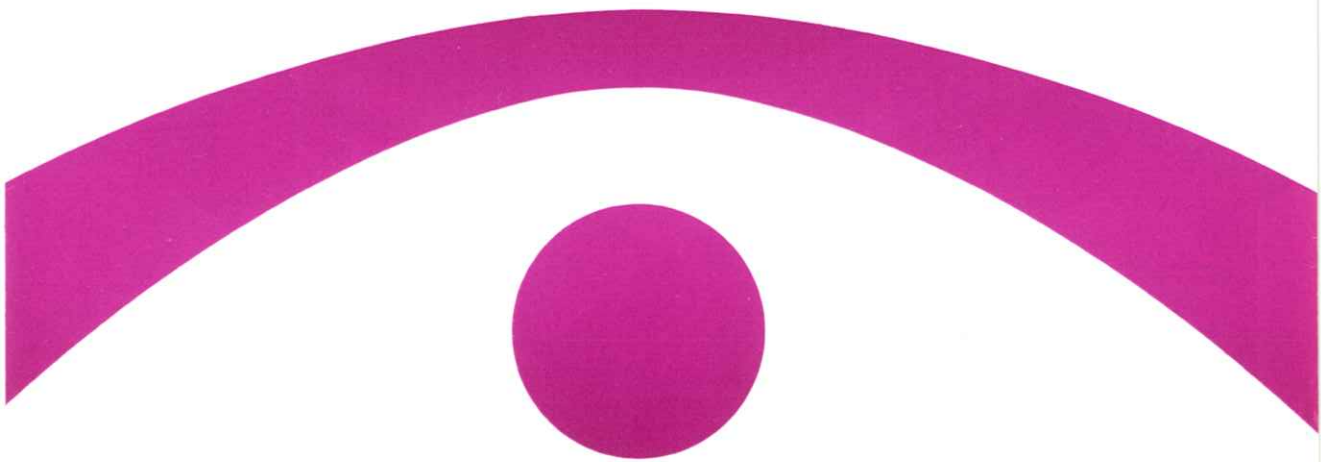


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻114号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.13 No.3 September 1996



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Medical Imaging and Information Science

Vol.13 No.3 September 1996

Contents

Preface

New wine is put into fresh wineskins

..... Suguru UCHIDA 89

Invited paper

Human Bodies as Media and their CG Representation

..... Takao KUROKAWA 90

International Conference Report

Report of Third International Workshop on Digital Mammography

..... Tomoko MATSUBARA 103

Original Papers

Evaluation of Image Quality of Breast Phantom Radiographs

by Fuzzy Measure Model

— A proposition on Quality Control of Mammographic System —

..... Takashi AMANO, Shinichi ARANO, Akira KITAYAMA,
Kazuya YAMASHITA, Taizou SANADA, Shinji SUEMORI,
Noriko HENMI and Yasuhiko OHKURA 106

Basic study on the Measurement of Wiener Spectra — Standard Density —

..... Yosuke SUZUKI, Hideki ENDO and Nobue MATSUMOTO 116

Development of a PC - Software using DICOM Standards

..... Satoru SHIMANISHI, Minoru IZUMI, Mitsuhiro AIZAWA,
Naoshi SHIGEMURA, Kojiro YAMAGUCHI, Tomizo URITANI
and Sukehiko KOGA 124

Computerized Analysis for Classification of Heart Diseases

in Echocardiographic Images Using Genetic Algorithms

..... Shinji WATANABE, Du - Yih TSAI, Katsuyuki KOJIMA
and Masaaki TOMITA 132

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol.13 No.3)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Department of Dental Radiology School of Dentistry Meikai Univ.

Sakado shi Keyakidai 1 - 1

Saitama 350 - 02

Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

Phone (508) 774-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

第116回研究会のご案内

第116回研究会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。

日 時 平成8年10月11日(金) 14:00～12日(土) 12:00
場 所 岐阜大学工学部(11日午後) 〒501-11 岐阜市柳戸1-1
TEL 058-293-2742(藤田直通) e-mail: fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp
岐阜市文化センター(12日午前) 〒500 岐阜市金町5-7-2
TEL 058-262-6200
参加費 会員: 500円, 非会員: 1,000円, 学生: 無料

11日(金) 一午後一

特別講演 14:00～15:00

「バーチャルリアリティの現状と医療・看護への応用」

岐阜大学工学部 教授 小鹿丈夫 先生

岐阜大学地域共同研究センター会議室にて(案内図1参照)

見学会 15:00～16:00

講演終了後、工学部電子情報工学科の小鹿研究室(VR)・藤田研究室(CAD)の見学を予定。

懇親会 17:00～20:00

鵜飼い観光船上での懇親会(案内図2参照)。会費10,000円(予定)。
長年にわたり本会の会長を務められました内田 勝先生ご退任の慰労会、および金森仁志先生が3月に京都工芸繊維大学を定年退官されたことによる祝賀会を兼ねて懇親会を行います。なお、先着28名限定のため、早めにお申し込み下さい(10月1日〆切)。

申し込み先: TEL 058-293-2757(原直通), FAX 058-230-1895

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

12日(土) 一午前一

研究発表会 9:00～12:00

岐阜市文化センター・3階展示室にて(案内図2参照)。

岐阜大学までの交通のご案内(JR岐阜駅、名鉄新岐阜駅から)

- ・岐阜バス・岐阜大学行で終点まで(約15分間隔で運行。所要: 30分, 300円)
- ・タクシー・「岐阜大学柳戸(やなぎど)キャンパスまで」と言ってください。
所要: 20分, 約2000円
- ・自家用車の場合、学内の駐車場が利用可能です。入口の守衛室で「工学部での学

会に参加するために来ました」と言ってください。また、12日は近くに市営駐車場があります（有料）。



<案内図1 岐阜大学・地域共同研究センター>

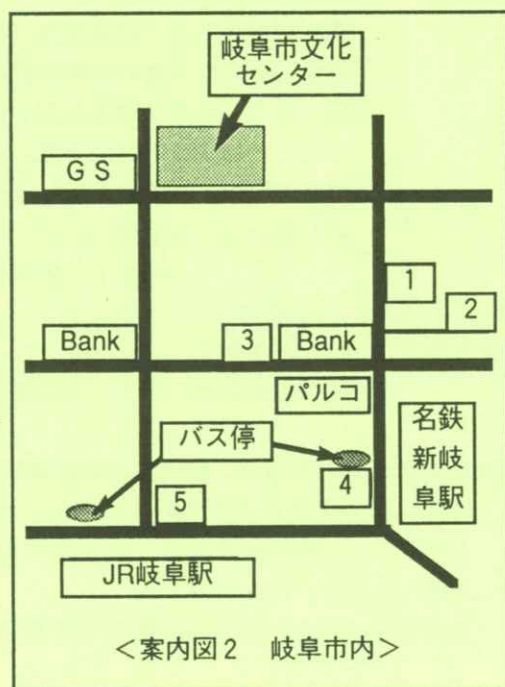
ー宿泊のご案内（ホテルへ直接お申し込みください）ー

<岐阜市内・駅周辺ビジネスホテル、12日の会場まで徒歩10分>

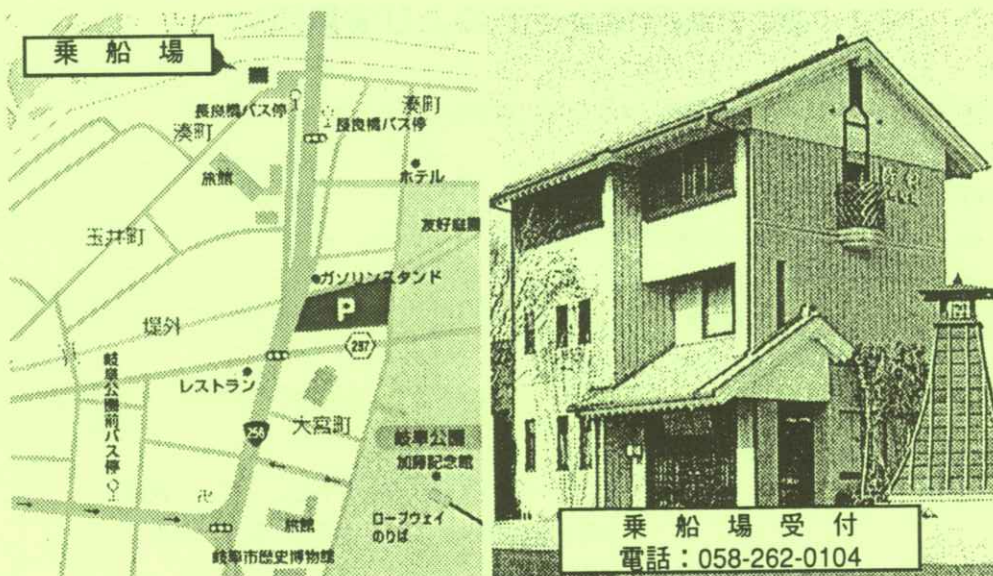
- 1：岐阜第2ワシントンホテル
電話 058-266-0111
- 2：ギフトキャッスルホテル
電話 058-266-2121
- 3：ニュー岐阜ホテルプラザ
電話 058-263-0011
- 4：ホテルサンルート岐阜
電話 058-266-8111
- 5：グランパレホテル
電話 058-265-4111

<長良川周辺、会場までバスで20分>

- ・ルネッサンスホテル
電話 058-295-3100（20000円から）
- ・長良川ホテル新館
電話 058-233-4111（20000円から）
- ・岐阜観光ホテル十八楼
電話 058-265-1551（12000円から）



<案内図2 岐阜市内>



＜案内図3 鵜飼乗り場＞

- ・岐阜駅・新岐阜駅より
名鉄バス「高富」又は「高富大竜寺」行にのり、「長良橋」バス停下車。
- ・岐阜大学より
岐阜バス「岐南町平島」行にのり、「長良橋」バス停下車。16時35分にバスあり。
岐阜大学見学の後、ご案内します。



岐阜大学までのアクセス

第117回研究会予定および演題伺い

第117回研究会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 平成9年2月1日(土)
場 所 大阪大学医学部(保健学科新学舎予定)
〒565 吹田市山田丘1-1
連絡先 大阪大学医学部保健学科 松本政雄
〒560 豊中市待兼山町1-20
TEL 06-855-1218(ex 263)
FAX 06-843-7090
特別講演 「光CTへのアプローチ:低コヒーレンス光干渉法を中心として」(仮題)
大阪大学医学部 教授 春名 正光 先生
見学会 大阪大学医学部保健学科新学舎の説明と見学
大阪大学医学部 教授 大和谷 厚 先生
演題締切 平成8年11月30日
申込先 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内
医用画像情報学会
TEL 0492-85-5511
FAX 0492-87-6657
(文書又はFAXをお願いします)

平成8年度会費納入のお願い

平成8年度会費未納の方は納入をお願いします。正会員の会費は年額4,000円です。送金は、会費12巻2号に同封した郵便振替用紙等をご利用下さい。郵便振替の口座番号は、東京00120-0-582178医用画像情報学会です。本誌と行き違いに振り込まれた方は御容赦下さい。

〔巻頭言〕

新 し き 革 袋 に

内 田 勝

会長を辞任するに当たり一言ご挨拶を申し上げます。1983年11月の会誌には就任挨拶の代わりに巻頭言として“分化と統合”に、小粒でもピリッとからい存在となる学会の設立を願望する一文が掲載されています。以来、R I Iを引き継いだM I Iは研究テーマの主流の変遷はあるけれども、常に医用画像を念頭において求心力を保ち乍ら進んで来たと自負しています。研究発表の内容がいかに画像と無縁で関係がない様に見えてても、それは将来必ずや画像と大きく関係し、学問として飛躍させる手段になり得ると思いたいのであります。

いまや、金満国日本、飽食の時代といわれています。それは、かつて貧乏国日本、飢えの時代を気力で耐え抜いて来たお陰であると思う反面、現在は“精神面に問題あり”とも考えられます。飢えの時代だからこそこの苦しみを克服しようという気力が充ち耐え抜く事が出来たのではないのでしょうか。

わが学会は未だ未だ、貧乏学会・飢えの学会であると思います。金満学会、飽食学会になろうとは思いますが、この飢えの精神をもって研究を続け学会の目的達成のため努力を重ねたいと思うのであります。

同好の士、会員数も正に500名になろうとしています。次期執行部によって、現連絡学会を登録学会に昇格させていただくことはわれわれ一同の渴望するところであります。

新しい革袋が用意されました。いまや新しい葡萄酒がこの新しい革袋に注がれています。この新しい革袋の新しい葡萄酒をわれわれ会員一同力を合わせて熟成させようではありませんか。

終わりに、長い間、多々不行き届きをお詫び致し、重ねてご協力・ご支援いただいた会員皆様方に厚くお礼申し上げます。

MATTHEW CHAPTER 9, 17

Neither is new wine put into old wineskins; if it is, the skins burst, and the wine is spilled, and the skins are destroyed; but new wine is put into fresh wineskins, and so both are preserved.

[特別講演資料]

メディアとしての人体とそのCG表現

黒川 隆夫

京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科

〒606 京都市左京区松ヶ崎

Human Bodies as Media and Their CG Representation

Takao Kurokawa

Department of Electronics and Information Science, Faculty of
Engineering and Design, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo - ku, Kyoto 606, Japan

Human bodies work as important media for communication between humans and between humans and machines. Especially nonverbal messages by means of the human body convey more information than verbal ones, and besides, they have functions to control dialogues. Computer graphics (CG) representation of human bodies are, therefore, indispensable in order to make network - mediated communication and communication with computers natural to participants. In this paper types of CG representation of the human body is classified into four categories; 1) precise representation of human body shape, 2) human body representation as communication media, 3) human body representation as feedback information for human interface, and 4) multivariate data representation using human body appearance. The former three types are described by using examples.

1. まえがき

人間と人間、人間と機械の間で行われるコミュニケーションのためのメディアに関する工学的課題を解決し、応用技術を開発する分野はメディア工学と呼ばれる。その目的はコミュニケーションを効率的で、人間にとって自然なものにすることであり、メッセージや情報をいかに提示するかも1つのテーマである。

本稿ではメディア工学の観点からコンピュータ・グラフィックス(CG)を通して行われる人体の表現法と課題について述べる。人体が対象となるのはそれがメディアとして重要な地位にあるためである。2ではこの意味での人体表現を分類し、3以降では2の分類に従って実例を紹介する。

2. メディアとしての人体

人体は多様なメッセージを発進および受信できる。このうちメッセージ発信の観点からは人体は音声メディアおよびノンバーバル（非音声）・メディアとして機能する。ノンバーバル・メディアとして機能する。ノンバーバル・メディアとしての人体は音声メディアよりも大量のメッセージを発信し、また対話を円滑に進行させる機能をもつ。音声言語の補完や、音声が使えない場合の代用としても用いられている¹⁾。

周辺言語や匂いなど一部を除くとノンバーバルな人体メディアは視覚的であると言っても過言ではない。人間どうしのコミュニケーションの基本は体面コミュニケーションであるが、通信システムの発展により機械やネットワークを媒介としたコミュニケーションの割合も増加し、コミュニ

ケーションへの参加者を相互に画像表示する必要性も増えてきた。TV電話やビデオ会議はその例である。この場合は参加者の映像を電送・表示するだけであるが、コンピュータがコミュニケーションを媒介する場合には人体画像を加工したり生成することによってメディアとしての人体の機能に付加価値を付けることができる。さらに人間と機械のコミュニケーションでは人体表現をもっぱらコンピュータによる合成に頼ることになる。

以下では必ずしも日常のコミュニケーションには用いられないものも含めて、コンピュータでの人体表現を分類し、その特徴などを簡単に記す。

【a】 人体形状の正確な表現

人体の形状・形態を正確に伝達する役割を担い、衣服や装身具、眼鏡のデザイン、コンピュータ端末を使った購買インターフェイス、整形外科、スポーツなどで利用される。通常は表現された人体のサイズや人体を見る視点などが簡単に変更でき、場合によっては人体に関するシミュレーションが実行できたり、人体から各種のデータが取り出せるようになっている必要がある。

【b】 ノンバーバル・メディアとしての人体表現

人体の部分、身体に着用した衣服・装身具、身体加工はすべて何らかのメッセージを発信する。従ってコミュニケーションを目的として人体を表現する場合には、細部まで注意してデザインしなければならない。主たる用途としては、ネットワーク・コミュニケーションあるいは機械を媒介とするコミュニケーションの端末における参加者像の再現、仮想空間における人物表現、インターフェ

イス・エージェントの表示などが挙げられる。現時点では身体動作、容貌・風采、着装に比較的关注が払われている。

遠隔地間でのコンピュータ支援協同作業の方法としてメディア・スペースなどビデオ映像の利用が盛んになろうとしているが、ビデオではアイ・コンタクトや指示動作などの伝達が困難であるので、人体画像を加工して対面感を高める手法の研究も必要である。

【c】 フィードバック情報としての人体表現

情報機械が生成する仮想オブジェクトの操作や仮想空間に人間が没入して行う操作では、現実の手とは別に仮想空間にも操作者の手を表示して、操作過程をフィードバックする必要がある。このとき両方の手が自然な関係にないと操作がぎこちなくなり、操作者の認知的負担は重くなる。この仮想空間の手をどうデザインするかは先を予測しつつ操作を進めるうえで極めて重要である。

この場合、操作者自身の手と仮想世界の手の動きの時間遅れを最小限に抑えること、表示された手を自分の手と感じるようなリアリティを与えること、操作過程を理解しやすく表現することなどが必要とされる。

【d】 データ表現法としての人体表示

データ表現に人体図を用いることは棒グラフや面積グラフでよく行われる。しかし、ここで言う表現法は人間の容貌と表情を利用する顔グラフに関するものである。定量的データを顔面各部のサイズや角度、表情に置換して表示することにより多変量データを直感的に把握できることを目的とするものであるが、実際には目的どおりの効果が

得られることは少ない。人間が直感的に理解できるのは自然でリアルな容貌や表情であり、人工的なそれではない。従って容貌と表情が受手にどのような知覚・感情を引き起こすかについて深い理解をもった上で、顔貌をデザインする必要がある。しかし、この課題は筆者の専門から離れるのでこれ以上立ち入らない。

3. 人体形状の正確な表現

3.1 人体形状のモデリング

単に人体の正確な表現で十分ならば多数のCG用モデルが提案されている。しかし、通常は2【a】で述べたとおり目的に応じた機能を備えていなければならない。筆者らは衣服をデザインするためのCADシステム用に人体形状のモデリングを試みてきた。'女性用下着、なかでも補整下着は人体へのフィット性や体形の補整効果が重視されるので、デザイン過程で体形の参照、体形と衣服の整合度の確認を反復する必要上、デザイナーとシステムとのインタラクションの質が高くなければならない。この場合に要求されるのは人体形状の正確な表現であると同時に体形分析機能、着装シミュレーション機能である。これは2【a】の典型例といえる。特に不特定多数の人体を扱え、体形の統計分析などが可能になるか否かは人体形状を記述するモデルによって決まる。筆者らは、

- 【1】 対象が決まれば、一定の体形記述アルゴリズムが設定できること
- 【2】 記述からは一定精度で元の形状が再編成できること
- 【3】 全体記述から局所形状の記述を容易に抽出

できること

【4】得られた記述を用いれば、多数の形状間で

の比較や、形状の統計処理などができることなどを要件として、人体の2次元および3次元形状の記述法を提案した^{3, 6)}。この方法は予め対象人体の多数のサンプルを用いて人体形状のモデルを導出しておき、このモデルを個人の体表データに当てはめてモデルのパラメータを決定するものである。モデルは全対象に共通で、各対象の形状特徴はパラメータが表現するから、この方法はパラメトリックな形状記述法と呼べる。

