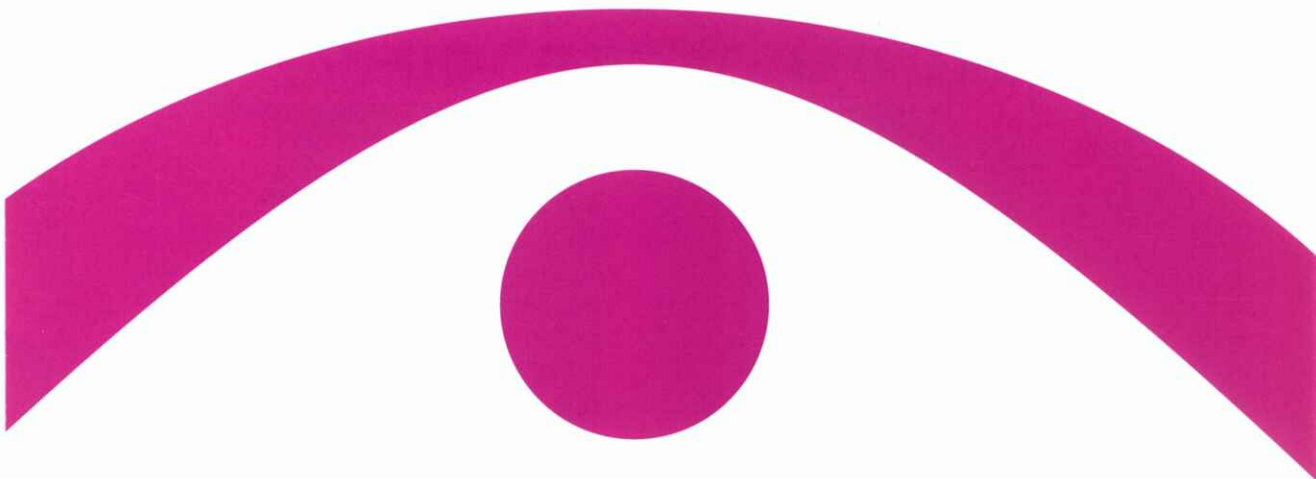


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻135号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.20 No.3 September 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/>

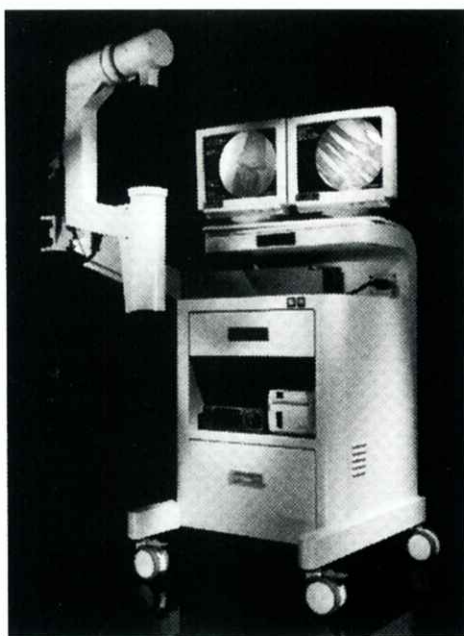
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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

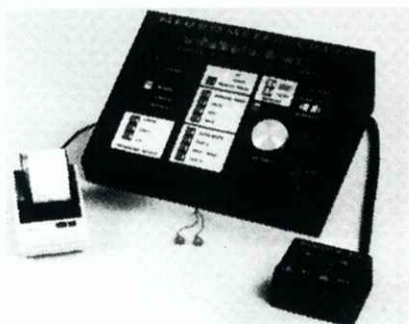
低被曝線量が実現する

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 3 号 2003 年 9 月

目 次

会 告

平成 15 年度秋季(第 137 回)大会のご案内	会告 1
平成 15 年度春季(第 138 回)大会の予定および演題伺い	会告 2
内田論文賞候補論文, 金森奨励賞候補論文の公募について	会告 3
CAD 特集号における論文募集について	会告 4
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 5
会費の早期納入についてのお願い	会告 6

巻 頭 言

初めの一步	松原 友子	131
-------------	-------------	-----

特 集

研究今昔:「撮影」と画像と「研究」と	山下 一也	132
--------------------------	-------------	-----

特別講演資料

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	木島 竜吾	138
直接変換型 FPD のマンモグラフィーへの応用	落合 是紀, Roman JANER	144

論 文

Intense Characteristic X-ray Irradiation from Weakly Ionized Linear Plasma and Applications	Eiichi SATO, Yasuomi HAYASHI, Rudolf GERMER, Etsuro TANAKA, Hidezo MORI, Toshiaki KAWAI, Haruo OBARA, Toshio ICHIMARU, Kazuyoshi TAKAYAMA and Hideaki IDO	154
胸部単純 X 線写真におけるびまん性陰影特徴量解析のための肋骨影の自動抽出	佐々木 伸司, 木戸 尚治, 岩永 秀幸	162
頭部 MR 画像におけるシルビウス裂検出法の開発	林 則夫, 真田 茂, 鈴木 正行, 松浦 幸広	170

国際会議報告

CARS2003 報告記	木戸 尚治	176
--------------------	-------------	-----

平成 15 年度秋季(第 137 回)大会プログラムおよび抄録	179
---------------------------------------	-----

会 報

平成 15 年度総会および年次(第 136 回)大会記事	187
理事会議事録-総会議事録	189
平成 14 年度 事業報告-決算報告-監査報告	192
平成 15 年度 事業計画-予算案	193
平成 14 年度受賞者-名誉会員	195
新入会員-会員異動-賛助会員名簿	198
医用画像情報学会会則	200
医用画像情報学会表彰規定	202

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.20 No.3 September 2003

Contents

Preface

First Step	Tomoko MATSUBARA	131
------------------	------------------------	-----

Special Article

On My Early Study of Clinico-Radiological Image	Kazuya YAMASHITA	132
---	------------------------	-----

Invited Lecture

Approach and Perspective of Virtual Reality Technology in Field of Medicine Ryugo KIJIMA	138
Detector Designs for Digital Mammography Yoshinori OCHIAI and Roman JANER	144

Original Papers

Intense Characteristic X-ray Irradiation from Weakly Ionized Linear Plasma and Applications Eiichi SATO, Yasuomi HAYASI, Rudolf GERMER, Etsuro TANAKA, Hidezo MORI, Toshiaki KAWAI, Haruo OBARA, Toshio ICHIMARU, Kazuyoshi TAKAYAMA and Hideaki IDO	154
Automatic Extraction of Rib Opacities in Chest Radiographs for Image Feature Analysis of Diffuse Lung Opacities Shinji SASAKI, Shoji KIDO and Hideyuki IWANAGA	162
Development of Identification Method of Sylvian Fissure on Brain MR Images Norio HAYASHI, Shigeru SANADA, Masayuki SUZUKI and Yukihiro MATSUURA	170

International Conference Report

CARS 2003 Report	Shoji KIDO	176
------------------------	------------------	-----

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MIJ)

President : Yoshie Kodera, PhD

MIJ 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

MIJ 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 年度秋季大会(第 137 回)大会のご案内

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奮ってご参加ください。

日 時：平成 15 年 10 月 4 日(土)，午前 10 時 30 分～

場 所：東京都立保健科学大学・情報処理教室 2(284-1：校舎棟 2 階)

東京都荒川区東尾久 7-2-10

ウェブ：<http://www.metro-hs.ac.jp/>

メール：yagi@post.metro-hs.ac.jp

電話：代表 03-3819-1211，03-3819-7341(八木先生直通)

FAX：03-3819-1406(大学共通)

参加費：会員：1,000 円，非会員：2,000 円，学生：無料

【特別講演】

1. 10:30～11:20

「左心室心筋の動的バイオメカニクス研究」

東京都立保健科学大学大学院 八木一夫 先生

2. 11:20～12:10

「計算機支援診断技術の現状と動向」

東京農工大学大学院 小畑秀文 先生

12:20～13:20 昼食(理事会)

【研究発表】 13:20～17:00

研究発表のプログラム，抄録および交通案内は，会誌 179 頁に掲載しています。

平成 15 年度春季(第 138 回)大会の予定および演題伺い

平成 15 年度 春季(第 138 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 16(2004)年 2 月 7 日(土曜日)

場 所：大阪市立大学医学部中講義室(予定)

〒545-0051 大阪府大阪市阿倍野区旭町 1-5-7

問合先：畑川政勝先生(大阪市立大学病院 中央放射線部)

e-mail : hatagawa@med.osaka-cu.ac.jp

電話：06-6645-2260(ダイヤルイン)

FAX : 06-6646-0370 (中放技師室)

特別講演：未定

演題締切：平成 15 年 11 月 30 日(必着)

演題申込先：

・学会ホームページ上からお願いします

(<http://www.mii-sci.jp/>)

内田論文賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行ないます。推薦の応募をお願いします。

対 象：医用画像情報学会誌 Vol. 20 No.1～3(3冊)に掲載された論文。その他詳細は表彰規定(本会誌 202 頁および学会ホームページに掲載)を参照してください。

応募要項：以下の要項を事務局宛に郵送でお送りください。自薦・他薦を問いません。

選考方法：表彰選考委員会で行なう。

締 切 日：平成 16 年 1 月 27 日

表 彰：平成 16 年 6 月(予定)の第 139 回の総会で行なう。

応募要項：

- ・著者、論文名、巻、号、頁
- ・推薦理由(300 字以内)
- ・推薦者名、印

金森奨励賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行ないます。推薦の応募をお願いします。

対 象：医用画像情報学会誌 Vol. 20 No.1～3(3冊)に掲載された論文。

ただし、奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された第一著者が平成 16 年 3 月 31 日現在で満 38 歳以下の者とする。その他詳細は表彰規定(本会誌 202 頁および学会ホームページに掲載)を参照ください。

応募要項：以下の要項を事務局宛に郵送でお送りください。自薦・他薦を問いません。

選考方法：表彰選考委員会で行なう。

締 切 日：平成 16 年 1 月 27 日

表 彰：平成 16 年 6 月(予定)の第 139 回の総会で行なう。

応募要項：

- ・著者(年齢の該当者については、生年月日を記載してください)、論文名、巻、号、頁
- ・推薦理由(300 字以内)
- ・推薦者名、印

事務局住所

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

岐阜大学工学部応用情報学科内

医用画像情報学会事務局(藤田・原)

◎対象論文に関しては、本会誌 204 頁に掲載した 20 巻総目次を参照してください。

CAD 特集号における論文募集について

医用画像情報学会では、2004 年 1 月号 (Vol. 21, No. 1) において、CAD 特集を企画しています。内容は、特別解説、分野別ミニ解説、企業招待解説、一般論文の予定です。そこで、CAD 関係の論文投稿を募集いたします。投稿いただいた論文は優先的に査読を行い、査読で掲載に値すると判断された論文は Vol.21, No.1 に掲載されます。掲載までの時間が短縮できますので、CAD の研究を行っている方は、これを機会に論文を投稿してください。投稿をされる方は、下記の要綱に従ってご投稿ください。たくさんのご投稿をお待ちしています。

編集委員長

CAD 特集号 論文投稿の募集要綱

1. 対象分野

医療分野を対象としたコンピュータ支援診断に関する研究分野の論文を広く募集します。

2. 論文の執筆と取り扱い

通常の論文執筆と同一とし、原則として論文は刷り上り 8 ページ以内、研究速報は刷り上り 4 ページ以内とします。執筆に関する要綱の詳細は学会誌の後付に掲載している医用画像情報学会雑誌原稿執筆要綱をご覧ください。なお、原稿の提出方法が変わりますので、ご注意ください。

3. 論文投稿締切日

平成 15 年 10 月 31 日(金) 必着 (以後に受け取った分は一般論文として扱います)

4. 原稿の送付方法

1) 原稿のフォーマット

PDF ファーマットを希望します。ただし、WORD 形式、TeX 形式およびテキスト形式でも受け取ります。それ以外のフォーマットの原稿は受理できませんのでご注意ください。また、印刷原稿も今回は受理しませんのでご注意ください。

2) 提出方法

原稿は、電子メールに添付、または、フロッピーディスク、CD-R および MD の電子媒体に保存して、下記の送り先までお送りください。なお、掲載が認められた場合には、WORD 形式、TeX 形式またはテキスト形式の最終原稿を電子メールまたは電子媒体で提出していただきます。

5. 提出先および問合せ先

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学科 中森 伸行

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

電話, FAX : 075-724-7483

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なりました。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。1000×1500 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 137 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

－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。

会費の早期納入についてのお願い

本学会は、医用画像に関する研究を主に、皆さまに研究発表と議論の場を提供することを目的として、年 3 回の会誌発行と春、秋、冬の年 3 回の研究会を開催しております。

それら費用の多くは、皆さまからの年会費で運営しておりますが、この数年、年会費未納の方が増加してまいりました。

学会の趣旨を鑑み、できるだけ多くの会員に会の活動をお伝えするために会誌の送付を続けてきましたが、学会の運営を圧迫する事態が迫りつつあります。

会費未納の方におかれましては、速やかにお支払い頂きますよう、心からお願い申し上げます。

また、行き違いに請求書が届きました場合には、何とぞご容赦頂きますよう、お願いします。

[巻頭言]

初めの一步

松 原 友 子

私が初めて学会発表をしたのは、大学院生の時、この医用画像情報学会でした。発表内容は乳房 X 線写真における腫瘍陰影の自動検出法に関するものでした。当日は自分の発表だけで精一杯でしたが、研究発表会が終了してから、「とても大切な研究テーマですので、頑張って下さい」と声をかけていただいたことを覚えています。その時初めて、自分の研究内容を多くの人に知ってもらい喜びを知りました。また、当時は、コンピュータで病変部を検出する、というのは、とても特別な研究だと思っていました。しかし研究発表会に参加してみると、CAD をテーマにしている研究グループは他にも多くあり、また、実用化の可能性が十分ある分野だということを実感しました。まさに、「価値観が変わった」一日でした。

大きな規模の研究発表会では、いくつもの会場に分かれ、平行して発表が行われていますが、本学会は一会場で、一演題に時間をかけて議論するスタンスになっています。その際の意見交換は、今後の研究に大きなヒントになる場合も多く、また、規模が大きくない分、何回か参加していると名前を覚えていただけます。それは、研究にとっても重要な「多くの人との議論」を可能にしてくれます。

学会発表の次のステップは、論文投稿でしょう。本会誌は、研究の初期段階の論文が多いことが 1 つの特徴です。自分の研究内容が掲載されるのは大きな喜びであり、また、内田論文賞や金森奨励賞は、大きな目標となります。

このように、医用画像情報学会は、特に最近研究を始めた人にとって、ある意味「広き門」であると言えます。是非本学会で、学会発表と論文投稿の「初めの一步」を踏み出して下さい。また、そのエネルギーは、私達に新たなパワーを与えてくれるものと期待します。

(名古屋文理大学情報文化学部)

「撮影」と画像と「研究」と

名誉会員 山下 一也

《編集子からの求めに応じて、わたしの「研究」最初期のあれだこれだを雑記した。もちろんそれは「研究」という言葉に値するものではないだろう。恩師内田勝先生(本学会名誉会長)に背中を押されながらの旧時 — わたしの「現業」と「研究」の日々をいくらかでも察知していただければ幸いである》

1. 卒業実験

ここに一冊のノートがある。B5版のノート — その表紙には、黒のペン字で「電気工学・電子工学」とあって、文字のまわりに手書きで、でこぼこの唐草模様が描かれている。その右下に、「内田 勝先生」とある。

1953年4月、わたしは「大阪大学医学部附属診療エックス線技師学校」(以下、技師学校)に入学した。そのノートはわたしの「電気工学・電子工学」の講義ノートである。内田先生は、分厚い大ぶりのノートを左手にもち黒板の左上から順次、文字をほとんど崩さないで克明に板書される。わたしはそれを一字も洩らさずノートにとる。数式が並ぶ、と先生の明快な説明がつづく。それを聞き取り、またノートに書き込む。試験では、板書の記述をほとんどそのまま解答した。すると高得点がもらえた。ノートをそれほどとらなかった友人は、著名な参考書を調べあげて解答を書いたという。しかし期待したほどに得点がもらえなかった — とほやいたものである。

このあたりの様子を確かめようと、ごく最近、内田先生にうかがったところ『「電気工学と電子工学」の教材は総べて電気学会の通称『赤本』(大学工学部電気工学科の程度)を核にして講義したと記憶しております。高校出の学生には難解なのを承知で』といわれた。だからあのように綿密な板書をされたのであろう。

その当時、技師学校で使った教科書や参考書などには、きちんとしたものはなかった。ただ講師の講

義を懸命に筆記して個人教科書をつくる以外はなかった。ただ「診療X線技術学第1巻・第2巻」⁴⁴⁾だけは別であった。わたしが感銘を受けたのは、編者の関 誠一郎先生が書かれた第2巻の編集後記である。ここには全行にわたって、わたしが赤の下線を引いてあった。以下、抜き書き引用する。

診療エックス線技師は結局よい写真をとって医師の診断に寄与すればいい、(略)医師の忠実な助手、手となり、足となってよりより診療を行へばいい(略)、が然し技術とか技能とかはしよせん「人」に属している属性にすぎない。技術は勘や馴れではない。それは常に学問の裏づけによって確立される科学的方法の具体化にすぎない(略)科学をおしすすめるのはやはり「人」であり人の叡智である。(略)診療エックス線技師は人であって道具視さる可き存在ではない。X線についての技術を現象化す可き一つの完成された科学的人格者であらねばならない。(以下、略)(下線は引用者)

再度、読み返してみてもわたしは、1953年の時点

⁴⁴⁾ 関誠一郎編：診療X線技術学第1巻・第2巻，新日本社刊，東京，1953。

第1巻には数学・物理学・写真化学・衛生学及び公衆衛生学・細菌学及び消毒法，そして社会保障制度などなどがある。第2巻には系統解剖学・放射線生物学・設備及び材料・X線撮影法・X線量の測定など16教科が並ぶ。それぞれの分野の専門家が分担執筆している。

で「科学的方法の具体化」つまり「技術学」を明確に定義していること、技師が「道具」ではなく「一つの完成された科学的な人格者」でなければならない、と断じていること、そして著書名を「診療X線」の「技術学」と呼称した編者の先見の明と深い学識に、あらためて敬意と感動を抑えることができない。ちなみに関先生は医学博士(厚生技官)である。

卒業実験には、N君と共同の「増感紙蛍光P指数の測定とその写真に及ぼす影響について」が課せられた——もちろん内田先生が実験指導者である。ご承知の Schwarzschild の指数を実験的に計測しようとするテーマ。昼間は臨地実習があったので結局、土日もなく夜を日に継ぐ実験—実験—実験であった。幾種類かの増感紙/フィルム系に順次、段階的に異なるX線強度を与えるのに距離の逆2乗則を適用した。最大距離を5mだか6mだかをとるために撮影室の扉を開けて廊下まで使って再三にわたりX線曝射したものである。てきめんX線管を破壊してしまった。当時の阪大・放射線科にたった1台しかなかったといわれていた貴重な回転陽極X線管であった。翌日、N技師主任に謝りにいって、頭が地面につくほどに叱られたことはいうまでもない。

この実験では最初に、内田先生から過去の同じ種類の実験例や種々の文献が与えられ、その簡単な解説を受けた。ただ実験方法などはわたしたちの自由な発想に委ねられた。そして決して実験の場にはおいではなならないで、その時そのときの実験結果に助言をされるだけであった(この実験指導の方法は、後々でも同じであった)。ただX線管を破壊したときには、さすがの内田先生も困惑されたご様子——厳しい目遣いで「研究や実験では細心の注意力と思い切った判断力がなければ」という意味の一言。これは意外というほかなかった。それからのわたしには、研究だ実験だといえば、その「注意力と判断力」の一言が、終生ついて回るのである。

わたしたちの卒業実験の結果は、日放技学会第11回総会(1955年)で共同研究者として阪大のK技師が発表している。

当時の梅田近辺(特に阪神百貨店や第一生命ビルの裏通り)では、敗戦後の名物闇市が軒をならべ、

怪しげな「酒」が飛ぶように売っていた——そんな時代であった。

2. 立入先生と内田先生とRII研究会

1955年4月、わたしは技師学校を無事に卒業した。K大学診療所(当時、その大学には医学部はなかった)に就職希望をしていたが、卒業式まぎわの3月になって、阪大病院放射線科技師室に決まったことを内田先生から告げられた。なんのためらいもなく抵抗もなく、そのまま就業してしまった。

わたしは「撮影」に大きな関心をもっていたので、そのように申しあげると、先生は「『撮影』の研究は地獄だぞ」となげなくおっしゃった。この「地獄だぞ」が、さきの「注意力と判断力」という言葉と重なりあって、わたしの針路を定める舵取りになることをその時、まだ十分に理解していなかった。この稿を草するとき確認のために先生にうかがってみた。「研究は『地獄だ』は、わたしの座右の銘であった」だから「多分、そのようにいったでしょう」とおっしゃった。

技師になった当座、内田先生からは頻繁に研究のための資料やポスタ作り、写真の焼き付けなどを命ぜられて、その作業に一所懸命になっていた。たまに珍奇な写真!?もあって20代初めのわたしをわくわくさせたものである。しかし、このように人の手でする仕事はいくら研究とは直接結びつかないものであったとしても、わたしにはすべてが新規で斬新で新鮮で、そして楽しい学習であった。

現業の技師がする研究には当然のように、多くの制約があった。阪大病院のような大学医学部の附属施設でも医師(国立大学では教官という)以外の職能者が研究するという意味を理解する者はそれほど多くはなかった。技師仲間の間でも「なんのための研究か—、それよりももっと仕事を—、もっと経験を積み」という言葉が行き来する。足を引っ張る者もいる。その点ではわたしは恵まれていた。それは内田先生という実務にも詳しい研究指導者に背中を押していただいたこと、1957年に放射線医学教室の主宰者として立入弘教授が就任されたことである。

「中央放射線部」は、1973年に正式に発足する。しかし阪大の放射線科はすでに、1935年前後から実質的に中央化の組織形態であった。立入教授は、技師の日常の業務にも厳しく目を向けておられたと同じだけの厳しさで、よい放射線診療をやっていくには技師が豊富な知識と高い技術をもたねばならない、と目をかけられていた。そして実務に還元できる研究もしなければいけないと常々おっしゃっていたのである。それを立証したのが阪大・技師層が執筆の中心になった「診療放射線技術上・下」[1971年：初版、2003年：10版]の出版である。わたしもいくつかの論文を校閲していただきながら、論文の書き方や用語の使い方など多くを学んだ。そして、忘れてはならないのは、当時の技師主任(1973年からは技師長制度)の研究に対する寛容に満ちた姿勢である。つまり大学病院放射線科の技師は、その地域とその分野で指導性をもたなければいけない、という高い志向がその裏づけになっていたのである。

わたしは現業の医療者として、実務をして研究もする技師を理想としていた。それは技師を上級や下級などに階層化することへの抵抗であったかも知れない。考えてみれば技師のした研究の果実は、臨床実践の現業の場に還元されて初めてその適否が検証される。診療実践と医師の関係は、まさにそのようになっているではないか。専門職能者の一員としては、臨床実践の経験がまだ浅かったわたしでも、この程度の考え方は当時すでに、芽吹いていたのである。

1964年3月、阪大病院2階会議室で第1回RII(Radiation Image Information:放射線イメージ・インフォメーション)研究会(1984年、MII学会)が開催された。それ以前にも何回か勉強会や講演会が開催されていた。わたしは例によって発表用のフリップチャートやレジュメ、資料作りなどをして、会の世話をされていた内田先生のお手伝いをしたものである。いまに思えばそのことが、研究や実験などの学術的な雰囲気や学ぶきっかけでもあった。その頃、内田先生から「研究・実験」の取り組み方はもちろん、専門用語の使い方、物言いの一つひとつ、「学問」をする約束事や手段・手法にいたるまで手とり

足とりで教えていただいた。

RII研究会が発足する前年の1963年7月13日の講演会、大阪工業試験所の村田知美先生の「光学における情報理論とレスポンス関数」は、印象深い講演であった。フーリエ解析という数学の極致を見事、鮮やかに処理してみせる。湧き出るように展開する数式や数値がなぜ、「撮影」や「画像」に絡んでくるのか——ただ見ていただいだけであるが——。それから日常に観察しているX線写真の一枚一枚が、「複雑な光の波と数式の重なり」となって映し出されているように見えて仕方がなかった。

3. 「撮影」と「地獄の門」

以前からわたしは、ロマン的色彩が強く反映した写実主義の夏目漱石の小説に夢中であった。技師になった頃、初期に書かれた「倫敦塔」(1905)を読んでいた。その文中に「憂いの国に行かんとするものはこの門を潜れ。/永劫の呵責に遭わんとするものはこの門をくぐれ。/迷惑の人と伍せんとするものはこの門をくぐれ。/(以下、5行略・山下)/この門を過ぎんとするものはいっさいの望を捨てよ」と、ダンテの「神曲」の一部があった。それは漱石が、2年あまりロンドンへ留学(1900.10～)したときのイギリスの風土そのままに暗鬱で重く閉ざされ、幻覚と現実を織り交ぜた漱石の心のなかを垣間みるかのような小説である。

「神曲」は、よく知られているようにダンテが政争に破れて生地フィレンツェを追われ亡命流浪の苦難のなかで書き上げた一大叙事詩である。全体が地獄篇・煉獄(浄罪)篇・天国(天堂)篇の三部に分かれている。漱石が引用しているのは地獄篇第三歌の9行である。〈憂いや辛いこと一、呵責や苦しいこと一、絶望や迷うこと一〉を覚悟の上で、〈この門＝地獄の門〉をくぐれ、そして〈この門＝地獄の門〉をくぐろうとする者はくすべての希望を捨ててしまえ、といい切っている。

内田先生がいう「地獄だぞ」という意味は、撮影系・画像の研究に突きすすもうとしたわたしに、七転八倒の「地獄の門」をくぐる覚悟をし、楽天的

な甘い希望などのいっさいを捨ててしまえ、ということであった。やがてわたしと、わたしの稚い研究が「地獄の門」をくぐりはじめた⁴¹²。

2003年4月—NTTの見上げるばかりの高層ビルが堂島川面にその姿態を映している。もう赤レンガの格調高い阪大病院はない。技師学校時代の2年間、わたしが学んだ「産婆講堂」も「高電圧治療臨時教室」も「犬小屋教室」もない。そして、第1回のRII研究会を開催し、その後もしばしば研究会・講演会がもたれた病院2階会議室 — 旧帝国大学医学部の古装飾そのままの — もない。

4. 「撮影系の最大情報量 I」

第1回のRII研究会(1964.3.21)には、内田先生のご指導で「第4報撮影系の最大情報量 I」を発表した。その成果に新しい知見を加えて、日放技学会の第20回総会研究発表会(1964.4)で報告した。この研究は、X線像に対する被検体の質量分布とX線の波長分布の関係を理論に基づいて確定し、それを実験的にX線像から最大の情報量を求めるものであった。内田先生は、その理論体系をすでに1958(昭和33)年10月の「X線研究協議会」で「最大情報量撮影について(I)(撮影像評価の定量化)」と題して報告し、同じ演題で日放技学会誌[15(1), 1959]にも発表されている。この研究に対して内田先生は「通信系で発展した情報理論の考え方をX線撮影系に適用して、X線撮影系の系統的な基礎理論を形造っていき」と、「阪大技師学校同窓会機関誌」の第3号(1959)で述べられている。また日放技学会誌の報告を読まれた金森仁志先生は「この研究がRII研究会発足の端緒になった」[医用画像情報学会誌, 7(2), 1990]とまでいわれた。そして、第1回RII研究会では「最大情報量撮影・第1報撮影像評価の定量化」として内田先生自身が発表された。

第4報では、被検体(情報源)はアルミニウムとパラフィンの各ステップウェッジを自製したもの。各被検体の質量分布曲線を求める。X線の波長分布は、三種類の管電圧と二種類の管電圧を混合した管電圧を使用したものとする。そして、それぞれの条件下

でX線撮影をする。得られたX線像の黒化度(写真濃度)分布曲線を描く。この二つの分布曲線の差から情報源の最大情報量を求める。

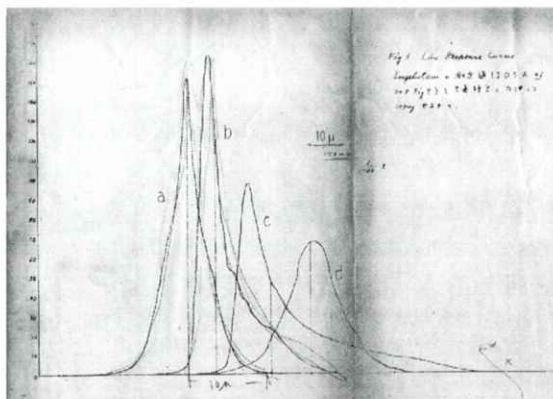
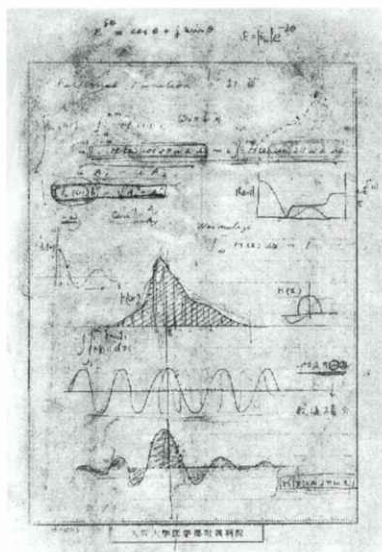
わたしは情報理論の種々の解説書を読んでいた。なかでもヤグロムの「情報理論入門」(井関清志他訳、みすず書房、1962)は、格好の参考書であった。また名著のはまれ高い内田先生の「情報理論とそのX線撮影系への適用に就いて」[日放技学会東京都支部会誌, 5(6,7,8,9,10,11), 1958.6(1,2,3,4,5,6), 1959]を読み漁ったものである。この「最大情報量撮影」の初期の研究成果をつぶさにみると、正常像と異常像の各々二本の分布曲線の差を求めれば、それぞれの二つの像の情報量に差が出るのがわかる。その違いを解析し定量化すれば(容易ではないだろうが)異常像の診断に結びつくきっかけができる、と考えられる。現在、画像診断のセカンドオピニオンとして完成されたCAD(コンピュータ支援診断)システムの理論的背景の諸源の一つを形づくっているものであった — とわたしは直感している — どうか。

