

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻118号

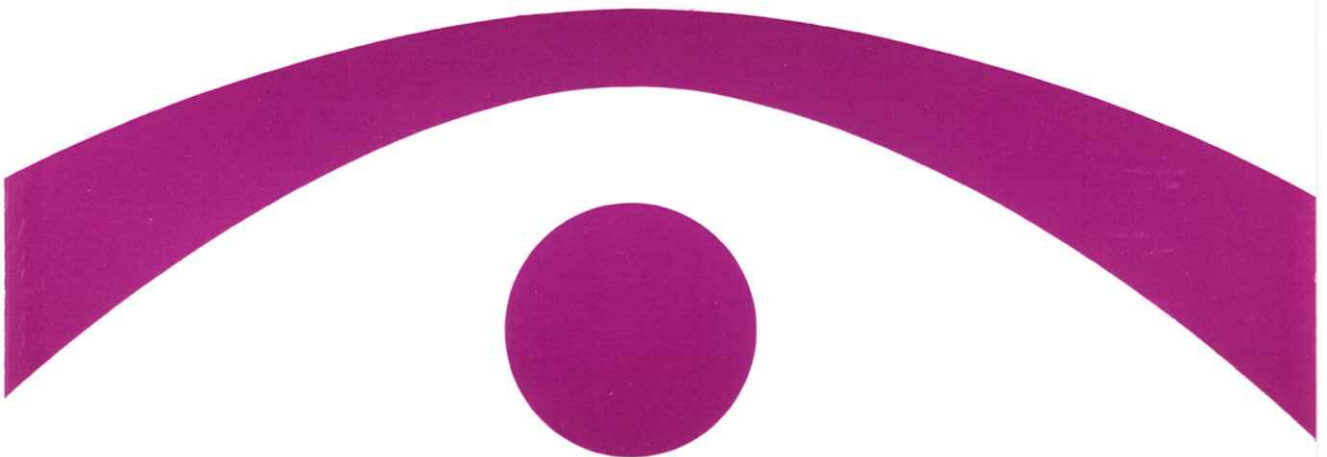
Medical Imaging and Information Sciences

Vol.15

No.1

January

1998



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

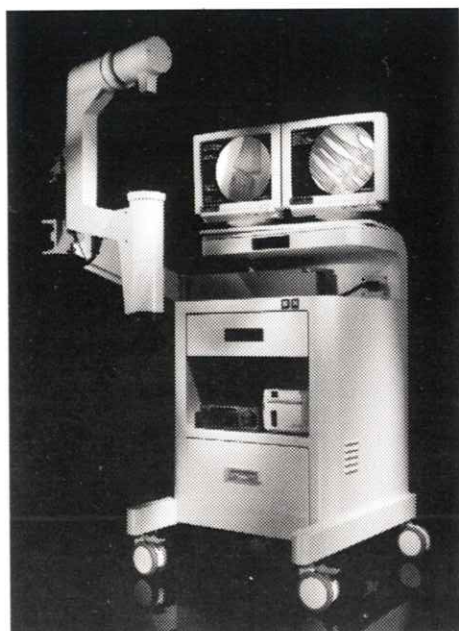
(New) 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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LLによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

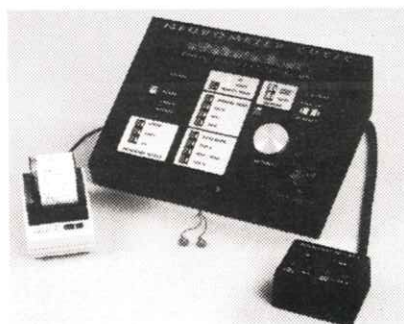
低被曝線量が実現する

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/NEUROTROX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

15巻 第1号 1998年1月

目 次

会 告

春季(第120回)大会のご案内	会告	1
平成10年度 年次(第121回)大会の予定および演題伺い	会告	3
内田論文賞候補論文, 金森奨励賞候補論文の公募について	会告	4

巻 頭 言

MII学会がカバーする領域	津田 元久	1
---------------	-------	---

特別講演資料

3Dディスプレイと視覚特性	畑田 豊彦	2
3次元空間との対話のためのヒューマンインターフェイスデバイス	久米 祐一郎	11

国際会議報告

XIV IMEKO World Congress, New Measurements - Challenges and Visions報告	小島 克之, 蔡 篤儀	21
---	-------------	----

論 文

マンモグラム上の腫瘤陰影の良・悪性鑑別について	五藤 三樹, 遠藤登喜子, 藤田 広志	27
現像処理条件が増感紙フィルム記録系のLSFにおよぼす影響	丹羽 克味, 太田 嘉英, 山田 英彦, 奥村 泰彦, 大坊 元二	36
DANTE-tagging Cine MRIを用いた心室中隔断面の局所壁運動解析 ～心動態的解析方法による評価～	山口弘次郎, 武藤 晃一, 徳田 衛, 近藤 武, 元山 貞子, 松葉 玲, 江本 豊, 渡辺 佳彦, 片田 和廣, 瓜谷 富三, 古賀 佑彦, 杉石 宗隆	43
複数評価関数を考慮した遺伝的アルゴリズムによる ニューラルネットワークの荷重値決定法	渡邊 伸司, 蔡 篤儀, 小島 克之, 山田 功	53

会 報

秋季(第119回)大会記事	61
理事会議事録-新入会員-会員移動	63
賛助会員名簿	64

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会日本複写権センター支部
〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704
Phone 03-3475-4621・5618, Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Science

Vol.15 No.1 January 1998

Contents

Preface

Research Fields of MII		Motohisa TSUDA		1
------------------------	-------	----------------	-------	---

Invited Lecture

Visual Functions and 3D - Display Design		Toyohiko HATADA		2
Human Interface Devices to Interact with 3D Space		Yuichiro Kume		11

International Conference Report

Report of XIV IMEKO World Congress: New Measurements - Challenges and Visions		Katsuyuki KOJIMA and Du - Yih TSAI		21
--	-------	------------------------------------	-------	----

Original Papers

A Study on Classification of Masses on Mammograms into Malignancy and Benignacy		Miki GOTO, Tokiko ENDO and Hiroshi FUJITA		27
The influence of the developmental condition on LSF of the intensifying screen and film combinations		Katsumi NIWA, Yoshihide OOTA, Hidehiko YAMADA, Yasuhiko OKUMURA and Motoji DAIBOU		36
Mechanical Strain Analysis of Regional Wall Motion on Interventricular Septal Section by DANTE - tagging Cine MRI		Kojiro YAMAGUCHI, Koichi MUTO, Mamoru TOKUDA, Takeshi KONDO, Sadako MOTOYAMA, Akira MATSUBA, Yutaka EMOTO, Yoshihiko WATANABE, Kazuhiro KATADA, Tomizo URITANI, Sukehiko KOGA and Munetaka SUGIISHI		43
Determination of Weighting Coefficients of Neural Networks Trained by Multiple - Fitness - Based Genetic Algorithms		Shinji WATANABE, Du - Yih TSAI, Katsuyuki KOJIMA and Isao YAMADA		53

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol.15 No.1)

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

平成9年度 春季(第120回)大会のご案内

春季(第120回)大会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。

日 時 1998年1月31日(土)

場 所 京都工芸繊維大学 工芸学部5号館2階10号講義室(会場案内図参照)
〒606 京都市左京区松ヶ崎

参加費 会員: 500円, 非会員: 1,000円, 学生: 無料

31日(土) -午前-

特別講演 10:00~11:00

「仕事のメディア, 暮らしのメディア(仮題)」

京都工芸繊維大学工芸学部 教授 田村 博 先生

見学会 11:00~12:00

人間情報工学研究室(田村研究室)の施設見学

31日(土) -午後-

研究発表会 13:00~17:00

プログラムは別紙参照

〔注意〕発表者は、35mmスライドおよびOHPの他にビデオプロジェクタを使用することが可能です。また、パソコンの設定が出来ている場合は、画面を投影できますのでご利用ください。なお、準備および接続端子の確認のため、プロジェクタの利用を希望される方は中森まで連絡をお願いします。連絡の無い場合は、ご使用できないことがありますのでご注意ください。

会場までの交通のご案内(交通案内図参照)

◎JR京都駅、阪急烏丸線、地下鉄東西線御池駅から

市営地下鉄 「国際会館」行き「松ヶ崎」駅下車、1番出口、
東南へ約300m

市バス 「4」系統「深泥池」行き「カンポール京都前」下車、
東へ約400m

◎京阪出町柳駅から

京都バス 「八瀬大原」「岩倉実相院」「岩倉村松」行き
「高野泉町」下車、西へ約200m

市バス 「4」系統「深泥池」行き「カンポール京都前」下車、
東へ約400m

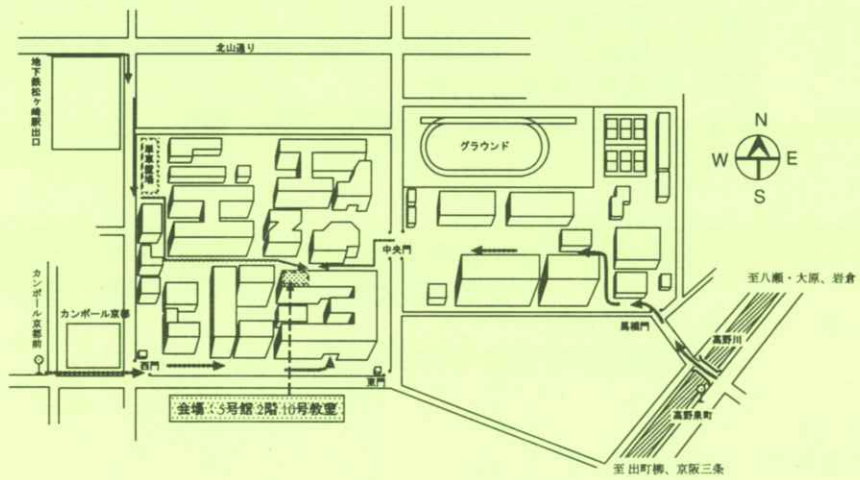
◎阪急河原町駅から

市バス 「4」系統「深泥池」行き「カンポール京都前」下車、
東へ約400m

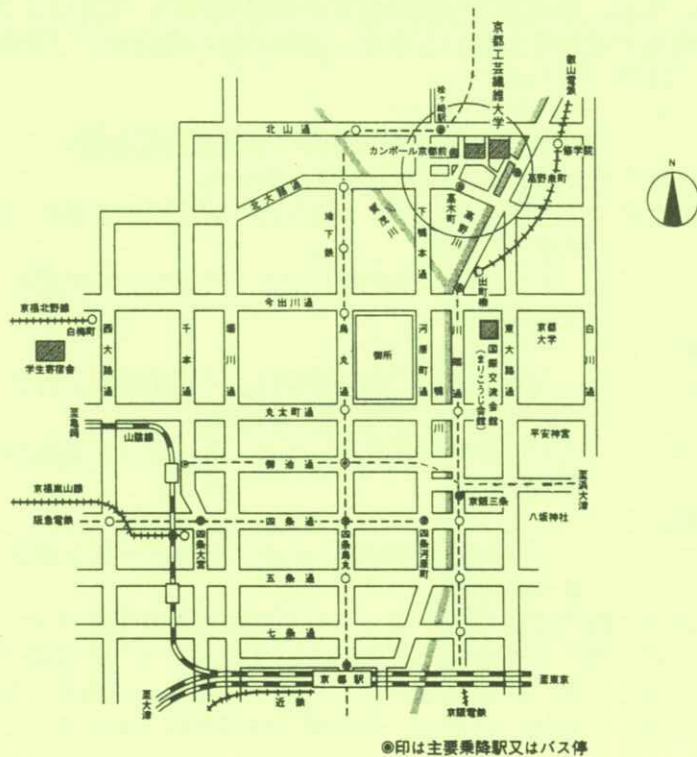
〔注意〕地下鉄烏丸線の延長で市バス「4」系統の経路が変更され、「京都工芸繊維大学前」のバス停が無くなりました。市バス「4」系統をご利用の方は、「カンポール京都前」で下車し、東へ約400mお歩きください。なお、京都駅、阪急および市営地下鉄東西線を利用してお越しの方は、市営地下鉄烏丸線を利用されることをお勧め致します。

< 会場および交通案内図 >

会場案内図



交通案内図



平成10年度年次（第121回）大会ならびに総会のご案内

平成10年度年次（第121回）大会ならびに総会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 平成10年 6 月20日（土）

場 所 田辺製薬東京事業所会議室

〒102-0075 東京都千代田区三番町26

連絡先 明海大学歯学部歯科放射線学講座 奥村 泰彦

TEL 0492-85-5511 内線437

FAX 0492-87-6657

特別講演 「口腔領域画像診断におけるパノラマエックス線撮影の意義」

九州歯科大学歯科放射線学講座 教授 大庭 健 先生

写真供覧 口腔領域の各種疾患のX線写真

懇親会 私学会館アルカディア

演題締切 平成10年 4 月10日（必着）

申込先 明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会

〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台 1 - 1

TEL 0492-85-5511 内線437

FAX 0492-87-6657

なお申し込みは、ハガキまたはFAXで、所属の略記もお願いします。

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.14 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版（縦長）に記入して事務局宛てお送りください。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10年1月30日（必着）

表 彰 平成10年6月20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

今年より表彰規程第4条に基づき金森奨励賞が新設されました。

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.14 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10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程を参照ください。

応募要領 下記の事項をB5版（縦長）に記入して事務局宛てお送りください。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10年1月30日（必着）

表 彰 平成10年6月20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

〔巻頭言〕

ＭＩＩ学会がカバーする領域

津 田 元 久

ＭＩＩ学会が創立３２年を迎えたことはご承知のことと思いますが、あらためて歴史の重みを感じております。発足当初から今日に至るあいだ、研究テーマも変遷を辿って拡大を続けてまいりましたが、内田前会長の指導理念は「診断をし易い画像を追求する」ことであったと記憶しております。

いま殊更に取り上げるまでもありませんが、医用画像を取り巻く物や情報の流れを見ると、下記のように示すことができます。

医用画像機器→医用画像作成→画像診断→ＰＡＣＳ

① ② ③ ④

発足当時は、もっぱら①②の範囲のテーマが多く報告されていきました。すなわち、画質に関する研究であります。ついで情報理論に関する研究が見られるようになります。

その後③の領域に進み、ＲＯＣ解析や診断支援へと広がりを見せています。最近ではさらに、④に関連した画像情報圧縮や、画像伝送仕様の研究も登場して来ています。全体として、上記の流れに沿った順序で進行しているように見えます。

勿論これらの傾向とは別に、優れた発表が全領域に亘って行われております。画像再構成問題やニューロコンピュータの利用など興味ある課題がそれであります。

医用画像に関する今後の課題を幾つか挙げるとしますと、モダリティの性能向上、診断支援（ＣＡＤ）の性能向上、ＰＡＣＳの実現のための研究などでしょうか。

とくに、診断支援については、最終的にその性能向上が医学のレトロスペクティブな研究結果を待たねばならないという事情があります。そのためにも膨大なデータベースが必要になりますから、この面からもＰＡＣＳの実現が待たれることになりました。

各種のモダリティの性能向上は誰しも望むところであり、新しい診断能の高い画像診断装置の実現も待ち望まれるものであります。これらの目標に向かって当学会の研究領域が拡大して行くことを願っております。

3 D ディスプレイと視覚特性

畑田 豊彦

東京工芸大 工学部 光工学科
〒243-02 神奈川県厚木市飯山1583
(1997年6月6日受理)

Visual Functions and 3D - Display Design

Toyohiko HATADA

Department of Photo - Optical Eng. Faculty of Eng.
Tokyo Institute of Polytechnics
1583 Iiyama, Atsugi, Knagawa 243 - 02
(Recieved June, 6, 1997)

これまで人間の情報受容能力は閾値特性を中心に検討し、それに応じて情報表示条件が決定されてきた。これに対して、人間の閾値特性を見直し、情報利用が効果的に、しかも眼に優しい表示条件を見出すことが重要になりつつある。今後利用が期待される3Dディスプレイ等の利用者側から要求される表示条件を整理した。

1. はじめに

3次元空間再現への夢と共に、様々な情報を能動・効果的に処理できる高密度情報システムの開発が積極的に進められている。各種感覚情報を様々な媒体によって提供するマルチメディアのように、利用状況に応じて必要情報量や表示条件を巧みに対応させる機能が要求されつつある。視覚情報にしても、視力などの弁別限界特性(閾値)だけで表示条件などが決定されてきたが、様々な

条件下での適正な情報受容特性(閾上値)や、刺激の変動が知覚できない条件(閾値下)での生体への影響(疲労など)も考慮して、望ましい表示条件を見いだす必要が出てきた。<図1>

次に示す画像利用に対応する視覚特性を整理し、期待される画像表示条件を検討してみる。

- (a) 必要な情報だけを選択・強調表示し、情報受容が効率的に行える画像
…標識などの記号表示画像、医用での強調処理画像など→表示情報量(少)

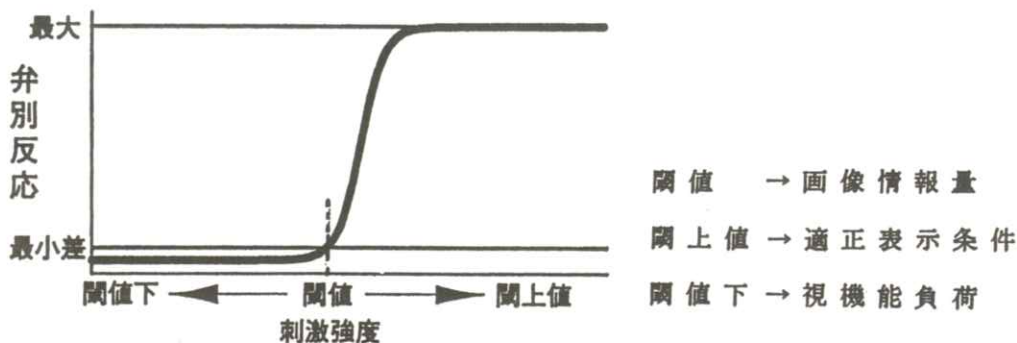


図1 視覚刺激と生体反応

…弁別能力, 認識時間, 必要情報の抽出・探索→誘目性, 識別性, 検索性

(b) 情報受容の効率に加え, 生体負荷の少ない情報受容・処理が可能な画像

…VDTモニターに見られる対話型情報利用画像など→表示情報量(中)

…適正受容条件, 環境順応特性, 異種情報処理能力→安定感, 操作性, 整合性

(c) 情報源を忠実再現し, 感性に影響を与える空間状況などを作り出す画像

…高精細度, 大画面, 3次元画像の人工現実感用画像など→表示情報量(多)

…必要蓄積情報, 空間知覚要因, 異種情報協調効果→忠実度, 自然感, 臨場感

今後は, より能動的な情報交換を目的とした(a)や, 異種情報を(b)から(c)に近い状況で利用できるディスプレイが期待される。

2. 能動的情報処理に対応可能な画像表示条件

先に述べた画像情報の利用目的のうち, 情報を積極的に選択・加工処理できる画像表示(拡大,

3次元化など)への要求が増え, 視覚特性をもとに, 望ましい表示条件を検討してみる。

2.1 高精細度画像

画像内容や観察状況に応じて要求される画像の精細度は変化し, 特徴情報だけを効果的に表示する画像から実物に近い質感や細部拡大観察に耐えられる画質が要求される場合もあり, 次のような視機能を満足させる条件が期待される。<図2>

1) 視力(解像度)……文字可読は最小可読閾(60秒視角)で, 画素ピッチ視角1分の1000×1000画素~1500×3000画素が望まれ, 図形の連続性や質感の再現には最小分離閾(通常視力; 30秒視角, 4000×6000画素は必要)よりも, 最小識別閾(副尺視力; 10秒視角)からノイズ存在を検出する最小視認閾(5秒視角以下)を考慮して, 注視対象の拡大(5~8倍)観察に応えられる蓄積情報量が必要となる。

<図3>

2) 明暗弁別(階調)……明暗刺激の受容可能な範囲は非常に広いが, 視機能が無理なく作動する条件は $3 \sim 5 \times 10^2 \text{ cd/m}^2$ の範囲である。特定

情報は他の情報との刺激差(コントラストなど)が大きいほど視認性は良くなるが、高輝度(150 cd/m²以上)状態では残効が生じ、高コントラストでは不安定な見え方になる。ただ、利用目的(c)では最大輝度350cd/m²、コントラスト比100は要求される。より自然な明暗再現には、明暗信号数5bits以上で8.3bitsあれば不連続性は目立たなくなる。

3) 色弁別(色調)……利用目的(a)(b)では、次のような色の基本特性などから、識別し易い配色を、それに色から連想される概念や心理効果なども考慮して、操作し易い色表示条件が決定される。

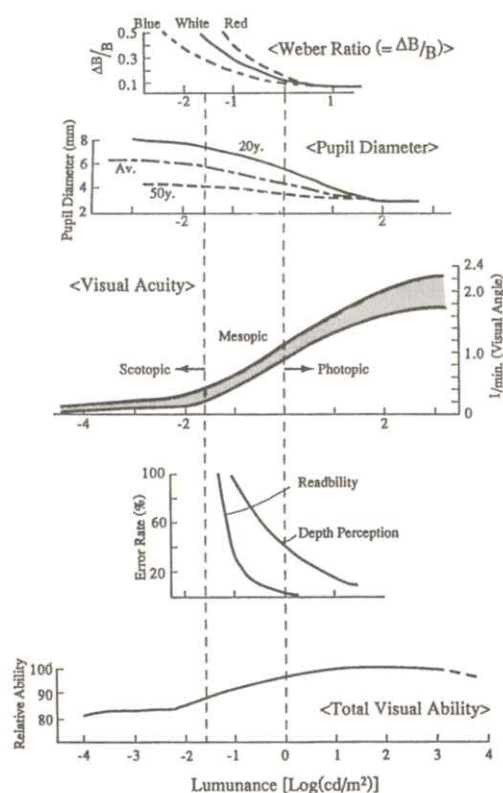
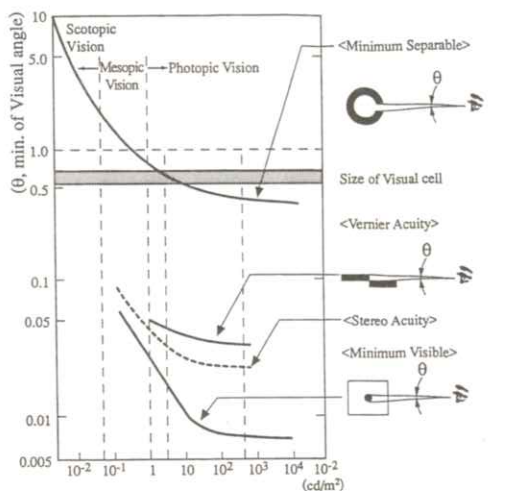


図2 刺激強度に伴う視機能の変化状態

- イ) 明るさ(比視感度特性; 黄緑~緑, 色残効)
 - ロ) 視機能への影響(黄緑良好, 単色光不安定)
 - ハ) 色差弁別能力(青緑, 橙近辺敏感)
 - ニ) 安定して見える色(ユニーク色; 青, 緑, 黄, 赤紫)
 - ホ) 不安定な配色(補色, 可視域両端色)
 - ヘ) 連想色(暖冷, 軽重, 前後, 硬軟など)
- 一般画像の色再現では、色差弁別特性の目標値と主観的評価で検討されているが、様々な配色状態で色の見えが変動するため、既存のカラーバーチャート評価を見直す必要がある。