3.2 2次元形状の表現とその応用

体形という場合、鏡に映ったあるいは写真上の

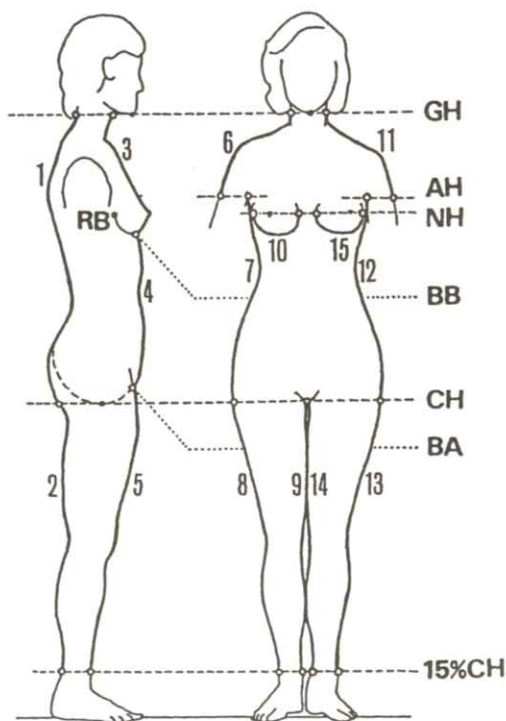


図1 人体曲線の定義

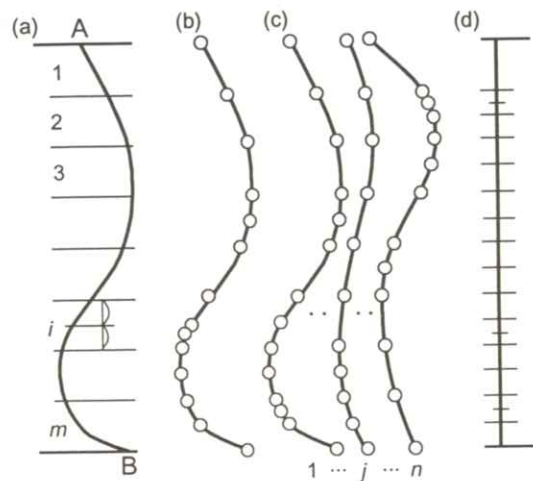


図2 人体曲線の節点抽出

人体の輪郭線など2次元の曲線に着目することが多い。そこでまず人体を平面に投影した際のシルエット等を構成する人体各部の曲線を対象として形状モデルを導出した^{1, 6)}。図1は女性の正面像と側面像における人間工学的に重要な15の曲線を描いたもので、これを人体曲線と呼ぶ。形状を記述する最も簡単な方法として対象曲線を構造の明らかな曲線で近似してそのパラメータを採用することを考え、この場合は折線を利用した。図2(a)を人体曲線とすれば、予め曲線の複雑さに応じて定めた数で曲線を垂直方向に等分割し、節点と呼ぶ分割点を定める。節点を順に結べば人体曲線を近似できる。原曲線と折線の間の誤差が許容値を越える区間についてはさらに曲線を2等分し、新たに節点を求める(a)。この適応的分割法を再帰的に反復すれば、人体曲線を許容誤差内で近似する折線が得られる(b)。しかし、同じ手続きを多数のサンプル人体曲線に適用しても、そのままでは曲線ごとに節点配置が異なり(c)、記述(節点抽出)

アルゴリズムが一定とはいえない（図では各曲線の上下端の高さを揃えたが、実際にはこの正規化は不要）。そこで全曲線について抽出手順を異にする節点をすべて集める。(d)はこうして得られた全節点の垂直位置で、どの曲線上の節点集合も含む。人体曲線上のこれらの節点配置を形状モデル、また節点座標 $x_j = (x_j, y_j)$ をモデルのパラメータすなわち形状データとすれば、冗長ではあるがどのサンプル曲線も記述でき、モデル導出に用いるサンプル曲線の数が統計的にみて十分大きければ、導出されたモデルは母集団の全成員に適用で

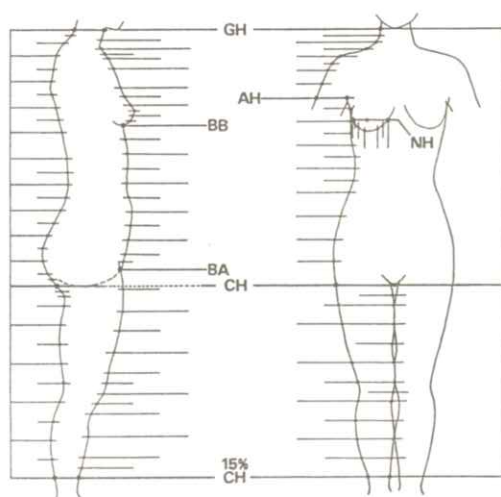


図3 日本人女性の2次元形状モデル

きると考えてよい。

実際に5歳から54歳までの日本女性347名を対象として、図1の人体曲線を記述する2次元形状モデルを求めたものが図3である。このモデルは173の節点より成り、節点は形状変化の大きい部位に集中している。折線を用いれば人体曲線を最大水平誤差5mmで、また別に開発した放物線スプライン⁵⁾で補間すれば0.6mm程度の水平誤差で原

曲線を再編成できる。人体曲線の性質からみてモデル導出に用いたサンプル数は十分であり、このモデルで日本人女性の人体曲線の99.4%以上が記述可能と考える⁶⁾。人体曲線の両端点の座標があれば、節点の垂直座標 y_j (乳房部では水平座標)はアルゴリズムから算出できるので、記録すべきパラメータの数は181と少ない。

節点抽出法からみてモデルの各パラメータは被計測者間で同じ意味をもつので、各種の統計解析手法を適用できる。その代表例が平均体形の算出である。すなわち被計測者 i の節点座標を $x_{i,j}$ とすれば、

$$x_j = \sum_{i=1}^m \alpha_i x_{i,j} \quad (\sum \alpha_i = 1, j = 1, \dots, 173) \quad (1)$$

によって被計測者 m 人の加重平均形状を算出できる。図4は $\alpha_i = 1/m$ として、モデル導出に用

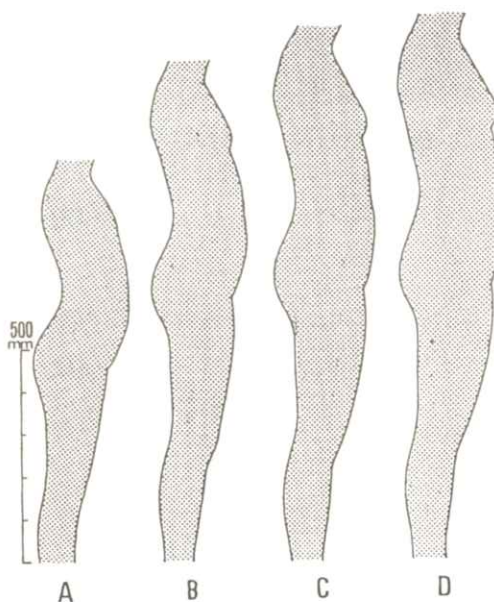


図4 日本人女性の平均形状

(A～Dについては本文参照)

いた被計測者を、(A)乳房が未形成の未潮者、(B)乳房が形成されている未潮者、(C)既潮未成年者、および(D)成人女性に分類し、側面の各節点座標を平均して放物線スプラインで再構成したものである。どのシルエットも各群の体形特徴をよく表現しており、体形の平均演算が意味をもつことがわかる。この手法を利用して多数の被計測者の年齢別、初潮年齢別、出産経験別などの平均形状を求め、多数の新事実が明らかになった。また、主成分分析によって日本人女性の体形特徴を要約したり、クラスタ分析で女性の体形を分類することも可能になった。

以上の手法は記述からの体形再編成が容易なために、演算や分析の結果を直接的に解釈できる。この性質は体形やデザイン画を扱うデザイナーに非常に有用であり、型紙作成、試作下着の評価、官能検査にも役立てられる。またこのモデルを組み込んだシルエット分析装置が百貨店の下着売場などに設置され、顧客からの体形に関する相談や下着の補整効果の視覚的確認に使われている。¹¹⁾

3.3 3次元形状の表現とその応用

人体形成は本来3次元的に捉えるべきものである。先の2次元形状のモデリング法は容易に3次元へ拡張可能であり、黒川らは2種類の顔面形状モデルを提案した^{3, 13)}。ここでは別の手法を用いて導出した衣服デザインへの応用を目的とする3次元形状モデルを紹介する。このモデルは円筒状の双3次Bスプライン局面であり、これを体表データに最小2乗誤差フィッティングして得られる局面パラメータを形状記述に用いる。モデルの

導出過程は省略するが、先の要件を満たしており、許容誤差2mmのモデルを求めることができた^{3, 8)}。

本モデルを2名の被計測者の体表データに適用し、CGで再構成した例が図5の左右の像である。両者のパラメータを算術平均して、同様に表示すると中央の像が得られ、各部のサイズや形状が平均されていることを確認できる。同様に女性18名の平均体形を求めたものを図6に示す。個人の体形にはそれぞれ固有の特徴があるが、平均化によって個性がなくなり女性特有の特徴だけが残っ

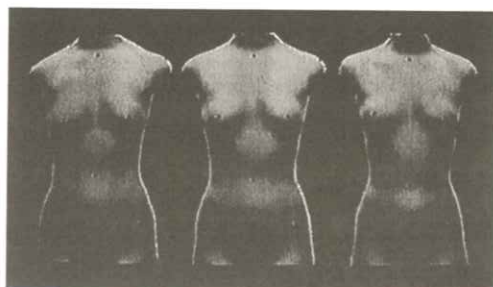


図5 2人の女性(両側)の平均体形(中央)

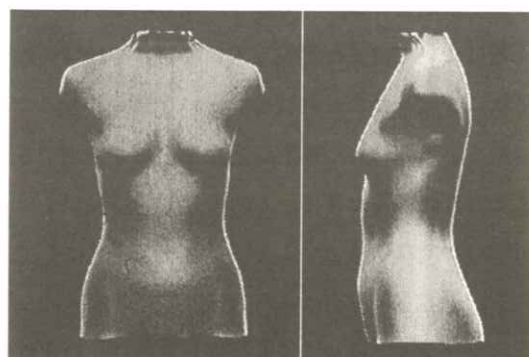


図6 日本人女性18名の平均体形

てくることがわかる。

3次元人体形状モデルは人体をよりリアルに表現できる。また、コンピュータの画面で任意の方

向から人体を眺めることができ、知りたい部分のサイズや体表面積を求めることができ、任意の部位の断面も即座に描くことも可能であり、デザイナーには2次元モデル以上に役立つ。

下着デザインのための人体計測項目数は百数十にもなり、被計測者の心理的、肉体的負担は大きい。また、計測には多くの人間因子が関与し、計測値への誤差混入を避けられない。3次元形状モデルはこのような人体計測の状況を大きく変える可能性をもっている。それは予め被計測者のモデル・パラメータを求めておけば、生体ではなくてモデルを対象として自動計測が行えるからである。筆者らは直線状の長さ、周径や丈など体表に沿った長さ、断面積などについて自動計測のアルゴリズムを導いている。また、上のモデルは容易に平面展開できるが、これは衣服デザインと型紙作成に有用なデータとなる。

着装シミュレーションはデザイナーが衣服CADシステムに求める究極の機能である。アウターウェアの場合には多くの試みが見られるが¹⁰⁾、下着についてはまだ実現していない。それは人体形状に衣服をかぶせればよいという単純なものではなく、着衣による体形の変化を正しく予測する必要があるためで、人体の力学的特性が十分に明らかでないことがこの問題解決を困難にしている。筆者らは外力による人体軟組織の変化のシミュレーションについても研究しており、いずれは着装シミュレーションが現実可能と考えている。着装シミュレーションは着装時の姿を知るためというよりは、デザインを評価するためのものであり、この意味でCADに不可欠の機能である。

4. 手話画像の試み

コミュニケーションのメディアとしての人体はビデオ画像もしくはコンピュータによるCG画像として表現される。本稿のテーマに従って後者に限定して述べるが、今後活発化する人間と機械のコミュニケーションで重要な役割を果たすと思われるのがインターフェイス・エージェントである。これはコンピュータ上の、人間に似せたオブジェクトで、疑似人格をもってコンピュータの利用者またはコンピュータ自身の代理者の役を果たす⁹⁾。利用者がコンピュータと対話する際に相手がたとえ疑似的でも人間らしければ話しやすいし、多種類のノンバーバル表現を駆使してマルチモーダル・インターフェイスを構成することができる。他方、人間どうしのコミュニケーションでも人間の姿をCG表現するケースが増えると思われる。これには伝送容量がビデオ画像を送るには小さすぎる場合のように消極的理由によることもあるが、ほとんどはCG表現でコミュニケーションの付加価値を高める狙いで行われる。以下では人間どうしのコミュニケーションにおける新しい試みとして手話画像を取り上げる。

4.1 手話画像の必要性

筆者らは図7のような手話・日本語相互翻訳システムを開発中で、その機能の一部として聴覚障害者への手話画像提示を試みている⁷⁾。手話画像



図7 手話・日本語間相互翻訳システム

に要求される内容と表示品目には不明な点が多い。
手話は単に手の運動による言語表現ではない。手話情報の大部分は確かに手の運動によって伝えられるが、構文上も意味の上でも人体の姿勢や身振り、表情、視線、口形が重要な働きを担う（図8）。



図8 手話のマルチモーダリティ

口話は手話に平行して日本語を発声し、また読唇することに用いられるが、障害者は読唇の併用によって手話を一層理解しやすくなる。すなわち、手話はマルチモーダルなコミュニケーション活動であり、音声コミュニケーション以上に表現豊かな面をもつ。手話は文字表記で代用できる筈だとの意見がよく聞かれるが、上の事実から文字による伝達は非常に不自然であることがわかる。そこで、日本語を手話に翻訳する際には最終段階で手話を画像化して表示する必要性が生じる。筆者らのシステムでは簡単な人物モデルを用意し、このモデルに手話を話させるためには手話画像を規則合成している。

この人物モデルの動きに必要なものは一般のアニメーションや前述のインターフェイス・エージェント（図9）の場合とはかなり異なる。これらでは言語情報は音声で表現され、他のモードはほとんどの場合に音声補助もしくは疑似人格の形



図9 Knowledge Navigatorのエージェント Phil

成を目的としている。一方、手話画像では手の運動以外のモードでも言語情報を伝え、それらを表現しなかったり、見落したりすると情報伝達が損なわれる。手話画像に必要な特性は人物像の動きが人間の話す手話と同じ性質を持つことであり、そのような手話画像は「自然である」と言えよう。だが画像が具体的にどのような性質を持てば「自然な」手話となるのかは明らかではない。そのため筆者らは「自然な」手話画像を合成する目的で実際の手話を種々の観点から分析してきた。手話の受手は話された手話を語句に置き換えることなく目前の手話をそのままイメージとして受け入れ、そのイメージに欠けている部分や詳細を聞いたり

想像したりして全体像の完成を目指す。例えば「彼が走って転んだ」という文にしても、手話では眼鏡をかけた「彼」が、全力で「走って」、足がもつれて「転んだ」という情景を思い浮かべさせることができる。コンピュータがその特徴のある動きを表現できなければ、単に「彼が走って転んだ」という文でしかなく、受手には「彼」、「走る」、「転ぶ」のイメージしか残らない。受手は理解のためにそれらをつなぎ合わせようと試みるであろうが、それでは受手の負担が大きくなり自然なコミュニケーションは成立しないのである。

4.2 手話画像の合成

筆者らのシステムでは日本語単語をキーとして手話辞書を検索して得られる手話コードから手話の動画像を生成する^{1,2)}。現時点でコード化可能なのは、

- 【1】手の形状と手の運動（指の細かい動きにはまだコード化できないものが多い）
- 【2】口形とその変化
- 【3】瞬き
- 【4】眼と眉の周辺の表情

であり、コード体系をさらに充実させる必要がある。このうち口形と表情については実際の手話を分析中であり、順次その結果を手話画像に採用している。

まず、人物像の身体や手の形状を表現するために図10のような多数の骨セグメントから成る骨格モデルを採用した。ただし、聴覚障害者は手の形や動きとそれに合わせた表情や口の動きで手話を読み取るので、手と顔のサイズを1.4倍にして誇

張する。また、口話、瞬きと表情を表現するための3次元顔面モデルを図11に示す。モデルには肉付け、彩色する。

手の運動軌跡が複雑な手話単語を除いて本システムでの手話単語は一般に手の静止時の形状や位置がコード化される。従って、手話辞書からは手話単語ごとにコードを時間順に並べたコード列が得られ、これに基づいて画像生成部が手話画像を

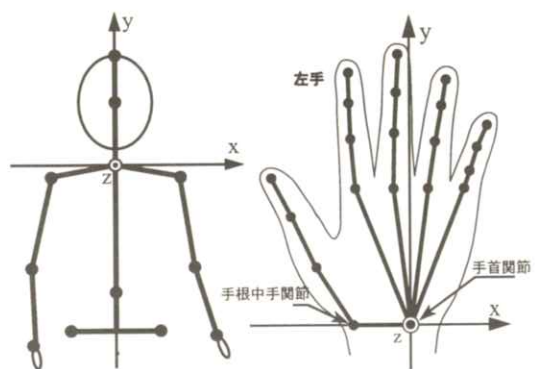


図10 手話画像のための人体モデル

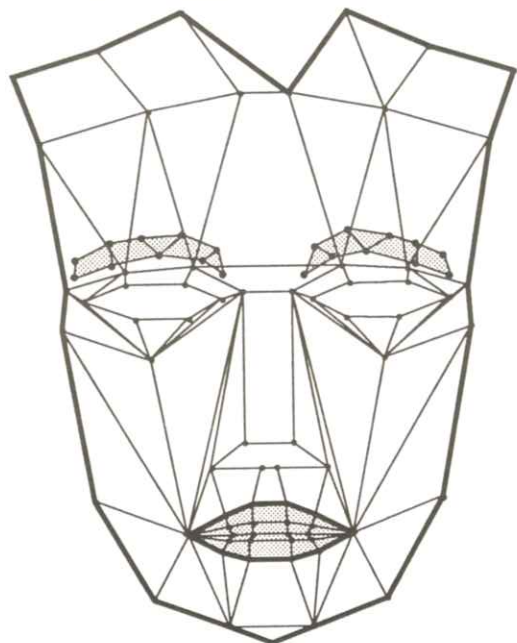


図11 手話画像のための顔面モデル

規則合成する。最初にコード列から骨格モデルの各関節角を計算して静止時の人体形態を求め、これをキーフレーム画像とする。次に各キーフレームを補間して運動部を合成する。運動中の手の形状と方向は各時刻における指の関節角と方向を線形補間して求める。また、手の位置は同じ変位速度モデルを用いて、運動の始点と終点を直線補間する。自然な運動を再現するにはその時間構造が重要であり、手話の時間構造の分析結果に基づいて運動時間と静止時間の配分を行う。また、左右の手の動きは完全に同期させ、手の運動と口話は語頭で同期させる。手話画像の例を図12に示す。

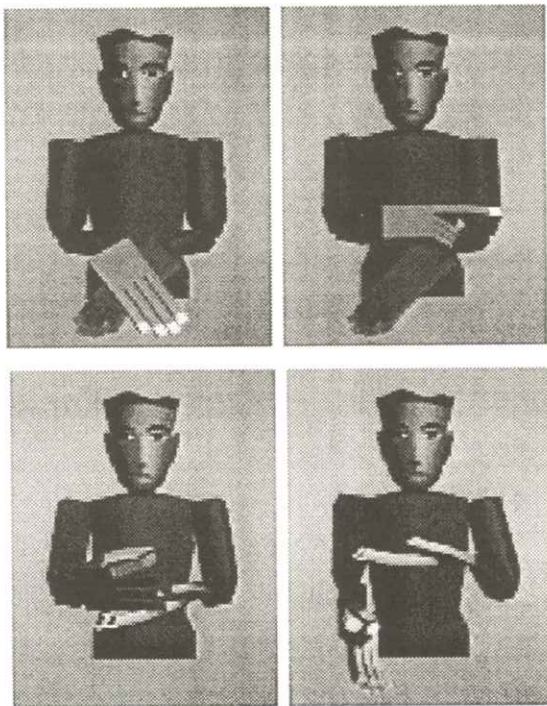


図12 手話画像の例

4.3 手話画像の評価

作成した手話画像の完成度が高いか否かは、日

常的に手話を用いる者が手話画像から単語や文をどの程度認識できるかで判断できる。ここでは13の手話会話文を用いて行った認識実験の結果を紹介する。

被験者は12名で、9名が聴覚障害者、3名が健聴者であり、平均手話歴は4年であった。実験では、画面に慣れるために始めに例文を見せ、その後に画像表現した文を提示して意味を回答させた。まず、各被験者に各文を2回反復して提示し、各回に読みとれた単語を記入させ、次に文の意味を日本語で記述させた。手話画像は19インチ画面に表示した。手話通訳者が手話を判読しやすいように寒濃色系の衣服を着用することに着目して、画面の人物像の服装は藍色、背景は暗緑色とした。表示速度は通常話される手話よりは若干遅めである。口話も表示したが画面サイズが小さいので認識には寄与してないと見なせる。人物モデルは3次元で陰影もつけたが、画面上では図12のように平板的な印象となることは免れない。実験後、被験者に手話画像による提示などに関するアンケートに答えさせたほか、表示条件を変えた画像を提示しながら改善点について意見を求めた。

全単語を平均すると、1回目の提示における単語認識率は81.3%、2回目は93.5%であった。認識率の高かったのは、「私」、「です」、「なぜ」、「だから」など被験者が普段見慣れており、類似単語と比べても頻出度が高いか、「山」、「人」など動きがスムーズな単語であった。「誰」、「新しい」など遠近感がポイントとなる単語、「金曜日」、「売る」など他によく似た語があり、それらと比べて出現頻度が低い単語は認識率が低かつ

た。「忙しい」など地方差の著しい単語も同様であった。

1 単語でも認識できないと文章を構成できないので、文認識率は69.2%にとどまった。日本語では格関係を助詞で表すのに対して、手話には助詞の概念がなく、語順と身振りで意味が決まる。単語が認識できても、複数の名詞を含む手話文は相互の格関係が掴めなくて文意が分からない被験者がいた。対象とする中間型手話は日本語と同じ語順であるが、上の結果は、構文が複雑になると口話などを併用しないと認識が困難になることを意味する。実際、「単語はわかるが会話文になるとわからない」と述べた被験者が多かった。

アンケート結果や被験者の意見をまとめると以下ようになる。手形状や位置に関しては、他の手話単語との混同、実際の手話との相違、人体部位間の接触の不明、手が大きい・小さい、指相互の区別がつきにくい、などが誤認識、違和感につながった。また、運動に関しては、軌跡が不自然、方向が実際と異なるように見える、前後の運動が把握しにくい、途中で不自然な静止が入る、遅くてめり合いがない、などが認識率を下げている。特にめり合いのない画像は被験者に過度の集中力を要求し、認知的疲労を招いた。

