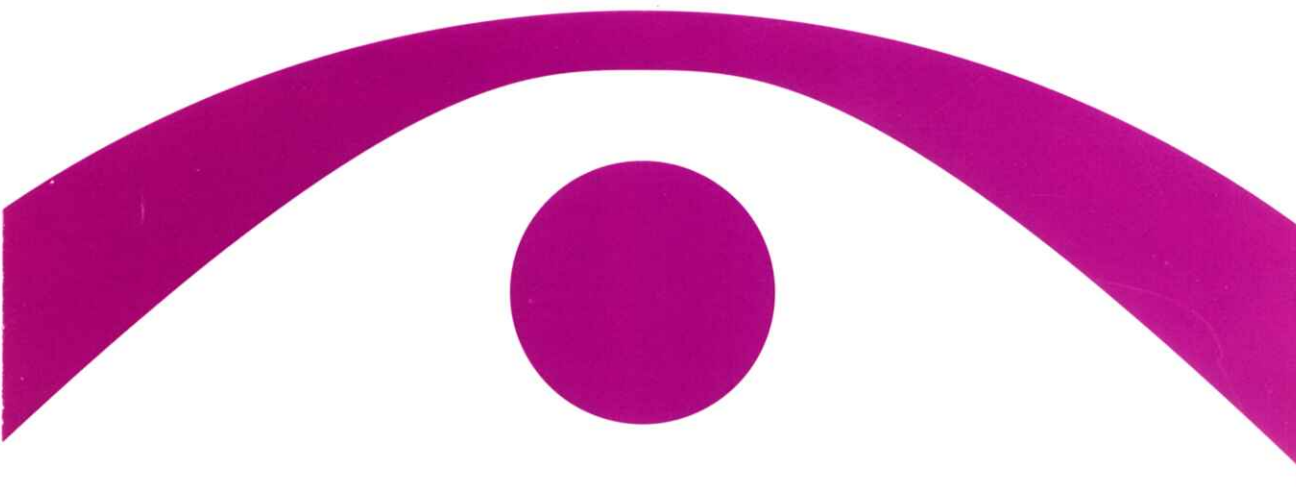


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻127号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.18 No.1 January 2001



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

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

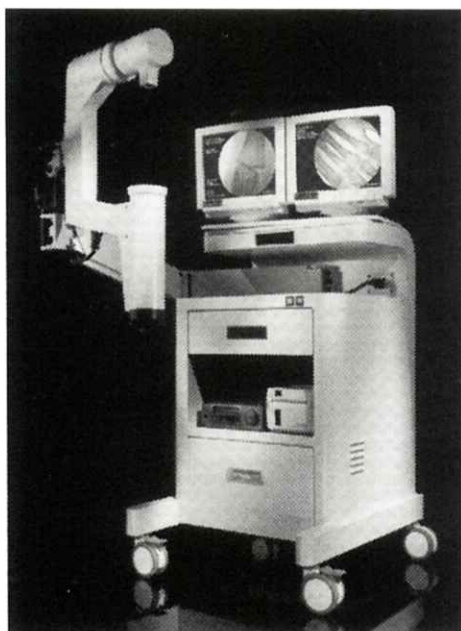
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

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



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量が実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/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

18巻 第1号 2001年1月

目 次

会 告

平成12年度春季（第129回）大会のご案内	会告 1
平成12年度春季（第129回）大会のプログラム	会告 1
平成13年度年次（第130回）大会の予定および演題伺い	会告 4

追 悼 文

竹中榮一先生を偲ぶ	
..... 金森 仁志	i
竹中先生の思い出	
..... 長谷川 伸	ii

巻 頭 言

21世紀に向けて	
..... 金森 仁志	1

特別講演資料

医用マイクロマシン・ロボティクスの新展開	
..... 生田 幸士	2
遠隔医療の現状と今後の展望	
..... 滝沢 正臣	10

論 文

ファジィ推論における非ファジィ化の検討—新しい非ファジィ化法の提案—	
..... 片渕 哲朗, 浅居喜代治, 藤田 広志	19
ファジィ推論における非ファジィ化の検討—密度モーメント法を用いた医療支援診断への応用—	
..... 片渕 哲朗, 浅居喜代治, 藤田 広志	31
乳房X線画像における胸筋領域自動抽出法	
..... 中川 俊明, 笠井 聡, 原 武史	
..... 藤田 広志, 遠藤登喜子	39
X線画像からの歯牙（前歯部）寸法・形状計測	
..... 久納 克敏, 大嶋 雅好, 横田 善夫	
..... 鈴木 康生, 伊藤 稔	46

国際会議報告

XVI IMEKO World Congress 報告	
..... 小島 克之	55

会 報

平成12年度秋季（第128回）大会記事	
第127回理事会議事録	
新入会員 会員異動届 賛助会員	

Medical Imaging and Information Science

Vol.18 No.1 January 2001
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.18, No.1)

Contents

Preface

Toward the 21st Century Hitoshi KANAMORI 1

Invited Lectures

Medical Robotics for Next Century
..... Koji IKUTA 2
Telemedicine Project of Shinshu University Hospital
..... Masaomi TAKIZAWA 10

Original Papers

Investigation of Defuzzification in Fuzzy Inference :
Proposal of a New Defuzzification Method
..... Tetsuro KATAFUCHI, Kiyoji ASAI and Hiroshi FUJITA 19
Investigation of Defuzzification in Fuzzy Inference :
Application of Density Moment Method to Computer-aided Diagnosis System
..... Tetsuro KATAFUCHI, Kiyoji ASAI and Hiroshi FUJITA 31
Automated Extraction of Pectoral-muscle Region on Mammogram
..... Toshiaki NAKAGAWA, Satoshi KASAI, Hiroshi FUJITA
and Tokiko ENDO 39
A New Approach for Measurements of Tooth Lengths and Shapes from X-ray Images
..... Katsutoshi KUNOU, Masayoshi OSHIMA, Yoshio YOKOTA
Yasuo SUZUKI and Minoru ITO 46

International Conference Report

Report of XVI IMEKO World Congress
..... Katsuyuki KOJIMA 55

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President : Hitoshi Kanamori, PhD

MIJ Editorial office :

Editor-in-Chief : Hiroshi Fujita, PhD

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

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

MIJ Society office :

Executive Director : Yoshie Koda, PhD

Department of Radiological Technology, Nagoya University School of Health Sciences

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

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

会 告

平成12年度 春季（第129回）大会のご案内

春季（第129回）大会を下記のように開催しますので奮ってご参加ください。

日 時 平成13（2001）年1月24日（水）

場 所 沖縄県青年会館

〒900-0033 那覇市久米2-15-23

TEL：098-864-1780 FAX：098-864-1783

連絡先 沖縄職業能力開発大学校 情報技術科 五藤三樹先生

〒904-2141 沖縄県沖縄市池原2994-2

TEL：098-934-6282 FAX：098-934-6287

E-mail：miki@okinawa-pc.ac.jp

参加費 会員：2,000円，非会員3,000円，学生：無料

平成12年度春季（第129回）大会プログラム

1月24日（水）

11：00～12：00

特別講演 1

「離島診療所支援情報ネットワークにおけるデジタル画像の有用性」

沖縄県立中部病院 崎原永作先生

13：30～14：30

特別講演 2

「コンピュータ支援診断の研究開発：予測される利点と問題点」

シカゴ大学教授 土井邦雄先生

14：45～18：00

研究発表会

- 1) フラットパネルディテクタ，FCR及び増感紙－フィルム系のオーバーオール物理特性の比較
松本政雄，隅田伊織，高田麻美，稲邑清也，井ノ上信一*，太田誠一*，西野友博*，林田真昌**，
浅井義行***，金森仁志+
阪大・医・保健，*阪大・附属病院・放射，**キヤノン(株)，

- ***近大・附属病院・放射，*福井工大・工・電気
- 2) フラットパネルディテクタCXDI-11の物理特性
小縣裕二，松本政雄，井ノ上信一*，林田真昌**
阪大・医・保健，*阪大・附属病・放射，**キヤノン(株)
 - 3) 歯牙寸法・形状計測の精度評価
久納克敏，大嶋雅好，横田善夫*，鈴木康生**，伊藤 稔
工学院大，*横田歯科クリニック，**奥羽大・歯
 - 4) 異種統合データを用いた脳内ウォークスルー
井村誠孝¹，須田淳一¹，末永貴俊¹，菅 幹生¹，大城 理^{1,2}，湊小太郎^{1,2}，千原國宏^{1,2}
¹奈良先端科学技術大学院大・情報科学研，
²通信・放送機構・奈良リサーチセンター
 - 5) 位置敏感型イオンチェンバーの開発と放射光X線ビーム位置のモニタリング
佐藤一道
財団法人高輝度光科学研究センター
 - 6) X線スクリーンフィルム系の単一照射センシトメトリー
犬井正男
東京工芸大学工学部
 - 7) ウェーブレット変換を用いた3次元医用画像データの圧縮
松井 淳，中沢庸介，中森伸行，吉田靖夫
京都工芸繊維大・電子情報工
 - 8) チェッカーボードモデルを用いたウィナースペクトルの数値計算
山田 功，田中嘉津夫*，佐井篤儀**
岐阜高専・電気情報，*岐阜大・工・応用情報，**新潟大・医・保健
 - 9) 3次元乳腺超音波CADシステムのための領域抽出に関する研究
福岡大輔，原 武史*，中村好秀*，藤田広志*，Woo Kyung Moon**，遠藤登喜子***
岐阜高専・電気情報，*岐阜大・工・応用情報，
ソウル大学病院・放射線診断，*国立名古屋病院・放射
 - 10) マンモグラムにおける医師の読影とCADシステムの検出結果
篠原範充，畑中裕司，原 武史，藤田広志，岩瀬拓士*，遠藤登喜子**
岐阜大・工・応用情報，*愛知県がんセンター病院・乳腺外，**国立名古屋病院・放射
 - 11) 複数の輝尽性蛍光体プレートを用いた長尺撮影のための新しい画像処理
加野亜紀子，齋藤智子*
コニカ(株)・MIシステムG，*コニカ(株)・MG開発C
 - 12) 画像解析を用いた骨粗鬆症診断の研究
林 建佑，町田佳士，小寺吉衛，稲津 博*，宮本秀幸*，飯山清美**
名古屋大・医・保健，*NBUメディカルカレッジ・放，
**コニカ(株)・MIシステムG

18:30～

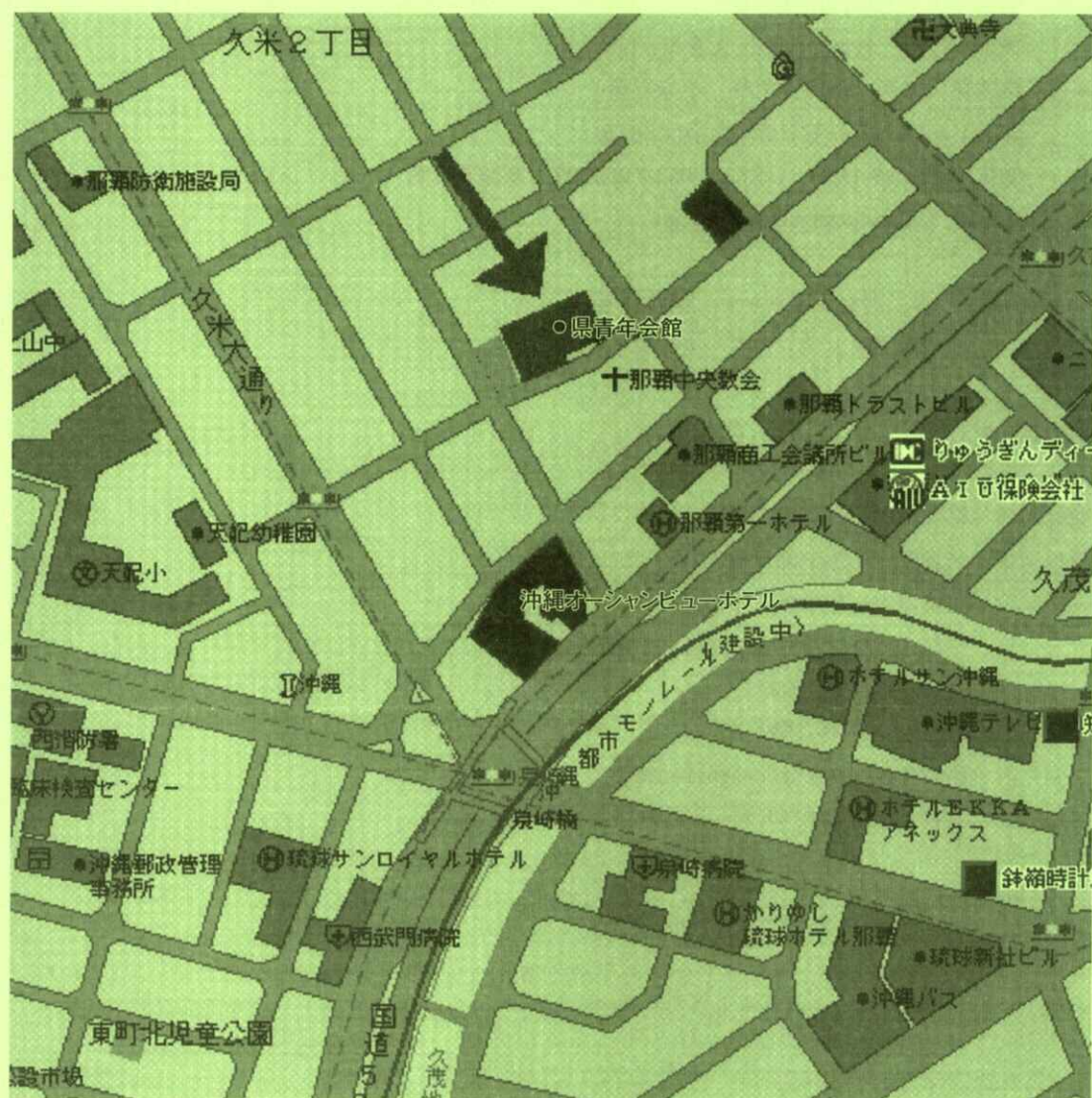
懇親会

会場までの交通のご案内

- 2) 「琉球バス」 空港～牧港郵便局入口 (天久新都心線) 農林中金前下車5分

詳細は <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/~jf2001/bus.html> を参照ください.

<会場案内図>



平成13年度 年次（第130回）大会の予定および演題伺い

平成13年度 年次（第130回）大会ならびに総会を下記のように開催しますので、演題をお寄せください。

日 時 平成13（2001）年6月2日（土）

場 所 名古屋大学医学部保健学科

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

連絡先 名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

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

E-mail：kodera@met.nagoya-u.ac.jp

特別講演 1 内容：高度人間ドックに関するもの
関西国際大学 稲本一夫先生

特別講演 2 未定

演題締切 平成13年3月15日（必着）

演題申込先 名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL：052-719-1554

FAX：052-719-1509

E-mail：kodera@met.nagoya-u.ac.jp

（文書、FAXまたはEメールでお願いします）

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ので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol. 17 No. 1～No. 3（3冊）に掲載された論文

応募要領 下記の事項をB5判（縦長）に記入して事務局宛お送りください。自薦でも他薦でも結構です。

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成13年1月27日（必着）

表 彰 平成13年6月2日の総会で行う

内田論文賞の推薦について

- 1) 著者，論文名，巻，号，頁
- 2) 推薦理由300字以内
- 3) 推薦者名 捺印

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ので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol. 17 No. 1～No. 3（3冊）に掲載された論文

奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文の第1著者が平成13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を参照ください。

応募要領 下記の事項をB5判（縦長）に記入して事務局宛お送りください。自薦でも他薦でも結構です。

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成13年1月27日（必着）

表 彰 平成13年6月2日の総会で行う

金森奨励賞の推薦について

- 1) 著者（38歳以下の者にアンダーラインをして（ ）内に年齢を記入する），論文名，巻，号，頁
- 2) 推薦理由300字以内
- 3) 推薦者名 捺印

[追悼文]

竹中榮一先生を偲ぶ

会長 金 森 仁 志

本会顧問竹中榮一先生は、昨年（平成12年）8月23日に、突然、御自宅で文献を読んでおられた時に不調になり、救急車が来る前におなくなりになりました。本会として、又、医学会として、かけがえのない人をなくし、痛恨の極みであります。

先生は、本会創設に関った有力者であり、6年後の昭和45年から13年間に亘って、長谷川先生（現在顧問）と共に、事務局を担当されました。本会が現在のこのように発展し続けて来たのは、お二方の先生の献身的な御努力のお蔭であります。毎回演題がなかったり少なかったりしたので、演題集めに努力されました。また、放射線像の研究第二巻で生じた赤字を、講演されたりして解消されました。さらに、午前中に特別講演と見学会を計画され、人集めに努力されたことは、今日まで続いております。

御略歴にもありますように、先生は工学士を取得されてから、臨床医学を専攻されて、東大助教授、放射線科医長の後、防衛医大教授を歴任されました。研究会では、いつも、我々物理屋のことを理解しながら、臨床医として貴重な質問と議論をされました。

筆者個人としては、最初に先生から、CTに関する総合Aの科研費を頂きました。これがきっかけとなって、それから、科研費と大型の校費が当るようになり、X線スペクトル測定系とマイクロデンシトメータを設置して、X線の基礎実験ができるようになりました。

先生が最初に外国出張をされたのはスウェーデンで、筆者はスイスに1年間出張していたので、同じ学会に出席しました。その後も何度か、外国の学会でお会いし、国際的な成果を発表され、幹事会にも出席されました。

先生は、本会だけでなく、医学物理学会や医学関係の多くの学会の役員を勤められました。先生の輝やかな人生に思いを致し、突然の御逝去に深い感慨を覚えざるを得ません。

謹んで御冥福をお祈り申し上げます。

[追悼文]

竹中先生の思い出

顧問 長谷川 伸

竹中先生に初にお目に掛かったのは1968年2月、本会の前身RII研究会の席、「工学分野にも臨床にも鋭く質問される博識の方」が第一印象だった。東大放射線科の医局に近い研究室は工学部同然、雑誌や資料の山の中に画像の実験装置があった。新婚早々「日曜は患者がいないので研究できる」と大学に出かけて新婦を嘆かせたのは長年の習慣とのこと。肺浸潤のため4年遅れて工学部をご卒業の後、青春を奪った病魔から人々を救おうと医学部へ再入学され、両学部の知識を生かそうと医学工学の境界で信念を燃やされた成果が大学ご在職中だけで759報の著書論文等を生んだのであろう。防衛医大に移られた後は通勤時間を惜しんで帰宅は水曜と週末だけ。夜分に独特の口調で「先生？カメラ系のガンマは……？」と度々頂いた電話が今は懐かしい。研究会への往復車内が格好の四方山話の場だったが話が途切れたと思うと寢息、宿の浴槽で寝入られたことも度々で、普段のご多忙が偲ばれた。

1972年から竹中先生が本学会の事務局を担当されそのお手伝いをした。人一倍思いやりがあり、バランス感覚に優れ、学会で数少ないMDだった先生は運営のご心労も大きかった筈、折からの石油ショックでは私費も投じられたが、嫌な顔をされた記憶がない。ゴルフ・カラオケ等俗人の娯楽には無縁だったが、外務省要職のご子息、医師になられたご令嬢に話が及ぶと細い目を一層細くされた。竹中内科医院の女医として普段家を空けられない奥様とは、正月とお盆の海外旅行を数少ない充電の機会として楽しまれたようである。

本学会に関しては1964年の創設以来常務委員、72年から13年間は総務会計担当の常務委員で事実上学会運営委員長、その後企画担当の常任理事、55年から顧問を務められ、最後まで学会の運営発展にご尽力いただいた。

防衛医大を定年退職後も私立学園の理事・校長や病院で仕事をされたが近年は片肺切除と心臓肥大に悩み外出に苦勞され、時折の電話では「取敢えず生きてはいます」が口癖だった。長年の全力投球のご苦勞を癒して頂きたいと思っていた矢先、8月23日朝、膝に論文を乗せて「息苦しい」、そして3時間後には急性心不全で大往生されたとのこと。当学会としては勿論、医学界として本当に惜しい人物を亡くした。

先生、長い間有り難うございました。今はゆっくりお休み下さい。



故 竹中榮一先生の御略歴

大正14年 5月18日	御誕生（本籍 石川県加賀市）
昭和28年 3月	大阪大学工学部卒（構築工学科）
昭和32年 3月	金沢大学医学部卒
昭和33年 4月	東京大学大学院生物系研究科 第2臨床医学専門課程（博士課程）入学
昭和37年 3月	同上修了，医学博士（東京大学）
昭和37年 4月	東京大学助手，医学部附属病院
昭和37年 7月	東京大学講師医学部，附属病院病棟医長，放射線科 大学院生物系研究科授業担当
昭和44年 7月	附属病院外来診療所医長（放射線科）
昭和45年 5月	講師（東京大学教養学部）併任
昭和48年 8月	東京大学助教授医学部，放射線部副部長併任
昭和51年12月	第一種放射線取扱主任者（科技庁長官）
昭和53年 1月	附属病院放射線科副科長
昭和59年 4月	防衛医科大学校教授，防衛医科大学校病院放射線部長 および放射線科部長
平成3年 3月	同校定年退職
平成12年 8月23日	御逝去
々	叙勲（勲3等旭日瑞宝章）

先生の御写真，御経歴等の資料は，「竹中榮一先生業績集」（防衛医科大学校教授退官記念）
〔平成3年9月1日発行〕からのものです。

[巻頭言]

21世紀に向けて

会長 金 森 仁 志

21世紀初頭に向けて標題の内容で書いてほしいと云われて戸惑った。次の千年紀の初頭にもなるので、欧米ではミレニアムと云って騒いでいるが、筆者にとっては、幸か不幸か分らない。日本人が西暦を使いはじめたのは、終戦後である。この原稿を書いている時、丁度、旧制中学の創立記念展示会の週間で、戦前の多数の遺品には西暦が一つもなかった。昨年（平成11年11月）は、コンピュータ2000年問題の対応に追われ、今回はこの原稿に追われ、西暦では苦しめられた。

さて、本題に入るが、百年、千年先のことなど、筆者に分かる筈がない。月並みではあるが、世紀が変わっても論文を読む事、書く事が重要である事は変わらない。読むにしても、ブラウン管や液晶画面を直接見ると目に悪い。ハードコピーをとって、印刷した字を読むのがよい。他人の論文の内容を鵜呑みにするのは危険である。奥に隠された事実を見究めねばならない。外国の一流雑誌に投稿し、レフリーとのやりとりで苦勞して、掲載された経験の多い人なら、隠された事実を推測できる筈である。経験がないのに、表面だけ読んで信用して、正しいと思い込んではいない。ここでは、あからさまには書けないので、指導教授、等の経験者と相談してもらいたい。正しいと思い込んだ表面だけの智識でもって、他人の論文や研究発表を批判するのは、もっての外である。正しいと分かっているならば研究テーマにはならない。性急に、正しいか、間違っているか、決めてほしいと云うのは、○、×式の国家試験の影響ではないか。筆者は、そのような問いには答えないようにしている。誰が考えても、新しい事が出来来そうもないようなことでも、実験してみると意外なことが見付かることがある。頭で考えて、実験をしないと云う態度は、研究者として非常に悪いことである。

以上、筆者の長年の経験を述べたが、これらは、世紀が変わっても通用すると思う。21世紀に活躍する若い人の参考になれば幸である。最後に、研究成果は、外国への一流雑誌に掲載するのがよい。日本語の雑誌は、その前段階で掲載するものであるから、レフリーは外国雑誌に出せるような所迄要求してはならない。