以上のような画像情報成分を総合的に評価する



- ・ 最小分離閾(Minimum Separable, 2点または線の分離知覚能力)
 - ・ 副尺視力(Vernier Acuity, 線分s°レ検出能力)
 - ・ 両眼視差弁別(Stereo Acuity, 両眼網膜像のズレ検出能力)
 - ・ 最小視認閾(Minimum Visible, 均一背景内での点刺激の検出能力)
- 暗所視(Scotopic Vision)、薄明視(Mesopic Vision)、明所視(Photopic Vision)での特性変化を示す。

図3 表示輝度状態での各種視力特性

< 4 >

画面上を頻繁に注視移動させる作業環境においても、動画像が安定に表示できるには、ちらつきが知覚できない点滅周波数(CFF;Critical Fusion Frequency)以上で、滑らかに運動が再現できることが要求される。現状では、固視状態でのCFF(画面輝度約100cd/m²で45~50Hz)で画面切り替え周波数が決定されているが、視線移動が激しいVDT作業では眼への負荷が見られ、微妙な明暗弁別特性に影響を与えない点滅周波数

2.3 環境同調型表示条件

表示方式により環境からの影響度に差があり、非発光（反射）型表示では、環境照明による表示輝度範囲や色再現に影響を受けるが、表示コントラストの保持や周囲条件との順応による環境同調型の表示条件になっている。

発光型の方は、環境照明とは独立な表示条件は作り出せるが、環境条件に順応する視機能に整合するのが難しくなる。このため、周辺状態に自動

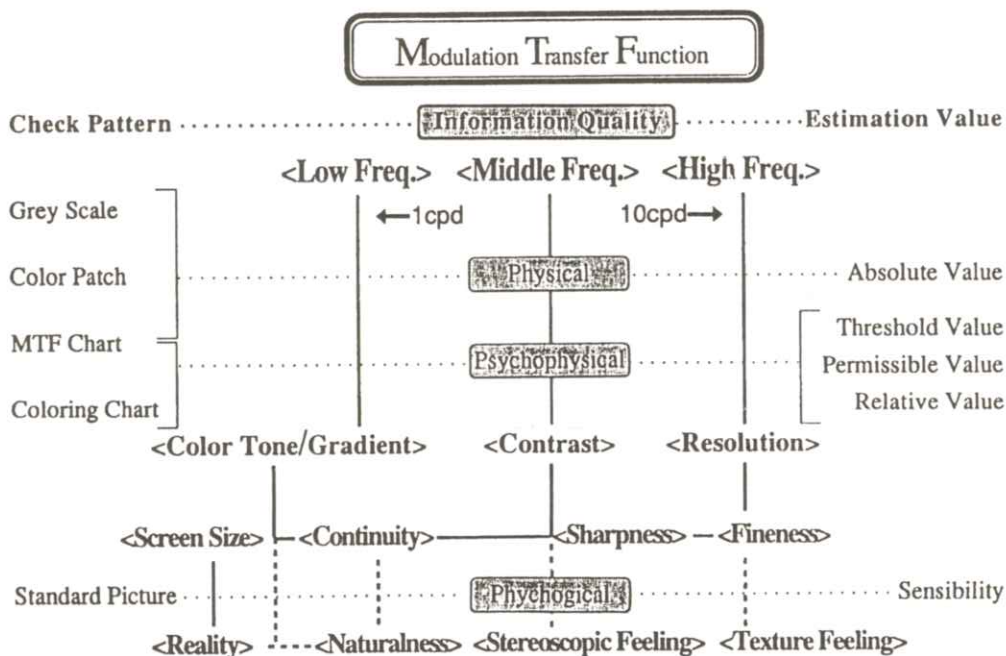


図4 空間周波数成分と画質評価要因の対応関係

適応できるソフト・ディスプレイの開発や、表示刺激に伴う視機能への負荷を軽減する表示対策が必要となる。

眼精疲労対策としては、1) 上方視と情報注視に伴う瞬目減少が引き起こすドライアイ（角膜の乾燥状態）は、下方視観察と瞬目誘発で防ぐ必要がある。2) 作業に伴うピント調節機能への負荷（明視範囲、視覚刺激のない状態での調節安静位置（50cm近辺）など）から、近距離（50cm以内）での長時間観察状態にならない情報入出力方式の開発が必要となる。

2.4 空間知覚を満たす大画面3次元空間表示

人間の空間知覚能力は、a) 対象までの絶対距離（ピント調節、輻輳）とその前後の相対距離（視差：両眼、運動）を識別する距離成分と、b) 空間的な広がり成分（視野）を知覚する機能とに分けられる。

これらの機能全てを完全に満足させる表示方式はまだ未完成で、現段階での代表的な空間再現方式である2眼式立体（両眼視差）表示でも、ピント調節と輻輳機能のアンバランスや、立体再現範囲の制約条件からやや不自然な空間再現になっている。この欠点を補うために、多方向からの視差を提示する多眼式や、運動視差も付加できる観察者移動追従方式（頭部装着型HMDなど）が商品化され、理想的な空間再現方式であるホログラムの動画化も進められている。＜図5＞

空間知覚に関係する人間の視野は、図6のように、情報受容面から見て、特徴ある機能差を持っている。中心部では高密度情報を受容するために、

弁別視野（図6A、数度以内だけが視力などの視機能が非常に優れている領域）と、有効視野（図6B、 $30^{\circ} \times 20^{\circ}$ 以内では瞬時に視線移動などで情報受容が可能な領域）が存在し、周辺部は時間変動情報に対する感度を高めて、安定注視野（図6E、 $60^{\circ} \times 45^{\circ}$ 以内は頭部も運動させて無理なく注視できる領域）と誘導視野（図6C、水平 $30^{\circ} \sim 100^{\circ}$ 、垂直 $20^{\circ} \sim 85^{\circ}$ からの画像情報で主観的な空間座標軸へ影響する領域）で構成されている。この特徴を生かして、視線移動により、広い範囲から高密度で安定した情報探索が効果的に出来るようになっている。＜図6＞

このような視野特性を利用し、臨場感溢れる自然な空間再現を目指す利用目的(c)では、高精細度画像の条件を満足させ、表示画の存在を意識させない大画面表示方式が実用化されている。

3. 観察距離や利用状況に伴う

画像表示条件

画像の観察・利用目的に対応して視機能が最大限発揮できる条件が変化するため、観察距離に応じた利用状況での画像表示条件を、視覚特性からみて整理してみる。＜表1＞

3.1 遠距離(5m以上)据置型画像表示条件

- ・利用状況：空間再現、情報統括・管理
- ・利用対象→公衆（呼び掛け）空間（屋内外の多人数）

大画面表示（等身大表示可能な120インチ以上）が要求され、利用環境条件で投写・直視型表示が選択される。実用輝度は屋外 $1000 \sim 5000 \text{cd/m}^2$ 、

屋内200～1000cd/m²，コントラスト比は30～100必要である。画面サイズは20°×30°以上，一般画像表示では256階調，画素ピッチは視角30秒以下の細かさが要求される。

要求され，高精細度（画像ピッチ視角10秒以下）画像による仮想環境も演出できる空間再現が期待される。特に，眼鏡などを装着しないオートコリメートスクリーンによる大画面立体表示がその効果を高める。

3.2 中距離（1.5～5m）据置型画像表示条件

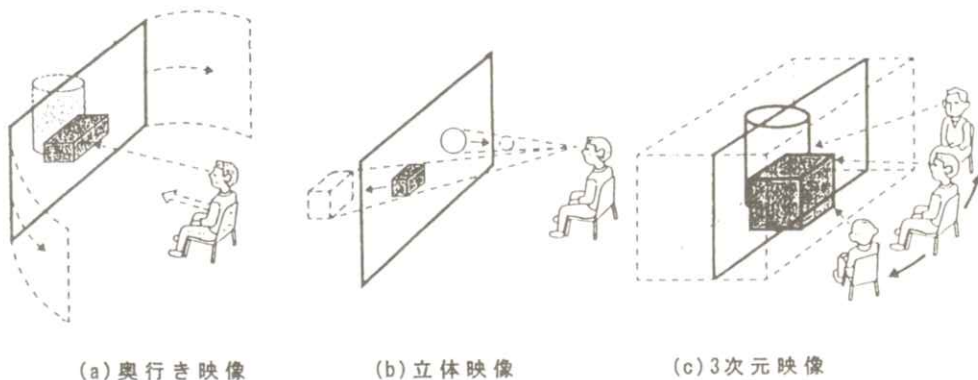
- ・利用状況：情報交換，空間再現
- ・利用対象→集合（話し合い）空間（屋内の複数人）

画像内容にもよるが，臨場感効果が強くなる35～120インチの画面サイズ（40°×60°以上）が

3.3 近距離（1.5m以内）操作型画像表示条件

- ・利用状況：空間再現，情報交換・加工
- ・利用対象→個人（語り掛け）空間（屋内の個人）

利用者の姿勢や頭部・眼球運動特性から，負荷の少ない状態で情報受容ができる範囲（有効視野，



分類	空間知覚要因	方式	再現範囲
(a) 奥行き映像	陰影，重なり合い，視野，像の大きさ，コントラスト，色	構図	(中)～(遠)
		大画面	(中)～(遠)
		空中像	(近)～(中)
(b) 立体映像	陰影，重なり合い，視野，像の大きさ，コントラスト，色＋両眼視差	ビューア	(近)～(中)
		眼鏡	(近)～(遠)
		表示面	(近)～(遠)
(c) 3次元映像	陰影，重なり合い，視野，像の大きさ，コントラスト，色，両眼視差＋ピント調節，輻輳，運動視差	多眼式	(近)～(中)
		空間像	(近)
		波面再生	(近)～(中)

注) (近) 手作業空間(1.5m以内)
(中) 歩行移動空間(5m以内)
(遠) 観察空間(5m以上)

図5 空間表示方式と各種方式の特徴

安定注視野)に、情報内容が効果的に表示できる複数画面(サイズ; $20^{\circ} \times 30^{\circ} \times 3$ 面)を、利用者の情報操作特性に合わせて、容易に設定できるシステムが必要である。マルチメディアのように多種多量の情報を利用する場合には、その内容に応じた機能調整(娯楽用; 情緒的表示条件, 情報処理用; 視認性表示条件)可能なディスプレイが要求される。また、能動的情報受容のための双方向システムや余剰情報提供可能システムの実現により、注視画面の一部拡大、多種情報の自由選択、多方面観察可能な立体表示などのマルチメディア・システムが実用可能な状態になりつつある。

この様な利用状況に伴い、長時間注視観察が継続されても視機能への負荷が少ない高画質でフ

リッカ・レスな安定ディスプレイの採用が是非必要となる。

3.4 装着型画像表示条件

- ・利用条件: 空間再現・利用, 情報交換・加工
- ・利用対象→密着(ささやき)空間(屋内外の個人)

頭部装着方式では、眼鏡のように、装着感を感じさせない50g以内の軽量が要求される。画像表示条件は、中距離型表示方式に準じる性能が必要で、像面位置が作業対象に応じて変化でき、動作を伴う観視が自由に行えるためには、観察視野は安定注視野以上の広視野表示が必要である。特に、立体表示に関しては画枠制約を感じさせない広視野で、自己の行動器の動作状態が同時観察できることが重要である。

表示部が眼前に設置されるため、利用者の視覚機構(両眼位置、眼位、調節能力と安静位、視力、視野など)を精度良く計測して、個人への適合性を十分に配慮する必要がある。<図7>

4. おわりに

マルチメディアで用いられる視覚情報に関して、利用者である人間が積極的に関与できる状況を作り出すために、要求される情報量と観察距離を中心にした利用状況から、適正な表示条件を検討してみた。基本的には、多種多重の情報がただ提供されるだけではなく、既存の情報メディアでは提供できない情報が効果的に表示され、目的に応じて容易に選択・加工できる状況が要求される。そのためには、ここで述べた人間の情報受容特性に

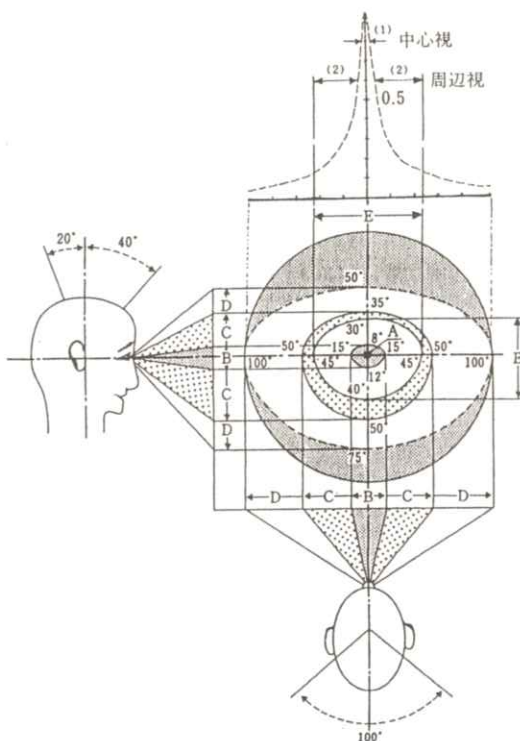


図6 視野情報受容特性

加えて、利用者がどのような情報内容を求めているかをより詳しく調べ、均一化された情報環境から個人に主体性を持たせた情報表示システムを見いだすことが重要である。

参考文献

- 1) 畑田：“ディスプレイに要求される機能”，
照明学会誌，73,12,PP.724-728(1989)
- 2) 畑田：“映像観視時の生体の反応 1.総説”，
テレビ学会誌，50,4,PP.419-422(1996)

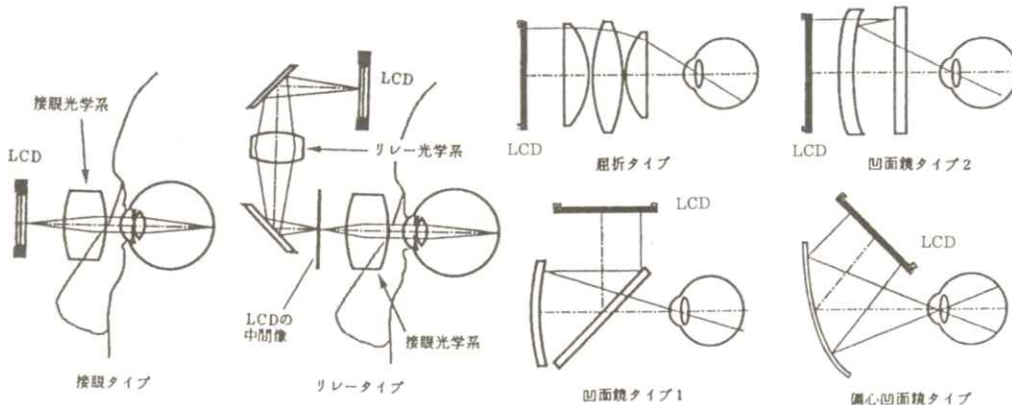


図7 各種HMDの光学系

表1 3次元空間再現方式と作業空間知覚との関係

方式 (要因)		作業空間	手(机上)作業			対話・歩行移動		走行移動・観察				固定観察	
		距離(m)	0	1	2	3	5	10	20	30	50	100	500
3次元画像	a)多眼式												
	b)空間像												
	c)波面再生 (両眼視差) (運動視差) (調節) (輻輳)												
立体画像	a)ビューア												
	b)眼鏡												
	c)スクリーン (両眼視差)												
奥行き画像	a)大画面												
	b)空中像 (網膜像) (視野) (調節)												
空間再現要件		*絶対・相対距離弁別重視 *視機能バランス:調節-輻輳-両眼視差 *観察位置移動に対応						*絶対距離安定表示 *空間的広がり感、没入感→誘導効果 *広観察域					

<表示方式> ——— 効果表示範囲 <空間知要因> ——— 最高作動範囲
 ----- 表示可能範囲 ----- 有効作動範囲 ----- 補助的作動範囲

- 3) 井合, 北脇: “画像評価技術その応用 1.主観評価技術”, テレビ誌, 46,2,pp.129 - 133(1992)
- 4) 大橋: “視聴覚情報の受容と脳活性”, テレビ誌, 48,8,PP.971 - 976(1994)
- 5) 石山, 山田, 磯野: “ハイビジョン立体画像観察時の瞬目に関する分析”, テレビ誌, 49,8,PP.1032 - 1041(1995)
- 6) 前田: “トレイグジスタンス研究におけるHMD”, 光学, 25,1,PP.14 - 20(1996)
- 7) 鶴飼: “ヘッド・マウント・ディスプレイの視覚への影響を実験”, 日経エレクトロニクス, no.668,pp.153 - 164(1996)

[特別講演資料]

3次元空間との対話のためのヒューマンインターフェイスデバイス

久米 祐一郎

東京工芸大学 工学部 光工学科

〒243-02 神奈川県厚木市飯山1583

(1997年6月6日受理)

Human Interface Devices to Interact with 3D Space

Yuichiro Kume

Department of Photo - Optical Engineering, Faculty of Engineering

Tokyo Institute of Polytechnics

1583 Iiyama, Atsugi, Kanagawa 243 - 02

(Received June 6, 1997)

Abstract

Interaction with virtual objects in 3D spaces requires sophisticated human interface devices, especially to implement virtual environments. Visual points have to be measured in real-time to see motion pictures by 3D displays. Human body parts have to be measured in real-time to touch and move virtual objects produced by 3D displays optically. Tactile/force feedback techniques are also required to interact with the virtual objects. A number of techniques have been proposed. This paper reviews major techniques to detect human body parts to interact with 3D space, and to display tactile/force feedback cues.

1. はじめに

近年、3次元動画像と人間が対話を行うシステムが盛んに研究されているが、この場合人間の3次元位置の実時間計測が不可欠の要素となってい

る。人間の部位の3次元位置計測は当初、戦闘機の照準システムにおけるパイロットの頭部の計測等の軍事分野で主に研究が行われてきたが¹⁾、最近では遠隔操作や仮想環境構築のための要素技術として盛んに研究開発が行われている^{2, 3)}。

人間が3次元ディスプレイによって表示された3次元物体を観察する場合、視点の位置が変化したときに、3次元ディスプレイに表示されている物体情報や背景情報も同時に変化させなければならない。空間内に固定されたディスプレイである場合も、頭部に固定されたヘッドマウントディスプレイの場合も、視点の3次元位置の実時間計測が必要となる。実時間計測された視点を基に、表示する画像をグラフィックワークステーションによって実時間で生成しなければならない。

また、3次元表示された物体を動かしたり、操作する場合には、物体に触れる操作する人の部分や把持した道具の位置の3次元位置の実時間計測が必要となる。実測された物体に触れる部分と、ディスプレイによって生成される3次元物体の位置を比較することによって、その物体を現実的に操作することが可能となる。

3次元表示された物体は光学像であるために、観察者が空間の位置としては触れても、触った感覚、いわゆる触覚を通してのフィードバックが無く、実際の物体を操作する場合と非常に異なった感覚が生じ、操作等に違和感が有り、操作性が低下する。そのために物体に触れた感覚や、物体から受ける反作用を提示するために触覚、力覚の研究が盛んに行われている。

本稿ではこれら3次元動画像との対話に必要な人間動作の実時間3次元位置計測と触覚・力覚フィードバックを行うヒューマンインターフェイスデバイスの研究開発の現況について概説する。

2. 実時間3次元位置計測法

人体の部分の3次元実時間位置計測については様々なものが研究開発されているが、計測媒体から分類するとTable. 1のようになる。

2.1 機械的接続を用いる方法

機械的媒体を使用する方法では、リンク機構や張力をかけて張ったワイヤーにより被測定点とエンコーダーやポテンシオメーター等を接続して、位置情報を電気信号へ変換して座標を求めている^{2, 3)}。この方法では機械的接続によっているため、周囲の環境の影響を受けにくく、また動力源と組み合わせることによって、仮想物体を操作したときの反作用の提示、力覚ディスプレイを同時に実現できる利点がある。

その一方で、被測定点と計測部を機械的な接続を使用していることから、動作範囲が限られること、多点計測を行う場合には機構が複雑にならざるを得ないこと、複数の被計測点の位置関係によっては、機械機構が交差して測定ができなくなってしまう欠点がある。

2.2 超音波を用いる方法

超音波パルスによる測定法では、発振器とセンサー間の距離を音波の伝播時間によって測定する。3次元空間中の1点の座標を測定するためには測定点の発振器から超音波を発して固定された3個のセンサーで検出し、音速を基に算出された発振器とセンサーとの間の距離から導出する。この方法はすでに3次元マウスや3Dディスプレイ観察

Table 1 人体部分の実時間3次元位置計測方法。計測媒体による分類。

計測媒体	概略	長所	短所
機械的接続	リンク機構やワイヤーで計測点をエンコーダー等に接続し、座標を得る。	環境の物理的条件に影響受けにくい。 力覚の表示も同時に行うことが可能。	機構自体により計測可能な動作範囲が制限される。
超音波	発振器からの超音波パルスを受信器で計測し、音速を基に距離を求めて座標を得る。		周辺雑音の影響を受けやすい。 超音波遮蔽が有ると測定できない。
磁場	3方向に直交するソースコイルによる磁場により、3方向に直交するセンサーコイルに誘導される電流から座標と角度を得る。	1個のセンサーで座標とオイラー角の6自由度の測定が可能。	周辺磁場や磁性体の影響を受けやすい。
光	複数のテレビカメラ画像から、計算機処理により計測点を背景から切り出し、座標を求める。	人体への装着するものが少ない、または無い。	環境光の影響を受けやすい。 計算機処理が重い。 光遮蔽が有ると計測できない。
	光学系と光センサーの特性を利用し、座標を得る。	センサーの出力処理が簡易。	環境光の影響を受けやすい。 光遮蔽が有ると計測できない。

用の液晶シャッター眼鏡で実用化されている。欠点としては周囲の雑音の影響を受けやすいこと、音波が人体等によって遮蔽されると測定不能になることがある。

2.3 磁場を用いる方法

磁場を用いたシステムはFig. 1に示すように3方向に直交したコイルを使用する^{3), 5)}。空間内に固定されるソースコイルと測定点に取り付けるセンサーコイルから成っている。ソースコイルの1方向のコイルにパルス電流を流して時間的に変化する磁場を発生させると、センサーコイルには

電磁誘導によって、ソースコイルとの距離および角度に応じた電流が流れる。ソースコイルの3方向のコイルに順次電流を流すことによって、ソースコイルを基準としたセンサーコイルの3次元の位置が計測できると同時に、センサーコイルのオイラー角も同時に測定できる。このため点の位置測定のみではなく、大きさのあるもの、例えば頭部の位置と方向を同時測定することが可能である。

