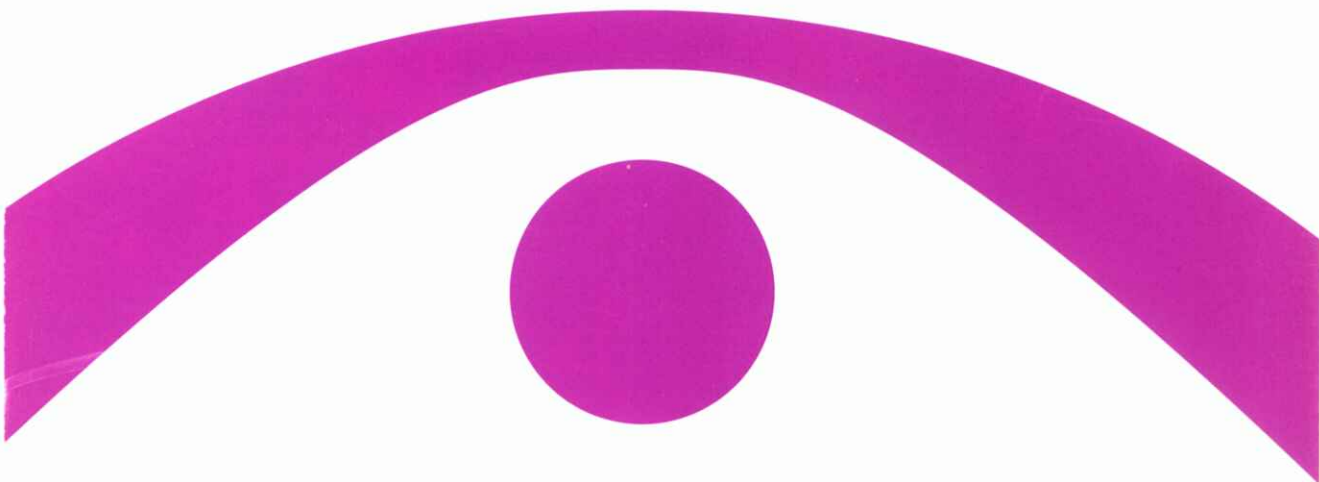


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻130号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.19 No.1 January 2002



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

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

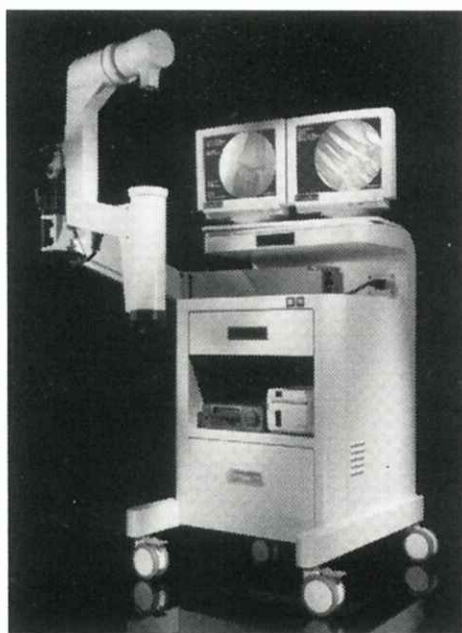
(New) 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

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



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量を実現する

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/NEUROTREN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

19巻 第1号 2002年1月

目 次

会 告

平成13年度春季（第132回）大会のご案内	会告	1
平成14年度総会および年次（第133回）大会の予定と演題伺い	会告	5
内田論文賞候補論文の公募について	会告	6
金森奨励賞候補論文の公募について	会告	6

追 悼 文

佐々木常雄先生を偲ぶ		
..... 金森 仁志	i	
佐々木常雄名誉会員の逝去を悼む		
..... 津田 元久	ii	

巻 頭 言

君諦め給う事なかれ		
..... 内田 勝	1	

特別講演資料

3次元フラクタル解析による核医学画像の不均一性の評価		
..... 長尾 充展	2	
デジタル検診の舞台裏		
..... 大石 茂雄	6	

論 文

動画像認識を応用した心電図同期SPECTの左室壁運動解析		
..... 妹尾 淳史, 伊藤 彰義	10	

研究速報

MRIのSAR低減を目的としたRFパルスのシミュレーション解析		
..... 安田 成臣, 山口弘次郎, 梅沢 栄三		
..... 武藤 晃一, 小原 健	18	
乳腺濃度評価に基づくマンモグラムの自動分類法の異常症例への適用		
..... 松原 友子, 山崎 大輔, 加藤 雅大		
..... 原 武史, 藤田 広志, 笠井 聡, 岩瀬 拓士		
..... 遠藤登喜子	22	

技術セミナー

医用画像表示用CRTモニターの基礎		
..... 藤岡 清登, 西 嘉一	28	
両面集光技術と高密度読み取り技術によるCRマンモグラフィの高画質化		
..... 荒川 哲	37	

会 報

平成13年度秋季（第131回）大会記事	
第131回理事会議事録	
新入会員 賛助会員	

Medical Imaging and Information Science

Vol.19 No.1 January 2002
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.19, No.1)

Contents

Preface

Never Give Up Suguru UCHIDA 1

Invited Lectures

Quantification of the Heterogeneity in Nuclear Medicine Images
Using Three-dimensional Fractal Analysis Michinobu NAGAO 2
The Backstage of Mass Screening for Lung Cancer Shigeo OISHI 6

Original Paper

Wall Motion Analysis of the Left Ventricular from Gated SPECT (Single Photon Emission
Computed Tomography) Using the Sequential Image Recognition
..... Atsushi SENOO and Akiyoshi ITOH 10

Letters

Simulation Analysis of RF Pulse Aiming at SAR Reduction of MRI
..... Naruomi YASUDA, Kojiro YAMAGUCHI, Eizo UMEZAWA
Koichi MUTO and Ken OHARA 18
An Application of Automatic Classification Scheme for Mammograms
Based on the Assessment of Fibroglandular Breast Tissue Density to Abnormal Cases
..... Tomoko MATSUBARA, Daisuke YAMAZAKI, Masahiro KATO
Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA, Satoshi KASAI
Takuji IWASE and Tokiko ENDO 22

Technical Seminars

The Fundamental of the CRT Monitor for Medical Imaging
..... Kiyoto FUJIOKA and Yoshikazu NISHI 28
Improvement of CR Mammography Using Dualside Reading and 50 μ m Sampling
..... Satoshi ARAKAWA 37

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President : Hitoshi Kanamori, PhD

MIJ Editorial office :

Editor-in-Chief : Hiroshi Fujita, PhD

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

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

MIJ Society office :

Executive Director : Yoshie Kadera, PhD

Department of Radiological Technology, Nagoya University School of Health Sciences
Daiko-Minami 1-1-20, Higashi-ku, Nagoya 461-8673, Japan

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

会 告

平成13年度 春季（第132回）大会のご案内

春季（第132回）大会を下記のように開催しますので奮ってご参加ください。

日 時：平成14（2002）年1月24日（木），25日（金）

場 所：別府ビーコンプラザ

〒874-0828 大分県別府市山の手町12-1

TEL：0977-26-7111 FAX：0977-26-7100

<http://www.coara.or.jp/~b-con/>

連絡先：NBUメディカルカレッジ 稲津 博先生

〒870-0023 大分市大手町1-1-45

TEL：097-533-9200 FAX：097-538-4711

E-mail：inazu@med.nbu.ac.jp

学会参加費 会員：1,000円，非会員：2,000円，学生：無料

大会 プ ロ グ ラ ム

1月24日（木）

18：30～20：30

懇親会 翠山荘

<http://www.kkr.or.jp/hotel/50beppu/index.htm>

〒874-0904 別府市南荘園町25組

TEL：0977-21-1411 FAX：0977-22-5829

懇親会費：5,000円

懇親会の申込は直接稲津先生に電話，FAX，Eメールで1月18日までをお願いします。

1月25日（金）

9：20～11：00

研究発表

1) 直接型フラットパネルディテクタの画像特性の検討

松本政雄，末兼浩司，一丸恭伸，小縣裕二，金井幸三*，金森仁志**

阪大・医・保健，*東洋メディック，**京都工繊大名誉教授

2) マンモグラフィ用ファントム画像の画質の検討(2)

松本政雄, 一丸恭伸, 末兼浩司, 今村恵子*, 江原範重*, 金森仁志**
阪大・医・保健, *聖マ医大・放射, **京都工繊大名誉教授

3) 散乱X線が画像の鮮鋭度に及ぼす影響

津田浩平, 滝川 厚*, 西原貞光*
広島県立保健福祉短大, *広島県立保健福祉大

4) ウェーブレット変換を用いたCT再構成とデータ圧縮

中森伸行, 中沢庸介, 楊 義強, 吉田靖夫
京都工繊大・電子情報

5) フラットパネルを用いたコーンビームCT画像の画質について

中森伸行, 楊 義強, 吉田靖夫, 角尾卓紀*, 遠藤真広*, 佐藤一雅**
京都工繊大・電子情報, *放医研・重粒子治療センター,
**ソニー・フロンティアサイエンス研

11:00~12:00

特別講演

「胸部単純写真におけるCAD」

日本文理大学工学部NBU総合研究センター教授 桂川茂彦先生

12:00~13:00

昼食

13:00~15:00

研究発表

6) 活性炭カラムに吸着した放射性ヨウ素のイメージングプレート(IP)による測定

緒方良至
名大・医・保健

7) コントラスト法による骨塩量測定の基礎的検討

宮本秀幸, 稲津 博
NBUメディカルカレッジ・診療放射

8) 高次局所自己相関特徴を用いた歯X線写真の類似判定法

小川真史, 原 武史, 中川俊明, 藤田広志, 永井 淳*, 武内康雄*, 大谷 勲*
岐阜大・工・応用情報, *岐阜大・医・法医学

9) 判別規準に基づく胸部X線像からの肺野領域抽出

徳永裕之, 阿部 亨
北陸先端科学技術大学院大・情報科学

10) 乳房X線画像における腫瘍陰影の辺縁抽出法と良悪性鑑別

青柳弘昭, 中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子*, 岩瀬拓士**
岐阜大・工・応用情報, *国立名古屋病院・放射, **愛知県がんセンター病院・乳腺外

11) 乳房X線画像における構築の乱れ(Architectural Distortion)の領域抽出

山崎大輔, 松原友子*, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子**, 岩瀬拓士***
岐阜大・工・応用情報, *名古屋文理大・情報文化・情報文化,
国立名古屋病院・放射, *愛知県がんセンター病院・乳腺外

会場までの交通のご案内

車：大分自動車道別府インターより約10分

電車：JR別府駅下車 徒歩約15分

路線バス：次の各路線バスはビーコンプラザ前に停車します。（番号は行先番号）

・別府駅西口発（所要時間約5分） 160円

3：扇山団地 8：スギノイパレス

・別府駅前（東口）発（所要時間約15分） 220円

16・17：山の手経由鉄輪 33：柚の木 34：堺

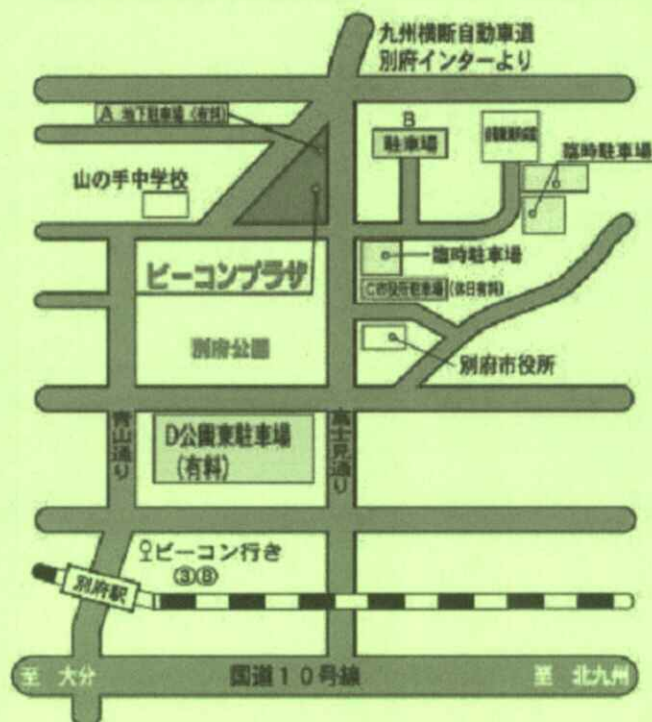
36：湯布院 37：くじゅう 41：サファリ 43：安心院

飛行機：大分空港よりエアライナー（リムジンバス）で約35分 別府北浜下車

片道 1,450円 往復 2,500円

別府北浜よりタクシーで約10分

<会場案内図>



懇親会会場までのご案内

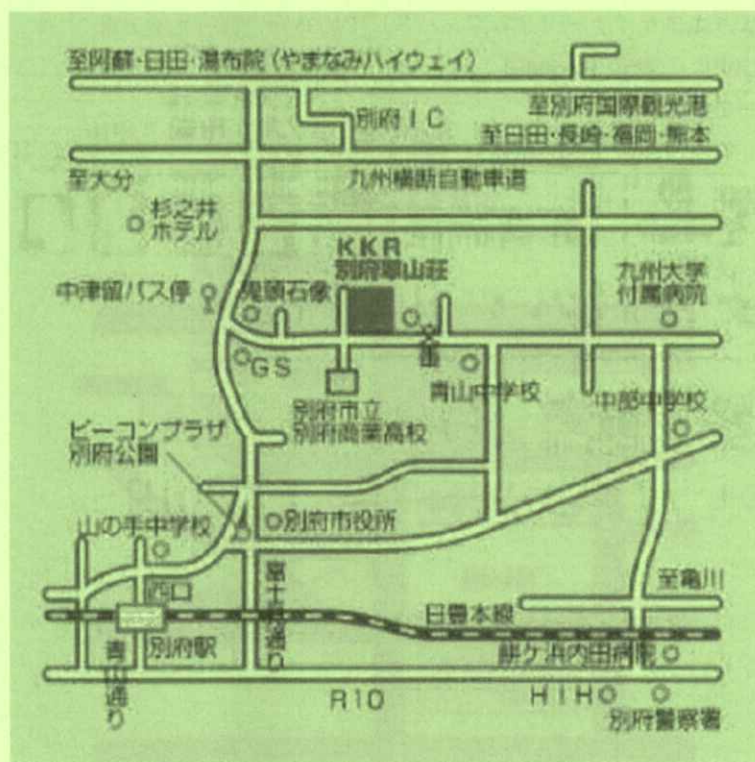
会場：KKR別府 翠山荘

交通アクセス

大分空港－（大分行バス約35分）－別府北浜下車 タクシー約10分

別府駅－（扇山団地行バス約10分）－中津留下車 徒歩約3分

九州横断自動車道別府I・Cより約7分



平成14年度総会および年次（第133回）大会の予定と演題伺い

平成14年度総会および年次（第133回）大会を下記のように開催しますので、演題をお寄せください。

日 時 平成14（2002）年6月8日（土），9日（日）

場 所 岩手県立中央病院（予定）

〒020-0066 岩手県盛岡市上田1-4-1

TEL：019-653-1151（病院代表）

FAX：019-653-8919（病院医局）

連絡先 岩手県立中央病院 放射線科 佐々木康夫先生

〒020-0066 岩手県盛岡市上田1-4-1

TEL：019-653-1151（病院代表）

FAX：019-653-8919（病院医局）

E-mail：sasayasu@nnet.ne.jp

sasayasu@ishiren.gr.jp

6月8日は医用画像認知研究会と合同開催の予定です。

演 題 締 切 平成14年3月15日（必着）

演題申込先 名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL：052-719-1554 FAX：052-719-1509

E-mail：koderam@met.nagoya-u.ac.jp

（文書，FAXまたはEメールでお願いします）

内田論文賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol.18 No.1～No.3（3冊）に掲載された論文

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

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成14年1月23日（必着）

表 彰 平成14年6月9日の総会で行う

内田論文賞の推薦について

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

金森奨励賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol.18, 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14年3月31日現在で満38歳以下の者とする。その他詳細は表彰規定を参照ください。

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

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成14年1月23日（必着）

表 彰 平成14年6月9日の総会で行う

金森奨励賞の推薦について

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

[追悼文]

佐々木常雄先生を偲ぶ

会長 金 森 仁 志

本会前理事，名誉会員の佐々木常雄先生は，体調を崩しておられましたが，平成13年11月8日，脳梗塞でお亡くなりになりました．75才でした．

本会として，また，医学会として，かけがえのない人を亡くし，痛恨の極みであります．

先生は本会創設当初からのメンバーで，立入会長（阪大）のあと，高橋会長（名大）に替わられてからは常任委員として，本会の前身の放射線イメージインフォメーション（RII）研究会の運営の一翼をになわれました．毎年2月には名大病院放射線科の図書室で本会の研究会を主催され，図書室の机と椅子を並べ替えて会を催したことを思い出します．RII研究会の名称を学会に変更することを決めたのも，佐々木先生が主催されたパーティーの席上でした．その時，他学会からの合併の話がありましたが，先生が折衝されて断り，本会独自の道を歩むことにした所だったと思います．

先生の英語は本物で，1977年の日本での医学放射線国際会議では，RII研究会と外国人参加者との交流会で座長を勤められました．外国での国際会議でも活躍されたと伺っております．

先生は，本会だけでなく，医学関係の多くの学会の役員を勤められました．先生の輝かしい人生を偲び，御逝去に深い感慨を覚えざるを得ません．

謹んで御冥福をお祈り申し上げます．

[追悼文]

佐々木常雄名誉会員の逝去を悼む

津 田 元 久

佐々木先生、先日貴方の訃報を本会の長谷川顧問から伺ったとき、思わず絶句したものでした。思い起こせば、貴方は旧制高校で私の3年先輩であり、学部こそ違いましたが同じ大学で先輩と後輩の間柄でした。卒業後も貴方がお進みになった医学に関係する業界に職を得た私は、折りにふれて相談に乗って頂いたものでした。さらにご縁が重なり、RII研究会と呼ばれた本会の草創期からご一緒させて頂きました。

佐々木先生、貴方は明晰な頭脳と強靱な意志をお持ちでした。医学部ご卒業後、当時人々の憧れの的であったフルブライト留学生として米国で研鑽を積まれました。しかも、約3年間で米国放射線専門医の資格を取得して帰国されたのでした。

聡明な方は冷たい感じを人に与えることが多いものですが、貴方から頂戴した数々のお手紙は毛筆で認められ、私の身を思いやるお心遣いに満ちており、温厚篤実なお人柄を忍ばせるものでありました。本会がRII研究会であったときから常任委員を努められ、医用画像情報学会として再出発したときにも学会の大番頭として企画担当常務理事の重責を担われたことも、貴方のこのようなお人柄に依っているものと拝察しております。

佐々木先生、貴方のイメージは何故か、名古屋大学の医学部放射線医学教室の医局でエックス線フィルムを読影されているお姿として浮かんで来るのです。多分その頃小規模の当学会が毎年の春に貴方のいらっしゃる医局で開催され、学会開会直前のお忙しい時間にお訪ねしたときの印象が残っているのでしょうか。当時貴方は助教授として、医局の運営にも精力的に携わっておられたことと存じます。

その後、貴方は名古屋大学医療技術短期大学部の教授として、診療放射線技師の育成に専念されることになりました。ある意味では益々本学会との関係が深まったとも言えましょう。貴方はまた、診療エックス線技術国家試験の委員をも勤められました。本学会の会員で、貴方の国家試験の問題と取り組んだことを懐かしく思い出す人も多いのではないのでしょうか。

貴方は平成2年に名古屋大学を定年で退職され、長年の奉職に対して名誉教授の称号を授与されました。同時に佐々木医院院長として開業なさいました。何うところでは、貴方のお父上もまた佐々木医院を開業なさっておられたとのことです。またまた因縁話になりますが、本会の長谷川顧問は幼少時代を名古屋で過ごされました。その頃名古屋市の中心部の栄町付近にあった佐々木医院をしばしば受診されたことを貴方に話されたところ「その医院は父の医院に違いない。」と述懐されたとのことです。まことに縁は異なるものですね。

佐々木先生、貴方が常務理事として、あるいは理事として、さらには名誉会員として活躍され、育ててこられた本学会はお陰様でここ迄成長して参りました。今後も会員の精進で益々発展することと存じますが、どうか学会の将来を見守ってくださいますようお願い申し上げます。永い間のご指導誠に有難うございました。ごゆっくりお休みください。 合掌



故 佐々木常雄先生の御略歴

大正15年 11月5日	御誕生（本籍 広島県比婆郡）
昭和27年 3月	名古屋大学医学部卒業
昭和27年 4月	名古屋大学医学部附属病院分院において医学実地修練
昭和28年 4月	名古屋大学医学部放射線科教室に入局
昭和28年 7月	医師免許証下附
同	フルブライト留学生として米国に放射線医学研究のため渡航（昭和31年8月25日まで）
昭和31年 6月	米国放射線科専門医（AMERICAN BOARD OF RADIOLOGY）の試験に合格
昭和31年 10月	名古屋大学助手医学部附属病院
昭和32年 6月	名古屋大学医学部小児科学教室に研究員として入局
昭和32年 12月	名古屋大学助手医学部附属病院
昭和34年 11月	医学博士の学位授与（名古屋大学）
昭和36年 3月	名古屋大学講師医学部附属病院
昭和39年 12月	名古屋大学助教授医学部
昭和42年 5月	診療エックス線技師試験委員（昭和44年4月30日まで）
昭和43年 3月	名古屋大学助教授医学部附属病院に配置換
昭和49年 2月	名古屋大学医療技術短期大学部設立準備委員会教務委員
昭和49年 9月	名古屋大学医学部附属病院放射線取扱主任者
同	名古屋大学医学部附属病院放射線取扱管理者
昭和57年 11月	名古屋大学医学部附属病院放射線取扱主任者
同	名古屋大学医学部附属病院放射線取扱管理者
昭和58年 4月	名古屋大学医療技術短期大学部教授診療放射線技術学科
平成2年 3月	停年退職
平成2年 4月	佐々木医院院長
平成2年 7月	名古屋大学医療技術短期大学部名誉教授の称号授与
平成13年 11月8日	御逝去
平成13年 12月	叙位叙勲 従四位勲四等旭日小綬賞

医用画像情報学会（常務理事（企画担当）：昭和59年6月～平成2年6月，理事：平成2年6月～平成5年6月，名誉会員：平成5年6月）

日本医学放射線学会（名誉会員：平成13年11月8日まで，評議員：昭和38年4月4日～昭和56年4月3日，昭和59年3月31日～昭和62年4月3日，将来計画委員会委員：昭和44年8月30日～昭和46年7月23日，専門医認定委員会委員：昭和45年7月4日～昭和49年7月3日，昭和53年7月4日～昭和57年7月3日，コンピュータ委員会委員：昭和49年5月31日～昭和50年5月30日，昭和55年8月27日～昭和57年8月26日）

日本肺癌学会（昭和63年12月31日まで，評議員：昭和43年4月1日～昭和59年3月31日）

日本核医学会（平成9年1月21日まで，評議員：昭和62年10月1日～平成元年9月30日）

日本脈管学会，日本断層映像研究会，日本画像医学会 各会員。

[巻頭言]

