成 12 年福井工業大学工学博士〔論博主査金森〕, 現在, 近畿大学病院中央放射線部)は, RMS 粒状度を心理物理的に修正し, RMS 粒状度に戻したら, 主観の評価結果を適切に説明できることを示し, 等価空間周波数を求めた。また, 筆者が 30 年前に発表した最適濃度・濃度範囲, 最適撮影条件を臨床的に実証した。

7. その他

CT 像への散乱 X 線の影響を研究について, 2 次元 CT については, 昭和 53・54 年文部省科研費総合 A(代表東大・医放・竹中榮一博士)の援助で井上光二氏(昭和 56 年京都工芸繊維大学・金森研究室卒, 平成 6 年京都工芸繊維大学工学博士〔課程博主査金森〕, 現在, 島津製作所)が開始し, 中森助手がモンテカルロ法で計算し, 単色 X 線 CT では, 平成 5・6 年文部省科研費総合 A(代表, 国立循環器病センター・宇山親雄博士), 連続 X 線 CT では神保昌夫氏(ソニー中研)の援助を受けて, 井上氏の博士論文となった。

角尾卓紀氏(平成 8 年京都工芸繊維大学・金森研究室卒, 平成 13 年京都工芸繊維大学工学博士〔課程博主査吉田靖夫教授〕, 現在, 放射線医学総合研究所研究員)がこの研究を続けた。

佐藤敏幸氏(昭和 55 年東北大・理卒, 平成 8 年京都工芸繊維大学工学博士〔課程博主査金森〕, 現在,

島津製作所基盤研究所主任)は、常温で使える CdTe 半導体検出器の研究で博士を取得した。

小島克之氏(昭和 42 年立命館大学卒、元金森研助手、昭和 57 年立命館大学工学博士〔論博主査松田長生教授〕、現在、常葉学園浜松大学教授、本会理事)は、OTF を使って分光器像を修正する研究を中心として博士を取得した。現在、X 線像処理の研究を続けている。

山田正良氏(昭和 43 年神戸大・工・阿部謙治研卒、昭和 48 年大阪大学工学博士〔課程博主査中井順吉教授〕、元金森研助教授、元本会常務理事、現在、京都市芸繊維大学教授)は、福沢助手と共に小児の心拍のフーリエ解析を行い、内田論文賞を受賞した。

8. 結言・謝辞

以上のように、多くの方々との運命的な出会いがあり、39 年に亘って、楽しく、X 線の研究を続けて、無事に停年退官することができた(平成 8 年 3 月)。この間、実験装置の準備(研究費申請を含む)、

実験、計算、学会発表、投稿、レフェリーとのやり取り、の繰り返しであった。英文の論文を掲載しないと研究したことになるという信念があったので、どうしても掲載したい論文が外国の一流雑誌に掲載決定した時は、本当に嬉しかった。外国出張として、昭和 46-47 年に文部省在外研究員として憧れのスイスへ行き、その後、文部省国際研究集会派遣研究員 3 回を含めて 17 回外国の国際会議に参加し、国際交流ができた事は有意義で楽しかった。また、昭和 39 年の国際光学会議以来、国内の 9 件の国際会議で発表を行った。中でも平成 3 年京都での医用物理生体工学会議には、昭和 54 年に日本誘致運動を始めた時から関係し、研究室を挙げて運営に携わり貴重な経験をした。

ここで、島津製作所では、中堀先生以外に木村幾夫先生(レントゲン技術専修学校、後の京都医療技術短期大学教員)、佐野課長(後の岡山大学教授)、鳥山課長(後の京都医療技術短期大学教員)、田部課長(後の放射線事業部長、常務取締役)に謝意を表する。また、多くの恩師、友人、卒業研究生、大学院



(写真：左から金森先生、松本先生、前田先生)

生、学会や研究会で有益な討論をして下さった方々、学術雑誌のレフェリーの方々、他お世話になった多数の方々に深甚の謝意を表する。

この一連の研究に対して、文部省科学研究費総合研究(A)分担2件(前述)の他、一般研究11件(延べ24年)、試験研究4件(延べ10年)、奨励(A)3件(延べ3年)の援助を受けた。この他にも、学会、財団、等から何件かの援助を受けた。併せて謝意を表する。

昭和40年の暮れに京都工芸繊維大学に着任した時の経緯で、寄り道をしたが、47年間に亘って最初に見つけたX線のテーマで一貫した研究ができたのは、中高時に叩き込まれた研究に対する信念の賜であった。京都工芸繊維大学での30年余の間、多くの優秀な学生が私の研究を支援し、その一部は教官、その他の形で卒業後も研究を続けてくれた。一見古臭いX線でも次々と新しいテーマが出て来た。教授になった時に恩師の松田先生から頂いた色紙「知りて尚涯し無きを遂う」を実感している。

京都工芸繊維大学在学中の最大の出来事は、昭和63年10月の博士課程の設置であった。これで本当の大学になった。おかげで卒業生以外の方も研究に

参加して、卒業生と共に、私が抱えていた研究課題を次々と遂行して成果を挙げた。長年楽しく研究できた上に、これらの方々に京都工芸繊維大学で博士の学位を出して報いる事ができた事は幸せであった。

平成7年11月8日はX線発見100周年の記念日である。70年目に京都工芸繊維大学に着任し、100年目に退官する事になるとは、X線との不思議な縁を感じずには居られない。その後、5年間福井工業大学でもX線の研究を続け、浅井義明氏を論文博士として出して、国内外の学会で研究発表を行った。今後も研究発表を行なう予定である。

下の写真は、スイス・サンモリッツ近くのポントレジナのレントゲンの山道の途中の、レントゲン広場にある碑(左)と、X線発見100年を記念して立てた看板(右)で、レントゲン生誕150周年に当る。つまり50才でX線を発見したが、ヴェルツブルク大学学長であったから3週間程実験室に寝泊りして、X線の基礎実験をして、大学紀要に発表した。

ドイツでは、学長が3週間実験室に籠りきりで実験できた。日本でもこの様になってほしいものである。



(写真：スイス、レントゲンの山道の途中の広場の碑(左)と看板(右))

松本先生との出会い

広島国際大学保健医療学部診療放射線学科

前田 浩志

松本先生の弟子の中では一番古いので、このような役を仰せつかることになりましたが、まだまだ未熟な私(自分では『研究者(仮免中)』程度だと思っています……)が、このような企画で学術誌に文章を書くというのは大変恐縮で、本当に何をお話したらよいのかわからず、正直なところ随分悩みました。大学教員でありながら大学院生でもあるといういささか不思議な身分ですので、研究についてはまだ先輩方の前で云々申し上げられることは何もないので、大学時代からの自分を振り返りながら、研究生活を始めるようになった現在までのいきさつを書いてみようと思います。

私が医用放射線画像やその画質評価、被曝線量制御などに関することに関心を持ち、研究者としてそういった分野に従事するようになったのは、大学時代の早い時期に松本先生の講義を受けたことがきっかけです。もちろん他の先生方の講義も大変興味深いものでしたが、大学の1・2年次の頃というのは、他の大学でもそうですが、いわゆる教養と数学や化学などの専門基礎科目が中心で、放射線技術関係の専門科目はほとんどありませんでした。私が在籍していた専攻に所属されている教官の講義を受ける機会は、オムニバス形式の医療科学概論の科目ぐらいで、その数も少なく、教官のお名前を覚えるのにも苦労しました。そのような中で、松本先生がご担当の15コマの講義(『画像基礎論』という授業でした)があり、学生にとっては数少ない“自分たちの先生の授業”という感じで受講していました。講義は、フーリエ解析の基礎からでしたが、とにかく難解でした。その当時は実際の医用画像を目で見る機会はほとんどなく、“画像を解析する”ということには全く実感が湧いてこなかったからでしょう。ですから、実際に画像の研究をしたいと思うようになるのはもう少し後のことです。ただ、『刷り込み』とでも言うのでしょうか、ひよこが初めて目にした動く

ものを親だと思うように、私には画像の分野の話がこの世界への入り口であり、常に関心をもつ分野となりました。(ちなみに、その時の講義で使われていた教科書は、金森先生が内田・稲津両先生と共同で書かれた教科書でした。当時は、お名前だけで、お顔も存じ上げないまさに雲の上の存在という先生でした。)さて、大学時代は3年次から研究室配属があったのですが、その時は、実は松本先生の研究室ではなく放射線被曝制御に関する研究室に所属していました。研究室は違いましたが、松本先生の講義や実験は多かったですし、よく先生の研究室を訪ねてお話を伺ったりしていて、この分野への興味は大きくなっていました。大学を卒業後、また別の研究室の大学院に進学したのですが、すぐに辞めてしまいました。自分が診療放射線技師であるということをあまりにも重く考えすぎて(もちろん今でも自分が技師であることは大切だと考えていますが)、研究室の中だけでの仕事に、価値を見出せなかったのです。研究が面白くなかったわけではないのですが、医療系の研究者を志すなら、臨床に出てから自分にふさわしい研究分野を決めたいと思ったのです。また、その時の私には(一期生だったので)先輩もなく、大学院での研究を社会でどのように活かせるかといったことは全く分かりませんでしたし、社会が何を求めているかといったものも直接には感じられず、大学院修了者としての将来には、とても不安を感じていたのだと思います。当時、運良く近くの公立病院の募集がありましたので、応募しました。試験にパスし採用を頂いた時は、ホッとしましたが、研究には二度と戻れないかもしれないという複雑な気分でした。学会出張や研究に割く時間やお金を考えると、臨床家でありながら研究者であるということは、なかなか簡単ではないと感じていました。どちらかを選択すれば、もう後戻りはできないかもしれないという不安が、診療放射線技師である私には少

なからずあったのだらうと思います。病院に勤め始めると、医療機器開発などに携わるエンジニアや研究者の方とも接することができ、工学部出身などで臨床経験のないメーカーの方でも医療のことについて非常によくご存知であることに驚かされました。一生懸命、医療のことを勉強されたり、現場の声をくみ上げる努力をされたりしている姿に、とても感銘を受けました。診療放射線技師であることと研究者であることとの両立は困難だが、やり方はいくらでもあるのだと感じられたことは、とても大きな自信となりました。ところで私は、病院勤務時代、乳房撮影の担当技師だったのですが、この部門というのは、特に画質にはうるさいところでした。利用するX線の性質・フィルム・現像処理などが、一般の撮影に比べて独特で、画質評価・管理も徹底して行なわれていました。学生時代の講義で習った画質の評価法などは、この時にやっと役立ちましたし、今の研究であるX線質の管理や画質の管理などに対する興味はここでも大きくなりました。この意味でも、臨床に出られたことはとてもよかったと思っています。

さて、病院に勤め始めて2年になる頃、病院の主任技師の先輩と画像や被曝管理に関する研究の基礎作りを始めました。それとほぼ同じ時期、大学時代の研究室の先生から広島国際大学の助手にならないかとのお誘いを受けました。病院での業務にも慣れ、居心地も良かったのですが、研究者への夢も持ちつづけていましたし、二度とないチャンスかもしれない

いので、大学での仕事を選びました。大学に赴任してからは、恩師の一人である当時広島国際大学(現シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所研究員)の有村先生と画質に関する研究を始めました。有村先生も金森先生の下で学ばれた先生で、再び金森先生や松本先生との接点が生まれました。有村先生と散乱線が画像に与える影響について実験中心で研究してきましたが、この分野はなかなか難しく、頭を悩ませています。しばらくは画質に関する研究だけをしていたのですが、X線画像の形成には、その元となるX線の性質を知るのが不可欠であると思いいたりました。松本先生がX線スペクトルの研究をされていまして、大学の教員でいる以上、博士号を持っていたほうが良いということで、先生にお願いして、社会人大学院生として受け入れていただきました。現在は、広島での教員生活と大阪での大学院生生活という大変な毎日ですが、金森先生・松本先生はじめたくさんの先生方のご協力がいただけるおかげで、なんとか両立させることができています。自分一人で出来ることはたかが知れていて、諸先輩先生方にまだまだ頼らなければなりません。金森先生が育てられたこの分野で、早く『研究者(初級)』くらいには認められるよう、努力していきたいと思っています。研究などへのアドバイスを頂いている諸先輩方にはこの場をお借りして、感謝の意を表すとともに、今後も叱咤激励くださいますよう、よろしくお願い申し上げます。

IHE による新たな標準化へのアプローチ (IHE：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

(2003 年 2 月 1 日受理)

New and Effective approach to standardized installation of Medical information system using IHE (Integrating the Healthcare Enterprise) Technical Framework.

Minoru HOSOBATA

Shimadzu Corp. 1-3 Kandanishiki-machi, Chiyoda-ku, Tokyo 101-8448, Japan

(Received February 1, 2003)

1. はじめに

保健医療分野の IT 化グランドデザイン¹⁾が策定されて(厚生労働省：平成 13 年 12 月 26 日)1 年あまりが経過した。IT 化は医療のめざすべき姿の実現のためである。その姿とは、患者の選択の尊重と情報提供ができること、質の高い効率的な医療提供体制がとれること、国民の安心のための基盤づくりができること、であるとされている。グランドデザインではそのための具体的なアクションプランが定められた。1)標準化、2)セキュアな情報インフラの整備、3)モデル事業、4)情報システム導入・維持費の負担の軽減、5)国民・医療提供者の理解の促進、の 5 つである。標準化は第一のアクションとなっている。IHE(医療連携のための情報統合化プロジェクト)による標準化のアプローチは、このガイドラインに取り上げられ、その成果が期待されることとなっている。2001 年 7 月に IHE-J(IHE-Japan)として始まった活動は、2001 年度、2002 年度、と展開され、その成果はすでにいくつかの発表や文献によって紹介されている^{2),3)}。ここでは、4 年目を終わろうとしている米国 IHE、2 年目を終わろうとしている IHE-J の動きを紹介し、新たな標準化へのアプローチとしての有効性について述べる。

2. 標準化への新たなアプローチ

2.1. 標準規格適用の限界

標準規格があればマルチベンダによるシステム構築は可能かという問いには、現実の答えが出始めている。HL7⁴⁾、DICOM⁵⁾という規格はより適用範囲を広げるために、できるだけ多くの可能性に対応しようとする。そのため個々の実装の場面では、解釈の差が生じ、接続ができないなど、細かい行き違いが発生することがありえる。最終的にはベンダ間で何回かの調整が行なわれ、接続ができるようになるが、その間のコスト発生はゼロには押さえられない。規格が適用できなかった主な要因は、適用場面についての解釈違いであることが多い。

2.2. 規格からガイドラインへ

標準規格をマルチベンダシステム実装において効率的に利用するには、規格適用の場面、すなわち適用シナリオを明確にし、規格の中のどの部分を適用すべきかを定義したガイドラインをつくるのが最短の道であると考えられる。新たな規格作りではなく、規格適用ガイドラインづくりを行い、実装し、接続テストし、目に見える形で評価し、もし規格が足りないならば、規格団体にフィードバックをかけることも必要である。

そのためには、多くの医療機関の臨床現場で実際

に行われている業務フローのモデル化が必要であり、それに基づいたガイドラインづくりが必要である。それが IHE 活動の出発点である。誰がどのようにモデルをつくり、評価し、ガイドラインをつくるのか、そしてガイドラインを維持し、発展させる体制はどのような形かなど、きちんとした運営体制作りが求められる。臨床現場をよく知るユーザのグループや、規格をよく理解したベンダの技術グループが必要であり、それらを統合して進めていく組織が必要となる。

このしくみが実際に動き始めれば、ユーザ側からは、ガイドラインを使ったシステムを自らの医療機関に安心して導入することができるし、ベンダ側も、ガイドラインを用いたシステムづくりに安心して人、モノ、資源を投入することができるようになるはずである。

2.3. 様々な標準化の動きと IHE

米国 DIOCM 委員会による DICOM 規格、HL7 協会による HL7 規格は、現在も進化を続けている。医療情報の標準化についての ISO では、ISO/TC215 が活動を進めている。この中で DICOM 規格を ISO にしようという動きも出てきている。

3. IHE

3.1. IHE とは

IHE の目指すものは、患者の診断・治療に必要な情報を正確に蓄積し、医療関係者がいつでも入手できる医療情報システムの構築である。IHE はそのためのガイドラインづくりを HL7、DICOM などの標準規格を適用して行ない、結果としてマルチベンダによるサブシステムごとの継続的システム構築を可能とする。

IHE(米国)の体制は、RSNA(北米放射線学会)と HIMSS(医療情報システム会議)がスポンサーとなり、HIS、RIS、PACS、モダリティベンダーが協力してつくった組織である。既に IHE は、ヨーロッパ IHE(2000)、日本 IHE(2001)へ展開しており、さらに International な体制作りに向けて準備が進めら

れようとしている(IHE International meeting)。

3.2. IHE の進め方

IHE の進め方は、標準システム普及の手順でもある。従来は、標準化団体によって作成された標準規格をベンダが検討し、市場からの要請を見極めながらベンダの判断で規格の一部を HIS、RIS、PACS、MODALITY などの個々の製品に実装してきた。医療機関は各ベンダの特色を生かしたマルチベンダシステムの構築を決め、各ベンダに発注することとなるが、医療機関からのシステム発注時に初めてベンダ間の接続テストが開始され、何度かの打ち合わせとテストの結果、システム実装がおこなわれてきた。標準規格の評価は多くのサイトにおける多くのトライアル(失敗も含めた)の結果出てきた。DICOM 規格の有用性評価はこの中から確立されてきたといえる。

一方 IHE を用いれば、ユーザは IHE モデルシナリオの名前(統合プロファイルと呼ばれる。後述)をベンダに伝えるだけで、標準規格を用いたマルチベンダシステムの構築が可能となる。IHE では、1)臨床現場にあったモデルシナリオの特定と標準的な業務フローの確立、2)標準規格適用ガイドラインの作成とベンダへの公開、3)ガイドラインに従ったシステムの実装 4)接続性テスト(コネクタソンと呼ばれる)とその結果の公表、5)デモンストレーション、6)ベンダによる製品への実装、というステップで標準化を進めることになる。

IHE では、標準化ガイドライン作成グループによってつくられた IHE ガイドライン(テクニカルフレームワークと呼ばれる)⁶⁾が公開されると、ベンダはそれをもとに実装を進め、1年に1回開かれるコネクタソンに参画することで、接続性を確認し、成果を各製品に反映することができる。コネクタソンやデモンストレーションにより、ユーザの評価も明確になる。このような運営体制のもとに標準化が進められると、ユーザの不安、ベンダの開発投資への不安が解消でき、医療情報システム構築において最小限の投資で最大の成果を得ることが可能となる。

3.3. IHE テクニカルフレームワークを構成する基本要素

IHE テクニカルフレームワークを構成する基本要素は、アクタとトランズアクションである。アクタはワークフローを構成する基本機能ユニットであり、業務の分担単位でもある。トランズアクションはアクタとアクタを結ぶ交換メッセージである。トランズアクションはDICOM, HL7といった規格で記述される。病院総合受付で行われる患者受付から始まる画像検査業務フローの場合では、アクタは患者登録、オーダー発行、オーダー実施、モダリティ、画像保管、画像表示、レポート保管などである。これらのアクタ間には様々なトランズアクションが実行され、最終的に例えば「依頼医が必要とする画像診断レポートが利用可能となる」という業務が完結する。これを統合プロファイルという。アクタが定まると具体的なトランズアクションの記述が行われ、テクニカルフレームワークとして纏め上げられる。

IHE のワークフローでは、放射線診療サービスへの要求として「オーダー」が定義される。オーダーはそれぞれの専門医による読影とレポート作成作業の単位に分解される（「要求プロシージャ」）。さらに「プロシージャステップ」というワークフローの最小作業単位（撮影ごとの単位）に分かれる。「プロシージャステップ」は「予約プロシージャステップ（SPS）」と「実行プロシージャステップ（PPS）」からなる。即ち、撮影装置では、個々の検査ワークリストの実施と完了という作業を繰り返す。

4. IHE 統合プロファイル

業務のシナリオや、システム機能の具体的な集合を統合プロファイル

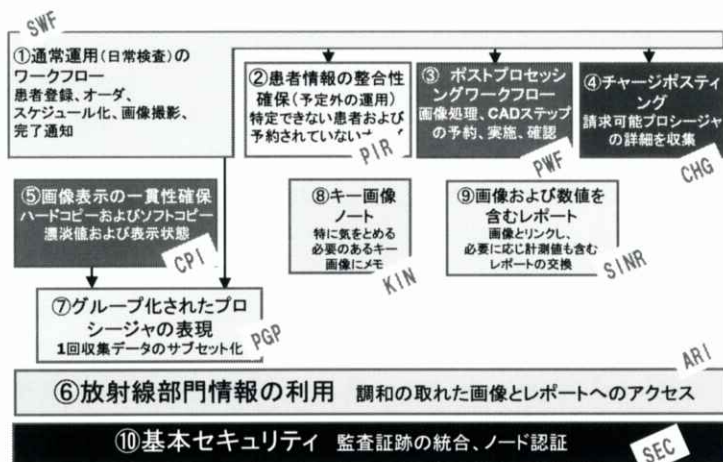


図1 IHE 統合プロファイル

と呼んでいる。2002年4月のテクニカルフレームワーク（IHE YEAR4）では、統合プロファイルとして10種類定められている。統合プロファイルの関係は図1に示す。各プロファイルのブロックには略号コードが記されている。