他の3次元座標測定するシステムでは、剛体のオイラー角を測定するためには物体上に3点の測定点が必要である。

この磁気センサーはPolhemusの名で知られ、

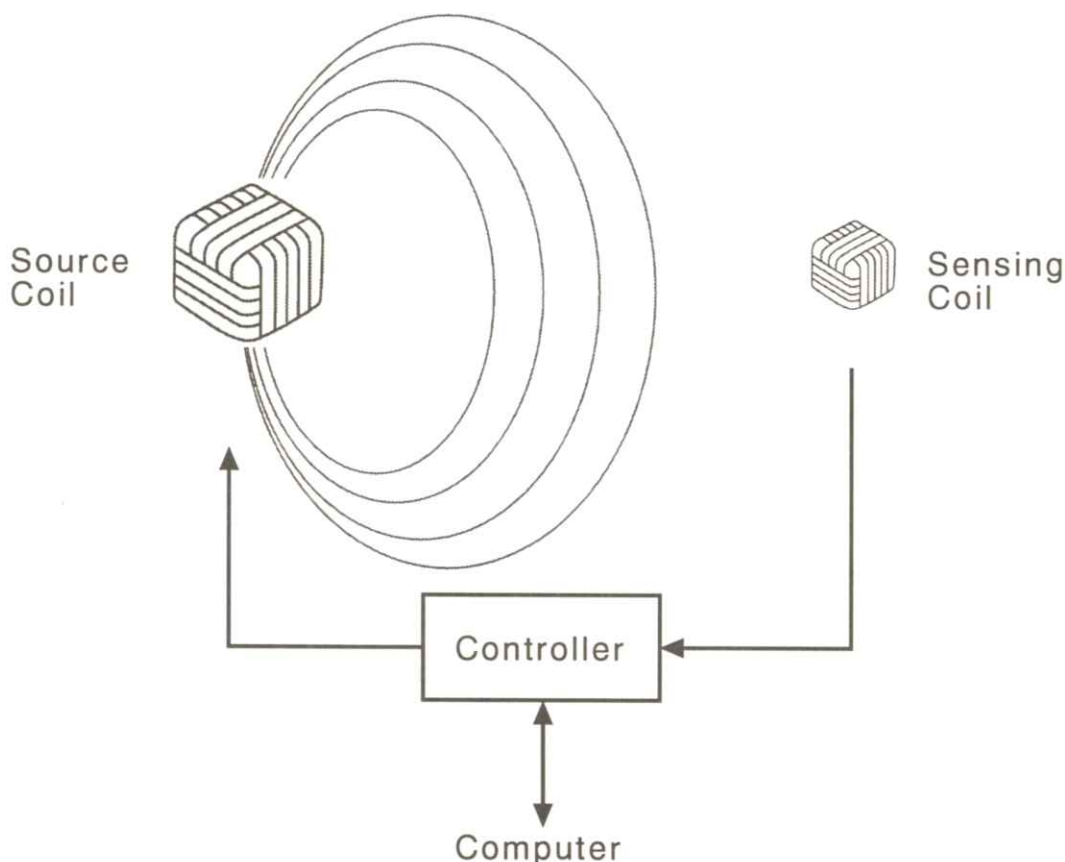


Fig. 1 3方向直交コイルによる3次元位置、オイラー角の計測。

人工現実感の研究等に広く使用されている。

欠点としてはソースコイルによって作られる微弱な磁場を用いているため、使用する場所の環境、例えば建物の鉄筋等によって磁場が影響を受けて計測誤差が生じる場合がある。

2.4 光を用いる方法

光を媒体として3次元位置の実時間計測法は、テレビ画像を実時間処理する方法と、自動焦点カメラのように光学系と光センサーの特性を巧みに利用する方法がある。

テレビ画像から位置計測を行う場合、複数の異なった画像から、コンピュータを用いた画像処理により測定点を画像から抽出して、三角測量の原理により座標導出を行ったり、単カメラによって形があらかじめわかっている物体の形状変化から3次元座標を求めている。背景を含む画像から人体の部位の測定点を画像処理で抽出することは容易ではないために、色や発光指標が用いられることも多い。

この方法では測定される人体に付けるセンサーが無い、または付けた場合でも小さな指標であるために、他の方法と比較して被測定者の装用感も少なく自由な動作の計測可能である。一方、欠点として、計測測度がビデオレートによって制限されてしまうこと、また画像処理を実時間で行うために高度な計算機や、専用の処理プロセッサが必要となる。

反射指標と画像処理による3次元位置計測法では被測定者の自由な動きが計測できることから、テレビゲーム等の人間動作のデータの生成のため

に多く使用されている。人体のモデルリングと数式からの算出では、なめらかでリアルな動きを生成することが現状では困難なため、実際の人間の動作取り込み（モーションキャプチャー）が使用されている。この場合、人体の要所に小さな反射指標を取り付け、赤外線で照明して、高速度TVカメラと専用プロセッサで計測を行っている。測定点が多いために実時間ではなく、オフライン処理で時系列の座標を求める。計測された測定点の動きに、別途生成したグラフィックスの部品を張り付けて、人間の動きをグラフィックスとして作っている。

光センサーを使用するものでは、発光点と位置センサーにより自動焦点カメラで実現されているように、三角測量の原理で3次元位置を求めている。センサーとしては単体のフォトダイオード、ラインセンサー、2次元センサー等、光学系も様々なものが提案されている。利点としては光学系やセンサーの構造や配置等に座標導出の処理を分担させることができるために、センサーの出力の計算処理が簡単になることがある。

光を媒体として用いる計測法では、照明等の環境光の大きく影響を受けること、測定される人体自身によって測定点が遮蔽されてセンサーへの入力が絶たれることが欠点として上げられる。この解決方法として多数のセンサーやカメラを使用して、遮蔽された情報を補うことも行われている。

2.5 PSDを用いた3次元位置計測

筆者らは2次元センサーである半導体位置検出素子（Position Sensing Device:PSD）を使用

して簡易な3次元人間動作入力デバイスの開発を行っている⁶⁾。

PSDはFig. 2に示すようにシリコン基板の上面にp層、背面にn層が形成されており、光によって生成された電子はp層上に設けられた電極を通して電流として取り出される⁷⁾。基板の表面抵抗は一樣であるので、4電流をアナログ回路による簡単な演算処理により光点の2次元座標を求めることができる。座標は光点の光強度の重心となっている。

PSDカメラを2台用いることによって、3次元座標を求めることができる。Fig. 3は試作したシステムの概念図である。人体の測定点には近赤外発光ダイオードを指標として取り付ける。PSDでは同時に2点以上の座標を求めることはできないため、PCの制御によって時分割発光させ、それぞれの点を計測している。

環境光の影響を取り除くためにPSDには発光ダイオードの発光波長（ピーク波長：約900

nm）を透過、可視光をカットする赤外線フィルターが取り付けられており、発光ダイオードを大パルス駆動し、PSDの出力をそれと同期増幅してS/N比を向上させており、通常の照明下での使用を可能としている。

発光ダイオードは比較的小さいため装用感も小さく、自由な人間の動作の実時間入力が可能となっている。しかし発光ダイオードの装用感は小さいが、駆動するための配線が装用者にとって煩わしく違和感が有り、この解決は今後の課題である。

PSDの特性上、複数の指標は時分割発光させなければならないため、測定点が多くなると、それに比例して計測時間が長くなってしまう。また他の光を用いたシステムと同様に光遮蔽や発光指標の光放射角の影響についても考慮が必要である。

2.6 人体の形状の測定

人体の要所の位置を実時間測定できれば、人体

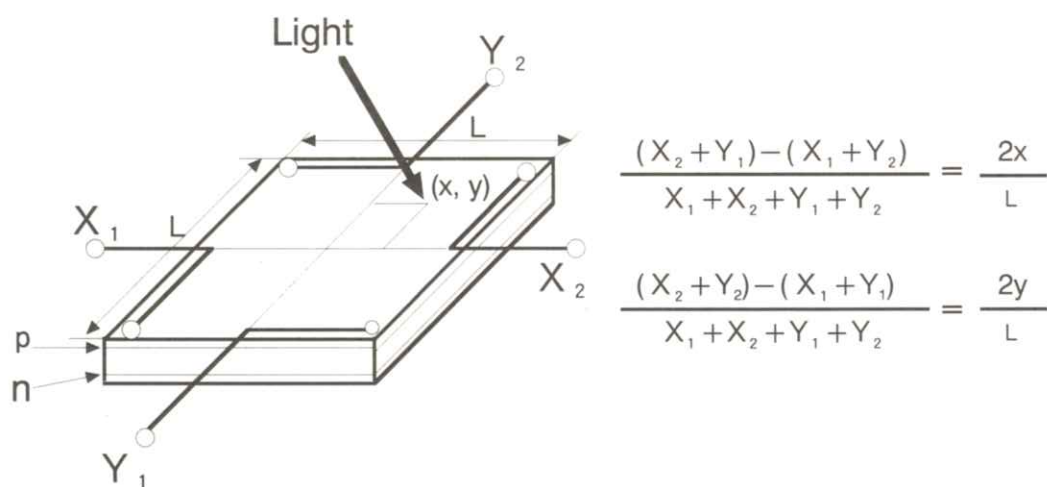


Fig. 2 半導体位置検出素子(PSD)の構造と、表面の光点の2次元座標検出。

の形状や動きを計測できる。

また人体の1点の3次元座標とオイラー角、それに加えて各関節の角度を測定できれば、他の人体部分はその1点を基準点として、人体の構造から導き出すことができる³⁾。

Fig. 4 に示すように手袋の各関節の部分に角度センサーを取り付けることによって手の形状を計測できる。さらに手の甲または手首の1点に磁気センサーを取り付けて3次位置とオイラー角を求めれば、3次元における手の位置と形状を同時に計測することができる。このデバイスはデータグローブの名で広く知られ、仮想環境との対話や人間の手形状認識の研究に広く使用されている。また一時、ビデオゲームのインターフェイスデバ

イスとしても使用された。

また全身に着用するボディースーツの関節部分

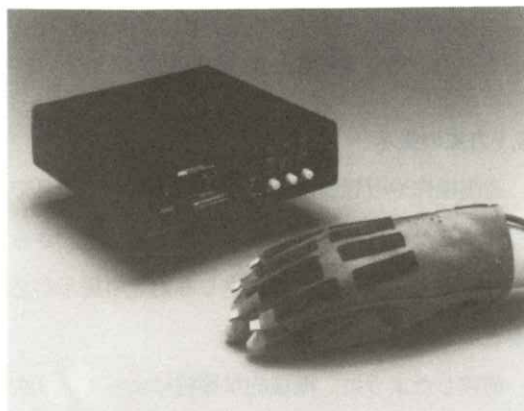


Fig. 4 手袋の間接部分に角度センサーを具備した手形状計測システム（スーパーグローブ：日商エレクトロニクス㈱のご好意による）

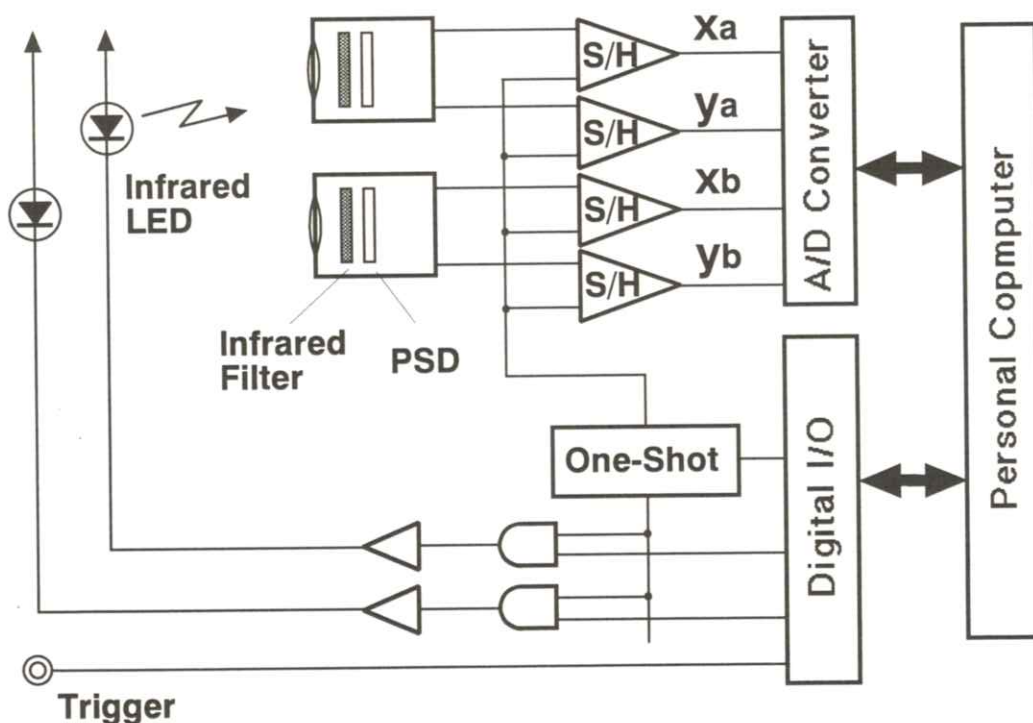


Fig. 3 PSDを用いた実時間3次元位置検出システムの構成。

に角度センサーを取り付けた、全身の形状計測用のスーツ、データスーツも製品化されたことがある。

3. 触覚と力覚の提示

3.1 力覚の提示

遠隔操作や仮想環境で3次元物体を手や道具で操作するためには触れたときに感じる触覚、さらには反作用を受けたときに生じる力覚の提示が必要となる⁸⁾。

前述したように、機械的な接続によって、3次元位置測定を行う場合にはその機構にサーボモーターのような動力源を取りつけることによって、触れた感覚を含めて力覚を同時に提示することが可能である。

Fig. 5 にリンク機構を用いた力覚提示システムの一例を示す⁹⁾。リンク機構によって把持した部分に力を伝達して力覚を生じさせている。

マニピュレーターのように操作する手の位置や操作内容がある程度、限定される場合には機械的機構を用いた力覚提示システムで充分対応でき、様々なものが提案されている。しかし、3次元空間内で操作者が自由に移動して、自由に手腕を動かして仮想物体を操作する場合には充分に対応できない。手作業のように多くの手指が複雑な動きをする場合に対応できないものも多い。また装用感の大きいものも多い。

3.2 振動刺激による擬似的な力覚の提示

3次元空間の仮想物体を自由に広範囲操作するためには、動作範囲が広く、装用感が少ないもの

が望ましい。機械的な接続による方法以外で、力を自由に発生させる方法としては、磁場や電場の利用も考えられるが、人間の操作に対応したkg単位の力を発生させるのは容易ではない。

仮想物体を操作するとき、触覚や力覚を必ずしも物理的に再現する必要は無いことも多く、他の感覚を通して伝達を行うことも可能であり、音響を通しての力覚・触覚情報提供の研究も行われている。しかし触覚・力覚情報はできるだけ皮膚感覚に表示して、他の感覚は本来の情報に使用する方が望ましい。

最近、疑似的に触覚・力覚を提示する方法として振動刺激が利用され始めている。操作時に使用するジョイスティックに振動素子を組み込んで反力に対応した振動強度を提示したり、手袋に振動モーターを組み込んで、仮想物体に触れたときに振動を起こして、接触を触覚を通して提示するシステムが提案されている。

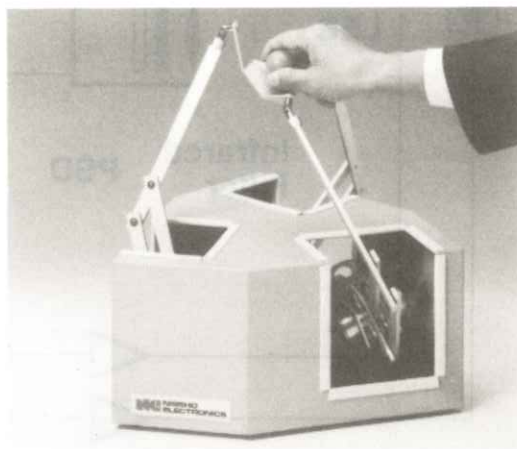


Fig. 5 リンク機構を用いた力覚フィードバックシステム（ハプティックマスター：日商エレクトロニクス(株)のご好意による）

3.3 ファントムセンセーション

振動素子を使用して疑似的に触覚や力覚を提示できるが、実際に人間が物体を操作する場合には単に力の大きさだけではなく、その方向も知覚している。筆者らは複数の振動素子によるファントムセンセーションを用いて、把持した工具から手が受けるモーメント等、より複雑な量の伝達を試みている¹⁰⁾。

ファントムセンセーションはBékésyによって発見された心理物理現象である¹¹⁾。Fig. 6に示すように皮膚上の適当な距離で隔たった2点に同一強度、同位相の接触や振動等の機械的な刺激を与えると2刺激は融合して、中間に知覚される。両者に強度差が有る場合には感覚は刺激の大きい方に偏位して知覚される。2刺激の値を変化させることによって、感覚の位置と大きさを変化させることができ、方向性をもった量の提示に利用できる。この現象は過去にも義手の感覚フィードバックのために研究されたこともある¹²⁾。

現在、筆者らは手で把持して使用する工具の手

に触れる握りの部分に2個の振動素子を設けて、工具にはたらく力の強さだけではなく、モーメントも提示して、仮想物体を操作するときの作業性への影響について研究を進めている。

4. おわりに

3次元動画像と対話するために必要な人間の位置検出および触覚、力覚の提示する方法について概説した。現状ではシステムを使用する人間の装着感、違和感が少なく、実現できる自由度が大きいものが望まれている。3次元動画像と対話を行う場合にはこれらの、インターフェイスは不可欠ではあるが、現実の世界との対話によって生じる物理量、心理量の全てを実現することは不可能であろう。今後はより大きい自由度の実現のための研究と、特定の作業を効率良く行うための研究にさらに2分化するであろう。

ヒューマンインターフェイスデバイスは人間系を含めて開発しなければならない。本稿では述べなかったが作業性に加えて、使い易さ、短長期間

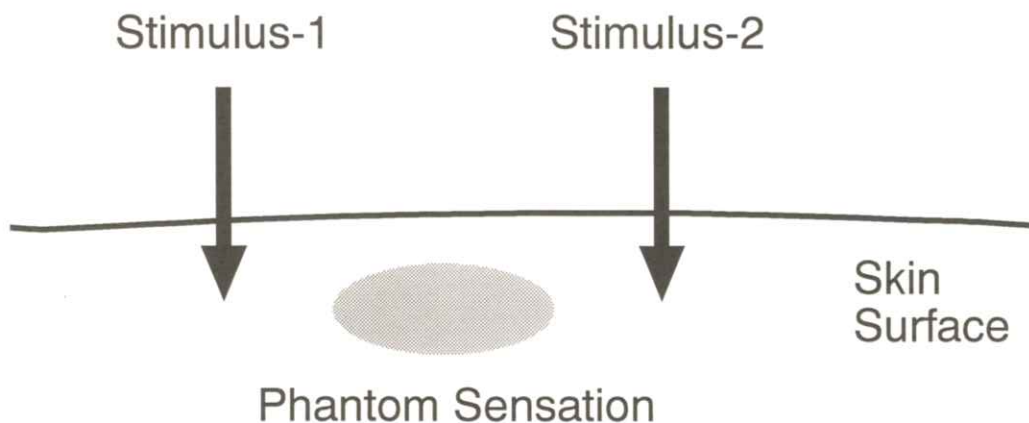


Fig. 6 皮膚への2刺激によるファントムセンセーション生起。

の疲労等，人間への影響を総合的に評価していかなければならないと考える。

参 考 文 献

- 1) F. J. Ferrin: Proc. SPIE, **1456** 86 (1991)
- 2) J. D. Foley: Sci.Amer., **257** 126 (1987)
- 3) I. Scott MacKenzie: Virtual Environments and Advanced Interface Design, ed. W. Barfield and T. A. Furness III, pp437 - 470(Oxford University Press, New York, 1995)
- 4) 佐藤誠、平田幸広、河原田弘：信学論、JD74 - D II、887(1991)
- 5) 特公 昭59 - 95474
- 6) 白井暁彦、久米祐一郎、津田元久、畑田豊彦：TV学技報、HIR96 - 26(1996)
- 7) 寺田由孝、山本晃永：光学、12、367(1983)
- 8) 吉川恒夫：第40回システム制御情報学会研究発表講演会論文集、27(1996)
- 9) H. Iwata: Comput. Graphics, **24** 4 165 (1990)
- 10) 白井暁彦、久米祐一郎、津田元久、畑田豊彦：信学技報、IE96 - 119(1997)
- 11) G. von Békésy: Jour. Soc. Acoust. Amer., **31** 1236 (1959)
- 12) D. S. Alles: IEEE Trans. Man - Machine Syst., **11** 28 (1970)

XIV IMEKO World Congress, New Measurements - Challenges and Visions 報告

浜松大学経営情報学部 小 島 克 之
岐阜工業高等専門学校 蔡 篤 儀*

〒431-21 静岡県浜松市都田町1230

*〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

(1997年10月4日受理)

XIV IMEKO (International Measurement Confederation) World Congressは1997年にタンペレ Tampere (フィンランド Finland) で開催された。

会議の期間は6月1日(日)から6日(金)までの6日間であり、コンサート・コングレスホール Tampere Hall (図1) で開催された。

ムーミン Mumin の絵を機体に描いた飛行機で約10時間半、Finland の首都ヘルシンキ Helsinki に着く。

Tampere は Helsinki から北へ約180kmの所に位置する Finland 第2の都市であり、



図1 会議場(Tampere Hall)。

Finland の工業都市である。人口は20万人弱、トーベ・ヤンソン Tove Marika Jansson 原作の Mumin のふるさとでもある。白夜の時期であり、夜の10時頃でもまだ太陽が出ていた。

分野別の報告件数を表1に示す。医用関係は TC 13 の measurements in biology and medicine で28件あり全報告件数421件の6.7%程度である。TC 13 での報告を表2に示す。日本からの報告は7件であった。

参加者数は771名で46箇国余であった。国別の参加者数はやはり地元 Finland が164名(21.3%)で最も多く、次が日本の89名(11.5%)であった。

表3に国別の参加者数を示す。

各 TC での meeting と round table meeting も行われた。

会議に伴う行事としては以下のものがあった。

1. Get together
2. Reception of the city of Tampere
3. Evening of music and arts
4. Barbecue
5. Farewell party

6. Technical visit

1 は高さ168mの展望タワー Näsinneula の124mにある回転レストランで行われた。図2は展望タワーからの眺めである。2 は City Hall (図3) で行われた。3 は大聖堂 Tuomiokirkko (図4) のパイプオルガンの演奏と美術品の見学であった。4 は湖の中の Viikinsaari という広さ16haの島で行われた (図5)。図2から図5ま

での写真を撮った時間は夜の8時半頃である。5 は Tampere Hall の中で行われた。

6 は次の2つの内、1つを選ぶ形で行われた。

1. Raute Precision Oy と Technical Research Center of Finland
2. Vaisala Oy と The Finish Meteorological Institute

どちらも Helsinki の近くにある。筆者は気象学

表1 分野別の報告件数。

Topic	名 称	件 数		
		Oral	Poster	計
1	Education and training in measurement and instrumentation	7	4	13
2	Photonic measurements	10	7	17
3	Measurement of force and mass	30	7	37
4	Electrical measurements	57	24	81
5	Hardness measurement	9	0	9
7	Measurement science	22	2	24
8	Traceability in metrology	4	4	8
9	Flow measurement	13	3	16
10	Technical diagnostics	22	5	27
11	Metrological infrastructure	2	3	5
12	Temperature and thermal measurements	17	7	24
13	Measurements in biology and medicine	21	7	28
14	Measurement of geometrical quantities	40	12	52
15	Experimental mechanics	14	4	18
16	Pressure and vacuum measurement	9	1	10
17	Measurement in robotics	8	2	10
18	Measurements for pulp and paper industry	8	2	10
19	Measurements in telecommunication	6	0	6
20	Environmental measurements	9	4	13
21	Other areas of measurement science and technology	11	2	13
合 計		321	100	421