手の運動と他のモードとの関係については、手の運動と口話のタイミングが合致していない、一語ごとに瞬きが入るので語の区切りがわかりやすい、表情と視線移動がなく不自然、色使いはよい、などの意見を得たが、今後さらに実際の手話の分析結果に基づいてデザインする必要がある。文法の把握に不可欠の表情と視線を導入すれば、単語

の並びに頼ることなく文意を理解できるようになると考えられる。

以上より、手話画像の要件として奥行き感のある立体表示やさらにリアルな表示が挙げられる。手話そのものについては速度、運動・静止時間に変化を加えためり合いのある構成が求められる。マルチモーダル・インターフェイスの観点からは各モードの品質・内容を揃える必要があり、特に手話文法の情報を伝達する表情や視線を加えることが「自然な」手話画像の実現につながることを示唆された。

5. 操作する手の表現

2【c】で述べたように、仮想オブジェクトを操作するためのインターフェイスには仮想空間での手の動きとオブジェクトの関係を人間にフィードバックすることが不可欠である。この場合の人体表現の質はヒューマン・インターフェイスの観点から評価する必要がある。オブジェクトの直接操作には5つの方式があるが⁴⁾、直接操作の際に人体表現によるフィードバックを必要とするのは次の2つの型である。

【a】直接操作Ⅲ型

現実空間に存在する操作者が仮想空間のオブジェクトを操作する場合で、現実・仮想両空間が融合していないから操作者の手を仮想空間にも表現しないと手とオブジェクトの関係が理解できず、操作が不可能となる。操作者には自分の手と仮想空間における分身としての手の2つが見える。一例をKrueger²⁾の“Video Desk”から示そう。

図13はその1シーンで、両手のシルエットが仮



図13 KruegerのVideoDeskにおける手の表示

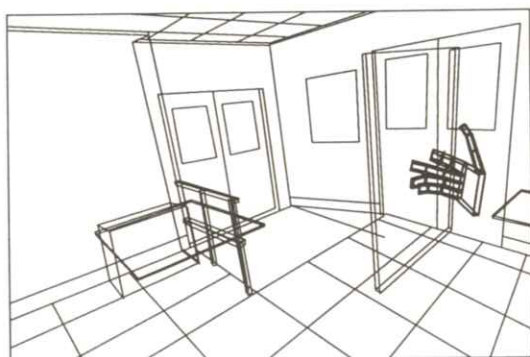


図14 NASAの人工現実感システムにおける手の表示

想空間にある文書の一部を選択しているところである。この例では操作者の両手をビデオ撮影してシルエットを抽出し、それを仮想オブジェクトと重畳して表示するという簡単な方法を用いている。オブジェクトが平面上にある場合はこれで十分であるが、手の形態と動きに関してこれ以上のフィードバックが必要な3次元空間での操作では3次元的な手をコンピュータで合成して表示しなければならないことが多い。

【b】直接操作Ⅳ型

操作者が仮想空間に没入して行う操作であり、典型的な人工現実感の世界がこれに相当する。

従って操作者には仮想空間における手しか見えない。図14はNASAで行われた人工現実感の研究の1シーンで、3次元表示された手が見える。

【a】、【b】いずれもリアルタイムのフィードバックが望ましいが、手の位置や形状の計測、手の画像合成が複雑なため現在のところはある程度の時間遅れが存在し、十分に満足できるインターフェイスは実現されていない。CGの品質についても、コンピュータ速度の限界のために手はとてもリアルとはいえない形状で表示されている。これらがインターフェイスとしての品質に大きく影響することは明らかであろう。

6. あとがき

メディア工学の観点から人体をコンピュータ上で表現するいくつかのケースについて紹介した。3次元表示環境等も整ってきたが、コンピュータの能力が人体表示を行うにはまだ十分な域に達しておらず、多くの課題が残されている。

この分野全体について言えることは、表示される人体表現の質に関する評価がほとんど行われておらず、客観的にみて改善の必要のある表現が多数見られることである。評価は人体表現の目的に応じて異なるので一般論を述べることは難しいが、客観的評価法の確立が望まれる。今後は一層リアルな表現が追求されるであろうが、リアリティとは何かも表現の目的と関わる事柄であり、人間を加えたシステムのパフォーマンスの点からの議論が必要であろう。

参考文献

- 1) N. Ito, T. Kurokawa, A. Shinozaki and H. Nakano : Proc. 8th Congress of International Ergonomics Assoc. 220 (1982)
- 2) M. W. Krueger : Artificial Reality II (Addison - Wesley, Reading 1991)
- 3) 黒川隆夫 : Proc. International Symposium "Computer World '90" 210 (1990)
- 4) 黒川隆夫 : ノンバーバルインタフェース (オーム社、東京 1994)
- 5) 黒川隆夫、榎 英雄、伊東伸泰 : 計測自動制御学会論文集 19 713 (1983)
- 6) 黒川隆夫、伊東伸泰、篠崎彰大、中野 広 : 計測自動制御学会論文集 20 829 (1984)
- 7) T.Kurokawa, T. Morichi and S. Watanabe: Advances in Human Factors/Ergonomics 19B 1109 (1993)
- 8) 黒川隆夫、西村 武 : 京都工芸繊維大学アパレル科学研究センター研究報告 10 132 (1992)
- 9) B. Laurel : Computers as Theatre (Addison - Wesley, Reading 1991)
- 10) H. Okabe, H. Imaoka, T. Tomiha and H. Niwaya : Computer Graphics 26 2 105 (1992)
- 11) 篠崎彰大 : Human Interface News and Report 6 315 (1991)
- 12) 渡邊茂晃、井上隆也、藤重栄一、黒川隆夫 : Human Interface 9 385 (1993)
- 13) 山本善昭、黒川隆夫、土屋雅文 : Human Interface News and Report 4 13 (1989)

Third International Workshop on Digital Mammography に参加して

名古屋文理短期大学 情報処理科 松原 友子

6月9日から12日までの4日間、シカゴ大学のDowntown Centerで行われたThird International Workshop on Digital Mammographyに参加しました(写真1)。同行者は、共同研究者の岐阜大学の藤田先生、別テーマの発表者の岐阜大学の原先生、そして岐阜大学藤田研究室の学生2人でした(写真2)。2年前のRSNA(北米放射線学会)にも参加したので、今回でシカゴを訪れるのは2回目でした。前は、学生で発表者でもなく「勉強に」という目的でしたが、今回はPoster Sessionとはいえ発表者としての参加でした。出発日の前々日にやっとポスターと論文を完成させ、関西空港からシカゴに向かったのです。

前は冬だったからとても寒かったけれど、今回は6月だったから気候も最高!と思っていたのですが、ちょうど異常気象の最中で前回はなかったのですが、半袖のスーツしか持って行かなかった私としてはかなり厳しい気象条件でした。町行く人がコートを着ていたぐらいでしたから。

Workshopの演題数は、口頭発表で54題、Poster Presentationで30題、参加者は約160名でした(写真3)。1日目は、夕方1時間、2日目および3日目は朝9時から夕方5時ぐらいまで、3日目は午前中というスケジュールで発表がありました。ポスターは、会場に面した廊下にスペースがとってあり、2日目と3日目にPoster Sessionの時間が1時間程設けてありました。あ

と、「R2 Technology」がデモを行っていました(写真4)。既に実用化の試作に入っているようです。

今回は、「Development of mass detection algorithm based on adaptive thresholding technique in digital mammograms」のタイトルで、脂肪領域上の腫瘍陰影と厚い乳腺領域上の腫瘍陰影の特徴の違いを生かした乳房X線写真上の腫瘍陰影の検出アルゴリズムの報告をしました。本アルゴリズムは、乳房領域の自動抽出、胸筋領域の削除、画像の3分類、脂肪領域と厚い乳腺領域の分割、候補領域の抽出、そして特徴量解析の6つの処理から成り立っています。

2日目の夜には、John Hancock Centerの95階でConference Receptionがありました(写真5)。ここからシカゴの街を3方向からとミシガン湖を眺めることができます。夜景がとても美しかったのが記憶に残っていたので、またあの夜景が見られると思うととても楽しみだったのですが、残念ながら見ることはできませんでした。その代わり、眼下は一面の「雲海」だったのです! ところどころ、とても高い建物の上部だけは見えていましたが、街が雲に覆われていく様子まで見えませんでした。まさに、土井先生が挨拶の中で言われた通り「Fantastic!!」でした。

シカゴ最後の夜は、シカゴ川からミシガン湖へのクルージングを1時間半ほど楽しみました(写

真6)。シカゴには世界で一番高いシーアーズタワーをはじめ「世界でX番」を誇る高い建物が数多くあります。また、建築物も個性があり街を歩いているだけでも楽しむことができます。

RSNAの時と同様シカゴ大のスタッフの方々には大変お世話になりました。また、Giger先生は女性でありながら第1線で活躍してみえる人です。RSNAの時は一人で2つの演題を発表され、今回はCurrent Issues in CAD for Mammographyのタイトルで教育講演をされました。あと、何本も論文を執筆してみえます。直接話したことはないのですが、あんなふうになれたらと、密かに憧れています。

あと、シカゴ大のホームページの中に今回のWorkshopのホームページが作成されていて、事前に他発表者のabstractに目を通すことができました。もちろん、会場で同じ内容の“拡大”妙録集も配られていましたが。

なお、ProceedingsがELSEVIER SCIENCE B.V.より発刊されます。

次回のWorkshopは2年後にオランダで開催されるそうです。気分はもう「ラジオ講座でオランダ語の勉強をしなくちゃ！」ですが、今回の内容から、システムが実用化に近い形にはなっていないと次回のWorkshopに参加するのは無理だと言えるでしょう。

最後になりましたが、海外渡航旅費を援助していただいた財団法人電気電信普及財団、研究助成をしていただいた財団法人中部電力基礎技術研究所に感謝申し上げます。



写真 1



写真 4



写真 2



写真 5



写真 3



写真 6

[論文]

ファジイ測度モデルによる乳房ファントム画像の総合評価
— 乳房撮影系の品質管理への一提案 —

天野 貴司・荒尾 信一・北山 彰・山下 一也

真田 泰三*・末森 慎治*

逸見 典子**・大倉 保彦**

川崎医療短期大学 放射線技術科

*川崎医科大学付属病院 中央放射線部

**倉敷成人病センター 放射線部

(1996年1月27日、最終1996年4月12日受理)

**Evaluation of Image Quality of Breast Phantom Radiographs
by Fuzzy Measure Model**
— A Proposition on Quality Control of Mammographic System —

Takashi AMANO, Shinichi ARAO, Akira KITAYAMA, Kazuya YAMASHITA

Taizou SANADA*, Shinji SUEMORI*

Noriko HENMI** and Yasuhiko OHKURA**

Department of Radiological Technology,

Kawasaki College of Allied Health Professions

*Department of Radiology, Kawasaki

Medical School Hospital

**Department of Radiology,

Center for Adult Diseases, Kurashiki

(Received January 27, 1996, in final form April 12, 1996)

The purpose of this work presents a method of subjective evaluation for radiographs of RMI - Breast Phantom [Model 156] by using the fuzzy measure model. Furthermore, we also examined the Quality Control (QC) method by using the standard value based on the

mammography guideline. For this purpose, a fuzzy measure model which is one of fuzzy theory and a fuzzy integral applying the fuzzy measure were adopted.

We produced three breast phantom radiographs from each of the three screen-film systems respectively, and carried out an examination by eight observers. The observers evaluated the limit of sight for each sham shadow, and gave an evaluation value on the basis of the method of score summation. With the total score average (the average of evaluation value for image quality factor) and the fuzzy measure allocated for each image quality factor, the fuzzy integral is calculated to determine the total evaluation value (fuzzy integral value) of breast phantom radiographs. Fuzzy measure was determined as the contribution ratio of the image quality factor regarding the precision of the breast radiograph by film readers. It was concluded that evaluation of image quality for breast phantom radiographs by using the fuzzy measure based on the fuzzy measure model and its fuzzy integral became possible, and a method for QC was proposed.

1. はじめに

乳房X線画像の画質属性を総合評価した例はほとんどない。また乳房X線画像に適した増感紙／フィルム系を選定するときに、その特性を総合評価する方法や、撮影装置・機器の品質を管理する場合のシステム全体を評価する方法などは、完全に確立しているとはいえない。

1995年制定された乳房撮影ガイドライン（以下、ガイドライン）によれば、乳房撮影系の画質評価および品質管理のために、RMI-Breast phantom [Modol 156]（以下、Modol 156）を用いることを推奨している¹⁾。それによれば、ファントムをある一定の条件下でX線撮影し、撮影されている大きさが数段階に配列された線状、石灰化状、そして腫瘤状の3種類の模擬物体の陰影（以下、模擬陰影）を観察し、視認可能な模擬陰影の大きさ（視認限界）で評価することになって

いる。しかしそれでは実際の乳房X線画像内に存在する代表的な三つの陰影の視認限界の程度を個々に評価できても、全体を総合して評価することはできない。また、一般のX線撮影に用いられる増感紙／フィルム系の特性の総合評価法としては、ファジイ測度モデルを適用し視覚によって主観評価を行った報告²⁾と、物理的評価法としての空間周波数成分をもった雑音等価量子数（number of noise-equivalent quanta):NEq(u)による二、三の報告^{3, 4)}があるだけである。

本論文では、乳房X線画像を総合評価する方法として、特性を異にする3種類の増感紙／フィルム系を用い、Model 156を撮像し、ファントム内の線状、石灰化状、そして腫瘤状の各模擬陰影の視認限界をファジイ測度モデルを適用して、総合的に主観評価した結果について報告する。あわせてガイドラインにおける判定基準をもとに品質管

理(QC)について一つの提案をしたい。

2. 実験方法

2.1 観察試料の作成

Fig. 1 に示すように線状組織模擬陰影（以下、線状陰影）、石灰化模擬陰影（以下、石灰化陰影）、及び腫瘍模擬陰影（以下、腫瘍陰影）を模した3種類の被検体が封入されているModel 156を使用し、増感紙／フィルム系は富士メディカルシステム社製のUM MAMMO FINE/UM-MA（以下、UM系）、コダック社製のMin-R/MRM（以下、MR系）、同Min-R medium/MRM（以

下、MRm系）の3種類を用いて観察試料を作成した。作成条件は、東芝メディカル社製乳房撮影装置MGU-10C（焦点： $40 \times 40 \mu\text{m}$, Mo）を用い、管電圧は28kV（付加フィルタ：0.03mm厚Mo）一定とし、散乱X線除去用グリット（4:1, 46 lines/cm, wood）を使用して、撮影距離は60cmとした。各増感紙／フィルム系それぞれに3枚ずつ試料を作成した。現像は、コニカ社製KX-500（32.9℃, 90秒）で処理した。撮影時に、Model 156ファントム画像の中央部の写真濃度が 1.2 ± 0.03 となるようにmAs値を調整した。

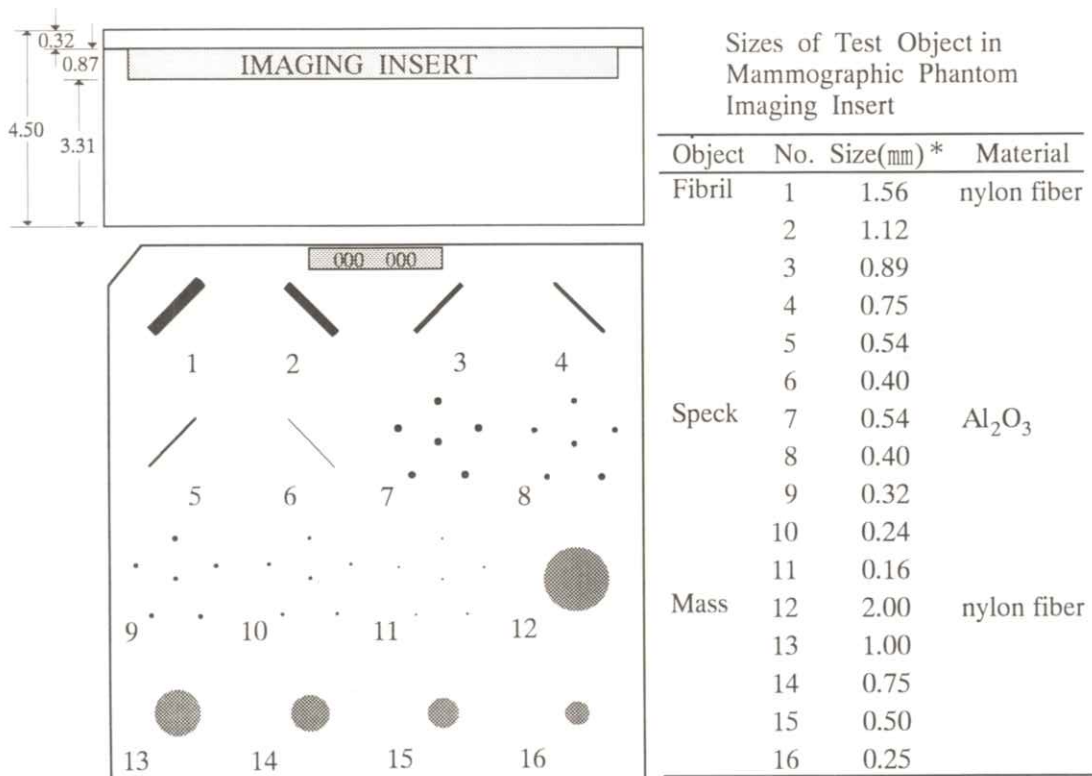


Fig. 1 Front and cross sectional view of the RMI-Breast phantom (Model 156)

*Fibril and Speck : diameter of the test object

Mass : Thickness of the test object

2.2 試料画像の評価の計算

Model 156画像の画質を評価する属性としては、線状陰影、石灰化陰影、および腫瘤陰影の3要素を対象にし、それぞれの評価の計量を行う。

Fig. 1において、Model 156の線状陰影 (No. 1~No.6)、石灰化陰影 (No.7~No.11)、および腫瘤陰影 (No.12~No.16)を評価計量の主眼点とする。線状陰影に対して6段階の評価、石灰化陰影に対して5段階の評価、腫瘤陰影に対しては5段階の評価とし、各陰影のナンバーに対する評点は次の通りである。

- ①線状陰影：No.1 / 1点, No.2 / 2点,
No.3 / 3点, No.4 / 4点,
No.5 / 5点, No.6 / 6点
- ②石灰化陰影：No.7 / 1点, No.8 / 2点,
No.9 / 3点, No.10 / 4点,
No.11 / 5点
- ③腫瘤陰影：No.12 / 1点, No.13 / 2点,
No.14 / 3点, No.15 / 4点,
No.16 / 5点

各要素の模擬陰影に対して視認限界の各陰影を観察評価し、評点とする。その上で、各要素の視認限界の各陰影に対して微小評価を行う。ここで微小評価値は0.1から0.9までの0.1間隔とする。その方法は、各要素において、視認限界の各陰影が各要素の最大陰影に対して相対的に視認が可能な度合いを0.1から0.9まで評点を与える。最大陰影に近い明るさがあれば0.9に近く、遠ければ0.1に近い配点をして、これを微小評価値とする。そして、各要素の個々の陰影が得た評点と微小評価値の和を各要素の最終的な評価値とする。たとえ

ば、線状陰影の視認限界がNo.4であったとすれば、評点は4点になる。その上で、最大の線状陰影であるNo.1と比較対照して微小評価を行う。その微小評価値が0.6であれば、最終的な評価値は4.6 (=4+0.6)点となる。

観察者は、放射線技師8名で行い、観察上、必要な諸条件（観察距離は途中で変えない。観察実験中は質問を受け付けない。判断基準を途中で変えないなど）は、事前に作成した観察実験マニュアルをもとに充分申し合わせておく。観察実験はサンプル1枚ごとに行い、各要素に対する評価は一度に行う。観察は乳房画像専用のシャウカステン（輝度：15,000lx）を用いた。

2.3 ファジイ測度の配分

ファジイ測度は、曖昧な対象を評価する際の主観的重要度で、一般に単調性をもつ測度である。その配分は観察者がもっている乳房画像の良さに対する画質要素の寄与率と考え、乳腺疾患に知識が豊富な外科医の意見をもとに、観察した技師全員が話し合って測度配分を定めた。その判断基準は、読影上重要と考えられるものは「1」に近く、さほど重要と思われないものは「0」に近い値になるように次のとおり配分した。

線状陰影： $m(F)=0.2$

石灰化陰影： $m(S)=0.3$

腫瘤陰影： $m(M)=0.5$

ここで、Fは線状(Fibril)、Sは石灰化(Speck)、Mは腫瘤(Mass)である。

また、試料画像の画質要素が複合されて画質に寄与するときには、一般に相乗効果（優加法性）

か相殺効果（劣加法性）が働く。そのために各要素のファジイ測度は単純な和にならない。この複合時のファジイ測度の配分も前述と同様に、次のように定めた。

$$m(F,S)=0.3$$

$$m(F,M)=0.8$$

$$m(S,M)=0.9$$

ただし、 $m(F,S,M)=1.0$ とする。

2.4 ファジイ積分の数値計算

観察実験で得られた評価値は、各増感紙／フィルム系ごとに平均し、サンプル1枚あたりの総平均評価値として求め、この総平均評価値とファジイ測度を用いてファジイ積分を行い、各増感紙／フィルム系における総合評価値（ファジイ積分値）を算出した。また、別個に試料画像の満点評価（線状：6.9点、石灰化：5.9点、腫瘤：5.9点）における総合評価値(6.1)を求めておき、さきに得られた総合評価値に対する割合を総合評価比とした。