君諦め給う事なかれ

名誉会長 内 田 勝

妙な題名と思われるでしょうが、自分に言い聞かせている言葉かも知れません。依頼を受けて改めてしみじみと会誌を数冊読んで見ました。解説は別として研究論文は確かに難しい。自分の専門領域なら何とかほぼ理解出来るがその他となると全くお手上げです。学校を卒業したての頃を思い出します。電気工学科でしたので、電気学会に属していました。雑誌の初めの研究論文はチンプンカンプン、そこで末尾の解説から逆に読む始末です。そんなことでは続く訳もなくそれでも暫くは“積ん読”でしたが、止めて仕舞いました。

本学会の会員減少はその辺に理由があるのではないのでしょうか。もっとも小人数で始めた同好会的な研究会ですので、功を焦る余り高度な論文を選び過ぎたのかも知れません。もっと魅力ある会誌を読者は望んでるのではないのでしょうか。

学会の使命として、多くの高度な論文の掲載が望ましいのですが、底辺（自分も含めて）の多くの読者の為を考えた内容を模索しなければと今になって痛感する次第です。

他の2～3の学会月刊誌をとっていますが、月によっては研究論文は無く、解説とか紹介記事だけの時もあります。それで良いのだと思います。本学会ならば、メーカーの新製品の紹介とか、職場紹介、海外紹介、その他、珍談奇談を、交えて楽しい読み物として“積ん読”にはならない学会誌になればと願うものです。

学会誌にとって“分かる”という事が一番の魅力です。私が日本放射線技術学会に入れて頂いて約50年以上になります。50年前の技術学会誌は隅から隅まで理解出来たと言えば大袈裟ですが、優しい理論の上に組み立てられた論文は理解が容易でした。自分でも分かるという意識はこの分野を理論的にもっと高度化しようと言う希望に火が付きまして、後は一直線、明けても暮れても気違いの様に研究研究です。技術学会雑誌に初めて単独投稿した論文は今では恥ずかしくて人に見せられたものではありませんが、当時は鬼の首を取ったように小躍りして喜びました。

次は応用物理、次はJJAP・・・・・・と最後は外国誌まで進歩します。これ全て初めの技術学会誌に掲載されたのが、機縁です。電気学会誌のように程度の高い論文誌しか知らなければ恐らく諦めていたことでしょう。今の様に技師の学歴程度が高くなった時代には当てはまらない話かも知れませんが、学会誌の考え方として会誌編集に一革命を起こしては如何でしょう。

“若人よ！悲観するなかれ！諦めるなかれ！”“若人の前途は洋々と広がっているのだから”。年寄りの冷や水かも知れませんが、歯を食い縛って頑張ってください。

[特別講演資料]

3次元フラクタル解析による核医学画像の不均一性の評価

長尾 充展

松山成人病センター・〒790-0014 愛媛県松山市柳井町2丁目85

(2001年10月20日受理)

Quantification of the Heterogeneity in Nuclear Medicine Images Using Three-dimensional Fractal Analysis

Michinobu NAGAO

Matsuyama Medical Center for Adult Disease, Yanaimachi 2-85, Matsuyama-shi,

Ehime 791-0014, Japan

(Received October 20, 2001)

Abstract : We introduce three-dimensional fractal analysis (3D-FA) to quantify the spatial heterogeneity of radioisotope on nuclear medicine images. We delineated SPECT images using four cut-off levels, (% of the maximal voxel radioactivity), and measured the total number of voxels in the areas surrounded by the contours obtained with each cut-off level. We calculated fractal dimensions from the relationship between the total number of voxels and the cut-off levels transformed into natural logarithms. The fractal dimensions obtained from ventilation and cerebral blood flow SPECT images were well correlated with the obstructive impairment in pulmonary function tests and the cognitive impairment in neuropsychological tests. 3D-FA may be an useful method for evaluating objectively the progression of emphysema and Alzheimer' disease. 3D-FA is applicable for routine clinical use because it is simple and because the fractal dimensions can be calculated easily without using special software.

Key words : fractal analysis, heterogeneity, nuclear medicine image

はじめに

臓器の機能的異常の空間的不均一性が疾患の重症度や臓器全体の機能と関連している場合は多く、その評価は分解能は低いものの局所機能の評価が可能なSPECTやPETなどの核医学的手法が有効で広く臨床応用されている。しかしながら核医学画像における不均一性の評価は、通常2次元的で主観的な視覚評価を行うにとどまっている。我々は、自然界の複雑な構造を定量的に分類するフラクタル理論を核医学画像に応用し、臓器内の不均一性を3次元的に評価できる3次元フラクタル解析を開発した。今回臨床的に有用な結果が得られた3次

元フラクタル解析の肺換気と脳血流シンチへの応用を紹介する。

3次元フラクタル解析

3次元フラクタル解析は、フラクタル理論の中のBox counting法の応用である。ある複雑な図形のフラクタル次元は、検索領域をスケール ϵ の正方形に分割し正方形の総数 $M(\epsilon)$ を ϵ の値を変化させ求めることによって算出できる。もしある複雑な図形について k を定数として、

$$M(\epsilon) = k \epsilon^{-D} \quad (1)$$

なる関係が成立するならば、その図形はフラクタ

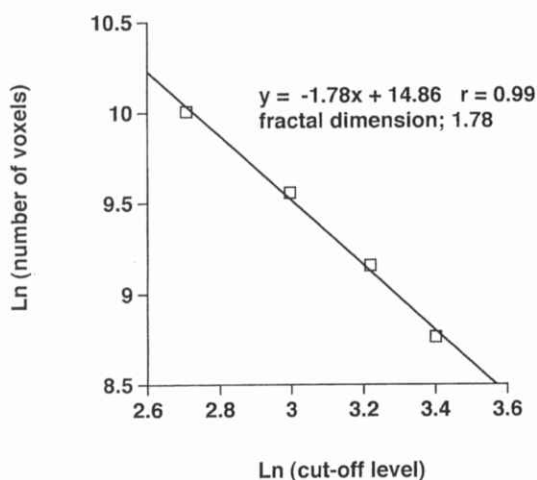


Fig.1 Calculation of fractal dimension
Graph shows method of calculating fractal dimension. Abscissa represents cut-off levels transformed into a natural logarithm, and ordinate represents a natural logarithm of the number of voxels in areas surrounded by contours obtained with each cut-off level. The slope of the linear regression equation corresponds to fractal dimension.

ルであり、そのフラクタル次元はDということになる [1]. Dが大きくなればその図形がより複雑になるということである。今回開発した核医学画像における3次元フラクタル解析は、式(1)のスケール e を各例の最大放射性活性の割合つまり閾値とし、一定の割合で変化させ4から5つ設定した。これら閾値によって臓器の輪郭を自動的に決定し、囲まれる総ボクセル数（臓器容積）をコンピューターで算出した。式(1)に従い閾値と総ボクセル数を対数変換し、2つの変数から求めた回帰直線の傾きをフラクタル次元とし、radioisotopeの不均一分布の指標とした (Fig. 1)。

肺換気及び脳血流シンチへの利用

肺換気シンチのテクネガスは、真のガスではなく超微粒子のエアロゾルであり、その肺内分布の不均一性が閉塞性肺疾患の重症度を反映している

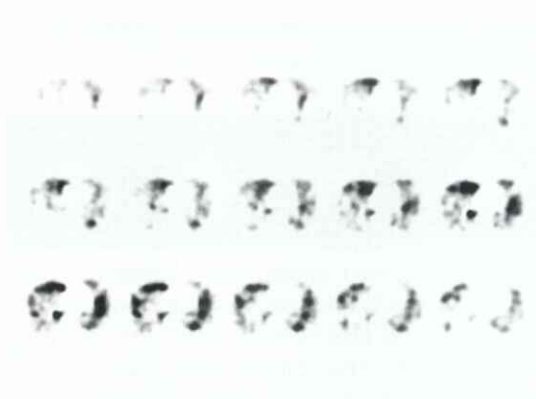


Fig.2 63-year-old man with pulmonary emphysema. Axial images of Technegas ventilation SPECT show heterogeneous distribution of cold and hot spots throughout peripheral lung field.

(Fig. 2). 我々は肺気腫22名と正常者11名にテクネガスによる肺換気シンチを施行し、フラクタル次元を求めた。フラクタル次元は、閉塞性肺機能の代表的な指標である1秒率と有意な相関を示し、フラクタル次元が肺の閉塞性障害を表す客観的指標として有用であることが示唆された。さらに肺の局所的なフラクタル次元を求めることで局所肺の重症度も評価可能となり、進行肺気腫に対して実施される肺容量減少術の切除部位の決定の際などにも有用な情報となりえると考えている [2, 3]。

アルツハイマー病は大脳皮質を主体とする変性疾患で、その早期診断や予後の予測、治療効果の判定に代謝や血流異常を評価するSPECTやPETが広く臨床利用されている。脳血流シンチでは、海馬を含む側頭葉、後帯状回、側頭後頭連合野の血流低下がアルツハイマー病に特徴的とされるが、大脳皮質の広範囲な病変のため血流分布の異常も多様である。我々はこの多様性のある血流低下分布を不均一性と捉え、脳血流シンチに3次元フラクタルを試みた (Fig. 3)。HMPAOによる脳血流シンチを施行したアルツハイマー病68名と同年令の正常者14名のフラクタル次元を求めた。フラクタル次元はアルツハイマー病の記憶や認知度の異常をスコア化した精神神経学的検査と有意な相関を

認め、アルツハイマー病の重症度の評価及び診断に有用と考えられた [4].



Fig.3 52-year-old female with Alzheimer's disease. Three-dimensional surface rendering of cerebral blood flow SPECT data with changing cut-off levels. The cut-off level from the left side is 35, 40, 45, and 50%. Multiple and irregular perfusion defects, predominantly in the temporal and parietal cortices, become larger with increasing cut-off levels.

3次元フラクタル解析の利点と限界

フラクタル理論はすでに医用画像にも広く応用されており、核医学画像においてもBox counting法による2次元的なフラクタル解析の報告例がある [5]. しかしながら、今回の3次元フラクタル解析は、radioisotopeの不均一分布を3次元的に定量化した点で全く新しく、実際の生体内の状態を2次元よりも忠実に反映できる点で優れていると考えている. また特別なコンピューターソフトを必要とせず、簡易な計算で算出できる点も臨床では有利な条件である.

フラクタル次元を求める上で最も重要な因子は、閾値の設定である. 例えば肺換気シンチでは、各例の最大放射性活性の10%以下だと肺外を、また40%以上だと気管など中枢気道を含めてしまう傾向があり、換気可能領域を最大限にカバーするために最大放射性活性の15から30%の閾値を選択した. また脳血流シンチにおいては、アルツハイマー病の主病変の大脳皮質を広くカバーするために、35%から50%の閾値を選択した. こうして設定した閾値とそれに囲まれる臓器容積の2変数を対数変換すると良好な直線性が得られ、回帰直線の相関係数の平均は、肺換気シンチでは0.99、脳血流シンチでは0.98であった. これらの結果は、我々の解析がフラクタル理論上も正当であることを支

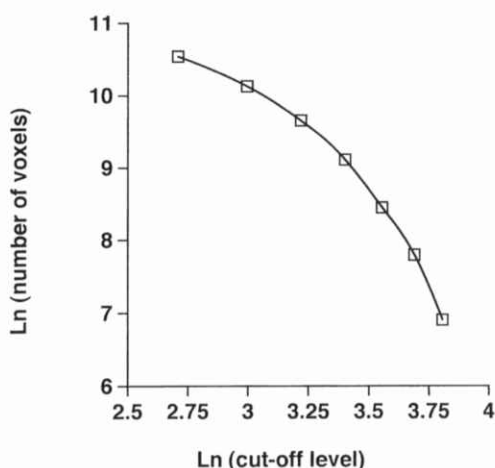


Fig.4 Relationship between cut-off level and number of voxels

Ln-ln plot $M(\epsilon)$ versus ϵ shows large range of cut-off levels (15-45% of maximal voxel radioactivity with 5% increments) for a patient with pulmonary emphysema. A curve is highly non-linear, leading ambiguous determination of fractal dimension. In contrast, data with small range of 15-35% cut-off levels are highly linear. M =measure, ϵ =scale.

持する. しかし、これらの範囲外の閾値を含めると、先に述べたように体外や標的臓器や病変部以外も解析の対象となり、さらに2変数の回帰直線にも直線性がなくなり理論上の矛盾を生じる [6]

(Fig. 4). つまり3次元フラクタル解析では、標的とする臓器あるいは機能を可能な限り広範囲にカバーするための閾値を設定することが最も重要であると考えられる.

今後の展開

2001年の米国核医学学会では、複数の研究者に我々の3次元フラクタル解析が肺血流、肺換気、脳血流シンチ、脳PETなどに応用され、肺のびまん性疾患や痴呆性疾患の診断や重症度評価に有効であることが発表されていた. 3次元フラクタル解析が特別なソフトウェアを必要とせず簡単に

フラクタル次元が算出できる点が広く利用された理由と考えられる。肺や脳以外でも、心臓や肝臓など比較的容積の大きな臓器において3次元フラクタル解析が容易に利用でき、今後核医学画像における定量法の一つとして定着するものと期待している。

文 献

- [1] Mandelbrot BB: Fractal Geometry of Nature. Freeman, San Francisco, CA, 1982.
- [2] Nagao M, Murase K, Yasuhara Y, et al.: Quantitative analysis of pulmonary emphysema: Three-dimensional fractal analysis of single-photon emission computed tomography images obtained with a carbon particle radioaerosol, AJR, 171, 1657-1663, 1998.
- [3] Nagao M, Murase K, Ichiki T, et al.: Quantitative analysis of technegas SPECT: evaluation of regional severity of emphysema, J. Nucl. Med., 41, 590-595, 2000.
- [4] Nagao M, Murase K, Kikuchi T, et al.: Fractal analysis of cerebral blood flow in Alzheimer's disease, J. Nucl. Med., 42, 1466-1450, 2001.
- [5] Kuikka JT, Bassingthwaighe JB, and Henrich MM. Mathematical modeling in nuclear medicine, Eur. J. Nucl. Med., 18, 351-361, 1991.
- [6] Chung HW and Huang YH: Fractal analysis of nuclear medicine images for the diagnosis of pulmonary emphysema; Interpretations, implications, and limitations. AJR, 174, 1055-1059, 2000.

[特別講演資料]

デジタル検診の舞台裏

大石 茂雄

財団法人愛媛県総合保健協会・〒790-0814 愛媛県松山市味酒町1丁目10番地5
(2001年10月21日受理)

The Backstage of Mass Screening for Lung Cancer

Shigeo OISHI

Ehime General Health & Care Association
Misake 1-10-5, Matsuyama-shi 790-0814, Japan
(Received October 21, 2001)

はじめに

肺がんが増えている。

統計によれば、現在がんによる死亡原因の1位は、肺がんである。これまで肺がんに対しては、胸部X線間接撮影による肺がん検診が続けられてきた。しかし、そこから発見される肺がんには進行したものが多く、より早期の肺がんを発見するアプローチとして、ヘリカルCTによる肺がん検診が始まっている。

CTによる肺がん検診には、施設に設置して行うものと、車載型のバスに搭載し巡回して行うものがある。平成11年末から愛媛県で開始された「愛媛県デジタル健診システム」は、がん検診の有効性に対する評価や、増加する肺がんの現状を受け



Fig.1 CR検診車



Fig.2 CT検診車

て、CR (Computed Radiography) 撮影装置やCT (Computed Tomography) 撮影装置を搭載した検診車 (Fig. 1, Fig. 2) を導入することで、新しい時代の肺がん検診を実現することが目的であった。

ここでは、こうした新しい検診システムを運用する立場の一人として、拙い経験の一端を報告する。

システム構成

この「愛媛県デジタル健診システム」の構成は、Fig.3に示すようなものであり、胸部デジタルX線撮影を行うCR装置搭載検診車とヘリカルスキャンを行えるCT装置を搭載した検診車を組み合わせて、集団検診を行うものである。

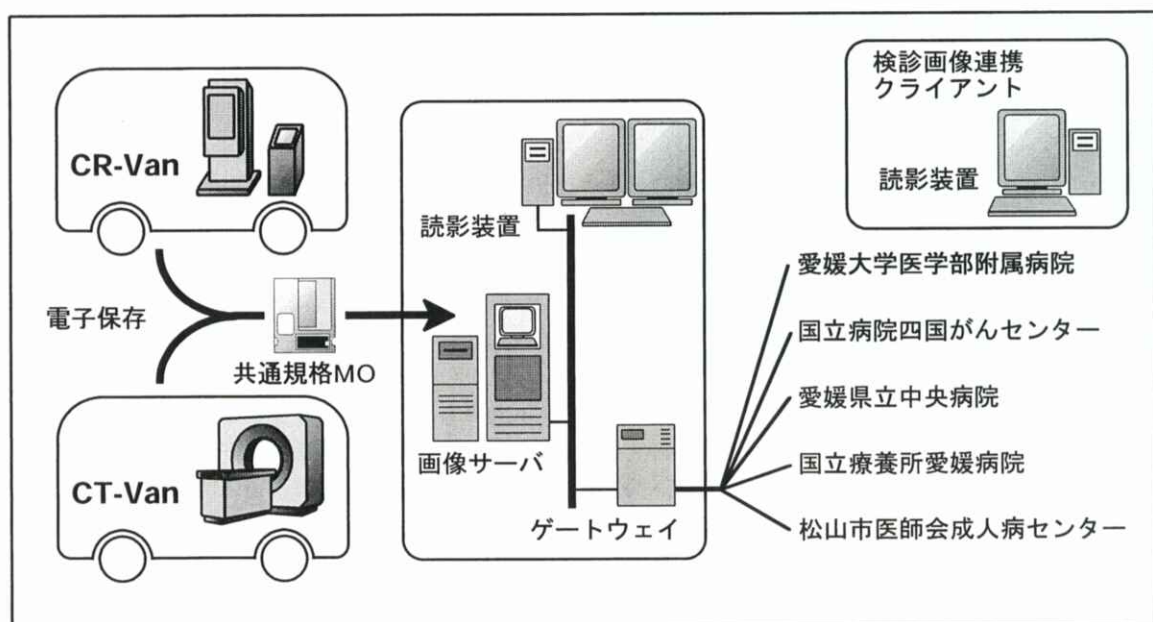


Fig.3 愛媛県デジタル健診システムの構成

これらから得られる医用画像情報は、先ず共通規格のMO（光磁気ディスク）に電子保存され、その後当協会の画像サーバへ登録される。

読影診断は、フィルムを使わないモニタ診断によって実施され、所見や診断結果もコンピュータの上で入力される。

こうした読影診断には、連携画像クライアントと呼ばれる専用の装置を用いるが、これらは連携する5カ所の医療機関に設置され、「愛媛肺がんを考える会」の医師によって読影診断が行われている。

検査の実際

CRによる胸部撮影は、従来の直接撮影と全く同じように実施され検査スループットも同様である。メリットの一つは、撮影後直ちに画像を確認することができるため、受診者の体動などによる再撮影をその場でできることである。

一方CTについては、被曝線量の低減を図る意味から一般的な医療機関で行う同様の検査に比べ

て、1/4～1/5のX線量で検査を行っている。撮影時間は、成人男性で約12～15秒。この間、できるだけ一回の呼吸停止で移動しながらデータを収集し、スキャン完了後約30枚の画像を得る。実際の検査時間は、成人一人当たり約3～5分程度である。

システム構築の問題点

今回ご報告するような新しい時代の肺がん検診システムを実現する上で、最も重要なことは読影体制をどのように構築するかということではないだろうか。CRやCT、画像サーバなどの機器については、メーカーから調達することが可能であっても、肺がん検診で得られる多くの画像を読影する体制がなければ、システムは稼働しない。幸い愛媛県の場合には、専門や所属を越えて肺がんに興味を持つ医師やその他の医療従事者らで組織された「愛媛肺がんを考える会」があり、読影については全面的な協力体制を得ることができた。（Fig. 4）



Fig.4 愛媛肺がんを考える会画像検討会

また、複数の医療機関をネットワークを使って接続する今回のようなケースでは、その費用と安全性が大きな問題となる。こちら愛媛県で利用の開始された高度情報通信基盤上で、VPN(Virtual Private Network)を運用できることとなった。

実際に検診を行って

この仕組みを構築、運用する機会を通して次のような印象を持っている。

- (1) デジタルモダリティとネットワークを使ったフィルムレスの検診システムについては、早くからアイデアがあったものの、具合的な構築例はそれほど多くない。愛媛での経験から、この仕組みは非常に有用であり、今後検診コストの低減や検診精度の維持管理に大きな可能性があると考え。
- (2) 画像情報の管理運用は、それに伴うテキスト情報(受診者の基本情報や問診情報、さらに検診所見や精密検査結果)と有機的に結びついて初めて大きな価値が付加され则认为。
- (3) 毎年受診する検診のようなスタイルでは、特に時系列で画像情報を管理し効果的に運用することで、新たな可能性が生まれるものと期待できる。

しかし、一方で次のような問題点を抱えていることも事実である。

- (1) 高い検診コスト：CTによる肺がん検診はその有効性に大きな期待が寄せられているものの、やはり装置の価格や検査人数などから、どうして

も高い検診料金とならざるを得ない。肺がんデジタル健診の良さは理解されても、価格の理解には今しばらく時間が必要である。

ただし、今までの経験から1日当たりに検査できる数は、当初の予想よりも多くスループットの点からはうれしい誤算であった。これは今後CTによる肺がん検診をコストの点から見直すに十分なデータと考えている。

(2) 検診の精度管理：肺がんデジタル健診全体の精度管理をどのように行うかは、機器のメンテナンス以上に重要な問題である。現在、肺がんを考える会の方々と協会職員によるシステムの運用検討会を必要に応じて開催し、問題点の把握や解決など共通認識の場を設けている。また、読影に参加される先生方の方ではほぼ毎月1回画像検討会が開催されており、フィルムとは違った読影の検討会を続けることで、どこの施設で、誰が読影しても同じ結果となるような標準化を進めている。

あらたな試み

この「愛媛県デジタル健診システム」は、今後検診の領域でその可能性が示唆される二つの試みのプラットフォームとしても機能している。

- (1) オンラインリアルタイムCAD(Computer Aided Diagnosis)

ヘリカルCTを搭載したCT検診車には、胸部CT画像に対するCADを行うためのワークステーションが設置されている。近い将来検診の最中に、CADからの指示を受けて、いわゆる検診モードの撮影に高分解能CT検査(Thin Slice Section CT)を追加するような検診が実現することを期待している。

- (2) 胸部CR画像に対する経時差分CAD

CTによる胸部肺がん検診が有用であっても、コストの点からすぐに全体がCTによる検診に移行できるわけではない。そこで、従来の二次元投影像で、より微小な、低コントラストの病変を経時差分により検出する方法が望まれる。毎年の検診結果が再利用できる形で保管される今回のシス

テムで、経時差分CADはそのための有力なアプローチである。

ネットワーク上に配したワークステーション（コニカ社製CC-650）は、今回のCR画像を送信すれば、画像サーバに過去の画像を問い合わせ、それらの差分画像を作成し過去画像とともに差分画像を配信してくれる。この仕組みは、読影を行う医師からみれば、ちょうどAPS（Application Service Provider）のような形で機能する。

愛媛県下のある町を対象に2年目のデータ収集と初期評価は始まったばかりである。

ようこそ、検診フィールドへ

筆者は検診の領域で仕事を始めてまだ2年余りであるが、次のように感じている。

- (1) 検診では、短期間に大量の画像情報が収集される。
- (2) しかも多くは経時的（経年）に収集される。
- (3) 検診での診断は、Criterionの質が異なるため病院でのそれよりも速く、また初期結果も速く得られる。

一方、検診のフィールドでは肺がん検診に限らず、次のような分野で有用なアプリケーションや基盤技術が待ち望まれていると感じている。

- (1) 大量の画像を表示させる技術、インタフェース
- (2) 検診コストと検診精度に関連するコンピュータによる画像診断支援技術

- (3) 画像情報に伴って、読影レポートに代表されるようなテキスト情報の取り扱い
- (4) 検診というCriterionに最適化された画像、画像処理
- (5) 検診精度を維持向上させるためのスケーリングの導入
- (6) 画像やテキストデータのより効果的なデータベース構築と利用
- (7) ネットワークを利用した画像流通や管理
- (8) ネットワーク利用における安全性やインタフェース
- (9) and More...