5. レスポンス関数から ROC 解析へ

1962年前後に、レスポンス関数が、空間周波数解析・フーリエ解析・MTF(modulation transfer function)・OTF(optical transfer function)・スペクトル解析(以下、MTF)などと名をつらねて、種々の画像解析に適用し導入されていく。

第1回のRII研究会で、内田先生らによって「最

⁴¹² 註2 ダンテの「神曲」については、2002年4月16日付けの朝日新聞の「私の視点」欄で、前金沢大学附属病院長の河崎一夫先生が「医学生へ医学を選んだ君に問う」と題して寄稿されている。そのなかで「人前で堂々と医学を選んだ理由を言えるか? 万一『将来、経済的社会的に恵まれそう』以外の本音の理由が想起できないなら、君はダンテの『神曲』を読破せねばならない。それができないなら早々に転学すべきであろう」と述べられている。その意図していることは多分 — 偶然ではあるが — わたしの「研究」へ指向する志と同じであろう、と思う。ちなみにわたしは川崎医療短期大学の「放射線技術学総論」の講義で、放射線技術科1年生にダンテの「神曲」の地獄篇を引いて、医療者としての放射線技師になる覚悟を質している。



図(1)左と(2)右：

内田先生の「Response Function の計算」の資料 10 枚中の(1)は 1 枚目、(2)は 2 枚目。歳月の経過とともに変色して読みにくくなっている。

大情報量撮影」研究の一環として「X 線管焦点のフーリエ解析」の第 3 報 [I] と第 5 報 [II] を報告している。その後の研究会でも、多くの研究者によって演題数の半数以上、種々の放射線系の MTF の研究成果の報告がつづいていく。

内田先生から最初に、わたしが画像のレスポンス関数/フーリエ解析という理論系の話のうかがったのは、1963 年の初めであった。その題名は「Fourier Function の計算」である。横罫紙 10 枚に、綿密な図や計算法、数式、解析法などが丁寧に手書きされている。それを前にして、先生から順に克明な講義を受けた。図の(1)と(2)は、その最初の 1 頁と 2 頁である。もう用紙が変色して読みにくい部分が多い。資料の裏面には、図や数式を先生が走り書きされていて、理解に苦しみ飲み込みの悪いわたしの行跡を随所に残している。このパルス状の「線像強度分布」が、わたしの今日のあり様を予告する旗印でもあった。わたしの画像系の MTF 研究への出立である。

フーリエ積分やフーリエ解析の数学分野の参考書は豊富にあった。臨床につながる参考資料として当時の技師が、さきを競って読んだのが内田先生の「レスポンス関数とその放射線撮影への導入」[富士 X-レイ研究, 69, 1965]と「レスポンス関数の数値計算法」[さくら X-レイ研究, 17(4), 1966]であっ

た。それを読んで、さっそく実験に及んだ者も多かった。それらとともに、わたしが座右においたのは、レンズ性能研究委員会編(久保田 広監修)の「JCRA Circular 1 写真レンズとレスポンス関数」[カメラ工業技術研究組合, 1961.10]である。

1965 年頃であったと記憶している。その頃、大日本塗料(株)の研究部研究 3 課の土井邦雄先生(現在、シカゴ大学教授・ロスマン放射線像研究所所長)は、内田先生の招きを受けて技師学校で集中講義「X 線撮影系における写真評価」をされた。そのお話をうかがったときのわたしの講義ノートには、たくさんの図式やその解説があつて、いま読んでも新鮮だ。

初期の MTF 実験では、内田先生設計の自製マイクロデンシトメータ(金属の柱材にステージとフォトマルを組合せた簡単な構造で、ちょうど長骨と短骨を組合せた骨標本のようなものであった)でスリット像やチャート像の濃度分布を採っていた。試料のピンポイント合わせに気が遠くなるほどの時間がかかり、その上、部屋を暗闇にしなければならなかった。まさに、「闇の現」である。ときどきはイタリア製のマイクロデンシトメータを設置していた大阪工業試験所をお願いに行った。しかし測定はさせてもらえなかった — という残念な記憶が残っている。

1974 年 11 月、阪大・中央放射線部の「技師」を

やめて、大阪大学医療技術短期大学部へ転任した。担当は画像論・放射線撮影技術学・放射線技術学概論。そのとき、わたしは迷わず「技師」の属性のすべてを放棄した。そして専一「教員」になると自決した。

1980年7月、文部省在外研究員として、シカゴ大学・ロスマン放射線像研究所へ短期留学。土井邦雄先生のご指導を受けながら、これまでのMTFやウィナーズスペクトルの測定技術の復習をし、ROC解析の新しい知識と技術と解析法を学んだ。特に視覚系主観評価の試料観察時の事前学習法は、わたしのそれまでの手法を一新するものがあった。わたしにはすでに、RII研究会で「ROC曲線によるフィルム/増感紙系の評価」[放射線像研究会誌、46号、1976]と「ROC曲線による希土類増感紙の評価」[放射線像研究会誌、48号、1976]の報告があった。また日放技学会誌には「ROC曲線による増感紙/フィルム系の評価」[33(2)、1977](瀬木賞受賞)を発表していた。しかし、ROC解析研究のわたしの出発点は、シカゴ大学留学であった、といまでも思っている。この留学が機縁にシカゴ大学の土井邦雄先生が1983年6月から8月まで、同様にシカゴ大学のC. E. Metz先生が1989年8月から3ヶ月間、阪大の客員教授としてわたしの研究室においでになった。

6. おわりに

すでに与えられた紙数を大幅に超過してしまった。申しわけない。

わたしが過ごしてきた初期の「研究」(実際は「研究」というだけのものであったかどうか)のあれこれについて、内田先生との出会いを中心に「恥の恥」を承知で書いてきた。わたしは優れた「指導者」に忠実で従順であったとはとても言いがたい。

わたしはいまだに、「地獄の門」入り口あたりでうろうろしている。ロダンの彫刻「考える人」そのままに門柱にうずくまっているだけである。はやく「煉獄の門」をくぐり抜け、「天国の門」に入って、星と愛と希望と平和の世界に到達したいものである。しかし、もはやわたしには叶わぬ「望み」だ。二世代/三世代あとの若い方々に、その「望み」を達していただくほかない。

この稿に有益なご助言をいただいた内田勝先生に厚く感謝の意を表する。また、このように自由な楽しい所思を述べる機会を与えられた本学会誌の編集委員会の方々にお礼を申しあげる。

2003.7.22

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

木島 竜吾

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜県岐阜市柳戸 1-1
(2003 年 5 月 31 日受理)

Approach and Perspective of Virtual Reality Technology in Field of Medicine

Ryugo KIJIMA

Department of Applied Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
1-1 Yanagido, Gifu-city, Gifu 501-1193, Japan
kijima@info.gifu-u.ac.jp
(Received May 31, 2003)

Abstract : In this article, the application of Virtual Reality is discussed. The author is trying to map the image on the real object in order to show the internal structure using Projection Head Mounted Display (PHMD) and several example applications of this approach in the field of medical training are shown in this paper. Finally a preliminary result of the training simulator for the emergency situation is discussed.

1. はじめに

バーチャルリアリティ (Virtual Reality: VR) とは、ユーザの運動をとらえてシミュレーションを行った後、各種感覚ディスプレイを用いて、ユーザの視覚や触覚などを、計算機が生成したそれと置換する技術である。これは、1) 計算機への入力としてユーザの頭部位置姿勢や身体の運動などを計測する技術、2) 計算機からユーザへの出力として、視覚、力覚や触覚、聴覚などに対するディスプレイ技術、3) 仮想物体の操作 (インタラクション) や計算機内部世界の進行を計算するシミュレーション技術により構成されている。筆者らはこの中でも特に、VR 特有の要素技術であるディスプレイを中心に研究を進めている。

一方医学分野では、画像情報、電子化した画像情報の利用には長い歴史があり、また、endoscope や顕微鏡下手術など、そもそも直接体験でなく媒介された体験に基づく医療も一般的である。この面で、医療と VR 技術は高い親和性を持っていると考えられる。

2. 複合現実感

バーチャルリアリティに隣接して、複合現実感 (Mixed Reality: MR) という分野がある。VR がもつばら現実とは独立した仮想世界を、現実と同様のリアリティを持って提示しようとするものであるのに対し、MR は、現実の物体や環境に強く関連づけられた情報を提示するものである。たとえば、機器を修理する際に、どのねじをはずして、どの取っ手をどちらに引っ張るか、などといったガイダンスを、機器そのものにオーバーレイして 3 次元表示することができれば、手元のマニュアルと見比べつつ作業するよりは格段に容易である。

医学分野では、現実世界 + 仮想世界ではなく、画像 + 画像、ないし、内視鏡像 + 仮想世界といった組み合わせでの重ね合わせに関心が持たれているようである。

2.1 3つのディスプレイ

複合現実感を実現する方法としては、以下の3種類が存在する。1) 光学的に透過性を持つ HMD (Head

Mounted Display：頭部に装着するゴーグル型ディスプレイを用いる，2)ビデオシースルー HMD を用いる，3)PHMD(Projection Head Mounted Display：頭部搭載型プロジェクタ)を用いる方法，である。前2者は，通常の HMD と同様に，現実の物体とは関わりなく眼前に画像(虚像)を提示するものであり，計算機内部で実物体と表示に関係を持たせる。PHMD は，物体の表面に画像(実像)を投影するものである。以下では筆者らが開発した PHMD について述べる。

2.2 PHMD [1-5]

図1に PHMD の構成を示す。PHMD は要するに，超小型のプロジェクタを目の近くに置き，眼の前の半透過ミラーを介して物体上に画像を投影するものである。ポイントは，視点に相当する位置にプロジェクタの光学中心があることである。これによって，投影対象(スクリーン)が平面でなくとも，投影された画像を歪みなく観察することができる[5]。図2に試作したプロトタイプを示す。重量は約110グラム強であり，現在のところ最小最軽量のプロジェクタである[1-4]。

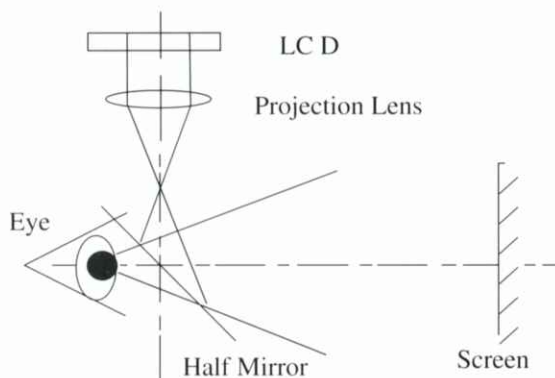


図1 PHMDの光学構成図

2.3 PHMD を用いたアプリケーション例

医学教育には人体模型が広く使われている。また最近では電子化した人体アトラスもマルチメディア的な解剖学学習ツールとして利用可能である。この両者，つまり模型と画像には異なる利点がある。す

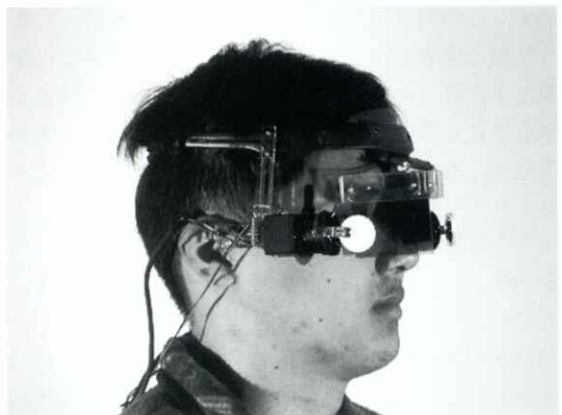


図2 試作した超小型プロジェクタ

なわち，模型の場合，手に取って眺め回せる，触覚的に形や大きさを実感することができる，顔を近づけると自然に詳細部分を観察できる，などの物理的な自然さや自由度が利点である。一方画像の場合は，文字や説明図，異なる図(スケッチ，写真，説明補助図など)を組み合わせ表示できるなど，情報的な自由度が利点である。

図3に，膝部分の模型上に画像を投影した例を



図3 膝の複合模型

示す。この例は、上記の異なる利点を併せ持ったような複合環境をなしている。すなわち、学習者は模型を手にとったり、骨の位置や関節の概略の構造を触ることで確認しつつ、視覚的に腱や筋などの内部構造を、あたかも内部が透過しているかのごとくみることができる。

また図4に、腹部に内臓器官を透過表示した例を示す。この例では、触診のトレーニングを目指しており、炎症のある場所を特定するタスク、いくつかのケースの筋性防御を体験すること、などをターゲットとしている。現在のところ画像表示を先行して実装しているが、腹部に内蔵する柔軟なアクチュエータを開発中であり、筋性防御や随意収縮、呼吸運動などを組み合わせる予定である。



図4 触診練習用シミュレータ

このような教育用のシミュレータや模型においては、臨床に用いる技術と比べ、特に各画像の重ね合わせや実物体との重ね合わせの精度は求められない。将来的にレジストレーションの技術が向上すれば、臨床的な場面での応用も開けてくることと思われる。

2.3 計算機を用いたひずみ補正による方法

PHMDのほかに、同様の「物の表面に画像を貼り付けること」を可能とする方法がある。PHMDでは、「眼の位置から投影する」ことでそもそも歪みが起こらないが、それ以外の場合は、視点位置とプロジェクタ位置、及びスクリーンとなる物体形状の相対関係により、複雑な歪みが発生する。

筆者らは、プロジェクタを固定(天吊り)にし、予

め物体形状を計測しておくことで、運動する視点に対してリアルタイムで歪み補正を行う方法も試みている[6, 7]。図5(a)に全体の様子を示す。ここでは、使用者の頭に3次元位置を計測する磁気センサを装着し、視点位置を取得している。半球状のスクリーンに映し出された画像は、第3者からみると歪んでいるが、ユーザから見ると図5(b)の様に半球内部に立方体が存在するように見える。図5(c), (d)は、人体頭部の発泡スチロール模型の内部に頭蓋骨を表示した物である。この場合、模型側にも3次元位置センサをつけることで、手で自由に扱うことができる。

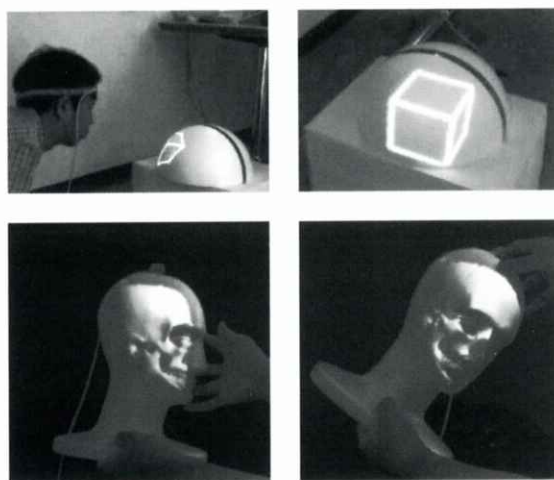


図5 自由局面への投影ディスプレイ、(a:左上)局面への投影、(b:右上)ユーザの視点から見た様子、(c, d:下段)頭部に頭蓋骨の透過像を表示

3. トレーニング用患者ロボット

これまでに示した例は、患者の部分的な形状を模擬した、動かない模型を使ったものである。同様のディスプレイ技術と、ロボットの技術を用いれば、より人間に近い動作を行いつつ、内部の仕組みや形状を表示することも可能になると考えられる。

そこで、まずは手振りやジェスチャ、音声認識と合成による対話が可能なレベルのロボットを試作している。図6はその試作機である。機構の様子を見せるため、外装(皮膚)を装着する前の状態である。

アクチュエータは空気及び流体シリンダーであり、椅子から立ち上がりたり座ったりする動作(脚部)、手振りや患部を指し示す動作(手、腕)、及び表情の変化(顔、眼)のためのアクチュエータを備えている。

現在のところ、一通りの問診の流れを対話によって作りだし、乳房触診をおこなうシナリオを構成中である。

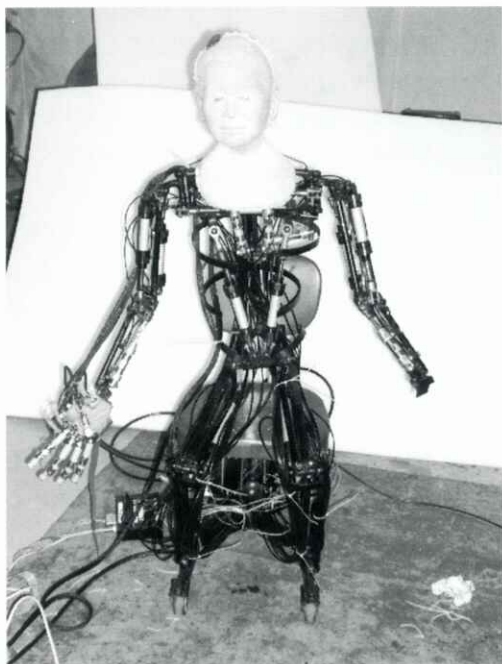


図6 患者ロボット

4. 救急医療訓練シミュレータ

最後に、医学教育の分野内ではあるが、前節までとはやや異なる研究について述べる。

従来の医学教育アプリケーションでは、対話型のインタフェースやシナリオに沿った行動を選択するタイプの操作が主であり、このために、単に細切れの知識を伝えるためのツールとなりがちであるように思われる。もし、VRのような、現実感と行動の自由度の高い環境を用いることができれば、診療の文脈事態を提示することができると考えられる。ここで重要な点は、学習者に対して各場面で十分な情報を与えることで、必要な情報を集める時点から、

学習者により能動的な役割を与えられるということである。筆者らは、仮想化された病院や治療室を構成し、その中にシミュレーションによって症状を呈する仮想患者をおき、全体を十分に可視化することで、診療の文脈をもって訓練を行うことができると考えている。

最初の具体例として、救急医療(心ショック状況)を取り上げる。

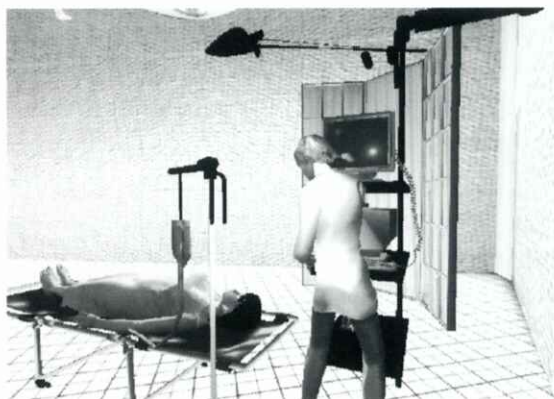


図7 仮想救急医療室

図7に、仮想救急医療室の様子を示す。ここには、患者だけではなく、看護師や各種医療器具、検査器具、心拍数、平均血圧、心電図、血圧曲線などの生活反応を示しているモニタ、などが表示されている。

従来はこのような仮想環境を構成する手段は、研究室内で一から構成するか、商用の高価なライブラリやパッケージを購入し、その上に構成するしかなかった。本システムでは、視覚表現のためのエンジンとして、3Dゲームエンジンである、Unreal Tournament™を用いている[11]。これは、非常に安価(1万円程度)であるにもかかわらず、高品質なグラフィックスを生成することができ、キャラクターアニメーションの仕組みを利用して患者を表現することができる。さらに、キャラクターアニメーションの開発環境、通信機能、高レベルのスクリプト言語などを備えており、もっとも重要な点は、外部のソフトウェアを統合して動作させることができるといことである。本システムでは、Allegro Common

Lisptm で記述された定性シミュレーション[8-10]である心臓血管系シミュレーションモジュールと、Unreal のスクリプト言語を UDP ソケット通信で結んでシミュレーション結果を取得し、3D グラフィクスエンジンを制御して、アニメーションなどの表現を変化させている。また、同様に日本語の音声認識ユニットを用い、インタフェースの一部として用いている。

この環境では、学習者に求められる行動は、多岐にわたる。まず、モニタ上の表示および患者を観察することで、仮想患者の生活反応を確認することができる。看護師に近づいてさらに情報を収集することも重要である。一方、看護師が、小走りになったり、狼狽を見せたり、看護師が寄り集まって状況が緊迫していることを表現する場合もある。ほかに重要な手がかりは、患者の表情、呼吸のパターン、手振り、皮膚や血管の様子様子などである。要するに、緊急医療室の環境全体から得られる過剰で多様な情報を能動的に取捨選択し、判断と処置を行う。処置を決定する前に、様々な情報源から得られた疾患の全体像を、もう一度確認することも重要なステップである。必要であれば、常に表示されている生活反応以外の検査を行うこともできる。音声認識を通じて看護師に処置の指示を与えることで、Lisp によるシミュレーションに入力を与えることができる(図8)。処置が正しければ、患者の様子と、モニタ上の数値が改善され、シミュレーションは終了する。



図8 看護師に近づき会話を行っている場面

結 語

近年、手術支援や計画、高度化内視鏡など、バーチャルリアリティと技術的に非常に近い関係のある技術開発が盛んである。筆者らのグループは、治療そのもののプロセスには入らないが、医学生や医師の再教育も、医療全体にとっては今後非常に重要なものであると考えている。特に、医療そのものが高度化し、直接的な経験でなく、間接的な情報をも総合しつつ全体像と詳細を同時に把握することが求められてきており、高度なシミュレータから、やや原始的な人体模型の世界まで、ハイテクとローテクの両方が貢献できる部分があると感じている。

VR 技術の構成要素の中で、計算能力及びコンピュータグラフィックスの部分は近年飛躍的な進歩を、性能、価格両面で遂げている。一方で、MR 技術のキーとなる計測技術は、ここ 10 年間でさほどの改善をみていないように思われる。特に、異なる種類の画像間での問題と同様、実物体と画像との精密なレジストレーションは、不可能ではないにしても、やや強引な手法を使わざるをえず、改善が求められている。

最後に、本研究の一部は、知的クラスター創生事業(岐阜大垣地域)、岐阜大学革新的な研究プロジェクト事業の一部として支援を受け、実施された物である。ここに記して感謝の意を示す。

参考文献

- [1] Kijima, R., Haza, K., Tada, Y., Ojika, T., "Distributed Display Approach using PHMD with Infrared Camera", International Conference on Virtual Reality 2002 (VR2002), pp. 33-40, IEEE, 2002.
- [2] Kijima, R., "Wearable Interface Devices", Procs of International Conference on Human Computer Interaction 2001 (HCI2001), Human Factors and Ergonomics Society (HFES), 2001.
- [3] 近藤大祐, 長谷川貴之, 竹内研太, 木島竜吾, 小鹿丈夫, 栄枝裕文, "P HMD(Projection

- HMD)を用いた医療用関節鏡トレーニングシステム”, 日本バーチャルリアリティ学会第6回大会論文集, pp.447-450, 2001, VRSJ
- [4] 磯村英俊, 多田嘉宏, 羽座健二, 近藤大祐, 田川和義, 木島竜吾, 小鹿丈夫, “アンビエントディスプレイの構成方法に関する一検討”, 日本バーチャルリアリティ学会第5回大会論文集, pp.291-294, VRSJ, 2000.
 - [5] 木島竜吾, 廣瀬通孝, 頭部搭載型ディスプレイを用いた仮想環境とデスクトップ環境の融合], 第10回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, pp.399-404, 計測自動制御学会, 1994
 - [6] Kondoh, D., Kijima, R., “Proposal of a Free Form Projection Display Using the Principle of Duality Rendering”, Procs of VSMM 2002, pp.346-352, VSMM, 2002
 - [7] 近藤大祐, 木島竜吾, “双対レンダリングを用いた自由曲面ディスプレイ”, 日本バーチャルリアリティ学会第7回大会論文集, pp.447-450, 2001, VRSJ
 - [8] Cavazza, M., Simo, A. A Virtual Patient Based on Qualitative Simulation. ACM Intelligent User Interfaces 2002, Miami, USA.
 - [9] Forbus, K.D. Qualitative Process Theory. Artificial Intelligence, 24, 1-3, pp. 85-168, 1984.
 - [10] Kuipers, B. Qualitative Simulation in Medical Physiology: A Progress Report. Technical Report, MIT/LCS/TM-280, 1985.
 - [11] Lewis, M., Jacobson, J., Communications of the ACM, 45, 1, January 2002. Special issue on Games Engines in Scientific Research.

直接変換型 FPD のマンモグラフィーへの応用

落合 是紀^{*}, Roman JANER^{**}

^{*}(株)日立メディコ XR 事業戦略室・〒277-0804 柏市新十倉二 2-1

^{**}LORAD,

(2003 年 5 月 31 日受理)

Detector Designs for Digital Mammography

Yoshinori OCHIAI^{*} and Roman JANER^{**}

^{*}Hitachi Medical Corp., XR Marketing Dept. 2-1, Shintoyofuta, Kashiwa-shi, Chiba 277-0804, Japan

^{**}LORAD, 36 Apple Ridge Road Danbury, CT 06810 USA

(Received May 31, 2003)

1. はじめに

従来の乳房撮影システムにおけるディテクターとしては増感紙・フィルム方式が標準的なものであった。しかしながら、ディテクターやコンピュータの技術分野における新しい発展が乳房撮影の状況を一変させつつある。特に、セレン・ベースのデジタル乳房撮影ディテクターは乳房撮影の分野に革命をもたらすと見られている。アモルファス・セレン技術に基づく新しいフラットパネル形 X 線ディテクターは極めて高い量子効率と高い分解能とが可能であって、低線量、高画質および高診断性能の乳房画像を得ることができる。

ここでは、デジタル乳房撮影ディテクター技術分野における現在および将来の進展の技術的根拠について説明する。

- 線量低減
- 画質向上
- コンピュータ読影支援(CAD)
- ソフトコピーとデジタルアーカイブ
- 断層像合成技法, その他の三次元描出技法

1.1 デジタル・ディテクター技術分野

乳房撮影用デジタル・ディテクターは間接変換型と直接変換型とに分類できる。間接変換型デジタル・ディテクターは増感紙・フィルム方式と同様の間接

変換式撮影法を採用する。すなわち、シンチレータで X 線を吸収して閃光を発生し、その閃光をホトダイオード列で検知する。しかるに、これらの間接変換方式には、シンチレータにおいて拡散する光による分解能の低下や厚みの薄いシンチレータに起因する量子効率の低下という問題がある。

一方、直接変換型デジタル・ディテクターは直接変換式撮影法を採用するものであって、X 線吸収と電気信号発生とをワンステップで行なう。アモルファス・セレンによる方式はデジタル乳房撮影の直接変換方式の代表的なものである。セレンは乳房撮影用ディテクターに理想的な材料であるが、その理由として、X 線吸収効率が高く、固有分解能が極めて高く、ノイズが低くしかも製造プロセスが確立されていることが挙げられる。

1.2 視野

全視野形デジタル乳房撮影(FFDM)方式における視野は非常に重要である。成人女性のほとんどに対応するためには、撮影視野は最大の増感紙・フィルム形カセットのサイズ、すなわち、24×30cm、に近いことが要求される。

1.3 画素サイズ

空間分解能は画素サイズやディテクターの変換方式によって決まる。画素サイズが 100 ミクロン以下

であっても、間接変換形ディテクターの空間分解能は主としてシンチレータにおいて散乱する光によって制約される。しかしながら、直接変換方式ではそのような制約を受けない。画素サイズが70ミクロン程度であれば、アモルファス・セレンのディテクターは乳房撮影に要求される高分解能にも対応する一方で製造コストもランニングコストも適正である。アモルファス・セレンのディテクターの利点は、生産技術や通信、表示技術の進展に連携して画素サイズを低減する効果を得る事ができる点にもある。しかし、間接変換形ディテクターはシンチレータに起因する制約により画素サイズを低減しても得る利点がない。

1.4 ディテクター性能

ディテクター性能の変調伝達関数(MTF)および量子検出効率(DQE)について紹介する。MTFは分解能の尺度であり、DQEは線量効率およびS/N比の尺度である。直接変換形ディテクターはそのMTFおよびDQEが増感紙・フィルム方式や間接変換形デジタル・ディテクターを越える。どの空間周波数においてもDQEが優れているので、セレン・ベースのディテクターは画質が高くかつ患者に対する線量を低くすることができる。

デジタル画像は様々な新しいかつ改善されたアプリケーションを可能にする。またデジタル・ディテクターの高いコントラストと広いダイナミックレンジとによって乳房画像の視認性が向上する。デジタル画像のアーカイブ性と検索性とはフィルム画像には期待できないものであり、したがってコンピュータ読影支援(Computer Aided Detect)の利用を促進することになる。

1.5 将来のアプリケーション

例えば、ステレオ乳房撮影、トモシンセシス、その他の三次元撮影、等の将来のアプリケーションが現在検討されている。こうした技術的進展によって診断情報が改善されるとともに組織体の重なりに起因する画像の混同が低減される。これらの三次元画像技術は直接変換型検出器のもつ高い量子検出効率

(DQE)から得られる利点を活用することになる。その他の有望なアプリケーションとしては、全視野、高分解能のステレオタキシス乳房生検などがある。しかしながら、本質的には、全視野デジタル方式は一次乳房スクリーニングに大いに有用である。