(福井工業大学)

[特別講演資料]

医用マイクロマシン・ロボティクスの新展開

生田 幸士

名古屋大学工学研究科マイクロシステム工学専攻・〒464-8603 名古屋市千種区不老町
(2000年6月3日受理)

Medical Robotics for Next Century

Koji IKUTA

Department of Micro System Engineering, School of Engineering, Nagoya University

Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya 464-8603, JAPAN

(Received June 3, 2000)

1. はじめに

ロボットメカトロニクスとマイクロマシンは次世代医療のキーテクノロジーとして、臨床各分野から大きな期待が寄せられている。しかし、従来の工業応用のための工学研究とは、ハード、ソフト、マンマシンインターフェースなどについて多くの相違点が存在するため、研究アプローチからの練り直し無くしては臨床使用可能なレベルまで到達できない。

素材開発に始まり製造手法、設計手法、評価法、システム化、現場医師の意見聴取など、従来この分野を推進してきたトップ研究者でさえも、新たに学ばなければならないことは少なくない。

筆者の研究室では、大半は機械系出身の学生と研究を進めているが、本分野の背景を理解させた上で、当初の専門分野に捕らわれないで果敢に新しい知識手法を吸収するタイプの研究者として成長できるよう、努力している。

以下、近年の本研究室の主な研究成果を紹介してゆく。

2. 医療ロボティクス

わが国では海外の遠隔手術ロボットとは異なる、独自のアプローチで開発が進められている。ダビンチなど欧米の手術ロボットは工業用ロボットを基本として開発されてきたが、日本では抜本的に

医療専用のロボットを設計開発すべきであると考える研究者が多い。

筆者の研究室で提案・研究している医用ロボットは、単に装置全体が各種マイクロ技術を独自開発し、小型軽量であるだけでなく、ユーザインタフェースとして、画像や位置情報に加え力覚情報を重視している点が、欧米の研究室との違いである。以下、最近の研究成果を中心に紹介してゆく。

3. 眼底網膜手術用マイクロ能動鉗子 [1]

Fig.1は網膜手術や眼内の微細手術の容易化を目的とし、短期的実用研究を行ってきた「マイクロ能動鉗子」である。現在の眼球用双眼顕微鏡では医師が得られる画像が眼球正面に限られるため鉗子先端と網膜組織との距離感が得にくいことや、側面領域の網膜への接近が困難である網膜微細手術の課題を解決するために開発した。先端に同軸

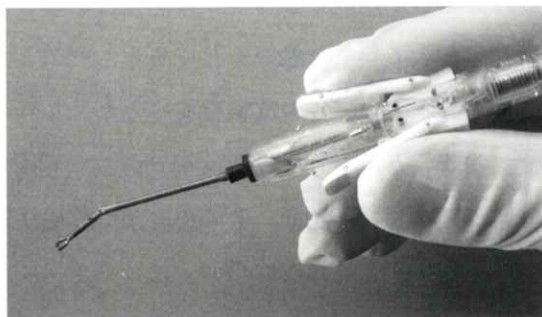


Fig.1 Micro active forceps for retinal micro surgery

ライトガイド付き微小光ファイバ（0.4mm径2000画素）と、微小グリップ付きの屈曲関節を備え、片手ですべて操作可能である。

術者は眼球内に鉗子を挿入後、親指と人差し指で軽くピンチ運動をして屈曲角を調整し、適当な屈曲角で固定して網膜側部の微細手術を行う。両手に同じマイクロ能動鉗子を持ち、お互いのグリップ先端部を測方向から見た映像と眼球上部から得た顕微鏡画像を同時にディスプレイ上で見ながら操作できる特長を持つ。

現状では外径1mm程度の実用サイズまで試作され、豚眼を用いた動物実験で機能検証された。

最近では眼科以外の種々のマイクロ外科分野からも早期実用化に期待が寄せられている。

4. 挿入訓練用力覚付きバーチャル内視鏡 [2][3]

近年、大腸、胃、気管などにおける内視鏡検査と低侵襲治療の需要と相まって、内視鏡のスムーズな挿入手技の訓練が重要視されてきた。筆者らは単にCTデータから再構成されたバーチャル臓器のCG空間イメージだけでなく、挿入時の内視鏡への臓器からの反力を医師の手元に返送する機能を持った力覚付きのバーチャル内視鏡システムを考案・開発している。

Fig.2のボックス内に実物の大腸鏡を挿入し、先端屈曲角を操作するとパソコン内の仮想大腸と仮想内視鏡の相互作用力がリアルタイム的に計算され、特殊なローラメカニズムが医師の手中の実物内視鏡へ力を返してくる仕組みになっている。

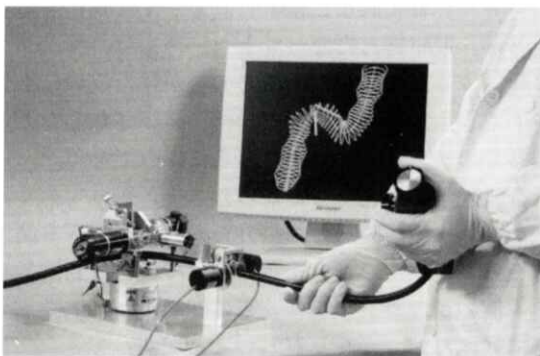


Fig.2 Prototype of Virtual Endoscope System (VES)

その結果、様々な挿入手技パターンの訓練や、特殊なケースのリハーサルが力感覚を伴って行える。

コンピュータのソフトウェアを入れ替えれば、大腸だけでなく気管支内視鏡や胃カメラなど異なるツールと部位への挿入訓練にも対応できる拡張性を持っている。

5. 力覚付き遠隔腹腔内手術システム [4]

現在の腹腔内手術ではガスで膨張させた腹腔内の内視鏡画像と、腹部の微小穴から挿入した鉗子を用いるだけで胆嚢摘出などを行う。そのため従来の開腹手術とは違うツールと手技が外科医に要求される。

反面このように制限された入出力情報だけで手術ができることは、遠隔手術には適したものと言える。医師の眼前に患者がいなくても内視鏡画像とサーボ鉗子さえ操れば、高速通信を使って遠隔でもほぼ同じ条件で手術が可能となる。また遠隔でなくても、被爆や感染を余儀なくされるような院内での各種低侵襲手術にも適している。

Fig.3は筆者らの研究室で試作実験をしている遠隔腹腔内手術システムである。マスター（医師側）とスレーブ（患者側）1対のサーボ鉗子から構成され、鉗子先端の位置や回転角だけでなく、力をフィードバックし、あたかも実際の臓器に触っているかのような感覚下で遠隔腹腔手術が可能になる。外科医が日常使っている手術鉗子そのままマスタ鉗子として使える特長を持つ。さらに海外の遠隔手術装置ではシステム全体が大きく、

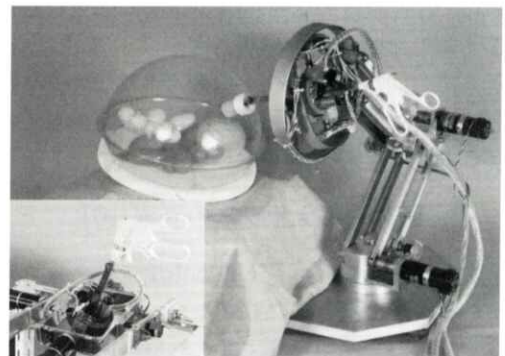


Fig.3 Remote minimally invasive surgery system with force feedback



Fig.4 In vivo test of remote minimally invasive surgery system

手術室への搬入や、安全性の点で課題を抱えているのに対し、本システムは大幅に小型である。現在、Fig.4のように外科医立ち会いの下、麻酔したブタを用いたin vivo実験を繰り返し、基本機能の検証と実用化への改善を行っている。

6. 腹腔内手術用ハイパーフィンガー (ハイパーエンドスコープ) [5]

Fig.5は各関節に2自由度の能動ユニバーサルジョイントを持つ冗長自由度内視鏡である。この装置の目的は現在の腹腔内手術用鉗子では届かない深部臓器の検査・手術や、腹腔内へのガス注入無しで腹膜を持ち上げて手術作業空間を確保することである。形状記憶合金や圧電素子など新原理アクチュエータではなくあえてワイヤードライブにしている理由は、高い発生力を得るためと早期の実用化のためである。ただし内部機構に新しい工夫をし、各自由度の屈曲駆動が完全に独立して行える「非干渉駆動」を実現している。現在は6自由度を持ち、バイラテラル接続された1対のハイパーフィンガーの片方を操縦して、体内深部での観察や複雑な手術手技が行える。

7. 医療ロボティクスの展望 [6]

手術や治療へのロボットの応用はロボティクスに新たな夢をもたらすだけでなく、工学研究者にとっても新たな課題を与えてくれる。医療と工学の融合は決して新しくはないが、「受動的な検査」

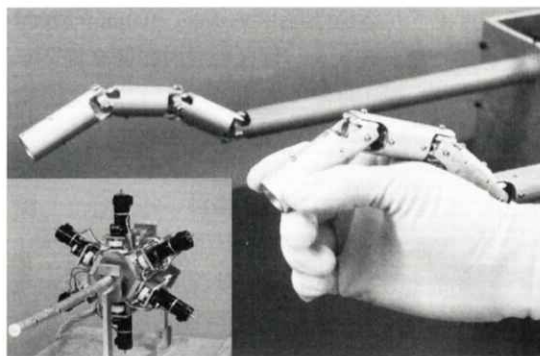


Fig.5 Hyper finger system for remote surgery

を越えた「能動的な手術」はフロンティアな研究分野である [7]。単にブームに乗って研究費を得たり論文を作製するレベルを越え、実用化までのLong and winding loadを歩ける研究者が増えることを祈願したい。

8. 医療バイオマイクロマシン

マイクロマシンの医療応用としては、能動内視鏡、能動カテーテルなど無侵襲検査を目的とした研究開発が多くなされてきた。筆者は、1986年に世界初の能動内視鏡を開発し、その後能動カテーテルの研究も進めている。

最近では、体内侵入部には一切電流を流さない、「水圧方式の能動カテーテル」の開発に成功した [8]。生理食塩水を駆動流体として使い、1つの水圧流路で3自由度（3個の屈曲関節を持つ）の屈曲動作が可能な新発想の水圧駆動方式となっている。

一方、分析装置など化学装置をマイクロ化することが、近年盛んになってきた。理由は、マイクロ化により、サンプルと試薬の量がけた違いに小さくでき、反応終了時間も大幅に短縮されるなど、数多くのメリットが判明してきたからである。

分析化学、生化学分野からのニーズだけでなく、埋め込み人工臓器など医療分野からのニーズも高くなってきた。ただし後者に関しては、現在欧米で主流のシリコン半導体技術の転用では、次章以降で述べるが、かなり難しいことが解ってきた。

筆者らは、90年代初頭から、欧米とはまったく

ことなる新発想のアプローチで化学装置のマイクロ化研究を進めてきた。すなわち次章で述べる化学集積回路（化学IC）である。

9. 化学ICの概念

筆者は、1993年に従来の電子回路に加えてマイクロ化学反応回路を内部に持つ化学集積回路（化学IC）（当時はMIFS: micro integrated fluid systemと呼んでいた）のデバイスコンセプトを提案し、その基盤技術の独自開発を行ってきた [1]。この化学ICは、近年米国で開発が進むシリコンプロセスを基礎とする μ -TAS (Micro Total Analysis System) とは、化学反応装置をマイクロ化することに関しては共通するが、デバイスコンセプト、システムアーキテクチャ、構成素材、製造手法、応用手法などの点において大きな隔りがある。

Fig.6は、化学IC単体の基本コンセプトである [8-10]。3次元空間を隙間なく占有できるケルビンの14面体構造の中に、センサや演算回路などがあるシリコン電子回路部（下部）と、透明ポリマー製のマイクロ化学反応系（上部）が結合している。電子回路が作製できるシリコンプロセスの長所と、立体的で微細な流体回路を作製できるマイクロ光造形法（IHプロセス）の長所を結合したハイブリッド構造となっている。

単体の化学ICに複雑な機能を持たせカスタム化するだけでなく、異なる機能を持つ複数の汎用化学ICをあらかじめ製作しておき、Fig.7に示すように、それらを必要に応じて結合制御するチップセット（モジュール）の概念を導入している [3,4]。このようなモジュールIC（ICファミリー）は、ユーザが現場で結合して使用できるため、汎用性、

経済性に優れている。

将来、この「化学ICファミリー」が実用化されれば、市販の化学ICチップを組み合わせ、外部からコンピュータ制御するだけで、マイクロ化学反応系を駆使した多種多様な分析装置や合成装置、人工臓器などを短期間に開発できる時代が来ることが期待される。

以下に、化学ICの特長を整理しておく。

- 1) 立体的なマイクロ流体回路
- 2) モジュールアーキテクチャ
- 3) 透明な光硬化ポリマーの利用
- 4) 電子回路などの要素部品との結合が容易

上記の特長は、シリコンプロセスを流用したマイクロマシニングでは、実現が困難である。特に、4) の、結合できる要素部品の自由度に関しては、シリコンプロセスでは、プロセスで使用する溶剤や熱処理によって制限される。これに対して、我々が開発したハイブリッドIHプロセス [11,12] では、電子回路、アクチュエータ、分子フィルタ膜、形状記憶合金アクチュエータなど、様々な要素部品を造形物の内部に一体成形することが可能である。なぜなら、シリコンプロセスのような溶剤や熱処理は必要なく、造形プロセスの途中で、所望の部品を配置し、再び造形を行うだけで、あらゆる要素部品を内蔵できる常温プロセスで、光造形樹脂で密閉されているので、本質的に液漏れの問題がない。

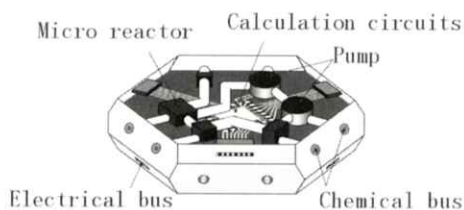


Fig.6 Basic design of chemical IC chip

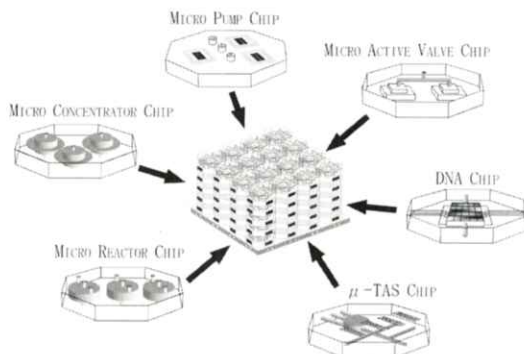


Fig.7 Concept of chemical IC family

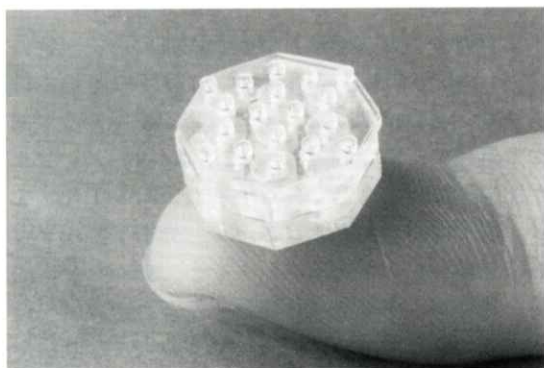
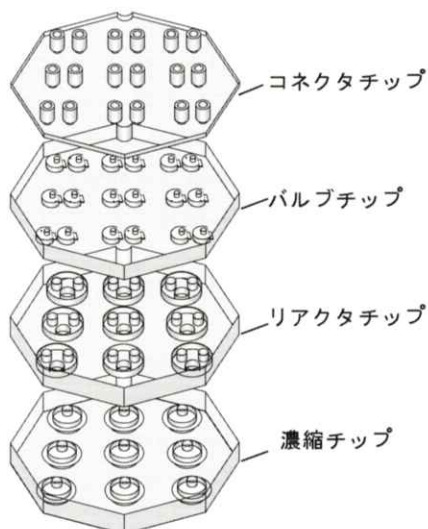


Fig.8 Four types of chemical IC chips

10. 化学ICファミリーの試作

汎用化学ICファミリーのアーキテクチャを実証するために、多種の化学IC群を開発している。

10.1 モジュールアーキテクチャ

Fig.8に、化学ICファミリーのモジュールアーキテクチャを示す。まず最上部のチップは、外部と化学流体の入出力用コネクタ群を持つ「コネクタチップ」である。第2層は、複数のマイクロバルブを持つ「バルブチップ」、第3層が複数のマイクロリアクタ（反応器）を持つ「リアクタチップ」、第4層が複数のマイクロ濃縮器を持つ「濃縮器チップ」である。右上写真が試作チップである。

各チップともIHプロセスとハイブリッドIHプロセスを用いて一体化した透明立体構造となっている。チップサイズは、外径14mmの8角形で統一されている。また、各チップ間の各マイクロ流路は液漏れが無いよう密着して結合される。

10.2 コネクタチップ

コネクタチップは、化学ICにおいて合成あるいは分析する物質を外部装置に輸送するためのマイクロチューブを接続する役割をもつ。試作したチップ内径1mmのマイクロチューブを9本同時に接続することができるように設計されている。

10.3 バルブチップ

バルブチップは、化学ICに注入する物質の流量を制御したり、逆流を防止する重要な役割を果たす。このバルブチップは、厚み1mmのチップの内部に、内径2mmのシリコンラバー製の1方向弁を9つ内蔵している。

10.4 リアクタチップ

リアクタチップは、厚み2mmであり、2つの注入口と1つの排出口を持つマイクロリアクタを9個内蔵している。この例では各リアクタ容積は、約3 μ lである。

10.5 濃縮チップ

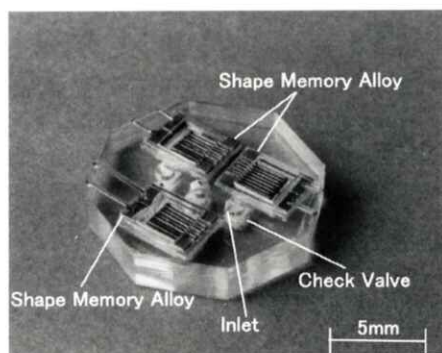
濃縮チップは、分子サイズのフィルタである限外濾過膜が内蔵されており、蛋白質の濃縮に利用することができる。

10.6 マイクロポンプチップ

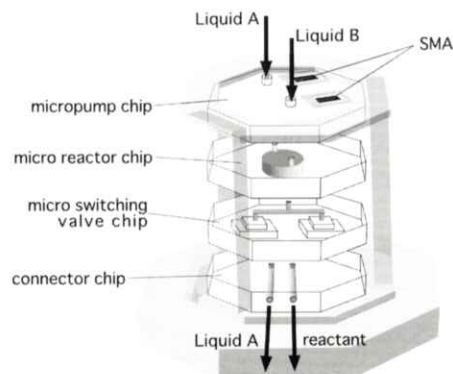
形状記憶合金アクチュエータによって駆動されるマイクロポンプが3個内蔵されたチップを開発した。毎分10 μ lの流量が得られる。

10.7 マイクロ切り換えバルブチップ

化学IC内の反応流路を動的に切り換えるためのチップである。電子回路のゲートの切り換えに相当し、可変なマイクロ反応系が構築可能となり、



(a)



(b)

Fig.9 Prototype of fluid drive chips

(a)Micro pump chip driven by shape memory alloy actuator. (b)Chemical IC chips in the folder unit.

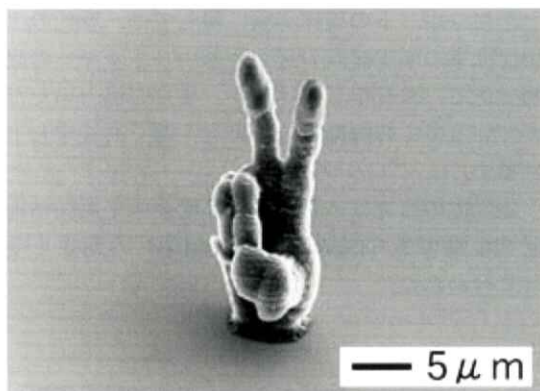
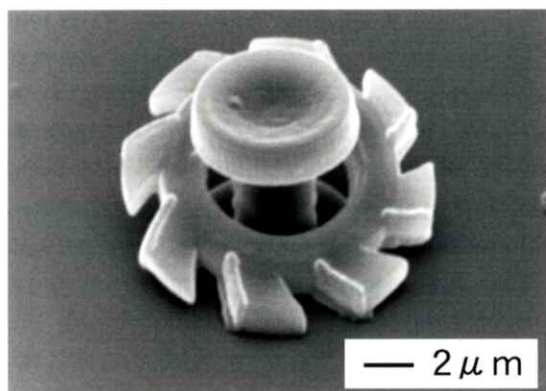


Fig.10 Micro turbine and micro peace sign fabricated by two-photon micro stereolithography

化学ICファミリーの利用範囲を大きく拡大する。

11. 機能検証実験と考察 [13]

化学ICの機能検証の1例として、濃縮チップを用いて、蛋白質の濃縮を試みた。実験では、検証実験用に作製した4つの濃縮部を持つ濃縮チップを用いた。Fig.9(b)の専用フォルダ内に各チップを重ねてシステムを構築した。蛋白質としてルシフェラーゼを用い、蛋白質を濃縮するためのフィルタとして限外濾過膜（YM30：MILLIPORE）を使用した。ルシフェラーゼはルシフェリンを混合することで、発光反応が生じるので、その発光量を高感度冷却CCDカメラで検出し、蛋白質の濃

縮状態を検出できた。さらに、ポンプチップ、切り換えバルブチップ、リアクタチップを結合し、外部ポンプ無しで化学IC群のみでの中和反応実験にも成功している。

12. まとめと展望

Fig.10は、最先端の2光子吸収硬化原理を用いて造形したマイクロ構造である。加工分解能は0.2ミクロン（200ナノメートル）に達している。マイクロスケールの世界では、粘性の効果が大きくなってくるため、未硬化の光硬化樹脂の液内に浮いたまま造形が可能となる。すでに回転機構も含む任意形状のマイクロ構造を容易に作製可能と

C Family -Development of SMA 3D
pumps and valves in leak-free poly-
package0, Proc. of IEEE Inter-national
shop on Micro Electro Mechanical
ms (MEMS'2000), 739-744, 2000.
aruo and K. Ikuta : Two-photon three-
dimensional microfabrication for the produc-
of movable mechanism with 0.5 mi-
crometer resolution, Proc. of 10th Interna-
Conference on Solid-State Sensors and
tors (Transducers'99), 1232-1235, 1999.
aruo and K. Ikuta : Sculpting with sin-
photons, in Editor's choice, Science, 288

(5470), 1303, 2000.

- [15] 生田幸士, 化学工学会編: 生体工学の進歩,
槇書店, 1998.
- [16] 生田幸士: 人工細胞デバイスをめざす化学
集積回路, 日本ME学会誌BME, 12(4), 66-
75, 1998.
- [17] 生田幸士: 夢のバイオマイクロマシン - 化
学ICは人を幸せにするか -, 日本ME学会
誌BME, 14(1), 2000.
- [18] 生田幸士: マイクロマシン, バイオマイク
ロマシンと人工細胞デバイス, 総予測21世
紀の技術革新, 牧野 昇, 江崎玲於奈 (編
著), 124-139, 工業調査会, 2000.