検診フィールドで、多くの方がユニークな仕事（研究）を始められることを、またいくつかの基盤研究が有用なアプリケーションとして利用できるようになることを期待している。

おわりに

医療におけるデジタル技術の適用、応用は普及期を経て実証、評価の時代に入った。しかもそれは単に病院の中にとどまるだけでなく、広く社会の中での有効性が問われようとしている。

こうした中、増加する肺がんに対してデジタル技術を駆使した肺がん検診システムを構築し、これを集団検診という形態で運用することは、今後の検診事業に最も求められることのひとつではないかと考えている。

[論文]

動画像認識を応用した心電図同期SPECTの左室壁運動解析

妹尾 淳史, 伊藤 彰義

日本大学大学院理工学研究科・〒274-8501 千葉県船橋市習志野台7-24-1

(2001年8月6日, 最終2001年11月5日受理)

Wall Motion Analysis of the Left Ventricular from Gated SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) Using the Sequential Image Recognition

Atsushi SENOO and Akiyoshi ITOH

Graduate School of Engineering Science, Nihon University,

Narashinodai 7-24-1 Funabashi-shi, 274-8501, Japan

(Received August 6, 2001, in final form November 5, 2001)

Abstract: In recent years, the new SPECT data acquisition system equipped with three-head scintillation cameras improves the image scanning time significantly and the quality of images is improved by employing the new technetium-99m myocardial agents. QGS(Quantitative Gated SPECT) is the important method as an algorithm of the dynamic analysis of the heart. However, it is impossible to estimate the direction of the myocardium wall rotation. In order to solve this issue, we developed a new optical flow algorithm expanded to four dimensions. The application of the algorithm to QGS images accomplishes the tracing of 3-dimensional myocardium movement. The sufficient times of iteration in the algorithm for getting the stable images, is as small as 10 times. Calculated three-dimensional movement vectors of the myocardium wall were displayed with a Bull's eye displaying method. With the combination of 4-dimensional optical flow algorithm and the Bull's eye displaying method, it would be a powerful tool for showing myocardium wall motions in detail including its rotation.

Key words: SPECT, myocardium, optical flow, wall motion image recognition

1. はじめに

心臓の単光子放出核種断層撮影 (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT) は梗塞後の心筋が生きているかどうか, すなわち機能が回復できるかどうかを検査することを目的とし, Viability (生存性, 生存能) を評価する上で臨床的にも重要な検査の1つである。3検出器型のSPECT装置の登場により, 検査時間が短縮し空間分解能が飛躍的に向上した。それに伴い, 従来では困難であった心電図同期による三次元断層撮影が実用可能になった。また, 心筋壁は雑巾を絞り

込むような回転運動をしていることが理論上確認されており [1], 実際の画像からそれを証明することが急務となっている。

心臓の動きを解析するアルゴリズムとしてはQGS (Quantitative Gated SPECT) 法 [2] が注目されているが, この方法では壁の回転方向を算出することは不可能である。これを解決するには, 連続した一連の画像中のある物体の移動現象をピクセルごとに動きベクトルとして算出するアルゴリズムが必要となる。

動画像から動きベクトルを算出する方法としては, オプティカルフロー法がよく知られている。

オプティカルフローとはカメラの視野内の物体移動にともなう濃淡レベルの移動を示す動きベクトル場である。動画像処理により動きベクトルを解析する研究は広い分野で精力的に行われている。動きの解析は物体のセグメンテーションや三次元構造復元の手段として重要な位置を占めている。特に動きベクトルの算出は動き解析の第一段階として様々な観点から研究が進められてきた。動きベクトル算出の代表的な方法としては、濃淡の時間変化と空間的な濃度勾配を基礎に置く勾配法[3]や、画像中のある大きさの領域をテンプレートのブロックとし、次フレームの画像中を全探索し、前フレームの評価するブロックと次フレームの注目ブロックとの差分評価関数の値を最小とする点を対応点とするブロックマッチング法[4]がある。著者らは画像中のテンプレートを決定することなく動きベクトルを算出可能であるという理由から勾配法の中でも1981年にHorn&Schunckにより提案された大域最適化法[5]に着目した。この方法をたとえ本研究の対象データのような三次元データに適用しても二次元の平面画像から動きベクトルを算出するために、得られた動きベクトルは二次元でしか算出できない。心臓の拡張収縮に伴う心筋の動きは三次元的に動いていると考えられている。そこで、このようなデータから三次元のフローを算出することが可能なようにアルゴリズムを拡張した。また、算出パラメータの一つである反復回数と動きベクトルとの関係について検討した。さらに算出した心筋壁の動きベクトルを一望することが可能なように、二次元極座標表示として臨床で広く用いられているBull's Eye表示を行った。臨床画像においてこの解析方法を心筋壁運動解析として検証し良好な結果が得られたので以下報告する。

2. 準備

2.1 フロー算出のアルゴリズム

Fig.1に示すように時刻 t において座標 (x, y, z) にある濃淡パターン E が δt 時刻経過後に座標

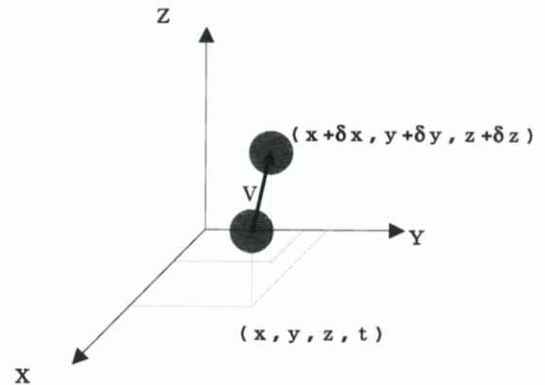


Fig.1 A movement of grayscale pattern

$(x + \delta x, y + \delta y, z + \delta z)$ に濃淡値分布を一定に保ったまま移動したとき、

$$E(x, y, z, t) = E(x + \delta x, y + \delta y, z + \delta z, t + \delta t) \quad (1)$$

が成り立つ。

右辺を (x, y, z, t) でテーラー展開すると次式を得る。

$$E = E + \delta x \frac{\partial E}{\partial x} + \delta y \frac{\partial E}{\partial y} + \delta z \frac{\partial E}{\partial z} + \delta t \frac{\partial E}{\partial t} + O(\delta x, \delta y, \delta z, \delta t) \quad (2)$$

ここで $O(\delta x, \delta y, \delta z, \delta t)$ は $\delta x, \delta y, \delta z, \delta t$ の2以上の項である。

この O が微少であるとして無視すると、

$$\delta x \frac{\partial E}{\partial x} + \delta y \frac{\partial E}{\partial y} + \delta z \frac{\partial E}{\partial z} + \delta t \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad (3)$$

となる。両辺を δt で割ると

$$\frac{\delta x}{\delta t} \frac{\partial E}{\partial x} + \frac{\delta y}{\delta t} \frac{\partial E}{\partial y} + \frac{\delta z}{\delta t} \frac{\partial E}{\partial z} + \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad (4)$$

となる。ここで動きベクトル V のスカラ成分を (u, v, w) とし、

$$\frac{\delta x}{\delta t} = E_x, \frac{\delta y}{\delta t} = E_y, \frac{\delta z}{\delta t} = E_z, \frac{\partial E}{\partial t} = E_t \quad (5)$$

と置くと、

$$E_x u + E_y v + E_z w + E_t = 0 \quad (6)$$

となる。

しかしながら、求めるパラメータ u, v, w が3つあるのに対して式が1つしかないので、このままではスカラー量しか求めることが出来ない。ゆえにパラメータの解を算出するためには、上式に対してさらに拘束条件が必要である。ここでは画像中のいたるところでフローが滑らかに変化することを仮定する。画像の輝度値の勾配に対する誤差を ϵ_b とすると

$$\epsilon_b = E_x u + E_y v + E_z w + E_t \quad (7)$$

となる。

また速度場の滑らかさの評価値を ϵ_c^2 とすると

$$\epsilon_c^2 = \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \quad (8)$$

となる。

式(6)と式(7)が最小となる速度場にするためには、画像全体の誤差 ϵ^2 が最小とならなければならない。ここで ϵ^2 は

$$\epsilon^2 = \iint (\alpha^2 \epsilon_c^2 + \epsilon_b^2) dx dy dz \quad (9)$$

とする。 α^2 はノイズにより ϵ_b が必ずしも0にならないことを考慮した重み係数である。

式(9)を最小にする速度場はGauss-Sidel法[6]により求めることができる。この方法は平滑化操作を漸化式にしたがって画像上の各画素における動きベクトルに繰り返し行なうことにより解を収束させていく方法である。反復回数を n としたとき、 n 回目の更新後のある画素における速度ベクトルを (U^n, V^n, W^n) とすると、 $n+1$ 回目の更新は次式に従って行う。

$$\begin{aligned} u^{n+1} &= \bar{u} - \frac{E_x (\bar{u}^n + E_y \bar{v}^n + E_z \bar{w}^n + E_t)}{\alpha^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ v^{n+1} &= \bar{v} - \frac{E_y (\bar{u}^n + E_x \bar{v}^n + E_z \bar{w}^n + E_t)}{\alpha^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \\ w^{n+1} &= \bar{w} - \frac{E_z (\bar{u}^n + E_x \bar{v}^n + E_y \bar{w}^n + E_t)}{\alpha^2 + E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \end{aligned} \quad (10)$$

平滑化操作は以下に示す三次元演算子を使用する。

$$\text{smoothing: } \begin{bmatrix} 1/32 & 1/32 & 1/32 \\ 1/32 & 1/16 & 1/32 \\ 1/32 & 1/32 & 1/32 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1/32 & 1/16 & 1/32 \\ 1/16 & 0 & 1/16 \\ 1/32 & 1/16 & 1/32 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1/32 & 1/32 & 1/32 \\ 1/32 & 1/16 & 1/32 \\ 1/32 & 1/32 & 1/32 \end{bmatrix} \quad (11)$$

また、画像の微分に使用するオペレータは以下に示す三次元Sobel演算子を使用する。

$$\begin{aligned} E_x &: \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -2 & 0 & 2 \\ -2 & 0 & 2 \\ -2 & 0 & 2 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ E_y &: \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 2 & 2 & 2 \\ 0 & 0 & 0 \\ -2 & -2 & -2 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \\ E_z &: \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ -2 & -2 & -2 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 2 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (12)$$

2.2 SPECT画像に対する勾配法の適用性と算出パラメータの最適化

本研究で検証した勾配法では画像空間内を移動する物体の動きは画像中のある特定の点に注目した時、その点の動きベクトルは近傍と比較してそれほど動きベクトルに変化が少なく（空間的に滑らか）、注目した点の動きベクトルの時間変化も一定である（時間的に滑らか）という制約条件を付加している。ゆえに、入力するSPECT画像が空間的に滑らかでなければ本法を適用することができない。

SPECT画像は画像再構成の過程で高周波除去フィルタを用いるため、Fig. 2に示すように輪郭が鮮明でないという特徴を持つ。この点については空間的に滑らかな画像という点で制約条件を満たし、勾配法を適用することが可能だと考えられる。しかしながら、解析の段階で考慮しなければならないことは、対象とする画像中に含まれる雑音（ノイズ）である。通常、入力された画像データは必ずある程度のノイズの影響を受ける。ノイズが多ければ解析精度は低い。動きベクトル推定などのような画像処理を行う場合、こうしたノイズの影響を少なくするようにフローの算出パラメータを

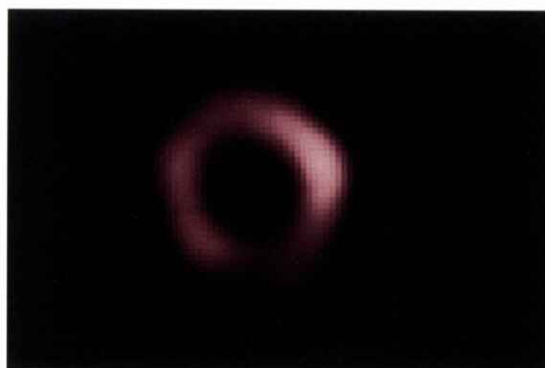


Fig.2 Example of SPECT image

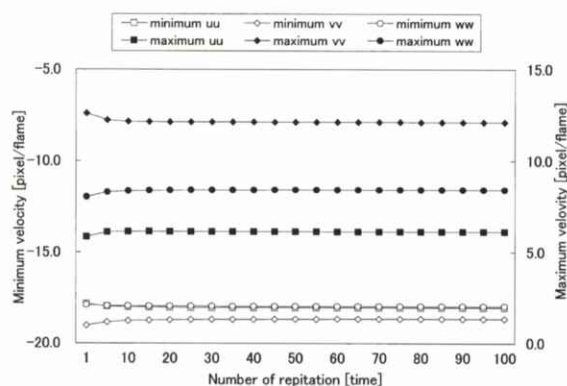


Fig.3 Relation with Number of repetition and maximum value, minimum value, and mean value of moving vectors

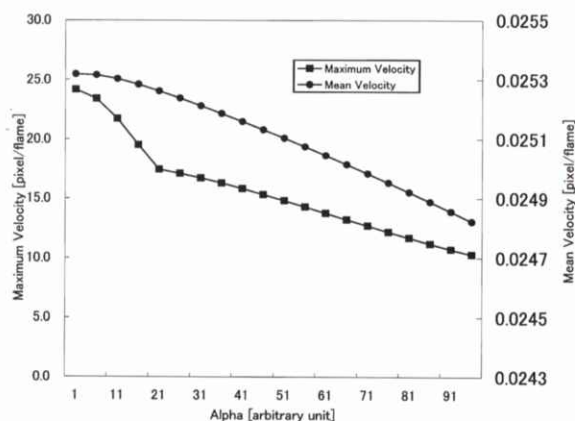


Fig.4 Relation with parameter of alpha, and mean value of moving vectors

最適化することが重要である。

そこで、(10)式の反復式で用いる算出パラメータである反復回数 n と重み付け係数 α が、それぞれ動きベクトルの算出にどのような影響を与えるのかを検討した。まず、反復回数 n と動きベクトルとの関係について検討した。重み付け係数 α を1.0一定で反復回数 n を1から100回まで変化させて得られた動きベクトルの最大値と最小値をグラフにした結果をFig.3に示す。三次元のベクトル成分のうち、X軸方向を uu 、Y軸方向を vv 、Z軸方向を ww とした。このグラフより最大値と最小値は反復回数が5回まで急激に収束し、その後はほとんど変化しなかった。ゆえに、本研究の入力データであるSPECT画像では、反復回数 n は10回程度で十分であることが明らかになった。反復回数 n は計算コストに比例するために、可能な限り少ない値が望ましい。そこで著者らは最適な反復回数 n を10回とした。つぎに、重み付け係数 α と動きベクトルとの関係について検討した。反復回数 n を先の検討結果で良好と思われた10回に固定し、重み付け係数 α を1から100まで変化させて動きベクトルをそれぞれ算出した。得られたX,Y,Z軸のベクトル成分からベクトルの大きさを算出し、その最大値と平均値をグラフにしたものをFig.4に示す。この図より重み付け係数 α が大きくなるにつれて動きベクトルの大きさが最大値、平均値ともに小さくなることが明らかになった。しかしながら、この結果のみでは最適な重み付け係数 α の値を決定するにいたらなかった。式(10)より重み付け係数 α が大きいほど、反復式により得られた値が次の反復に代入する時に与える影響を小さくすることがわかる。そこで、本研究では反復式により算出された値が、次の反復計算時にそのまま反映されるために重み付け係数 α を1.0とした。

2.3 Bull's Eye表示について

動きベクトルを算出するのに用いたSPECT画像は、心筋に集積する放射性医薬品を静脈系から注射1時間後にSPECT装置により撮像された投影画像から断層画像を再構成したもので心臓全体を含

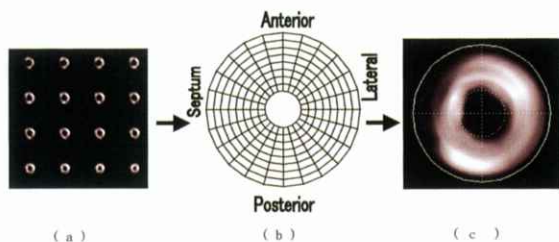


Fig.5 Two dimensional polar map of Bull's Eye
(a) Original SPECT images
(b) The concept of Bull's eye
(c) The computed Bull's eye image

む三次元データとなる。Fig.5(a)は心筋左室に対して短軸面に切断した画像を示す。Bull's Eye[8]はこの画像からFig.5(b)に示すように心尖部(Apex)を円の中心、円の半径が大きくなるほど心基部(Base)とし、極座標の上側を前壁、下側を後壁、右側を側壁、左側を中郭となるように表示する方法である。

Bull's Eye表示を行うことにより、心臓の全体像を1枚のマップとして一望することが可能となるので臨床でも汎用的に用いられている。著者はオプティカルフロー法により算出された心筋の動きベクトルに対してこの方法で表示することで、複雑な心筋の動きをより医師らに理解することが容易になると考えた。Fig.5(c)はFig.5(a)の画像データから実際にBull's Eye表示を行った画像である。

3. 対象および方法

断層画像の取得は3検出器型のSPECT装置(Picker社製PRISM3000)を使用した。心筋の放射性医薬品である ^{99m}Tc -MIBIを健常ボランティアに静注1時間後に、心電図同期撮影にて得られた画像を解析の対象とした。SPECTの撮影条件は 64×64 マトリックス、 6° 毎に20ステップ、60beat/step、1心拍16時相であった。撮影された投影画像をUnixワークステーション(Indigo, シリコングラフィックス社)にて断層画像に画像再構成を行い、この画像から動きベクトルを算出した。動

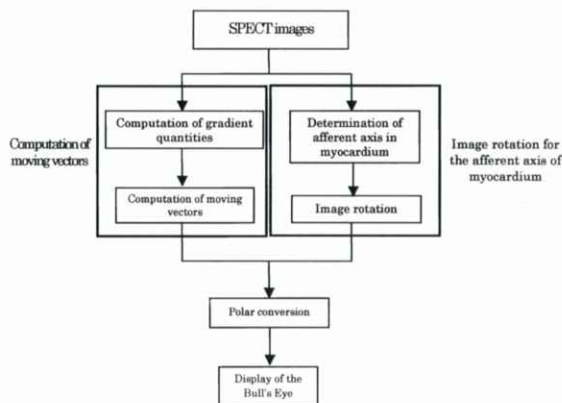


Fig.6 Computation process for expression of moving vectors

きベクトルの算出はWindows NT (Pentium III 450 MHz) コンピュータを使用し、ソフトウェアはIDL (Interactive Data Language, RSI社) にて解析プログラムを作成した。

Fig.6に示すように解析の手順は、SPECT画像から動きベクトルを算出する過程と心筋の求心軸に対する画像の回転の過程を並行して行い、求めた動きベクトルを極座標変換して2次元極座標マップであるBull's Eyeの表示を行う。一般的にSPECT画像から分割された局所領域中で、最もカウント数の大きい値をBull's Eyeの輝度として表示する。本研究では1心拍中に動く心筋左室壁の全体像を把握するために、算出された動きベクトルを分割された局所領域ごとに積算した値をBull's Eyeの輝度として表示した。

4. 結果

健常ボランティアによる心電図同期SPECT画像から算出した動きベクトルをBull's Eyeで表示した結果をFig.7に示す。心筋の動きが大きくなるにつれて赤から白となるカラースケールで表示した。心臓が拡張-収縮-拡張にいたる一連の過程を16時相に分割して撮影されたSPECT画像のうち、1時相目と2時相目から算出した動きベクトルを $t=1$ とし、同様に2時相目と3時相目から算出した

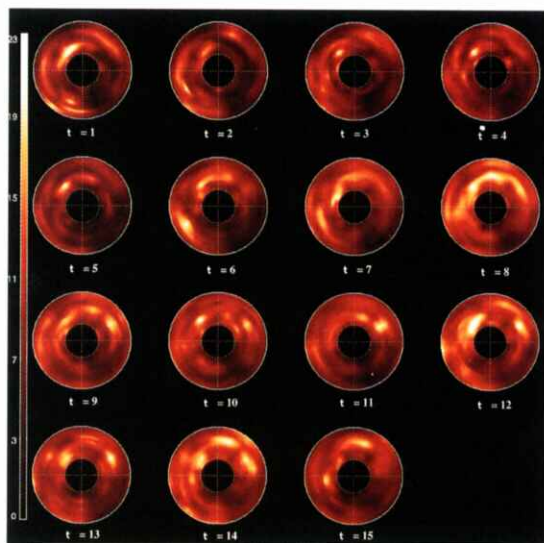


Fig.7 Bull's Eye mapping showing moving vectors compute from ECG gated SPECT images

ものを $t=2$ として表示した。ゆえに1心拍で得られる動きベクトルは15時相となる。

1時相目から15時相目までの動きベクトルの大きさを領域ごとに積算したBull's EyeをFig. 8に示す。この画像は1心拍に動く心筋左室の動きベクトルの総積算量を示している。この症例において

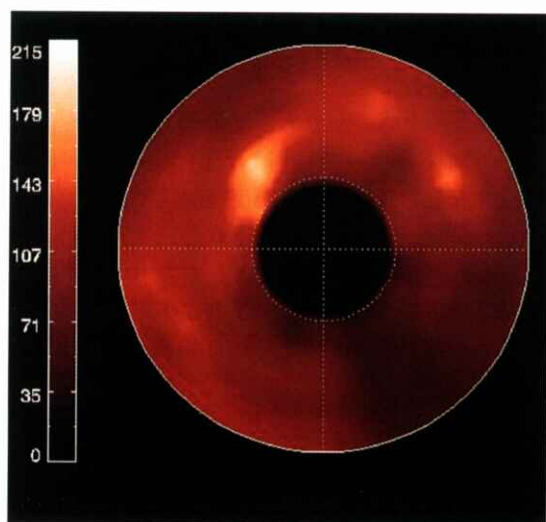


Fig.8 Bull's Eye mapping showing the left ventricular wall motion of the regional total velocities between R-R.