注) Topic 6 は留保。



図2 Näsinneula からの眺望。



図3 City Hall。

表 2 (a) TC 13 Measurements in biology and medicineでの報告 (続く)。

Topic 13: Measurements in Biology and Medicine

4.6.1997 14.00-16.05 Hall D	13.1 Signal processing and modelling Chairman: E.R. Carson Co-chairman: P. Kumpulainen
14.05 14.25 14.45 15.05 15.25 15.45	Qualification of respiratory disorders in infants by a computer based apnea analysis <i>D. Barschdorff I. Hanheide E. Trowitzsch D. Buschatz B. Schlüter</i> Reduction and selection of parameters in the model for maximal expiration <i>J. Mroczka A.G. Polak</i> Estimating the hearing level using time-dependent spectrum of the otoacoustic emission <i>P. Kumpulainen T. Rahko</i> Adaptive spatial filtering for digital X-ray images <i>I.P. Zindy D.M. Harvey</i> Measurement of the modulation transfer function in digital radiography of medical imaging <i>M. Hatagawa M. Inoue M. Shogaki T. Ogawa K. Kariya</i> Current mode signal processing as a challenge for improvement of lock-in measuring instruments <i>M. Min T. Parve</i>
4.6.1997 16.15-17.20 Hall D	13.2 Diagnostic aids Chairman: K. Kariya Co-chairman: H. Sorsa
16.20 16.40 17.00	Measurement challenges in collecting and interpreting home-monitored blood glucose data <i>E.R. Carson T. Deutsch H.J. Leicester A.V. Roudsari P.H. Sönksen</i> Non-invasive glucose measurement by Near Infra Red Spectroscopy <i>J. Tenhunen H. Kopola R. Myllylä</i> Vitreous dynamic light scattering and corneal autofluorescence for early detection of diabetic retinopathy <i>L. Rovati F. Docchio F. Fankhauser J. Van Best</i>
5.6.1997 10.15-12.40 Hall D	13.3 Special instrumentation and systems Chairman: K. Kalliomäki Co-chairman: M. Parvis
10.20	Effect of measurement uncertainties in the evaluation of a postoperative risk index after lung resection by means of a neural network <i>M. Parvis C. Gulotta R. Torchio</i>

表 2 (b) TC 13 Measurements in biology and medicineでの報告 (続く)。

Topic 13: Measurements in Biology and Medicine

- 10.40 Polysomnographic system for scoring sleep stages in infants with neural networks
D. Barschdorff D. Gerhardt E. Trowitzsch
- 11.00 Evaluation of result uncertainty in biomeasurements
A. Cysewska-Sobusiak
- 11.20 Magnetopneumographic system
P. Ripka P. Navratil
- 11.40 Identification of the human skin through high resolution thermometry: cepstral method
P. Dupuis Ch. Eugène
- 12.00 Measurement of the intracranial pressure - a new device
R. Reihnsner E. Prosquill R. Beer R. B. Leyerer
- 12.20 A very low current density probe for in-vitro measurement
R. Claverie C. Goeury P. Schweitzer G. Prieur

5.6.1997

14.00-15.45

Hall D

13.4 Physiological measurements

Chairman: P. Uronen Co-chairman: K. Yamamoto

- 14.05 Strain measurements in femurs implanted with hip prostheses
L. Cristofolini M. Viceconti
- 14.25 Measurement of body kinematics in human transient walking using large force plate
H. Ikeuchi M. Sato R. Katoh T. Yamashita
- 14.45 Photoelastic strain measurement of anterior cruciate ligament
K. Yamamoto S. Hirokawa T. Kawata
- 15.05 Stress and strain measurements for orthopaedical investigations
K. Yamamoto Y. Tagawa A. Kumabe T. Hirano S. Matsuo Y. Nakashi N. Shiba A. Inoue T. Yamashita
- 15.25 Eye movements measurements
F. Sebesta

Posters

- 17 Multimoding measurements and measuring transducers of complex objects electrical parameters
V. G. Gusev N. V. Mirin
- 141 A non-intrusive technique to monitor the cardiac activity of limpets
G. Iuculano G. Chelazzi E. Masi A. Zanobini L. Parpagnoli
- 142 Clinical measurements and resource management issues in the intensive care unit
R. Summers C.J. Morgan S. Fields M.E. Cooper A.G. Ryan

表 2 (c) TC 13 Measurements in biology and medicineでの報告。

Topic 13: Measurements in Biology and Medicine

- 147 Signal analysis and processing tool for physiological signals
H. Sorsa
- 365 A simple algorithm for automated detection of ventricular contours from cardiac MR images
D-Y. Tsai K. Kojima M. Tomita
- 373 Relation between human body and environments
T. Moriyama
- 384 Advance of precision of radio-isotopes used blood test by application of Chaos theory
Y. Iwaki K. Kariya K. Kojima I. Morita T. Inamura A. Hamase
M. Fukuchi H. Ito

表 3 国別の出席者数。

国名	人数	国名	人数
フィンランド	164	クロアチア	5
日本	89	デンマーク	5
ドイツ	67	エストニア	5
イタリア	66	スロバキア	5
ポーランド	48	中国	4
スウェーデン	32	オーストラリア	4
ロシア	27	ルーマニア	4
フランス	26	スイス	4
英国	21	エジプト	3
チェコ	20	ノルウェー	3
米国	20	ユーゴスラビア	3
ウクライナ	15	メキシコ	3
韓国	13	マレーシア	2
カナダ	12	ケニア	2
トルコ	11	アイルランド	2
オーストリア	11	マケドニア	2
ベルギー	9	シンガポール	1
スロベニア	9	セネガル	1
スペイン	9	南アフリカ	1
リトアニア	7	アイスランド	1
ハンガリー	6	チリ	1
オランダ	6	ベネズエラ	1
ポルトガル	6	(他)	9
ブラジル	6		
計		46 箇国	771

関係の 2 の方を見学した。

Plenary session では次の4つの講演があった。

1. Supervision, fault - detection and fault - diagnosis methods - Advanced methods and applications - (Rolf Isermann, Darmstadt University of Technology, Germany)
2. Technology gallop - Increasing challenges for measurement (Juhani Kuusi, Nokia Research Center, Finland)
3. Man as an extreme sensitive sensor for almost all kinds of radiations (Chr. Rohrbach)
4. Present and future trends in international legal metrology cooperation (Bernard Athané, Bureau International de Métrologie Légale)

Closing session では若手優秀論文の表彰も行われた。

今回は機器の展示会は開催されなかった。

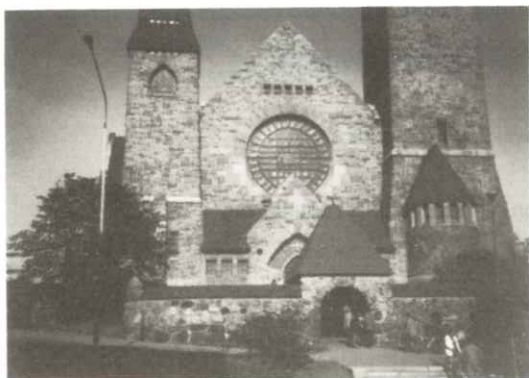


図4 大聖堂 Tuomiokirkko。



図5 Viikinsaari 島での barbecue。



図6 Poster session の状況。

Poster session の状況を図6に示す。

Proceeding は CD-ROM でも発行された。

また、毎日 IMEKO Congress News が発行され、会議の状況やスケジュールの変更を知るのに

便利であった。コンピューターも用意されており、e-mail の送受信等に自由に使うことができた。

すべての自動車が昼間でもライトを点けて走っており、確認のし易さと安全性から良いことだと思った。また、市内のバスは低床式でステップのない構造の物が多く、歩道との段差も無く、乗降し易かった。

帰りの飛行機は夕方 Helsinki を発ち、東に向かって飛び、翌朝日本に着いたが、左手の北側に太陽が出っぱなしであった。

XV以降は次のような予定になっている。

XV : Measurements to Improve the

Quality of Life in the 21st Century

- Measurement Coordinates Nature
with Human Activities -

日本、大阪、アジア太平洋トレードセンター
(ATC: Asia and Pacific Trade Center)

1999年6月13日(日) - 18日(金)

TC - 7 Technical Committee on
Measurement Science

京都、都ホテル

1999年6月20日(日) - 21日(月)

URL <http://imeko99.mecha.osakafu-u.ac.jp/>

XVI : オーストリア Austria, ウィーン Wien

2000年9月25日(月) - 28日(木)

XVII : クロアチア Croatia,

ドゥブロブニク Dubrovnik

2003年

[論 文]

マンモグラム上の腫瘤陰影の良・悪性鑑別について

五藤三樹・遠藤登喜子*・藤田広志**

岐阜職業能力開発短期大学校情報技術科

〒501-05 岐阜県揖斐郡大野町古川1-2

*国立名古屋病院放射線科

〒460 名古屋市中区三の丸4-1-1

**岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1996年10月12日, 最終1997年8月29日受理)

A Study on Classification of Masses on Mammograms into Malignancy and Benignacy

Miki GOTO, Tokiko ENDO*, and Hiroshi FUJITA**

Department of Information Technology, Gifu Polytechnic College

1-2, Furukawa, Ohno-cho, Ibi-gun, Gifu 501-05, Japan

*Department of Radiology, Nagoya National Hospital,

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

**Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

1-1, Yanagido, Gifu-shi, Gifu 501-11, Japan

(Received October 12, 1996, in final form August 29, 1997)

To get the knowledge of the diagnostic process when experts diagnose breast cancers by using mammograms is one of the important subjects in constructing the computer-aided diagnosis(CAD)system for detecting breast cancers. In this study, we investigated the classification flowchart for the diagnosis of breast masses on mammograms in cooperation with an expert radiologist. From many features of the masses such as "sharp outline" and "stellate boundary", we selected 13 features and weighted them by integer values from -1 to 2.

The classification was achieved based on the total amount of the weighted values for all features. We examined our classification flowchart by use of 99 mammograms, and found that except the very difficult three cases the classification rate for defining the mass as malignancy or benign was very high, i.e. sensitivity of 84% and specificity of 96%.

1. はじめに

乳癌患者の増加に伴って、乳癌の早期発見の重要性は大きくなってきている。そのため、乳癌集団検診は必要不可欠なものであるが、触診だけでは小さな癌を見落とすことも少なくないといわれている。そこで、乳房X線写真（マンモグラム）による画像診断が集団検診においても普及しつつある。しかし、診断に従事する医師にとっては、読影作業の増大が相当の負担になってきている。そこでわれわれは、医師の負担を軽減するためにコンピュータによる乳房X線写真の診断支援（computer-aided diagnosis, CAD）システムの開発を行っている。

乳房X線写真上に現れる乳癌の所見としては、大きく分けると腫瘤陰影と微小石灰化陰影の二つに分けることができる。現在、これらの所見を画像上で解析するアルゴリズムが各種開発されつつある¹⁾。例えば、腫瘤陰影に対する解析アルゴリズムに関しては、腫瘤位置の自動検出について報告がなされており²⁻⁵⁾、腫瘤の悪性度を知る上で重要な所見の一つであるスピキュラの自動検出についての報告もある⁶⁻⁸⁾。また、微小石灰化陰影に関しては、その検出アルゴリズムについての報告がある⁹⁻¹³⁾。

一方、診断支援システムを構築していく際に重

要なことは、医師が読影作業を行う上でこれらの所見についてどのような点に着目して良・悪性鑑別を行っているかを正確に理解することである。これに関しては、各所見についてその状態（微小石灰が存在する、しない等）を数値化し、ニューラルネットワークによる良・悪性鑑別を行うシステムについての報告がなされている^{14, 15)}。しかし、各々の所見において、それが良性を示す所見であるのか悪性を示す所見であるのか、またそれがどの程度の重みをもつものであるのかのロジック化を行った報告はまだなされていない。

本研究では、専門医との共同作業により、画像上に存在する腫瘤陰影について、医師がその良・悪性の鑑別を行う上で画像上のどのような所見に着目しているかを項目別に分類し、それぞれの項目についてそれが良・悪性を鑑別する上でどのような重みをもつのかを定量化したロジックを作成した¹⁶⁾。この良・悪性鑑別ロジックは、「周囲に比べて白い」、「周囲がぎざぎざである」などの13項目から構成されるフローチャートとなっている。そして、それぞれの項目についてその要件を満たしているか、いないかの判定を行い、その結果によって-1～+2点までの得点を与える。このようなフローチャートに沿って全ての項目についての判定を行った後、各項目の得点の合計により良・悪性の鑑別を行うものである。また、本

研究では、99例のデジタル化された乳房X線写真についてCRT上に画像を表示し、この良・悪性鑑別フローチャートを適用しその有効性を検討した。

2. 良・悪性鑑別ロジック

2.1 フローチャートの作成

腫瘍陰影のための総合的な診断支援システムを構築していく上で重要なことの一つは、乳房X線写真上の腫瘍陰影を医師が診断する際、画像上のどのような点に着目しているのか、またそれは良・悪性鑑別を行う上でどのような重みをもつかを定量的に知ることである。このような医師の知識を系統的に分類し、コンピュータ上に構築していくことによって、総合的な診断支援システムの構築が可能になる。

そこで、われわれは専門医と共同で、その医師が乳房X線写真を診断するときに、画像上のどのような特徴について着目しているのか、またそれは良性を示すポイントであるのか、悪性であることを示すポイントとなるのかの調査・検討を行った。その結果、医師が着目している重要な所見として13項目を得ることができた。さらに、それぞれの項目について、それが良・悪性鑑別を行う上でどのような重みをもつかの検討を行い、最終的にFig. 1に示すような良・悪性鑑別フローチャートを作成した。

2.2 フローチャートの各項目について

画像上に見られる各種所見について、このフローチャートに沿って各項目の判定を行い、その

結果得られた得点を加算し、合計のポイントによって腫瘍陰影の良・悪性鑑別を行う。以下にこの良・悪性鑑別のフローチャートの各所見項目について説明する。

1) 周囲に比べて白い(Yes: +1, No: ± 0)

画像上で注意を要する白い部分(High dense)が存在する場合はこれに該当する。一枚の画像上に明瞭に白い部分が存在しない場合であっても、左右の乳房領域を比較して、どちらかともう片側に比べて白い部分が存在する場合などもこれに相当する。悪性を示すポイントである。

2) 境界が明瞭である(Yes: +1, No: ± 0)

乳房X線写真上に腫瘍領域と思われる、他の部分と比べて明らかに白い部分が存在する場合、これに該当する。悪性を示すポイントである。

3) 周囲がぎざぎざである(Yes: +1, No: ± 0)

腫瘍と思われる部分の周囲がなめらかでない場合、この項目に該当する。細かくぎざぎざしている状態だけではなく、ぼこぼこしている場合も含む。悪性を示すポイントである。

4) 周囲の引っ張り込みがある(Yes: +2, No: ± 0)

腫瘍が周辺の組織を引き寄せている、あるいは周囲に向かって腫瘍領域から放射状に線が伸びている部分が見られる場合、この項目に該当する。悪性を示すポイントである。

5) 周囲がなめらかである(Yes: -1, No: ± 0)

項目3に反して、腫瘍領域と思われる部分の周囲がなめらかである場合、この項目に該当する。良性を示すポイントである。

6) ハローがある(Yes: -1, No: ± 0)

項目5の条件を満たす場合のなかで、腫瘍領域

のまわりにリング状の線が認められる場合、これに相当する。リング状の線は必ずしも全周にわたっている必要はない。良性を示すポイントである。

7) 中身が平らである (Yes: -1, No: ± 0)

腫瘤領域と思われる部分の中身が平ら（一様）である場合、この項目に相当する。この項目は嚢胞（のうほう）の可能性を示唆している。良性を示すポイントである。

8) 周囲が刷毛で掃いたようなぼやけ方をしている (Yes: +1, No: ± 0)

腫瘤領域と思われる部分の周囲がはっきりせず、刷毛で掃いたようなぼやけた状態になっている場合、この項目に相当する。悪性を示すポイントである。

9) 血管が太い (Yes: +1, No: ± 0)

腫瘤領域と思われる部分に伸びた血管が太くなっている場合、この項目に相当する。悪性腫瘍は成長が早いために多くの酸素や栄養を必要とするので、血管が太くなる。悪性を示すポイントである。

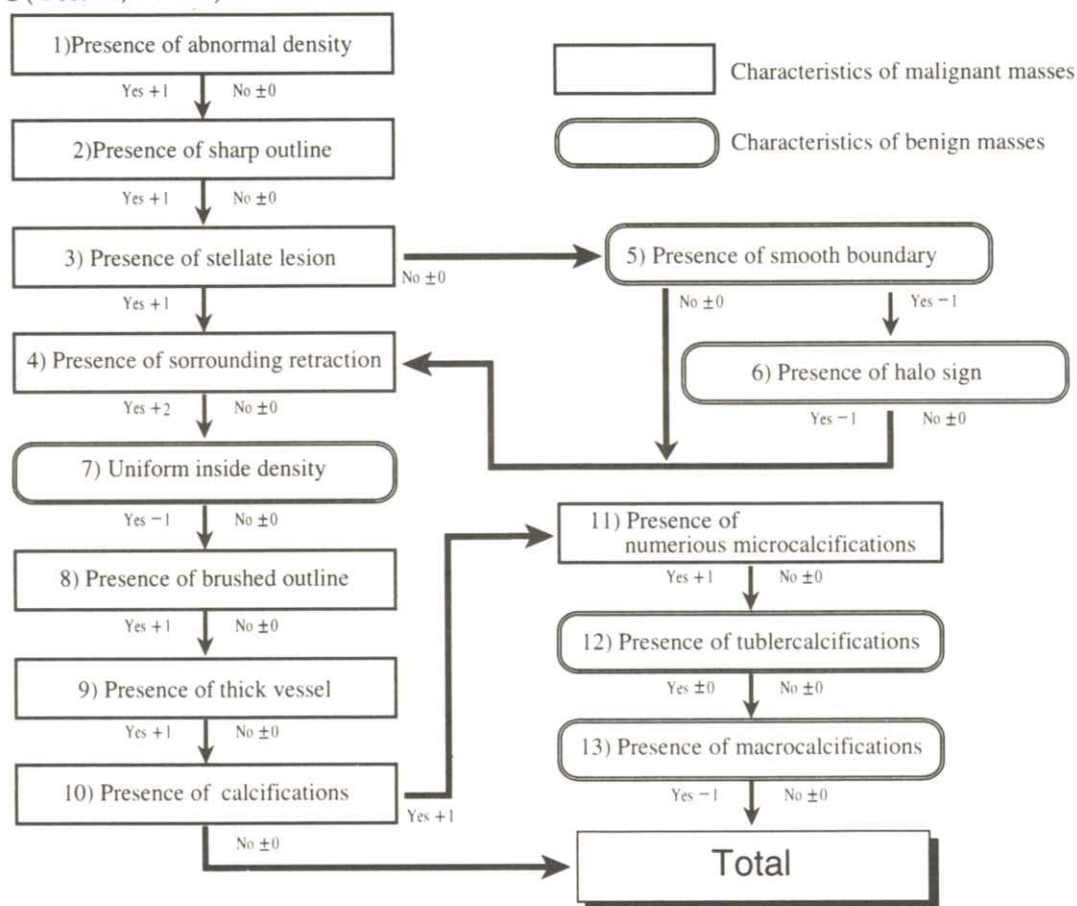


Fig. 1 Flowchart of diagnostic logic for classifying masses on mammograms into benignancy and malignancy

10) 石灰化がある(Yes:+1, No:±0)

画像上に一つでも石灰化があれば、注目している腫瘍周辺でなくてもこの項目に該当する。悪性を示すポイントである。

11) 微小石灰化が多数ある(Yes:+1, No:±0)

悪性腫瘍の決め手となり、10の項目と足し合わせて+2となる。

12) 管状石灰化がある(Yes:+0, No:±0)

脈管の内壁の石灰化である。画像上ではきわめて目立つ所見ではあるが、乳腺の石灰化ではないため、腫瘍の良・悪性鑑別を行う上では大きなポイントとはならない。

13) 粗大石灰化がある(Yes: -1, No:±0)

良性の場合が多く、10の項目のポイントを打ち消す。

以上のような各項目について画像上から判定を行い、得られた合計点により、Table 1のように鑑別を行う。ここで“1”以下を良性，“2”以上を悪性腫瘍と判定する。

2.3 マンモグラムの例

つぎに、実際の画像における「良・悪性鑑別フローチャート」の各項目の該当例を示す。なお、

Table 1 Total points and classification

Total points	Result
under 0	Benign tumor or normal
1	Probably benign tumor
2	Need to warn
3	Probably malignant tumor
over 4	Malignant tumor

以下のすべての画像例は、表示目的のために強調処理を施した。

Fig. 2 は、項目番号 1, 2, 3, 4 に該当する画像例である。周囲に比べて白い部分が存在し、また腫瘍領域の境界が明らかであり、矢印で示す二つの腫瘍領域がくっついたような形で、周囲がぼこぼこしており、さらに周囲に向かって放射状の陰影が伸びていることがわかる。この例の判定は5となり、悪性となる。

Fig. 3 は、項目番号 1, 8 に該当する画像例である。周囲に比べて白い部分が存在するが、周囲が腫瘍領域としてはっきり追えないようにぼやけている（例えば、二つの矢印）。この例の判定は2となり、悪性となる。

Fig. 4 は、項目番号 1, 2, 5, 6 に該当する画像例である。これは本来乳頭部分（矢印）の画像例である。しかし、良性の条件である、周囲

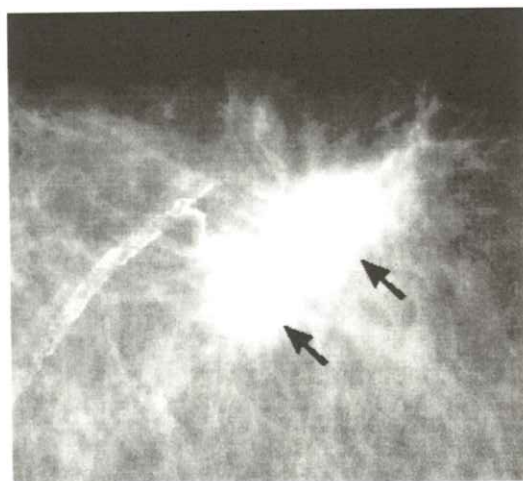


Fig. 2 Example of a malignant mass with presences of abnormal density area, sharp outline, stellate boundary and surrounding retraction (decision=5)

がなめらかな状態と、左側から下に向かってハローを確認することができる。この例の判定は0となり、良性となる。



Fig. 3 Example of a malignant mass with abnormal density area relative to the surrounding region and brushed outline (decision=2)



Fig. 4 Example of the case with smooth boundary and halo sign, which is a nipple shadow shown by an arrow (decision=0)

Fig. 5 は、項目番号 1, 2, 7 に該当する画像の例である。これは嚢胞（矢印）の画像であるが、腫瘤内部の状態を見ると、中身が平らである



Fig. 5 Example of a cyst with presences of abnormal density area, sharp outline and uniform inside density (decision=1)

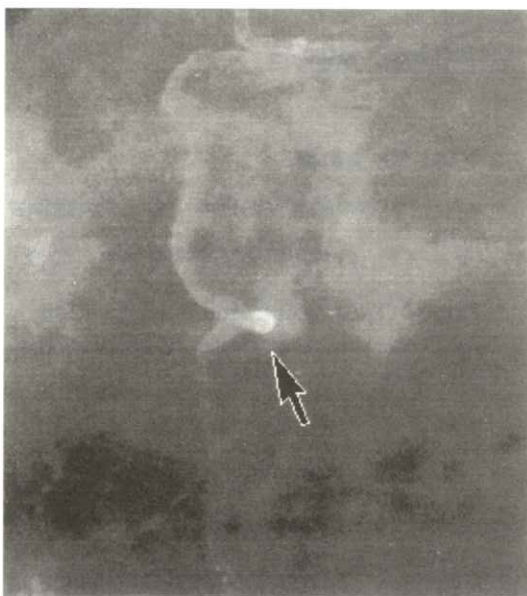


Fig. 6 Example of tubercal calcifications (decision=0)

と言える。この例の判定は1となり、良性となる。

Fig. 6は、項目番号12の例である。画像中央にある脈管(矢印)の中に明瞭な石灰化(管状石灰化)を見ることができる。これは画像上ではきわめて目立つ所見であるが、良・悪性鑑別を行う上では大きなポイントとはならない。この例の判定は0となり、良性となる。

Fig. 7は、項目番号1, 2, 3, 8, 9, 10の例である。腫瘍領域の内部および周辺に多数の微小石灰化を見ることができる(矢印の部分)。この例は判定は6となり、悪性となる。

Fig. 8は、項目番号9, 12に該当する例である。画像上に粗大石灰化(矢印)を見ることができる。石灰が存在する場合でも、粗大石灰化の場合は悪性のポイントとはならない。この例の判定