(いくた こうじ)

nagoya-u.ac.jp

89-5024

89-5027

名古屋市千種区不老町

工学研究科 マイクロシステム工学

医用マイクロ工学講座

: //www.bmse.mech.nagoya-u.ac.jp)

Telemedicine Project of Shinshu University Hospital

Masaomi Takizawa

Medical Informatics, Shinshu University Hospital

Asahi 3-1-1, Matsumoto 390-8621, Japan

(Received September 30, 2000)

Abstract : 1. Mobile telemedicine ; The TAO and Shinshu University Hospital established a research center for a unique telemedicine project using a mobile system. The mobile system consists of a van that houses a spiral CT scanner and various telecommunications equipment. The Project has used the system so far for the early detection of lung cancer through mobile CT screenings over a four-year period. Mass screenings of 19,117 residents resulted in the identification of 75 cases of early lung cancer who were later treated by partial pneumonectomy at Shinshu University Hospital and affiliated hospitals.

2. Emergency telemedicine for mountain climbers ; Recent age of mountain climbing is increasing up to high, then number of emergency case in the mountain area are increasing. Shinshu University Hospital has connected by a satellite (VSAT) to mountain lodges. In time of emergency, physician of Shinshu University Hospital receives the image of patient in mountain lodge, and gives an advice to a patient.

3. International telemedicine ; In the aftermath of the Chernobyl nuclear meltdown, the incidence of infant thyroid cancer and leukemia rose sharply in the Republic of Belarus. Telemedicine information on bone-marrow stem cell transplants is provided by the Shinshu University Hospital to the Gomel Regional Hospital. Pictures of patients, microscopic images, X-ray images, and ultrasound images results are conveyed from Gomel to Shinshu University via satellite about once per week.

Key words : telemedicine, CT screening, early lung cancer, mountain climber, child leukemia

1. はじめに

IT革命の中核をなすものは高度情報通信を各分野に活用することである。医療分野への情報通信の新しい応用形態である遠隔医療は21世紀における医療・福祉サービスの新しい方向を示すと考えられているため、世界各国では早くから検討され

普及しつつある。しかしながら、本邦では未整備もありその実用化は遅れている。ようやく各領域で実用化に向けた試行が行われている。ここでは、遠隔医療による医療サービスの拡大について解説し、信州大学医学部医療情報学組についてふれる。

2. 日本における遠隔診療の基本的考え方 (平成9年12月24日の厚生省健康政策局長通達より)

診療は、医師又は歯科医師と患者とが直接対面して行われることが基本であり、遠隔医療は、あくまで直接の対面診療を補完するものとして行うべきものである。

医師法20条等における診察とは、問診、私信、触診、聴診その他手段の如何は問わないが、現代医学から見て、疾病に対して一応の診断を下し得る程度のものをいう。したがって、直接の対面診療による場合と同等ではないにしてもこれに代替し得る程度の患者の心身の状況に関する有用な情報が得られる場合には、遠隔医療を行うことは直ちに医師法20条に抵触するものではない¹⁾。

留意事項

- (1) 初診及び急性期の疾患にたいしては、原則として直接の対面診療による。
- (2) 遠隔診療は、直近まで相当期間にわたって診療を継続してきた慢性期疾患の患者など、病状が安定している患者に対して行うこと。
- (3) 遠隔診療は、直接の対面診療を行うことが困難な場合（離島や僻地）に行われるべきものであり、直接の対面診療を行うことができる場合や他の医療機関と連携することにより直接の対面診療を行うことができる場合には、これによること。
- (4) 遠隔診療は、患者側の要請に基づき、患者側の利点を勘案して行うものであり、直接の対面診療と適切に組み合わせて実施するように努めること。
- (5) 遠隔診療の開始にあたっては、患者及びその家族等に対して、十分な説明を行い、理解を得た上で行うこと。特に、情報通信機器の使用法、特性等については丁寧な説明を行うこと。
- (6) 患者のテレビ画像を伝送する場合等においては、患者側のプライバシー保護には慎重な配慮を行うこと。特に患者の映像の撮影、情報の保管方法については、患者側の意向を十分に斟酌すること。

- (7) 情報通信機器が故障した場合における対処方法について、あらかじめ患者側及び近隣の医師又は歯科医師と綿密に打ち合わせ、取り決めに交わしておくこと。
- (8) 診療録の記載等に関する医師法第24条及び歯科医師法第23条の規定の適用についても、直接の対面診療と同様であること。
- (9) 遠隔診療においても、直接の対面診療と同様、診療の実施の責任は当然に診療を実施した医師又は歯科医師が負うものであること。
- (10) 遠隔診療を行うにあたり、医師又は歯科医師が患者またはその家族等に対して相応の指示や注意を行っているにもかかわらず、これらの者がその指示や注意に従わないため患者に被害が生じた場合には、その責任はその者が負うべきものと、事前に十分な説明を行うこと。

3. 移動CT検診車による早期肺がん検診

通信・放送機構（TAO）と信州大学附属病院は、新しい周波数（Ka帯、20-30GHz）のデータ通信が可能な衛星を利用し、遠隔地の移動体から高度医療情報を伝送できる次世代の遠隔医療システムを開発することを目的として、1995年から5年計画で信州大学附属病院内に開設したマルチメディア通信・画像診断実験センターである松本リサーチセンターを中心に実験が行われた。

3.1 実験目的

1. Ka帯高速衛星通信と移動体とを利用した遠隔医療
2. 早期肺がん発見のための移動CT一次検診
3. リアルタイム遠隔医療診断
4. 移動体との遠隔医療カンファランス
5. 災害・スポーツイベントにおける医療支援
6. 映像による在宅ケア

上の実験計画の中で、実験衛星「かけはし」の打ち上げ失敗によりKa帯通信の実験は困難となったため、代替衛星でKu帯の実験が短期に実施

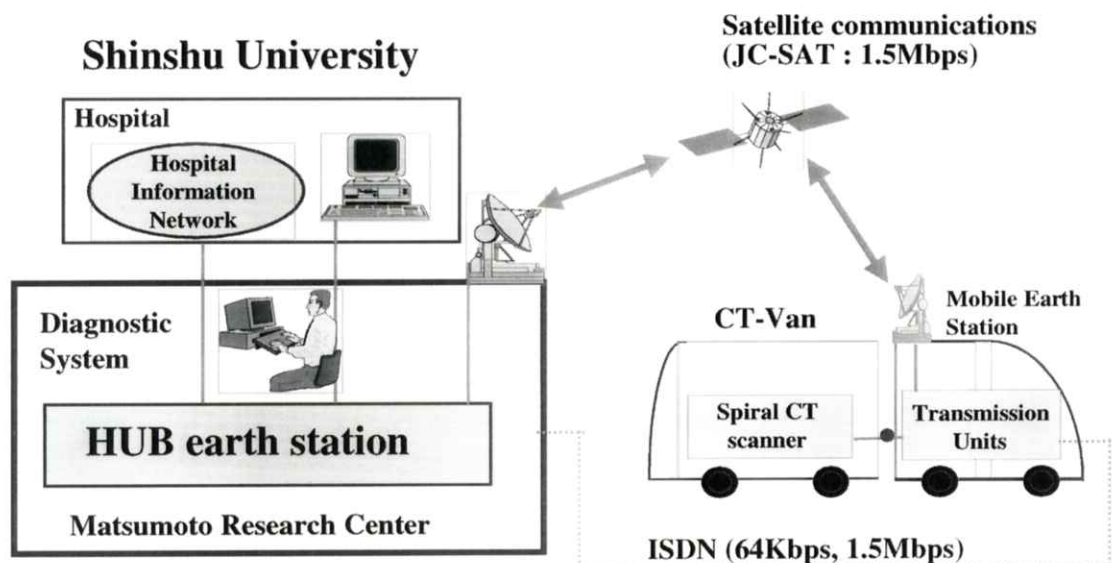


Fig.1 Diagram of mobile telemedicine system.

された。また、スポーツイベント医療支援のうち、長野オリンピックなどでは、衛星の代わりにNTTの協力による1.5Mbpsの光回線（ISDN）を利用した。全体図をFig.1に示した。

3.2 CT検診車の基本機能

3.2.1 低被曝線量、高速CT検査

1. 120kV, 25mA, 2秒スキャン, 512×512画素
2. 高速画像通信 データ1.5Mbps, TV会議384 kbps, FAX・電話（通信車経由）
3. TVカンファランス（通信車経由）
4. 災害医療支援
後部入口は運搬車が使える, 自動昇降リフト, CTテーブルは処置台を兼ねる。
5. 45kW大型発電機を装備, 全身のCT検査可能

3.2.2 肺がんの早期発見のための自治体へのCT検診派遣

肺がんの早期発見のための1方法としてCTスカヤナの利用による検査法が注目されている。われ

われは、この研究プロジェクトでスパイラルCT検診車を開発し、これを用いて山間地域を移動しながら長野県下で肺がん一次検診を実施することとした（Fig.2）。

全長12m, 幅2.5mの大型トラックにスパイラルCTスキャナを搭載した。撮影された画像はMODに保管され信州大学医学部の読影センターで読影される。

これまでに長野県中部地域の住民、延べ19,200名の肺がん検診を実施した。検査数は平均一日50名、撮影は120kV 50(1997より25)mA, テーブル移動10mm秒で行われた。1検査あたりの撮影時間は30秒で、高年齢では停止が困難なため足部方向から頭部方向にスキャンし、10秒程度の呼吸停止で検査を行う方法をとった。この検診で現在までに75名の肺がんが発見されているが、この値は従来の肺がん罹患率0.03%（長野県）の約10倍で常識を大きく変えた。Fig.3に発見された早期肺がん例を示した。



Fig.2 The CT van and a mobile earth station at screening site.

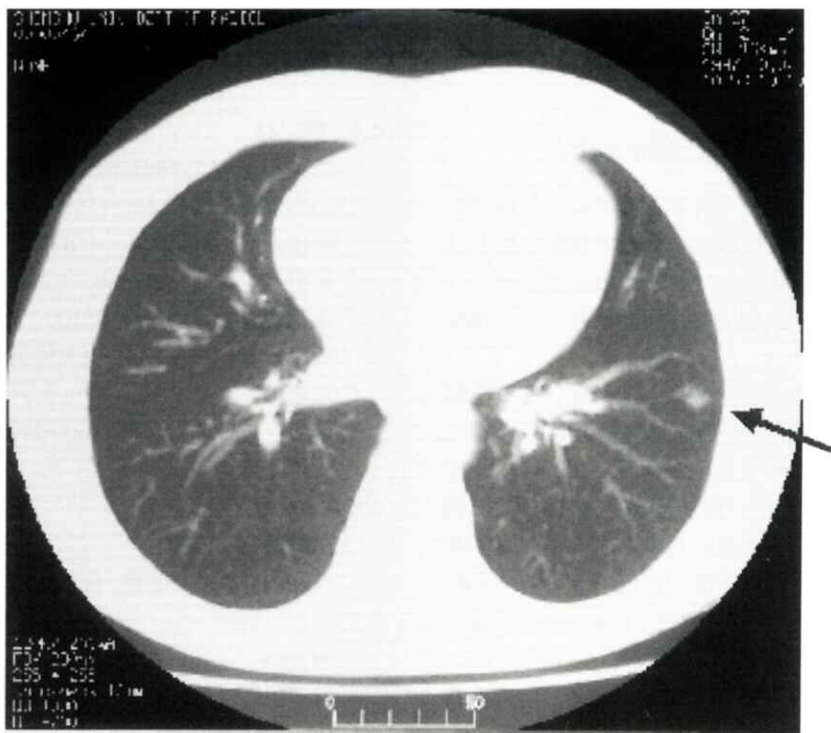


Fig.3 A case of early lung cancer with 8mm diameter detected by mobile CT screening.

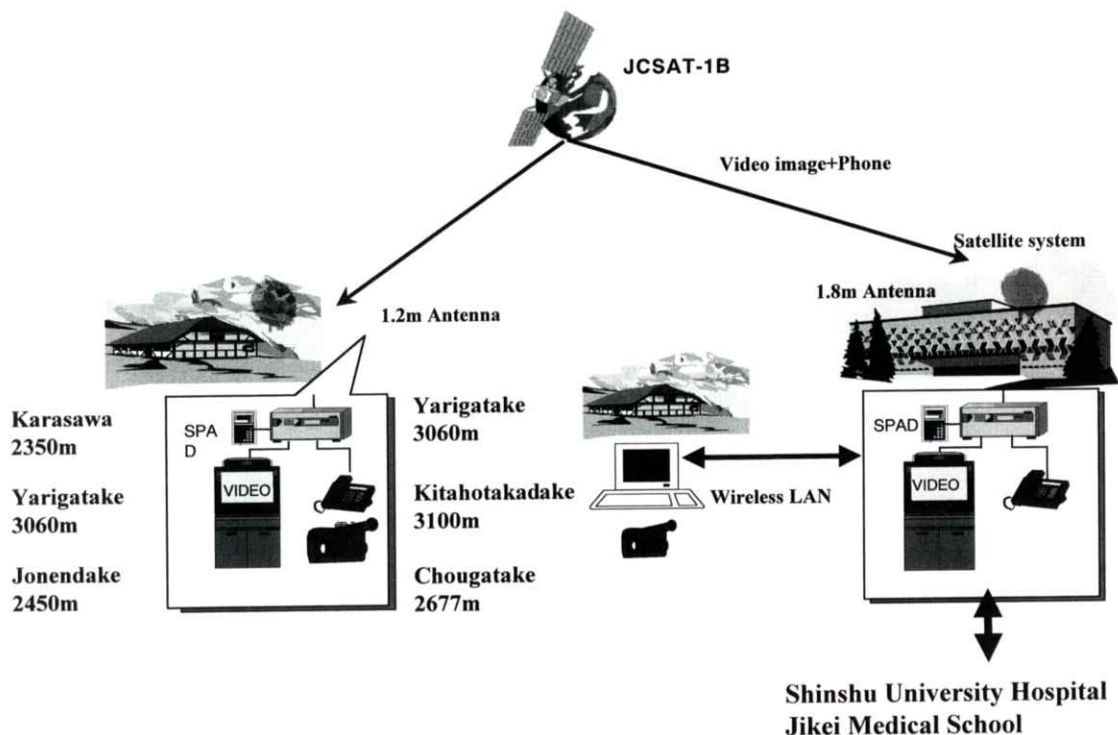


Fig.4 Block-diagram of mountain climbers telemedicine network system.

4. 登山者救急医療支援

中高年齢の登山者が多数を占める中部山岳地帯では、3000メートルの高山帯のため体調を崩し救急事態となる例が激増している。多くは医師も看護婦も存在しない山小屋で、電話連絡以外に連絡する方法がない。

しかし、患者の全身状態や心電図などを映像情報通信により専門医の勤務する基幹病院に伝送し、病状を迅速に判断することが可能であれば、容態の緊急性が把握できるため搬送の必要性などの判断が遠隔で行われ、本人のみならず山小屋関係者の安心感が高まり、精神的・経済的な負担を大幅に軽減できる。また、高山帯山小屋からの映像情報伝送は、深山の状況を詳細に伝えられるため、国立公園における自然環境保全、防災・災害情報の迅速な伝送にも大きく役立つ可能性がある。Fig.4に山小屋ネットワークを示した。

4.1 機 材

- 衛星：JCSAT-1B日本サテライトシステムズ
- 通信装置：衛星ネットワークE8200A
- 通信速度：364kbps（+16kbps—電話）
- 通信アンテナ：1.8mΦ、1.2m、0.75mΦ
- 会議装置：ソニーPCS5100・1500
- ビデオモニター：ソニーPVM-20M4J
- 患者モニター：日本コーリン(株)
- 無線システム LAN Anywhere

4.2 結 果

- 遠隔医療 12件

高山病、脱臼、捻挫、発熱、乳房炎、受診相談

- 一般外科医 → 整形外科医
- 看護婦 → 外科医
- 皮膚科医 → 内科医、脳神経外科医
- 山小屋スタッフ → 救急医・外科医

遠隔診断の結果、診療所での処置・投薬で翌日

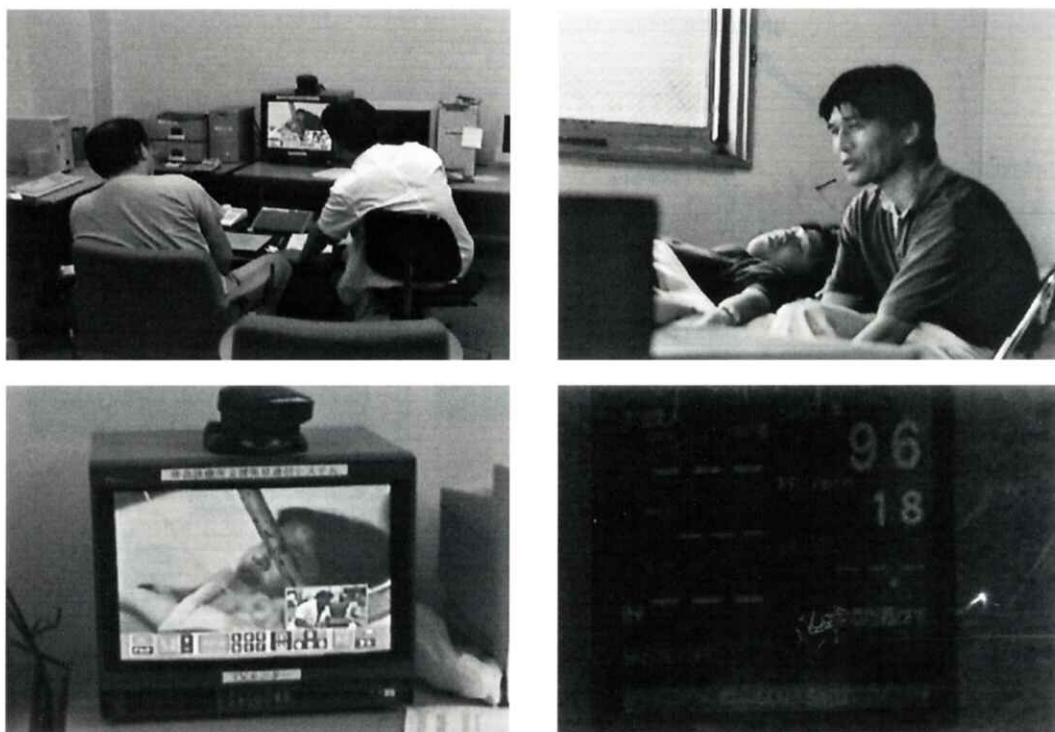


Fig.5 Pictures of telemedicine practice between mountain area (2450m) and Shinshu university hospital.

自主下山したが、1例はヘリで搬送された。Fig.5には遠隔医療実施中の画面を示した。

4.3 評価

- 384kbps映像の質は良好であった、カメラズームアップでは口腔内の色や皮膚の色が判定できた。
- ヘリ運用ができない夜間の高山病治療を行うため山小屋スタッフとの協力による長時間にわたるケアに役だった。
- 患者モニター上の心電図などの信号は映像で良好に観察された。
- 受診患者の安心感が大きかった。

5. 小児白血病の国際医療支援

信州大学病院では、チェルノブイリ連帯基金(JCF)の支援により、国際医療協力推進のため、チェルノブイリ原子力発電所事故により発生した

多数の小児の甲状腺がんや白血病の医療支援を1991年から実施している。

しかし、派遣された医師の現地滞在時間の制約、地理的な環境から、患者の容態が変化した際の緊急診断や投薬変更などの迅速な対応が困難なことから衛星による遠隔医療通信法の開発が強く望まれた。

チェルノブイリ原発事故での高度の放射能汚染により多数発生しているがんを中心とした小児の疾病のうち、骨髄性白血病の医療支援に役立てるため、インマルサット国際衛星回線を使用し、信州大学病院(松本市)の専門家チームを中心として、ゴメリ州立病院(ベラルーシ共和国)の専門家チーム、チェルノブイリ連帯基金(NGO、松本市)、BHN支援協議会(NGO)、通信機器メーカーがチームにより連携し、オンデマンド型遠隔医療通信を実施している(Fig.6)。

福祉利用

- 高速回線利用：ギガビット系回線（100 Mbps以上）の普及

文 献

- [1] 厚生省開原班班会議資料 1998.
- [2] 滝沢正臣：移動CT検診車による遠隔医療実験, INNEVISION 12(7), 69-72, 1997.
- [3] Takizawa M, Sone S, Hanamura K, et al.: A The mobile hospital —project of new medical service for early stage diseases—, J. Telemedicine and Telecare, 4(3), :146-151, 1998.
- [4] 滝沢正臣：衛星と移動体通信による遠隔医療システム, 新医療(4) 64-66, 1998.
- [5] 放射線医学物理 18 (Supplement-57 Sept.), 24-27, 1998.
- [6] 滝沢正臣：衛星と移動体通信による遠隔医療システム, Med. Imaging Technol., 16(5), 544-548, 1998.
- [7] 滝沢正臣, 村瀬澄夫：衛星画像通信と遠隔医療システム, BME 12(11), 4-9, 1998.
- [8] 滝沢正臣, 村瀬澄夫, 山上浩志, 他：登山者の健康支援のための遠隔医療, 新医療 26(1), 112-114, 1998.
- [9] Takizawa M, Sone S, Hanamura K, et al.: Telemedicine system using a computed tomography van and high speed telecommunication vehicle, IEEE Transactions Mobile Telemedicine and Telehealth Systems in Press 2000.
- [10] 滝沢正臣：肺がん早期発見に移動CT検診を一長野県下での4年間の無料検診実施結果から一, 地域保険 31(6), 101-118, 2000.
- [11] 滝沢正臣：信州大学病院と山小屋との協力による登山者救急医療のための衛星遠隔医療, 山と溪谷 780(7), 155-157, 2000.
- [12] 滝沢正臣, 村瀬澄夫, 日紫喜光良, 他：ベラルーシ共和国との国際遠隔医療と課題, 新医療 308(8), 90-93, 2000.
- [13] 滝沢正臣, 村瀬澄夫, 日紫喜光良, 他：テレメディシン—ベラルーシ共和国への白血病治療支援—, 臨床検査 44, 1002-1004, 2000.
- [14] Nakajima I, Juzoji H, Natori M, et al.: Survey and analysis of satellitebased cooperative telemedicine projects involving developing nations, IEEE Trans. Telemedicine 投稿中 2000.

[論文]

ファジィ推論における非ファジィ化の検討 —新しい非ファジィ化法の提案—

片渕 哲朗, 浅居 喜代治[†], 藤田 広志^{††}

国立循環器病センター放射線診療部・〒565-8565 大阪府吹田市藤白台5-7-1

[†]大阪工業大学経営工学科・〒535-0002 大阪市旭区大宮5-16-1

(現 大阪府立大学名誉教授)

^{††}岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(2000年7月17日, 最終2000年8月8日受理)

Investigation of Defuzzification in Fuzzy Inference : Proposal of a New Defuzzification Method

Tetsuro KATAFUCHI, Kiyoji ASAI[†] and Hiroshi FUJITA^{††}

Department of Radiology, National Cardiovascular Center
Fujishiro-Dai 5-7-1, Suita-shi, Osaka 565-8565, Japan

[†]Department of Industrial Management, Osaka Institute of Technology
Ohmiya 5-16-1, Asahi-ku, Osaka-shi 535-0002, Japan

(Currently with the Professor Emeritus of Osaka Prefecture University, Osaka)

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

(Received July 17, 2000, in final form August 8, 2000)

Abstract : Although many kinds of defuzzification methods in the fuzzy inference were developed such as Mamdani's method, the majority of these methods were targeted on the fuzzy control. In this paper, we propose a new method called a density moment method (DMM), which is expected to be applicable to the analysis of medical diagnosis. The characteristic of the DMM is that it is designed to depend on the membership function with little vague information so that the fuzzy inference with less errors could be realized. The theory of the DMM following the investigation of its characteristics was described at first and discussed the possibility of its application to medical diagnosis. It was found that the DMM had fewer errors than those for the conventional method in mathematical model and also that the agreement rate between the actual weather and the proposed method was better than those with conventional method. In conclusion, the DMM method proposed has a potential to be applied in the inference for the medical diagnosis.