ファジイ積分には、Lebesgue積分を発展・拡張したといわれる次のようなChoquet積分を用いた⁵⁾。いまChoquet積分を<C>とすれば、

$$\begin{aligned} <C>=H(A_n) \cdot m(A_1, A_2, A_3, \dots, A_n) \\ &+ [H(A_{n-1}) - H(A_n)] \cdot m(A_1, A_2, A_3, \dots, A_{n-1}) \\ &+ \dots + \dots \\ &+ [H(A_2) - H(A_3)] \cdot m(A_1, A_2) \\ &+ [H(A_1) - H(A_2)] \cdot m(A_1) \end{aligned}$$

となる。ただし、 $H(A_1) \geq H(A_2) \geq H(A_3) \geq \dots \geq H(A_n)$ で、そして、 $H(A_1), H(A_2), H$

$(A_3), \dots, H(A_n)$ は、被積分関数で、各要素が獲得したそれぞれの総平均評価値である。また、 $m(A_1), m(A_2), m(A_3), \dots, m(A_n)$ は、各要素の単独あるいは複合時のファジイ測度を示す。

なお、具体的な数値計算の方法は、「3. 結果」の冒頭で示す。

2.5 ガイドラインにおける各陰影の評価の計量

ガイドラインにおける判定基準（目標値）は線状陰影の描出が4個以上、石灰化陰影（微小円環像6個を一つの陰影として）の描出が3個以上、腫瘤陰影の描出が3個以上でなければならないと記されている。これをもとにして判定基準前後の各陰影（線状：No.3, No.4, No.5、石灰化：No.2, No.3, No.4、腫瘤：No.2, No.3, No.4）の評点および微小評定値をもとに、前述した方法でファジイ積分を行い、判定基準とその前後における総合評価値を求めた。その上で、同じように満点評価における総合評価値の割合である総合評価比を算出した。ただし、評価の性質上、微小評定値は、各陰影に対して相対的な視認の度合いが最低のときの0.1を与えた。したがって基準値における各陰影の評価値は線状：4.1、石灰化：3.1、腫瘤：3.1としている。

3. 結果

Table 1 に、各模擬陰影に対して各観察者が答えた試料3枚あたりの平均評価値と、全観察者の総平均評価値を示す。

Table 2 は、各総平均評価値をファジイ積分して

Table 1 Score averages of observer, and total score averages

Screen / film system		Observer (Radiological technologist)								Total score average
		A	B	C	D	E	F	G	H	
UM MAMMO FINE / UM-MA	(F)	5.83	5.30	5.83	5.53	5.13	5.27	4.60	5.63	5.39
	(S)	4.27	4.57	4.20	4.87	4.17	3.37	3.73	3.43	4.08
	(M)	4.83	5.10	5.13	5.10	4.60	4.40	4.33	4.53	4.75
Min-R / MRM	(F)	5.90	4.83	5.57	4.93	4.63	5.57	4.87	5.17	5.18
	(S)	4.20	4.20	4.13	4.53	3.67	3.37	3.60	3.33	3.88
	(M)	4.50	4.17	4.50	4.17	4.23	4.33	4.23	4.27	4.30
Min-R medium / MRM	(F)	5.03	5.20	5.53	5.47	4.43	5.10	4.60	5.17	5.07
	(S)	3.50	4.13	4.13	4.17	3.63	3.50	3.53	3.33	3.74
	(M)	4.47	4.13	4.50	4.10	4.17	4.23	4.20	4.23	4.25

(F) : Fibril (S) : Speck (M) : Mass

Table 2 Fuzzy numerical integration of breast phantom radiographs, and those normalized evaluation ratios.

Screen / film systems	Fuzzy numerical integration	Normalized evaluation ratio
UM MAMMO FINE / UM-MA	4.75	0.779
Min-R / MRM	4.40	0.721
Min-R medium / MRM	4.31	0.707

得られた、総合評価値（ファジイ積分値）、および総合評価比である。ここで一例として、総平均評価値から総合評価値を求める計算過程について、UN系を例におき説明する。Fig. 2において、3要素のうち石灰化陰影は、獲得した総平均評価値が最低の4.08点である。この0点から4.08点までの範囲には、他の線状陰影と腫瘤陰影の寄与も含まれている。したがって、その4.08点にすべての複合ファジイ測度(1.0)を掛け算する。次に低い評点は、腫瘤陰影の4.75点であるから、4.08点以上、4.75点までの範囲には、線状陰影の寄与が含まれているので、4.75点から4.08点を差し引き、それに線状陰影と腫瘤陰影の複合ファジイ測度(0.8)を掛ける。最後に4.75点から5.39点までは、線状陰影だけであるから、同様に差し引いた値：0.64点に線状陰影のファジイ測度(0.2)を掛ける。

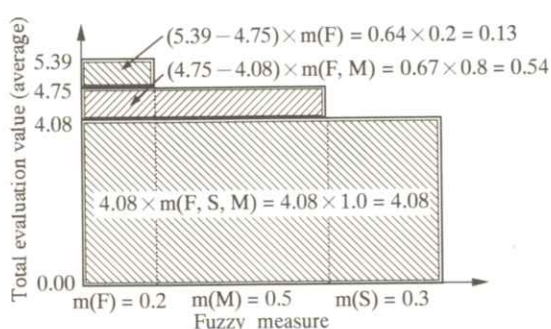


Fig. 2 Illustration of the method of calculation for fuzzy integral on a UM MAMMO FINE/UM-MA

Total evaluation value

Fibril:5.39 Speck:4.08 Mass:4.75

Fuzzy numerical integration on a UM MAMMO FINE/UM-MA

$= 4.08 + 0.54 + 0.13 = 4.75$

Normalized evaluation ratio on a UM MAMMO FINE/UM-MA

$= 4.75 / 6.10 = 0.779$

Table 3 The mAs values used to produce the breast phantom radiographs and relative speeds.

Screen / Film system	mAs value	Relative speed
UM MAMMO FINE / UM-MA	36	133
Min-R / MRM	48	100
Min-R medium / MRM	30	160

そしてそれぞれの計算で得られた計算値の和4.75 ($=4.08+0.54+0.13$) がファジイ積分の数値計算値で、これをここでは、総合評価値としている。また、各陰影が最高点を獲得したときのファジイ積分値も同様に求めると6.1が得られる。よって、この満点評価値に対する総合評価値との割合である総合評価比0.779($=4.75/6.10$)も併せて算出した。

Fig. 3はTable 1とTable 2を図示したものである。総合評価比でみれば、UM系は0.779で最も高い比率を示し、ついでMR系の0.721、

MRm系の0.707と続いているが、この両者の差は僅かである。またTable 3は、一定の写真濃度の試料画像を得るのに要したmAs値と、MR系を基準(100)としたときの相対的なシステム感度を示したものである。MR系に対して、UM系は、1.3倍、MRm系は1.6倍の感度を持っていることがわかる。

4. 考 察

ファジイ測度と、そのファジイ測度を用いたファジイ積分による総合画像評価は、単調性を

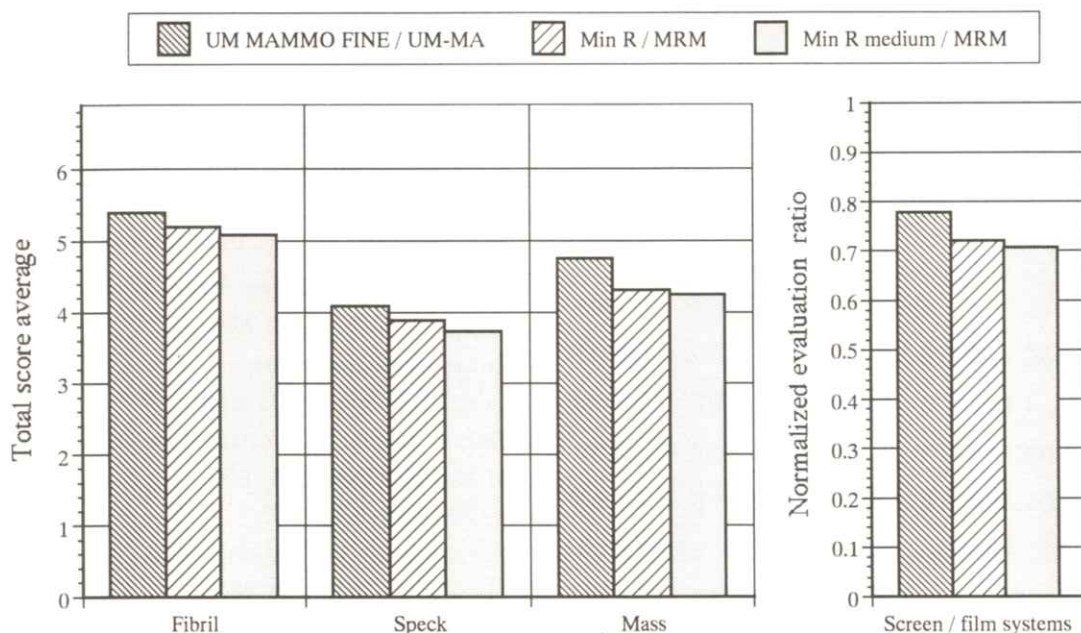


Fig. 3 Bar graphs showing the total score averages and normalized evaluation ratios.

もった複雑で曖昧な対象を主観的・総合的に計量評価しようとするときに応用される⁸⁾。この観点から、各要素の段階評価と微小評定を行い、これらによって得られた総平均評価値と総合評価比を求めた。

この結果、各増感紙／フィルム系において最も高い総合評価比を得たのはUM系であった。Fig. 3からもわかるように、他の増感紙／フィルム系と比較して、線状陰影、石灰化陰影ではそれほど値に差は認められないが、腫瘤陰影における総平均評価値は、かなり高い値を示している。UM系は他の二つの増感紙／フィルム系と比べると、コントラストの高いシステムである。この点から考えると、面状の形をしている腫瘤陰影が高い総平均評価値を得た理由が説明できる。さらに腫瘤陰影におけるファジイ測度配分、およびこれを含んだ複合の測度配分は、他のものと比べるとかなり重要度が高いので、高い総合評価比を得ることは予想できた。また、ファジイ測度を用いたファジイ積分においては、最も低い総平均評価値の要素が大きく画質評価を左右する²⁾。次に高い総合評価比を得たのはMR系であるが、3番目のMRm系とは、それほど値に差は認められない。しかし重要なことは、Table 3 に示したように比感度が大きく違うことである。

実際の乳房撮影においては、撮影対象者の被爆線量が特に重要な関心となっている^{7, 8)}。Fig. 4 は比感度と総合評価比の関係を図で示したものである。ここでUM系は3種類の増感紙／フィルムけいにおいては中間の感度で、しかも総合評価比が最高の評価であったことからここでは最も優れ

た増感紙／フィルム系といえる。MRm系は最も低い総合評価比ではあるが、被爆線量を考慮にいられたスクリーニングを目的とした検査において有効なシステムであると考えられる。

乳房撮影系において増感紙／フィルムは、検査目的や乳房の性状・形態にあったものを選択する必要がある。また現実の臨床においては、線状、石灰化、腫瘤の3要素は診断上の主眼点であり、診断目的にそった重要度・寄与率としてのファジイ測度の設定が必要となる。また当然、診断者それぞれにも固有の考え方があることはいうまでもない。しかし乳房画像の診断を日常的に行い、剖検を重ねている複数の専門医の意見に従って配分

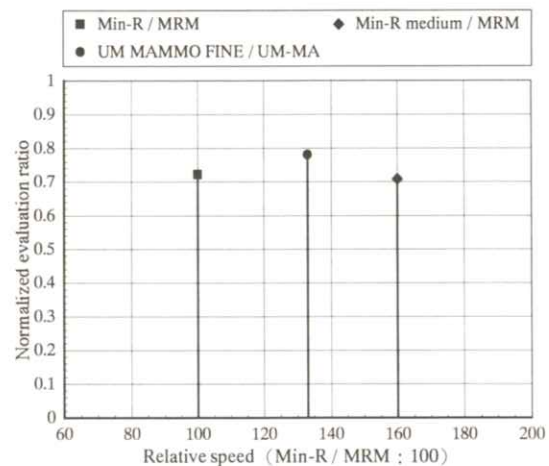


Fig. 4 Plots of normalized evaluation values vs corresponding relative speeds (Min-R / MRM:100) from each of the screen film systems

した、本実験でのファジイ測度の程度を大きく違えることは考えられない。

5. 提 案

以上の実験の結果から、乳房撮影系の品質管理について一つの提案をしたい。Table 4 は、2.5 の項で計量したガイドラインにおける判定基準前後の各陰影のファジィ積分値（総合評価値）と総合評価比である。ここで、判定基準における総合評価比は、0.541である。本実験で用いた3種類の増感紙／フィルム系の総合評価比（UM系：0.779、MR系：0.721、MRm系：0.707）は、いずれもこの判定基準の総合評価比を大きく上回っていることから、良好なシステムであると考えられる。もちろんある定められたファジィ測度を用いた場合においてである。しかし前に考察したように、ファジィ測度の配分がそれほど大きく程度を違えるとは思えないので、この結果は一定の判定基準を示すものと考えてよい。

どのようにして定められたかわからないが、ガイドラインの判定基準は目標値として、線状が4個以上、石灰化が3個以上、腫瘍が3個以上の描出が必要であるとしている。これまでファジィ測

度は、診断上の重要度あるいは寄与率であると述べてきた。このことは診断上の主眼点である3要素自体の重要度であるということである。ここで各陰影の組合せを線状が3個以上、石灰化が4個以上、腫瘍が4個以上とした場合、線状陰影がガイドラインの基準を満たしていないにもかかわらず、総合評価比は0.656となり、判定基準を大きく上回る。そして、ガイドラインの基準を満たさない組合せの中では最高の総合評価比の値となる。このことは、各要素ごとの評価で判定するのではなく、総合的に評価する必要性があることを意味している。さらに判定基準（目標値）を、それより一つ上野ランクである線状4個以上、石灰化4個以上、腫瘍4個以上に設定することにより、ガイドラインの基準を満たした総合評価比(0.672)となる。これにより、各要素の重要度・寄与率に見合った基準設定による品質管理の可能性が提案される。これでも本実験に使用した3種類の増感紙／フィルム系は判定基準を上回ることになる。乳房X線撮影系の診断上の有効性が高く評価され

Table 4 Combinations of piece number on the basis of the standard value, and those fuzzy numerical integrations and normalized evaluation ratios.

Piece number (Fibril, Speck, Mass)	Fuzzy numerical integration	Normalized evaluation ratio	Piece number (Fibril, Speck, Mass)	Fuzzy numerical integration	Normalized evaluation ratio	Piece number (Fibril, Speck, Mass)	Fuzzy numerical integration	Normalized evaluation ratio
3 2 2	2.3	0.377	5 4 2	2.9	0.475	3 3 4	3.6	0.590
3 3 2	2.4	0.393	3 3 3	3.1	0.508	5 4 3	3.6	0.590
4 2 2	2.5	0.410	4 2 3	3.1	0.508	4 2 4	3.7	0.607
4 3 2	2.6	0.426	4 3 3	3.3	0.541	4 3 4	3.9	0.639
3 4 2	2.7	0.443	5 2 3	3.3	0.541	5 2 4	3.9	0.639
4 4 2	2.7	0.443	3 2 4	3.4	0.557	3 4 4	4.0	0.656
5 2 2	2.7	0.443	3 4 3	3.4	0.557	4 4 4	4.1	0.672
5 3 2	2.8	0.459	4 4 3	3.4	0.557	5 3 4	4.1	0.672
3 2 3	2.9	0.475	5 3 3	3.5	0.574	5 4 4	4.3	0.705

□ : Standard value

□ : Quality control value

ている現状からみて、品質管理には総合評価比が0.672以上の水準に判定基準を設ける必要があると、われわれは考えている

以上、ファジイ測度モデルとファジイ積分による乳房撮影系の品質管理に一つの提案をしておきたい。

6. 結 論

- (1) ファジイ測度モデルとファジイ積分を適用すると、少ない試料数で比較的容易に、総合的な画像評価を行うことが可能となった。
- (2) 乳房X線像の診断上、目的の重要度に応じて総合評価ができる。
- (3) ファジイ測度の配分には、診断目的に応じて考慮の必要があるが、その診断対象について深い学識と経験を持った専門医の十分な意見をもとに設定すれば、大きな錯誤は生じないと考えてよい。
- (4) 乳房撮影系の品質管理に対して、一つの提案を行った。
- (5) 曖昧さを含んだ総合評価の結果と、各系の物理的な総合評価との相関については今後の課題にしたい。
- (6) 実際の乳房を模したファントム「Model 165」について、専門医の評価を得るため同様の実験を継続している。結果が得られれば報告したい。

謝 辞

実験の性格上、特に名を伏せるが、試料観察に

協力を惜しなかった多くの先生方に、心より敬意と感謝を申し上げる。

また、川崎医科大学教授（内分泌外科）園尾博司博士には多くの助言をいただいた。付言して感謝する次第である。

文 献

- 1) 日本医学放射線学会乳房撮影ガイドライン委員会編：乳房撮影ガイドライン（日本アクセル・シュプリング出版 1995）
- 2) 山下一也、滝川 厚、石田隆行、他：日放技学誌 48 616-624(1992)
- 3) 畑川政勝、岸本健治、吉田梨影：日放技学誌 45 1615-1620(1989)
- 4) 岡田弘治、宇佐美公男、倉又雄一、他：日放技学誌 43 453-459(1989)
- 5) 菅野道夫、室伏俊明：第3回ファジイシンポジウム講演論文集 pp.31-36(1987)
- 6) 浅居喜代治、Negoita CV編：ファジイシステム理論入門 pp.13（オーム社 1990）
- 7) 遠藤登喜子：マンモグラフィの読み方11(11) pp.12-20(臨床画像 1995)
- 8) 寺田 央：マンモグラフィの撮影法 11(11) 22-33(臨床画像 1995)

ウィナースペクトルの測定に関する基礎的研究 — 基準濃度について —

鈴木 陽典・遠藤 秀樹・松本 信衛

奥羽大学歯学部歯科放射線学講座

〒963 郡山市富田町三角堂31-1

(1995年1月28日、最終1996年7月15日受理)

Basic Study on the Measurement of Wiener Spectra — Standard Density —

Yosuke SUZUKI, Hideki ENDO, and Nobue MASTUMOTO

Department of Radiology, School of dentistry,

Ohu University

31-1 Misumido, Tomita, Kohriyama, Fukushima, Japan

(Received January 28, 1995, in final form July 15, 1996)

Theoretical and experimental investigations on the physical quantity for measuring the Wiener spectra and the standard density of film were performed.

Both the density and its transmittance are used for the measurement of Wiener spectra. The density, generally used, has some problem that calculation of its arithmetic mean can not be made and that it depends on the aperture size. The fluctuation of the density depends on the average density. On the other hand, the transmittance is more suitable than the density as the physical quantity for the measurement of very small area of film. At the density 0.3, the fluctuation of the transmittance becomes the maximum in any type of films.

It is reasonable that, for the measurement Wiener spectra, the density of film is standardized to be 0.3 (transmittance is 0.5) and its transmittance is used as the physical quantity.