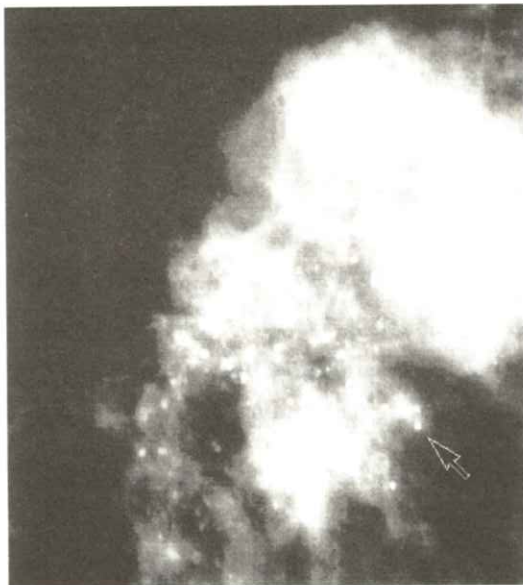


Fig. 7 Example of a malignant mass with presences of abnormal density area, sharp outline, stellate lesion, thick vessel and numerous microcalcifications (decision=6)

は0となり、良性となる。

3. 結果と考察

作成した良・悪性鑑別フローチャートの正当性を評価するために、デジタル化した乳房X線写真の中で102例を選択し、CRT上で良・悪性鑑別フローチャートによって良・悪性鑑別を行った。鑑別にあたっては、専門医ではなく、医用画像に関する処理プログラムを作成している当研究室の大学院生によって判定を行った。

乳房X線写真(25.4cm×20.3cm)を東芝製のレーザーディジタイザを用いてサンプリング間隔: 0.1mm, 濃度分解能: 10bitでデジタル化した2510画素×2000画素のデジタル画像をオリジナルファイルとした。この画像から腫瘍周辺の1024画素×1024画素を切り出し、CRT上に表示する。実際の表示時にはCRTの階調表示能力の制約のため濃度階調は256階調に圧縮される。こ



Fig. 8 Example of the case with a macrocalcification (decision=0)

の画像を専門医でない者が見て、良・悪性鑑別ロジック各項目についてのチェックを行った。

102例の乳房X線写真について実験を行ったが、これらのなかで専門医によって特に良・悪性の鑑別が極めて困難であるとの指摘のあった3例を除外した99例についての判定結果は、sensitivity（有病正診率）は18例中15例で84%、specificity（無病正診率）は81例中78例で96%となり、全体では94%(93/99)という正答率を得た。

悪性18例のなかで、正しく悪性と鑑別できなかった3例については、今回、左右の乳房X線写真を同時に表示しながら腫瘤の観察を行うことができなかったため、項目1の「左右の乳房領域を比較して、どちらかがもう片側に比べて白い部分が存在する」部分を発見できなかったことが原因であると思われる。これについては、左右の乳房X線写真を同時に表示して観察することにより解決可能であると思われる。

正しく良性を鑑別できなかった3例について、原因は「周囲の引っ張り込みがある」という項目において、正しく鑑別できなかったことによるものである。しかし、これは専門医によれば、極めて難易度の高い例であるとのことである。

ディジタイザを用いてサンプリングするときに発生する画像の劣化、およびCRT上で鑑別を行ったため濃度階調が256階調に圧縮されていることも、正しく良・悪性を鑑別できなかった原因の一つであると考えられる。これについては、今後オリジナルファイルに対して適切な画像補正を行うことによって解決可能であると思われる。

各所見について数値化し、それらの数値から

ニューラルネットワークにより良・悪性鑑別を行うシステムについての報告^{14, 15)}があるが、それらで言及された所見と、今回作成した良・悪性鑑別フローチャートの各項目を比較すると、腫瘤の存在、微小石灰化の数などについて類似点が多く見られる。しかし、これらの報告では、各項目についてそれが良・悪性鑑別においてどの程度の重みをもつものかについての数値化はなされていない。

以上の結果から、今回作成した良・悪性鑑別フローチャートは、医師が診断を行う際に着目する所見を忠実に反映したものになったと考える。今回は人間がCRT上で各項目についての判定を行ったが、今後これらの各項目について画像解析アルゴリズムに置き換えていくことにより、総合的なコンピュータ支援診断装置の構築が可能であると考えられる。

3. ま と め

総合的なコンピュータ支援診断システムを作成する上で重要なことの一つは、X線写真を解析するときに、どのような点に注目すればよいのか、またそれは良・悪性を鑑別する上でどのような重みをもつかを知ることである。われわれはそれらを正確に知った上で、個々の所見に対する検出アルゴリズムを作成しなければならない。

今回われわれは、専門医との共同作業により13項目からなる腫瘤陰影の良・悪性鑑別フローチャートを作成した。作成した良・悪性鑑別フローチャートの正当性を検証するため、ディジタイズした乳房X線写真99例についてCRT上に表

示し、フローチャートに基づいて良・悪性鑑別を行ったところ、94%という高い正解率で良・悪性鑑別を行うことが可能であった。

今後これらの各項目について、所見のある「らしさ」の数値化や所見間の多変量解析等を行うことにより、良・悪性鑑別ロジックを作り上げたい。また、各項目について順次解析アルゴリズムを作成して行くことにより、総合的なコンピュータ支援診断システムの作成ができると思われる。現在、当研究室においてこれらの項目のうち、「周囲に比べて白い」、「周囲がぎざぎざである」、「周囲の引っ張り込みがある」、「石灰化がある」、「微小石灰化が多数ある」などの各項目について、画像上からの解析アルゴリズムを開発中である。

謝 辞

本研究の遂行に際し多大なご協力をいただいた岐阜大学工学部の芦田 修氏（現日立製作所）と原 武史氏に感謝いたします。なお、本研究の一部は厚生省がん研究助成金（鳥協班）によった。

参 考 文 献

- 1) 鳥脇純一郎，館野之男，飯沼 武 編：医用X線像のコンピュータ診断（シュプリンガー・フェアラーク東京，東京 1994）
- 2) 松本一男，金華栄，小畑秀文：信学論（D-II）**J75-D-II** 663（1992）
- 3) 磯部義明，大久保なつみ，山本眞司，他：信学論（D-II）**J76-D-II** 279（1993）
- 4) 原 武史，藤田広志：信学論（D-II）**J78-D-II** 385（1995）
- 5) 松原友子，藤田広志，遠藤登喜子，他：Med.Imag.Tech. **15** 1（1997）
- 6) W.Tiu，江 浩，山本眞司，他：医用電子と生体工学 **33** 223（1995）
- 7) Z.Huo，M.L.Giger，C.J.Vyborny，et al.：Med.Phys. **22** 1569（1995）
- 8) 上田 斉，藤田広志，遠藤登喜子，他：医画情誌 **12** 68（1995）（研究速報）
- 9) 小畑秀文：Med.Imag.Tech. **12** 59（1994）
- 10) 大久保なつみ，磯部義明，山本眞司，他：医用電子と生体工学 **32** 112（1994）
- 11) 平子賢一，藤田広志，原 武史，他：信学論（D-II）**J78-D-II** 1334（1995）
- 12) 平子賢一，藤田広志，遠藤登喜子，他：医画情誌 **12** 82（1995）
- 13) 平子賢一，藤田広志，原 武史：Med. Imag.Tech. **14** 665（1996）
- 14) Y.Wu，M.L.Giger，K.Doi，et al.：Radiology **187** 81（1993）
- 15) J.A.Baker，P.J.Korngulth，J.Y.Lo，et al.：Radiology **196** 817（1995）
- 16) 五藤三樹，遠藤登喜子，藤田広志：医用電子と生体工学 **34** 352（1996）（研究速報）

[論 文]

現像処理条件が増感紙フィルム記録系のLSFにおよぼす影響

丹羽克味, 太田嘉英*, 山田英彦, 奥村泰彦, 大坊元二**

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

*東海大学医学部口腔外科学教室

〒259-11 神奈川県伊勢原市望星台

**奥羽大学歯学部歯科放射線学講座

〒963 福島県郡山市富田町三角堂31-1

(1997年10月4日, 最終1997年10月27日受理)

The influence of the developmental condition on LSF of the intensifying screen and film combinations

Katsumi NIWA, Yoshihide OUTA*, Hidehiko YAMADA,
Yasuhiko OKUMURA and Motoji DAIBOU**

Dental Radiology, School of Dentistry, Meikai University

1-1 Keyakidai, Sakadoshi, Saitama 350-02

*Oral Surgery, School of Medicine, Tokai University

Bouseidai, Iseharashi, Kanagawa 259-11

**Dental Radiology, School of Dentistry, Oou University

31-1 Misumidou, Tomitamachi, Koriyamashi, Fukushima 963

(Received October 4, 1997, in final form October 27, 1997)

The purpose of this study was to clarify the basic points in MTF measurement of the intensifying screen and film combination. The LSF measurement was carried out by the slit method. The results obtained were as follows:

In the MTF measurements of intensifying screen, in case that the LSF was calculated in conventional manner by the combination of intensifying screen and film, it was shown

experimentally that there were differences in LSF depending on the developmental condition.

It was shown that the LSF obtained by low gamma developmental processing had narrow width than that by high gamma processing.

It was concluded that this phenomenon was caused by the effect of the light irradiation from the high - density part of the slit image.

Key word : Influence on shape of LSF, Developmental condition, LSF, MTF

I はじめに

増感紙フィルム記録系にデルタ関数に相当するインパルス状のX線が入射すると、増感紙面の発光像は、デルタ関数からガウス関数状のボケ像となる。この過程がボケを有する過程といわれる。次に発光像が増感紙と密着しているフィルムに写し込まれる。この過程はボケのない過程といわれる¹⁾。ここでボケのない過程が絶対的であると、増感紙とフィルムが決まれば、その系としてのLSFは極端な管電圧の違いは別として、撮影条件や現像条件の違いによって差異が生じることはないはずである。しかし著者らのこれまでの実験から、同じ増感紙とフィルムの組み合わせであっても、現像条件を変えるとLSFに差異の生じることが判明した。ここにその詳細を報告する。

II 実験方法および材料

Table 1 に使用した実験装置の一覧を示す。X線発生装置は東芝製でX線管球がDRX - 190D、コントローラはDC - 12M単相全波整流装置である。撮影条件は管電圧80kV、管電流10~400 mA、照射時間は0.8秒とした。総濾過は1 mm銅と

5 mmアルミニウムとした²⁾。実効エネルギーは56keVである。増感紙はコニカ社製希土類SRO - 750の前面増感紙のみを用い、フィルムは同社製SR - Lを使用した。試料としてフィルムの処理はフィルムの裏面すなわち増感紙と密着していない面の乳剤層を、次亜塩素酸ソーダで剝離したものを作成した。線量計ならびにマイクロデンシトメータは表に示す通りである。

X線照射実験のストレートベンチを**Fig. 1**に示す。焦点フィルム間距離は1~7mまで可変である。1st Cは多重絞りの前につけられた1次絞りで、ここでできるだけ照射野を小さくし、2nd

Table 1 Experimental apparatus and materials

X-ray apparatus	DRX-190D	DC-12M	(Toshiba)
	Tube Voltage	80kV	
	Tube current	10~400mA	
	Total filter	1mmCu+ 5mm Al	
	Effective energy	56keV	
Screen	SRO-750 (front)		(Konica)
Film	SR-L		
Dosimeter	mdh 1015 Type		(Radcal)
	Chamber	10X5-6	
	Slit	(10 μ m) 07-624type	(Victreen)
Film processing	SRX-502		(Konica)
	Developer	XD-SR.C	
		D-25 (Eastman Kodak)	
	Fixer	XF-SR.C	
Microdensitometer	PDM-5B(5 $\times$ 750 μ m ¹)		(Konica)

Cは2次絞りで移動可能であり、フィルム面で常に照射野が一定になるようにした。Dは線量計のプローブの位置で、焦点より80cmの距離に固定し、フィルム面上の線量は距離の逆二乗則より計算した。Sは10 μ mスリットで、今回の実験ではフィルムに密着させて使用した。LはHe-Neレーザ発振器で、常にX線管焦点と対向し位置確認に使用した。

II-1 二つの現像処理条件の設定

二つの現像処理にはハイガンマー処理とローガンマー処理を設定した。ハイガンマー処理には自動現像機としてコニカ社製SRX-502を用い、現像液にXD-SR.Cを使用し32.9℃で90秒処理とした。定着液にはXF-SR.Cを使用した。ローガンマー処理にはイーストマンコダック処方D-25³⁾を用いた。D-25の現像方法は、40リットルのタンクを用い20℃で40分間の攪拌処理を行った。40分間の現像時間の設定理由は、まず現像カブリが生じないこと、つぎにHD曲線作成のために階段照射されたフィルムの各ステップの銀粒子が、それぞれ十分に現像される時間を考慮したためである。各ステップが十分に現像されたか否かの判定は、濃度階段フィルムをマイクロデンシ

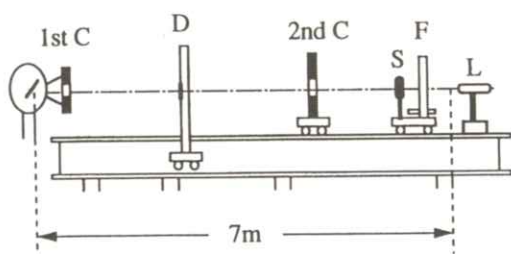


Fig. 1 Straight bench for X-ray irradiation

トメータで走査したとき、ステップの中央部が凹陷したり傾斜したりせず、フラットになることを確認し、これを現像完了とした。

II-2 H-D曲線の作成

II-2-1 階段照射のための線量算出について

まずタイムスケール法で二つの現像処理に対して仮のHD曲線を作成する。次に強度スケール法によるHD曲線を得るため、Fig. 2に示すようにタイムスケール法で得たHD曲線をもとに各ステップの濃度を決定する。この時二つの現像処理で各ステップは同じ濃度を取るようにし、それぞれの濃度に対応する線量をグラフより読み取る。強度スケール法による階段照射を行うにあたって、同じ濃度のステップでは焦点フィルム間距離を同一とし、先に求めた各ステップの線量になるようにならず距離法によって線量を合わせ、細かな調節は管電流の増減とアルミフィルターの付加によって線量を変化させ照射条件を決定した。ただし管電圧は80kV、照射時間は0.8秒で各ステップを照

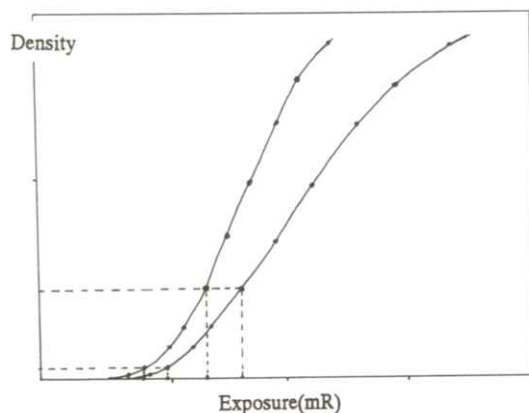


Fig. 2 Method for measurement of HD curve by intensity scale

射した。

II-2-2 光滲の影響について

HD曲線の各濃度ステップは濃度の低いうちは問題ないが、濃度が高くなるとステップ周辺から光滲すなわち「にじみ」の現象が生じる⁴⁾。各ステップが隣接していると、低濃度部は高濃度部から光滲の影響を受けて、本来の濃度より高くなる。これを避けるためには各ステップ間を隔てて濃度階段フィルムを作成する必要がある。本実験では試行錯誤の結果、ステップ間距離を最大で3 cm以上離せば、光滲の影響が無視できることが判明した。そこでHD曲線の脚部の低濃度ステップ間隔は狭く、高濃度になるほどステップ間を大きくし、六つ切りサイズのフィルム一枚に13段階の濃度階段が得られるようにした。

II-3 10 μ mスリットの撮影

10 μ mスリットは増感紙に密着させ、焦点フィルム間距離をほぼ260cmの位置で撮影した。この時二つの現像処理でスリット像のピーク濃度が1.2前後で、厳密に同一濃度になるように撮影した。線量の調節は管電流と付加フィルターを変えて行った。スリット像濃度の1.2前後は、この濃度がHD曲線のほぼ直線域の最高濃度部である。

管電圧と照射時間はHD曲線の作成時と全く同様の80kV、0.8秒とした。

III 結 果

Fig. 3にSRO-750前面増感紙とSR-Lフィルムの組み合わせについて、二つの現像処理によっ

て得られたHD曲線を示す。Fig. 4にスリット法より求められたLSFを示す。同一増感紙とフィルムの組み合わせであっても現像処理が異なると、

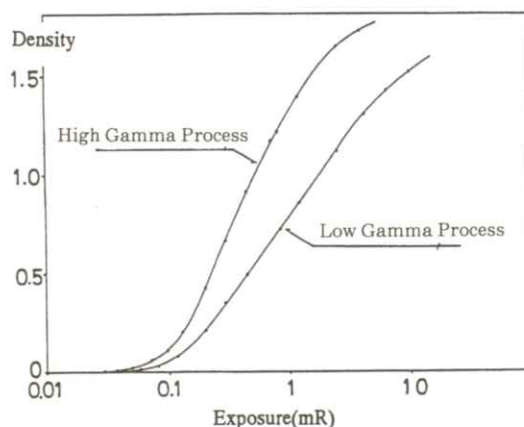


Fig. 3 HD curves by two developmental conditions

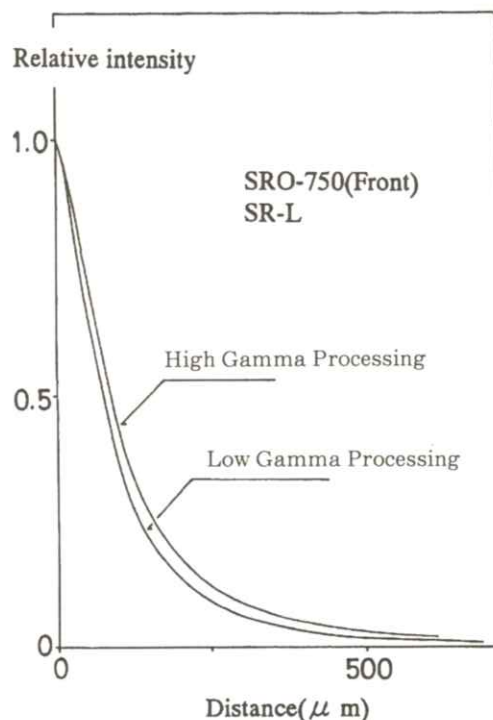


Fig. 4 LSFs from two developmental conditions

そこから得られるLSFの形状に差異が生じる結果となった。すなわちローガンマー処理から得られるLSFは、ハイガンマー処理から得られるそれよりも幅の狭い急峻な形状を呈した。

IV 考 察

LSFの測定法はBRHから出版された著者の中に詳細に記載されている⁹⁾。しかし近年これだけでは正確な測定につながらないこともわかり、より正確な測定方法を求めるための報告^{6, 7)}も行われている。

LSF測定上の問題点は、スリット像を別に求めておいたHD曲線より露光量に変換するところにある。その第一としてスリット像はその幅が狭く、濃度もそれほど高くないために感光部は現像が速やかに進行する。一方HD曲線作成のため照射された濃度階段フィルムでは、ステップ幅が広く、さらにフィルムの銀粒子がほとんど黒化されるような高濃度部まで現像しなければならず、ここに現像未完了となることが想定される。したがってHD曲線とスリット像とで現像不一致が生じる場合がある。本実験ではこの点を特に考慮し現像時間に配慮して実験を行った。第二は各ステップの線量測定である。線量計のプロープは焦点から80cmの位置に固定し、いつも照射野内の一定の位置に置き、フィルム面上の照射野は一定に保つようにした。しかし距離法による測定から低線量域は焦点フィルム間距離が大きくなり、空気の吸収による線量誤差が入ることになる。本実験ではこれを補正することを行った。その方策は二つの現像処理でそれぞれHD曲線を得るのに、

同じ濃度の測定点でHD曲線を形成するようにしたこと、そして同一濃度部は同じ焦点フィルム間距離で、それぞれに対応する線量を照射するようにしたことである。これによって低線量域では、絶対線量に多少の違いがあっても本実験の二つのLSFを比較する際に、露光量変換時に入り込む線量誤差は排除できることになる。ここで線量の微調整のため付加したアルミニウムによる線質変化の影響は無視できるものとした。

次にローガンマー処理によるLSFがなぜハイガンマー処理から求めたものより、その幅が狭く急峻となるかである。この現象をFig. 5の模式図で考察する。二つの現像処理でのスリット像の最高濃度は同一であり、その濃度を表す線量をA,Bとする。次にそれぞれのピーク濃度を表す線量の1/10量をA'B'とする。まずハイガンマー処理によって正しいLSFが求められると仮定すると、ローガンマー処理から求めたスリット像の走査曲線で、A'線量の位置に相当する濃度は、本実験の結果からするとHD曲線のA'線量に対応した濃度より低く表示されていることになる。そこで求めたLSFは図の右のように正しいLSFより、点線で示すようなLSFを呈し、ローガンマー処理の方がハイガンマー処理より急峻となる。一方ローガンマー処理によるものが正しいLSFを表しているとする、B'線量の位置では、HD曲線の濃度より高い値を呈し、ここから求めたLSFは図の左の点線で示すように、正しいLSFより幅の広いなだらかな形状となる。この場合も実験結果にみられるようにローガンマー処理の方が急峻な形状となる。

この二つの現象のうちいずれがLSFの違いに関与しているかである。正しいと仮定したハイガンマー処理から求めたLSFより低い値を示すローガンマー処理にその原因があるとすると、そこには低照度相反則不軌⁶⁾の関与が考えられる。スリット撮影における露光量を比較すると、ローガンマー処理の方がハイガンマー処理に比べて本実験では約7倍の露光をしている。照射時間は同一であるので、低照度相反則不軌はローガンマー処理よりハイガンマー処理の方に起こると考えられる。その場合はハイガンマー処理のLSFの方が幅の狭い結果となるはずである。しかし実験結果はその逆であった。したがって低照度相反則不軌は本実験結果の原因ではないことになる。

一方ハイガンマー処理に誤差の入る原因があるとすると、そこには増感紙とフィルム間における蛍光の多重反射⁷⁾と光滲の現象が考えられる。多

重反射の現象はローガンマー処理でもみられ、発光量はローガンマー処理の方が多いことから、この現象が主たる原因の場合はハイガンマー処理によるLSFの幅が狭くなるはずである。結果は逆であったのでこの現象でもないと考えられる。次に光滲の現象を考えると、ハイガンマー処理によるスリット像の走査濃度曲線はローガンマー処理のそれに比べて像の幅が極めて狭く急峻である。そのため最高濃度部からの光滲の影響がローガンマー処理よりハイガンマー処理で起こり易いと考えられる。これが見かけ上スリット像の裾の濃度を上昇させ、結果的にハイガンマー処理で求めたLSFがローガンマー処理のそれより悪くなったものと考えられる。光滲の現象は光の多重反射も関係すると考えられるが、ここではこれと区別して乳剤層内の反射に関与した「にじみ現象」のみと考えることにする。光滲が原因だとすれば、光

