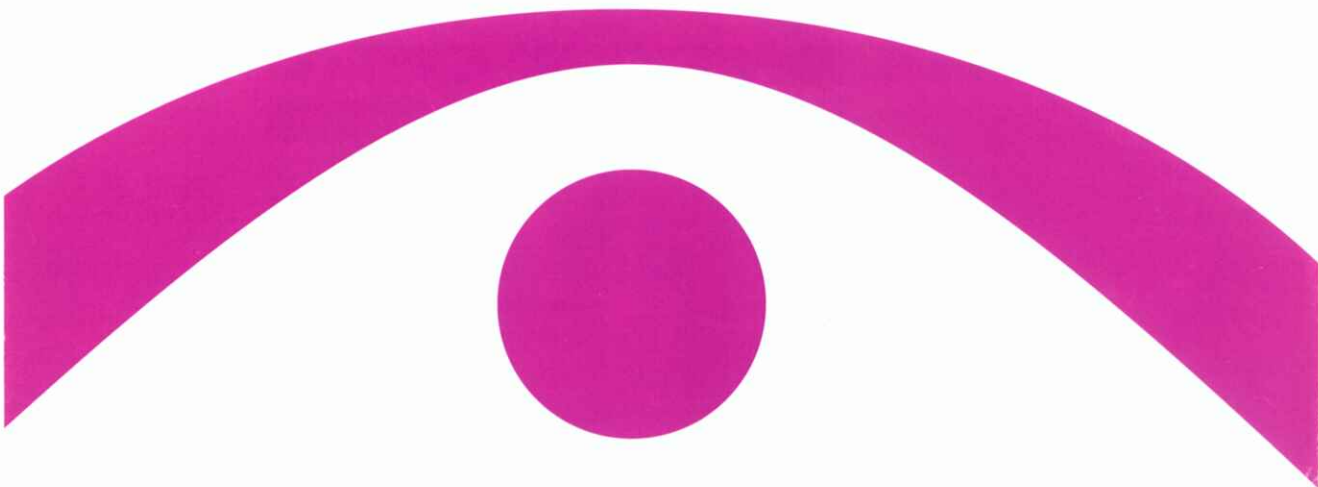


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻133号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.20 No.1 January 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/>

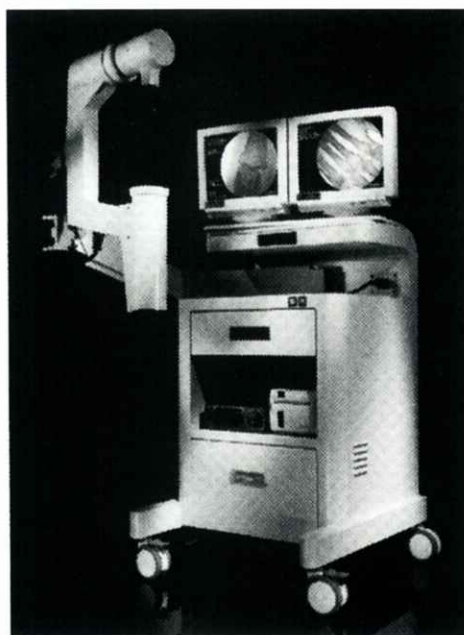
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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.1による

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

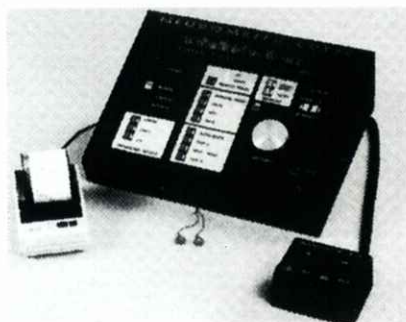
低被曝線量が実現する

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/NEUROTROTRON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 1 号 2003 年 1 月

目 次

会 告

平成 14 年度春季 (第 135 回) 大会のご案内	会告 1
平成 15 年度年次 (第 136 回) 大会ならびに総会の案内	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
事務局移転について, 編集委員会からのお知らせ	会告 4

巻 頭 言

会誌 20 巻の重み	藤田 広志	1
------------	-------	---

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
----------------------------	-------------------	---

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
----------------------------------	---------------------------	---

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

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

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
----------------	-----------------------------------	----

平成 14 年度春季 (第 135 回) 大会プログラムおよび抄録

会 報		57
平成 14 年度秋季大会 (第 134 回) 記事		65
理事会議事録		67
新入会員一会員異動一賛助会員名簿		68

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.20 No.1 January 2003

Contents

Preface

Value of Twenty Volumes of Our Journal	Hiroshi FUJITA	1
--	----------------------	---

Special article

Research Thoughts by My Former Teacher and My Favorite Pupil Hiroshi FUJITA, Suguru UCHIDA and Takeshi HARA	2
--	---

Invited Lecture

Multi Function Navigation System Nobuyuki HIRAI, Akito SAITO, Takao SHIBASAKI and Hiroshi ISEKI	9
--	---

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 HIDAKA and Takeshi MATSUI	20
Development of Parallel Imaging Program Hiroshi IMAI, Toshio KASUGA, Toshiaki MIYATI, Masaharu KASAI Makoto KAWANO and Masayuki SUGIYAMA	27

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

International Conference Report

Report of IASTED-VIIP Katsuyuki KOJIMA, Du-Yih TSAI, Hiroshi FUJITA Takeshi HARA and Youngbum LEE	52
---	----

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

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 14 年度 春季(第 135 回)大会のご案内

春季(第 135 回)大会を下記のように開催しますので奮ってご参加下さい。

日 時：平成 15(2003)年 2 月 1 日(土)

場 所：新阪急ビルスカイルーム 会議室 10 号

〒530-0001 大阪市北区梅田 1-12-3

新阪急ビル 12 階

TEL : 06-6345-4127

参加費：会員：1,000 円，非会員：2,000 円，学生：無料

平成 14 年度 春季(第 135 回)大会プログラム

【特別講演】

1. 10:00～11:00

「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

2. 11:10～12:10

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

大阪大学医学部保健学科医用工学講座 稲邑 清也 先生

【研究発表】 13:30～17:10

研究発表のプログラムおよび抄録は、本会誌 57 頁に掲載しています。

会場までの交通案内

◎JR 大阪駅・阪急梅田駅・阪神梅田駅・地下鉄梅田駅からいずれも徒歩 5 分以内

平成 15 年度 年次(第 136 回)大会の予定および演題伺い

平成 15 年度年次(第 136 回)大会ならびに総会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時：平成 15(2003)年 5 月 31 日(土曜日)・午前 11 時から

場 所：岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

連絡先：岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻 藤田広志先生・原 武史先生

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1・岐阜大学工学部応用情報学科内

TEL：058-293-2746 FAX：058-230-1895(学科事務室)

E-mail：fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp, hara@info.gifu-u.ac.jp

特別講演：(未定)

演題締切日：平成 15 年 3 月 31 日(必着)

演題申込先：岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻 原 武史

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1・岐阜大学工学部応用情報学科内

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

e-mail：hara@info.gifu-u.ac.jp

(できるだけ e-mail, もしくは FAX でお願いします)

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：医用画像情報学会雑誌 Vol. 19 No.1～3(3冊)に掲載された論文

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

選考方法：選考委員会で行う。

締 切 日：平成 15 年 1 月 27 日

表 彰：平成 15 年 6 月の第 136 回の総会で行う。

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：医用画像情報学会雑誌 Vol. 19 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、会誌に発表された論文のうち第一著者が平成 15 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(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下さい。自薦・他薦を問いません。

選考方法：選考委員会で行う。

締 切 日：平成 15 年 1 月 27 日

表 彰：平成 15 年 6 月の第 136 回の総会で行う。

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下さい)、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)

事務局移転について

平素は医用画像情報学会の活動へのご理解とご協力を賜り、感謝申し上げます。

さて、平成14年9月から学会事務局が移転しました。それに伴い、一部の会誌発送先の住所に情報の更新漏れが発生しています。現在は、ウェブ上から異動届が提出できますので、ぜひご活用下さい。

事務局新住所：

〒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

医用画像情報学会事務局(藤田・原)

電話：058-293-2746

FAX：058-230-1895(事務室)

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

ウェブ上からの移動届：

<http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/about/membership.html>

編集委員会からのお知らせ

第134回理事会で学会雑誌投稿規程の一部変更を諮り、下記のように投稿原稿の種別を変更することを決定しました。投稿原稿の種別が増え、より投稿が身近になりました。多くの会員の方々からの論文投稿をお待ちしています。

医用画像情報学会雑誌投稿規程(変更部分のみ抜粋)

1. 原稿の分類

内容は医用画像に関するものとし、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等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

[巻頭言]

会誌 20 巻の重み

総務理事 藤 田 広 志

本巻は第 20 巻という記念すべき節目の発刊になります(祝)。医用画像情報学会という発足当時から先見の学会名を冠した会誌であり、今後の益々の発展を願うばかりです。

本号は本会が発足して、第 58 号になり、また、前身の RII 研究会の「放射線像研究」から通して数えると、第 133 号にもなります。MII 学会発足時の第 1 巻 1 号(1984.9)において、当時の内田会長が期待された月 1 回の発行にはいまだに至りませんが、発行回数はあまり問題にしないほうが良いかも知れません。むしろ、本会誌が医用画像情報学の分野において、研究者育成などにいかに貢献しているかを見てみると、以下に記述するように、本会誌は同分野で大きな役割を担っています。

これまでの会誌をめくってみますと、私が関係した原著論文は、本号を含めて 44 編あり、解説等が 5 編あります。また、国際会議報告が 12 編になります。これらの論文の中には、医学博士の学位取得に用いられたものが 1 編、工学博士の学位取得(岐阜大学)に用いられたものは 5 割を超える 24 編にもなります。その他、修士論文や卒業論文を原著論文にまとめて、投稿したものも多く含まれます。また、これらの論文のいくつかは、内田論文賞や金森奨励賞に輝きました。

この統計データはたまた私が関与したものですが、これらの論文に限らず、本会誌では研究者としての最初(または初期)の論文として投稿・掲載されたものが多くあります。すなわち本会誌への論文掲載は、研究初心者の良き目標であり(第一関門)、論文掲載に対して最初の大きな喜びを与えてくれる“忘れられない”会誌であると思います。今後も本学会の大きな役割として、このような若手研究者の育成に本会誌は益々寄与していくべきと信じています。なお、投稿から掲載までの期間が非常に短いのも、本会誌の大きな魅力になっています。

医学系に限らず工学系などの分野でも、英語で作成されたインパクトファクタ等が高い論文でないと業績として評価がされにくい時代になってきましたが、そのような中でも、本会誌は学術論文への登竜門としての役割を、今後も胸を張って担い続けていくものと、心から期待しています。

(岐阜大学大学院医学研究科)

研究今昔

第1回：私の恩師と愛弟子の研究雑感

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

藤田 広志

この特集は、「本企画は会誌20巻を記念して、学会の中核をなす一人の先生を対象に、その先生の恩師と教え子の方にそれぞれの研究への思いを綴っていただくことで、新旧の研究者の思いを対比したい。」という新編集委員長の発案によるものです。このような企画は他のどのような学会誌でも見たことがなく斬新なものと思います。また、MIIはRIIも含めて40年近い長い歴史があるのでできる企画でもあります。今回は、編集委員長により私が指名され、私の岐阜大学の恩師として本会名誉会長の内田 勝先生が、また、私の岐阜大学における愛弟子として本会理事の原 武史先生が登場されます。

内田 勝先生は、私が岐阜大学4年生のときに、画像の魅力に惹かれて、1年間の卒業研究の研究室として選んだときの指導教授になります。この年に、内田先生は岐阜大学に赴任されたばかりでした。それ以来、修士課程の2年間も含めた学位取得(名古屋大学)までの8年間、大変にお世話になった“怖い(厳しい)指導教官”です。ちょうど内田先生がエントロピー解析を始められた時期でもあり、そのようなすばらしい時期に内田先生に師事できたのは幸せでした。私もすでにその当時の内田先生の年齢に達しましたが、この当時の内田先生の研究に対する真摯な姿を忘れてはならないと思います。時には夜中でも、研究のアイデアについて、“遺言として”しばしば電話が入ったこともありました。この8年間は、私の研究者としての基礎トレーニングの時期で、現在の私の研究者としての大いなる原点になります。学位取得後は、内田先生の推薦もあり、私にとってもう一人の偉大な恩師であるシカゴ大学の土井邦雄先生のもとで約3年間にわたり、研究生活をおくることができたことは、誠に幸せでした。土井

先生の指導法は、内田先生とは異なるものでした(また別の機会に)。このシカゴにおける研究は、現在の私の研究思考法の原点になっており、また現在の私のCAD研究の起源になっています。

私が岐阜大学教授に昇格して約7年半が過ぎましたが(助教授も含めた在任期間は約12年)、この間に私の研究室で15名の工学博士が誕生しました。これらのほとんどの方々は大学教官の職についていたり、診療放射線技師であったり、あるいは医療系の企業で活躍しており、まさしく後継の人材として、CADを中心とした最先端の研究に従事し、また本会や医療技術系の学会などでも活躍しています。原先生は其中でも私の岐阜大学における初期の優秀な学生の一人であり、医工学連携として岐阜大学医学研究科に昨年4月に設立された再生医科学専攻の知能イメージ情報部門に私と一緒に移籍し、若手の助教授として幅広く活躍しています。また、本会の新理事のメンバーの一人として、庶務理事を担当しています。原先生は、これまでの多くの機会に、本会や日本放射線技術学会などにおいて内田門下生(さらにはシカゴ会メンバーとも)の多くの諸先生方と接していますので、研究に対する私の恩師の考え方などを後継しているものが自然にあると信じています。

内田先生には、益々お元気で、今後もよろしくご指導を賜りますようお願いいたします。原先生には今後のさらなる活躍を期待します。雑用に振り回されず、あと少なくとも10年(～15年)は「研究以外はすべて雑用」の精神で、決して現状に満足することなく、いつも研究への情熱を維持して、自身に特有な研究分野を開拓していった下さい。

画 像 人 生

医用画像情報学会名誉会長

内田 勝

世に“老人は過去に生き、若人は未来に生きる。”とあります。あまり好きな言葉ではありません。どうせ書くなら“老いは歴史に生き、若きは理想に生きる。”と言いたいものです。年齢は高齢者の部類に入っても気持ちでは未だ未だ若い積もりです。編集子から本学会誌発刊 20 巻記念の特集企画の執筆依頼の連絡がありました。

希望原稿内容：1. 現在の研究に進んだいきさつ、2. 研究に対する心構え、3. 研究の喜びと苦しみ、4. その他研究に関する雑感、など自由に纏めて下さいと懇切に述べられていました。上記の事柄は、筆者のホームページ*にあらかた載っていますので、ダブル箇所があるかも知れませんが、その際にご容赦下さい。

先ず現在の研究に進んだいきさつですが、年金暮らしの現在は研究らしい事は何もしていません。強いて言うならば、「デカルトとパスカル」を取り上げその比較論を中心に現代かわら版とでも言えるものをホームページに纏める事を楽しみにしております。従って現役時代の研究について述べることになります。

筆者の場合は、現在の恵まれた研究環境の人々と異なり、28～9 歳までの大事な研究適応年代を勤労奉仕・軍隊・生きるための闇屋・中高校の、でもしか先生などで過ごしました。やっと研究らしい職場を得たのは 28 歳、第二水産講習所(現下関水産大学)でした。それでも魚群探知機のテーマで文部省科研費を戴いて将来に希望を持ち続けていました。本学の助教授としてお世話した先輩が持って来た話―診療エックス線技師を教育する―これは大阪大学医学部付属病院放射線科のものでした。“一度教授に会って見ないか”の勧めに、幼稚園から府立今宮中学 3 年まで在学した大阪に愛着をもっていた筆者は西岡



写真：若き内田先生と藤田先生(1980 年 1 月撮影)

〔注釈は編集部による〕

時雄教授と永井春三助教授にお目にかかりました。

“医者はわれわれが教育します。君は技師を教育して下さい。”放射線障害で片足切断、義肢の白髪のおじいちゃん、一目で惚れてしまったと言って良いでしょう。“今は文部技官ですが、近い内に短期大学を作りますから文部教官になります。”の言葉は嬉しかったが、現在農林教官で専任講師の身分が一時的にも降格になる。悩みましたが、幸せの女神は囁きました。“すぐるお前は大阪に行きなさい。きっと青い鳥が待っていますよ。”大阪大空襲の傷痕がまだ生々しい大阪では住居さえ意の如くならず、始めは阪大病院に入院の形で病室に暮らしました。それでも母の遺言“闇屋先生(小学校の担任)にすぐるは小学校の先生にしたいと言ったら、それは役不足です。高度の研究職に着かせなさい。きっと大成しますよ。”と言われたよ。”が頭の何処かにあったのでしょうか。“十で神童十五で才子二十過ぎればただの人”も良いところの年ではありましたが、与えられた技師の教育に無我夢中でした。と言うより技師の仕事を知るのに懸命でした。

* (URL : <http://www.mnet.ne.jp/~s-uchida/>)

先ず吃驚したのは、技師が患者を一目見るなり撮影条件を即座に決定してスイッチオンしたことです。それでも露出の多い少ないは現像でカバーするという巧みな方法で医師の満足する写真を供していました。従って医師の好みが最優先で、奇妙な医師技師のコンビが生まれる状態でした。筆者が画像にうつつを抜かす事になったのはこれが一番大きな原因です。これは徒弟制度の見本のようなもので、ベテランの撮影条件を盗み見るのに新入りは苦労したものです。ベテランはおおた撮影直後条件を直ぐゼロに戻して終いましたから。

これではいけない、誰でも学べば出来る撮影条件でなければいけない。これは科学的な学問になり得る。水を得た魚の様に目標をテーマを見つけた喜びに打ち震えたのを覚えています。しかし画像研究が現在のような画像評価・デジタル画像・CADなどに進もうとは神ならぬ身の知る由もありませんでした。それでも間もなく開発された自現機は撮影条件の恒常化を要請し、科学的撮影条件は日の目を見ることになりました。

撮影領域に関心を持ち続け指数関数的撮影法と進みました。若いときの畏友山田正光から聞いた“情報理論”が如何にも難解で参考書もなく、原著に頼るしかありませんでしたが、蟬螂の斧とは知りつつも続けておりました。そのころ報告した最大情報量撮影は情報量の意味を掴んでの報告で真のシャノンの情報理論ではありませんでした。

その頃“アサヒカメラ”で知った“レスポンス関数”は情報理論の勉強を中断させました。光学で評価の武器になるならX線領域でも可能であろうと思いました。果たして光学からの延長で増感紙・フィルムにはその評価にレスポンス関数が利用されていました。機器には未だです。早速“X線管焦点のフーリエ解析”を応用物理に発表しました。続いてあちこちから追試の報告が為され、機器への一角が崩れたのを実感しました。また余勢をかってAmerikan Journalに“Modulation Transfer Functions of the Ionization Chamber”を報告し測定系への適用を実証しました。後はご存じの“ウィーナースペクトル”など粒状性に進みます。

研究に入ってから一つの目標は学位の問題でした。学位は今のように卒業論文的なものではなく、昔は一つの分野を開拓することが必須条件でした。筆者の様な経歴では到底望むべくもありませんでした。微かな望みは持っていましたが、指導教官とて無く、医学部に在籍している身では工学の学位は夢でした。ところが幸運は向こうからやって来ました。技師学校の短大昇格人事に関係し、阪大工学部熊谷三郎教授に人事を依頼に行った時、“君は人の事ばかりやっていて自分の事はどうなっているのだね。一度論文を持って来たまえ。”天にも上る気持ちとはこのことだと思いました。後はトントン拍子で工学博士を受領いたしました。学位を戴いてからは世の中がすっかり変わってしまいました。

先ず自分に見合った自信が付いた事です。これからは学者で行こう。遅まきながら研究者として活躍したい、それには大学の職員になり母の遺言を実現しよう。20年近く在籍した技師学校も短大に昇格し、西岡先生との約束もほぼ果たした今、自分の事を考えても良かろうと思いました。満48歳でした。

何カ所か候補大学がありましたが、大阪でクタクタに疲れた心身を癒す気もあり、また大阪での数々の嫌な事柄を成算する気もあり、最終的に宮崎大学工学部応用物理に決めました。“ここが先生の部屋です”と案内された教授室の椅子にゆったり座って暫し夢心地だったのを今でも感慨深く思い出します。応用物理は新設で初代教授としての雑用が多く、暫くは研究どころではありませんでした。教室の定員は、教授1、助教授1、助手1、技官2の5名です。それらの整備、カリキュラムの整備、実験室の整備など面白いほど雑用があります。少し落ち着いたなら、ボート部の新設、医学部の新設、大学院修士課程の新設など大学紛争最中での活躍でした。対外的には迫る国体に向けて、県漕艇協会の新設に精力を注ぐなど暫くは研究そっちのけの事務屋でした。本来の筆者のライフワークと考えている“情報理論の放射線撮影系への適用”は常に頭の片隅にはありましたが、そのヒントさえまだ見当もついていませんでした。雑用に加えて、気候が温暖で、心身が締まらない事もあり、暖かな人情にそのまま埋没してしまい

そんな危険を感じました。4.5年経って上記の雑用が一段落したのを機に気候風土の厳しい岐阜大学に赴任する事にしました。今思えば、思い切った決断だったと思います。しかし結果は正解だったようです。所属は電気工学科基礎講座でした。風土気候が厳しいだけでなく東京大阪の中央にあり、研究は正に修羅場と言ってもいいほど活気があります。

何より幸運だった事は、ライフワークのヒントが見つかった事です。何げなくよった生協図書で、ふと手にとった「心理学と情報理論」のページを捲った瞬間、総身の毛が逆立つ思いがしました。これこそ自分が今迄求めて得られなかった解析法だったのです。広範な情報理論のどの部分を広範な放射線撮影学の何処に適用すれば良いのか皆目見当も着かなかったのです。心理学にそのヒントがありました。後は気もふれんばかりに研究を進めました。有り難いことに修士課程の優秀な学生が何人も協力してくれました。エントロピー解析と名付けて岐阜大学在学中10年間、応用物理、JJAPに主として発表しました。研究のために選んだ岐阜大学は正に正解でした。今でも感謝しています。

その頃の大学院生の何名かは研究職に着いていますが、エントロピー解析を発展させて、デジタル画像・CADのテーマでグローバルな仕事で活躍しています。

定年後は常葉学園大学に在職し、浜松大学の創設に関係しました。2年間は経営情報学部長(予定者)として創設準備にかかり、成立後は初代学部長として創立時雑用に忙殺されました。学部長職等という役目は正に雑用掛で研究を発展させる術もありません。

ところが、その頃「ファジィ」という言葉をよく耳にするようになりました。環境的にエントロピー解析など話題にもなりません。しかし何かをの気持ちは離れません。手当たり次第に「ファジィ」の書籍を漁り読みました。どうも「ファジィ」のルーツはパスカルに溯るらしいと気が付き、それならその対比としてデカルトがある筈だと若き日の記憶が蘇りました。それは阪大の短大部にいたときの事、英語講師の東大仏文卒のパスカリアン・京大独文卒の

ドイツ語助教授のカルテシアンの二人の知己を得ました。研究が好き、議論が好き、おまけに酒が好きで3人は寄ると触るとデカルト・パスカル談義でした。筆者は何時も聞き役でしたが、それでも“方法序説”や“パンセ”を読むのが常でした。その当時は気が付きませんでした。今になって見るとその全く正反対の哲学には非常に興味をそそられます。それを意識して世の万物現象を見ると、中々面白い比較が出来ると益々関心が高まりました。放射線領域にも“ファジィ”の考え方を導入する事は非常に興味あるテーマです。殊に撮影条件の設定には“名人芸の再現”として無くてはならない武器です。いいテーマを抱えながら、環境が伴わず残念ながら見送るしかありません。しかし技師の人々が何人か“ファジィ”に注目して研究を続けているのを見ると頼もしい限りです。

現在の筆者に出来る事は、ホームページでも作って言いたい放題の事を記事にして世界に公表する事ぐらいしかありません。それでも、“研究がしたくても出来ない環境”に鬱々としている自分の唯一の慰めになる事は間違いありません。絵も入れました、音も入れました、お暇の折りは是非ご笑覧下さい。

ここまで書き流しの様な文章でお恥ずかしい限りですが、当初に書いた編集者からの要望事項については読者自らが感じ取って載ければ幸いこれにすぐるものはありません。一通り読み返して見て、以上の記述は筆者の研究面のいわば表だけの事で、それを支えている裏の家庭面については触れておりません。正直に申すならば、筆者は“家庭を犠牲にして研究をした”と言えば些か格好がよいのですが、宮崎も岐阜も単身赴任で通し、それに伴った善悪を全て経験したと言っても良いでしょう。決して勧められる事ではなく、単身赴任など以っての外で、健全な家庭の後ろ盾があって始めて男は良い仕事が出来ると思っております。

父が家庭的で無かったに拘わらず、2男2女は夫れ夫れ自分の道を逞しく生きております。このような幸せがあるでしょうか。神仏に感謝するのみです。

ただ弁解がましい事です。一つお断りして置きたい事があります。環境も才能も潤沢な人は、今述

べたように、円満な家庭を基盤とし、その上で思いっきり仕事に打ち込む事です。家庭の back up があつてこそ世の荒波を乗り越える事が出来ると思います。幸せな人です。それに反して環境や才能がどちらかまたはどちらも欠けている人はそれこそ必死になって仕事にしがみつくしか方法がありません。そのためには環境を犠牲にしてもその分仕事に励む事です。筆者の場合も特に才能也没有なので、環境(家庭)を犠牲にして研究に打ち込んだと言えば格好

が良いのですが、単身赴任させてくれた家庭にこそ感謝すべきでしょう。

粗稿はこれで終わりたいと思います。“終わり良ければ全て好し”という言葉があります。まだ終わりとは思っておりませんが、この言葉の如くありたいと念じております。

最後に諸氏の更なる健康と更なる研鑽を祈って止みません。



写真：内田先生と研究室の仲間(岐阜大学時代、軽井沢のテニス合宿、1976年7月撮影)

〔注釈は編集部による〕

研究をはじめて 10 年

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

原 武史

画像の研究を始めてほぼ10年が経ちましたが、内田先生の研究歴とはまったく比較にならないほどわずかな経験しかありません。この特別企画の依頼があったのには、「そんなに研究歴がないのに」と恐縮しましたが、その未経験さも重要かもと考え、これまでのことを書き記したいと思います。

まず、私が画像の研究に進んだいきさつです。私は、地元の普通高校から一浪して岐阜大学工学部へ進学したある学生でした。大学での成績は芳しいはずもなく、大学卒業には1,2,3,3,3,4年生と学年が進み、普通の学生よりも1.5倍の年を必要としました。3回目の3年生のころには、「まだ学生をやっているのか?」と周辺からうらやましがられることも多く、ほとんど毎日アルバイトに精を出す典型的なアホな学生でした。今でも当時は何を勉強していたかを考えるとほとんど思い出せません。しかし、大学の授業中には居眠りをしたことはありません。授業では、電磁気ではマクスウェルの方程式を学び、電子・電子回路では演算子法による微分方程式の解法を学び、複素関数では留数定理の意味が分かりませんでした。もっとも、「授業に出て寝るくらいなら、授業に出ない」と強く決めていましたので、出席しなかった授業が多かったのです。これは両親に謝らないといけません。もっとも今思えば寝ながらでも授業に出れば授業で身に付いたことは多かったのかもしれない。

当時の岐阜大学工学部では、4年生の時点で卒業研究の配属が行われました。卒業研究を行わなければ当然卒業はできません。そのころは、言語処理、画像処理、光・電磁波シミュレーション、離散数学、音声・計算機、計算機言語、電磁波・磁界解析、VR・画像処理の8つの研究室がありました。その中から自分の行きたい研究室を選ぶ必要がありました。そのころ藤田先生は岐阜大学への着任2年目で、留年中の授業ではたしか3年生にはデジタル信号処



写真：学位授与式における藤田先生と原先生

(2000年9月撮影)

〔注釈は編集部による〕

理、4年生には画像処理を担当されていました(当然、3年生の私は単位申請だけの幽霊学生です)。顎髭をたくわえた風ほうは印象的でした。

さて、そのような研究室の中から卒業研究を行なう研究室を選ばなければなりません。まずまっさきに画像処理(藤田先生)を選びました。としたいところですが、実はそうではありません。もともと音声・計算機に興味がありましたので、最初はその方向の研究室を希望していました。そして、2回目の3年生のときにはその研究室へ仮に配属されました。が、結局遊びの虫が直らず、1年棒に振ってしまいました。そして、3回目の3年生のときによく知っている同級生がいることから藤田研究室を選びました。記事にもならないつまらない理由ですが、これが私の現在の研究に進んだいきさつといえるでしょう。

これで、晴れて画像処理の研究を始めるようになりました。そのころの藤田研究室では、デジタル系の画像処理と画像評価を行なっていました。画像処理の研究では、ニューラルネットワークによるノイズ除去フィルタの作成、骨りょう解析、SPECT

画像の解析などを行っていました。また、デジタル画像のウィーナスペクトル測定なども行っていました。私が最初に取り組んだテーマは、心筋 SPECT 画像の評価システムの構築でした。そこでは、昔の同級生(研究室では先輩)と一緒に作業を行いませんでした。具体的には、ニューラルネットワークで判定した病名の結果と SPECT 画像を提示して、読影者の判定がどのくらい変化するかを測定するシステムを構築しました。システムを共同研究者の病院へ送り、その結果をフロッピーディスクに保存してもらってこちらで解析するというものでした。概ね1年間以上この研究を行ないましたが、これを通じて、研究の組み立て方のおおまかな流れ、他人との協調作業の重要性、機材の設定の必要性、そして何よりもまして、研究のテーマとそれに取り組む機会を得られたうれしさを感じることができました。

その後、大学院博士前期課程、後期課程と進み、博士後期課程を9ヶ月で退学して、幸運にも岐阜大学工学部の技官として就職することができました。そのころの研究は胸部単純 X 線写真における結節状陰影の検出法の開発と、乳房 X 線写真のための CAD システムの開発でした。研究室のスタッフとなったことで、研究室の卒研生、大学院生などの研究進捗に個別に関わるようになってきました。ここでは、いきなり学生の立場から教官の立場に替わったわけですので、かなりのプレッシャーがありました。いわば、藤田先生と学生さんの間の中間管理職で、それは勉強になりました。多くの学生さんは非常にまじめに研究に取り組み、乳房 X 線写真と胸部 X 線写真のための CAD の研究テーマについてたくさんの課題をいっしょに解決することができました。しかしながら、なかには、私には理解できない

行動をとったり、会話が成立しないような方もおられて、その対応にはかなりの時間を無駄にしたと思います。絶対的な命令系統のない研究室の運営での難しさを感じました。そんな頃に、博士の学位取得が次の目標となってきました。これは、修士を卒業後4年を過ぎて学位申請ができるようになったためです。それまでの研究をまとめ学位論文として提出し、工学博士の学位を得ることができました。それまでの研究内容を振り返るよい機会であったとも考えています。現在は、出身学部の工学部から離れて医学研究科へ移籍しましたが、いままでの研究テーマをさらにすすめて研究を行なっています。

このように、画像の研究を始めてほぼ10年が経ちました。そして、研究を続けてきたよろこびは、なによりまして多くの優れた人と研究について議論ができたことです。藤田広志先生をはじめ、ここに名を挙げますと、国立名古屋病院・遠藤登喜子先生、愛知県がんセンター病院・岩瀬拓士先生、堀田勝平先生、名古屋大学・小寺吉衛先生、津坂昌利先生、名古屋文理大学・松原友子先生、新潟大学・佐井篤儀先生・李鎔範先生、岐阜高専・山田功先生、福岡大輔先生、畑中裕司先生、ほかにも、とてもとても多くの先生方がおられます。一学生であった私が研究者として認められようとしているもっとも大きな理由は、それら先生方とさまざまな議論ができるからであって、そして、紐解けば内田先生が築きあげられた研究分野と人材であるということに気づかないわけにはいきません。最後に、藤田広志先生からは、学生時代から研究機会のみならず、さまざまな活動の機会をいただいています。ここに心から感謝の意を表します。

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^{†,††}, 齊藤 明人[†], 柴崎 隆男[†], 伊関 洋^{††}

[†]オリンパス光学工業株式会社・〒192-8512 東京都八王子市久保山町 2-3

^{††}東京女子医科大学大学院先端生命医科学研究所先端工学外科学・

〒162-8666 東京都新宿区河田町 8-1

(2002 年 10 月 5 日受理)

Multi Function Navigation System

Nobuyuki HIRAI^{†,††}, Akito SAITO[†], Takao SHIBASAKI[†] and Hiroshi ISEKI^{††}

[†]Olympus Optical Co., Ltd.