4.1. 画像検査の通常運用ワークフロー

4.1.1. 通常運用の課題

病院の検査の通常運用業務において取り上げられ

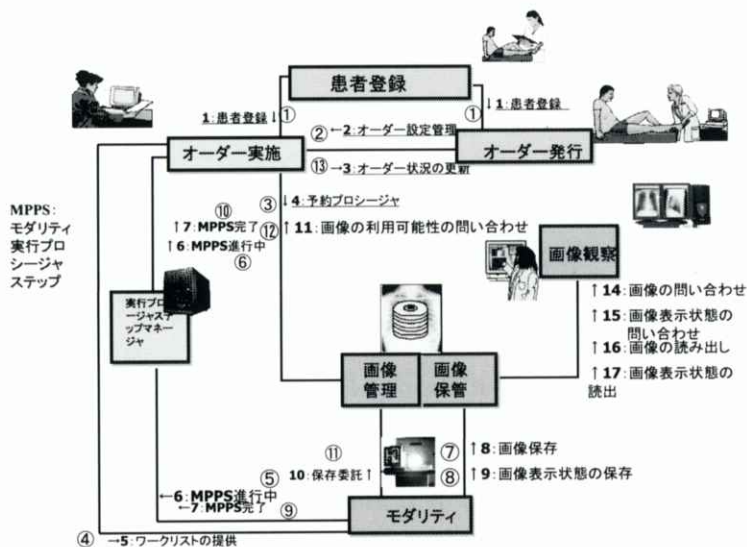


図2 通常運用のアクタとトランズアクション

る問題は次のようである。技師が撮影を行う前に、正しい情報が用いられているかどうか、またそれをどうやって確かめるか。データの再打ち込みが必要な紙依存のワークフローでは、エラーのリスクがあり非効率である。紙ベースでは、入力時間と印刷された時間のずれなど情報の陳腐化がおこる。包括的なオーダーやオーダーの変更、キャンセルへの対応の問題などもある。また、技師が撮影を完了したとき全システムにどのように伝えるか。読影の準備がいつできたかをどう伝えるか、モダリティではデータをいつ消せるか、どう会計するのか、参照する医師をいつ起こすのか、などの問題も現実の課題となっている。

4.1.2. 画像検査の通常運用ワークフロー統合プロファイル(SWF)

図2に通常運用ワークフローをIHEとして実現したものを示す。四角の枠で囲まれたものがアクタである。トランザクションは線で表現されている。この統合プロファイルでは、レポート生成までは含まれていない。次のステップの拡張で含まれる予定である。時間的な流れを相互相関図に示す(図3)。この例では、例外管理が行われている。

このようにルーチンの業務をアクタに分解し、相互相関図に展開することにより、統合プロファイルが明らかとなってくる。これらの代表的なトランザクションがモデルシナリオの中で特定されることにより、ユーザの実現したい仕様が明確にベンダに伝えられることになる。

4.1.3. SWF におけるオプション

IHE YEAR4では、以下のオプションが追加された。

①PPS 例外管理オプション

PPSの例外管理として明らかになっている問題に対処する方法、とコードの定義が行われた。技師がモダリティワークリストから誤った選択を行い、画像が収集されるケース、検査が開始されるが中断されるケースなど、いくつかの振る舞いが特定されている。多くは、モダリティや画像管理、オーダー実施

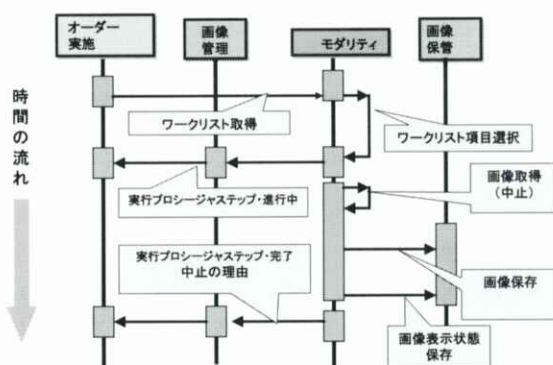


図3 相互相関図(通常運用の例外処理の場合)

アクタの判断が反映されるように対応しようとしている。その一例が図3である。

②補助プロトコル設定オプション

より正確なプロトコルをオーダー実施アクタ(部門スケジュール管理とオーダー実施)からモダリティへ伝える方法が定められた。これによれば、予約プロセスステップにおける複数プロトコルコードに基づく設定ができること、より詳細なデータ交換が提供されること、首尾一貫したプロセスの実施、などが可能となる。

4.2. 患者情報の整合性確保

4.2.1. 課題

John Doe(救急患者)の事後整理として患者情報をどう修正するか、システムがダウンしたあとのリカバリとして患者情報をサブシステム間でいかに整合するか、あるいは、モダリティ上での手入力による誤りの発生への対処、VIPのプライバシー保護への対応などの問題を解決するための方法が必要である。

4.2.2. 患者情報の整合性確保統合プロファイル(PIR)

救急患者が来院して、画像検査を受け、読影したのち、正式名がわかった場合に各サブシステムが、正しい患者名を取り込めるようなトランザクションを定めるのが、このプロファイルである。

電子保存の観点から、画像保管アクタに一旦保存したデータの患者名を変更するには、変更履歴が残っていることが必要である。しかしながら

DICOM 通信をそのまま使って正式名に変更した患者データを登録する場合には、UID が同一であるためできない。画像保管アクタごとの実装上の工夫が必要となる。

4.3. ポストプロセッシング

4.3.1. 課題

画像検査部門では、CAD、画像処理、3次元(3D)画像再構成などのタスクがポストプロセッシング(後処理)として行われている。後処理を含めた検査のワークフローを確立し、検査状況、エビデンス文書(結果の報告など)の情報の入手のタイミングを把握するため、またワークステーション間の負荷を分散し、かつ重複をなくすためには、これらのタスクをどうスケジューリングするかが要求される。即ち、ポストプロセッシングのためのワークリストを設定し、状態追跡が可能な方法を定義する必要が出てきた。

4.3.2. ポストプロセッシング・統合プロファイル (PPW)

ポストプロセッシングのためのワークステーションは、処理データに対するワークリスト入力を行う。それぞれの処理状況に関するメッセージ交換により、ワークフローにおいてどこまで処理が進んでいるかの情報や請求についての連携処理をサポートすることができる。また、簡単に処理結果がレビューできるように、ポストプロセッシングの結果と収集された画像やその他の処理結果を結びつける機能もある。

4.4. チャージポストイング統合プロファイル (CHG)

実施されたワークに対するチャージポストイングや請求書作成をいかに標準化するか、あるいは、臨床システムと会計処理の間のインターフェース実装をいかに減らせるか、さらに放射線の内部の事情を知る必要が無いような請求書作成システムづくりができるか、がこの統合プロファイルの目指すところである。ここでは、会計計算に関連するプロシーダの詳細を収集するためのワークフローが定められた。

実行プロシージャに対する技術費用や物品の消耗、プロフェッショナルフィーのレポートなども含まれている。マルチベンダシステムにおいても、計算の詳細やプロシージャ記録の管理を促進することができる。標準規格として HL7 メッセージがシステム間の計算の詳細を管理する。新たに、チャージプロセッサ (Charge Processor) をアクタとして定めた。

4.5. 画像表示の一貫性確保 (CPI)

画像検査部門の外での印刷の品質を確保できるか、放射線医は、離れた場所にいる医師と同一の画像で議論できるか、操作の二重手間を省くために撮影画像に対して行った操作を取り込めるか、などの課題がある。フィルムであれば、当然のことであるが画像の表現はそれ以上変化する可能性はなく、どこへ伝えられても一定である。このことを電子的にも保証する必要がある。

放射線医は、読影にあたって画像に対して様々な処理を行うが、その過程を記録し最終的な表示状態を、参照する側の医師においても再現できるようにする方法が、画像表示の一貫性確保統合プロファイルである。実装は、DICOM 規格での画像転送時に行われるトランザクションを使うことになる。さらに Web からの画像参照においても CPI が可能になるような規格づくりが検討されている。(ISO/TC 215 DICOM とのリエゾン: Web Access to DICOM Persistent Objects)。

4.6. 放射線部門情報へのアクセス (AIR)

「技師さんに、スミスさんの検査とレポートを治療計画システムに送ってもらうように頼めますか?」という問いに対して画像検査部門として簡単に答えられることが、このプロファイルの目標である。即ち、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。

4.7. グループ化されたプロシーダの表現(PGP)

血液、腫瘍に関するオーダがいくつかのプロシーダに分解されて検査が行われる場合、即ちCTの胸部、腹部、骨盤などの検査が出ている場合、1回のCT検査で撮影を行なうにはどうすればよいか、というのが課題である。得られた画像セットに対して、胸部放射線医が読影に必要な部分の画像表示条件や腹部放射線医のための表示条件を設定したり(CPIを適用)、それぞれの放射線医が必要な範囲の画像を選んで読影できる条件設定を可能とする。

4.8. キー画像ノート(KIN)

「先生、昨夜3000スライスのMR検査を読影しましたよね。大事な画像を5つ見せてくれませんか？」などといわれると、画像検査部門としては、とてもではないが「わかりました」とはいえないのが現状である。また、主治医の先生へ「40例をレビューして、質問を黄色いポストイットに書きました。見ておいてくれませんか」と伝える状況や、放射線科の先生に「患者はじっとしようとしていない」と言っしてほしいなど、日常の臨床現場でのきめ細かな情報交換に対応するのがこのプロファイルである。

即ち、放射線科医がモダリティで画像診断した際に、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プロファイルが必要とされている。これにより、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。

4.9. 画像及び数値を含むレポート(SINR)

例えば、次のようなレポートがかかるかどうか(特にアンダーラインの部分)。Discussion:「The liver is normal. There is a focal area of decreased attenuation adjacent to the falciform lig., likely representing focal fat(image 22). The spleen, both kidneys, the ... are normal.」Impression: CT of the abdomen within normal limits

即ち、DICOM SR(Structured Reporting)規格に基づいて、測定値、画像へのリンク、構造化されたコ

ンテンツなどの内容を、転記することなく取り込むことができるレポートである。これらは、画像診断ワークフローと同時に、XML実装がやりやすく、CPR(Computer based Patient Record)へのエクスポートが容易(HL7)となるという特徴がある。ただし、SRについては、我国ではほとんど用いられていない。そのため、2002年末より放射線学会電子情報委員会、IHE-J、PACS研究会などが共同で検討を進めようとしている。

4.10. 基本セキュリティ

4.10.1. 課題の整理

臨床利用とプライバシーをどう維持調整するか、認証された人のみが患者の医療情報にアクセスできるようになっているか、第3者には基本的に情報は非公開とすべきであるが、そのことが保証されているか、などが課題となってきた。そのためには、データの秘匿(Confidentiality)、完全性(Integrity)、説明責任(Availability)、認証(Authenticity)などの目標を達成することが必要である。

医療機関全体のセキュリティポリシーを遵守する場合には、患者情報の保護に有効な基本的セキュリティ手段が確立されなければならない。安全な方法で相互接続された複数のシステム下での作業について、監査証跡イベント(Audit trail)を蓄積管理する仕組みが求められる。例えば、監査証跡には次のような質問に答えることができるような情報が含まれるべきである。どのユーザがどの患者のPHI(protected healthcare information)にアクセスしたか、ユーザ認証失敗の原因、ノード認証失敗の原因は何か、など。プロファイルは、医療機関がプライバシーやセキュリティに関する規定(HIPAA、ヨーロッパや日本などの個人情報保護法)を遵守するために有効なツールを提供するが、プロファイルだけで、医療機関を規定に準拠できるわけではないので、運用面での体制作りも含めた対応を図る必要がある。

4.10.2. 基本セキュリティ・統合プロファイル(SEC)

セキュア・ノードだけがデータ交換していることを確認できるようにするため、監査装置に対して以

下のものを提供する。1) プロシーダに対応しているかどうかの確認。2) 不正な挙動をしているアクタの検出。3) 時間にクリティカルな動きに干渉するものを除去する方法。また IHE だけでなく多くのサブシステムからの詳細な記録をとり、監査レポートを一箇所に集めておく。ただし、解析や検出が簡便になるようなものを提供することは、IHE のスコープ外である。

基本セキュリティ環境として運用体制でカバーすべきものには、第一に物理的なセキュリティがあげられる。ドア、鍵他、限定されたアクセスしか許さない環境であること、例えばデータ通信や装置は限られた場所に置かれること、装置へのアクセスは管理されていること、キャビネットやケーブルなどは保護されていること、などである。第2の基本セキュリティ環境は、ネットワーク・セキュリティの必要性。これには、ファイアウォール、VPN や他のアクセスコントロールができていないこと、権限のない外部アクセスは拒否できること、場所ごとの状況で保証されるならば、追加のセキュリティ設備も設置されること、などがあげられる。

基本セキュリティ・統合プロファイルを用いた技術的な対応では、セキュア・ノードを認証する証明書、監査メッセージを転送保存するシスログ・プロトコル、監査メッセージと同期させるタイムスタンプのための Network Time Protocol (NTP) が用いられている。図4、図5に基本セキュリティ・統合プロファイルにおける、監査ログの集積と、相互相関図におけるトランザクションの例を示す。全てのトランザクションの情報が監査リポジトリに書き込まれている。

5. コネクタソン

5.1. コネクタソン

米国の IHE は4年目を迎え (IHE YEAR4)、テク

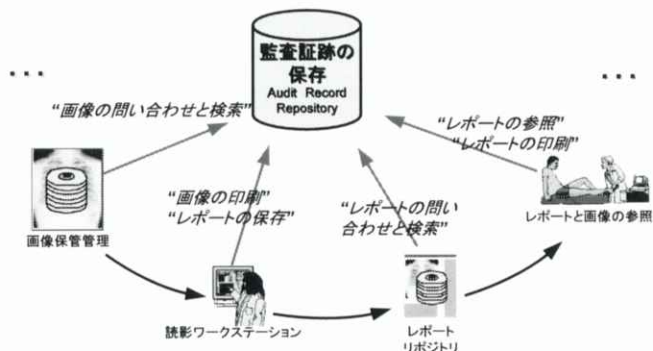


図4 基本セキュリティ統合プロファイル

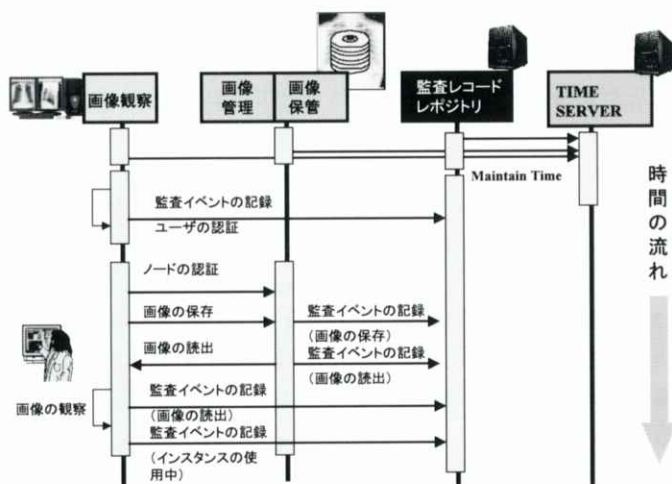


図5 基本セキュリティ相互相関図の一例

ニカルフレームワークを使って各ベンダが統合プロファイル中のアクタを実装した結果の接続テスト (コネクタソン) が2002年10月に行われた。その最終結果は、RSNA2002にて公表された。IHE YEAR4は、2002年4月にテクニカルフレームワークを定め、6月にベンダワークショップによりベンダ説明を終え、参加ベンダの募集が開始された。参加各ベンダはテクニカルフレームワークの実装を進め、10月のコネクタソンに臨んだ。各ベンダにはトランザクションのテストツールである MESA ツールが渡され、事前に個別のテストを終了している。

テクニカルフレームワークの策定、パブリックコメントへの対応、ベンダワークショップの開催、コネクタソンの実施、結果の公表など、一連の IHE 活動を支える体制が有効に機能していることにより、

ユーザ、ベンダを含めた効果的な標準化へのアプローチができていのである。

5.2. IHE インテグレーションステートメント (Integration Statements)

各ベンダの製品が IHE インテグレーション能力をもつことを、明確で簡潔かつ正確な声明文として提供すること目的として、IHE インテグレーションステートメントが提案された。DICOM 規格のわかる技術者ではなく、一般の人のためのベンダによるインテグレーション内容の説明が目的である。ベンダシステムの製品名、バージョン、どの IHE プロファイルでどのアクタをシステムが実装しているかなどが記述される。

6. 各国の IHE

6.1. 米国 IHE (IHE-NA)⁷⁾

6.1.1. 米国の状況

米国 IHE (IHE-NA) は YEAR4 を終わろうとしており、今後の IHE の拡張についての議論が活発に進められている。IHE は放射線部門から IT インフラという捉え方でのより一般性の高い情報システムとしての対応が検討されている (IT インフラ委員会 (11 月に結成された))。具体的には、施設間を含むマスター患者インデックスの問題、セキュリティの課題などである。また他部門への拡張として、循環器部門への拡張が取り上げられており、循環器学会との合同ミーティングなどが計画されている。さらに臨床検査システム、薬剤システムへの展開も計画中である。また実施にあたっては、ヨーロッパ、日本と協調し、グローバルな体制で進めていくことを宣言している。

6.1.2. 成功例

RSNA2002 では次に示す 13 の成功例が発表された。

1	US	Detroit Medical Center
2	US	Mckay-Dee
3	US	Shands Jacksonville
4	US	Cleveland Clinic
5	US	Mayo Clinic Jacksonville
6	US	VA Puget Sound Health Care System
7	US	Our Lady Of The Lake Regional Medical Center
8	US	University of Wisconsin
9	US	St. Vincent Hospital and Health
10	US	Northwestern University
11	Switzerland	Hopitaux Universitaires de Geneve
12	Italy	University of Pisa
13	Germany	Johannes Gutenberg University Hospital

例えば、Cleveland Clinic Foundation では、通常運用のワークフロー統合プロファイルと患者情報の整合性確保の統合プロファイル (Scheduled Workflow and Patient Information Reconciliation : SWF, PIR) の実装を行っている。トランザクションは、MW provided, Modality images Stored, Modality PPS in Progress, Modality PPS Completed, Storage Commitment などである。確立された利点は、IHE プロファイルの MWL の利用による患者登録時間の減少、患者登録の間のエラーが減少、RIS 端末で手入力する手間の減少 (MPPS の処理)、画像を保存する場合のマニュアルチェックの減少 (保存委託 (Storage Commitment) の実装)、不完全 ID データの減少、などである。同様の成功例が、それぞれの医療機関にあわせて発表された。

6.2. ヨーロッパ (IHE-E)⁸⁾

ヨーロッパコネクタソンは、2002 年 4 月にパリで行われた。33 ベンダ、59 システムが参加、市場の 80% をしめるベンダが参加した。コネクタソンは、IHE デモストレーションの準備として行なわれた。60% は国際ベンダ、40% はローカルベンダ。IHE-E では、テクニカルフレームワークの拡張として、フランス、ドイツ、イタリア、英国 (IHE-F, IHE-G, IHE-I, IHE-UK) などの国ごとに、主とし HL7 関連の属性の意味、人種、宗教などの

メッセージ属性の追加を行っている。これらは、IHE YEAR5 に追加される予定である。新たな統合プロファイルの提案としては、Master Patient index 統合プロファイル、CD による情報交換のための統合プロファイルが提案されている。IHE ヨーロッパ単独ではなく、グローバルなプロファイルのレビューと公開サイクルにあわせて進めていくこととなっている。

6.3. 日本(IHE-J)⁹⁾

IHE の趣旨に沿って、我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情報システム設計ガイドラインとして示すのが、IHE-J の目的である。IHE-J は、2001 年 7 月、医学放射線学会(JRS)、放射線技術学会(JSRT)、医療情報学会(JAMI)、画像医療システム工業会(JIRA)、保健福祉医療情報システム工業会(JAHIS)、医療情報システム開発センタ(MEDIS-DC)によって組織された。事務局は JIRA が担当。プロジェクトは、経済産業省の支援、厚生労働省の後援のもと、平成 13 年度から 3 年間のプロジェクトとしてスタートしている。IHE-J 委員会委員長は名古屋大学石垣教授が務める。

IHE-J 活動はグランドデザインにも記述された。「IHE-J 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がユーザ、ベンダの連携のもとに進行中である。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する。」となっている。2002 年 4 月には 11 社の参加を得て、JRC でデモンストレーション、2002 年 7 月にはモダンホスピタルショウで、11 月には医療情報学会で、それぞれポスター展示、デモンストレーションを行っている。

7. IHE の今後の展開

IHE-J としての今後の展開のためには、日本の臨床現場にあったテクニカルフレームワークを確立する必要がある。そのためには、基本となる(多くの施設で受け入れられる)業務フローの確立、既存の

テクニカルフレームワークの検討と追加が必要である。日本版の拡張仕様については、IHE インターナショナル委員会に提案し、採用されれば IHE のテクニカルフレームワークの各国での拡張部分に記載される。さらに統合プロファイルに関連する部分についても継続提案が進められる予定である。

IHE-NA では、関連する画像参照、エビデンス文書(証拠文書)(測定値、CAD の結果、プロシージャのログなど)の生成、保存、検索、表示、レポートワークフロー:GPWL(一般ワークリスト)による読影、文書化、処理などの管理などの YEAR5 に向けた仕様づくりが進められている。同時に IHE を循環器部門、臨床検査部門、薬剤部門などへ拡張すべく活動が展開されており、IHE-J においても保健医療分野の情報化に向けて、画像検査部門の成功例を確立し、各部門に展開、拡張していくことが望まれる。

8. おわりに

IHE の成果により、ユーザの要求仕様が明確にベンダ側に伝えられる。即ち IHE ガイドライン(テクニカルフレームワーク)を利用することで、ユーザベンダ間で会話できる共通の言葉となりえることが明らかになってきた。IHE によれば、ユーザはマルチベンダによる標準化対応システムをできるだけ少ない投資で構築可能となることが期待される。ベンダは効率的な開発投資を行うことができ、顧客増大に期待(市場の拡大)がもてる。IHE のグローバル化が進むことにより、ベンダはグローバルな整合性の確保、即ち同時各国対応が実現可能となる。

このように、従来になかった標準化への切り口で IHE 活動は進められているが、これらを恒常的に維持し発展させるためには、この動きの重要性をユーザ、ベンダがともに理解し、関連する学会や工業会、行政も含めた体制作りを強力に推進していく必要がある。

参考文献

- 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) 篠田, 細羽: IHE-J 始動: 日本における取り組みとは, INNERVISION Vol.17, No.5, pp5-9 2002
- 3) 細羽: IHE-J について 医療画像情報学会 Vol 19, No.2 pp.98-103, 2002
- 4) Health Level Seven, HL7 version 2.4, (2001)
- 5) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), NEMA Publications PS 3.1-3.12. The National Electrical Manufacturers Association Rosslyn VA (2000)
- 6) IHE Technical Framework Year4 Revision 5.5 (2002)
- 7) www.rsna.org/IHE
- 8) <http://www.IHE-Europe.org>
- 9) <http://www.jira-net.or.jp/ihe-j/en/index.html>

フラットパネルディテクタの開発状況と画像診断システム へのインパクトについて

稲邑 清也*

大阪大学医学部医用工学講座・〒565-0871 吹田市山田丘 1-7]

(2003 年 2 月 1 日受理)

Present and future of flat panel detectors in the world

Kiyonari INAMURA

School of Allied Health Sciences, Faculty of Medicine, Osaka University

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

e-mail : ina-kiyo@mue.biglobe.ne.jp

(Received February 1, 2003)

Abstract : Present status of development of flat panel detectors and their clinical application in the world have been surveyed, and future trends are also explored especially in the field of material researches and methods of manufacturing. Also the importance of role of medical physicists in user side is described because characteristic physics measurement of a detector assembly is in avoidable and essential in quality assurance in clinical routine and acceptance test in hospitals.

