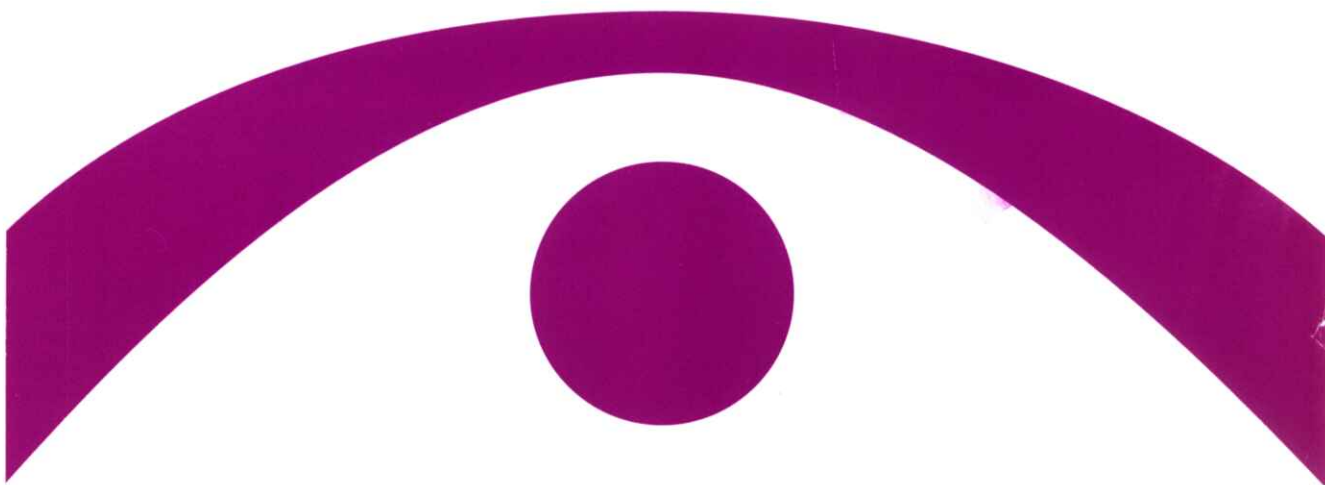


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻123号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.16 No.3 September 1999



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Homepage <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>

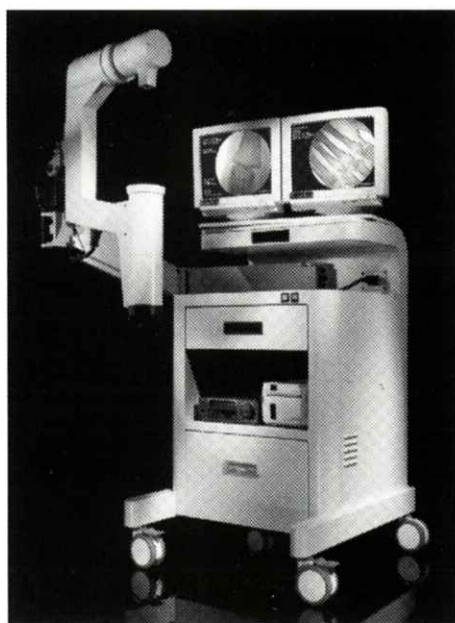
(New) 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

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



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量が実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/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

16巻 第3号 1999年9月

目 次

会 告

平成11年度 秋季(第125回)大会のご案内	会告 1
平成11年度 春季(第126回)大会の予定および演題同い	会告 3
投稿料の徴収について	会告 4

巻 頭 言

知能の証明	小寺 吉衛	146
-------------	-------------	-----

特別講演資料

消化管3D-CT	小倉 敏裕	147
骨軟部腫瘍の画像診断	松本 誠一, 川口 智義, 真鍋 淳	159

論 文

DANTE-tagging Cine MRIから得られた面積収縮率による心室中隔の収縮機能解析	武藤 晃一, 中村 嘉男, 山口 弘次郎, 片田 和廣, 近藤 武, 皿井 正義, 元山 貞子 大島 慶太, 古賀 佑彦, 児玉 行弘 永井 伸枝, 福光 隆幸, 木村 徳典	165
眼底写真における血管解析に関する研究—血管とその交叉部の抽出—	杉尾 一晃, 国枝 孝光, 藤田広志, 原 武史, 河瀬 剛, 小川 和美, 国立 勉	173
白黒濃淡画像におけるニューラルネットワークを用いた動的領域分割と その医用画像への適用	真下 智行, 蔡 篤儀, 山田 功, 小島 克之	179
3重ボアソン過程に従うランダムドットモデルを用いた スクリーン/フィルムシステム画像におけるウィナーズペクトルの数値計算	山田 功, 田中 嘉津夫	186

国際会議報告

IMEKO-XV World Congress報告	小島 克之, 中村 正義	196
------------------------------------	--------------------	-----

会 報

平成11年度 総会および年次(第124回)大会記事
第124回理事会前半議事録
平成11年度総会議事録
第124回理事会後半議事録
平成10年度事業報告, 平成10年度決算報告, 監査報告
平成11年度事業計画, 平成11年度予算案
平成10年度受賞者
新入会員—会員異動届—賛助会員

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ください。

学協会著作権協議会日本複写権センター支部
〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-42-704
Tel 03-3475-5618, Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Science

Vol.16 No.3 September 1999
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.16, No.3)

Contents

Preface

Evidence of Intelligence Yoshie KODERA 146

Invited Lectures

Gastrointestinal Three-dimensional CT Toshihiro OGURA 147

Imaging Diagnosis of Bone and Soft Tissue Tumor

..... Seichi MATSUMOTO, Noriyoshi KAWAGUCHI and Jun MANABE 159

Original Papers

Evaluation of Contractility of Interventricular Septum

Using Percent Area Contraction Derived from DANTE-tagging Cine MRI

..... Koichi MUTO, Yoshio NAKAMURA, Kojiro YAMAGUCHI,
Takeshi KONDO, Sadako MOTOYOMA, Sukehiko KOGA,
Yukihiro KODAMA, Nobue NAGAI, Takayuki HUKUMITSU
and Tokunori KIMURA 165

A Study on Blood Vessel Analysis in Fundus Images:

Extractions of Blood Vessels and Their Intersections

..... Kazuaki SUGIO, Takamitsu KUNIEDA, Hiroshi FUJITA,
Takeshi HARA, Takeshi KAWASE, Kazumi OGAWA
and Tsutomu KUNITACHI 173

Active Region Segmentation of Gray Scale Images

Using Hierarchical Neural Networks and Its Application to Medical Images

..... Tomoyuki MASHITA, Du-Yih TSAI,
Isao YAMADA and Katsuyuki KOJIMA 179

Numerical Calculations of Wiener Spectrum Using a Random-Dot Model

According to Triply Poisson Process for Screen/film System

..... Isao YAMADA and Kazuo TANAKA ... 186

International Conference Report

Report of IMEKO-XV World Congress

..... Katsuyuki KOJIMA and Masayoshi NAKAMURA ... 196

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

1-1 Yanagido, 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 Kodera, PhD

Department of Radiological Technology

Nagoya University School of Health Sciences

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

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

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

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

会 告

平成11年度 秋季（第125回）大会のご案内

平成11年度秋季（第125回）大会を下記のように開催します。今回は学会の35周年記念を兼ねておりますので奮ってご参加ください。

日 時 1999年10月2日（土）～3日（日）

場 所 広島県立保健福祉短期大学 2313講義室（2号館3階）

〒723-0053 三原市学園町1番地の1

連絡先 広島県立保健福祉短期大学 放射線技術科学科 滝川 厚 教授

TEL 0848-60-1196 FAX 0848-60-1226

E-mail takigawa@hpc.ac.jp

2日（土）

14:30～15:00

記念講演 「医用画像情報学会35年のあゆみ」

学会長 金森 仁志 先生

15:00～18:00

研究発表会

18:30～

懇親会 会場：三原国際ホテル（三原駅前）

〒723-0014 三原市城町608

TEL 0848-63-2111

3日（日）

9:30～10:30

特別講演 「放射線の人体に対する影響」

広島県立保健福祉短期大学 学長 澤田 昭三 先生

10:30～12:00

見学会 広島県立保健福祉短期大学

放射線技術科学科の実験・実習室

懇親会・宿泊申込 懇親会 8,500円

宿 泊 7,500円

（シングル、税金・サービス料込み、1泊朝食付）

※ 原則として懇親会と宿泊はセットでお願いします。

※ 9月20日までに郵便、FAX、またはE-mailで滝川先生までお申し込みください。

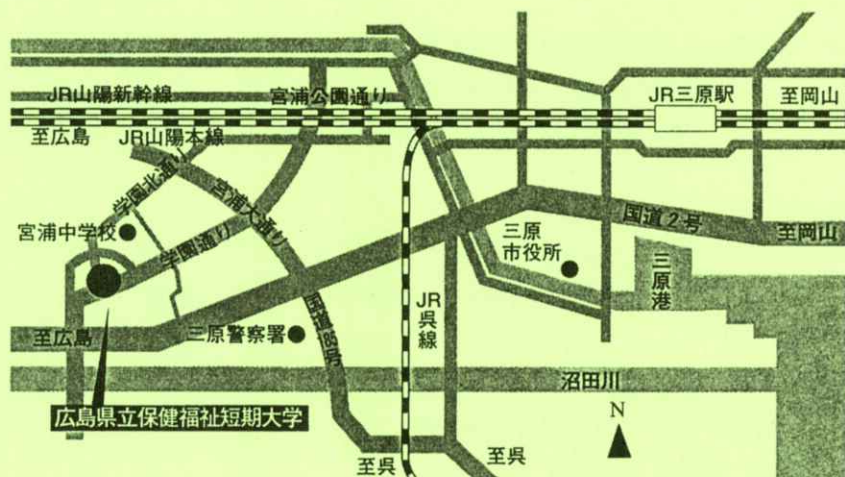
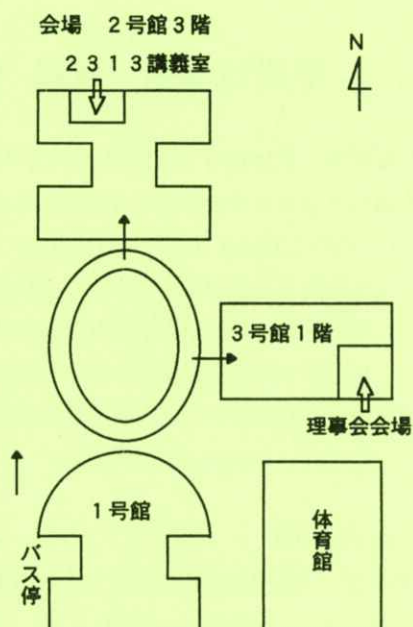
保健福祉短大への足

※ 保健福祉短大へは、三原駅前
5 番のりばから市営バス
「保健福祉短大行」(約15分)か、
タクシーをご利用ください。

市営バス「保健福祉短大行」

2 日午後		3 日午前	
三原駅	短大	三原駅	短大
1225	1243	0710	0725
1300	1318	0745	0800
1348	1406	0820	0835
1425	1443	0839	0854
1525	1543	0916	0931
1607	1625	1021	1036

会場案内



平成11年度 春季（第126回）大会の予定および演題伺い

春季（第126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 2000年2月5日（土）

場 所 京都工芸繊維大学 5号館 10号教室（2階 201号）

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

特別講演：（10：00～12：00）

（1）10：00～11：00

「コンピュータセキュリティー」

京都工芸繊維大学 藤田 和弘 先生

（2）11：00～12：00

「医療情報メディア進化論」

奈良先端科学技術大学院大学 教授 湊 小太郎 先生

連絡先 京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学科

中森 伸行 助教授

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

TEL 075-724-7483 FAX 075-724-7400(学科事務室)

E-mail nakamori@dj.kit.ac.jp

演題締切 平成11年11月30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

（文書又はFAXでお願いします）

投稿料の徴収について

学会財政の安定のため、今年度から学会として投稿料を徴収することになりました。

投稿料は1件につき2万円プラス別刷り代の印刷実費の20%です。学会誌Vol.16, No.3掲載論文から適用させていただきます。なお、著者らの希望する別刷の印刷実費は従来通り支払い願います。

また、論文の送付先は以下のように変更になりましたのでご注意下さい。

原稿送付・問い合わせ先：

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会

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

TEL: 058-293-2742 (直通), FAX: 058-230-1895 (事務室)

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

知 能 の 証 明

小 寺 吉 衛

コンピュータが人と同じ知能をもっていることを証明する方法として有名なものにチューリングテストがある。これは、コンピュータと人と同じ質問をして、全く同じ答えが返ってきたら、そのコンピュータを人と同じ知能をもっていると認めてもよいという考えである。当初このテストのことを聞いた時、こんなことで知能を判定することができるのだろうかと思った。人と同じ答えをするコンピュータなんて細工をすればできそうな気もしたし、そもそも、知能を質問に対する答えだけで判断できるのか、そんなことが可能なら大学の入試判定なんて楽になるのになあ（これは本音です）などと思ったりもした。知能とは何かという深遠な問題を、こんな簡単な方法で見極めることができるのかということである。ところが、確かにこれは巧妙な方法であることも分かった。外からその人のことを判断するのに、内面でどんなことを考えていたとしても、判断できるのはその人の言動でしかない。最近、われわれの領域で注目されているものにコンピュータ支援診断（CAD）がある。CADは自動診断と一線を画するものであることは重々承知だが、それでも出てきた確率を基にコンピュータに診断をさせることは可能である。このとき、出てきた診断結果が高名な医師と全く同じであったとするならば、そのコンピュータは、対象となった名医と同じ診断能力をもっていると判断されるのか。チューリングテストでは答えはイエスとなる。では、そのコンピュータは、その名医にとって代るのか。答えはもちろんノーである。この違いを混同されている方が少なからずいらっしゃるのではないだろうか。