2-3 Kuboyama-cho, Hachioji-shi, Tokyo 192-8512, Japan

^{††}Institute of advanced Biomedical Engineering and Science, Tokyo Women's Medical University

8-1 Kawada-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-8666, Japan

(Received October 5, 2002)

1. はじめに

近年、脳外科手術の低侵襲化に伴い、内視鏡下手術が普及しつつある[1,2]。内視鏡下手術では、観察、処置が可能な範囲が限られるため、術者に高度な技術が要求される。この問題を解決するため、我々はこれまで augmented-reality ナビゲーション (AR ナビゲーション) を開発してきた[3,4]。AR ナビゲーションでは、内視鏡のライブ映像に、腫瘍などの重要組織の CG 像を重畳することにより、オリエンテーションなどの有用な情報を直感的に理解しやすい形で術者に呈示している (Fig. 1)。このシステムは現在までに 10 例以上の臨床で使用され、効果を確認している。

しかし、手術が進行し術者が腫瘍を摘出するに従い、腫瘍の形状は変形する。その際には、術前画像に基づき作成したワイヤフレームは、処置後の腫瘍の正しい形状を呈示していない。また内視鏡映像では組織の表面の情報しか得られないため、腫瘍への処置後に 3 次元的な情報を得ることが困難となる。

このような問題への対応として、術中 OpenMRI 画像が有効である[5]。ある程度腫瘍を摘出した後、術中 OpenMRI 撮影を行なうことにより、①処置直

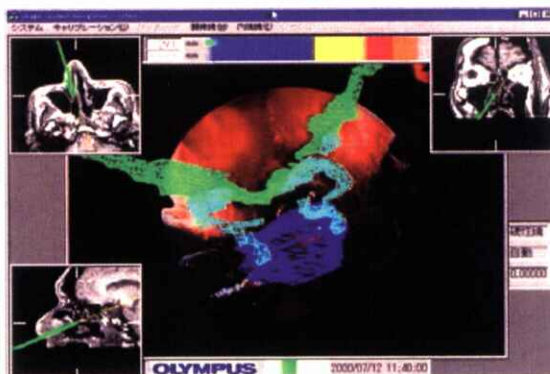


Fig. 1 Overlay controller displays the 3D wireframe models of target tumors along with anatomical landmarks onto the endoscope live image.

後の組織の情報をほぼリアルタイムに得ることが可能となる、②腫瘍の取り残しの確認が行なえる、などのメリットがあり、手術の安全性、信頼性をさらに高めることが可能となる。

そこで我々は、AR ナビゲーションを発展させ、OpenMRI 下でより信頼性の高い手術を行なえるシステムを開発した。本システムでは、先に説明した画像重畳と、術中 OpenMRI 画像を効率よく呈示可能な volume rendering 表示が大きな特徴となっている。volume rendering 表示では、手術器具の位置

に合わせた断面での CT/MRI 画像の 3 次元像をリアルタイムに呈示する (Fig. 2). volume rendering 表示は AR ナビゲーションと同期して機能しており、ともに内視鏡の移動に追従した情報が表示される。この機能により、術者は処置直後の腫瘍付近の組織構造を直感的に捉えることができる。

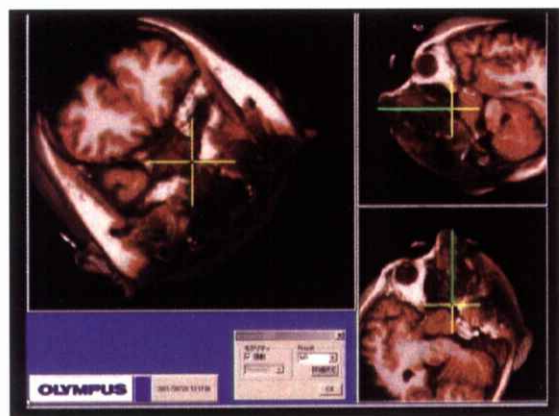


Fig. 2 Volume-rendering controller displays the sectional images of 3D CT/MRI data.

2. システム構成および詳細機能

Fig. 3 に本システムの構成を示す。システムの構成要素は、画像重畳コントローラ、volume rendering コントローラ、位置姿勢センサ、およびカメラコントロールユニットを含んだ内視鏡である。本章ではこれら構成要素とナビゲーション使用方法の詳細に

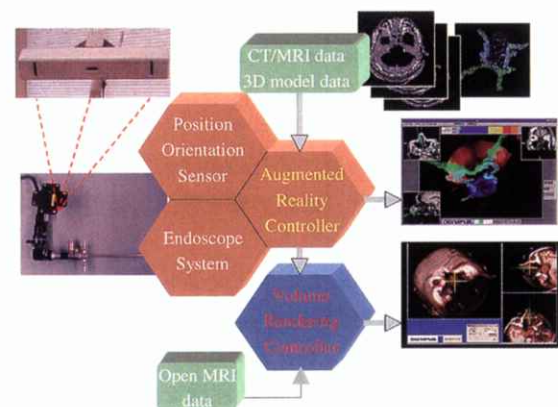


Fig. 3 Overall architecture of our AR-based navigation system with Open MRI monitoring capability.

ついて述べる。

手術前に、患者は CT/MRI マーカを設置したメガネ型の位置決めフレームを装着して CT/MRI の撮像を行なう。このフレームを、手術時に再び同じ位置に装着する。CT/MRI 撮影時に、額、鼻根に型取り材を用いて個人に固有の型を取っているため、手術時に再現性良く再装着が可能である。なお、このフレームは、直接骨に CT/MRI マーカを埋め込むボーンマーカと異なり非侵襲であり、再現性良く装着可能であること、また顔などに直接貼り付ける皮膚マーカのように位置ずれの恐れがないことが大きな特徴となっている。次に位置決めフレームを装着して撮像された CT/MRI 画像より、我々が開発したデータ作成・シミュレーション用のアプリケーションを使用し、CT/MRI マーカ位置を抽出する。これらの手順から、患者実体と CT/MRI 画像間の座標変換を行なうことにより、手術時の患者実体と術前 CT/MRI 画像の位置合わせが可能となる。マーカ位置の抽出と同時に、腫瘍、視神経、内頸動脈といった重要組織の関心領域を指定してサーフェスレンダリングを行ない、3 次元ワイヤフレーム像を作成する。ワイヤフレーム像の作成は、術前計画としても有効である。作成したワイヤフレーム像は画像重畳コントローラに送信される。

位置姿勢センサ (FlashPoint5000, ImageGuided Technology 社) では、内視鏡、位置決めフレームに取りつけられた赤外線 LED 位置をカメラで測定して、患者頭部に対する内視鏡の位置をリアルタイムに算出する。ここで算出された位置姿勢情報についても、リアルタイムに画像重畳コントローラに送信される。

画像重畳コントローラでは、位置姿勢センサから受け取った内視鏡、患者の位置情報をもとに、重要組織のワイヤフレームを内視鏡映像に重ねて表示する。重畳する像はワイヤフレームなので内視鏡映像を参照する際の邪魔にはならず、ワイヤフレーム像と内視鏡映像を共に参照する事が可能である。位置合わせの精度は 1mm 程度となっており、精度良く重畳されている。また、ワイヤフレームに関して、内視鏡レンズの歪に関する補正を行なっていること

も大きな特徴であり、重畳精度向上に寄与している。執刀医の経験が歪を持った内視鏡画像がベースになっていることから、歪みの補正については、ワイヤフレームを内視鏡画像に合わせて歪ませることで対応している。

画像重畳コントローラはこれ以外にも有効な情報を呈示している。まず、画面上部に、腫瘍から内視鏡先端までの距離がバーにより表示される (Fig. 1)。この距離情報は、2次元的な内視鏡映像では得られない奥行き方向の距離情報を補うものになる。さらに、アキシャル、サジタル、コロナル (axial, sagittal, coronal) の3断面が画面の周辺部に呈示されている (Fig. 1)。これら3断面図上では、患者頭部に対する内視鏡位置が緑色の太線で示され、処置の様子がわかりやすく表示される。また、内視鏡の視線方向が、図の中で緑の太線の先端から伸びた黄色の細線により示される。これらの表示は、直視鏡のみならず、30°の側視鏡に対しても有効である。3断面図は術前のCT/MRI画像、更にOpenMRI画像についても表示可能である。

一方、volume rendering コントローラは画像重畳コントローラおよびOpenMRIと連携して、手術中の内視鏡軸に垂直な平面を切断面とした3次元のvolume rendering像をリアルタイムに表示する。また、この面に対して垂直な2つの面も表示する (Fig. 2)。volume rendering機能は、術前CT/MRI、術中OpenMRI いずれに対しても有効である。

下垂体付近の腫瘍に対する、内視鏡を使用した経鼻の手術における本システムの使用風景を Fig. 4 に示す。Fig. 4では、画面中央に液晶ディスプレイが2つ配置されており、左側がARナビゲーション表示、右側がvolume rendering表示となっている。臨床時に使用するモダリティ画像に関しては、手術開始から腫瘍に至るまでの過程ではCT画像を、腫瘍付近ではMRI画像を、また処置直後の腫瘍付近の観察にはOpenMRI画像を使用する場合が多い。手術は Fig. 5 のような手順で進められる。まず手術開始時には、術者は術前CT/MRI画像によるナビゲーションを使用して手術を進める。手術が進み腫瘍がある程度取り除かれた後、術中OpenMRI撮影を行

Augmented Reality Navigation Volume Rendering Navigation



Fig. 4 Typical scene of endoscopic surgery.

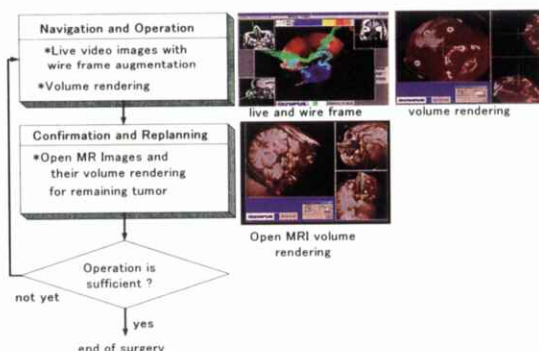


Fig. 5 Surgical procedures in our AR-based navigation system with Open MRI monitoring capability.

なう。執刀医は、術中OpenMRI画像のvolume rendering表示により残存腫瘍の確認を行なう。更なる腫瘍の摘出など、手術の継続が必要な場合には、volume rendering機能による術中OpenMRI画像の3次元表示が、手術中の再計画およびその後の手術進行に特に有効となる。

なお、OpenMRIは東京女子医科大学に設置されたAIRIS II (0.3T, 日立メディコ)を使用している。また、リアルタイムにvolume renderingを実現するため、レンダリングボードVolumePro500 (RealTime Visualization)を使用している。

3. 臨床試用

本システムは東京女子医科大学において、下垂体付近の腫瘍に対し、AR機能のみで12例、複合型システムでは8例の臨床で試用した。本システム使用時には、ナビゲーションにより内視鏡位置が把握

できるため X 線透視 C アームを使用する必要がない。このため、患者のみならず医師に対しても内視鏡位置確認のための X 線透視時の被曝リスクが軽減される。これらの臨床試用を通し、本システムの有効性が確認されている。

4. 結 論

AR ナビゲーションおよび術中 OpenMRI 画像を使用したナビゲーションシステムを開発した。AR 機能で 12 例、複合型システムで 8 例の臨床で使用し、その有効性が確認された。AR 機能は内視鏡のオリエンテーション把握に非常に有効である。また術中 OpenMRI 画像の volume rendering 機能により、術中に残存腫瘍を容易に確認でき、手術の進行や摘出後の再計画に貢献している。これらを併用することにより、内視鏡下でより安全、確実な手術が可能となった。

参考文献

- [1] Jolesz, F.A. : Image-guided procedures and the operating room of the future. Radiology, 204, 601-612, 1997.
- [2] Taylor, R. H. (eds.) : Computer-Integrated Surgery, MIT Press, 1996.
- [3] Akatsuka, Y., et. al. : Navigation System for Neurosurgery with PC platform, Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2000, 10-16, 2000.
- [4] Akatsuka, Y., et. al. : AR Navigation System for Neurosurgery, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention Proceedings, 833-838, 2000.
- [5] Jolesz, F.A., Nabavi A., Kikinis R. : Integration of Interventional MRI With Computer-Assisted Surgery, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 13, 69-77, 2001.

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^{†††††}

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

[†]金沢大学医学部保健学科・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

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

^{†††}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 13-1

^{†††††}キヤノン株式会社 宇都宮光学機器事業所・〒321-3292 栃木県宇都宮市清原工業団地 20-2

^{†††††}京都桂病院・放射線科・〒615-8256 京都市西京区山田平尾町 17

(2002 年 6 月 9 日, 最終 2002 年 11 月 1 日受理)

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^{†††††}

Graduate school of Medical Science, Kanazawa University ;

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

[†]School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kanazawa University ;

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

^{††}Department of Radiology, Kanazawa University Hospital ;

13-1 Takaramachi, kanazawa, 920-8642, Japan

^{†††}Department of Radiology, Kanazawa University Hospital ;

13-1 Takaramachi, kanazawa, 920-8642, Japan

^{††††}DR Systems Development Dept.5, CANON INC ;

20-2 Utsunomiya, 321-3292, Japan

^{†††††}Department of Radiology, Kyoto Katsura Hospital ;

17 Hiraomachi, Yamada, Nishikyoku, Kyouto, 615-8256, Japan

(Received June 9, 2002, in final form November 1, 2002)

Abstract : Dynamic chest radiographs could be obtained in a screening examination using a dynamic flat-panel detector. The dynamic images will provides not only conventional anatomical information but also respiratory kinetic information easily and cost-efficiently. The purpose of this study is to develop the method of quantitative analysis for respiratory kinetics on dynamic chest radiographs. We obtained the dynamic images of six healthy volunteers during respiration using the dynamic flat-panel detector. Our computerized method quantified the movement of diaphragm and lung markings, and the change of density in local area on these images. The results suggest that this computerized method may aid radiologist for the evaluation of lung diseases in a screening examination.

Key words : Dynamic Chest Radiograph, Respiratory Kinetics, Computer Analysis, Flat-Panel Detector, Screening

1. はじめに

胸部単純 X 線写真は胸部疾患のスクリーニング

として広く用いられている。通常、深吸気時に撮影され、肺野病変のスクリーニングや心拡大の評価に利用されている。従って、静止画像としての情報は

多いものの、呼吸による動きや心拍動については評価できない。

現在、呼吸性動態の画像解析は Dynamic MRI や Dynamic CT を用いて行われている。例えば、横隔膜や胸郭の移動量や肺野内局所の濃度変化の呼吸性動態情報が、肺気腫や肺容積減少手術の効果判定に有用であると報告されている^[1,2]。また、腫瘍状陰影の呼吸性動態の有無が、胸壁浸潤判定に有用であるとも報告されている^[3,4]。イメージ・インテンシファイヤー(I.I.)動画像を対象にした研究では、横隔膜や肺内構造物の呼吸性移動および肺野内局所の呼吸性濃度変化の定量化が行われている^[5,6]。しかし、撮像視野の制限や幾何学的歪みが問題となっている。

近年、フラットパネルディテクタ(FPD)の臨床への導入が進んでいる。特に注目すべきことは、現在開発が進められている大視野の動画対応 FPD を用いることで、胸部動画像の取得が可能となることである。すなわち、この胸部動画像をコンピュータ解析することによって、従来の解剖学的所見に動態情報を付加できる可能性がある。

本研究の目的は、胸部動態画像診断のためのコンピュータ解析法を開発することにある。今回は FPD 改造機で撮影した正常ボランティア6名の胸部動画像を対象に、横隔膜の移動量、肺内構造物の呼吸性移動ベクトル、肺野内局所の呼吸性濃度変化の定量化を試みたので報告する。

2. 対象および方法

2.1 画像の取得

FPD 改造機(CXDI-22, CANON Co., Ltd, Tokyo)を用いて、6名の正常ボランティアの呼吸過程を撮影した。撮影体位は従来の胸部単純X線撮影と同様に、立位正面背腹方向とした。撮影時に放射線技師はボランティアに対して次のような合図を出した。「はい、息を吸って。1, 2, 3, 4, はい、吐いて。1, 2, 3, 4, はい、終了です。」(下線部撮影中)。前半のカウント時が吸気相で、後半のカウントが呼気相となり、かつ最大吸気と通常呼気になるように撮

影前に練習を行った。撮影条件は 120kV, 80mA, 3.2 msec, 3fps とし、10 秒間で 30 枚の胸部 X 線画像を連続的に取得した。この時の被曝線量は我々の施設で Fuji Computed Radiography (FCR) (Fuji Medical Systems Co., Ltd., Tokyo)を用いて胸部 X 線写真(正面像)を撮影した時の約 1.5 倍に相当する。なお、ボランティアにはこの撮影に関する十分な説明を行って同意を得た。画像サイズは 43cm×43cm で、マトリックスサイズは 2688×2688 (pixels)、階調数は 4096 Gray Scale である。撮影された胸部動画像をパーソナルコンピュータ(OS: Windows2000 (Microsoft, USA), 開発環境: C++Builder (Borland, Scotts Valley, USA))に転送して解析した。

2.2 画像解析アルゴリズム

Fig. 1 にアルゴリズムの概要を示す。解析を始め

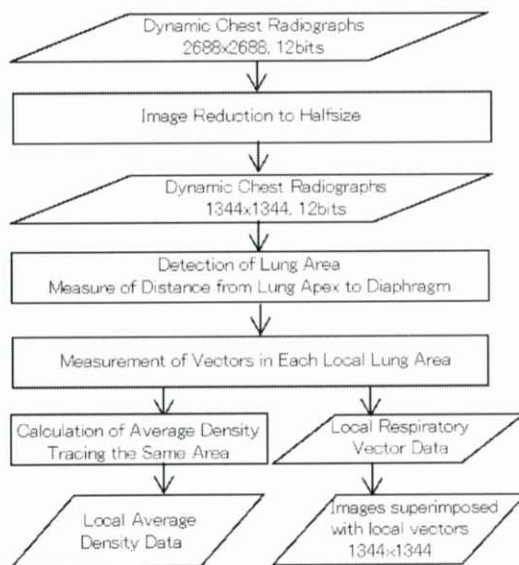


Fig. 1 The overall scheme of our analysis technique.

る前に、処理時間短縮のために胸部動画像のマトリックスサイズを半分の 1344×1344 に縮小した。まず呼吸による体の動きを補正するために肺野外側より算出した胸部中心線を目安に全てのフレームに対して位置合わせを行った。肺野領域を認識させて、肺尖部の一番高い 1 点から横隔膜までの距離を計測

した^[5,7,8]。横隔膜動態の解析結果を呼吸位相の指標にも利用した。次に胸部動画像を格子状の局所領域に分割し、局所領域ごとにブロックマッチングの手法により呼吸性移動ベクトルを測定した^[9,10]。この際の局所領域サイズは計算時間と解析精度を考慮して肋骨間距離とした^[11]。それぞれの局所領域ですべてのフレームを通して同一部位を追跡しながら平均濃度を算出した^[6]。

3. 結 果

Fig. 2(a)に肺尖部から横隔膜までの距離の時間

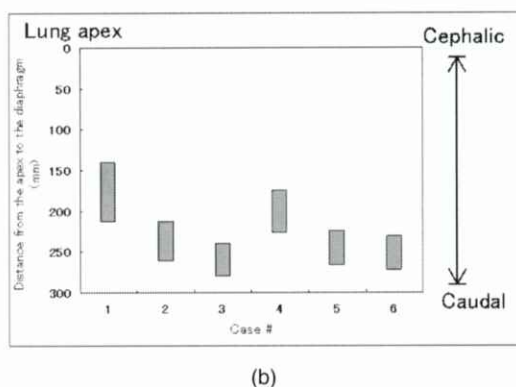
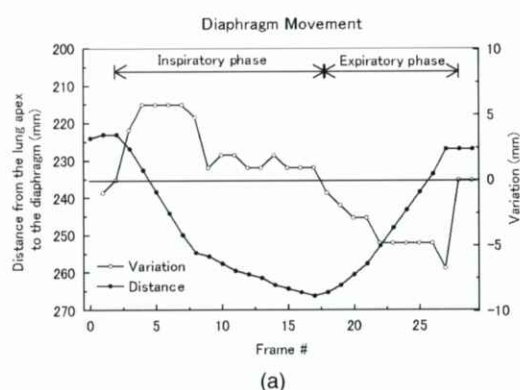


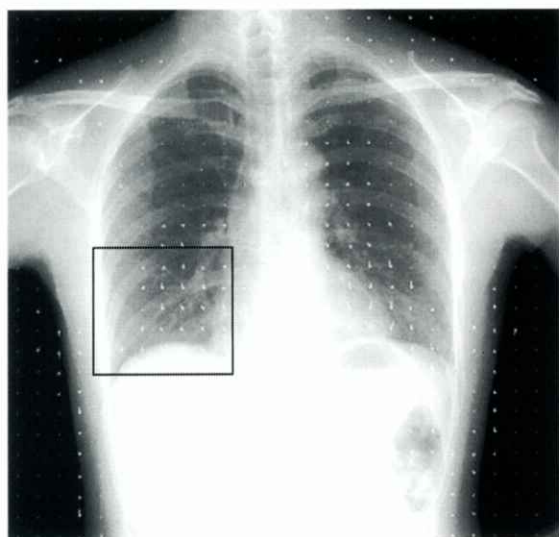
Fig. 2 Diaphragm movement. (a) Distance from the lung apex to the diaphragm curve in the right lung of a healthy volunteer. Diaphragm movement was used for index of respiratory phase. (b) Range of diaphragm movement from inspiration to expiration in six healthy volunteers. The lung apex corresponds to 0 at the vertical axis. Range of diaphragm's position are shown as bar graphs.

変化を示す。その距離の変化量が正である、すなわち肺が拡張するフレームを吸気相とし、負であるフレームを呼気相と推定した。この症例の場合、横隔膜の最大移動量は約4.5cmであった。Fig. 2(b)に6名の正常ボランティアについての、横隔膜の移動量を示す。肺尖部から横隔膜までの距離においても、横隔膜の移動量においても、大きな個人差が見られた($p<0.01$)。

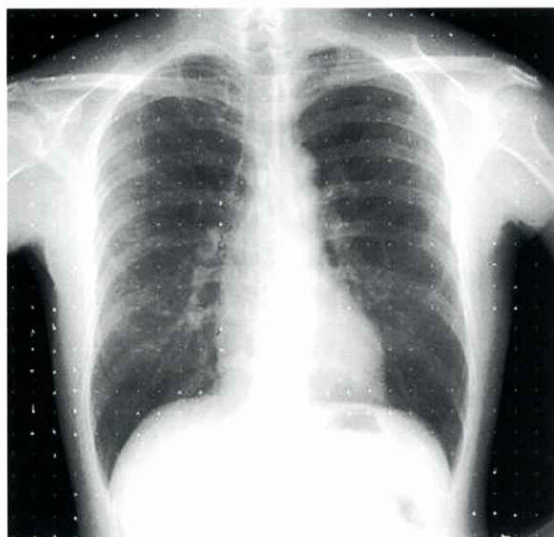
Fig. 3(a-c)に局所の呼吸性移動ベクトルを表示した画像を示す。矢印は画像上の肺内構造物が1つ前のフレームからどの方向にどの程度動いてきたのかを示している。Fig. 3(a)は2フレーム目から3フレーム目(吸気相)にかけての呼吸性移動ベクトルを3フレーム目の画像に表示した画像である。横隔膜付近と下肺野の肺紋理上に下向きに長い矢印があることが確認できる。また、大動脈弓付近および肺門部には末梢方向に向かう短い矢印がある。上肺野の呼吸性移動ベクトルは下肺野に比べると小さい。Fig. 3(b)は17フレーム目から18フレーム目(最大吸気位)にかけての呼吸性移動ベクトルを18フレーム目の画像に表示した画像である。肺野内全体で呼吸性移動ベクトルはほぼ0であった。Fig. 3(c)は23フレーム目から24フレーム目(呼気相)にかけての呼吸性移動ベクトルを24フレーム目の画像に表示した画像である。横隔膜付近および下肺野の肺紋理上に上向きに長い矢印がみられ、肋骨付近に下向きに長い矢印がみられる。吸気相と同様に下肺野の肺紋理が呼吸により大きく動いているにも関わらず、上肺野での呼吸性移動ベクトルはほぼ0であった。

Fig. 4(b,c)はFig. 4(a)に示す局所領域での濃度の時間変化である。吸気相ではピクセル値が上昇し、呼気相では低下している。吸気相では肺の中の空気が増加し、呼気相では減少する。それに伴いX線透過性は吸気相で上昇し、呼気相で低下する。この事実を反映する結果が得られた。

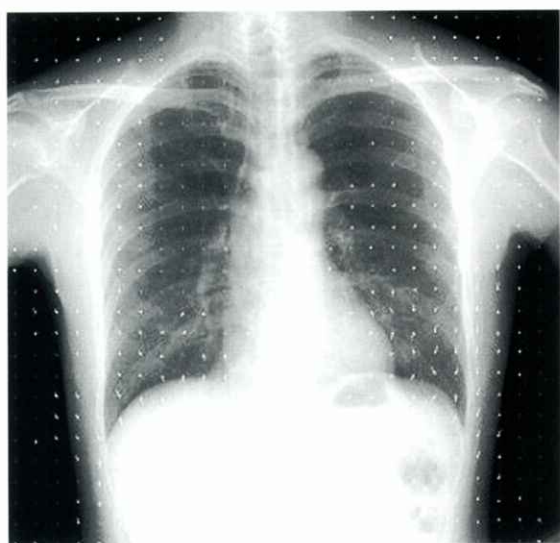
Fig. 5は、6名の正常ボランティアの呼吸性濃度変化量の平均値と標準偏差を示す。左右どちらの肺野についても下肺野が上肺野に比べて、呼吸性濃度変化は有意に大きい。上肺野は左右で有意に差はないが、下肺野は左右で有意に差がある($p<0.01$)。



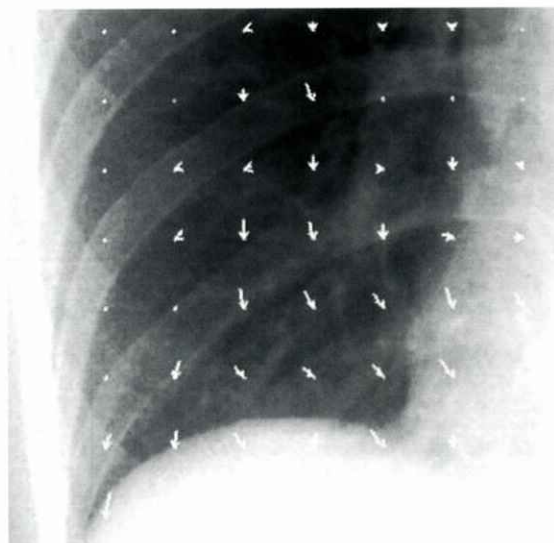
(a)



(b)



(c)



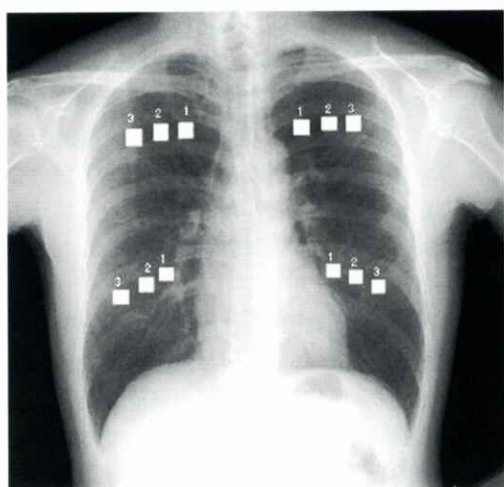
(d)

Fig. 3 Images with local vectors. The arrows show local vectors from the previous frame. (a) At the beginning of inspiration from frame# 2 to frame# 3. (b) At maximum inspiration from frame# 17 to frame#18, diaphragm doesn't move. (c) At expiratory phase from frame#23 to frame#24. (d) The enlargement at the small square on Fig. 3 (a).

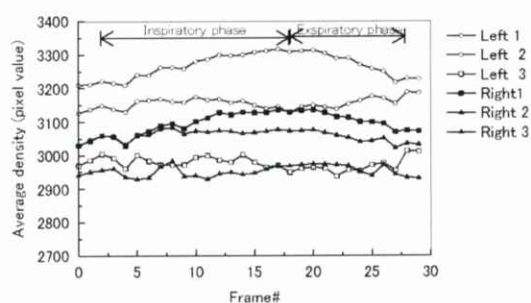
4. 考 察

スクリーニング胸部動態画像診断のためのコンピュータ解析ツールを開発するために、FPD改造

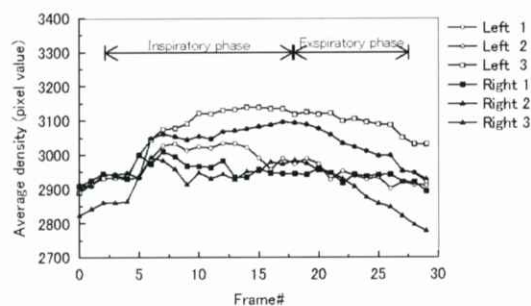
機で撮影した胸部動画像を対象に、呼吸性動態の定量化を行った。今回定量化したのは横隔膜の移動量、肺内構造物の呼吸性移動ベクトル、肺野内局所の呼吸性濃度変化である。この基礎的な検討において、



(a)



(b)



(c)

Fig. 4 Local density in lung field. (a) Local density was measured in the small square drawn on the image. The numbers shown in the image correspond to the series number in Fig. 4 (b-e). Relationship between average density and frame#(b)in the upper local lung field, (c) in the lower local lung field. m's position are shown as bar graphs.

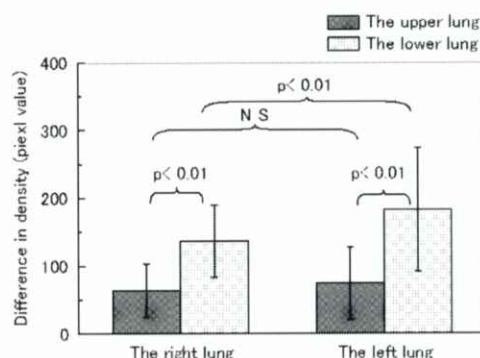


Fig. 5 Average difference in local density and its standard deviation in six healthy volunteers.