Even though physics measurements and clinical evaluations on flat panel detectors have shown remarkable progress and advances in these several years, future problems of cost down in manufacturing and quality assurance to prevent individual differences between detector assemblies must be resolved.

Results of evaluation in mammography, chest radiography, fluoroscopy for cardiovascular examination, bone tumor examination and radiotherapy application indicate that flat panel detectors are future promising materials. Their systematic operation is contributing to heighten accuracy of image examinations and preciseness of radiation therapy. Encouragement to medical physicists relevant to flat panel detectors is also raised in this paper.

1. 最近の研究開発状況

1.1 最適設計の追求

直接型ディテクタは周知のように大きな MTF を特長としていたが間接型ディテクタに比べて DQE において不利であった。電子-正孔の輸送を効率のかつ高速で行うためにまたそのトラップを最大化するためにカスケードモデルを用いてコンピュータシミュレーションを行って理論的に最適化する方法が従来から行われてきている。最近では計算に取り入れる因子も多岐化している。ディテクタの厚さを大

きくして、それをはさむ両電極間の印加電圧を上げればよいというものでは決してなく、回路上の電子的ノイズ、X 線の線量レベル、印加電圧の極性にも依存する。カスケードモデルは次の 4 つの因子を直列に接続して信号とノイズの両方の伝播をシミュレートするものである。即ち(1)入射 X 線の衰弱、(2)変換効率あるいは利得(ゲイン)、(3)電荷(電子-正孔)の収集、(4)回路上の電子的ノイズである[1]。やはり移動度の大きい素材を用い、回路上のノイズを最小化することの必要性を定量的に示している。最適化されたパラメータは論文には載せていないの

* 2003 年 4 月から関西国際大学・〒673-0521 兵庫県三木市志染町青山 1-18

は厳重な企業秘密のためであろうか。

管電圧の違い、エネルギースペクトルの広がり具合、複数の印加電圧を仮定した場合、Swank ノイズ、Lubberts 効果、K 端吸収、2 次量子ノイズ、ノイズエリアジング等の多くの因子を取り入れた分析で DQE を減少させる原因を突き止め、定量的に表現して改良のための重点的な優先順位を探っている[2]。

一方、物理的欠損や欠陥によって生じてしまうアーティファクトをソフトウェアで補正しようとする研究も以前から行われてきている。最近では増幅器回路の非直線性、オフセット、ゲイン、時間的ゆらぎで生じるアーティファクトまで取り入れようとしている。勿論、特定のピクセルの欠損が生じてインタポレーションにより補正してしまうソフトウェアの開発をしており、その欠陥を人工的にわざと作ってシミュレーションしている。5 つの因子をカスケードに接続して全体的なフレームワークとして補正して画質を向上させ、補正しない場合と比較して見えなかった情報が見えるようになった写真の例まで提示している[3]。

特に細い血管やガイドワイヤ、薄くて小さな解剖学的構造の検出に有利で DSA への応用に効果を発揮するとのことである。

間接型ディテクタにおいてシンチレータからのわずかな光を電気信号に変換するダイオードのゲインの経時変化は悩みの種である。そこで reset light 法と称するゲインのキャリブレーションを提案している。ソフトウェアを開発して計測と補正を自動化して寿命期間中の経時変化を意識しなくてもよいようにする方法が開発されている[4]。

1.2 ノイズ問題の解決と高速化の両立

プリアンプのノイズ低減が以前からの課題である。高速化にはデータ読取ラインの浮遊容量の減少が必要である。前述のように、高利得の多結晶型フォトコンダクタ(光導体)沃化鉛 PbI_2 と沃化水銀 HgI_2 が現れた。仕事関数(電子・ホールペアを作るのに必要なエネルギー)は $\sim 5\text{eV}$ で、 PbI_2 と HgI_2 が低いのである。仕事関数の低い材料でかつ次の特性を

持つ材料が探し求められていた。即ち、

- (a) 平面上の特性の均一性が保たれていること。
- (b) 移動度と平均寿命の積 μT が大きいこと。
- (c) 漏洩電流(絶対値)が低いこと ($0.1 \sim 1.9\text{A/mm}^2$)
- (d) 漏洩電流のドリフトが低いこと。
- (e) 温度に対する特性変化、経時的特性変化が少ないこと。
- (f) 製造が容易であること。

上記の条件を具備した材質が完全に確保されたとは今でも言い難い。 PbI_2 と HgI_2 はよい候補にすぎないのである。ましてやアモルファスセレン a-Se は最適とは言えないのである。

間接型ディテクタでは光の収集フィルファクタ(fill-factor)の増大とピクセル毎の増幅回路の利得を増やすことが課題である。フィルファクタについては $150\mu\text{m}$ 以下のピクセルピッチ利得を上げること成功している。回路の利得については直接型にも同じように応用できることもあり、かなりの水準に達している。

多結晶シリコンを用いたトランジスタは材料として有望である。電荷の移動度がアモルファスシリコン a-Si より 100 倍は大きい。大きい面積への製造も容易である。移動度が大きいとピクセル毎の増幅器の周波数特性を高周波領域にまで拡大できる。多結晶シリコンの TFT (Thin film transistor) の漏洩電流は a-Si:H の TFT より大きいけれど、デュアル・ゲートトランジスタを用いることにより補償はできる。しかし、レスポンスの線形性確保と読み取りの高速化とは両立し難いので妥協点が必要となる。どちらを優先するかによって設計が変わるが、できるだけ両立させる研究も進捗している。

多結晶シリコンの出現は技術的問題の更なる解決に役に立っている。例えばピクセルアレイと外部エレクトロニクスとの接点の数を減らすことによりピクセルへの読み取りのためのアドレスを更に高速化できることである。ゲートラインの接点を少なくすれば S/N 比も良くなるし、ノイズの減少に役立っている。

一方、間接型のもう一つの問題はセンサの厚さの増大により検出効率を稼ぐことと空間分解能を上げ

ることの両立性の難しさである。シンチレータの結晶構造の新しい開発が進捗している。例えば円柱状(針状)結晶のCsI(Tl)である。隣同志の針の間のクロストークを減らすことである。セルの壁に光を反射するコーティングを施すことも行われている。

1.3 製造法

プラズマエンハンスドによる化学物質の蒸着法とフォトリソグラフィの組み合わせが主流である。a-Si:HのTFTの製造がまず基本にある。a-Si:Hフォトダイオードはコンデンサとしての役割ももたせている。これらを製造できる製造ラインの設備は例えば625億円(500×10^6)もかかる。基板の上に信号読み出し用電子回路をプリントするのに更に3.7億円の設備投資が必要である。電子回路を放射線から防禦する必要がある。技術的に未解決で投資も未知数の面があり、新規参入企業を拒んでいる[5]。上述のように製造法についてはフォトリソグラフィが主流であるが、技術要素としてはスピン・オンフォトレジストの面積拡大、パターンの描出、レジストパターンの育成、エッチングによる基板物質の抽出である。製造コストの低減はこれらの工程を簡易化することにある。例えば直接プリントである。a-Si:HのTFTの製造でインクジェットプリンティングによりワックス基板のエッチングのためのマスクを書くことが直接プリントとして行われる。また音響のインクプリント法ではワックスのマスクを $20\mu\text{m}$ のサイズまで可能としている。ピエゾインクジェットプリンティング技法もある[5]。

他の重要な技術は低コストで容易に製造できる有機半導体の開発である。例えば、有機半導体によるTFTは低温で低コストでポリマー基板を製造できる。その例はペンタセン $\text{C}_{22}\text{H}_{14}$ である。電子-正孔移動度が大きい。電流のオン・オフ比は 10^8 にも及びa-Siより 10^1 から 10^2 大きい。低コスト化にも大いに貢献している[5]。

1.4 動画・静止画兼用ディテクタの研究開発

フラットパネルディテクタの究極の性能は、動画にも静止画にもそれぞれに必要な機能を併せて満た

すことにつくる。従来のスクリーン・フィルム系やCRと、X線テレビとシネフィルムを兼ね揃えたX線センサであり、まさに理想のシステムとなる。このようなディテクタの研究開発も実際に行われており、 HgI_2 の直接型ディテクタが浮かび上がってきている。Varian社ではa-SiのTFTの上に多結晶型の HgI_2 を真空蒸着によりコーティングして4インチ四方(約 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$)の正方形ディテクタを製造している。ピクセルピッチは $100\mu\text{m}$ と $139\mu\text{m}$ の2通りである。 HgI_2 のコーティングの厚さも $150\mu\text{m}$ と $250\mu\text{m}$ の両方で行っている。特性の測定結果はこれまでの文献で発表されている特性をはるかに凌駕したものであったという。即ち、高い感度、高い分解能、低い暗電流、低電圧の印加での動作、高速性を兼ね揃えていることが判り、動画と静止画を兼用できる最良のディテクタであることが判明しつつある。4つの主なディテクタを比較しているが多結晶型の HgI_2 が他の3つとの比較において有利である[6]。

Xerox社でも多結晶型 HgI_2 を取り上げていて、感度の理論的限界に挑んでいる。 $100\mu\text{m}$ のピクセルサイズで $130\mu\text{m}$ 厚さの $512 \times 512 (5\text{cm} \times 5\text{cm})$ マトリクスのディテクタで性能評価をした。やはり高速性と感度を兼ね揃えていることが証明されている。さらに最適化設計による性能向上が見込まれるという[7]。

Direct Radiography社は直接型a-Seディテクタでも、電荷の高速輸送を狙ってトップ電極とセンサの間に誘電体の層を作って時定数を制御すれば、高速性と感度の両立性が実現できるとしている[8]。

1.5 動画専用ディテクタ

直接型のa-Seを使っている限り、電子-正孔の移動の高速性に限界があるので動画の遅れやゴーストが出るのは避けられない。前述の HgI_2 はこれを解決しつつあるが残念ながらまだ照射野は小さく $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ が最大でしかない[6][7]。

a-Seは大きな照射野を取れ製造技術も供給力も安定しているので、様々な工夫をして動画用と静止画用に使い分けようとしている。ニューヨーク州立

大学の Wei Zhao らは“time of flight”の測定方法を用いて電荷トラッピングのメカニズムを実験している。そしてトラップされた電子と正孔の再結合により感度が 19% も減少することが実験的にも理論的にも解明されている。これを解決するためにディテクタ内の層における電極の中に誘電体の層を挟んだり、電極の配置を工夫して実効的なピクセルフィルファクタを増加して DQE を増大させることを提案している。そして動画用と静止画用とにディテクタを別々に適応させようとしている。勿論これはひとつのディテクタで動画用と静止画用とに兼用できるものではない[9]。

カナダの ANRAD 社と東芝は直接型 a-Se で 14 インチ×14 インチ(34.5cm×34.5cm)の広い照射野で 2,304×2,304 マトリックス、ピクセルピッチ 150 μ m、7.5 フレーム/秒(fps)を実現している。マトリックスを 1,024×1,024 マトリックスとすると 30fps が可能である[10]。島津とシャープは読取り用の集積回路に CMOS を採用し、1000 μ m 厚の直接型 a-Se の 23 cm×23cm、1,536×1,536 マトリックス、ピクセルピッチ 150 μ m のディテクタを試作した。読取り回路中のノイズの発生を解析するモデルを作り、理論的に追い込んでノイズ低減対策を施して S/N 比を改良し、動画への可能性を更に追求している[11]。

同じく島津とシャープは多結晶 CdZnTe の 300 μ m 厚の直接型でピクセルピッチ 150 μ m、9 インチ×9 インチ(23cm×23cm)、(512×512 マトリックス)の照射野のディテクタアセンブリを試作した。CdZnTe は物理的強度や化学的安定性に優れている。多結晶 CdZnTe の下の TFT の配置に工夫をしてフィルファクタを上げることにより、DQE を上げ、MTF も改良したと報告している。30fps を実現する時は照射野は 7.7cm×7.7cm となる[12]。間接型で CsI シンチレータを用いた動画用のディテクタの研究も継続している。日立は 40cm×30cm の広い照射野で、ピクセルピッチ 194 μ m、2,048×1,536 マトリックスで 7.5fps で GI 検査用を実用化している。30fps とすると 1,024×768 のマトリックスになる。日本の国立がんセンターで十分な画質で臨床に供されているとの報告である[13]。

フィリップスとシーメンスも CsI シンチレータで 17cm×17cm 照射野で 1,086×960 マトリックスで心臓検査用に 50fps を実現している[14]。30cm×40cm (12 インチ×16 インチ)、2,520×1,960 マトリックス、ピクセルピッチ 155 μ m の CsI 間接型ディテクタも実用化し、1,260×980 マトリックスで使用すれば 30fp が得られる[15]。

2. コーンビーム CT への応用

フラットパネルディテクタを CT に応用すれば、例えば、単なるマンモグラフィでは重なって見えていた腫瘍を立体的に捉えることができる。従来のマンモグラフィと同じかそれより少ない線量でも 5 mm 以下の小さな腫瘍と 0.35mm 以下の微小石灰化を検出できたとの報告がある[16]。この実験では用いられたフラットパネルディテクタは既製品を流用し、コーンビーム CT 用に設計されていなかった。それでもかなりの成績を残したので最適設計されたフラットパネルを用いれば素晴らしい検出能が期待できそうである。CT のガントリなどは既製の CT の製品を用いているのでとてつもないコスト高は避けられそうである。フラットパネルディテクタを用いた CT マンモグラフィの最適設計と管電圧の最適化のために数学モデルを設定し、ノイズ低減を図っている[17]。X 線のスペクトルも制御し、ディテクタの厚さも最適化すれば高性能を得られると解析している。

小線源の放射線治療にもフラットパネルディテクタを用いた CT を利用している。アイソセントリックに動く C アームにフラットパネルディテクタを装備し、小線源治療を施されている患者のところまで移動させて使用する。従来の X 線テレビを用いた小線源用シミュレータでは直角の 2 方向からの撮影で線源位置を割り出していたが、このコーンビーム CT を用いれば小線源の位置を解剖学的位置とのずれを含めて精度良く同定できる。しかも照射を日時を変えて 4 回にて分割照射しても位置再現性の制御が細やかに行える利点がある。用いられたフラットパネルディテクタは間接型で、Gd₂O₃S: Tb シンチ

レータ、41cm×41cm、400 μ m という大きなピクセルピッチで1,024×1,024 マトリックスで3.5fpsの動画モードでスキャンしている[18].

3. 画像診断システムへのインパクト

- (1) FPD (Flat Panel Detector) と FPD (Flat Panel Display) の両者間の pixel to pixel マッピングが実現されると、画質向上と品質管理に大きなインパクトを与えることが予想される。共通の TFT 技術・製造法によるコストダウンも大幅に可能となろう。
- (2) フィルムレス化への加速は当然ながら予測される。
- (3) 動画・静止画兼用 FPD の普及が画像診断システムの構築と臨床運用に与えるインパクトは大きいと考えられる。
- (4) テレラジオロジーへのインパクトについては読者の賢察にお任せする。かなり大きくなる筈である。

4. ユーザ側の運用上の品質管理

これからフラットパネルディテクタを購入し、運用するユーザーにとってディテクタの個体間の差異をどうやって見破るのか、また経時変化で劣化してしまうことへの防御はどうすればよいのか大きな問題である。CR のイメージングプレートは交換できるが、フラットパネルディテクタ・アセンブリ 1 枚で 1 千万円を下らない商品を証拠がない限り企業が無償では交換しないだろうし、所定の性能が出ているかどうかチェックできなければ多少の画質の不満があってもクレームができない。従って受入検査はユーザーにとって必須となる。

測定方法や検査方法を標準化しておくことが必要である。特にマンモグラフィにおける画質の QC には受入れ検査も含めて医学物理士の働きが大いに期待される。MTF や DQE の日常的測定法の研究もされているので大いに参考にされたい。日本国内にもこのような研究が医学物理士の間で行われることを

願う。

5. 結 語

以上世界におけるフラットパネルディテクタの現状と将来方向を探ったが、医用画像情報学者の仕事は益々重要となってきたと考える。企業で開発に携わるエンジニアは、移動度が大きく、高い印加電圧に耐えて、変換効率が大きくて仕事関数の低い材料を見出すことは当然ながら、平面上の均一性確保や漏洩電流の低減、ドリフトの低減、温度変化に強くするなど、材料のみならず製造技術の向上に貢献しなければならない。いわゆる材料屋さんとか製造技術屋さんというジャンルに留まらず、電子回路でのノイズ低減や、増幅器の直線性確保とその補正法、欠陥ピクセルの補間法などの画像処理のアルゴリズムまでも含めて総合的な最適設計ができるシステム分析、システム設計の力が要求される。

ユーザー側では従来のフィルム・スクリーン系や CR との比較が臨床面でも物理測定面でも組織的かつ標準的評価法で行われなければならない。皮肉なことに、フィルム製造企業をもたず、CR も製造していない韓国で、1999 年の通貨危機を乗り越えるべくフィルムレス化が進んでいるため、フラットパネルディテクタに関する優秀な論文が Radiology 誌に最近採択されて掲載されている。

日本国内の医用画像情報学者は将来のフラットパネルディテクタの急激な普及で必ず直面するであろう問題点を予測し事前に解決しておく必要がある。それらはディテクタの個体差の事前チェック、受け入れ検査の簡便化と物理特性測定方法の標準化、経時変化に対する QC の低コスト化など、やるべき仕事は多い。この特集号を読まれて若手の研究者が参入し、活躍されることを強く望む者である。

以上

- [1] Kabir MZ and Kasap SO: Dependence of the DQE of photoconductive X-ray detectors on charge transport and trapping. Pro-ceedings of SPIE, Vol.4682, P42-53, 2002

- [2] Cunningham IA, Yao J and Subotic V : Cascaded models and the DQE of flat-panel imagers : noise aliasing, secondary quantum noise and reabsorption. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P61-72, 2002
- [3] Wischmann HA, Luijendijk H, Meulenbrugge H : Correction of amplifier non-linearity, offset, gain, temporal artifacts, and defects for flat panel digital imaging devices. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P427-437, 2002
- [4] Groh BA, Sandkamp B, Hoernig M, et al. : Photo diode gain calibration of flat dynamic X-ray detectors using reset light. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P438-446, 2002
- [5] Antonuk LE, El-Mohri Y., Jee KW, et al. : Technological pathways for 21st century active matrix X-ray image development. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P1-8, 2002
- [6] Zentai G., Partain L., Pavlyuchkova, et al. : Large area mercuric iodide X-ray imager. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P592-600, 2002
- [7] Street RA., Ready SE, Melekhov L, et al. : Approaching the theoretical X-ray sensitivity with HgI₂ direct detection image sensors. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P414-422, 2002
- [8] Lee D., Davis J : Direct-conversion imaging panel having a charge transport layer with controlled time constant. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P691-693, 2002
- [9] Zhao W, DeGresenzo G., Rowlands JA : Investigation of lag and ghosting in amorphous selenium flat-panel x-ray detectors. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P9-18, 2002
- [10] Tousignant O, Choquette M, Demers Y, et al. : Progress report on the performance of real time selenium flat panel detectors for direct X-ray imaging. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P503-510, 2002
- [11] Adachi S, Hirasawa S, Takahashi M, et al. : Noise properties of a se-based flat-panel X-ray detector with CMOS readout integrated circuits, *Proceedings of SPIE*, Vol. 4682, P580-591, 2002
- [12] Tokuda S, Kishihara H, Adachi S, et al. : Large area deposition of a poly-crystalline CdZnTe film and its applicability to X-ray panel detectors with superior sensitivity. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P30-41, 2002
- [13] Suzuki K, Ikeda S, Ishikawa K, et al. : Development and evaluation of a digital radiography system using a large-area flat panel detector. *Proceedings of SPIE*, Vol. 4682, P363-370, 2002
- [14] Busse F, Rutten W, Sandkamp B, et al. : Design and performance of a high-quality cardiac flat detector. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P819-827, 2002
- [15] Bruijns T, Bastiaens R, Hoornaert B, et al. : Image quality of a large area dynamic flat detector. Comparison with a state-of-the-art II/TV system. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P332-343, 2002
- [16] Ning R, Conover D, Chen B, et al. : Flat panel detector-based cone beam volume CT breast imaging : phantom and specimen study. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P218-227, 2002
- [17] Glick SJ, Vedantham S, Karellas A : Investigation of optimal kVp settings for CT mammography using a flat-panel imager. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P392-402, 2002
- [18] Jaffray DA, Siewerdsen JH, Edmundson G, et al. : Flat-panel cone-beam CT on a mobile Isocentric C-arm for image-guided brachytherapy. *Proceedings of SPIE*, Vol.4682, P209-217, 2002

Analysis of 4-D CT Images Degraded by Motion Artifacts

Yi-Qiang YANG, Nobuyuki NAKAMORI, and Yasuo YOSHIDA

Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto-shi, 606-8585, Japan
(Received October 5, 2002, in final form March 14, 2003)

Abstract : 4-D computed tomography (CT) scanner provides a dynamic volumetric imaging and good contrast detectability with a high speed for collecting projections. In spite of these merits, some motion effects such as respiration, cardiac motion, and patient restlessness produce artifacts that appear as blurring, doubling, and distortion in the reconstructed images, and may lead to inaccurate diagnosis. To reduce these negative effects on reconstructed CT images, we have developed an approximative thorax phantom to analyze the motion effect in 4-D CT for testing the performance of the algorithm. The semi-anthropomorphic raw projections are obtained by based on this phantom with less computer resources. We simply simulate the motion artifacts and apply a knowledge-based method to improve the reconstructed images.