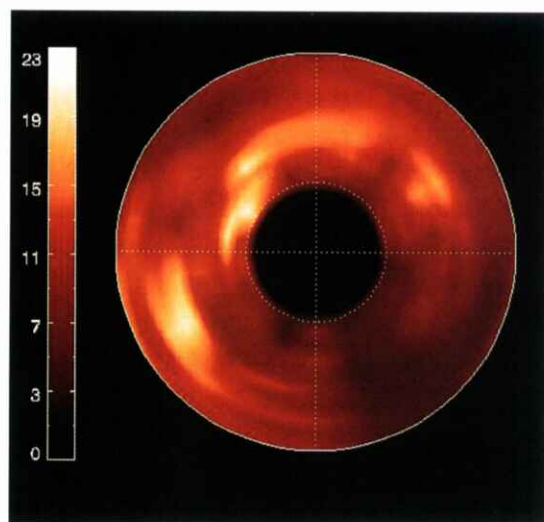


Fig.9 Bull's Eye mapping showing the left ventricular wall motion of the regional largest velocities between R-R.

心筋左室の動きは、前中隔の心尖部と前側壁の中央部が最も多く動き、側後壁よりも後中隔のほうがよく動いていることが明らかになった。また1時相目から15時相目までの動きベクトルの最大値を領域ごとに算出したBull's EyeをFig. 9に示す。この画像は心筋左室が瞬間的に大きく動いた領域を示している。この症例においては前側壁の心基部から中央部にかけて他の領域よりも瞬間的に大きく動いていることが明らかになった。

5. 考 察

これまでオプティカルフロー解析は画像理解や画像圧縮などの分野で幅広く応用されてきたが、医学の分野においてはX線食道透視画像 [8-10] やMRI [11], 超音波 [12], および血管造影 [13] などのごく限定された分野でしか報告されていない。著者らもこれまでオプティカルフロー法の医学応用について、いくつかの報告 [14-16] をしてきたが、心電図同期心筋SPECTに対する応用は二次元の動きベクトルを算出したに過ぎなかった。本来心臓が拡張収縮に伴う心筋は三次元的に動いていることが報告されているにもかかわらず、そ

れを実証する手段がないが現状であった。また、心筋の動きを三次元的に捉える手法が考案されても、その情報を理解しやすいように表現する手段がこれまでなかった。

オプティカルフロー法のアルゴリズムを三次元+時間軸の四次元化することにより、心電図同期心筋SPECT画像から心筋の動きを三次元的に捉えることが可能となった。また、算出された三次元の動きベクトルの情報をBull's Eyeとして表示することにより、複雑な心筋の動きをより医師らに理解することを容易にすることが可能となった。

Fig. 7からFig. 9のカラースケールに示した動きベクトルの最大値は、 64×64 マトリックスの原画像と比較すると大きな値となった。この理由は算出した動きベクトルをBull's Eyeに変換する過程で、局所領域ごとに動きベクトルの大きさを積算したことにある。局所領域中から心筋部分の動きベクトルのみを抽出し、その平均値をBull's Eyeの輝度値とすることで定量評価する方法も考えられるが、今後の検討課題としたい。

$N \times N \times N$ ボクセルの体積要素を持つ画像から三次元空間の速度場を算出する場合には、算出される速度成分の数は $3N^3$ 個となり、本論文で拡張されたアルゴリズムでは $3N^3$ 元の連立一次方程式をGauss-Sidel法を用いて速度場を求めている。この方法は反復法であり、理論的には収束条件が満たされていれば無限回の反復を繰り返さなければ真値が算出できない [17]。

本法では動きベクトルの算出に式(10)の反復式とともに式(11)の平滑演算子で平滑化をしながら行っている。ある画素の動きベクトルを算出する場合には、その画素に対して上下左右の26近傍の画素しか必要としないために、連立方程式の係数行列は極端な疎行列となる。ゆえに算出パラメータの一つである反復回数は一般的にマトリックス数分だけ繰り返せば解が収束すると言われている [18]。

本論文では反復回数 n がSPECT画像に対してはマトリックス数より更に少ない回数で十分であることを明らかにした。この理由としては、心筋

SPECT画像は投影画像からの再構成により断層画像に変換した画像中に含まれる心筋領域が少ないために、その領域のみを拡大して抽出している。抽出されて粗くなったマトリックスサイズを細かいサイズに分割する過程で平滑化処理をしている。ゆえに、ある注目した画素と近傍の画素値とは必ず線形的な輝度勾配を持ち、近傍間の動きベクトルの変化も少ない。この理由から反復をそれ程多く繰り返さなくても注目画素と近傍画素に大きな差異のない動きベクトルが得られたと考えられる。

心筋細胞に血液が循環していることと、その運動能力との相関が疑問視されている現在、この方法を用いて心筋の運動解析を行う意義は非常に大きいと考えられる。今後、得られた拡張収縮にもなう心筋の動きベクトルの情報から心臓の捻れ運動や歪みなどを算出することで、オプティカルフロー法がさらに医学的な応用に寄与できるものと思われる。

6. まとめ

心電図同期SPECT画像から心筋左室の拡張収縮に伴う動きを検出するために、動画像認識法であるオプティカルフロー法に着目した。三次元+時間軸の四次元の画像から動きベクトルを算出することが可能なようにアルゴリズムを拡張した。算出パラメータの一つである反復回数と動きベクトルとの関係について検討した結果、心電図同期SPECT画像では10回程度の反復回数で十分であることを明らかにした。算出された三次元の動きベクトルの情報をBull's Eyeとして表示することにより、複雑な心筋の動きをより臨床現場側に理解することを容易にすることが可能となった。

文 献

- [1] Tokuda M, Sekioka S, Sawaki Y, et al.: Bioengineering assisted by solid, Proceedings of MACRO/MICRO/MESO MECHANICAL PROPERTIES OF MATER-

- ALS, International Seminar on Microstructures and Mechanical Properties of New Engineering Materials, 339-344
- [2] Germano, H Kiat, PB Kavanagh, et al.: Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT, J. Nucl. Med., 36(11), 2138-2147, 1995.
- [3] Kearney JK, Thompson WB, and Boley DL: Optical flow estimation: An error analysis of gradient-based methods with local optimization, PAMI-9(2), 229-244, 1987.
- [4] Aggarwal JK, Davis LS, Martin WN: Correspondence processes in dynamic scene analysis, Proc. of the IEEE, 69(6), 562-572, 1981.
- [5] Horn BKP and Schunck B: Determining optical flow, Artif. Intell., 17, 205-210, 1981.
- [6] 小門純一, 八田夏夫: 数値計算法の基礎と応用, 森北出版, 38-47, 1988.
- [7] Garcia EV, DePuey EG, DePasquale EE: Quantitative planar and tomographic thallium-201 myocardial perfusion imaging, Cardiovasc. Intervent. Radiol., 10(6), 374-83, 1987.
- [8] 嶋田守男, 妹尾淳史, 林 三進, 他: 食道壁運動へのoptical flow法の応用, 日本臨床, 55, 156-161, 1997.
- [9] 妹尾淳史, 嶋田守男, 小倉 泉, 他: 動画認識の医学応用におけるアルゴリズムの選択—食道透視画像の場合, 東京都立医療技術短期大学紀要, 11, 25-33, 1998.
- [10] SenooA, ShimadaM, MatsumotoM, et al.: Development of the diagnostic subsystem for esophageal fluoroscopic images, 85th Radiological Society of North America Annual Meeting, 12, 503, 1999.
- [11] 露口卓也, 眞野竜二, 溝尻 勲, 他: MRI tagging画像からのオブティカルフロー推定, 電子情報通信学会論文誌D-II, 80(2), 678-685, 1997.
- [12] 米澤利香, 田川憲男, B.Kermanshahi, 他: 超音波と臓器変位の相関を利用した超音波画像上のオブティカルフローの高精度推定, 電子情報通信学会技術報告書, MEとバイオサイバネティックス研究会, MBE97-64, 45-50, 1997.
- [13] 中島義和, 野川裕記, 佐藤嘉伸, 他: 大動脈DSA画像からの血流速度場推定と特徴抽出, 電子情報通信学会論文誌, J80-D2(1), 306-316, 1997.
- [14] 妹尾淳史, 高橋秀樹, 高野政明, 他: Optical Flow法を用いた心筋SPECT運動解析, 日本放射線技術学会雑誌, 52(5), 685-686, 1996.
- [15] Senoo A, Takahashi H, Takano M, et al.: Myocardium motion analysis using an optical flow method, Program of the 96th American Roentgen Ray Society Annual Meeting, 239, 1996.
- [16] 田中真司, 妹尾淳史, 高橋秀樹, 他: Optical Flow法による心筋SPECT運動解析—第4報—, 日本放射線技術学会第53回総会学術大会予稿集, 159, 1997.
- [17] 戸川隼人: マトリクスの数値計算, 70, オーム社, 1985.
- [18] 三池秀敏, 古賀和利, パソコンによる動画処理, 152, 森北出版, 1993.

[研究速報]

MRIのSAR低減を目的としたRFパルスのシミュレーション解析

安田 成臣, 山口 弘次郎, 梅沢 栄三, 武藤 晃一, 小原 健

藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科・〒470-1192 豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98

(2001年10月20日, 最終2001年11月20日受理)

Simulation Analysis of RF Pulse Aiming at SAR Reduction of MRI

Naruomi YASUDA, Kojiro YAMAGUCHI,

Eizo UMEZAWA, Koichi MUTO and Ken OHARA

Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Health Sciences

Dengakugakubo 1-98, Kutsukake-cho, Toyoake-shi 470-1192, Japan

(Received October 20, 2001, in final form November 20, 2001)

Abstract: We improve the waveform of the Radiofrequency (RF) pulse for the purpose of reducing the Specific Absorption Rate (SAR) of MRI equipments. Two RF waveforms are examined: the standard $\pm 2\pi$ sinc function multiplied by a double exponential function (sincDE), and the sincDE multiplied by a correctional function (sincDEF). We simulate the RF excitations of magnetization resulting from our RF pulses by solving the Bloch equation numerically, and evaluate the slice characteristics and the phase diagram of the magnetization. The results for our RF pulses are comparable to those for the standard $\pm 2\pi$ sinc function. The areas (integrations with respect to time) of sincDE and sincDEF are 65.8% and 87.0% that of the standard $\pm 2\pi$ sinc function, respectively. Both rectangle ratios of the frequency characteristics of sincDE and sincDEF are 115.5% that of the standard $\pm 2\pi$ sinc function, which can be considered to be comparable to that of the standard $\pm 2\pi$ sinc function. It is thought that the reductions of the areas of RF pulses decrease SAR.

Key words: SAR, slice characteristics, phase diagram, RF pulse

1. はじめに

MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置は、放射線被曝が無い医用機器として画像診断で確たる地位を得ている。一方、電磁波による高周波被曝が人体に与える影響について関心が高まってきた。MRI装置の高周波被曝の指標はFood and Drug Administration (FDA) によりSpecific Absorption Rate (SAR) として安全基準値の上限値が決められている [1-4]。しかし、臨床現場ではT1強調撮像時のthinスライス撮像、脂肪抑制パルス併用時およびFast Spin Echo (FSE) のEcho Train

Length (ETL) が多い時にSARの上限値を越える可能性がある。

今回われわれは、Radiofrequency (RF) パルスの形状の最適化を行いSARの低減を行った。併せてRFパルスをBloch方程式 [5] によりシミュレーションし、スライス特性およびphase diagramについて検討を行った。

2. 方 法

基準となるRF波形選定のためMRI装置のRF波形を観測したところ $\pm 2\pi$ sincが多く使用されて

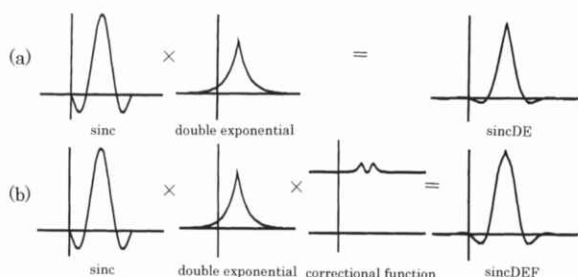


Fig.1 Shapes of the functions.

いた。この為、以降の基準RFパルスを $\pm 2\pi \text{ sinc}$ とした。

SARの低減を目的としてRFパルス波形を変化させた場合に周波数特性、スライス特性およびphase diagramを劣化させることはできない。そこで基準RFパルスと上記項目での誤差を少なくする関数について検討した。

2.1 評価関数について

評価を行った関数をFig. 1に示す。 $\pm 2\pi \text{ sinc}$ にDouble Exponentialを掛け合わせたもの（以下sincDE）とsincDEに補正関数を掛け合わせたもの（以下sincDEF）の2種類とした。この補正関数は $\pm 2\pi \text{ sincDE}$ の周波数特性をより改善するために用いたもので、 $y=ax^b \cdot \exp(cx)$ を変形したものである [6]。各係数a,b,cについては、係数と面積比および矩形比の関係を数値シミュレーションし最適化を行った。

2.2 関数の評価方法

SARの評価は各RFパルスの面積を算出し、基

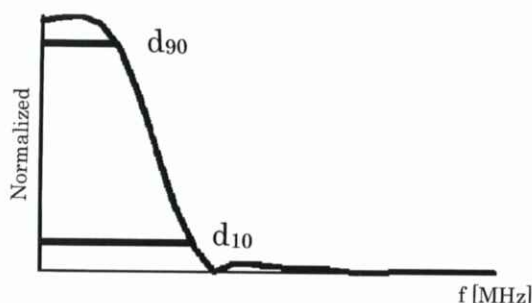


Fig.2 The evaluation method of the frequency area.

準RFパルスとの面積比で行った。周波数領域の評価はFig. 2のように周波数特性の10%と90%の高さでの幅を d_{10} , d_{90} として式(1)により評価し、100%に近いほど矩形性がよいとした。

$$(d_{90}/d_{10}) * 100\% \quad (1)$$

2.3 Bloch方程式によるスライス特性（横磁化成分Mxy, 縦磁化成分Mz）とphase diagramのシミュレーション

Bloch方程式を用いて各RFパルス波形の横磁化成分（Mxy）,縦磁化成分（Mz）およびphase diagramのシミュレーションを行った。得られたシミュレーション結果を、 $\pm 2\pi \text{ sinc}$ のシミュレーション結果と比較した。

シミュレーション条件は、RFパルス印加時間2.0 ms, スライス厚10mm, T1値およびT2値は1TのGray Matter値である809ms, 101msとした [7]。

3. 結果

3.1 面積比の評価結果

RFパルスの面積比の評価結果をFig. 3に示す。基準の $\pm 2\pi \text{ sinc}$ の面積よりもsincDE, sincDEFで各34.2%, 13.0%面積が減少した。

3.2 周波数領域の評価結果

各周波数領域での評価結果をFig. 4に示す。sincDEFはsincDEよりも面積が大きくなったが、矩形性で33.7%改善できた。sincDEFと $\pm 2\pi \text{ sinc}$ の矩

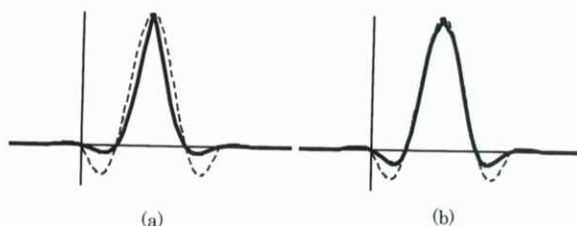


Fig.3 The evaluation of the RF pulse area. The broken line is $\pm 2\pi \text{ sinc}$, and the solid line is sincDE (a), sincDEF (b)

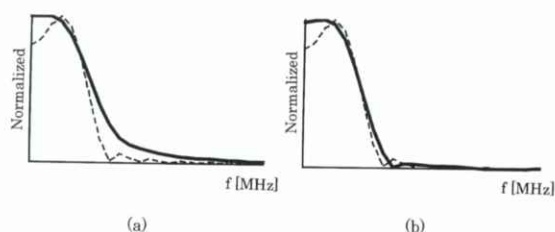


Fig.4 The evaluation of the frequency characteristics. The broken line is $\pm 2\pi \text{ sinc}$, and the solid line is sincDE (a), sincDEF (b).

形性の差は14.4%となった.

3.3 シミュレーション解析結果

周波数特性の改善ができたsincDEFの横磁化成分 (Mxy), 縦磁化成分 (Mz), phase diagramの評価結果をFig. 5に示す. Fig. 5は基準関数である $\pm 2\pi \text{ sinc}$ とsincDEFとの差分で示した. 磁化成分 (Mxy), 縦磁化成分 (Mz), phase diagramともに両者間に大差はなく, $\pm 2\pi \text{ sinc}$ とほぼ同等の解析結果が得られた.

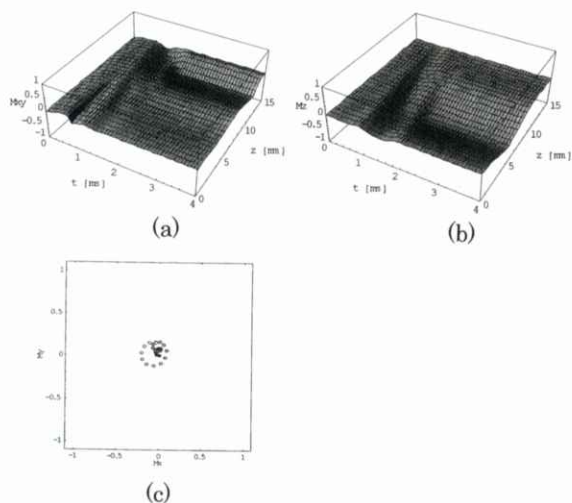


Fig.5 The evaluation of the transverse magnetization (Mxy) (a), longitudinal magnetization (Mz) (b) and phase diagram (c). Using subtraction sincDEF from $\pm 2\pi \text{ sinc}$.

4. 考 察

山田らはSAR値がFDAとIEC (International Electrotechnical Commission) で算出方法の違いから両者の値に相違があることを示した [3, 4]. また, CassidyらはSARをMRのパルスシーケンスとTRの関係で求められることを示した [8]. すなわちSARは実際に人体に印加されたRFパワー値を求める事で算出されている. RFパワー値はRFパルスの $90^\circ - 180^\circ$ 条件で決定されるのでRFパルス形状によりRFパワー値が変化する事になる. しかし, 実際に人体に印加するRFパルス形状を変化させ, SAR値を低減させられるかの検討はされていない.

5. まとめ

今回検討したRFパルスは $90^\circ - 180^\circ$ 成分の 90° をsincDEFでシミュレーションし, 横磁化成分 (Mxy), 縦磁化成分 (Mz), phase diagramをほぼ $\pm 2\pi \text{ sinc}$ と同等にし, かつRFパルスの面積を基準関数より13%低減させることができた. これにより, SARを低減させることができると考えられる.

文 献

- [1] 池平博夫, 館野之男: MR装置の安全性に関する1988年FDA指針, 日磁医誌, 10, 203-205, 1990.
- [2] 厚生省薬務局医療機器開発課: 核磁気共鳴CT装置の承認申請に係わる臨床試験の取扱について, 薬務公報, 1517, 18-20, 1991.
- [3] 山田雅之, 杉江雅巳, 木下一男, 他: MRI検査における高周波被曝に関する検討—頭部SAR測定法とその評価について—, 日磁医誌, 16(7), 332-339, 1996.
- [4] 山田雅之, 杉江雅巳, 安野泰史, 他: MRI検査における高周波被曝に関する検討 (第2報) —全身SAR測定法の比較—, 日磁医誌, 17(5), 236-245, 1997.

- [5] Hinshaw WS and Lent AH: An Introduction to NMR Imaging: From the Bloch Equation to the Imaging Equation, IEEE, 71, 338-350, 1983.
- [6] 矢野健太郎: 数学ハンドブック, 90-91, 森北出版, 東京, 1985.
- [7] Partain CL, Price RR et al.: Magnetic Resonance Imaging, 1082, Saunders, 1988.
- [8] Cassidy PJ, Clarke K and Edwards DJ: Patient Safety and the Design of Safe Arbitrary MR Pulse Sequences, ISMRM, 23-25, 2001.
- [9] 山田雅之, 安野泰史, 岡田建彦, 他: 臨床用MRI装置における漏洩高周波の測定と防護に関する検討, 日磁医誌, 19(1), 34-43, 1999.

[研究速報]

乳腺濃度評価に基づくマンモグラムの自動分類法の異常症例への適用

松原 友子, 山崎 大輔[†], 加藤 雅大[†], 原 武史[†], 藤田 広志[†]

笠井 聡^{††}, 岩瀬 拓士^{†††}, 遠藤 登喜子^{††††}

名古屋文理大学情報文化学部情報文化学科・〒492-8520 稲沢市稲沢町前田365

[†]岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

^{††}(株)コニカ メディカル&グラフィックカンパニーMIシステムグループ・〒191-8511 東京都日野市さくら町1

^{†††}愛知県がんセンター病院乳腺外科・〒464-8681 名古屋市千種区鹿子殿1-1

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

(2001年11月20日, 最終2001年11月26日受理)

An Application of Automatic Classification Scheme for Mammograms Based on the Assessment of Fibroglandular Breast Tissue Density to Abnormal Cases

Tomoko MATSUBARA, Daisuke YAMAZAKI[†], Masahiro KATO[†], Takeshi HARA[†]

Hiroshi FUJITA[†], Satoshi KASAI^{††}, Takuji IWASE^{†††} and Tokiko ENDO^{††††}

Department of Information Culture, School of Information Culture, Nagoya Bunri University
Maeda 365, Inazawa-cho, Inazawa-shi 492-8520, Japan

[†]Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

^{††}MI System Group, Medical & Graphic Company, Konica Corporation
Sakura-machi 1, Hino-shi, Tokyo 191-8511, Japan

^{†††}Department of Breast Surgery, Aichi Cancer Center Hospital
Kanokoden 1-1, Tikusa-ku, Nagoya-shi 464-8681, Japan

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

(Received November 20, 2001, in final form, November 26, 2001)

Abstract: It is very important to assess fibroglandular breast tissue density to define the degree of the risk that the lesions are obscured by normal breast tissue. We developed an automated classification method, in which the mammograms were divided into three regions by both the variance histogram analysis and discriminant analysis and were classified into four categories based on the ratios of each of three regions. The classification results by the normal images showed the high agreement rate between physicians and computer. In this study, we applied this scheme to abnormal cases. The assessment of fibroglandular breast tissue density was not influenced by calcifications. As a result of malignant images' classification, the influence of existence of mass regions to classification results is dependent on not only mass sizes but also these positions. Because the rate of different classifications of right and left images in malignant mass database is larger than that in normal one, it may be possible to apply this scheme for potential indication of the detection of mass lesions.