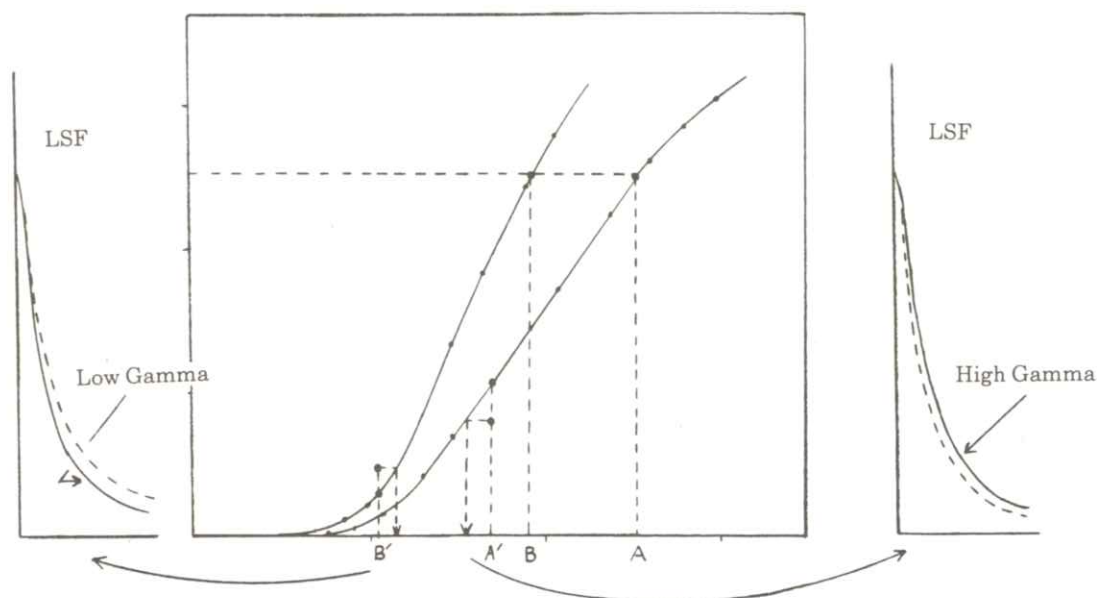


Fig. 5 Conversion from slit image and HD curve to LSF

滲の発生しにくい低濃度のスリット像では、二つの現像処理でLSFに差が生じないはずである。そこで確認の実験としてスリット像濃度を0.6前後で同様の実験を行った。結果は両現像処理の間には、LSFに差が見られなかった。

これまでBRHから出版された著書に述べられているような、スリット像の撮影とその5倍露光の撮影を行い、二つのスリット像をつなぎあわせてLSFを求める場合に、しばしばつなぎ部分で濃度が厳密に合わないことを経験する。この原因はこれまで現像による誤差であろうと著者らは考え、LSFはつなぎ部分のあいだを取って合成したり、数本の平均値から濃度曲線を求めていた。しかし本実験の結果から光滲が関与して濃度の不一致が生じたものと考えられる。

本実験の結果を踏まえて考えられることは、臨床では一枚のフィルム内でX線量の多いところや少ないところがあり一様濃度ではない。しかしそれぞれの濃度部位で診断しなければならない。また医療施設によって現像法がまちまちである。したがって二つの現像処理でいずれが正しいLSFを表すかというより、LSFは現像処理等によって変化する不安定なものであると考え、増感紙フィルム記録系のMTFは単一の値を持つのではなく、ある幅を有すると考える方が妥当である。

なお増感紙フィルム系のMTF測定にあたっては、現像処理も実験条件の一つとして付記すべき事項と考える。

V 結 論

増感紙フィルム系のMTF測定において、その

前段のLSFを求める場合に同じ増感紙フィルム系であっても、現像処理の違いによってLSFに差異の生じることが判明した。LSFはローガンマー処理の方がハイガンマー処理より、幅の狭い急峻な形状となった。その原因はスリット像撮影において、その最高濃度部からの光滲の影響であることを示唆した。

引用文献

- 1) R.V.Metter: Med. Phys. **19** 53 (1992)
- 2) 杜下淳次, 土井邦雄: 医画情誌 **14** 39 (1997)
- 3) 中山八郎: 写真の科学 pp 245 - 263 (東京写真専門学院, 1972)
- 4) 江頭元樹: X線写真学 pp 197 - 199 (金原出版, 1973)
- 5) K.Doi, G.Holge, L.Loo, et al: MTFs and wiener spectra of radiographic screen-film systems HHS Pub. pp 6 - 14 (BRH Rockville, 1982)
- 6) 山田英彦, 奥村泰彦, 下山盛司, 大坊元二, 丹羽克味: 医画情誌 **14** 27 (1997)
- 7) 山田英彦, 奥村泰彦, 大坊元二, 丹羽克味: 医画情誌 **14** 97 (1997)

[論 文]

DANTE - tagging Cine MRIを用いた心室中隔断面の局所壁運動解析 ～心動態的解析方法による評価～

山口弘次郎, 武藤晃一, 徳田 衛*, 近藤 武*, 元山貞子*,
松葉 玲*, 王 建華*, 江本 豊**, 渡辺佳彦*, 片田和廣,
瓜谷富三, 古賀佑彦**, 杉石宗隆***

藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

〒470-11 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

*藤田保健衛生大学医学部循環器内科

〒470-11 愛知県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 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

***杉 石 病 院

〒470-23 知多郡武豊町字向陽1-117

(1997年6月4日, 最終1997年11月4日受理)

Mechanical Strain Analysis of Regional Wall Motion on Interventricular Septal Section by DANTE - tagging Cine MRI

Kojiro YAMAGUCHI, Koichi MUTO, Mamoru TOKUDA*,
Takeshi KONDO*, Sadako MOTOYAMA*, Akira MATSUBA*,
Jianhua WANG*, Yutaka EMOTO**, Yoshihiko WATANABE*,
Kazuhiro KATADA, Tomizo URITANI, Sukehiko KOGA**
and Munetaka SUGIISHI***

Department of Radiological Technology, Fugita Health University,
School of Health Sciences

1-98 Dengakugakubo Kutsukake-cho Toyoake, Aichi, 470-11, Japan

*Department of Cardiology, Fujita Health University,
School of Medicine

1 - 98 Dengakugakubo Kutsukake - cho Toyoake, Aichi, 470 - 11, Japan

**Department of Radiology, Fujita Health University,
School of Medicine

1 - 98 Dengakugakubo Kutsukake - cho Toyoake, Aichi, 470 - 11, Japan

***Sugiishi Hospital

1 - 117 Aza - koyo Taketoyo Chita, Aichi 470 - 23, Japan

(Received June 6, 1997, in final form November 4, 1997)

To accurately evaluate regional septal wall motion using the mechanical strain analyzing method on the interventricular septal section, DANTE - tagging cine MRI was performed in 4 normal volunteers, 3 patients with anteroseptal myocardial infarction and 1 patient with dilated cardiomyopathy. Although the %shortening and %strain curves showed complex patterns, the mean %contraction (changes of ROI area) was $72.7 \pm 2.8\%$, and the %contraction curve of any ROI was smooth in normal subjects. In patients with heart diseases, the %contraction was generally lower than that of normal volunteers, and expansion was shown in some patients. The patterns of %shortening and %strain curves were also complicated.

In conclusion, the DANTE - tagging method is useful for accurate evaluation of regional wall motion in detail.

1. はじめに

MRIは心筋のような軟部組織の描出能が高く、心電図同期法を用いればシネ撮像が可能なことから心機能解析に適した検査法である。さらに、近年、tagging法の導入により、心筋局所壁運動の詳細な解析が盛んに行われるようになってきた。このtagging法とは磁場空間でのスピンを修飾することにより心筋にtagを印加する方法で、特に循環器領域で注目されている¹⁻³⁾ (Fig. 1)。

Tagging法の壁運動解析は主に左室垂直長軸断面もしくは四腔断面、短軸断面で行われてき

た¹⁻³⁾。しかし、これらの断面では見える心筋が少なく、約1 cmの壁厚上に印されたtagを観察することになる。そこで、左室長軸に平行で心筋壁そのものを切断するような断面、ことに右心室と左心室を分けている心室中隔そのものを切断する断面上にtagを印加して、動態的解析手法を用いて局所壁運動解析を行った。心室中隔断面を選んだ理由は、心室中隔が他の左室壁より比較的平坦であること、従来から、心室中隔が心房中隔欠損症などの右室負荷疾患や完全左脚ブロック、肥大型心筋症、高血圧症、前壁中隔心筋梗塞で異常運動を呈することが知られており、最も興味深い部

位であるからである。

そこで、tagging法の一つである DANTE (delays alternating with nutations for tailored excitation) - tagging Cine MRI^{(4), (5)} を用いて、動態的解析方法による心室中隔断面の局所壁運動の評価法を確立することを目的に本研究をおこなった。

2. 方 法

2.1 対 象

対象は、正常者 4 例 (男 4 例, 平均年齢 35 ± 3 歳), 心疾患 4 例 (男 3 例, 女 1 例, 平均年齢

62 ± 11 歳) で、前壁中隔心筋梗塞 (Anterior MI = AMI): 3 例, 拡張型心筋症 (DCM): 1 例である。

なお、正常者には事前にインホームドコンセントを得てある。

2.2 方 法

使用装置は東芝製超伝導 MRI 装置 (0.6T) で、腹部用受信コイルを用いた。

撮像条件は折り返し防止ソフト併用心電図同期シネ撮像 (シネ撮像繰り返し時間 (シネ TR) = 50ms, エコー時間 = 22ms), 256×160 マトリックス, 2 回加算, スライス厚 = 10mm, 撮像領域 35cm で

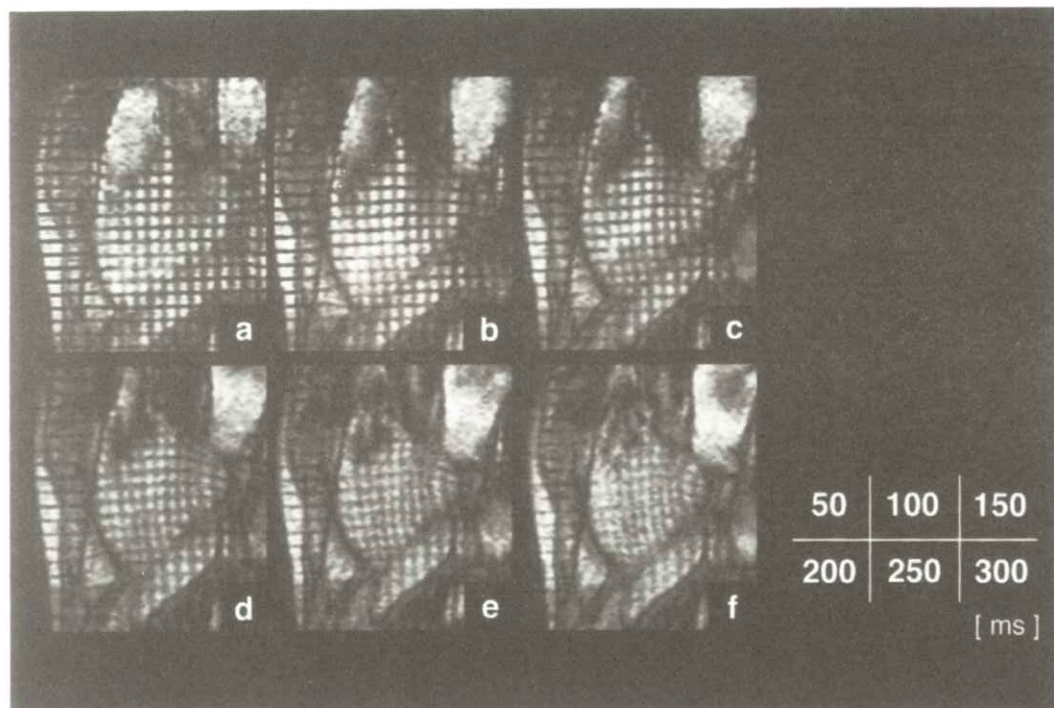


Fig. 1 Image of the interventricular septal section by DANTE - tagging cine MRI. Delay time from ECG R waves was 50ms(a), 100ms(b), 150ms(c), 200ms(d) and 300ms(e). The grid - tag was distorting according to the cardiac contraction. Regional wall motion was analyzed by mechanical strain method using the tags.

ある。シネ撮像枚数は、通常R波-R波間隔（トリガー間隔）とシネTR（R波-R波間隔を分割する時間）との関係で決まるが、今回は収縮動態を観察することが目的としたので9枚に固定した。Tag-tag間隔は約8.0mmである。

2.3 撮像断面

検討した中隔断面の位置決めは、まず、チェーンブリーク法を用いて四腔断面を描出し、得られた断面上で中隔壁に添うようにスライス断面を設定して行った（Fig. 2）。スライス厚は中隔壁厚をほぼカバーできる10mmとした。

2.4 Tag交点検出

Tag画像収集はMRI装置からVTRで各時相毎のtag画像を録画した。録画した画像をオフラインでビデオキャプチャーボード（Power vision, カノーブス製）を通してパーソナルコンピュータ（以下PC）に転送した。Tag交点抽出はPC上で用手的にtag位置を決定し、tag座標、tag交点移動距離および動態の解析ができるtag交点半自動抽出支援ソフトウェア（開発OS: Windows 3.1, 開発言語: Visual Basic 2.0）を独自に開発して行った。このソフトウェアで拡張末期から収縮末期までの9画像上で心筋上のすべてのtag交点を

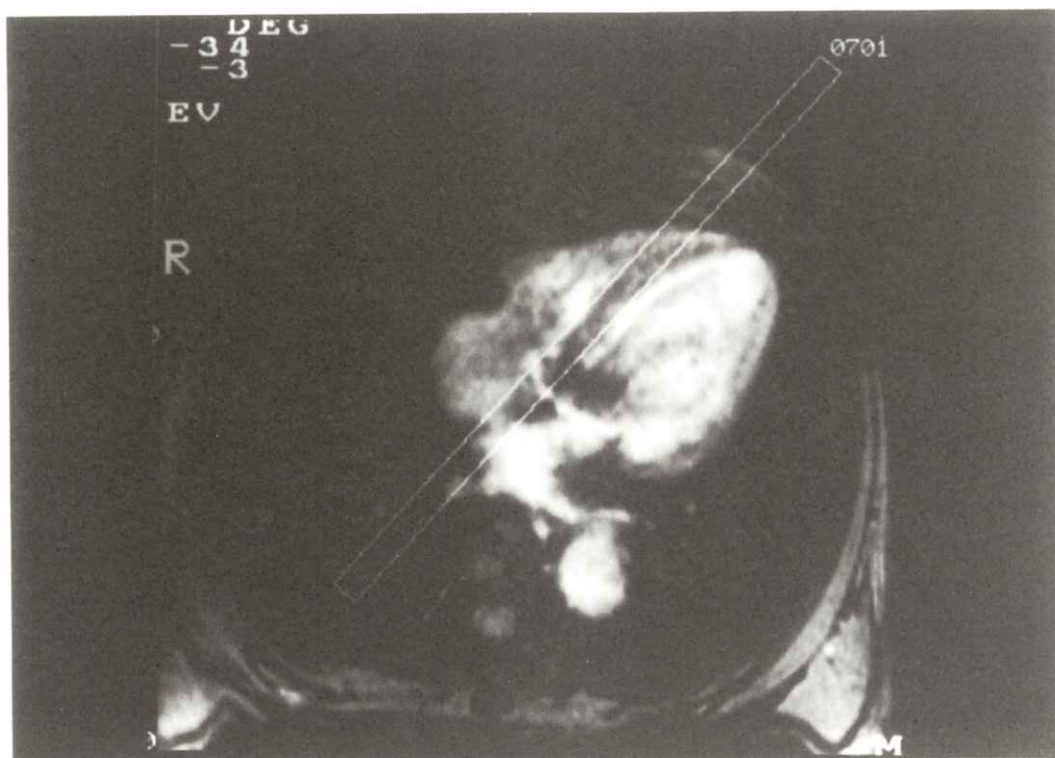


Fig. 2 Schema of DANTE - tagging cine MRI positioning
At first, 4 - chamber view image was aquired as the scout image.
The rectangular ROI was set up to obtain the interventricular
spetal section.

検出した。

2.5 評価区域の設定

中隔断面をFig. 3に示すように、tag交点を作る最小の四角形を最小単位とし、この隣り合う4つの最小単位を併せて一つの関心領域 (ROI)とし、前壁心基部側 (P1)、後壁心基部側 (P2)、前壁心尖部側 (P3)および後壁心尖部側 (P4)に、それぞれROIを設定した。

2.6 心動態的解析

拡張末期から収縮末期までの9画像上で設定した4つのROIがどのように変形し、移動するか動態的解析方法⁶⁾を用いて検討した。まず、各

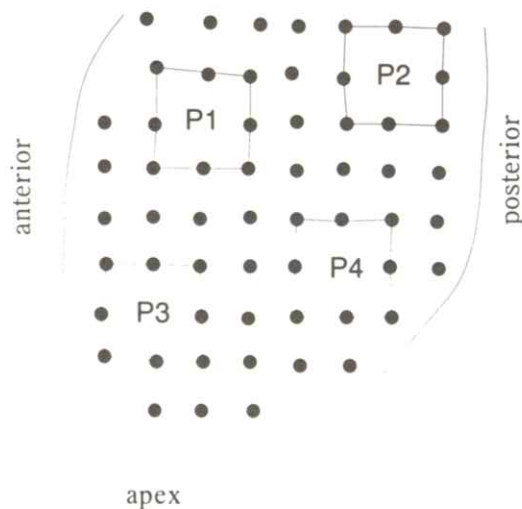


Fig. 3 ROI setting on interventricular septal section

- P1 : anterobasal region
- P2 : posterobasal region
- P3 : anteroapical region
- P4 : posteroapical region

ROIの面積が収縮に伴ってどの程度変化するかについて計測した。さらにFig. 4に示すように変形と歪みを横短縮率 (X-axis %shortning, E11), 縦短縮率 (Y-axis %shortning, E22), 横縦歪 (XY-axis %strain, E12), 縦横歪

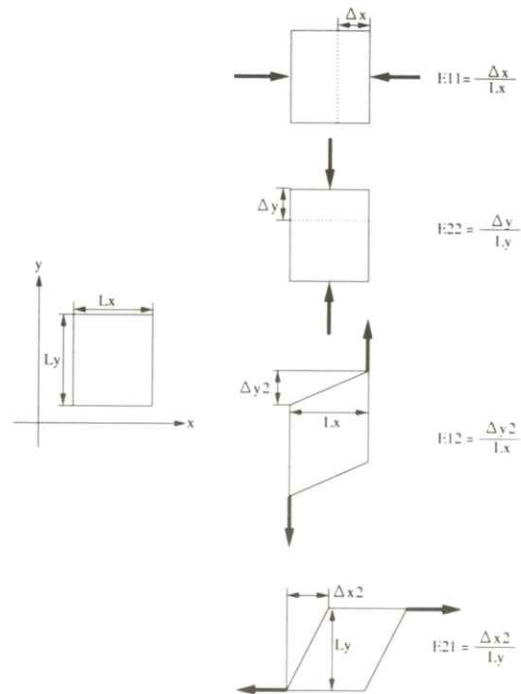


Fig. 4 Formulas for mechanical strain analysis

E11:percent shortning in the direction of X - axis (X - axis %shortning)

E22:percent shortning in the direction of Y - axis (Y - axis %shortning)

E12:percent strain in the direction of X - axis (X - axis %strain)

E21:percent strain in the direction of Y - axis (Y - axis %strain)

The values of Lx and Ly were the length of the ROI at the indicated time.

(YX-axis %strain, $E2I$) に分けて計測した。

後) までとした。

3. 結 果

3.1 DANTE - tagging画像

DANTE - tagging法で得られた中隔断面の画像上に、tagを印加することによる画像上へのアーチファクトは認められなかった。それぞれのtag交点は心臓の収縮とともに移動した。Tag交点の移動は個々のtagで一様でなく心時相の変化とともにそれぞれ独自に変化した。拡張末期から約5時相目(約250ms)か6時相目(約300ms)でtagは心臓の動きのためにスライス断面からはずれるか、または心筋のT1回復によりtagを明瞭に認識できなくなった。したがって以下の解析は第1時相目(約50ms後)から第6時相目(約300ms

3.2 心動態的解析

第1時相目(約50ms)のtagging画像を基準として各時相における心筋ROIの面積がどの程度変化したかを計算し経時的にプロットした。

また、短縮、歪率についても同様に検討した。

3.2.1 正 常 例

3.2.1.1 ROI面積収縮率

正常者それぞれにおいて第1時相目(約50ms)に対する各時相の変化率を算出し、各時相ごとの平均 ± 2 SDを求めてこれを正常範囲としシェードで表示した。(Fig. 5)

正常者の各ROIの面積は心室収縮につれて小

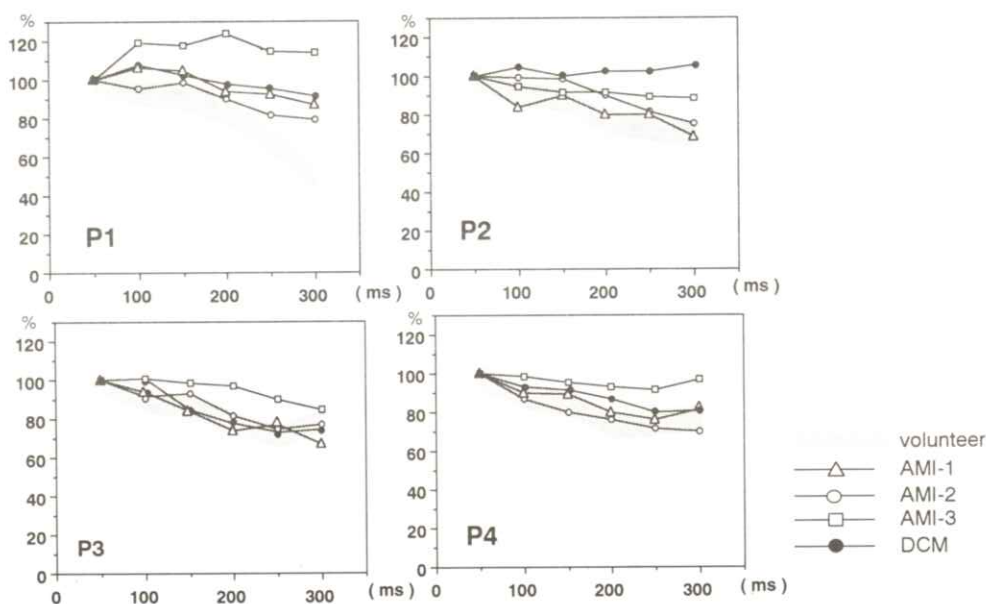


Fig. 5 %contraction of ROI

The shade represents mean ± 2 SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X-axis:Time(ms). Y-axis:%contraction of ROI.