Key words : computed tomography (CT), thorax phantom, motion artifact.

1. Introduction

It is well known that the organ motion in medical image always affects negatively the quality of reconstructed image and may lead to inaccurate diagnosis. Moreover, cardiac diseases have been a big killer in the world. It is important to early screen and accurate diagnosis of cardiac diseases. 4 dimensional computed a tomography (4-D CT) prototype system has been developed recently. It is used cone-beam CT as the base, which has a large area 2-D detector with a high speed rotating gantry. Therefore, projection data can be collected in short acquisition time. By a single rotation, a volume data set with higher spatial resolution over a wide z-axis range can be obtained. Using continuous rotation, time-series volume data sets and three-dimensional (3-D) dynamic images can be acquired. In spite of these merits, during the relatively long data acquisition time, some motion effects such as respiration, cardiac motion, and patient restlessness hardly make the projection data inconsistent. As the result of reconstructing from projection with motion effects, there

appear some blurring, doubling, and distortion in the reconstructed images, which may lead to inaccurate diagnosis.

Some effective algorithms have been developed to correct the motion artifacts. For instance, the algorithm based on gating scheme has been widely studied [2], [3]. The auxiliary signal such as electrocardiogram (ECG) is used to identify a quiescent period in the periodic motion so that the acquisition of projection data may be synchronized to be centered within the quiescent period. Ritchie et al. developed a pixel-specific filtered back projection algorithm. They modeled the cardiac motion by experimental data which simplifies the clinical data. And, the in-plane motion artifacts in CT image caused by respiration are well corrected using this method.

In the study for dynamic image of cone-beam CT, an experimental phantom is necessary to analyze the motion effects on reconstruction images. For this purpose, we developed a simple thorax phantom. We describe the definition of the phantom and give an application example using a knowledge-based method in the sections as follows.

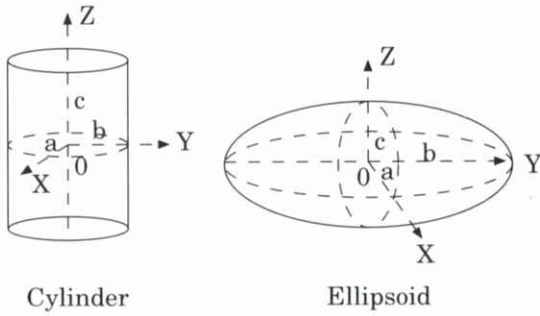


Fig. 1 : The elementary components of the thorax phantom.

2. The thorax phantom model

It is difficult to mathematically model a real thorax of body. In an experiment, a phantom is used to analyze the motion effects and investigate the performance of algorithms to restore the motion-degraded images. To analyze the motion effects on the reconstruction images and compare to the experimental data, it is rational to use a simple phantom model. In this study, we have developed a phantom by superposing simple shape such as ellipsoids and cylinders. The phantom includes the important parts of the thorax such as lungs, heart, and spine which are usually visualized in the CT images. We represent the lungs by two ellipsoids, the heart by one ellipsoid, and the spine by a long cylinder. The semi-anthropomorphic raw projection data for cone beam CT are obtained based on the simple phantom.

2.1 The description of the phantom

The individual parts of the phantom are set at the appropriate positions according to translation and rotation calculation. Figure 1 shows two simple components: ellipsoid and cylinder. The coordinate-transform process is shown in Fig. 2. The point located at (0,0,0) in the reference coordinate system is first translated to the point (x, y, z), then rotated to ϕ around axis Z and θ around Y. Then, the new coordinate system is formed. The object at any spatial location can be easily represented according to the new coordinate system. The

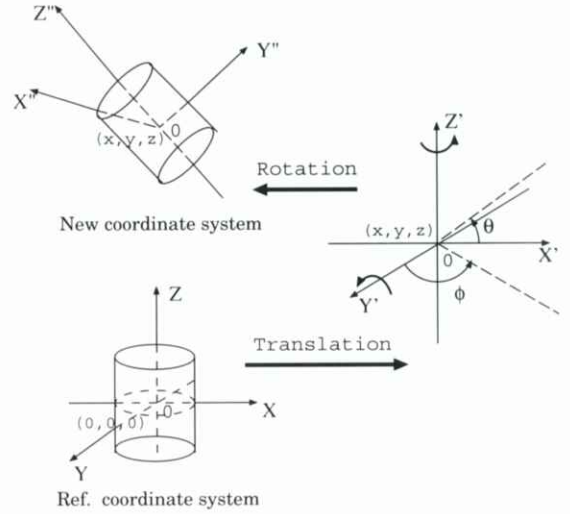


Fig. 2 : The transform of the coordinates.

phantom can be formulated as

$$\Pi = \{(\Omega_k, \pi_k)\}, \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \Omega_k &= \text{Trl}(x_k, y_k, z_k) \text{Rot}(Z, \phi_k) \\ &\quad \text{Rot}(Y, \theta_k) \text{Scl}(a_k, b_k, c_k), \end{aligned}$$

$$\pi_k = \{\text{Cylinder or Ellipsoid}\},$$

where k represents the k -th component of phantom which is composed by N components. $\text{Trl}(x_k, y_k, z_k)$, $\text{Scl}(a_k, b_k, c_k)$, $\text{Rot}(Z, \phi_k)$, and $\text{Rot}(Y, \theta_k)$ are transform operations individually defined as

1. translation

$$\text{Trl}(x_k, y_k, z_k) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_k \\ 0 & 1 & 0 & y_k \\ 0 & 0 & 1 & z_k \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

2. scaling

$$\text{Scl}(a_k, b_k, c_k) = \begin{bmatrix} a_k & 0 & 0 & 0 \\ 0 & b_k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_k & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

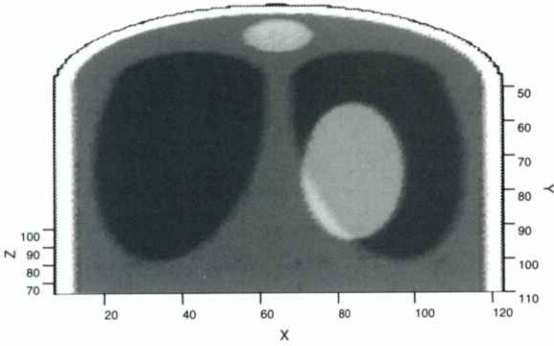


Fig. 3 : The 3D thorax phantom.

3. rotation around Y-axis

$$\text{Rot}(Y, \theta_k) = \begin{bmatrix} \cos \theta_k & 0 & \sin \theta_k & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_k & 0 & \cos \theta_k & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

4. rotation around Z-axis

$$\text{Rot}(Z, \phi_k) = \begin{bmatrix} \cos \phi_k & -\sin \phi_k & 0 & 0 \\ \sin \phi_k & \cos \phi_k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

In this study, we composed the thorax phantom by 6 elementary components. The values of these parameters are shown in Table 1. Using these parameters, we can compute the 3D thorax phantom. The 3D phantom is shown in Fig. 3. The reconstruction conditions are : The cone angle and fan angle are 13°. The matrix size of projection is 128×128 . The projections are collected with 360 views in one scan. The reconstruction algorithm used is Feldkamp's filtered back-projection [4].

3. Numerical experiment and results

The numerical simulation is conducted to evaluate the 3D thorax phantom. A function is firstly defined to simply represent cardiac motion. The function is given as

$$f(t) = \frac{|\sin(\omega t)| + \sin(\omega t)}{2}, \quad (2)$$

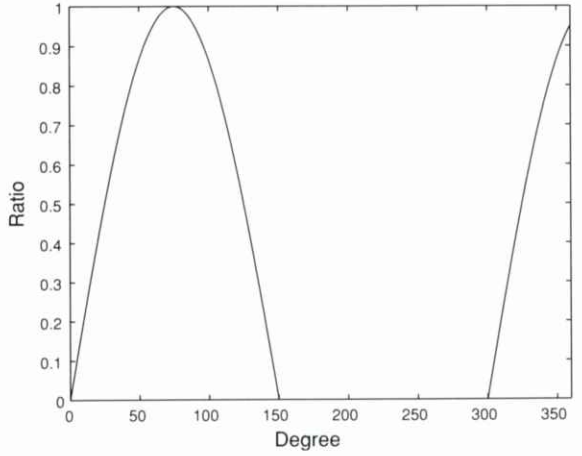


Fig. 4 : A simplified heart beat function within one scan.

where $\omega=2\pi f$, f is a heart beat rate, t is the time at every projection angle. Figure 4 shows an example of the function f within one scanning cycle for heart-beat rate of 72 bpm (beat per minute). The knowledge-based algorithm used later assumes the cardiac status as a function of the cardiac phase. Here, the function (see Eq. (2)) is introduced to represent the cardiac cycle. Its ascent and descent parts of the function simply correspond to the diastole and systole period of a heart, respectively. In the simulation, we assume that there is no translation motion and the supposed heart ($k=6$) fluctuates based on

$$\begin{cases} A = a_6 + \Delta a \times f(t) \\ B = b_6 + \Delta b \times f(t) \\ C = c_6 + \Delta c \times f(t) \end{cases}$$

We compute the sinograms of the phantom in two cases (static and motion). Figure 5 shows these sinograms. Figures 5(a) and (b) are the sinograms along the x axis and (c) and (d) are along the y axis. For distinguishing the sinograms of two cases, we compute the absolute difference images of them. Figure 6 shows these difference images. They denote that the projections collected under the conditions of the existing motion are inconsistent and leads to the artifacts in reconstructed images. We give an example to correct motion artifacts for the developed phantom using a knowledge-based algorithm [5]. This approach effectively utilizes temporal

Table 1 : The parameters of the thorax phantom

Shape	a_k	b_k	c_k	x_k	y_k	z_k	θ_k	ϕ_k	μ_k
Cylinder (k=1)	0.69	0.9	0.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	2.0
Cylinder (k=2)	0.64	0.85	0.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-0.96
Cylinder (k=3)	0.135	0.135	0.9	-0.43	0.0	0.0	0.0	0.0	0.035
Ellipsoid (k=4)	0.33	0.30	0.58	0.0	-0.40	0.0	110.0	165.0	-0.025
Ellipsoid (k=5)	0.33	0.30	0.58	0.0	0.40	0.0	250.0	165.0	-0.025
Ellipsoid (k=6)	0.19	0.21	0.32	0.05	-0.3	0.16	0.0	0.0	0.05

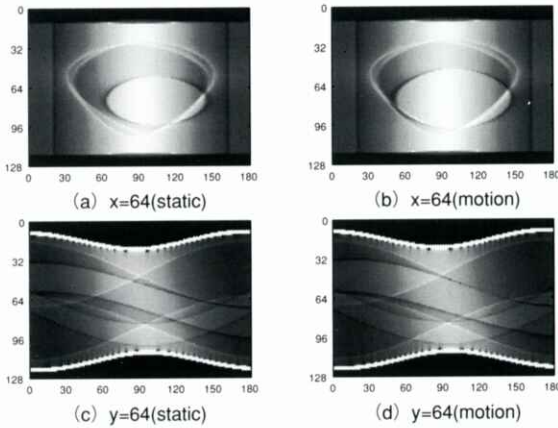


Fig. 5 : The sinogram of the phantom.

and spatial information of the beating heart, selects segments of proper projection data when the heart is with similar volumes, and rearranges them in one scanning cycle. We obtain the reconstructed images at every phase of the heart beating. We examined the motion effects on CT images by changing heart-beat rate. In this paper, we describe the results as an example for the following condition. We assume that the heart beat rate is 72 bpm. The fluctuation amplitude ($\Delta[a : b : c]$) is set to 25% of the maximum of the length along the respective axis.

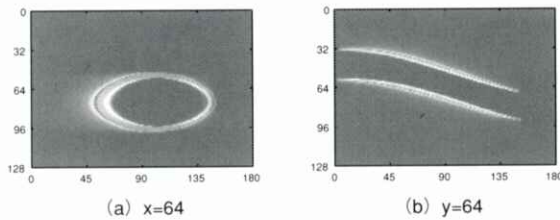


Fig. 6 : The absolute difference between the static and motion cases.

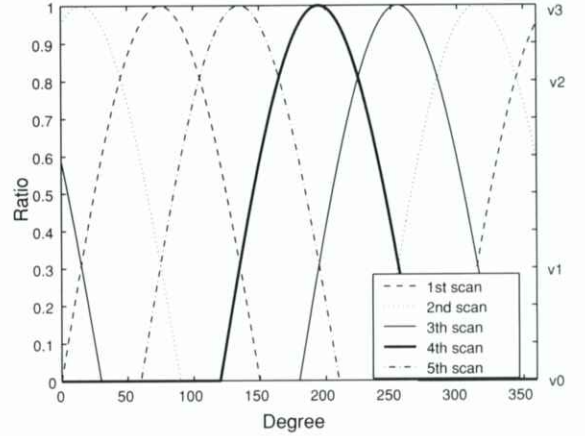


Fig. 7 : The cardiac motion map.

And the x-ray source rotation period is set to 1s. We divide the heart beat into three phases and utilize five source rotation periods for the projection data. The knowledge-based cone beam CT method used here can be summarized as follows : 1. Obtain the relationship between the cardiac status and the projection angle, and make cardiac motion map. The cardiac motion map is a representation of all the information contained in Eq. (2) within only one rotation period of source. i.e., it is also a superposition of shifted versions of Eq. (2) within one scanning cycle ; 2. Find cardiac state values v_i , ($1 \leq i \leq 3$), where v_0 and v_3 are the minimum and maximum of the cardiac state. These states are defined by $[v_0, v_1]$, $[v_1, v_2]$, $[v_2, v_3]$, respectively ; 3. Search for the angular interval of every cardiac state ; 4. Select and rearrange the cone beam CT projection data P_i ; 5. Reconstruct each slice in the i th cardiac state from P_i using Feldkamp's filtered back-projection algorithm [4]. Next, we describe in detail

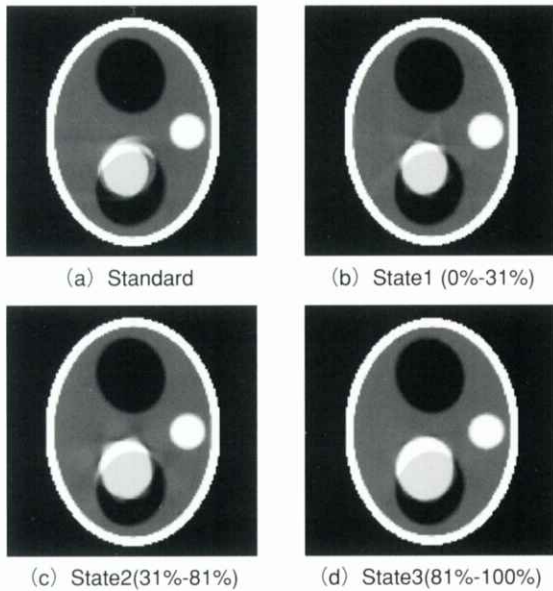


Fig. 8 : The slice images at $X=80$ of the reconstructed volume.

the correction process for the semi-anthropomorphic cone beam CT raw data. Firstly, a cardiac motion map is made by based on the supposed cardiac cycle function. It is shown in Fig. 7. Secondly, we find cardiac state values v_i , ($i=0,1,2,3$) in the cardiac motion map. i.e., the supposed cardiac volumes are divided into three states : 0-31%, 31-81%, and 81-100%. v_0 and v_3 are the minimum and maximum of the state, respectively. We then search for the angular interval corresponding to state v_i and rearrange cone-beam CT projection data. Finally, the supposed cardiac volume corresponding to a certain state v_i is reconstructed from the selected projection data using Feldkamp filtered back-projection (FBP) algorithm. The reconstructed volume is of $128 \times 128 \times 128$ volume size. Figures 8 and 9 show the slice images at three axis coordinates of the reconstructed volume. In these images, Figure 8(a) and 9(a) and (e) are the results by using only Feldkamp FBP, the others are the results corresponding to v_i by using knowledge-based algorithm. It shows that there is minimum volumetric change in the state 1 and maximum volumetric change in the state 3. Because the percentage interval of the state 3 is the smallest, the

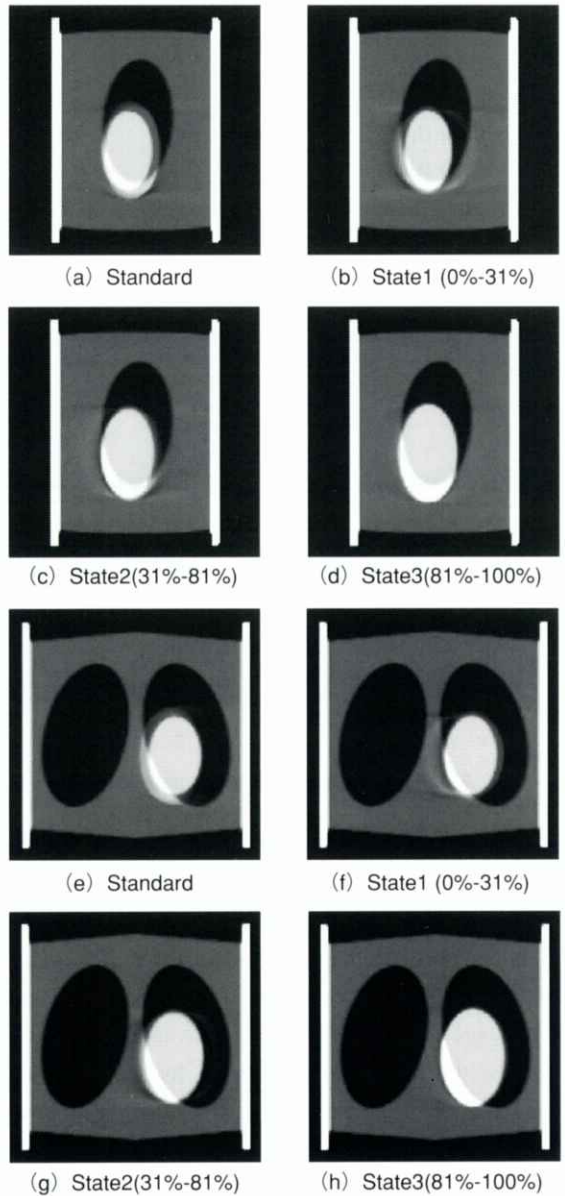


Fig. 9 : The slices images of the reconstructed volume. (a)–(d): $y=80$; (e)–(h): $z=64$.

reconstructed image shows the best visual-quality for state 3.