胸部動画像を対象に呼吸性動態をコンピュータによって定量的に解析した。本法により従来の解剖学的所見に動態情報を付加することが可能となり、画像診断に有用であることが示唆された。

横隔膜の形態および位置情報から、慢性閉塞性肺疾患(COPD)や拘束性肺疾患等の診断が可能である。拘束性肺疾患では横隔膜の位置は高くなるが、形態に変化はない。また、COPDでは横隔膜の位置は低くなり、形態は平らになる。しかし、横隔膜の形態および位置の正常範囲には幅がある^[12]。すなわち、上記の解剖学的所見に呼吸による横隔膜動態情報を付加することによってスクリーニングのための画像診断を支援することが期待される。吸気および呼気の二位相を撮影することによっても横隔膜移動量を評価することは可能である。しかし、本法による胸部動画像では吸気位から呼気位への変化過程や左右の同調性の解析も可能である。しかも、胸部単純X線写真の1.5倍の被曝線量であり、動態撮影に適切な撮影条件の検討により、さらに被曝線量を低減できることも考えられる。

また、呼吸性移動ベクトル解析では、局所の移動量とその向きを定量的に自動計測が行えた。また、視覚的に認知することも可能となった。肺内陰影の形態情報に動態情報を付加することによって、葉気管支レベルの中枢閉塞型肺癌と末梢肺炎との鑑別の可能性もあると考えている。

呼吸性濃度変化の解析では、吸気でピクセル値が

上昇し、呼気で減少するという結果が得られた。これは呼吸による X 線透過性の変化を反映したものである。すなわち、6 名の正常ボランティアの呼吸性濃度変化は正常な呼吸生理学的現象を示していると考えられる。横隔膜が停止しているときでも濃度に変化しているのは、心拍動に伴って肺血管陰影が収縮するためであると考えられる。上肺野では左右差がないにも拘らず、下肺野で有意差があったのは、肺内の肺紋理密度の違いによるものであると考えられる。文献的には肺野内局所の濃度は肺紋理の集散程度により変化し、肺紋理は肺胞の含気・排気により拡散・収縮すると述べられている^[13]。すなわち、本法により肺気腫における air trapping のように呼吸性濃度変化に異常を示す肺疾患の診断および定量評価の可能性が示唆された。

本法の対象疾患として、COPD、拘束性肺疾患、横隔神経麻痺、気管支異物、肺癌、肺炎を想定している。また、胸部動画像より作成した胸部差分動画像により、正常構造物の陰から出現するような腫瘍状陰影を検出できると考えている。特に COPD は世界的に罹患率が上昇し、高齢者に多発している(死因：アメリカ、第 4 位/日本、第 8 位)。長期管理が必要のために医療経済的に効率のよい管理法が求められている^[14]。本法は精密検査のような精度は望めないとしても、簡便かつ低コストで行なえる呼吸性動態解析法として期待できる。

しかし、呼吸性動態解析の有用性は精密検査においては示されているものの、本法は初めての試みであるため、診断的有用性のエビデンスがない。したがって、これまでに開発したコンピュータ解析法の臨床的価値を評価することと、他の呼吸機能検査との相関性を明らかにすることが今後の課題である。我々は差分動画像の解析も進めている^[15]。差分動画像の有用性については LL-X 線 TV システムで撮影した動画像を対象に報告されている。その報告によれば、差分動画像では気管支分岐形態を容易に描出できるので、内臓心房位を推定し、複雑心奇形の診断が可能である^[16]。

胸部動画像が二次元投影像であるため、動態解析の精度には限界がある。また、胸部単純 X 線写真

上に描出される肺紋理は、実際の肺血管および気管支等の 1/3 にすぎないため、動態の検出にも限界がある。前述のように、精密検査のような精度を求めるのではなく、“簡便かつ低コストに動態情報を得るためのスクリーニング検査”という位置付けで開発することが重要であると考ええる。また、前後方向の動態情報は、側面の動画像を撮影することで取得可能となる。

今回は撮影装置の性能に合わせて、撮影条件および撮影方法を決定した。しかし、呼吸性動態を効率的にかつ精度よく解析することが可能な条件について検討する必要がある。撮影法に関しては呼吸ペースや撮影時の合図の出し方について、撮影条件に関しては X 線発生装置側と FPD 側の両方の条件についての検討が急務である。

5. ま と め

現在開発が進められている大視野の動画対応 FPD を用いることによって、胸部動画像の取得が可能となる。この胸部動画像をコンピュータ解析することで、従来の解剖学的所見に動態情報を付加できる可能性がある。我々はスクリーニング胸部動態画像診断のためのコンピュータ解析ツールを開発し、良好な結果を得た。このコンピュータ解析法の臨床的価値を評価することと、他の呼吸機能検査との相関性を明らかにすることが今後の課題である。我々は、スクリーニング胸部動態撮影法を開発することと、胸部動画像を対象としたコンピュータ支援診断(CAD)システムを開発することを目指している。

謝 辞

大阪府済生会吹田病院放射線科の尾辻秀章先生には、本研究の対象疾患に関する助言をしていただきました。感謝申し上げます。

文 献

- [1] Suga K, Tsukuda T, Awaya H, et al.: Impaired

Respiratory Mechanics in Pulmonary Emphysema. Evaluation with Dynamic Breathing MRI. *JMRI*, 10, 510-520, 1999.

- [2] Miniati M, Filippini E, Falaschi F, et al. : Radiologic Evaluation of Emphysema in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Am J Respir Crit Care Med*, 151, 1359-1367, 1995.
- [3] Sakai S, Murayama S, Murakami J, et al. : Bronchogenic Carcinoma Invasion of the Chest Evaluation with Dynamic Cine MRI During Breathing. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 21 (4), 595-600, 1997.
- [4] Murata K, Takahashi M, Mori M, et al. : Chest Wall and Mediastinal Invasion by Lung Cancer : Evaluation with Multisection Expiratory Dynamic CT. *Radiology*, 191, 251-255, 1994.
- [5] 田中利恵, 真田茂, 鈴木正行他 : 呼吸性動態解析の可能な新しい胸部 X 線撮影法. *日放技学誌*, 58(5), 665-669, 2002.
- [6] 田中利恵, 真田茂, 鈴木正行 他 : 新しいスクリーニング胸部 X 線撮影法による肺紋理の移動解析および肺野内局所の濃度解析. *日放技学誌*, 58(11), 2002. (In press)
- [7] Powell GF, Doi K, Katsuragawa S. : Localization of inter-rib spaces for lung texture analysis and computer-aided diagnosis in digital chest images. *Med Phys*, 15, 581-587, 1988.
- [8] Li L, Zheng Y, Kallergi M, et al. : Improved method for automatic identification of lung regions on chest radiographs. *Acad Radiol*, 8, 629-638, 2001.
- [9] 木村一郎, 植村知正, 奥野武俊 著 : 2 次元速度情報の計測, 可視化情報計測, 7-80, 近代科学社, 2001.
- [10] Kano A, Doi K, MacMahon H, et al. : Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change. *Med Phys*, 21, 453-461, 1994.
- [11] 八木信行, 井上誠喜, 林正樹, 他 : C 言語で学ぶ実践デジタル映像処理改訂 2 版, 206-252, オーム社, 2001.
- [12] Suwatanapongced T., Solne RM, Gierada DS : Diaphragm Position and Shape on Standard Chest Radiographs in Patients with Normal, Obstructive, and Restrictive Pulmonary Function. *Radiology* 217(P), 647, 2000.
- [13] Squire LF, Robert A. : Overexpansion and collapse of the lung, In: *Fundamentals of radiology*. 4th ed. Cambridge, 88-89, Harvard University Press, 1988.
- [14] 泉 孝英 : 第 1 章 慢性閉塞性肺疾患の概念・定義, 最新医学別冊, 新しい診断と治療の ABC1, 慢性閉塞性肺疾患—慢性気管支炎・肺気腫— 呼吸器 1, 9-32, 最新医学社, 2001.
- [15] 田中利恵, 真田茂, 鈴木正行, 他 : スクリーニング胸部動態画像診断のための差分画像解析. *信学技報*. 102(299), 19-23.
- [16] 柴 信行, 木村晃二, 太田光重, 他. : Digital fluorography を応用した複雑心奇形の気管分岐型同定. *臨床放射線*, 35, 259-263, 1990.

手関節における三次元動態撮像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^{††††}

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

^{††}福井医科大学附属病院放射線部・〒910-1193 福井県吉田郡松岡町下合月 23-3

^{†††}大阪大学附属病院放射線部・〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-15

^{††††}金沢大学付属病院放射線部・〒920-8641 石川県金沢市宝町 13 番 1 号

(2002 年 10 月 5 日, 最終 2002 年 11 月 18 日)

Digital Dynamic Radiography with 3-D and Kinetic Analysis for the Wrist

Norio HAYASHI, Shigeru SANADA[†], Masayuki SUZUKI[†], Yasuhiro FUJIWARA^{††},
Kuniyuki HIDAKA^{†††} and Takeshi MATSUI^{††††}

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

[†]School of Health Sciences Kanazawa University, Kodatsuno 5-80, Kanazawa-shi, Ishikawa 920-0942, Japan

^{††}Fukui Medical University Hospital, Shimoaiduki 23-3, Matsuoka-tyou, Yoshida-gun, Fukui 910-1193, Japan

^{†††}Osaka University Hospital, Yamadaoka 2-15, Suita-shi, Osaka 565-0871, Japan

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

(Received October 5, 2002, in final form November 18, 2002)

Abstract : Sequential wrist images were taken at 5-degree rotational interval from a pronate to supinate position (180 degrees). A tentative rotational center was obtained automatically by image analysis. We analyzed the sinogram obtained from the profile data of each image and calculated the true rotational center. Axial images were reconstructed using filtered back projection. These reconstructed images were more accurate than images that were reconstructed without analyzing the sinogram.

The sinogram was derived of ulnar and radius profile data. This sinogram was used to reconstruct more accurate images. These images are easily converted into 3D or multi planar reconstruction.

These results indicate that rotational imaging provides additional diagnostic information like 3D structure and kinetic data.

Key words : dynamic FPD, wrist, sinogram, Computer analysis.

1. はじめに

現在、臨床の現場で、従来のスクリーン/フィルム系のエックス線撮影から、CR やフラットパネルディテクタを用いたデジタルエックス線撮影に移行しつつある。デジタル撮像機器の普及で、簡単に画像処理や画像解析を行うことが可能となった。さらに動画対応フラットパネルディテクタを用いると、従来の静態診断から動態診断の可能性がでてきた[1-2]。今回は整形外科の領域で検査の頻度が高

い手関節を動態診断の対象とした[3]。手関節では、従来は主として、正面、側面などの静止画を対象に検査が行われている。ところが、手関節を回転させながら撮影を行うことで、他方向からの手関節の観察が可能となる。さらに、回転させて得た回転画像から逆投影法で、断層像を再構成することもできる。しかし再構成の際の回転中心は実際の回転中心とは異なっているために、回転中心の不一致に伴うアーチファクトが見られる。この回転中心の不一致に伴うアーチファクトをサイノグラム上で補正して、断

層像を適切に再構成する方法を検討した。そして得た断層像から MPR (Multi Planar Reconstruction) 画像や 3-D 再構成を行った[4-5]。

2. 方 法

2.1 対象および使用機器

健常ボランティア 1 名(男性, 49 才)の手関節を対象として, FCR-7000(Fuji Film)を用いて撮影した。撮影した画像はパーソナルコンピュータ Net Vista (IBM)に転送して解析を行った。解析プログラム開発には C++Builder5 (Borland)を使用した。

2.2 撮影方法

本研究は、動画対応フラットパネルディテクタを用いた検査を想定しているが、装置を現有していない。そのために、今回は FCR-7000 を用いて、手関節を回内 90 度から回外 90 度までの 5 度間隔で、時系列に手を回転させながら撮影した。撮影条件は管電圧 45kV、管電流 3.6mAs であり、撮影した画像サイズはマトリックスサイズ 2510×2000、ピクセルサイズ 0.1mm、階調数 10bit である。手関節の回転回転画像の一部を Fig. 1 に示す。

2.3 断層像再構成法

2.3.1 再構成法

回転画像で作成した投影データから、フィルタ補正逆投影法を用いて断層像を再構成した。ここで用いるフィルタ関数は、通常の再構成に用いられている Shepp&Logan を用いた。

2.3.2 基準回転中心の決定および投影データの作成

回転画像から投影データを作成するためには、そのすべての画像中において、基準となる回転中心を定める必要がある。そのために、月状骨近位端の位置で、両端の皮膚面の中点を仮の基準回転中心とした。Fig. 2 に手関節画像中の基準回転中心を示す。このようにして定めた基準回転中心から、それぞれの回転画像の投影データを作成した。



Fig.1 X-ray sequential images from pronation to supination of wrist.

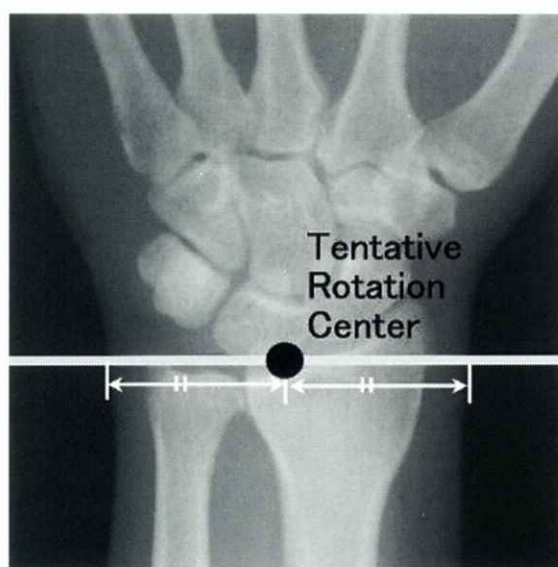


Fig. 2 A wrist image pointed Basic Rotation Center for reconstruction. The horizontal line through a juxtaposition of lunate bone. In the line, skin edges are found. The midpoint of these edges is defined as Basic Rotation Center.

2.4 回転中心補正法

2.3 で設定した基準回転中心と実際の回転中心とは異なっている。このズレを評価し、補正するために、投影データを用いてサイノグラムを作成した。

2.4.1 回転中心のズレの評価

得た投影データが、実際の回転中心と一致しているか否かを簡便に評価するためにサイノグラムを用いた。ある断面において、回転中心から距離 d 、角度 θ の位置に物体があるとする。この物体と回転中心の関係を Fig. 3(a) に示す。この物体は、サイノグラム上ではサインカーブを描く [6]。このときサイノグラムの縦軸を ϕ 軸 (手の回転角度) として、横軸を r 軸 (中心からの距離) とすると、サイノグラム上での物体の成分は次式で示すことができる。

$$r = d \times \sin(\phi - \theta)$$

すなわち、断面上のある物体の重心は、もし回転中心が一定であれば、サイノグラムはサインカーブを描く。今回は対象とする橈骨、尺骨の重心と中心はほぼ一致しているとした。仮に回転中心が一致し

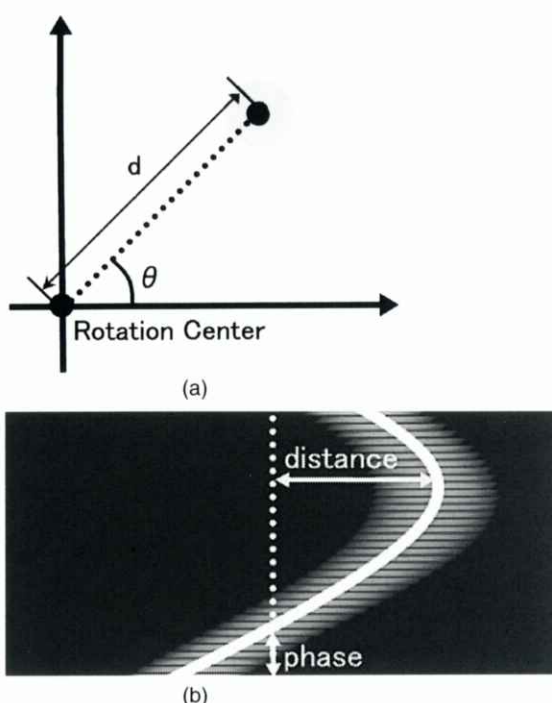


Fig. 3 Theory of the sinogram. (a) A point object. (b) The sinogram acquired from the object.

ていなければ、重心はサインカーブを描かない。

2.4.2 回転中心の補正法

サイノグラム上でサインカーブを描かない場合、サイノグラムをシフトさせることで、多少の位置情報のズレは発生しても、回転中心の移動に伴うアーチファクトを大幅に減少させることができる。正しく再構成を行いたい物体のサイノグラム上での成分に着目して、その成分の中心を求める。得た中心から最小 2 乗法を用いてサインカーブに近似させる。その近似式と中心のデータから、中心が近似式に合うようにサイノグラムを適切にシフトさせた。

2.5 シミュレーション

正しく再構成するための正しい回転中心があるべき場所がないときに再構成画像上でどのようなアーチファクトが発生するのか、そして本研究で述べる補正法によって、回転中心を正しい場所にシフトさせ、正しく再構成を行えるかを評価するために

シミュレーションを行った。

2.5.1 サイノグラムの作成

橈骨，尺骨を想定して，Fig. 4(a)に示すようなシミュレーション原画像を作成した。この原画像を対象として，0度から180度まで5度間隔で投影

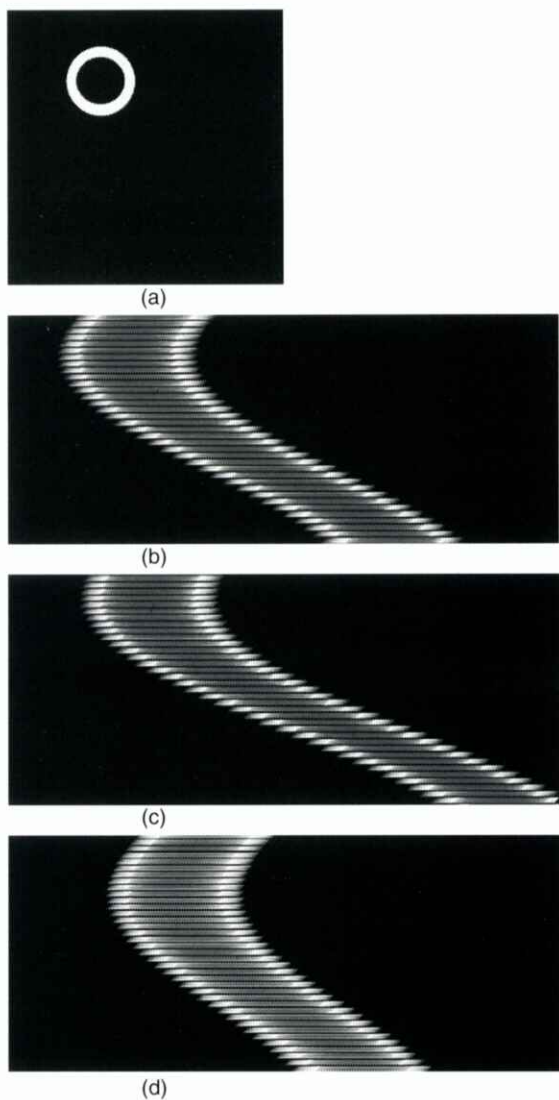


Fig. 4 Simulation of rotation shift.

- (a) A simulation image.
- (b) Corrected centered sinogram.
- (c) Uncorrected centered sinogram.
- (d) Corrected sinogram.

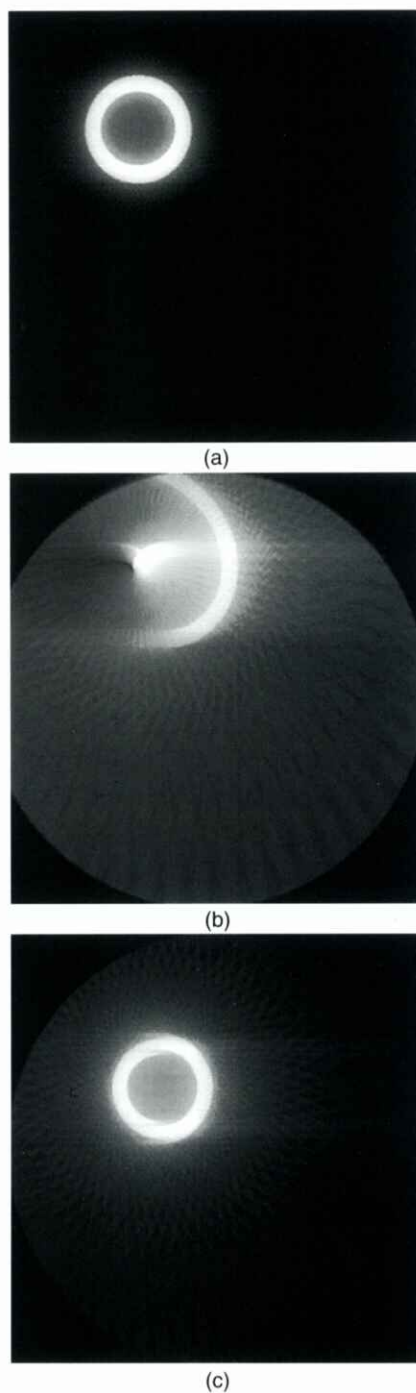


Fig. 5 Sinogram acquired from x-ray sequential images of wrist.

- (a) Uncorrected sinogram.
- (b) Corrected sinogram.

データを作成し、その投影データからサイノグラムを作成した。回転中心の移動のないサイノグラムを Fig. 4(b)に示す。つぎに、投影データを作成する際に、回転中心を故意に移動させた場合のサイノグラムの1例を Fig. 4(c)に示す。回転中心を移動させる際に、その移動量は投影角度ごとに異なる。

2.5.2 回転中心移動の補正

2.5.1で回転中心を移動して作成したサイノグラムを対象にして、今回の回転中心補正法を試した。Fig. 4(c)のサイノグラムに対して、回転中心の移動を補正したサイノグラムを Fig. 4(d)に示す。それぞれのサイノグラムから投影データを作成して、2.3.2で示した再構成法を用いて再構成を行った。

2.6 実際の手関節を対象とした補正および再構成

2.6.1 サイノグラムの取得

手関節回転画像において、設定した基準回転中心をもとに投影データを作成して、サイノグラムを作成した。Fig. 6(a)に橈骨遠位端から4cm近位側の断面を対象として作成されたサイノグラムを示す。こ

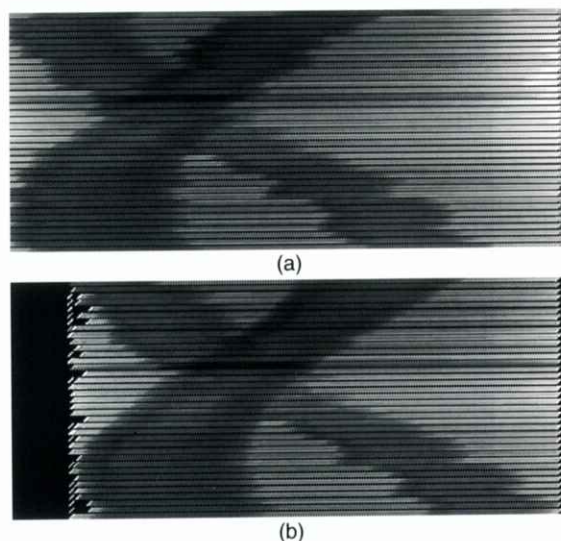


Fig. 6 Reconstruction images from simulation sinograms.

- (a) Reconstruction image from no shifted sinogram.
- (b) Reconstruction image from shifted sinogram.
- (c) Reconstructin image from corrected sinogram.

のサイノグラムにおいて、左上から右下へかけて見られる成分は尺骨の成分であり、右上から左下にかけて見られる成分は、橈骨の成分である。どちらも滑らかでなく、中心がサインカーブを描いていない。

2.6.2 回転中心の補正および再構成

そこで、今回の補正法を用いて回転中心の移動の補正を行った。Fig. 6(a)中の橈骨の成分に着目して、回転中心の補正を行ったサイノグラムを Fig. 6(b)に示す。それぞれのサイノグラムから投影データを作成し、2.3.2で示した方法を用いて再構成を行った。本研究では、コーン角が小さく、被写体-フィルム間距離が非常に短いため2次元再構成法を用いた。得られた再構成画像(Axial)を用いて、MPR画像(Coronal 像, Sagittal 像)や3-D再構成を行った。3-D再構成はサーフェスレンダリング法を用いた。

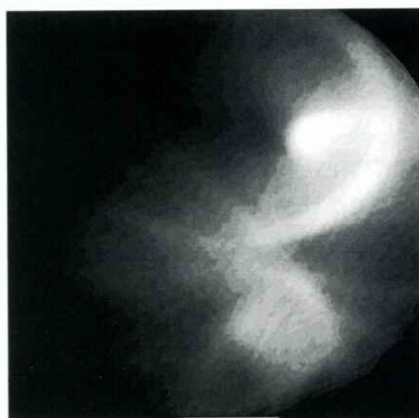
3. 結 果

3.1 シミュレーション画像の補正

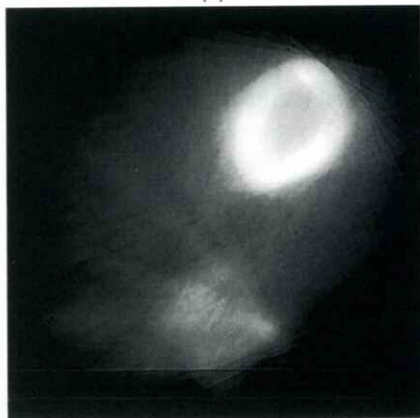
シミュレーションで作成したサイノグラムから断層像を再構成した画像を Fig. 5に示す。Fig. 5(a)は、回転中心の移動のないサイノグラム(Fig. 4(b))から再構成した画像である。回転中心の移動がないため、シミュレーション原画像とほぼ同様の再構成画像となっている。Fig. 5(b)は、回転中心を移動させたサイノグラム(Fig. 4(c))から再構成した画像である。中心がサインカーブを描いていないサイノグラムから再構成した場合には、このような回転中心の不一致のためアーチファクトが見られる。Fig. 5(c)は、回転中心の移動の補正を行ったサイノグラム(Fig. 4(d))から再構成した画像である。この画像ではリング状のパターンが正しく再構成されている。

3.2 手関節を対象とした画像の補正

手関節回転画像から作成したサイノグラムを用いて、再構成した画像を Fig. 7に示す。Fig. 7(a)は回転中心の移動を補正していないサイノグラム Fig. 6(a)を用いて、再構成した結果である。橈骨、尺骨



(a)



(b)

Fig. 7 Radius reconstruction images from sinogram acquired from x-ray sequential images of wrist.

(a) Reconstruction image from no shift sinogram.

(b) Reconstruction image from shifted sinogram.

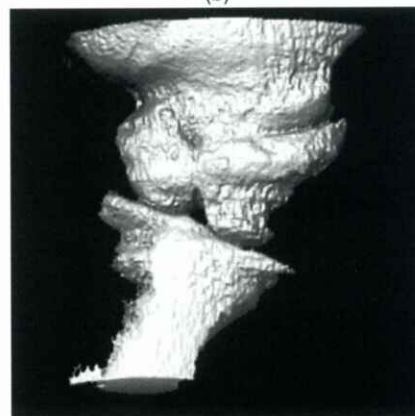
のいずれも、回転中心の不一致が原因のアーチファクトが見られる。この再構成画像から橈骨、尺骨の形態を観察することはほとんど不可能である。Fig. 7(b)は、橈骨を基準に補正したサイノグラム(Fig. 6(b))から再構成した画像である。基準とした橈骨に関しては、大まかではあるが形態を観察することができる。また尺骨を基準にした場合も同様に、アーチファクトを低減した再構成画像を得た。また、その断層像を用いたMPR画像および3-D再構成画像をFig. 8に示す。Fig. 8(a)は、Coronal像を再構成した画像である。コントラストは低いが橈骨、尺骨が分離して描画されている。Fig. 8(b)は、Sagittal



(a)



(b)



(c)

Fig. 8 MPR and 3D images.

(a) A coronal MPR image.

(b) A sagittal MPR image.

(c) 3D image by surface rendering.

像を再構成した結果である。手根骨の識別は困難だが手根骨と前腕骨との関節の認識は可能である。Fig. 8(c)は断層像(Axial)からサーフェスレンダリング法を用いて3-D再構成を行った画像である。

4. 考 察

Fig. 5のシミュレーションの結果でも明らかなように、回転中心の移動は、再構成に非常に大きく影響する。回転中心の移動がわずかであっても、それに伴うアーチファクトは大きい。回転中心の移動は、サイノグラム上でも顕著に現れる。本法のように、サイノグラム上で中心がサインカーブを描くように補正することで、回転中心の不一致が原因のアーチファクトを大幅に減少させることができた。手関節回転画像において実際の回転中心をあらかじめ求めておくことは非常に困難である。ただし、本補正法を用いると比較的に正しい断層像を再構成できる。Fig. 7の手関節回転画像からの再構成画像においても、本補正法で再構成画像が大幅に改善されている。しかし、手関節回転撮像は、断層像を得ることのみを目的としているわけではない。回転画像で動態解析やストレス運動解析を行い、さらに付加的な診断情報として断層像などを得ようとするものである。手を回転させて撮像するという簡便な方法で、CTの分解能までは期待できないものの、臨床的に有用な断層像が得られる可能性を示した。また、MPR画像や3-D再構成画像も含めて、今後臨床的な有用性について検討する予定である。

5. まとめ

整形外科の領域で、手関節は頻度の高い重要な検査部位である。手関節回転画像だけでなく、今回得た断層像やMPR画像などは、スクリーニングの段階で、かなり診断価値の高い付加的情報として提示することが可能になると期待される。

参考文献

- [1] Michel M, Vieux G, Peppler T, et al.: 一般撮影と透視撮影の組み合わせにおける FPD の開発, INNEVISION, 16(4), 52-60, 2001.
- [2] 真田 茂: FPD の技術と開発の方向を中心に, INNEVISION, 16(4), 2-5, 2001.
- [3] Charles A, Goldfarb, Yuming Y, Louis A, et al.: Wrist Fractures: What the Clinician Wants to Know, Radiology, 219, 11-28, 2001.
- [4] Patterson RM, Viegas SF, Elder K and Buford WL: Quantification of anatomic, geometric, and load transfer characteristics of the wrist joint, Semi Arthroplasty, 6(1), 13-19, 1995.
- [5] Feipel V and Rooze M: Three-Dimensional motion patterns of the carpal bones: an in vivo study using three-dimensional computed tomography and clinical applications.
- [6] 大沼巧, 橋本雄幸, 井上多門: サイノグラム上の図形特徴と再構成のための事前情報, 電子情報通信学会技術研究報告, 100(464), 21-26, 2000.

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^{**}

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 11-80

^{*}金沢大学医学部保健学科・放射線技術科学専攻・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11-80

^{**}名古屋市立大学付属病院中央放射線部・〒467-8602 愛知県名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1 番地
(2002 年 11 月 1 日, 最終 2002 年 11 月 28 日受理)

Development of Parallel Imaging Program

Hiroshi IMAI, Toshio KASUGA^{*}, Toshiaki MIYATI^{*},
Masaharu KASAI^{**}, Makoto KAWANO^{**} and Masayuki SUGIYAMA^{**}

Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

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

^{*}Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kanazawa University

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

^{**}Department of Central Radiology, Nagoya City University Hospital

1 Kawasumi, Mizuho, Mizuho, Nagoya, Aichi, 467-8602 Japan

(Received November 1, 2002, in final form November 28, 2002)

Abstract : Parallel imaging in magnetic resonance imaging (MRI) is a method to reduce the acquisition time by using phased array coils. However, there are a small number of commercial diagnostic MR imagers which could be used that method. Therefore, we developed a parallel imaging program for sensitivity encoding (SENSE). We produced sensitivity maps calculated from phantom images which was obtained with each coil element. Next, we eliminated wrap-around artifacts by using the sensitivity maps. Parallel imaging with SENSE made it possible to achieve fast scan or remove wrap-around artifacts.