未来を描くお話では、人と寸分違わぬロボットが縦横無尽に活躍する世界がしばしば出てくる。もちろん、そういう世界が来るのかもしれない。そう信じて疑わない人もいれば、いや絶対にそんなロボットはできないと言い張る人もいる。未来を予測することの難しさは20世紀を振り返って見ればよく分かることで、ここで敢えて当たらない予測をするつもりはないが、医療の世界で働いているものとして、いや、この世に生を受けたものとして、人々が、そして地球上の生物が、そして地球が不幸になるような環境だけは作りたくないと思う。それこそが地上に知能のあることの証明ではないだろうか。

この6月から事務局をお引き受けすることになりました。歴史ある学会の名を汚さぬよう努力する所存ですが、何分にも浅学非才の身、ご迷惑をおかけすることが多々あると思います。よろしくご指導ご鞭撻の程お願い申し上げます。

消化管 3D-CT

小倉 敏裕

癌研究会附属病院 放射線部

〒170-8455 東京都豊島区上池袋1-37-1

(1999年6月5日受理)

Gastrointestinal Three-dimensional CT

Toshihiro OGURA

Department of Radiology, Cancer Institute Hospital

1-37-1, Kami-ikebukuro, Toshima-ku, Tokyo, 170-8455, Japan

(Received June 5, 1999)

We attempted to obtain the three dimensional (3D) helical CT scans (3D-CT) of digestive tract by using the air as a contrast medium, and we assessed the usefulness of 3D-CT in the diagnosis of gastric and colorectal cancer. Gastrointestinal 3D-CT has several kinds of visualizing methods depending on the threshold and transparency setting of CT values. In abdominal study, gastrointestinal 3D-CT images enabled the visualization of cancer and its adjacent structures in versatile directions, including a view similar to endoscopic observation, the whole aspect of cancer, proximal aspect of narrowing and obstruction by tumor and also could get the information about invasive depth of the cancer. The characteristics of our method are that we can easily make an examination in a short time and with little dependence on expert technique. Also patients have little discomfort compared to that experienced during endoscopy and barium X-ray study. Important features are as follows; 1) long calculation time, 2) insufficient air insufflation, 3) fecal and indigested material in the patient's digestive tract, 4) whole abdominal scan, 5) spatial resolution. In the near future, a multi-slice CT scanner system will have come into wide use for gastrointestinal 3D-CT. In the present report we have explain the 3D-reconstruction method, clinical exam method and have also deal with the advantages and various problems in gastrointestinal 3D-CT examination as well as countermeasures.

1. はじめに

1989年、癌研において胃腔内の陽性造影剤としてガストログラフィン希釈液を投与しCTスキャンによる胃の三次元構築（以下、3D-CT）を試みた。しかし当時一断面撮影するごとに撮影台を移動させる方法では息止め時間が長くなり、胃全体を撮影するには1スライスを10mm幅とせざるを得なかった。その結果、体軸方向の分解能が悪く、得られた3D-CT画像は階段状アーチファクトを伴ったものであった。

その後のヘリカルスキャンCT装置の登場は、従来より広い領域を一回の呼吸停止で撮影し、体軸方向に1mm以下の細かいピッチで二次元断層画像の構築を可能とした^{1,2)}。その結果、従来法CT装置に比べ時間分解能が高く体軸方向の分解能を高めた3D-CTを可能とした。当院では上部、下部消化器癌のヘリカルスキャンCTデータを利用し、様々な3D-CTを試みてきた^{3,12)}。ここでは、このヘリカルスキャンCTデータを用いた3D-CT画像と内視鏡検査や消化管X線検査との比較において、利点、欠点を考察し、CTによる消化器診断の現状と将来を展望する。

2. 検査方法

対象は内視鏡検査で胃癌または大腸癌と診断された症例で、術前の病期診断のためのCT検査のヘリカルスキャンボリュームデータを利用した。胃の場合、本検査法として、通常の胃X線検査と同様に食事制限し、検査直前に約5gの発泡顆粒を少量の水で投与した¹²⁾。大腸の場合、当院ではルーチンに経肛門的に腹満を訴えるまで送気するため、ボリュームデータをそのまま3D-CTに利用できた。なお、胃、大腸とも転移検索などのための造影剤としてスキャン開始70秒前に非イオン性造影剤100mlを1.5ml/secで静注し、蠕動の抑制のため鎮痙剤を筋注した^{3,11)}。ヘリカルスキャン

はTCT-900S（東芝メディカル）を使用した。撮影時間は15cmの範囲で約30秒である。X線ビーム幅は5mm、寝台移動速度を5mm/secとし、再構成画像間隔1mmまたは2mmで二次元横断像を作成した。3D-CTはTCT-900Sから二次元横断像の画像データをXtension（東芝メディカル）に転送し、ボリュームレンダリング法によって作成した。

3. 画像構築法

消化管の3D-CTは体内に存在する空気と臓器実質との間に生ずる大きなCT値の開きを利用する。当初胃の陽性造影剤としてガストログラフィン希釈液を使用していたが、より安価で安全な発泡顆粒に変更することによって、より大きなコントラストを得ることができた。消化管3D-CT画像には、閾値の設定方法により、バーチャルエンドスコーピー法、エアイメージ法、シュードトラクト法、3D-CT二重造影法等の方法がある⁷⁾。

バーチャルエンドスコーピー法は内視鏡に近似する画像を得る方法である。Fig. 1 (A) に示すように、空気部分以外のCT値を抽出し、空気部分のCT値の範囲は完全に透明（TRANSPARENCY 100%）とする。多くの胃や大腸の内視鏡画像との比較により、本装置の場合-700以上のCT値の抽出が最も粘膜面表示に近いことが判明している。内視鏡画像のような3D-CT画像を作成するときは、近位の物体が大きく、遠位の物体が小さく表示される透視投影法表示を行ない、内視鏡像に近い三次元画像の表示を行なった。

エアイメージ法は管腔内の空気像を示す。すなわち、管腔内に石膏を流し込み、その石膏像を眺めるような形態をとる方法である。それにはFig. 1 (B) のように空気部分のCT値を描出すれば良く、-700以下のCT値を抽出し、粘膜、臓器部分のCT値を透明に表示する。

シュードトラクト法は管腔の内側をバーチャルエンドスコーピー法、外側をエアイメージ法で表

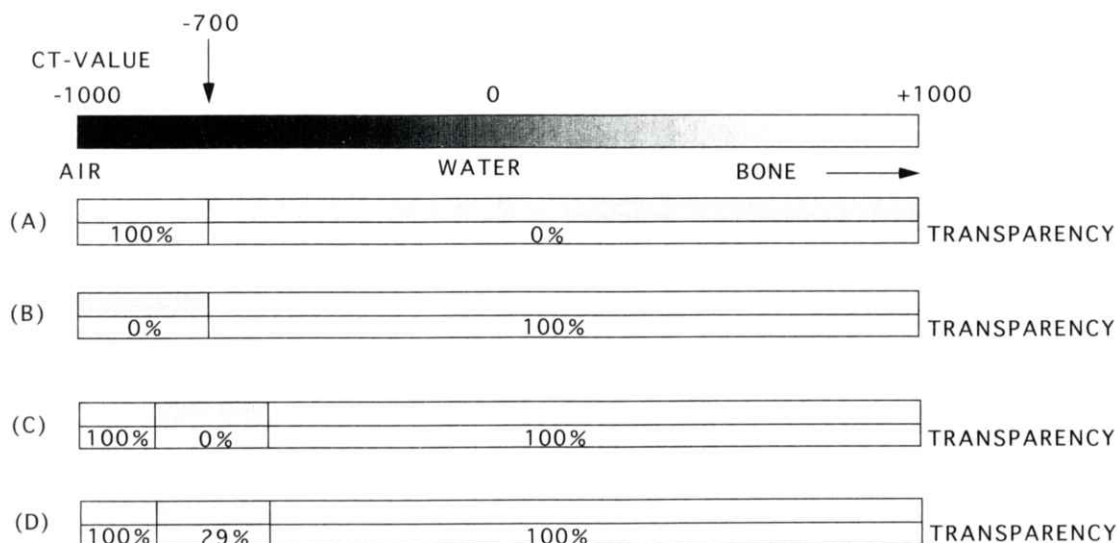


Fig. 1 Threshold setting of CT values for 3D-CT images. (A) Virtual endoscopy method, (B) air image method, (C) pseudo-tract method, (D) double-contrast 3D-CT.

示し、双方の特徴を兼ね備え管腔らしく表現する方法である。Fig. 1 (C) のように-700周辺、例えば-400~-840のCT値を抽出する。これは粘膜のCT値と空気のCT値には大きな開きがあり、粘膜と空気の間接のCT値が存在する。この中間値のみを描出することにより、管腔粘膜に近い表面構造を有する疑似管腔が構築できる。

3D-CT二重造影法はシュードトラクト法によって抽出したCT値を半透明にて表示し、X線二重造影法に近似した画像を構築する方法である Fig. 1 (D) 。試行錯誤の結果、消化管粘膜と空気の境界に存在するCT値-400から-840を有する画素を抽出し、透明度を29%に設定し画像構築を行なうことによって作成することができた。

ボリュームデータを用いて、任意の方向の二次元断面像を作成することをMultiplanar reconstruction (MPR) といい、通常のCT画像が体軸に直交する横断断面像 (axial 像) に対し、冠状断面像 (coronal 像) や矢状断面像 (sagittal 像) 、任意の断面像 (oblique 像) の断面像が作成できる。

このMPRと3D-CT画像の合成表示を行なったものが3D-MPR-CTである¹²⁾。

4. 症例呈示

Fig. 2に胃前庭部を中心に表示したシュードトラクト法による3D-CT画像を示す。胃前庭部に位置する潰瘍限局型の大きさ70mm×60mmの癌で幽門部狭窄を認める。境界明瞭な立ち上がりスムーズな周堤を有する領域が認められ、通常の内視鏡やX線画像では見ることのできない立体的な画像が得られている。Fig. 3は3D-MPR-CTで癌の浸潤の状態を知ることができる。様々な面の浸潤の度合いを知ることができ、手術範囲の決定に役立つ。なお、本症例の深達度は癌が漿膜表面に露出しているSEであった。本症例は幽門部狭窄により内視鏡の挿入が不可能であるため、十二指腸側の内視鏡観察は不可能であった。しかし、様々な方向からの観察が可能な3D-CT画像では、Fig. 4のように十二指腸側からの画像が容易に得られ、十二指腸への浸潤が見られないことが確認された。

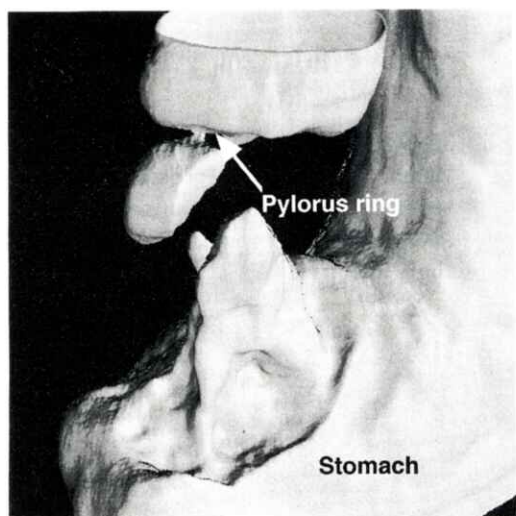


Fig. 2 3D-CT stomach images showing Type 2 advanced gastric cancer, which was visualized by pseudo-tract method.

Fig. 3 3D-MPR-CT image, constructed with both 3D and MPR image, shows extragastric invasion.

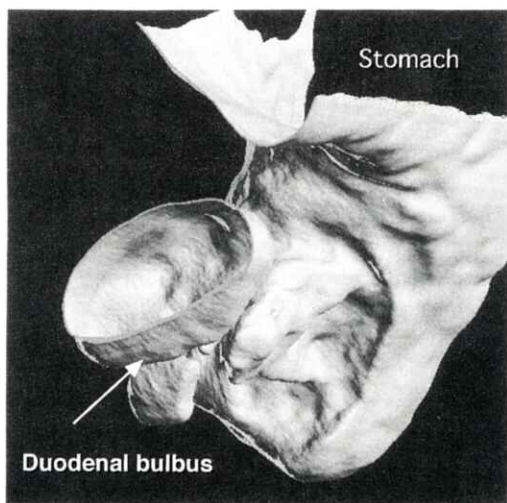
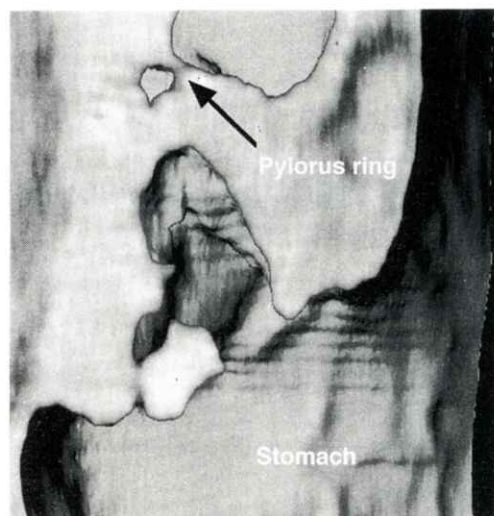


Fig. 4 Pseudo-tract 3D-CT image of gastric cancer from the duodenal side view.