結論として、セレン・ベースの直接変換形デジタル・ディテクターは理想的な乳房撮影性能を示す。セレンFFDMディテクターの優れた性能は優れた画質、低線量および高い診断精度を可能にするはずである。

2. 増感紙・フィルム方式の乳房撮影法

従来の増感紙・フィルム方式ではX線を取込むとともに放射線量を低減するために増感紙を使用する。これら増感紙類は多くの場合、酸硫化ガドリニウム(Gd_2O_3S)等の希土類蛍光体でつくられる。組織を通過したX線は蛍光スクリーンによって集められ、光に変換される。増感紙に密接するフィルムは光子を取込み、そのフィルムを露光することによって画像が得られる(図1参照)。

増感紙がより厚ければそれだけX線取込みが増すが、その一方で光の散乱が増すとともに画像がぼやける。したがって、高分解能であるとともに低線量であるような増感紙・フィルム方式を得ることは

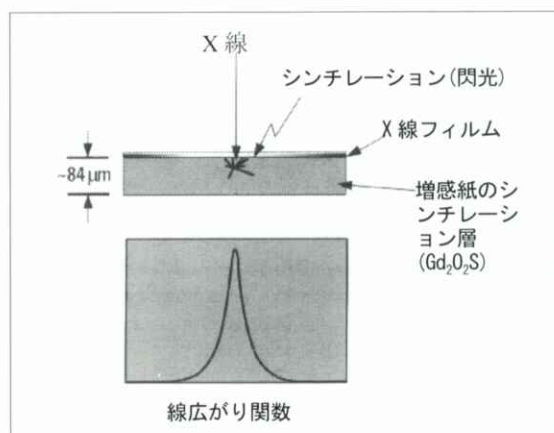


図1 増感紙・フィルム方式ではX線を吸収するとともに光子(フィルム上で取込まれる)を発生させるためにシンチ・スクリーンを使用する。

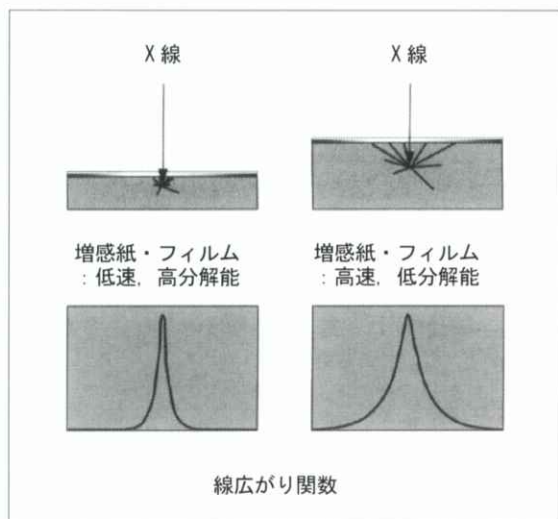


図2 増感紙厚が増大するにつれてそのスピードが増すが空間分解能は低下する。

現状では困難である。特定の臨床アプリケーションに対して線量と画質との分岐点(トレードオフ)の最適化を必要とする。

図2は増感紙・フィルム方式の構成に固有の感度と分解能との性能分岐点を示す。X線が吸収されると、その結果としてのシンチレーションによって多数の光子が発生し、これら光子が散乱してフィルムを分布光雲(distribution cloud)の中で照明する。増感紙の厚みが増すにつれて、フィルム上の光雲(cloud of light)が大きくなる。このために増感紙・フィルム方式の分解能が低下するが、入射X線がより多く吸収されるために感度は増大する。増感紙の厚みが減ると上記とは逆のことが生じる。

乳房撮影における増感紙・フィルム方式ではフィルムを増感紙の入射面に置く。X線は指数関数的に減衰する空間分布にしたがって吸収されるために、多くのX線は増感紙の出射面よりも入射面近くのほうで吸収される。こうして、増感紙の入射面にフィルムを置くことで最大の空間分解能を得ることができる。

フィルムにはいくつかの長所がある一方では、大きな短所や制約もある。フィルムには線形感度がなく、フィルムが微小コントラスト差に感応できる範囲は狭い。フィルムは光子束に対する寛容度が限ら

れているから、高密度、低密度の組織部位を最適撮影することはできない。また、フィルムには適正露出が厳しく要求されるので、画像の適正露出度が得られず、そのために再撮影を繰返さざるを得ないこともある。フィルム画像は粒状度が問題となって微小石灰化部位の可視化度が低いことも多い。

またフィルムには現像時間や保管スペースの問題もある。現像のために検査に時間がかかり、また撮影済フィルムは患者カルテ保管室において大きなスペースを占有する。さらに、撮影フィルムは診断の際には担当医のところへ物理的に運ばねばならない。

3. デジタル乳房撮影用ディテクター

デジタル・ディテクターには乳房撮影を進展させるいくつかの可能性がある。画像はデジタル信号として取込まれ、画像の電子転送や格納が可能であって、フィルムの場合に必要な物理的保管や配送が不要となる。デジタル方式ではダイナミックレンジが大きく、そのため乳房全域の可視化が改善されるとともに露出寛容度が増大する。また、デジタル方式ではグレイスケールを調整できるので撮影毎にコントラストを最適化することができる。このほか、ソフトコピー読影(モニタ診断)、コンピュータ読影支援、三次元撮影によって乳房撮影システムを改善することができる。

3.1 デジタル・ディテクター技術分野

デジタル乳房撮影で使用する画像取込み方法は2つ、すなわち、間接変換方式と直接変換方式である。これら2種類の方法は相異なる技術世代に属している。

3.1.1 間接変換形デジタル・ディテクター

この方式では図3に示すような間接変換形ディテクターを使用する。このディテクターはX線検出を2つのステップで行なう。すなわち、最初のステップでは、タリウムでドーピングした沃化セシウム(CsI(Tl))等のシンチレータを使用してX線エネルギーを取込んでそれを光に変換する。薄膜ダイ

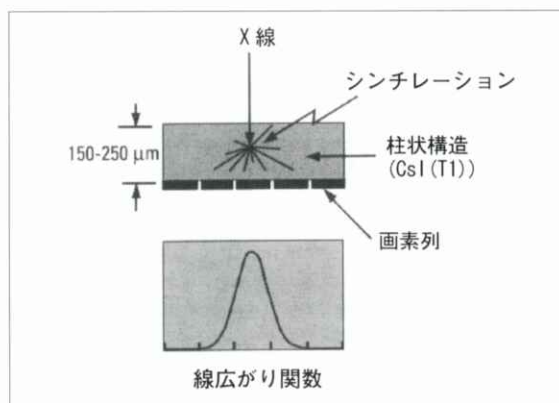


図3 間接変換形ディテクター。シンチレーション層を用いてX線を吸収し、光子を発生させ、それら光子をホトダイオード列で検出する。

オード(TFD)列が光子を電子信号に変換し、その電子信号を薄膜トランジスタ(TFT)で取込む。電荷結合素子(CCD)を集光・読み出しのために使用するものもある。

増感紙・フィルム方式の場合と同様、間接変換形ディテクターの場合も、光散乱によって画質が低下し、また空間分解能とX線感度とのトレードオフの問題がある。シンチレータ層を厚くすると、光拡散が増大して分解能が低下する(図4参照)。上記タリウム・ドーピング沃化セシウム形ディテクター、シンチレーション層を用いてX線を吸収し、光子を発生させ、それら(CsI(Tl))等のシンチレータはその柱状構造のために光散乱の程度は他のスクリーンと同様となる。しかるに、この間接変換形ディテクターにも分解能と感度とのトレードオフ問題がある。

シンチレータの位置の影響は増感紙・フィルム方式よりこの間接変換形ディテクターのほうが大きい。すなわち、増感紙・フィルム方式では、X線吸収はシンチレーション層の入射面のほうが出射面よりも大きい。したがって、フィルムをシンチレータ入射面の近くに配置するが、ホトダイオード・トランジスタ列のほうは、X線に対する透過性をもたないのでシンチレータの出射面に配置しなければならない。このために、空間分解能は増感紙・フィルム方式よりも低下してしまう。

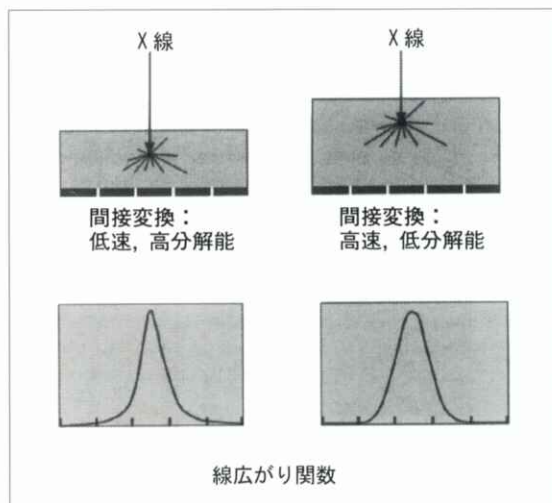


図4 間接変換形ディテクターにおける、シンチレータ層厚増加による分解能低下。

乳房撮影用ディテクターに使用する上記タリウム・ドーピング沃化セシウム(CsI(Tl))の代表的な厚みは150~250 μmの範囲内である。これらの間接変換形デジタル・ディテクターにおいては増感紙・フィルム方式と同様の光拡散が発生する。

3.1.2 直接変換形デジタル・ディテクター

直接変換方式は技術的に進んでおり、間接変換方式に固有の光散乱に関連する問題がない(図5参照)。直接変換方式では、光導電体(ホトコンダクター)がX線を吸収して電子信号を直接発生させるのであって、画質を低下させる中間ステップがない(直接変換)。外部電界の影響でホール(または、印加電界の極性によっては電子)が画素電極に向かってドリフトし、画素コンデンサーに集められる。電子とホールとは電界線に沿って移動するので電荷が横移動しない。そのため、点広がり応答が約1 μmと極めて狭い。

直接変換方式に使用する光導電体はアモルファス・セレン(a-Se)である。セレンの、乾式X線撮影(ゼロラジオグラフィ)における使用歴史は長く、製造プロセスも良く知られている。乾式乳房撮影方式(ゼロマンモグラフィ)は、その画質の良さで広く認められているが、トナー沈着の際のプレートの

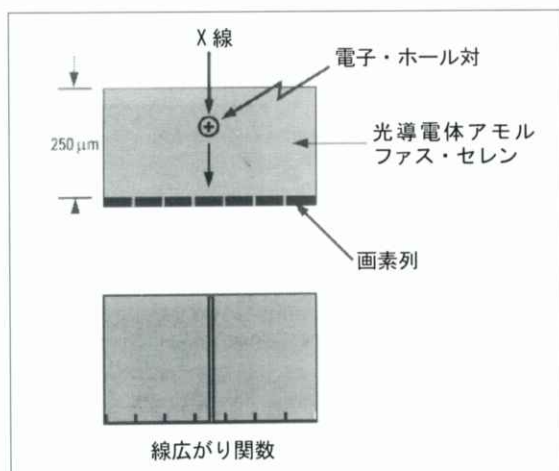


図5 直接変換方式。X線を吸収して信号を直接発生させるために光導電体を使用する。

機械的摩耗、また高温消去サイクルにおけるセレンの結晶化等、信頼性に問題があった。しかし、これらの問題は、フラットパネル形電子受像体にセレンを蒸着させることで解消できる。

直接変換方式においては、応答関数は光導電体の厚みが増してもそのシャープさを維持するので、X線吸収能と空間分解能とのトレードオフ問題がない(図6参照)。実際、光導電体は入射X線のほとんどを吸収するに十分な厚みに形成される。光導電体を非常に厚く形成するので、X線の非斜入を原因とする視差によって固有分解能が若干低下させられる。しかしながら、その影響は、ディテクターの入射面近くでX線のほとんどが吸収されるので小さいものである。

光導電体としてアモルファス・セレンを使用すると、乳房撮影に使用されるエネルギー範囲においてX線の95%以上を吸収するのに厚みは250 μ mで充分である。増感紙・フィルム方式の乳房撮影用標準増感紙はその量子効率が50-70%しかない。CsI(Tl)を使用した間接変換方式の場合、量子効率は約50-80%である。セレンのKエッジが診断領域X線スペクトルの直下に存在するのでセレン方式では量子効率がほぼ100%である(図7参照)。

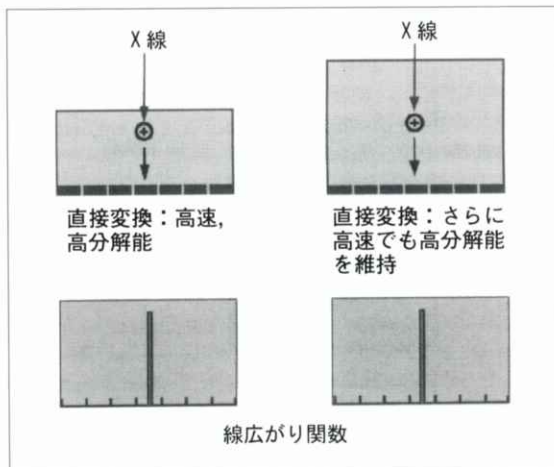


図6 直接変換形デジタル方式では空間分解能と感度とのトレードオフ問題がない。

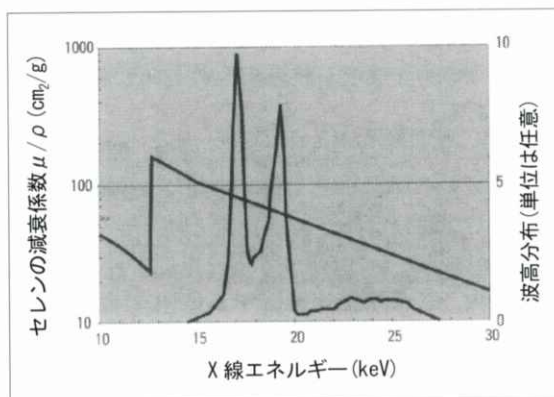


図7 セレン方式での乳房撮影診断領域直下のKエッジによる吸収係数、およびディテクターに入射する代表的なMo-Mo 28kVp乳房撮影スペクトル。

3.2 デジタル・ディテクターの画素構成

デジタル・ディテクターには電子信号を集める画素列が必要である。それらの画素に集めた電子信号は読出しシーケンスのなかでコンピュータへ転送される。しかるに、これはすべてのデジタル・システムにおいて直接読出しと言われる機能であって、直接変換形デジタル検出と混同してはならない。

直接変換形および間接変換形の両デジタル撮影方式においては能動的電子読出し機構としてTFT列またはTFD列を使用するのが普通である。これらの列は代表的には、多重層に含まれるガラス基板に蒸着される。それらの多重層は、読出し電子回路層

から始まり、これに電荷コレクター列が続いている。最上層の構成はディテクターのタイプで決まる。つまり、間接変換方式では、X線関係要素および光学(感光)関係要素の両方を最上層に配設する。しかるに、直接変換形ディテクターでは、X線-光変換を必要としないので、光学要素は不要である。

直接変換形ディテクターの TFT 列は間接変換形ディテクターの TFD 列に比べ非常に製造が容易である。セレン・ベースのこれら直接変換形ディテクターにはホトダイオードが不要である。またこれら直接変換形ディテクターはその製造プロセスがコンピュータ・モニターで一般的に使用する大面積の LCD と同じである。

間接変換方式では TFT 列の代わりに電荷結合素子(CCD)を使用してもよい。基本的な CCD ベースのディテクターを構成するのは半導体表面に互いに密接形成した一連の金属酸化物半導体コンデンサーである。これらディテクターではシンチレータまたは増感紙から放出される光を取込むために光ファイバーを使用するが、その場合は信号の損失があり、光ファイバーによる構造の複雑さが増し、また個別の CCD 列を繋ぎ合わせる必要がある。

3.3 画素サイズについて

デジタル・ディテクターを構成するのは上記のように画素列である。いずれのデジタル撮影方式においても、分解可能な微細な特徴は画素サイズの関数である。すなわち、画素が小さければ小さいほど分解能はそれだけ高くなる。間接変換形デジタル・ディテクターにおいては、画素を低減させるにつれてある限界に近づき、その限界に達すると画素サイズの更なる低減によっても分解能がそれほど向上しなくなる。この分解能限界はシンチレータにおける光散乱に因るものであって、その線広がり幅は約 $100\mu\text{m}$ (図 8 参照)である。 $100\mu\text{m}$ 以下の画素サイズでは著しい分解能向上がなく、そうした間接変換方式の性能はデジタル乳房撮影においてほとんど役立たない。

直接変換形デジタル・ディテクターにおいては、空間分解能に制約を及ぼすのは画素(図 8 参照)の

サイズだけである。これらのディテクターにおける画素サイズは、分解能性能を極めて高い空間周波数まで拡張するために任意に小さくできる。微小石灰化部位は $100\mu\text{m}$ ほどであるから、 $100\mu\text{m}$ 以上の画素サイズでは乳房撮影において最小の関心対象物について十分な形態情報を得ることができない。

診断撮影に対する要求に加え、最適画素サイズは情報および表示方式の制約および製造プロセスの制約によって決まる。デジタル撮影方式の画素サイズが小さくなると画像に含まれるデータ量は急速に増大する。これによって病院の情報システムのコストがデータ格納、ネットワーク帯域幅および表示能力の面で増大する。また、大視野・極小画素のディテクターの製造はコスト高、低歩留まりとなる。これらの要素を勘案して適正な画素サイズを決定しなければならない。適正な画素サイズは製造資源および病院の情報資源の面で適正コストとなり、しかも乳房撮影に対する高分解能要求を満たすことができる。

3.4 必要視野について

MQSA(乳房撮影品質基準法)の規定では、乳房撮影装置では少なくとも 2 種類のカセット: $18\times 24\text{cm}$ および $24\times 30\text{cm}$ を使用することになっている。この規定の基礎となっているのは、圧迫下乳房サイズの範囲の広さである。大きな乳房の場合、小さいカセットでは視野内に納まりきれず、すべての乳房

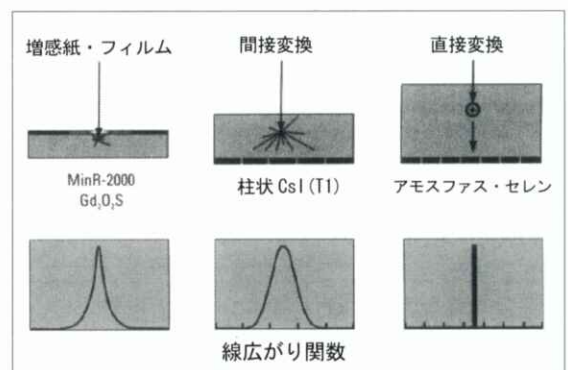


図 8 増感紙・フィルム方式とデジタル・ディテクターの線広がり関数。この関数は、増感紙・フィルム方式および間接変換形ディテクターで広いが、直接変換形ディテクターでは狭いことが解る。

表1 デジタル乳房撮影ディテクター

	Indirect		Direct	
	GE	LORAD ¹	Fischer Imaging ²	LORAD (DirectRay) ³
変換方式	間接変換方式	間接変換方式	間接変換方式	直接変換方式
シンチレータ	CsI(Tl)	CsI(Tl)	CsI(Tl)	amorphous selenium
光導電体	TFT	CCD	CCD	TFT
画素サイズ	100 μm	40 μm	24-48 μm	70 μm
視野	18 x 23 cm	19 x 25 cm	22 x 30 cm	25 x 29 cm (Approx)
検出面積	414 cm^2	475 cm^2	660 cm^2	720 cm^2 (Approx)

組織を十分にカバーするためには2回の重なったX線曝射が必要となる。これではコストが高くなり、時間がかかり、しかも患者に対する放射線量が增大する。

デジタル乳房撮影によれば、組織の視野を拡大できる。フラットパネル形X線ディテクターは増感紙・フィルム方式よりかなりコスト高であるため、複数の受像部(サイズ)を準備することは現実的でない。コスト面以外では、デジタル・ディテクターは重く、壊れやすく、ブッキーのように迅速交換が効かない。したがって、デジタル・ディテクターのメーカーとしては大半の患者に対応するに充分な二重曝射の不要なディテクター・サイズを決定しなければならない。

18×24cm(小さいほうのフィルム・カセット・サイズ)大のデジタル・ディテクターでは、地域的な差はあるが(これまでの乳房撮影フィルム販売データに拠る)米国女性の15-30%ほどに対して撮影を適正に行なえない。この問題はデジタル画像ステッチ(継合わせ)がひとつの解決方法であろう。つまり、あまりに大きすぎて小さいディテクターでは1回の撮影で撮影できない乳房の場合、複数回の撮影を行ない、コンピュータによってそれら撮影画像を結合すなわち「ステッチ」して乳房全体をシミュレーション画像1枚に納めるものである。この

方式の短所は、作業段取り、撮影時間、またX線を何回も被曝する乳房部位が多くなることである。さらに大事なものは、シームレス画像を得ることが実質的に不可能であって、重なり部に患者の動きまたは位置決めエラーによって著しい歪みが生じることを回避できない。

デジタル乳房撮影に大きいディテクターを使用することは重要な設計上の問題であり、乳房撮影分野において有意義な特長となる。小さい乳房を撮影するのに大きいデジタル・ディテクターを使用することはポジショニングの点で問題はない。従来のフィルム方式の装置と異なり受像体の中心に乳房の中心を合せなくても正しい露出ができるからである。自動露出制御装置が画像域全体をチェックして、正しい露出を決定するために使用すべき部位として乳房の最高密度部分を選択する。(加えて、デジタル・ディテクターの広範囲の線形応答は、同デジタル・ディテクターが小さい露出変動に対してフィルムほどの感応を示さないことを意味する。)この場合、データ転送時間、表示要求、格納スペースを低減させるためにより大きい画像域はトリミングすることができる。最も重要なのは、約24×30cm大の視野をもったデジタル・ディテクターを用いればほとんどすべての患者を撮影できることである。すべての患者に対応することは小さいディテクターでは不可

能である。

3.5 デジタル乳房撮影ディテクター

表1に米国FDAの認可を得た全視野デジタル乳房撮影ディテクターを示す[1-3]。

4. ディテクターの性能特徴

乳房撮影および他のすべてのX線撮影の全体的画質を示す周知パラメータがいくつかある。

- コントラスト分解能
- S/N比
- 線量効率
- 空間分解能

変調伝達関数(MTF)および量子検出効率(DQE)は撮影性能の定量尺度値である。MTFは画像のシャープさを、またはDQEはS/N比、コントラスト分解能および線量効率を、それぞれ示す。X線撮影における撮影性能は対応のMTF曲線およびDQE曲線を調べることによってその特徴を求めることができるが、性能は単一空間周波数での1つの数値によって適正に説明することはできない。これらの尺度は、ある範囲の空間周波数におけるある方式による情報取込みの適宜度を定めるのに使用する。

4.1 MTF(変調伝達関数)

これは、ある空間周波数範囲における信号伝達の尺度であり、画像のシャープさを定量したものである。

間接変換方式では、いくつかの画素にわたって光を散乱させるので(図8参照)ディテクターの有効分解能を画素サイズが示す以上に制約することになる。しかるに直接変換方式ではこの制約がない。図9に示すように、セレン・ベースの直接変換形ディテクター[3]はそのMTFが増感紙・フィルム方式[4]や間接変換形ディテクター[1,2,5]より優れている。

セレン・ベースの直接変換形乳房撮影ディテクターはその固有画像シャープさが間接変換シンチレータ形ディテクターより優れる。間接変換形ディテクターではそのMTFがより高い空間周波数で急

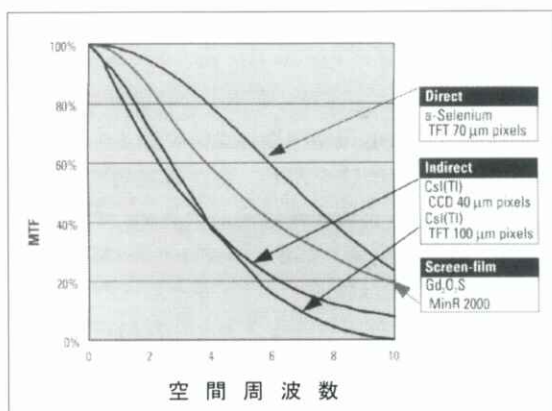


図9 増感紙・フィルム形(Kodak MinR2000)、間接変換形及び直接変換形のデジタル乳房撮影ディテクターの変調伝達関数(MTF)

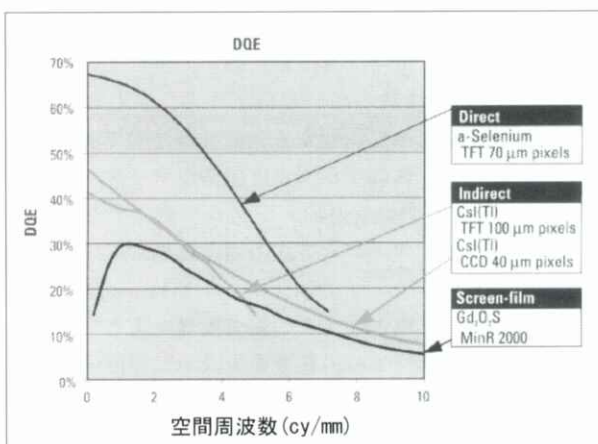


図10 増感紙・フィルム形(Kodak MinR2000,10mR)・間接変換形および直接変換形のデジタル乳房撮影ディテクターの量子検出効率(DQE)

激に低下するが、セレン・ベースのディテクターではそのMTFが幅広い空間周波数範囲にわたって高いままである。セレン・ベースのディテクターでは光導電体における電荷の横移動が生じず、そのMTFがディテクターの厚みとは無関係である。したがって、セレン・ベースのディテクターは極めて効率的にX線を取込んでそれを電気信号に変換できる。

4.2 DQE(量子検出効率)

高空間周波数で高いMTFを示す場合でも、小さ

い関心対象物はシステムのノイズの中に埋もれてしまうおそれがある。システムにおいて信号を増大するとともにノイズを下げる小さい組織はその視認度が高まる。DQEは空間周波数の関数としてのシステム内S/N比伝達を示し、また線量効率を正確に示す。DQEに影響を及ぼすファクターがいくつかある。X線吸収量、信号プロファイル(MTFで示す)の大きさまたは強さ、ノイズがそれである。

高い空間周波数におけるフィルムのMTFは間接変換形ディテクターよりも高いが、これはDQEについても言えることではない(図10参照)。これが、フィルムの潜在的な空間分解能が実現されない理由である。また、フィルムの粒状度ノイズによって高空間周波数において達成可能なDQEが制限される。間接変換方式ではそのDQEが増感紙・フィルム方式よりも、特に低空間周波数において優れているが、DQEは空間周波数が高いと低下する。これは、シンチレータによって誘起する光散乱の結果である。

セレン・ベースのデジタル乳房撮影ディテクターはそのDQEが間接変換形デジタル・ディテクターおよび増感紙・フィルム方式の両方を越えている。信号拡散がないので、DQE(およびMTF)を左右するのは主として画素サイズの固有限界である。さらに、セレン・ベースの直接変換方式では空間分解能を低下させずに入射X線を吸収するに十分な厚みに形成可能である。

直接変換方式では、増感紙・フィルム方式より低い線量で同等の画質あるいは増感紙・フィルム方式と同じ線量でより良い画質を得ることができる。臨床的観点から、直接変換FFDM方式が同じ線量でより優れた診断画質を可能とすることが期待される。

4.3 ダイナミックレンジ

増感紙・フィルム方式ではダイナミックレンジが限られており、そのため乳房の胸壁から皮膚ラインまでのすべての組織部位を同じ明瞭度で可視化することができない。図11に、乳房撮影における高いダイナミックレンジの必要性を示す。

デジタル・ディテクターでは、ダイナミックレンジが極めて向上している。固有ノイズのない理想的

なディテクターでは、代表的な乳房画像において3100階調のグレイレベルの識別が可能である[6]。ダイナミックレンジが少なくとも12ビットあるシステムでは基本的情報が劣化しない。したがって、デジタル乳房画像は広い露出範囲にわたって均一画質となる。

4.4 X線量子検出効率

X線量子検出効率はディテクターに衝突したX線の吸収パーセントを示すものである。量子検出効率の高いシステムでは低線量で優れた画質の画像を作成できる。前記のように、セレン・ベースの方式では乳房撮影エネルギー範囲におけるX線阻止能は95%である。フィルム式乳房撮影に使用する標準的な増感紙のX線阻止能は約50-70%であり、また間接変換形ディテクターに使用するCsI(Tl)のそれは約50-80%である。

DQEで重要なのは露出に対するその依存性である。増感紙・フィルム方式のDQEは、露出すなわちフィルム濃度が変わると急速に変化し、約1.20の濃度で最大値をとる。フィルム濃度がさらに高くなると、例えば乳房撮影に使用するフィルム濃度で、DQEは図10に示すものより著しく低くなる[5]。

5. 結 び

アモルファス・セレン・ベースのディテクターは乳房撮影システムの新しい標準となる。アモルファ

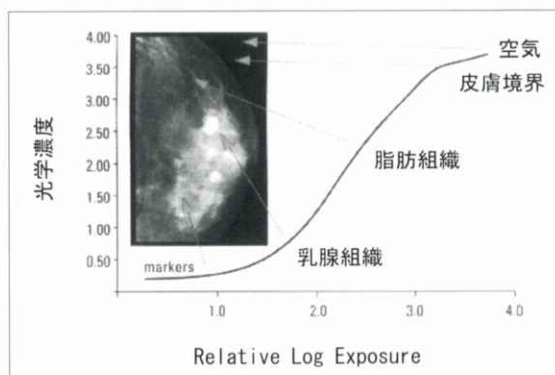


図11 乳房撮影フィルムの特性曲線(乳房各部位表示コントラストの不適合)

ス・セレンはその高い固有分解能および直接変換性の故にデジタル乳房撮影システムに理想的な材料である。セレン・ベースのディテクターは増感紙・フィルム方式、間接変換形デジタル・ディテクターを分解能、S/N比、線量効率の面で越えている。デジタル環境の通信効率および保管効率に加えて、これらの直接変換形乳房撮影方式は線量の増加を伴わずにより良い画質の画像を提供可能である。

参考文献

- [1] Vedantham S, et al.: Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector physical characteristics of a clinical prototype. *Medical Physics* ; 27 : 558-567 2000.
- [2] Cheung L, et al.: A full field mammography system. In : Karssemeijer N, Thijssen M, Hendriks J, van Erning L, eds. *Digital Mammography Nijmegen*. Dordrecht, The Netherlands : Kluwer Academic Publishers ; : 11-18, 1998
- [3] Gingold E, Lee D. Development of a Novel High-Resolution Direct Conversion X-ray Detector. *Medical Imaging 2000 : Physics of Medical Imaging*, Proc. SPIE ; 3977 : 185-193, 2000.
- [4] Bunch P, Advances in high-speed mammographic image quality. *Medical Imaging 1999 : Physics of Medical Imaging*, Proc. SPIE ; 3659 : 120-130, 1999.
- [5] GE Senographe 2000D FDA PMA submission P 990066, 1999.
- [6] Maidment A, et al., Dynamic range requirements in digital mammography. *Med. Phys.*, 20 : 1621-1633, 1993

Intense Characteristic X-ray Irradiation from Weakly Ionized Linear Plasma and Applications

Eiichi SATO, Yasuomi HAYASI[†], Rudolf GERMER^{†*}, Etsuro TANAKA^{***}, Hidezo MORI^{****},
Toshiaki KAWAI^{*****}, Haruo OBARA^{*****}, Toshio ICHIMARU^{*****},
Kazuyoshi TAKAYAMA^{*****} and Hideaki IDO^{*****}

Department of Physics, Iwate Medical University, 3-16-1 Honchodori, Morioka 020-0015, Japan

[†]Department of Electrical Engineering, Hachinohe National College of Technology,
16-1 Tamonoki Uwanotai, Hachinohe 039-1104, Japan

^{†*}ITP, FHTW FB1 and TU-Berlin, Blankenhainer Str. 9, D 12249 Berlin, Germany

^{***}Department of Physiology, School of Medicine, Tokai University, Boseidai, Isehara 259-1193, Japan

^{****}Department of Cardiac Physiology, National Cardiovascular Center Research Institute,
5-7-1 Fujishiro-dai, Suita, Osaka 565-8565, Japan

^{*****}Electron Tube Division #2, Hamamatsu Photonics Inc., 314-5 Shimokanzo,
Toyooka Village, Iwata-gun 438-0193, Japan

^{*****}Department of Radiological Technology, College of Medical Science, Tohoku University,
1-1 Seiryochō, Sendai 980-0872, Japan

^{*****}Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Hirosaki University,
66-1 Honcho, Hirosaki 036-8564, Japan

^{*****}Shock Wave Research Center, Institute of Fluid Science, Tohoku University,
2-1-1 katahira, Aoba-ku, Sendai 980-8577, Japan

^{*****}Department of Applied Physics, Faculty of Engineering, Tohoku Gakuin University,
1-13-1 Chuo, Tagajo 985-0873, Japan

(Received June 9, 2002, in final form, April 28, 2003)

Abstract : In the plasma flash x-ray generator, a high-voltage main condenser of approximately 200 nF is charged up to 55 kV by a power supply, and electric charges in the condenser are discharged to an x-ray tube after triggering the cathode electrode. The flash x-rays are then produced. The x-ray tube is a demountable triode that is connected to a turbo molecular pump with a pressure of approximately 1 mPa. As electron flows from the cathode electrode are roughly converged to a rod target by electric field in the x-ray tube, the weakly ionized linear plasma, which consists of molybdenum ions and electrons, forms by target evaporation. At a charging voltage of 50 kV, the maximum tube voltage was almost equal to the charging voltage of the main condenser, and the peak current was about 20 kA. When the charging voltage was increased, the linear plasma formed, and the K-series characteristic x-ray intensities increased. The K lines were quite sharp and intense, and hardly any bremsstrahlung rays were detected. When a copper target was employed, the x-ray pulse widths were approximately 700 ns, and the time-integrated x-ray intensity had a value of approximately 30 $\mu\text{C/kg}$ at 1.0 m from the x-ray source with a charging voltage of 50 kV.