Key words : Magnetic Resonance Imaging (MRI), Fast imaging, Artifact, Parallel imaging

1. 緒 言

Magnetic Resonance Imaging (MRI) における撮像時間の短縮のために、傾斜磁場性能の向上、パルスシーケンスの改良が行われてきた。今日では、シングルショット高速スピンエコーや echo planar imaging (EPI) などにより 1 秒以下の撮像も可能となっている。しかし、傾斜磁場による神経刺激やラジオ波による熱の発生などの理由から、これらの方法には限界がある。そこで、パルスシーケンスを変更することなく撮像時間の短縮が可能な手法であるパラレルイメージングが考案された。パラレルイメージングの 1 手法である sensitivity encoding (SENSE) [1] は、

複数個のフェイズドアレイコイルを用いて画像を同時収集する。この時、位相エンコードステップの間隔を広げて収集することにより高速撮像を行い、その後、各コイルの感度分布の違いを利用して、生じた折り返しアーチファクトを後処理により分離する。画像領域で処理を行う SENSE は、k 空間で処理を行う simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) [2] と比較して、アーチファクトが非常に少なく [3]、コイル配置、パルスシーケンス、k-space トラジェクトリが比較的自由に選択可能であるという特徴をもつ [4]。そのため、三次元造影 MR アンギオグラフィーや心臓イメージング、MR スペクトロスコピーなど、撮像時間の長い撮像法や短時間撮

像の必要な部位などに広く適用可能であることが報告されている[5-9]。

しかしながら、現行のMRI装置の中でSENSEの手法が完備されている機種は非常に少ない。われわれは、SENSEの装備されていない装置であっても高速撮像および折り返しアーチファクトの除去が行えるようにSENSE用パラレルイメージングプログラムの開発を行った。その中で、あらかじめ作成した感度マップを使用することによって、スキャン毎に感度マップの作成を省略した。以下に、SENSE用パラレルイメージングプログラムの概要とその画質に関して論じる。

2. 理 論

SENSEは、撮像時間短縮のためにk-spaceにおける位相エンコード方向の充填間隔を広げる。k-space上の各ラインである位相エンコードステップの数は撮像時間と比例するため、間隔を n 倍すれば、撮像時間は $1/n$ に短縮されることになる。この n をreduction factorと呼ぶ。以下、説明を簡単にするためフェイズドアレイコイル2個、reduction factorが2の場合を考える。

Reduction factorを大きくすると撮像時間は短縮されるが、位相エンコードステップの間隔が広がるためナイキスト周波数が低下する。これにより、撮像視野(FOV)の外に存在する被写体が画像内に折り返り、折り返しアーチファクトが生じる。この折り返しの生じている画像の各ピクセル値は、本来のピクセル値と折り重なったピクセル値の和である。

$$P(x, y) = S(x, y) + S(x, y + \Delta) \quad (1)$$

ここで、 $S(x, y)$ は被写体が全てFOV内に含まれている本来のFOVである画像中の位置 (x, y) における信号値、 P は折り返しの生じている縮小FOV画像の信号値、 Δ は折り返る位置までのピクセル数である。感度が不均一な各フェイズドアレイコイルで撮像した画像のピクセル値は、そのピクセル位置の感度により重み付けされる。

$$\begin{aligned} P_1(x, y) &= S(x, y)C_1(x, y) + S(x, y + \Delta)C_1(x, y + \Delta) \\ P_2(x, y) &= S(x, y)C_2(x, y) + S(x, y + \Delta)C_2(x, y + \Delta) \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、 C は感度マップ、下付きの数字は各フェイズドアレイコイルの番号を表す。この方程式から、各コイルにより得られる折り返し画像の信号値 P とその感度分布 C がわかるならば、連立一次方程式を解くことにより $S(x, y)$ が求まり、本来のピクセル値と折り重なったピクセル値が分離可能であることがわかる。Reduction factorが n の場合、 n 元一次方程式を解くこととなるので、コイルは n 個以上必要である。すなわち、SENSEは、意図的に位相エンコード方向が小さな長方形FOVで撮像することにより撮像時間を短縮し、その結果として生じた折り返しアーチファクトを後処理で分離、展開する手法とみなすことができる。欠点として、SENSEは撮像時間が減少するため、画像信号雑音比(SNR)が低下する。SENSEのSNRは次式により表される。

$$SNR_{SENSE} = SNR_{full} / g\sqrt{R} \quad (3)$$

ここで、 SNR_{SENSE} 、 SNR_{full} はSENSEを行った時と行わない時のSNR、 R はreduction factor、 g はgeometry factorである。 g はコイルの特性とSENSEアルゴリズムの精度に関係する値であり、信号値を分離する能力をあらわしている。 g 値が小さいほどその能力が高く、その最小値は1であるため、SENSEのSNRは最大でSENSEを行わない場合におけるSNRの $1/\sqrt{R}$ となる。しかし、SNRの低下は、撮像時間を短縮すれば必ず生じる問題であり、パラレルイメージングに限る問題ではない。

3. 方 法

3.1. 使用機器

MRI装置はシーメンス旭メディテック社のMagnetom Expert Plus 1.0Tを用いた。撮像対象は、塩化ニッケルを封入した円筒型ファントムおよび健康ボランティアの頭部MRアンギオグラフィー(MRA)とした。ファントム撮像時はFig. 1(a)のように上下にはさむようにフェイズドアレイコイルを配置し、ボランティア頭部画像撮像時はFig. 1(b)のように左右にコイルを配置して撮像した。ファントム撮像時の撮像条件はspin-echo法T1強調像、繰り返し時間：500ms、エコー時間：15ms、スライス

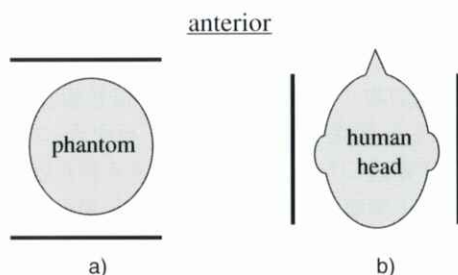


Fig. 1 Setup of coil array (solid lines) for SENSE imaging of the a) phantom and b) human head.

厚：5mm，撮像マトリクス：256×256(FOV：200×200mm)および256×128(FOV：200×100mm)とした。健常ボランティアにおける頭部MRA画像の撮像条件は、Gradient-echo法(FISP)，繰り返し時間：38ms，エコー時間：10ms，スライス厚：1mm，撮像マトリクス：256×256(FOV：230×230mm)および256×128(FOV：230×115mm)とし，Flip angleはTONE(tilted optimized non-saturated excitation)法を用いた。パラレルイメージングが主に撮像時間の短縮に用いられることを考慮して，撮像加算回数はすべて1とした。

今回は，最も単純な系を想定して，使用コイル数は2個とし，reduction factorを2で再構成を行った。MRI装置と画像処理用コンピュータ間のデータの受け渡しは，DICOM入出力にて行い，画像およびデータの処理は，全て自作プログラムによって行った(OS：Windows 2000，開発環境：Visual C++(Microsoft))。

3.2. SENSE 法の実行

パラレルイメージングは，その理論から感度マップを必要とする。通常は感度マップを得るために，リファレンススキャンを行う。リファレンススキャンは撮像対象を配置して，各フェイズドアレイコイルを用いて被写体がFOV中に含まれる本来のFOV画像，およびボディコイルによる参照画像を同じパラメータで撮像し，それらの除算により各コイルの相対的感度マップを算出している。通常，ボディコイルによるリファレンススキャンでは撮像時間短縮のためにグラジエントエコー系のシーケンスを用い，

SNRを高くするためにマトリクス数を少なくして加算回数を増やしているが，全行程を終えるのに，一分程度の時間が必要な場合がある。

今回，われわれはボディコイルによるリファレンススキャンを行わずに，あらかじめ，各フェイズドアレイコイルによる画像のみから感度マップを作成した。その感度マップを用いて，折り返しアーチファクトの除去を行った。感度マップを作成するために，まず，各フェイズドアレイコイルでファントムを撮像した。得られた各画像に対して，最小二乗法を用いて画像の縦方向および横方向に信号値をフィッティングした。位相エンコード方向には指数関数で，周波数エンコード方向には二次関数でフィッティングを行った。ファントムが円柱状であるため，画像上の無信号領域(ファントム外領域)はフィッティングするデータから除外した。

作成した感度マップ画像およびFOVを1/2として撮像した画像を用いて，折り返しアーチファクトの展開を行った。

3.3. SENSE 画像の画質評価

アーチファクトを除去した後，均一ファントムによるSENSE画像とSENSEを用いない画像において，画質の比較評価を行った。SENSEを用いないフェイズドアレイコイルによる画像は，感度補正前の画像を評価対象とした。

SENSEはフェイズドアレイコイルを用いているため，基本的にはNational Electrical Manufacturers Association(NEMA)により提唱されている特殊コイルの評価法[10,11]を採用した。NEMAによる評価法において，特殊コイルは感度が不均一なため，SNRの評価に合わせて，信号値を10%ごとに割り振ったグレースケール画像を示すとされている。この方法により，感度の異なる画像内のさまざまな領域でSNRを評価することが可能である。SENSE画像では，雑音値が位置によって異なる可能性が高い(非線形処理の影響)ので，信号値が均一であってもSNRに位置依存性が生じる。そのため，位置依存性も評価可能な，EUによる方法[12]で評価した。Fig. 2にEUによるSNR測定の概略図を示す。画像

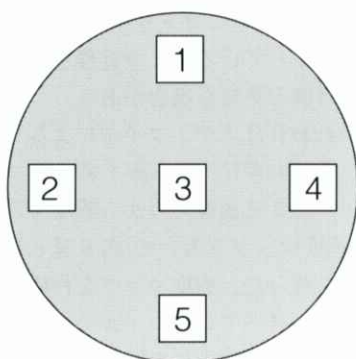


Fig. 2 signal-to-noise ratio was estimated in 5 regions. An image SNR was obtained by dividing the mean signal in a region of interest by the standard deviation of the pixel values within it.

中の数字は、領域番号を表す。図に示すようにファントム内の5つの関心領域(ROI)のそれぞれにおいて、次式を用いてSNRを算出した。

$$SNR = M_s / SD \quad (4)$$

ここで、 M_s は各 ROI における信号強度の平均値、 SD は同領域における信号値の標準偏差である。ROI サイズは、その大きさにより SNR が変化するため、様々な ROI サイズで SNR を測定し、SNR が一定となっていた 21×21 ピクセルとした。Reduction factor を 2 としたので、理論的な SNR の最大値は SENSE を用いない場合の $1/\sqrt{2}$ 倍である。

また、分解能測定ファントムを用いて SENSE を行い、空間分解能についても評価した。

4. 結果および考察

4.1. 折り返しアーチファクトの除去

Fig. (3) に SENSE 処理に用いた画像および処理画像を示す。Fig. 3(a), (b) は感度マップ作成用のファントム画像であり、Fig. 3(c), (d) はフィッティング処理による感度マップ画像、Fig. 3(e), (f), (g), (h) は位相エンコード方向のマトリクスを $1/2$ としたファントムおよび頭部 MRA 画像、Fig. 3(i) は Fig. 3(a), (b) から合成した non-SENSE 画像、Fig. 3(j), (k) は感度マップ画像および $1/2$ FOV 画像から作成した SENSE 処理画像である。Fig. 3(i), (j) 中に示

したプロファイルは周波数エンコード方向の中心ラインにおける信号変化である。

信号値が均一でエッジに急峻な信号変化のあるファントム画像(Fig. 3(j))では、わずかにアーチファクトが残った。しかし、この最も折り返しアーチファクト強調される領域でも、信号強度の違いは雑音値の 3.09 倍でしかない。これはリファレンススキャンを用いた方法においても生じるレベルと変わらない[13]。一方、頭部 MRA 画像(Fig. 3(k))においては、ファントムのような急峻なエッジはほとんど在りえないため、完全にアーチファクトを除去できた。このことは、事前にファントム画像で感度マップを作成しておけば、撮像ごとに感度マップを作成しなくても良いことを示している。James 等もシミュレーションにより、感度マップがあまりに違わないならば、アーチファクトは生じないと報告している[14]。

さらに信号変化のプロファイル(Fig. 3(i), (j))から、SENSE 画像で均一性が増しており、SENSE の均一性を向上させる特徴も確認できた。

4.2. SENSE 画像の画質評価

Fig. 4 に non-SENSE および SENSE の画質評価画像を示す。Fig. 4.(a), (b) は SNR, Fig. 4.(c), (d) は画像均一性評価画像であり、Fig. 4.(e), (f) は解像特性ファントムを用いて SENSE を行った画像である。これらの画像から、SNR の位置依存性が認められた。Fig. 4.(a)において、領域 1 および領域 5 の SNR が、位相エンコード方向の中心領域(領域 2, 3, 4)と比較して SNR が低かったのは、使用したフェイズドアレイコイルは表面コイルであり、画像の均一性が低いので ROI の標準偏差が高いためである。Fig. 4(b)で位相エンコード方向の中心領域の SNR が他の領域より低かったのは、SENSE の演算には画像の均一処理効果が含まれており、そのため信号値の低いこれらの領域では雑音が引き伸ばされたためであると考えられる。

領域 1 および領域 5 の SNR は ROI サイズにより変化したため、位相エンコード方向の中心領域における SNR の平均値を求めた。SENSE 画像で 24.0, non

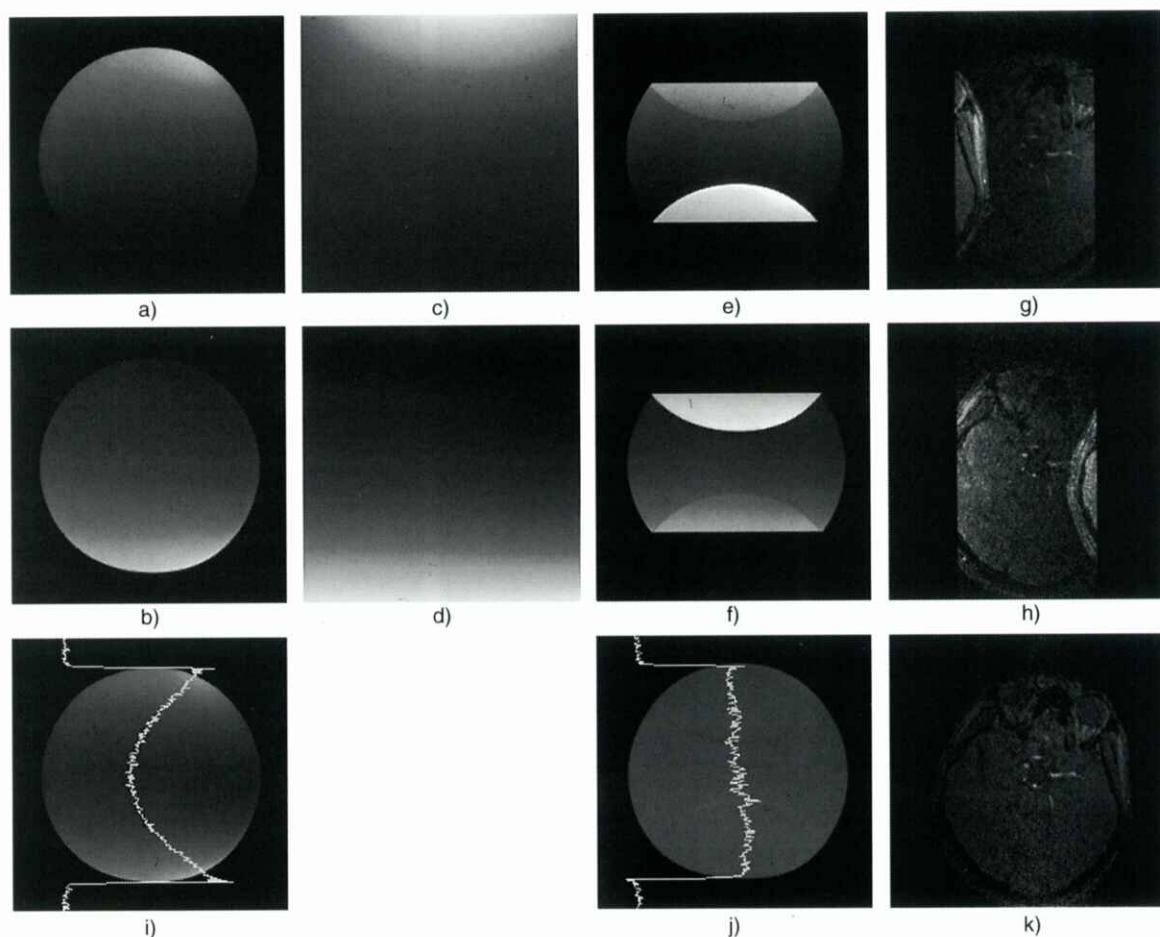


Fig. 3 (a,b) Phantom images and (c,d) each of sensitivity maps. (i) Conventional sum of square image from (a) and (b). Wrapped images obtained from half FOV acquisition and (j,k) SENSE images of the (e), (f) phantom and the (g,h) human head, respectively. Phase encoding direction in (a-f, i, and j) is vertical and that in (g, h and k) is horizontal. Profile in (i,j) are signal intensity curve on centerline of the phantom image.

-SENSE 画像で 33.3 であった。SENSE 画像の理論的な SNR は、SENSE を用いない場合の $1/\sqrt{2}=0.71$ 倍であり、測定結果では 0.72 倍であったので、理論値とよく一致していた。また、解像特性ファントムによる SENSE 処理の前後で、空間分解能に差は認められなかった (Fig. 4.(e), (f))。

以上のように SENSE 法の画質は理論どおりとなった。この事実、本手法の正当性を裏付けていると考えられる。

5. 結 論

SENSE 用パラレルイメージングプログラムの開発を行った。汎用感度マップを作成し、折り返しアーチファクトの除去を行うとともに、その画像評価を行った。この結果、折り返しアーチファクトは除去可能であった。また、SENSE 画像の SNR は、理論値とよく一致し、空間分解能に変化はなかった。以上より、本プログラムを用いれば、高速撮像もしくは折り返しアーチファクトの除去が可能となる。

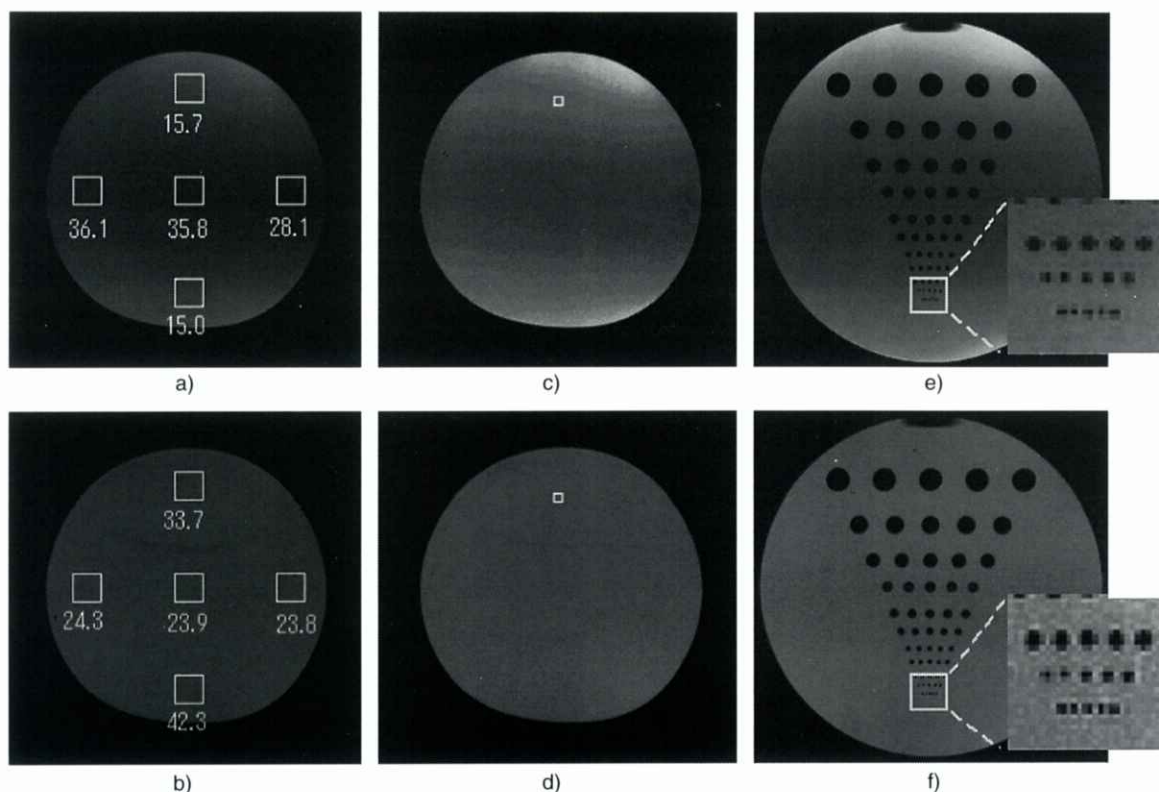


Fig. 4 Results of (a,b) SNR, (c,d) uniformity, and (e,f) spatial resolution measurement. (a,c,e) Non-SENSE image and (b,d,f) SENSE image. Note that SNRs in region1 and 5 are different from other regions (a,b). Uniformity of SENSE image is much greater than that of non-SENSE image (c,d).

参考文献

- [1] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI, *Magn Reson Med.*, 42(5), 952-962, 1999.
- [2] Sodickson DK and Manning WJ: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): ultra-fast imaging with radiofrequency coil arrays, *Magn Reson Med*, 38, 591-603, 1997.
- [3] Madore B and Pelc NJ: SMASH and SENSE: Experimental and Numerical Comparisons, *Magn Reson Med*, 45, 1103-1111, 2001.
- [4] Pruessmann KP, Weiger M, Bornert P, et al.: Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories, *Magn Reson Med*, 46(4), 638-651, 2001.
- [5] Weiger M, Pruessmann KP, Kassner A, et al.: Contrast enhanced 3D MRA using SENSE, *J Magn Reson Imaging*, 12(5), 671-677, 2000.
- [6] Weiger M, Pruessmann KP, Leussler C, et al.: Specific coil design for SENSE: a six-element cardiac array, *Magn Reson Med*, 45(3), 495-504, 2001.
- [7] Dydak U, Weiger M, Pruessmann Kp, et al.: Sensitivity-encoded spectroscopic imaging, *Magn Reson Med*, 46(4), 713-722, 2001.
- [8] Golay X, Gillen J, Zijl P, et al.: Scan Time Reduction in Proton Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging of the Human Brain, *Magn Reson Med*, 47, 384-387, 2002.
- [9] Larkman DJ, deSouza NM, Bydder M, et al.: An Investigation into the Use of Sensitivity-Encoded

Techniques to Increase Temporal Resolution in Dynamic Contrast-enhanced Breast Imaging, J Magn Reson Imaging, 14, 329-335, 2001.

- [10] National Electrical Manufacturers Association : Characterization of special purpose coils for diagnostic magnetic resonance images, NEMA Standard Publication, MS 6, (1991).
- [11] 日本放射線技術学会編：臨床放射線技術学会実験ハンドブック(上), 493-500, 6. 7. 特殊コイルの特性試験, 通商産業研究社, 東京, 1996.
- [12] Lerski RA and de Certaines JD : Performance

assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols. Magn Reson Imaging, 11, 809-833, 1993.

- [13] 栗原泰之, 栗原宣子, 谷一郎, 他：総論, 日獨医報 47(1), 12-18, 2002.
- [14] James A Bankson and Steven S Wright : Simulation-Based Investigation of Partially Parallel Imaging With a Linear Array at High Accelerations, Magn Reson Med, 47, 777-786, 2002

Interpolation of 3D Medical Images in Direction of Slice Thickness

Guoyue CHEN, Binhe MIAO^{*}, Yaoqin XIE^{*} and Shanglian BAO^{*}

Department of Electronics and Information Systems, Akita Prefectural University,
84-4 Tsuchiya-Ebinokuti, Honjo-shi, 015-0055, Japan

^{*}The institute of Heavy Ion Physics, the Center for Tumor diagnosis and Radiotherapeutical
Physics and the Beijing Key Laboratory : Medical Physics and Engineering, Peking University,
Beijing-shi 100871, China

(Received September 30, 2002, in final form November 27, 2002)

Abstract : The equal spacing in 3 dimensions (3D) is needed in many applications of medical images, which were usually processed by interpolating from the sequence of cross-sectional slices. Typically, the spacing between slices is much greater than the resolution on the slice. In order to get the equal spacing, people usually use the direct linear interpolation method based on point matching. However, the direct linear interpolation method makes the images blurred on their edges. In this paper, a new interpolation method based on optimization search for corresponding points was developed. We built up the corresponding relation between the interpolated images by optimization process, which was based on the image features with the gray value, the gradient of the gray value and the gradient direction in neighboring slices to get the paired points. Then gray value of the interpolated point in new slice was determined by linear interpolation from the paired points. The simulation results showed that our method was more accuracy than the direct interpolation methods.

Key words : Medical image, 3D imaging, Interpolation, Visualization.

1. Introduction

Whatever the clinical application or basic research, people often use medical imaging slice as the information carrier, which is the mapping of human body in horizontal cross-sections of human body in the most cases. But the thicknesses of the imaging slices are usually much bigger than their spatial resolution on the slices for many modalities, especially for X-ray CT and Magnetic Resonance (MR) imaging. However, the equal spacing is needed in many applications of the images in 3D. The basic medical imaging processing, such as imaging registration, segmentation, fusion and pattern cognition should be based on the same position of a human body, which is mapped by their corresponding images. The applications of medical images for functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI), medical

imaging based computer aided diagnosis (MICAD), the simulation of surgery, as well as the planning system for radiotherapy and for imaging guided surgery et al., all need the integrated information from different imaging modalities and they need to be processed on same biological foundation with same position and same thickness. Therefore, image interpolation method is one of basic image processes. Among published papers [1-10], the most of them are linear interpolation methods. There were also methods for local interpolation [4-7], which supply high quality interpolated images, but these methods were impossible to get the global interpolated images.

The main methods for interpolation used in medical imaging are performed by direct interpolation methods [4-7] with functions of B-spline, cubic-spline and the thin-plate spline, as well as the nearest neighbor

interpolation methods [1,2,11]. All these methods could be considered as low pass filters, which must be resulted as blurred edges and artifacts in the interpolated images. The method developed in this paper is a non-linear search to determine the corresponding paired points. The method was developed mainly for planning system of radiotherapy using X-ray CT images in direction of slice thickness for the purpose of equal spacing in 3D [11,12].

2. Method description

In our paper, the interpolation problem was described in a frame, which will be described in detail after some definitions and assumption used in our paper. First, we defined ρ as a 3D image in interested region expressed by R^3 . The intensity of any point (x, y, z) in the region was expressed by $\rho(x, y, z)$, which was the averaged gray value in the voxel. Second, we defined the interval of a voxel in R^3 with Δx , Δy and Δz , which expressed the width, length and thickness of the voxel. In the most cases of medical images, one gets $\Delta z \gg \Delta x = \Delta y$. Then the position of a voxel in the image was written as :

$$\begin{cases} x_i = i \Delta x \\ y_j = j \Delta y \\ z_k = k \Delta z, \end{cases} \quad (1)$$

where i, j, k are non-negative integers. Then the serials of acquired images were written as $\rho(x_i, y_j, z_k)$, here i and $j = 0, 1, 2, \dots, N-1$, and $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$. If $\rho(\cdot, \cdot, z_k)$ expressed as k -th slice in the serial of the images in R^3 , the process of the interpolation was just the task to calculate the interpolated image $\hat{\rho}(x_i, y_j, \hat{z}_l)$ in R^3 with i and $j = 0, 1, 2, \dots, N-1$, and $l = 0, 1, 2, \dots, L-1$, where $\hat{z}_l = l \Delta$, $L = \text{int} \{ (M-1) \Delta z / \Delta \}$. The symbol $\text{int} \{ \}$ expressed the algorithm to take the integer part of a real number. Third, if we do not consider the thickness, then a voxel becomes a pixel in its corresponding plane without considering the thickness.

With above definition and assumption, the new interpolating method was developed. The main idea was

to search the corresponding point pair from the neighboring slices using the interpolation with the optimized parameters. Then, the gray value of the point in new slice took from the gray value of the paired points in original slices by linear interpolation.

3. Interpolation method

From Fig. 1, one sees that the known images of $\rho(\cdot, \cdot, z_k)$ and $\rho(\cdot, \cdot, z_{k+1})$ was spaced by Δz , and they need to be interpolated with a new slice at position $(\cdot, \cdot, z)$. In slices $\rho(\cdot, \cdot, z_k)$ and $\rho(\cdot, \cdot, z_{k+1})$, the windows with width W were taken as the region for the optimization search. The search processing was optimized with the features on these imaging slices, which were the gray value, the gradient of gray value, and the direction of the gradient. Then the gray value of $\rho(x_i, y_j, z)$ was taken from linear interpolation of these gray values in paired points of original interpolated slices.

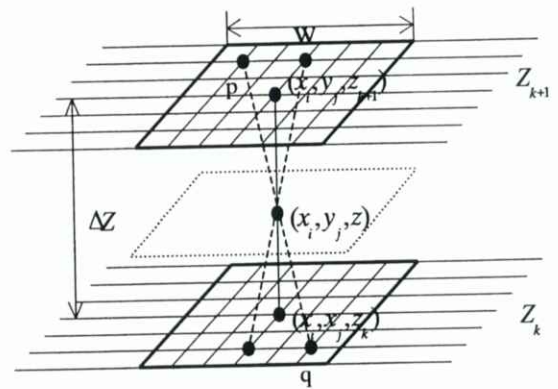


Fig. 1 Scheme of the interpolation method.

4. Process of the interpolation

4.1 Calculation for optimized paired points

4.1.1 Selection of window width W

There were two choices : one was the method to manually select the number of pixels in the region of $W \times W$, the odd number of pixels would be selected usually.

Second was the method by calculation with formula :

$$W = 2 \cdot n \cdot \text{int}\left(\frac{\Delta z}{\Delta}\right) + 1, \quad (2)$$

where Δ was the spatial resolution of images in X-Y plane, and Δz was the gap between original slices as described in Fig. 1, and int was the integer operator that expresses the calculation to take the nearest integer, and n was an integer selected by testing process in the range 1 to 5.