4. Conclusion

In this study, a simple thorax phantom has been

developed to analyze motion effect for testing algorithm for cone-beam CT. The results of numerical experiment show that the thorax phantom for cone-beam CT can be computed without much computer resources.

The results show that the motion artifacts based on a simple state function is removed partly by using multi-state knowledge-based algorithm and the cardiac states is well observed.

Acknowledgement

The authors would like to thank Dr. Masahiro Endo and Dr. Takanori Tsunoo of National Institute of Radiological Sciences, Mr. Kazumasa Sato of Sony Corp. for their helpful information.

References

- [1] Saiti Y, Aradate H and Miyazaki H, et al. : Development and evaluation of a real-time three-dimension CT (4D-CT) scanner, Proc. SPIE, 4682, 801-808, 2002.
- [2] Morehouse CC, Brody WR and Guthaner DF, et al. : Gated cardiac computed tomography with a motion phantom, Radiology 134, 134-137, 1980.
- [3] Crawford CR, Pelc NJ : Method for reduction motion induced artifacts in projection imaging, United States Patent 4994965, 1991.
- [4] Feldkamp KA, Davis LC and Kress W : Practical Cone-Beam Algorithm, J. Opt. Soc. Am., 1, 612-619, 1984.
- [5] Wang G, Zhao SY and Heusner D : A Knowledge-based cone-beam x-ray CT algorithm for dynamic volumetric cardiac imaging, Med. Phys., 29(8), 1807-1822, 2002.

高解像度乳房 X 線写真を利用した微小石灰化像の良悪性鑑別に関する研究

篠原 範充, 原 武史[†], 藤田 広志[†], 岩瀬 拓士^{††}, 遠藤登喜子^{†††}

岐阜大学大学院工学研究科電子情報システム工学専攻・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

[†]岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

^{††}癌研究会附属病院・〒170-8455 東京都豊島区上池袋 1-37-1

^{†††}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

(2003 年 3 月 17 日, 最終 2003 年 4 月 4 日受理)

Classification method of mammographic microcalcifications by using high-resolution mammograms

Norimitsu SHINOHARA, Takeshi HARA[†], Hiroshi FUJITA[†]

Takuji IWASE^{††} and Tokiko ENDO^{†††}

Electronic and Information Systems Engineering Division, Graduate School of Engineering
Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

[†]Division of Regeneration and Advanced Medical Science, Graduate School of Medicine
Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

^{††}Cancer Institute Hospital, 1-37-1 Kamiikebukuro, Toshima-ku, Tokyo 170-8455, Japan

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

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

(Received March 17, 2003, in final form, April 4, 2003)

Abstract : We have been developing a computer-aided diagnosis (CAD) system for mammograms. The system detects clustered area of mammographic microcalcifications based on density gradient analysis, and classifies the candidates into benign or malignant according to the feature analysis. Although the image digitized with 100- μ m sampling distance ("100- μ m image") was used in our previous study, the image digitized with 50- μ m sampling distance ("50- μ m image") would be used to improve the classification performance because the precise shape of microcalcification may be extracted from these images. In this study, we propose a technique of classifying clustered microcalcifications using 50- μ m image. The re-detection processing by 50- μ m image including noise reduction processing based on smoothing technique is newly added to our conventional method. As a result of applying this technique to 85 cases (137 ROIs), 10% of improvement was achieved in terms of a correct answer rate, and the validity of this technique was investigated by ROC analysis. It was concluded that the classification of clustered microcalcifications with higher accuracy was obtained from these procedures of using a high-resolution image (50- μ m image) effectively.

Key words : high-resolution mammogram, classification method, clustered microcalcifications

1. 背景と目的

乳房 X 線写真(マンモグラム)における乳がんの 2 大所見として, 腫瘍陰影と微小石灰化がある. われわれは, これらの検出や良悪性鑑別を自動で行うことによって, 診断医の補助を目的とする総合的なコンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis :

CAD)システムの構築を行い, 腫瘍陰影と微小石灰化に関するいくつかの報告を行っている. 微小石灰化像の自動検出に関しては, 3 重リングフィルタと可変リングフィルタを用いた検出法を提案し[1,2], 良悪性鑑別に関しては, 医師の画像レポートの記載基準(Breast Imaging Reporting and Data System, American College of Radiology : BI-RADS)に基づい

た特徴量を抽出し、ANN(Artificial Neural Network)に入力して分類する完全に自動化された方法を提案している[3]。微小石灰化の自動検出法では約9割の微小石灰化クラスター(いくつかの微小石灰化像が集簇している部分)を検出し、偽陽性候補も画像1枚あたり約0.5個という高い性能であるが、良悪性鑑別については約70%の正解率であり[3]、その精度向上が課題になっている。

われわれが開発した従来法は、サンプリング間隔 $50\mu\text{m}$ でデジタル化した画像(以下、“ $50\mu\text{m}$ 画像”)を平滑化(縮小)処理によってサンプリング間隔 $100\mu\text{m}$ に縮小した画像(以下、“ $100\mu\text{m}$ 画像”)を作成し、これを用いて微小石灰化クラスター領域を検出している[1,2]。そして、検出された領域ごとに求めた特徴量から良悪性鑑別を行っている[3]。これらの処理のすべてを $50\mu\text{m}$ 画像で行うことは、画像のサイズが大きくなるため、処理に多大な時間が必要となる。また、検出処理において雑音の影響が大きくなり、この雑音成分を微小石灰化像と誤検出するためには偽陽性候補が非常に多くなるという問題がある。

これまでのわれわれの研究では、微小石灰化像の自動検出に $50\mu\text{m}$ 画像を使用することによって、 $100\mu\text{m}$ 画像では検出できない淡く微細な微小石灰化像を検出できることが示している[4]。また、その良悪性鑑別についても、従来法では微小石灰化像の2値画像からいくつかの特徴量を求めているが、 $50\mu\text{m}$ 画像を用いることによって、さらに詳細な形状の抽出や解析を行うことが期待できる。

他の研究グループにおいても、微小石灰化クラスターの良悪性鑑別に関する研究が行われている。Chanらはテクスチャ解析とANNを用いた手法について報告している[5]。Wuらはコンボリューション型ANNを用いた手法について報告している[6]。また、BakerらはBI-RADSに基づいて画像の特徴をコード化し、読影した医師が主観的に抽出した画像特徴をANNへ入力して良悪性鑑別を行う手法を提案している[7]。しかし、これらは単一の解像度の画像を使用した手法であり、筆者らの知る限り、 $50\mu\text{m}$ 画像のような高解像度画像を効果的に組み合わせた手法についての論文は報告されていない。

そこで、本論文では微小石灰化の検出や良悪性鑑別システムに $100\mu\text{m}$ 画像と $50\mu\text{m}$ 画像を組み合わせ使用し、良悪性鑑別において効果的に $50\mu\text{m}$ 画像を用いた解析を行う手法を提案する。

2. 方法

本研究で用いた処理の流れをFig. 1に示す。各手順について以下に説明する。

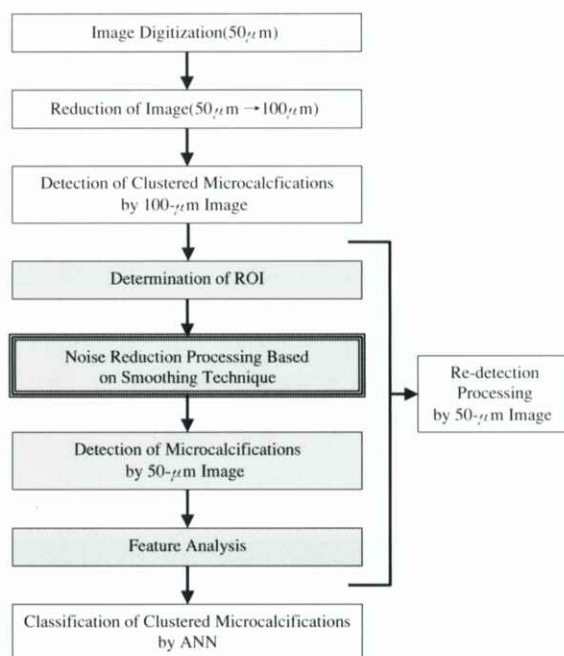


Fig. 1 Flowchart for the classification using $50\text{-}\mu\text{m}$ sampling image

2.1 使用画像

本研究で使用する画像は、ある施設においてスクリーン/フィルム系を用いて撮影されたMLO(Mediolateral Oblique)方向、CC(Craniocaudal)方向のマンモグラムを、レーザーディジタイザ(Konica製、LD-5500)を用いてデジタル化したものである。サンプリング間隔は $50\mu\text{m}$ 、濃度分解能は12bit、濃度レンジは0.0-4.0である。なお、 $50\mu\text{m}$ 画像とはこの画像をそのまま処理を加えずに使用するものである。そして、 $100\mu\text{m}$ 画像とは、 2×2 画素を1画

素とする平滑化(縮小)処理によって、サンプリング間隔 $100\mu\text{m}$ に縮小した画像である。

2.2 $50\mu\text{m}$ 画像を用いた再検出処理

これまでの研究において、微小石灰化像の検出処理に $50\mu\text{m}$ 画像を用いた場合と $100\mu\text{m}$ 画像を用いた場合を比較すると、大きさが $120\mu\text{m}$ 程度の微小石灰化像の検出において検出性能に差を確認した[4]。通常、対象となる微小石灰化像の多くは $300\mu\text{m}$ 前後の大きさであることから、微小石灰化クラスターの検出に $100\mu\text{m}$ 画像を用いた場合と $50\mu\text{m}$ 画像を用いた場合とでは、真陽性率はほとんど変わらないと考えられる。このことから、まず $100\mu\text{m}$ 画像を用いて微小石灰化クラスター検出を行い、そこで検出した領域についてのみ、 $50\mu\text{m}$ 画像で再検出を行うこととした。つまり、 $50\mu\text{m}$ 画像は微小石灰化クラスターの検出に使用するのではなく、既に微小石灰化クラスターである可能性が高い領域を良悪性鑑別のために詳細に解析する目的で使用する。これにより、 $100\mu\text{m}$ 画像全体から微小石灰化を検出したときと検出率が大きく変わることなく、偽陽性候補の発生も抑制される。

2.3 平滑化による雑音の軽減

$50\mu\text{m}$ 画像では、 $100\mu\text{m}$ 画像に比べて粒状性が悪化するため、画像全体に白く細かい点のようなものが散在するようになる。検出処理における偽陽性候補の多くは、これを微小石灰化像と誤検出することが原因である。そこで、 $50\mu\text{m}$ 画像を用いた検出の前処理として、これらの雑音を削除するために、平滑化処理を従来の処理過程に加える。平滑化処理としては、 3×3 のメディアンフィルタによる方法を用いた。Fig. 2 に、同じ微小石灰化クラスター領域を $50\mu\text{m}$ 原画像から検出した場合[Fig. 2(a)]と、メディアンフィルタをかけた画像から検出した場合[Fig. 2(b)]の例を示す。これらの画像では、円に囲まれた部分が微小石灰化像の候補位置であり、雲状の線に囲まれた部分が微小石灰化クラスター領域を表している。微小石灰化像は右側中央部にいくつか見られる。Fig. 2(a)では左側の部分を誤って検出しているが、Fig. 2(b)では微小石灰化像のある部分だけを正確に検出しているのがわかる。

Fig. 3 に微小石灰化像の形状を2値画像として抽出した例を示す。Fig. 3(a)の中央にある白い部分が微小石灰化像である。この微小石灰化像の形状を

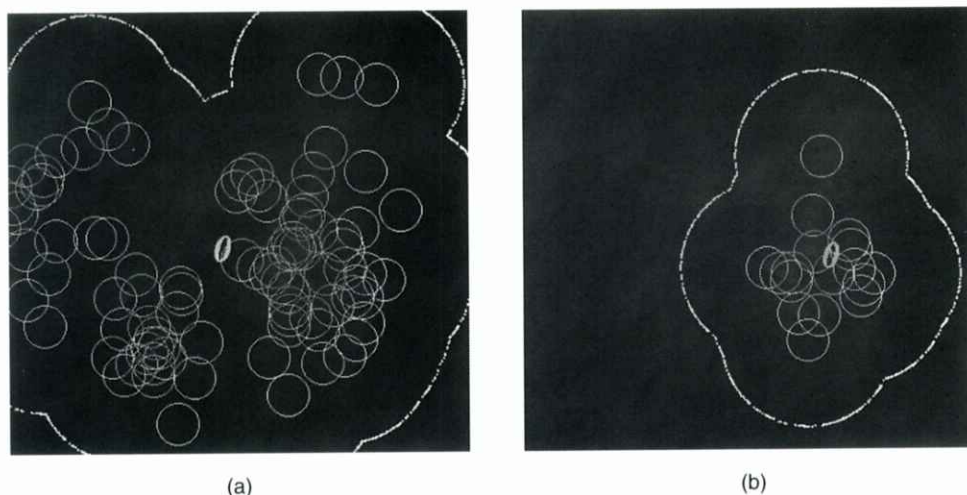


Fig. 2 Example of clustered microcalcifications detection in two different sampling conditions of original $50\text{-}\mu\text{m}$ sampling image (a) and smoothed $50\text{-}\mu\text{m}$ sampling image processed by median filter (b). Each area surrounded by the circle indicates a location of a microcalcification and the area surrounded by the white bold curve represents a cluster of microcalcifications.

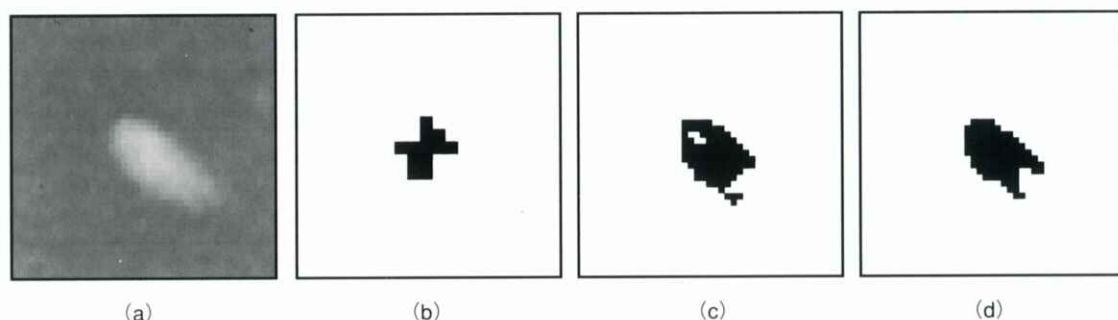


Fig. 3 Example of a microcalcification area (a) in an original 50- μm image of a microcalcification. Two-gray level images representing a microcalcification's shape extracted from 100- μm image (b), extracted from 50- μm image (c), and extracted from 50- μm image processed by median filter (d) are shown.

100 μm 画像から抽出した場合は、微小石灰化像の輪郭の細かい部分が描画されないが[Fig. 3(b)], 50 μm 画像から抽出すると輪郭が詳細に抽出されることがわかる[Fig. 3(c)]. さらに、50 μm 画像にメディアンフィルタをかけた画像から抽出した場合は、もっともよい結果になることがわかる[Fig. 3(d)].

Fig. 4 に Fig. 2 と同じ微小石灰化クラスタ領域を 100 μm 画像から検出した場合[Fig. 4(a)]と、50 μm 画像にメディアンフィルタをかけた画像から検出した場合[Fig. 4(b)]の例を示す。Fig. 4(a)では微小石灰化像のない左側部分を検出しているが、Fig. 4

(b)では微小石灰化像のある部分だけを検出しており、100 μm 画像を使用した従来法よりも偽陽性候補数が軽減していることがわかる。

2.4 良悪性鑑別処理

微小石灰化クラスタ領域を良悪性鑑別するために、クラスタ領域に含まれる微小石灰化像について、BI-RADS に基づいた数、形、分布などの 6 つの特徴量を求める [3]。形に関する特徴量は、微小石灰化像の 2 値画像として抽出した形状から求める。これらの特徴量を 0~1 に正規化し、ANN へ入力し、鑑別処理を行う。ANN の構造は、入力層 1 層(セル数：

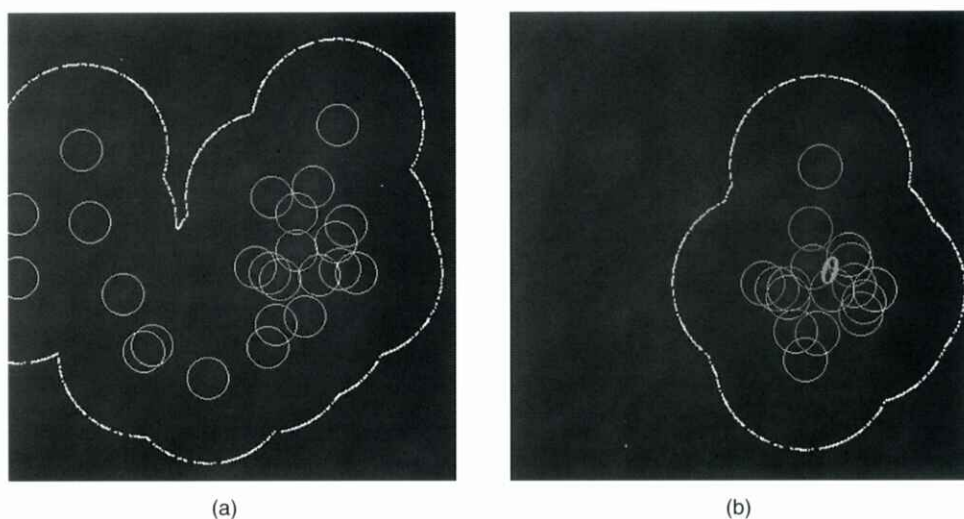


Fig. 4 Detection example of clustered microcalcifications for original 100- μm sampling image (a) and smoothed 50- μm sampling image (b).

6), 中間層 1 層(セル数:6), 出力層 1 層(セル数:1)の 3 層 feed forward 型で構成される. ANN の出力は悪性度として 0~1.0 の実数値をとるので, 出力値 0.3 以上を悪性, それ以下を良性とする. 学習則には逐次修正法であるバックプロパゲーション(Back Propagation)則を用いる.

3. 結 果

50 μ m 画像を用いた再検出処理とメディアンフィルタによる雑音軽減処理を従来法に加えた手法を用いて, 臨床データ 85 症例 126 枚について良悪性鑑別を行った. このうち, 良性 20 領域, 悪性 20 領域のデータを用いて学習を行い, その他の 137 領域に対して認識を行った. なお, 126 枚の画像より微小石灰化クラスタ領域として 177 領域を検出している. 学習データとしては, 典型的な症例だけでなく, 視覚的に良性, 悪性の区別が難しいような症例も用いた. 良悪性鑑別の結果を Table 1 に示す. 本手法の正解率は 70% (良性 72%, 悪性 69%) であり, 同じデータに従来法を適用した結果に比べ, 正解率で約 10% の向上があった. また, 本手法の有効性を客観的に評価するため, ROC(receiver operating characteristic)解析を行った. Fig. 5 に従来法と本手法の ROC 曲線を示す. ROC 解析では, 診断性能が良くなるにしたがって曲線は左上に近づく. Fig. 5 から明らかなように, 本手法のほうが従来法に比べて検出性能が良いといえる. また, Az 値(ROC 曲線下の面積)を比較すると, 100 μ m 画像による従来法では 0.598 であったのに対し, 50 μ m 画像による本手法では 0.744 となった. この結果からも, 微小石灰化クラスタの良悪性鑑別について, 本手法が従来法より有効であるといえる.

4. 考 察

今回, 50 μ m 画像における雑音の軽減のためにメディアンフィルタによる方法を用いたが, これを決定するために, (1)3 $\times$ 3 のメディアンフィルタを用いた処理, (2)3 $\times$ 3 の平滑化フィルタを用いた処理,

Table 1 Comparison of classification performance between our previous method and proposed one.

	Previous method using 100- μ m image	Proposed method using 50- μ m image
Benign	60% (30/50)	72% (36/50)
Malignant	60% (52/87)	69% (60/87)
Total	60% (82/137)	70% (96/137)

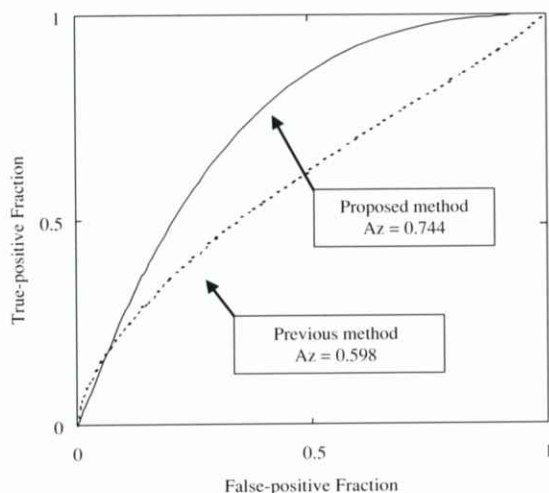


Fig. 5 Result of ROC analysis. The area under the ROC curve (Az value) was increased from 0.598 to 0.744 by using the new method.