Key words: mammogram, image analysis, automated classification, breast cancer, fibroglandular breast tissue density

1. はじめに

近年、本邦における乳がんの罹患率は急速な増加傾向が認められており、集団検診にもマンモグラムが導入され始めている。乳腺実質の濃度は、一般に若年者、未産婦者では非常に高濃度で均一であるが、加齢とともに乳腺の退縮と脂肪置換が進み、実質内での濃度が不均一となり最終的にはほとんど脂肪組織に置換される。この加齢性変化は個人差が大きい [1]。

マンモグラムの乳腺実質濃度の解析法はいくつか報告されている。Wolfeはprominent duct patternとdysplasiaの二因子の分布状況により、N1 (dysplasiaがほとんどなく、主に脂肪で構成され、また、ductは認められない)、P1 (乳頭側に全乳房の1/4以下のprominent ductがあり、主に脂肪で構成され、また、ductの薄い帯がquadrantに広がっている場合もある)、P2 (全乳房の1/4以上の範囲を占めているprominent duct patternが多く認められる)、DY (dysplasiaが多く認められ、しばしば根底にあるprominent duct patternは不明瞭)に4分類する手法を提案している [2]。Tahocesらは、判別分析を用いてマンモグラムをWolfeの提案する4パターンに自動分類する方法 [3]、榎木らはWolfeの分類法と乳がん検出能との関連性 [4] について報告している。また、Huoらは乳がん所見の有無による乳腺実質の違いをコンピュータで解析した [5]。

しかしながら、Wolfeの分類法は欧米人の乳房に基づいており、欧米人と比較するとdense型だといわれる日本人の乳房に必ずしも適しているとはいえない。また、マンモグラムでは乳腺実質と病変のコントラストがつきにくく、触診上確認された腫瘍性病変でも検出が困難な場合がある。つまり、乳腺が多ければ病変が隠れている危険性が高く、少なければ低いといえる。

そこで、日本人の乳房に適した、かつ、乳房内の乳腺実質の量と分布を評価し、病変が正常乳腺に隠されてしまう危険性によりマンモグラムを分類する基準が提案されている [6]。この分類は、

がんが正常乳腺に覆い隠されてしまう危険性を示すものである。それによってマンモグラフィ診断の信頼度を知ることができ、他の検査手段の必要性や、その症例における適切な検診間隔に関する情報が与えられる。しかし、具体的な基準を定めても、実際には人間が分類するため極めて再現性に乏しく、また、分類の一致率を向上させるためには相当なトレーニングを要する。そこでわれわれは、病変が正常乳腺に隠されてしまう危険性の程度を示す、客観性と再現性のある分類結果を得るため、乳房内の乳腺実質の量と分布 (脂肪の混在する程度) をコンピュータにより定量的に解析し、マンモグラムを自動分類する手法を構築した [7, 8]。本手法を用いた正常症例の分類結果は、医師の分類との高い一致率を示した。

そこで本研究では、異常症例を自動分類し、病変部が分類結果に与える影響について検討する。

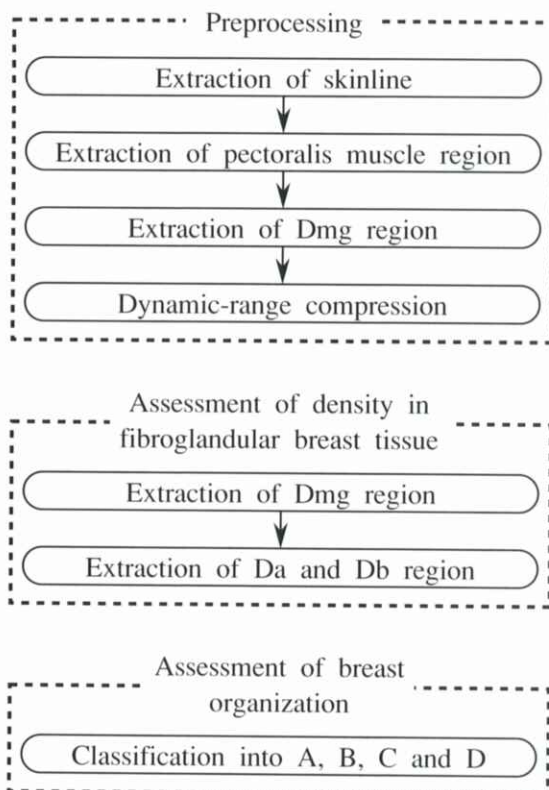


Fig.1 Flowchart of automated classification.

2. 方 法

2.1 自動分類法

乳腺実質の量と分布の評価による分類法の定義に基づく自動分類アルゴリズムをFig. 1に示す [7, 8]. 以下に手法の概要を説明する.

2.1.1 前処理

まず, 位置による重み付けと微分処理によるスキンの抽出[9], ソーベルオペレータによる大胸筋の抽出[10]を行う. 次に, スキンラインと大胸筋の形状を基に, 本来乳腺が存在したと思われるDmg領域を決定する. 乳腺濃度の評価は, このDmg領域内が対象となる. また, スキンライン付近の乳房の厚みに起因する背景トレンドの影響を除去するためダイナミックレンジを圧縮[11]する.

2.1.2 乳腺濃度の評価

Dmg領域内を乳腺濃度によりDa, Db, Dcの3つの濃度の領域に分割する. ここで, Daは最も脂肪に近い濃度, Dbはうっすらと白く見える濃度, Dcは白く見える濃度とする. Dc領域は, 大胸筋内なるべく均一な濃度の領域の画素値を基準とする. よって, 大胸筋領域内の画素値の分散ヒストグラム解析により濃度が均一な領域を決定し, この領域内の画素値の平均値をしきい値とした二値化により抽出する. 次に, (Dmg-Dc) 領域内で, 判別分析法で決定したしきい値によりDa領域とDb領域を抽出する.

2.1.3 乳房の構成に関する評価

乳腺濃度の評価(Da, Db, Dc領域が占める割合)により, 乳房の構成に関する評価(分類)を行う. A(脂肪性): Dc領域は存在せず, Da領域が90%以上.

B(乳腺散在): Dc領域が存在せず, Db領域が10%以上を占める. またはDc領域が存在するが, Dmg領域の25%未満である.

C(不均一高濃度): Dc領域がDmg領域の25%以上90%未満である.

D(高濃度): Dc領域がDmg領域の80%以上を占める.

ただし, 左右で評価が異なる場合, 濃度の高い

側をその症例の評価する.

2.2 異常症例データベース

病変部が分類結果に与える影響を調べるために用いた異常症例は, 石灰を含む5症例(10枚)と悪性腫瘍を含む22症例(44枚)である. このうち, 粗大石灰を伴うのが3症例(左右に粗大石灰あり: 1症例), びまん性の微小石灰を伴うのが2症例(左右にびまん性の微小石灰あり: 1症例)である.

3. 結果と考察

Table 1に自動分類と医師の分類との一致率を

Table 1 The concordance rate of the classification by physicians and a computer.

	Normal	91%(134/148)
	calcification	75%(3/4)
	mass	68%(15/22)
	total	69%(18/26)
Abnormal		

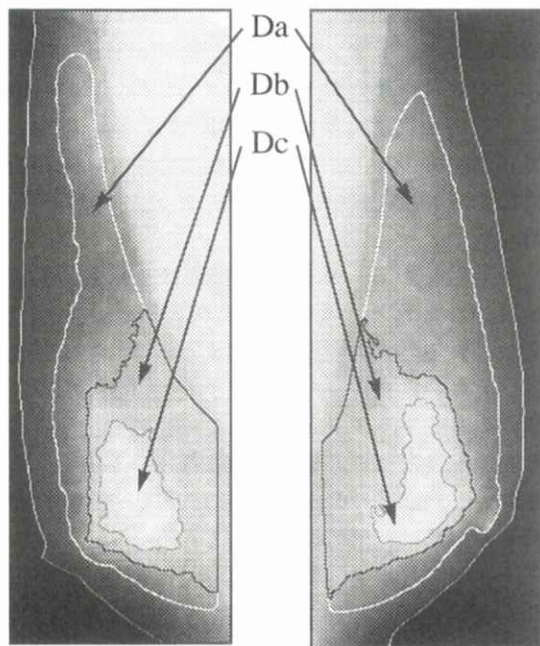
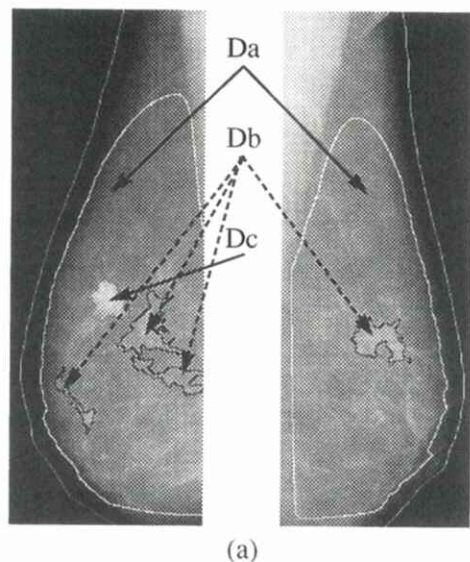


Fig.2 An example of assessment of fibroglandular breast tissue density on case with diffuse microcalcifications

示す。症例数が異なるため単純な比較はできないが、異常症例の一致率は正常症例の一致率よりも低くなる傾向がある。医師の分類と一致しなかった8症例のうち、4症例は正常側の画像のみの分類は医師の分類と一致した。なお、医師は、異常症例に関しては、正常側の画像のみで分類する。

Fig.2に石灰を含む症例の乳腺濃度評価の例を



示す。これは、左乳房は正常であり、右乳房にびまん性の微小石灰を伴う症例であるが、微小石灰の乳腺濃度評価への影響はないといえる。また、左右の分類結果は共にBである。他の粗大石灰やびまん性の微小石灰の症例に関しても乳腺濃度評価や分類への影響は確認されなかった。

Fig.3に悪性腫瘍を伴う異常症例の乳腺濃度評

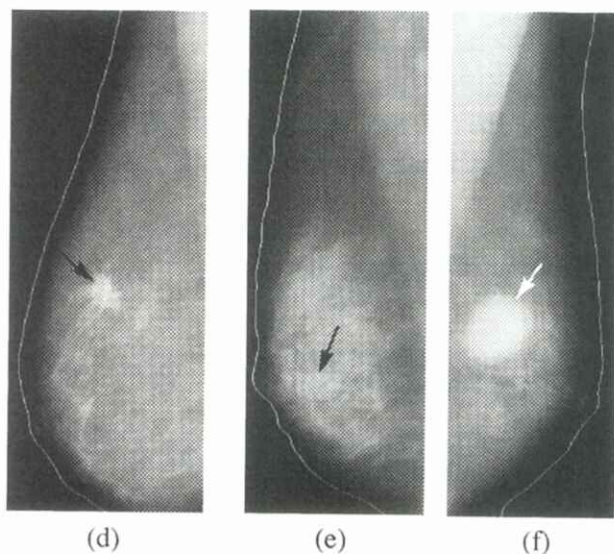
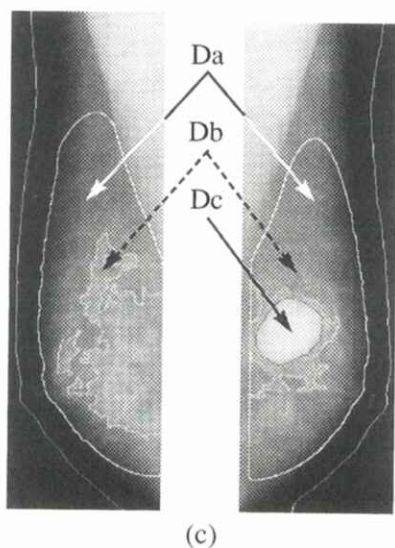
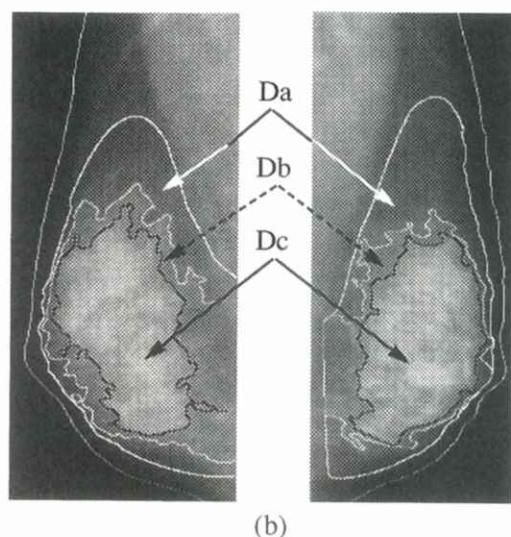


Fig.3 Examples of assessment of fibroglandular breast tissue density on cases with masses. (a) different classifications of right and left images, (b) identical classifications of right and left images, (c) different assessments and identical classifications of right and left images, (d), (e) and (f) masses indicated by arrows in (a), (b) and (c), respectively.

価の例を示す。(a)は分類に左右差がある症例である。この症例は右乳房に腫瘍が存在しており、位置は孤立、Dmg領域に対する大きさの割合は2.3%である。腫瘍の箇所は(d)の矢印の箇所である。左乳房はDc領域がないためAに分類されたが、右乳房は腫瘍をDc領域として抽出したためにBと分類された。(b)は分類に左右差がない症例である。この症例は右乳房に腫瘍が存在しており、位置は乳腺内部、Dmg領域に対する大きさの割合は2.0%である。腫瘍の箇所は(e)の矢印の箇所である。腫瘍が乳腺内部に存在するため、左右のDc領域の割合にほとんど差がなく、この症例は左右乳房ともにCと分類される。(c)は分類には左右差がないが、乳腺濃度評価には差が見られる症例である。この症例は左乳房に腫瘍が存在しており、位置は孤立、Dmg領域に対する大きさの割合は4.1%である。腫瘍の箇所は(f)の矢印の箇所である。右乳房にはDc領域は存在しないが、左乳房には腫瘍をDc領域として抽出している。しかし、右乳房のDb領域が大きいいため分類は左右ともBである。

Fig. 4に悪性腫瘍を伴う異常症例の分類結果を示す。○が分類に左右差がある症例、■が分類に左右差がない症例を示す。腫瘍の大きさが小さくDmg領域の5%未満である12症例のうち、7症例が左右の分類に差が見られ、このうち5症例の位置が孤立であった。このことから、腫瘍の分類への影響は、その大きさだけでなく存在位置にも依存

するといえる。

また、左右の分類結果に差が生じた割合は、正常症例では30% (40/132)、悪性腫瘍を伴う異常症例では50% (11/22)であった。症例数に差があるため単純な比較はできないが、正常症例よりも悪性腫瘍を伴う異常症例の方がより左右差が生じる傾向があるといえる。このことから、両側で分類結果が異なる場合は、それが病変が存在するためか、もしくは、正常範囲の左右差なのかを評価することにより、腫瘍の検出への応用が期待できる。

4. まとめ

病変が乳腺実質に覆い隠されてしまう危険性を示すために構築したマンモグラムの自動分類アルゴリズムを、これまでの正常症例のみにではなく、今回は異常症例にも適用し、病変部が分類結果に与える影響について検討した。異常症例の一致率は正常症例の一致率よりも低くなった。石灰化が乳腺濃度評価や分類結果に与える影響は確認されなかった。腫瘍が分類結果に与える影響は、腫瘍の大きさだけでなくその存在位置にも依存する傾向があった。また、分類に左右差が生じた割合は正常症例より悪性腫瘍を伴う異常症例の方が高く、左右差は腫瘍の検出への応用が期待できる。ただし、今回用いたデータは異常27症例であるため、今後より多くの症例による検討が必要である。

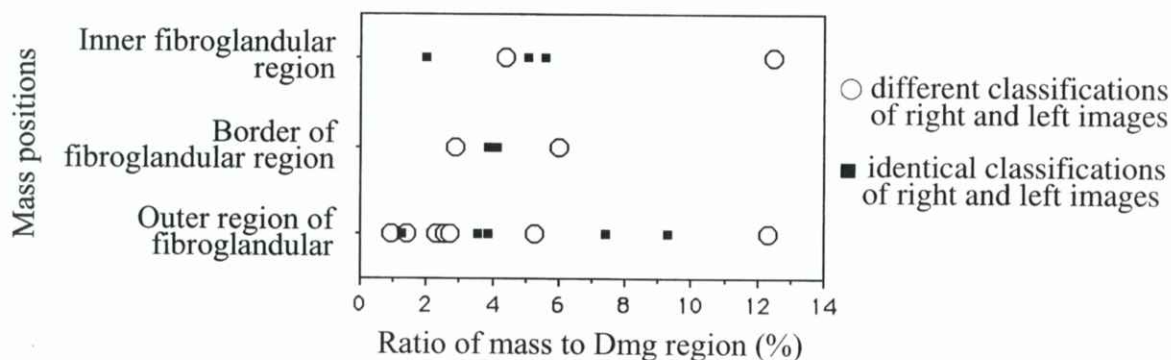


Fig.4 Result of the computerized classification of 22 malignant cases with masses.

文 献

- [1] 大阪府立成人病センター：乳がんの診断と治療「改訂版」, 30, 医薬ジャーナル社, 大阪, 1995.
- [2] Wolfe JN: Breast patterns as an index of risk for developing breast cancer, *Am. J. Roentgenol.*, 12, 1130-1139, 1976.
- [3] Tahoces PG, Correa J, Souto M, et al.: Computer-assisted diagnosis: the classification of mammographic breast parenchymal patterns, *Phys. Med. Biol.*, 40, 103-117, 1995.
- [4] 榎木良友, 金森勇雄, 野田 勉, 他: マンモグラフィにおける乳腺間質型と乳癌検出能に関する検討—Single medio-lateral oblique view mammographyによる解析—, 岐阜医療技術短期大学紀要, 13, 9-16, 1997.
- [5] Hou Z, Giger ML and Olopade OI: Computerized analysis of mammographic patterns of women with and without breast cancer, *Proc. of the 14th International Congress and Exhibition(CARS 2000)*, Elsevier, 747-751, 2000.
- [6] 宮城由美, 岩瀬拓士, 岩田広治, 他: マンモグラフィにおける乳腺実質濃度評価の一致率に関する検討, *日乳癌検診学会誌*, 10(2), 179-183, 2001.
- [7] 松原友子, 土本多美子, 原 武史, 他: 乳腺濃度の評価に基づくマンモグラムの自動分類法, *ME誌*, 38(2), 1-9, 2000.
- [8] 山崎大輔, 松原友子, 原 武史, 他: 乳腺濃度評価に基づくデジタル乳房X線写真のコンピュータ自動分類法の改良, *医画情誌*, 17(3), 161-166, 2000.
- [9] 加藤元浩, 藤田広志, 原 武史, 他: マンモグラムCADシステムにおける乳房領域自動抽出アルゴリズムの改良, *医画情誌*, 14(2), 104-113, 1997.
- [10] 中川俊明, 笠井 聡, 原 武史, 他: 乳房X線画像における胸筋領域の自動抽出法, *医画情誌*, 18(1), 39-45, 2001.
- [11] 原 武史, 李 鎔範, 藤田広志: ダイナミックレンジ圧縮を適用したマンモグラムCADにおける乳房辺縁領域の強調処理, *医画情誌*, 13(2), 78-82, 1996.

医用画像表示用CRTモニターの基本

藤岡 清登, 西 嘉一[†]

東京特殊電線 顧問・〒386-0192 長野県上田市大屋300番地

[†]東京特殊電線株式会社 R&Dセンター・〒169-8543 東京都新宿区大久保1-3-21

The Fundamental of the CRT Monitor for Medical Imaging

Kiyoto FUJIOKA and Yoshikazu NISHI[†]

Technical Adviser, TOTOKU Electric Co., Ltd.

Oya 300, Ueda, Nagano 386-0192, Japan

[†]R&D Center, TOTOKU Electric Co., Ltd.

Okubo 1-3-21, Shinjuku-ku, Tokyo 169-8543, Japan

はじめに

CRTモニターは近年コンピュータ技術の進歩とともに表示密度の増加, フリッカーの低減, 多様な表示フォーマットへの対応 (マルチスキャン) などの改良がなされてきた。また用途も文字図形表示以外にカラー画像, 動画, 医用画像表示など多様化し更なる技術の改良が求められている。

本稿は特に医療分野で画像診断用として使用さ

れる高精細モノクロームおよびカラーCRTモニターの動作原理, 特性ならびに管理方法について以下の構成で解説する。

- ・ CRTの基本構造と動作
- ・ CRTモニターの基本動作
- ・ CRTモニターの表示特性
- ・ CRTモニターの管理方法

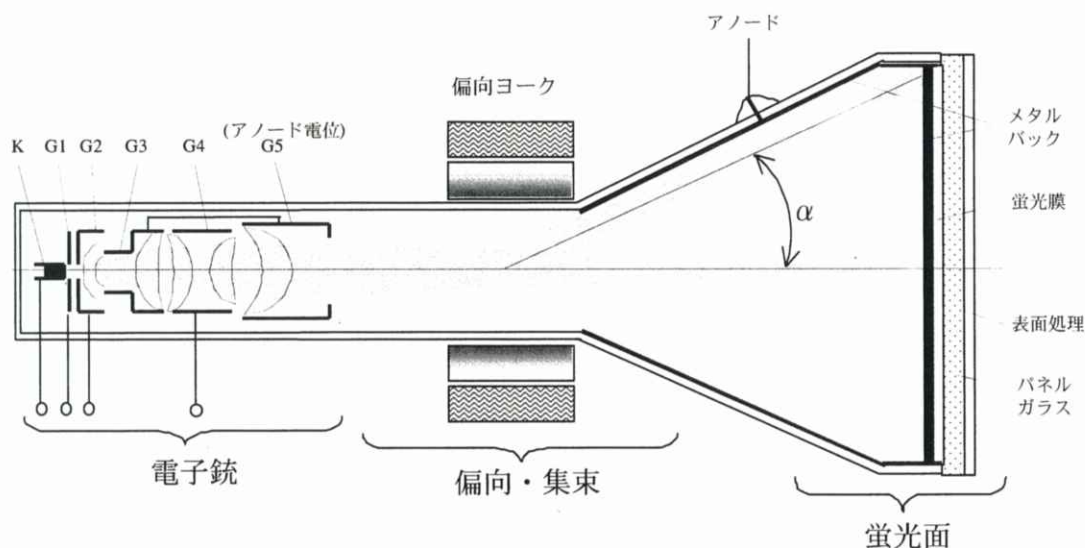


Fig.1 モノクローム管構造図

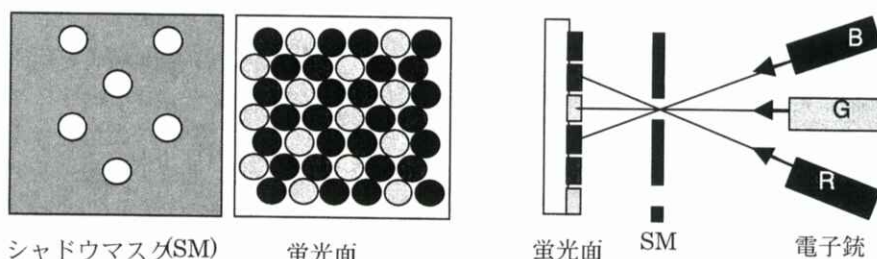


Fig.2 SM管の構造図

1. CRTの基本構造と動作

CRTの基本要素は電子放出源，集束，加速，偏向，蛍光面，および色選別用マスク（カラー管）である。

Fig. 1にモノクローム管の基本的な構造図を示す。

1.1 カラー化の方式

カラー管は独立した三個の電子放出源と，色選別の多孔マスクおよび3色蛍光面より成る。現在実用化されているものにはこのマスクの形状によりシャドウマスク（SM）管（Fig. 2）とアパーチャグリル（AG）管がある。SMは金属板に円またはスロット状の開口がありドーム状にプレス成形されている。AGは線状にエッチングされた金属板で，上下方向に高張力でフレームに固定されている。