4.1.2 Search process from the candidates of paired points

In order to make sure that all candidates of these paired points located in the selected region in both of $\rho(\cdot, z_k)$ and $\rho(\cdot, z_{k+1})$, the point search should be started from distant slice and it was assumed as $\rho(\cdot, z_k)$, then the positions of these points in $\rho(\cdot, z_k)$ were :

$$x_m(k) = x_i + \left(\frac{2m+1-W}{2}\right)\Delta, m = 0, 1, 2, \dots, W-1 \quad (3)$$

$$y_n(k) = y_j + \left(\frac{2n+1-W}{2}\right)\Delta, n = 0, 1, 2, \dots, W-1 \quad (4)$$

The corresponding points in slice $\rho(\cdot, z_{k+1})$:

$$x_m(k+1) = \text{int}\left(\frac{d_1+d_2}{d_1}\right) \cdot \left[\frac{(W-1)\Delta}{2} - x_m(k)\right] + x_m(k), \quad (5)$$

$$y_n(k+1) = \text{int}\left(\frac{d_1+d_2}{d_1}\right) \cdot \left[\frac{(W-1)\Delta}{2} - y_n(k)\right] + y_n(k), \quad (6)$$

where $d_1 = |z - z_k|$ is the distance between (x_i, y_j, z) and $(\cdot, \cdot, z_k)$, $d_2 = |z_{k+1} - z|$ is the distance between (x_i, y_j, z) and $(\cdot, \cdot, z_{k+1})$.

4.1.3 Optimization processing for the selection of the paired points

In order to express the matching degree between the paired points (x, y, z_k) and (x', y', z_{k+1}) , a vector function was defined :

$$\begin{aligned} C(x, y, z_k, x', y', z_{k+1}) \\ = \sqrt{u_1}[\rho(x, y, z_k) - \rho(x', y', z_{k+1})]i \\ = \sqrt{u_2}[D(x, y, z_k) - D(x', y', z_{k+1})]j \end{aligned}$$

$$= \sqrt{u_3}[A(x, y, z_k) - A(x', y', z_{k+1})]k, \quad (7)$$

where $D(x, y, z_k)$, $A(x, y, z_k)$ expressed the amplitude of gray gradient and direction of the gradient at the point (x, y, z_k) , and $D(x', y', z_{k+1})$, $A(x', y', z_{k+1})$ expressed the amplitude of the gray gradient and direction of the gradient at the point (x', y', z_{k+1}) . $\sqrt{u_1}$, $\sqrt{u_2}$, and $\sqrt{u_3}$ were the weights, which expressed the contributes of each component for the matching process.

In order to reduce the calculation time, the symmetry assumption was used, and Gaussian function was chosen as the distribution function of matching points with the definition :

$$G(x, y) = \exp\{-[(x-x_i)^2 + (y-y_j)^2]/2\sigma^2\} \quad (8)$$

The vector function to express the matching degree was rewritten as :

$$R(x, y, z_k, x', y', z_{k+1}) = C(x, y, z_k, x', y', z_{k+1}) / G(x, y) \quad (9)$$

If the angle between the gradient directions of two points was bigger than 180° , that means $[A(x, y, z_k) - A(x', y', z_{k+1})] > \pi$, then the angle equals $2\pi - [A(x, y, z_k) - A(x', y', z_{k+1})]$; when $[A(x, y, z_k) - A(x', y', z_{k+1})] < 0$, the angle is $2\pi + [A(x, y, z_k) - A(x', y', z_{k+1})]$.

From(7), one gets [1] :

$$\begin{aligned} |R(x_m(k), y_n(k), z_k, x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})| \\ = U / G(x_m(k), y_n(k)) \end{aligned} \quad (9)$$

where

$$\begin{aligned} U = \\ \frac{\sqrt{u_1}[\rho(x_m(k), y_n(k), z_k) - \rho(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})]^2}{+ u_2[D(x_m(k), y_n(k), z_k) - D(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})]^2} \\ + u_3[A(x_m(k), y_n(k), z_k) - A(x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})]^2 \end{aligned} \quad (10)$$

From the regulation described above, one gets the optimized paired points $(x_p(k), y_q(k))$ and $(x_p(k+1), y_q(k+1))$ under condition :

$$\begin{aligned} |R(x_p(k), y_q(k), z_k, x_p(k+1), y_q(k+1), z_{k+1})| = \\ \min_{\substack{m=0,1,2,\dots,W-1 \\ n=0,1,2,\dots,W-1}} |R(x_m(k), y_n(k), z_k, x_m(k+1), y_n(k+1), z_{k+1})| \end{aligned} \quad (11)$$

4.2 The gray value in interpolated slice

With the gray values of paired points in original slices of $\rho(\cdot, z_k)$ and $\rho(\cdot, z_{k+1})$, the gray value of $\rho(\cdot, z)$ was linearly interpolated as :

$$\rho(x_i, y_j, z) = \frac{1}{d_1 + d_2} [\rho(x_p(k), y_q(k), z_k)d_1 + \rho(x_p(k+1), y_q(k+1), z_{k+1})d_2] \quad (12)$$

5. Simulation results

In order to verify the method, two random chosen X-ray CT images with matrix 320×320 in CT volume range as the gray scale were used for the interpolation process for a new slice and compared with direct linear interpolation method. From the comparison we found that the parameters used in our paper were optimized. After the process, the set of the parameters were determined as $W=5$, $\sigma=1$, $u_1=2.0$, $u_2=0.1$ and $u_3=2.5$ for the better results. And we found that the linear interpolation just the case $\sigma=0$ in Gaussian distribution of

paired points in neighboring slices. Therefore, the method developed in this paper is a more general case for interpolation.

In order to quantitatively evaluate the results of the interpolation methods, the variance (V), the number of the paired points (B) with their intensity of the gray volume are larger than 15 (equals 15 units of CT volume) and the absolute average deviation (AD) were considered. The definition of V , B and AD between original images and interpolated images were used with (13) to (15).

$$V = \frac{1}{N \times N} \sum_{i,j} [\hat{\rho}(x_i, y_j, z_1) - \rho_0(x_i, y_j, z_1)]^2 \quad (13)$$

$$AD = \frac{1}{N \times N} \sum_{i,j} [\hat{\rho}(x_i, y_j, z_2) - \rho_0(x_i, y_j, z_2)] \quad (14)$$

$$B = \sum_{i,j} \tau (|\hat{\rho}(x_i, y_j, z) - \rho_0(x_i, y_j, z)|), \quad (15)$$

$$\text{here } \tau = \begin{cases} 1, & |\hat{\rho}(x_i, y_j, z) - \rho_0(x_i, y_j, z)| \geq 15 \\ 0, & |\hat{\rho}(x_i, y_j, z) - \rho_0(x_i, y_j, z)| < 15. \end{cases}$$

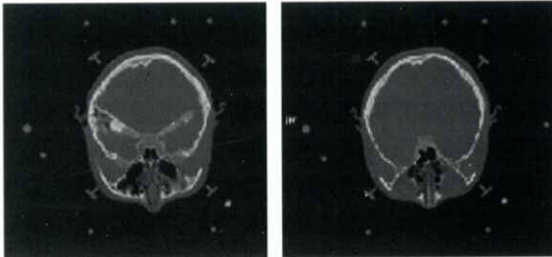


Fig. 2 Original images (a) original image of Z1 ; (b) original image of Z2.



Fig. 3 Interpolated image in middle, which is used for comparison.

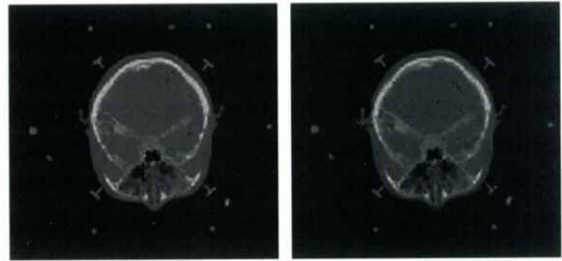


Fig. 4 Results of the interpolation (a) our method ; (b) the linear interpolation.

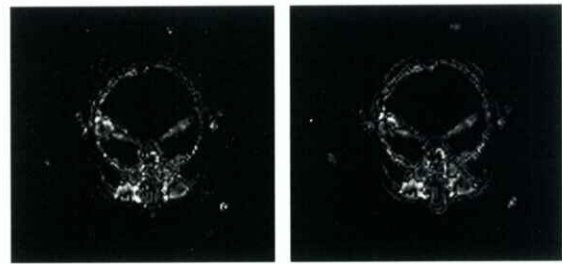


Fig. 5 The difference image of the method (a) our method ; (b) the linear interpolation.

In formula (13)-(15), $\hat{\rho}$ is the intensity of the interpolated image used as the original image located at the closest position to the (x_i, y_j, z) ; $\rho_0(x_i, y_j, z)$; is the intensity distribution of voxels in the interpolated slice showed in Fig. 3, N is the voxels number in the field of view (FOV), other symbols are same as previous formula. The simulated results for V , AD and B are shown in table 1. And their corresponding images were showed in Fig. 2 to 5. Fig. 2 is the original images used for interpolation; Fig. 3 is the interpolated slice took from the middle of the interpolated images and is used as the standard image for comparison; Fig. 4 is the images got from our method and the direct interpolation method; Fig. 5 is the difference images between images in Fig. 4 and the image shown in Fig. 3.

Tab. 1 Comparison between our method and the direct method.

	V	AD	B
Our method	8.020×10^3	-2.49	13713
Direct Method	8.944×10^3	0.105	15385

From table 1 and Fig. 2 to 5, one sees that our interpolation method effectively increased the image quality of interpolated images. In particularly, the edges of the images were clearer than the direct interpolation methods, especially in the edge region. The average deviation in our case looks bigger than the direct interpolation method. The reason of this situation may be caused by the direct gray intensity interpolation between paired points. If we take the gray volume of the interpolation point from smoothed gray data of multiple points surrounding the paired points, then the result can be improved.

6. Conclusion

This paper described the method of optimized pointed pair interpolation method, which can be used in many cases of imaging applications both for the diagnosis and treatments. The quality of the interpolated

images is better than these direct interpolated methods, and the contour lines of the images are much clearer than the direct interpolated method.

Further work will be continued considering the more detail search for paired points in corresponding windows, which may be helpful for further improvement of the interpolated image quality.

References

- [1] Viergever MA, Maintz JBA, Niessen WJ, et al.: Registration, segmentation and visualization of multimodal brain images, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 25(2), 147-151, 2001.
- [2] Pluim JPW, Maintz JBA and Viergever MA: Mutual information matching in multiresolution contexts, *Image and Vision Computing*, 19(1-2), 45-52, 2001.
- [3] Goldwasser SM, Reymolds RA, Talton DA, et al.: Techniques for the rapid display and manipulation of 3-D biomedical data, *Comput. Med. Imag. Graph.*, 12(1), 1-24, 1988.
- [4] Maeland E: On the comparison of interpolation methods, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 7(3), 213-217, 1988.
- [5] Goshtasby A, Turner DA and Ackerman LV: Matching of tomographic slices for interpolation, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 11(4), 507-516, 1992.
- [6] Higgins WE, Orlick CJ and Ledell BE: Nonlinear Filtering Approach to 3-D Gray-scale Image Interpolation, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 15(4), 580-587, 1996.
- [7] Higgins WE, Morice C and Ritman EL: Shape-based interpolation of tree-like structures in three-dimensional images, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 12(3), 439-450, 1993.
- [8] Herman GT, Zheng J and Bucholtz CA: Shape-based interpolation, *IEEE Comput. Graph. Applicat.*, 12(3), 69-79, 1992.
- [9] Raya SP and Udupa JK: Shape-based

- interpolation of multidimensional objects, IEEE Trans. Med. Imag., 9(1), 32-42, 1990.
- [10] Grevera GJ and Udupa JK : Shape-based interpolation of multidimensional gray-level images, IEEE Trans. Med. Imag., 15(6), 881-892, 1996
- [11] Miao BH, Deng YM, Bao SL, et al. : Interpolation of 3-D Images Based on Point Matching, Chinese J. of Medical Physics, 17(1), 14-16, 2000.
- [12] Chen GY, Miao BH and Bao SL : A method of interpolation for 3D images, The 64th Annual Conference of the Information Processing Society of Japan, 2, 239-240, 2002.

[研究速報]

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^{**}, 小濱 千幸^{**},
隅田 博臣^{***}, 飯田 忠行, 藤田 広志^{****}, 原 武史^{****}

広島県立保健福祉大学放射線学科・〒723-0053 三原市学園町1番地-1

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

^{**}JA広島総合病院中央放射線室・〒738-8503 廿日市市地御前1丁目3番3号

^{***}広島大学歯学部附属病院歯科放射線科・〒734-8553 広島市南区霞1-2-3

^{****}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・

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(2002年11月5日, 最終2002年11月16日受理)

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^{****}

Department of Radiological Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Sciences,
1-1 Gakuen-machi, Mihara-shi, 723-0053, Japan

^{*}Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital,
1-1-1 Minamikogushi, Ube-shi, 755-8505, Japan

^{**}Department of Radiological Technology, JA Hiroshima General Hospital,
1-3-3 Jigozen, Hatsukaichi-shi, 738-8503, Japan

^{***}Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Hiroshima University Dental Hospital,
1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima-shi, 734-8553, Japan

^{****}Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Science,
Graduate School of Medicine, Gifu University,
1-1 Yanagido, Gifu-shi, 501-1193, Japan

(Received November 5, 2002, in final form November 16, 2002)

Abstract : We studied the intra- and inter-equipment variations in the mean CT numbers of the central part of a vertebral body for six X-ray CT equipment. We used the lower torso phantom and the CaCO₃ calibration phantom. These phantoms were scanned by abdominal routine examination parameters, and the mean CT numbers of a vertebral body included in the lower torso phantom were measured. The intra-equipment variation of 1.9% (coefficient of variation : CV) for the mean CT numbers was obtained in the X-ray CT equipment. Using CaCO₃ reference lines, we obtained the mineral contents of the vertebral body. The intra-equipment variation for the mineral contents was 2.2% (CV). The variations of the mean CT numbers and mineral contents were almost the same. The inter-equipment variation of the mean CT numbers was 4.7% (CV) and of the mineral contents was 2.8% in the six X-ray CT equipment. Therefore, we believe that the CT number obtained for a vertebral body can be used as an estimation of the bone mineral content in the X-ray CT equipment. And, if we allow inter-equipment variation of about 5%, we propose that the CT numbers obtained in several X-ray CT equipment can be compared.

Key words : computed tomography (CT), CT number, bone mineral measurement, intra-equipment variation, inter-equipment variation

1. はじめに

現在、我々は躯幹部 X 線 Computed Tomography (以下、CT) 画像から椎体中央部を自動検出し、その画像から特徴量として測定した平均 CT 値と Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) 法による骨密度値の間に、どの程度相関があるかを研究している [1]。この研究の目的は、検査対象としていない臓器にも着目することによって、その臓器の情報を無駄なく取り出し、医師に情報提供することである。コンピュータは、画像内全ての臓器に対して同じ重みで対応しており、医師が注視していない部分においてもそれを認識、抽出し、特徴量を計測することが可能である。一度の検査から情報を最大限に取りだし生かすことが、患者にとって有用だと考える。

一方、この研究においては、CT 値をどの程度精度よく測定できているかが非常に問題となる。従来から行われている X 線 CT 装置を用いた骨密度測定 (Quantitative CT 検査、以下 QCT 検査) では、CT 値を直接利用しないで、標準物質を封入した骨量ファントムを被写体と同時にスキャンし、その物質の相対量に変換して評価している。これは、X 線管の経年的変化や検出器のドリフト、各装置の性能などのバラツキを補正するためである [2]。近年における X 線 CT 装置の進歩には目覚ましいものがあり、各装置で測定した CT 値の相違や再現性がどの程度なのか判断できれば、その CT 値がそのまま利用できるかと考える。

そこで最近の X 線 CT 装置において、椎体中央部での平均 CT 値の装置内変動と装置間変動を検討した。

2. 方法

実験で用いた X 線 CT 装置は、Somatom Volume Zoom, Somatom Plus4 (以上 Siemens), LightSpeed QX /I-α, Lemage Supreme (以上 GE), Aquilion (東芝), CT-W950SR (日立) の 6 種類である。各装置において腹部ルーチン検査時に採用するパラメータ (管電圧: 120kV) を基準とし、撮影領域 (FOV) を約 300mm、ス

ライス厚を約 10mm となるように設定した。

より臨床の状態に近づけるため、実際の人骨 (腰椎部) が入った人体等価ファントム (PBU-10: 京都科学) を使用し、その下に骨量ファントム (B-MAS: 京都科学) を置いた。両ファントムを、各装置で同時にスキャンした。各 CT 画像において、同じ椎体中央部の同一部位がスキャンされていることを確認したのち、海綿骨部のデータを可能な限り大きく取り出せるような円形の関心領域 (ROI: 約 6cm²) を設定して CT 値を求めた。測定は異なる時期に独立して 3~6 回行い、各 X 線 CT 装置ごとの CT 値の平均値、標準偏差、変動係数 (装置内変動) を比較した。変動係数は、標準偏差を平均 CT 値で除算した値をパーセント表示したもので定義した。さらに装置間における CT 値の変動 (装置間変動) も検討した。

3. 結果

各 X 線 CT 装置における椎体中央部の平均 CT 値と標準偏差、および変動係数を Fig. 1 に示す。横軸は 6 種類の装置を示し、縦軸は CT 値を示す。Fig. 1 をみると、それぞれの X 線 CT 装置における変動係数は約 0.4% から約 3% であること、CT 装置における装置内の変動係数平均値は 1.9% であることがわかる。また、各 CT 装置で測定された CT 値の平均 (146.3) とその標準偏差 (6.9) を利用して装置間変動を求めると、4.7% (CV) であった。

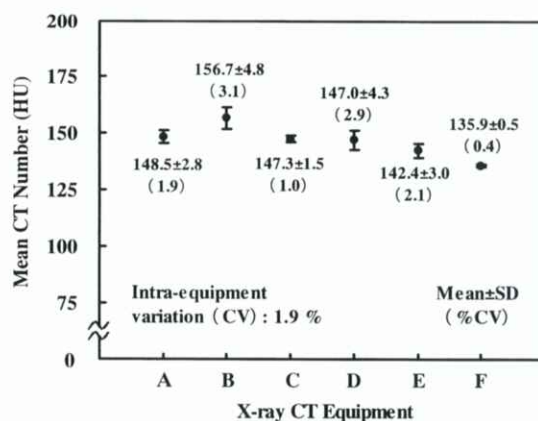


Fig. 1 Relationship between mean CT numbers and X-ray CT equipment.

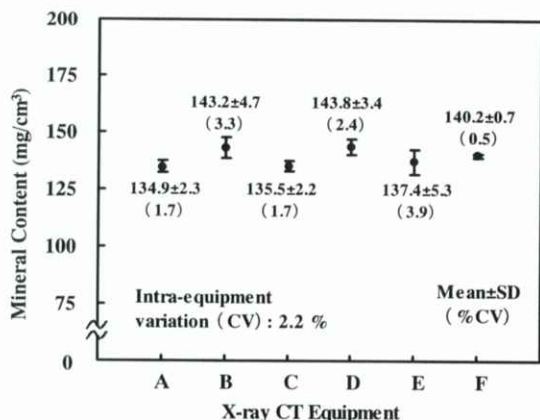


Fig. 2 Relationship between mean mineral contents and X-ray CT equipment.

検量線を利用して、炭酸カルシウム相当量に変換した、各 X 線 CT 装置での骨密度値と標準偏差、変動係数を Fig. 2 に示す。Fig. 1 と同様に、横軸は 6 種類の装置を示し、縦軸は骨密度値を示す。各装置における骨密度値の変動係数は、約 0.5% から約 4% であった(平均: 2.2%)。また、骨密度値で表される装置間変動は 2.8% (CV) であった。

4. 考 察

骨粗鬆症を評価する目的で、1970 年代後半から CT 装置を利用した手法が開発された[3-5]。これらの手法では CT 値を用いて評価を行っていた。しかし、1980 年 Cann らが骨量ファントムを利用した手法を提案して以来、CT 値ではなく標準物質の相当量に変換して評価することが通常となった[2]。

Fig. 1 をみると、各 CT 装置の変動係数は約 0.4% から約 3% であった。さらに、装置内変動は、平均すると 1.9% (CV) であった。一方、検量線を利用して得た骨密度値の変動係数は、約 0.5% ~ 約 4% (平均: 2.2%) であった。CT 値の変動(1.9%)と骨密度値の変動(2.2%)を比べると、ほぼ同程度の再現性であることがわかる。したがって、一つの X 線 CT 装置で測定した CT 値は、通常の QCT 検査時と同程度の再現性になると考える。

次に異なる CT 装置による CT 値の相違について

検討した。1982 年 Levi らが 5 種類の X 線 CT 装置での CT 値を比較した結果、統計的に有意な差があると結論付けている[6]。約 10 年前には鈴木らが複数の X 線 CT 装置から得た検量線や骨密度値を比較しているが、装置間の違いは無視できないとしている[7]。本研究において、CT 値の装置間変動は 4.7% (CV) であった。さらに、炭酸カルシウム相当量に変換した骨密度値で表した変動係数は 2.8% となった。つまり、CT 値の装置間変動は、骨密度値に変換したときの変動より大きかった。過去の文献において、QCT 検査による再現性(Precision)は 1~5% と言われている[8-11]。この値と本研究で得た骨密度値の変動係数(2.8%)を比較すると、充分範囲内に含まれている。CT 値そのものの変動についても、文献に記載している再現性から大きく外れるものではないと考える。また、本研究において一番低い CT 値(135.9)から高い CT 値(156.7)まで約 20 HU の開きがある。この違いに対して、一元配置分散分析で有意差検定を行った結果、6 種類の X 線 CT 装置間には有意差が認められなかった(有意水準: 5%) [12]。したがって、本研究で用いた人体ファントム内の椎体(人骨)と同程度の CT 値においては、X 線 CT 装置間の違いを無視できると考える。

近年の X 線 CT 装置がもつ性能は格段に進歩しており、今まで考えられていた問題点をほぼ解決している可能性がある。Cann らは、骨量ファントムを採用する理由について、X 線管の経年的変化による影響や各 X 線 CT 装置のソフトウェアの違いなどを挙げている[2]。現在、これらのことを検討中である。従来問題点が解消されているのであれば、QCT 検査時に骨量ファントムを用いる必要がなくなるかもしれない。また、CT 値を直接利用することによって、定量的な解析が行いやすくなるだろう。

本研究では、具体例として QCT 検査を挙げたが、CT 値を生体組織の代表値として取り扱うことが出来れば、コンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis: CAD)などへの応用も可能だと考える。

1. はじめに

現在、我々は躯幹部 X 線 Computed Tomography (以下、CT) 画像から椎体中央部を自動検出し、その画像から特徴量として測定した平均 CT 値と Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) 法による骨密度値の間に、どの程度相関があるかを研究している[1]。この研究の目的は、検査対象としていない臓器にも着目することによって、その臓器の情報を無駄なく取り出し、医師に情報提供することである。コンピュータは、画像内全ての臓器に対して同じ重みで対応しており、医師が注視していない部分においてもそれを認識、抽出し、特徴量を計測することが可能である。一度の検査から情報を最大限に取りだし生かすことが、患者にとって有用だと考える。

一方、この研究においては、CT 値をどの程度精度よく測定できているかが非常に問題となる。従来から行われている X 線 CT 装置を用いた骨密度測定 (Quantitative CT 検査、以下 QCT 検査) では、CT 値を直接利用しないで、標準物質を封入した骨量ファントムを被写体と同時にスキャンし、その物質の相対量に変換して評価している。これは、X 線管の経年的変化や検出器のドリフト、各装置の性能などのバラツキを補正するためである[2]。近年における X 線 CT 装置の進歩には目覚ましいものがあり、各装置で測定した CT 値の相違や再現性がどの程度なのか判断できれば、その CT 値がそのまま利用できるかと考える。

そこで最近の X 線 CT 装置において、椎体中央部での平均 CT 値の装置内変動と装置間変動を検討した。

2. 方法

実験で用いた X 線 CT 装置は、Somatom Volume Zoom, Somatom Plus4 (以上 Siemens), LightSpeed QX /I- α , Lemage Supreme (以上 GE), Aquilion (東芝), CT-W950SR (日立) の 6 種類である。各装置において腹部ルーチン検査時に採用するパラメータ (管電圧: 120kV) を基準とし、撮影領域 (FOV) を約 300mm、ス

ライス厚を約 10mm となるように設定した。

より臨床の状態に近づけるため、実際の人骨 (腰椎部) が入った人体等価ファントム (PBU-10: 京都科学) を使用し、その下に骨量ファントム (B-MAS: 京都科学) を置いた。両ファントムを、各装置で同時にスキャンした。各 CT 画像において、同じ椎体中央部の同一部位がスキャンされていることを確認したのち、海綿骨部のデータを可能な限り大きく取り出せるような円形の関心領域 (ROI: 約 6cm²) を設定して CT 値を求めた。測定は異なる時期に独立して 3~6 回行い、各 X 線 CT 装置ごとの CT 値の平均値、標準偏差、変動係数 (装置内変動) を比較した。変動係数は、標準偏差を平均 CT 値で除算した値をパーセント表示したもので定義した。さらに装置間における CT 値の変動 (装置間変動) も検討した。

3. 結果

各 X 線 CT 装置における椎体中央部の平均 CT 値と標準偏差、および変動係数を Fig. 1 に示す。横軸は 6 種類の装置を示し、縦軸は CT 値を示す。Fig. 1 をみると、それぞれの X 線 CT 装置における変動係数は約 0.4% から約 3% であること、CT 装置における装置内の変動係数平均値は 1.9% であることがわかる。また、各 CT 装置で測定された CT 値の平均 (146.3) とその標準偏差 (6.9) を利用して装置間変動を求めると、4.7% (CV) であった。

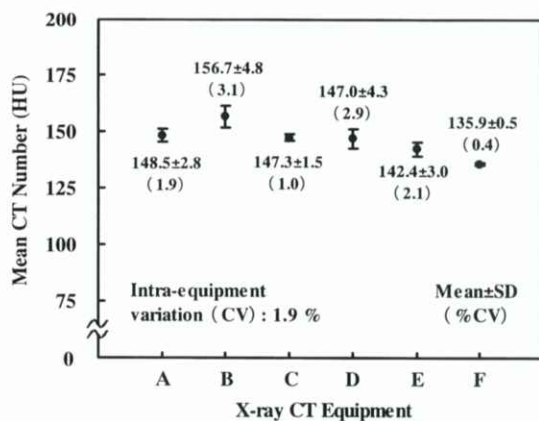


Fig. 1 Relationship between mean CT numbers and X-ray CT equipment.

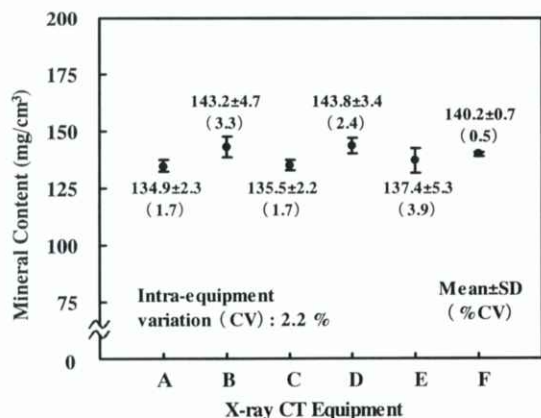


Fig. 2 Relationship between mean mineral contents and X-ray CT equipment.

検量線を利用して、炭酸カルシウム相当量に変換した、各X線CT装置での骨密度値と標準偏差、変動係数をFig. 2に示す。Fig. 1と同様に、横軸は6種類の装置を示し、縦軸は骨密度値を示す。各装置における骨密度値の変動係数は、約0.5%から約4%であった(平均:2.2%)。また、骨密度値で表される装置間変動は2.8%(CV)であった。

4. 考 察

骨粗鬆症を評価する目的で、1970年代後半からCT装置を利用した手法が開発された[3-5]。これらの手法ではCT値を用いて評価を行っていた。しかし、1980年Cannらが骨量ファントムを利用した手法を提案して以来、CT値ではなく標準物質の相当量に変換して評価することが通常となった[2]。

Fig. 1をみると、各CT装置の変動係数は約0.4%から約3%であった。さらに、装置内変動は、平均すると1.9%(CV)であった。一方、検量線を利用して得た骨密度値の変動係数は、約0.5%~約4%(平均:2.2%)であった。CT値の変動(1.9%)と骨密度値の変動(2.2%)を比べると、ほぼ同程度の再現性であることがわかる。したがって、一つのX線CT装置で測定したCT値は、通常のQCT検査時と同程度の再現性になると考える。

次に異なるCT装置によるCT値の相違について

検討した。1982年Leviらが5種類のX線CT装置でのCT値を比較した結果、統計的に有意な差があると結論付けている[6]。約10年前には鈴木らが複数のX線CT装置から得た検量線や骨密度値を比較しているが、装置間の違いは無視できないとしている[7]。本研究において、CT値の装置間変動は4.7%(CV)であった。さらに、炭酸カルシウム相当量に変換した骨密度値で表した変動係数は2.8%となった。つまり、CT値の装置間変動は、骨密度値に変換したときの変動より大きかった。過去の文献において、QCT検査による再現性(Precision)は1~5%と言われている[8-11]。この値と本研究で得た骨密度値の変動係数(2.8%)を比較すると、充分範囲内に含まれている。CT値そのものの変動についても、文献に記載している再現性から大きく外れるものではないと考える。また、本研究において一番低いCT値(135.9)から高いCT値(156.7)まで約20HUの開きがある。この違いに対して、一元配置分散分析で有意差検定を行った結果、6種類のX線CT装置間には有意差が認められなかった(有意水準:5%)[12]。したがって、本研究で用いた人体ファントム内の椎体(人骨)と同程度のCT値においては、X線CT装置間の違いを無視できると考える。

近年のX線CT装置がもつ性能は格段に進歩しており、今まで考えられていた問題点をほぼ解決している可能性がある。Cannらは、骨量ファントムを採用する理由について、X線管の経年的変化による影響や各X線CT装置のソフトウェアの違いなどを挙げている[2]。現在、これらのことを検討中である。従来問題点が解消されているのであれば、QCT検査時に骨量ファントムを用いる必要がなくなるかもしれない。また、CT値を直接利用することによって、定量的な解析が行いやすくなるだろう。

本研究では、具体例としてQCT検査を挙げたが、CT値を生体組織の代表値として取り扱うことが出来れば、コンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis: CAD)などへの応用も可能だと考える。

5. まとめ

一つの X 線 CT 装置における平均 CT 値の変動係数(装置内変動)は、約 2% であった。また、複数の X 線 CT 装置間における平均 CT 値変動係数(装置間変動)は約 5% であった。したがって、これらの再現性を前提として、各装置で測定される CT 値を注意深く扱えば、骨密度値の推定などにそのまま利用できる考える。

文 献

- [1] 西原貞光, 藤田広志, 飯田忠行, 他: X 線 CT 画像における腰椎椎体中央部自動認識プログラムの開発, 日放技第 58 回総会学術大会予稿集, 127-128, 2002.
- [2] Cann CE and Genant HK: Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography, J.Comput.Assist. Tomogr., 4(4), 493-500, 1980.
- [3] Posner I and Griffiths HJ: Comparison of CT scanning with photon absorptiometric measurement of bone mineral content in the appendicular skeleton, Invest. Radiol., 12(6), 542-544, 1977.
- [4] Genant HK and Boyd D: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography, Invest. Radiol., 12(6), 545-551, 1977.
- [5] Weissberger MA, Zamenhof RG, Aronow S, et al.: Computed tomography scanning for the measurement of bone mineral in the human spine, J. Comput.Assist. Tomogr., 2(3), 253-262, 1978.
- [6] Levi C, Gray JE, McCullough EC, et al.: The unreliability of CT numbers as absolute values, AJR, 139(3), 443-447, 1982.
- [7] 鈴木 聡, 奥村秀雄, 山本逸雄: QCT 法, 臨放, 35(1), 49-56, 1990.
- [8] Cann CE: Quantitative CT for determination of bone mineral density: A review¹, Radiology, 166(2), 509-522, 1988.
- [9] Genant HK, Block JE, Steiger P, et al.: Appropriate use of bone densitometry, Radiology, 170(3), 817-822, 1989.
- [10] Guglielmi G, Glüer CC, Majumdar S, et al.: Current methods and advances in bone densitometry, Eur. Radiol., 5(2), 129-139, 1995.
- [11] 伊東昌子: 定量的コンピュータ断層撮影法(QCT)・末梢骨 QCT(pQCT), 日放技学誌, 53(4), 485-489, 1997.
- [12] <http://aoki2.si.gunma-u.ac.jp/lecture/Average/oneway-ANOVA.html>

[研究速報]

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 向荣^{*}, 原 武史^{*}, 藤田 広志^{*}, 横山龍二郎^{**}, 佐藤真知子^{***}, 桐生 拓司^{**}, 星 博昭^{**}

^{*}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・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

^{**}岐阜大学医学部附属病院放射線科・〒500-8705 岐阜市司町 40

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

(2002 年 10 月 5 日, 最終 2002 年 11 月 18 日受理)

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^{**}

^{*}Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Science
Graduate School of Medicine, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu 501-1193, Japan

^{**}Department of Radiology, Gifu University School of Medicine & University Hospital,
40 Tsukasamati, Gifu 500-8705, Japan

^{***}Department of Image Engineering, Tokyo Institute of Polytechnics,
1583 Iiyama, Atsugi-shi, Kanagawa 243-0297, Japan

(Received October 5, 2002, in final form, November 18, 2002)

Abstract : A computer-aided diagnosis system that can identify the different human tissue and organ regions from CT images has been developing in our research group. In this paper, we describe the details of the extraction procedures for skin, soft tissue and skeleton regions that are the first step of the recognition process. The relationship between the different human organs and the density features of each organ region has been used in the identification process. We applied this process to 8 patient cases of multi-slice CT images ; each one covers the whole torso of human body with the isotropic resolution of about 0.63 mm voxel. The experimental results showed that the procedures could recognize the target regions from the original CT images.