Key words : flash x-ray, characteristic x-ray, quasi-monochromatic x-ray, weakly ionized plasma, linear plasma, micro-angiography.

1. INTRODUCTION

Synchrotrons generate high-dose-rate monochroma-

tic x-rays utilizing silicon monochromators, and the x-ray photon energy is determined by Bragg's angle. These rays play an important role in parallel radiography and

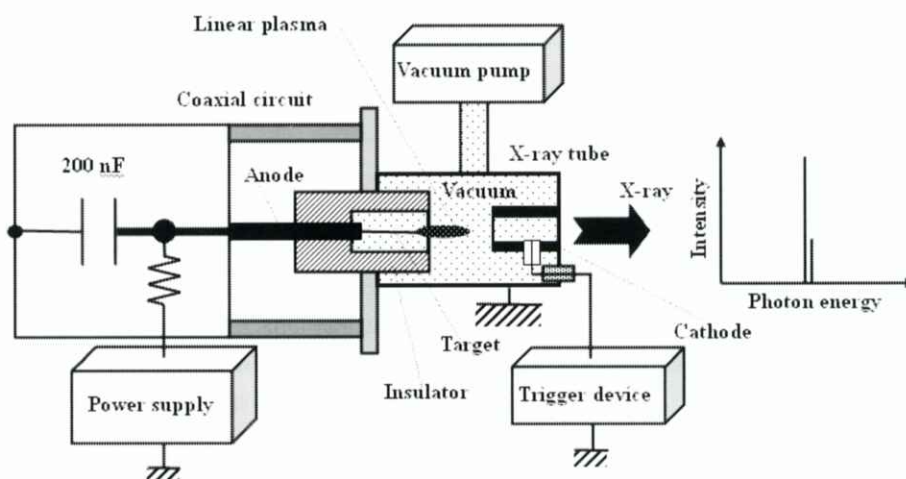


Fig. 1 Block diagram of the high-intensity plasma flash x-ray generator.

have been employed to perform microangiography [1] and phase imaging [2,3]. However, the synchrotrons consume high energies, and it is difficult to obtain sufficient machine times for medical diagnosis and other applications.

Currently, flash x-ray generators utilize cold-cathode radiation tubes and produce high-dose-rate x-rays [4-12]. Therefore, in order to produce fairly high-dose-rate monochromatic x-rays in a small laboratory, plasma flash x-ray generators are useful. Subsequently, we confirmed the irradiation of intense characteristic x-rays from the plasma axial direction using plate targets. Thereafter, we developed a new plasma flash x-ray tube with a rod-shaped target [15,16], and confirmed fairly intense and sharp characteristic x-rays such as lasers from weakly ionized linear plasma.

Photon energies of characteristic x-rays are determined by the target element, and characteristic x-rays from a cerium target are useful to perform angiography using an iodine-based contrast medium, since the photon energies of K-series lines of cerium are slightly higher than the energy of the K-absorption edge of iodine. On the other hand, cerium is a rare earth element and has a high reactivity, and it is difficult to design the target. However, the development of a cerium

plasma tube for high-contrast angiography has long been wished for.

In this paper, we describe a single flash x-ray generator for producing intense characteristic x-rays by forming weakly ionized linear plasma, used to perform quasi-monochromatic radiography.

2. GENERATOR

2.1 High-voltage circuit

Figure 1 shows a block diagram of a high-intensity plasma flash x-ray generator. This generator consists of the following essential components: a high-voltage power supply, a high-voltage condenser with a capacity of approximately 200 nF, a turbo-molecular pump, a krytron pulse generator as a trigger device, and a flash x-ray tube. In this generator, a low-impedance transmission line is employed in order to increase maximum tube current. The high-voltage main condenser is charged up to 55 kV by the power supply, and electric charges in the condenser are discharged to the tube after triggering the cathode electrode with the trigger device. The plasma flash x-rays are then produced.

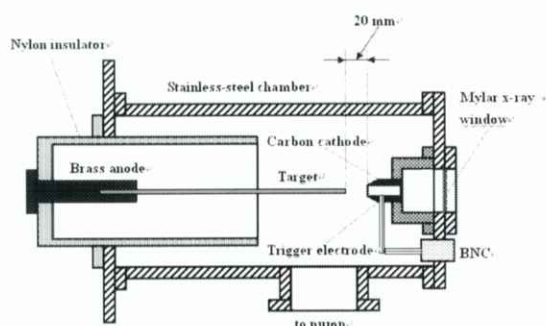


Fig. 2 Schematic drawing of the flash x-ray tube with a rod target.

2.2 X-ray tube

The x-ray tube is a demountable cold cathode triode that is connected to the turbo molecular pump with a pressure of approximately 1 mPa (Fig. 2). This tube consists of the following major parts: a pipe-shaped carbon cathode with a bore diameter of 10.0 mm, a trigger electrode made from copper wire, a stainless-steel vacuum chamber, a nylon insulator, a polyethylene terephthalate (Mylar) x-ray window of 0.25 mm in thickness, and a rod-shaped targets made of copper, molybdenum, and cerium. The diameters of copper, molybdenum, and cerium targets are 3.0, 2.0, and 3.0 mm, respectively. The distance between the target and cathode electrodes is approximately 20 mm, and the trigger electrode is set in the cathode electrode. As electron beams from the cathode electrode are roughly converged to the target by the electric field in the tube, evaporation leads to the formation of weakly ionized linear plasma, consisting of molybdenum ions and electrons, around the fine target.

2.3 Principle of characteristic x-ray irradiation

In the linear plasma, bremsstrahlung spectra with photon energies of higher than the K-absorption edge are effectively absorbed and are converted into fluorescent x-rays (Fig. 3). The plasma transmits the fluorescent rays easily, and bremsstrahlung rays with energies of lower than the K-edge are also absorbed by the plasma. In addition, because bremsstrahlung rays are not emitted in

the direction opposite to electron acceleration, intense characteristic x-rays are generated from the plasma-axial direction.

3. CHARACTERISTICS

3.1 Tube voltage and current

Tube voltage and current were measured by a high-voltage divider with an input impedance of 1 GΩ and a current transformer, respectively. Figure 4 shows the time relation between the tube voltage and current obtained using a copper target. At the indicated charging voltages, they roughly displayed damped oscillations. When the charging voltage was increased, both the maximum tube voltage and current increased. At a

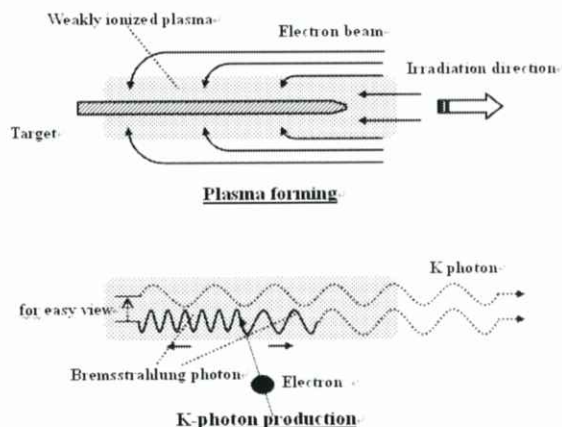


Fig. 3 K-photon irradiation from the plasma.

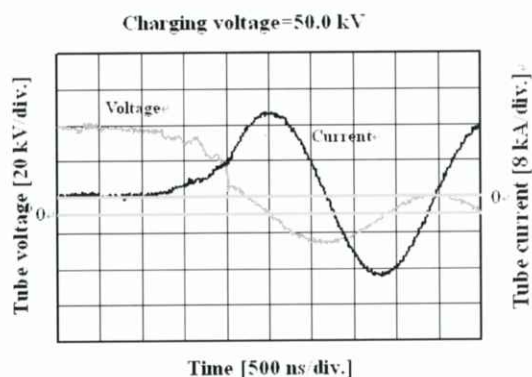


Fig. 4 Tube voltage and current obtained by a copper target with a charging voltage 50 kV.

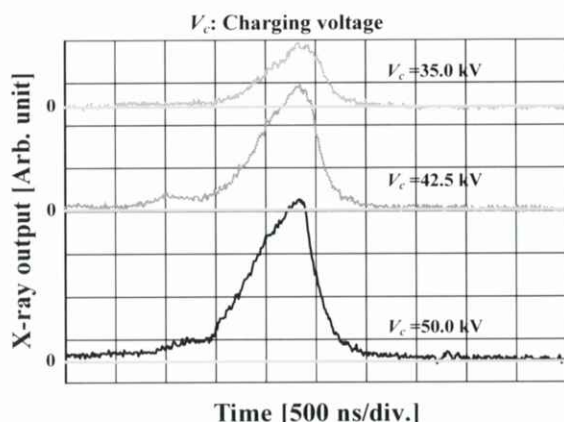


Fig. 5 X-ray outputs using a copper target.

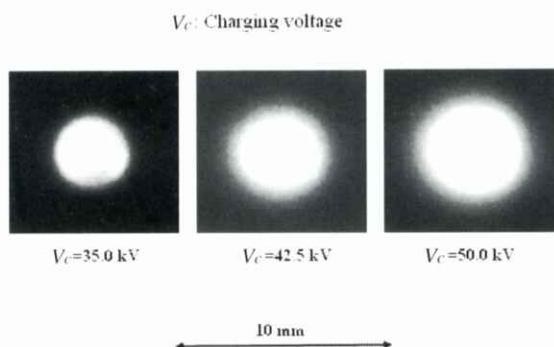


Fig. 6 Images of copper plasma x-ray source.

charging voltage of 50 kV, the maximum tube voltage was almost equal to the charging voltage of the main condenser, and the maximum tube current was approximately 20 kA.

3.2 X-ray output

X-ray output pulse was detected using a combination of a plastic scintillator and a photomultiplier. The x-ray pulse height substantially increased with corresponding increases in the charging voltage when the copper target was employed (Fig. 5). The x-ray pulse widths were about 700 ns, and the time-integrated x-ray intensity measured by a thermoluminescence dosimeter (Kyokko TLD Reader 1500 having MSO-S elements without energy compensation) had a value of about 30 $\mu\text{C/kg}$ at 1.0 m from the x-ray source with a charging

voltage of 50 kV.

3.3 X-ray source

In order to measure images of copper plasma x-ray source, we employed a pinhole camera with a hole diameter of 100 μm (Fig. 6). When the charging voltage was increased, the plasma x-ray source grew, and both

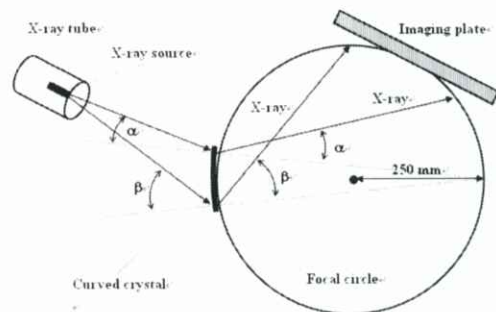


Fig. 7 Transmission-type spectrometer using an imaging plate.

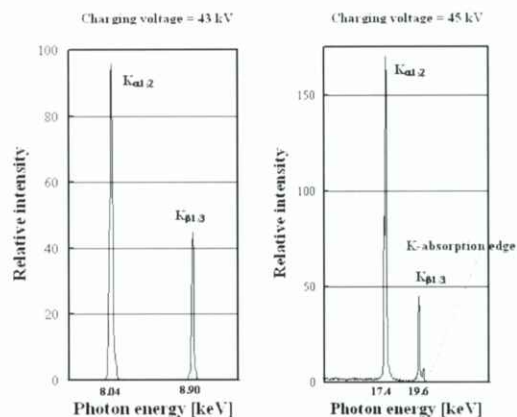


Fig. 8 X-ray spectra from weakly ionized copper and molybdenum plasmas.

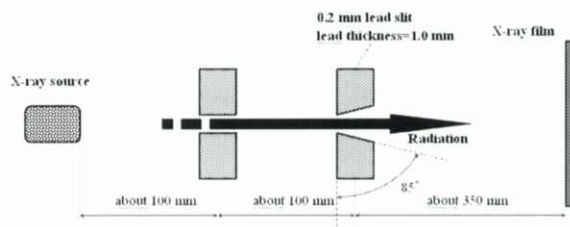


Fig. 9 Experimental setup for measuring x-ray divergence using two lead slits.

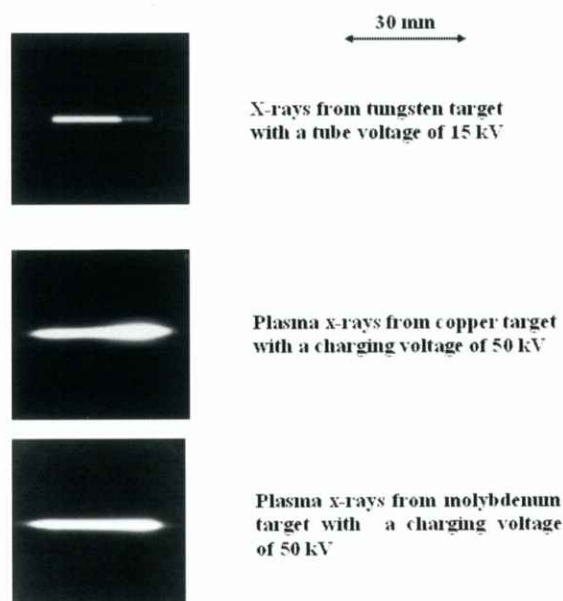


Fig. 10 X-ray divergence using copper and molybdenum targets.

spot dimension and intensity increased. In contrast, both the dimension and intensity decreased according to insertion of the monochromatic filter.

3.4 X-ray spectra

X-ray spectra from the plasma source were measured by a transmission-type spectrometer with a lithium fluoride curved crystal of 0.5 mm in thickness (Fig. 7). The spectra were taken by a computed radiography (CR) system [17] with a wide dynamic range, and relative x-ray intensity was calculated from DICOM digital data. Figure 8 shows measured spectra from the copper and the molybdenum targets. In fact, we observed quite sharp lines of K-series characteristic x-rays such as lasers, while bremsstrahlung rays were hardly detected. The characteristic x-ray intensity substantially increased with corresponding increases in the charging voltage and decreased with insertion of the filter.

3.5 X-ray diffraction by slits

In order to measure the difference in characteristics

between x-rays from a conventional tube and these from the plasma tubes, we employed two lead slits in order to measure the divergence of the x-rays (Fig. 9). As compared with x-rays from a conventional tube with a tungsten target, the characteristic x-rays from linear plasmas of copper and molybdenum were diffused greatly after passing through the two slits (Fig. 10).

4. RADIOGRAPHY

The plasma radiography was performed by the CR system (Konica Regius 150) without using a monochromatic filter, and the distance between the x-ray source and imaging plate was 1.2 m. Radiograms

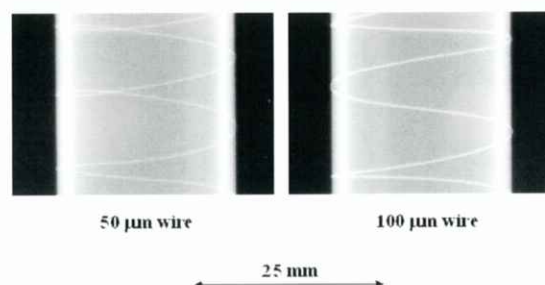


Fig. 11 Radiograms of tungsten wires 50 and 100 μm in diameter, respectively, coiled around pipes made of PMMA

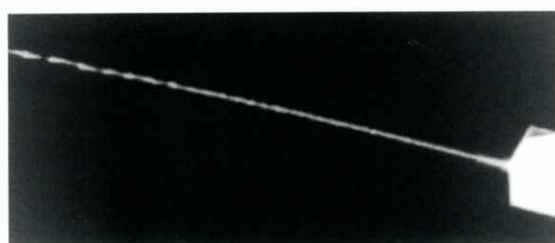


Fig. 12 Radiogram of water spouted from an injector.

Table 1 K-series characteristic x-rays of copper.

Line	Relative intensity	Photon energy (keV)
$K_{\alpha 1}$	100	8.046
$K_{\alpha 2}$	50	8.026
$K_{\alpha 1,2}$	150	8.040
$K_{\beta 1}$	6	8.901
$K_{\beta 1,3}$	20	8.904

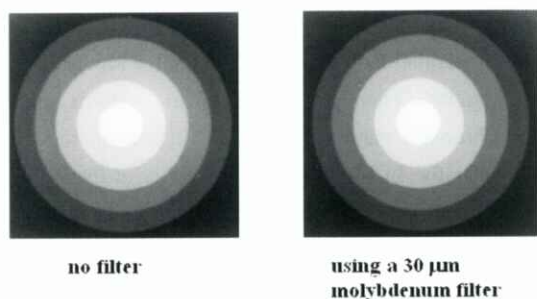


Fig. 13 Radiograms of concentric-circled steps of 5.0 mm made of PMMA with a maximum height of 25.0 mm.

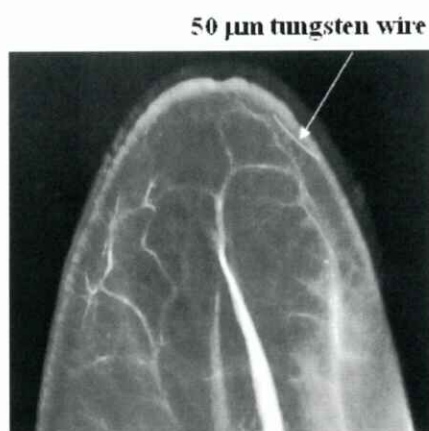


Fig. 14 Angiogram of the external ear of a rabbit.

Table 2 K-series characteristic x-rays of molybdenum.

Line	Relative intensity	Photon energy (keV)
$K_{\alpha 1}$	100	17.476
$K_{\alpha 2}$	50	17.371
$K_{\alpha 1,2}$	150	17.441
$K_{\beta 1}$	17	19.605
$K_{\beta 3}$	7	19.587

Table 3 K-series characteristic x-rays of cerium.

Line	Relative intensity	Photon energy (keV)
$K_{\alpha 1}$	100	34.714
$K_{\alpha 2}$	50	34.273
$K_{\alpha 1,2}$	150	34.566
$K_{\beta 1}$	22	39.251
$K_{\beta 3}$	10	39.163

achieved with a copper target (Table 1) with a charging voltage of 50 kV are shown in Figs. 11 and 12. Figure 11 shows radiograms of tungsten wires coiled around pipes made of polymethyl methacrylate (PMMA). The image contrast of a 50 μm -diameter wire around pipe was lower than that of 100 μm wire, and the wires were almost completely visible. Next, the image of water spouted from an injector is shown in Fig. 12. This image was taken using an iodine-based contrast medium added a little. Because the x-ray duration was about 1 μs , the stop-motion image of water could be obtained.

Figures 13 and 14 were obtained by a molybdenum target (Table 2) with a charging voltage of 50 kV and 45 kV, respectively. Figure 13 shows radiograms of concentric-circled steps of 5.0 mm made of PMMA, with a maximum height of 25.0 mm, at a

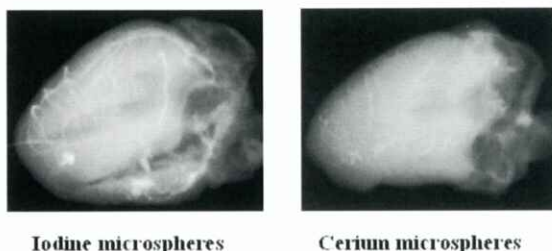


Fig. 15 Angiograms of extracted rabbit hearts.

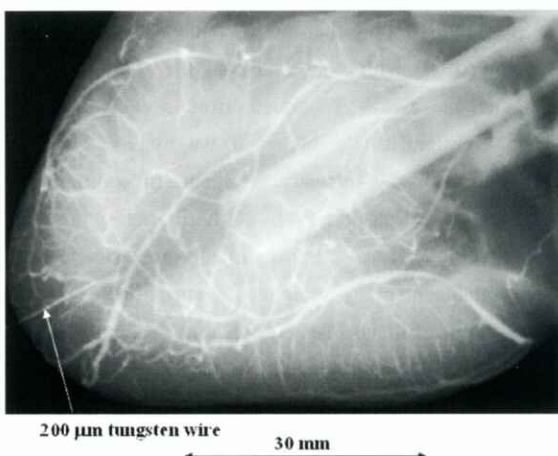


Fig. 16 Angiogram of an extracted dog heart.

charging voltage of 50 kV. In this radiography, we obtained almost identical contrast images, regardless of whether the 30 μm molybdenum filter was employed or not. An angiogram of the external ear of a rabbit is shown in Fig. 14. The angiography was performed using iodine-based microspheres of 20 μm with a charging voltage of 45 kV, and fine blood vessels of about 50 μm are clearly visible.

Angiography using a cerium target (Table 3) at a charging voltage of 55 kV is shown in Figs. 15 and 16. Figure 15 shows angiograms of hearts extracted from rabbits. These two images were obtained using iodine and cerium microspheres, respectively. Where the cerium spheres were employed, the coronary arteries were barely visible, since cerium spheres transmit the cerium characteristic x-rays easily. In angiography of a larger heart extracted from a dog, using iodine spheres, the coronary arteries were clearly visible (Fig. 16).

5. DISCUSSION

Although photon energy of x-ray lasers has been increased in laboratories around the world, it is difficult to oscillate hard x-ray lasers with energies of 10 keV or higher using ordinary methods. Also, sharp soft x-ray lasers have been produced using a gas-discharge capillary [18-20], the signal to noise (SN) ratio having a lower value assuming that the laser intensity is a signal. As compared with these lasers, the SN ratio of characteristic x-rays generated from weakly ionized plasma is significantly higher if we assume that the characteristic x-ray intensity is signal. In addition, K_{β} rays can be absorbed by filtering to produce monochromatic K_{α} rays. In principle, in the characteristic x-ray enhancement by spontaneous emission [21] from weakly ionized linear plasma, coherent x-rays are never produced. However, because the characteristic x-rays from plasma are diffused after passing through two slits, this diffusive mechanism must be solved. Recently, several different x-ray lenses have been developed, and a

polycapillary plate [22] is quite useful in order to perform parallel radiography and to realize low-priced x-ray systems. Therefore, we plan to perform quasi-monochromatic parallel radiography in conjunction with this generator. In addition, the refractivity of these sharp x-rays, because of diffusive characteristics, is a matter of great interest.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by Grants-in-Aid for Scientific Research from MECSST (12670902, 13470154, and 13877114), Grants from JST (Test of Fostering Potential), NEDO, and MHLW (HLSRG, RAMT-nano-001, RHGTEFB-genome-005, and RGCD 13C-1).

REFERENCES

- [1] Mori H, Hyodo K, Tanaka E, et al. : Small-vessel radiography in situ with monochromatic synchrotron radiation, *Radiology*, 201, 173-177, 1996.
- [2] Davis TJ, Gao D, Gureyev TE, et al. : Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard x-rays, *Nature*, 373, 595-597, 1995.
- [3] Momose A, Takeda T, Itai Y, et al. : Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological soft tissues, *Nature Medicine*, 2(4), 473-475, 1996.
- [4] Sato E, Isobe H, Hoshino F : High intensity flash x-ray apparatus for biomedical radiography. *Rev. Sci. Instrum.*, 57, 1399-1408, 1986.
- [5] Sato E, Kimura S, Kawasaki S, et al. : Repetitive flash x-ray generator utilizing a simple diode with a new type of energy-selective function, *Rev. Sci. Instrum.*, 61, 2343-2348, 1990.
- [6] Kimura S, Sato E, Sagae M, et al. : Disk-cathode flash x-ray tube driven by a repetitive two-stage Marx pulser, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 31, S37-S43, 1993.

- [7] Sato E, Sagae M, Takahashi K, et al. : High-speed soft x-ray generators in biomedicine, SPIE, 2513, 649-667, 1994.
- [8] Sato E, Sagae M, Takahashi K, et al. : Dual energy flash x-ray generator, SPIE, 2513, 723-735, 1994.
- [9] Shikoda A, Sato E, Sagae M, et al. : Repetitive flash x-ray generator having a high-durability diode driven by a two-cable-type line pulser, Rev. Sci. Instrum., 65, 850-856, 1994.
- [10] Sato E, Takahashi K, Sagae M, et al. : Sub-kilohertz flash x-ray generator utilizing a glass-enclosed cold-cathode triode, Med. & Biol. Eng. & Comput., 32, 289-294, 1994.
- [11] Takahashi K, Sato E, Sagae M, et al. : Fundamental study on a long-duration flash x-ray generator with a surface-discharge triode, Jpn. J. Appl. Phys., 33, 4146-4151, 1994.
- [12] Sato E, Sagae M, Shikoda A, et al. : High-speed soft x-ray techniques, SPIE, 2869, 937-955, 1996.
- [13] Sato E, Sagae M, Ichimaru T, et al. : Tentative study on x-ray enhancement by fluorescent emission of radiation by plasma x-ray source, SPIE, 3771, 51-60, 1999.
- [14] Sato E, Hayasi Y, Ichimaru T, et al. : Tentative study on high-photon-energy quasi-x-ray laser generator by forming plasma x-ray source, SPIE, 4183, 326-338, 2000.
- [15] Sato E, Suzuki Y, Hayashi Y, et al. : High-intensity quasi-monochromatic x-ray irradiation from the linear plasma target, SPIE, 4505, 154-164, 2001.
- [16] Sato E, Hayasi Y, Tanaka E, et al. : Quasi-monochromatic radiography using a high-intensity quasi-x-ray laser generator, SPIE, 4682, 538-548, 2002.
- [17] Sato E, Sato K, Tamakawa Y, et al. : Film-less computed radiography system for high-speed Imaging. Ann. Rep. Iwate Med. Univ. Sch. Lib. Arts & Sci., 35, 13-23, 2000.
- [18] Rocca JJ, Shlyaptsev V, Tomasel FG, et al. : Demonstration of a discharge pumped table-top soft x-ray laser, Phys. Rev. Lett., 73, 2192-2195, 1994.
- [19] Collins G.P : Tabletop capillary-discharge soft-x-ray laser demonstrated, Physics Today, Oct, 19-21, 1994.
- [20] Rocca JJG, Chilla JLA, Sakadzic S, et al. : Advances in capillary discharge soft x-ray laser research, SPIE, 4505, 1-6, 2001.
- [21] Nakamori N, Yamano K, Yamada M, et al. : Calculation of characteristic x-rays in diagnostic x-ray spectrum, Jpn. J. Appl. Phys., 33, 347-352, 1994.
- [22] Sato E, Toriyabe H, Hayasi Y, et al. : Fundamental study on parallel beam radiography using a polycapillary plate, SPIE, 4682, 298-310, 2002.