1. はじめに

現在X線フィルムから得られる物理量として、

濃度(黒化度)が一般に用いられている。しかし、

濃度は加算平均のできない物理量であるため、そ

の取り扱いが難しい場合がある。特に微小領域を扱い、粒状性が関与するような場合は、大きな問題を生じる。山田¹⁾はウィナースペクトルを測定する場合に、スペクトル値の濃度依存性の問題を上げ、フィルム相互比較測定をするような場合は特定の濃度値で行う必要があることを示唆、また輝度による測定を行うと、濃度0.2~0.3に粒状性のゆらぎの最大値が得られることを示し、濃度よりも輝度による測定を提唱している。

本研究では、X線フィルムの微小領域における濃度の基本的問題点を、実験および計算により検討を行ったもので、本来の物理量であった透過率による計測の正当性と、特に粒状性の測定には基準濃度を設定することが妥当であるとの結論を得たので、ここにその詳細について報告する。

2. ウィナースペクトル測定における物理量

写真フィルムから、ウィナースペクトルを測定する際に用いられる物理量としては、Jones²⁾が1955年に透過率を用いている。その後、土井³⁾は透過率でも濃度でも良いとしているが、それは濃度の粒状成分、すなわち、ゆらぎが、濃度に比べて十分に小さい場合に成立しているとしている。すなわち、濃度を D 、透過率を T とした場合、濃度の定義より、 $D = \log(1/T)$ で、濃度の粒状成分を ΔD 、透過率の粒状成分を ΔT とすれば、 $\Delta T/T \ll 1$ の条件から、

$$\Delta D \approx -0.434 \Delta T/T \quad \dots\dots\dots(1)$$

となり ΔT でも ΔD でも良いとしている。しかしながら、 $\Delta T/T \ll 1$ の条件については、具体的な数値の提示はされていない。

M.A.Kriss⁴⁾は、これまでの論文では透過率が一般に用いられていたが、濃度は視覚応答に対して直線的な関係があるとして、濃度でウィナースペクトルを計ることの方が望ましいとしている。1980年内田ら⁵⁾は、正規化された透過率、

$$t(x,y) = \{T(x,y) - T_0\} / T_0 \quad \dots\dots\dots(2)$$

を用い、濃度を用いても同様の結論が得られるとしている。1985年Doi⁶⁾は、粒状性の測定においては、濃度あるいは透過率としており、透過率の相対的なゆらぎは小さいと仮定されるので、濃度のゆらぎと透過率のゆらぎは直線関係となり、1つの測定から他を換算することが可能となるとしている。しかしながら、いずれの場合も、相対的なゆらぎが小さいとは具体的にどのくらいの値であるかについて、言及のないまま現在に至っている。

3. 材料および方法

Table 1に本研究を用いた材料及び器材を示す。

Table 1 Materials and Equipments

Film	:Kodak DF-57
Developer	:Konika Acedol
Fixer	:Konika Acefix
Micro Densitometer	:Konika PDM-5A
A/D Converter	:Micro Science ADM-1498BPC
Computer	:PC9801 RA CBASIC

本研究は次に上げる3つの項目からなり、先ず濃度および透過率のそれぞれの定義に基づいて、数式によってそれぞれの性質を検討を行い、次に、実際のフィルムで確認をした後、シミュレーションによりフィルム特性を変化させたときの濃度、

透過率の諸特性について検討を行う。

3.1 数式による加算平均値の算出

濃度はある領域の濃度値と、その領域をさらに小領域に分けそれぞれの濃度値を加算平均した値と異なる。濃度および透過率の定義から、数式により4.1でこれを示す。ここでは、透過率と濃度について、同じ条件のフィルムについて、ある領域を設定し、その濃度、透過率の算出と、さらに2つの小領域に分けて、それぞれ加算平均を求めた場合の値のずれについて、算出を行う。

Fig. 1 に、この計算の概念図を示す。

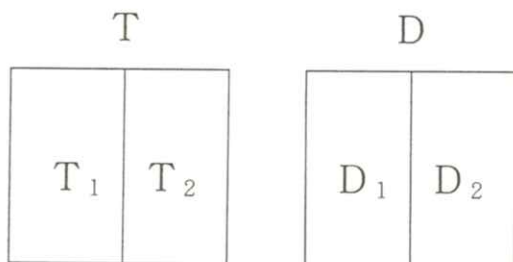


Fig. 1 Schematic view of the ROI for the calculation of average transmittance and average density.

3.2 実測による確認

アパーチャサイズによる濃度の変化を、実際のフィルムで確認するため、歯科で一般に用いられているフィルムとして、Kodak Ektaspeed®を選び、平均濃度 $D=0.3$ および 1.2 となるように均一照射をし、濃度計測する。この際アパーチャサイズは $7.5 \times 1 \mu m^2$ から $25 \times 25 \mu m^2$ まで変えて測定し、それぞれの加算平均濃度 D を求める。同時に濃度値から透過率にいったん変換し、それから

加算平均して求めた濃度 D_T と比較する。

ウィナースペクトルの濃度依存性を簡便に調べるために、ゆらぎの標準偏差であるRMS粒状度（以下RMS値と云う）⁵⁾の濃度依存性について、アパーチャサイズを最小の $7.5 \times 1 \mu m^2$ に固定し、フィルム濃度を0.06から1.6まで変化させ測定する。RMS値は濃度値に換算して求めたものを ΔD_T 、透過率から求めたものを ΔT とすれば、

$$\Delta T = \sqrt{\Sigma (T(X) - T)^2 / N} \dots\dots\dots(3)$$

$$\Delta D_T = 0.4343 \sqrt{\Sigma (T(X) - T)^2 / N / T} \dots\dots(4)$$

$$\Delta D = \sqrt{\Sigma (D(X) - D)^2 / N} \dots\dots\dots(5)$$

である。

ここで $T(X)$ は透過率、 T は平均透過率、 $D(X)$ は濃度、 D は平均濃度で、

$$D(X) = -\log T(X) \dots\dots\dots(6)$$

で表される。

3.3 シミュレーションによる解析

RMS値はフィルム濃度に依存しており、山田¹⁾は、フィルムの透過後の光強度の変動値に着目し、濃度0.2~0.3でウィナースペクトルのピークが見られることを顕微鏡TVカメラ入力系によ

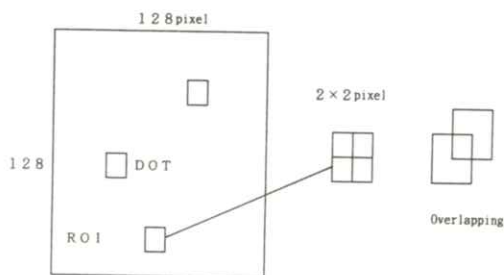


Fig. 2 Schematic view of the random dot model.

て実測しているが、測定系によるものか、フィルム特性によるものかについては触れていない。そこで、これらを明らかにするため、次のようなシミュレーションをおこなった。

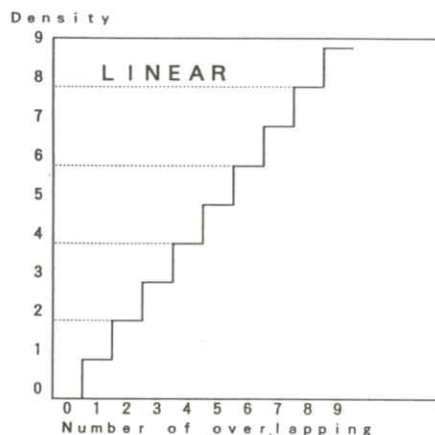
Fig. 2 は、フィルム粒状性を計算するための模式図で、 128×128 画素の領域を設定し、この中に 2×2 画素の銀粒子に相当する小領域を乱数によって配置する。銀粒子の数が増加するに従って、重なりを生じるが、重なり回数によって、その部位の濃度をFig. 3 (a)~(c)のように規定し、3つのタイプのフィルムを設定した。すなわち、(a)に示すリニアモデルは銀粒子の濃度値を1とし、重なる度に濃度を単純に加算したもの。(b)に示す二値化モデルは、銀粒子の濃度を2とし、何回重なっても濃度は2で、銀粒子の領域のみが広がっていくモデルである。(c)に示すノーマルモデルは、ある程度実際のフィルムの反転部も想定したもので、重なり回数が3回までは増加し、5回を越えると今度は減少するものである。

計算は、それぞれのモデルについて、銀粒子数 N を100から100000まで徐々に増加させつつ、 128×128 の全域にわたって、 1×1 のアーチャサイズにより透過率、濃度を求め、加算平均、特性曲線および透過率のRMS ΔT 、濃度のRMS値 ΔT を求めた。

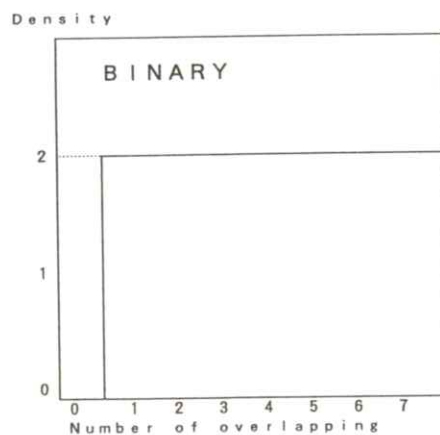
4. 結果

4.1 数式による加算平均値の算出

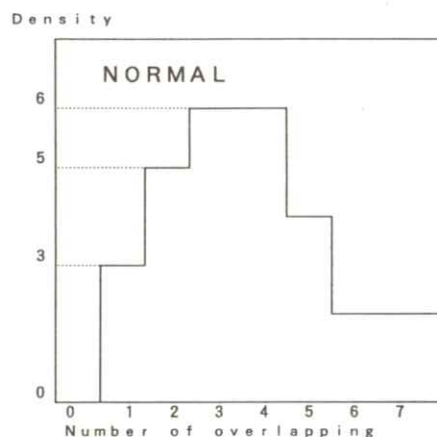
Fig. 1 に示すように、透過率および濃度の関心領域と、それぞれの小領域を考える。ある領域の透過率が T のとき、その領域を半分に分けてそ



(a) linear model



(b) binary model



(c) normal model

Fig. 3 Three random dot models in this calculation.

れぞれ小領域の透過率を測定したとき、その値が T_1 、 T_2 であった場合を考える。なお、 I_0 は小領域に入射する入射光量、 I_1 、 I_2 はそれぞれ透過率 T_1 、 T_2 の部位における透過光量である。透過率の定義から、

$$T = (I_1 + I_2) / 2 I_0 \quad \dots\dots\dots(7)$$

$$T_1 = I_1 / I_0 \quad \dots\dots\dots(8)$$

$$T_2 = I_2 / I_0 \quad \dots\dots\dots(9)$$

(7)(8)(9)式より

$T = (T_1 + T_2) / 2$ となり、2つの小領域の透過率の加算平均は着目領域全体の透過率となっている。

Fig. 1 右図は、同様に濃度による計算を示したもので関心領域の濃度を D 、その領域を半分に分けたそれぞれの小領域の濃度を D_1 、 D_2 とする。

濃度の定義より、

$$D = \log \{ 2I_0 / (I_1 + I_2) \} \quad \dots\dots\dots(10)$$

$$D_1 = \log I_0 / I_1 \quad \dots\dots\dots(11)$$

$$D_2 = \log I_0 / I_2 \quad \dots\dots\dots(12)$$

ところで

$$(I_1 - I_2)^2 \geq 0$$

すなわち

$$(I_1 + I_2)^2 \geq 4 I_1 I_2$$

両辺の逆数を取り、 I_0^2 を両辺に乘じれば、

$$\frac{I_0^2}{(I_1 + I_2)^2} \leq \frac{I_0^2}{4 I_1 I_2}$$

さらに両辺に4を乗じ、対数をとって整理すれば、

$$\log \frac{2I_0}{I_1 + I_2} \leq \frac{1}{2} \left(\log \frac{I_0}{I_1} + \log \frac{I_0}{I_2} \right) \quad \dots\dots\dots(13)$$

すなわち

$$D \leq \frac{D_1 + D_2}{2} \quad \dots\dots\dots(14)$$

となり小領域を加算平均した方が常に濃度が大きくなる事が分かる。

4.2 実測による確認

Fig. 4 は、加算平均した濃度値のアパーチャ

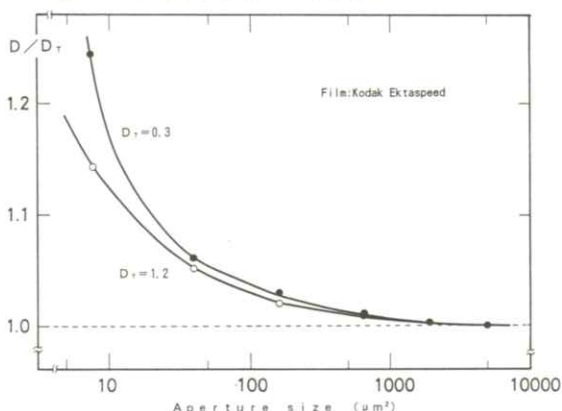


Fig. 4 Aperture size dependency of average density.

D: average (arithmetic mean) of density

D_T : Density transformed from the arithmetic mean of transmittance

サイズによる変化を示したもので、アパーチャサイズを $7.5 \times 1 \mu m^2$ から $20 \times 25 \mu m^2$ まで変化させたものである。2つの資料は、透過率より換算した濃度値は0.3および1.2を示し、この値はアパーチャの大きさによらずほぼ一定値を示したが、濃度の加算平均値は、2つの資料とも、アパーチャサイズが小さくなるに従い、大きくなる傾向を示し、数値計算と同様の結果を示した。Fig. 5 は RMS 値の濃度依存性を示したもので、透過率から求めたものは ΔT で表され、濃度0.3付近にピークを持つ単峰性のグラフとなったが、濃度か

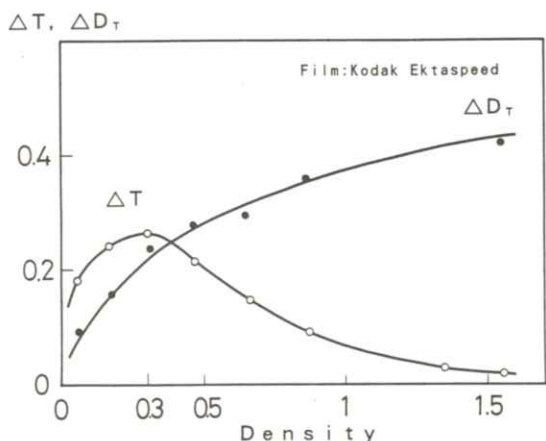


Fig. 5 Density dependency of the granularity of Kodak EKTASPEED film.

ΔT : RMS values of transmittance.

ΔD_T : RMS values of density.

ら求めたものは ΔD_T で表され、増加傾向のグラフとなった。

4.3 シミュレーションによる解析

Fig. 6 は設定した3つのタイプのフィルムの特性曲線を示したものである。ただし、横軸は、従来の線量値の代わりに銀粒子数を用いている。それぞれ3つのタイプの特性曲線は、低濃度部では近似した特性を示しており、高濃度部でそれぞ

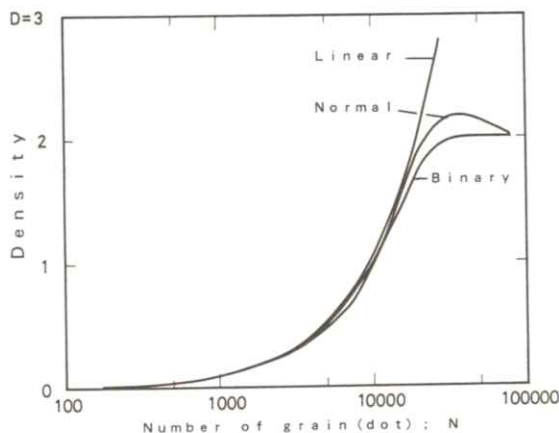


Fig. 6 Characteristic curves for three models.

れの特徴が見られる。すなわち、リニアモデルでは、直線部がそのまま伸びており、通常のデンタルフィルムに近い特性となっている。2値化モデルでは最高濃度2に達するとそのままの平坦な特性となり、反転部は見られない。これは、山田¹⁾が輝度測定した顕微鏡-TVシステムに近いモデルとなっている。ノーマルモデルでは高濃度部で反転をし、通常のスクリーンタイプ・フィルムに近い特性となっている。

Fig. 7 はそれぞれのモデルのRMS値について、濃度および透過率から求めたものを、それぞれ ΔD_T 、 ΔT で示したものである。リニアモデルでは、 ΔD_T は濃度とともに増加するのに対して、 ΔT は低濃度部では濃度とともに増加するが、さらに濃度が高くなると減少し、山型のパターンとなっている。このピークの位置は濃度0.3付近である。なお、このモデルは、デンタルフィルムの特性と類似しており、Fig. 5 で示した実測値と

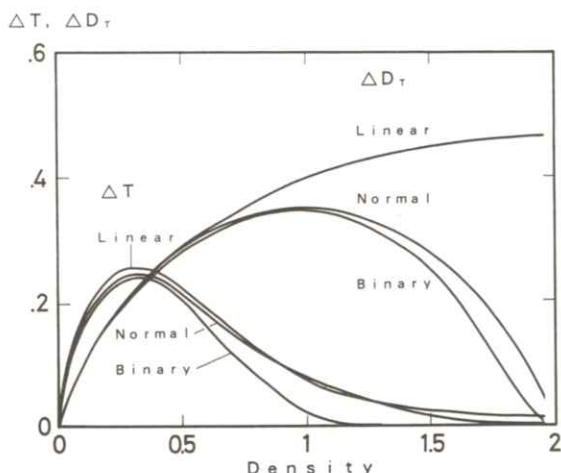


Fig. 7 Density dependency of the fluctuation of granularity.

ΔT : RMS values of transmittance

ΔD_T : RMS values of density

よく一致している。2値化モデルでは、 ΔD_T および ΔT とも山型のパターンとなっているが、ピーク的位置は、 ΔD_T は濃度0.9付近に、また ΔT は0.3付近である。また、ノーマルモデルでは、2値化モデル同様に、どちらも山型を示したが、そのピークは ΔD_T は1.0付近であるのに対して、 ΔT のピークは0.3付近であった。すなわち、濃度によるRMS値 ΔD_T は、フィルム特性によってピークを示す濃度値が異なっているのに対して、透過度によるRMS値 ΔT は、すべてのモデルで濃度0.3付近でピーク値を示した。

5. 考 察

濃度は人の視覚に近い物理量であるため、X線フィルムの銀粒子の分布密度は一般に濃度分析として扱われる場合が多い。また測定も、従来は輝度測定から透過率を測定するものが一般的であり、濃度は光楔を用いた制度の高い測定器が必要であったが、近年では正確でしかも安価な対数アンプが採用され、透過率は簡単に濃度に変換することが可能になったことから、濃度計が一般に用いられるようになった。また、X線写真の濃度も、ある程度大きい面積についての測定については、ほとんど問題を生じることはなかった。しかしながら、濃度のゆらぎを扱うような微小領域では、アパーチャサイズを小さくすればするほど、濃度値は上昇することが、理論的にも実験的にも確認された。したがって、粒状性の目安として、RMS値やウイナースpekトルの測定においては、濃度を用いる場合は、検討する粒状性の空間周波数に応じたアパーチャサイズを選び、ゆらぎの十

分少ない条件で検討しなければならず、おのずと限界がある。これに比べて、透過率による測定は、ある領域の透過率を検討する際に、全領域の透過率と、小領域での透過率の加算平均とが等しいため、任意のアパーチャサイズを用いることが出来る。なお通常用いられている10000 μm^2 程度のアパーチャサイズでは、特にこれらの考慮は必要としないと考えられる。

RMS値やウイナースpekトルはX線フィルムの粒状性を把握するのに有効であるが、濃度による測定方法では、最大値を示すフィルム濃度が、フィルムの特性曲線によって変化するため、2つのフィルムの比較検討は難解である。これに対して、透過率による測定では、フィルムの特性曲線によらず、ほぼ濃度0.3にRMS値のピークがあり、フィルムの粒状性の比較では、フィルム濃度値を0.3に指定し、透過率によりRMSを測定すれば、常に最大値が得られるので、明確な評価が可能となる。

濃度値0.3は、透過率がほぼ0.5の場合で、ここでの粒状性、すなわちゆらぎが最大になる理由は、ゆらぎは、もともと、銀粒子の存在する部位は黒、存在しない部位は白で、黒から白へ、あるいは、黒から白へ変化することがゆらぎであることから、あるフィルムのゆらぎは、このフィルムの白黒反転フィルムとほぼ同様のゆらぎを示すと考えられる。すなわち、銀粒子が増加するに従い、黒のゆらぎは増加するが、半分以上になると、逆に白が減少するために、ゆらぎは減少し、結果として透過率が半分のときが、ゆらぎが最も大きくなると考えられる。なお、銀粒子がさらに増加し一様に

黒になった時点でゆらぎは0になる。

山本¹⁾はデンタルフィルム：Kodak DF-57のウイナースペクトルの濃度依存性について、濃度0.2から1.0まではウイナースペクトル値が直線的に増加することを報告している。これはデンタルフィルムに近いリニアモデルのシミュレーションとほぼ同様の結果で、シミュレーションでも濃度による計測でも高濃度ほどRMS値が増加している。この結果は、銀粒子のざらつきが目立つのは高濃度領域よりも低濃度領域に多いと言う臨床結果とは異なること、また濃度そのものも、例えばコントラスト1は、濃度1と2でも、濃度3と4でも同じものであるはずが、実際は3と4では黒すぎて認識するのは難しく、実際の臨床結果とは異なっている。すなわち、濃度はある程度の範囲では、人の視覚に近い物理量であってもその範囲を超えると必ずしも適当な物理量ではないと考えられる。

山田¹⁾の用いた顕微鏡-TV系による輝度測定も、本質的には透過率の測定と考えられ、濃度0.2から0.3に粒状性のゆらぎの最大値が得られるという同様な結果を得ている。なお、透過率の測定は、現在使用している濃度計の読み値を変換するだけで簡単に得られ、特別な装置を必要とするわけではなく、計算処理の行程が1行程増加するに過ぎず、変更は簡単であると考えられる。

6. 結 論

X線フィルムにおける微小領域の濃度計測について、理論的および実験的に検討した結果、次のような結論を得た。

1) 濃度の加算平均値はアパーチャサイズに依存し、サイズが小さいほど平均濃度は大きい値を示す。

2) 透過率と濃度はどちらも粒状性のゆらぎを測定する物理量として使用されているが、透過率のほうが基本的物理量である。

3) 粒状性のゆらぎは、透過率による測定をすれば、フィルム特性に因らず透過率0.5、すなわち濃度0.3で、最大となった。

以上のことから、フィルムの粒状性の相互比較においてウイナースペクトルを用いる場合には、透過率による測定と、測定されるフィルムの透過率は0.5、濃度値で0.3を標準とすることが望ましいと考えられる。

文 献

- 1) 山田英彦：歯科放射線 31 1(1991)
- 2) R.C.Jones：J.Opt.Soc.Am. 45 799(1955)
- 3) 土井邦雄：放射線像の研究 2巻 p.14(RII 研究会 1969)
- 4) T.H.James：Theory of the Photographic Process 4th ed. pp.592-635(Macmillan Publ. New York 1977)
- 5) 内田 勝、金森仁志、稲津 博：放射線画像情報工学 (I) p.238(通商産業研究社 東京 (1981))
- 6) K.Doi：Progress in Radiation Physics vol.2(1985)
- 7) 山本晃司、大川延也、遠藤秀樹、石井憲一、鈴木陽典、丹羽克味：奥羽大歯学誌 21 48 (1994)

D I C O M規格に基づいたP Cソフトの開発

島西 聡・泉 実教・相澤 光広・繁村 直

山口 弘次郎*・瓜谷 富三*・古賀 佑彦**

東芝メディカルエンジニアリング(株)

〒140 品川区南品川2-2-7 南品川Jビル9階

*藤田保健衛生大学衛生学部

〒470-11 豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

**藤田保健衛生大学医学部放射線科

〒470-11 豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

(1996年6月7日、最終1996年7月20日受理)

Develoment of a PC - Software using DICOM Standards

Satoru SHIMANISHI, Minori IZUMI, Mitsuhiro AIZAWA,
Naoshi SHIGEMURA, Kojiro YAMAGUCHI *, Tomizo URITANI* and
Sukehiko KOGA **

Toshiba Medical Engineering CO.,LTD

9th floor Minami - Shinagawa J BLDG.2 - 7 Minami - Shinagawa 2 - Chome

Shinagawa, 140

*Shool of Health Sciences, Fujita Health University,

1 - 98 Dengakugakubo Kutsukake Toyoake, 470 - 11

**Department of Radiology, Fujita Health University,

1 - 98 Dengakugakubo Kutsukake Toyoake, 470 - 11

(Received June 7, 1996, in final form July 20, 1996)

The DICOM standard is about to be in wide use. The authors have completed development of the software, "GAZO NO TATSUJIN™(expert of Images for DICOM)" set on the DICOM standard, which runs on PC, a universal apparatus. This paper describes the outline of the DICOM standard which is required to develop the software. It also describes the introduction

of CTN which is a software kit to grasp the DICOM standard, the concept of the software, some problems and their solutions in using the software, and summary, in this order.