色選別用マスクは，電子ビームの照射によって高温になり熱膨張する。そのためマスク孔を通してビームが蛍光面上で所定の蛍光体ドットから外れて色純度が低下する原因となる。これを避け

るために，温度に応じてマスクの位置を前後に移動させる機構が内蔵されている。また画面の一部が高輝度に表示された場合，マスクが部分的に熱膨張してドーミング現象が発生し色純度が低下する。この対策としてシャドウマスクの材質は，線膨張係数の小さいインバーのような材料が用いられている。マスクに張力を加えている構造のFTM管 [1] やAG管ではこの現象は少ない。

1.2 電子銃

カソード表面に発生した熱電子はG1, G2の3極部でプリフォーカスされ，仮想物点を形成する。この点がG3, G4およびG4, G5で形成されるレンズにより集束されて蛍光面に結像する。この過程で電子ビームは電荷の相互反発作用により多少拡散するため，蛍光面上に集束されたスポットサイズは拡大する傾向を示す。

1.3 蛍光体，蛍光面

CRTの様々な用途に対応し発光色や残光時間な

Table 1 主な蛍光体材料と特性

EIA	JIS	WDTS	Color	組 成 例	ピーク波長 (nm)*	色 度 座 標		残光 時間
						x	y	
P 4	B 4	WW	White	ZnS : Ag+(Zn,Cd)S : Ag	453,554	0.265	0.285	MS
P45	B45	WB	White	Y2O2S : Tb3+	545,417,383	0.253	0.312	M
P22	B22	XX	Red	Y2O2S : Eu3+	706,626	0.630	0.345	M
			Green	ZnS : Cu,Al	531	0.297	0.597	M
			Blue	ZnS : Ag	449	0.149	0.070	M

MS : Medium Short M : Medium * 完成したCRTでの実測例

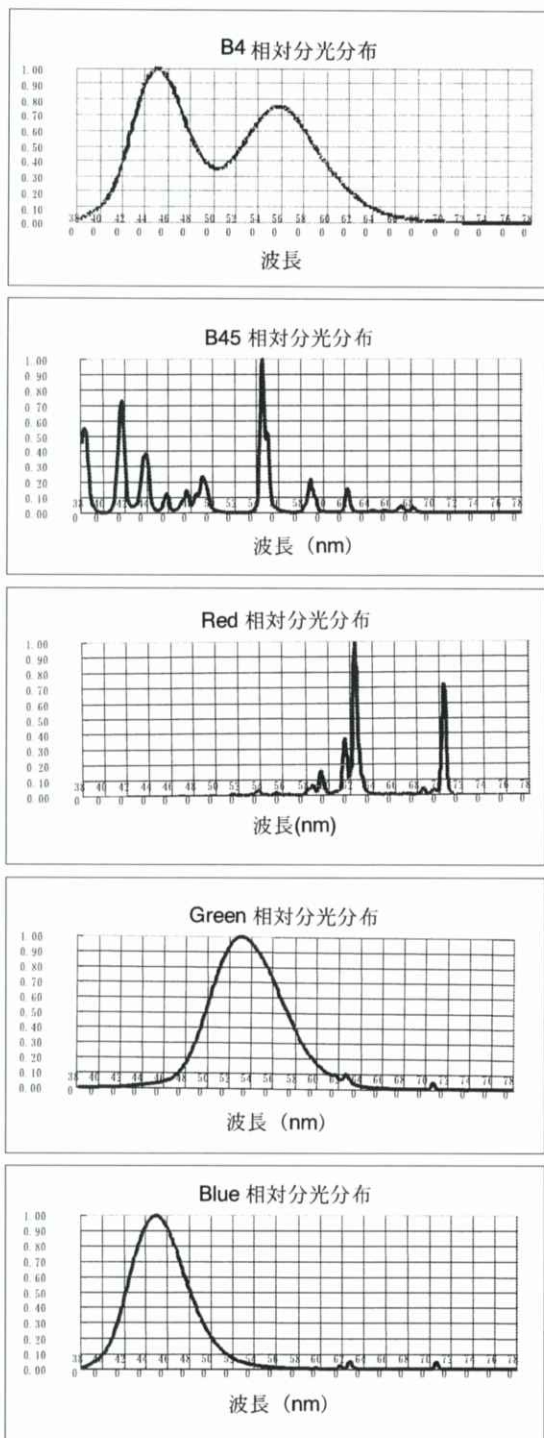


Fig.3 各種蛍光体の発光輝度分光分布*

どの面で多くの材料が開発されてきたが、近年の半導体素子の高速化、高集積化と回路技術の進歩により殆どの直視型モニターはラスタースキャン方式になり、それに伴って使用される蛍光体の種類が絞られてきた。現在直視型モニターに使用されている主な蛍光体の特性をTable. 1 [2] とFig. 3に示す。P4とP45はモノクローム管に用いられる。P4は発光効率が高く低電流で高輝度が得られる。P45は蛍光面ノイズは小さいが発光効率がP4の60～70%である。カラー管の色表現範囲はCIE_{x,y}色度図上でRGB各色度座標を結んだ三角形の範囲の色域が表現できる。

蛍光面の裏側にはアルミニウムの薄膜が蒸着されており、蛍光体の電位の変動をなくすと同時に発光した光をスクリーン面に向けて反射させることにより輝度を向上させている(メタルバック)。

1.4 カソード

電子放出源であるカソードは従来からオキシサイドカソードと呼ばれるNi基体金属上にBaCO₃, SrCO₃, CaCO₃のような電子放出物質の粉末を塗布した構造のものが用いられてきた。このカソードは低温(約800℃)で動作するのが特徴であるが、電流密度を上げると自己加熱のため極端に寿命が低下する性質がある。

その後ディスペンサーカソードと呼ばれる電子放出物質をポーラスなWチップに含浸したタイプのカソードが開発された。このカソードは動作温度が高い(約1000℃)が高電流密度で長寿命が得られるため大型管、高輝度高精細管、投射管などに用いられている。

1.5 偏向ヨーク

偏向ヨークの磁界分布はスポットサイズ、画像歪み、ミスマコンバージェンスなどの特性を決定する重要な要素である。Fig. 4に偏向磁界の分布に対するスポット収差発生概念図を示す。

カラー管の偏向ヨークは左右糸巻き歪みの発生だけを容認し、上下糸巻き歪みとミスマコンバージェンスが最小になるように設計された複雑な磁界

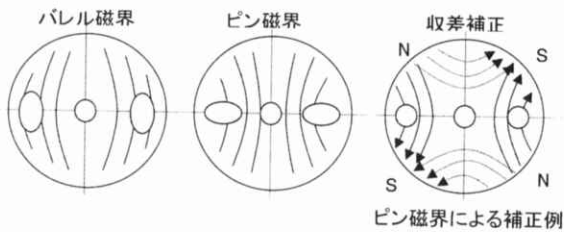


Fig.4 偏向ヨーク磁界分布とスポットの収差

分布をもつセルフコンバージェンス型の偏向ヨークが使用されている。

セットの消費電力の大きなウエイトを占める偏向電力は、偏向電力指数 (Li^2) が小さいほど低くなる。単純化した偏向システムにおける Li^2 は

(1) 式で表される。内径を小さくし磁界の有効長を長くするほど Li^2 を低減できるが、内径を小さくすると電子銃が小口径となりビームスポットの収差が増加するので解像度とのトレードオフとなる。また長さの限界は、偏向されたビームがガラスの内壁に接触して蛍光面に到達しなくなるネックシャドウ現象によって制限される。

$$Li^2 = k \{ D_0 D_a E \sin^2(\alpha/2) \} / l \quad (1) [3]$$

Table 2 VESAフォーマットの抜粋 [4]

表示フォーマット 横×縦 (dot)	水平周波数 (kHz)	垂直周波数 (Hz)	ビデオ周波数 (MHz)
640×480	43.3	85	36.0
1024×768	68.7	85	94.5
1280×1024	91.1	85	157.5
1600×1200	106.3	85	229.5

L : インダクタンス, i : 偏向電流, D_0 : コア内径, D_a : コイル内径, E : 加速電圧, α : 偏向角度, l : コイルの長さ, k : 定数

2. CRTモニターの基本動作

Fig. 5にCRTモニターの基本構成図を示す。CRTモニターは水平、垂直同期信号とアナログビデオ信号で動作する。これらの信号のタイミングは、VESA (Video Electronics Standards Association) 規格において多くの表示フォーマットが標準化されている。(Table.2参照) モニターの汎用性を高めるためには、多様な表示フォーマットの信号

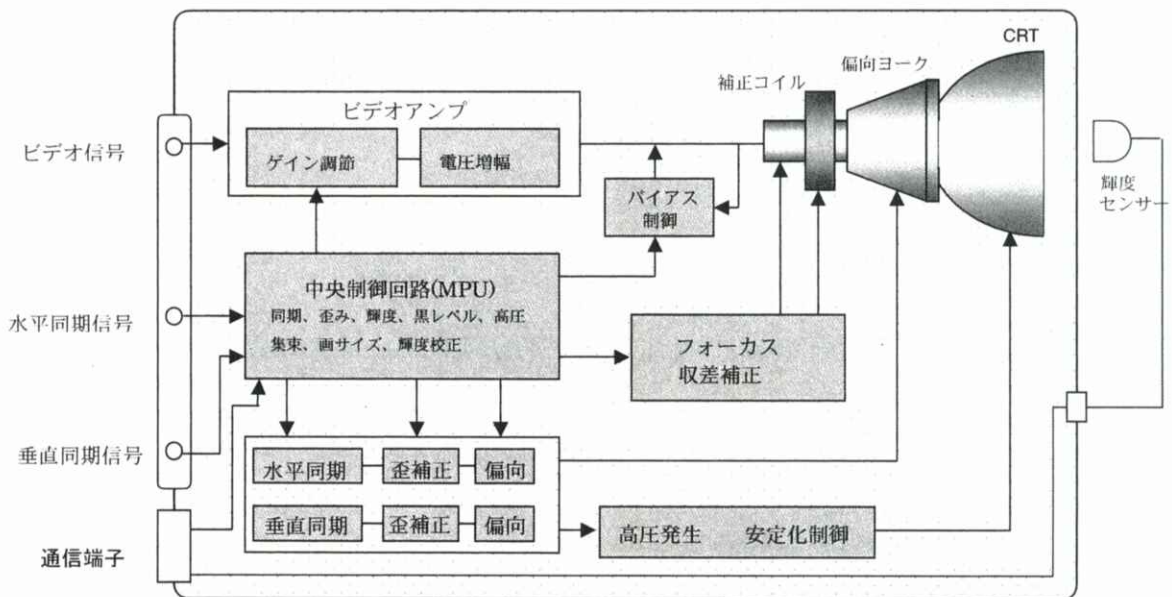


Fig.5 CRTモニターの基本構成図

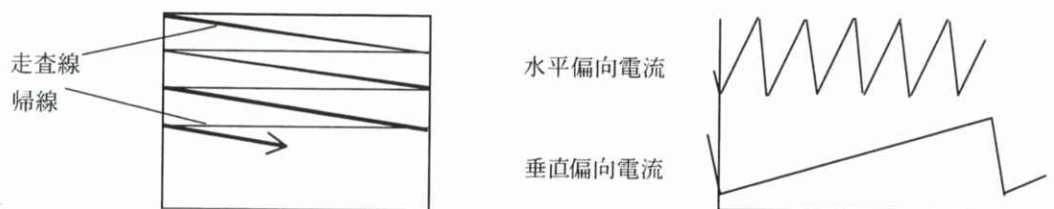


Fig.6 走査線と偏向電流

を入力したときに無調整で所望の表示をするのが理想的であるが、これを実現したのがマルチスキャンモニターである。その機能を実現するために、アナログ回路を制御するためのデジタル制御システムが内蔵されており、現在のCRTモニターの主流となっている。

2.1 偏向回路

偏向回路は走査線を形成するために偏向ヨークの水平、垂直コイルに鋸歯状波電流を供給する回路である。水平偏向には共振回路を利用したエネルギー効率の高いスイッチング方式が、垂直偏向にはアナログアンプが用いられる。次ページのFig. 6に走査線と偏向電流の概念図を示す。

2.2 ビデオアンプ回路

ビデオアンプはCRTの輝度変調をするための広帯域大出力電圧のアナログアンプであり、G1-Kを駆動するために40～70Vppの輝度変調信号を出力する。表示品質を決定する上で周波数特性が重要なファクターとなる（一般に最大ビデオ周波数の1/2の帯域幅を目標に設計されることが多い）。またモニターに入力される信号自体がビデオボードや信号伝送系の影響で歪んでいる場合もあり、モニターのビデオアンプ側で周波数特性を補正しなければならないこともある。

2.3 高圧電源回路

高圧リップルによる表示画面のノイズ避けるため、水平走査に同期した高圧電源が使用される。高圧値が変動すると画面サイズが変動し、その変化は高圧値の変化のほぼ平方根に反比例する。表示輝度の変化で高圧値が変動すると画面歪みが生

ずるため負荷電流の急変に対して電圧変動の少ない高圧電源が要求される。高輝度モニターでは通常22～27kV、出力電流0.5～1mA程度の応答速度の早い安定化高圧電源が用いられる。

2.4 補正回路

CRTと偏向ヨークの動作で原理的に発生する画面歪みとデフォーカスおよび両デバイスの製造上のバラツキを補正するために、様々な関数波形の生成を伴った補正回路が用いられる。

(1) ダイナミックフォーカス

電子ビームの集束距離を偏向距離に応じて変化させ、蛍光面全域で集束させるための機能で、Fig. 1のG4に集束距離に応じた補正波形の電圧を加えてレンズの焦点距離をコントロールする。

(2) 画面歪み

偏向ヨークに流す鋸歯状波電流をコントロールして補正する。フラットフェース化により従来管よりも糸巻歪みが大きくなり高次の補正関数波形を必要とするため、アナログ演算回路よりも精度の高いDSP (Digital Signal Processor) を用いて複雑な補正波形を生成することもある。

(3) スポット歪み

高精細度モノクロームモニターでは電子ビームが偏向磁界に入る直前に補正コイルを配置し、ビームを偏向磁界で生ずる収差とは逆の方向に変形させることにより補正する。スポットの収差形状は表示画面の位置によって異なるため、補正電流を偏向位置に応じて変化させ、画面全域で収差を最小にする。

(4) カラーコンバージェンス

セルフコンバージェンス型の偏向ヨークが使用されるので基本的にはコンバージェンス補正回路

を必要としないが、高精細モニターでは微小なミスコンバージェンスを補正するための回路を設けたものもある。CRTネックに補正コイルを配置しこれに電流を流すことにより行う。Greenの表示位置に対してRedおよびBlueの表示位置を全体的に動かす静コンバージェンスと、画面を幾つかのエリアに分割してエリア毎に独立に調整する動コンバージェンスが併用される。

(5) カラーピュリティ (色純度)

一般のPC用モニターでは調節機能を持たないものが多いが、高度な色再現性が要求される用途ではピュリティの微調整機能を装備している。地磁気の影響によるミスランディングを防ぐためにCRTのコーン部にコイルを配置しこれに直流電流を流して補正する。画面を見ながら手動で調節する方法と、地磁気センサーを内蔵し自動的に補正する機能をもったものが実用化されている。

3. CRTモニターの表示特性

3.1 輝度とコントラスト

カラー管では蛍光面からの外光反射を低減するために、蛍光体ドットの周囲をカーボンで埋めるブラックマトリックス (BM) 処理 (Fig.7) がなされ、更にパネルの透過率を下げてコントラストを改善する方法が採用されている。

3.2 外光反射の低減と帯電防止

外光反射を低減するため、パネルガラス表面には反射防止処理が施されている。高精細モニター

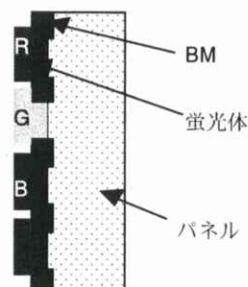


Fig.7 BM処理

では、AR (Antireflection Coating) 方式が用いられる。ガラス表面に低屈折率と高屈折率の透明な薄膜を多層コートし、入射光と反射光を1/2波長の位相差をもたせることによって反射光を打ち消す方法である。

帯電防止はCRT管面に透明な低抵抗層をコートし、これを接地することにより対策される。

3.3 グレースケールとガンマ特性

正しい階調表現を得るために、CRTのG1~K間のバイアス設定 (輝度調節) とビデオアンプのゲイン設定 (コントラスト調節) が重要である。

CRTモニターの入力信号に対する輝度出力特性は非直線であり、(2)式の計算値で2.2~2.7程度のガンマ値を示す。Fig.9にビデオ入力電圧と輝度出力特性を示す。

$$\gamma = \log(L_2/L_1) / \log(E_2/E_1) \quad (2)$$

CRTモニターは通常輝度 (Brightness) と Contrast 調節器を備えているが、調節手順は最初にBrightness調整器で黒レベルの輝度を、次にContrast調整器で白レベルの輝度を調節する。この手順を誤ると正しい階調が表示できなくなることがある。

3.4 モアレ

解像度を上げるためにはビームスポットサイズの縮小が求められるが、カラー管では表示データが色選別用マスクによりサンプリングされるため、スポット径を小さくしていくほどモアレが目立ち易くなる。SM管では走査線モアレとビデオモアレが、AG管ではビデオモアレのみが発生する。

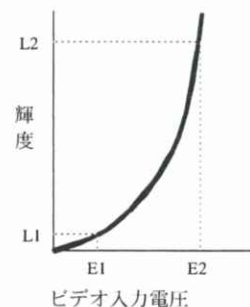


Fig.9 入出力特性

マスクピッチとスポットサイズの設計にあたっては表示画面サイズ, 使用する表示フォーマット(走査線数, 水平表示ドット数)でモアレが目立たないような配慮がなされている。

3.4 グレースケールと輝度制限回路

通常のCRTモニターではCRTや回路が過負荷になるのを防ぐため平均ビーム電流の制限回路が設けられている。白ピーク輝度が高く設定されているモニターでは広い面積に高輝度の白が表示された場合, 平均ビーム電流が過大になりカソードや駆動回路が過負荷となる。このような現象を防ぐため平均ビーム電流がある値以上になると, ビデオアンプのゲインを低下させるための負帰還回路が作動する。この回路は通常大きな時定数を持っているので階調性は失われない。高輝度を必要とするモノクロームモニターでは, 定格のビデオ入力電圧範囲内で負帰還が作動しないように設定されていることが多い。

3.5 解像度

解像度の表記には色々な方法が用いられているが, スポットサイズで表記する場合は通常半値幅で示され, 空間周波数特性で表す場合は横軸に信号のon/off表示密度, 縦軸に変調度のグラフで表される (Fig. 10b)。

スポットの輝度分布は走査線と直角方向の断面ではそのままの形状を示すが, 走査線方向の断面では水平偏向の影響で幅が広がるため解像度は低下する傾向にある (Fig. 11)。

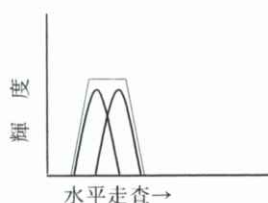


Fig.11 水平走査によるスポットの拡大

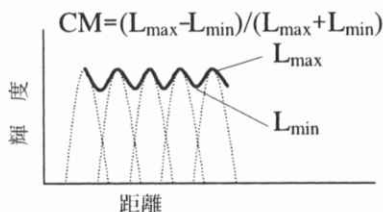


Fig.10(b) 変調度

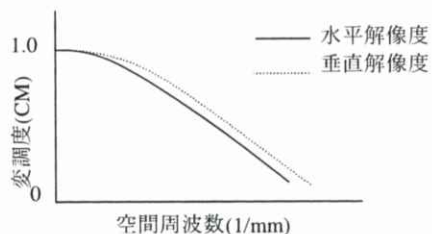


Fig.10(a) 空間解像度

3.6 輝度劣化の要因

CRTの輝度劣化の要因は, 大きく3つに分類できる。電子銃のG1-K間のカットオフ電圧ドリフト, カソード電子放出能力の低下および蛍光体の発光効率低下である。特別な補正回路を持たない場合は, カットオフ電圧ドリフトの影響が他の2つの劣化要因に比べ, 輝度低下の大きな部分を占める。一般にCRTのカットオフ電圧は使用期間とともに次第に低くなる方向（黒レベルがづぶれる方向）に変化していく。そのため輝度調節を定期的におこなう必要があるが, この変動を自動的に補正する回路を用いたものが実用化されている。動作原理は垂直偏向の帰線期間にCRTのカソード電流を検出しその電流値を基準値と比較してバイアス電圧をコントロールする方法であり, 長期にわたって安定な黒レベルを維持することができる。また電源投入直後からCRTが熱的に安定するまでの間の, カットオフ電圧初期ドリフトに対しても効果的である。

3.7 輝度補正

医用画像表示用のモニターでは, 読影条件の変化を避けるために輝度の低下を定期的に補正する必要がある。また隣り合ったモニターの輝度やガンマを揃えることも読影現場では重要である。

通常用いられる方法は, 電子銃のG1-K間カットオフ電圧のドリフトは, モニター内部のフィードバック回路で補正する。カソード電子放出能力の低下および蛍光体発光効率の低下を含む総合輝度低下は, CRT管面輝度をセンサーで検出し基準値と比較することによって, ビデオアンプのゲイ

ンを自動的に設定する。この設定は専用のアプリケーションソフトウェアを用いて行なわれる。

またガンマ補正はパソコン内に装着されたビデオボードのルックアップテーブル（LUT）のデータを、アプリケーションソフトウェアで任意に設定することによって行なわれる。輝度およびガンマを設定するためのアプリケーションソフトウェアは、通常キャリブレーションソフトと称し各社から販売されている。

Fig. 12に輝度低下補正の概念図を示す。カーブcは蛍光体発光効率の低下を、dはカソード電子放出能力の低下を示している。aはカットオフ電圧の変動を含めた総合輝度劣化特性である。カーブbはカットオフドリフト補正回路を内蔵し、定期的に輝度センサーを用いてキャリブレーションを実施した場合の輝度の劣化特性を示している。

4. CRTモニターの管理方法

4.1 CRTの寿命

前述のように主に三つの劣化要因がCRT（Tube）の寿命を決定するが、モニター内部には輝度補正システムを経由して輝度劣化を補充するための回路マージンを有しており、その値はモニターの設計や輝度設定条件によって異なるので、同一のCRTを使用したモニターであったとしても一概にモニターの寿命を言及することができない。一例として輝度補正回路を全く有しないモニタ