胸部単純 X 線写真におけるびまん性陰影特徴量解析のための 肋骨影の自動抽出

佐々木 伸司^{*}, 木戸 尚治^{†*}, 岩永 秀幸^{††*}

^{*}日立中国ソフトウェア(株)・〒730-0022 広島市中区銀山町 3 番 1 号

^{†*}山口大学工学部知能情報システム工学科・〒755-8611 宇部市常盤台 2 丁目 16-1

^{††*}山口大学医学部付属病院放射線部・〒755-8505 宇部市南小串 1-1-1

(2003 年 6 月 2 日, 最終 2003 年 7 月 16 日受理)

Automatic Extraction of Rib Opacities in Chest Radiographs for Image Feature Analysis of Diffuse Lung Opacities

Shinji SASAKI^{*}, Shoji KIDO^{†*}, Hideyuki IWANAGA^{††*}

^{*}Hitachi Chugoku Software, Ltd.,

3-1, Kananayama-cho, Naka-ku, Hiroshima 730-0022, Japan

^{†*}Department of Computer Science and Systems Engineering,

Faculty of Engineering, Yamaguchi Univ., 2-16-1, Tokiwadai, Ube 755-8611, Japan

^{††*}Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital,

1-1-1, Minamikogushi, Ube 755-8611, Japan

(Received June 2, 2003, in final form, July 16, 2003)

Abstract : To eliminate rib opacities on chest radiographs for quantitative evaluation of diffuse lung opacities, we developed an automated segmentation algorithm of rib opacities on chest radiographs. In the first step, a region of interest (ROI) was selected on chest radiographs, and unsharp mask filtering was performed for background density correction. In the next step, a Laplacian-Gaussian filter was used for the enhancement of rib opacities; next, the image was binarized on the ROI with a multiple-threshold method; and then a morphological filter was used for elimination of noise components. A parallel translation algorithm, Hough transformation, and polynomial approximation were used for estimation of the smooth contours of rib opacities. Finally, the rib opacities on the original ROI were determined by use of these estimated rib opacities as templates.

Key words : rib opacities, automated segmentation, parallel translation, Hough transformation, polynomial approximation

1. はじめに

胸部単純 X 線写真において特徴解析を行う場合、肋骨影が特徴解析に及ぼす影響を考慮する必要がある。胸部単純 X 線写真における特徴解析の手法としては、肋骨影を特徴解析対象領域に含めて比較的大きな関心領域(ROI)を設定して特徴解析を行う手法[1]や、予め肋間部に小さな ROI を設定し、肋骨影を解析対象領域に含めないで特徴解析を行う手法[2]などが報告されている。しかしながら、このよ

うに設定された ROI から自動的に肋骨影を抽出することができれば、サイズの大きい ROI を設定しても肋骨領域と肋間領域を区別して特徴解析を行うことが可能となり、特徴解析の精度向上が期待できる。本研究では胸部単純 X 線写真に対して、設定された ROI から肋骨影を除去するために、ROI より自動的に肋骨影を抽出する手法を提案する。

2. 方法

2.1. 胸部単純 X 線写真

今回の実験に用いた胸部単純 X 線写真は、大阪大学医学部附属病院中央放射線部で撮影されたフィルムである。このフィルムをレーザースキャナを用いてデジタル化し、画像サイズ 2000(350mm)×2000(350mm)pixel、ピクセルサイズ 175 μ m、濃度階調 10 bit の画像データを得た。

2.2. 肋骨影自動抽出の概要

最初に、胸部単純 X 線写真の上肺野に ROI を設定し、背景濃度の補正を行った。次に、ROI に対して肋骨方向成分を強調するためにフィルタリング処理を行い、その結果を二値化した。最後に、二値画像に対してノイズの除去、抽出陰影の補正を行い肋骨抽出画像を作成した(Fig. 1)。

2.3. ROI の設定

胸部単純 X 線写真に対し上肺野に ROI をマニユ

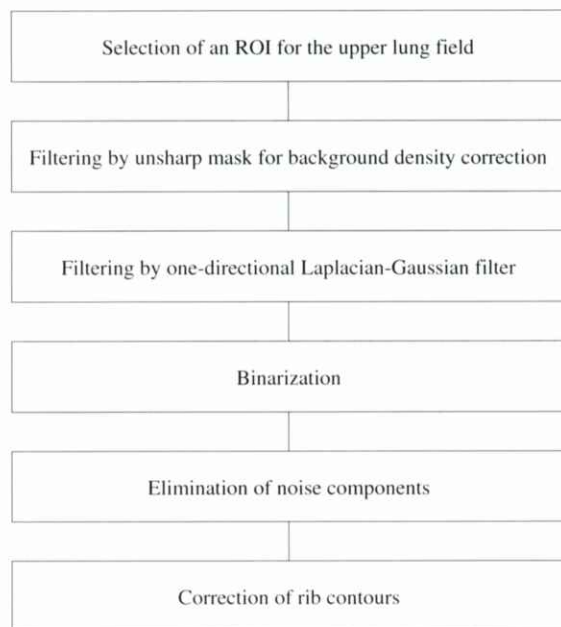


Fig. 1 Overall scheme for automatic extraction of rib opacities in chest radiographs.

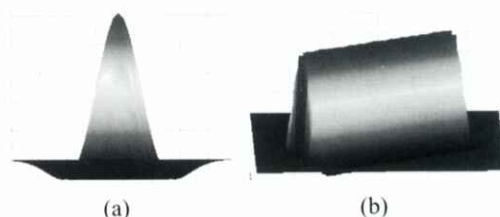


Fig. 2 Profiles of the Laplacian-Gaussian filter.
(a) Two-dimensional Laplacian-Gaussian filter.
(b) One-directional Laplacian-Gaussian filter.

アルで設定した。ROI のサイズは 256×256 pixel とした。本研究においては、背部の肋骨影が目立つことより抽出対象を上肺野の背部の肋骨影に限定して処理を行った。

2.4. 背景濃度の補正処理

設定された ROI に対して式(1)に示す unsharp mask を用いたフィルタリング処理を行い、背景濃度の補正処理を行った。式(1)において $f(i, j)$, $g(i, j)$, N , W はそれぞれ入力画像、出力画像、フィルタサイズ、重み係数を示す。本研究ではパラメータとして $N=61$, $W=1$ とした。ここで N を 11 から 10 刻みで変化させ、生成される背景濃度を検討し最適値を決定した。また $W=1$ で十分に肋骨部と肋間部のコントラスト差が得られたので W は 1 とした。

$$g(i, j) = \left\{ f(i, j) - \frac{\sum_{m=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} \sum_{n=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} f(i+m, j+n)}{N \times N} \right\} \times W \quad (1)$$

2.5. エッジの強調処理

式(2)と Fig. 2(a)に示す Laplacian-Gaussian フィルタ(LG フィルタ)より式(3)に示す x 方向成分のみを持つ LG フィルタを作成し、これを回転して肋骨方向成分を強調する方向性を有する LG フィルタを作成した(Fig. 2(b))。このフィルタにより処理を行い、肋骨方向成分のエッジの強調を行った。ここで σ の値を変化させた予備実験を行い、血管影やびまん性間質陰影が抑制され肋骨影がよく強調されていた $\sigma=5$ を採用した。

$$\nabla^2(x,y) = \frac{-1}{2\pi\sigma^4} \left(2 - \frac{x^2+y^2}{\sigma^2} \right) e^{-(x^2+y^2)/2\sigma^2} \quad (2)$$

$$\nabla^2(x) = \frac{-1}{2\pi\sigma^4} \left(2 - \frac{x^2}{\sigma^2} \right) e^{-x^2/2\sigma^2} \quad (3)$$

2.6. 二値化処理

二値化は大津の判別分析法[3]を用いて行った。判別分析法は閾値 k を逐次変化させ、式(4)よりクラス分離度 η_k を判定基準として求めた。この基準を最大とする k を最適閾値として二値化を行った (Fig. 3)。式(4)の σ_{BK}^2 σ_T^2 はそれぞれクラス間分散、全分散を示す。

$$\eta_k = \sigma_{BK}^2 / \sigma_T^2 \quad (4)$$

2.7. 肋骨影以外のノイズの除去処理

肋骨影は一般に ROI 内において途中で途切れたり孤立することではなく、ROI のある辺から他の辺まで連続して存在していると考えられる。そこで二値化で抽出された陰影に対して、ROI の4辺に対して1辺あるいはどの辺にも接していない抽出陰影はノイズであると判断し、除去を行った。Fig. 4(a)においてノイズは灰色で示される。またノイズ除去処理結果を Fig. 4(b)に示す。

2.8. 抽出陰影の結合と穴埋め処理

肋骨影にノイズが重なっていたりコントラストが低い場合には、画像に対してフィルタリング処理を行い肋骨影を強調し二値化処理を施すと Fig. 5(a)の灰色部分に示されるような、1本の肋骨影が分断される場合や、斜線部に示されるような抽出陰影に穴が生じる場合がある。このような場合には抽出陰影の結合や穴埋め処理を行った。

抽出陰影の結合は Fig. 5(a)の灰色の抽出陰影に示すようにペアとなる抽出陰影間の距離 d を測定し、この距離が閾値よりも小さい場合にペアとなっている抽出陰影が1本の肋骨影であると判定し結合を行った。またここで距離 d は Fig. 5(a)に示すようにそれぞれ抽出陰影が接している ROI の左側(左側で接していない場合は右側)の y 座標の差とした。抽出陰影に対する結合と穴埋め処理を行った結果を

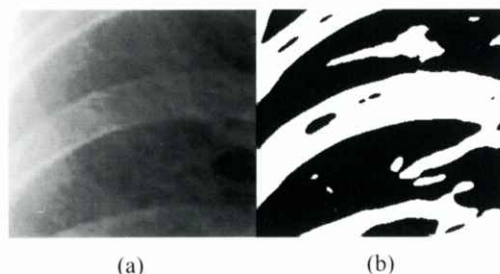


Fig. 3 Selected ROI, (a) : Original image, (b) : Binary image.

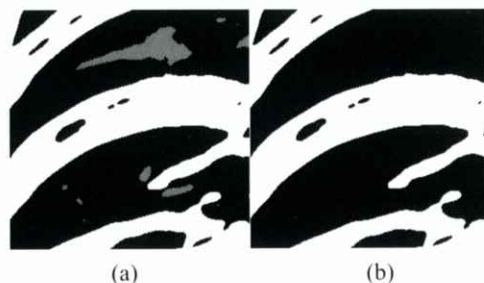


Fig. 4 Elimination of noise components
(a) : Binary image, (b) : Binary image processed by elimination of noise components.

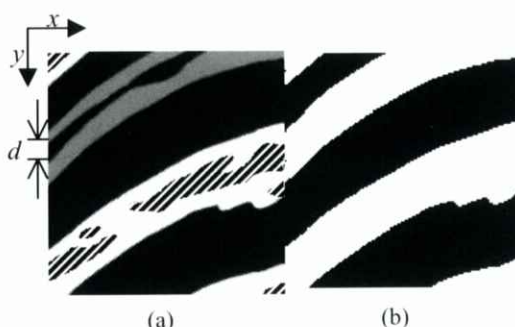


Fig. 5 Combination of rib opacities and filling of background of rib opacities.
(a) : Binary image which includes divided rib opacities. d in (a) shows distance of divided rib opacities.
(b) : Result for combination of rib opacities at filling for defect of rib opacities.

Fig. 5(b)に示す。

2.9. 輪郭線の補正処理

ノイズ除去、抽出陰影の結合、および穴埋め処理が施された二値画像に対して8近傍ラプラシアンガ

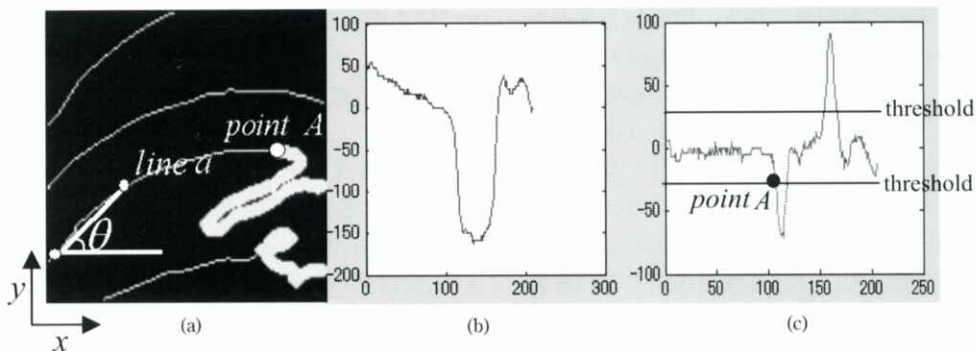


Fig. 6 (a) : Rib contours (thick position of line a shows portion to be corrected). (b) : Gradient of line a. (c) : Differentiation of gradient of line a. An absolute value of differential value is more than threshold at point A

ウシアンフィルタを用いて肋骨陰影の輪郭線を抽出し、Fig. 6(a)に示すように肋骨影の輪郭線上に一定の間隔を持った2点を配置し、2点より生成される線分の x 軸に対する角度 θ を求め、この θ を輪郭線の傾きを示す値として計算した。この処理を輪郭線上の始点から終点まで2点を1 pixel ずつ輪郭線上で移動させていき輪郭線の傾きを調べた。Fig. 6(b)はline aの輪郭線の傾きを示す。縦軸は線分の x 軸に対する角度を示し、横軸は輪郭線の始点からのピクセル数を示す。さらにFig. 6(b)に示されるような輪郭線の傾きの曲線の微分値を求め、これを判定基準としFig. 6(c)のグラフ上のpoint Aに示すような、微分値の絶対値がはじめて閾値より大きくなる領域があれば、肋骨影に血管影等の陰影が重なっていると考え、輪郭線上のこの領域の左端を補正が必要な領域の開始点とし、この領域に対して輪郭線の補正を行った。輪郭線上で補正が必要とされる領域をFig. 6(a)の太線部に示す。また、閾値は予備実験より ± 30 とした。

輪郭線の補正には平行移動処理、Hough変換、多項式近似の3種類の補正手法を考えた。基本的な補正処理として平行移動処理を行い、平行移動処理が適応できない場合にHough変換や多項式近似を用い、“平行移動処理+Hough変換”、“平行移動処理+多項式近似”の2種類の組み合わせ処理で輪郭線の補正を行った。

2.9.1. 平行移動処理とHough変換の組み合わせによる輪郭線補正処理

輪郭線の補正処理は、まずはじめに補正が必要な領域に対して輪郭線の平行移動処理を行うことで輪郭線の補正を行った。平行移動による輪郭線補正は、最初に肋骨影の輪郭線に対してベアリング処理を行った。次に肋骨影の上下の輪郭線を1つのペアと

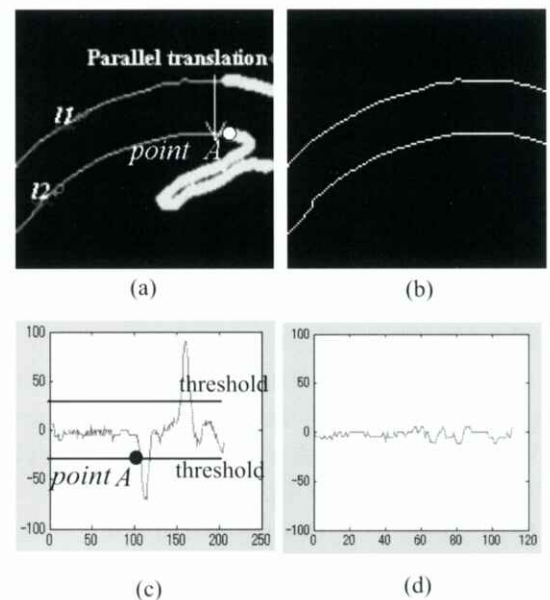


Fig. 7 (a) : Image of rib contours. Thick part on the I2 shows part to be corrected. Thick part on I1 shows a part which is referred from I2. (b) : Image of rib contours corrected by parallel translation. (c) : Differentiation of I2 (d) : Differentiation of I1

して考えそれぞれの輪郭線の傾きの微分値を求めた。Fig. 7(c), (d)はそれぞれ l_1 , l_2 の輪郭線の傾きの微分値を示す。最後に、輪郭線の補正が必要とされる領域に対応するペア側の輪郭線(Fig. 7(a)- l_1 の太線部)を参照し、参照側の輪郭線の傾きの微分値が閾値以下であればその部分を補正が必要とされる領域(Fig. 7(a)- l_2 の太線部)に平行移動することで輪郭線の補正を行った。平行移動処理による結果を Fig. 7(b)に示す。

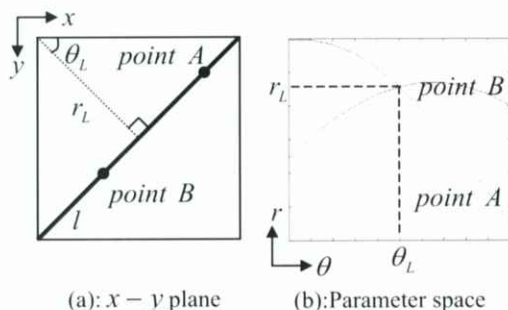


Fig. 8 l in x - y plane (a) is represented by a point (r_L, θ_L) in Hough transform parameter space (b). r is the distance from the origin to l and, θ is the angle from the x axis to the perpendicular to l . points A and B in (a) are represented by two sine curves in (b). These curves cross at a point (r_L, θ_L) in (b).

平行移動による輪郭線の補正処理において、参照側の輪郭線の傾きの微分値が閾値以上の場合や、ペアとなる輪郭線がROI内に存在しない場合は平行移動処理を適用することができない。そこでこのような場合には Hough 変換により輪郭線の補正を行い肋骨抽出画像を作成した。

Hough 変換は処理対象画像において、抽出陰影の重なりやノイズの影響で陰影が途切れている場合や、不鮮明になっている場合など不完全な情報から連続的な陰影の抽出を行う手法として提案されている[4,5]。本研究では、Hough 変換を用いることにより不鮮明部の補間と肋骨輪郭線の近似を行った。

Hough 変換では、 x - y 座標系における直線は r - θ パラメータ空間では点として表現される。その変換は式(5)のとおりである。

$$r = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (5)$$

r は原点から直線への垂線の長さであり、角度 θ はその垂線と x 軸との角度である。この関係式により、 x - y 座標系での点は r - θ パラメータ空間で正弦波を示す。 x - y 座標系に散在する点があり、それらがある直線上にあるとすれば、 r - θ パラメータ空間では多数の正弦波が1点で交差し、そのピクセル位置 (r, θ) から式(6)の Hough 逆変換により x - y 座標系上の直線を求めることができる (Fig. 8)。

$$y = -(\cos \theta / \sin \theta)x + r / \sin \theta \quad (6)$$

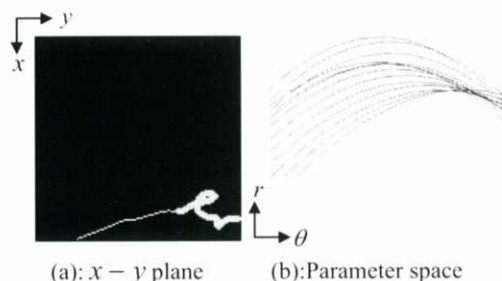


Fig. 9 Hough transformation is performed on thin rib contour in x - y plane (a). Points which constitute the thin rib contour in (a) are represented by sine curves in parameter space (b).

本研究では輪郭線上より補正が必要とされる部分 (Fig. 6(a)における太線部)を除いた輪郭線に対して Hough 変換を行い、輪郭線を近似することで補正を行った。輪郭線と Hough 変換による正弦波を Fig. 9 に示す。

Hough 変換では、 r - θ パラメータ空間より正弦波の交点 (r, θ) を1点取得することで x - y 座標系における1直線を求めることができる。本研究では正弦波が交わった数(投票数)が多いものから3番目までの投票数を持つ (r, θ) を用いて Hough 逆変換を行い3本の直線を作成した (Fig. 10(a))。作成された3本の直線より以下のような手順で肋骨影の輪郭線を近似した折れ線を作成し肋骨影の輪郭線の補正を行った (Fig. 10(b))。

3本の直線からの折れ線の生成は、まず Fig. 10(a)に示される直線の中で y 切片が原点より離れている順にラベル付けを行う。ラベル1の直線から直線を走査し、次のラベルを持つ直線と交差した場合

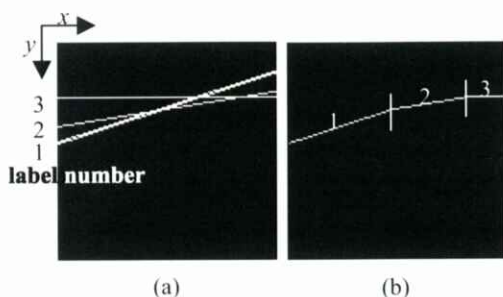


Fig. 10 (a) : The lines generated by Hough transformation. (b) : Image of polygonal line which approximates the lines in (a).

にはその直線に乗り換え走査を続ける処理を行い、走査がROIの右端に及ぶまでこの処理を繰り返し折れ線を作成した(Fig. 10(b)).

ノイズ除去が行われた二値画像に対して平行移動処理, Hough 変換処理を行って輪郭線の補正を行い、肋骨影抽出画像を作成した結果の例を Fig. 11 に示す。

2.9.2. 平行移動処理と多項式近似の組み合わせによる輪郭線補正処理

平行移動処理が適応できない場合の肋骨影の輪郭線を補正するもう一つの手法として多項式近似を用いた輪郭線の補正を行った。これは輪郭線上において補正が必要とされる部分(Fig. 6(a)における太線部)は、それまでの輪郭線の延長で近似補正することができると考えられるからである。輪郭線上において補正が必要とされる部分を除いた輪郭線に対して式(7)を最小二乗法を用いて係数 a_i を求め2次曲線を作成し輪郭線の近似を行った。多項式の次数を上げるとパラメータが増え自由度が増すことや、肋骨影の輪郭線が緩やかな曲線を描いているといったことからここで用いる多項式の次数は2とした。Fig. 12 に肋骨影の輪郭線に対して多項式近似を用いて輪郭線の補正を行った結果の例を示す。この例ではパラメータの値は $a_2=0.003$, $a_1=-0.587$, $a_0=140.884$ となった。

$$y = a_2x^2 + a_1x + a_0 \quad (7)$$

ノイズ除去が行われた二値画像に対して平行移動

処理と多項式近似の組み合わせにより肋骨影の輪郭線を補正し肋骨抽出画像を作成した結果の例を Fig. 13 に示す。

3. 臨床画像における評価

CT による検査の結果、正常またはびまん性間質影が存在すると診断された患者の異常の胸部単純 X 線写真を用いて、“平行移動処理+Hough 変換”と“平行移動処理+多項式近似”による肋骨影の自動抽出処理結果を評価した。なお、評価の基準には放射線科医による主観的な評価を用いた。

Hough 変換は陰影がとぎれている場合や、不鮮明

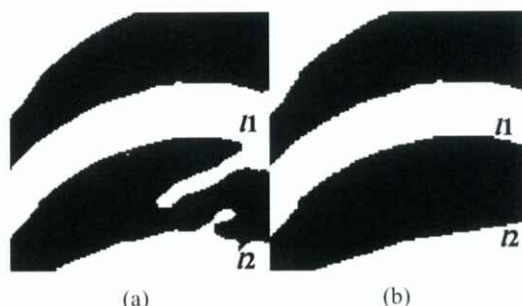


Fig. 11 Correction of rib contours. (a) : Binary image, (b) : Corrected image. Rib contour I1 is obtained by use of parallel translation. Rib contour I2 is obtained by use of Hough transformation.

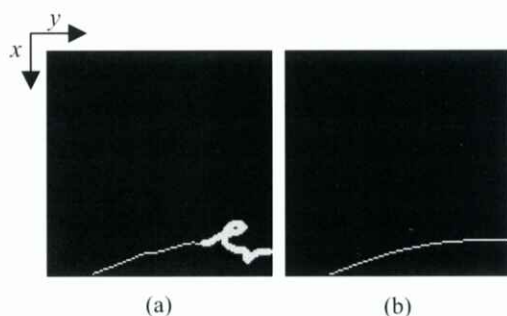


Fig. 12 Polynomial approximation. (a) : Image of rib contour. A thick line on the rib contour shows the portion to be corrected. This portion is corrected by polynomial approximation. (b) : Image of rib contour corrected by polynomial approximation. ($a_2=0.003$, $a_1=-0.587$, $a_0=140.884$)

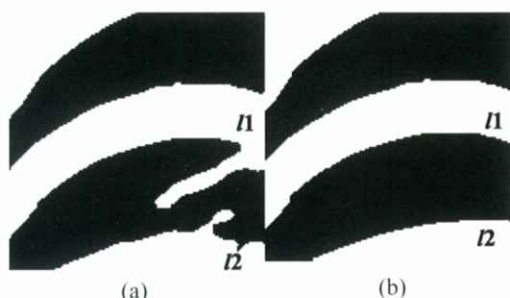


Fig. 13 Correction of rib contours. (a) : Binary image, (b) : Corrected image. Rib contour /1 is obtained by use of parallel translation. Rib contour /2 is obtained by use of polynomial approximation.

になっている場合などの不完全な画像情報から連続的な陰影の抽出を行えるが、Fig. 10 に示されるように補正された輪郭線は直線的なものになってしまう。一方、多項式近似では Fig. 12 に示されるように輪郭線補正では補正される輪郭線が緩やかな曲線で近似される。多くの場合において肋骨影は緩やかな曲線を描いていることより、Hough 変換による補正と多項式近似による補正を比較した場合、多項式近似による補正の方が本来の肋骨影の輪郭によく一致した補正を行うことができると考えられる。しかし ROI 内に存在する肋骨影が直線の場合もあり、その場合には Hough 変換による補正の方が有効であった (Fig. 14)。

肋骨の輪郭線が直線的である場合は輪郭線の傾きの変化が少ないということに着目して、輪郭線の傾き解析を行った時の微分値の大きさにより 2 つの組

み合わせ補正の手法を使い分けることでさらに精度の高い肋骨影抽出を行うことができると考えられる。

肋骨影をノイズと判断して削除したり、肋骨方向と同じ方向に並走している血管影等を肋骨影と誤認識してしまった場合には肋骨を正しく自動抽出できなかった。これらの失敗例は異常例の場合に多くみられた。この理由としては、びまん性間質陰影の存在のために濃度上昇やコントラストの低下が生じて肋骨の輪郭が不明瞭化しているということが考えられる。このような場合、本手法では正確な肋骨の抽出が困難となる場合が多いと考えられ、不十分な肋骨陰影でも抽出が可能となるように肋骨のテンプレートを用いた抽出法などを検討する必要があると考えられる。

また、下肺野においても、同様に肋骨陰影が十分に抽出できない場合が多いと推定され、この場合も肋骨のテンプレートを用いた抽出法が有効ではないかと考えられる。

LG フィルタにおける σ の決定に関して、本研究は予備実験により σ の値を変化させ処理画像を目視により比較することで決定した。血管影やびまん性間質陰影の幅は 1mm 程度であると考えられ、本手法ではそれに対応する σ より十分大きな値を採用しているので、肋骨影の抽出処理において血管影やびまん性間質陰影の影響を受けずに肋骨影を強調できたと考えられる。

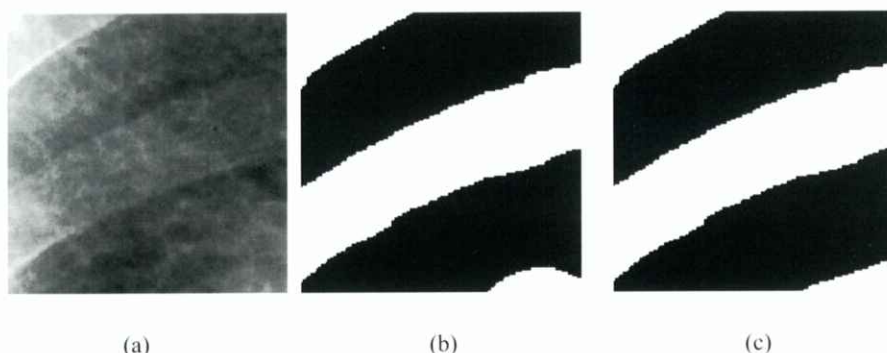


Fig. 14 (a) : Original image. (b) : Result of extraction of rib opacities in ROI by use of parallel translation and polynomial approximation. (c) : Result of extraction of rib opacities in ROI by use of parallel translation and Hough transformation.