Key words : multi-slice torso CT images, organ region recognition, 3-dimensional image processing, computer-aided diagnosis.

1. はじめに

近年, マルチスライス CT に代表される高速 CT 装置の発展により, CT 画像の撮影時間が大幅に短縮され, より高画質・広範囲で人体を撮影することが可能となった. 一度の CT 撮影で人体の一部ではなく, 胸部, 腹部あるいは体幹部(人体の頭部と四肢を除いた部分)を全体的に撮影するケースが増えている. 一方, 撮影範囲の拡張及び画像精度の向

上に伴い, 膨大な CT 画像を読影する医師の負担が著しく増加している. そのために, 計算機による医用画像のコンピュータ支援診断(computer-aided diagnosis: CAD)システムの開発が強く期待されている.

画像診断支援システムの主な機能として, 臓器内に存在している異常陰影の自動検出と関心領域の 3 次元的な可視化が求められている. それらの機能を実現するために, CT 画像から予め臓器領域を抽出

(認識)する必要がある。これまでに、研究対象となる CT 画像が一部の臓器しか含まれていない局所画像であるため、臓器の認識に関する研究は個別な臓器領域の抽出手法に限られているものが多く、胸部、腹部や体幹部における広範囲な人体組織及び内部臓器領域の分類・認識に関する報告は本研究グループの報告[1-4]以外には見られないのが現状である。

本研究は、マルチスライス CT 装置から高精度で撮影された体幹部画像を研究対象にして、広い範囲で人体組織及び内部臓器領域を分類・認識するための画像処理手順について検討する。本論文では、まず、処理の方針を説明し、人体の皮膚、軟部組織(脂肪)と骨格の認識方法について述べる。最後に、提案する手順を実際に 0.63mm のスライス間隔で撮影されている複数の体幹部マルチスライス CT 画像に適用し、その実験結果と有効性を示す。

2. 方法

2.1 処理方針

従来の CT 画像の撮影範囲と比較して、本研究の対象とする最新のマルチスライス CT 画像(Fig. 1)は人体の体幹部の情報をすべて含んでいるので、広い範囲での内部臓器と人体組織に関する画像情報の利用が可能となった。本研究の処理方針として、画像処理手順を設計する際に、従来よく使われている濃度値(ここでは CT 値)と臓器の形状情報以外に、異なる臓器・組織間の相対関係を積極的に利用する。具体的には、すべての人体組織と臓器を階層構造で分割し、認識の容易な層から始め、臓器間の接続関

係を利用しながら、認識範囲を周辺の層まで逐次的に拡張する。また、CT 画像の撮影条件、患者の個人差および撮影装置の特性の違いにより、同じ人体の臓器領域でも CT 値の分布が異なる場合が多く存在するが、その違いに柔軟に対応するために、画像処理手順のパラメータを固定ではなく、症例ごとに自動調整されるように手順の設計を行う。高精度な 3 次元 CT 画像のデータ量は膨大であるので、処理時間がかかるという問題があるが、本研究では処理目的に応じて、3 次元 CT 画像の解像度とサイズを各処理中に調整することにより、処理時間を短縮する。

以下には、まず、人体の階層構造の定義について述べる。次に、人体の皮膚、軟部組織、骨格の認識手順を例として具体的に説明する。

2.2 具体的な処理

まず、CT 画像は空気、人体、およびそれ以外の部分から構成されると考える。そして、人体領域が体表から順番に皮膚、脂肪、筋肉、骨、体腔(胸部と腹部の臓器が含まれている)の五つの領域から構成されると定義する。さらに、体腔領域は横隔膜で分割され、胸部領域と腹部領域に分けられる。各体腔領域に存在するさまざまな内臓領域を接続関係によって、さらに細かい階層に分配する。実際に人体の組織と臓器領域を認識する際に、この階層構造に沿って体の外から内部に向かって逐次的に行う。以下には、まず、人体領域と背景の分離について説明し、次に、人体の表面から皮膚、脂肪、筋肉と内臓、骨領域の抽出について述べる。

2.2.1 人体組織が占める領域の特定

CT 画像上にある空気領域は固有な CT 値をもっているため、濃度値に対する閾値処理のみで人体組織と空気領域を分離することができる[5]。ここで、画像上には空気と人体組織しか存在しないと仮定し、判別分析法[6]により、濃度値に対する最適な閾値を自動的に決定する。次に、抽出された空気以外の領域に対して、まず、連結成分処理を行い、人体領域以外の服、CT 装置の患者テーブルなどを削除す

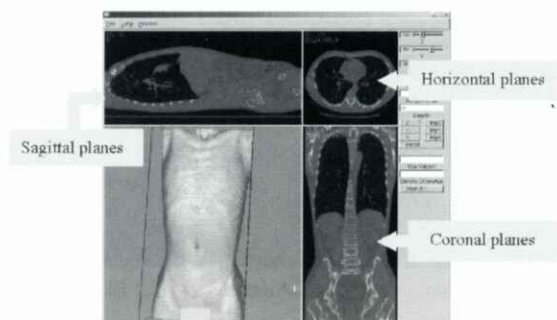


Fig. 1 An example of multi-slice torso CT images.

る。最後に、人体部分に対し、輪郭線追跡と塗潰し処理を行い、人体組織が囲んでいる領域を特定する。

2.2.2 脂肪、筋肉・内臓、骨領域の認識

人体組織、CT 値の分布に基づいて、大まかに脂肪、筋肉(内臓を含む)、および骨の三つのグループに分類する。その中で、脂肪領域の CT 値の分布はほとんど他の領域と重なっていないので、濃度値に対する閾値処理で抽出することができる。ここで、最適な閾値は微分ヒストグラム法[6]により自動的に決定する。残っている人体組織に対して、さらにヒストグラムを解析し、閾値処理で初期的な骨領域を抽出する。

2.2.3 皮膚の抽出

皮膚領域は人体表面から 1.5-4.0(mm)の厚さで分布している。また、CT 画像上で濃度値分布はほとんど筋肉と同じであり、隣接している脂肪領域とかなりの濃度差がある。以上の特徴を用いて、皮膚の抽出を行う。具体的には、まず、人体の表面から内部に向かって距離変換[6]を行う。得られた距離画像を用いて、体表から離れる範囲を 4(mm)以下である領域は皮膚を抽出するための候補領域とする。そして、候補領域内から脂肪領域(2.2.2 を参照)を除くことにより、初期的な皮膚領域を得る。最後に、連結成分処理を行い、体表と連結している成分のみ最終的な皮膚領域とする。

2.2.4 骨格の抽出

骨格領域の濃度値の分布はそれ以外の臓器領域と重なっているため、単純な閾値処理では骨格領域を完全に抽出できない。ここで、抽出された初期的な骨領域を元にして、連結性と濃度値の差を考慮しながら 3 次元領域拡張法[6]により初期的な骨格領域を補完する。領域拡張を行う際に、領域の拡張速度によってパラメータを自動的に決定する[2]。

3. 結果と考察

本手法を 8 症例のマルチスライス体幹部 CT 画像

に適用して、上述手順の性能評価を行った。画像の空間解像度は約 0.63mm の等間隔であり、画像サイズは 512×512(pixel)、スライス数は 860~1064 である。8 症例の内訳は男性 6 症例、女性 2 症例であり、患者年齢は 40~70 歳に分布している。いずれの症例も普通の撮影条件で撮影された単純 X 線 CT 画像であり、造影剤の使用はない。Fig. 2 に、人体の体表(皮膚)[左側]、脂肪領域を除いた筋肉の表面[中]、骨格の抽出結果[右側]を前後二つの方向から示す。この症例を含む 8 症例の結果画像を考察すると、まず、皮膚と骨格の抽出結果から、すべての症例に対しては精度良く抽出されたことを確認した。さらに、使用した画像処理手順に注目すると、それぞれの症例に対する手順のパラメータが変化していることから、本手法が用いた症例ごとに最適なパラメータの探索処理が必要と考える。次に、脂肪領域を除いた後の筋肉表面に注目すると、8 症例の中で 6 症例について筋肉の表面が正しく表示され、脂肪領域と筋肉は正確に分離していることが分かった。しかし、1 症例に対しては、腹部筋肉を見落とす現象があった(Fig. 3)。この症例は高齢の女性の画像であり、腹部の筋肉が減少し、周りにある脂肪領域との濃度差がなくなっている。そのため、わずかな筋肉が腹部の脂肪領域に囲まれ、見落とされたことが原因である。今後は、腹部筋肉領域と相対的な位置関係を用いて、この問題を解決していく予定である。

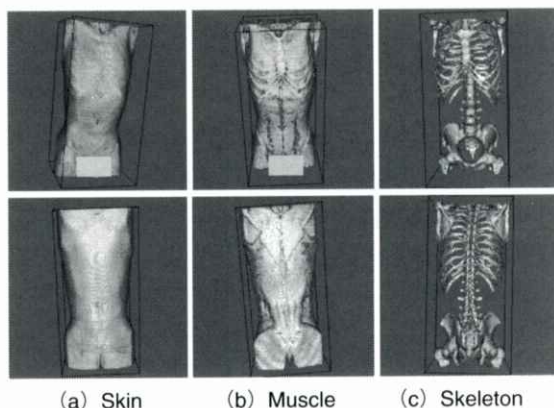


Fig. 2 3D views of the recognition result images from front and back sides of a human body.

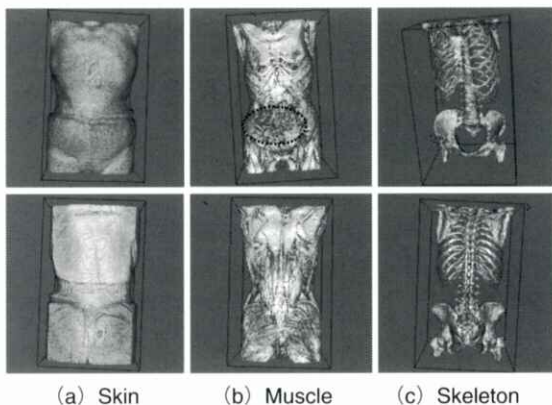


Fig. 3 3D views of the recognition result images from front and back sides of a human body (dotted line: abdominal muscles could not be recognized).

4. まとめ

3次元マルチスライス体幹部CT画像から人体の組織・臓器領域に関する自動分類を試みた。具体的には、人体をあらかじめ定義された階層構造に分け、各層の依存関係を考慮しながら、逐次的に特定していく方針を提案した。そして、認識の初期段階として、人体領域の抽出、皮膚、脂肪、骨格領域の認識に関する手順を開発し、この手順を実際に8症例の体幹部CT画像に適用した。実験結果から、本手法が有効であることを確認した。今後は、認識する範囲を拡張し、人体にある主な内部臓器領域まで認識手順の開発を進める予定である。

なお、本研究の一部は、文部科学省科学研究費補

助金および岐阜大学産官学融合センター重点研究助成金によって行われた。

文 献

- [1] X. Zhou, T. Hara, H. Fujita, et al., "Extraction and recognition of the thoracic organs based on 3D CT images and its application", Proc. of the 16th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery 2002, 776-781, 2002.
- [2] 周向榮, 原武史, 藤田広志, 他, "3次元マルチスライスCT画像からの胸部臓器の認識—初期的な結果", 電子情報通信学会医用画像研究会資料, MI2002-19, 13-18, May 2002.
- [3] 小林晋士, 周向榮, 原武史, 他, "骨格情報に基づく3次元CT画像からの胸郭の自動抽出", 電子情報通信学会医用画像研究会資料, MI2002-53, 35-39, Sept. 2002.
- [4] 林達郎, 周向榮, 原武史, 他, "気管支情報に基づく胸部マルチスライスCT画像からの肺野区間の分類に関する初期的な検討", 電子情報通信学会医用画像研究会資料, MI2002-79, 51-62, Nov. 2002.
- [5] <http://rad.sb.gunma-u.ac.jp/suzuki/ct/>
- [6] 鳥脇純一郎: 3次元デジタル画像の処理, 昭晃堂, 東京, 2002.

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^{**}

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

^{*}岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージング情報部門

〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

^{**}愛知県がんセンター放射線診断部・〒464-8681 名古屋市千種区鹿子殿 1-1

(2002 年 11 月 26 日, 最終 2002 年 11 月 29 日受理)

Characteristic-Curve Measurement Based on Bootstrap Method by Using Calcium Phosphate in Mammography

Norimitsu SHINOHARA, Hiroshi FUJITA^{*}, Takeshi HARA^{*} and Katsuhei HORITA^{**}

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

^{*}Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced
Medical Science, Graduate School of Medicine, Gifu University,
1-1 Yanagido, Gifu 501-1193, Japan

^{**}Department of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hospital
1-1 Kanokoden, Chikusa-ku, Nagoya-shi 464-8681, Japan

(Received November 26, 2002, in final form, November 29, 2002)

Abstract : The measurement method of the characteristic curve for mammographic screen-film system has not been established due to difficulties in terms of exposure quality at low kV. In this paper we propose a bootstrap method by use of specific stepwedge for characteristic curve in mammography. The stepwedge of ten steps made from calcium phosphate with 10 different material densities was employed. The tube voltage and mAs were changed from 25kV to 32kV and from 20mAs to 100mAs, respectively, in the experiment. The results of the curves measured indicate the effectiveness of our method, although additional experiments to investigate the accuracy and precision of the data are required.

Key words : mammogram, characteristic curve, stepwedge, bootstrap method, calcium phosphate

1. はじめに

乳がん罹患率の増加は世界的傾向にあり, 欧米諸国では乳がん検出のための信頼性ある画像診断法として乳がん検診にマンモグラフィが用いられている。わが国においても, 厚生省(現 厚生労働省)からの通達により, 平成 12 年度から乳がん検診にマンモグラフィを導入する自治体が急増している。そのため, マンモグラフィの精度管理と撮影線量を含めた品質管理を確立することが必須である。

マンモグラフィは, 現在, フィルムを最終出力としており, 入力である X 線の強度と出力である写真濃度との関係は非線形である。この入出力特性の関係を表しているのがフィルムの特性曲線である。特性曲線は, 入出力の関係だけでなく, 現像条件なども反映するため, 画像解析, 画像評価を行う際には, 必ず特性曲線を測定する必要がある。

一般に, フィルムシステムの特性曲線の作成には, 距離の逆 2 乗則を利用した強度スケール(intensity scale)法が用いられる。しかし, マンモグラフィ装

置では構造上この方法が困難である。丸山[1]らは、距離法による特性曲線の作成を報告している。この論文では、低エネルギー領域のX線では距離の逆2乗則が空気の吸収により成立しない。そのため、各露光距離で線量測定を行うことによって、相対X線量(横軸)を算出している。しかし、この場合、空気の吸収により線質が連続的に変化し、特性曲線の精度への影響が懸念される[2,3]。一方、朝原ら[4,5]は、通常センチメートルに用いられている線質(80 kV)で特性曲線の作成を提案しているが、臨床における線質で作成した特性曲線とは若干異なる結果となっている。また、マンモグラフィ装置の構造上の理由から、多くの研究者によって時間スケール(time scale)法による作成法も用いられている[6]。しかし、相反則不軌に起因する特性曲線の形状変化が問題になり、使用に関しては測定精度が問題となる。

そこで、マンモグラフィ装置の構造上、倍数露光によるブートストラップ法が適切であると考え、本研究では、堀田らが画質管理を目的に開発したリン酸カルシウムステップウェッジ(以下、ステップウェッジ)[7]を応用して、ブートストラップ法によるマンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線の作成を試みた。本論文では、その初期の結果について報告する。

2. 実験

ステップウェッジの概観を Fig. 1(a)に示す。このステップウェッジ[7]は、X線吸収を変化させるために10段からなっており、各段の材質の密度を変化させている。材質は、1段目がウレタン樹脂(1.061g/cm^3)、2段目以降にはリン酸カルシウムを加えて密度が 0.0243g/cm^3 ずつ増加するように作られている。実験に用いたマンモグラフィ撮影装置はDMR(Mo/Mo)(GE社製)、撮影条件は、管電圧25kV~32kV間を1kV間隔で変化させ、mAs値は、20mAs~100mAs間を20mAs間隔で変化させた。増感紙-フィルムは、Min-R-Min-R(Kodak社製)である。自動現像機は、Miniload 2000P(Kodak社製)で、現像温度36.8℃、処理時間は150秒である。管電圧を

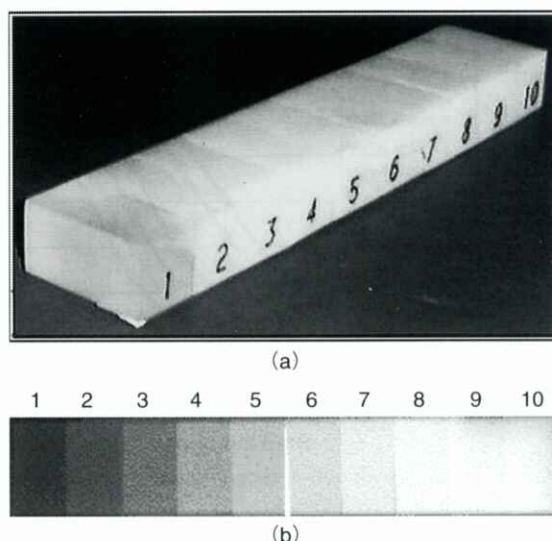


Fig. 1 Photograph of a stepwedge made from calcium phosphate with 10 steps of different densities in (a) and its radiograph in (b).

27kV, mAs値を60mAsで撮影したステップウェッジ像を Fig. 1(b)に示す。

ブートストラップ法にもいくつかの方法があるが、今回、コダック社が発表したアルミニウムステップウェッジを用いたステップウェッジブートストラップ法[8]に基づいて実験を行った。実験では、同一管電圧、同一mAs値の試料を5枚ずつ作成し、その平均を各ステップの濃度(以下、平均濃度)とした。倍数露光比は、20mAsに対して40mAsと80mAs、40mAsに対して80mAsの3パターンを使用した。これらを用いて、20mAsの1段目の平均濃度を相対露光量の対数値0とする特性曲線と、40mAsの1段目の平均濃度を相対露光量の対数値0とする特性曲線を2本作成した。続いて、相対露光量(横軸)に沿って各曲線が重なるように平行にシフトして、2本の曲線の平均を取りこれを最終的な特性曲線とした。管電圧25kV~32kVにおいて同様の実験を行い、8本の特性曲線を作成をした。

3. 結果と考察

20mAsで一定にしたとき、管電圧の相違による各ステップと平均濃度の関係を Fig. 2に示す。管電

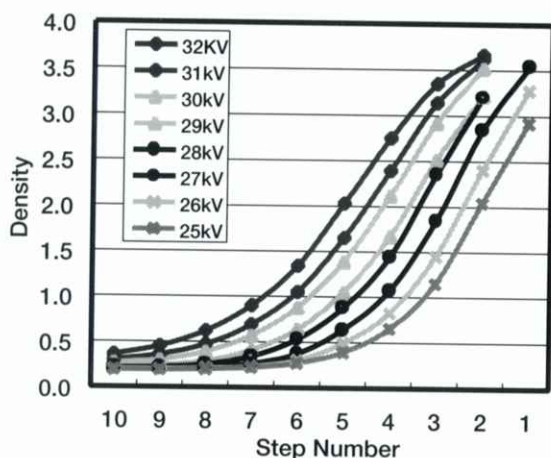


Fig. 2 The relations between density and step number at 20mAs for eight kV settings.

圧が大きくなるにつれ受光量(線量)が増加するため曲線は左方向にシフトするが、曲線の形状の変化は認められない。他の mAs 値についても同様の傾向が見られた。

管電圧を 27kV 一定のとき、mAs 値の相違による各ステップと平均濃度の関係を Fig. 3 に示す。mAs 値が大きくなるにつれ曲線は左方向にシフトするが、曲線の形状の変化は認められない。他の管電圧についても同様の傾向が見られた。

続いて、ブートストラップ法によって、各管電圧での特性曲線を作成した。27kV, 29kV, 31kV における特性曲線を Fig. 4(a) に示す。管電圧が変化する

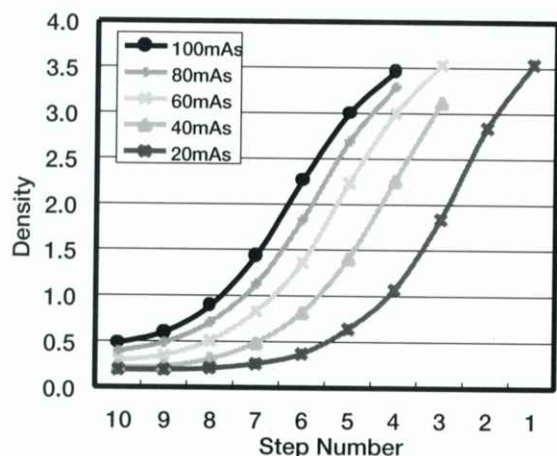


Fig. 3 The relations between density and step number at 27kV for five mAs settings.

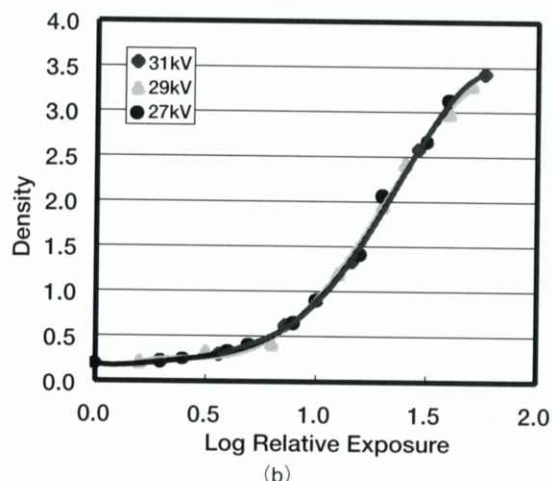
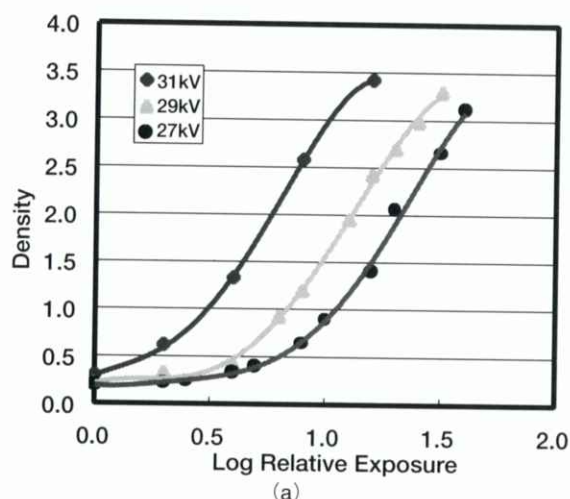


Fig. 4 Characteristic curves for three different kV settings changed from 27kV to 31kV. Original curves shown in (a) are relatively shifted to compare the curve shape as shown in (b).

ことによって、特性曲線の形状の変化を検討するために、相対露光量(横軸)に沿って各曲線が重なるようにシフトさせた特性曲線を Fig. 4(b) に示す。各管電圧で特性曲線は、多少バラツキがあるものの、管電圧依存性がない(形状が同一)ものと考えられる。

管電圧、mAs 値の条件によっては、10 段のステップウェッジで特性曲線全体をカバーできる十分な濃度の値が得られないものがある。このような場合には、2 本の特性曲線を合成するときに少ない点数で特性曲線を作成する必要がある。そのため、特性曲

置では構造上この方法が困難である。丸山[1]らは、距離法による特性曲線の作成を報告している。この論文では、低エネルギー領域のX線では距離の逆2乗則が空気の吸収により成立しない。そのため、各露光距離で線量測定を行うことによって、相対X線量(横軸)を算出している。しかし、この場合、空気の吸収により線質が連続的に変化し、特性曲線の精度への影響が懸念される[2,3]。一方、朝原ら[4,5]は、通常センチメートルに用いられている線質(80 kV)で特性曲線の作成を提案しているが、臨床における線質で作成した特性曲線とは若干異なる結果となっている。また、マンモグラフィ装置の構造上の理由から、多くの研究者によって時間スケール(time scale)法による作成法も用いられている[6]。しかし、相反則不軌に起因する特性曲線の形状変化が問題になり、使用に関しては測定精度が問題となる。

そこで、マンモグラフィ装置の構造上、倍数露光によるブートストラップ法が適切であると考え、本研究では、堀田らが画質管理を目的に開発したリン酸カルシウムステップウェッジ(以下、ステップウェッジ)[7]を応用して、ブートストラップ法によるマンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線の作成を試みた。本論文では、その初期の結果について報告する。

2. 実験

ステップウェッジの概観を Fig. 1(a)に示す。このステップウェッジ[7]は、X線吸収を変化させるために10段からなっており、各段の材質の密度を変化させている。材質は、1段目がウレタン樹脂(1.061g/cm^3)、2段目以降にはリン酸カルシウムを加えて密度が 0.0243g/cm^3 ずつ増加するように作られている。実験に用いたマンモグラフィ撮影装置はDMR(Mo/Mo)(GE社製)、撮影条件は、管電圧25kV~32kV間を1kV間隔で変化させ、mAs値は、20mAs~100mAs間を20mAs間隔で変化させた。増感紙-フィルムは、Min-R-Min-R(Kodak社製)である。自動現像機は、Miniloader 2000P(Kodak社製)で、現像温度 36.8°C 、処理時間は150秒である。管電圧を

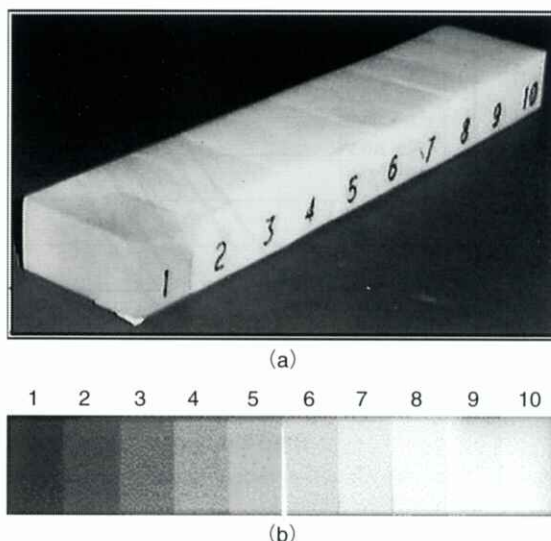


Fig. 1 Photograph of a stepwedge made from calcium phosphate with 10 steps of different densities in (a) and its radiograph in (b).

27kV, mAs値を60mAsで撮影したステップウェッジ像を Fig. 1(b)に示す。

ブートストラップ法にもいくつかの方法があるが、今回、コダック社が発表したアルミニウムステップウェッジを用いたステップウェッジブートストラップ法[8]に基づいて実験を行った。実験では、同一管電圧、同一mAs値の試料を5枚ずつ作成し、その平均を各ステップの濃度(以下、平均濃度)とした。倍数露光比は、20mAsに対して40mAsと80mAs、40mAsに対して80mAsの3パターンを使用した。これらを用いて、20mAsの1段目の平均濃度を相対露光量の対数値0とする特性曲線と、40mAsの1段目の平均濃度を相対露光量の対数値0とする特性曲線を2本作成した。続いて、相対露光量(横軸)に沿って各曲線が重なるように平行にシフトして、2本の曲線の平均を取りこれを最終的な特性曲線とした。管電圧25kV~32kVにおいて同様の実験を行い、8本の特性曲線を作成をした。

3. 結果と考察

20mAsで一定にしたとき、管電圧の相違による各ステップと平均濃度の関係を Fig. 2に示す。管電

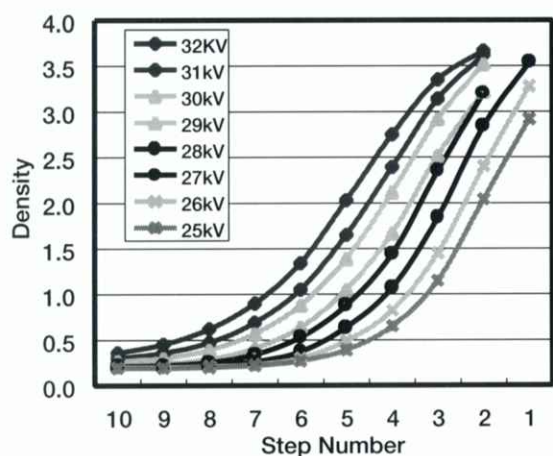


Fig. 2 The relations between density and step number at 20mAs for eight kV settings.