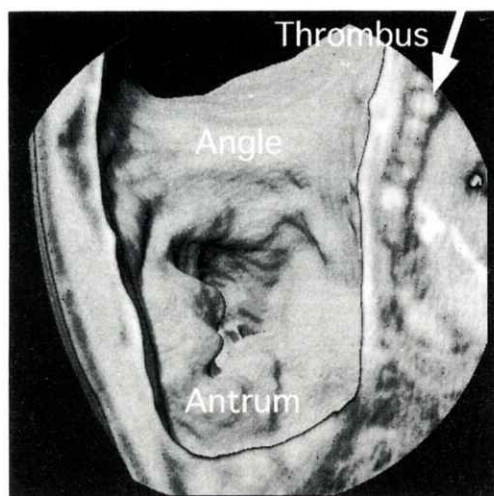


Fig. 5 3D-MPR-CT image of same lesion. This method is possible to observe both intraluminal and extragastric findings at the same time.

Fig. 6 Air image method of 3D-CT image.

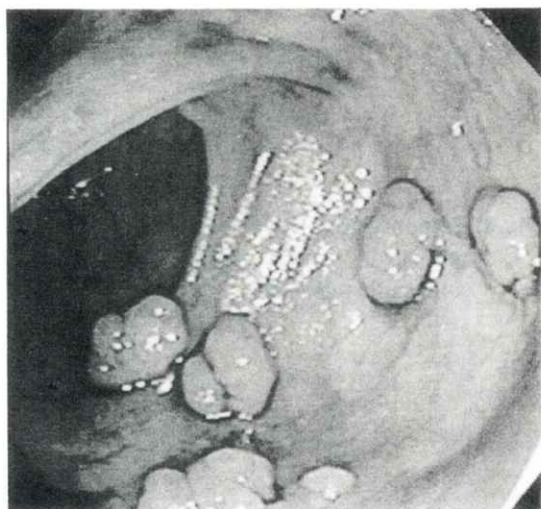


Fig. 7 Video endoscopic picture showing many polypoid lesions in a patient of presenting familial adenomatosis coli.

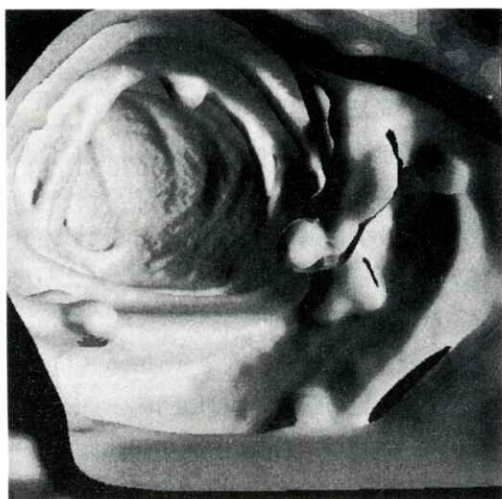


Fig. 8 Virtual endoscopic image is quite similar to a video endoscopic picture.

Fig. 9 The image, visualized by the air image method, looks like that obtained by the single contrast method of a barium enema study.

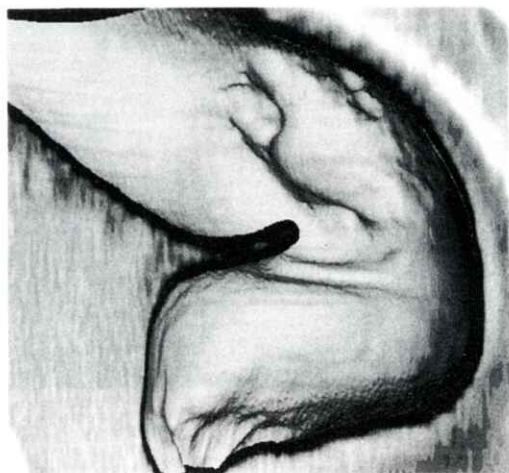
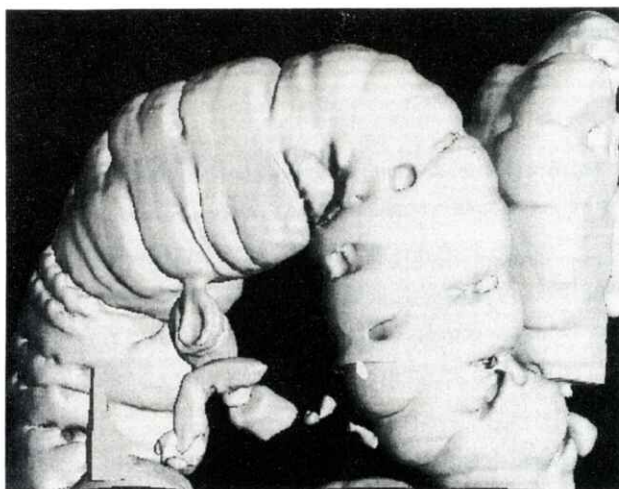


Fig. 10 3D-MPR-CT image of rectal carcinoma.

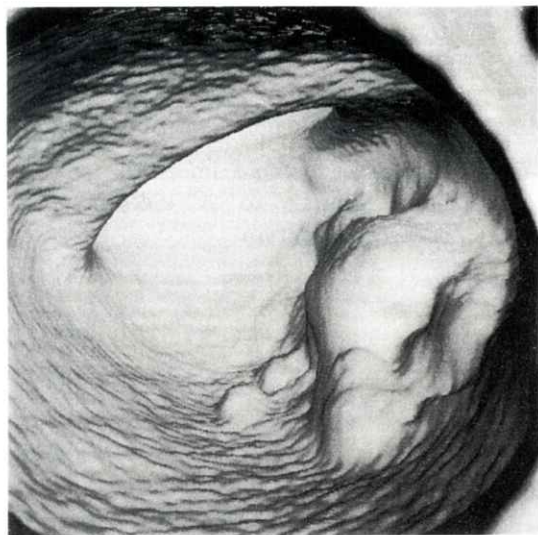


Fig. 11 Virtual endoscopic image from the oral side view.

Fig. 5は体下部より前庭部を観察した3D-MPR-CTで、画像右側に静脈血栓が見られる（矢印）。また、周堤より周囲粘膜の隆起を認め全周性の幽門部狭窄が内視鏡的に観察できる。Fig. 6はエアリーメージ法で前庭部大彎側より観察したものであり、周堤口側の小彎側にも硬化像が広がっていることがわかる（矢印）。

横行結腸に多数のpolypoid病変が見られる内視鏡画像をFig. 7に示す。Fig. 8にバーチャルエンドスコーピー法によって表示された3D-CT画像を示す。本症例は全結腸的に多発するpolypoid病変を認める家族性大腸腺腫症である。内視鏡では微細な発赤した粘膜を含め少なくとも100個以上のpolypoid病変があるとされたが、3D-CT画像で検出されたものは60個程度であった。隆起性病変の場合4mmφ程度のpolypoid病変は検出できるが、それ以下の病変の検出は解像力の不足により困難であった。ただし、米国では10mmφ以下のpolypoid病変の癌化には10年以上かかるとされ、10mmφ以上の病変を検出できれば良いとしており¹⁰⁾、本法でも十分適応が可能であると考え、Fig. 9に

エアリーメージ法で表示した横行結腸を示す。この方法は病変部位の判定が容易であるという利点がある。

Fig. 10に肛門より7cm後壁右側より位置する結節集簇様病変の3D-MPR-CTを示す。直腸を正中で分割して表示しているため、肛門からの距離や位置関係を知るのに都合が良い。Fig. 11は腫瘍口側から観察した内視鏡に近似した画像である。大きさ54mm×25mmの表面顆粒状の病変で一部脳回状を呈している。Fig. 12は同じく腫瘍口側から観察したシュートトラクト法による3D-CT画像である。Fig. 11では見ることでできない肛門の位置が確認できる。Fig. 13はエアリーメージ法によって表示された直腸側面像である。Fig. 14は同部位の3D-CT二重造影法である。3D-CT二重造影法はバリウムを使用することなく様々な方

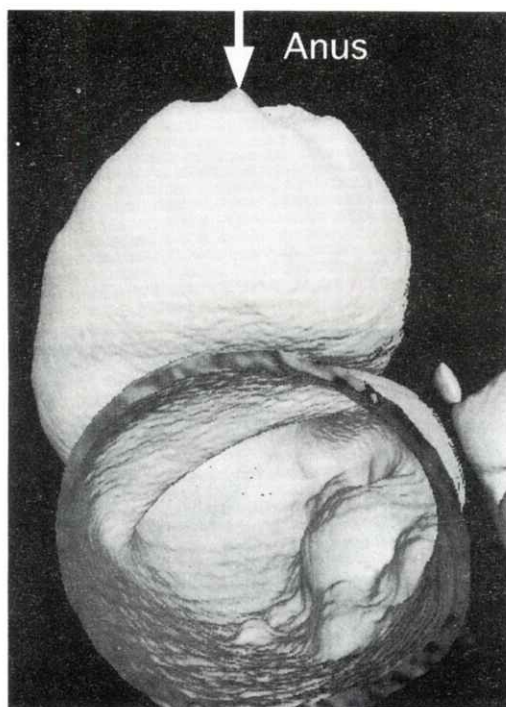


Fig. 12 Pseudo-tract 3D-CT image of the same rectal carcinoma.

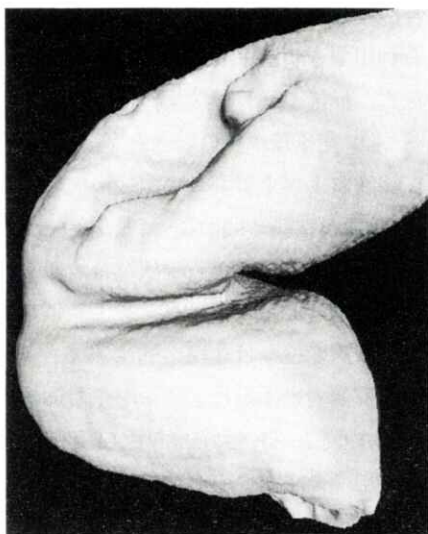


Fig. 13 Air image method of 3D-CT image from the viewpoint of extralumen.

Fig. 14 Double-contrast 3D-CT Colonography of the same rectal carcinoma which is similar to a barium enema image.

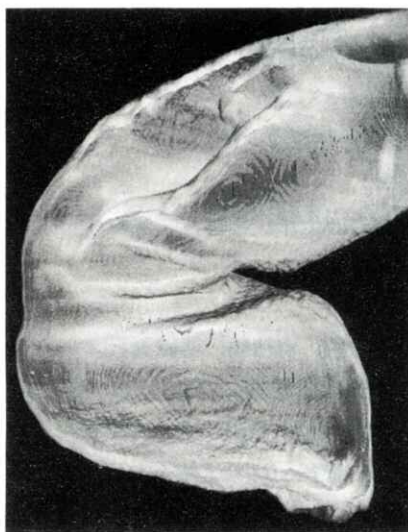


Fig. 15 3D-MPR-CT image. The polypoid lesion was partially filled with water (arrow). There is no information of the mucosal membrane beneath the water.

向からのX線近似画像が得られるという利点を有する。通常、X線撮影の場合直腸は4-5方向の撮影を行うが、本法では1回のスキャンで済ませることができる。

5. 利点および欠点

上記の方法による上部、下部消化管検査として以下のような利点および欠点が確認された。胃、大腸および双方に共通する利点をあげると以下のようになる。

(胃)

① 胃内腔の造影剤として発泡顆粒のみで済みバリウム投与の必要がなく、下剤投与も必要としない。② 内視鏡や胃X線精密検査時の咽頭麻酔を必要としない。③ バリウムや内視鏡を飲むときのような不快感が少ない。

(大腸)

① 注腸や内視鏡に比較して検査に対する不安がCTの場合少ない。

(共通項目)

① 腫瘍や腸、胃粘膜、他臓器との三次元的な位置関係が容易に把握できる。② 内視鏡に近似する画像や、X線二重造影像や充満像に近似させた画像、3D-MPR-CTなど様々な画像が得られる。③ 撮影時間が30秒以内であり、被検者の負担がかなり少ない。(全大腸撮影の場合は2～3回撮影) ④ 消化管の内視鏡的画像に加え、3D-CT画像とMPR画像の合成画像により消化管任意断面における病変の粘膜下への浸潤の情報が得られる。⑤ 一回の撮影で様々な方向からの画像が得られる。⑥ 低侵襲的であり、内視鏡検査のような苦痛が少ない。⑦ X線撮影時のように激しい体位変換の必要がない。⑧ X線検査や内視鏡検査のように検査者による検査技術のばらつきが少ない。⑨ 内視鏡では挿入不可能な狭窄部より先の管腔も安全に観察が可能である。

一方欠点として次のようなことがあげられる。

① 病変部の水没は、空気と病変部の高いコントラストを利用できず3D構築が不可能となる。② 空気の注入、投与が不完全な場合3D構築が不可能となる。③ 空気量が多い場合、管腔の過伸展により、陥凹および平坦型微小病変消失の恐れがある。④ 画像再構築時間が長く、残念ながらコンピュータ処理能力の点から現状では、ルーチン検査の水準に達しておらず、バーチャルエンドスコピーによる病変検索は非現実的である。⑤ 微細な病変は解像力の不足により歪を生じ体軸方向に伸びてしまう⁵⁾。⑥ 粘膜面の色の変化が読み取れず、平坦型微小病変の場合、病変の認識率が内視鏡に比べ劣る。⑦ 組織検査ができない。⑧ 病変の堅さが認識できない。⑨ 3D-MPR-CTにより消化管任意断面における病変の粘膜下への浸潤の情報が得られるが超音波内視鏡のように粘膜下の層構造を細かく描出できない。

6. 消化器3D-CTの現状と将来

本法は前項で述べたように解決すべきいくつかの欠点がある。

第一に空気量である。空気量が本検査法の成否の鍵を握っているといっても過言でない。消化管内に空気が充満されていない場合、消化管の3D-CTは不可能である。このため、充分でかつ適正な空気の注入が不可欠である。この問題の解決法としてコーンビームCTの利用が考えられる¹⁴⁾¹⁵⁾。コーンビームCTは透視観察が可能のため、安全に確実な空気の注入が可能である。また、1回で広い範囲がスキャンでき、1回転につき4～5秒と時間分解能が良く、消化管の蠕動運動を抑える鎮痙剤との併用によりアーチファクトの発生が抑制できる。さらに現在のCTに比べ体軸方向により高い空間分解能が得られる。欠点として粘膜下の情報は散乱線の影響で得られないことがあげられる¹⁶⁾。

第二に病変の水没である。Fig. 15に示した像は

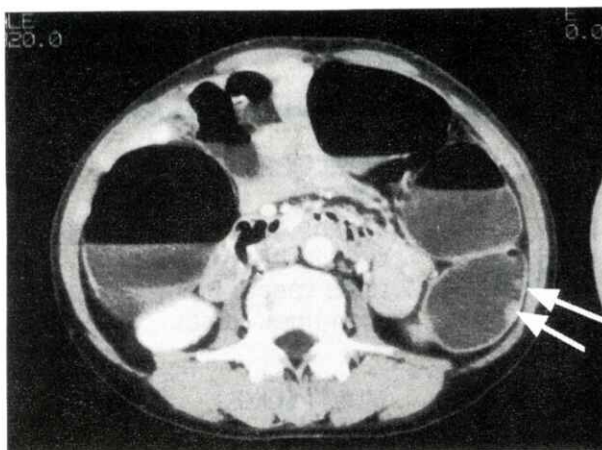


Fig. 16 (a) Small polypoid lesions (arrows) beneath the water are observed in an axial CT image using soft tissue windowing.