Key words : fuzzy inference, defuzzification, density moment method, Mamdani method

1. はじめに

ファジィ推論とは, 知識ベースとして保存されている推論規則と, 与えられた事実から新しい結

論を導き出すものであるが, 通常の推論と異なる点は, 命題中の変数がすべてファジィ変数, すなわちあいまいな言語情報で推論を行っている点にある [1-3]. このファジィ推論を行う過程におい

て非ファジィ化が行われるが、これはあいまいな情報をメンバシップ関数という形で演算し、最終的にあいまいさを持たない一つの値、すなわちクリスプな値に変換する作業である。ファジィ推論を用いた応用システムには、非ファジィ化後のクリスプな値そのものを、そのシステムの最終的な結果として出力する場合が多くある [4]。

現在、非ファジィ化の方法について種々のものが考案されているが、代表的なのはMamdaniらが提案した「mamダニ法」である [5]。この方法は個々のルールの出力を合成するときに、排中原理からの離接的な方法を用いており、計算が比較的単純で速い特徴を有する。そのためmamダニ法は、近年のファジィ情報処理の発達とともに拡張され、様々な形で発展している [6, 7]。非ファジィ化の方法が多様化する理由の一つとして、非ファジィ化をする時点で何らかの無理が生じていることが挙げられる。これはあいまいなものをクリスプな値に変換するのであるから当然のことであり、この問題が発生することは避けられない。mamダニ法においても同様で、元来この方法はファジィ制御を対象とした非ファジィ化であるため、ファジィ推論に向いていないといわれている [8]。

特に医療分野を対象としたファジィ推論の非ファジィ化では、mamダニ法に代表される制御用のものを適用しているため、システムとして医師の診断と合致しない場合も多く見受けられる。そこで、医師の診断支援を正確に行うシステムを構築するには、医療診断に適した非ファジィ化の方法を開発する必要がある。本論文では、密度モーメント法と呼ぶ非ファジィ化の方法を提案する。そして、本法と従来法（モーメント法、重心法）とを比較するため、数式モデルならびに気象による実例モデルを用いる。これらのモデルから、密度モーメント法の性質や特徴を明確にし、医療診断への適応が可能であるかを検討する。

2. 従来法における非ファジィ化の問題点

ここでは、従来のモーメント法について説明し、非ファジィ化の問題点を示す。いま、1に正規化

した幅の小さいメンバシップ関数と幅の大きいメンバシップ関数とを考える。この場合、幅が広い方がその部分集合の含む範囲が大きくなり、あいまいさも大きくなっている。

ここに、それぞれ中心 $C_1, C_2, \dots, C_i$, 幅 $W_1, W_2, \dots, W_i$, 適合度 $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_i$ の三角形型のメンバシップ関数があり、このメンバシップ関数は、いずれも変形しない理想化された剛体であるとする。このメンバシップ関数はそれぞれ中心 $C_1, C_2, \dots$ で、力 $f_1, f_2, \dots$ を受けることになる。そこで、メンバシップ関数が剛体であるならば、点 $C_1, C_2, \dots$ でそれぞれ受けている力 $f_1, f_2, \dots$ と、1つの力 Σf_i が等しくなるような1点が、必ず台集合にあるはずである。この条件を満たす台集合上の点を y とするならば、その y は次のように求められる。

$$y = \frac{\Sigma(f_i \cdot C_i)}{\Sigma f_i} \quad (1)$$

そこで、台集合が $C_1, C_2, \dots$ でそれぞれ受けている力 $f_1, f_2, \dots$ を面積の荷重とみなせば、 f_i は

$$f_i = \frac{1}{2} \cdot W_i \cdot \mu_i \quad (2)$$

となる。この式(1)と式(2)から

$$y = \frac{\Sigma(W_i \cdot \mu_i \cdot C_i)}{\Sigma(W_i \cdot \mu_i)} \quad (3)$$

が得られる。

そこで、式(3)に対して μ_i をどのメンバシップ関数に対しても同じにすれば、

$$y = \frac{\Sigma(W_i \cdot C_i)}{\Sigma W_i} \quad (4)$$

が得られる。

これらの式から分かるように、モーメント法を用いた場合の推論結果は、メンバシップ関数の面積に左右される。そのため面積の小さいメンバシップ関数と大きいメンバシップ関数が存在する場合、推論結果はより後者の影響を強く受けること

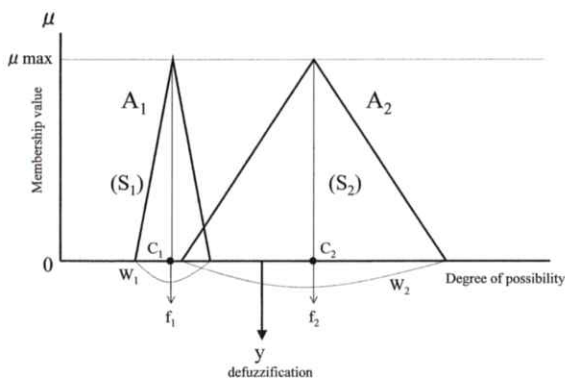


Fig.1 Defuzzification by conventional moment method.

になる。

ここで、Fig.1に示す A_1 と A_2 のようなメンバシップ関数を考える。三角形頂点である最高適合度 ($\mu_{\max}$) が同じであれば、小さい面積のメンバシップ関数 A_1 はクリस्पなデータにより近くなるため、あいまいさの含まれる割合が少ない。換言すれば、面積の大きいメンバシップ関数 A_2 は、あいまいさを多く含んでいることになる。そのため、両者の面積 S_1 、 S_2 は $A_1 < A_2$ であるが、情報の正確さは $A_1 > A_2$ と逆になる。モーメント法では、前述したように面積の大きい A_2 の方を重視する割合が高くなるため、これらの推論結果を非ファジィ化した場合、得られる値は y のようにあいまいな情報側に寄ってしまう。しかし医療分野においては、正しい診断を重視する必要があり、この方法で得られる結果が医師の意見を十分に反映しない場合もあるため、推論する上で問題があった。

3. 密度モーメント法の理論

上述のモーメント法の欠点を補う新しい方法として、密度モーメント法を本論文で提案する。本方法は、まず正規化されている最初のメンバシップ関数を基準として、この関数が1の情報量を持っているものと仮定する。そこで適合度 μ_i のとき、マムダニの方法と同じmax-min合成でファジィ推論を行う。このとき推論前の正規化されているメ

ンバシップ関数の面積を S 、推論後の面積を S' として、この S_i と S'_i との比率でマッチングの割合を表す。この値が推論結果後のメンバシップ関数が持つ情報量 g_i を表すことになる。ここで、メンバシップ関数の底辺の幅を W_i とすれば、この情報量 g_i は

$$g_i = \frac{S'_i}{S_i} = 1 \times \frac{\mu_i \cdot \frac{1}{2} \cdot W_i}{1 \cdot \frac{1}{2} \cdot W_i} \quad (5)$$

となる。

そこで、このメンバシップ関数が正規化されている状態を基準にして、それぞれのメンバシップ関数における単位面積当たりの情報量を d_i とすると、 d_i は

$$d_i = \frac{g_i}{S_i} = \frac{S'_i}{S_i \cdot S_i} = \frac{1 \cdot \mu_i}{\frac{1}{2} \cdot W_i} = \frac{2 \cdot \mu_i}{W_i} \quad (6)$$

が得られる。この d_i は、メンバシップ関数の持つ情報量の密度に相当することになる。

ここで、前述と同じ中心 C_i 、幅 W_i 、適合度 μ_i のメンバシップ関数を考える。従来のモーメント法と異なる点は、力 f_i の代わりに情報量の密度 d_i を考えることにある。いま、それぞれの中心で単位面積当たりの情報量 d_1 、 d_2 、 $\dots$ 、 d_i が生じているとすると、正規化されたメンバシップ関数の面積が小さければ、そのメンバシップ関数の持つ単位面積あたりの情報量が多くなると考えられる。モーメント法同様に各 d_1 、 d_2 、 $\dots$ 、 d_i と、1つの情報量の密度 Σd_i とが釣り合う1点が、台集合に存在することになる。

この点を y とすると、

$$y = \frac{\Sigma(d_i \cdot C_i)}{\Sigma d_i} \quad (7)$$

が求まる。これに式(6)を代入すると、

$$y = \frac{\Sigma(\frac{\mu_i}{W_i} \cdot C_i)}{\Sigma \frac{\mu_i}{W_i}} \quad (8)$$

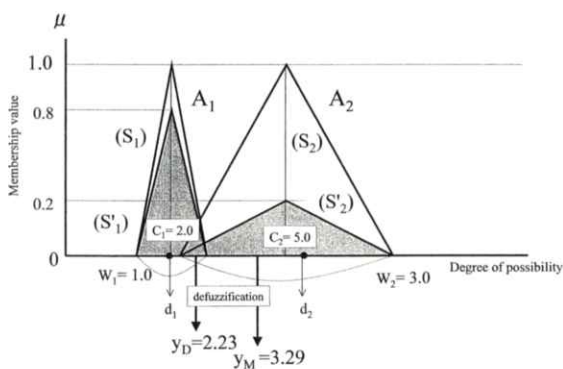


Fig.2 Comparison of defuzzification by moment method (y_M) and density moment method (y_D).

となる。

ここで、実際の計算例として、Fig.2に示すような値で与えられる二つの後件部メンバシップ関数を考える。このとき、従来のモーメント法で計算すると、式(3)より、

$$y_M = \frac{(1 \times 0.8 \times 2) + (3 \times 0.2 \times 5)}{(1 \times 0.8) + (3 \times 0.2)} = 3.29$$

となる。

一方、密度モーメント法の計算は、式(8)から

$$y_D = \frac{(0.8/1 \times 2) + (0.2/3 \times 5)}{(0.8/1) + (0.2/3)} = 2.23$$

となり、算出された値 y_M と y_D は非ファジィ化の方法によって異なる結果を示している。この場合、 y_M に比べて y_D の方が、あいまいさの少ないメンバシップ関数の方に、依存しているのが分かる。

4. 密度モーメント法を用いた数式モデルの検討

4.1 検討方法

密度モーメント法の有用性を一般的に示すために、シミュレーションによる検討を行った。最も簡単なモデルとして、一次式である「 $2X + Y = Z$ 」という数式モデルを設定した。

このシミュレーションに用いたモデルの条件を以下に示す。

条件式 $2X + Y = Z$,

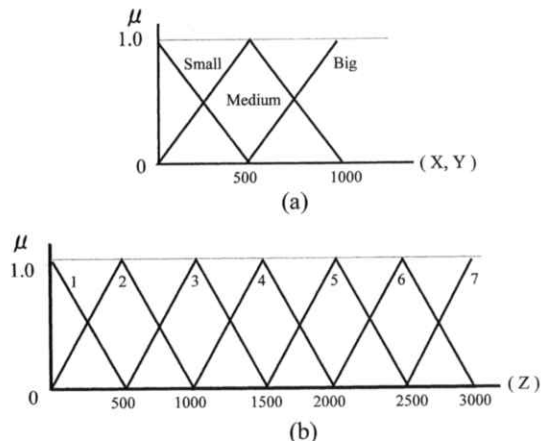


Fig.3 Membership functions of antecedent (a) and consequent (b) in a mathematical model.

$X \backslash Y$	Small	Mid	Big
Small	1	2	3
Mid	3	4	5
Big	5	6	7

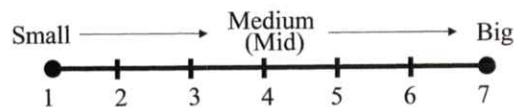


Fig.4 Rule of mathematical model.

領域 $0 \leq X \leq 1000, 0 \leq Y \leq 1000$

∴ 値域 $0 \leq Z \leq 3000$

このメンバシップ関数をFig.3に示す。Fig.4はこのファジィ推論におけるプロダクションルールを表しており、例えば

If X is 小さい and Y is 大きい then Z is 3 となる。このとき、Fig.4のランク1～7は、1が最小で7が最も大きくなっており、Fig.3に示している後件部のメンバシップ関数の1～7にそれぞれ対応している。

しかし、これらシミュレーションは、「 $2X + Y = Z$ 」というルールを想定してはいるが、あくまで

もこのルールは不明であるとして、ファジィ推論を行う。つまり、

$X=50, Y=700$ ならば, $Z=800$

$X=300, Y=550$ ならば, $Z=1350$

$X=850, Y=400$ ならば, $Z=2100$

といった事実のみをもとに、ルールを作成しファジィ推論をしている。そして、従来法であるモーメント法と、今回提案した密度モーメント法との出力を比較検討した。

4.2 推論過程

Fig.5に、 $X=300, Y=600$ におけるファジィ推論の過程を一例として示す。XとYの2つのインプットから、「 $2X+Y=Z$ 」というルールを用いて、Zというアウトプットを求めている。つまり入力された値は、前件部 (antecedent) メンバシップ関数で適合度が決定され、その適合度によって後件部 (consequent) が圧縮される。この得られた後件部メンバシップ関数を複数個集合させること

により、台集合を形成する。

このとき、「Min-Max法」を適用しており、推論のためのファジィ集合は、前件部メンバシップ関数 X_{300}, Y_{600} の高さの小さい方の値 $[\mu(X_{300}) \wedge \mu(Y_{600})] (\wedge = \min)$ で後件部の上部をカットすることにより得られる。これより得た後件部メンバシップ関数を合成 $[\mu(2) \vee \mu(3) \vee \mu(4) \vee \mu(5)] (\vee = \max)$ することにより、推論結果の台集合を求めることができる。そして、ファジィデータからクリस्पデータの変換として、この台集合を非ファジィ化することにより、最終結果が算出される [5,9,10]。

4.3 数式モデルにおける結果

『(推論の結果)-(式によって求めた値:真値)』の二乗誤差で比較すると、従来のモーメント法 8.77×10^6 に対し、密度モーメント法では 1.44×10^6 と約1/6であった。この結果を具体的に示すため、両者の差を三次元グラフとして表した。つまり、

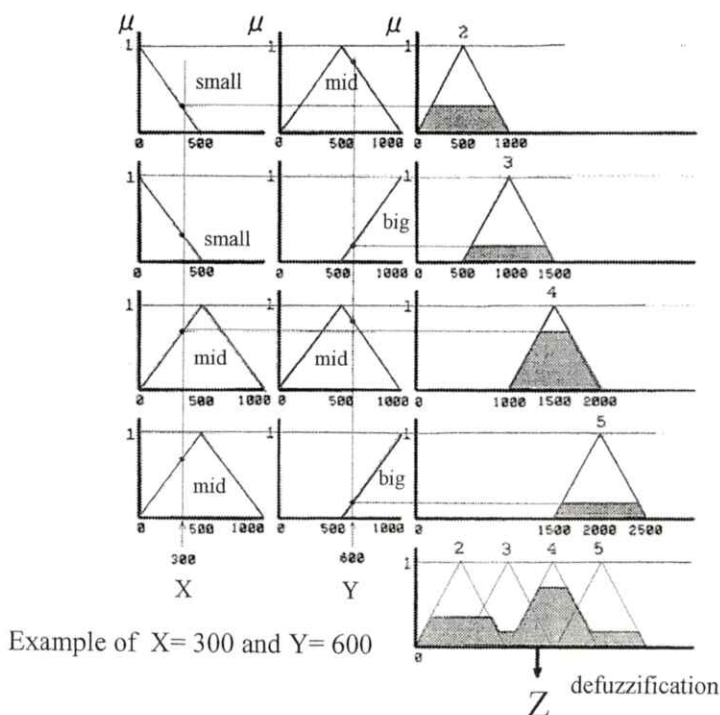


Fig.5 Process of fuzzy inference.

い、「中程度」、「低い」の3つのファジィ集合で表すことにより、メンバシップ関数の同定を行った。同定方法は社会的通念に基づいて、複数の一般人の主観的判断と、放映される天気予報から決定した。後件部メンバシップ関数は、湿度と最低気温は晴、曇、雨に対応する「高い」「中程度」「低い」のファジィ集合で表され、気圧に関しては雨における「低い」だけで表した。メンバシップ関数の決定に際しては、過去4年間の度数分布表を基に作成し、それぞれのチューニングを行うことにより同定した。

検討方法は、得られたメンバシップ関数を用いて従来法と密度モーメント法でファジィ推論を行った。今回の従来法はモーメント法ではなく、重心法 [12] を用いた。その理由としては、モーメント法より重心法の方が広く汎用されているため、このような実例モデルで比較する場合、一般的な方を適用することで、密度モーメント法との違いがより明確になると考えられる。両者の相違点は、最終出力である非ファジィ化の方法が異なるだけで、そのほかは全て同じものを用いている。そして、実際の天気と推論から得られた天気とを比較して、一致した場合を正解とすることで、従来法および密度モーメント法との正解率について検討した。

5.2 気象モデルにおける結果

結果をFig.8に示す。算出された正解率は、従来法61.3%に対して密度モーメント法は68.6%と後者の方が良い結果となった。全体的にはいずれも60%台であったのは、「データの的には明らかに雨であるが、実際は晴れである。」というような予想の難しいデータが比較的多かったことが挙げられる。また、晴や雨のデータにははっきりとその時の特徴が見られるが、曇の場合はそれが明瞭に現れないことも影響しているものと考えられる。

得られたデータの正誤のパターンは、「従来法、密度モーメント法ともに正解したのが61.3% (76/124)」「密度モーメント法のみ正解7.3% (9/124)」「従来法、密度モーメント法ともに不正解

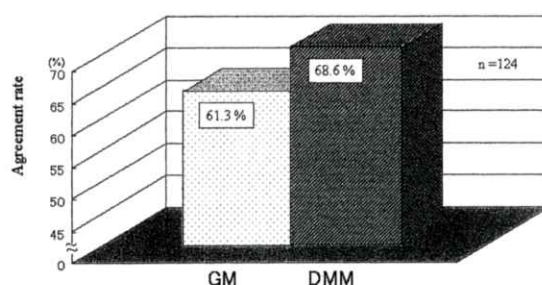


Fig.8 Result of weather forecast system in fuzzy inference.

GM: gravity method. DMM: density moment method.

Table 1 Examples of input-output data in weather forecast system and real weather on the three days.

		1-Jan	5-Jan	23-Jan	(1989)
Computer Input					
Lowest temperature (°C)		5.3	2.1	6.1	
Humidity (%)		66	55	77	
Atmospheric pressure (hPa)		1016.5	1024.1	1003.7	
Computer Output					
Fine	GE	0.465	● 0.801	0.222	
	DMM	0.451	● 0.831	0.139	
Cloudy	GE	● 0.568	0.392	0.374	
	DMM	0.632	0.346	0.355	
Rainy	GE	0.511	0.262	● 0.722	
	DMM	● 0.716	0.191	● 0.792	
Weather on the day		Rain	Fine	Rain	

GM : gravity method
DMM : density moment method

● : Result of computer

31.5% (39/124)」の3つのケースである。換言すれば、従来法のみが正解したケースはなかったことになる。つまり両者の正解数の差9は、そのまま密度モーメント法のみが正解した数に相当する。

1989年1月のデータを例にとれば (Table 1), 5日のデータは最低気温, 湿度, 気圧共に低く, 典型的な晴れを示している。両者の出力はともに晴と診断し, 特に問題は見当たらない。また23日のデータも雨の特徴がよくでており, 判定結果も両者ともに雨と一致した診断をしているが, 得られた出力データそのものには, 微妙な違いがある。5日は実際晴であり両者ともに正解であったが, その度合を示す値は従来法0.801, 密度モーメント法0.831であり, 密度モーメント法の方が高い

数値を示している。また逆にそれ以外の値は、曇、雨ともに密度モーメント法の方が低い数値を示している。同様に23日の場合も密度モーメント法は、正解である雨の値はより高く、それ以外の値はより低くなっている。これは密度モーメント法の方が、はっきりとした判断を下しているということになる。このように密度モーメント法の特徴は、入力値に敏感に反応するために、明解な診断をすることができる。これに対し従来法はある程度あいまいさを残して、無難な結果を得ようとする方法であると考えられる。

一方、1日のデータはこのあいまいな傾向が、従来法の結果に悪影響を及ぼしているケースである。密度モーメント法は、雨の度合が曇に比べて0.074高く算出し、雨と判断しているため正解している。しかし従来法は雨と曇の度合の大きさが逆転して、曇と判断してしまい不正解である。これは従来法の持つあいまい性の大きい性格が、もたらしたと考えられる。この日の最大値から最小値を引いた度合の差は、密度モーメント法が0.265に対し、従来法は0.113と半分以下で、ずっと狭くなっている。これは従来法の出力が0.5付近に集中しており、その結果、判断がはっきりしないあいまいな診断となっている。ファジィ推論の長所は、このあいまいさを残したまま結果を得られるところにある。しかし、従来法のようにあいまいさを含み過ぎると、前述したような弊害を招く恐れがある。このためファジィ推論を行う際は、あいまいさの度合にも限度があることを考慮すべきであろう。特に医療分野への応用を考える時、従来法のこのあいまいさは大きな問題点として残ってくる。

6. 考 察

数値モデルおよび気象による実例モデルの結果から、ファジィ推論の最終出力は、推論後のメンバシップ関数における非ファジィ化の計算方法によって、異なることを示している。医療分野でのメンバシップ関数は、専門医によって同定される。そのため、医師の確信度が最も高い場合のメンバ

シップ関数は、適合度 μ の高さを持っていながら、直線のように面積のほとんどない形を示す。このとき面積に依存する非ファジィ化を行えば、医師の確信度が高いにも関わらず、そのメンバシップ関数は無視されることになり、得られる結果は医師の推論過程と明らかに異なってくる。そこで本論文で用いたモデルでは、メンバシップ関数の面積による計算ではなく、情報量に依存するような計算をすれば、正しい値により近くなる可能性を示している。これは、医療診断における推論結果が、医師の確信度の高い方へ導かれることにつながってくる。

非ファジィ化の計算については、大別して2つの方法がある。すなわち、メンバシップ関数の面積の中心を求める方法(COA: Center of Area method)と、メンバシップ関数の最大値の平均を求める方法(MOM: Mean of Maxima method)が存在する。今回われわれが提案している方法は前者に含まれ、推論から出力されたファジィ集合の平均合成を仮定して導出している[8]。

このCOA非ファジィ化を行う場合、Fig.9のようなメンバシップ関数の形から非ファジィ化が行われているが、この際にどのようなデータが利用されているのかを考えてみると、

- ・ MFの中心の位置 (C)
- ・ MFの中心から右の幅 (W_R)
- ・ MFの中心から左の幅 (W_L)
- ・ MFの高さ (μ)

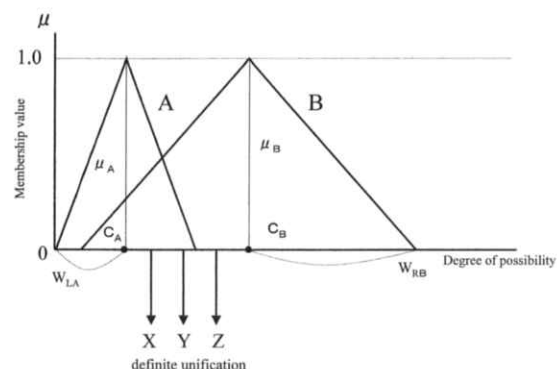


Fig.9 Output of making defuzzification.