圧が大きくなるにつれ受光量(線量)が増加するため曲線は左方向にシフトするが、曲線の形状の変化は認められない。他の mAs 値についても同様の傾向が見られた。

管電圧を 27kV 一定のとき、mAs 値の相違による各ステップと平均濃度の関係を Fig. 3 に示す。mAs 値が大きくなるにつれ曲線は左方向にシフトするが、曲線の形状の変化は認められない。他の管電圧についても同様の傾向が見られた。

続いて、ブートストラップ法によって、各管電圧での特性曲線を作成した。27kV、29kV、31kV における特性曲線を Fig. 4(a) に示す。管電圧が変化する

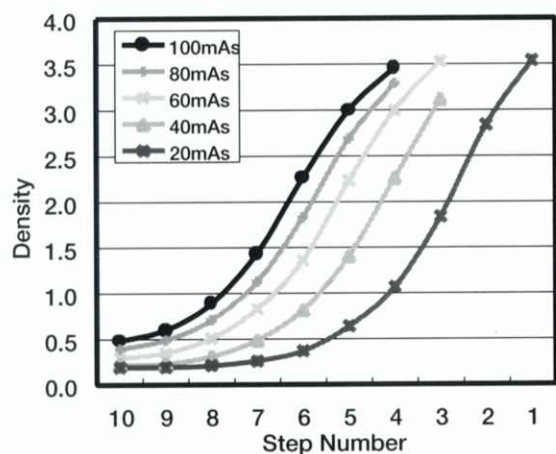
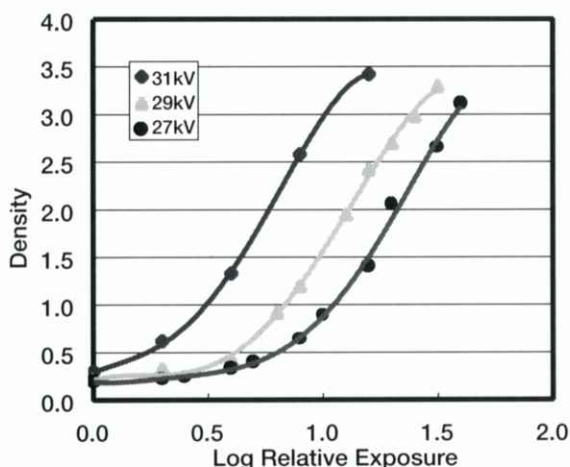
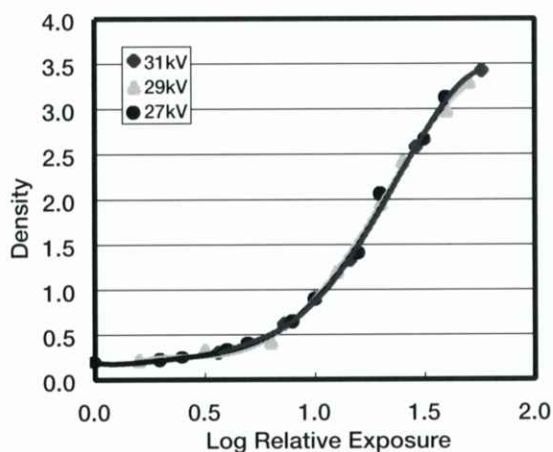


Fig. 3 The relations between density and step number at 27kV for five mAs settings.



(a)



(b)

Fig. 4 Characteristic curves for three different kV settings changed from 27kV to 31kV. Original curves shown in (a) are relatively shifted to compare the curve shape as shown in (b).

ことによって、特性曲線の形状の変化を検討するために、相対露光量(横軸)に沿って各曲線が重なるようにシフトさせた特性曲線を Fig. 4(b) に示す。各管電圧で特性曲線は、多少バラツキがあるものの、管電圧依存性がない(形状が同一)ものと考えられる。

管電圧、mAs 値の条件によっては、10 段のステップウェッジで特性曲線全体をカバーできる十分な濃度の値が得られないものがある。このような場合には、2 本の特性曲線を合成するときに少ない点数で特性曲線を作成する必要がある。そのため、特性曲

線を作成するときに誤差発生の一因となり、各管電圧での特性曲線に多少のバラツキがあったと考えられる。特性曲線の作成は、すべての管電圧で同様の倍数露光条件を用いて行ったが、管電圧の変化に伴い適切な倍数露光条件を選択する必要がある。また、管電圧、mAs 値が変化しても、広い濃度域でより多くの点数をとることができるステップウェッジを用いる検討が必要である。このステップウェッジでは隣り合う段の密度の差を 0.0243g/cm^3 としているが、密度の差をより小さくして段数を多くすることにより、さらに正確な特性曲線の作成が可能になる。

本実験はまだ初期の結果であるが、マンモグラフィの画質管理用に開発されたステップウェッジを利用することにより、マンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線の簡便な作成が可能であることを示した。今回の実験では、十分な線量測定を行い、平均濃度をとることによって、マンモグラフィ装置の X 線出力の変動による影響がないものとしたが、線量や線質をより考慮した実験を行う必要がある。さらに、マンモグラフィ装置では、ヒール効果の影響を考慮することが求められるが、本実験で用いたステップウェッジにおけるこの効果についても、検討が必要である。

4. まとめ

リン酸カルシウムの密度を変化させたステップウェッジを応用したブートストラップ法によって、マンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線を作成する手法を提案した。

本実験はまだ初期の結果であるが、マンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線の作成に有効な方法であることを確認した。今後、その精度を検討するため、さらなる実験が必要であると考え、このステップウェッジを用いることにより、施設間でのマンモグラフィの画質管理ができると同時に、簡便な特性曲線の作成も可能となる。なお、本ステップウェッジは、マンモグラフィ CAD(コンピュータ

支援診断)システムの性能向上の手段にも有用である[9]。

5. 文 献

- [1] 丸山敏則, 後藤佐知子, 東 義晴, 他: マンモグラフィ用フィルムにおける extended-cycle process の応用-描出能向上への効果-, 日放技学誌, 56(11), 1339-1347, 2000.
- [2] 天野貴司, 荒尾真一, 北山 彰, 他: 乳房撮影システムにおける特性曲線の作成(距離法) I 実効エネルギー換算による空気減弱補正の技術的諸問題. 日放技学誌, 53(7), 932, 1997.
- [3] 武下正憲, 中島 直, 蓬菜忠志, 他: 乳房撮影エネルギー領域におけるセンシトメトリ(距離逆2乗法)の空気吸収について. 日放技学誌, 54(1), 164, 1998.
- [4] 朝原正喜, 星川敦司, 東田善治, 他: 乳房撮影用フィルムにおける写真特性と現像条件に関する実験的研究. 日乳癌検診学会誌, 9(2), 237-245, 2000.
- [5] 東田善治, 朝原正喜, 鈴木隆二, 他: 学術調査研究班報告 乳房診断における画像検出器の特性. 日放技学誌, 56(11), 1298-1305, 2000.
- [6] 朝原正喜: マンモ用増感紙フィルムシステムの物理特性. 画像通信(日放技学会・画像分科会), 22(2), 10-11, 1999.
- [7] 大橋良夫, 堀田勝平, 梶原和則, 他: 試作チャートによる乳腺組織線量の検討. 日放技学誌, 55(9), 839, 1999.
- [8] 小寺吉衛 編著: 放射線受光系の特性曲線, 164-174, 医療科学社, 東京, 1994.
- [9] Hara T, Yamada A, Shinohara N, et al.: Contrast correction method for detecting microcalcifications on mammograms by using step-wedge index, Proc. of the 15th International Congress and Exhibition CARS 2001, 533-537, Elsevier Science, 2001.

[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^{**}

^{*} 浜松大学経営情報学部情報ネットワーク学科・〒431-2102 浜松市都田町 1230 番地

^{**} 新潟大学医学部保健学科 〒951-8518 新潟市旭町通 2 番町 746 番地

^{***} 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 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

Report of IASTED-VIIP

Katsuyuki KOJIMA^{*}, Du-Yih TSAI^{**}, Hiroshi FUJITA^{***}, Takeshi HARA^{***} and Yongbum LEE^{**}

^{*} Department of Information Networks, Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu,
1230, Miyakodacho, Hamamatsu-shi, 431-2102 JAPAN

^{**} Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Niigata University,
2-746, Asahimachi-dori, Niigata-shi, 951-8518 JAPAN

^{***} Department of Intelligent Image Information, Division of Generation and Advanced Medical Science,
Graduate School of Medicine, Gifu University,
1-1, Yanagido, Gifu-shi, 501-1193 JAPAN

IASTED(The International Association of Science and Technology for Development)の sponsor で 3 つの国際会議 AIA 2002(Artificial Intelligence and Applications), VIIP 2002(Signal Processing, Pattern Recognition and Applications)および CSN 2002(Communication Systems and Networks)が Spain スペインの Málaga マラガで開催された。我々は VIIP に参加した。Málaga は地中海に面した Iberia イベリア半島の南端に位置し、Costa del Sol コスタ・デル・ソル(太陽の海岸)と呼ばれる、極めて温暖で風光明媚なところである。天候が良ければはるかかなたに、Africa アフリカ大陸を望むことができる。

会議の期間は 9 月 9 日(月)から 12 日(木)までの 4 日間であり、会場は Málaga の中心から 10 数 km 西へ行った Benalmádena ベナルマデナにある Hotel Torquebrada である。会議のあったホテルの写真を Fig. 1 に示す。ホテルの室から Gibraltar ジブラルタル海峡方面を見た景色を Fig. 2 に示す。ホテルのすぐそばは海水浴場になっている。

Fig. 3 に registration の様子を示す。向かって左側後ろ向きは藤田広志である。

分野別の報告件数を Table 1 に示す。医用関係は Session 6 と 9 の Medical Imaging で 18 件あり、全報



Fig. 1 会議場, Hotel Torquebrada.



Fig. 2 Hotel Torquebrada からの Gibraltar 海峡方面の眺め。

線を作成するときに誤差発生の要因となり、各管電圧での特性曲線に多少のバラツキがあったと考えられる。特性曲線の作成は、すべての管電圧で同様の倍数露光条件を用いて行ったが、管電圧の変化に伴い適切な倍数露光条件を選択する必要がある。また、管電圧、mAs 値が変化しても、広い濃度域でより多くの点数をとることができるステップウェッジを用いる検討が必要である。このステップウェッジでは隣り合う段の密度の差を 0.0243g/cm^3 としているが、密度の差をより小さくして段数を多くすることにより、さらに正確な特性曲線の作成が可能になる。

本実験はまだ初期の結果であるが、マンモグラフィの画質管理用に開発されたステップウェッジを利用することにより、マンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線の簡便な作成が可能であることを示した。今回の実験では、十分な線量測定を行い、平均濃度をとることによって、マンモグラフィ装置の X 線出力の変動による影響がないものとしたが、線量や線質をより考慮した実験を行う必要がある。さらに、マンモグラフィ装置では、ヒール効果の影響を考慮することが求められるが、本実験で用いたステップウェッジにおけるこの効果についても、検討が必要である。

4. まとめ

リン酸カルシウムの密度を変化させたステップウェッジを応用したブートストラップ法によって、マンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線を作成する手法を提案した。

本実験はまだ初期の結果であるが、マンモグラフィ増感紙-フィルム系の特性曲線の作成に有効な方法であることを確認した。今後、その精度を検討するため、さらなる実験が必要であると考え、このステップウェッジを用いることにより、施設間でのマンモグラフィの画質管理ができると同時に、簡便な特性曲線の作成も可能となる。なお、本ステップウェッジは、マンモグラフィ CAD(コンピュータ

支援診断)システムの性能向上の手段にも有用である[9]。

5. 文 献

- [1] 丸山敏則, 後藤佐知子, 東 義晴, 他: マンモグラフィ用フィルムにおける extended-cycle process の応用-描出能向上への効果-, 日放技学誌, 56(11), 1339-1347, 2000.
- [2] 天野貴司, 荒尾真一, 北山 彰, 他: 乳房撮影システムにおける特性曲線の作成(距離法) I 実効エネルギー換算による空気減弱補正の技術的諸問題, 日放技学誌, 53(7), 932, 1997.
- [3] 武下正憲, 中島 直, 蓬萊忠志, 他: 乳房撮影エネルギー領域におけるセンチメートル(距離逆 2 乗法)の空気吸収について, 日放技学誌, 54(1), 164, 1998.
- [4] 朝原正喜, 星川敦司, 東田善治, 他: 乳房撮影用フィルムにおける写真特性と現像条件に関する実験的研究, 日乳癌検診学会誌, 9(2), 237-245, 2000.
- [5] 東田善治, 朝原正喜, 鈴木隆二, 他: 学術調査研究班報告 乳房診断における画像検出器の特性, 日放技学誌, 56(11), 1298-1305, 2000.
- [6] 朝原正喜: マンモ用増感紙フィルムシステムの物理特性, 画像通信(日放技学会・画像分科会), 22(2), 10-11, 1999.
- [7] 大橋良夫, 堀田勝平, 梶原和則, 他: 試作チャートによる乳腺組織線量の検討, 日放技学誌, 55(9), 839, 1999.
- [8] 小寺吉衛 編著: 放射線受光系の特性曲線, 164-174, 医療科学社, 東京, 1994.
- [9] Hara T, Yamada A, Shinohara N, et al.: Contrast correction method for detecting microcalcifications on mammograms by using step-wedge index, Proc. of the 15th International Congress and Exhibition CARS 2001, 533-537, Elsevier Science, 2001.

[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^{**}

^{*} 浜松大学経営情報学部情報ネットワーク学科・〒431-2102 浜松市都田町 1230 番地

^{**} 新潟大学医学部保健学科 〒951-8518 新潟市旭町通 2 番町 746 番地

^{***} 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 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

Report of IASTED-VIIP

Katsuyuki KOJIMA^{*}, Du-Yih TSAI^{**}, Hiroshi FUJITA^{***}, Takeshi HARA^{***} and Yongbum LEE^{**}

^{*} Department of Information Networks, Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu,
1230, Miyakodacho, Hamamatsu-shi, 431-2102 JAPAN

^{**} Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Niigata University,
2-746, Asahimachi-dori, Niigata-shi, 951-8518 JAPAN

^{***} Department of Intelligent Image Information, Division of Generation and Advanced Medical Science,
Graduate School of Medicine, Gifu University,
1-1, Yanagido, Gifu-shi, 501-1193 JAPAN

IASTED(The International Association of Science and Technology for Development)の sponsor で 3 つの国際会議 AIA 2002(Artificial Intelligence and Applications), VIIP 2002(Signal Processing, Pattern Recognition and Applications)および CSN 2002(Communication Systems and Networks)が Spain スペインの Málaga マラガで開催された。我々は VIIP に参加した。Málaga は地中海に面した Iberia イベリア半島の南端に位置し、Costa del Sol コスタ・デル・ソル(太陽の海岸)と呼ばれる、極めて温暖で風光明媚なところである。天候が良ければはるかかなたに、Africa アフリカ大陸を望むことができる。

会議の期間は 9 月 9 日(月)から 12 日(木)までの 4 日間であり、会場は Málaga の中心から 10 数 km 西へ行った Benalmádena ベナルマデナにある Hotel Torquebrada である。会議のあったホテルの写真を Fig. 1 に示す。ホテルの室から Gibraltar ジブラルタル海峡方面を見た景色を Fig. 2 に示す。ホテルのすぐそばは海水浴場になっている。

Fig. 3 に registration の様子を示す。向かって左側後ろ向きは藤田広志である。

分野別の報告件数を Table 1 に示す。医用関係は Session 6 と 9 の Medical Imaging で 18 件あり、全報



Fig. 1 会議場, Hotel Torquebrada.



Fig. 2 Hotel Torquebrada からの Gibraltar 海峡方面の眺め。



Fig. 3 Registration, 向かって左側後ろ向きは藤田広志.

告件数 151 件の内の 12% 程度である。Session 6, 9 での報告を Table 2 に示す。すべて口述報告であり、ポスターでの報告はなかった。36 箇国からの報告があり、国別内訳を Table 3 に示す。

蔡篤儀は Session 6-Medical Imaging I の chair を務めた。

Table 2 に示すように、画像圧縮の MPEG (Moving Picture Experts Group), JPEG (Joint Photographic Experts Group) 等に関する session が special として置かれている。これに関連して “Multimedia

Communication Systems : Techniques, Standards, and Networks”の内容で、The University of Belgrade (Yugoslavia ユーゴスラビア) の professor である Zoran S. Bojkovic と同大学の Dragorad A. Milovanovi の tutorial があった。その要旨を原文で以下に示す。

The objective of this Tutorial is to provide a comprehensive description of the concepts and potential applications of multimedia communications. This Tutorial consists of six parts :

Part 1 describes the concept of multimedia communication modeling. After that, user and network requirements are discussed, together with packet transfer concept.

Part 2 reviews a recent trend in multimedia research to exploit the audio-visual interaction and to build the link between audio and video processing.

Part 3 is devoted to multimedia processing in communication. Digital media and signal processing elements are presented and analyzed. Next, we describe a general framework for image copyright protection through digital watermarking. The key attributes of

Table 1 分野別の報告件数.

Session	名 称	件数
1	Animation and Image Synthesis	6
2,12,18	Computer Vision	21
3,19	Reconstruction	12
4	Rendering	9
5	Visualization	8
6, 9	Medical Imaging	18
7	Tracking	11
8	Virtual Reality	9
10	Human-Machine Interface	7
11,14,17	Patter Analysis and Recognition	18
13,15	Image Manipulation and Compression	16
16	Modelling	7
Special	MPEG/JPEG Standards, Implementation, and Applications	9
合 計		151

Table 2 Session 6,9 : Medical Imaging での報告.

08 : 30—SESSION 6—MEDICAL IMAGING I

Chairs : D.-Y. Tsai (Japan)

Room : Alboran III

364-113

Lung Field Detection on Chest Radiographs

M. Monteiro, A.M. Mendonça, and A. Campilho (Portugal)

364-176

Magnetic Resonance Image Segmentation Technique by using Hurst Coefficients

S. Ezekiel and M. Schuette (USA)

364-028

Computer Analysis of Urothelial Nuclei for Cancer Detection

A. Dulewicz, D. Piętko, and P. Jaszczak (Poland)

364-076

Automatic Seed Detection in On-Line Portal Images for Prostate Treatment

V. Audet, P. Bose, D. Nussbaum, J.-R. Sack, J. Szanto, and A. Whitehead (Canada)

364-012

Digital Chest Image Enhancement using Wavelet-coefficient Mapping Functions

D.-Y. Tsai, Y. Lee, M. Sekiya, and K. Kojima (Japan)

364-147

Sonoelastography using Compensated Power Doppler

S.J. McKenna, S. Dickson, I.W. Ricketts, A. Iqbal, T. Frank, and A. Cuschieri (UK)

364-052

Sinogram Filtering using a Stackgram Domain

A.P. Happonen and S. Alenius (Finland)

364-066

Mice Bone Characterization from 3D Microtomography Images

E. Martin-Badosa, A. Elmoutaouakkil, S. Nuzzo (Spain / France), D. Amblard, L. Vico (France), and F. Peyrin (Spain / France)

364-334

Development of Automated Classification Methods of Masses on Breast Ultrasound Images

T. Hara, D. Fukuoka, H. Fujita, T. Endo (Japan), and W. K. Moon (Korea)

364-133

An Investigation on RF Non-homogeneity in MRI when Different Materials are Scanned

M.A. Oghabian, S. Mehdipour, and N.R. Alam (Iran)

14 : 00—SESSION 9—MEDICAL IMAGING II

Chairs : T. Newman (USA) and M. Jamzad (Iran)

Room : Alboran III

364-325

Hybrid Multi-Modal 3D Registration of the Brain

A. Abu-Tarif and G. Nagy (USA)

364-021

Computerised Classification of Clustered Microcalcifications on Mammograms

Y. Lee, D.-Y. Tsai, and M. Sekiya (Japan)

364-057

Medical Image Quality Evaluation of a Telemedicine Service Provided by Hellenic PTT

G.J. Mandellos, M. Koukias, D.K. Lymberopoulos, and G.K. Anastassopoulos (Greece)

364-352

Extraction of Physiological Information from 3D PET Brain Images

S. Batty, T. Fryer, J. Clark, F. Turkheimer, and X.W. Gao (UK)

364-026

Evaluating the Performance of a SART Algorithm using Blobs in 3D Cone Beam Transmission Tomography

J.G. Donaire and I. Garcia (Spain)

364-071

The Dilation-shadowing Approach for Volume Registration on Small Clusters

T.S. Newman, X. Zhang, and J.D. Bush (USA)

364-136

Extracting Brain Parenchyma and Lateral Ventricle in MR Images by Morphological Methods

M. Jamzad and M.E. Moghaddam (Iran)

364-008

Brain Image Segmentation using Mathematical Morphology

N. Lassouaoui and L. Hamami (Algeria)

Table 3 報告件数の国別内訳.

国 名	件数	国 名	件数
日 本	21	キ プ ロ ス	1
ス ペ イ ン	19	イ ス ラ エ ル	1
ド イ ツ	14	オーストラリア	1
英 国	12	アルジェリア	1
米 国	9	オーストリア	1
韓 国	7	ク ロ ア チ ア	1
カ ナ ダ	6	チ ェ コ	1
イ ラ ン	4	ノ ル ウ ェ ー	1
シンガポール	4	ル ー マ ニ ア	1
フ ラ ン ス	4	コ ロ ン ビ ア	1
イ タ リ ア	4	インド・ドイツ・米国 共同	1
マレーシア	3	日本・中国 共同	1
フィンランド	3	日本・韓国 共同	1
ポーランド	3	韓国・フランス 共同	1
メ キ シ コ	3	シンガポール・オーストラリア 共同	1
チュニジア	2	チュニジア・フランス 共同	1
ギ リ シ ア	2	チェコ・ドイツ 共同	1
ポ ル ト ガ ル	2	フィンランド・ベルギー 共同	1
ユーゴスラビア	2	ドイツ・米国 共同	1
ブ ラ ジ ル	2	スペイン・フランス 共同	1
台 湾	2	スイス・ベルギー 共同	1
中 国	1	米国・ユーゴスラビア 共同	1
		計 36 箇国	151

neural processing essential to intelligent multimedia processing are reviewed. Finally, this chapter concludes with recent large-scale-integration programmable processors designed for multimedia processing, such as real-time compression and decompression of audio and video, as well as the generation of computer graphics.

Part 4 deals with the issues concerning distributed multimedia systems. An overview is given of main features, resource management, networking and multimedia operating system. Next, we applications such as interactive television, telecooperation, and hypermedia are discussed.

Part 5 focuses on multimedia communication

standards, with a focus on MPEG-1, MPEG-2, MPEG-3, MPEG-4 VTC and JPEG-2000, MPEG-7, MPEG-21, ITU-T, and Internet standards.

Part 6 concentrates on multimedia communication over networks. After introductory speech concerning packet audio-video in the network environment, the concept of video transport over generic networks is explored. This is followed by multimedia over IP networks, including video transmission, traffic specification for MPEG video transmission on the Internet, and bandwidth allocation mechanism. The concepts of Internet access networks are presented and illustrated. Special issues relating to multimedia over

wireless such as wireless broadband communication for multimedia audiovisual solutions, mobile and broadcasting networks, as well as digital TV infrastructure for interactive multimedia services are discussed.

Proceeding は3つの会議ごとに3冊発行されている。コンピュータも用意されており、各自が自由に使うことができた。

その他の行事としては、Dinner Banquet が会議場のホテル内で行われ、多くの研究者との交流を深めることができた (Fig. 4)。Spain Andalusia アンダルシア地方の名物である flamenco フラメンコのアトラクションもあった。また、会議場の近くの Mijas ミハスへの tour もあった。Mijas は Andalusia のエッセンスと言われている、白壁の家の建つ美しい町である。Málaga から 100km 位のところにある Granada グラナダへの tour もあった。Granada では 800 年間近く Iberia 半島を支配した Islam イスラム教徒の最後のとりでとなった、14 世紀の建築である La Alhambra アルハンブラ宮殿を見学することができた。

参加した医用画像情報学会 (MII) 関係者の、昼食時の中華料理店で撮った写真を Fig. 5 に示す。向かって左から原武史、藤田広志、蔡篤儀、蔡夫人、小島克之、李鎔範である。日本からの参加者の会議最終日の懇親会の様子を Fig. 6 に示す。正面が小島克之である。

今回の旅行ではどういう訳か航空会社に預けた荷物の遅延・不着が多かった。著者の中の2名も行きや帰りで荷物が遅延した。

IASTED の URL を以下に示す。

URL <http://www.iasted.com/>

または、

URL <http://www.iasted.org/>



Fig. 4 Dinner Banquet.



Fig. 5 MII 関係の参加者、昼食時の中華料理店で撮影、向かって左から原武史、藤田広志、蔡篤儀、蔡夫人、小島克之、李鎔範。



Fig. 6 日本からの参加者の会議最終日の懇親会、正面が小島克之。

平成 14(2002)年度春季
第 135 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(2003)年 2 月 1 日(土)

【場 所】 新阪急ビルスカイルーム 会議室 10 号

〒530-0001 大阪市北区梅田 1-12-3

TEL : 06-6345-4127

【参 加 費】 会員：1,000 円，非会員：2,000 円，学生：無料

【特別講演】 1. 10:00～11:00

「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

2. 11:10～12:10

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

大阪大学医学部保健学科医用工学講座 稲邑 清也 先生

【研究発表】 13:30～17:10

会場までの交通案内

◎ JR 大阪駅から

大阪環状線大阪駅御堂筋口より徒歩 3 分

※正面の阪神百貨店へ陸橋で進み、御堂筋側を下る、
百貨店を過ぎると新阪急ビルの入口へ

◎ 阪急梅田駅から

阪急神戸線梅田駅より徒歩 5 分

※阪急百貨店とランドビルの間を通りそのままホワイティへ、突当りを上る

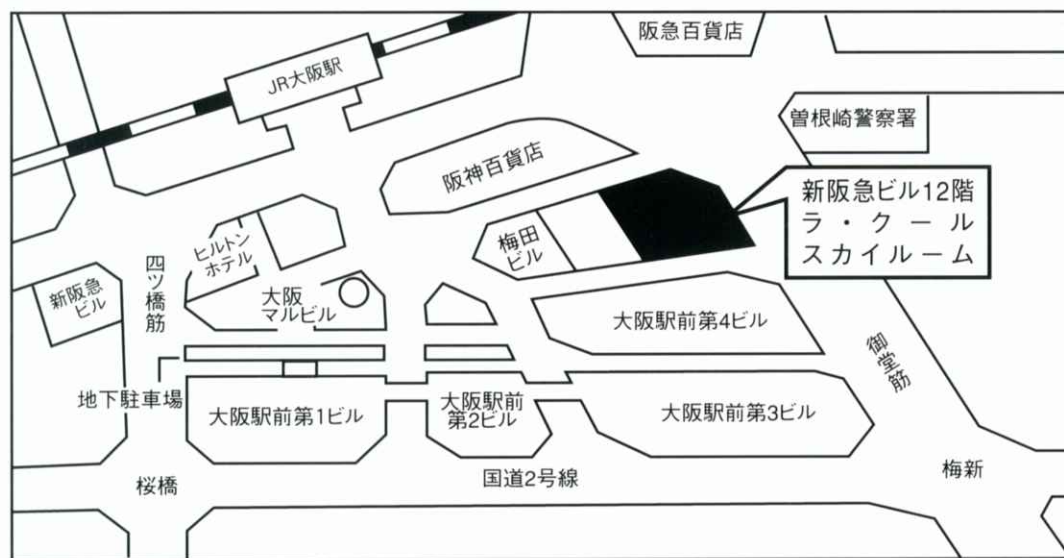
◎ 地下鉄御堂筋梅田駅から

地下鉄御堂筋線梅田駅より徒歩 2 分

※難波方面へ直進、阪神百貨店 B1 を右に見ながら進み、突当りを上る



〈新阪急ビル周辺地図〉



平成 14 年度春季(第 135 回)大会プログラム

2 月 1 日(土)

10:00～11:00

特別講演 1

「IHE による新たな標準化へのアプローチ」

(株)島津製作所医用機器事業部医療情報システム 細羽 実 先生

11:10～12:10

特別講演 2

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

大阪大学医学部保健学科医用工学講座 稲邑 清也 先生

12:10～13:30

昼 食

13:30～17:10

研究発表

1. 高分解能 CdTe 検出器を用いた診断用 X 線スペクトルの測定

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

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

2. MV 領域における高エネルギー X 線スペクトル測定法の検討

高橋真幸, 宮島悟史^{*}, 松本政雄

阪大・医・保健, ^{*}阪大院・医系・保健

3. 仮想スリットのデジタルウィナースペクトルの計算に与える影響の検討

上田直典, 末兼浩司^{*}, 松本政雄

阪大・医・保健, ^{*}阪大院・医系・保健

4. 四次元 CT 用高速平面検出器の画質特性の測定

末兼浩司, 松本政雄^{*}, 角尾卓紀^{**}, 遠藤真広^{**}

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

5. 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価

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

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

6. デジタルラミノグラフィの画像再構成アルゴリズム

中森伸行

京都工繊大・電子情報

7. 乳房 X 線写真におけるファントム画像の解析

篠原範充, 原 武史*, 藤田広志*, 堀田勝平**

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

8. 乳房デジタル X 線写真における CAD システムへの対応

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

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

9. 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・工・応用情報, *岐阜大・VSL, **岐阜大院・医・再生医科, ***国立名古屋病・放射, ****
癌研・附属病

10. 歯 X 線写真における歯領域の自動抽出と類似性評価

藤村貴弘, 原 武史*, 藤田広志*, 永井 淳**, 武内康雄**

岐阜大・工・応用情報, *岐阜大院・医・再生医科, **岐阜大・医・法医

11. テクスチャ解析とファジイ推論を用いた動的輪郭抽出法

池内大輔, 福岡大輔*, 原 武史**, 藤田広志**

岐阜大・工・応用情報, *国立岐阜高専・電気情報工, **岐阜大院・医・再生医科

平成 14 年度春季(第 135 回)大会プログラム

2 月 1 日(土)

10:00~11:00

特別講演 1

「IHE による新たな標準化へのアプローチ」

(株)島津製作所医用機器事業部医療情報システム 細羽 実 先生

11:10~12:10

特別講演 2

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

大阪大学医学部保健学科医用工学講座 稲邑 清也 先生

12:10~13:30

昼 食

13:30~17:10

研究発表

1. 高分解能 CdTe 検出器を用いた診断用 X 線スペクトルの測定

前田浩志*, 松本政雄*, 谷口 明**, 金森仁志***

*阪大・医・保健, *広島国際大・保健医療, **東洋メディック, ***元京都工繊大

2. MV 領域における高エネルギー X 線スペクトル測定法の検討

高橋真幸, 宮島悟史*, 松本政雄

阪大・医・保健, *阪大院・医系・保健

3. 仮想スリットのデジタルウィナースペクトルの計算に与える影響の検討

上田直典, 末兼浩司*, 松本政雄

阪大・医・保健, *阪大院・医系・保健

4. 四次元 CT 用高速平面検出器の画質特性の測定

末兼浩司, 松本政雄*, 角尾卓紀**, 遠藤真広**

阪大院・医系・保健, *阪大・医・保健, **放医研・重粒子治療セン

5. 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価

石井 聡, 萬代奈都子, 平田吉春**, 橋本憲幸***, 真田 茂

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

6. デジタルラミノグラフィの画像再構成アルゴリズム

中森伸行

京都工繊大・電子情報

7. 乳房 X 線写真におけるファントム画像の解析

篠原範充, 原 武史*, 藤田広志*, 堀田勝平**

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

8. 乳房デジタル X 線写真における CAD システムへの対応

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

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

9. 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・工・応用情報, *岐阜大・VSL, **岐阜大院・医・再生医科, ***国立名古屋病・放射, ****
癌研・附属病

10. 歯 X 線写真における歯領域の自動抽出と類似性評価

藤村貴弘, 原 武史*, 藤田広志*, 永井 淳**, 武内康雄**

岐阜大・工・応用情報, *岐阜大院・医・再生医科, **岐阜大・医・法医

11. テクスチャ解析とファジイ推論を用いた動的輪郭抽出法

池内大輔, 福岡大輔*, 原 武史**, 藤田広志**

岐阜大・工・応用情報, *国立岐阜高専・電気情報工, **岐阜大院・医・再生医科

第 135 回研究会研究発表抄録

1) 高分解能 CdTe 検出器を用いた診断用 X 線スペクトルの測定

前田浩志[§], 松本政雄^{*}, 谷口 明[†], 金森仁志[‡]
(*阪大・医・保健, §広島国際大・保健医療, †東洋メディック(株), ‡元京都工繊大)