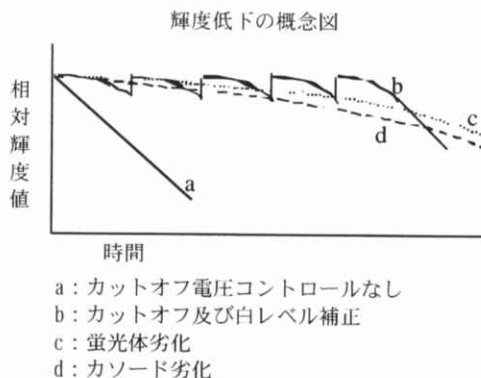


Fig.12 輝度低下の概念図

ーの場合、初期値の80%に低下するまでの時間は電子放出能力が約16,000時間、蛍光体B4は約9,000時間であり、この劣化にカットオフ電圧の低下を含めると約5,000時間で輝度が約50%に低下する。

CRTの延命策としては不必要な通電時間や表示時間を減らすことであり、そのためにはスクリーンセーバーとパワーセーブ機能を利用するのが有効である。

4.2 使用環境の整備

CRTモニターの表示能力は、周囲の照明環境によって大きな影響を受ける。

(1) 外光の影響

蛍光体のボデーカラーは比較的明度が高い。そのため管面に外光が照射されると、蛍光面および管面からの反射により画像データとのコントラスト比が低下して低輝度領域の階調識別性能が低下する。そのため窓からの光や室内照明光が直接管面に当たらないように、モニターの設置や照明方法を考慮する必要がある。近傍にシャーカステンがある場合も同様である。この点で最近開発されたフラットCRTモニターは、外光の写り込み範囲が狭いので反射光が観測視野に入る割合を低減するのに効果があると報告されている。[5]

(2) 外部磁界の影響

CRTはカソードから放出された電子が蛍光面に到達するまでの距離が長いので周囲磁界の影響を受けやすい。周囲磁界が地磁気のように直流磁界の場合は表示の位置ずれや傾きが生じ、交流磁界の場合は画像の揺れが生ずる原因となる。特にCRTモニターは偏向ヨーク自身が交流磁界の発生源であり、僅かではあるが漏洩磁界がモニターの外部にリークしている。そのため特に垂直走査周波数の違うCRTモニターを隣接して使用する場合は、揺れが発生しないよう十分な配慮を必要とする。また設置場所を変更した場合は、周囲の磁界環境が変化している可能性が高いので、表示の位置ずれや傾きが発生していないか確認することが必要である。最近では外部直流磁界を検出し、表示画面位置のずれを自動的に補正する方式のCRT

モニターも開発されている。

(3)湿度の影響

CRTモニターは、22～27kVの高圧がアノードに印加されているため、結露が生じた状態で通電するとリーク放電を引き起こす可能性がある。長時間低温にさらされたモニターを温かい部屋に持ち込んだ場合は結露している可能性があるので、しばらく放置して結露が消えてから通電することが必要である。

(4)静電気の影響

帯電防止処理をしないCRTの管面は表面抵抗が極めて高く、電源投入時に管面にチャージした静電気が消えるまでにかなりの時間を要する。この静電気は周囲の粉塵を引き付け、管面の透明度を損なう。画像の認識性を保つため、定期的な管面クリーニングが必要である。最近のCRTは静電気のチャージを瞬時に消すために表面抵抗の小さい透明導電膜のコーティングを施すのが一般的にな

っている。

文 献

- [1] DietchL, et al.: Performance of High Resolution Flat Tension Mask Color CRTs, SID 86 Digest, 322.
- [2] William S and Yen M: Phosphor Handbook, 511-520, 1998.
- [3] Fink DG, et al.: Television Engineering Handbook, 6.2-6.3, 1957.
- [4] VESA Standards Monitor Timing Specification V.1.0 Rev.0.8, 2000.
- [5] Furukawa T, Fujioka K, et al.: A 22-in. Flat-Screen Gray Scale Monitor for Radiographic Imaging, SID 00 Digest, 1238-1241.

[技術セミナー]

両面集光技術と高密度読み取り技術による

CRマンモグラフィーの高画質化

荒川 哲

富士写真フイルム(株)宮台技術開発センター
〒258-8538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798

Improvement of CR Mammography Using Dual side Reading and 50 μm Sampling

Satoshi ARAKAWA

Fuji Photo Film Co., Ltd.

Miyanodai Technology Development Center, Miyanodai 798, Kaisei-machi, Kanagawa 258-8538, Japan

1. はじめに

マンモグラフィーは乳がんの早期発見に対して有効な手段として欧米においては一定の年齢以上の女性はマンモグラフィー検査を受けることが推奨されている。

一方、国内における乳がん検診は視触診を中心に行われてきたが、1998年4月にまとめられた厚生省「がん検診の有効性に関する研究班」の中で乳がん検診に関して「視触診は有効性を示す根拠は必ずしも十分でない」との見解を示し、欧米で有効性が確認されているマンモグラフィーの導入が望ましいとしている。また、乳がんの発生率も欧米ほどには至っていないが、近年急速に増加する傾向にある。

このような状況からマンモグラフィーの重要性は今後増加していくものと考えられ、CRマンモグラフィーに対してもより高画質な性能が期待されてきている。

ここでは、CRマンモグラフィーシステムの高画質化を実現する技術として、画像のS/Nを向上させる両面集光技術と石灰化の形状診断に有効と言われている高密度画素化(50 μm 画素)技術について紹介する。

2. 両面集光を用いたCRマンモグラフィーの画質改良

2.2 両面集光読取技術

CRシステムのノイズには照射されたX線の空間的な揺らぎによるX線フォトンノイズ、光検出器(光電子増倍管)の光電面における時間的なゆらぎによる光量子ノイズ、イメージングプレート(IP)の構造ノイズ、電気系ノイズ、量子化ノイズなどがあり、実用X線線量領域ではX線量子ノイズと光量子ノイズが大部分を占める事がわかっている[1,2]。

X線量子ノイズを低減するためには、X線吸収の増加が最も効果的であり、光量子ノイズを低減するためには、光検出器で検出可能なIPの輝尽発光量の増加が最も効果的である。これらを実現するためにはIPの蛍光体層を厚くしてX線の吸収を増やしてやれば良い。しかし、Fig.1のような従来の読取システムでは、IPの膜厚を増やしても蛍光体層の深部(レーザー励起側から遠い領域)で発生した輝尽発光は、散乱体である蛍光体層を通過して表面側に配置された光検出器に到達しなければならないので、検出器で検出される割合は小さくなる。つまり、蛍光体層を厚くすることにより、吸収されるX線及びそれに比例する輝尽発光

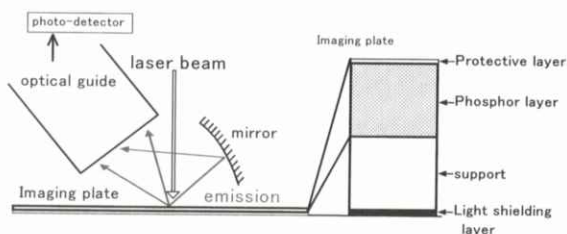


Fig.1 Single side reading system

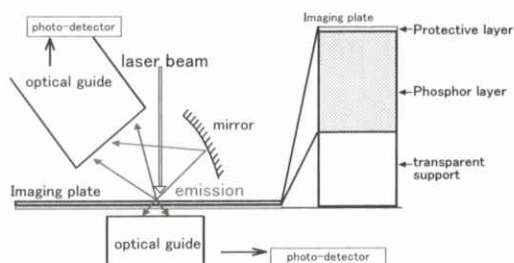


Fig.2 Dual side reading system

は増やすことはできるが、それらがすべて検出器で検出されるわけではなく有効に検出できる信号量の増加には限界がある。

そこで、Fig.2に示す両面集光IP読取システムが提案されている。この方法では、IPの支持体を透明化するとともに蛍光体層の深部で吸収されたX線に対応する輝尽発光も効率よく検出するためにIPの支持体側にも光検出器を配置している。励起光入射側（表面）及び支持体側（裏面）の両方で光検出器に検出された画像データは後述する適切な加算比で加算され最終画像となる。

この方法では、従来有効に利用することができなかった蛍光体層深部の情報も効率よく取り出すことができるため、表面側の検出器からの情報と合わせて利用することでより多くの情報を利用することが可能になる。さらにFig.2に示すような厚い蛍光体層のIPを組み合わせることで本質的なX線吸収量も増やすことが可能となる [3]。

2.2 CRマンモグラフィーへの適用

マンモグラフィーで使用されるX線はエネルギー

ーが低いため1つのX線量子で生成される輝尽発光量子数が少ないという特徴がある。このため、CRマンモグラフィーでは一般撮影系よりも光量子ノイズの割合が多くなると考えられる。

一方、CR画像のノイズ構成比を画像空間周波数別にみると、高周波領域ほど光量子ノイズの全ノイズに占める割合が高くなっている。

従って、CRマンモグラフィーに両面集光IP読取を適用し光量子ノイズを低減することができれば、高周波画像領域でも画質向上が可能と考えられる。

マンモグラフィーでは、微小石灰化の描出等の目的で高周波画像情報も重要であるため、両面集光IP読取により高周波画像領域まで画質向上ができることは非常に有用と考えられる。

2.3 空間周波数別の加算処理

Fig.3にCRマンモグラフィー両面集光IP読取システムで得られた表面画像と裏面画像のNEQ（Noise Equivalent Quanta：等価雑音量子数）を示す。評価に用いたX線源はMoターゲット、Moフィルタ0.03mm、被写体想定フィルタとしてアクリル40mmを使用し、撮影管電圧28kVp、撮影線量は18 mR(4.64×10^{-6} C/Kg)である。

Fig.3に示した表面画像及び裏面画像を加算し

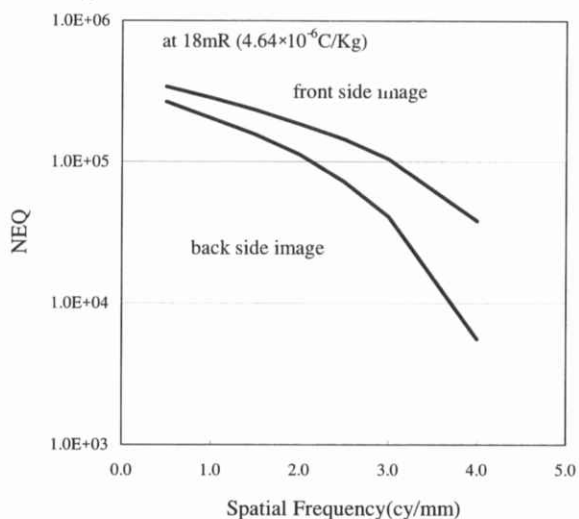


Fig.3 NEQ Spatial Frequency Dependence

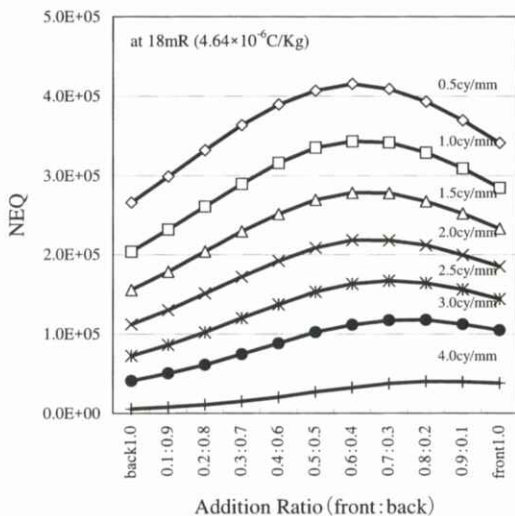


Fig.4 Dependency of NEQ on Addition Ratio at Each Spatial Frequency

た加算画像のNEQを加算比率の関数としてFig.4に示す。Fig.4からわかるように最適なNEQが得られる加算比率は空間周波数により異なっている。例えば、低空間周波数領域では表面画像と裏面画像の加算比率は0.6:0.4程度の場合が最適であり、高空間周波数になるに従って表面画像の比率を大きくしたところに最適加算比率が存在している。また、高空間周波数でも加算画像によりNEQが向上しており、例えば3c/mmでは表面画像と裏面画像の加算比率を0.8:0.2程度とすることで最適なNEQを得ることが出来る。

つまり、加算画像で最大のNEQを得るための加算比は空間周波数ごとに異なり、全ての空間周波数で最高画質を得るためには空間周波数ごとに

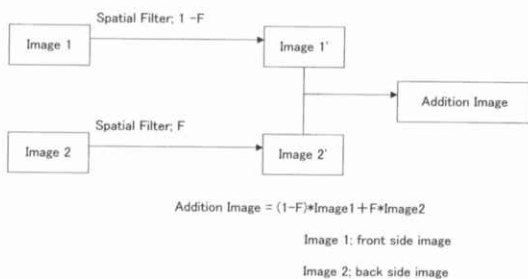


Fig.5 Frequency-Specific Addition by Use of Spatial Filter

異なる加算比で加算されることが必要となる。

周波数毎に異なる比率での加算を実現させる方法として、一般にはフーリエ変換を用いた方法が用いられる。しかし、フーリエ変換を用いた方法は、演算速度やメモリ容量の観点で装置に実装することは現実的ではない。そこで、Fig.5に示すような比較的少ない演算量で周波数別加算が実現出来る空間フィルタリングによる手法を採用している。この方法によれば、少ない演算量で2つの画像をすべての周波数において最適加算比で加算することが可能となる。

Fig.5に用いる空間フィルタの形状の例をFig.6に示す。フィルタ1-FとフィルタFの形状はFig.4における各周波数での最適加算比に一致している。従ってFig.5に示した空間フィルタリングによる加算方法にFig.6のフィルタを適用すれば実質的に全ての空間周波数において最適加算比率で2つの画像を加算していることになる。

Fig.7は、Fig.6で示したフィルタを用いて加算を行った加算画像のNEQを示す。同時に従来の片面集光IP読取のNEQも図に示してある。この空間フィルタを用いた両面集光加算処理を行うことにより全ての空間周波数で従来の片面集光IP読取方式に比べて大幅に画質が向上していることがわかる。

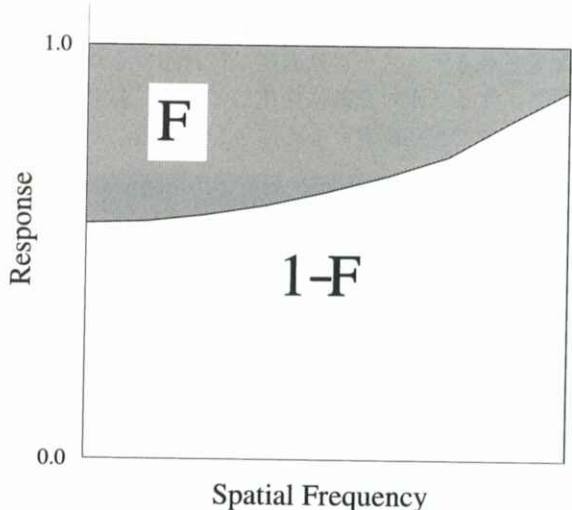


Fig.6 Shape of Addition Filter

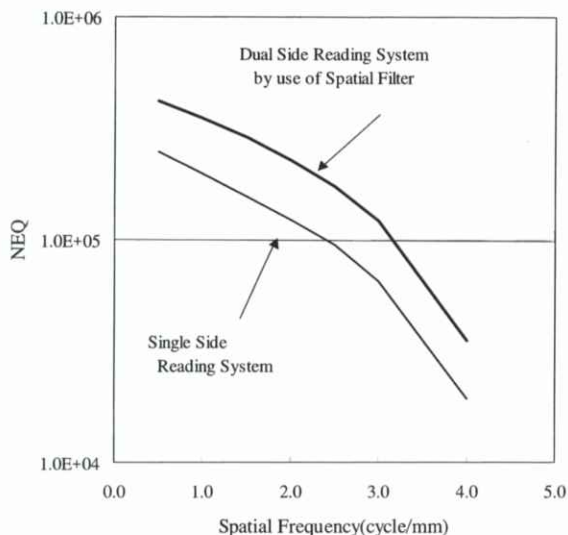


Fig.7 NEQ after Addition

3. CD-MAMによるファントム画像評価

3.1 CD-MAMによる評価方法

マンモグラフィーの検出能評価のひとつとして Fig.8に示すCD-MAMファントム (NUCLEAR ASSOCIATES: 18-227) が使われるようになってきている。CD-MAMファントムでは正方形に区切られた各領域の中央に1個と4隅のいずれかに一箇所にディスクが配置されている。各領域に配置されるディスクは列方向、行方向でそれぞれ厚さ、サイズが対数的に変化しており、各ディスクサイズで視認限界となる厚さを求めることによ



Fig.8 Image of CD-MAM Phantom

りシステムの性能を評価するものである。

つまり、同一のディスクサイズの場合、より薄いディスクまで視認出来た方がそのディスクサイズにおけるコントラスト分解能が優れていると言えることができる。

3.2 CDダイヤグラムによる評価結果

両面集光IP読取システムと従来の片面集光IP読取システムでのCD-MAMファントム評価結果を Fig.9に示す。評価に用いたX線源はMoターゲット、Moフィルタ0.03mm、付加フィルタとしてアクリル40mmを使用、撮影管電圧28kVp、グリッド使用、撮影線量はスクリーンフィルム (S/F) システム (UMMA-HC/UM MAMMO FINE) で適正濃度を得るための必要線量同等とした。

Fig.9のRP (Response Processing) は従来のボケマスク法による周波数処理であり、MFP (Multi-objective Frequency Processing) は周波数帯域ごとに適切な強調処理が可能なマルチ周波数処理を表す [5]。

Fig.9からわかるようにすべてのディスクサイズで片面集光IP読取システムよりも両面集光IP読取システムのコントラスト分解能が高い。たとえば、ディスクサイズ0.2mmにおける評価値は、片面集光IP読取システムで0.41 μ m, RP処理を適用した両面集光IP読取で0.28 μ mと大きな向上が見られる。さらに、両面集光IP読取システムにMFP処理

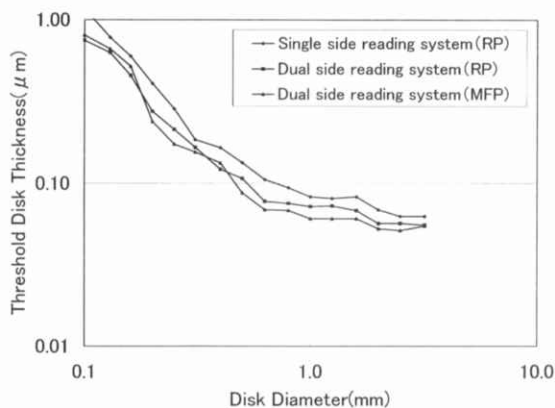


Fig.9 CD-Diagram

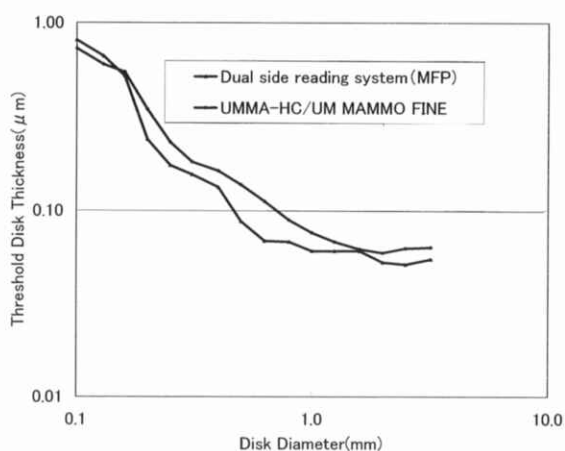


Fig.10 CD-Diagram

を組み合わせること同ディスクサイズでの評価値は $0.24\mu\text{m}$ となりコントラスト分解能はさらに向上している。

MFP処理を適用した両面集光IP読取システムとS/Fシステム (UMMA-HC/UM MAMMO FINE)でのCD-MAMファントム評価結果をFig. 10に示す。(評価条件は前記同様)図からわかるように、本システムのコントラスト分解能は、ディスクサイズ $0.10\sim 0.16\text{mm}$ の高周波領域でS/Fシステム同等、ディスクサイズ 0.2mm 以上の中～低周波領域ではS/Fシステムより高いといえる。これらの結果より、従来S/Fシステムとの比較においてほぼ同等と評価されていた腫瘍・繊維組織についてはより高い診断性能が得られ、一方石灰化の検出能についてもS/Fシステム同等の診断性能が得られると考えられる。

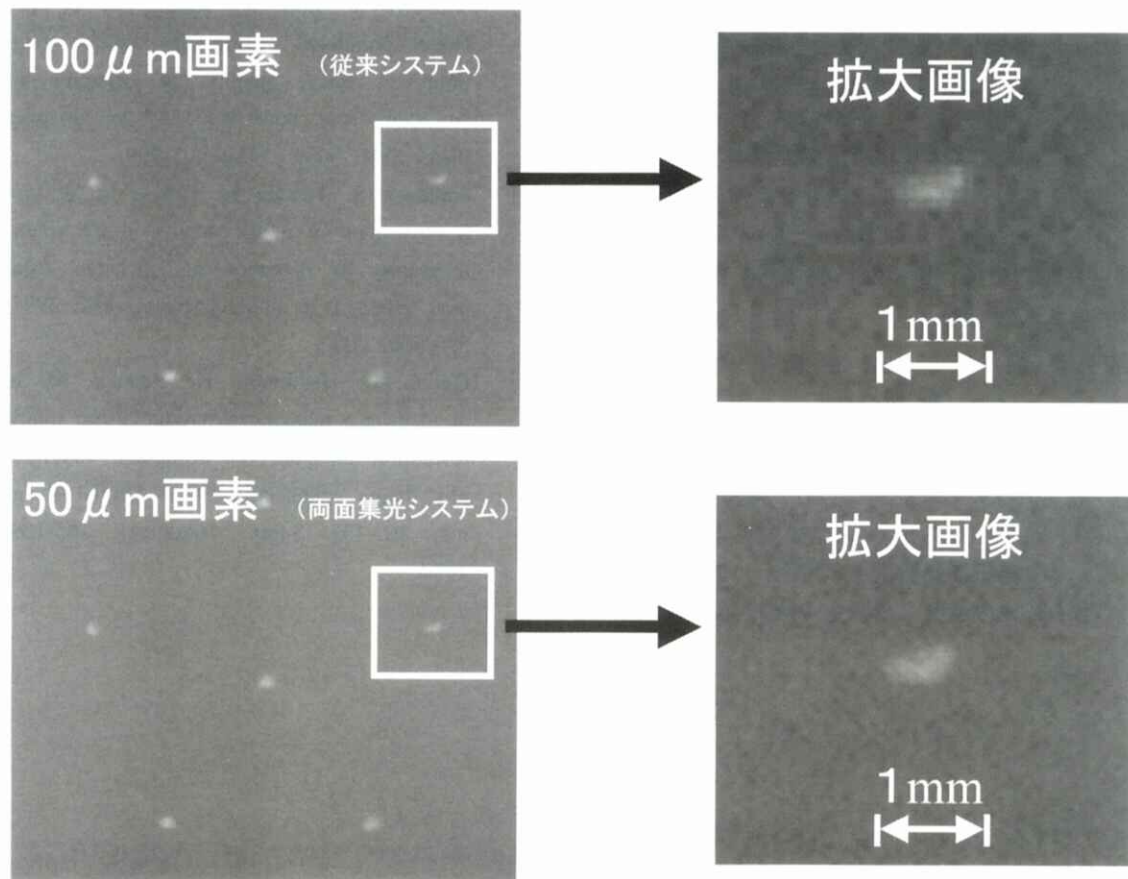


Fig.11 Micro Calcification Image of RMI 156 (Magnified Image)

4. 高密度化

マンモグラフィーの診断において前述のCD-MAMで評価できる各種大きさの陰影の検出能に加えて、微小石灰化の形状を見分けることが必要と言われており、従来のCRマンモグラフィーシステムの画素サイズ(100 μ m)では不十分ではないかとの議論があった。

そこで、両面集光IP読取システムによるS/Nの向上に加え、50 μ m画素化技術の検討を行い、以下の技術を導入した。

- ① 読取の高密度化技術(レーザービーム径の最適化、両面集光の加算化処理の最適化など)
- ② 高密度化に対応するIP設計の最適化
- ③ 高速データ処理技術(4倍のデータ量に対する処理能力が必要)

Fig. 11にRMI 156ファントムの疑似石灰化像を50 μ m画素で読み取った画像と100 μ m画素で読み取った画像の拡大写真を示す。100 μ m画素では画素が若干目立ってしまうのに対し、50 μ m画素では疑似石灰化像の形状が忠実に再現されている。デジタルマンモグラフィーの分野では微小石灰化の形状診断のために高密度化が望まれていたが、50 μ m画素の画像では十分に形状診断への適用が可能と考えられる。

5. おわりに

以上に述べた技術はFCR5000MAシステムとしてカセットシステムに導入され、高S/N化を図ると共に、従来のシステムの2倍の高密度化を実現して、より精細な画像表現を可能にしている。

これらの読み取りシステムの技術に加え、マン

モグラフィーにより適した画像処理も同時に開発されつつあり、その効果と合わせて、マンモグラフィーの診断性能向上に寄与できるものと考えている。

文 献

- [1] Arakawa S, Saotome S, Ishida M, et al.: Quantitative spectral analysis of the noise components in the computed radiography, Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 29(1)17, 1991.
- [2] Ogawa E, Arakawa S, Ishida M, et al.: Quantitative analysis of the image performance for computed radiography systems, SPIE 2432, 421-432, 1995.
- [3] Arakawa S, Itoh W, Kohda K, et al.: Novel computed radiography system with improved Image quality by detection of emission from both sides of an imaging Plate, SPIE 3659, 572-581, 1999.
- [4] Arakawa S, Yasuda H, Kohda K, et al.: Improvement of image quality in CR mam-mography by detection of emissions from dual sides of an imaging plate, SPIE 3977, 590-600, 2000.
- [5] Ogoda M, Hishinuma K, Yamada M, et al.: Unsharp masking technique using multi-resolution analysis for computed radiography image enhancement, J. of Digital Imaging, 10 (3), Suppl. 1(August), 185-189, 1997.