の4項目が挙げられる。この他に、メンバシップ関数の形による違いがあるが、ファジィ推論においては、通常計算が簡単に行える三角形タイプを使用することが多い。

上記の4つの値が複数のメンバシップ関数についてそれぞれ求まるが、ほとんどの非ファジィ化の方法がこれらの値のみを用いて計算されている。Fig.9の場合、非ファジィ化の値が、A、Bそれぞれのメンバシップ関数の中心 C_A, C_B の間のどこかに来るかは簡単に推測できる。ではいったい、その位置は次のどこに来るかを考えてみると、

- ・Xの位置：メンバシップ関数A近傍
- ・Yの位置：メンバシップ関数AとBの中央
- ・Zの位置：メンバシップ関数B近傍

となる。つまりこの問題は、そのままAとBのどちらのメンバシップ関数を重視するかに相当する。その位置はより重視するメンバシップ関数の方に寄る必要があるため、それぞれのメンバシップ関数についての重視度に相当する何らかの値を求め、その値の比率によって非ファジィ化後の位置、すなわち出力値を求めることになる。

ここで問題となるのは、どのような方法を用いてその重視度を求めるかである。換言すれば、メンバシップ関数のどの要素を重視度に対応させるかである。このことがそのまま、非ファジィ化の方法の違いや特徴となって現れているのである。例えば、ファジィ制御によく利用される重心法やモーメント法では、メンバシップ関数の面積をその重視度としている。この方法を用いて非ファジィ化を行った場合、求める非ファジィ化の値は必然的に面積の大きいメンバシップ関数の方へ寄ることになるため、緩やかな人間的な制御が可能となる。しかし、医療用推論の場合は前述したように、あいまいさを多く含む面積の大きいメンバシップ関数より、正確な情報側に寄せて出力する必要がある。そのため、今回の密度モーメント法のように、面積よりも情報の質を重要視するような計算がなされるべきである。

また、Mizumoto [12] と Kosko [13] らは、マムダニ法におけるMax演算子では、推論出力ファ

ジィ集合（台集合）の重複部分の補正を無視していると、その欠点を指摘している。そのため、算術平均合成の代わりに単純な和を取ることににより、その問題点を補おうとしている。これは、COA非ファジィ化の規格化をすることにより、台集合の単純な和合成と算術平均合成の非ファジィ化の値が同じになるからである。しかしこれらはあくまで制御を対象とした非ファジィ化であるため、われわれが目指している医療診断への適応については、指摘している問題点が解決されていない。ところが密度モーメント法は、合成されるメンバシップ関数を独立したものとして捉え、それぞれのベクトル積と定点からの位置ベクトルが釣り合う点を出力している。そのため台集合の重複部分は、考慮していることになり、推論する上で理にかなっていると考えられる。

一方、最近になってこのようなマムダニ法の応用ではなく、推定の否定とその結果の離接原理的な規則の解釈に基づく「論理的法」と呼ばれる方法 [14] が提唱された。これは個々のルールを合成するのに結合規則を用いるため、計算は複雑になるがエキスパートシステムに向いていると言われている。これはマムダニ法のMin-Maxに対してMax-Minで推論するため、前者の欠点であるあいまいさの中に含まれる特別情報を識別できない点や、全ての入力空間にわたるルール推定ができない点がある程度補っている [15,16]。しかし、今回のわれわれの研究目的は、最も一般的なマムダニ法の非ファジィ化において、医療診断に適する方法を考案することであり、このような意味において本研究は重要であると考えられる。

非ファジィ化の方法が、前述しているように種々にわたって開発されてきた背景は、診断に適した方法がいかに難しいかを示している。通常、制御については得られた結果をフィードバックし、試行錯誤でシステムが完成される。それに対し医療診断の場合は、システムとして一度の推論で結果を出さなければならないため、制御のように出力からフィードバックすることは困難である。この違いが最終出力である非ファジィ化の方法に、

大きな相違点として現れてくるものと考えられる。

今後の検討課題として、本法を実際の医療用システムにおいて応用し、その有用性を検討する必要がある [17]。医療診断のエキスパートシステムとしては、柔軟な構造を持った推論に、時代の方が向いているのは間違いないであろう。非ファジィ化についても、mamダニ法と論理的法の両者を合わせたCFR (Compromise Fuzzy Reasoning) 法も研究されている [8]。本法はこれらとの比較が必要であり、その中で問題点を整理し、改善していかなければならないと考える。

7. 結 論

本論文では、mamダニ法における医療診断に適すると期待できる非ファジィ化の方法として、密度モーメント法と呼ぶ新しい方法を提案した。その特徴を検討するために、数式モデルと気象による実例モデルで解析を行った。その結果、本法は両方のモデルで、従来法に比べて正しい解との一致率が高く、良好な結果を示していた。ゆえに密度モーメント法は、医療診断に適すると期待できる一方法であることを示唆した。

謝 辞

最後に、本研究に対して多大な協力をいただいた元大阪工業大学浅居研究室の松田揚三氏、和田博史氏、黒田賢一氏に厚く御礼申し上げます。

文 献

- [1] Zadeh LA: Outline of a new approach to the analysis of complex system and occasion process, IEEE Trans. Systems, Man and Cybernetics, 3, 25-45, 1973.
- [2] Zadeh LA: The role of fuzzy logic in the management of uncertainty in expert system, Fuzzy Sets and Systems, 11, 255-262, 1983.
- [3] 浅居喜代治, 寺野寿郎, 菅野道夫 共編: ファジィシステム入門, 39-66, オーム社, 東京, 1990.
- [4] Siler W M, 崔 霖 (訳): ファジィエキスパートシステム理論と実践, 135-148, 電気書院, 東京, 1990.
- [5] Mamdani E and Assilian S: An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic controller, Int. J. Man-Machine Studies 7, 1-13, 1975.
- [6] Takagi T and Sugeno M: Fuzzy identification of system and its application to modeling and control, IEEE Trans. Systems, Man and Cybernetics, 15, 116 - 132, 1985.
- [7] Mizumoto M: Fuzzy controls under various approximate reasoning methods, Proc. Second IFSA Congr., Tokyo, 143 - 146, 1987.
- [8] Yager R, Zadeh L Ed. 浅居喜代治監訳: ソフトコンピューティング, 1-29, 海文堂, 東京, 1998.
- [9] 馬野元秀: ファジィエキスパートシステムの現状と展望, ファジィ学誌, 2(2), 115-124, 1990.
- [10] 浅居喜代治, 寺野寿郎, 菅野道夫 共編: ファジィシステム入門, 139-148, オーム社, 東京, 1990.
- [11] 町田直: 気象月報, 財団法人日本気象協会編, 1989-1992.
- [12] Mizumoto M: Min-max-gravity method versus product-sum-gravity method for fuzzy controls, Proc. Fourth IFSA Congr., Brussels, Engineering Part, 127-130, 1991.
- [13] Kosko B: Neural networks and fuzzy systems, Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall, 1991.
- [14] Yager R: Expert systems using fuzzy sets, In an introduction to fuzzy logic applications in intelligent system, Yager R and Zadeh L, Ed. Norwell, MA, Kluwer, 27-44, 1992.
- [15] Yager R: Hierarchical representation of if-then rules, Proc. Fourth Int. Conf. Inform., Process. Manage, Uncertainty, Palma de

- Majorca, Spain, 677-682, 1992.
- [16] Yager R: Alternative structures for knowledge representation in fuzzy logic controls, In Fuzzy Control Systems, Kandel A and Langholz G, Ed. Boca Raton, FL. CRC Press, 99-137, 1993.
- [17] 片渕哲朗, 浅居喜代治, 藤田広志: ファジィ推論における非ファジィ化の検討—密度モーメント法を用いた支援診断への応用—, 医画情誌, 18(1), 31-38, 2001.

[論文]

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

片渕 哲朗, 浅居 喜代治[†], 藤田 広志^{††}

国立循環器病センター放射線診療部・〒565-8565 大阪府吹田市藤白台5-7-1

[†]大阪工業大学経営工学科・〒535-0002 大阪市旭区大宮5-16-1

(現 大阪府立大学名誉教授)

^{††}岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(2000年7月21日, 最終2000年8月8日受理)

Investigation of Defuzzification in Fuzzy Inference : Application of Density Moment Method to Computer-aided Diagnosis System

Tetsuro KATAFUCHI, Kiyoji ASAI[†] and Hiroshi FUJITA^{††}

Department of Radiology, National Cardiovascular Center
Fujishiro-Dai 5-7-1, Suita-shi, Osaka 565-8565, Japan

[†]Department of Industrial Management, Osaka Institute of Technology
Ohmiya 5-16-1, Asahi-ku, Osaka-shi 535-0002, Japan

(Currently with the Professor Emeritus of Osaka Prefecture University, Osaka)

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

(Received July 21, 2000, in final form August 8, 2000)

Abstract : We previously proposed a defuzzification method, which is called the density moment method (DMM) and the method is expected to be useful for medical diagnosis. In this study, an application of this DMM was attempted to construct a fuzzy computer-aided diagnosis system for the coronary artery disease in the cardiac nuclear medicine. We examined whether this defuzzification method was suitable for the medical diagnosis by comparing the conventional methods (the gravity and the moment methods) with the DMM using 500 cases of the clinical cases. As a result, the DMM indicated higher diagnosis agreement rate relative to the specialist than conventional methods and the DMM diagnosed more accurately than other methods. Therefore, it was concluded that the construction of highly reliable computer-aided diagnosis system would be possible using the DMM.

Key words : fuzzy inference, defuzzification, density moment method, computer-aided diagnosis system, coronary artery disease

1. はじめに

近年, 医学の発達はめざましいものがあり, 従来では得られなかった数多くの情報が得られるよ

うになった。しかし, それらのデータを統合し, 診断するのはあくまで医師であり, その熟練度によって診断能が異なってくる。そのため, 知識工学の研究から医師の意思決定を支援することを目

入力項目のうち、まずECG (+, ±, -) とCP (+, -) をそれぞれの組合せによって6種類に分類している。そして、各組合せにおいて、診断結果を正常 (Normal), 冠動脈1枝障害 (SVD), 冠動脈多枝障害 (MVD) の3種類に分けて出力する。メンバシップ関数は6×3の18種類について後件部を作成している。次に連続値であるLUは、前件部と同様に経験豊かな医師の主観的判断に基づいて、それぞれの診断結果の項目について「高い」、「中程度」、「低い」という前件部のメンバシップ関数に対応した3種類のファジィ集合で表している。また、DPに関しても同様に、「中程度」、「低い」の2種類のファジィ集合で示している。

情報の流れは、まず入力データよりLU, DPの値を、前件部のメンバシップ関数に対して入力を行い、この入力部に対する前件部のファジィ集合の適合度を求める。そして後件部では、前述したようにECGとCPの組合せによって場合分けを行い、前件部から得たLU, DPの適合度を入力する。算出されたファジィ集合を1つの台集合に統合して、非ファジィ化を行う。

出力部では、推論部で求めた推論結果をNORMAL, SVD, MVDそれぞれの可能性の度合とし

て出力する。

3.2 検討方法

3.1で示したシステムの推論結果から、確信度の最も高い値を示した病変を本システムの解答とした。確信度は0から1.0間の値で出力され、1に近づくに従い、可能性が高いことを示している。

ここで、最終出力を得るときの非ファジィ化を、従来からの重心法 (GM), モーメント法 (MM) とわれわれが提案している密度モーメント法 (DMM) の異なる3つ方法で出力する。文献 [6] と異なる点は、前回の検討ではDMMだけの結果から臨床的考察を行っているのに対し、今回は3種の非ファジィ化を用いることにより、その導出方法が異なることで出力結果がどのように変動するかを調べている。

検討方法は同一患者の結果を各方法で比較し、その正診率からファジィ医療支援診断に適する非ファジィ化の方法を調べた。対象は、診断結果が既知の症例500例を無作為に抽出した。また、SVDは左冠動脈前下行枝、左冠動脈回旋枝、および右冠動脈の何れか一つのみに障害を受けた場合で、DVDはこれら複数血管もしくは全てに障害が存

Table 1 Results of fuzzy computer-aided diagnosis systems with three methods in coronary artery disease

n = 500 (cases)

	GM	MM	DMM
Agreement Rate	58.8% (294)	60.8% (304)	62.2% (311)
False Negative	8.4% (42)	7.6% (38)	8.4% (42)
False Positive	8.6% (43)	9.2% (46)	8.6% (43)
Result:SVD, Truth:MVD	13.0% (65)	13.4% (67)	11.8% (59)
Result:MVD, Truth:SVD	11.2% (56)	9.0% (45)	9.0% (45)

GM : gravity method

MM : moment method

DMM : density moment method

在する場合とした。

3.3 結果および考察

本システムの診断正解率をTable 1に示す。専門医との一致率は、GM58.8%、MM60.8%、DMM62.2%とDMMが最も高かった。一致しなかった内訳を見ると、異常を正常と指摘した症例(False Negative: FN)はGM、DMMが8.4%、MMは7.6%、正常を異常と指摘した症例(False Positive: FP)がGMとDMMは8.6%に対し、MMが9.2%であった。SVD、DVDについては、障害を指摘したにもかかわらず、専門医との診断と障害枝数では一致しなかった症例である。この場合においても、SVDをMVDに、またMVDをSVDに判断した症例は、DMMが最も少なかった。

DMMと従来法をそれぞれ比較すると、まずGMとDMMでは、全ての症例においてDMMの方が、同等もしくは上回っていた。今回の推論はメンバーシップ関数の合成において、Min-Maxをとっているため、GMでは大きな面積の方に依存する。両者の相違点は台集合の面積に対する依存度であり、この違いが推論結果として現れた。面積が大きければそれだけ不確実性が増すため、例えば面積が小さくても、より正確な方に依存しなければならない医療用推論の特徴が、示されている。

次にMMとDMMの比較では、後者の方が正解した数が7例多かった。MMはメンバーシップ関数の幅とピークに依存している。したがって同じ適合度であれば、より幅の広い中心(ピーク)の値に引っ張られるため、GMと同様のことが起こり、診断がより不正確な方向に寄ってしまう可能性がある。そのためGMほど大きくはないが、DMMより正解率が低下している原因だと考えられる。しかし、FNではDMMの方が4例多く誤認識していた。このMMでFNの数が減ったのは、推論方法の違いによるものと考えられる。MMの方があいまいさを多く含んでいるため、微妙な出力結果のとき、確信度を高めるより、あいまいさを残して結果を得ようとするためである。ここでFNにおいて診断結果が逆転した内訳を見ると、ほとん

どが同等に近い値であった。つまり正常とSVDの出力結果が0.001~0.01の範囲であり、特にECG(一)とCP(一)でLUが27前後、DPが25000前後の症例で、このような結果となった。一方で、結果の確信度は、下2桁の値が1前後に増減したに過ぎない。これは病変の決定に最終出力が0.01でも高ければ、そのシステムでの診断としたために起こったものである。これは今回の評価方法の問題点であり、確信度が大きく違う結果と微妙な違いの場合を分けて、評価する必要があると考えられる。したがって、前述した入力値はSVDと正常の分岐点であり、この4つの入力で、診断するには専門医でも非常に困難である。このような入力から考えられる出力結果としては、正常と異常の境界にあり、これが本システムの限界であろう。

しかし、本システムは、あくまで単独で使用するものではなく、画像診断の支援システムである。最終的な診断は負荷心筋イメージと統合して行うもので、画像情報に付加価値をもたらすシステムである。コンピュータ支援診断システムとして考えるならば、最終的に医師に提供する情報は、画像診断と本システムが融合された結果である。現在のところニューラルネットワークによる画像診断支援システムの正診率は約80%であり[4,5]、本システムと合わさることで、推論過程が医師の思考に近くなって、最終的なシステムの結果がよりレベルの高いものになると考えられる。

4. 密度モーメント法の特徴と問題点

DMMは前述したように非ファジィ化の一方法であるが、医療診断において本法がなぜ適しているかを考察する。第一に、ファジィ推論においては後件部のあいまい性を生かせることにある。つまり、正規化されたメンバーシップ関数の面積が広ければあいまい性が高く、逆に狭ければあいまい性が少ないと考えられる。このことは医療診断において、面積が小さいほど診断の信頼性が高いことを示している。また、逆に面積が広ければ、それだけ診断の信頼性が低いと考えられる。したがって、医療診断においては、非ファジィ化の値が

当然ながら、診断の信頼性の高い方に依存しなければならない。従来のGMおよびMMではメンバシップ関数の面積の広い方に依存するため、診断がよりあいまいになってくる。

制御では、後件部の面積をそれぞれ一定にしていることが多いため、このような問題が起こらなかった [16]。しかし本研究において、医師の経験から得るメンバシップ関数は、全て同じ面積で表されない。そのため、従来の制御用の非ファジ化法 (GMおよびMM) では、この診断に適さない例が生じた。このようなことが起こる背景は、医師にとって各入力値から、得られる結果に対する重みが、それぞれ異なっているためである。したがって、従来法を用いて医療診断のようなシステムを構築するのは、医師の推論過程と乖離するため、現実には則していないと考えられる。実際に今回の500例のデータを見たとき、ほとんどの例でDMMが専門医との一致率が高いという、良好な結果を得ていた。このような意味においても、DMMがより医療診断に適している手法であると示唆される。

しかし問題点として、メンバシップ関数によって得られる結果が、大きく変動する。DMMは、後件部のメンバシップ関数のあいまいさを従来法よりの確に表現できる手法である。確かに、DMMは臨床データを用いた支援診断システムの結果が、医師の診断と一致している場合は、非常に確信度の高い数値として示される。反対に医師の診断結果と異なる場合、その値は比較的大きく違ってくることにもなる。つまりDMMの性格上、われわれが同定したメンバシップ関数が必要以上に尖鋭で、診断結果においてあいまい性の除去が、従来法に比べて過剰になった。またDMMは適合度を質量として考え、メンバシップ関数の面積で割っているため、この2者が両方とも変数となる。そのため、この2変数の関係をはっきりと把握しておかなければ、結果に及ぼす影響は大きい。

今回は、このメンバシップ関数を熟練医師の経験に基づいて作成し、500例の臨床データによって様々なチューニングを行った。しかし、このチ

ューニングは試行錯誤の中で行ったため、定量性を持っていない。実際には、入力と出力に対する関係が医師でもはっきりしておらず、われわれでもそれを把握することは難しい。そのため真実のメンバシップ関数は、どうなっているか現段階においてわからない。これらは別の工学的手法を用いて、より定量的に行う必要があり、今後の課題として考えたい。

今後の提案として、GMとDMMの長所だけを取り入れた手法が考えられる。つまりモーメントから算出される方法の問題点は、非ファジ化する際の代表値を、メンバシップ関数の中心値で得ているために、形が変わってもその代表値は変わらない。したがってメンバシップ関数の形による特徴は、生かされないことになる。逆にGMにおいては、同一面積のメンバシップ関数であっても、形が変化すれば値は変わってくる。しかしGMでは、複数のメンバシップ関数が重なったとき、その重なりが無視されることになる。

そこで、基本的にはDMMと同じように、メンバシップ関数を理想的な剛体として捉え、複数のメンバシップ関数の新たな要素である情報密度ベクトルの総和と、台集合の釣り合う点で非ファジ化を行う。その際の各メンバシップ関数の代表値を計算するときに、面積の重心から各ファジ集合の位置計算を行う方法を用いる。そうすれば、従来法と本法の特徴を生かすことができ、前述した問題点がある程度改善するものと考えられる。そしてこの方法は、様々なメンバシップ関数や、ファジ関係に対応できる可能性もある。

最後に、ファジ推論における非ファジ化について、まとめると以下のようなになる。

従来法

- 数多くのケースに対応する柔軟性があるといえる。
- 微妙なデータを与えられるとあいまいさが優先し、正確な判断を下せない恐れがある。
- 適合度よりも、メンバシップ関数の面積に依存する割合が多い。

- 後件部のメンバシップ関数は、「均等」なものを用いるのが原則である。
- フィードバックシステムなどを対象としたファジィ制御に向いている。

密度モーメント法

- あいまいさを残しながらも、ある程度明確な結果を得ることができる。
- 後件部メンバシップ関数の持っている情報を、従来法よりの確に表現できる。
- 適合度を質量として考え、メンバシップ関数の面積で割っているため、この2者が変数となる。
- 後件部のメンバシップ関数は、その形にとらわれず自由に決定できる。
- 入力データの変化に対する反応が敏感であり、離散的に結果を求める診断型ファジィ推論に向いている。

5. 結 論

今回われわれは、虚血性心疾患の心臓核医学診断において、マムダニ型ファジィ推論の適用を試みた。このファジィ推論を行う過程での非ファジィ化の方法で、われわれが提案する密度モーメント法と、従来からある重心法やモーメント法を用いて比較した。密度モーメント法の推論結果は、従来法に比べて専門医との一致率が高かった。このことから、人間が経験と勘で判断していたあいまいさをファジィ推論によって表現できた。そして心臓核医学の診断において、密度モーメント法はより正しい結果を出力していた。

以上より、信頼度の高い支援診断システムの構築が可能となり、医療情報システムの1つとして、将来的に実現できる可能性が示唆された。

謝 辞

最後に本研究に対して多大な協力をいただいた元大阪工業大学浅居研究室の松田揚三氏、和田博史氏、黒田賢一氏に厚く御礼申し上げます。

文 献

- [1] 小山照夫, 開原成充: 医学診断への知識工学の応用, 計測と制御, 23(4), 353-360, 1984.
- [2] Doi K, Giger ML, Nishikawa RM, et al.: Potential usefulness of digital imaging in clinical diagnostic radiology: Computer-aided diagnosis, J. Digital Imaging, 8(1), 2-7, 1995.
- [3] Fujita H, Endo T, Hirako K, et al.: Development of computer-aided diagnostic system in digital mammography, Proc. of International Conference on Virtual Systems and Multimedia '95, 320-325, 1995.
- [4] Fujita H, Katafuchi T, Uehara T, et al.: Application of artificial neural network to computer-aided diagnosis of coronary artery disease in myocardial SPECT bull's-eye images, J. Nucl. Med., 33(2), 272-276, 1992.
- [5] 片渕哲朗, 藤田広志, 植原敏勇, 他: 複数ニューラルネットワークを用いた心臓核医学のためのコンピュータ診断支援システムの開発, 信学論(D-II), J76-D-II(11), 2436-2439, 1993.
- [6] 片渕哲朗, 浅居喜代治, 藤田広志, 他: 201Ti運動負荷シンチグラフィにおけるファジィ推論を用いた医療診断支援システムの構築, 日放技学誌, 56(3), 377-383, 2000.
- [7] 馬野元秀: ファジィエキスパートシステムの現状と展望, ファジィ学誌, 2(2), 115-124, 1990.
- [8] 吉田勝美: 臨床検査部門へのファジィ理論の応用, ファジィ学誌, 3(3), 406-411, 1991.
- [9] 有田清三郎: ファジィ理論の医用画像診断への応用, ファジィ学誌, 3(3), 412-421, 1991.
- [10] Mizumoto M and Zimmermann HJ: Comparison of fuzzy reasoning methods, Fuzzy

- Sets Syst., 8, 253-284, 1982.
- [11] Siler W M, 崔 霖 (訳) : ファジィエキスパートシステム理論と実践, 135-148, 電気書院, 東京, 1990.
 - [12] 片渕哲朗, 浅居喜代治, 藤田広志 : ファジィ推論における新しい非ファジィ化法の提案—医療分野への応用に向けて—, 医画雑誌, 18(1), 19-30, 2001.
 - [13] Mandani E and Assilian S : An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic controller, Int. J. Man-Machine Studies, 7, 1-13, 1975.
 - [14] Yager R and Zadeh L, Ed. , 浅居喜代治 監訳 : ソフトコンピューティング, 1-29, 海文堂, 東京, 1998.
 - [15] Mizumoto M : Min-max-gravity method versus product-sum-gravity method for fuzzy controls, Proc. Fourth IFSA Congr. Brussels, Engineering Part, 127-130, 1991.
 - [16] Mizumoto M : Fuzzy controls under various approximate reasoning methods, Proc. Second IFSA Congr, Tokyo 143-146, 1987.