The DICOM standard is expected to be further developed to form a core element of PACS. This paper is announced to serve as a foothold toward further development of DICOM.

1. はじめに

パソコン（以下、PCとする）の普及率は目を見張る勢いで伸びてきている。医療分野とて例外ではなく、特に医師が個人的に所有し利用している場合が増えている。

DICOMという医用画像の通信に関わる規格を取り込んだ製品を医用機器メーカーが活発に取り組んでおり、ここ2～3年の間に医療画像分野に浸透してきている。昨年・今年と多くのメーカーが国際医用画像総合展(JMCP主催)にDICOMに関する展示を行っており、多数の医師や放射線技師から反響の声が聞かれる。

医用画像を表示する専用機器の場合、時間の制約を受けることが多い。しかし、PCの場合は個人的な使用をしやすい。DICOM規格に沿った画像通信と表示がPC上で実現出来れば医師が研究用や参照用として便利に使うことができる。また、病棟においても利用可能となる。そこで、PC上で動作するDICOM規格準拠画像表示ソフトウェアの開発を行うこととし、プラットフォームをWindows 3.1とする。「画像の達人TM」を開発した。

以下に、DICOM規格の概要、CTNソフトウェア、画像の達人、結果、考察、まとめの順に述べる。

2. DICOM規格の概要

米国放射線医学会(ACR)と米国電気機械工業会(NEMA)が組織しているACR-NEMA委員会が、医用画像機器やメーカーに依存しない国際的なデジタル医用画像の通信規格を作成することを目的として、DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)が制定された。日本では「医療におけるデジタル画像と通信」規格と訳されている。

バージョン1(1985年)、バージョン2(1988年)は2点間通信の規格であり、この中では独自使用のインターフェースを採用したので普及が芳しくなかった。

そこで、ネットワークに対応した通信規格としてバージョン3(DICOM規格)を1992年から順次制定し現在に至っている。日本では、MIPS規格-94として日本放射線機器工業会(JIRA)がDICOM規格に準拠した規格制定を行っている^{1), 2)}。

この規格には大きく別けて2つの特徴がある。
①一般に普及しているネットワーク技術を用いているので比較的事業が容易である。

現在普及している「TCP/IP」及び「OSI」と呼ばれるプロトコルを使用し、医用機器特有のプロトコルを使用していないので汎用のワークス

ーション(以下、WSとする)やPCに容易に実装することが可能になる。

②現存する国際規格を用いて規格が作成されている。

「TCP/IP」及び「OSI」より上の層においても独自のプロトコルを作り上げてしまうと、普及の面からマイナスの要因になってしまう。この特徴は規格を普及させたり開発技術者が技術を習得する面から重要な点である。また、ネットワーク網を利用することも可能である。

DICOM規格で規定している通信サービスの中で、画像の達人がサポートしている内容の概要について述べる。

このソフトがサポートしている通信サービスは、クライアント/サーバモデルを用いている。クライアントは画像の達人である。サーバは次節で述べるCTNのサーバプログラムである。クライアントは次の二つの要求をサーバに対し行うことが出来る。

2.1 画像の能動送信(storage)

この動作は、クライアントが保持する画像をサーバに送ることである。以下に、動作の順を説明する。

- 1)クライアントがサーバに対し通信確立要求を送る。
- 2)サーバは通信が確立出来る場合、クライアントの要求に対し受諾する。
- 3)クライアントは要求が受諾されると、画像をサーバに送る(C-STORE操作)
- 4)サーバはクライアントが送った画像が正しく

受信されたか否か判断し、成功か失敗かをクライアントに送る。(C-STORE応答)(Fig. 1)

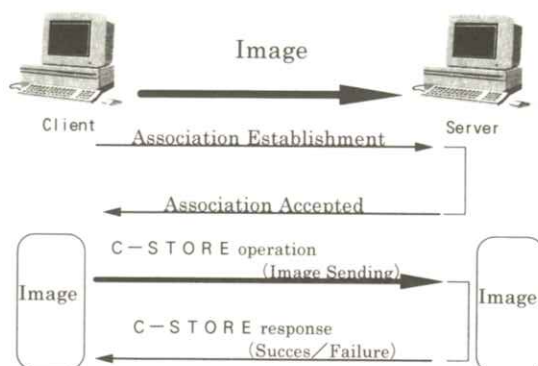


Fig. 1 The Storage Service Class: Principle of Operation

2.2 画像の能動受信(query/retrieve)

この動作は、クライアントからサーバに、サーバが保持する画像を問い合わせ、その画像を取り出すことである。以下に、動作の順を説明する。

- 1)クライアントがサーバに対し通信確立要求を送る。
- 2)サーバは通信が確立出来る場合、クライアントに対し、要求を受諾する。
- 3)クライアントはサーバに対し希望する画像の有無と情報を問い合わせる。(C-FIND操作)
- 4)サーバは問い合わせた画像が存在する場合、クライアントに問い合わせに一致した画像の固有識別子(画像を固有に識別するために使用するID, UIDと略す)を含む情報を送る。(C-FIND応答)
- 5)クライアントは4)で得た情報を基に欲しい画像の固有識別子をサーバに送る。(C-MOVE操作)

6)サーバは該当するUIDの画像をクライアントに送る。(C-STORE副操作)

7)サーバは、画像送信の結果、(成功/失敗)をクライアントに送る(C-MOVE 応答)

(Fig. 2) 1, 2, 3, 4)

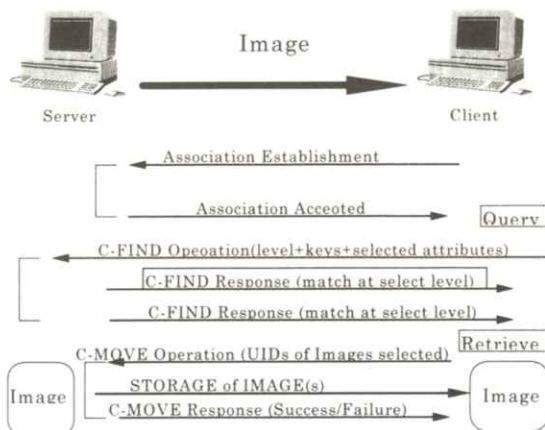


Fig. 2 The Query/Retrieve Service Class with the Storage

3. CTNソフトウェア

サーバ側ソフトウェアとして、DICOM規格を実現するためにワシントン大学医療センター・マリネット医学放射線研究所(MIRと略す)が作成したフリーソフトウェアCTN(Central Test Node)のサーバ用プログラムを使用している。プラットフォームはUNIXであり、TCP/IPをサポートしている。

サーバプログラムは、各種の医用画像装置(CTやMRI等)から発生した画像を登録する事ができ、また、事前に登録しておいた各種画像に関するクライアントの問い合わせ/検索要求(DICOMではQuery/Retrieve要求(以下、Q/Rとする)と呼んでいる)に答えることができる。

4. 画像の達人

画像の達人はWindows 3.1をOSとするPC上で動作するDICOM規格に準拠した通信画像表示ソフトウェアである。このソフトウェアの開発にあたり、利用者の立場での設計を心掛けた。DICOM規格は多岐にわたる規格であり、これを100%理解することは、医師、技師、開発者を問わず難しいのが現状であるために、「DICOM規格を知らなくても操作できること」を前提に置いた。本ソフトウェアは下記の機能を持っている。

1. CTNのサーバプログラムと通信を行い、希望する画像を取得する。
2. 取得した画像の表示を行う。
3. 別フォーマットのファイルに変換する。

以下に、機能について述べる。

4.1 CTNのサーバプログラムと通信を行い、希望する画像を取得する

CTNソフトウェアは、TCP/IPプロトコルを前提にして作成した。TCP/IPプロトコルはUNIXでは標準であるがWindows 3.1は非標準である。そのため、Windows 3.1用TCP/IPプロトコルソフトウェアを別に導入しなくては前述の通信サービスを実現できない。Windows 3.1でのTCP/IPは、採用するソフトウェアによりプログラミングに用いる関数の仕様が異なる。そこで調査を行った結果、UNIXでのTCP/IPプロトコルと同様なプログラムを作成できるソフトウェアを採用した。

DICOM規格に則った通信(Q/R)により画像を取得しようとする場合、クライアントはメッセー

ジ送受信を行うQ/R主操作応答用、画像受信用の2本のプロトコルを実現しなくてはならない。しかし、Windows 3.1はシングルタスクであるため、2本のプロトコルを同時に起動することはできない。そのため、一本のソフトウェアの中で二本のプロトコルをサポートするものを作成し、メッセージ送受信と画像受信を行うことができるようにした。(Fig. 3,4)

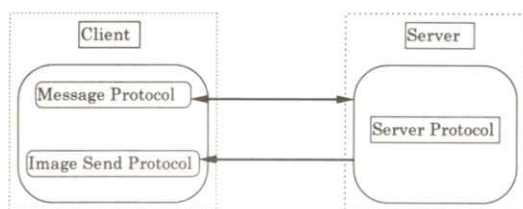


Fig. 3 CTN recommend Protocol

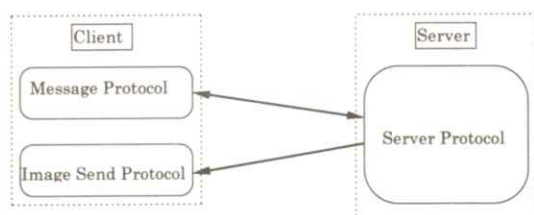


Fig. 4 The software Protocol developed on PC

4.2 取得した画像の表示を行う

画像表示の特徴は以下の通りである。

- ①操作はマウスのみで可能である（キーボード入力を必要としない）。
- ②同時に複数枚の画像（1、2、4、6、8、12枚の何れか）を表示することが出来る。
- ③画像保存時に保存フォーマットを選べる。（BMP、JPEG、TIFF等）

現在、取扱うことができるのは、CT、MRI、

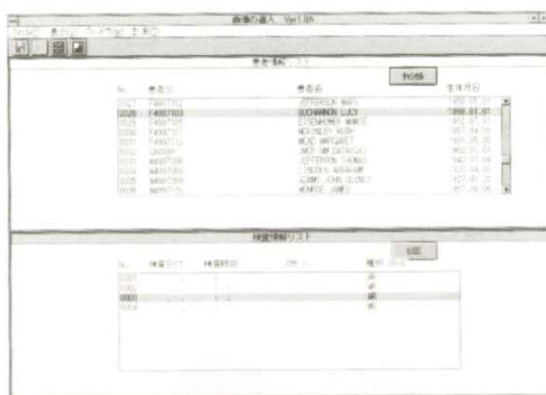


Fig. 5 Example for displayed Images (Patient and Study information List)

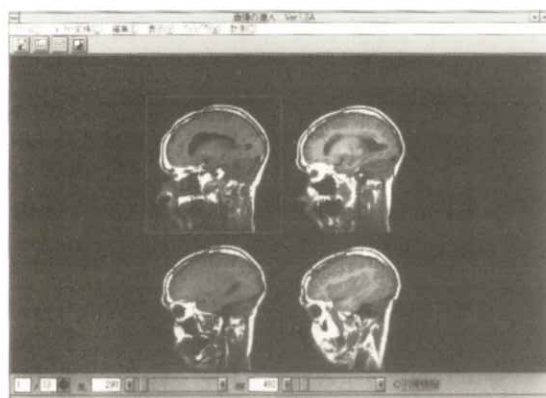


Fig. 6 Example for displayed MRI Images (4 Images)

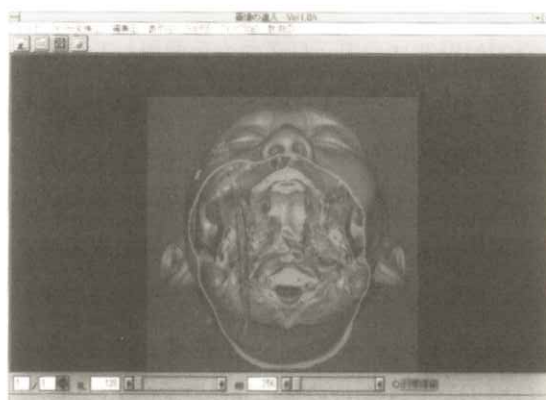


Fig. 7 Example for displayed SC Image

X線及びCRの各画像および各種の画像処理を施した画像（二次取得画像(Secondary Capture) (SC)であるが、今後カラー化した核医学画像(NM)や動画対応した超音波画像(US)等の画像も表示出来るようにしたい。

画像の達人を動作させた例(PC画面のハードコピー)をFig. 5,6,7に示す。

CTやMRI等の医用画像装置から発生される画像（電子画像）は、例えば512×512の画素で構成され、一つの画素は12bitや16bitの大きさを持っている。PCの場合、表示画像の画素の大きさは8bitである。12bitや16bitの画像をそのまま表示することはできないので、表示するためには、ハードウェア変換を行っている場合が多い。しかし、画像の達人ではPC上で特殊なハードウェアを追加せずに処理を行える方法として、ソフトウェアで変換処理を行うことにした。ハードウェア変換に比べソフトウェア変換では処理時間が掛かる傾向があるが、冗長なデータを削除する等の工夫によりある程度の速度で処理を行えるようにした。また、マトリックスが大きい画像を表示する場合は、画面に合わせて縮小する必要があるが、これも専用ハードウェアを使用せず、2次元線形補間法による縮小を、ソフトウェアで処理して時間が掛からないように工夫した。

4.3 別フォーマットのファイルに変換する

CT等の画像を汎用画像処理ソフトウェアで処理することを可能にするため、Windows 3.1 で用いられている汎用画像フォーマットに変換できる機能を持たせた。現在、以下のフォーマットに

変換することが出来る。

- ①BMP（ビットマップ） ②TIFF ③JPEG
④GIF ⑤PCX

5. 実用試験結果

画像転送速度について実験を行った。転送速度はTable 1のようにCT画像1枚(512×512ピクセル、512 kbyte)の場合でWS→WS間では1秒、WS→PC間2秒を要し、1秒の開きがあつた。

これは、Windows 3.1 がWSに比べ、通信時に使えるメモリの容量が小さいこと。シングルタスクを前提に設計してあるため、処理能力（処理速度）が小さいことが原因として考えられる。

Table. 1 Transfer Speed of UNIX and Windows

	WS	PC
Data Size	512×512×16 bits	
Size of one Transfer (bytes)	4096	512
Transfers repeated	64	512
Transfer Time (sec)	1	2

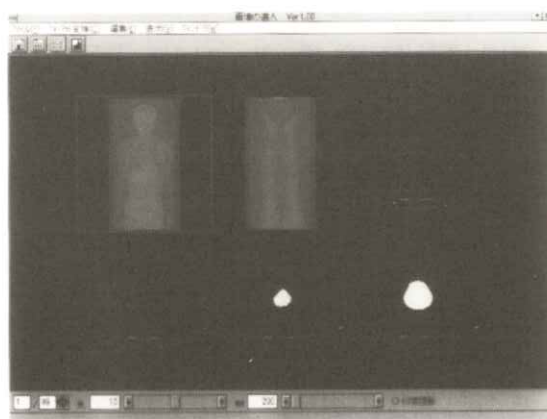


Fig. 8 Example for Illegal Turn of Images

通常、CTやMRIを使った検査では、1個所の部位であっても、二種類以上の撮影法を用いて画像を得ている。今回、Fig. 8のように表示順がおかしくなってしまう場合がたびたび起こった。

Fig. 8 で用いた画像は、ACR-NEMA規格の画像をDICOM規格の画像に変換したものである。変換した画像をCTNのサーバに登録し、画像の達人でQ/Rを行い取得した。この例では、上半身像と下半身像が並んでいる。本来は上半身像の後ろには断面像が並び、その後ろに下半身像が来なくてはならない。この件に関しては次節で言及する。

6. 考 察

5節で述べたFig. 8のような表示順序の不具合が起こる原因は、ACR-NEMA規格とDICOM規格との間で画像管理のキーとなる番号に変更が行われたことによると考えられる。ACR-NEMA規格での画像管理のキーは、①患者ID、②検査ID、③収集番号、④シリーズ番号、⑤画像番号の5つであるが、DICOM規格では、①患者ID、②検査UID、③シリーズUID、④画像UIDに変更されている。DICOM規格に移行して大幅に変更された点として、1)UIDの採用、2)収集番号がキーから外れた点である。特に着目すべき点は2)である。収集番号で撮影法を区別した場合、ACR-NEMA規格を用いた画像表示装置では問題なかったが、DICOM規格を用いた画像表示装置では検査UID、シリーズUIDがそれぞれ同一のものを使用してしまうと区別できない。

今回用いたCTNのサーバや画像の達人は並べ

替えを実行していない。

そのため、この問題が起こったと思われる。この問題を回避するための、医用画像装置、サーバ、画像の達人、それぞれの対応方法について述べる。

6.1 医用画像装置

病院に設置された医用画像装置は、DICOM規格が制定される前に製作されたものが多く、ACR-NEMA規格で画像を発生しているものが多い。そのため、画像発生時にACR-NEMA規格ではなく、DICOM規格に従った画像を発生させることが必要である。

医用画像装置のソフトウェアに変更を加えることは数量や時間の問題から好ましくないと考える。

6.2 サーバ

医用画像装置から送信された画像の情報から、サーバ内部で並べ替えを行うようにソフトウェアを修正することが必要である。

修正を加えるためには、DICOM規格に精通しなくてはならない。

6.3 画像の達人

画像の達人は、サーバより送信された画像を送信されるたびに表示する設計になっている。この設計をやめ、希望する画像をシリーズ毎にまとめて受信し、それを本ソフト内部で並べ替えを行ってから画像を表示するように改める。

三つの案の中で一番容易に変更を行うことが可能である。しかし、本ソフトウェアは取得要求した画像が、送信される度に表示を行うように作成

されている。この機能がなくなってしまうため、画像枚数が多いものは、タイムラグがものすごく大きくなる。

7. まとめ

以上のように我々はWindows 3.1上で動作するDICOM画像表示ソフト画像の達人を開発した。本ソフトによって異なるOS間での通信が可能となった。今後、本ソフトは利用者の意見を取り入れ改良する必要がある。今回はWindows 3.1をプラットフォームとしたが、利用者から要求がある、Windows 95やMacintosh上で動作するものを開発したり、カラー画像や動画にも対応することが今後の課題である。更に本ソフトを臨床の場で実験に使用してもらい、臨床上での評価を反映させたソフトウェアを作成して行く予定である。

文 献

- 1) 繁村 直：日本放射線機器工業会第1回医用システムセミナー資料 p.1. (1995)
- 2) 藤本 利雄，西原栄太郎：東芝メディカルレビュー 59巻 p.30. (1995)
- 3) (社)日本放射線機器工業会規格：医療における画像と通信2～8,10巻 p.1. (1995)
- 4) NEMA STANDARDS PUBLICATION :
Digital Imaging and Communication
in Medicine (DICOM) Part 1～13 (1992)

遺伝的アルゴリズムを用いた心臓疾患の支援診断システム

渡辺 伸司*・蔡 篤儀**・小島 克之***・富田 政明****

*岐阜工業高等専門学校電子システム工学専攻科

〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

**岐阜工業高等専門学校電気工学科

〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

***常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科

〒431-21 静岡県浜松市都田町1230番地

****岐阜大学医学部第2内科

〒500 岐阜県岐阜市司町40

(1996年6月7日、最終1996年7月26日受理)

Computerized Analysis for Classification of Heart Diseases in Echocardiographic Images Using Genetic Algorithms

Shinji WATANABE*, Du - Yih TSAI**, Katsuyuki KOJIMA***
and Masaaki TOMITA ****

*Advanced Course of Electronic System Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei - cho, Motosu - gun, Gifu 501 - 04, Japan

**Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei - cho, Motosu - gun, Gifu 501 - 04, Japan

***Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration
and Informatics, Tokoha - Gakuen Hamamatsu University
1230, Miyakoda - cho, Hamamatsu - shi, Shizuoka 431 - 21, Japan

****Second Department of Internal Medicine, Gifu University, School of Medicine
40, Tsukasa - machi, Gifu 500, Japan

(Received June 7, 1996, in final form July 26, 1996)

This paper presents a method for automated classification of cardiomyopathies in ultrasonic heart (echocardiographic) images using genetic algorithms (GA). The model of this GA-based classifier is built with reference to a neural network (NN). The proposed system is composed of an addition part and a non-linear processing part. The performance of the GA-based classifier is compared to that of a decision-theoretic (DT) classifier and a NN classifier. Our preliminary results show that the performance of the proposed GA-based classifier is comparable to that of the DT classifier but slightly poorer than that of the NN classifier.