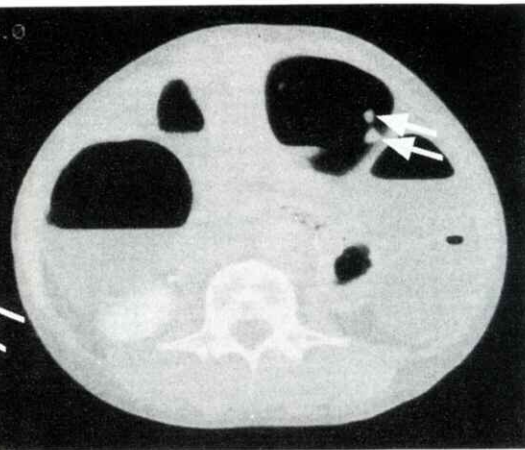


Fig. 16 (b) Polypoid lesions in the colonic air (arrows) are most often recognized with lung window settings.

有茎の隆起性病変の水没例である。S状結腸に貯留した水面下に頭を垂れたような3D-CT画像を呈している。非イオン性造影剤を用いた検査では、水没した隆起病変でも造影剤により濃染し**Fig. 16 (a)**矢印のように検出が可能になる場合がある。これは隆起性病変では血流に富むものが多いためである。ただし陥凹性の病変は濃染しにくいので注意が必要である。なお、水没を防ぐために背臥位と腹臥位の2種類の撮影が必要であるという意見がある。

第三にスキャン時間があげられる。胃や直腸のみのスキャンは30秒以内で済むが、大腸全体をカバーするには**Fig. 17**に示す様に1秒スキャン、テーブルスピード5mmで90秒もかかり、より高速のスキャンが望まれる。この解決法としてコーンビームCTの利用またはマルチスライスCTTMの利用が考えられる。最新のCT装置は1スキャン0.5秒の時代に入り、1回転で4スライスの撮影可能を行なうマルチスライスの技術が導入され国内で稼動し始めている。腹部全体45cmの領域をスライス厚

5 mmのマルチスライスヘリカルスキャン撮影を行なってもわずか9秒で済んでしまう。

第四は計算時間である。撮影時間は被検者に負担をかけるほどの長さではないが、画像構築に要する時間が長く、本装置の場合、検査終了後70-80枚のaxial像の再構成に約15分、三次元画像構築に5分程度必要である。さらに、一度の作業で構築された画像に満足することはなく、観察方向を変更するため、実際には試行錯誤を繰り返し1時間以上の時間を要する。現時点では非現実的であるアプリケーションでも問題点の大部分は、コンピュータの計算処理能力とソフトウェアに依るもので、近い将来、演算能力を飛躍的に高めるとともに、データ転送系の速度改善、並列処理等により、問題点は解決され展望は明るいと考えられる。

現時点での大腸、胃癌の病変検索のためにバーチャルエンドスコープを用いるのは、前述のように非現実的である。スクリーニングとして使用するには3D-CTのために作成された多数の横断像を

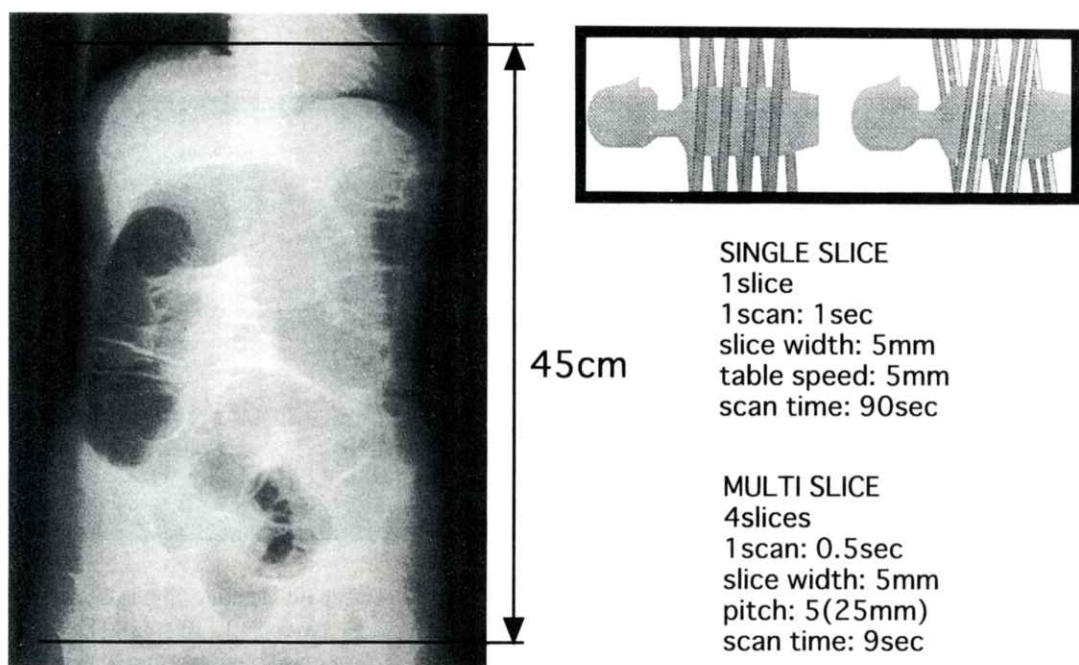


Fig. 17 Comparison of the scan times for helical scan in single-slice CT and multi-slice CT.

連続表示し、Fig. 16 (a) の標準条件とともに消化管粘膜面を表すFig. 16 (b) のような肺野表示条件で表示し病変の検索を行うのが良いと考えられる。空気中に突出した隆起性病変は矢印で示されたように表示される。このように検索された病変を3D-CTによって作成し病変を内視鏡的あるいはX線画像的な表示を行い確認する方法が最も現実的である。

ヘリカルスキャンCTを用いた病変の深達度診断の可能性の調査は残念ながら始まったばかりで、詳細について言及するだけの資料はない。しかし、3D-MPR-CTの利用により管腔からの深さ制限が無く、様々な断面の情報を被検者に負担をかけずに収集できるという大きなメリットを有している。

7. おわりに

本法は、空気を管腔内の造影剤とし、仮想的に内視鏡に近似した画像を得る方法や、管腔内の空気像を示しバリウム充満像に近似させた方法、X線二重造影像に近似させた方法など、しきい値や透明度の設定により、様々な表示が可能である。また、これらの表示方法に加え、消化管管腔内表示と共に任意消化管断面のCT画像を表示する3D-CT画像とMPRの合成表示も可能である。このような消化管3D-CTはバリウムを用いたX線検査や内視鏡検査に比べ、空気を造影剤として使用するため安全性が高く、被検者の負担が軽減する。狭窄により内視鏡検査が不可能な被検者や、バリウムを使用するX線検査、内視鏡および超音波内視鏡を拒否する被検者に対し有力な検査手段であると考えられる。しかし一方で、計算時間、空気量、残渣、解像力など解決すべき課題が存在し、今後のソフトウェア、ハードウェアの進歩を期待

すると共に前処置など検査法及び検出能の検討が必要である。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、技術的援助をいただいた、東芝メディカル株式会社の方々にお礼申し上げます。また、ヘリカルスキャンデータの利用に対しご協力いただいた、当院内科小泉浩一氏、丸山雅一氏、消化器外科大山繁和氏、放射線部高津一朗氏、立川智弘氏に感謝します。

文 献

- 1) Tsujioka K, Katada K, Anno H, et al.: Radiology **177**(p) 344 (1990)
- 2) 辻岡勝美: Innervision **7** 54 (1992)
- 3) 小倉敏裕, 小泉浩一, 甲斐俊吉, 他: 日消化器内視鏡学会誌 **37** 1148 (1995)
- 4) Ogura T, Koizumi K, and Maruyama M: Proc. of International Conference on Virtual Systems and Multimedia 338 (1995)
- 5) Ogura T, Koizumi K, Kai S, et al.: Radiology **197**(p) 444 (1995)
- 6) 小倉敏裕, 小泉浩一, 丸山雅一, 他: 画像診断 **17** 1165 (1997)
- 7) 小倉敏裕, 小泉浩一, 酒井達也, 他: 胃と腸 **33** 187 (1998)
- 8) 小倉敏裕, 高津一朗, 立川智弘, 他: Pharma Medica **17** 39 (1999)
- 9) 小泉浩一, 小倉敏裕, 高津一朗, 他: 胃と腸 **34** 457 (1999)
- 10) 小倉敏裕, 小泉浩一, 立川智弘, 他: 日大腸検査学会誌, 印刷中, (1999)
- 11) 小倉敏裕, 小泉浩一, 立川智弘, 他: 日消化器病学会誌, 投稿中
- 12) 小倉敏裕, 丸山雅一: Med. Imag. Tech. **16** 125 (1998)
- 13) Gerald D. D: Proc. of Virtual Colonoscopy

First International Symposium 15 (1998)

- 14) 齊藤恒雄: Med. Imag. Tech. **13** 183 (1995)
- 15) 山本一雄, 田村譲一, 清水正巳, 他: MEDIX **25** 41 (1995)
- 16) 中森伸行, 須藤透, 金森仁志, 他: 医画情誌 **12** 91 (1995)
- 17) Taguchi K and Aradate H: Med. Phys. **25** 250 (1998)

〔和文要旨〕ヘリカルCTスキャンを用いて、胃および大腸癌の三次元画像表示を試み、消化器癌の診断における有用性を評価した。撮影は胃内腔の造影剤として発泡剤を投与し、大腸内腔には肛門より空気の注入しヘリカルスキャンによって行なった。消化器癌の三次元画像表示はボリュームレンダリング法を用い、CT値の閾値の選択と透明度の設定により様々な表示が可能である。本法は内視鏡的に観察することや、腫瘍全体の観察など、様々な方向から観察が可能となり、消化管管腔壁や腫瘍の構造を理解するうえで有用であった。また、腫瘍による狭窄や障害物によって、内視鏡では観察できない狭窄部より先の状態も観察でき、さらに、粘膜下の腫瘍の浸潤の程度の情報も得られた。本法は内視鏡や注腸検査に比べ簡単でかつ検査時間が短く低侵襲的であり、被検査者の不安が少ないなどの特徴を有する。また画質の優劣が検査技術に依存することが少ないという利点もある。しかし一方で、計算時間、空気注入量、便の鑑別、スキャン範囲、解像力など解決すべき課題が存在する。近い将来、マルチスライスCTによって消化管3D-CTは広く普及すると考える。本論文は三次元構築法、検査方法について述べ、利点、問題点及びその対策について解説する。

骨軟部腫瘍の画像診断

松本 誠一, 川口 智義, 真鍋 淳

癌研究会附属病院整形外科

〒170-8455 東京都豊島区上池袋1-37-1

(1999年6月5日受理)

Imaging Diagnosis of Bone and Soft Tissue Tumor

Seiichi MATSUMOTO, Noriyoshi KAWAGUCHI and Jun MANABE

Cancer Institute Hospital, Department of Orthopedic Surgery

Kami-Iebukuro, 1-37-1, Toshima-ku, Tokyo 170-8455, Japan

(Received June 5, 1999)

Imaging Diagnosis of bone and soft tissue tumor has shown a great improvement in these 20 years. Especially the appearance of MRI was epochmaking. However, because of the expensive cost, all patients complaining with mass should not be indicated to MRI. Screening of the case which really require MRI is important. In outpatient department, simple and economic examination is important to select the patient. As for bone tumor, plain XP is useful tool in screening. However, plain XP has only limited value in the diagnosis of soft tissue tumor. Computad radiography and ultrasonography were useful tools to diagnose hemangioma, ganglion and lipoma which are common benign tumor. And schwannoma was also diagnosed by the characteristic findings which were referred pain, intermuscular mass demonstrated by computed radiography and biphasic pattern on ultrasonography. If soft tissue tumor did not show above findings, needle biopsy was required and cytological findings showed that the tumor was malignant or benign. According to these findings the indication of CT scan and/or MRI should be decided.