(3)スモーキングと差分処理を組み合わせた処理の 3 つの方法を比較した. (3)は, 削除したいノイズの部分では, 濃度値が周辺に比べ局所的に小さくなっていることに着目し, 原画像と原画像に平滑化フィルタを用いてスモーキング処理を行った画像の差分をとり, その差が大きいところのみを平滑化する手法である. これら进行评估するために比較した物理量は, RMS(Root Mean Square)粒状度, 微小石灰化像の検出性能, およびその形状取得の正確さである.

RMS 粒状度については, 同じ密度の物質が撮影された部分について濃度値の標準偏差を求めて比較した. Table 2 にそれぞれの手法における 10 症例(画像 10 枚)の RMS 粒状度の平均値を示す. このとき, 粒状度を求めた領域の平均濃度値はほぼ一致

Table 2 Averaged RMS values in each method, as a result of 10 cases examined.

	50- μ m original image	(1)Median filter	(2)Smoothing	(3)Smoothing and difference	100- μ m original image
Average of RMS values	147	139	136	140	138

していた。Table 2 から、100 μ m 画像より 50 μ m 画像のほうがこの数値が高いため、50 μ m 画像の方が粒状度が高いといえる。そして、それぞれの平滑化処理を加えることによって、粒状度が 100 μ m 画像のそれに近づいているのがわかる。ただし、(2)の手法における粒状度は、100 μ m 画像の粒状度より低い数値になっている。この手法では、平滑化フィルタによって微小石灰化像の鮮鋭性が 100 μ m 画像のそれより低下していると考えられ、これは検出性能に悪影響を及ぼすと考えられる。

次に、検出性能についても同じ 10 症例(画像 10 枚)を用いて評価した。前処理に各手法を用いて検出した真陽性の数と偽陽性の数を Table 3 に示す。すべての手法で 50 μ m の原画像を用いた場合に比べ、偽陽性候補数が大幅に減少した。また、100 μ m 画像を用いたときに検出できなかった微小石灰化像を検出している例もあった。3つの手法を比較すると、(3)の手法が一番多くの微小石灰化像を検出したが、

Table 3 The number of candidates of microcalcifications detected in each method, as a result of 10 cases examined.

	(1) Median filter	(2) Smoothing	(3) Smoothing and difference
Number of true positives	183	172	190
Number of false positives	45	71	76

偽陽性候補数も多く、精度の高さを考えると(1)の手法が最もよいと考えられる。

形状取得の正確さでは、ほぼ正確にとれているものを「良好」、若干の取りすぎや取れていない部分があるものを「ほぼ良好」、明らかに誤った形状をとっているものを「悪い」として、主観的な評価によって結果を分類した(Fig. 6)。良好とほぼ良好を合わせた割合は、3手法ともほとんど変わらなかったが、(1)の手法が他の手法に比べ、良好と判断できるものの割合が多く、最もよいと考えられる。そして、これら3つの観点から、(1)のメディアンフィルタによる方法を平滑化の手法として用いることに決定した。

本手法を用いて良悪性鑑別を行うことによって、従来法よりも正しく判別することができるものがあつた。これらは、視覚的に良性和悪性の区別が難

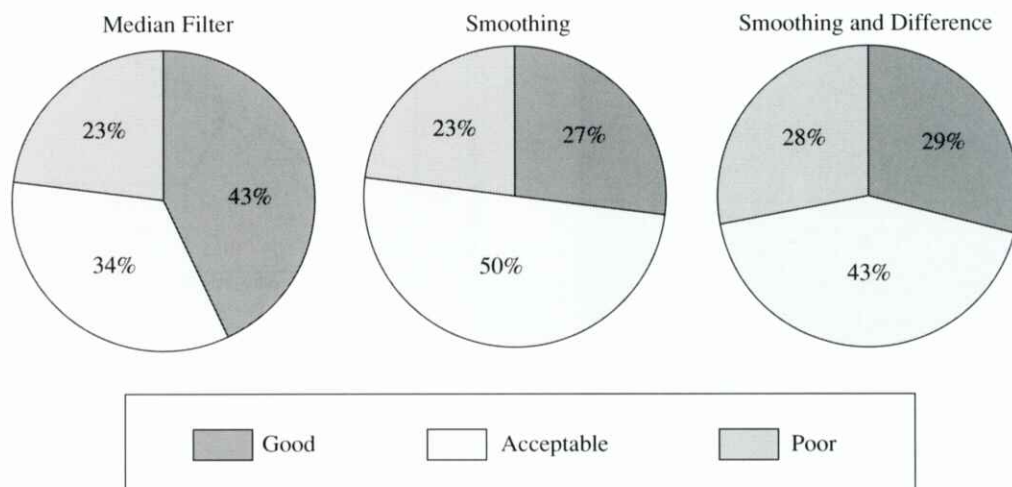


Fig. 6 The classification of the detected true positive candidates as a result of the shape analysis. Subjective evaluation (three grades) to the extracted shape of microcalcification for three different techniques of noise reduction was performed.

しい症例であり、 $50\mu\text{m}$ 画像を用いることによって、より詳細な微小石灰化像の検出と形状解析が行われたと考えられる。その結果、従来法では良性と悪性で差が小さかった特徴量についてもその差が大きくなったと考えられる。しかし、今回用いた症例の中には、従来法では正しく判定していたが、本手法では逆に誤って判定してしまうものもあった。その特徴としては、周辺とのコントラストが小さく、淡い微小石灰化像であった。このような例を Fig. 7 に示す。円で囲まれた部分が検出した微小石灰化像の候補位置であり、四角で囲まれた部分が検出できなかった候補の位置である。雲状の線は微小石灰化クラスタ領域を表す。検出できなかった候補は、3重リングフィルタによる1次検出では候補にあがっていたが、平滑化によって微小石灰化像の濃度勾配の強度が下がったため偽陽性削除処理の中で削除されたものであった。この改善には、偽陽性候補削除のしきい値の調整が考えられるが、偽陽性候補数も増加するため、微小石灰化像の濃度勾配の強度を大きく変化させないで雑音を除去する方法を検討する必要がある。

$50\mu\text{m}$ 画像を使用した手法によって、良悪性鑑別の性能が上がった要因として2つのことが推測でき

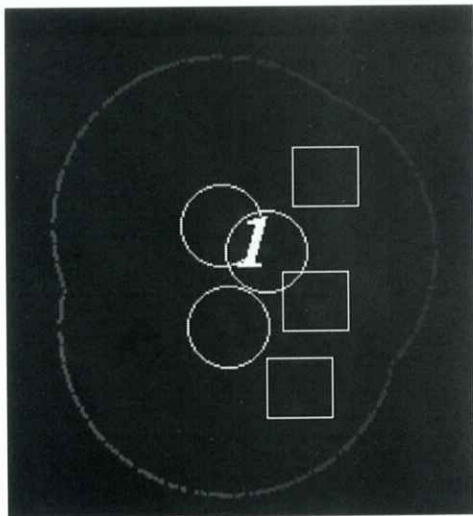


Fig. 7 Example of a failure classification of clustered microcalcifications. The areas surrounded by squares represent those of non-detections as microcalcifications.

る。1つ目は、メディアンフィルタによる前処理を加えることで微小石灰化像の検出精度が上がり、今まで検出できなかった微小石灰化像が検出され、偽陽性候補だった領域も削除されたことである。2つ目は、 $50\mu\text{m}$ 画像を使用することによって、詳細な形状解析が可能になったことである。しかし、形状解析についてはその影響がはっきりとしていない。そこで、まず $100\mu\text{m}$ 画像を用いて微小石灰化像の検出を行う。次に、 $100\mu\text{m}$ 画像と $50\mu\text{m}$ 画像から同様の微小石灰化像の形状抽出と解析を行い、良悪性鑑別の精度を比較した。臨床データ 123 症例 212 枚を使用した結果を、Table 4 に示す。なお、212 枚の画像より微小石灰化クラスタ領域として 391 領域を検出している。正解率は 69% と変わらなかった

Table 4 The rate of a correct answer of two-resolution images in the classification of clustered microcalcifications.

	100- μm image for shape analysis	50- μm image for shape analysis
Benign	87% (156/179)	78% (139/179)
Malignant	53% (112/212)	62% (131/212)
Total	69% (268/391)	69% (270/391)

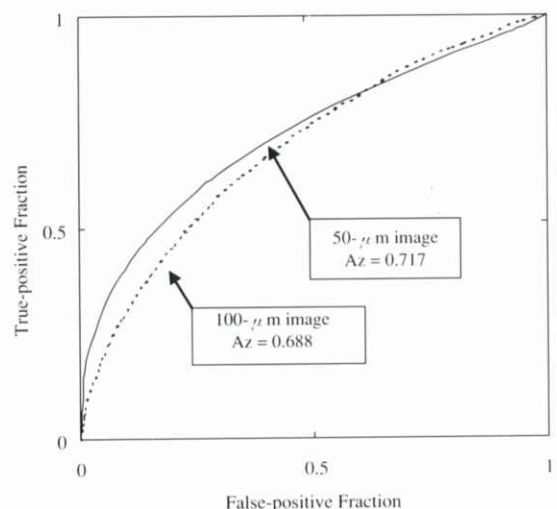


Fig. 8 Comparison of the classifying the clustered microcalcifications detected by 50- μm image and 100- μm image.

が、ROC 解析を行ったところ、若干であるが性能の向上が見られた。ROC 曲線を Fig. 8 に示す。これにより、50 μ m 画像を用いて形状解析を行うことで、良悪性鑑別の結果が向上することが示された。

5. まとめ

微小石灰化クラスタの良悪性鑑別にサンプリング間隔が 50 μ m の画像を使用することを試み、それらの画像を効率的かつ精度よく解析を行う手法を提案した。臨床データ 85 症例(137 領域)に対して、本手法を適用した結果、正解率が 70% となり、同じデータに対し従来法を適用した場合に比べ、約 10% の正解率の向上が見られた。また、これらのデータに対して ROC 解析を行ったところ、従来法に比べ本手法の Az 値が大きくなった。このことから、われわれがこれまでに提案している良悪性鑑別法 (BI-RADS に基づいた特徴量を自動抽出し、それを ANN で分類する微小石灰化の良悪性鑑別法)に、サンプリング間隔が 50 μ m の画像を効果的に併用することは、良悪性鑑別の精度向上に有効であるといえる。

謝 辞

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)の援助で行われました。また、本研究に協力頂いた岐阜大学藤田研究室卒業生の松田政貴氏, 山田章嗣氏に深謝します。

文 献

- [1] 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手法-, 電子情報通信学会論文誌 D-II, J78-D-II (9), 1334-1345, 1995.
- [2] 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クラスタ検出法, Med. Imag. Tech., 14(6), 665-679, 1996.
- [3] Hara T, Fujita H, Yamada A, et al.: Automated classification method of microcalcifications on mammograms by using artificial neural networks and ACR BI-RADS criteria., Proc. SPIE-Medical Imaging 2001-Image Processing, 4322, 1783-1787, 2001.
- [4] 岩切裕二, 藤田広志, 原 武史, 他: 高解像度乳房 X 線画像における微小石灰化像検出フィルタの開発, 電子情報通信学会論文誌 D-II, J80-D-II (9), 2569-2572, 1997.
- [5] Chan HP, Sahiner B, Patrick N, et al.: Computerized classification of malignant and benign microcalcifications on mammograms, Phys. Med. Biol., 42(3), 549-567, 1997.
- [6] Wu YC, Freedman MT, Hasegawa A, et al.: Classification of microcalcifications in radiographs of pathologic specimens for the diagnosis of breast cancer, Acad. Radiol., 2(3), 199-204, 1995.
- [7] Baker JA, Kornguth PJ, Lo JY, et al.: Prediction with artificial neural network based on BI-RADS standardized lexicon, Radiology, 196(3), 817-822, 1995.

Radiological Society of North America (RSNA) 2002 参加レポート —Road to Chicago—

田中 利恵, 萬代 奈都子, 林 則夫, 森岡 茂晃, 真田 茂*

金沢大学大学院医学系研究科・〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

*金沢大学医学部保健学科・〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

RSNA 2002 Report

Rie TANAKA, Natsuko BANDAI, Norio HAYASHI, Shigeaki MORIOKA, and Shigeru SANADA†

Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

†School of Health Science, Faculty of Medicine, Kanazawa University

5-11-80 Kodastuno Kanazawashi Ishikawaken 920-0942 Japan

ミネアポリス経由の格安チケットの飛行機に乗り、シカゴのオヘア空港に降り立ちました。シカゴは雪が降り、まるで国際学会の厳しさを暗示するような寒さでした。RSNA 2002 (88th Scientific Assembly and Annual Meeting) は、12月1日から6日までの6日間、シカゴの McCormick Place で開催され、2000以上にもなる口述発表とポスター、そして約60000人の参加で賑わっていました。アメリカ最大のコンベンションセンターを使うだけに、その規模の大きさには本当に驚かされます。一日中会場を歩き回ると夕方には足がだるくなるほどの大きさです。しかし、そのようなことが苦にならないほど、RSNAは刺激的で魅力的な学会です。

RSNAの1週間の間に、口頭発表やポスター発表を聞いて、見てきました。そこから多くのことを感じ、また吸収してきました。その経験をこの報告記に書かせていただきたいと思います。学術的な報告ではありませんが、その辺りは Innervision 誌などを参考にして頂いて、この報告記ではより身近なレポートとして読んでいただければと思います。

はじめに

RSNA2002は、特別な思いで参加しました。幸運にも研究室として Scientific Poster で2題、Education Exhibit で3題がアクセプトされたからです。学会まで、大忙しでした。それは、英語の問題だけでなく、ポスター作成、プレゼンテーション準備、渡航準備など、今まで経験の無いことばかりだったからです。研究室の一大プロジェクトとして皆で頑張った結果、満足行く形で終わることができました。その他にも RSNA 後にサンフランシスコに移り、R2テクノロジー社を見学し、アメリカのベンチャービジネスの実例を見ることができました。

RSNAでのポスター発表や Education Exhibit (コンピュータ) の発表、R2テクノロジー社見学の3点について書いていきます。



Fig. 1 Hall A & B と Hall D をつなぐ橋から見た美しいシカゴの夕焼け

Scientific Poster(田中)

「数打ちち当たる7色大作戦」*。米国同時多発テロ事件のためにアメリカへの学会参加に規制がかかったRSNA2001で私が出した結論でした。「なぜ今年は1演題も通らなかったのだろうか？」そんな疑問と「どうしたら世界の大舞台で自分の研究を発表するチャンスをを得ることができるのだろうか？来年こそ通すために傾向と対策をつかもう！」という使命を持って参加しました。帰りの飛行機の中では収穫したことを1冊の手帳にまとめる作業に追われました。

そして昨年のRSNA2002では、ポスターセッションに動態撮影法に関する2演題を通すことができました。1つは私が担当する胸部領域の研究で、Quantitative Analysis of Respiratory Kinetics in chest screening radiography by dynamic flat-panel detector (FPD) system. Rie Tanaka, BSc, RT, Japan, Shigeru Sanada, PhD, Masayuki Suzuki, MD, Takeshi Kobayashi, MD, Takeshi Matsui, RT, Hitoshi Inoue, MSc. もう1つは修士1年の森岡君が担当する膝関節の研究で、Knee Joint Movement Analysis with Computer-aided Detection (CAD) for a Screening Examination by Flat Panel Detector (FPD) System. Shigeaki Morioka, BSc, Sigeru Sanada, PhD, Katsuhiko Kitaoka, PhD, Takeshi Matsui, RT, Natsuko Bandai, BSc. でした。どちらの演題も発表の手ごたえを感じることができました。というのも、ポスター横に備え付けた縮小版ポスターが即日完売し(タダですが……), 学会の開催期間中は毎日補充するほどだったからです。私の担当の胸部領域分だけで70部にもなりました。医療機器メーカーの装置開発担当者の名刺がポスター横に残されていたのを見たときは時差ぼけが飛ぶうれしさでした。「これからがんばろう!!」っていう気持ちになりました。その威力は大きく、帰国した今でも続いています。実は、RSNA会場で私の中に一大事件が起きました。それは、決められた時間に行なう口頭発表(もちろん英語)に関してでし

た。「一昨年はRSNAでは座長すら定刻に来なかった」という噂を耳にしていたため、やや楽観視していました。ところが、初日から活発に口頭発表および質疑応答が行われているのを見て、正直圧倒されました。しかも、(私が見た)発表者全員が原稿なしで実に堂々と発表を行っていました。「これは大変なことだ!」とばかりに、その日の夜からホテルの自室でプレゼンテーションの練習をはじめました。その練習には予備に持参していたポスターがとても役に立ちました。ポスターをベッドわきの壁に貼り、並べた服を座長と聴講者にみたくて何度も練習しました。その甲斐あって、本番のプレゼンテーションをなんとか乗り切ることができました。発表の後にされた質問(これもまたもちろん英語)を理解することができずに、指導教官に助けられる場面もあった

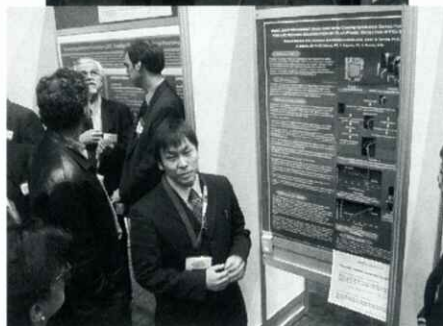


Fig. 2 発表の様子(上・田中, 下・森岡)

* 「1つの研究テーマでも見方を変えれば異なるセッションに出すことができる。セッションに適した書き方をしてたくさん書けば必ず通る!」という作戦である。

ので自己採点の結果は 80 点です。質疑応答をこなせるようになることが次回の課題です。

最後に旅費の一部を援助していただいた財団法人 C&C 振興財団に深く感謝いたします。

Education Exhibit(萬代)

2002 年初夏、この金沢大学医学部保健学科に「研究室」という組織が発足してから 4 年目にしてようやく真田研究室の、そして私たちの 1 つの「夢」がかないました。それは、先生がいつも私たちに口癖のように言っておられた「世界中で最多の研究者たちが集う RSNA」において、発表する切符を初めて手に入れたということです。“Kinetic and 3D Analysis for the High Performance Screening Examinations with Fluoroscopic Flat-Panel X-ray Digital Detector System” Shigeru Sanada, Masayuki Suzuki, Takeshi Kobayashi, Rie Tanaka, Natsuko Bandai, Norio Hayashi, Shigeaki Morioka, Shintarou Funabasama, Takeshi Matsui, Hitoshi Inoue

内容は、動画対応フラットパネルディテクタの臨床応用を想定した新しいスクリーニング X 線検査法およびコンピュータおよびコンピュータによる定量解析法です。コンピュータを用いた展示で、パワーポイントにより作成しました。スライドは、胸部、顎関節、膝関節、手関節の 4 部門で構成されており、それぞれについて撮像面や技術面、臨床応用の可能性について解説されています。アニメーションをふんだんに取り入れ、各部門の研究が全体として統一感が出るようにまとめました。

残念ながら我々の初挑戦は、RSNA における展示賞には届きませんでした。次回は賞を目指してより優れた内容にしていきたいと考えています。なお、RSNA の報告を Web 上においても掲載しています (<http://www.sanadalab.com>)。また、春に開催される第 59 回日本放射線技術学会総会学術大会では、RSNA からさらに進んだ内容を Cyber Rad にて展示予定です。興味のある方は、ぜひそちらの方にも足を運んでみてください。

この他にも私は、Education Exhibit(Computer)に

おいて、3D-display を用いた 2 つの展示を行ないました。“Evaluation of Lens-Free Three-Dimensional Display in Chest Radiographs by Receiver Operating Characteristic (ROC) Analysis, a Unique Viewing System to Enhance Morbid Temporal Changes in Sequential Chest Radiography by Lens-Free Stereoscopic Display”(Fig. 3)



Fig. 3 自分自身の Education

実は昨年度の真田研究室・RSNA 採択率は「0」でした。その悔しい経験から「数打ちや当たる作戦」の元、研究室のメンバーでいくつかの演題を出しました。結果として大成功で、私にとってもいい経験となったのですが、特に Computer Exhibit は、Poster のみの展示と異なり、内容も抱負であり、かつ質も問われます。アクセプトされなかった時の落胆もありますが、とくにこの分野に関してはやっぱり一応を追う方が懸命だと思いました。

R2 テクノロジー社訪問(林)

RSNA 2002 が終わり、私たちはシカゴからサンフランシスコへ移動しました。シカゴでは雪が降り、気温が-8℃と低くすごく寒い思いをしました。それにひきかえ、サンフランシスコ空港へつくと一変しました。天気はよく、気温も暖かい。よく旅行客がアメリカ西海岸へくる理由がわかった気がしまし

た。

週明けの月曜日、私たちは、CAD(Computer-Aided Diagnosis)をはじめ商品化させた、CAD 最先端の企業である R2 Technology を見学させていただきました。サンフランシスコ郊外にある R2 はすごくきれいな住宅地の一角に、会社とは思わせられないような雰囲気であり、私の想像していたビルに入っている日本の会社とは大きく異なるものでした。緑に囲まれ、噴水があり、すごくきれいなところでした(Fig. 4)。