Key words: image processing, genetic algorithms, feature extraction, echocardiomyopathygram

1. まえがき

心臓疾患の診断法にはMR画像を用いる診断法、超音波画像を用いる診断法等がある。

超音波診断法による心臓疾患の診断には、非侵襲で心室の形態を容易にかつリアルタイムに観測できるという利点がある¹⁾。また、多くの診断法の中では比較的簡単である。しかし、実際の医療現場において心臓機能の正常・異常の判断は医師個人の主観や経験に依存しており、その判断の基準は曖昧である。そのような現状においてコンピュータを用いた画像解析により得られた情報を「第2の意見」として医師に提示する支援診断システムの開発は、診断結果のバラツキを減少させる意味においても有用である^{2, 3)}。

著者らは超音波画像における拡張型および肥大型心筋症を対象に、特徴量空間におけるユークリッド距離とニューラルネットワーク (Neural Network: NN) を用いた診断支援システムの構築を行ってきた⁴⁻⁹⁾。心筋症は、原因不明の心臓の病気である^{1, 10)}。拡張型心筋症 (Dilated Cardiomyopathy: DCM) は、心内腔の拡大 (収縮末期と拡張末期のどちらも) を主とし、拡大に

見合う肥大を伴わない心筋症である。一方、肥大型心筋症 (Hypertrophic Cardiomyopathy: HCM) は、非均等型の左室肥大の心筋症である。今回は上述のユークリッド距離とニューラルネットワークに続き、最近新たな学問領域として注目されている遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm: GA) を用いた判別手法の開発を行い、従来の方法と比較する。

2. 遺伝的アルゴリズム

2.1 遺伝的アルゴリズムの概要

ニューラルネットワークが1つの個体の神経系の仕組みを工学的に模擬しようとするものであるのに対し、遺伝的アルゴリズムは複数の個体の進化の過程を工学的に模擬するものである^{11, 12)}。

自然界において環境に適応できる生物は繁殖し、一般に世代交代を繰り返すにつれて集団全体の環境への適応度が向上するといわれている。逆に環境にて適応できない生物は次第に減少していく。これがGAの基本的な概念である。GAは自然淘汰の原理を工学的に模擬することにより与えられた問題の最適解を求める手法である。解の探索法

としては、これまでニュートン法や勾配法をはじめとする多くの手法が提案されてきたが、これらの手法の多くは直列的に解を探索する。これに対しGAは並列的に解の探索を行うため従来の方法では考えられないほど容易に解を得ることができる。

GAはまだ新しい学問分野であり、その未知の可能性は大きく、設計問題、スケジューリング問題、組合せ最適化問題、制御問題など多くの分野への応用が期待できる^{11, 12)}。GAの画像処理への応用例として画像の復元、濃淡画像のテンプレートマッチング等が報告されている¹³⁻¹⁵⁾。

2.2 遺伝的アルゴリズムを用いたシステム

コンピュータで画像の識別を行うとき、画像を直接入力する方法と、画像から求めた特徴量を入力する方法との二つに大別できる。前者の方法では画像の回転や位置ずれが判別結果に悪影響を及ぼすため、本研究では画像から抽出した特徴量を入力とするシステム(Fig. 1)を提案する。

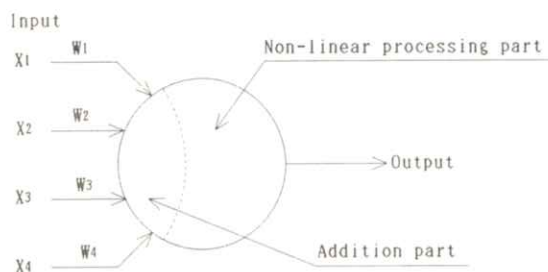


Fig. 1 Our system based on genetic algorithms.

このシステムは加算部と非線形処理部から構成される。四つの入力 $X_1 \sim X_4$ は特徴量である。

$W_1 \sim W_4$ は荷重値で、入力 $X_1 \sim X_4$ は荷重値 W_1

$\sim W_4$ によって重み付けが行われて加算部へ入力される。加算部では各入力の総和がとられ、次の非線形処理部へ入力される。非線形処理部への入力 X は次のようになる。

$$X = \sum_{i=1}^4 [X_i \cdot W_i] \quad (1)$$

非線形処理部ではFig. 2に示すような非線形

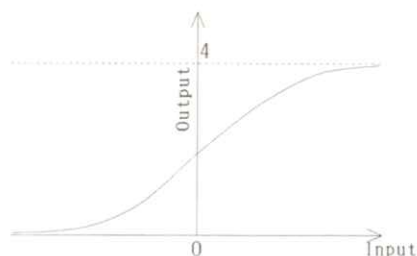


Fig. 2 The nonlinear function used in our system.

関数を通すことにより、出力値が0～4の間の数値をとるようにする。Fig. 2の関数を数式で表すと次のようになる。

$$out = 2 \left[1 + \tanh\left(\frac{X}{\mu_0}\right) \right] \quad (2)$$

ただし、 μ_0 は関数の傾きを定める定数である。

3. 画像

3.1 超音波画像

本研究で使用した画像は、超音波診断装置SSH-160A(東芝)を用いて採取した。使用したトランスデューサーは2.5MHzであり、送受信ともに1個のプロブである。検査は経胸壁Bモード心エコー図法を用いた。症例は正常18例、拡張型心筋症13例、肥大型心筋症6例で合計37例である。また、各症例はあらかじめ医師により、正常、

DCMおよびHCMのどれかに分類されており、1例につき拡張末期と収縮末期の画像2枚がある。各画像はビデオプリンターTP-8700(東芝)を用いて全て同じ条件のもとで出力した。上記によって得た画像をイメージスキャナGT-6000(EPSON)を用いてコンピュータに取り込んだ。取り込まれた画像は縦、横ともに256画素で1画素につき64階調である。

3.2 画像の合成

本研究では拡張末期、収縮末期の2枚の画像をそのまま判別に使用せず、合成して1枚の合成画像を作成して判別を行った。従来は原画像から加算画像、差分画像および平均画像の3種類を作成して判別に使用した^{8, 9)}が、今回は従来までの手法で最も良い結果を示した加算処理画像だけを判別に使用した。加算処理画像とは、同一症例の2枚の画像(拡張末期、収縮末期)の同位置の画素に注目し、輝度の高い方を出力画素の輝度とした画像である。2枚の画像 $f(x,y)$ と $g(x,y)$ の加算処理画像 $a(x,y)$ は次式のようになる。

$$a(x,y) = \max [f(x,y), g(x,y)] \quad (3)$$

Fig. 3に本研究で使用した画像の1例を示す。

4. 画像特徴量の抽出

今回は遺伝的アルゴリズムを用いた支援診断システムの開発を行い、従来の方法⁹⁾との比較を試みた。そのためシステムに入力する特徴量は従来と同様に濃度共起行列から抽出した特徴量とした。

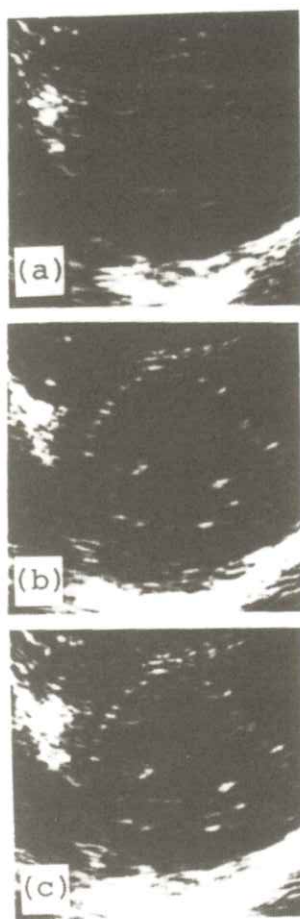


Fig. 3 An example of normal case.

(a) and (b) are images at end - systole and end - diastole, respectively, and (c) is the addition image obtained from images (a) and (b).

4.1 濃度共起行列

濃度共起行列は2次元画像特有のテクスチャ解析法で、空間的位置と階調値分布の双方についての相関を表す行列である¹⁶⁾。濃度共起行列の要素 $P(i,j)$ とは輝度 i の画素から一定の位置の位相関係(距離と角度)だけ離れた画素の輝度が j である確率である。

4.2 濃度共起行列の作成条件

(a) 階調値

階調値が n 階調の画像より濃度共起行列を作成すると要素数は $n \times n$ となる。本研究で使った画像は64階調であるので、そのまま計算すると画像1枚あたりの行列のサイズが大きくなってしまふ。そこで本研究では画像の15値化を行い、その後に濃度共起行列を作成した。

(b) 画素対の方向

濃度共起行列を求める際に、すべての角度に対して求めるのが理想であるが、計算量が膨大になるため、ある程度方向を限定する必要がある。本研究では超音波画像が扇形であることを考慮し、 0° 、 45° 、 90° および 135° の4方向とした。

(c) 画素対の距離

2画素間の距離が極端に長かったり短かったりすると、画像特有の特徴の表現が困難になるので2画素間の距離は5で一定とした。

4.3 濃度共起行列より抽出される特徴量

本研究では濃度共起行列から次に示す4つの統計量を抽出し画像特徴量とした。

Angular Second Moment,

$$Q_1 = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} [P(i, j)]^2 \quad (4)$$

Contrast,

$$Q_2 = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} (i-j)^2 P(i, j) \quad (5)$$

Correlation,

$$Q_3 = \frac{\sum \sum i \cdot j \cdot P(i, j) - \mu_x \cdot \mu_y}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (6)$$

ただし、

$$\mu_x = \sum_{i=0}^{n-1} i \cdot \sum_{j=0}^{n-1} P(i, j)$$

$$\mu_y = \sum_{j=0}^{n-1} j \cdot \sum_{i=0}^{n-1} P(i, j)$$

$$\sigma_x^2 = \sum_{i=0}^{n-1} (i - \mu_x)^2 \cdot \sum_{j=0}^{n-1} P(i, j)$$

$$\sigma_y^2 = \sum_{j=0}^{n-1} (j - \mu_y)^2 \cdot \sum_{i=0}^{n-1} P(i, j)$$

である。

Entropy,

$$Q_4 = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} P(i, j) \cdot \log[P(i, j)] \quad (7)$$

5. 実験方法

5.1 支援診断システム

本研究では従来と同様に、Fig. 4 に示すような2種類のシステムの開発を行った。(a)のシステムはDCMとHCMを一つにまとめて異常グループとし、ある特徴量が入力されたとき、その特徴量が正常グループ、異常グループのどちらかに属するかを出力するシステムである。これに対し(b)のシステムはDCMとHCMをそれぞれ異なるグ

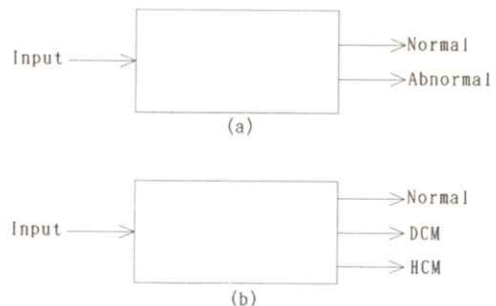


Fig. 4 Our computer-aided system :
(a) 2 outputs and (b) 3 outputs.

ループとみなし、入力された特徴量を正常、DCMおよびHCMのどちらかに分類するシステムである。以下、前者を2出力のシステム、後者を3出力のシステムとする。Fig. 1に示すように、2出力の場合は入力された特徴量が正常であれば出力 $Out = 1$ 、異常であれば $Out = 2.5$ が、3出力の場合は入力された特徴量が正常であれば $Out = 1$ 、DCMであれば $Out = 2$ 、HCMであれば $Out = 3$ が出力されるような荷重値 $W_1 \sim W_4$ をGAを用いて求める。

5.2 初期設定

GAを適用するには遺伝子数、交叉率等のパラメータをあらかじめ設定しておく必要がある。これらを決定する一般的な規則は存在しないので、研究者の経験に依存しているのが現状である。

(a) 遺伝子数

本研究では荷重値 $W_1 \sim W_4$ をまとめて一つの遺伝子とした。初期遺伝子数は多すぎると処理時間が膨大となり、少なすぎると並列処理を得意とするGAの利点が失われる。本研究では初期遺伝子集団の遺伝子数は200とした。

(b) 適応度

適応度はGAの重要な要素の一つである。これはその遺伝子がある環境にどれだけ適応しているかを表す数値で一般には0～1の数値となり、1に近いほどその環境によく適応していることになる。本研究では i 番目の遺伝子の適応度 $Fit(i)$ の計算式を次のようにした。

$$Fit(i) = \frac{1}{1 + E(i)} \quad (8)$$

ただし、

$$E(i) = (Z_{normal} - Out_{normal})^2 + (Z_{abnormal} - Out_{abnormal})^2 \quad (9)$$

である。

2出力の場合の $E(i)$ は(9)式のようになり、 Z はそれぞれ正常、異常の理想出力値である。ここで $Z_{normal} = 1$ 、 $Z_{abnormal} = 2.5$ である。 Out はそれぞれ正常、異常の標準パターンをFig. 1の $X_1 \sim X_4$ として入力したときの実際の出力値である。実際の出力値が理想出力値に近いほど $E(i)$ は0に近づき、逆に理想出力値との誤差が大きいほど $E(i)$ は大きくなる。この $E(i)$ を適応度 $Fit(i)$ の計算式(8式)に代入すると、適応度は0～1の値となり、理想出力値に近い遺伝子ほど適応度は1に近づく。3出力の場合も同様である。

(c) 世代交代数

適応度が1になる遺伝子を見つけるのが理想であるが、実際には必ずしも1になる遺伝子が見つかるとは限らない。そのため、ある時点で世代交代を打ち切る必要がある。本研究では世代交代数が150を越えると適応度がほとんど変化しなくなったので世代交代数200で打ち切った。

(d) 選択方法

GAでは交叉や突然変異のような遺伝的操作を遺伝子に施すことによって最適解を探索する。選択とは遺伝的操作を施す遺伝子を選択することで、適応度の高い遺伝子が選択されやすくする。選択方法はルーレット方式、エリート保存方式、トーナメント方式等、いくつかの方法が提案されている^{11, 12)}。本研究では適応度に応じた割合で遺伝子を選択するルーレット方式を採用した。

(e) 交叉

交叉は2つの遺伝子を組み替えて新しい遺伝子生成する操作のことである。GAでは交叉と次で述べる突然変異を行うことにより遺伝子集団全体の適応度を向上させる。交叉方法は一点交叉、二点交叉、複数点交叉等が提案されているが、詳細については文献^{11, 12)}を参照されたい。本研究では2つの遺伝子の和と差を次世代の遺伝子とし、その発生確率は80%とした。

(f) 突然変異

突然変異は、遺伝子の一部を強制的に変化させ、解が局所解に陥るのを防ぐ。本研究では突然変異の発生率を0.1%とした。

5.3 判別手順

Fig. 5 に本研究での判別の流れを示す。2出力の場合の判別手順の詳細を以下に述べる。

(Step.1)

37症例の中から1例を取り出し、未知パターンとする。残りの36例から正常、異常の各パターンについてそれぞれ平均をとり、それを各パターンの標準パターンとする。

(Step.2)

正常、異常の標準パターンをシステムに入力し、(8)式と(9)式を用いて遺伝子集団を構成する各遺伝子の適応度を求めた。

(Step.3)

遺伝子集団が終了条件を満たしていれば世代交代を打ち切り、その時点で最も適応度が高い遺伝子を構成する荷重値を最適荷重値 $W_1 \sim W_4$ とする。条件を満たしていない場合は、選択、交叉、

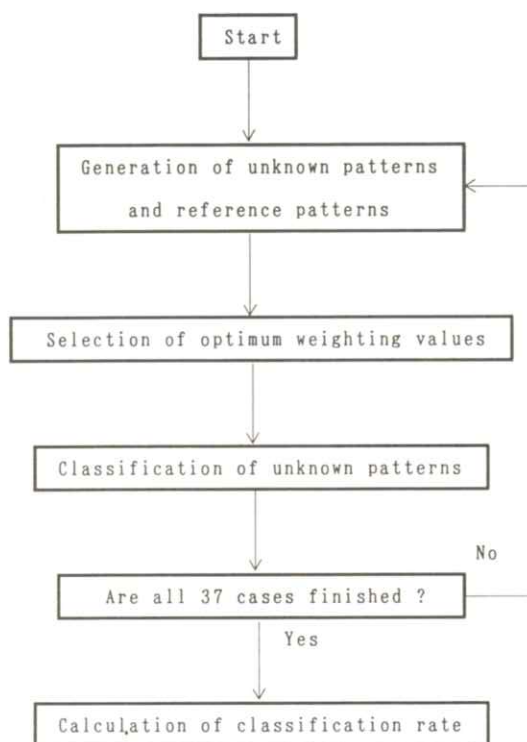


Fig. 5 Flow chart of our classifying method.

突然変異等の操作を施し再び適応度を算出する。条件を満たすまで Step.3 を繰り返す。

(Step.4)

未知パターンと Step.3 で求めた最適荷重値を用いた出力値 Out. を得る。そして理想出力値との誤差が最も小さいカテゴリーに未知パターンを分解する。入力した未知パターンのカテゴリー名と出力したカテゴリー名が一致すれば正解、一致しなければ誤認識とする。

(Step.5)

残りの36例についても Step.1～Step.4 の処理を行い、全体の正解率を求め判別率とする。

6. 結果と考察

本研究における判別の結果をTable 1とFig. 6に示す。2出力では最大89.2%、3出力では最大72.3%の判別率を得た。従来の方で得た結果との比較をTable 2とFig. 7に示す。Table 2にお

Direction	0°	45°	90°	135°
2 Outputs	86.5	86.5	89.2	89.2
3 Outputs	67.6	70.3	72.3	70.3

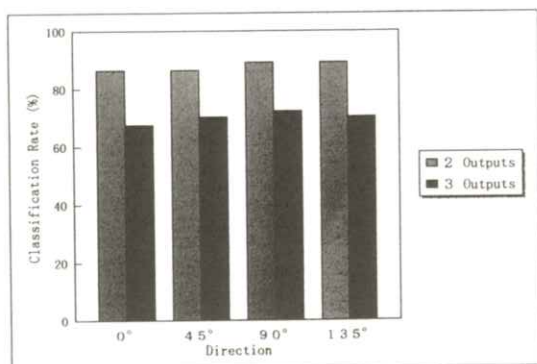


Fig. 6 Classification rates of our system.

Table 2 Maximum classification rates (%) of our methods

Method	MD	NN	GA
2 Outputs	86.5	94.4	89.2
3 Outputs	75.5	83.8	72.3

MD : minimum distance classifier
 NN : neural network
 GA : genetic algorithm

いてMDは最短距離判別法、NNニューラルネットワーク、GAは遺伝的アルゴリズムを示す。今回提案したGAを用いた手法は、従来の方法で最も良い結果を示したNNよりも良いとは言えないが、ユークリッド距離を用いた最短距離判別法と同等の結果を得た。現段階では正常、HCMは比較的良く判別されているが、DCMと間違える

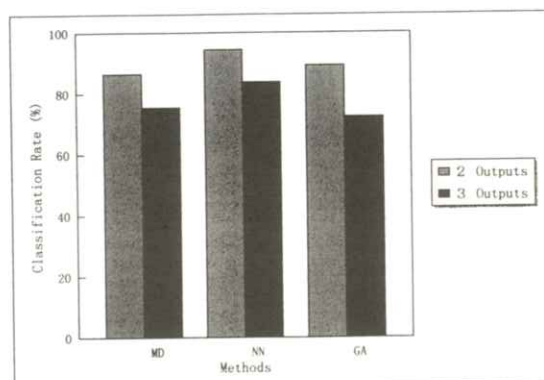


Fig. 7 Comparison of classification rates for various methods. MD, NN and GA refer to minimum distance, neural network and genetic algorithm classifiers, respectively.