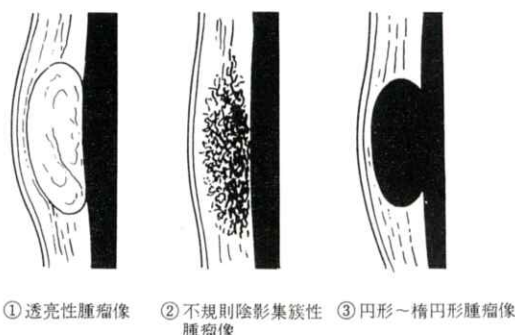
画像に比較して解像度は落ちるもののCRによって診断せざるを得ない。CRで診断する際も、画像の読影法は静電画像と同様であるが、筋肉内脂肪腫、皮下腫瘍、骨膜反応の描出において明かに静電画像に劣る (Fig. 3)。特に、頻度の高い筋肉内脂肪腫の診断が不正確になることは、CR後にCTによる確認を必要とするため無駄な検査を増やす結果となっている。CRでは、はじめに腫瘍の局在診断を行い、次に性格診断を行う。

腫瘍の局在診断：腫瘍が脂肪に包まれて存在する場合には、腫瘤陰影が描出される。皮下には皮下脂肪があり、筋肉と筋肉の間すなわち筋間には脂肪があるので、皮下や筋間腫瘍では腫瘤像を捉えることができる。一方、筋肉内腫瘍では、腫瘍

が脂肪でない限り、腫瘤像は描出されない。ただ腫瘍が大きい場合に筋膜が偏移することから診断することが可能である。

腫瘍の性格診断：良性腫瘍では頻度の高い脂肪腫、血管腫、神経鞘腫の診断に有用である。すなわち、脂肪腫では、腫瘤が脂肪透過性をしめすことから診断できる。血管腫では皮下に存在する場合には、不規則な陰影の集簇像から診断でき、筋肉内の場合には静脈石があれば診断可能である。神経鞘腫では、筋間腫瘤像で放散痛（腫瘍を押した時の神経に沿った痛み）があれば診断可能である。さらに後に述べる超音波検査にて二相性のpatternを示せば診断は画像のみで確定し得る。

A) 皮下軟部腫瘍



B) 深部軟部腫瘍

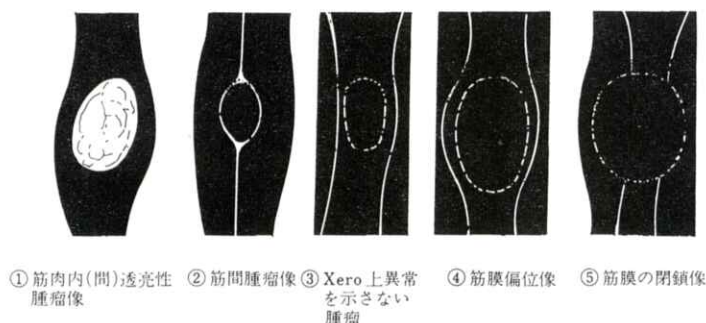


Fig. 3 軟部腫瘍の静電画像所見

1. はじめに

骨腫瘍は、8割以上の症例で単純xpによりその診断が可能である。一方、軟部腫瘍では単純xpによる情報が少ないこともあり、これまで画像診断は骨腫瘍に比較して遅れていた。近年、軟部腫瘍においても、静電画像や超音波検査など外来で施行可能な検査により十分その診断は可能となったが、その診断法については、十分に知られているとはいえない。以下に軟部腫瘍の画像診断を中心に話をすすめる。骨腫瘍については、最近の進歩についてのみふれる。

2. 軟部腫瘍の診断手順

軟部腫瘍はその発生部位により、皮下、筋間、筋肉内腫瘍を分けることができる (Fig.1)¹⁾。これらは、腫瘤と、筋肉を包む膜 (筋膜) との関係画像にて描出することで決定される。筋膜は、腫瘍の浸潤に際してbarrierの役割を果たすため、筋膜と腫瘍の関係を明かにすることは軟部腫瘍の治療上きわめて重要である。皮下腫瘍とは、多数の筋肉を包む表層筋膜と呼ばれる筋膜より表層の皮下脂肪層中に存在する腫瘤のことである。筋間

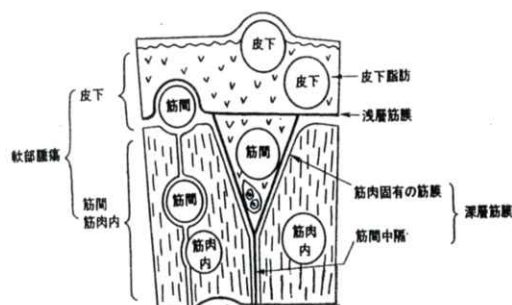


Fig. 1 筋膜と腫瘍局在

腫瘍とは、個々の筋肉の間に存在する脂肪層中に存在する腫瘤である。外来にて軟部腫瘍を主訴として患者が来院した場合、表在性の腫瘍であれば真に腫瘤が存在するか否かの診断は容易であるが、深部に存在する腫瘍では触知することが困難な場合がある。外来診察では、実際に腫瘤が存在するか否か、もし存在するならばそれが良性か悪性かの診断を即日に行うことが不可欠である。視診触診に続いて行われる検査は、軟部組織の描出を目的としたXP検査 (CR, 静電画像) である。これにて腫瘍内の石灰化や骨化の有無、腫瘍の局在をしり、最も頻度の高い血管腫、脂肪腫を診断する。筋肉内腫瘍ではCRにて腫瘍の陰影をとらえられないため、超音波検査を行う。これにて腫瘤の存在を確認し、針生検を行う。細胞診の結果にて良性悪性を知り、その後の検査計画、治療計画を立てる (Fig. 2)。すなわち、外来でのCT, MRI, RI検査、入院してから動脈造影などが必要に応じて行われる。以下に検査法別にその意義について述べる。

3. X線 (Computed Radiography) による診断²⁾

かつては、Xeroradiography, KIPなど静電画像があり、その優れたedge 効果と広いlatitudeのため、軟部腫瘍の診断に不可欠な検査法であった。しかし装置の生産が停止した現在では、静電

問診
視診 → CR → 超音波 → 穿刺生検 → MRI → Angio → Opc
触診
RI (入院後)

脂肪腫、血管腫はCRで診断
筋肉内腫瘍は超音波検査で診断
画像で特徴の無い腫瘍は穿刺生検を施行

Fig. 2 軟部腫瘍の診療手順

4. 超音波検査³⁾

筋肉内腫瘍では、脂肪腫を除いてCRにて直接腫瘍陰影を捉えることはできない。従って、CRにて腫瘍陰影が描出されない場合には超音波検査を行う。超音波検査では、脂肪腫を除く軟部腫瘍は、脂肪よりhypoechoicに描出される。また、筋膜が明瞭に描出されるため切除範囲決定にも有用である。腫瘍の質的診断についてみると、超音波検査では、嚢腫の診断が可能である。従って、軟部腫瘍で頻度の高いガングリオンの診断を予想することが可能である。いうまでもなく診断を確定するための穿刺生検は不可欠である。その他、軀幹では接線方向に撮影することが困難な場合があり脂肪腫の診断が難しい場合がある。このようなとき超音波検査を行えば腫瘍があるにもかかわらず腫瘍陰影が明瞭でないことから逆に脂肪腫であることが類推される。その他、穿刺生検を行う際の指標としての役割、骨化性筋炎の微小な石灰化の描出、腫瘍と誤りやすい筋断裂の診断などに効果を発揮する。

5. C T

軟部腫瘍の診断においてCTが有用な場合は限られている。MRIのほうが明らかに情報量が多い。ただし、腫瘍内の骨化や石灰化の描出さらに脂肪系の腫瘍の診断においては、CTは有用である。特にCTにて、分化した脂肪の中に淡いwater densityの像を認める場合には、脂肪内の炎症あるいは分化型脂肪肉腫を疑う所見である。また、動脈造影と併用すれば(Angio-CT)、動静脈を明瞭に区別することが可能であり、治療計画を立てる上で有用である⁴⁾。我々の方法は、まず情報の少ないCTにておおよそ腫瘍と骨や筋肉の関係を理解し、CTでは不明瞭な部位を中心にMRIで読

影していくと言う方法である。この方法は、粗い情報から徐々に詳しくみていくため見落としが少ない。

6. M R I

骨化、石灰化の描出を除くと軟部腫瘍の画像診断において最も情報量が多い。腫瘍内の脂肪、変性壊死、出血、嚢腫化などを明瞭に描出することが可能である。また、浮腫の範囲を描出し腫瘍による反応層の拡がりをはっきりと示す点、任意の断面像の情報を得ることが出来る点など、切除範囲決定に不可欠である⁵⁾。

MR angiographyは、通常の動脈造影を行うことが難しい部位や、合併症のため行えない症例に適応がある。

7. R I 検査

軟部腫瘍の診断に用いるRI検査には、GaシンチグラフィーとTc磷酸化合物による骨シンチグラフィーがある。Gaシンチグラフィーは、かつては腫瘍の良性悪性の判定に有用とされていたが、false negative, false positiveがあり信頼性が低いことが分かった。現在の意義は、悪性リンパ腫など円形細胞肉腫において腫瘍の拡がりを知るのに用いられる程度である⁶⁾。一方、骨シンチグラフィーは、軟部腫瘍の診療においても有用な検査法である。たとえば、本検査の役割は、腫瘍が骨に近接して存在する場合、骨を腫瘍とともに合併切除すべきか否かを判断する指標となる。すなわち、隣接する骨に異常集積を認めれば骨膜は少なくとも反応層になっていることが分かり、骨を合併切除すべきである(Fig. 4)⁷⁾。一方、骨膜に異常集積がない場合には、骨は切除せず骨膜腫瘍側につけて切除することで安全な切除縁は確保される。質的診断においては、腫瘍内に骨化があ

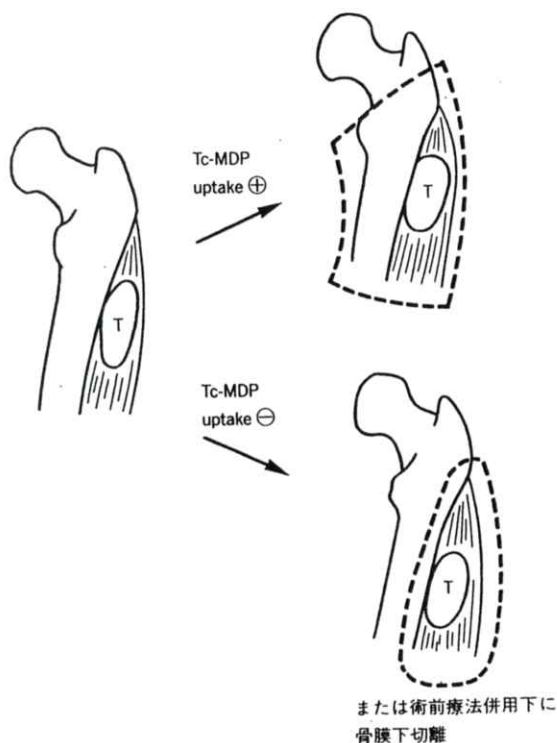


Fig. 4 骨合併切除の指針

れば強い集積を示すが、ある程度大きな腫瘍では腫瘍陰影に一致して弱い集積を示すことが多い。また、三相骨シンチを併用すれば腫瘍部の血流を健側との比で表すことが可能であり、術前療法の効果判定に有用である。また、pool像では、腫瘍の全体像を捉えることができる⁸⁾。

8. 骨腫瘍画像診断の最近の進歩

MRIの出現により、腫瘍の骨髓内での拡がり が明瞭に描出されるようになった。すなわち、従来のX線を使用した検査法では骨梁の破壊から腫瘍の拡がりを予想したが、MRIを用いることにより、骨梁を破壊することなく骨梁間に存在する腫瘍までも明瞭に描出することが可能となった。これは、骨肉腫などの悪性腫瘍において、切除範囲の縮小に貢献した。また、質的診断においては、

腫瘍が作る基質のひとつである軟骨を診断することが可能であり、従来は軟骨内石灰化、骨化から軟骨性腫瘍を類推していたのが、直接診断することが可能となった。また、軟部腫瘍におけるのと同様、骨内の囊腫を正確に診断でき、骨囊腫の診断に有用である。

9. まとめ

画像診断の進歩により骨軟部腫瘍の診断は容易になった。特に、近年MRIの出現により、確実に腫瘍の存在を確認することができるようになった。しかし、最大の情報は組織診断にあること、外来の簡便な検査で腫瘍の大部分を占める良性腫瘍を診断することが可能であることを常に念頭に 入れるべきである。それら外来でスクリーニングを行った上で限られた症例に対してCTやMRIなど高価な検査を行うべきである。いたずらに、多数の検査を行うために時間を無駄にすることがあってはならない。

文 献

- 1) 日本整形外科学会，骨・軟部腫瘍委員会編，骨・軟部腫瘍切除縁評価法1（金原出版，東京 1989）
- 2) 川口智義，和田成仁，古屋光太郎，他：骨軟部腫瘍におけるXerographyの応用，臨整外 15 755（1980）
- 3) 松本誠一，川口智義，網野勝久，他：四肢軟部腫瘍における超音波検査の役割，臨整外 19 1323（1984）
- 4) 松本誠一，川口智義，網野勝久，他：動脈造影下CT（AngioCT）の骨軟部腫瘍への応用，臨整外 23 41（1988）
- 5) 真鍋 淳，川口智義，松本誠一，他：骨・軟部腫瘍におけるMRIの意義，整・災外 37