Fig. 4 R2 テクノロジー社外観

R2 の増田さんが私たちをいろいろと案内してくださいました。すでに製品化されているマンモグラフィ用 CAD 装置(Fig. 4)をはじめ、胸部 CT における肺がん検出の CAD システムおよび、Colonography 用 CAD システムを紹介してくださいました。どれもすばらしい精度でした。特に胸部 CT のにおける CAD システムは CT 検診が今後盛んに行われる日本をターゲットにしているようです。

その後、我々が RSNA で発表した内容を簡単にプレゼンテーションする機会をいただき、我々が進めている内容を紹介することができました。

最終的に CAD システムの構築を目指している我々としては、すでに商品化され、医療の現場にシステムを導入している企業をみることであったことは非常に新鮮でかつ刺激を受けました。今後 CAD は更なる発展を遂げ、医療に貢献していこうという印象を強く受けることができました。

最後に、R2 テクノロジー社の見学を快く引き受



Fig. 5 Image Checher®

けてくださった長谷川様、増田様に心より感謝申し上げます。

さいごに

今回の RSNA は、終わるまで試行錯誤の毎日でした。真田先生には目を充血させ、へとへとになるまで皆が次々に押しかけ、最大限の指導をしていただきました。また、ポスター作りなどでは、岐阜大学の藤田先生、原先生、シカゴでは広島大学の隅田先生、アリゾナ大学の岡崎先生など多くの先生方に



Fig. 6 R2 社での集合写真

お世話になりました。そのおかげで、RSNA2002は、我々にとってかけがえの無い、すばらしい経験となりました。紙上にはなりますが、感謝申し上げます。

まだまだ、研究室は始まったばかりで、まだまだ力をつけていかなければなりません。さらなる上昇のためには、多くの先生や先輩方からのご指導が必要です。今後ともよろしくお願いします。また、できるだけ、私たちが経験したことを同じ学生の皆さ

んにも経験して欲しいと思います。RSNA参加には、学生としては金銭面でとても厳しいものがあります。しかし、メンバー全員が「行ってよかった！」と思うように、その金額に勝る経験がRSNAではできません。他の学生たちにもRSNAですばらしい経験をして欲しいと心より願っています。

(全体の文、構成 森岡)

平成 15(2003)年度年次大会
第 136 回医用画像情報学会研究会
プログラム
および
抄 録

【と き】 平成 15 年 5 月 31 日(土), 午前 10 時 25 分～

【場 所】 ハートフルスクエア G/岐阜市生涯学習センター 2 階 大研修室
住所: 岐阜市橋本町 1-10-23(JR 岐阜駅隣 高架下)
電話: 058-268-1050
URL: http://www.ccn.aitai.ne.jp/~heartful/gakusyu_top.htm
当日の連絡先: 090-3839-5193 原(携帯)

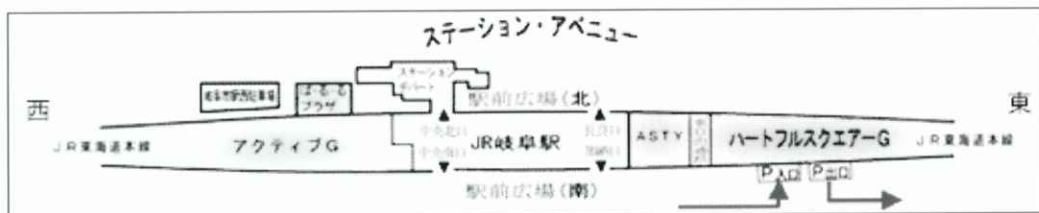
【参 加 費】 会員: 1,000 円, 非会員: 2,000 円, 学生: 無料

【特別講演】 1. 10:25～11:05
「バーチャルリアリティ技術の医療応用への現状と将来展望」
岐阜大学工学部 木島竜吾 先生
2. 11:05～11:45
「直接変換型 FPD のマンモグラフィへの応用－現状と将来－」
日立メデイコ 落合是紀 先生

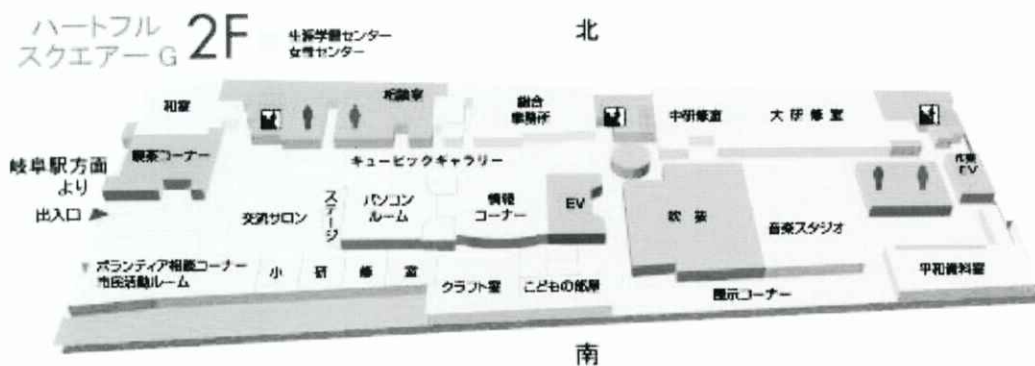
【研究発表】 13:30～17:25

会場までの交通案内

- ◎ ・会場は JR 岐阜駅の構内にあります。改札口を出た後、そのまま真っすぐ東へすすんでください。
・JR のホームから会場(大研修室)まで徒歩 10 分以内です。
- ◎ 東京方面からのアクセス：
- | | | | | | |
|-----|---|-----|----------|----------|-----------|
| 東 京 | → | 名古屋 | のぞみ 45 号 | 8:00am 発 | 9:36am 着 |
| 名古屋 | → | 岐 阜 | JR 普通 | 9:46am 発 | 10:10am 着 |
| 岐 阜 | → | 会 場 | (徒歩) | | |
- ◎ 大阪方面からのアクセス：
- | | | | | | |
|-----|---|-----|---------|----------|-----------|
| 新大阪 | → | 名古屋 | のぞみ 6 号 | 8:53am 発 | 9:45am 着 |
| 京 都 | → | 名古屋 | のぞみ 6 号 | 9:09am 発 | 9:45am 着 |
| 名古屋 | → | 岐 阜 | JR 普通 | 9:55am 発 | 10:12am 着 |
| 岐 阜 | → | 会 場 | (徒歩) | | |



〈JR 岐阜駅構内図〉



〈研究会場案内図〉

平成 15 年度年次(第 136 回)大会プログラム

5 月 31 日(土)

【特別講演 1】 10:25～11:05

「バーチャルリアリティ技術の医療応用への現状と将来展望」

岐阜大学工学部 木島竜吾 先生

【特別講演 2】 11:05～11:45

「直接変換型 FPD のマンモグラフィへの応用－現状と将来－」

日立メディコ 落合是紀 先生

[11:45～13:20 昼食]

【総 会】 13:20～13:50

【内田論文賞・受賞者記念講演】 13:50～14:05

演者：妹尾淳史(東京都立保健科学大学保健科学部)

内田論文賞・受賞論文：

著者：妹尾淳史，伊藤彰義

表題：動画像認識を応用した心電図同期 SPECT の左室壁運動解析

巻号ページ：Vol.19, No.1, pp.10-17

【研究発表】 14:10～17:25

セッション A: 14:10～15:04

セッション B: 15:15～16:09

セッション C: 16:20～17:25

セッション A: 14:10～15:04 3 演題(54 分)

(1 演題：発表 14 分，質疑 4 分)

A-1) 高次局所自己相関特徴を用いた乳房 X 線画像 CAD システムにおける腫瘍陰影の偽陽性候補の削除
栗山浩一，中川俊明*，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，*岐阜大学 VSL，**岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻，***
国立名古屋病院放射線科，****癌研究会附属病院

A-2) 改良型ファジィ推論に基づく乳房 X 線画像における微小石灰化像の良悪性鑑別法の検討
李 鎔範*，蔡 篤儀*，関谷 勝*
*新潟大学医学部保健学科

A-3) 情報理論に基づいた X 線画像評価 マルコフ連鎖を用いた C-D ダイアグラム
新美孝永*，今井國治**
*名古屋第二赤十字病院放射線部，**名古屋大学医学部保健学科

セッション B: 15:15～16:09 3 演題(54 分)

(1 演題：発表 14 分，質疑 4 分)

B-1) 頭部 CT 画像を用いた側頭葉内側部の自動計測の検討
服部真澄*，小山修司**

*東海記念病院放射線科, **名古屋大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

B-2) 頭部 MR 画像におけるシルビウス裂認識アルゴリズムの開発

林 則夫*, 真田 茂**, 鈴木正行**, 松浦幸広***

*金沢大学大学院医学系研究科, **金沢大学医学部保健学科, ***金沢大学医学部附属病院放射線部

B-3) 腹部 X 線 CT 画像における腰椎中央部自動認識アルゴリズムの開発

西原貞光*, 飯田忠行*, 藤田広志**, 滝川 厚*, 原 武史**

*広島県立保健福祉大学保健福祉学部放射線学科, **岐阜大学大学院再生医科学独立専攻知能イメージ情報部門

セッション C: 16:20~17:25 5 演題(65 分)

(1 演題: 発表 10 分, 質疑 3 分)

C-1) X 線 CT におけるフィルタの再構成画像への効果とその評価

春日井啓太*, 山田功**, 蔡篤儀***

*岐阜工業高等専門学校専攻科電子システム専攻, **岐阜工業高等専門学校電気情報工学科
***新潟大学医学部保健学科

C-2) 冠動脈動画像におけるバンドパスフィルタ処理の検討

土屋裕一郎*, 中村真也*, 法橋一生*, 大見真智子*, 福井淳*, 小寺吉衛**

*静岡県立総合病院放射線科, **名古屋大学医学部保健学科

C-3) CR 系デジタルマンモグラフィの画質特性について

高村美穂*, 坪井絵美**, 小川宗久***, 鈴木里枝***, 千原絢***, 堀井亜希子***, 小寺吉衛***, 島正光****

*名古屋大学大学院医学系研究科, **名古屋放射線診断クリニック, ***名古屋大学医学部保健学科, ****名城病院放射線科

C-4) 乳房 X 線写真を用いた腫瘍の良悪性鑑別システムに対して腫瘍の辺縁抽出結果が与える影響

桜井寛之*, 中川俊明**, 原武史***, 藤田広志***, 岩瀬拓士****, 遠藤登喜子*****, 堀田勝平*****

*岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門, **岐阜大学バーチャルシステム
ラボラトリー, ***岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門
****癌研究会附属病院, *****国立名古屋病院放射線科, *****愛知県がんセンター病院放射線科

C-5) 複素自己回帰モデルによる凹領域認識を用いた大腸ポリープ像の自動検出

久山慶子*, 福岡大輔**, 原武史*, 藤田広志*, 小倉敏裕***

*岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門, **国立岐阜工業高等専門学校電
気情報工学科, ***群馬県立医療短期大学診療放射線学科

第 136 回研究会研究発表抄録

セッション A

A-2) 改良型ファジィ推論に基づく乳房 X 線画像における微小石灰化像の良悪性鑑別法の検討

李 鎔範*, 蔡 篤儀*, 関谷 勝*(*新潟大学医学部保健学科)

乳房 X 線画像における微小石灰化像の良悪性鑑別法として、遺伝的アルゴリズムを適用した改良型ファジィ推論法を提案する。この手法は遺伝的アルゴリズムによりファジィ推論の前件部メンバーシップ関数を最適化することの特徴としている。関心領域からトップハット変換処理等を用いて微小石灰化像の領域を抽出した後、微小石灰化像の数、大きさなどの特徴量を求める。学習用画像群から求めたこれらの特徴量を用いてファジィ推論の前件部メンバーシップ関数を決定する(=学習)。この際、遺伝的アルゴリズムによりメンバーシップ関数の最適化を行う。学習終了後、未知画像から求めた特徴量をファジィシステムに入力することで、良悪性鑑別の結果が出力される。良性 13 症例、悪性 12 症例からそれぞれ 10 症例ずつを学習させ、残り 5 症例を未知画像とする組み合わせをすべての通り行い結果を算出したところ、正診率は約 81% となった。また、遺伝的アルゴリズムにより前件部メンバーシップ関数を最適化しなかった場合の正診率は約 74% であったことから、本提案手法の有効がうかがえる。現在は、メンバーシップ関数の形状、特徴量の再考などの観点から、正診率の向上を目指している。

A-3) 情報理論に基づいた X 線画像評価—マルコフ連鎖を用いた C-D ダイアグラム—

新美孝永*, 今井國治**(*名古屋第二赤十字病院放射線部, **名古屋大学医学部保健学科)

本研究では、従来、X 線画像評価に用いられてきた C-D ダイアグラムをマルコフ連鎖から導き出される期待値で作成し、これによる X 線画像評価を試みた。

マルコフ連鎖による推測から、画像信号に対する観察者の選択確率は、いくつかの値に収束すること

がわかった。また、マルコフ連鎖から導き出された特性と実測値から求めた特性がほぼ一致し、本評価法の有効性が示唆された。

セッション B

B-1) 頭部 CT 画像を用いた側頭葉内側部の自動計測の検討

服部真澄*, 小山修司**(*東海記念病院 放射線科, **名古屋大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻)

「はじめに」 近年、Alzheimer 型痴呆(以下、ATD)が痴呆全体の半数前後を占め、脳血管性痴呆を上回ると言われている。また、ATD の治療薬として発売された donepezil (Arisepi) は痴呆の進行を遅延化する事に効果があるとされ、ATD の早期発見は大変重要である。

ATD では記憶障害が中核症状であり、その記憶をつかさどる海馬の萎縮が高度に生じることが特徴と言われるため側頭葉内側の評価が有用である。

今回、我々は側頭葉内側部の 1 次元計測と側脳室下角面積を、ルーチンワークで撮影する頭部 CT 画像を用いて自動計測するアルゴリズムを作成し、手動計測との比較を行なった。

「方法」 ルーチンワークで撮影された頭部 CT 画像の中で、明らかな梗塞、出血のないものを 10 名選び、鞍上槽レベルのスライスを実用 PC に転送し計測を行った。計測の手順は、始めに頭部の重心と正中矢状面を検出、続いて閾値処理による 2 値画像の作成、解剖学的位置情報により側脳室下角を抽出し、側脳室下角横径、側頭葉内側径、鉤間距離、下角面積を計測した。

「結果」 1 次元計測と下角面積に対する手動計測値と自動計測値の相関係数は、それぞれ 0.988 と 0.980 であった。また、1 次元計測時の計測ラインと下角面積の抽出輪郭線を観察した結果、良好に検出されていた割合はそれぞれ 98% と 75% であった。

「考察」 1 次元計測では、ほぼ良好な結果が得られたが、下角面積に関しては下角周辺の低濃度領域

を誤検出する場合があります，再検討の必要があると考えられた。

今後，物忘れ外来などの臨床現場においてATDの補助診断として役立つアルゴリズムを検討していきたい。

B-2) 頭部 MR 画像におけるシルビウス裂認識アルゴリズムの開発

林 則夫^{*}，真田 茂^{**}，鈴木正行^{**}，松浦幸広^{***}
(^{*}金沢大学大学院医学系研究科，^{**}金沢大学医学部保健学科，^{***}金沢大学医学部附属病院放射線部)

【目的】 初老期痴呆や統合失調症などにおいて，大脳側頭葉の萎縮がみられる場合がある．そこで本学附属病院においては萎縮を評価するために側頭葉の体積計測が行われている．現在，体積計測は手動で行っているが手動では主観的で再現性に欠ける．そこで，より定量的に評価するために体積計測の自動化が検討されている．側頭葉の自動計測の際，側頭葉と前頭葉，頭頂葉および後頭葉を識別することは困難である．しかし，側頭葉と前頭葉との境界であるシルビウス裂を自動認識することができれば，側頭葉の自動認識において非常に有用である．そこで頭部 MR 画像(T1 強調画像)におけるシルビウス裂の認識方法を検討したので報告する．

【方法】 MRI 装置(1.5T GE SIGNA HORIZON)を用いて，正常症例 10 名の T1 強調画像(SE, Coronal, Matrix : 256×128, Thickness : 2.0mm)を取得した．取得したデータを解析のためにパーソナルコンピュータに転送した．その後，領域拡張法で大脳領域を抽出し，MPR で Sagittal 像を作成して，その画像上でシルビウス裂を認識した．そのデータを基に，Coronal におけるシルビウス裂の認識を行った．

【結果と考察】 本手法によって Sagittal および Coronal においてシルビウス裂を良好に認識することができた．その結果，側頭葉と前頭葉の境界を自動的に識別することが可能となった．また，シルビウス裂の特定は識別の難しい側頭葉と後頭葉を識別する際の大きな指標になるものと考えられる．

B-3) 腹部 X 線 CT 画像における腰椎中央部自動認識アルゴリズムの開発

西原貞光^{*}，飯田忠行^{*}，藤田広志^{**}，滝川 厚^{*}，原 武史^{**}(^{*}広島県立保健福祉大学保健福祉学部放射線学科，^{**}岐阜大学大学院再生医科学独立専攻知能イメージ情報部門)

【目的】 現在我々は，一般的な躯幹部 X 線 CT 検査で得られる CT 画像の中から椎体内情報を取り出し，骨粗鬆症の診断支援することを目標に研究している．ここでは，腹部 X 線 CT 画像に含まれる腰椎椎体部を自動的に認識するアルゴリズムを開発し，その精度を検討した．

【実験機器と方法】 患者は 45 名(男性：22 名，女性：23 名)である．各患者の第 3 腰椎を含む部分をらせん状スキャン X 線 CT 装置(CT-W950SR：日立製)でスキャンした．患者 45 名分の CT 画像をトレーニング用(18 名分)とテスト用(27 名分)に分けた．アルゴリズム開発にあたって，トレーニング用データに対して閾値処理を行い椎体部と思われる部分の画像を選択した．その部分が椎体上下方向に対して中央部であるかどうかを，椎骨断面の面積や円形度という特徴量によって評価した．得られた椎体中央部を含む CT 画像の椎体中心部に関心領域(ROI)を自動的に設定し，ROI 内の平均 CT 値を求めた．開発されたアルゴリズムを利用して，テスト用のデータを解析し，処理が完了するか調査した．

【結果】 トレーニング用データから得られた特徴量に対する閾値は，面積では約 1800mm²，円形度では 0.43 だった．つまり椎体中央部は，約 1800mm² よりも面積が大きくて円形度が 0.43 よりも小さいという特徴をもつことが判断できた．これらの閾値を利用して，テスト用のデータを処理した結果，全てのデータで不都合なく処理できた．

セッション C

C-1) X 線 CT におけるフィルタの再構成画像への効果とその評価

春日井啓太^{*}，山田功^{*}，蔡篤儀^{**}(^{*}岐阜工業高等専門学校専攻科電子システム専攻，^{**}岐阜工業高等専門学校電気情報工学科，^{***}新潟大学医学部保健学

科)

近年、X線CT(Computed Tomography)は、性能の向上に伴い画像診断における重要な要素となっている。しかし、このシステムには被曝線量低減と画質の向上という相反する問題を含んでいる。雑音の低減については各種フィルタの使用、ウェーブレット変換などを用いた報告が多くなされている。本研究では、X線CTにおける画像再構成シミュレーションにより、単純な形状の信号を含んだ画像を用いてフィルタの雑音除去の効果とその評価方法について検討した。シミュレーションは円形状の信号についてそのコントラストと大きさを変え、評価方法はSN比の計算に用いるサンプル点の位置について検討した。

C-4) 乳房X線写真を用いた腫瘍の良悪性鑑別システムに対して腫瘍の辺縁抽出結果が与える影響

桜井寛之*, 中川俊明**, 原武史***, 藤田広志***, 岩瀬拓士****, 遠藤登喜子*****, 堀田勝平***** (*岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門**岐阜大学バーチャルシステムラボラトリー***岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門****癌研究会附属病院*****国立名古屋病院放射線科*****愛知県がんセンター病院放射線科)

われわれはCADシステムにおける腫瘍の良悪性鑑別システムの研究を行っている。本システムは、入力した症例が持つ悪性、良性の画像特性に得点を与え、総得点によって良悪性鑑別を行う手法を採用している。現在13個の悪性、良性の画像特性を用

いているが、その画像特性の中の辺縁形状や明瞭度の認識において、より正確な腫瘍辺縁情報が必要である。そこで医師のカルテのスケッチに近くなるよう現在用いている辺縁抽出法のパラメータを一部手動化することで抽出した辺縁を与えた結果、鑑別率85%が得られた。また動的輪郭抽出処理に基づく新規手法により抽出した辺縁を与えた結果、鑑別率75%が得られた。従来法の辺縁を用いた鑑別結果と比較して大幅な精度向上を確認でき、腫瘍辺縁の抽出精度が鑑別率に大きく影響していることを示した。

C-5) 複素自己回帰モデルによる凹領域認識を用いた大腸ポリープ像の自動検出

久山慶子*, 福岡大輔**, 原武史*, 藤田広志*, 小倉敏裕*** (*岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門, **国立岐阜工業高等専門学校電気情報工学科, ***癌研究会附属病院放射線部)