ケースが目立つという問題点がある。

この問題は非線形関数として(10)式のような関数を用いたことに原因があると考えられる。つまり極端な例を挙げると、非線形関数への入力 X の値が $-\infty$ であっても正常として判別され、 X が $+\infty$ であってもHCMとして判別される。そのため入力 X に対しDCMと判別しえる X の範囲が正常およびHCMに比べ狭いので、DCMが正常かHCMのどちらかに間違えられやすい。今回の場合、DCMは正常側よりHCM側に偏った。

7. むすび

本研究では従来行ってきたユークリッド距離を用いた最短距離判別法による判別、NNによる判別に続いて、GAによる判別を行った。結果はNNには及ばないものの、2出力で最大89.2%、3出力で最大72.3%の良い結果を得た。GAはまだ新しい学問分野で抽象的な部分も多い。今回提案したシステムはGAを判別に適用した1例にす

ぎず、より正確な判別が可能なシステムの開発も決して不可能ではない。今後はGAとNNを融合させることにより判別率の向上を試みる予定である。

謝 辞

本研究の一部は、(財)電気通信普及財団(1995年度)の研究調査助成金で行った。

文 献

- 1) 小塚隆弘：画像医学プログレスシリーズ1：心臓超音波p.10(中山書店、東京1992)
- 2) 土井邦夫：Innervision 9 16 (1993)
- 3) 鳥脇純一郎：Med. Imag. Tech.12 171 (1994)
- 4) 蔡 篤儀、福岡大輔、小島克之、他：医画像誌 11 116 (1994)
- 5) D. - Y. Tsai and M. Tomita：IEICE Trans. Fundamentals E78 - A 589 (1995)
- 6) D. - Y. Tsai and M. Tomita：Med. Imag. Tech. 13 497 (1995)
- 7) D. - Y. Tsai and M. Tomita：Proc. IEEE Int. Confer. on Neural Networks and Sig. Proc. (ICNNSP'95) 2 1241 (1995)
- 8) D. - Y. Tsai and M. Tomita：IEICE Trans. fundamentals E78 - A 1649 (1995)
- 9) 蔡 篤儀、渡辺伸司、小島克之、他：医画像誌 13 61 (1996)
- 10) 高元敏彦、新田政男：日本超音波医学会論文集 53 - V 12 (1988)
- 11) 萩原将文：エレクトロニクス実践シリーズ：ニューロ・ファジィ・遺伝的アルゴリズム pp.94 - 111 (産業図書、東京1994)
- 12) 伊藤斉志：遺伝的アルゴリズムの基礎 pp.59 - 103 (オーム社、東京1994)
- 13) 高津和典、渡辺澄夫、沢井秀文、他：信学技報 PRU91 - 137 1 (1992)
- 14) 原 武史、藤田広志、津坂昌利、他：医画像誌 11 91 (1994)
- 15) 原 武史、藤田広志：信学論 D - II - J78, 385 (1995)
- 16) 高木幹雄、下田陽久監修：画像解析ハンドブック p.518 (東京大学出版会、東京1991)

I 平成8年度総会および第115回研究会記事

平成8年度総会および第115回研究会を下記のように開催しました。

月 日 平成8年6月7日(金)

場 所 京都工芸繊維大学1号館3階会議室

特別講演 「コンピュータ上での人体表現」

京都工芸繊維大学 電子情報工学科 黒川隆夫 教授

見学会 上記の講演に関連した設備

総 会 議題 平成7年度事業報告、決算報告

会則の変更

役員改選

平成8年度事業計画、予算案

名誉会員の推薦

その他

内田論文賞表彰式

研究発表

1) DICOMを用いたPCソフトについて

島西 聡、泉 実教、相澤光広、繁村 直、山口弘次郎*、瓜谷富三*、古賀佑彦**

東芝メディカルエンジニアリング、*藤田保健衛生大・衛生、**藤田保健衛生大・医

2) 遺伝的アルゴリズムを用いた心臓疾患の診断支援システム

渡辺伸司、蔡 篤儀・小島克之*・富田政明**

岐阜高専、*常葉学園浜松大、**岐阜大医2内

3) 歯科における高速度X線撮影

山本真理子、高部明人、坂巻公男、佐藤英一*、寒河江康朗*、大泉貞治*、林 保臣**、

小原春雄***、佐々木勝秋****、玉川芳春****

岩手医大・歯放、*岩手医大・物理、***八戸工専・電気、***東北大・医短放、

****岩手医大・中放

4) 高速度低線量X線TVシステムの開発と歯科応用

高部明人、山本真理子、坂巻公男、佐藤英一*、寒河江康朗*、大泉貞治*、玉川芳春**、

岩手医大・歯放、*岩手医大・物理、**岩手医大・中放

5) 高圧ストロボX線装置

寒河江康朗、佐藤英一、大泉貞治、高部明人*、山本真理子*、坂巻公男*、佐々木勝秋**、

玉川芳春**

岩手医大・物理、*岩手医大・歯放、**岩手医大・中放

6) 液体陽極によるフラッシュVUVの発生

寒河江康朗、佐藤英一、志子田有光、大泉貞治、玉川芳春*

岩手医大・物理、*岩手医大・中放

7) シングル、デュアルおよび繰り返し水中衝撃波発生装置の試作

佐藤英一、大泉貞治、山本真理子*、高部明人*、坂巻公男*、小原春雄**、玉川芳春***、

岩手医大・物理、*岩手医大・歯放、**東北大・医短放、***岩手医大・中放

8) 電子の空間制御

佐藤英一、大泉貞治、林 保臣*、玉川芳春**

岩手医大・物理、*八戸工専・電気、**岩手医大・中放

9) CdTe、CdZnTe検出器で測定した診断用X線スペクトルの補正

松本政雄、金森仁志*、寅垣内徹**、谷口 明**

阪大・医・保健、*福井工大・工、**東洋メディック・技研

10) CdZnTe検出器で測定した乳房撮影装置のX線スペクトルの補正

松本政雄、金森仁志*、寅垣内徹**、谷口 明**

阪大・医・保健、*福井工大・工、**東洋メディック・技研

11) CdZnTe検出器で測定したX線CT装置のX線スペクトルの補正

松本政雄、金森仁志*、寅垣内徹**、谷口 明**

阪大・医・保健、*福井工大・工、**東洋メディック・技研

12) アメリカにおける増感紙／フィルム系のMTF測定法の標準化に関する研究

杜下淳次、土井邦雄*

京都医技短大、*シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所

Ⅱ 理事会議事録

日 時 平成8年6月7日(金) 12:00~13:00

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 内田、金森、竹中、長谷川、小島、和田、田中(代理)、松本、丹羽

議 題

1. 平成7年度事業報告、決算、平成8年度事業予定、予算案を承認した。
2. 会誌13巻2号会告3~4頁の会則改正案を承認した。
3. 役員の任期改選にともない、新役員を会告3頁のように決定した。
4. 名誉会長に内田 勝氏、名誉顧問に立入 弘氏、顧問に竹中榮一氏・長谷川伸氏を推薦することにした。
5. 第117回研究会を平成9年1月下旬又は2月上旬に大阪で開催することにして、松本常務理事に企画を依頼した。
6. 第118回研究会を平成9年6月に東京で開催することに決定し、長谷川理事、ならびに津田監事に企画を依頼した。

報 告

1. 表彰委員長(長谷川常務理事)から内田論文賞の選考経過の報告があった。

Ⅲ 総会議事録

日 時 平成8年6月7日(金) 13:00~13:30

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 133名(内・委任状108名)

議 題 上記理事会議事録1~4を承認した。

報告事項 表彰委員長から内田論文賞1件の選考経過の報告後表彰を行った。

平成7年度決算報告書

収入の部		支出の部	
前年度繰越金	3,229,696	印刷製本費	871,122
一般会費	1,070,088	通信費	194,110
賛助会費	750,000	研究会費	118,822
研究会参加費	40,500	旅費交通費	673,160
雑収入	3,708	会議費	178,390
利息	24,856	人件費	15,000
		国際交流事業費	120,000
		図書雑誌費	44,723
		消耗品費	80,072
		雑費	16,246
		支出合計	2,311,645
		次年度繰越金	2,807,203
収入合計	5,118,848	支出繰越金合計	5,118,848

監査報告書

医用画像情報学会

会長 内田 勝 殿

監事 津田 元久

監事 樋口 清伯

平成7年度の収支について、平成8年5月28日に監査を実施しました。
ここに、その結果を報告します。会計収支については、帳簿の記載、領収書の
取得など適正に処理されていることを認めます。

平成7年度内田基金会計報告

収入の部		支出の部	
国債	1,000,000	基金費	1,000,000
			30,000
繰越金及び利息	81,084	支出合計	1,030,000
		次年度繰越金	51,084
収入合計	1,081,084	支出繰越金合計	1,081,084

IV 内田論文賞

1. 論文著者 福島重廣・西田知広・大庭 健
 論文名 最小値投影にもとづくサブトラクションを用いたシネX線画像からの下顎頭運動軌跡の追跡
 巻、号、頁 第12巻1号 35～43頁

2. 推薦理由

本論文は、顎関節のシネX線画像を用いて下顎頭の運動軌跡を定量的に追跡するという临床上重要な方法を提案し、半世紀以上も前からの問題に対し、おそらく初めて解法を与えている。そして、そのための画像認識手順を構成しただけでなく、手法的に見ても、背景画像の単独撮影が不可能な場合にも適用することが可能な、最小値投影にもとづく背景画像推定を用いた新しいサブトラクション法を提案し、さらにテレビカメラを介したシネフィルムの画像入力とサブトラクションの関係、および照明光源変動の補正の原理をも明示している。これらはシネX線画像処理に一般的に応用でき、本論文は技術的にも寄与が大きく、優れた論文である。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
485	藤 崎 達 也	茨城県立医療大学保健医療学部放射線技術学科 〒300-03 茨城県稲敷郡阿見町阿見4669-2	TEL 0298-40-2217 FAX 0298-40-2317
486	山 口 弘次郎	藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科 〒470-11 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪1-98	TEL 0562-93-9412 FAX 0562-93-4595
487	高 橋 敬	岩手医科大学医学部研究用電算機センター 〒020 盛岡市本町通り3-16-1	TEL 0196-51-5111 FAX 0196-22-5043
488	高 部 明 人	岩手医科大学大学院歯学研究科 〒020 盛岡市本町通り3-16-1	TEL 0196-51-5111 (内5032) FAX 0196-54-9284
489	山 本 真理子	岩手医科大学大学院歯学研究科 〒020 盛岡市本町通り3-16-1	TEL 0196-51-5111 (内5032)
490	西 田 知 広	新日鉄情報通信システム(株)西日本支社 オープンシステムエンジニアリング部 〒804 北九州市戸畑区飛幡町2-2 飛幡ビル6F	TEL 093-872-6200 FAX 098-872-6069
491	大 庭 健	九州歯科大学歯科放射線学教室 〒803 北九州市小倉北区真鶴2-6-1	TEL 093-582-1131 FAX 093-582-6000
492	田 中 達 朗	九州歯科大学歯科放射線学教室 〒803 北九州市小倉北区真鶴2-6-1	TEL 093-582-1131 FAX 093-582-6000
494	長谷川 浩 典	大阪大学医学部付属病院放射線部 〒565 吹田市山田丘2-15	TEL 06-879-6882 FAX 06-879-6880

— 会 員 移 動 —

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
450	有 村 秀 孝	所 属	東京女子医科大学放射線医学教室 〒164 東京都新宿区河田町8-1	直通 TEL FAX 03-5269-7355
289	松 井 美 楯	電 話	コニカ株式会社東京事業場 医用販売事業部新規事業推進室 〒191 東京都日野市さくら町1番地	TEL 0425-89-8145 FAX 0425-89-8066
458	曾 我 眞一郎	勤務先	明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1	TEL 0492-85-5511 (内437)

— 賛 助 会 員 —

平成8年9月1日現在の本学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)

化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)
コ ニ カ (株)
シーメンス旭メディテック(株)
島 津 製 作 所
(株) ジ ー シ ー
中 央 精 機 (株)
東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)
トムソン-CSF ジャパン(株)

(株) ナ ッ ク
日 本 コ ダ ッ ク (株)
浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
(株) 日 立 メ デ ィ コ
富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
(株) モ リ タ
横河メディカルシステム(株)
(株) ヨ シ ダ

役 員

会 長	金森 仁志 (福井工業大)	
名誉会長	内田 勝 (静岡理工科大)	名誉顧問 立入 弘
顧問	竹中榮一 (関東労災病院)、長谷川 伸 (東京工芸大)	
総務理事	丹羽克味 (明海大)	
常務理事	〔企画担当〕中森伸行 (京都工繊大)、松本政雄 (大阪大)	
	〔庶務担当〕奥村泰彦 (明海大)	
	〔財務担当〕山田英彦 (明海大)	
理 事	〔大学関係〕稲津 博 (NBU)、稲本一夫 (大阪大)、小島克之 (常葉学園浜松大)、 滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)、滝沢正臣 (信州大)、 藤田広志 (岐阜大)、星 博昭 (岐阜大)、和田卓郎 (松本歯大)	
	〔会社関係〕青木雄二 (化成オプトニクス)、加藤久豊 (富士フィルム)、 小池功一 (日立メディコ)、杉本 博 (東芝)、細羽 実 (島津)、 松井美楯 (ユニカ)	
監 事	津田元久 (東京工芸大)、樋口清伯 (大阪産業大)	

XX 編 集 後 記 XX

毎日暑い日が続きますが、会員の皆様には御健勝にて御活躍のことと存じます。6月7日の総会以後事務局が明海大学歯学部歯科放射線学講座に移り、この13巻3号から同事務局でお世話することとなりました。

昭和39年3月RIIとして発足した本会が、これまで錚々たる方々によって運営されて参りました。私のような者で動まるかどうか不安は尽きませんが、私の仕事は一人でも多くの方が学会に参加され討論しやすい場を提供すること、そして経済的な学会運営をすることにあると考えております。幸い奥村教授、山田講師にも事務局のスタッフとして御協力をいただくことができますので、3人で力を合わせ会の発展のために微力ながらお手伝いさせていただきたく存じます。

この3号は私どもでの初めての発行です。不慣れたため不備が多々あると思います。次号より改善いたしますので御容赦下さいますよう、お願いいたします。

第116回研究会が御案内のように岐阜大学工学部の藤田教授のお世話で開催されます。奮って御参加下さいますようお願いしております。(丹羽)

XX

編 集 委 員

竹 中 榮 一 (関東労災病院)
長谷川 伸 (東京工芸大)
速 水 昭 宗 (大阪大)
藤 田 広 志 (岐阜大)
丹 羽 克 味 (明海大)

医用画像情報学会の雑誌

平成8年(1996)9月5日発行

編集兼発行 丹 羽 克 味

発 行 所 医用画像情報学会

〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

TEL 0492-85-5511(内437)

FAX 0492-87-6657

印 刷 所 (有)リュウワ印刷

〒350 埼玉県川越市府川223-5

TEL 0492-22-5677

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	4, 0 0 0 円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30, 0 0 0 円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1番1号

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局 奥村泰彦

TEL 0492-85-5511 FAX 0492-79-1290

FAX 0492-87-6657

郵便振替口座：東京 00120-0-582178 医用画像情報学会

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

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓、名の順に)

印

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 ・ 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年、月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒, 在, 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒, 在, 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状、資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上、なるべく勤務先を通信先としてください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属、住所）異動届

年 月 日

氏 名

印

.....

新勤務先、所属名称 ふりがな

.....

.....

勤務先住所〒

.....

TEL

FAX

.....

新住所〒

.....

TEL

FAX

.....

（注：勤務先、所属、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。



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)5383 FAX.03(3437)5320

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

コニカ株式会社

医用販売事業部

本社・営業部

163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

札幌支店・医用営業課 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・医用営業課 983 仙台市青葉区榴石5-12-55 ミヤソフトウエアセンタービル

東京営業部1課・2課・3課

名古屋支店・医用営業課

関西支店・医用営業部

中国支店・医用営業課

四国支店・医用営業課

九州支店・医用営業課

163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル

730 広島市中区中町8-6 フジタビル

760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル

812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

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丁目20番14号
高輪パークタワー
電話(03)5423-8366

人と地球の 健康のために

島津の
医用機器

- MRIシステム
- CTスキャナー
- X線診断システム
- 循環器X線診断システム
- 核医学診断システム
- 超音波診断システム

- 医用画像管理システム
- 治療システム
- 総合健康管理システム
- 病院設備システム
- 臨床化学検査機器
- 健康管理機器

⊕ 島津製作所

本社 京都市中京区西ノ京桑原町1

■医用機器事業部 (075) 823-1271

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

GEYMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



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 ☎(0425)85-5112代
営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2 ☎(03)3223-8531代
東日本支社(048)858-1414 西部支社(06)831-7811
東部支社(03)3223-8511 九州支社(092)271-9800
中部支社(052)586-1665

Together with the Technology of Medical Science

～優れた製品を優れたサービスと共に提供する～



- ・放射線計測器
- ・医用電子機器
- ・分析機器
- ・X線骨密度測定装置
- ・バイオ関連商品

東洋メディック株式会社

本社：東京都新宿区神楽坂1-15

03-3268-0021

大阪支店：大阪市西区北堀江1-8-12

06-535-5741



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

(国際品質保証規準 ISO 9002 を取得しております。)



医用画像 システム

株式会社 ナ ッ ク

本社 東京都港区西麻布1-2-7

電話 03-3404-2321

FAX 03-3479-1402

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館

■ 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)



フィルムもプリントも

フジカラーHR

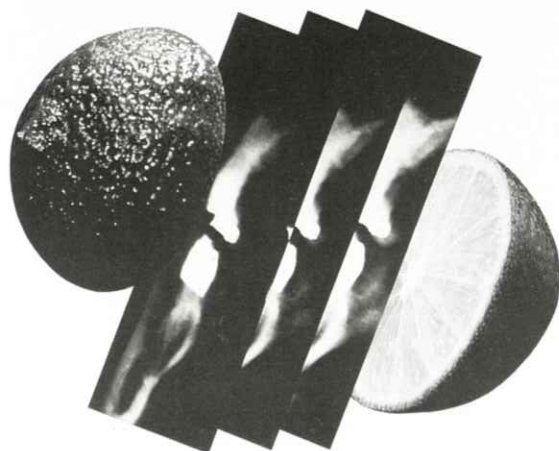
SIEMENS

Orthophos PLUS

パノラマX線撮影装置

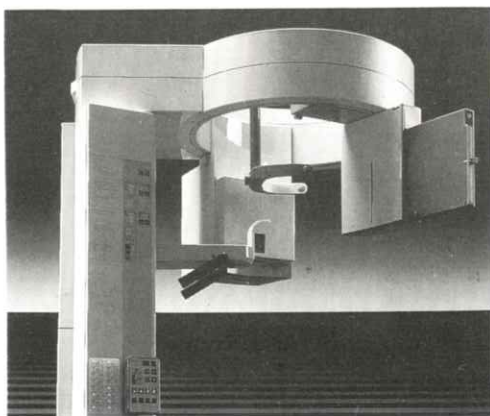
多機能、簡単操作、そしていつも新しい。

スライス(多層断層撮影)機能が加わりました。



オーソフォスが撮影機能をさらに充実し、
近代的な歯科診断に欠かせない多層断層撮影機能を含む
16種類の撮影プログラムを装備した
“オーソフォス・プラス”に変わりました。

顎関節領域は側方およびPA方向から、また臼歯部領域はPA
方向からのスライス(多層断層)撮影プログラムが装備され、イ
ンプラントによる治療に価値ある診断情報が得られます。顎関
節、上顎洞、副鼻腔などの領域も撮影プログラムの選択により、
それぞれ専用の断層軌道によって撮影され、コンピュータによる
多軸制御方式ならではの鮮明な撮影が得られます。
従来のパノラマ撮影装置のコンセプトを見直し、21世紀に向けて
開発されたオーソフォス独自の軌道制御機構は、制御ソフトウェ
アの入れ替えにより将来にわたり最新の撮影法に対応します。



承認番号 280第45号

株式会社 ジーシー



□ I C ● (03)3815-1511

営業所 ●北海道(011)729-2130 ●東北(022)263-1751 ●東京(03)3813-5751 ●名古屋(052)703-3231 ●大阪(06)771-4682 ●広島(082)255-1771 ●九州(092)441-1286

手
に
取
る
よ
う
に
説
明
で
き
る、
患
者
さ
ん
に
や
さ
し
い
シ
ス
テ
ム
で
す。



保
険
適
用

患部が実際どのようになっているのか。
それをどのように治療するのか。
コンピュレイは、患者さんの知りたいことを、
納得いくまで説明するのに最適なデジタルX線画像解析システムです。
患部をリアルタイムで見ることができ、しかも高密度・鮮明画質。
さらにあらゆる角度からの情報を収集できるので、明快的説明ができます。
コンピュレイは信頼のコミュニケーション治療を実現する
先進の画像解析システムです。

デジタルX線画像解析システム【コンピュレイ】

COMPU RAY



シンチレーター(蛍光体)
受光面
防護ファイバ
CCD素子



株式会社ヨシダ

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941