4. まとめ

本研究では胸部単純 X 線写真に対して設定された ROI より肋骨影を自動抽出する手法を提案した。ここで作成された肋骨抽出画像をテンプレートとして用いることにより肋骨領域と肋間領域の分別が可能となり、肋骨影の影響を避けた肺野の特徴解析を行うことが可能となると考えられる。

文 献

- [1] 木戸尚治：コンピュータを用いた間質性肺疾患の胸部単純 X 線写真における特徴解析，日本医放会誌，52(3)，382-391，1992.
- [2] 桂川茂彦：間質性肺疾患のコンピュータ支援診断，日本医放会誌，50(7)，2-14，1990.
- [3] 大津展之：判別および最小 2 乗法に基づく自動閾値選定法，信学論，J63-D(4)，349-356，1980.
- [4] Sanada S, Doi K, MacMahon H : Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography : automated detection of pneumothorax in chest images, Med Phys., 19(5), 1153-60, 1992.
- [5] 画像処理標準テキストブック編集委員会：イメージングプロセッシング（画像処理標準テキストブック），財団法人画像処理情報教育振興協会，187-190，1997.

頭部 MR 画像におけるシルビウス裂検出法の開発

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・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

^{*}金沢大学医学部保健学科・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

^{**}金沢大学医学部附属病院放射線部・〒920-8641 石川県金沢市宝町 13 番 1 号

Development of Identification Method of Sylvian Fissure on Brain MR Images

Norio Hayashi, Shigeru Sanada^{*}, Masayuki Suzuki^{*}, Yukihiro Matsuura^{**}

Graduate School of Medical Science Kanazawa University,
5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

^{*}School of Health Sciences Kanazawa University,
5-11-80, Kodatsuno Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

^{**}Kanazawa University Hospital,
13-1, Takara-machi, Kanazawa-shi, Ishikawa 920-8641, Japan

Abstract : MR imaging is a very important method for the diagnosis of intracranial lesions. A measurement of the volume of the temporal lobe is a very useful method in diagnosing temporal lobe abnormalities. Therefore we develop the algorithm of the automated volumetry of the temporal lobe. However, it is often difficult to segment the temporal lobe. The Sylvian fissure is an important index for the segmentation of the temporal lobe. The purpose of this study is to develop the algorithm of the automated identification of the Sylvian fissure. We studied 10 normal volunteers and 2 patients who were suspected of Alzheimer disease. We performed the following four steps : (1) Segmentation of the brain on coronal images. (2) Edge enhancement of the y-direction on sagittal images. (3) Hough transform on edge-enhanced images. (4) Correction of R-L direction and S-I direction. In results, this method proved to be able to identify the Sylvian fissure on coronal and sagittal MR images in normal volunteers and patients. It is concluded that the Sylvian fissure identified by this method is a very useful index of the segmentation of the temporal lobe.

Key words : Sylvian fissure, Hough Transform, MRI

1. 背景と目的

近年, 中枢神経疾患の MRI (Magnetic Resonance Imaging) 検査の重要性は高まっている。神経疾患における早期診断では, MR 画像上のわずかな変化を検出することが有用である。スクリーニング検査で対象となる初老期痴呆では萎縮により側頭葉の体積が減少する [1-3]。また精神神経疾患, 特に統合失調症 (精神分裂病) では, 海馬傍回の減少, 側脳室下角の拡大がおこる [4]。すなわち MRI 検査では, 脳の体積の変化は診断上非常に重要な指標となる。特に海馬を含む側頭葉の体積の計測および評価は重要

である [5-7]。

そこで我々は大脳, 特に側頭葉を抽出して体積を計測する方法を開発している [8]。しかし側頭葉とその他の脳葉を識別することは非常に難しい。側頭葉は前頭葉, 頭頂葉の前部および後頭葉に接している。シルビウス裂は側頭葉と前頭葉および頭頂葉前部の境界となる裂溝である。半球裂内側面および半球外側面のいずれにおいても, 側頭葉と頭頂葉の後方部分や後頭葉との境界となる明瞭な指標はない。しかし一般的には, 外側面では後頭前切痕と頭頂後頭溝最後部を結んだ線が側頭葉との境界である (Fig. 1)。さらに, この線上に外側溝後端から下ろした

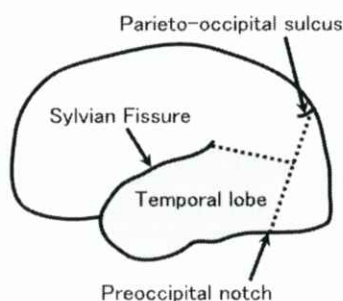


Fig. 1 Boundary line of the temporal lobe on a sagittal image.

垂線が、頭頂葉の後方部分との境界である。最側面では、頭頂後頭溝と鳥距溝が交わる点と後頭前切痕を結んだ線が後頭葉との境界であり、鳥距溝の前方部分で頭頂葉と識別される[9]。

今回は上方部の境界であるシルビウス裂を自動認識する方法を提案する。

2. 方法

本研究で用いたシルビウス裂認識処理のフローチャートを Fig. 2 に示す。

2.1 対象および使用機器

対象は正常ボランティア 10 名 (Female : 6 名, Male : 4 名, 22-75 years, Mean : 31) およびアルツハイマーの疑いで脳全体に萎縮のある 2 名 (Female : 2 名, 81-85years, Mean : 83) である。本研究で使用する画像は、以下に示す装置および撮像条件で撮像した。

MRI 装置 : 1.5T GE SIGNA HORIZON

撮像条件 : SE, TR : 500[msec], TE : 8[msec], slice thickness : 5.0[mm], gap : 0.0[mm], FOV : 20cm, acquisition matrix : 256x128, image matrix : 256x256 NEX : 1, Coronal 像

2.2 ハフ変換処理を用いたシルビウス裂の粗検出

本研究で用いた画像は冠状断像である (Fig. 3 (a))。これは側頭葉が冠状断像上で最も観察しやすく、臨床における重要性が高いためである。しかし、シルビウス裂は矢状断像において最も識別しや

すい。そこで、冠状断像から MPR (Multi Planar Reconstruction) 処理によって矢状断面の画像を再構成した (Fig. 3 (b))。その再構成した画像より容易にシルビウス裂の位置と構造を観察できる (Fig. 3 (c))。

次に矢状断面の画像に対して領域拡張法を用いて

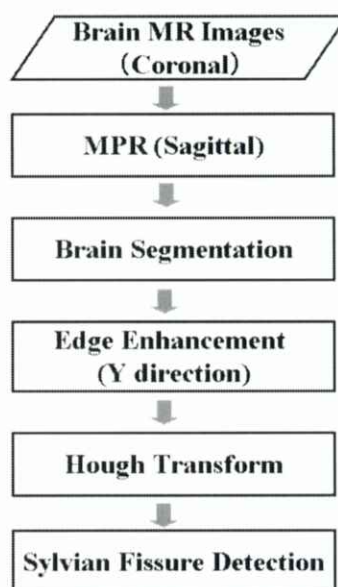


Fig. 2 Flowchart for the detection of Sylvian fissure on coronal MR images

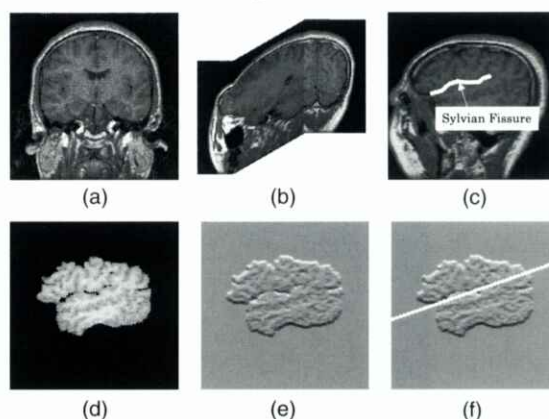


Fig. 3 The steps of the identification of the sylvian fissure (a) The coronal image, (b) MPR (sagittal), (c) The sagittal image, (d) The segmentation of the brain on the sagittal image, (e) The edge enhancement on the sagittal image (f) The result of the Hough Transform

脳の領域を抽出した(Fig. 3(d)) [10]. これは脳の領域を抽出することで、頭皮や頭蓋骨といった他の臓器による検出エラーを除去できるからである. また矢状断像上でシルビウス裂は、通常、横方向に伸びる線状構造を示す. そこで、抽出した画像に対して、画像上縦方向にカーネルサイズ5×5、係数2のソーベルフィルタを用いてエッジ強調処理を行った(Fig. 3(e)). この処理によってシルビウス裂の下端、すなわち上側頭回の上端の部分が強調される. そこでハフ変換処理を用いてこの部分の近似直線を求めた. ハフ変換処理における直線は次式に示すように定義する [11].

$$\rho = x \cos \theta + y \sin \theta$$

ただし、 ρ は原点からの距離、 θ は垂角 ($0 \leq \theta \leq \pi$) である. この場合、この直線状の点 (x_i, y_i) は次式で示すように、 $\rho-\theta$ 空間で正弦波に写像される.

$$\rho = x_i \cos \theta + y_i \sin \theta$$

本手法では、シルビウス裂の解剖学的構造に基づいて、 $\rho-\theta$ 空間において領域を制限した ($100 < \rho$ [pixel] < 140 , $70 < \theta$ [degree] < 90). すなわちエッジ強

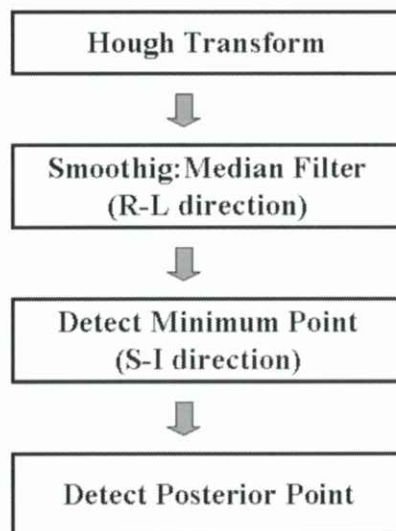


Fig. 4 Flowchart for the correction of the result of the Hough transform

調画像上の横方向に伸びる線分だけを検出した. この制限を加えることによってすべての症例においてシルビウス裂の領域を認識した(Fig. 3(f)).

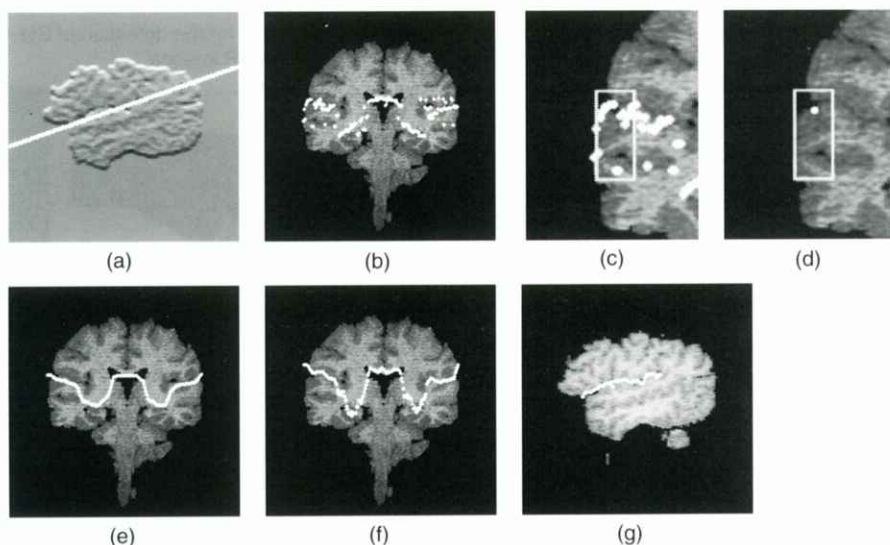


Fig. 5 The steps of the correction. (a) The result of the Hough Transform. (b) The plot of the result of the Hough Transform on the coronal image. (c) The plot of the result of the Hough Transform on the coronal image. Square shows an area of 15 plots. (d) The median of the 15 plots in the area. (e) The result of R-L correction. (f) The result of S-I correction. (g) The identification of the sylvian fissure.

2.3 シルビウス裂の認識

ハフ変換処理によって求めた近似直線をもとにシルビウス裂を認識する方法を Fig. 4 に示す。ハフ変換によって求めた近似直線はシルビウス裂の位置と完全には一致していない (Fig. 5(a))。矢状断像で検出した直線を冠状断像にプロットするとシルビウス裂以外の部分もプロットされた (Fig. 5(b))。これは直線検出時において、シルビウス裂のエッジよりも脳室や他の裂位置を良好に表現している。今回の自動認識の結果は手動でトレースした結果とはほぼ一致した。

また同じ症例の冠状断像における結果を Fig. 7 に示す。Fig. 7(a) は MRI 装置で撮像した原画像である。左から右にかけて、後方から前方にかけての冠

状断像を示す。Fig. 7(b) は今回の検出結果を冠状断像にプロットしたものである。Fig. 7(c) は冠状断像における側頭葉の領域を手動でトレースしたものである。本手法によって、側頭葉外側の上端の境界であるシルビウス裂を良好に認識できた。

またアルツハイマーの疑いで脳萎縮のある症例 1 名の矢状断像における結果を Fig. 8 に示す。脳萎縮のある症例においても正常症例と同様にシルビウス裂を認識できた。同じ症例の冠状断像の結果を Fig. 9 に示す。

矢状断像の結果同様に本手法によって側頭葉の境界部であるシルビウス裂を良好に認識できた。

また、12 症例中 3 例がシルビウス裂以外の部分を検出した。その 1 例を Fig. 10(a) に示す。これは

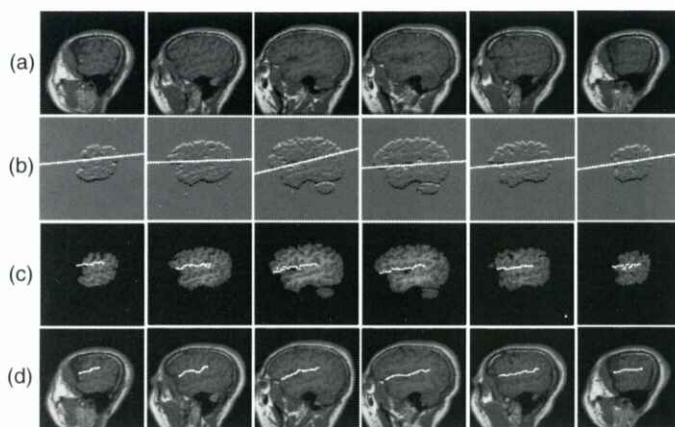


Fig. 6 Results on the sagittal images in a Normal patient. (a) Original sagittal images. (b) Results of the Hough Transform. (c) Results of the identification of the sylvian fissure. (d) Manual tracing of the sylvian fissure on the original images.



Fig. 7 Results on the coronal images in a Normal patient. (a) Original coronal images. (b) Results of the identification of the sylvian fissure. (c) Manual tracing of the temporal lobe on the original coronal images.

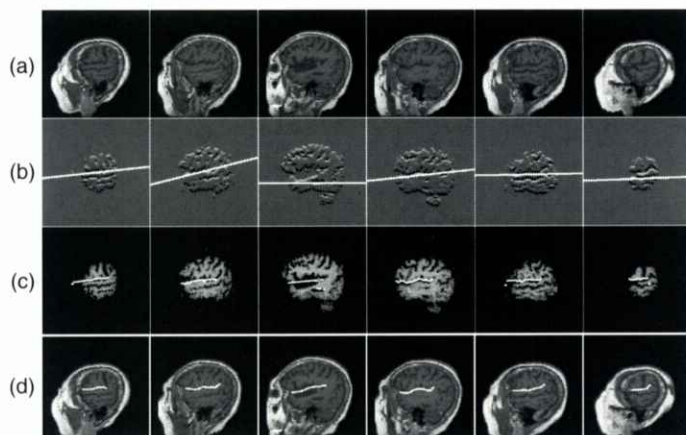


Fig. 8 Results on the sagittal images in a patient with Alzheimer disease. (a) Original sagittal images. (b) Results of the Hough Transform. (c) Results of the identification of the sylvian fissure. (d) Manual tracing of the sylvian fissure on the original images.

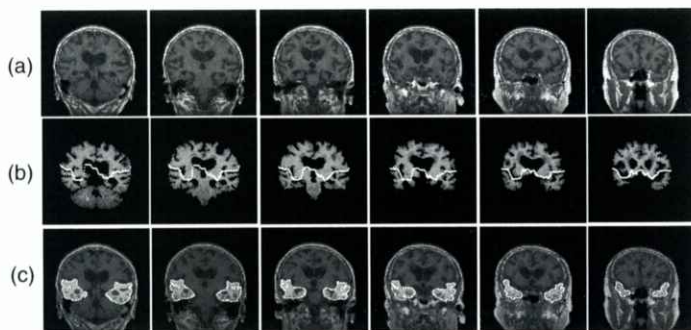


Fig. 9 Results on the coronal images in a patient with Alzheimer disease. (a) Original coronal images. (b) Results of the identification of the sylvian fissure. (c) Manual tracing of the temporal lobe on the original coronal images.

撮像時に頭が傾いているなどの原因から、矢状断像上シルビウス裂が斜め方向に走行していたためである。このようなケースはハフ変換処理のパラメータを調整($120 < \rho < 140$)することで正しく認識することができた(Fig. 10(b))。しかし、すでに正しく検出できているものに対して、このパラメータの変更は

誤検出を招く。このパラメータの自動調整に関しては今後検討する必要がある。他の9症例については、パラメータの調整をすることなく、シルビウス裂を自動で検出することができた。

3. 考 察

今回の手法によって、正常症例および萎縮のある症例のいずれもシルビウス裂を良好に認識できた。この認識されたシルビウス裂は、前頭葉と側頭葉および頭頂葉と側頭葉を自動認識・識別する際に有用な指標となる。

シルビウス裂の認識はハフ変換処理が重要なステップとなる。しかし、ハフ変換だけでシルビウス

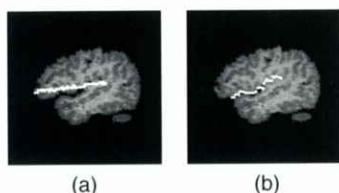


Fig. 10 Results of default parameter and modified parameter. (a) Default parameter ($100 < \rho < 140$). (b) Modified parameter ($120 < \rho < 160$).

裂を完全に認識することはできない。Fig. 10 で示したように体位が悪い症例ではデフォルトのパラメータが有効ではない。また萎縮のある症例ではシルビウス裂のエッジ、すなわち上側頭回の上端のエッジより、萎縮により拡大した他の裂溝のエッジを検出することもある。しかし、今回用いたR-L方向の補正およびS-I方向の補正によって、これらのエラーを除去し、正確なシルビウス裂の認識が正常症例および萎縮のある症例いずれにおいても可能となった。また、外側面の境界であるシルビウス裂だけでなく、側頭葉内側面の境界である脈絡裂の部分も認識できた。内側面の境界についてはまだ完全には認識できないため、今後さらに検討する予定である。

4. まとめ

シルビウス裂は前頭葉、頭頂葉および側頭葉の境界として非常に重要な指標となっている。従来側頭葉の抽出を行う際に、間違って上方を認識するもあったが、この指標を用いることによって側頭葉認識精度がさらに向上することが期待できる。また、側頭葉の抽出だけでなく、前頭葉および頭頂葉など他の脳葉の抽出にも非常に重要な指標となるため、本手法が脳葉の分離・認識において有用なものになると考える。

参考文献

- [1] Morys J, Bobek-Billewicz B, Dziewiatkowski, et al.: Changes in the volume of temporal lobe structures related to Alzheimer's type dementia, *Folia Neuropathol*, 40(2), 47-56, 2002.
- [2] Barber R, Gholkar A, Csheltens P, et al.: Medial temporal lobe atrophy on MRI in dementia with Lewy bodies, *Neurology*, 52, 1153-1158, 1999.
- [3] Erkinjuntti T, Lee DH, Gao F, et al.: Temporal lobe atrophy on magnetic resonance imaging in the diagnosis of early Alzheimer's disease, *Arch Neurol*, 50(3), 305-310, 1993.
- [4] Yasuhiro Kawasaki, Yoshiki Maeda, Katsumi Urata, et al.: A Quantitative Magnetic Resonance Imaging Study of Patients with Schizophrenia, *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 242, 268-272, 1993.
- [5] C J Galton, B Gomez-Anson, N Antoun, et al.: Temporal lobe rating scale: application to Alzheimer's disease and frontotemporal dementia, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 70, 165-173, 2001.
- [6] C. Watson, F. Andermann, P. Gloor, et al.: Anatomic basis of amygdaloid and hippocampal volume measurement by magnetic resonance imaging, 42, 1743-1750, 1992.
- [7] Erin D. Bigler, Carol V. Andersob and Duane D. Blatter: Temporal lobe Morphology in Normal Aging and Trauma Brain Injury, *American Journal of Neuroradiology*, 23, 255-266, 2002
- [8] 林 則夫, 真田 茂, 鈴木 正行: 頭部 MR 画像中央冠状面付近における側頭葉自動認識法の開発, *日本放射線技術学会誌*, submitted
- [9] 高倉公朋: 側頭葉[機能・解剖・手術], 2-7, メジカルビュー社, 東京, 1996
- [10] 川原敏一, 坂本雄児, ガナムシイワ: テクスチャ領域の大きさを可変とした MRI からの臓器自動抽出法, *電子情報通信学会雑誌, J80-D-II(7)*, 1651-1658, 1997
- [11] 画像処理標準テキストブック編集委員会: イメージプロセッシング〈画像処理標準テキストブック〉, 187-190, 財団法人画像情報教育振興会, 東京, 2001

CARS2003 報告記

木戸 尚治

山口大学工学部知能情報システム工学科・〒755-8611 宇部市常盤台2丁目16-1

CARS (Computer Assisted Radiology and Surgery) の2003年学術大会は、6月25日から28日まで、ロンドンのクイーンエリザベス二世カンファレンスセンターで開催された。私は1997年にベルリンで開催された大会以来、久々の出席なので大変楽しみに会場に臨んだ。受付で参加登録を済ませると、非常に分厚くて重い抄録集を渡された。分厚い抄録集は学会の盛況ぶりを反映しているとはいえ、毎日この抄録集を会場まで持参するのはなかなか骨が折れた。

*

本学会では口演は1演題が15分と比較的長めに設定されていたが、この時間をあまり気にしない演者が多く終了時間は遅れがちであり、このあたりは時間に厳格なRSNAとはかなり違っていた。しかし、演者が時間に追われて説明が不十分なまま終了してしまうということは少なかった。パラレルセッションではあったが画像系、手術系、情報系と分かれた構成になったため、ゆったりと聞けたという印象であった。

画像系のセッションとしては、

- ・ Medical Imaging
- ・ Image Processing and 3D visualization
- ・ Atlas-based Processing
- ・ Special Session on Breast CAD
- ・ Special Session on Thoracic CAD
- ・ Special Session on 3D CAD

が設けられていた。医用画像の三次元表示や乳癌・肺癌に関するCADといった発表が行われており、発表時間も十分にあるため演者が丁寧に説明しているので理解しやすかった。個人的には、前回ベルリンに参加したときと比べると米国からの参加者が増えているという印象であった。

セッションにはチュートリアルコースもいくつか



Fig. 1 クイーンエリザベス二世カンファレンスセンター前にて記念撮影。学会は建物の2フロアを使用して開催された。



Fig. 2 講演の様子。パワーポイントを用いたパソコンによるプレゼンテーションであった。

設けられていた。私はシカゴ大学のBick先生によるCADのチュートリアルを受講したが、CADの概観が初心者にもわかりやすく話されていて大変勉強になった。

ポスター展示に関しては、ツアーと称して日本の学会と同じように時間を決めた演者による発表がお

こなわれていた。ここでは、RSNA の infoRAD に相当するようなコンピュータを利用した様々なテーマの展示が目についた。また、ポスターに隣接して企業展示のブースがあり、あまり歩き回ることなく見学することができた。展示会場には軽く食事をできるような売店があり椅子が並べられていた。ここでは休憩したり討論をしたりしている参加者が多くみられた。会場には、インターネットの端末が置かれていたが日本語表示は不可であり、メールを確認するのには利用できなかった。

*

クイーンエリザベスⅡ世センターは、地下鉄のウエストミンスター駅からほど近くの官庁街に位置しており、窓からは、国会議事堂のビッグベンやウエストミンスター寺院を間近に臨むことができた。会場の前には三角形の公園があり、昼ときには大勢の人が腰をおろして昼食を取っていた。われわれも近くの売店でサンドイッチとコーヒーをテイクアウトして昼食を取った。学会期間中は比較的天気にもぐまれていたこともあり、学会の緊張を忘れて和やかな気分になることができた。

ロンドンには、大英博物館やロンドン塔を始め、さまざまな観光名所があり、学会以外でも非常に充実していた。特に大英博物館は、古代エジプトやギリシャからインド・中国までのさまざまな展示物があり飽きることがなかった。しかしながら、ここで付け加えなければならないのはロンドンの物価高である。先ほどのサンドイッチとコーヒーはこれだけで£5をこえてしまう。£1は約200円なので1000円である。少しフォーマルなところで食事をする£40(8000円)という料金を請求されたりするのでびっくりした。

*

学会の最終日には、ケンブリッジ大学で行われたCARS@Cambridgeに参加した。ケンブリッジ大学はキングスクロス駅(ハリー・ポッターの映画撮影にも使われた駅)から電車で45分ほどのところにあり、全体が大学町でいかにも伝統がありそうな建物が並んでいた。午前中はMaxwell Lecture Theatreで医用画像処理と人間の視覚系に関する講演がおこな

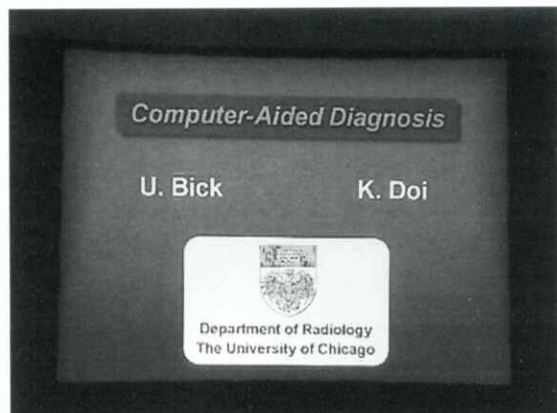


Fig. 3 シカゴ大学 Bick 先生による CAD のチュートリアルセッション。

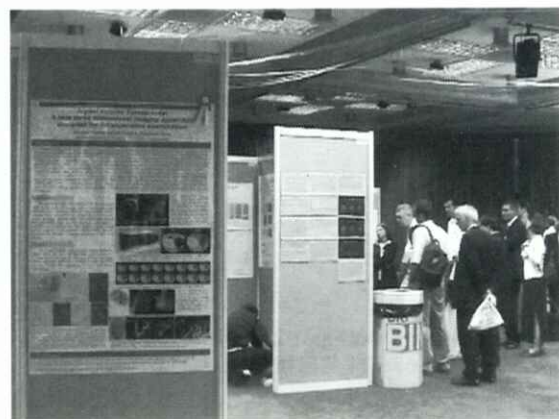


Fig. 4 ポスタープレゼンテーション。形式ばらずフリーディスカッションのように行われた。



Fig. 5 国会議事堂とビッグベン。会場からすぐ近くにあり、観光客があふれていた。

われ、午後からは Computer Laboratory の見学がおこなわれた。印象深かったのは、昼食を Queens College Cambridge の歴史的雰囲気の中かでとることができたことと、夕方の Kings College Chapel の礼拝で聖歌隊の合唱を聴くことができたことである。また、この時期はロンドンでは日没が遅く、参加者たちでケンブリッジの町中を散策する時間をとることもできて、学会の締めくくりにあふさわしい充実した一日を過ごすことができた。

*



Fig. 6 Queens College Cambridge における昼食の様子。歴史的な建造物での食事はすばらしかった。

CARS は 2004 年はシカゴ、2005 年はベルリン、2006 年は大阪で開催されることがアナウンスされている。

日本からも大勢の研究者が参加されることを期待する。CARS は比較的時間に余裕がある学会で、他の研究者と交流したりするのに適当であると思われる。また、和やかな雰囲気の学会であり、特に若手の研究者には発表の絶好の機会ではないかと考える。



Fig. 7 Cambridge University Computer Laboratory. 建物には木材が多用され、周囲には牧場の緑が広がっており、研究にはすばらしい環境と思われた。

平成 15(2003)年度秋季大会
第 137 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 10 月 4 日(土)
【場 所】 東京都立保健科学大学・情報処理教室 2(284-1:校舎棟 2 階)
東京都荒川区東尾久 7-2-10
Web : <http://www.metro-hs.ac.jp/>
メール : yagi@post.metro-hs.ac.jp
電話 : 代表 03-3819-1211, 03-3819-7341 (八木先生直通)
FAX : 03-3819-1406 (大学共通)

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

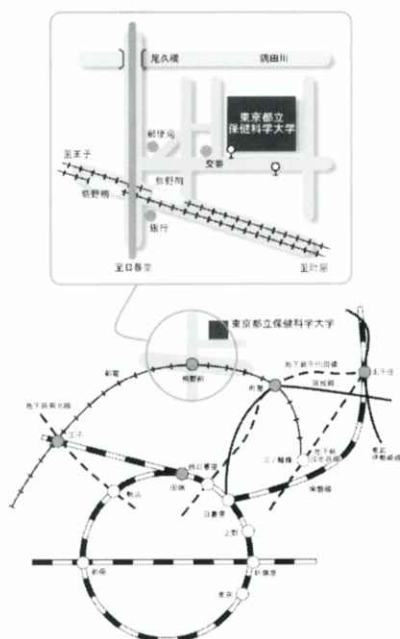
【特別講演】 1. 10 : 30 ~ 11 : 20
「左心室心筋の動的バイオメカニクス研究」
東京都立保健科学大学大学院 八木一夫 先生
2. 11 : 20 ~ 12 : 10
「計算機支援診断技術の現状と動向」
東京農工大学大学院 小畑秀文 先生