[論文]

乳房X線画像における胸筋領域自動抽出法

中川 俊明, 笠井 聡[†], 原 武史, 藤田 広志, 遠藤登喜子^{††}

岐阜大学大学院工学研究科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

[†]コニカ株式会社メディカル&グラフィックカンパニー・〒191-8511 東京都日野市さくら町1

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

(2000年6月3日, 最終2000年11月22日)

Automated Extraction of Pectoral-muscle Region on Mammogram

Toshiaki NAKAGAWA, Satoshi KASAI[†], Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA and Tokiko ENDO^{††}

Graduate School of Engineering, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

[†]Konica Corporation, Medical and Graphic Company, Sakuramachi 1, Hino-shi 191-8511, Japan

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

(Received June 3, 2000, in final form November 22, 2000)

Abstract: We have been developing a computer-aided diagnosis (CAD) system for mammograms. The system detects mammographic masses based on a thresholding technique depending on an automated classification result of mammographic parenchymal patterns. However, it became apparent that the extraction results of pectoral-muscle region had a great influence on the classification categories. In this study, therefore, a new method of extracting the pectoral-muscle region was developed, which divides pectoral-muscle region from mammary region in the mammogram. Pectoral-muscle region was determined on edge-enhanced image obtained by Prewitt filter, by searching a boundary of these two regions. The boundaries in 502 of 513 (98%) were extracted correctly by employing 513 images. These results demonstrated that the new algorithm developed may be effective to improve the performance of our CAD system.

Key words: pectoral-muscle extraction, mammogram, computer-aided diagnosis (CAD), image analysis

1. 背景と目的

われわれは、乳房X線画像検査におけるコンピュータ支援診断 (Computer-Aided Diagnosis, 以下CAD) システムの開発を行っている [1]. このシステムは腫瘍陰影および微小石灰化クラスターの自動検出を行い、診断医の読影の補助を目的とするものである。乳房X線画像上では腫瘍および乳腺領域は濃淡が白く、脂肪領域は黒く描出されることから、腫瘍陰影の自動検出はしきい値法に基づくアルゴリズムを用いている [2]. したがって、腫瘍陰影が脂肪領域に存在する場合は、比較的コ

ントラストが高いので検出は容易である。しかし、乳腺と重なっている腫瘍陰影のコントラストは比較的低下することから、すべての画像に対して同一のしきい値処理で腫瘍陰影を検出するのは極めて困難であった。そこで、乳房X線画像を以下に示すような特徴で分類し、分類結果を基にしきい値の条件を設定し検出処理を行っている [3].

CADシステムの主な対象となる内外側斜位 (Medio-Lateral Oblique, 以下MLO) 方向から撮影された乳房X線画像は、乳腺の退縮程度に応じて、厚い乳腺領域、脂肪領域、胸筋領域に分割することができる。そこで、われわれのCADシス

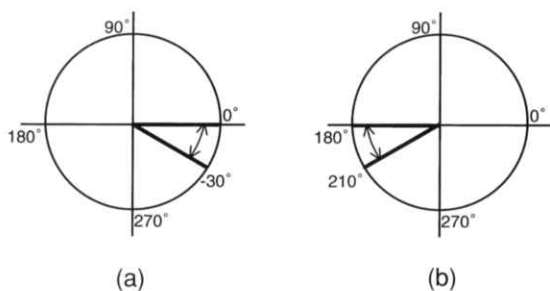


Fig.5 Ranges of searching for left mammo-grams(a) and right mammo-grams(b).

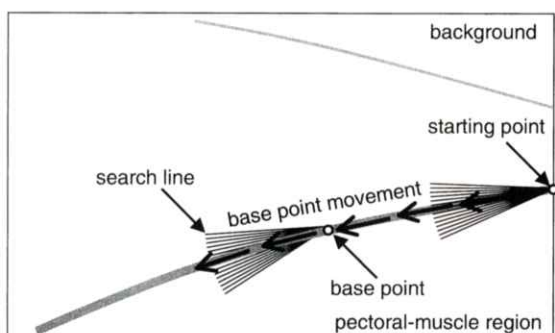
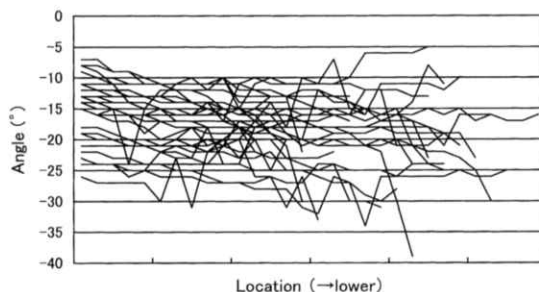
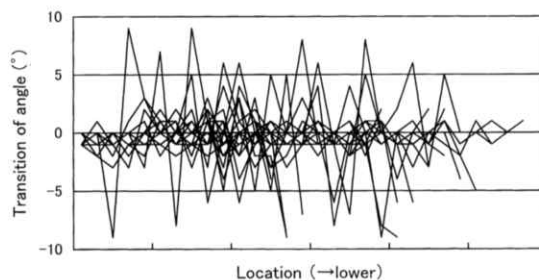


Fig.6 Method of detecting boundary of pectoral muscle for right-breast image.

Fig.4(a)は、画像の端の位置での境界線がスキンラインの高さの10%から90%の位置に存在することを示している。また、Fig.4(b)より、左乳房画像のほとんどの境界線の角度は-30度から0度の範囲内にあることがわかる。これらのことから、左乳房画像に対しては、探索開始点を探索するための基点の移動範囲をスキンラインの高さの10%から90%に、探索線の角度範囲は-30度から0度で刻みを1度とした [Fig.5(a)]. 境界線が上に伸びている画像が存在したが、これらの画像も0度から-30度の範囲での探索で検出が可能であることを確認した。次に、右乳房画像に対しては、左乳房と比べ180度反対に胸筋が存在しているため、探索範囲を180度から210度とした [Fig.5(b)]. また、探索開始点が乳房領域の高さの10%未満の範囲に存在する場合は、胸筋領域の面積が画像分類および腫瘍検出性能へ与える影響が無視できるほど小さ



(a)



(b)

Fig.7 Angle(°) of boundary of pectoral muscle on each region(a) and transition of pectoral-muscle angle(°) (b), which were obtained from 20 MLO left-breast mammograms.

いと判定し、胸筋領域抽出を行わずに処理を終了した。

3.3 境界線の探索

探索開始点の決定後、その点から乳房の下方に向かって基点を移動させ、境界線の探索を開始する。境界線探索は探索開始点の決定処理同様に、探索線を振り子のように動かして行った (Fig.6). 探索を行う角度の範囲は、明瞭な境界線が描出されている左乳房画像20枚を用いて、線分要素の角度を測定し、その結果により設定した。Fig.7(a)は、乳房の下方に位置する境界線の線分要素ほど角度が急になる傾向があることを示している。しかしFig.7(b)では、角度の変化量としてはどの位置の線分要素においても ± 9 度の範囲内であることがわかる。よって、境界線の探索は前探索で決定された境界線の線分要素の角度 ± 9 度の範囲で、

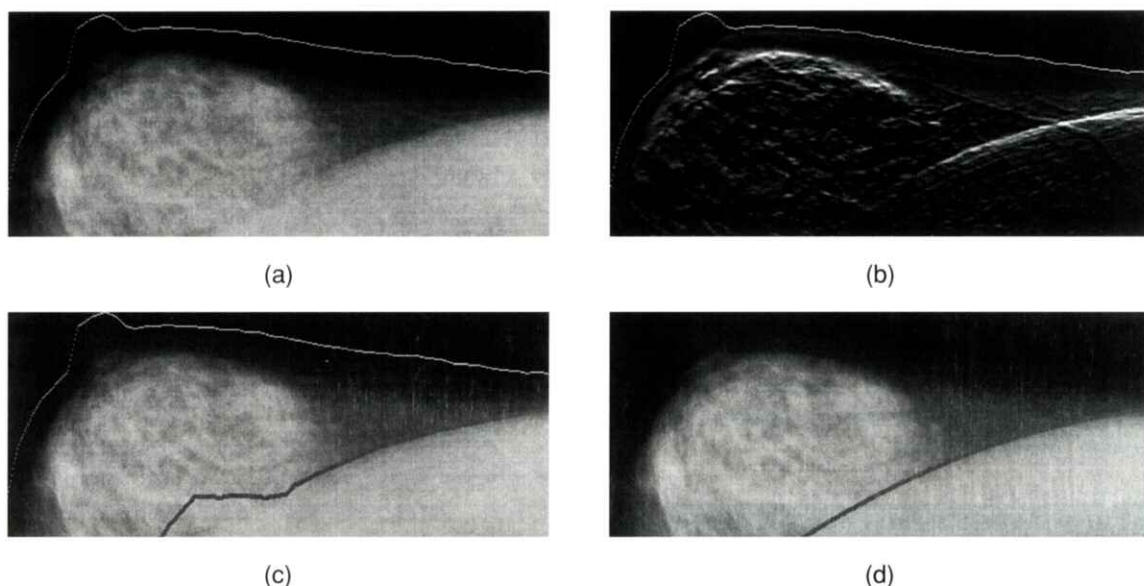


Fig.8 An example of extraction result with unclear boundary. (a) Mammogram. (b) Edge-intensity image. (c) Extraction result using simple detection method. (d) Extraction result with a curve-fitting technique.

1度刻みで行った。

以上の探索処理を，探索線が画像の下端に到達するまで繰り返し実行し，境界線を決定する．探索線の長さは乳房の大きさが画像によって異なるため，画像の横の長さの5分の1と相対的に決めたが，これは経験的に得られた最適な長さである．

3.4 境界線が不明瞭な場合の近似曲線による決定

境界線探索処理は，胸筋と乳房領域の境界のエッジ強度が周囲と比較して高くなることを利用している．そのためFig.8(a)に示すような，胸筋と乳房領域のコントラストが低く境界線が明瞭に画像化されていない領域が存在するケースでは，エッジ画像でも境界線は不明瞭であり [Fig.8(b)]，胸筋領域を正しく抽出できないことがある [Fig.8(c)]．

この問題を解決するために，不明瞭な境界線の箇所は曲線近似により決定（推定，外挿）する処理を追加した．これは，境界線は滑らかな2次曲線である傾向があり，エッジ強度が低い場合でも

ある程度は境界線の推測が可能であるという知識に基づくものである．すなわち，エッジ強度が低い領域では探索処理は行わず，それまでの処理で検出された明瞭な境界線の部分から近似曲線を求め，これを利用して不明瞭な部分の境界線を決定した [Fig.8(d)]．

境界線が明瞭か不明瞭かのエッジ強度のしきい値は，20枚の右乳房画像を用いて，境界線のエッジ強度と視覚的評価により決定した．Fig.9に示す結果から，エッジ強度のしきい値は300とした．境界線は2次曲線であることが多いが，2次曲線で近似した結果が不適当と判定した場合には，直線近似により境界線を決定した．その判定は，通常の場合の境界線は画像の下端に接することを利用し，近似曲線がその条件を満たしているかによった．

4. 結果と考察

本手法の有効性を示すために，513枚の画像を用いて胸筋領域抽出を行った．その結果，正解率は98%（502枚），失敗例は11枚であった．ただし

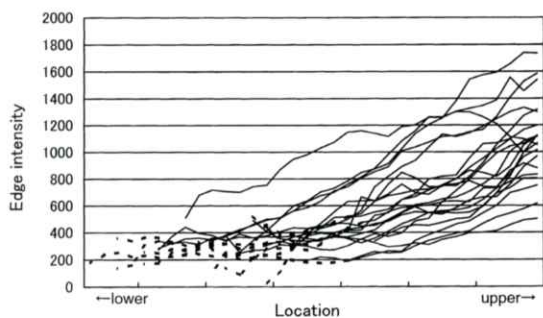
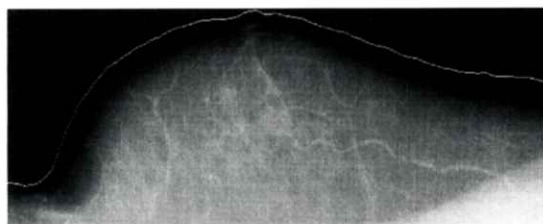
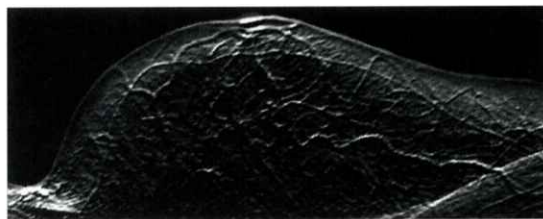


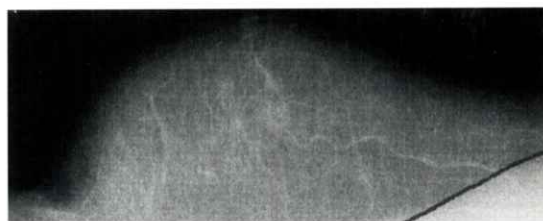
Fig.9 Edge-intensity variation of boundaries of pectoral muscle from 20 right-breast mammograms. Solid curves : clear regions. Dotted curves : unclear regions.



(a)



(b)



(c)

Fig.10 An example of extraction result of a boundary to a mammogram with many blood vessels. (a) Mammogram. (b) Edge-intensity image. (c) Extraction result.

正解としたのは、主観的に決定した境界線である。また、胸筋が描出されていない画像や胸筋領域の面積が小さい画像23枚に対して本処理を適用した結果、「胸筋が写っていない」と正しく判定したのは19枚であった。

Fig.10に示すような、胸筋領域あるいは乳房領域に乳腺や血管のような境界線以外の高いエッジ成分が存在する画像についても、それらに影響されることなく正確に胸筋領域が抽出できた画像が多くあった。この理由は、3.3の探索処理において境界線探索範囲を制限しているためと考えられる。胸筋領域と乳房領域のコントラストが低く、境界線が不鮮明な画像に対しても良好な結果が得られた。これは、境界線を近似曲線により決定する処理が有効であるためと考えられる。

本抽出法で胸筋領域を抽出できなかった画像は11枚あり、いずれも境界が不明瞭である画像か、あるいは特定困難な画像であった。境界不明瞭で失敗した理由として、境界線の濃度勾配が小さい場合、3.2の処理におけるエッジ画像からの探索開始点決定に失敗したためである。胸筋領域と乳房領域の濃度がなだらかに変化をしている画像の境界線は、エッジ画像を用いた本手法での検出は困難であると推測される。

胸筋が写っていない画像23枚に対し、「胸筋領域なし」と正しく判定できなかった例が4枚あったが、このうち2枚は、乳房領域の切り出し処理が失敗していたことが原因である。残りの2枚は、画像の端で300（エッジ強度に対するしきい値）以上となるエッジ強度をもつ陰影が存在し、探索開始点を決定する処理で、これを境界線として誤検出したためである。

このように、多くの画像に対して良好な結果が得られたことから、本手法は乳房X線画像における胸筋領域の抽出に有効な手法であり、これによってCADシステムの性能向上に寄与するものと推測する。

5. まとめ

乳房X線画像における胸筋領域抽出のための新

しい方法を提案した。513枚の画像を用いて抽出を行った結果、98%の抽出率を得ることができた。われわれが構築しているCADシステムは、腫瘍陰影検出処理における乳腺濃度分布による画像分類や、微小石灰化クラスタ検出における胸筋領域内の偽陽性候補の削除処理において胸筋領域の情報を利用して、胸筋領域の抽出が不正確である場合はシステムの性能に悪影響を与えていた。本稿で提案する処理法を用いて胸筋領域を抽出することにより、それらの問題を解決できると期待する。

謝 辞

本研究を実施するにあたり、有益なご意見をいただきましたコニカ(株)の吉村 仁氏、加野亜紀子氏に感謝いたします。また、本研究の一部は、厚生省がん研究助成金（長谷川班、遠藤班）および文部省科学研究費助成金の助成によって行われました。

文 献

- [1] 藤田広志：マンモグラフィにおけるコンピュータ支援診断の現状と将来，日乳癌検診学会誌，8(2)，93-105，1999.
- [2] 松原友子，藤田広志，遠藤登喜子，他：乳房X線写真における腫瘍陰影のためのしき

い値法に基づく高速アルゴリズム開発，Med. Imag. Tech., 15(1)，1-13，1997.

- [3] 松原友子，笠井 聡，関 和泰，他：マンモグラムのためのコンピュータ診断支援システムの開発－腫瘍陰影の自動検出における低濃度領域抽出法の改善－，日乳癌検診学会誌，7(1)，87-101，1998.
- [4] 松原友子，土本多美子，原 武史，他：乳腺濃度の評価に基づくマンモグラムの自動分類法，医用電子と生体工学，38(2)，93-101，2000.
- [5] 山崎大輔，松原友子，原 武史，他：乳腺濃度評価に基づくデジタル乳房X線写真のコンピュータ自動分類法の改良，医画情誌，17(3)，161-166，2000.
- [6] 加藤元浩，藤田広志，原 武史，他：マンモグラムCADシステムにおける乳房領域自動検出アルゴリズムの改良，医画情誌，14(2)，104-113，1997.
- [7] マンモグラフィガイドライン委員会編集：マンモグラフィガイドライン，6-9，医学書院，東京，1999.
- [8] 沢井ユカ，梶田明義，黒田知純：乳がんの診断と治療「改訂版」大阪府立成人病センター編，小山博記監修，25-34，医薬ジャーナル社，大阪，1995.

[論文]

X線画像からの歯牙（前歯部）寸法・形状計測

久納 克敏, 大嶋 雅好, 横田 善夫[†], 鈴木 康生^{††}, 伊藤 稔

工学院大学・〒163-8677 東京都新宿区西新宿1-24-2

[†]横田歯科クリニック・〒374-0054 群馬県館林市大谷町1055-8

^{††}奥羽大学歯学部・〒963-8611 福島県郡山市富田町字三角堂31-1

(2000年10月1日, 最終2000年11月22日受理)

A New Approach for Measurements of Tooth Lengths and Shapes from X-ray Images

Katsutoshi KUNOU, Masayoshi OSHIMA, Yoshio YOKOTA[†], Yasuo SUZUKI^{††}, Minoru ITO

Kogakuin University

Nishi-Shinjuku 1-24-2, Shinjuku-ku, Tokyo 163-8677, Japan

[†]Yokota Dental Clinic

Oya-cho 1055-8, Tatebayashi-shi, Gunma 374-0054, Japan

^{††}School of Dentistry, Ohu University

Aza-Sankakudo 31-1, Tomita-cho, Koriyama-shi, Fukushima 963-8611, Japan

(Received October 1, 2000, in final form November 22, 2000)

Abstract: This paper presents a sophisticated approach for precise measurements of tooth dimensions and shapes by analyzing X-ray images. Exact tooth lengths and shapes are required in the field of the dental treatment. In conventional methods, it has been impossible to obtain exact lengths and shapes from X-ray images because of the image distortion caused by the X-ray perspective projection. In the proposed technique, a small board with 3×5 mark holes at known positions is set on the tooth before the tooth image acquisition. The image is analyzed to calculate lengths and shapes of the tooth utilizing invariance properties in the perspective projection transformation. This approach makes it possible to measure tooth lengths with an accuracy of 0.5-1.0 mm and to get the correct shape of the tooth cross section even if the tooth has a pan and tilt.