さくなり、収縮末期には拡張末期の約 $72.7 \pm 2.8\%$ (平均 $\pm$ SD) に収縮した。

3.2.1.2 収縮・歪率

同様の方法で各時相の収縮・歪率を算出しシェードで正常範囲を示した。

横短縮率($E11$)(Fig. 6)および縦横歪($E21$)(Fig. 9)は、 $P1$, $P2$, では山型、 $P3$ では平坦、 $P4$ では二峰性を呈した。縦短縮率($E22$)(Fig. 7)および横縦歪($E12$)(Fig. 8)は、どのROIでも二峰性を呈した。以上のように正常者であっても複雑な形態を示した。

3.2.2 疾患例

3.2.2.1 ROI面積収縮率

疾患例では、総じて収縮率の低下が認められた。中でもAMI-3では、心基部側 $P1$ で収縮中間面積が最大120%に拡大しており、dyskinesisを呈した。

3.2.2.2 収縮・歪率

個々の症例の収縮・歪率の変化は複雑な形態を呈し、一定の傾向は認められなかったが横短縮率($E11$)と横縦歪率($E21$)において同一症例では同一パターンを示した。また、縦短縮率($E22$)と縦横歪率($E12$)において同一症例では同一パターンを示した。

4. 考 察

4.1 Tagging法による局所壁運動解析

従来、局所壁運動解析には左室造影、心エコー

図、心プールシンチなどが用いられてきたが、この心筋がどこへ移動したかは明確でなく詳細な検討ができなかった。近年、tagging法により心筋に印しを付けることが可能になり、局所心筋そのものの短縮や歪をも計測可能となったが、これまで一般にtagging法を用いた局所壁運動解析は左室短軸断面、四腔断面および左室垂直長軸断面でなされてきた。しかし、これらの断面はいずれも左室壁に対して直交する断面であるため、断面上に左室壁は約1 cmの帯として観察されるのみである。この帯の上にtagを印加しても、その交点の数は限られ、詳細な壁運動解析はできなかった。今回用いた中隔そのものを切断する中隔断面で解析を行うことにより、広い範囲の壁の短縮率、歪み率を評価することができた。

4.2 ROI面積収縮率

正常者では、すべてのROIで収縮に伴って面積は小さくなった。一方疾患群ではその収縮率は総じて小さく、時にはdyskinesisを呈する症例もあった。

4.3 収縮・歪率

上述のように健常者においては面積収縮率は収縮に伴って小さくなり妥当と思われたが、収縮・歪率では正常者でも複雑な形態を呈した。これは、左室全体で見ればスムーズな収縮を呈していても各々の局所心筋は複雑な収縮を行っていることが示されたと思われた。

また、各々の症例で注意深く収縮・歪率の変化を観察すると横短縮率($E11$)と縦横歪率($E21$)

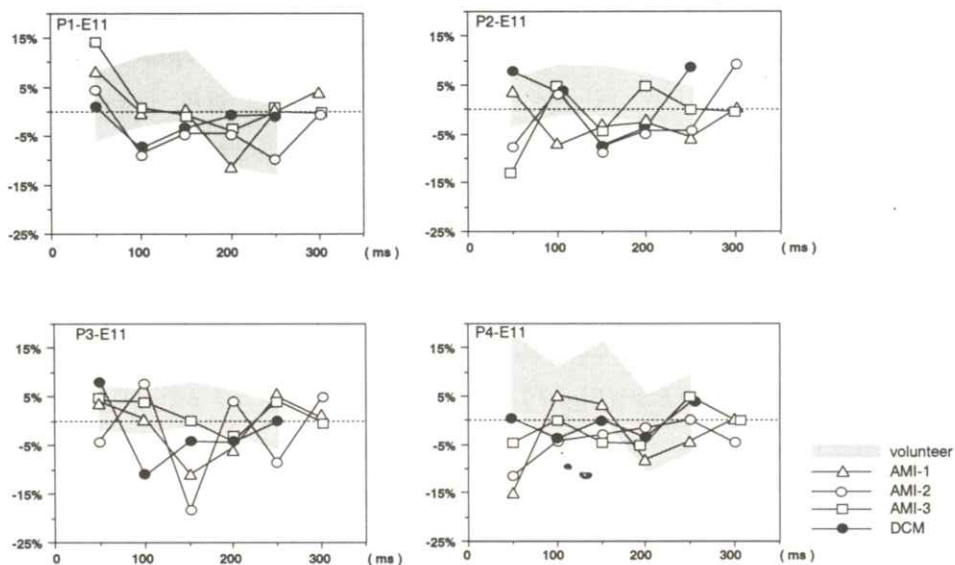


Fig. 6 %shortening in the direction of X - axis.

The shade represents mean ± 2 SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X - axis:Time(ms). Y - axis:%shortening in the direction of X - axis.

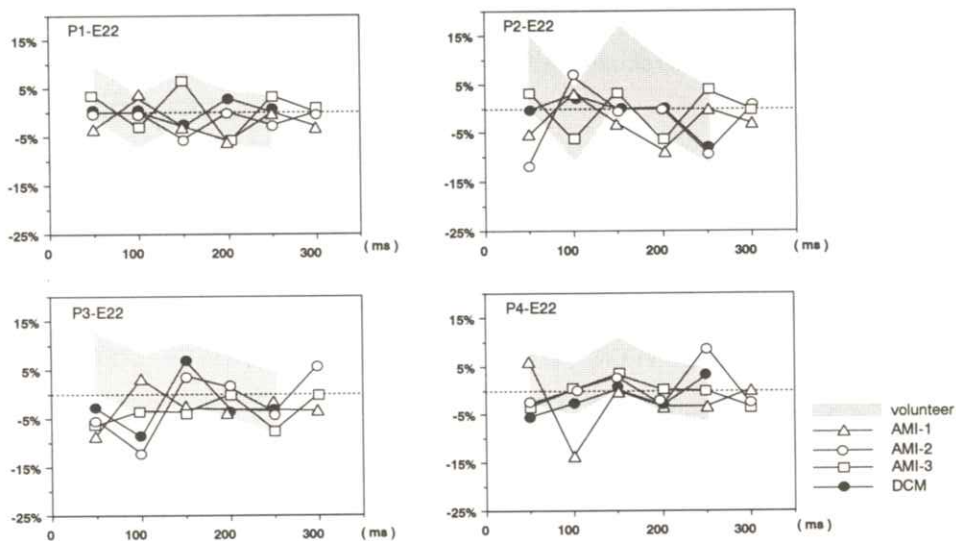


Fig. 7 The %shortening in the direction of Y - axis.

The shade represents mean ± 2 SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X - axis:Time(ms). Y - axis:%shortening in the direction of Y - axis.

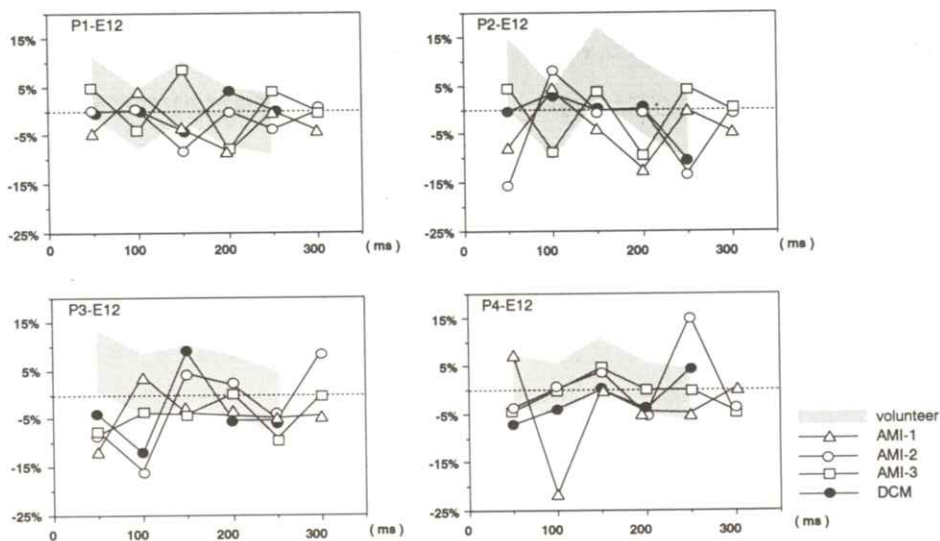


Fig. 8 percent distortion in the direction of X - axis.

The shade represents mean ± 2 SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X - axis:Time(ms). Y - axis:percent distortion in the direction of X - axis.

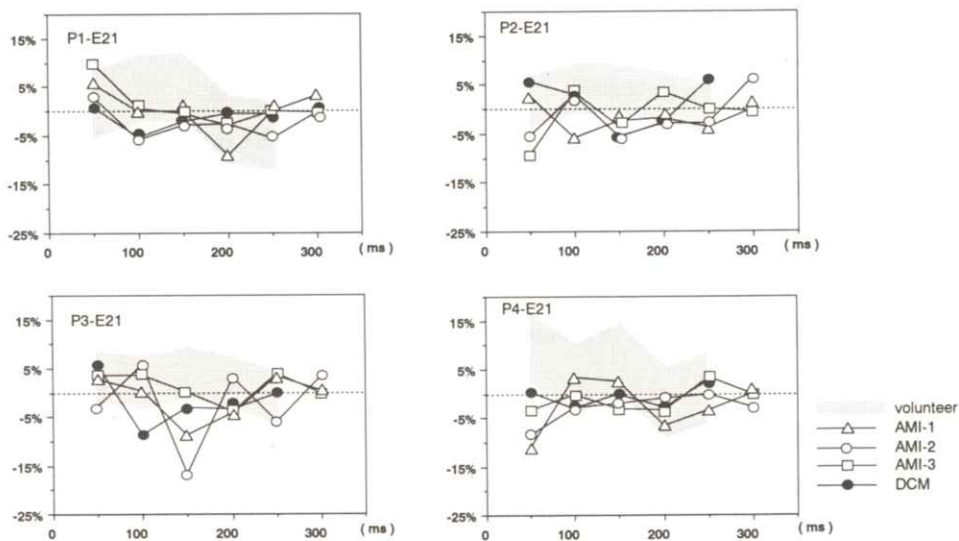


Fig. 9 percent distortion in the direction of Y - axis.

The shade represents mean ± 2 SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X - axis:Time(ms). Y - axis:percent distortion in the direction of Y - axis.

は同一パターンを示した。同様に、縦短縮率 (E_{22}) と横縦歪率 (E_{12}) においても同一パターンを示した。すなわちこれは、局所心筋が横方向に短縮すると同時に横縦歪が発生し、縦方向に短縮すると同時に縦横歪が発生することを意味しており興味深い。このような現象は、心筋層の配列によると考えられる。

以上のように他の方法では検討できない心筋局所動態tagging cine MRIにより観察できた。

4.4 本法の問題点

4.4.1 中隔断面設

心室中隔は多少弯曲しているため、心室中隔全体を全例でカバーすることはできなかった。ことに曲がりの強い心尖部をカバーできなかったが、心基部と中部の壁運動解析は可能であった。

4.4.2 DANTE - tagging法でのtag生存期間

Tag交点の生存期間は心筋や心筋内に存在する血液などのT1値やT2値により変化すると思われる。また、tag交点が心筋の収縮によりスライス断面からずれることにより消失する可能もある。

DANTE - tagging法ではtag印加直後から約300ms後までtag交点を追尾することができた。しかし、心基部側の一部のtag交点がスライス断面から外れて消失する場合もあった。

5. 結 語

DANTE - tagging法を用いて心室中隔断面を撮像し、動態的解析手法により局所心筋壁収縮動態を検討した。

正常例では、ROI面積収縮率は収縮に伴ってスムーズに減少した。しかし、短縮・歪率は複雑な様相を呈した。疾患群のROI面積収縮率は総じて低く、dyskinesisを呈する症例もあった。また、疾患群の短縮・歪率は複雑な様相を呈した。

以上のようにDANTE - tagging法は局所心筋壁収縮動態を詳細に検討できる有用な方法と考えられた。今後、症例を重ねてさらに検討したい。

文 献

- 1) L.Axel, L.Dougherty : Radiology. **171** 841(1989)
- 2) L.Axel, L.Dougherty : Radiology. **172** 346(1989)
- 3) 安野直子, 近藤武, 坂倉一義, 他 : 日磁医 **13** 335(1993)
- 4) T.J.Mosher, M.B.Smith : Magn. Reson. Med. **15** 334(1990)
- 5) T.J.Mosher, M.B.Smith : Magn. Reson. Med. **18** 251(1991)
- 6) 紀ノ定保臣 : 臨床画像 **9** 30(1993)

[論 文]

複数評価関数を考慮した遺伝的アルゴリズムによる ニューラルネットワークの荷重値決定法

渡邊伸司, 蔡 篤儀*, 小島克之**, 山田 功***

岐阜工業高等専門学校専攻科 (電子システム工学専攻)

〒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 浜松市都田町1230番地

***岐阜医療技術短期大学診療放射線技術学科

〒501-32 岐阜県関市市平賀字長峰795-1

(1997年10月4日, 最終1997年11月15日受理)

Determination of Weighting Coefficients of Neural Networks Trained by Multiple - Fitness - Based Genetic Algorithms

Shinji WATANABE, Du - Yih TSAI*, Katsuyuki KOJIMA**
and Isao YAMADA ***

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

***Department of Radiological Technology,
Gifu College of Medical Technology,
795-1, Ichihiraga, Seki-shi, Gifu 501-32, Japan
(Received October 4, 1997, in final form November 15, 1997)

In our previous study we reported an artificial neural network (NN) trained by genetic algorithms (GA) instead of that trained by the conventional backpropagation (BP) technique, and applied this GA training method to classifying heart diseases in echocardiograms. The results showed that the GA-based NN was superior to the BP-based NN in terms of classification rate as well as the ease of numerical computation. However, the reliability issue was the drawback of the proposed method. In order to overcome the shortcoming, in the present study we propose an improved method by employing multiple fitness functions in the selection operation used in the GA. Our preliminary results reveal the effectiveness of the newly proposed method.

Keywords : computer - aided diagnosis, genetic algorithm, neural network, echocardiography

1. はじめに

本研究ではこれまで、線形判別法に代わる非線形判別法の一つとして、ニューラルネットワーク (Neural Network : NN)¹⁻³⁾を用いた医用超音波画像の識別実験を行ってきた^{4, 5)}。このNNの学習法は、最も良く知られているバックプロパゲーション (Back Propagation : BP)で、線形判別法よりも良い結果を示した。

BP法は、学習能力には優れているが、複雑な微分演算を必要とするため、コンピュータ上で、実際にBPで学習するNNを構築するのは容易ではない。

この問題を解決する方法として、遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithms : GA)^{6, 7)}で学習

するNNの構築が考えられる。

GAによるNNの学習については、すでにくつかの事例が発表されている^{8, 9)}。これらはXORの問題のような簡単な事例にGAで学習するNNを使用し、求める荷重値も0か1かの2値しかなかった。著者らは、医用画像の識別にGAで学習するNNを適用するための手法を前回提案した¹⁰⁾。

著者らが提案したGAで学習するNNは、判別能力ではBPで学習するNNよりも若干良い結果を示し、また、BPよりも簡単な演算でのNNの構築を実現した。しかし、判別結果にばらつきが目立ち、判別結果の信頼性に問題があった。

この原因としては、NNの荷重値を決定する遺伝子コードの評価に問題があることが考えられる。

そこで今回は、複数の評価関数により遺伝子コードを評価するGAを提案する。

2. 使用するニューラルネットワーク

今回使用したのは前回と同様、入力層セル数4、中間層セル数4、出力層セル数3の階層型NNである。入力信号は入力層、中間層、出力層の順に伝達する。各ニューロンは隣接する全ての層のニューロンと荷重値(重み)をもって結合しており、結合部はNN全体で28ヶ所である。

Fig. 1 に従来のBPによる手法と、今回著者らが提案した手法を示す。BPでは(a)に示すように、NNの出力値と教師信号との誤差信号を、逆方向にフィードバックすることによりNNの荷重値を修正するが、今回提案した手法は、(b)のよ

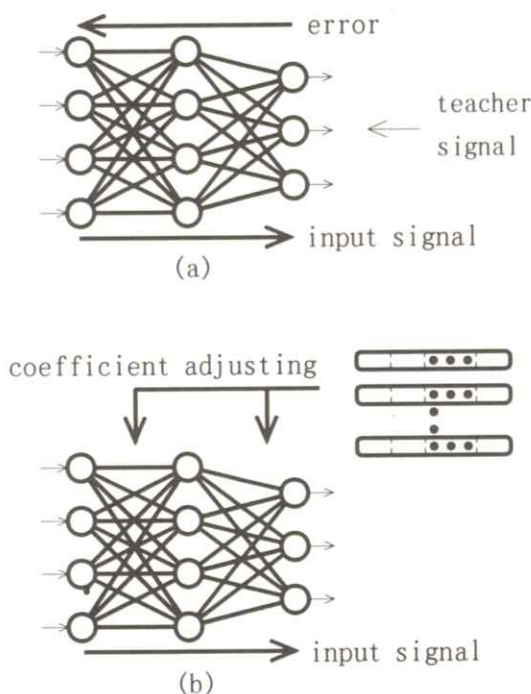


Fig. 1 Comparison of training methods.
(a) previous and (b) present methods.

うに、NNの荷重値をGAの遺伝子コードで決定する。前回との主な相違点は、遺伝子コードの適応度を算出する評価関数を、従来の1つから2つにした点である。

3. GAによる最適荷重値の探索

GAによるNNの最適荷重値探索の手順をFig. 2に示す。以下、各手順の詳細について述べる。

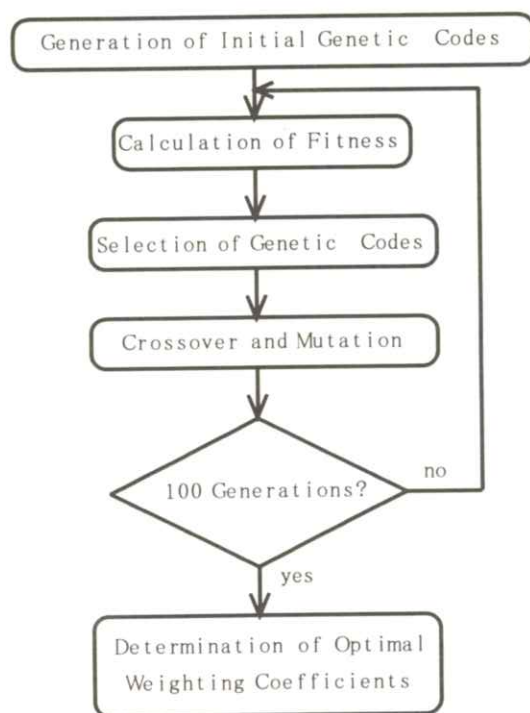


Fig. 2 Procedure of determination of weighting coefficients using GA.

3.1 遺伝子コード

遺伝子コードは前回と同様、NNの荷重値28個の数値で、サイズは荷重値1個につき2bytes、遺伝子コード1個につき56bytesである。初期集団として、同様な遺伝子コードをランダムに200個

生成する(Fig. 3)。

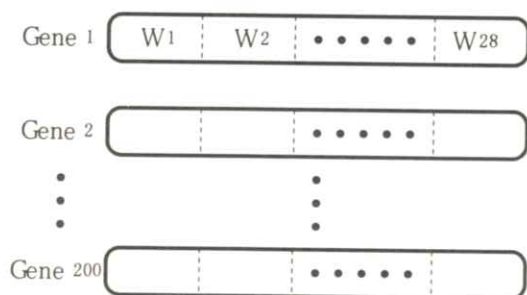


Fig. 3 Format of Genetic codes.

3.2 評価関数

従来までの評価関数 f_1 を(1)式に示す。

$$f_1 = \frac{1}{1 + (E/n)} \quad (1)$$

ただし、

$$E = \sum_{j=0}^{n-1} E_j, \quad E_j = \sum_{i=1}^3 (T_{ij} - O_{ij})^2,$$

であり、 E はNNの出力値 O_{ij} と教師信号 T_{ij} との誤差2乗和である。また、 n は入力データの総数である。Table 1に教師信号示す。

Table 1 Teacher signal.

	T_1	T_2	T_3
Category1	1	0	0
Category2	0	1	0
Category3	0	0	1

誤差2乗和 E が無限度では $f_1=0$ となり、 $E=0$ 、つまり出力 O と教師信号 T が完全に一致した場合、 $f_1=1$ になる。(1)式から、NNの出力値と教師信号との誤差2乗和が小さいほど f_1 は大きくなる事がわかる。

今回新たに導入した評価関数 f_2 を(2)式に示す。

$$f_2 = \frac{n-m}{n} \quad (2)$$

ここで、 n は入力データの総数であり、また、 m は遺伝子コードをNNの荷重値として n 個の入力データを順にNNに入力した場合の、誤認識の回数である。

$m=n$ 、すなわち入力されたデータの全てが誤認識であった場合は $f_2=0$ となり、また、 $m=0$ 、すなわち入力された全データが全て正しく認識された場合は $f_2=1$ となる。以上から、誤認識の回数が少ないほど f_2 の値は大きくなる事がわかる。

上記の評価関数 f_1 と f_2 とから、遺伝子コードの適応度Fitnessは次式で得る。

$$Fitness = A_1 \cdot f_1 + A_2 \cdot f_2 \quad (3)$$

ただし、

$$A_1 + A_2 = 1.0,$$

である。 A_1 と A_2 は、それぞれ f_1 と f_2 の重みで、0～1の値となり、その和は常に1.0である。適応度Fitnessは0～1の値となる。

3.3 選択・交叉・突然変異

本研究では、 i 世代の集団中の遺伝子コードの選択と交叉を次のように行う(Fig. 4)。

- (1) i 世代の集団中の遺伝子コードを適応度の高い順に並び替える。
- (2) 上位70%(140個)の遺伝子コードを親として一点交叉を行い、子を140個生成する。このと

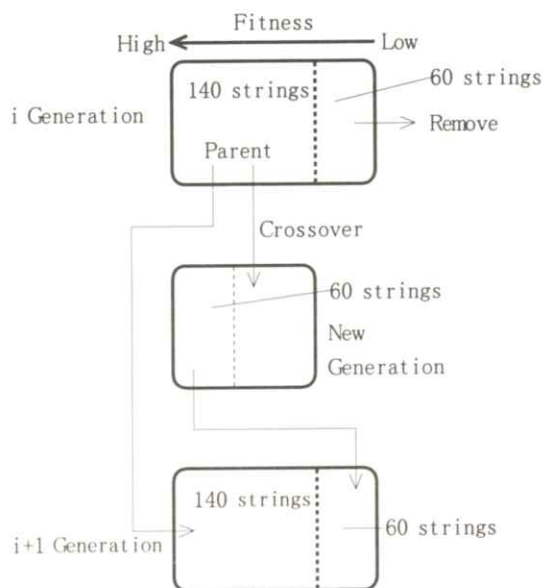


Fig. 4 Parents selection and crossover.

き、残りの30%(60個)は淘汰される。

- (3) 140個の親はそのままi+1世代に移し、集団中の個体数を合わせるために、新たに生成された140個の子のうち、適応度の高い上位60個をi+1世代に移し、残りは破棄する。
- (4) 集団中の10%の遺伝子コードの一部を強制的に変化させて、これを突然変異とする。

3.4 最適荷重値の決定

本研究では、適応度の算出から交叉、突然変異までを1世代とし、100世代まで終了した時点で最も適応度の高い遺伝子コードをNNの最適荷重値とする。

4. 画像識別実験

4.1 識別実験の手順

画像識別実験の手順をFig. 5に示す。まず、

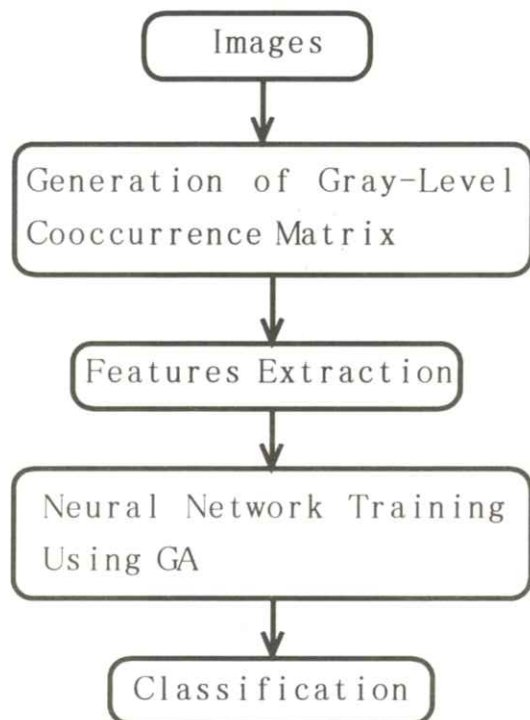


Fig. 5 Experimental procedure.