腹部X線CT像における大腸ポリープの自動検出法として、複素自己回帰モデルによる凹領域認識を利用した手法を提案し、その有効性を検討する。発表では複素自己回帰モデルによる凹領域認識を腹部X線CT像へ応用するため行った大腸の傾斜断画像の抽出と、それを用いて大腸ポリープ像を自動検出した結果について報告する。本手法を1症例すべての傾斜断画像に対して適用したところ、検出対象とした直径10mm以上のポリープ2個が正しく検出できた。検出結果から、本手法が有効な手法になるうる可能性を示すことができた。

I 平成 14 年度春季(第 135 回)大会記事

平成 15 年度春季(第 135 回)大会を下記のように開催しました。

日 時 平成 15 年 2 月 1 日(土)

場 所 新阪急ビルスカイルーム 会議室 10 号

特別講演 1

「IHE による新たな標準化へのアプローチ」

(株)島津製作所医用機器事業部医療情報システム 細羽 実 先生

特別講演 2

「フラットパネルディテクタの開発状況と画像診断システムへのインパクトについて」

大阪大学医学部保健学科医用工学講座 稲邑 清也 先生

研究発表

1. 高分解能 CdTe 検出器を用いた診断用 X 線スペクトルの測定

前田浩志^{*†}, 松本政雄^{*}, 谷口 明^{**}, 金森仁志^{***}

^{*}阪大・医・保健, [†]広島国際大・保健医療, ^{**}東洋メディック, ^{***}京都工繊大名誉教授

2. MV 領域における高エネルギー X 線スペクトル測定法の検討

高橋真幸, 宮島悟史^{*}, 松本政雄

阪大・医・保健, ^{*}阪大院・医系・保健

3. 仮想スリットのデジタルウィナーズペクトルの計算に与える影響の検討

上田直典, 末兼浩司^{*}, 松本政雄

阪大・医・保健, ^{*}阪大院・医系・保健

4. 四次元 CT 用高速平面検出器の画質特性の測定

末兼浩司, 松本政雄^{*}, 角尾卓紀^{**}, 遠藤真広^{**}

阪大院・医系・保健, ^{*}阪大・医・保健, ^{**}放医研・重粒子治療セン

5. 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価

石井 聡, 萬代奈都子, 平田吉春^{**}, 橋本憲幸^{***}, 真田 茂

金沢大・医・保健, ^{*}金沢大院・医系・保健学, ^{**}鳥取大・医附病・放射, ^{***}株式会社ナナオ

6. デジタルラミノグラフィの画像再構成アルゴリズム

中森伸行

京都工繊大・電子情報

7. 乳房 X 線写真におけるファントム画像の解析

篠原範充, 原 武史*, 藤田広志*, 堀田勝平**

岐阜大院・工・電子情報シス, *岐阜大学院・医・再生医科, **愛知がんセ・放射診断

8. 乳房デジタル X 線写真における CAD システムへの対応

加藤雅大, 篠原範充*, 原 武史**, 大江祥隆**, 藤田広志**, 笠井 聡***, 加野亜紀子***

岐阜大院・工・応用情報, *岐阜大院・工・電子情報シス, **岐阜大院・医・再生医科, ***コニカ(株)

9. 歯 X 線写真における歯領域の自動抽出と類似性評価

藤村貴弘, 原 武史*, 藤田広志*, 永井 淳**, 武内康雄**

岐阜大・工・応用情報, *岐阜大院・医・再生医科, **岐阜大・医・法医

Ⅱ 第 135 回理事会議事録

日 時 平成 15 年 2 月 1 日(土) 午後 12 時 30 分～午後 1 時 30 分

場 所 新阪急ビル 12 階 新阪急ビルスカイルーム レストラン

出席者 小寺, 内田, 藤田, 中森, 真田(茂), 本田, 松本, 原, 松原, 飯山, 木戸, 小島, 佐井, 佐々木,
滝川, 細羽, 畑川, 金森

議 題

(1) 大会関係

- 1) 年次大会(第 136 回)については, 岐阜で 5 月 31 日(土)に開催することを確認し, また, 会場は岐阜駅・生涯教育センターで行うこととした。
- 2) 秋季大会(第 137 回)については, 東京方面で 10 月 4 日(土)に行うこととした。会場等の候補については, 小寺会長から連絡して頂くこととした。
- 3) 春季大会(第 138 回)については, 大阪市立大学・畑川監事に取りまとめをお願いすることとした。期日は後日決定する。

(2) 表彰関係

- 1) 平成 14 年度表彰選考委員長(第 134 回理事会決定)の小島理事から, 表彰選考委員の提案があり, これを承認した。
- 2) 金森仁志前会長に医用画像情報学会賞・名誉会員・名誉理事, 滝沢正臣前理事に功績賞・名誉会員, 稲本一夫前理事に功績賞・名誉会員, 松井美穂前理事に功績賞, 丹羽克味前理事に名誉会員の各推薦があった。
- 3) 研究速報についても原著性を認め, 金森奨励賞の対象とすることとした(来年の総会表彰分からの適用)。それに合わせて, 表彰規定の第 4 条 2 項を改正することとした。また, 賞の公募時期を早め, 9 月発行の 3 号に募集を載せることとした(ホームページ掲載もこの時期にする)。それに合わせて, 表彰規定の別表第 1 の一部の改定を行うこととした。さらに, 賞の公募時(各巻 3 号)の最後に総目次を掲載し, 表彰のための資料にも給することとした。

(3) 会則について

- 1) 会則のミスのプリントを事務局で修正し, 理事会で配布した(ホームページにも掲載)。種々の問題点があるので, 総会時に改正案を出すこととした。この見直しについては, 小島理事にお願いした。
- 2) 議論のあった問題点は, 14 条(入会時の推薦を推薦不要にするよう改正案を出すこととした), 19 条(非会員の発表会に参加制限を撤廃し, 改正案を出すこととした), 25 条 2 項(見直しを行うこととした)である。

(4) ホームページについて

- 1) 名誉会員の氏名をホームページに記載することとした。

2) mii ドメイン名を取得することとした。

3) さらなるホームページの充実を佐井理事にお願いした。

(5) 予算状況

松原理事から現状報告があり、厳しい予算状況である現状から、論文の投稿数の増加や、一般会員や賛助会員の勧誘などの対策が益々必要であるなどの議論があった。

(6) 編集関連

1) 中森理事(編集委員長)から、会誌 20 巻 1 号の編集結果について種々の報告があった。また、今後の企画予定(CAD の特集を企画中)について計画中である。

2) 21 巻から表紙デザインを一新したいので、20 巻 2 号に募集記事を載せ、公募することとした。

(7) その他

1) 支出を減らすために、学会で定期購読している雑誌(現在は、JAMIT 誌のみ)を、今年度限りで停止することとした。また、現在、前事務局の小寺会長のところで保管中の購読雑誌は、そのまま管理・保管をしていただくこととし、これらを廃棄する時には、会誌に案内を載せることとした。

2) 発表の機材を演題募集時に調査することとした。

3) 役員名簿の記載順と範囲などについて、中森理事に調査を依頼した。

—— 新 入 会 員 ——

注意：587 は都合により欠番です。

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
583	安藤 聡志	鈴鹿医療科学大学 大学院 長谷川研究室 〒510-0293 三重県鈴鹿市岸岡町 1001-1	TEL 0593-83-8991 FAX 0593-83-9666
584	村上 誠一	産業医科大学病院放射線部 〒807-8555 福岡県北九州市八幡西区医生ヶ丘 1-1	TEL 093-603-1611
585	篠原 範充	岐阜大学工学部応用情報学科藤田研究室 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1	TEL 058-293-2746
586	服部 真澄	東海記念病院放射線科 〒487-0031 愛知県春日井市廻間町字大洞 681-47	TEL 0568-88-0568 ext165
588	山澤 順一	水俣市立総合医療センター 〒867-0012 熊本県水俣市天神町 1-2-1	TEL 0966-63-2101 FAX 0966-63-2241
589	林 則夫	金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80	TEL 076-265-2524 FAX 076-263-4366
590	土屋裕一郎	静岡県立総合病院放射線部放射線科 〒420-8527 静岡県静岡市北安東 4-27-1	TEL 054-247-6111 FAX 054-247-6140
591	石垣 陸太	国立京都病院放射線科 〒612-8555 京都市伏見区深草向畑町 1-1	TEL 075-641-9161 FAX 075-643-4325
592	奥迫 謙治	大阪市大大学附属病院 〒556-0008 大阪市阿倍野区旭町 1-5-7	TEL 06-6645-2240

—— 会 員 異 動 届 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
307	三村 誠一	勤 務 先	岡山大学医学部附属病院中央放射線部 〒700-0914 岡山県岡山市鹿田町 2-5-1	TEL 0862-23-7151 ext7151 FAX 0862-32-1534
357	小倉 敏裕	勤 務 先	群馬県立医療短期大学診療放射線学科 〒371-0052 群馬県前橋市上沖町 323-1	TEL 027-235-9481, 027-235-1211 (ext. 209) FAX 027-235-2501
582	萬代奈都子	勤 務 先	愛媛大学医学部附属病院放射線部 〒791-0295 愛媛県温泉郡重信町志津川	TEL 089-960-5650 FAX 089-960-5659

異動届けは学会のホームページからも申し込みできますので、異動された方はそちらもご利用ください。

—— 賛 助 会 員 ——

平成 15 年 5 月現在、本学会の賛助会員は以下の通りです。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	富士写真フイルム(株)
タレスインターナショナルジャパン(株)	GE 横河メディカルシステム(株)
東京特殊電線(株)	

役 員

会 長	小寺 吉衛(名古屋大)
名誉会長	内田 勝
顧問	長谷川 伸
総務理事	藤田 広志(岐阜大)
常務理事	[編集担当] 中森 伸行(京都工繊大)
	[企画担当] 真田 茂(金沢大), 本田 道隆(東芝), 松本 政雄(大阪大)
	[庶務担当] 原 武史(岐阜大)
	[財務担当] 松原 友子(名古屋文理大)
理 事	飯山 清美(コニカ), 小倉 敏裕(群馬県立医療短大), 木戸 尚治(山口大)
	小池 功一(日立メディコ), 小島 克之(浜松大), 佐井 篤儀(新潟大)
	佐々木 康夫(岩手県立中央病院), 真田 泰三(山口大病院)
	志村 一男(富士写真フィルム), 滝川 厚(広島県立保健福祉大)
	谷本 啓二(広島大), 細羽 実(鳥津製作所)
監 事	樋口 清伯(大阪産業大), 畑川 政勝(大阪市大病院)

編 集 後 記

本学会の前身である RII 研究会の初代会長であり、また、顧問として本学会を支えていただいた立入弘先生の訃報は我々会員にとって大きなショックでした。早々に内田先生、速水先生および小寺会長に追悼文の御執筆をお願いしました。その追悼文から改めて立入先生のご人望、指導者としての偉大さを再認識するとともに、立入先生のお考えが今も本学会の精神として脈々と受け継がれていることを感じています。お亡くなる当日に先生ご自身の書かれたお手紙を拝見するに、先生の社会またご家族に対する大きな愛情と高貴なお気持ちを感じざるを得ません。また、その日にお亡くなりになられたとは信じがたく、少し離れた場所からこれからは私たちの行動を見ておられるような気がしてなりません。今後、本学会の活動を一層活性化し社会に貢献できる学会に育てることが、何より立入先生への恩返しになることだと思います。先生、長い間ご苦勞様でした。これからは我々が頑張りますので、ごゆっくりとお休みください。(合掌) (な)

ホームページ <http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/> (管理担当：佐井篤儀)

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成 15 年 (2003 年) 5 月発行

定価 1,500 円(含消費税, 送料)

発行所 医用画像情報学会事務局

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻

知能イメージ情報部門内

TEL: 058-293-2746, FAX: 058-230-1895

E-mail: mii-office@fjt.info.gifu-u.ac.jp

印刷所 (株)北斗プリント社

〒606-8540 京都市左京区下鴨高木町 38-2

TEL: 075-791-6125, FAX: 075-791-7290

編 集 委 員 会

[編集委員長] 中森 伸行(京都工繊大)

[編集委員]

佐井 篤儀(新潟大)

真田 茂(金沢大)

滝川 厚(広島県立保健福祉大)

原 武史(岐阜大)

松本 政雄(大阪大)

編集事務局

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学工学芸学部電子情報工学科内

TEL: 075-724-7483, FAX: 075-724-7400

— M E M O —

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

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

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

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc. (CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

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

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。

なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識 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講座に振り込んでください。

入会申込先：〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻

知能イメージ情報部門（工学部応用情報学科内 藤田，原）

医用画像情報学会 事務局

TEL：058-293-2746 FAX：058-230-1895

郵便振替口座：00860-1-111841 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。

◎ 当学会のホームページ（<http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/>）からも入会の申込みを行うことができます。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んで下さい。年会費の振込み確認後に入会手続きをいたします。

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。また、異動届は学会ホームページから行うことができます。ホームページからの異動届もご利用ください。）

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。また，異動届は学会ホームページから行うことができます。ホームページからの異動届もご利用ください。）

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：未発表内容を含むもので、特に急いで発表する価値ある論文，刷り上り4頁以内
- 1.3 ノー ト：研究の途中経過として発表の価値のある研究論文，あるいは新しい装置・製品の技術評価や既成の装置における新しい考案などに関する研究論文，刷り上り4頁以内
- 1.4 資 料：研究，技術に関する資料・調査報告
- 1.5 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で，刷り上り2頁以内
- 1.6 そ の 他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料，国際会議の報告，解説等，編集委員会が必要と認めたもの

2. 著 者

1.1～1.4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。

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 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町, TEL: 075-724-7483, FAX: 075-724-7400
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科
医用画像情報学会編集委員会 中森伸行
e-mail: nakamori@dj.kit.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 Table 1)は、ボールド指定とする。

表 記号およびその意味

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

- ・句読点は「、」「。」でなく「,」「.」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。

— M E M O —

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

デジタルの島津が誇る確立された高画質と
「最高峰のスピード性能」という
新たな価値と魅力を搭載した
新デジタル血管撮影システム
DIGITEX PREMIERシリーズ。

よりスピーディーで高度なインターベンションや
ワークフローの効率化にその圧倒的な
スピード性能で応えます。

DIGITEX PREMIER、島津の次なる
「Innovations in DIGITAL & X-ray」。

Innovations in
Digital & X-ray

頂点を極めたスピード性能

デジタル血管撮影システム | DIGITEX |
PREMIER
Series

 **SHIMADZU**

株式会社島津製作所 医用機器事業部
604-8511 京都府中京区西ノ京桑原町1 TEL (075) 823-1271
www.med.shimadzu.co.jp

医療用特許承認番号: 20500RZZ00020000
医療用特許許可番号: 26BZ0042

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
モノクローム高精細ディスプレイシリーズです。

保護フィルタ
付き

ポータブル/ライトスケープ
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
高精細液晶ディスプレイ

●大型20.8型のモノクローム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●ポート画面(VGA)と高精細の各種医用画像が表示可能●解像度2048×1536(300万画素)●最大輝度600cd/m²●ライトスケープ(横型)/ポートレート(縦型)の切替が可能●10bit(1021階調)の優れた階調表示●キャリブレーションソフトにより輝度、ガンマカーブを補正可能(オプション)●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)●液晶パネルを保護するフィルタ付き

【フィルタなしモデル"ME311L"もございます】
※ディスプレイに液晶ディスプレイ切替が必要。

20.8型モノクローム液晶ディスプレイ
ME312L

ハードウェアビット機能による高速ポートレート表示
鮮明な画像を表示するデジタル入力装置

●広視野角および高輝度高コントラストの大型20.1型LCD●200万画素の表示解像度 640×480から1600×1200(アナログ/デジタル)●最大輝度700cd/m² コントラスト比1000:1●シンクオンビデオ対応●カラー/モノクロ変換選択機能によりカラーディスプレイとの併用が可能●デュアルインターフェース デジタル入力(DVI)とアナログ入力(D-sub)●ハードウェアビット機能によりポートレート使用時も高速で高画質な快速描画●10bit(1021階調)の優れた階調表示●高精度輝度安定化システム●キャリブレーションソフトにより輝度、ガンマカーブを補正可能(オプション)

20.1型モノクローム液晶ディスプレイ
ME203L

CT, MRIの画像表示および各種モダリティに適し、
コストパフォーマンスにも優れた高精細液晶ディスプレイ

●広視野角および高輝度高コントラストの大型18.1型LCD●130万画素の表示解像度 640×480から1280×1024(アナログ/デジタル)●最大輝度700cd/m²●デュアルインターフェース デジタル入力(DVI)とアナログ入力(D-sub)●10bit(1021階調)の優れた階調表示●高精度輝度安定化システム●キャリブレーションソフトにより輝度、ガンマカーブを補正可能(オプション)

18.1型モノクローム液晶ディスプレイ
ME181L

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/



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。
JQA-EM0674 JQA-0679

■医用規格と保証期間

ワールドワイドの採用実績を取っています。また、通常の整備保証期間は1年ですが、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、国内サービスです。



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ズ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ズは、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 1.5T
SINGA Advantage 1.0T
Sierra
MRVetra 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
アトハテックスLC-IP
アトハテックスLC
アトハテックスLCV/LCN
アトハテックスAFM/AFM-HC
アトハテックスDLX
セクタ70MR
セクタ7600T/600TFD/セニックスE
ステノスコープ9000/6000
ステノスコープLE
AMX-4
GM-1215
フレックス900/700

ULTRASOUND
超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RTS0000シリーズ
RT4600
RT160
RT50
NETWORK
画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



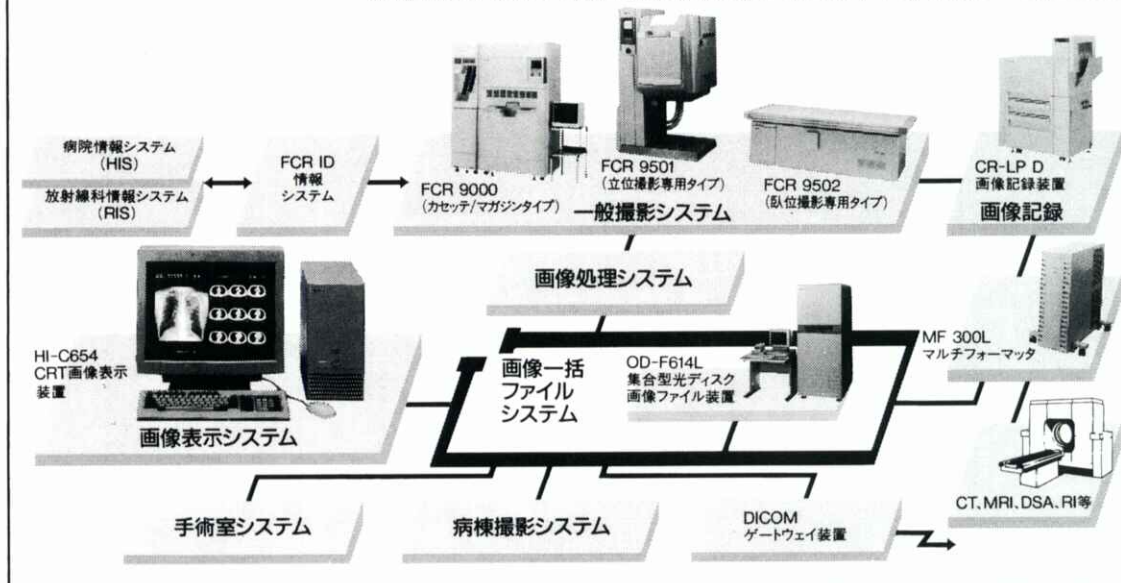
GE横河メディカルシステム

本社/〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127
営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2
東部支社 (03)3223-8511 西部支社 (06)368-1551

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.

お問い合わせ：〒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

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

- 直接撮影用フィルム
- 間接撮影用フィルム
- 画像記録用フィルム
- 複製用フィルム
- スクリーン
- マンモシステム
- 非イオン性尿路・血管造影剤

- X-レイ自動現像機
- オートフィーダ
- レーザーイメージャ
- フィルムチェンジャ
- デーライトシステム
- イメージファイリングシステム
- ダイレクトディジタイザ

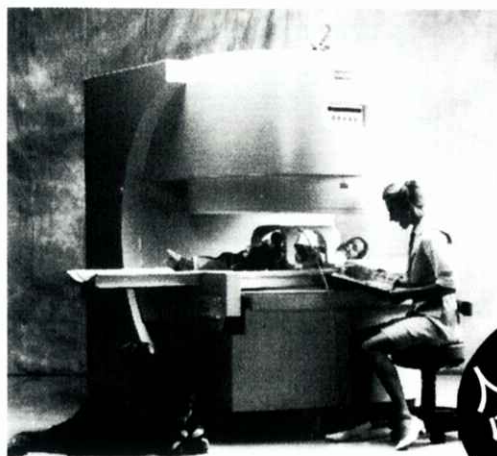
コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区福岡5-12-55 仙台ソフトウェアセンタービル
東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命殿堂ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

SIEMENS



世界初のオープンタイプMRI

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

人に、優しい

MAGNETOM Open

シーメンス旭メディテック株式会社

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