Key words: tooth, X-ray image, visual measurement, length, shape

1. はじめに

歯牙とは歯冠部と歯根部を合わせた歯全体を指す。口腔外科手術、歯内療法治療、歯周病治療など歯根部の治療の際に、歯根部先端までの歯牙寸法情報がしばしば有用となる [1]。また歯牙の寸法がわかることにより、補綴治療、特にブリッジや有床義歯においては設計上非常に重要な情報と

なる [2-4]。しかし歯根部は歯肉及び歯槽骨によって隠されていて外から直接的に観測することができない。このため従来は、歯牙のX線画像からその寸法を経験的に算出・推定する方法がとられていた [5]。しかしX線撮影系は透視射影系であり、被写体は透視投影変換により変形して投影されるため、大きな誤差を招く可能性があった。一方、現在はらせんCTスキャンを用いた計測シス

テムが開発されているが [6] 極めて高価であるため、一般歯科診療への普及は困難と予想される。また断層方式パノラマX線像によるものやデジタルX線イメージングシステムは [7,8], 構造上の問題もあり歯牙計測においては未だ十分な精度を得ていない。歯科診療の立場から誤差1.0mm以内という要望があるが、比較的安価に利用できる簡易で実用的な歯牙計測法は未だ見当たらず、この開発が望まれていた。

簡易性を重視する限りやはりX線撮影像を解析する方法が妥当と思われる。よく行われる方法として、口内法X線においては、二等分法と平行法がある。しかし、生きた人間の狭い口腔内において、歯牙や撮影面を平行に調整し、かつ配置位置パラメータを予め知るなどということは現実的ではない。従って、少なからず計測誤差が原理的に発生することとなる。このため、透視射影系に十分対応し、かつ、歯牙や撮影面の調整を要さない測定方法が必須である。

本論文では、透視変換における不変量である複比 [9] を利用して上記の撮影条件の制約を回避することができる新たな歯牙寸法計測法及びそれを拡張した歯牙形状計測法を提案する。以下に、計測原理、手順、実験、および結果を述べ、本手法の有効性を明らかにする。

2. 歯牙寸法計測法

2.1 透視射影系での寸法計測

透視射影系では直線上にのった物体点の位置とその投影像の位置との間に複比に関する制約がある。この制約は、透視変換における不変量であり複比の保存則あるいは複比の原理などと呼ばれている。本論文での計測法はこの制約を利用している。

Fig.1に示すように、物体面上(3次元空間)にある直線Lが画像面上の直線L'に投影されており、直線L上の4つの物体点(A, B, C, D)が、直線L'上の4点(A', B', C', D')に投影されている。像点は視点Oを含む視線平面と画像面との交線上に並ぶため、視線平面上では幾何学的に透視変換

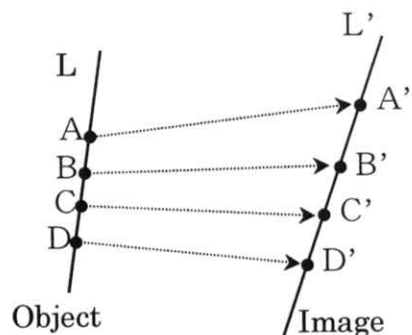


Fig.1 Projection of object features onto the image plane

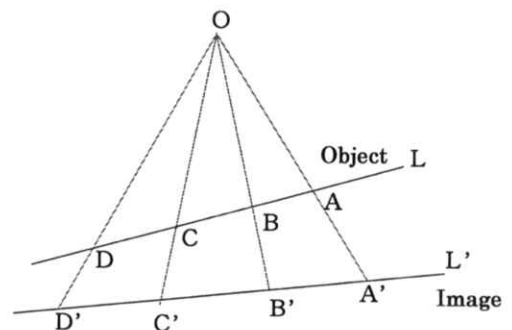


Fig.2 Perspective projection of object features onto the image plane (shown on the epipolar surface)

における不変量(複比)が存在する。

Fig.2はその平面を示したものである。物体点の複比Rと投影点の複比R'は次式で与えられ、両者は一致する。

$$R = \frac{AC \cdot BD}{BC \cdot AD} \quad (1)$$

$$R' = \frac{A'C' \cdot B'D'}{B'C' \cdot A'D'} \quad (2)$$

この複比は投影面がどこに置かれていても成立する不変量であるため、物体点と投影点のうち1つの位置が不明であっても他の7点からその位置を算出できる。

テムが開発されているが [6] 極めて高価であるため、一般歯科診療への普及は困難と予想される。また断層方式パノラマX線像によるものやデジタルX線イメージングシステムは [7,8]、構造上の問題もあり歯牙計測においては未だ十分な精度を得ていない。歯科診療の立場から誤差1.0mm以内という要望があるが、比較的安価に利用できる簡易で実用的な歯牙計測法は未だ見当たらず、この開発が望まれていた。

簡易性を重視する限りやはりX線撮影像を解析する方法が妥当と思われる。よく行われる方法として、口内法X線においては、二等分法と平行法がある。しかし、生きた人間の狭い口腔内において、歯牙や撮影面を平行に調整し、かつ配置位置パラメータを予め知るなどということは現実的ではない。従って、少なからず計測誤差が原理的に発生することとなる。このため、透視射影系に十分対応し、かつ、歯牙や撮影面の調整を要さない測定方法が必須である。

本論文では、透視変換における不変量である複比 [9] を利用して上記の撮影条件の制約を回避することができる新たな歯牙寸法計測法及びそれを拡張した歯牙形状計測法を提案する。以下に、計測原理、手順、実験、および結果を述べ、本手法の有効性を明らかにする。

2. 歯牙寸法計測法

2.1 透視射影系での寸法計測

透視射影系では直線上にのった物体点の位置とその投影像の位置との間に複比に関する制約がある。この制約は、透視変換における不変量であり複比の保存則あるいは複比の原理などと呼ばれている。本論文での計測法はこの制約を利用している。

Fig.1に示すように、物体面上 (3次元空間) にある直線Lが画像面上の直線L'に投影されており、直線L上の4つの物体点 (A, B, C, D) が、直線L'上の4点 (A', B', C', D') に投影されている。像点は視点Oを含む視線平面と画像面との交線上に並ぶため、視線平面上では幾何学的に透視変換

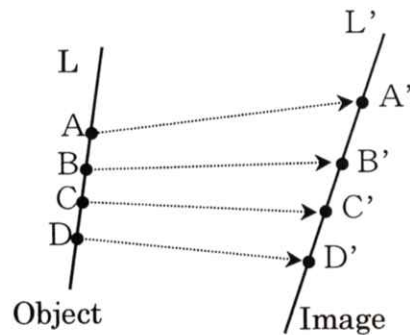


Fig.1 Projection of object features onto the image plane

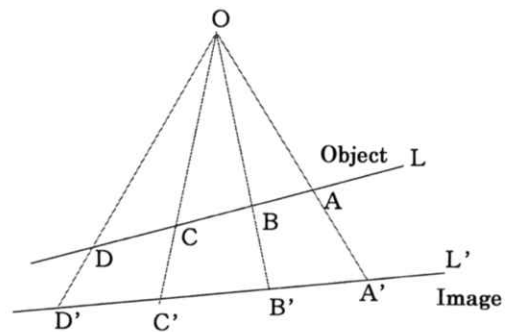


Fig.2 Perspective projection of object features onto the image plane (shown on the epipolar surface)

における不変量 (複比) が存在する。

Fig.2はその平面を示したものである。物体点の複比Rと投影点の複比R'は次式で与えられ、両者は一致する。

$$R = \frac{AC \cdot BD}{BC \cdot AD} \quad (1)$$

$$R' = \frac{A'C' \cdot B'D'}{B'C' \cdot A'D'} \quad (2)$$

この複比は投影面がどこに置かれていても成立する不変量であるため、物体点と投影点のうち1つの位置が不明であっても他の7点からその位置を算出できる。

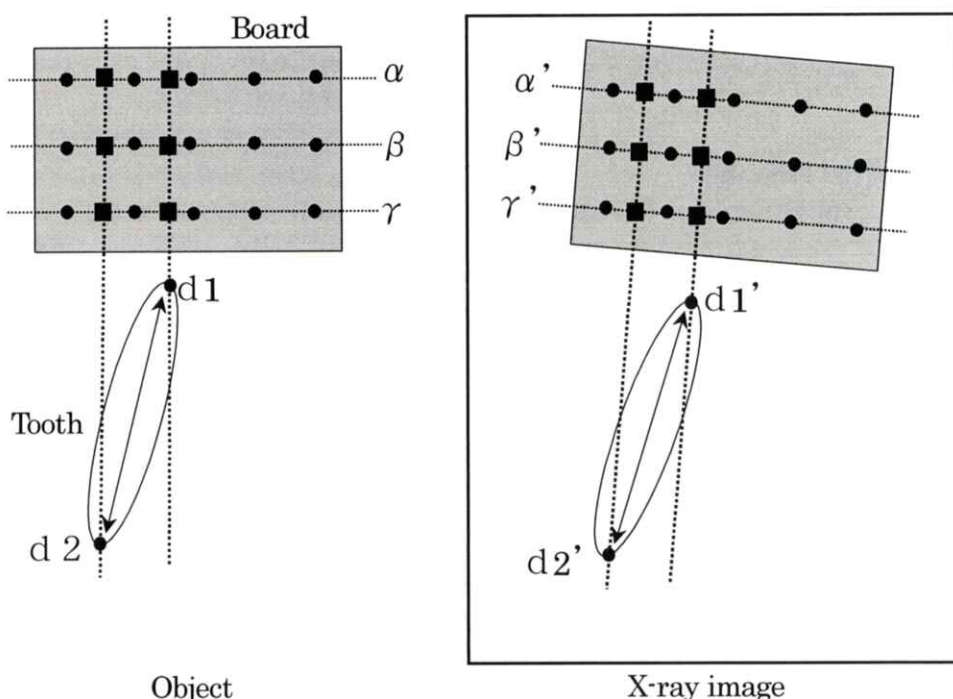


Fig.4 Principle of the proposed method for tooth length measurements

座標と称することにする。

STEP4 (画像上の歯牙上下端座標取得)

画面上で歯牙の上下端 $d1'$, $d2'$ の座標値を取得する。

STEP5 (画像上の仮想マーク位置算出)

$d1'$, $d2'$ を通る直線と、直線 α' , β' , γ' との交点を仮想マーク (計6点) とする。 (■)

STEP6 (マーク板上の仮想マーク位置算出)

マーク板上の直線 α にのるマーク3点と、それに対応する画像上のマーク3点、および画像上の仮想マークの座標、計7点の座標は、前ステップまでに既に求められている。このため、これらの座標からマーク板座標系の仮想マーク座標を不変量である複比を使って算出することができる。同様に、マーク板上の直線 β , γ 上の2点の仮想マーク座標値を算出する。 (■)

STEP7 (仮想マーク位置の補正)

マーク板上の仮想マーク3点は本来直線上に配置されていることが望まれる。そこで、3点を通

る近似直線を最小二乗法により算出したのち、その直線への各仮想マークからの最近接点を求め、補正仮想マーク位置とする。以降この位置を単に仮想マーク位置と称することにする。 (■)

STEP8 (マーク板座標系での歯牙上下端座標算出と歯牙寸法の決定)

マーク座標系での3点の仮想マーク座標と、画像座標系での3点の仮想マークおよび歯牙上端 $d1'$ の座標から、不変量である複比を用いてマーク座標系での歯牙上端の座標 $d1$ を算出する。同様にして、マーク座標系での歯牙下端の座標 $d2$ を算出する。得られた $d1$, $d2$ の座標値より、2点間の距離を決定する。

以上の計測原理と手順から明らかなように、本提案手法は歯牙やX線フィルムの位置や方位の制約を受けない特徴を有し、そのため計測の際の歯牙、X線線源、X線フィルムの方角の調整が少なくとも原理的には全く不要となる。また、処理手順はやや複雑であるが、計算内容は比較的単純な

ので計算負荷は小さくて済む。このように、簡易さと計測精度の両面で優れる計測方法と考えられる。

2.3 歯牙寸法計測の実験と結果

計測対象とした歯牙サンプルは長さ20.0mmの抜去歯であり、これに3×5のマーク穴を配置した金属板（歯科用パラジウム合金板0.3mm厚，マーク穴直径0.4mm）をマーク板として取り付けてX線撮影した。

Fig.5は計測装置外観を示したものである。X線源は歯科診療で一般に使われているものであり、それより275mm離れた位置にX線フィルムが中心線に対して垂直に置かれている。歯牙サンプルはフィルムの60mm手前の傾斜ステージ上に設置されている。X線フィルム撮影は、透過型フィルムスキャナ（2820dpi）を使用してデジタル画像に変換した。

Fig.6にX線画像の例を示す。(a)は傾斜角，方位角共に0度であり，(b)は共に20度の場合を示している。20度の傾きで歯牙の長さや形状が変化していることがよく分かる。

Fig.7は傾斜ステージで傾きを変えながら歯牙寸法（歯牙長）を計測した結果を示したものである。横軸は傾斜角と方位角の組み合わせを（傾斜角_方位角）で表示している。方位角を0～20度，各方位角について0～40度の傾斜角をつけて，各方位角と傾斜角の組み合わせに対して寸法計測実験を行った。縦軸は計測誤差を示している。●印は測定系が正射影変換系であることを仮定した時の単純比による計測値を示す。従来の方法はこの単純比による寸法計算がなされていた。縦棒は同じ条件で繰り返し計測して得られたばらつき（最大誤差と最小誤差の範囲）を表わしている。一方，▲印は本論文で提案した複比による計算結果を示す。この実験結果によれば，単純比による寸法計測の誤差は傾斜角に強く依存し，傾斜角が大きくなるにつれて計測誤差が大きくなる。最大誤差では2.0mmを超えている。誤差1.0mm以内にするには傾斜角は10度以内が要求されることが明らかで

ある。なお方位角依存性は今回の実験配置では小さいが，歯牙を置く位置によっては依存性が大きくなる可能性があると思われる。一方，提案した複比による寸法計測では，傾斜角や方位角の影響が小さく，実験した傾きの全てにおいて計測誤差が±0.5mm以内を満たしていることが明らかである。この誤差は歯科治療現場からの要望である誤差1.0mm以内という要求条件を満足している。なお，各計測データの縦棒で示されたばらつきは画像上の歯牙先端座標を読み取る際のばらつきによって発生したものであり，今後画像処理の改良によりこのばらつきをある程度抑えることができると思われる。

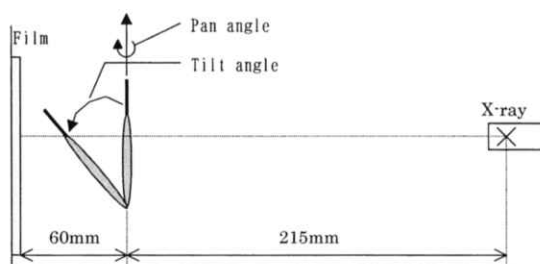


Fig.5 Experimental setup for tooth length measurements

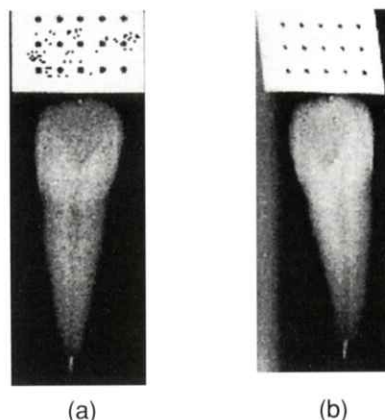


Fig.6 Examples of X-ray images. (a) Tilt and pan angles are both 0 degree. (b) Tilt and pan angles are both 20 degrees.

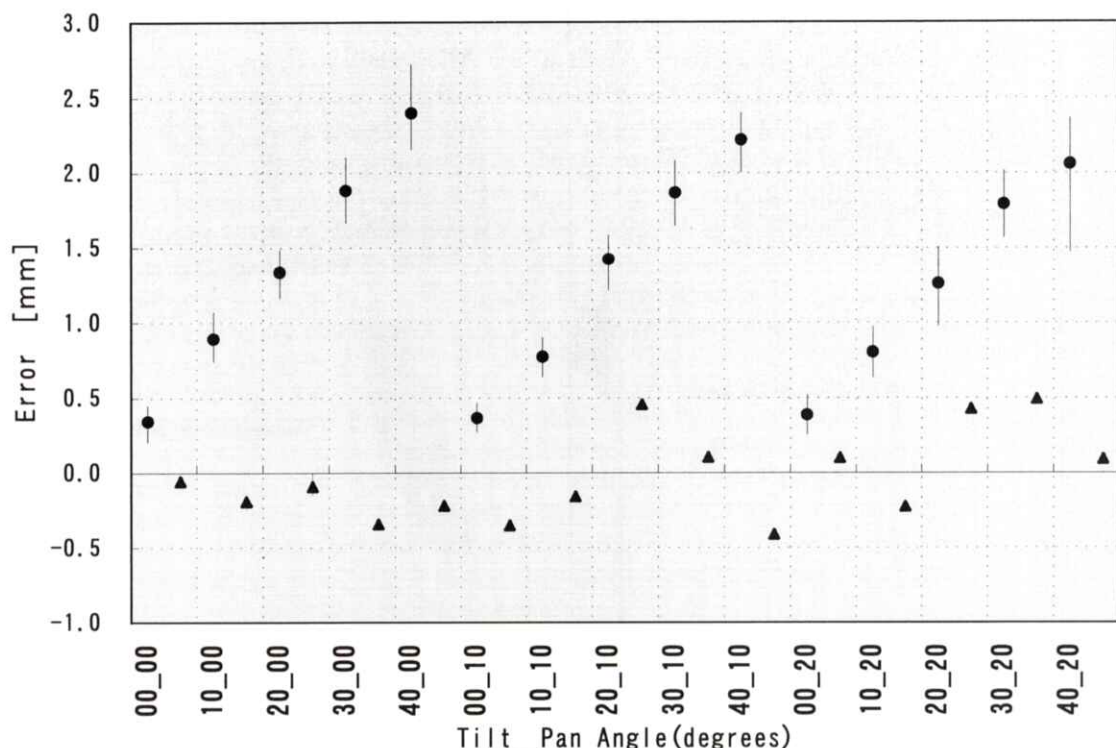


Fig.7 Dependence of measurement errors on tooth tilt and pan angles. ● are lengths calculated by the conventional method, and ▲ are results obtained by the proposed method.

3. 歯牙形状計測法

3.1 歯牙形状計測の原理と手順

歯牙断面の真の形状は、歯牙とX線フィルムが全く平行であれば撮影画像から容易に知ることができる。しかし、歯牙とX線フィルムとが平行でない場合には透視変換により観測画像上の歯牙形状は真の形状から変形しており、変形を補正することは幾何学的配置が厳密に分かっている場合を除き不可能である。

本章では、寸法計測の原理を応用して対象物体（歯牙）の断面形状を計測・復元する方法を提案する。歯牙の真の断面形状を求めるということは、撮影画像上の歯牙特徴点に対応するマーク板座標系での座標を算出することと等価である。すなわち、形状計測はX線画像をマーク板座標系に変換するマッピング処理である。このことに留意し

つ、以下に形状計測の具体的手順を述べる。

寸法計測と同様に位置が既知の3×5配置のマーク穴を有するマーク板を対象物体（歯牙）に取付け、X線撮影する。前章と同様に、マーク板上のマークを通る近似直線を計算し補正マーク座標計15点を求め、画像上のマークについても同様に補正マーク座標計15点を求める。次に画像上の歯牙のエッジを画像処理により検出して特徴点とする。但し、歯牙のエッジに限定せず歯牙の内部と周辺の全ての画素を特徴点としても構わない。次に、前章と同様の手順に従い、Fig.8に示すように特徴点の一つに対する画像上での仮想マーク3点を算出し、それに対応するマーク板上の仮想マーク位置3点を不変量の複比を利用して算出する。その3点を通る近似直線を求めてから仮想マーク位置を補正する。再度複比を使って画像上の特徴点に対応するマーク板上の位置を算出する。この処

- 45(11), 17-25, 1993.
- [3] 内山洋一：欠損補綴の治療・ブリッジの立場から，日本歯科医師会雑誌，45(11)，6-15，1993.
- [4] 花村典之，青山繁：支台築造の力学，補綴臨床，医歯薬出版株式会社，3-11，1984.
- [5] 東与光，生田裕之：アトラス口腔画像診断の臨床，医歯薬出版株式会社，3-60，1997.
- [6] 倉林亨：歯科放射線講座，東京医科歯科大学歯科同窓会会報，119，18-25，1996.
- [7] 黒柳錦也，早川吉彦：歯科用デジタルX線イメージングシステム，日本歯科医師会雑誌，47(2)，25-36，1994.
- [8] 奥平伸一郎：デンタルX線写真の向上に取り組んできて，日本歯科医師会雑誌，52(3)，6-14，1996.
- [9] 出口光一郎：画像と空間，昭晃堂，54，1991.

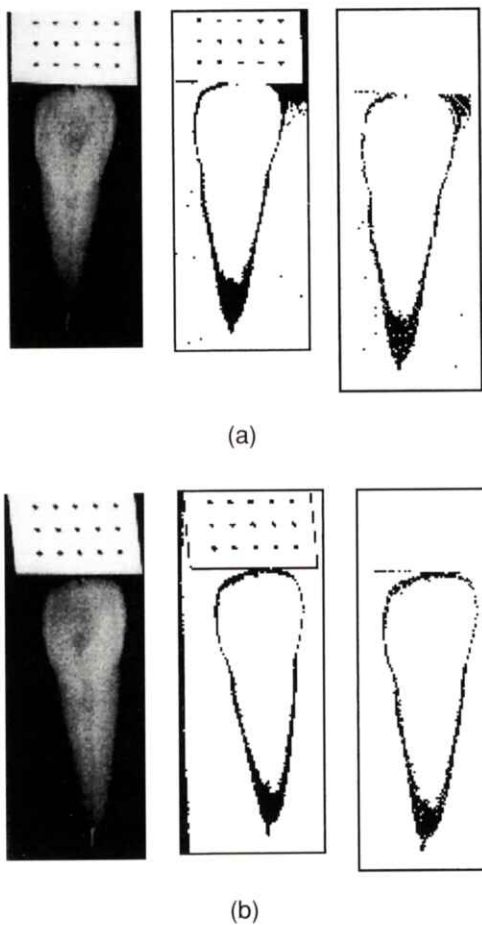


Fig.10 Restoration results of tooth shapes. (a) Tilt and pan angles are 30 and 0 degrees, respectively. (b) Tilt and pan angles are 20 and 10 degrees, respectively.

20度，方位角10度の時のX線画像，エッジ画像，および本提案手法により得られた復元画像である。復元画像とFig.9の基準画像を比較すると，形状，寸法ともに良く一致しており，提案手法の有効性が明らかになった。

4. 考 察

歯牙が曲がってその先端が歯牙の中心線から離れている場合には，マーク板平面を歯牙の先端に合わせる事が望まれるが，必ずしもそれは容易

ではない。先端が面から離れるにつれ誤差が発生することが予想される。概算によれば，先端と面との距離の許容量は2～3mm程度であるが，今後詳細な検討が必要と思われる。一方，フィルムの傾きは実験データで示したように許容範囲が広いが，フィルム面内のたわみは計測誤差要因となる。許容されるたわみは概算によれば2～3mm程度であり，たわみを防ぐフィルムホルダの使用が望まれる。

マーク板はインレー除去用材料を使って歯牙に取り付けることができ，乾燥頭蓋骨を用いた試験でも特に問題が生じなかった。しかし，患者の負担をなくするためマーク板の縁形状やサイズ等について個体差を考慮した改良の余地がある。また，本論文では前歯を対象としたが，複数根をもつ臼歯については歯根ごとの計測により可能である。また本手法はフィルム方向の制約がないため，上顎大白歯に対しても同様に適用できるものと考えられる。

5. おわりに

本論文ではX線画像から歯牙の寸法および形状を計測する方法を提案し，その方法を使った計測実験結果を報告した。この方法の特徴は，歯牙のX線撮影の際に複数のマークを有するマーク板と一緒に撮影すること，透視変換の不変量である複比を利用して歯牙寸法を計測すること，及び歯牙形状を計測することにある。寸法については0.5 mm以内の精度で計測が可能であった。また，形状についても歯牙の断面形状を良く再現することができた。これにより撮影の際のX線源やフィルム及び歯牙の相対的な位置・方位関係が不明であっても，高い精度で歯牙の寸法・形状を計測可能なことが明らかになった。

文 献

- [1] 石井正敏：歯科X線の臨床，歯界展望，7-21，1982.
- [2] 奥野善彦，前田芳信：欠損補綴の治療・有床義歯の立場から，日本歯科医師会雑誌，

- 45(11), 17-25, 1993.
- [3] 内山洋一：欠損補綴の治療・ブリッジの立場から，日本歯科医師会雑誌，45(11)，6-15，1993.
- [4] 花村典之，青山繁：支台築造の力学，補綴臨床，医歯薬出版株式会社，3-11，1984.
- [5] 東与光，生田裕之：アトラス口腔画像診断の臨床，医歯薬出版株式会社，3-60，1997.
- [6] 倉林亨：歯科放射線講座，東京医科歯科大学歯科同窓会会報，119，18-25，1996.
- [7] 黒柳錦也，早川吉彦：歯科用デジタルX線イメージングシステム，日本歯科医師会雑誌，47(2)，25-36，1994.
- [8] 奥平伸一郎：デンタルX線写真の向上に取り組んできて，日本歯科医師会雑誌，52(3)，6-14，1996.
- [9] 出口光一郎：画像と空間，昭晃堂，54，1991.