I 平成13年度秋季（第131回）大会記事

平成13年度秋季（第131回）大会を下記のように開催しました.

日 時：平成13（2001）年10月20日（土），21日（日）

場 所：財団法人愛媛県総合保健協会 2F会議室

特別講演 1

「こうあって欲しい医用画像情報」

松山成人病センター副センター長 長尾充展先生

特別講演 2

「肺がんデジタル検診の舞台裏」

財団法人愛媛県総合保健協会事業部主幹 大石茂雄先生

見学会

愛媛県デジタル健診システム，検診車など見学

研究発表会

- 1) 50 μ mサンプリング間隔の乳房X線画像を利用した微小石灰化像の良悪性鑑別システムの開発
原 武史，藤田広志，遠藤登喜子*，岩瀬拓士**，笠井 聡***，
加野亜紀子***，吉村 仁***
岐阜大・工・応用情報，*国立名古屋病院・放射，
愛知県がんセンター病院・乳腺外，*コニカ株
- 2) Frequency analysis of CSF Flow on cine MRI in normal pressure hydrocephalus
Tosiaki Miyati, Hiroshi Fujita*, Mitsuhiro Mase**, Toshio Kasuga, Tatsuo Banno** and Kazuo Yamada**
Kanazawa University, *Gifu University, **Nagoya City University
- 3) MRIにおけるRFパルス特性改善を目的としたRFパルスに関する研究
久場 匡，山口弘次郎，梅沢栄三，小原 健
藤田保健衛生大・衛生
- 4) 診断用X線装置の90°散乱X線スペクトル測定法の検討
松本政雄，小縣裕二，窪田英明，谷口 明*，金森仁志**
阪大・医・保健，*東洋メデック，**京都工繊大名誉教授
- 5) マンモグラフィ用ファントム画像の画質の検討
松本政雄，一丸恭伸，末兼浩司，今村恵子*，江原範重*，金森仁志**
阪大・医・保健，*聖マ医大・放射，**京都工繊大名誉教授
- 6) MRIのSAR低減を目的としたRFパルスに関する研究
安田成臣，山口弘次郎，梅沢栄三，小原 健
藤田保健衛生大・衛生

- 7) MRIにおけるスライス厚と信号強度特性評価
伊藤栄里子, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 小原 健
藤田保健衛生大・衛生
- 8) MRIの磁気標識特性評価に関する研究
山口弘次郎, 武藤晃一, 梅沢栄三, 小原 健
藤田保健衛生大・衛生
- 9) Measurements of MTF and SNR(f) using a subtraction method in MRI
Tosiaki Miyati, Hiroshi Fujita*, Toshio Kasuga, Kichiro Koshida,
Shigeru Sanada and Harumasa Kasai**
Kanazawa University, *Gifu University, **Nagoya City University
- 10) 新生児頭部エコー像の三次元表示
山本 覚, 福澤理行, 山田正良
京都工芸繊維大・工芸・電子情報
- 11) 局所的なパターンに基づく画像検索
中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子*
岐阜大大学院・工, *国立名古屋病院・放射

Ⅱ 第131回理事会議事録

日 時：平成13（2001）年10月20日（土）

場 所：財団法人愛媛県総合保健協会 2F会議室

出席者 金森会長，大庭，緒方，小島，小林，畑川，藤田，細羽，
松井，松本，小寺

議 題

1) 平成14年度秋季（第134回）大会の開催地について

平成14年度総会および年次（第133回）大会の日程を毎年6月初めに開催される診療放射線技師養成校の連絡協議会と避けるために1週間ずらして6月8日（土），9日（日）とし，8日に開催される医用画像認知研究会との合同開催とすることとした。世話人は佐々木康夫先生（岩手県立中央病院）にお願いする。また，前回年次大会の開催地に決定していた金沢大学医学部保健学科については，秋季大会をお願いすることにした。日程については未定。

2) 平成13年度表彰選考委員長の選出について

小島理事を選任した。

3) その他

- ・6月の総会は名古屋を中心とした中部地区で行われるので，2月に開催される春季大会は東京地区を優先させることとした。第135回大会から実施する。
- ・今後の学会の理念・方針を考えるべきではないかとの意見が出され，議論がなされたが結論が出なかったことから，総務理事を中心として適当な時期に理事数名で検討することとした。時期，メンバーは総務理事に一任。

——— 新 入 会 員 ———

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
557	吉野 進也	帝京大学付属放射線学校 〒173-8605 東京都板橋区加賀2-11-1	TEL 03-3964-7053 FAX 03-3964-7296
558	山本 皓二	三重大学医学部付属病院医療情報部 〒514-0001 三重県津市江戸橋2-174	TEL 059-231-5185 FAX 059-236-0062
559	濱本 健二	津田病院放射線科 〒573-0121 大阪府枚方市津田北町3-30-1	TEL 072-858-8259 FAX 072-858-8971

——— 賛 助 会 員 ———

平成13年11月現在、本学会の賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

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

役 員

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

編 集 後 記

名古屋でのJMCP秋季大会の会場で佐々木先生の訃報に接した。とたんに、あの温厚な顔が浮かんできた。縁あって名古屋大学に勤めるようになり、何度か御一緒させていただいたこともあったが、もうあの笑顔とは永遠に思い出の中でしかお会いできないのかと思うと残念でならない。去年は竹中先生、今年は佐々木先生と学会創設時のお二人の常務理事を相次いで失ったことになる。以前に本学会は過去の栄光の残光で活動していると書いた。お二人の輝くような光を失って、われわれは医用画像情報という船をどこへ持って行こうとしているのか。先人に照らしていただいた道に陰りが出てきた今、自分達自身で照らさなければ道は閉じてしまうであろう。春先から大学の校舎の改修工事を行っていたのが11月に入って終了し、教員の部屋の配置替えがあった、新しく与えられた部屋は偶然にも以前佐々木先生が使われていた部屋と聞く。大学と学会の二つを任されて、さて、どう舵取りをしていけばよいのか。「佐々木先生」と尋ねても、あの笑顔が返ってくるだけである。(こ)

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

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成14年(2002年)1月5日発行

編 集 委 員 会

[編集委員長]

藤田 広志 (岐阜大)

[編集委員]

佐井 篤儀 (新潟大)

滝川 厚 (広島県立保健福祉大)

中森 伸行 (京都工繊大)

原 武史 (岐阜大)

松原 友子 (名古屋文理大)

松本 政雄 (大阪大)

編 集 医用画像情報学会編集委員会

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

岐阜大学工学部応用情報学科内

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

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

発行所 医用画像情報学会事務局

〒461-8673 名古屋市中区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

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

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

印刷所 サンメッセ(株)岐阜支店

〒500-8289 岐阜市須賀1-1-5

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

- M E M O -

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance(JAACC)

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

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

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc.(CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

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

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 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：〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局 小寺吉衛

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

郵便振替口座：00830-7-9195 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 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先，所属 ふりがな

新勤務先，所属 ふりがな

新勤務先住所〒

T E L

F A X

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

T E L

F A X

（注：勤務先，所属，自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

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。

医用画像情報学会（MII）雑誌原稿執筆要領

（平成13年5月5日）

1. 原稿締切 1) 研究会において発表されたもの
原則として、研究会開催日の1ヶ月後必着で投稿をお願いします。査読（論文の場合）と著者校正の期間が必要ですので、期限を厳守して下さい。査読が間に合えば次号に掲載予定です。
- 2) その他 随時
2. 送り先 〒501-1193 岐阜市柳戸1-1, TEL：058-293-2742, FAX：058-230-1895
岐阜大学工学部応用情報学科内
医用画像情報学会編集委員長 藤田広志
e-mail：fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp
3. 原稿の量 印刷上がり原則として10ページ以内
4. 書き方（会誌の「論文」を見て、同じ形式で書くこと。）
 - 1) 全般 ワードプロセッサを用いて、A4用紙に22字×41行で書くこと。
 - 2) 表題 1ページ目に表題、氏名、所属、所在地を書き、続いて英文表題、氏名、所属、所在地を書く。表題は、和文、英文、ともにボールド指定とする。
 - 3) 抄録 2ページ目には、抄録（Abstract）を英文で記述すること（200語以内）。なお、抄録中での改行は不要。
また、英文のキーワードを5つ以内で記載する。
 - 4) 本文
 - ・ 3ページ目から始める（原稿には必ず通しページを付して下さい）。
 - ・ 項目は大項目を1.（センター位置）、中項目を1.1（左寄せの位置）、小項目を1.1.1（左寄せの位置）のように番号づけし、ボールド指定とする。
 - ・ 元素記号、単位、演算記号はローマン指定とする（sinなど）。
 - ・ 手書きのギリシャ文字は読み方を指定、または、ギリシャ文字指定とする。
 - ・ 文献の引用は通し番号を[1], [1, 2], [1-3], [1, 6-9] のように表記する。なお、文中に引用された順に記載すること。
例)「…されている[1-3].」「…であり[2, 3], …」
 - ・ 図と表（Fig.1 Table1）は、ボールド指定とする。

表 記号およびその意味

記 号	意 味	原稿中の指定すべき箇所
~~~~~	ボールド	表題, sectionの表題, 図表引用 (Fig. 1など)
———	イタリック	物理量・変数など
=====	イタボールド	ベクトル量
□	ローマン	元素記号・単位・演算記号など
∨・∧	上付き・下付き	上付き・下付き
Ⓐ・⓪	大文字・小文字	添字など
ギリ	ギリシャ文字	大文字・小文字

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

#### 5) 引用文献の書き方

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

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

[2] Gordon R, Bender R and Herman GT: Algebraic reconstruction techniques for three-dimensional electron microscopy and photography, J. Theor. Biol., 29(12), 471-481, 1970.

[3] Holmquist J, Imasato Y, Bengtsson E, et al.: A microspectrophotometric study of pap-stained cervical cells as an aid in computerized image processing, J. Histochem. Cytochem., 24, 1218-1224, 1976.

[4] Bezdek JC: Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms, 60-69, Plenum Press, New York, 1981.

[5] 福岡大輔，原 武史，藤田広志，他：初期輪郭の自動生成と制御点の統合を含んだ動的領域輪郭抽出法，医画情誌，16(2)，148-152，1999。

[6] 久保 勝：画像工学，101-110，オーム社，東京，1989。

#### 6) 図面（写真）

- ・図は1枚ずつ別紙に用意し，会誌掲載を想定した縮小見本を別途付けること（縮小率を記入）。
- ・図中の文字，記号などはすべて英文字とする。
- ・図の説明文は英字で一括して別紙に書く。
- ・図の挿入位置は本文の右側の余白に朱書きする。

#### 7) 表

- ・表は1枚ずつ別紙に英字で書く。
- ・表の説明文は，表の上に英字で書く。
- ・表の挿入位置は本文の右側の余白に朱書きする。

8) 原稿は，**原版1部とコピー1部**を送付する。また，査読終了後において，使用したパソコンの機種名やワープロソフト名を明記した最終原稿のフロッピーディスク（FD）を提出すること（テキストファイルで十分）。

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

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

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

# 光と語る。

**HAMAMATSU**

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。



## 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

〒250-0862 神奈川県小田原市成田1060番地  
TEL:0465-36-1027 FAX:0465-36-0469  
<http://www.KASEI-OPTONIX.co.jp>

極光株式会社

〒250-0862 神奈川県小田原市成田1060番地  
TEL:0465-36-9116 FAX:0465-37-0841  
<http://www.KYOKKO-LTD.co.jp>

**SHIMADZU**

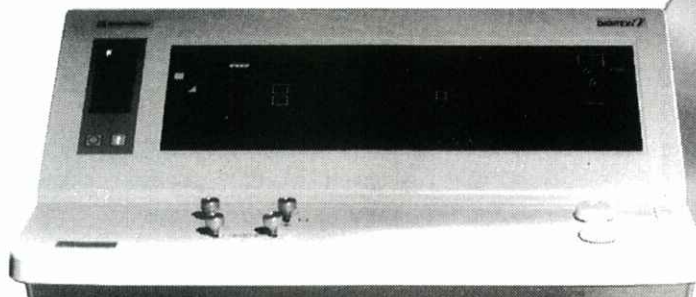
*Solutions for Science*  
since 1875

## 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・高速収集で大好評を  
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

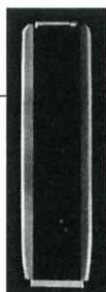
**島津製作所**

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桑原町1 ☎ 医療機器事業部 (075) 823-1271





GE Medical Systems



## インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

私たちが目指しているのは世界品質の医用画像診断装置です。そしてそれを支えるのが、アメリカのGEメディカルシステムズ(GEMS)、ヨーロッパのGEMS-E、GE横河メディカルシステムが中核となるアジアのGEMS-Aの3極体制です。いま、世界の医療の現場で何が起きているか、何が求められているか。それらをいち早く察知し、各拠点が協力しながら、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  
E₂  
CTMAX640  
CTHSpeed Advantage

### MR

磁気共鳴  
断層撮影装置  
SIGNA Advantage I.5T  
SIGNA Advantage I.0T  
Sierra  
MRVetra II  
GE Independent  
Console (IC)

### NUCLEAR

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

### X-RAY

X線撮影装置  
アトミックスL/C-LP  
アトミックスL/C  
アトミックスL/CV/LCN  
アトミックスAFM/AFM-IFC  
アトミックスDXLX  
セノグラフィDMR  
セノグラフィ600T/600TFD/  
セノグラフィ  
ステノスコフ9000/6000  
ステノスコフLE  
AMX-4  
GM-1215  
フレキシ300/700

### ULTRASOUND

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

### NETWORK

画像処理・画像管理  
Advantage Windows  
Dataview



YOKOGAWA

## GE横河メディカルシステム

本社/〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127

営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2

東部支社 (03)3223-8511 西部支社 (06)368-1551

# Konica

## 環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

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

## コニカ株式会社

### メディカルイメージング事業部

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

関西支店・メディカルイメージング部 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル  
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル  
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル  
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

本社・営業部

163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2



# ME Series

高品質・高画質。そして現場での使いやすさを徹底追求した。  
PACSおよび各種モダリティ向けモノクロ高精細モニタシリーズです。

# TOTOKU

高画質フラットCRTディスプレイが充実 TOTOKU MEシリーズ・ラインナップ

ポータブル/ランドスケープ  
200万画素タイプ

CT、MRI画像の  
表示および  
各種モダリティに最適な  
高精度液晶ディスプレイ

●大型(20.8型)のモノクロ液晶パネルを採用し高解像度・高輝度と共に省スペース・省電力を実現 ●10Bit(1024階調)での高階調表示が可能 ●ランドスケープ(横型)/ポートレート(縦型)の切換が可能※1 ●チルト台を外して壁面などにマルチ画面を構成したり、アームを取り付けての使用が可能(VESA規格取付) ●ポート画面(VGA)と高精細の各種医用画像が表示可能 ●解像度2048×1536※2(300万画素) ●最大輝度600cd/mf ●専用ビデオボードとバンドル販売 ●輝度キャリブレーション機能 ●OSD調整 ●USB対応(1UP2DOWNストリーム)  
※1ドライバーによるビデオ切替が必要。 ※2 横置時、縦置時は1536×2048

モノクロ20.8型液晶ディスプレイ

ME311L

●22型完全フラットモノクロームCRT(20V:90°管)を採用 ●ダイナミックフォーカス回路、ダイナミック収差補正回路、高性能ビデオアンプ搭載により超高精細画像を実現 ●解像度1200×1600/75Hz(200万画素) ●最大輝度410cd/mf(P4) ●輝度変動を軽減するためのAKB回路搭載 ●輝度調整機能 ●OSD調整

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME221f

ポートレート  
200万画素タイプ



●22型完全フラットモノクロームCRT(20V:90°管)を採用 ●ポート画面から高精細の各種医用画像まで表示可能なマルチスキャンモニター ●最大解像度1600×1200/85Hz(200万画素) ●最大輝度800cd/mf(P4) ●輝度変動を軽減するためのAKB回路搭載 ●輝度調整機能 ●OSD調整 ●BNCとD-subの2系統信号入力(前面ボタンで切替可能)

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME222f

ランドスケープ  
200万画素タイプ



TOTOKU 東京特殊電線株式会社 MMカンパニー 営業部

〒169-8543 東京都新宿区大久保1-3-21 TEL.03-5273-2022 FAX.03-5273-2091

●大阪支店:06-6352-3541 ●名古屋支店:052-771-1161 ●信越支店:0268-34-5285

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



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

## ■医用規格と保証期間

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

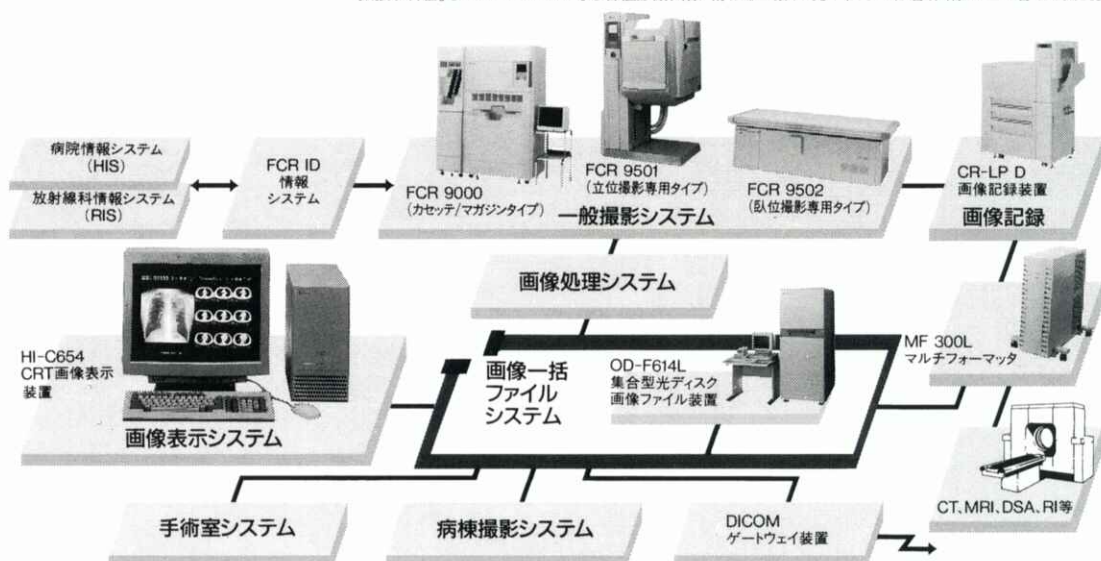
※画面はハズミ合度です。 ※本製品は日本国内仕様であり、日本国外で使用された場合、当社は一切の責任を負いかねます。また、当社は本製品に関して、海外での保守サービスおよび技術サポート等は行っておりません。 ※仕様および外観は、予告なく変更することがあります。

- M E M O -

# FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

## FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



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

# THALES

## 取扱品目

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

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

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

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

HITACHI MEDICAL CORPORATION



## 見えますか？ 生命の尊さ...

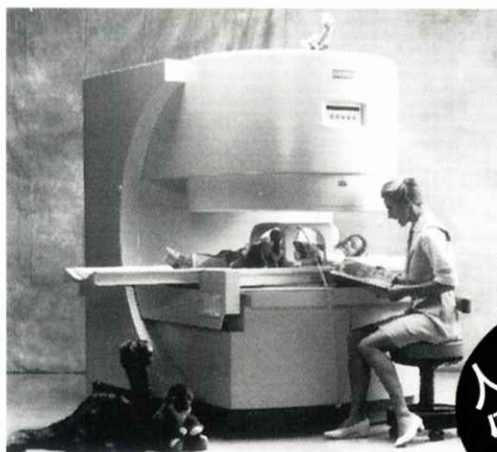
立場は違っても、  
環境が違っても、  
大切なものは同じです。  
はじまりはいつも生命を見つけることから...



株式会社 日立メディコ

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

# SIEMENS



## 世界初のオープンタイプMRI

- イージーアクセス、フリーコミュニケーション実現
- どんな部位でも、マグネットの中心でイメージング可能
- 前後左右に自由に可動するフリーテーブル機構採用
- 関節を動かしてのモーションスタディに最適 ● 新型フラット型アクティブシールド傾斜磁場コイル採用 ● 広範囲にわたる磁場均一性実現 ● 最新アプリケーション対応

人に優しい  
**Open** MAGNETOM

シーメンス旭メディテック株式会社

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