【研究発表】 13 : 20 ~ 17 : 00 (予定)

会場までの交通案内

【交通】：都電荒川線熊野前下車 10 分、

または JR 山手線：田端駅乗り換え、都バス北千住行き
都立保健科学大学前下車 2 分



〈 研究会場案内図 〉



平成 15 年度秋季(第 137 回)大会プログラム

10 月 4 日(土)

【特別講演 1】 10:30～11:20

「左心室心筋の動的バイオメカニクス研究」

東京都立保健科学大学大学院 八木一夫 先生

【特別講演 2】 11:20～12:10

「計算機支援診断技術の現状と動向」

東京農工大学大学院 小畑秀文 先生

[12:10～13:20 昼食]

【研究発表】 13:20～17:00

1. 高分解能 CdTe 検出器で測定した 90 度散乱 X 線スペクトルから逆算した一次 X 線スペクトルの定量的評価
松本政雄*, 前田浩志*, **, 金森仁志***
*阪大院・医学系, **広島国際大・保健医療, ***京都工繊大・名誉教授
2. MTF の測定法であるスリット法とエッジ法の比較
—フラットパネルディテクタ(FPD)の場合について—
松本政雄*, 一丸恭伸*, 小縣裕二*, 東田善治**, 大喜雅文**, 氷室和彦***, 井手口忠光****, 吉田 彰*****, 山崎達也*****, 野北 真*****, 林田真昌*****
*阪大院・医学系, **九大医・保健, ***九大医附病・放射, ****国立九州医療センタ・放射, *****広島県立保健福祉大・放射線技術, *****キヤノン(株)DR システム開発部
3. 線形フィルタと心影像形状知識の組み合わせによる肺野領域抽出
岡宗一郎*, 浜辺隆二**, 宮本正喜***
*福岡工業大学工学研究科, **福岡工業大学情報工学部情報工学科, ***兵庫医科大学医療情報部
4. Fiber tractography を用いた脳白質神経繊維網の三次元的可視化研究
小玉卓史, 八木一夫
東京都立保健科学大学大学院保健科学研究科
5. ウェーブレット解析を用いた CT 画像のノイズ除去と被曝線量の低減
—実験データの解析—
中森伸行, 楊 義強
京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科
6. MRI から発生する騒音特性の解析と反射音響の変化
江口健太郎*, 八木一夫*, 伊藤晴香**, 武藤憲司***
*東京都立保健科学大学保健科学部放射線学科, **東京都立保健科学大学大学院放射線学専攻
***東京都立航空高専電子工学科
7. 動的エンコード Flip-Flop 可変型 T1W 撮像法の検討
山口弘次郎*, 七海順子**, 中村憲造*, 武藤晃一*, 梅沢栄三*, 片田和廣***

*藤田保健衛生大学衛生学部, **宝美会総合青山病院, ***藤田保健衛生大学医学部放射線医学講座

8. sinc 型 RF パルス形状と最適傾斜磁場強度に関する基礎的検討

中村憲造*, 山口弘次郎*, 梅沢栄三*, 武藤晃一*, 片田和廣**

*藤田保健衛生大学衛生学部保健衛生大学衛生学部, **藤田保健衛生大学医学部放射線医学講座

9. fMRI による歌唱と語りの脳内ネットワークの探索

齊藤陽子*, 八木一夫*, 小玉卓史*, 石井賢二**

*東京都立保健科学大学大学院放射線学専攻, **東京都老人総合研究所, ポジトロン医学研究施設

10. 50 音と Alphabet の脳内メカニズムの違い

田島敬子*, 齊藤陽子*, 八木一夫*, 小玉卓史*, 石井賢二**

*東京都立保健科学大学保健科学部放射線学科, **ポジトロン医学研究所, 東京都老人総合研施設

11. 高粘度食材の T1/T2 計測と NMR 評価

江口由里子*, 八木一夫**

*東京都立保健科学大学大学院放射線学専攻, **東京都立保健科学大学

第 137 回研究会研究発表抄録

3) 線形フィルタと心影像形状知識の組み合わせによる肺野領域抽出

岡宗一郎*, 浜辺隆二**, 宮本正喜***(*福岡工業大学工学研究科, **福岡工業大学情報工学部情報工学科, ***兵庫医科大学医療情報部)

【目的】我々は胸部 X 線画像の圧縮手法として、部位ごとに可逆符号化と可逆符号化を適応的に用いる手法を検討している。ここで前処理として重要として重要となる肺野領域の抽出法として、肺の特徴に合わせた線形フィルタと Sobel フィルタを用いたエッジ強調によって領域を抽出し、コントラストが低く抽出の困難な心影像と重なる部分は形状知識を用いて補正を行う肺野領域抽出法を提案する。

【方法】①肺の特徴に合わせて重み係数を配置した 5 種類の線形フィルタを部位ごとに適用することにより、肺尖部、肺郭部のエッジ強調を行う。

②Sobel フィルタを用いて①の処理では強調の困難な縦郭部、横隔膜部のエッジ強調を行う。

③①、②の結果の論理和を取り、暫定的な肺野領域を抽出する。

④ここまでの処理では抽出の困難な心影像と重なる部分を形状知識を用いて補正し、最終的な肺野領域を抽出する。

【結果】60 枚の画像に対して実験を行った結果、理想肺野領域との一致率は平均約 87%、見落とし率は平均約 4% と良好な結果が得られ、本手法の有効性が確認された。

4) Fiber tractography を用いた脳白質神経繊維網の三次元的可視化研究

小玉卓史, 八木一夫(東京都立保健科学大学大学院保健科学研究科)

【目的】MRI 拡散強調画像を用いた脳白質神経繊維網の三次元的可視化法の検討。

【方法】GE 社製 1.5T MRI 装置使用した。健常ボランティアに対して拡散強調画像(DWI)及び T1 強調画像(3DT1FSPGR)の撮像を施行した。MPG の印可軸数は 42~120 である。spm を用いて DWI 及び 3DT

1FSPGR を標準脳化した。標準脳化した画像に対して独自開発ソフトによりテンソル解析及び fiber tracking を行った。

閾値及びベクトル重み係数等の各パラメータを変化させ、神経繊維束の描出能を検討した。各神経機能系について上記のことは行い、最適化を図った。

【結果・考察】複数の 3DROI を設定することで、目的とする神経繊維束のみを描出することが可能であった。閾値及びベクトル重み係数を変化させることで、皮質部から神経繊維束を描出することが可能であった。

5) ウェーブレット解析を用いた CT 画像のノイズ除去と被曝線量の低減 —実験データの解析— 中森伸行, 楊 義強((京都工芸繊維大学工学芸学部電子情報工学科)

【はじめに】我々は、CT 投影データをウェーブレット分解し、そのレベル間の係数の変化を調べ、信号からノイズ成分を除去する方法を報告した。今回、本手法を実験で得た CT 投影データに適用し、ノイズ除去の効果および被曝線量低減の可能性を検討したので報告する。

【方法】管電圧 120kV の X 線発生装置に対し、管電流を 400mA, 200mA, 100mA, 50mA および 30mA と変えて、コーンビーム型 CT の投影データを採取した。検出器の素子数は 896×256 で、投影枚数は 1 秒 1 回転あたり 900 枚である。再構成法は、Feldkamp の方法を用いた。また、使用した計算機の計算時間の都合で、投影枚数は 300 枚のみを用いた。

【結果と考察】管電流 400mA で作成した CT 画像に対し、100mA 以下の管電流で作成した CT 画像では、ノイズが目立つようになり、30mA ではノイズ成分が顕著であった。これらの各管電流で採取した投影データに対しウェーブレット分解を用いたノイズ除去を行い、処理後の投影データを用いて CT 再構成増を作成した。結果から、本手法のノイズの除去の有用性が確かめられた。30mA の CT 画像でもノイズ成分が大幅に減少した。また、最小自乗フィ

ルタでのノイズ除去と比較したとき、最小自乗フィルタでのノイズ除去に見られるようなエッジ成分のボケなどは抑えられていることが確認できた。ただ、管電流 400mA の CT 画像と比較すると画質は劣っている。シミュレーションでは、被曝量が 1/10 程度になることが期待できたが、今回結果の視覚的な評価では、1/4 程度であった。現在解析中であり、詳細については発表時に報告する。

6) MRI から発生する騒音特性の解析と反射音響の変化

江口健太郎*, 八木一夫*, 伊藤晴香**, 武藤憲司***
(*東京都立保健科学大学保健科学部放射線学科, **東京都立保健科学大学大学院放射線学専攻, ***東京都立航空高専電子工学科)

【目的】MRI 検査は今日の医療において必要不可欠の検査になっている。しかしその検査中は非常に大きな機会音が発生し、会話での意思疎通の阻害や聴覚器官への刺激が被検者にたいし負荷を与えている。そこで検査室内での音圧を低減させる試みとして壁面の材質と音圧の反射による増減について騒音計を用いて計測した。また、音を吸音させる壁材を考案・作成し、MRI 室の壁材に見立てて壁面に設置し同様に計測した。自作壁に様々な素材を被せることで反射音の音圧の変化を調査した。

【方法】MRI 室において、壁面の素材が同じである面の反射音の音圧レベルを精密騒音計で測定した。壁からの反射音の音圧レベルは壁面から離れるにつれて減少するが、減少から上昇に転じた距離 23cm を測定点とした。機械音の測定周波数帯域は 16, 31.5, 63, 125, 250, 500, 1k, 2k, 4k, 8k, 16kHz と全体の積算値とした。MR 撮像法は一般的な頭部検査に使用される T1 強調画像, T2 強調画像, FLAIR, MR Angiography, 拡散強調画像の 5 種類とした。自作壁材は有孔ボード 2 枚の間にグラスウールを挟んで作成したもので 91cm 四方。自作壁材にかぶせた素材は布状のもので絹, 塩化ビニルなど約 10 種類とした。

【結果及び考察】自作壁材を壁面に設置した測定値は自作壁面がない場合よりもおよそ 3dB(1%)の減

弱が認められた。また自作壁面に各種の素材を被せたものは、ほとんどの素材に 5dB から 1dB 前後の減弱が認められた。今回測定に使用したのは 91cm 四方の自作壁材であり、壁面の一部に過ぎない。そのため他の壁面、天井や床からの反射音は減少していない。故に吸音材を MRI 室の壁面すべてに設置できれば更なる音圧の減少効果が期待できるだろう。

7) 動的エンコード Flip-Flop 可変型 T1W 撮像法の検討

山口弘次郎*, 七海順子**, 中村憲造*, 武藤晃一*, 梅沢栄三*, 片田和廣***(*藤田保健衛生大学衛生学部, **宝美会総合青山病院, ***藤田保健衛生大学医学部放射線医学講座)

SE 法 T1W 撮像法は 90° - 180° 条件の制約から SAR (specific absorption rate) を低減する事が出来ない撮像法である。近年、傾斜磁場強度の向上により短い TE で薄いスライス厚で広範囲を撮像することができるようになった。しかし、これにより MTC 効果で T1 コントラストの低下とがスライス枚数の増加による SAR 上昇が問題になっている。今回我々は、T1 コントラストを維持しながら SAR 低減ができる撮像法の検討を行った。同手法の特徴はエンコード毎に 90° - 180° 条件を変化させる手法である。同手法を用いることで T1 コントラストを維持しながら SAR を低減することができた。

8) sinc 型 RF パルス形状と最適傾斜磁場強度に関する基礎的検討

中村憲造*, 山口弘次郎*, 梅沢栄三*, 武藤晃一*, 片田和廣**

*藤田保健衛生大学衛生学部保健衛生大学衛生学部, **藤田保健衛生大学医学部放射線医学講座

sinc 型 RF パルスを用いた SE 法で RF パルスに印加する傾斜磁場強度の最適化について検討した。RF パルスの周波数特性は RF パルスに印加する傾斜磁場強度によってスライスプロファイルの変化がスライスクロストークに影響を与えることはよく知られている。しかし、傾斜磁場強度の最適化をどのような基準で設定しどのような評価をする必要があるか

の詳細は不明な点が多い。今回、sinc 型 RF パルスと SE 法での 180° RF パルスに印加する傾斜磁場強度の最適化方法を面内信号、面内分散、スライスプロフィール、スライス厚から検討を行った。以上より傾斜磁場強度の最適化は検討項目の全ての条件の組み合わせが満たされたときに成立し、sinc 型の pi 数に依存する事が判明した。

9) fMRI による歌唱と語りの脳内ネットワークの探索

齊藤陽子*, 八木一夫*, 小玉卓史*, 石井賢二**(* 東京都立保健科学大学大学院放射線学専攻, ** 東京都老人総合研究所, ポジトロン医学研究施設)

【目的】歌唱は言語要素だけではなく、声の大きさ、メロディー、リズム、テンポ、強弱、さらに歌う人の感情など多くの要素を含んだ複雑な行為である。本研究は語りと比較して歌唱における脳機能ネットワークについて fMRI(functional MRI)を用いて検討した。

【方法】対象者は右利き健常正常人 20 名。1.5T SIGNA にて gradient EPI sequence (TR 5000ms / TE 35.1ms / FA 60° / Matrix 128×128 / FOV24cm / slice thickness 5mm)を用いて撮像した。課題は小学校 1 年文部唱歌“うみ”の歌を用いて、3つの異なる要素(聴覚認知, 自発性, 発声)を反映したものとし、6つの種類とした。1)歌声に合わせて歌う、2)自発的に歌う、3)歌声を聞く、4)語り声に合わせて語る、5)自発的に語る 6)語り声を聞く。60秒ごとに安静と課題が交互繰り返す 6 分間のブロックデザインとした。解析は SPM99 を用いた。

【結果】全ての課題において上側頭回、下頭頂小葉、小脳虫部、いずれにおいても両側性の賦活を認めた。聞く課題と比べて発声を伴う課題では中心前回、下前頭回の賦活を認めた。聴覚刺激を伴う課題は無し課題に比べ一次聴覚野、上側頭回に、自発性課題では島前方に賦活を認めた。語りに対して歌唱課題では前帯状溝、下頭頂小葉、小脳虫部の賦活を認めた。

【結語】歌唱と語りは共通した脳内ネットワークを有している。特に歌唱ではメロディー、リズム等のコントロールのためより広範囲の領域が関与してい

ると考えられる。

10) 50 音と Alphabet の脳内メカニズムの違い

田島敬子*, 齊藤陽子*, 八木一夫*, 小玉卓史*, 石井賢二**

* 東京都立保健科学大学保健科学部放射線学科,

** ポジトロン医学研究所, 東京都老人総合研施設

【目的】語の基本単位である日本語の 50 音と英語の Alphabet のにおける文字を想起発声する際の両方における脳内機能メカニズムの違いを調べるため、fMRI(functional MRI)を用いて脳賦活領域を比較検討した。

【方法】対象者は右利き日本人健常者 10 名。1.5T SIGNA にて gradient EPI sequence (TR 3000ms / TE 20ms / FA 60° / Matrix 128×128 / FOV24cm / slice thickness 5mm)を用いて Axial plane は AC-PC line に平行な断面とし 21slices 撮影した。課題は次の 5 種類とした。1)聴覚提示された 50 音の一字に対し次の一字を発声する、2)1)と同様に Alphabet の一字を発声する、3)“ら”の一字の反復発声、4)聴覚提示された 50 音の一字に対し次の一字を発声せず想起する、5)4)と同様に Alphabet の一字を想起する。それぞれの課題は被験者によりランダムに撮影を行った。安静と課題が 30 秒ごとに交互に繰り返す 2 分半のブロックデザインを用いた。解析は SPM99 を用いた。

【結果】50 音と alphabet の発声課題は両側の補足運動野、中心前回、前頭弁蓋の運動野と側頭葉の聴覚野に賦活が認められたが、想起課題では側頭葉のみに賦活が認められた。“ら”の一字発声では中心前回下部の運動野のみで賦活が認められた。50 音課題では側頭葉において左半球優位の賦活を認めたが、Alphabet 課題では両側の側頭葉で同程度の活動を認めた。想起課題では、発声課題に比べ特に上側頭回後方部のより広汎に賦活された。

【結語】一字の言語聴覚刺激に対する発声課題と想起課題では、50 音と Alphabet の明らかな違いは認められなかったが、日本人により言語として親しみのある 50 音課題の方が言語優位半球である左半球の賦活がより強く認められた。

11) 高粘度食材の T1/T2 計測と NMR 評価

江口由里子*, 八木一夫**

*東京都立保健科学大学大学院放射線学専攻,

**東京都立保健科学大学

【背景及び目的】食材のなかで乳製品や糖脂質としてゾルまたはゲル状で存在する製品が多く存在する。この典型的な例がヨーグルトなどのゾル状のものや、ゼリーのようなゲル状のものである。それらの高分子を含んだ食材の構造を推定するには NMR 計測技術が有用であると考え、なぜなら、磁場中での分子の挙動を追いかけることで原子・分子レベルでの食材自身のランダムな動きを定量化でき、緩和速度などを求めることができるからである。

NMR の簡易測定法を用いて食品分野への応用の可能性を検討するとともに、製品が劣化することで内部構造の変化、つまり分子間の結合が弱くなり、緩和時間が延長することが考えられる。本研究では乳・糖含有高粘度食材の NMR 緩和について f_2 , T1, T2, SFC の 4 つのパラメータで測定し緩和との相関を調べた。

【方法】1. NMR 装置 (Minispec NMS120, 0.47 T, Bruker co.) を用いて身近にあるゾル状、ゲル状食品を中心に、T1 値、T2 値、FID (自由誘導減衰)、sfc (固液相比: solid fat content) を計測し、評価した。

2. 回転振動式粘度計 (VM-100A Yamaichi electronics co.) を用いて T1 値、T2 値との相関を求めた。

【結果】長期間保存が可能である蜂蜜は、T1 値、T2 値などの経時変化が少ない。糖度が高く、粘性が高い食材は安定した測定値を示した。反対に低濃度の牛乳などは経時変化が激しく、腐敗の度合いが大きいことを反映しているといえる。

【考察】我々は日常、微生物や昆虫がつくり出す酸、酒、味噌、糖類などを利用しているが、その中でも長期的に安定した蜂蜜や高純度のチーズ、また人工的に生成したゼラチンは食材のなかでも腐敗しない分類に入る。本研究の結果ではこのような安定食材は NMR 測定においても数年レベルにおいて測定値の変化が小さいことが判明した。よって長期安定食材に注目すると、新しい安定食材を産出する指標となるであろう。

I 平成 15 年度年次(第 136 回)大会記事

平成 15 年度年次(第 136 回)大会・総会を下記のように開催しました。

【日 時】：平成 15 年 5 月 31 日(土曜日)，午前 10 時 25 分～

【会 場】：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

岐阜市橋本町 1-10-23(JR 岐阜駅隣 高架下)

電話：058-268-1050

【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

【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

【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】 14:10～17:38

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

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

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

4. 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

5. 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

6. 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

7. 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

8. 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

9. 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

10. 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

11. 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

Ⅱ 第136回理事会議事録

日 時：2003年5月31日(土) 11:50～13:10

場 所：ばるるプラザ岐阜・会議室(長良)

(〒500-8856 岐阜市橋本町 電話：058-269-4340)

出席者：小寺，長谷川，藤田，中森，真田(茂)，本田，松本，原，松原，飯山，小倉，木戸，小島，佐井，
真田(泰)，滝川，細羽，樋口

議 題

(1) 大会関連

1. 平成14年度事業報告を承認した。
2. 平成15年度事業計画を承認した。
3. 次回秋季(137回)大会について，東京都立保健科学大学・八木教授のお世話で10月4日に行うことを確認した。特別講演については，1件は八木先生，もう1件は事務局においてCAD特集号に関連させて決定することとした。
4. 春季(138回)大会は，大阪市立大学・畑川監事および木村先生のお世話で，大阪市立大学にて2004年2月7日に行うこととした。
5. 年次大会，および，その後の大会については，明海大学，岐阜もしくは名古屋，京都・大阪近辺で，滋賀医科大学も含めて検討することとした。

(2) 予算関連

1. 平成14年度決算報告を承認した。
2. 平成15年度予算案を承認した。
3. 次年度繰越金が減少傾向にあり，平成16年の途中で赤字に転落することが予想されると報告があった。
4. 総会において，最高6000円までの平成16年度年会費からの値上げについての了承を得ることとした。具体案は今後検討することとした。

(3) 編集関連

1. 21巻1号においてCAD特集号を企画することとした。
2. CAD特集号では，企業の方に解説記事を依頼して，特別投稿料をお願いすることとした。金額は編集担当と総務理事で打ち合わせることにした。

(4) 会則および表彰規定の改正について

別ページ参照。

(5) その他

- ・小島表彰選考委員長より，表彰選考結果(内田論文賞，医用画像情報学会賞，功績賞)について報告があった。
- ・名誉会員の新たな推薦 [長谷川伸氏(名誉顧問に)，津田元久氏] があり，承認した。
- ・日立メディコの小池功一理事に代わり，新理事として，鳥津製作所・河野和宏氏に参画頂くことを承認した。
- ・学会のドメイン名として「mii-sci.jp」を取得した。

Ⅲ 平成 15 年度総会議事録

日 時：2003 年 5 月 31 日(土) 13:30～14:00

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

出席者：141 名(うち委任状 109 名)

議 題

1. 平成 14 年度事業報告
2. 平成 14 年度決算報告
3. 監査報告
4. 平成 15 年度事業計画
5. 平成 15 年度予算案
6. 年会費値上げ案
7. 会則および表彰規定の改正
8. 理事の交代
9. 名誉会員の推挙

報告事項

- ・議題 1, 2, 3, 4, 5 を承認した。
- ・議題 6 について、最高 6000 円までの平成 16 年度年会費からの値上げについて承認した。
- ・議題 7 と 8 を承認した(資料参照)。
- ・学会賞および功績賞の表彰を行なった。
- ・議題 9 について承認した(会報Ⅶ参照)

(会則および表彰規定の改定の資料)

議題 7 関連：医用画像情報学会会則および表彰規程の改正

標記の件につき第 136 回理事会で審議し、第 136 回総会(共に 2003 年 5 月 31 日(土)開催)で承認されました。

会則

旧：第 14 条 本会に入会しようとする者は、本会の会員の推薦を必要とする。

新：第 14 条 本会に入会しようとする者は、理事会の承認を必要とする。

旧：第 17 条 名誉会員は、(略)。

2. 会長、常務理事又は顧問を長年務めた者が名誉会員となるときは、それぞれ名誉会長、名誉理事、名誉顧問と称する。

新：第 17 条 名誉会員は、(略)。

2. 会長、常務理事又は顧問を長年務めた者が名誉会員となるときは、理事会の承認を得て、それぞれ名誉会長、名誉理事又は名誉顧問と称することができる。

旧：第 19 条 会員でなければ、本会の研究発表会に参加することはできない。

新：第 19 条 会員でない者が、本会の研究発表会に参加するときは、別に所定の参加費を徴収する。

旧：第 25 条 常務理事会および理事会は、(略)。

2. 名誉会長及び名誉理事は理事会に出席し意見を述べることができる。

新：第 25 条 常務理事会及び理事会は、(略)。

2. 名誉会長、名誉理事及び名誉顧問は理事会に出席し意見を述べることができる。

表彰規程

旧：第 4 条 金森奨励賞(以下「奨励賞」という)は、(略)。

2. (略)。

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

4. (略)。

新：第 4 条 金森奨励賞(以下「奨励賞」という)は、(略)。

2. (略)。

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

4. (略)。

別表第 1 受賞候補者選定手続き(第 11 条第 1 項関係)



Ⅳ 平成 14 年度 事業報告

1. 研究会について

1-1 平成 14 年度年次(第 133 回)大会(第 4 回医用画像認知研究会と合同)

日時 2002 年 6 月 8 日(土), 9 日(日)

場所 岩手県立中央病院 4 階大ホール 〒020-0066 岩手県盛岡市上田 1-4-1

研究発表演題数: 8 演題

特別講演(合同)

「医用画像認知とコンピュータ支援診断: 現状と将来」

シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所教授 土井邦雄 先生

「モニタ劣化の視覚的評価 ―臨床的立場から―」

名古屋大学放射線医学講座 教授 石垣武男 先生

「CAD 研究者のために胸部画像診断」

岩手県立中央病院放射線科 佐々木康夫 先生

1-2 平成 14 年度秋季(第 134 回)大会

日時 2002 年 10 月 5 日(土)

場所 金沢大学医学部保健学科 〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

研究発表演題数: 16 演題

特別講演

「複合型手術ナビゲーションシステム(再構成画像と実手術野の重畳)」

オリンパス光学工業(株) 平井信行 先生

1-3 平成 14 年度春季(第 135 回)大会

日時 2003 年 2 月 1 日(土)

場所 新阪急ビルスカイルーム 〒530-0001 大阪市梅田 1-12-3

新阪急ビル 12 階 新阪急ビルスカイルーム 会議室 10 号

研究発表演題数: 9 演題(時間の都合で変更)

特別講演

「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

「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

2. 雑誌の発行について

第 19 巻 3 号, 第 20 巻 1 号, 第 20 巻 2 号の発行を行った。

3. 平成 14 年度受賞者の表彰について

3-1 功績賞: 1 件 山田正良氏

3-2 内田論文賞: 2 件

犬井正男氏

「X 線スクリーン・フィルム系の単一照射センシトメトリ」

18 巻 2 号 70-74 頁

片渕哲朗氏, 浅居喜代治氏, 藤田広志氏

「1：ファジィ推論における非ファジィ化の検討－新しい非ファジィ化法の提案－」

および

「2：ファジィ推論における非ファジィ化の検討－密度モーメント法を用いた医療支援診断への応用－」

18 巻 1 号 19-30 頁, 31-38 頁

3-3 金森奨励賞：1 件

李 鎔範氏, 中川俊明氏, 原 武史氏

「高次局所自己相関特徴を用いた胸部 X 線 CT 画像上の腫瘍陰影の自動検出」

18 巻 3 号 135-143 頁

4. ウェブページの充実について

ウェブ上から入会手続き, 住所変更の手続きが可能になった.

平成 14 年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥1,150,933	印刷製本費	¥1,438,108
一般会費	¥1,120,000	通信費	¥173,400
賛助会費	¥568,530	研究会費	¥149,993
研究会参加費	¥78,000	旅費交通費	¥441,000
雑収入	¥97,078	会議費	¥57,580
利息	¥43,271	人件費	¥120,000
論文投稿料	¥273,940	金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥40,000
		会長事務費	¥26,000
		雑費	¥150,786
		支出合計	¥2,606,867
		次年度繰越金	¥724,885
収入合計	¥3,331,752	支出繰越金合計	¥3,331,752

平成 14 年度内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
内 田 基 金 元 金	¥1,030,000	郵 便 局 定 額 貯 金	¥1,030,000
		支 出 合 計	¥1,030,000
		次 年 度 繰 越 金	¥0
収 入 合 計	¥1,030,000	支 出 繰 越 金 合 計	¥1,030,000

1996 年 6 月 17 日付で定額貯金(利率 1.2%)

平成 14 年度金森基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
金 森 基 金 元 金	¥500,000	郵 便 局 定 額 貯 金	¥500,000
		支 出 合 計	¥500,000
		次 年 度 繰 越 金	¥0
収 入 合 計	¥500,000	支 出 繰 越 金 合 計	¥500,000

1996 年 9 月 6 日付で定額貯金(利率 1.2%)

監 査 報 告 書

医用画像情報学会

会長 小 寺 吉 衛 殿

監事 畑 川 政 勝



監事 樋 口 清 伯



平成 14 年度の収支について、平成 15 年 4 月 25 日に監査を実施しました。

ここに、その結果を報告します。会計収支については、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認めます。

V 平成 15 年度事業計画

1. 研究会について.

1-1 平成 15 年度年次(第 136 回)大会・総会

日時 2003 年 5 月 31 日(土)

場所 ハートフルスクエア-G・岐阜市生涯学習センター(JR 岐阜駅内)

特別講演

「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

「直接変換型 FPD のマンモグラフィへの応用ー現状と将来ー」

日立メディコ 落合是紀 先生

1-2 平成 15 年度秋季(第 137 回)大会

日時 2002 年 10 月 4 日(土)

場所 東京都立保健科学大学

1-3 平成 15 年度春季(第 138 回)大会

日時 未定

場所 大阪市内(予定)

2. 雑誌の発行について

医用画像情報学会雑誌第 20 巻 2 号を発行, 3 号, 第 21 巻 1 号の発行を予定.

3. ドメイン取得について

医用画像情報学会として, mii-sci.jp ドメインを取得する予定.