[国際会議報告]

XVI IMEKO World Congress報告

小島 克之

浜松大学経営情報学部経営情報学科・〒431-2102 浜松市都田町1230番地

Report of XVI IMEKO World Congress

Katsuyuki KOJIMA

Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu
Miyakodacho 1230, Hamamatsu-shi 431-2102, Japan

XVI IMEKO (International Measurement Confederation) World Congressは2000年にViennaウィーンで開催された。副題は - Supports Science - Improves Technology - Protects environment ... and Provides Employment - Now and in the future である。

会議の期間は6月25日(月)から28日(木)までの4日間であり、会場はHofburgホーフブルク王宮であった。Hofburgは13世紀から建設され初め、1918年まで皇帝の居城として使われ、今も一部は大統領の官邸として使われている。それだけにどの室も極めて豪華な装飾が施されている建物である。会議場への入り口付近をFig.1の(a)と(b)に示す。

分野別の報告件数をTable 1に示す。医用関係は Topic 13 (TC 13) の measurements in biology and medicine で29件あり全報告件数579件の5.0%程度である。また Topic 29 として X-Ray Techniques

の報告が1件あった。Topic 13(TC-13)での報告をTable 2に、Topic 29の報告をTable 3に示す。

各TCごとの meeting や round table discussion も行われた。

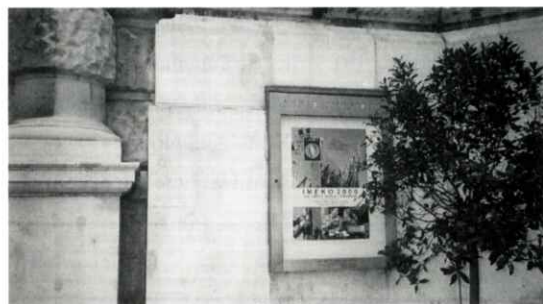
参加者の正確な人数や国別内訳は不明であるが、発表論文数はドイツが130件程度で最も多く、ほとんど同じ位の件数で次が日本からということであった。

Plenary lectureとして次の4つの講演があった。

1. Measurement Technology - Information Technology (H. Zemanek: Vienna University of Technology, AUSTRIA)
2. From Computing with Numbers to Computing with Words - From Manipulation of Measurements to Manipulation of Perceptions (L.A. Zadeh: University of California, Berkeley, U.S.A.)
3. Innovation Through Design (L. Finkelstein:



(a)



(b)

Fig.1 (a), (b) 会議場, Hofburgホーフブルク王宮.

Table 1 分野別の報告件数.

Topics	名 称	件 数		
		Oral	Poster	計
Topic 1 (TC 1)	Education and training in measurement and instrumentation	15	9	24
Topic 2 (TC 2)	Photonic measurements	19	11	30
Topic 3 (TC 3)	Measurement of force, mass and torque	33	16	49
Topic 4 (TC 4)	Measurement of electrical quantities	30	28	58
Topic 5 (TC 5)	Hardness measurement	7	3	10
Topic 7 (TC 7)	Measurement science	25	12	37
Topic 8 (TC 8)	Traceability in metrology	11	7	18
Topic 9 (TC 9)	Flow measurement	15	6	21
Topic 10 (TC 10)	Technical diagnostics	19	14	33
Topic 11 (TC 11)	Metrological infrastructures	7	5	12
Topic 12 (TC 12)	Thermal and temperature measurement	17	11	28
Topic 13 (TC 13)	Measurements in biology and medicine	20	9	29
Topic 14 (TC 14)	Measurement of geometrical quantities	35	27	62
Topic 15 (TC 15)	Experimental mechanics	15	7	22
Topic 16 (TC 16)	Pressure and vacuum measurement	8	1	9
Topic 17 (TC 17)	Measurement in robotics	(注2)	(注2)	15
Topic 18 (TC 18)	Measurement of human functions	7	6	13
Topic 19	Special topics for IMEKO- XVI in Vienna	6	3	9
Topic 20	Micro and nano technology	8	6	14
Topic 21	Estimation of uncertainty and errors in measurement	22	10	32
Topic 23	Expert systems in decision making	4	3	7
Topic 24	Evaluation of measurement results	8	9	17
Topic 25	Quality management	13	8	21
Topic 26 (TC 19)	Environmental measurement	9	4	13
Topic 28 (TC 20)	Measurement in construction engineering	5	0	5
Topic 29	X-ray techniques	1	0	1
Topic 30	Artificial intelligence in measurement techniques	3	2	5
合 計		362	217	594

注1) Topic 6 (TC 6) は留保.

注2) Topic 17 (TC 17) のoralとposterは区別が不明確なため計数していない.

PROGRAMME TOPIC 13 IMEKO TC13

Measurements in Biology and Medicine

Monday, September 25

11.15-13.00

Session 13.1

Oral Presentation :

BARSDORFF D., STARKE E. : *High Resolution Hadamard Transform Oximetry*

CYSEWSKA-SOBUSIAK A., BOLTRUKIEWICZ M. : *Evaluation of Optical Signals for DNA Chain Analysis*

TOMITA Y., HONDA S., OKAJIMA Y. : *Influence of Body Temperature to Nerve Conduction Velocity*

TANIMOTO Y., TAKECHI H., YAMAMOTO H. : *Evaluation of Buttock Pressure Distribution for SCIS*

WILD W., PAU H.W. : *Thermographic Applications in Medical Investigations*

RYNIEWICZ A.M. : *Tribological Measurements and Microgeometry Tests of Dental Materials*

Poster Presentation :

REIHSNER R., BEER R.J., GINGERL M., MILLES H. : *Determination of the Deformation Dependent Stiffness of Fiber-Reinforced Membranes*

OKAJIMA Y., HONDA S., TOMITA Y. : *In Situ Estimation of Nerve Conduction Velocity Distribution*

14.30-16.00

Session 13.2

Oral Presentation :

JÄGER G., FÜSSL R., GERHARDT U., SOMMER K.D. : *A New Method for the Automatic Testing of Applanation Tonometers*

BARSDORFF D., HANHEIDE I., TROWITZSCH E. : *Polysomnographic Monitoring using Real Time Analysis*

JUROSZEK B.K. : *The Spirometers Testing*

MORITO T., HIRAKI Y., YAMAMOTO H. : *Heart Wall Motion Analysis and Display Using MRI Tagging*

KUMPULAINEN P., RAHKO T., LAITILA P., OJALA E., IHALAINEN H., KARMA P. : *TEOAE Findings in Adolescents*

Poster Presentation :

TSAI D.-Y., USUI Y. AND KOJIMA K. : *Comparison of Three Different Methods for Automated Discrimination of Myocardial Heart Disease*

SORSA H., TURJANMAA V. : *Time-Frequency Analysis of Cardiovascular Signals*

16.15-18.00

Session 13.3 :

Oral Presentation :

DRAGOMIR T.L., STOICU-TIVADAR L., FRATESCU S.A. : *Compression and Interpolation Problems for ECG Mapping*

SZCZEPANOWSKI R., GUSZKOWSKI T., MROCZKA J. : *Influence of Osmotic Pressure on Light Scattering by Red Blood Cells*

BARSDORFF D., ERIG M., TROWITZSCH E. : *Noninvasive Continuous Blood Pressure Determination*

POLAK A.G., MROCZKA J. : *Non-Linear Dynamics of the Respiratory Oscillator*

RIPKA P., KASPAR P., TIPEK A., SVABOVA K. : *Magnetic Lung Diagnostics Using Fluxgate*

YAMAMOTO K., HIROKAWA S., KAWADA T. : *Some Ideas of the Ligament Configurations' Effect on Strain Concentrations*

Table 2(b) Topic 13 (TC 13) Measurements in biology and medicine での報告.

Poster Presentation :

BERGELER S., MENN I., MICHEL K. : *Velocity Measurements in Capillaries*

MEHNEN L., KANIUSAS E., LEISS E., PFÜTZNER H. : *Magnetostrictive Force and Displacement Sensor*

Tuesday, September 26

10.15-11.00

Session 13.4

Oral Presentation :

VOLF J., VLCEK J., HOLY S., PAPEZOVA S. : *Flexible Areal Transducer for Paraplegics*

LAWN M.J., ISHIMATSU T., TAKEDA T. : *Towards a "Barrier Free" Wheelchair*

MORITA S., SHIBATA K., ZHENG X.-Z., ITO K. : *Human-EMG Prosthetic Hand Interface Using Neural Network*

Poster Presentation :

TARNITA D., TARNITA D.N., NEGRU M. : *Stress and Displacements of Phalanx Bone*

FUTSCHIK K., PFÜTZNER H., BAUMGARTINGER N. : *Measurement of Electrode Impedance and Electrode Contact Voltage for the Detection of Microorganisms*

Wednesday, September 27

14.30-16.00

Proposal : Meeting TC 13

Table 3 Topic 29 X-Ray Techniques での報告.

PROGRAMME TOPIC 29

X-Ray Techniques

Thursday, September 28

14.30-16.00

Session 29.1

Oral Presentation :

STADTMANN H., FELLINGER J., VELBECK K.J., SCHMITZER C., ROTUNDA J.E., MICHLER E. :

A New User-Friendly Extremity Dosimetry System-Design, Comparison and Testing

City University, U.K.)

4. Establishing Priorities in Science and Technology (D.T. Moore: Executive Office of the President, U.S.A.)

またParallel - Eventsとしてつぎの2つが行われた.

- TC 4. 5th Euro Workshop on "ADC modelling and testing"
- TC 17. Workshop on "Advanced Robot Systems and Virtual Reality" - ISMCR'2000

Poster presentation と exhibition の状況をFig.2に示す. Exhibition は10社が参加して行われた. また, exhibition の parallel event として "Messtechnik Austria" が開催された.

Fig.3に registration の, Fig.4に opening ceremony のそれぞれの様子を示す.

Closing ceremony では若手優秀論文の表彰も行われた.

会議に伴う行事としては evening program が



Fig.2 Poster presentationとexhibitionの状況.



Fig.5 City reception and banquet.

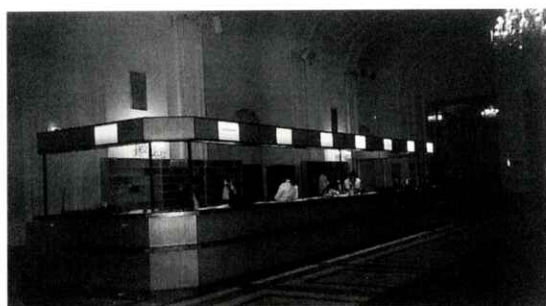


Fig.3 Registration.



Fig.6 Evening cruise on the River Danube.



Fig.4 Opening ceremony.

あり、以下の4つが実施された。

1. Get-together
2. Evening theatre performance “Oxygen” and concert
3. City reception and banquet (Fig.5)
4. Evening cruise on the River Danube (Fig.6)

1は Naturhistorisches Museum 自然史博物館で、2は Hofburg 内で、3は City Hall でそれぞれ行われた。2の Oxygen は Carl Djerassi (Professor of Chemistry, Stanford University) と Roald Hoff-

mann (Professor of Chemistry, Cornell University, Nobel Laureate 1981) の作からなる “The nature and ambiguity of discovery, the importance of priority in science, the moral collisions that ensue” をテーマとした劇であった。

今回は technical visit は実施されなかった。Proceeding は CD-ROM と11冊の印刷物の両方で発行された。コンピューターも用意されており、各自が自由に使うことができた。

会期中 Vienna 市内の交通機関を自由に使うことのできる乗車券が、登録者には無料で発行され、大変便利であった。

XVII以降は次のような予定になっている。

XVII : Metrology in the 3rd Millennium

Croatia クロアチア, Dubrovnik ドゥブロブニク

2003年6月25日(水)―29日(日)

URL <http://www.hmd.hr/imeko/>

XVIII : Brazil ブラジル

2006年

I 平成12年度秋季（第128回）大会記事

平成12年度秋季（第128回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成12年9月30日（土）、10月1日（日）

場 所 浅間温泉 みやま荘（公立学校共済）

特別講演

「遠隔医療—信州大学における取り組み—」

信州大学医学部附属病院医療情報部 助教授 滝沢正臣先生

研究発表会

1) フラットパネルディテクタ、FCR及び増感紙—フィルム系の物理特性の比較

松本政雄，隅田伊織，高田麻美，稲邑清也，井ノ上信一*，太田誠一*，

西野友博*，林田真昌**，浅井義行***，金森仁志+

阪大・医・保健，*阪大・附属病院・放射，**キヤノン(株)，

***近大・附属病院・放射，+福井工大・工・電気

2) MRI装置の漏洩電磁界の測定と解析

松本政雄，吉村晃太，加西正樹，川原雅昭*，谷口 明**

阪大・医・保健，*阪大・附属病院・放射，**東洋メディック(株)

3) 乳房撮影用X線装置での被写体コントラストの解析

松本政雄，小縣裕二，窪田英明，山本明秀*，有村秀孝**，金森仁志***

阪大・医・保健，*国立大阪病院・放射，**広島国際大・保健医療

***福井工大・工・電気

4) 腹部CT画像における大腸ポリープ像の特徴解析

尾崎竜二，加藤智巳，原 武史，小倉敏裕*，藤田広志

岐阜大・工・応用情報，*癌研病院・放

5) 乳腺濃度評価に基づく乳房X線写真の自動分類法と悪性症例を用いた性能評価

山崎大輔，加藤雅大，松原友子*，原 武史，藤田広志，岩瀬拓士**，

遠藤登喜子***

岐阜大・工・応用情報，*名古屋文理大・情報文化・情報文化，

愛知県がんセンター病院・乳腺外，*国立名古屋病院・放

6) X線画像からの歯牙（前歯部）寸法・形状計測

久納克敏，大嶋雅好，横田善夫*，鈴木康生**，伊藤 稔

工学院大, *横田歯科クリニック, **奥羽大・歯

7) Coding Using Long Source Sequence

Dang Thanh Tin and Seihaku Higuchi

Osaka Sangyo University

8) 画像解析を用いた骨粗鬆症診断の研究

林 建佑, 町田佳士, 小寺吉衛, 稲津 博*, 宮本秀幸*, 飯山清美**

名古屋大・医・保, *NBUメディカルカレッジ・放,

**コニカ(株)・MIシステムG

II 第127回理事会議事録

日 時 平成12年10月1日(日)

場 所 浅間温泉 みやま荘(公立学校共済)

出席者 金森会長, 稲本, 緒方, 小島, 小林, 滝川, 滝沢, 畑川, 原(藤田代),

松井, 松本, 長谷川顧問, 樋口監事, 小寺

議 題

1) 竹中先生への御悔やみについて

納骨等の日程から, 小寺総務理事あるいは長谷川顧問が対応することにした。また, 会誌への追悼文は, 内田名誉会長あるいは金森会長にお願いする。

2) 来年秋の会場について

NBUメディカルカレッジの稲津先生にお願いすることとした。

3) 表彰選考委員長の選任について

小島理事を選任した。

4) その他

来年の総会(6月:名古屋)では特別講演の一つとして稲本先生に高度人間ドックの様子を話していただくこととした。

——— 新 入 会 員 ———

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
544	伊藤 稔	工学院大学工学部情報工学科大学院情報学専攻 〒163-8677 東京都新宿区西新宿1-24-2	TEL 03-3340-3425 FAX 03-3340-0101
545	宮本 秀幸	NBUメディカルカレッジ 〒870-0022 大分県大分市大手町1-1-45	TEL 097-533-9200 FAX 097-538-4711
546	小野喜太平	NBUメディカルカレッジ 〒870-0022 大分県大分市大手町1-1-45	TEL 097-533-9200 FAX 097-538-4711

——— 会 員 異 動 届 ———

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
73	小野 芳文	勤務先	近畿大学医学部境病院放射線部 〒590-0132 大阪府堺市原山台2-7-1	TEL 0722-99-1120 FAX 0722-98-6691

——— 賛 助 会 員 ———

平成12年11月現在、本学会の賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

アミン(株)	トムソン-CSFジャパン(株)
化成オプトニクス(株)	浜松ホトニクス(株)
コニカ(株)	(株)日立メディコ
シーメンス旭メディテック(株)	富士写真フイルム(株)
(株)鳥津製作所	GE横河メディカルシステム(株)
東洋メディック(株)	

役 員

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

編 集 後 記

21世紀最初の号を、お届けすることができました。

今世紀もどうかMII会誌をよろしくお願いいたします！

昨年末のシカゴにおけるRSNA2000 (北米放射線学会) のトピックスの一つに、CAD (コンピュータ支援診断) 開発にいいよ大企業が参入するようになってきたことです。適用分野も、すでに商用機が出ているマンモグラフィを初め、胸部X線写真、X線CT画像、超音波画像など、ますます広がってきています。このような背景の中、1月下旬の沖縄での本会の春季大会におけるシカゴ大学の土井邦雄先生のCADに関する講演が楽しみです。たくさんの参加をお待ちしております。

顧問の竹中先生の突然の逝去の報に接し、誠に残念です。小生が学生の頃の本研究会の発表の一番の記憶は、竹中先生が常に会場の前列に座られ、示唆に富んだ質問をどんどんされている光景です。ご冥福をお祈りします。

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

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成13年 (2001年) 1月5日発行

編 集 委 員 会

[編集委員長]

藤田 広志 (岐阜大)

[編集委員]

佐井 篤儀 (新潟大学)

滝川 厚 (広島県立保健福祉大)

中森 伸行 (京都工繊大)

原 武史 (岐阜大)

松本 政雄 (大阪大)

編 集 医用画像情報学会編集委員会

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

岐阜大学工学部応用情報学科内

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

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

発行所 医用画像情報学会事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

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

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

印刷所 サンメッセ(株)岐阜支店

〒500-8289 岐阜市須賀1-1-5

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

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>

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

印

3) 生年月日 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校

科

年 月 (卒, 在, 中退)

大学

学部

学科

年 月 (卒, 在, 中退)

(修士)

大学

学研究科

学専攻

年 月 (卒, 在, 中退)

(博士)

大学

学研究科

学専攻

年 月 (卒, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先としてください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先、所属 ふりがな

新勤務先、所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 その他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会
で必要と認めたもの

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著作権

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

- ・図と表 (Fig.1 Table1) は、ボールド指定とする。
- ・句読点は「、」「。」ではなく「,」「.」を使うこと。
- ・活字指定では、特に数式の字体に注意すること。式には必ず連続番号を付けること。
- ・印刷すべき本文以外の活字指定や図の挿入位置などの注意書きは、すべて朱書きとする。

5) 引用文献の書き方

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

(例) [1] Sahiner B and Chan HP: Image feature selection by a genetic algorithm: Application to classification of mass and normal breast tissue, Med.Phys., 23(10), 1671-1684, 1996.

[2] Gordon R, Bender R and Herman G.T: 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] 福田大輔, 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.

[5] 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, 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フロッピーディスク (FD) を必ず添えること (テキストファイルで十分)。図面もFD入稿が望ましい (印刷見本を必ず付けること)。

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

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

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

光と語る。

HAMAMATSU

営 業 品 目

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

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

浜松ホトニクス株式会社

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



安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

化成オプトニクス株式会社

〒105 東京都港区芝公園1-8-12
TEL.03(3437)5363 FAX.03(3437)5320

SHIMADZU

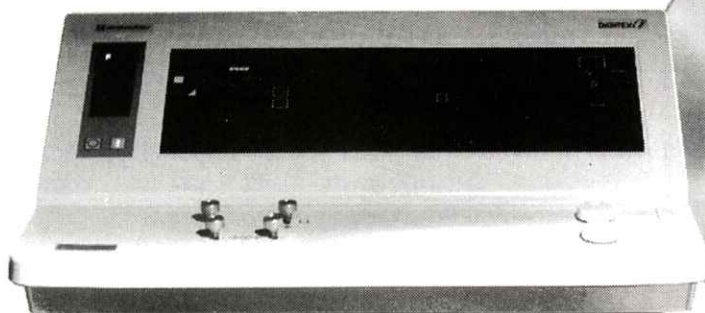
Solutions for Science
since 1875

真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX^α

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



CD-R標準装備



島津製作所

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



GE Medical Systems



インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

私たちが目指しているのは世界品質の医用画像診断装置です。そしてそれを支えるのが、アメリカのGEメディカルシステムズ(GEMS)、ヨーロッパのGEMS-E、GE横河メディカルシステムが中核となるアジアのGEMS-Aの3極体制です。いま、世界の医療の現場で何が起きているか、何が求められているか、それらをいち早く察知し、各拠点で協力しながら、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 II
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

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

NUCLEAR

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

X-RAY

X線撮影装置
アハパックスL/C-LP
アハパックスL/C
アハパックスL/CN/ICN
アハパックスAFM/AFM-FI
アハパックスDLX
セノクタ70MR
セノクタ7600T/600TF/
セノクタMF
ステノスコフ9000/6000
ステノスコフLE
AMX-4
GM-1215
フレシオ900/700

ULTRASOUND

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

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

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

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

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

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区福岡5-12-55 仙台ソフトウエアセンタービル
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課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

本社・営業部

163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

2次元、3次元画像リアルタイム処理装置 PEGASUS VIEWER



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

製造開発元：株式会社ザイオソフトウェア

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

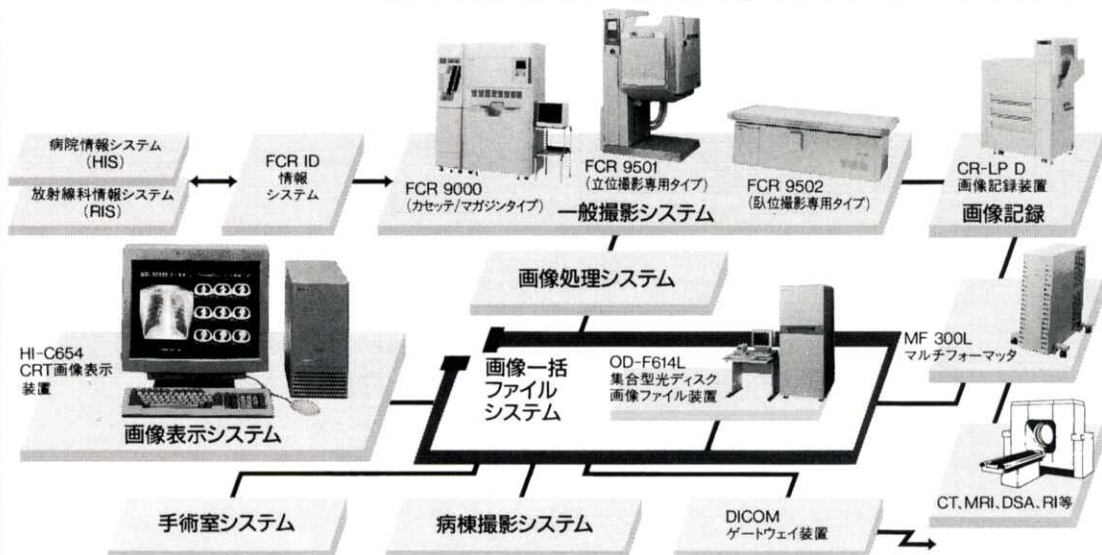
Tel 03-5689-2323 Fax 03-5804-4130

－ M E M O －

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



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

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

- | | | |
|------------|------------|-----------------|
| ● X線Ⅱ管 | ● 高解像CRT | ● カラープラズマディスプレイ |
| ● 大電力三・四極管 | ● TWT | ● クライストロン |
| ● その他特殊電子管 | ● SAWフィルター | etc. |

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部 TEL: 03-3264-6346

FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニック社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得



見えますか？ 生命の尊さ・・・

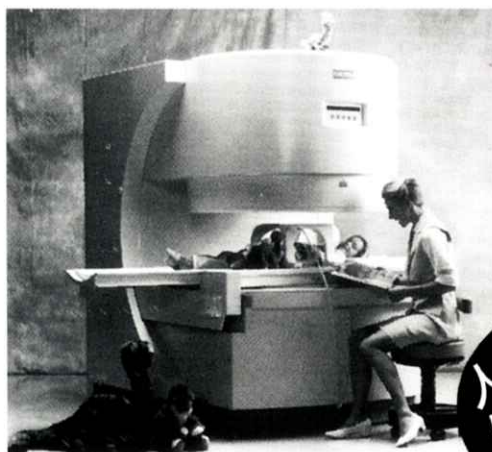
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社日立メディコ

〒101 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉横別館 ☎(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

MAGNETOM Open

シーメンス旭メディテック株式会社

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