入力画像から濃度共起行列を作成し、統計的特徴量を抽出する。次に、3.で述べた手法でNNの最適荷重値を求め、得た最適荷重値を用いてNNで認識を行い判別率を算出する。

4.2 超音波画像

本研究で使用したのはヒトの心室部分の超音波画像45例で、その内訳は正常23例、異常22例である。各症例は、収縮末期と拡張末期の画像2枚で構成されているが、画像識別実験ではこれらの画像を直接使用せず、2枚の画像から1枚の合成画像を作成し、これを入力画像とした。この合成画像は、収縮末期と拡張末期の同位置の画素の輝度を比較して、輝度の高い方をその位置における

画素の輝度とした画像である。Fig. 6 に、識別実験で使った超音波画像の1例を示す。上から収縮末期、拡張末期、そしてその合成画像である。



(a)



(b)



(c)

Fig. 6 An example of data set used in the present study. (a) end - systole, (b) end - diastole, and (c) composite images.

4.3 濃度共起行列

実験では、合成画像から濃度共起行列を作成した⁹⁾。その作成条件として、画素間の距離は5で一定とし、角度は0° 方向のみとした。そして濃度共起行列から以下に示す4つの統計的特徴量を抽出し、NNの入力層に入力した。

Q1 : Angular second moment

Q2 : Contrast

Q3 : Correlation

Q4 : Entropy

4.4 実験方法

3.で述べたGAによる最適荷重値の決定から、判別率の算出までの詳細を以下に示す(Fig. 7)。

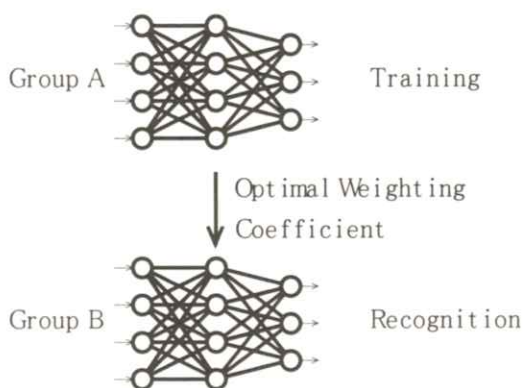


Fig. 7 Illustration of training and recognition procedures.

- (1) 全データを学習用データ(Group - A)と認識用データ(Group - B)に分ける。Group - Aは23例、Group - Bは22例である。この際、正常例と異常例を均等に分配する。
- (2) まずGroup - AをNNに入力し、3.で述べたGAによる手法で、このNNの最適荷重値を

求める。

- (3) 得られた最適荷重値をNNの荷重値として固定し、今度はGroup-Bを順にNNに入力して認識を行う。そして判別率を算出する。
- (4) 同様な処理を30回行い、平均判別率を求める。また、評価関数 f_1 と f_2 の重み A_1 と A_2 の割合を変化させて、同様の実験を行う。

5. 結果と考察

Fig. 8 に実験結果を示す。横軸は評価関数 f_1 と f_2 の重み A_1 と A_2 の比で、左にいくほど f_1 の割合が大きくなり、右にいくほど f_2 の割合が大きくなる。左端は f_1 のみの場合で、右端は f_2 のみの場合である。縦軸は30回の平均判別率である。

$A_1=1.0$, $A_2=0.0$ から $A_1=0.0$, $A_2=1.0$ まで変化させた場合、平均判別率は最大で87.3%とな

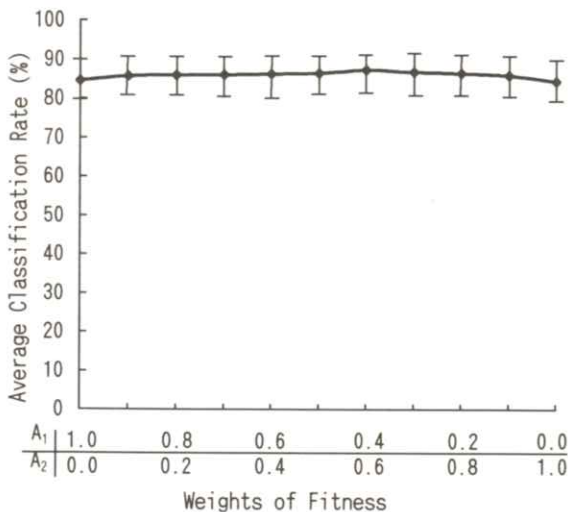


Fig. 8 Classification rates obtained by varying the values of weights of A_1 and A_2 used in the calculation of fitness.

り、前回の83.8%よりも良くなった。また、前回提案した手法では10.3%であった標準偏差は約5.0%となり、判別結果のばらつきを減少させることができた。Fig. 8で注目すべきことは、 f_1 と f_2 を組み合わせると、図の左端と右端、つまり f_1 のみ、あるいは f_2 のみの場合よりも平均判別率が高くなるという点である。その原因は以下のように考えることができる。

評価関数 f_1 は、NNの出力値が教師信号と完全に一致するような遺伝子コードを探索する。一方 f_2 は、入力されたデータが全て正しく認識されるような遺伝子コードを探索するため、必ずしも出力値が教師信号と一致する必要がない。そのため、 f_1 よりも f_2 の方が適応度が上昇しやすくなり、 f_1 のみの場合よりも、 f_1 にある程度 f_2 を組み合わせた方が良くなる。しかし正確さの面では、出力と教師信号を完全に一致させる f_1 の方が f_2 よりも良い。そのため、 f_2 のみの場合よりも f_1 をある程度組み合わせの方が良くなる。

以上の結果から、評価関数 f_1 と f_2 は、個々で用いるよりも、組み合わせで用いる方がよい、という結論になる。

今後は、評価関数 f_1 と f_2 の重みである A_1 と A_2 の最適な組み合わせをどのように求めるかを考える必要がある。

6. む す び

今回は、前回まで1つであった遺伝子コードの評価関数を2つにした手法を提案し、その応用として、医用超音波画像を用いた識別実験を行った。その結果は5.で述べたとおり、前回まで用いてき

た評価関数 f_1 と、今回新たに導入した評価関数 f_2 を組み合わせることにより、よりの確な遺伝子コードの評価が可能となり、平均判別率も83.8%から87.3%に向上した。また、従来までの手法では10.3%であった標準偏差は5.0%以下になり、判別結果のばらつきを減らすことができた。今回提案した手法よりもさらに判別率や信頼性を向上させるための方法として、以下に示す2つのことが考えられる。

(1) 第3の評価関数を新たに導入し、更なる確な遺伝子コードの評価を目指す。

(2) NNに入力する特徴量を再検討する。

今後は上記の方法を考慮に入れて、さらに今回行わなかった正常、拡張型心筋症(dilated cardiomyopathy)、肥大型心筋症(hypertrophic cardiomyopathy)の判別を行い、エントロピー解析法を用いて本手法の信頼性の評価を行う予定である。

謝 辞

画像データを提供して頂いた岐阜大学医学部付属病院第2内科の富田政明博士（現在、平田病院）に感謝する。

文 献

- 1) P.D.Wasserman:Neural Computing p.25 (Van Nostrand Reinhold, New York 1989)
- 2) J.A.Anderson and E.Rosenfeld : Neuro - computing Foundations of Research p.523 (The MIT Press, Cambridge 1990)
- 3) 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.38 - 73, 94 - 111(産業図書、東京 1994)
- 4) 蔡 篤儀, 渡邊伸司, 小島克之, 他：医画情誌 13 61(1996)
- 5) D. - Y. Tsai, S.Watanabe, and M.Tomita : Proc. IEEE International Conference on Image Processing, 3 Lausanne, Switzerland, 1996, p283 (The IEEE, Inc, NJ, 1996)
- 6) 伊藤齊志：遺伝的アルゴリズムの基礎 pp.59 - 103 (オーム社、東京 1994)
- 7) 安居院 猛, 長尾智晴：ジェネティックアルゴリズム pp.1 - 27(昭晃堂、東京 1993)
- 8) 北野宏明：遺伝的アルゴリズム pp.26 - 37 (産業図書、東京 1993)
- 9) 北野宏明：進化するコンピューター遺伝的アルゴリズムから人工知能へ pp.41 - 49 (ジャストシステム、東京 1993)
- 10) 渡邊伸司, 蔡 篤儀, 小島克之, 他：医画情誌 14 2 (1997)
- 11) 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)

会 報

I 秋季（第119回）大会記事

秋季（第119回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成9年10月3日（金）～4日（土）

場 所 3日：浜松医科大学医学部付属病院 3階集会室

4日：アクトシティ浜松研修交流センター 5階

10月3日（金）午後

特別講演

「IVR CT/Angioの現状と将来」

浜松医科大学医学部附属病院 放射線部 高橋 元一郎 助教授

見学会

浜松医科大学医学部附属病院のIVR CTを見学

懇親会

浜松名鉄ホテル

10月4日（土）午前

国際会議報告

XIV IMEKO World Congress.

New Measurements-Challenges and Visions(Tampere, FINLAND)

小島克之、蔡 篤儀*

浜松大学、*岐阜高専

研究発表会

- 1) 50ミクロンサンプリング間隔に対応したレーザスキャナの性能評価

山口貴久、原 武史、藤田広志、荻澤 均、吉村 仁*

岐阜大工応用情報学科、*コニカ医用画像システムグループ

- 2) 視覚のエッジ強調効果

森下秀明、長谷川敏康、窪田英明*、松本政雄*、浅井義行**、金森仁志

福井工大、*大阪大医、**近畿大病院

- 3) 心理物理的解析から求めた胸部X線の最適撮影管電圧

浅井義行、田辺由美、尾崎吉明*、窪田英明**、松本政雄**、金森仁志***

近畿大病院中央放射線部、*京都府警科研、**大阪大医保健学科、***福井工大電気工学科

- 4) 歯科用X線装置の連続確信度による画質評価

山田英彦、奥村泰彦、丹羽克味

明海大・歯放

- 5) 増感紙フィルム記録系のLSF測定における問題点
丹羽克味、大坊元二*、山田英彦、奥村泰彦
明海大・歯放、*奥羽大・歯放
- 6) 画像圧縮の適応化について
樋口清伯
大阪産大
- 7) マンモグラムCADシステムにおける腫瘍陰影の偽陽性候補の削除
大塚 修、笠井 聡、藤田広志、遠藤登喜子*
岐阜大工応用情報学科、*国立名古屋病院・放
- 8) 複数評価関数を考慮したGAによるニューラルネットの学習法とその画像識別への応用
渡辺伸司、蔡 篤儀、小島克之*、山田 功**
岐阜高専、*浜松大学、**岐阜医療短大

Ⅱ 第119回理事会議事録

日 時 平成9年10月3日(金) 12:00~13:30

場 所 浜松医科大学附属病院4階会議室

出席者 金森、奥村、小島、中森、藤田、松井、山田、丹羽
内田名誉会長、金子(オブザーバー)

議 題

1. 平成10年10月開催の秋季(122回)大会に関しては、断層映像研究会等との連続開催が議論になり、次回の理事会で決定することとした。
2. 特別講演の演者への謝礼金は、講演と原稿を頂いて2万円と薄謝なため、会員以外で特別にお願いした場合には3万円とし、会員の場合はこれまでと同様とすることとした。
3. 学会発表時のプログラムで扱う演者所属の記載がまちまちであるため、次号から所属を略記で統一することとした。
4. 電子情報通信学会のデジタル信号処理研究会から共催による研究会開催の要請があり継続審議することにした。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
515	天 野 貴 司	川崎医療短期大学放射線技術科 〒701-01 岡山県倉敷市松島316	TEL 086-462-1111 FAX 086-463-4339

会 員 異 動 届

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
476	島 西 聡	勤務先	東芝医用システムエンジニアリング株式会社 モダリティ技術部 コネクティビティ担当 〒140 東京都品川区南品川2-2-7	TEL 03-5462-1994 FAX 03-5462-1990
8	浅 井 義 行	住 所	〒590-02 大阪府和泉市松尾寺町1098-9	TEL 0725-55-4846

—— 賛 助 会 員 ——

平成9年9月1日現在、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）

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 芝
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 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 (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)、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)

編 集 後 記

いつの間にか窓辺の緑が見事な紅葉に変わり、そして今、はらはらと舞い落ちて行く季節になりました。感傷的な風情とは無縁な小3の息子が、落ち葉で焼き芋をしようと誘うこの頃です。

雑誌の編集作業もおかげで順調に運ぶようになりましたが、他力本願でいくらか余裕が出来たかのような錯覚に陥る自分自身が少し心配です。ともかく雑誌の発送が终れば一段落。もう少しがんばらなくては…。

去る10月に第119回研究会が浜松医科大学付属病院で行われました。高橋先生の特別講演と終了後のIVR CTの建学は大変興味深く勉強になりました。浜松大学の小島先生には名鉄ホテルでの懇親会や宿泊までもお世話になり、厚く御礼申し上げます。

1月の学会は京都工繊大の中森先生のお世話で開催予定です。冬の京都での学会へ多数の御参加をお待ちしています。(山田)

編 集 委 員

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

医用画像情報学会の雑誌

平成10年(1998)1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
〒350-0283 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
〒350-0831 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 3 0, 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、編集委員会が必要と認めたもの

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。

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

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

関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命館5階ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中野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

光と語る。



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。

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

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



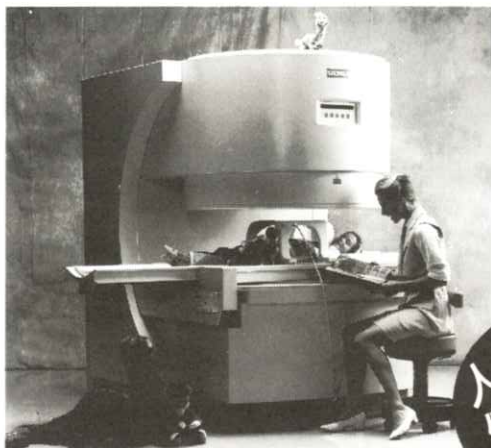
安全と健康を願う心から

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)5383 FAX.03(3437)5320

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

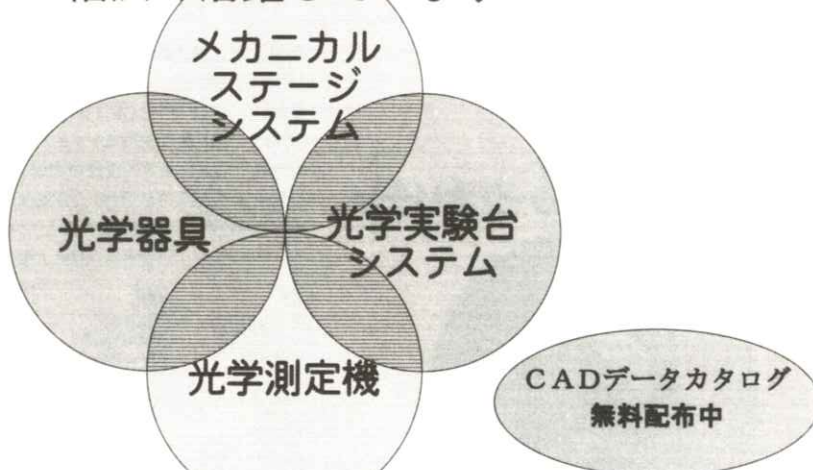
人に
優しい

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

中央精機の製品は研究機関・生産技術・製造部門で
幅広く活躍しています



中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-5 及川ビル

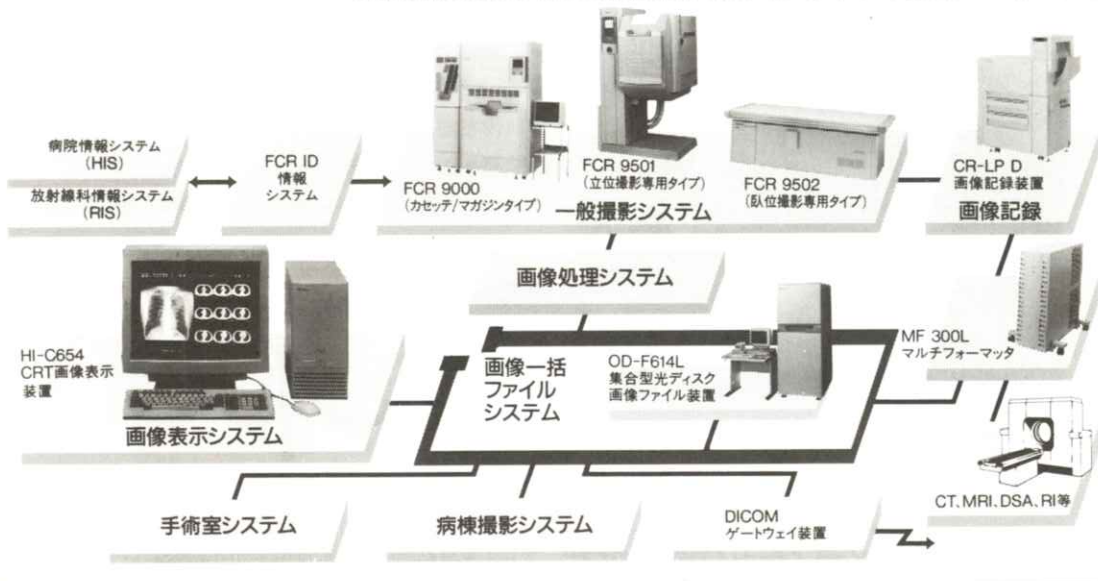
TEL03-3257-1911 (代) FAX03-3257-1915

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

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丸亀ビル 104 ☎東京 (03) 3545-3321(代)



GE Medical Systems

インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

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

CT

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

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage I, ST
SINGA Advantage I, DT
Sierra
MRVectra II
GE Independent
Console (IC)

NUCLEAR

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

X-RAY

X線撮影装置
アドバンテックスLC-IP
アドバンテックスLC
アドバンテックスSLC/LCN
アドバンテックスSLFM/AFM-IFC
アドバンテックスSLDX
セクタラフDMR
セクタラフ650T/600TFD/
セクタラフ2HF
ステノスコープ9000/6000
ステノスコープLE
AMX-4
GM-1215
フレキシ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RTS5000シリーズ
RT4600
RTimo
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



GE横河メディカルシステム

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



医用画像 システム

株式会社 ナック

☆シネアングロ カメラ・・・アリテクノ35

☆シネプロジェクタ・・・アリプロ35

☆CD-R ビュア・・・AIRS

※ナック

本社/106:東京都港区西麻布1-2-7:03-3404-2321
映像技術/106:東京都港区西麻布1-2-7:03-3403-0711
映像センター/224:横浜市都筑区勝田町1247:045-941-3711
工場/531:大阪市北区豊崎3-2-1:06-359-8110
大阪/464:名古屋市千種区仲田2-14-16:052-764-2010
名古屋/305:茨城県つくば市天久保3-9-1:0298-51-1318

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？
生命の尊さ・・・

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



株式会社 日立メディコ

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

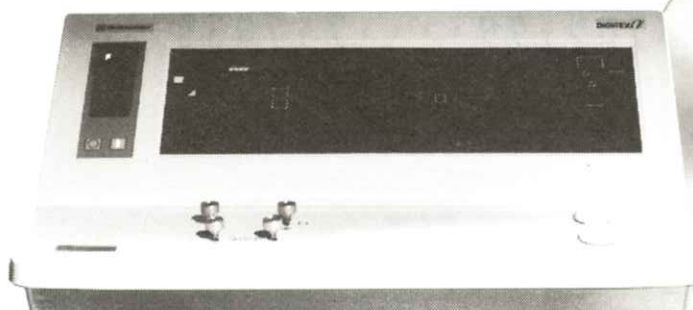
SHIMADZU*Solutions for Science*
since 1875

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森町1 〇 医用機器事業部 (075) 823-1271**THOMSON-CSF JAPAN K.K.**

取扱品目

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

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得



病気をいりぐちでいせ
いりぐちを大切にす。
そこをおもな様を
気持ちよくお迎えする。
これからモリタのテーマです。

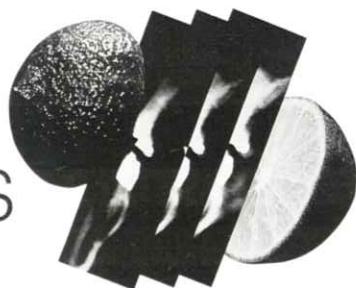
食べる。かむ。はなす。
くはくはの
エネにキーンとリミット
はじまりです。

 **モリタ**

SIEMENS

Orthophos PLUS

パノラマX線撮影装置

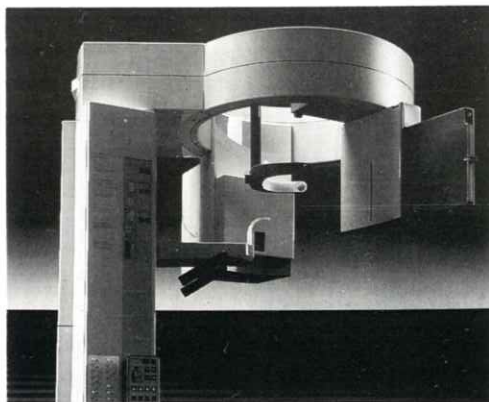


承認番号 2B0第45号

**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。

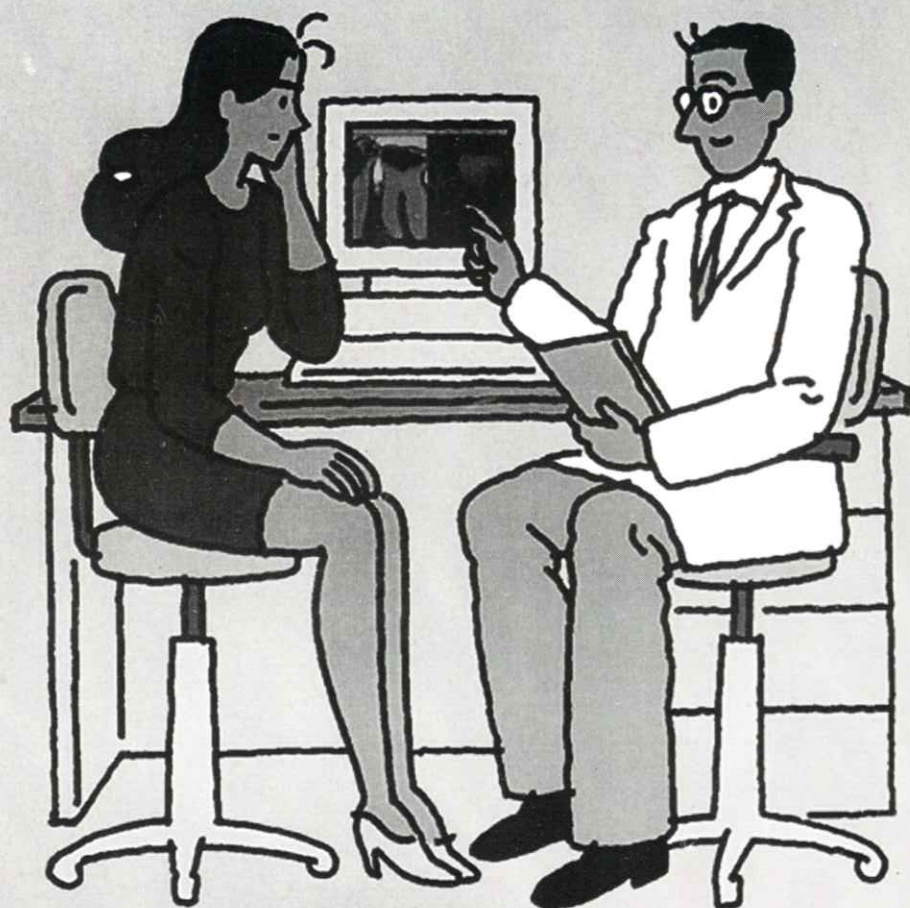


株式会社 ジーシー

GC

〇 I C ● (03)3815-1511
営業所 ● 北海道(011)729-2130 ● 東北(022)283-1751 ● 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な状態になっているのか。
それをどのように治療するのか。
コンピュータは、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、明快な説明ができます。
コンピュータ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【コンピュータ】

COMPUWAY