541 (1994)

- 6) 松本誠一, 川口智義, 真鍋 淳, 他: 軟部腫瘍診断におけるGaシンチグラフィーの再評価, 整形外科 **42** 511 (1991)
- 7) 松本誠一, 川口智義, 網野勝久, 他: 軟部腫瘍における骨シンチグラフィーの意義, 臨整外 **24** 785 (1989)
- 8) 松本誠一, 川口智義, 真鍋 淳, 他: 軟部腫瘍診断における三相骨シンチグラフィーの意義, 整形外科 **45** 805 (1994)

DANTE-tagging Cine MRIから得られた 面積収縮率による心室中隔の収縮機能解析

武藤晃一, 中村嘉男, 山口弘次郎, 片田和廣, 近藤 武*, 皿井正義*
元山貞子*, 大島慶太*, 古賀佑彦**, 児玉行弘***, 永井伸枝****
福光隆幸****, 木村徳典*****

藤田保健衛生大学

衛生学部診療放射線技術学科 *医学部循環器内科 **医学部放射線科

〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪1-98

碧南市民病院

放射線科 *循環器内科

〒447-8502 愛知県碧南市平和町3-6

*****東芝那須工場

〒324-0036 栃木県大田原市下石上1385

(1998年11月14日, 最終1999年6月24日受理)

Evaluation of Contractility of Interventricular Septum Using Percent Area Contraction Derived from DANTE-tagging Cine MRI

Koichi MUTO, Yoshio NAKAMURA, Kojiro YAMAGUCHI
Kazuhiro KATADA, Takeshi KONDO*, Masayoshi SARAI
Sadako MOTOYAMA*, Keita OHSHIMA*, Sukehiko KOGA**
Yukihiro KODAMA***, Nobue NAGAI****, Takayuki HUKUMITSU*****
and Tokunori KIMURA*****

Department of Radiological Technology, *Department of Cardiology, **Department of Radiology
Fujita Health University, School of Health Sciences

1-98 Dengaku-gakubo Kutsukake-tyo Toyoake, Aichi 470-1192, Japan

Department of Radiology, *Department of Cardiology

Hekinan City Hospital

3-6 Heiwa-tyo Hekinan, Aichi 447-8502, Japan

*****Toshiba Nasu Works

1385 Shimoishigami Ootawara, Tochigi 324-0036, Japan

(Received November 14, 1998, in final form, June 24, 1999)

Abnormal interventricular septal wall motion has been observed in various heart diseases. To assess the regional contractility of interventricular septum precisely, DANTE tagging cine MRI of septal slices parallel to the vertical long axis of left ventricle were acquired in 6 normal volunteers and in 12 patients with a variety of heart diseases. DANTE tags were generated at end diastole with a 8 mm grid with about 60 intersection points on septal slice. Quadrangle area as a basic unit was calculated at end systole (S_{ES}) and end diastole (S_{ED}). Percent area contraction (PAC) was derived from the following formula: $PAC = [(S_{ED} - S_{ES}) / S_{ED}] \times 100\%$. In addition, a quantitative map of the PAC was made to estimate regional contractility easily by visual inspection. The PAC was $29.4 \pm 1.3\%$ in normal volunteers and the map of the PAC showed a homogeneous pattern. In patient with anteroseptal myocardial infarction reduced PAC units were localized at anterior site of interventricular septum, and in patients with inferior myocardial infarction, decreased PAC units were observed in inferoposterior site of interventricular septum. In a patient with dilated cardiomyopathy, the map demonstrated a diffused focal distribution of decreased PAC units. In conclusion, the PAC derived from DANTE-tagging cine MRI is a very useful index to evaluate regional contractility of interventricular septum, and the map of PAC can reflect regional abnormal contractility in accordance with clinical settings.

1. はじめに

心臓は心筋繊維を収縮させることで全身へ血液を駆出する器官であり、心機能を評価するには心筋壁の収縮メカニズムを解析することが重要である。種々の医用画像診断法を用いても軟部組織である心筋はhomogenousで、心筋の収縮運動を詳細に把握することは困難であった。したがって、何らかの標識を心筋壁へ付加し、その標識の移動を計測することによって心筋の収縮運動を把握する必要があった¹⁾。近年、このような標識の移動を非侵襲的に計測できる磁気標識（以下tag）付きMRI法（以下tagging-MRI法）^{2,3)}が普及し、心筋の収縮運動解析が盛んに行われるようになってきた^{4,5)}。

我々は、種々の心疾患でしばしば異常運動を呈する心室中隔に注目し、その収縮運動を解析するためtagging-MRI法の一つであるDANTE（Delays Alternating with Nutation for

Tailored Excitation）-tagging cine MRI^{6,10)}（以下DANTE法）を用いて、心室中隔壁自体を平行に切断する撮像断面におけるtagの運動解析を行ってきた。前回、DANTE法で得られた一連の格子状のtag付きMR画像（以下tag画像）からtag格子の交点座標をマニュアル操作で抽出し、時相を追って関心領域(ROI)面積収縮率、縦短縮率、横短縮率、縦横歪、横縦歪を算出する心動態解析手法について報告した¹¹⁾。しかし、同報告では解析結果のパラメータが多く、また、これらのパラメータは詳細ではあったが複雑で多様な経時の変化を示したので、心室中隔の収縮動態を容易に把握することは困難であった。

本研究では、以上のような問題点を踏まえて、心室中隔の収縮機能を直感的に視覚的に把握可能な面積収縮率として表現し、本手法を正常者及び心疾患患者に対して適用して心室中隔心筋収縮機能の定量的な比較を試みたので報告する。

Table 1 Pulse sequence parameters.

Scan parameter	
Imaging Pulse	ECG gated cine FE
Preparation Pulse	DANTE tagging
TE (ms)	22
cine-TR (ms)	50
Number of excitation	2
Slice thickness (mm)	10
FOV (mm)	350
Matrix (pixel)	256×160
Tag cycle (mm)	8

FE : Field echo
 TE : Echo time
 cine-TR : Repetition time of cine imaging
 FOV : Field of view
 Tag cycle : Tag grid of dark stripes with initial center-to-center

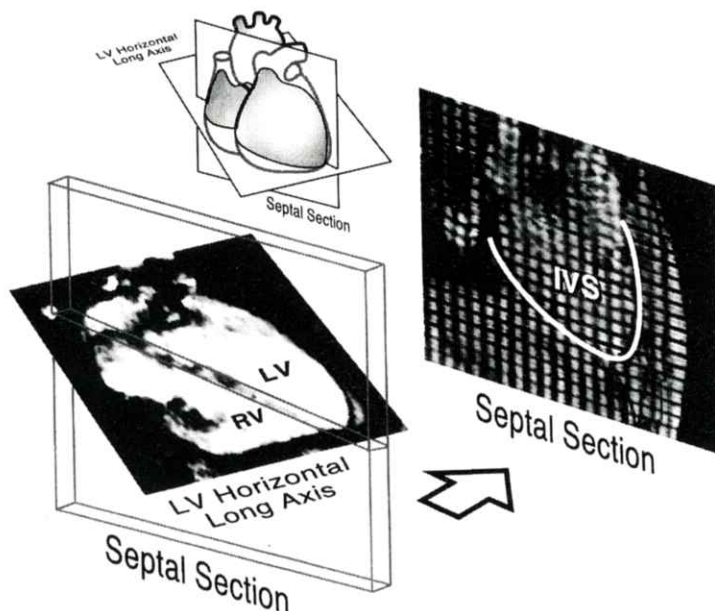


Fig. 1 Positioning of septal section. To assess the regional contractility of interventricular septum (IVS), DANTE tagging cine MRI of septal slices parallel to the vertical long axis of left ventricle (LV) was acquired.

2. 方 法

2.1 対象及び撮像条件

対象は、正常者ボランティア6例（男3例，女3例，平均年齢 57.3 ± 19.3 歳），心疾患患者12例（男6例，女6例，平均年齢 56.2 ± 20.9 歳）である。心疾患群の内訳は前壁中隔心筋梗塞（Anteroseptal

Myocardial Infarction : Ant-MI）6例，下壁心筋梗塞（Inferior MI : Inf-MI）3例，拡張型心筋症（Dilated Cardiomyopathy : DCM）3例である。被験者には事前に十分な説明を行い，撮像に同意を得た。

撮像には東芝製超電導MRI装置（0.5T及び1.5T）を用い，腹部用受信コイルを使用した。チェー

ンオブリーク法にて四腔断面を描出し、これより心室中隔に添うスライス断面を設定してDANTE法を実施した(Fig.1)。実施時の撮像条件をTable1に示す。

2.2 Tag交点座標抽出法

Tag画像はMRI装置から8インチフロッピーディスクを介してデジタルデータとしてオフラインでパーソナルコンピュータへ転送した。Tag画像からtag交点座標を抽出するため、パーソナルコンピュータ上で、簡便な画像処理を利用したtag交点座標抽出支援ソフトウェアを開発した。本ソフトウェアのtag交点座標抽出手順を以下に示す。

- 1) 手動で心室中隔領域のROIを指定する。
- 2) 垂直方向及び水平方向に長辺を持つ11×3マトリックスの平滑化フィルタ処理を行い、垂直方向及び水平方向に平滑化された画像を作成する。
- 3) 平滑化画像をそれぞれ閾値処理により2値化する。
- 4) 2値化画像にそれぞれ再び2)の平滑化フィルタを用いた平滑化処理を数回繰り返す。
- 5) 再び3)の2値化処理をそれぞれ行う。
- 6) 得られた2つの画像を細線化処理することで、tagの垂直及び水平成分を分離して抽出する。
- 7) 抽出されたtagの垂直成分画像と水平成分画像の2画像間で、1)で指定したROI内にある線分の交差点座標を検出する。
- 8) tag交点の検出結果をtag画像と合成表示し、検出エラーの確認を手動で行う。エラーと判断した場合、tag交点位置の変更または消去を手動で行う。

なお、開発はApple社製Macintoshコンピュータ上にてC言語を用いて行った。

Tag交点抽出支援ソフトウェアを用いて、正常者6例、心疾患患者12例の拡張末期及び収縮末期tag画像から心室中隔上のtag交点座標を検出し

た。拡張末期及び収縮末期tag画像は、シネ撮像で得られた一連の画像の中から循環器専門医が選択した。解析に使用された拡張末期tag画像は全て第1時相目で、収縮末期tag画像は第6時相目(約300ms後)であった。

2.3 面積収縮率による収縮機能解析方法

本法では、心室中隔全体の収縮機能を評価できるように、隣り合う4つのtag交点で構成される最小の四角形要素すべてについて、拡張末期及び収縮末期の二時相間での面積収縮率を算出した。すなわち、(1)式のように面積収縮率(Percent Area Contraction: PAC)を定義した(Fig. 2)。

$$PAC = \frac{S_{ED} - S_{ES}}{S_{ED}} \times 100\% \quad (1)$$

ここで、 S_{ED} は四角形要素の拡張末期の面積、 S_{ES} は収縮末期での面積である。

心室中隔の収縮機能を視覚的に評価できるように、このPAC値をtag画像上へマップ表示した。PAC値は-20%から+40%を黒から白のグレイスケールで示した。

次に、心室中隔に含まれる四角形要素のPACの平均値(以下 PAC_{mean})を求め、各症例群間で定量的に心室中隔の収縮機能を比較検討した。また同様に、収縮機能の局所不均一性の評価値として各症例ごとの標準偏差(以下 PAC_{SD})を算出した。

心室中隔の局所的な収縮運動異常を定量的に評価するため、正常者および前壁中隔心筋梗塞症例において、心室中隔を前壁中隔領域および中隔下後壁領域に分割し、それぞれ PAC_{mean} を算出した。前壁中隔と中隔下後壁の領域分割は、その面積比がおおよそ2:1となるような心尖部を通る直線を指定することで行った。なお、分割線の指定は循環器専門医が行った。

また、6例以上の群については以下の統計処理を行った。連続変数は平均±標準偏差で表した。2群間の平均値の検定にはStudent t-検定を行っ

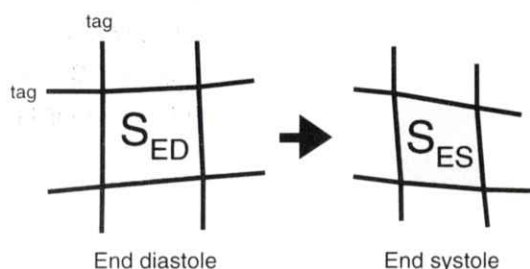


Fig.2 Definition of percent area contraction (PAC).

S_{ED} : Area of quadrangle unit at end diastole.

S_{ES} : Area of quadrangle unit at end systole.

た. 3 群以上の平均値の検定にはANOVAを用いた上でScheffe's Fによる多重比較検定を行った.

3. 解析結果

拡張末期tag画像ではtagは明瞭で, tag交点は平均 77.5 ± 19.8 個認められた. しかし, 収縮末期tag画像では, 心尖部や心室中隔の輪郭付近でtagの消失が認められ, tag交点は平均 61.2 ± 16.0 個に減少した.

各症例群別に代表的な一例について, PACのマッピング表示を行った (Fig. 3).

正常者のPACはFig.3-aに示すように心室中隔全体ではほぼ一様であり, 良好な収縮を示した. 一般的に心疾患群では正常者と比較して全体的に黒く示され, 収縮機能が低下していることが示唆された. Ant-MI (Fig.3-b) では前壁中隔領域が, Inf-MI (Fig.3-c) では, 中隔下後壁領域が他の領域と比較して黒く示され, 障害部位の収縮機能低下が示された. DCM (Fig.3-d) では, 心室中隔全体が黒く示され, 収縮機能低下が広範囲にわたっていることが確認できた.