【目的】従来、診断用 X 線装置の一般撮影条件下における X 線スペクトルの測定は、管電流が大きいために計数率が小さい検出器ではパイルアップを起してしまうことや、X 線管と検出器との距離 (FDD) をとるにもスペースが限られているなどの理由から、測定が困難であった。そこで、我々は、新しく開発された高分解能 CdTe 検出器を用いて、診断用の一般撮影条件下において、X 線スペクトルを直接測定する方法と 90° 方向にコンプトン散乱した散乱 X 線のスペクトルから一次 X 線スペクトル逆算して求める方法について検討する。

【方法】本保健学科の実習室に設置してあるインバタ式 X 線撮影装置 (東芝 KXO-50G) を用いて、一般撮影条件 (管電圧 40~120kV, 管電流 20~320 mA, 撮影時間 0.8~1.0sec, 撮影回数 20~100 回) で、新しく開発された高分解能 CdTe 検出器 (東洋メディック RAMTEC 413A) によって、X 線スペクトル測定を行なう。初めに、35 μ m コリメータを使用し、FDD=2m の距離で、一次 X 線スペクトルを 0.2keV 間隔で直接測定し、補正する。次に、カーボン散乱体を用いて、90° 方向にコンプトン散乱した散乱 X 線のスペクトルを測定し、補正した後、クライン-仁科の微分散乱断面積の式から逆算して一次 X 線スペクトルを求める。最後に、求められた一次 X 線スペクトルを、従来から使用している CdZnTe 検出器によって得られた一次 X 線スペクトル (CdTe 検出器と同一条件下) と比較し検討する。

【結果と考察】新しく開発された高分解能 CdTe 検出器で直接測定した診断用の一般撮影条件での X 線スペクトルは、従来からの CdZnTe 検出器を使って、同じ撮影条件で測定し、補正して求めた一次 X 線スペクトルとその形状がほぼ一致することが確認できた。また、カーボン散乱体を用いて、90° 方向にコンプトン散乱した散乱 X 線スペクトルを測定し、補正した後クライン-仁科の微分散乱断面積の式から逆算して求めた一次 X 線スペクトルも、タングステンの K 特性線が少しなまっていることを

除いて、スペクトル全体の形状がだいたい一致することが確認できた。

2) MV 領域における高エネルギー X 線スペクトル測定法の検討

高橋真幸, 宮島悟史^{*}, 松本政雄 (阪大・医・保健, *阪大院・医系・保健)

【目的】高エネルギー放射線のスペクトル測定は、診断領域と異なり直接検出器で測定することは光子フルエンスが大きいため困難である。本研究では、高エネルギー放射線を散乱させることで光子フルエンスを減少させる方法を用いて X 線スペクトルを測定する。

【方法】LINAC (MITSUBISHI EXL-6SP 型, 4MV) から放射される X 線を対象として測定を行った。まず発生した X 線を散乱体に照射し、発生した散乱 X 線を 90° の方向に設置した検出器で測定した。散乱体にアルミ板、検出器に高純度 Ge 半導体検出器を使用した。得られた X 線スペクトルをコンプトンの式、クライン-仁科の式から LINAC より照射される X 線スペクトルを算出した。この結果をモンテカルロ・シミュレーションから得たスペクトル、また電離箱を用いて実測した減弱曲線と比較検討した。

【結果】現段階では、コンプトン散乱法での測定データの収集には至っていない。問題点として、LINAC から発生する電磁波による影響で検出器に誤作動が生じることが考えられており、この電磁波への対策を検討中である。また、電離箱を用いて実測した半価層は、文献値とほぼ一致している。

3) 仮想スリットのデジタルウィナースペクトルの計算に与える影響の検討

上田直典, 末兼浩司^{*}, 松本政雄 (阪大・医・保健, *阪大院・医系・保健)

【目的】デジタルウィナースペクトルを求めるときに仮想的なスリットを考える。その仮想的なスリットのスリット長の大きさを変えることでデジタルウィナースペクトルにどのような影響がでるかを検討する。

【方法】デジタルウィナースペクトルを求める。その方法を以下に示す。

1. 仮想的なスリットを考え、そのスリットにより生データをトレースする。
2. 特性曲線は使わない、今回はピクセル値のまま計算を進める。
3. ピクセル値の揺らぎ成分を求め、トレンド補正をする。
4. フーリエ変換を行う。
5. ノーマライズファクターをかける。
6. 仮想的なスリットを考えたので、そのスリット補正を行う。

仮想的なスリットの大きさを変えて1から6までを繰り返す。

【結果と考察】仮想的なスリットはスリット長とスリット幅からなる。ここではスリット幅は1ピクセル(0.2mm)で一定として、スリット長を変化させた。このように仮想的なスリットの大きさを変えてデジタルウィナースペクトルを求めた。スリット長が30ピクセルをこえるあたりからデジタルウィナースペクトルの値が大きく変化しはじめた。仮想的なスリットを大きくするほど、つまりスリット長を大きくするほどデジタルウィナースペクトルの値が大きく上下に変動した。

4) 四次元 CT 用高速平面検出器の画質特性の測定

末兼浩司、松本政雄^{*}、角尾卓紀^{**}、遠藤真広^{**}(阪大院・医系・保健、^{*}阪大・医・保健、^{**}放医研・重粒子治療セン)

【目的】現在、コーンビーム CT の登場で人体の三次元情報を高速に取得することが可能となっている。四次元 CT とはこのコーンビーム CT の高速性をより高めることで三次元構造の時間変化を測定しようとするものである。本研究の対象である高速動作の可能な平面検出器は四次元 CT 用に設計されたものであるが、平面であるため再構成を行なう前の出力も二次元画像である。このことから従来の画像評価の手法を用いてこの検出器の基礎的な特性を測定したので報告する。

【方法】入出力特性については線量測定を同時に行い、検出器への入射線量と出力値の関係を求めた。また再構成を行う前のデータを用いて画像の雑音特性を示すウィナースペクトル、解像特性を示す MTF を計算した。ウィナースペクトルについては一様曝射を行ったデータに対してフーリエ変換を行ったものを平均して求めた。MTF についてはスリット法

を用いた。

【結果】入出力特性についてはダイナミックレンジを犠牲にしているが、高いコントラストを持っていることが分かった。また線質によって特性が大きく変化することも分かった。雑音特性は入射線量が少ないにもかかわらず、一般撮影用平面検出器よりも良好であった。MTF についてはスリット法での測定は困難であった。

【考察】本研究で使用した平面検出器はフラットパネルディテクタといった従来の平面検出器とは異なる特性を持っていることが分かった。解像度についてはピクセルサイズが大きいために低下していることが予想される。今後は検出器の特性と再構成画像の画質の関連性を評価することが課題である。

5) 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価

石井 聡、萬代奈都子¹、平田吉春²、橋本憲幸³、真田 茂(金沢大学医学部保健学科¹、金沢大学大学院医学系研究科²、鳥取大学医学部付属病院放射線部³、株式会社ナナオ)

【目的】医療用液晶ディスプレイの表示輝度に関する物理的特性を検討する。

【方法】本実験には EIZO の FC-2091 Monochrome LCD Monitor を使用した。ディスプレイの設定を、最高輝度は 100~600(cd/m²)、最低輝度はすべて 1.5(cd/m²)の 6 段階の輝度範囲に設定した。各々の設定でディスプレイのコントラストを 0,25,50,75,100% とし、入力値(ピクセル値)を変化させて特性を測定した。輝度計はディスプレイから 1m 離れた所に固定し、さらに照度(環境光)を変化させて測定した。これらの測定領域は DICOM PS3.14 の規格に準じた。ディスプレイの設定の違いにおける特性を比較するために ADU(analog digital unit)を定義した。ADU は次式で示される。 $1ADU = \frac{\text{最高輝度} - \text{最低輝度}}{1.5}$ 。横軸に ADU、縦軸に輝度を取り特性曲線を作成した。特性を評価するために輝度変化($\Delta L/L$)、ガンマ、ダイナミックレンジ、ミケルソンのコントラストを求めた。またコントラスト及び照度の違いによる特性の変化を調べた。

【結果と考察】このディスプレイの特性は、輝度範囲を最高輝度 600(cd/m²)、最低輝度 1.5(cd/m²)に設定したとき、最も物理的に優れていた。コントラストが小さいと全体的に輝度値は低下した。最良なのはコントラスト 100% のときであった。また、照度

が高いと入力値が低い領域で輝度値が高くなった。これは読影の際、低濃度領域に影響が出ることが示唆された。

6) デジタルラミノグラフィの画像再構成アルゴリズム

中森伸行(京都工繊大・電子情報)

【目的】最近、工業製品の検査にマイク X 線 CT が利用されるようになって来た。しかし、プリント基板様に薄い製品に対して、基板側面からの投影データの撮影が難しく、ラミノグラフィの手法が用いられることが多い。ここでは、ラミノグラフィの画像再構成について考察を行う。

【方法】医療分野で、X 線源とフィルムを同期運動させ、焦点のあった深さの縦断層像を作ることがあった。最近、検出器に電子デバイスを用いることで、深さの異なる断層像を作ることが可能となった。この断層像の再構成を CT の画像再構成の観点から検討した。この場合、角度制限を受けた投影データからの再構成であり、Radon 変換の原理から欠落した角度成分を推定して画像を再構成する手法を検討した。

【結果・考察】今回予備実験として被写体を立方体とし、コンピュータシミュレーションでラミノグラフィのデータを作成した。そのデータを CT 投影データに変換し、CT 画像再構成を行った。角度制限のある投影データ(サイノグラム)から、立方体の角の点を推定し、ほぼ、満座臆する結果を得ることが出来た。今回の結果から、基準画像に対する差分画像のように対応点が少ない場合には、本手法が利用可能であることが分かった。

7) 乳房 X 線写真におけるファントム画像の解析

篠原範充, 原 武史^{*}, 藤田広志^{*}, 堀田勝平^{*,†}(岐阜大学大学院工学研究科電子情報システム工学専攻, ^{*}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ング情報部門, [†]愛知県がんセンター放射線診断部)

乳がん罹患率の増加は世界的傾向にあり、欧米諸国では乳がん検出のための信頼性ある画像診断法として乳がん検診にマンモグラフィが用いられている。わが国においても、厚生省(現 厚生労働省)からの通達により、平成 12 年度から乳がん検診にマンモグラフィを導入する自治体が急増している。そのた

め、マンモグラフィの精度管理と撮影線量を含めた品質管理を確立することが必須である。現在、画質安定の指標として、RMI 製 ACR156 ファントムの視覚評価が用いられている。ACR 基準に従い線維組織(fiber)、石灰化(speck)および腫瘍(mass)の模擬試料についてそれぞれ観察を行っている。fiber は大きいほうから 4 番目、speck, mass については 3 番目が明瞭に観察できることが合格基準となっている。しかし、視覚評価のような主観的評価は、技術と経験を必要とし、その絶対的評価は困難である。fiber について観察者が、同一画像を見ても評価が異なり、すべての観察者が一致して合格とする割合は 50% 程度である。そこで、複数施設で撮影されたファントム画像中の fiber に対して、コンピュータ解析の結果を利用し、客観的評価を行った。その初期の結果について報告する。

9) 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)

マンモグラムを利用した集団検診において、医師にかかる読影負担を軽減するため、コンピュータによる画像診断支援(CAD)システムの開発が進められている。しかし、偽陽性候補の削除が大きな課題となっていることが多い。われわれは、検索型および学習型システムによる偽陽性候補の削除法を提案する。検索型システムは、腫瘍陰影画像のデータベースにおいて、高次局所自己相関特徴を基礎とした局所パターンを用いた特徴抽出を行い、主成分分析により画像検索に有効な新たな検索特徴空間を作成する。類似画像の検索にユークリッド距離を用い、得られた結果から偽陽性候補の削除を行う。一方、学習型システムは、検索型と同様にして抽出した特徴量を重回帰分析において、真陽性に 1、偽陽性に 0 を教師信号として与え、適応的学習をさせて得られる係数行列により重回帰式が決定できる。その重回帰式に未知画像の特徴量を代入することで得られる推定値の結果から偽陽性候補の削除を行う。検索型システムでは、104 症例に対して、TP を正しく TP

とした割合が63% (33/52), FPを正しくFPとした割合が61% (32/52)という結果を得た。学習型システムでは, 学習データ 104 症例 (TP: 52), 未知データ 30 症例 (TP: 15 症例) に対して, 閾値を 0.5 としたとき, TP を正しく TP とした割合が 50% (15/30), FP を正しく FP とした割合が 70% (21/30) という結果を得た。

11) テクスチャ解析とファジイ推論を用いた動的輪郭抽出法

池内大輔, 福岡大輔*, 原 武史**, 藤田広志** (岐阜大学工学部応用情報学科*, 国立岐阜工業高等専門学校電気情報工学科, **岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻)

乳房超音波画像において, その画像に含まれる病

変部を切り出し, その良悪性を自動的に判断する CAD システムにおいて, まず重要なのはその切り出される病変部が正確に抽出されているか, という点であると考えられる。病変部の自動切り出しにおいては, 動的輪郭抽出法, Snakes と呼ばれる手法が用いられている。この手法において, その精度の向上を目指すには, より多くのデータをエネルギー式に加えることが有効である, と考えた。そして, その加えるデータに画像から得られるテクスチャデータに着目した。病変部におけるテクスチャデータと, それ以外の場所との差異を見出し, その整加工にファジイ推論を用い, エネルギー式に加えることにより, 病変部の輪郭抽出に改善が見られるか, という点を報告する。

I 平成 14 年度秋季(第 134 回)大会記事

平成 14 年度秋季(第 134 回)大会を下記のように開催しました。

日 時 平成 14 年 10 月 5 日(土)

場 所 金沢大学医学部保健学科

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

研究発表

1. 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価
石井 聡, 萬代奈都子*, 平田吉春**, 真田 茂
金沢・医・保健, *金沢大学院・医研, **鳥取大・医・病院・放
2. 一般撮影条件での X 線スペクトルの測定について
松本政雄, 前田浩志, 金森仁志*
阪大・医・保健, *元京都工繊大
3. フラットパネルディテクタの DQE のデータの比較
松本政雄, 前田浩志, 小縣裕二, 金森仁志*
阪大・医・保健, *元京都工繊大
4. マンモグラフィの画質特性の測定法について
高村美穂, 坪井絵美, 法月佐織, 山本香織, 町田佳士*, 小寺吉衛
名古屋大・医・保健, *名古屋大学院・医研
5. X 線 CT におけるサンプリング条件の再構成画像への影響
寺西正也, 山田 功*, 田中嘉津夫, 蔡 篤儀**
岐阜大・工・応用情報, *岐阜高専, **新潟大・医・保健
6. X 線 CT 装置の違いが椎体中央部 CT 平均値に及ぼす影響
西原貞光, 小池正紘*, 上田克彦*, 真田泰三*, 海老谷京子**, 小濱千幸**, 隅田博臣***, 飯田忠行,
藤田広志****, 原 武史****
広島県立保健福祉大・放射, *山口大・医, **JA 広島総合病院, ***広島大・歯,
****岐阜大院・再生医科・知能イメージ情報
7. 3 次元 CT での臓器の動きによる再構成画像の劣化の解析と画像復元(4 次元 CT の開発に向けて)
楊 義強, 中森伸行, 吉田靖夫

京都工繊大・電子情報

8. 放射光 X 線を用いた位相コントラスト画像法と医療画像診断への適用

島雄大介

茨城県立医療大・保健医療・放射線技術

9. 整数演算ウェーブレットを用いた画像圧縮

中森伸行, 中澤庸介*

京都工繊大・電子情報, *沖電気

10. デジタル検出器を用いた骨塩定量解析法の研究

町田佳士, 飯山清美*, 小寺吉衛**

名古屋大・院・医学, *コニカ, **名古屋大・医・保健

11. X 線像からの歯牙寸法・形状計測の精度についての検討

菅井淳介, 久納克敏, 横田善夫, 鈴木康夫, 伊藤 稔

工学院大, 横田歯科クリニック, 奥羽大・歯

12. マルチスライス体幹部 CT 画像からの人体組織・臓器領域の認識に関する初期的な検討

周 向栄, 原 武史*, 藤田広志*, 横山龍二郎*, 星 博昭**

岐阜大・VSL, *岐阜大院・再生医科・知能イメージ情報, **岐阜大・医病院・放射

13. コンパートメントモデル理論による CT Perfusion 画像解析

舟迫慎太郎, 真田 茂*, 対馬義人**

金沢大・院・医学, *金沢大・医・保健, **島門会本島総合病院

14. マンモグラム CAD システムの乳房 CR 画像への対応

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

岐阜大・院・工学・応用情報, *岐阜大学院大・再生医科・知能イメージ情報

**コニカ・メディカル&グラフィックカンパニー MG 開発センター

15. 頭部 MRI 画像を対象とした側頭葉認識アルゴリズムの開発

林 則夫, 真田 茂*, 鈴木正行*

金沢大・院・医学, *金沢大・医・保健

16. 胸部時系列差分動画像を対象とした心壁の抽出

和泉勇紀, 真田 茂, 田中利恵*, 井上仁司**

金沢大・医・保健, *金沢大・院・医学, **キヤノン・DR システム

17. 胸部 X 線画像の比較読影における 3D ディスプレイの応用

萬代奈都子, 真田 茂*, 井上仁司**

金沢大・院・医学, *金沢大・医・保健, **キヤノン

福井医科大学附属病院 放射線部, *福井医科大学附属病院 放射線科

**スペクトラテック

Ⅱ 第134回理事会議事録

日 時 平成14年10月5日(土) 午後12時～1時

場 所 金沢大学医学部保健学科 2階会議室

出席者 小寺, 藤田, 中森, 真田(茂), 松本, 原, 松原, 飯山, 小倉, 小島, 佐井, 滝川, 谷本, 細羽,
畑川監事, 金森

議 題

- (1) 春季(第135回)大会は, 大阪大学松本政雄先生のもと2月1日に大阪市北区・島津製作所関西支社で行うことを確認した.
- (2) 次年度総会の開催地は, 名古屋市周辺で行うこととし, 日程に関しては6月7日を候補と考え, 他の研究会などの開催日をふまえて今後決定することとした.
- (3) 秋季(第137回)大会は, 東京方面で行う計画とすることとした. 日程に関しては日本放射線技術学会の開催日と重ならないようにすることとした.
- (4) 投稿論文の種別にノートを加えることを承認した.
- (5) 投稿規定について, 速報とノートの刷り上がりページ数の規定を現在の2ページから4ページへ変更することとした.
- (6) 会則の見直しをすすめ, 次回総会までに修正案を提出することとした. なお, 現会則を次号(Vol.20, No.1)に掲載する予定とした.
- (7) 表彰委員長として小島克之氏を選出し, 次回理事会に表彰案を提出することとした.
- (8) 会計関連について, 財務運営に関して十分な節約が必要であると編集・財務担当の理事から説明があった.
- (9) 編集担当理事から積極的に論文を募集するための方策について提案があった.

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
573	本田 道隆	(株)東芝システム社 医用機器・システム開発センタ 〒324-0036 栃木県大田原市下石上 1385	TEL 028-726-6201
574	佐々木康夫	岩手県立中央病院放射線科 〒020-0066 岩手県盛岡市上田 1-4-1	TEL 019-653-1151
575	谷本 啓二	広島大学大学院医歯薬学総合研究科病態情報医科学講座 〒734-0037 広島県広島市南区霞 1-2-3	TEL 082-257-5690
576	小林 正彦	市立敦賀病院放射線科 〒914-0038 福井県敦賀市三島 1-6-60	TEL 0770-22-3611
577	寺川 彰一	大阪市立住吉市民病院放射線科 〒559-0012 大阪市住之江区東加賀屋 1-2-16	TEL 06-6681-9971
578	佐久間庸行	社会保険中京病院放射線部 〒457-8510 愛知県名古屋市中区三條 1-1-10	TEL 052-691-7151 FAX 052-692-5220
579	周 向栄	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 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1	TEL 058-293-3159 FAX 058-293-3159
580	真田 泰三	山口大学医学部附属病院放射線部 〒755-8505 宇部市南小串 1-1-1	TEL 0836-22-2623 FAX 0836-22-2623
581	今井 広	金沢大学大学院医学系研究科放射線技術科学専攻 〒920-0924 石川県金沢市小立野 5-11-80	TEL 076-265-2524
582	萬代奈都子	金沢大学大学院医学系研究科放射線技術科学専攻 〒920-0924 石川県金沢市小立野 5-11-80	TEL 076-265-2524

—— 賛 助 会 員 ——

平成 14 年 12 月現在、本学会の賛助会員は以下の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます(五十音順)。

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

役 員

会 長	小寺 吉衛(名古屋大)
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
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(癌研病院), 木戸 尚治(山口大)
	小池 功一(日立メディコ), 小島 克之(浜松大), 佐井 篤儀(新潟大)
	佐々木 康夫(岩手県立中央病院), 真田 泰三(山口大病院)
	志村 一男(富士写真フイルム), 滝川 厚(広島県立保健福祉大)
	谷本 啓二(広島大), 細羽 実(鳥津製作所)
監 事	樋口 清伯(大阪産業大), 畑川 政勝(大阪市大病院)

編 集 後 記

本号で学会誌は20巻を数えることになりました。これは内田先生をはじめとする諸先輩のご努力の賜物であったと、編集担当を任されてそのご努力を痛感しています。今後も現会員が協力して、益々学会誌の内容を充実させ、30巻、40巻…と発行できることを祈念しております。今回、20巻を記念して、「研究今昔」のタイトルで3回連載の特集を企画しました。第1回として、藤田先生にお世話いただき、恩師の内田先生の研究談義と愛弟子の原先生が研究に進まれた経緯を原稿にまとめていただきました。両先生の原稿を拝読すると、人との交わりがその人の一生を左右する大切なものであることが分かります。内田先生の言葉をお借りすれば、いい人とのめぐり合いは、歴史を持つ諸先輩が(理想を持つべき)若手諸氏に理想を与えてくれるのでしょう。本学会もその様なよい人とのめぐり合いの場であることを願っています。また、若い人たちの頑張りで、本号に掲載した論文と研究速報の数が7件となりました。私の知る限りでは、最多だと思います。今後も、編集担当を困らせるほど論文が投稿されることを期待しています。(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)1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芸学部電子情報工学科内

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

— M E M O —

役 員

会 長	小寺 吉衛(名古屋大)
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
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(癌研病院), 木戸 尚治(山口大)
	小池 功一(日立メディコ), 小島 克之(浜松大), 佐井 篤儀(新潟大)
	佐々木 康夫(岩手県立中央病院), 真田 泰三(山口大病院)
	志村 一男(富士写真フイルム), 滝川 厚(広島県立保健福祉大)
	谷本 啓二(広島大), 細羽 実(島津製作所)
監 事	樋口 清伯(大阪産業大), 畑川 政勝(大阪市大病院)

編 集 後 記

本号で学会誌は20巻を数えることになりました。これは内田先生をはじめとする諸先輩のご努力の賜物であったと、編集担当を任されてそのご努力を痛感しています。今後も現会員が協力して、益々学会誌の内容を充実させ、30巻、40巻…と発行できることを祈念しております。今回、20巻を記念して、「研究今昔」のタイトルで3回連載の特集を企画しました。第1回として、藤田先生にお世話いただき、恩師の内田先生の研究談義と愛弟子の原先生が研究に進まれた経緯を原稿にまとめていただきました。両先生の原稿を拝読すると、人との交わりがその人の一生を左右する大切なものであることが分かります。内田先生の言葉をお借りすれば、いい人とのめぐり合いは、歴史を持つ諸先輩が(理想を持つべき)若手諸氏に理想を与えてくれるのでしょう。本学会もその様なよい人とのめぐり合いの場であることを願っています。また、若い人たちの頑張りで、本号に掲載した論文と研究速報の数が7件となりました。私の知る限りでは、最多だと思います。今後も、編集担当を困らせるほど論文が投稿されることを期待しています。(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)1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芸学部電子情報工学科内

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

— M E M O —

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

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

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

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc. (CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

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

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合は請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻

知能イメージ情報部門（工学部応用情報学科内 藤田，原）

医用画像情報学会 事務局

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

郵便振替口座：00860-1-111841 医用画像情報学会

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

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

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

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

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

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc. (CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

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

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別，年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合は請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻

知能イメージ情報部門（工学部応用情報学科内 藤田，原）

医用画像情報学会 事務局

TEL：058-293-2746 FAX：058-230-1895

郵便振替口座：00860-1-111841 医用画像情報学会

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

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

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴(姓, 名の順に)

印

印

3) 生年月日 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください.)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

6) 学位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先としてください.)

医用画像情報学会会員（勤務先，所属 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先，所属 ふりがな

新勤務先，所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先，所属，自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著者

1.1～1.4の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する。

6. 著作権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

医用画像情報学会(MII)雑誌原稿執筆要領

(平成 13 年 5 月 5 日)

1. 原稿締切 1) 研究会において発表されたもの
原則として，研究会開催日の 1 ヶ月後必着で投稿をお願いします．査読(論文の場合)と著者校正の期間が必要ですので，期限を厳守して下さい．査読が間に合えば次号に掲載予定です．
2) その他 随時
2. 送り先 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町，TEL：075-724-7483，FAX：075-724-7400
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科
医用画像情報学会編集委員会 中森伸行
e-mail：nakamori@dj.kit.ac.jp
3. 原稿の量 印刷上がり原則として 10 ページ以内
4. 書き方(会誌の「論文」を見て，同じ形式で書くこと.)
1) 全般 ワードプロセッサを用いて，A4 用紙に 22 字×41 行で書くこと．
2) 表題 1 ページ目に表題，氏名，所属，所在地を書き，続いて英文表題，氏名，所属，所在地を書く．表題は，和文，英文，ともにボールド指定とする．
3) 抄録 2 ページ目には，抄録(Abstract)を英文で記述すること(200 語以内)．なお，抄録中での改行は不要．
また，英文のキーワードを 5 つ以内で記載する．
4) 本文
・ 3 ページ目から始める(原稿には必ず通しページを付して下さい)．
・ 項目は大項目を 1. (センター位置)，中項目を 1.1 (左寄せの位置)，小項目を 1.1.1 (左寄せの位置)のように番号づけし，ボールド指定とする．
・ 元素記号，単位，演算記号はローマン指定とする(sin など)．
・ 手書きのギリシャ文字は読み方を指定，または，ギリシャ文字指定とする．
・ 文献の引用は通し番号を[1]，[1,2]，[1-3]，[1, 6-9]のように表記する．なお，文中に引用された順に記載すること．
例) 「…されている[1-3].」 「…であり[2,3]，…」
・ 図と表(Fig. 1 Table 1)は，ボールド指定とする．

表 記号およびその意味

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

光と語る。

HAMAMATSU

営 業 品 目

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

光の技術集団、浜松ホトニクス。

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

浜松ホトニクス株式会社

本社事務所 〒430 浜松市砂山町325-6(日生駅前ビル) ☎(053)452-2141
東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441

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

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

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



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 京都市中京区西ノ京桑原町1 TEL 075-823-1271
www.med.shimadzu.co.jp

医療用標準品番号 20500BZZ00020000
医療用特許番号 26BZ0042



GE Medical Systems



インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

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

CT

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

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage 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
アドバンテックスLC-LP
アドバンテックスLC/LCN
アドバンテックスAFM/AFM-FC
アドバンテックスDLX
セノクラフDMR
セノクラフ600T/600TFD/
セノクラフMF
ステノスコープ9000/6000
ステノスコープ7LE
AMX-4
GM-1215
フレジオ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RT400
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

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

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

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

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

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

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

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/ラジスケーブ
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)の切換が可能●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

20.8型モノクローム液晶ディスプレイ

[フィルタなしモデル"ME311L"もございます]

※ドライバによるビデオ切替が必要です。

ME312L

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

●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イス デジタル入力(DVI) & アナログ入力(D-sub)●ハードウェアビット機能によりポートレート使用時も高速で高画質な快適描画●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/ラジスケーブ
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イス デジタル入力(DVI) & アナログ入力(D-sub)●10bit(1021階調)の優れた階調表示●高精度輝度安定化システム●キャリブレーションソフトにより輝度、ガンマカーブを補正可能(オプション)

18.1型モノクローム液晶ディスプレイ

ME181L

ポータブル/ラジスケーブ
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 ●信越支店:0268-34-5285

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



JQA-EM0674



JQA-06079

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

■医用規格と保証期間

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

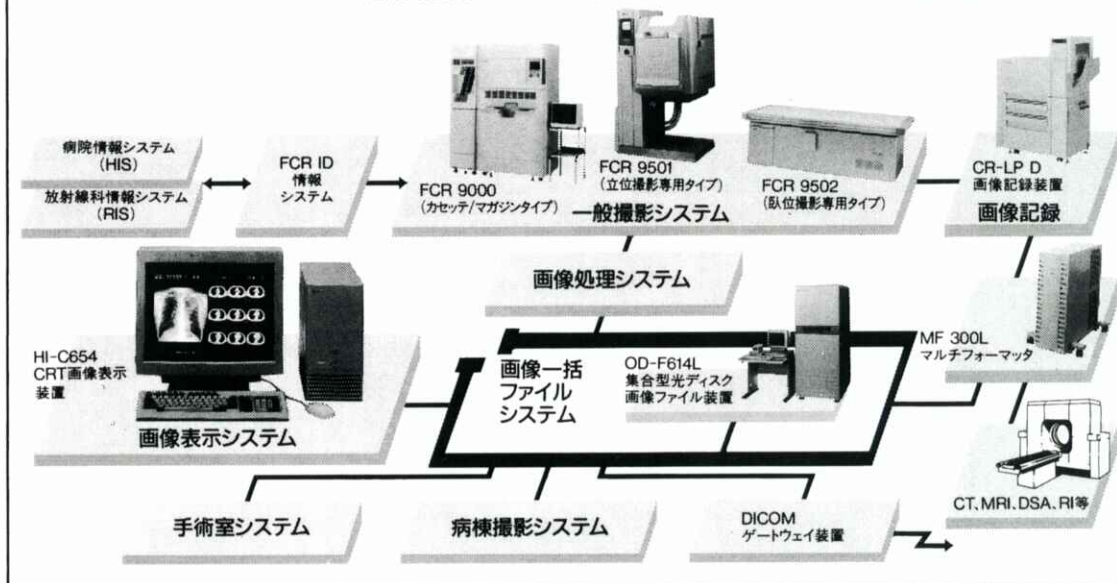
※画面はパナコ会成です。 ※本製品は日本国内仕様であり、日本国外で使用された場合、当社は一切の責任を負いません。また、当社は本製品に関して、海外での保守サービスおよび技術サポート等は行っておりません。 ※仕様および外観は、予告なく変更することがあります。

— M E M O —

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 総発売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 104 ☎東京 (03) 3545-3321 (H)

THALES

取扱品目

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

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

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

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

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？ 生命の尊さ・・・

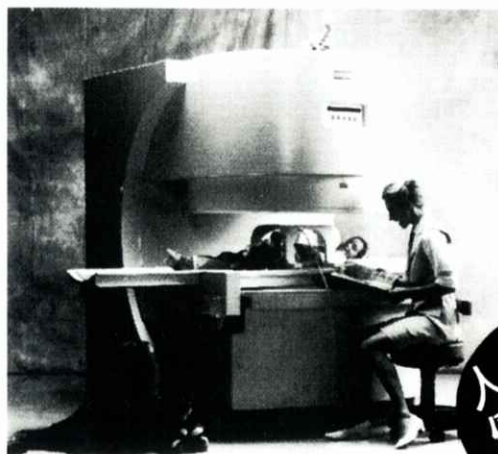
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つけることから・・・



株式会社 日立メディコ

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

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