平成 15 年度予算案

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥724,885	印刷製本費	¥1,400,000
一般会費	¥1,150,000	通信費	¥170,000
賛助会費	¥508,530	研究会費	¥150,000
研究会参加費	¥120,000	旅費交通費	¥350,000
雑収入	¥100,000	会議費	¥65,000
利息	¥200	人件費	¥60,000
論文投稿料	¥300,300	金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥26,000
		雑費	¥200,000
		支出合計	¥2,451,000
		次年度繰越金	¥452,615
収入合計	¥2,903,615	支出繰越金合計	¥2,903,615

Ⅵ 平成 14 年度受賞者

医用画像情報学会賞

金森 仁志 氏

金森仁志氏は、1957(昭和 32)年以来、島津製作所において X 線装置の研究に従事され、1965(昭和 40)年からは京都工芸繊維大学において放射線応用の研究、教育を開始されました。そして、1996(平成 8)年に退官され、同年京都工芸繊維大学名誉教授とされました。その後、福井工業大学において、同様の研究、教育をされていましたが、2001(平成 13)年に退官され、今日に至っております。

本会におかれましても、本会の前身である放射線イメージインフォメーション(RII)研究会時代から、研究会の運営、研究等に多大に貢献され、1984(昭和 59)年の学会設立時から総務理事として就任され、会の発足に尽力されるとともに、初代会長である内田勝会長(当時)のもと、事務局運営を行ってこられました。また、1996(平成 8)年からは会長に就任され、2002(平成 14)年 6 月まで、本会の発展に多大の貢献をされました。この間、1986(昭和 61)年、1995(平成 7)年の二度にわたって内田論文賞を受賞されています。さらに、1998(平成 10)年には金森奨励賞を設立し、若手研究者の育成に力を注がれました。

これらの御功績に対し、ここに医用画像情報学会賞を贈呈いたします。

功 績 賞

稲本 一夫 氏

稲本氏は MII 学会理事として、数回にわたり、短大保健学科および医学部保健学科で会場を提供され、特別講演を企画されました。この他に、研究会で特別講演をされました。また、理事会では積極的に発言されて、我々が気付かなかったことを指摘されて、大いに奮起させられました。このように、稲本氏は、MII 学会に、長年にわたって多大な貢献をされました。よって功績賞を贈呈し、感謝の意を表します。

功 績 賞

滝沢 正臣 氏

滝沢氏は、RII 研究会から MII 学会において、数回にわたり、松本市信州大学病院で、研究会の会場を提供され、御自身で特別講演をされたり、他の先生方の特別講演を企画されました。また、理事会では積極的に発言され、それによって我々が気が付かなかったことを指摘され、大いに奮起させられました。このように滝沢氏は RII 研究会と MII 学会に、長年にわたって多大な貢献をされました。よって功績賞を贈呈し、感謝の意を表します。

功 績 賞

松井 美楯 氏

松井美楯氏は、永年、コニカにおいて医用画像機器の開発や、医用画像処理の研究を担務され、平成 14 年からはコニカメディカルにおいて、機器の販売等に従事され、今日に至っておられます。本会におかれましても、1987(昭和 62)年、入会と同時に理事に就任され、2002(平成 14 年)年 6 月の退任まで 15 年間、医用画像工学の分野において、常に貴重なご意見を賜り、また、本会の発展に尽力されました。このように、氏は本会の運営、活動の両面にわたり多大の貢献をされました。よって功績賞を贈呈し、感謝の意を表します。

内田論文賞

著 者 妹尾 淳史・伊藤 彰義

論文名：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、頁：19 巻、1 号、p.p.10-17

受賞理由

本論文は、心臓の SPECT 画像から心筋梗塞の診断を行うため、心筋壁の三次元解析と表示に関する研究を扱ったものである。今までの心臓の動きの解析は、心臓壁の回転方向の算出が出来ないこと、三次元的な動きが二次元的な動きとしてしか算出できないなどの不備があった。著者たちは、心臓の三次元の動きに着目し、三次元的心臓の動きを解析するアルゴリズムを開発・提案した。また、その解析結果を臨床で広く用いられている Bull's Eye 表示を行うことで、心筋壁運動の解析を容易に検証できるようにした。

このように、本研究は三大疾患の一つである心臓の病理診断を容易に解析することで、臨床現場での診断を向上する可能性を示した有用な研究であり、内田論文賞に相応しい論文である。

Ⅶ 平成14年度名誉会員について

以下の方々から学会へ賜りました長年の貢献に感謝し、名誉会員に推挙いたしました。

稲本一夫氏、金森仁志氏(名誉理事)、滝沢正臣氏、津田元久氏、丹羽克味氏、長谷川 伸氏(名誉顧問)

(五十音順)

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
593	長島 宏幸	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 027-235-1211 FAX 027-235-2501
594	上野登喜生	福岡大学病院放射線部 〒814-0180 福岡市城南区七隈 7-45-1	TEL 092-894-8060
595	原 秀剛	川崎市健康福祉局井田病院放射線科 〒211-0035 川崎市中原区井田 2-27-1	TEL 044-766-2188 FAX 044-788-0231
596	林 建佑	名古屋市立東市民病院 〒464-8547 名古屋市千種区若水 1-2-23	TEL 052-721-7171
597	菊田 大介	医療法人社団清志会・西台クリニック画像診断センター 〒175-0082 東京都板橋区高島平 1-83-8	TEL 03-5922-0700 FAX 03-5922-0705
598	森岡 茂晃	金沢大学大学院医学系研究科真田研究室 〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80	TEL 076-265-2524 FAX 076-264-4366
599	坂本 博	東北大学医学部附属病院放射線部 〒980-8574 仙台市青葉区星陵町 1-1	TEL 022-717-7418 FAX 022-717-7430
600	伊藤 彰義	日本大学理工学部電子情報工学科 〒274-8501 船橋市習志野台 7-24-1	TEL 047-469-5455 FAX 047-467-9683
601	浜辺 隆二	福岡工業大学情報工学部情報工学科 〒811-0295 福岡市東区和白東 3-30-1	TEL 092-606-4868 FAX 092-606-1342
602	岡 宗一郎	福岡工業大学情報工学部情報工学科 〒811-0295 福岡市東区和白東 3-30-1	TEL 092-606-4868 FAX 092-606-1342

—— 会 員 異 動 届 ——

異動届

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
23	石戸 俊雄	弘前大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 〒036-8203 弘前市本町 66-1	TEL 0172-39-5956 FAX 0172-35-7009
37	井上 多門	応用数理研究所 〒305-0006 つくば市天久保 2-8-8-401	TEL 029-855-2930 FAX 0298-53-5205
144	塩沢 隆広	日本電気(株)放送映像事業部第2技術部 〒183-8501 東京都府中市日新町 1-10	TEL 042-333-1122 FAX 042-333-1369
216	中出 貴英	県立加古川病院放射線科 〒675-0039 加古川市加古川町栗津 770-1	TEL 0794-23-0001
232	新田 勝	昭和大学病院横浜市北部病院放射線部 〒224-8503 横浜市都筑区茅ヶ崎中央 36-1	TEL 045-949-7930
239	橋田 昌弘	熊本大学医学部附属病院中央放射線部 〒860-8556 熊本市本荘 1-1-1	TEL 096-373-5745 FAX 0836-22-2696
255	東田 善治	九州大学医学部保健学科 〒812-0054 福岡市東区馬出 3-1-1	TEL 092-642-6723 FAX 092-642-6723
297	松本 政雄	大阪大学医学部大学院医学系研究科保健学専攻 〒565-0871 吹田市山田丘 1-7	TEL 06-879-2578 FAX 06-879-2578
324	八木 浩史	徳島大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 〒770-8509 徳島市蔵本町 3-18-15	TEL 088-633-9054 FAX 0886-33-1513
333	山田 英彦	明海大学歯学部物理学講座 〒350-0283 坂戸市けやき台 1-1	TEL 049-279-2793 FAX 0492-87-6657
556	宮島 悟史	大阪大学医学系研究科保健学科専攻医用画像情報解析学研究室 〒565-0871 吹田市山田丘 1-7	TEL 06-879-2578 FAX 06-879-2578

異動届は学会のホームページからも申し込みできますので、移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 8 月現在、本学会の賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させて頂きます。(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	富士写真フィルム(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)	

医用画像情報学会会則

1984年(昭和59年) 6月30日制定
1986年(昭和61年) 6月7日改正
1995年(平成7年) 6月17日改正
1996年(平成8年) 6月7日改正
1999年(平成11年) 6月5日改正
2002年(平成14年) 6月9日改正
2003年(平成15年) 5月31日改正

第1章 総則

- 第1条 本会の名称を医用画像情報学会とする。
- 第2条 本会は、放射線像等の医用画像に関する基礎及び応用の研究を通じて、これら学問の進歩普及を図り、もって学術の発展に寄与することを目的とする。
- 第3条 本会は、前条の目的を達するために次の事業を行う。
- 1 年3回以上定期研究会の開催
 - 2 会誌の発行
 - 3 その他、理事会が適当と認めた事業の遂行
- 第4条 本会事務所の所在地は細則で定める。

第2章 役員

- 第5条 本会の円滑な運営と第1章第2条の目的達成のため会長1名、監事2名及び理事若干名を置く。
- 第6条 会長、監事は、本会の会員の中から会員の選挙によって決定し総会の承認を受ける。
- 第7条 会長は、会を代表する。
- 第8条 監事は民法第59条の職務を行い、本会の他の職務を兼ねることはできない。
- 第9条 理事は、会員が選任する。ただし、理事の内2名以内は、会長の指名により選任することができる。
- 第10条 常務理事は、会長が理事中より指名する。
会長、理事及び監事の任期は3年とする。
顧問は、会長が委嘱しこれを決める。

第3章 会員

- 第13条 本会の会員は、正会員、賛助会員及び名誉会員とする。
- 第14条 本会に入会しようとする者は、理事会の承認を必要とする。
- 第15条 正会員は、第1章第2条の目的に関心を持つ個人で資格は別にこれを定めない。
- 第16条 賛助会員は、第1章第2条の目的に賛同し、その事業を援助する者又は団体とする。
- 第17条 名誉会員は、本会に功労のあった者を理事会で定め、総会で承認する。
2. 会長、常務理事又は顧問を長年務めた者が名誉会員となるときは、理事会の承認を得て、それぞれ名誉会長、名誉理事又は名誉顧問と称することができる。
- 第18条 正会員及び賛助会員の会費は細則に定める。
- 第19条 会員でない者が、本会の研究発表会に参加するときは、別に所定の参加費を徴収する。
- 第20条 退会は自由とする。

第4章 総会、常務理事会及び理事会

- 第21条 年1回総会を行う。総会は会員の10分の1以上の出席をもって成立する。
- 第22条 本会の事業を行うために、会長と常務理事により作られた常務理事会と、会長と理事により作

られた理事会を置く。

第23条 常務理事会は、会の運営について審議し、その事業を行う。

第24条 常務理事会は、会長が欠員であるか、会長に事故があるときには、会長の任務を代行する。

第25条 常務理事会及び理事会は、常務理事又は理事の3分の1以上の出席をもって成立する。

2. 名誉会長、名誉理事及び名誉顧問は理事会に出席し意見を述べることができる。

第26条 会則の改正などの重要事項は、常務理事会及び理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第5章 資産及び会計

第27条 本会の資産は、会費及び寄付金をもってこれに当てる。

第28条 本会の事業遂行に要する費用は、前条によって生ずる資産をもって支弁する。

第29条 本会の収支決算は、常務理事会が作成し、理事会の審議を経て総会の承認を得るものとする。

第30条 本会の会計年度は、4月1日より翌年3月末日までとする。

第6章 会則の変更並びに解散

第31条 本会の会則の変更は、常務理事会及び理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第32条 本会の解散は、常務理事会及び理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第33条 本会の解散に伴う残余財産は、理事会の議決を経て処理方法を決定し、総会の承認を得るものとする。

第34条 この会則施行についての細則は常務理事会の議決を経て別に定め、理事会の承認を得るものとする。

細則

第1章 会費

第1条 正会員の会費は1年につき4,000円、賛助会費は1年につき1口を30,000円(2分割払い可)とする。

第2条 会費を2年以上滞納したときは原則として退会とみなす。

第2章 役員及び委員会

第3条 理事の互選により総務理事1名を選出する。総務理事は会務を取りまとめて常務理事会と理事会の運営に当たる。

第4条 会務を遂行するために、会長は常務理事の中から次の担当理事を委嘱し、委嘱された理事は若干名の会員とともに委員会を構成することができる。

1. 庶務
2. 財務
3. 企画
4. 編集

第3章 表彰

第5条 会則第3条第3号の事業の一環として、本会の目的又は事業に関し功績のあった者の表彰を行う。

第6条 表彰の種類、方法等については別に定める。

第4章 事務所

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

医用画像情報学会表彰規程

1986(昭和61年)	2月22日制定
1991(平成3年)	2月9日改正
1997(平成9年)	2月8日改正
1999(平成11年)	1月30日改正
2001(平成13年)	10月20日改正
2003(平成15年)	5月31日改正

〔表彰の種類〕

第1条 表彰の種類は次のとおりとする。

- 1 医用画像情報学会賞
- 2 内田論文賞
- 3 金森奨励賞
- 4 功績賞

第2条 医用画像情報学会賞(以下「学会賞」という)は、本学会役員として多年にわたり活躍し、かつ医用画像情報学に優れた業績を有する等、本学会の発展に際し特にその功績が顕著であった者にこの賞を贈呈する。

第3条 内田論文賞(以下「論文賞」という)は、内田勝氏の本会創設の功労を永く讃えるために設けたものであり、医用画像情報学会雑誌(以下「会誌」という)の論文欄に発表された論文の中から、特に優秀なものを選定して、これに贈呈する。

2. 論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とする。ただし第11条4項に適用するものを除く。
3. 論文が共著の場合は、著者全員が受賞するものとする。

第4条 金森奨励賞(以下「奨励賞」という)は、金森仁志氏の永年にわたる本学会の発展的運営に対する功績を記念して設けたものであり、将来有能な研究者を育成するためのものである。

2. 奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文の内第1著者が表彰の年の3月31日現在満38歳以下の者とする。
3. 奨励賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文及び研究速報とし、これらの内から優秀な者を選定して、これに贈呈する。ただし第11条4項に適用するものを除く。
4. 論文が共著の場合は、満38歳以下の著者全員が受賞する。

第5条 功績賞は、医用画像情報に関する学術、技術並びに本会の事業に対し功労があり、その功績が多大な者を選定して、これに贈呈する。

〔表彰の方法〕

第6条 受賞者の決定は、表彰選考委員会(以下「委員会」という)の報告に基づき、理事会が行う。

第7条 学会賞と功績賞はそれぞれ毎年1名以内、論文賞と奨励賞はそれぞれ毎年1件以内に贈呈するものとする。ただし、理事会が必要と認めた場合は、この定数をこえて贈呈することができる。

2. 各賞とも該当者のない場合には賞を贈呈しない。

第8条 賞を受けるものは、原則として本会の会員とする。

2. 論文賞と奨励賞は、重複して受賞することができる。
3. 学会賞並びに功績賞に関しては、同一人が同一の賞を再度受けることはできない。

第9条 表彰は表彰状を授与して行うものとする。表彰状には副賞を添えることができる。

2. 賞は通常総会において贈呈する。

3.受賞者の氏名、業績の内容等は、会誌に発表する。

〔選考委員会〕

第10条 選考委員会は、理事の内から委員長が指名した委員をもって構成する。ただし、必要に応じてこれに学識経験者若干名を加えることができる。

2.委員長は、理事会の推薦により決定する。

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

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

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

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

第12条 委員長は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。

第13条 選考委員会は、理事会が受賞者を決定したときをもって解散する。

〔経理〕

第14条 論文賞の経費は、原則として内田 勝氏からの寄付金の利子により支弁する。

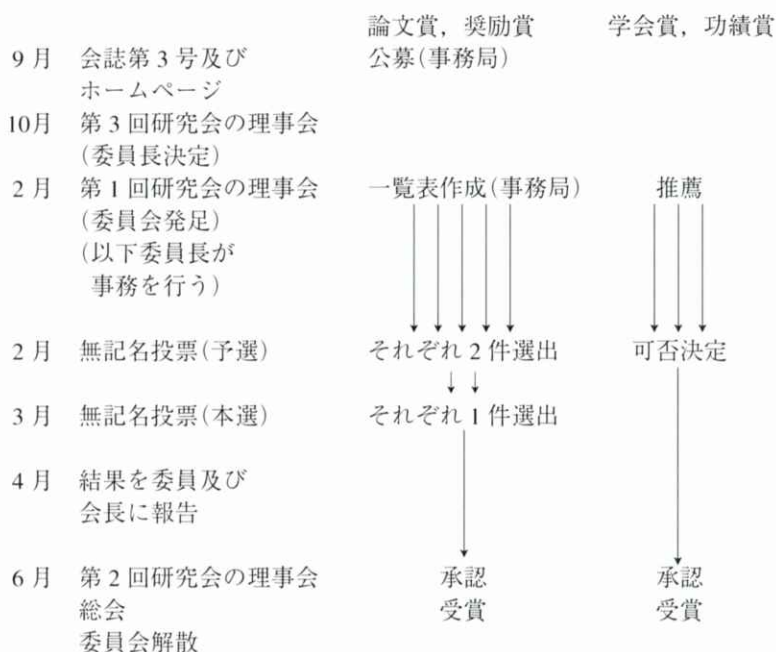
第15条 奨励賞の経費は、原則として金森仁志氏からの寄付金の利子により支弁する。

第16条 学会賞と功績賞の経費は、一般会計から支弁する。

〔その他〕

第17条 この規程(及び第11条に定める選定手続)の改正は理事会の議決による。

別表第1 受賞候補者選定手続(第11条第1項関係)



第 20 巻 総目次

特 集

研究今昔：第 1 回「私の恩師と愛弟子の研究雑感」	藤田 広志, 内田 勝, 原 武史	2
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
研究今昔：「撮影」と画像と「研究」と	山下 一也	132

特別講演資料

複合型手術ナビゲーションシステム（再構成画像と実手術野の重畳）	平井 信行, 斉藤 明人, 柴崎 隆男, 伊関 洋	9
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
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	木島 竜吾	138
直接変換型 FPD のマンモグラフィーへの応用	落合 是紀, Roman JANER	144

論 文

胸部動画像を対象とした呼吸性動態の定量化	田中 利恵, 真田 茂, 鈴木 正行, 小林 健, 松井 武司, 井上 仁司, 中野 善久	13
手関節における三次元動態撮影法および解析法の開発	林 則夫, 真田 茂, 鈴木 正行, 藤原 康博, 日高 国幸, 松井 武司	20
パラレルイメージングプログラムの開発	今井 広, 春日 敏夫, 宮地 利明, 笠井 治昌, 川野 誠, 杉山 雅之	27
Intense Characteristic X-ray Irradiation from Weakly Ionized Linear Plasma and Applications	Eiichi SATO, Yasuomi HAYASI, Rudolf GERMER, Etsuro TANAKA, Hidezo MORI, Toshiaki KAWAI, Haruo OBARA, Toshio ICHIMARU, Kazuoyoshi TAKAYAMA and Hideaki IDO	154
胸部単純 X 線写真におけるびまん性陰影特徴量解析のための肋骨影の自動抽出	佐々木 伸司, 木戸 尚治, 岩永 秀幸	162
頭部 MR 画像におけるシルビウス裂検出法の開発	林 則夫, 真田 茂, 鈴木 正行, 松浦 幸広	170

研究速報

Interpolation of 3D Medical Images in Direction of Slice Thickness	Guoyue CHEN, Binhe MIAO, Yaoqin XIE and Shanglian BAO	34
--	---	----

X 線 CT 装置における椎体部平均 CT 値の装置内変動と装置間変動	西原 貞光, 小池 正紘, 上田 克彦, 真田 泰三, 海老谷京子, 小慟 千幸, 隅田 博臣, 飯田 忠行, 藤田 広志, 原 武史	40
マルチスライス体幹部 CT 画像からの人体組織・臓器領域の自動認識に関する初期的な検討	周 向榮, 原 武史, 藤田 広志, 横山 龍二郎, 佐藤 真知子, 桐生 拓司, 星 博昭	44
リン酸カルシウムステップウェッジを用いたブートストラップ法によるマンモグラフィ 特性曲線の測定	篠原 範充, 藤田 広志, 原 武史, 堀田 勝平	48
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		
IASTED-VIIP 報告	小島 克之, 蔡 篤儀, 藤田 広志, 原 武史, 李 鎔範	52
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
CARS2003 報告記	木戸 尚治	176
平成 14 年度春季(第 135 回)大会プログラムおよび抄録		57
平成 15 年度年次(第 136 回)大会プログラムおよび抄録		117
平成 15 年度秋季(第 137 回)大会プログラムおよび抄録		179

Volume 20 Contents

Preface

Special Articles

1st : Research Thoughts by My Former Teacher and My Favorite Pupil Hiroshi FUJITA, Suguru UCHIDA and Takeshi HARA	2
2nd : Research Thoughts by My Former Teacher and My Favorite Pupil Masao MATSUMOTO, Hitoshi KANAMORI and Hiroshi MAEDA	72
On My Early Study of Clinico-Radiological Image	Kazuya YAMASHITA 132

Invited Lectures

Multi Function Navigation System Nobuyuki HIRAI, Akito SAITO, Takao SHIBASAKI and Hiroshi ISEKI	9
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
Approach and Perspective of Virtual Reality Technology in Field of Medicine Ryugo KIJIMA	138
Detector Designs for Digital Mammography Yoshinori OCHIAI and Roman JANER	144

Original Papers

Quantitative Analysis of Respiratory Kinetics in Breathing Chest Radiographs Obtained Using a Dynamic Flat-Panel Detector Rie TANAKA, Shigeru SANADA, Masayuki SUZUKI, Takeshi KOBAYASHI Takeshi MATSUI, Hitoshi INOUE and Yoshihisa NAKANO	13
Digital Dynamic Radiography with 3-D and Kinetic Analysis for the Wrist Norio HAYASHI, Shigeru SANADA, Masayuki SUZUKI, Yasuhiro FUJIWARA, Kuniyuki HIDAHA and Takeshi MATSUI	20
Development of Parallel Imaging Program Hiroshi IMAI, Toshio KASUGA, Toshiaki MIYATI, Masaharu KASAI Makoto KAWANO and Masayuki SUGIYAMA	27
Intense Characteristic X-ray Irradiation from Weakly Ionized Linear Plasma and Applications Eiichi SATO, Yasuomi HAYASHI, Rudolf GERMER, Etsuro TANAKA, Hidezo MORI, Toshiaki KAWAI, Haruo OBARA, Toshio ICHIMARU, Kazuyoshi TAKAYAMA and Hideaki IDO	154
Automatic Extraction of Rib Opacities in Chest Radiographs for Image Feature Analysis of Diffuse Lung Opacities Shinji SASAKI, Shoji KIDO and Hideyuki IWANAGA	162
Development of Identification Method of Sylvian Fissure on Brain MR Images Norio HAYASHI, Shigeru SANADA, Masayuki SUZUKI and Yukihiro MATSUURA	170

Letters

Interpolation of 3D Medical Images in Direction of Slice Thickness	Guoyue CHEN, Binhe MIAO, Yaoqin XIE and Shanglian BAO	34
Intra-and Inter-Equipment Variations in the Mean CT Numbers of a Vertebral Body for X-ray CT Equipment	Sadamitsu NISHIHARA, Masahiro KOIKE, Katsuhiko UEDA, Taizo SANADA, Kyoko EBITANI, Chiyuki KOHAMA, Hiroomi SUMIDA, Tadayuki IIDA, Hiroshi FUJITA and Takeshi HARA	40
Preliminary Examinations of Automated Tissues and Organs Recognition from Multi-slice Torso CT Images	Xiangrong ZHOU, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA, Ryujiro YOKOYAMA, Machiko SATO, Takuji KIRYU and Hiroaki HOSHI	44
Characteristic-Curve Measurement Based on Bootstrap Method by Using Calcium Phosphate in Mammography	Norimitsu SHINOHARA, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA and Katsuhei HORITA	48
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 Reports

Report of IASTED-VIIP	Katsuyuki KOJIMA, Du-Yih TSAI, Hiroshi FUJITA Takeshi HARA and Youngbum LEE	52
RSNA2002 Report	Rie TANAKA, Natsuko BANDAI, Norio HAYASHI, Shigeaki MORIOKA and Shigeru SANADA	112
CARS 2003 Report	Shoji KIDO	176

役 員

会 長	小寺 吉衛(名古屋大)
名誉会長	内田 勝
名誉理事	金森 仁志
名誉顧問	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)
	小島 克之(浜松大), 河野(島津製作所), 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(富士写真フイルム), 滝川 厚(広島県立保健福祉大)
	谷本 啓二(広島大), 細羽 実(京都医療技術短大)
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

総会では学会の財政問題が大きく取り上げられ、学会の会費の増額の話も出ました。しかし、今回も10名もの方々を新しく会員として迎えることが出来ました。これは、小さいながらも本学会を必要とされている方が多く居られることの証でもあります。会員皆が本学会の良さをもっと宣伝するとより多くの方が本会に参加してくれるのではないのでしょうか。次号の21巻1号では、学会雑誌の表紙を一新する予定です。また、本会の多くの方々が興味を持っているテーマのひとつであるCADについて特集号を組む予定です。特集号は学会としてはじめての取り組みです。これを機に、会員ではないがCADに興味を持っておられる方が近くに居られましたら、是非、本会への参加を勧めてください。(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)9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部電子情報工学科内

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

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

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

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

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc. (CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923USA

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

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識 または経験を有する者	4,000 円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1 口につき 30,000 円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合は請求ください。

◎ 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〒

T E L

F A X

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

T E L

F A X

（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も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 23 字×40 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
スピード性能に応えます。

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 京都府京都市西京区高ノ原桑原町1 TEL (075) 823-1271
www.med.shimadzu.co.jp

医療関係承認番号: 20500B2Z00020000
医療用特許番号: 26820042

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/ランドスケープ
300万画素タイプ

CT、MRI画像の
表示および
各種モダリティに最適な
高精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●ランドスケープ(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】

サドワイヤールによるメカ切替が可能です

20.8型モノクローム液晶ディスプレイ

ME312L

ハードウェアピボ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)●ハードウェアピボ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調描画●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

ポータブル/ランドスケープ
200万画素タイプ

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型液晶ディスプレイ

ME181L

ポータブル/ランドスケープ
130万画素タイプ

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 ●遠隔支店:0268-34-5285

インターネットで最新情報を提供しています。http://www.totoku.co.jp/dp/

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



■医用規格と保証期間

ワールドワイドの医用規格を取得しています。また、通常の品質保証期間は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。



GE Medical Systems

インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

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

CT

全身用コンピュータ
断層撮影装置
ProSeed EF
ProSeed Accell EI
Lemage
Legato
PreSage
CTLuminex
EJ
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

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

NUCLEAR

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

X-RAY

X線撮影装置
アトミックスL/C-LP
アトミックスL/C
アトミックスL/C/LCN
アトミックスAFM/AFM-IFC
アトミックスXDRX
セクタ70MR
セクタ7600T/6001FD/
セニクスHF
ステノスコフ9000/6000
ステノスコフLE
GM-1215
フレキシ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RT600
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



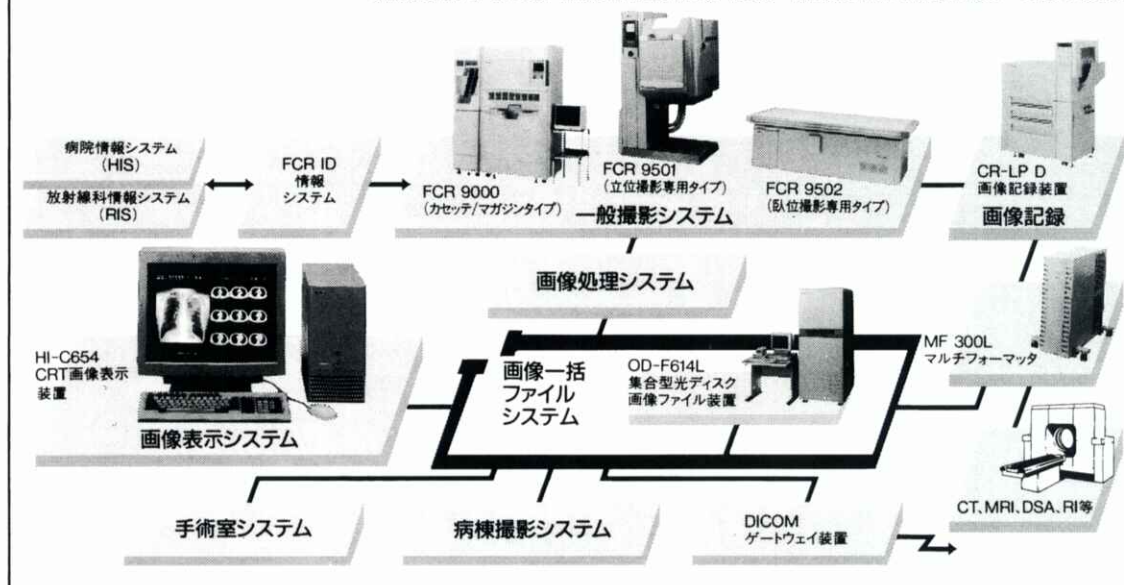
GE横河メディカルシステム

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 1104 ☎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 | ●X-レイ自動現像機 |
| ●間接撮影用フィルム | ●オートフィーダ |
| ●画像記録用フィルム | ●レーザーイメージャ |
| ●複製用フィルム | ●フィルムチェンジャ |
| ●スクリーン | ●デーライトシステム |
| ●マンモシステム | ●イメージファイリングシステム |
| ●非イオン性尿路・血管造影剤 | ●ダイレクトディジタイザ |

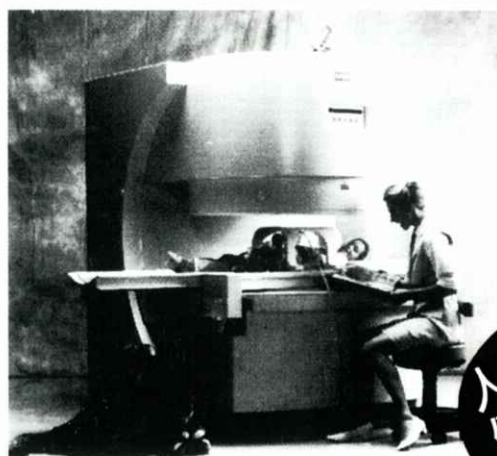
コニカ株式会社

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 千代田生命健康館ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
本社・営業部 163-05 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 **Open** MAGNETOM

シーメンス旭メディテック株式会社

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