各対象群ごとに心室中隔全体の PAC_{mean} と PAC_{SD} の平均値を算出した結果, 正常者群の

PAC_{mean} は $29.4 \pm 1.3\%$ (Fig.4), PAC_{SD} は 8.0 ± 1.3 となった (Fig.5). PAC_{mean} について正常群とAnt-MI群の間でStudent t-検定を行ったところ $p=1.4 \times 10^{-6}$ と有意に差が認められた.

正常群および前壁中隔心筋梗塞群について, 前壁中隔領域および中隔下後壁領域に2分割して PAC_{mean} の平均値を求めたところ (Fig. 6), 正常群では前壁中隔領域および中隔下後壁領域の PAC_{mean} に有意差は認められなかったが, Ant-MI群では2領域間で有意に差が認められた (Table 2).

4. 考察

Tagging-MRI法を用いた心筋の収縮機能解析は, 主に左室短軸断面で行われてきた. 心筋は拡張末期から収縮末期にかけて, 心基部付近では約12mmほど心尖部方向へ移動することが知られている¹²⁾. このため, 左室短軸断面の撮像では, 拡張末期と収縮末期で位置の異なる短軸断面画像が得られることになる. Tagging-MRI法は, 磁場空間全体に広くtagが印加されるので, 短軸断面で収縮機能解析を行う場合, 拡張末期と収縮末期の2画像間でtag交点は見かけ上同一のものとして検出され, 誤ったtag移動計測が行われる可能性がある. 本研究では, 撮像断面として心室中隔壁自体を平行に切断する長軸断面を採用した. 心室中隔はほぼ板状の筋組織であり, 撮像断面をそれと平行に設定したことで, 収縮運動によって心室中隔がスライス断面からはずれば, 撮像断面には血液が入ることになり, tagは画像から消失する. 逆に, 収縮末期tag画像でtagを検出できれば, そのtagはスライス断面内を2次元的に移動したと考えられる. したがって, 今回計測されたtag交点は, 拡張末期と収縮末期で同一のものであると考えられ, PACによる収縮機能解析に用いるのに妥当でと思われた.

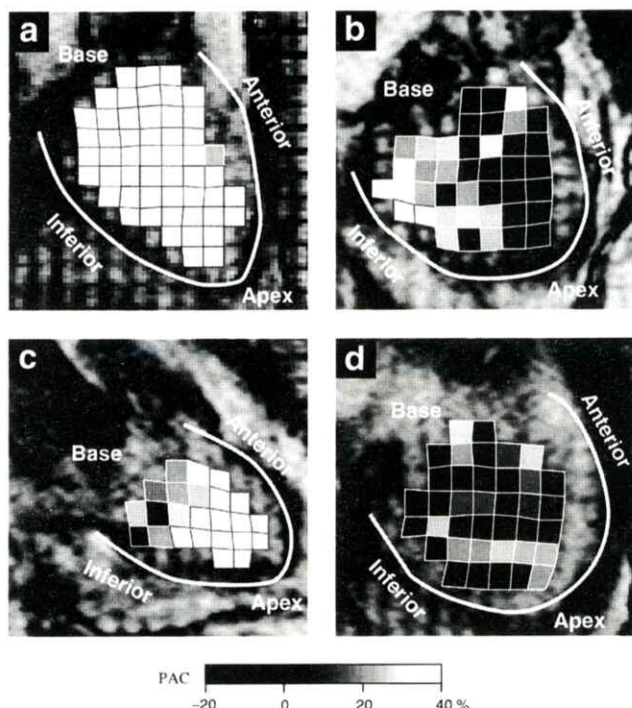


Fig. 3 Representative regional PAC mapping on interventricular septum in normal volunteer and in patients with anteroseptal and inferior myocardial infarction and dilated cardiomyopathy. Gray scale map coded according to the value of PAC was displayed on the end diastolic MR image.
a. Normal volunteer.
b. Anteroseptal myocardial infarction (Ant-MI).
c. Inferior myocardial infarction (Inf-MI).
d. Dilated cardiomyopathy (DCM).

以上を前提としてPACのマップ表示を試みたところ、正常者では中隔全体がほぼ一様に収縮する様子が示され、心疾患群ではその病気に特有な収縮異常の分布を可視化することができた。

心疾患群では正常者群と比較して心室中隔内の PAC_{mean} は小さく、正常者群とAnt-MI群の間には高い有意差が認められた。Ant-MI群の PAC_{SD} は正常群より有意に大きく、心室中隔の局所的な収縮機能低下が偏在性に且つ不均一に発生している様相が示された。Ant-MIは左前下降枝(LAD)の閉塞により引き起こされ、LADが栄養する前壁中隔領域心筋に壊死が起り収縮機能が低下している状態をPACマップによって観察することができた。またDCM群においても PAC_{mean} は小さ

く PAC_{SD} は大きい傾向を認め、PACマップ上、高度な収縮機能低下部位の分布は散在する傾向を認めた。これは、DCMでは心筋細胞の繊維化や錯綜配列が散在性に発生することから、心筋局所で斑状に収縮機能が低下しているためと考えられる。

一方、Inf-MI群では症例が少なく統計計算を行っていないが、 PAC_{mean} は比較的大きく、従来述べられている通り、右冠動脈閉塞によっては心室中隔のごく一部しか障害されないことが示された。

前壁中隔領域と中隔下後壁領域に2分割して PAC_{mean} を評価すると、正常群とAnt-MI群で検定を行った結果、正常群では2つの領域間で有意差は無く、ほぼ均等に収縮していた。しかし、Ant-MI群では前壁中隔領域の PAC_{mean} が中隔下後壁領

域より有意に小さく、Ant-MIでは前壁中隔領域に著明な収縮機能低下が発生していることが確認できた。正常群に対してAnt-MI群の中隔下後壁領域の PAC_{mean} は有意に小さくなった。これは、Ant-MI群にはLAD以外の冠動脈に高度の血管狭窄を認める症例が含まれており、梗塞には至らないが中隔下後壁領域に収縮機能低下が発生している症例が含まれたためと考えられる。

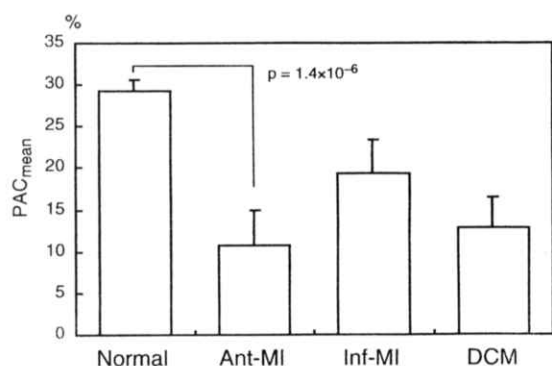


Fig. 4 Comparison of mean value of PAC (PAC_{mean}) of whole interventricular septum among normal volunteer, antero-septal myocardial infarction, Inferior myocardial infarction and DCM.

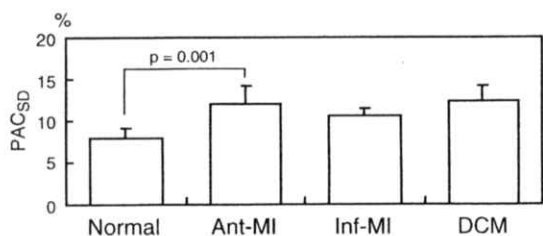


Fig. 5 Comparison of PAC_{SD} of whole interventricular septum among normal volunteer, antero-septal myocardial infarction, inferior myocardial infarction and dilated cardiomyopathy.

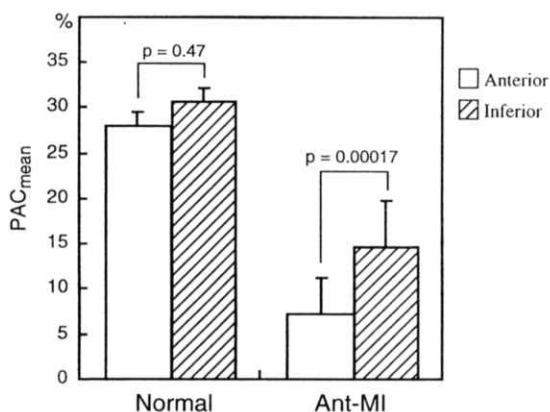


Fig. 6 Comparison of PAC_{mean} between anterior site of interventricular septum and inferior site of interventricular septum in each normal volunteer and patient with antero-septal myocardial infarction.

Table 2 Result of post-hoc test (Scheffe's F).

Site	P
a-Normal vs i-Normal	0.47
a-Normal vs a-Ant MI	2.0×10^{-7}
a-Normal vs i-Ant MI	1.6×10^{-6}
i-Normal vs a-Ant MI	2.7×10^{-11}
i-Normal vs i-Ant MI	9.2×10^{-8}
a-Ant MI vs i-Ant MI	0.00017

a-Normal : PAC_{mean} on anterior site of interventricular septum in normal volunteer.

i-Normal : PAC_{mean} on inferior site of interventricular septum in normal volunteer.

a-Ant MI : PAC_{mean} on anterior site of nterventricular septum in antero-septal myocardial infarction.

i-Ant MI : PAC_{mean} on inferior site of interventricular septum in antero-septal myocardial infarction.

眼底写真における血管解析に関する研究

— 血管とその交叉部の抽出 —

杉尾 一晃, 国枝 孝光*, 藤田 広志, 原 武史
河瀬 剛**, 小川 和美*, 国立 勉**

岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

*タック (株) システム部

〒503-0803 大垣市小野 4-35-12

** (財) ソフトピアジャパン

〒503-8569 大垣市加賀野4-1-7

(1999年1月30日, 最終1999年7月19日受理)

A Study on Blood Vessel Analysis in Fundus Images: Extractions of Blood Vessels and Their Intersections

Kazuaki SUGIO, Takamitsu KUNIEDA*

Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA, Takeshi KAWASE**

Kazumi OGAWA* and Tsutomu KUNITACHI**

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

1-1 Yanagido, Gifu-shi 501-1193, Japan

*TAK Company

4-35-12 Kono, Ogaki-shi 503-0803, Japan

**Softopia Japan

4-1-7 Kagano, Ogaki-shi 503-8569, Japan

(Received January 30, 1999, in final form, July 19, 1999)

For the purpose of constructing a diagnosis support system in fundus images employing in mass screening, two new schemes for extracting blood vessels and for detecting their intersections were proposed. An examination was performed with 24 fundus images from 12 screenees by using a double-ring-shape filter and a band-shape filter. As a result, 78% of blood vessels were extracted correctly and 83% of the intersections were detected. It was concluded that our experimental methods were useful to develop a system that could be tested in clinical situations.

5. ま と め

心室中隔そのものを切断する撮像断面に対して DANTE法を実施し, PAC による局所心筋収縮機能解析を試みた.

PAC のマップ表示により視覚的に心室中隔局所の収縮機能を把握することが可能であり, 心疾患に特徴的な収縮不全状態を示すことができた. また, PAC_{mean} および PAC_{SD} を用いて, 定量的な心筋収縮機能の比較検討も可能であった.

文 献

- 1) D.E.Hansen, G.T.Daughters, E.L.Alderman, et al.: Circ Res. **64** 191 (1988)
- 2) L.Axel and L.Dougherty : Radiology. **171** 841 (1989)
- 3) L.Axel and L.Dougherty : Radiology. **172** 346 (1989)
- 4) 安野直子, 安野泰史, 近藤武, 他 : 日磁医誌 **11** 159 (1991)
- 5) L.Axel, R.C.Goncalves and D.Bloomgarden: Radiology. **183** 745 (1992)
- 6) 安野直子, 近藤武, 坂倉一義, 他 : 日磁医誌 **13** 335 (1993)
- 7) 紀ノ定保臣 : 臨床画像 **9** 30 (1993)
- 8) A.A.Young, H.Imai, C.N.Chang, et al.: Circulation. **89** 740 (1994)
- 9) T.J.Mosher, M.B.Smith : Magn.Reson. Med. **15** 334 (1990)
- 10) T.J.Mosher, M.B.Smith : Magn.Reson. Med. **18** 251 (1991)
- 11) 山口弘次郎, 武藤晃一, 徳田 衛, 他 : 医画情誌 **15** 43 (1998)
- 12) 安野直子, 岡村正博, 坂倉一義, 他 : Ther Res. **11** 3439 (1990)

1. はじめに

近年、X線CT画像、デジタルX線画像、超音波画像などを対象としたデジタル画像情報の特色を生かしたコンピュータ支援診断（CAD: computer-aided diagnosis）システムが開発されつつある¹⁻³⁾。CADシステムでは、コンピュータが自動検出した病巣部位が医師に提示される。すなわち、病変の見落としがないように医師に注意を喚起したり、病巣についての定量的尺度を与えることによって、客観的な画像診断のための情報を提供する。そのようなシステムには、胸部単純X線写真やヘリカルCT画像における肺がんの検出、乳房X線画像における微小石灰化クラスターや腫瘍の検出、胃X線二重造影像におけるがん病変部の検出などの報告がある。

また、健康への関心が高まるなか、生活習慣病（成人病）の早期発見の検査の一つとして、集団検診などで眼底写真による検査が実施されている。眼底写真とは、眼球の正面から強い光（カメラのフラッシュ）を眼球に通して撮影される画像であり、そこには血管、網膜、視神経乳頭部などが抽出され、糖尿病の合併症などの診断が行われる。この画像は、照明条件もほぼ整っており、また、CCD素子を用いたデジタル装置も登場していることから、コンピュータ解析が十分可能であると考えられる。

眼底写真において診断支援を目指すには、動静脈を正確に識別することが重要である。そこで、眼底血管像のフラクタル次元についての研究が行われたり^{4,5)}、血管の同心円分割を用いて動静脈分離の検討が行われている⁶⁾。また、正常眼底と計測画像の経時変化量を診る比較読影法の報告もある⁷⁻¹⁰⁾。しかしながら、すでに実用化された眼底写真のためのCADシステムの開発報告はないのが現状であり、まだ開発途上の領域であるといえる。

われわれは、このような眼底検査のためのCADシステムの開発を行っており、本稿では、その要素技術となる血管の解析処理について、血管の抽出法とその交叉部の検出法を報告する。

2. 眼底写真の血管における診断法

正常眼底の血管について説明する。まず、網膜中心動脈は視神経乳頭の中央、あるいは、その少し鼻側から乳頭面に現れ、乳頭縁をこえて、網膜へ移行する。乳頭上に出て初めて上行、および下行血管枝に分れる場合と、それ以前にすでに分かれている場合とがあるが、いずれにせよ常に二枝に分枝し、眼底周辺部へ行くほど細くなる。中心血管は上下に分枝するとともに内外の両枝に分かれ、それぞれ上鼻側動（静）脈、上耳側動（静）脈、下鼻側動（静）脈、下耳側動（静）脈となる。

一般的に、医師が行う診断では、乳頭とその周囲、四本の主幹動静脈、ついで網膜の観察を行っている。血管から診断するのは、限局性あるいはびまん性狭細、血柱反射の色、血管走行変化の有無などである。また、随伴動静脈比（A/V比）にも注目する¹¹⁾。

また、医師が同一の基準を用いて血管について診断を行った場合、実際には医師が目分量で判断するため、所見にばらつきが起こる可能性がある。そこで、基準を定量的に用いて診断を行うために、判定に客観性をもたすことが求められている。

3. 血管の解析法

3.1 システムの概要

本研究では、集団検診で異常が認められた患者12人の眼底写真24枚を用いた。眼底写真1枚当たりの大きさは7.8cm×7.8cmで、これをフラットベッドスキャナ（EPSON GT-8500）を用いて解像度400dpi（1画素=0.064mm）でデジタル化

を行った。画像データ1枚当たりの大きさは4.32MB, 1.2K×1.2Kマトリクス, RGB各256階調のカラー画像である。本研究では, このようにデジタル化された画像を(1)式で256階調モノクロ画像に変換してワークステーション (SUN Ultra 1, OS : Solaris 2.5.1) を用いて解析を行った。

$$F(x,y)=0.3R(x,y)+0.6G(x,y)+0.1B(x,y) \quad (1)$$

3.2 血管の抽出法

本論文で提案する抽出方法はFig. 1に示すような二重リングフィルタによる手法である。このフィルタで計算する領域は注目画素 (x,y) の周辺の小さい方から領域A, 領域Bとする。それぞれの直径は3画素, 7画素である。領域Aの平均濃度値から領域Bの平均濃度値を引いた値を計算する。そして, その値が5を超えたときはその注目画素が血管であるとして, フィルタの出力として1を出力する。また, 5以下のときは, 0を出力する。したがって, 血管部分は1, それ以外は0という2値画像が出力される。この方法によってFig. 2(a)について処理を行った例をFig. 2(b)に示す。このフィルタの利点は, ラプラシアンなどのエッジ検出法に比べてノイズの影響を受けにくいことである。なお, このフィルタの直径としきい値は, 今回用いた眼底写真について, 実験的に最適な値を決定したものである。フィルタの直径を大きくしたり, しきい値を大きくすると, コントラストの低い血管が抽出できず, また, 直径を小さくしたり, しきい値を小さくすると, ノイズの影響を受けやすくなる。

このままでは血管でない部分を微小領域として検出したり, 血管自体が分断される箇所も存在する。そこで, それらを補うために, 膨張・収縮処理を行う。ここでは, 3×3 のマスクを用いて, 注目画素であるマスクの中心の値が0の場合, マスク内の値の総計が7以上のときその注目画素の

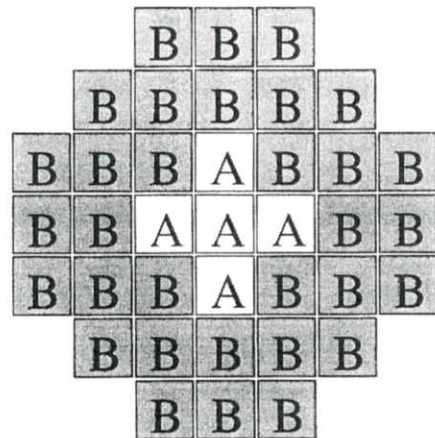


Fig. 1 A double-ring-shape filter for extracting vessels.

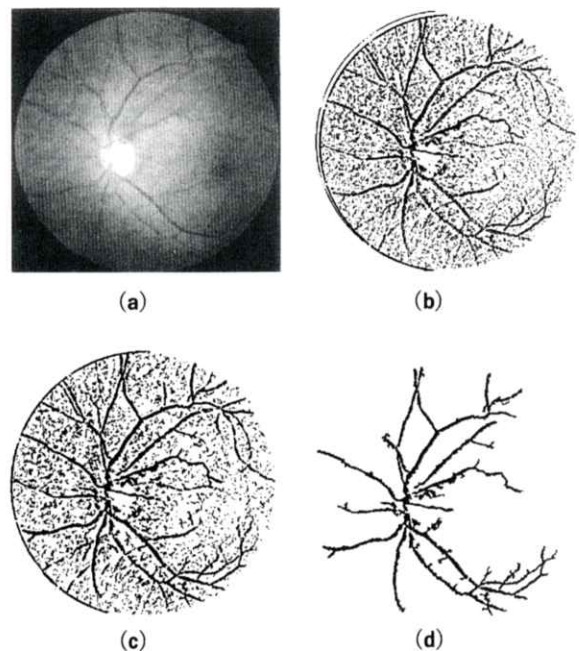


Fig. 2 An example of extracted vessels. (a) An original fundus image. (b) Processed image from (a) by using the filter shown in Fig. 1. (c) Processed image from (b) by using dilation and erosion filtering. (d) Processed image from (c) by tracing processing.

値を1にする。また、注目画素の値が1の場合、マスク内の値が3以下のとき注目画素の値を0にする。このような膨張・収縮処理を5回繰り返す。Fig. 2(b)に対して処理を行った例をFig. 2(c)に示す。

さらに、眼底における血管が視神経乳頭部を中心にして走っている特徴を利用して追跡処理を行う。ここでは2値化処理によって決定された視神経乳頭部につながる血管を、マスク処理によって抽出する。具体的には、視神経乳頭部の領域を次のような条件で拡張することで実行する。

まず、膨張・収縮処理後の2値画像（血管は1、以下、血管候補画像）と別に求めた視神経乳頭部の2値画像（乳頭部が1、以下、乳頭部画像）の論理積画像を作成する。ここには乳頭部領域に属する血管像が含まれることになる。論理積画像の左上より、 3×3 のマスク処理を行う。この 3×3 領域は、血管候補画像の対応領域も同時に探索する。そこで、血管候補画像でのマスク中に合計で2画素以上1の画素が存在し、かつ、そのマスク領域の中心が論理積画像において血管であるとされた場合、マスク内の血管候補画像のパターンを論理積画像に写す。これを新しい論理積画像として抽出対象がなくなるまで処理を繰り返す。Fig. 2(c)への処理結果をFig. 2(d)に示す。視神経乳頭部より放射状に血管がのびていることがわかる。

3.3 血管の交叉部の検出法

交叉部の検出には、Fig. 3に示すバンド型フィルタを利用した。Fig. 3の丸で示す部分は直径5画素である。原画像に対してこのフィルタを用い、領域 C_n の濃度平均と C_{n+1} の濃度平均の差が10以上あるとき、フラグとして1を数える。これを $n=1$ から16まで実行し、フラグの合計が8以上の場合、このバンド型の領域に交叉があるとする。なお、ここで用いられているしきい値の決定法は、交叉が起こるときにはある領域内部に2本以上血

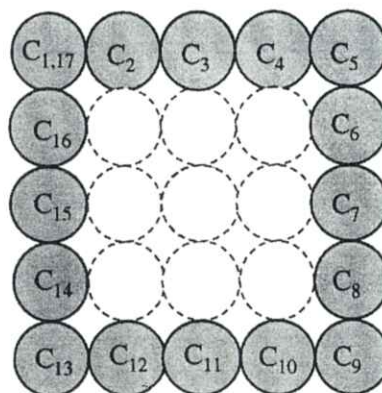


Fig. 3 A band-shape filter for detecting intersections of vessels.

管が存在しなければならず、それは周辺領域である領域 C において4回以上血管を検出するという条件で表すことができるためである。Fig. 4に一例を示す。○印で示されるのが交叉部として検出された部分、矢印（False-positive）で示されるのが誤検出された部分である。また、AとBの2ヶ所のFPを拡大して右側に表示した。

4. 結果と考察

4.1 血管の抽出

血管の抽出結果を以下に示す。血管の抽出結果を数値化するために、著者らは参考文献をもとに¹²⁾、眼底写真における血管を手動で抽出した。そして、コンピュータによって抽出した血管部分との画素数の割合を比較すると、眼底写真一枚当たりの抽出率は約68%であった。また、抽出した血管部分のうち、誤抽出している部分は約12%である。

眼底写真から血管を抽出し、診断のために必要な情報である動静脈の認識、血管の太さ、血管の走行状態についての定量的尺度を与えることは重要である。しかし、集団検診における診断では、視神経乳頭部の辺縁領域を中心とした血管の状態

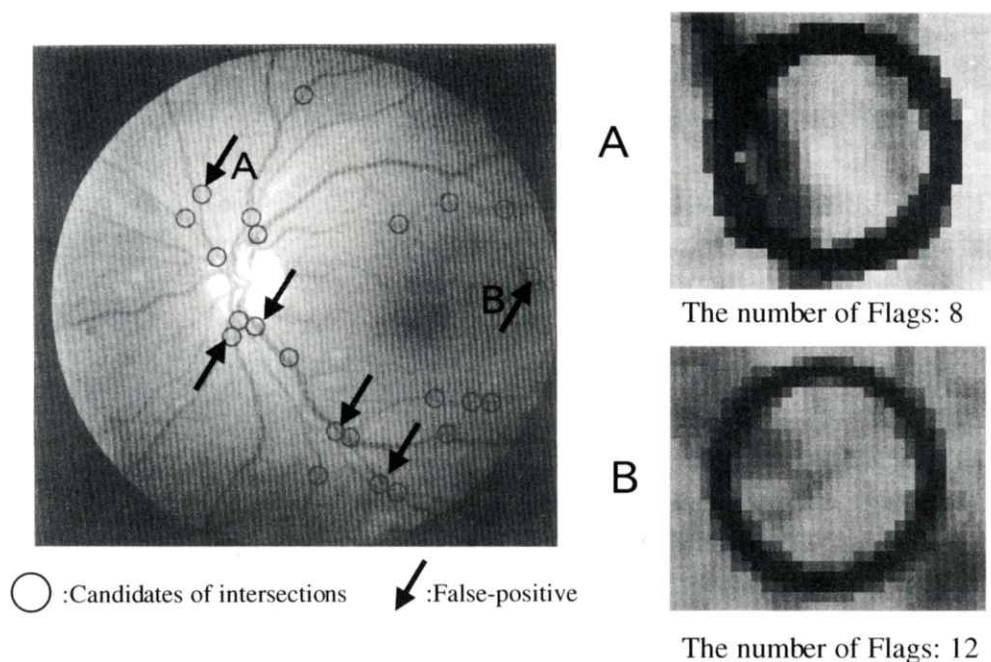


Fig. 4 An example of detected intersections of vessels. A and B are enlarged images for two false-positive findings in left images.

に重点をおくことが多く、それらの領域の血管を正確に抽出することが重要であると考えられる。このような観点から、血管検出結果について考察を行うと、眼底写真一枚あたり抽出率およそ7割という結果は、診断支援のために必要と思われる血管領域については9割以上の抽出率であると考えられるため、診断支援のための血管抽出法として十分に有用な手法であると考えられる。

4.2 血管の交叉部の検出

交叉部の検出結果を以下に示す。24枚の眼底写真中に228個の交叉部が存在しており、そのうちバンド型フィルタを用いて97% (221個) は正しく検出できた。しかし、検出した交叉総数は516個であり、同じ交叉部を重複して検出している場合 (178個) や、誤検出した交叉部 (117個) も存在する。誤検出した部分は、血管が平行して走行している部分、異物の存在する部分などであった。

なお、検出した交叉部を今後利用して、交叉部の血管径の比を求めることが考えられる。これは、交叉前の静脈血管径 (V_1) と交叉部の静脈血管径 (V_2) との比をとった V_2/V_1 比で表され、 $V_2/V_1=1$ であれば正常交叉、 $V_2/V_1 \geq 0.5$ であれば軽度、 $V_2/V_1 < 0.5$ であれば中度、 $V_2/V_1=0$ 、すなわち静脈血管と静脈血管が離れてしまえば重度となる。血管追跡を行って、分岐しているポイントを検出する方法では、重度と分類される交叉部、見かけ上は血管が切れている交叉部について検出できない。しかし、本検出法では、重度と分類される交叉部も検出可能であるという結果を得ることができた。これは、今後 V_2/V_1 比の算出を行うためにも、有用な結果であるといえる。

5. おわりに

本稿では、眼底写真におけるコンピュータ診断

支援のための第一歩として、血管の抽出処理、血管交叉部の検出処理に関する報告を行った。

血管の抽出については、二重リングフィルタを用いた結果から、診断を行うときに有効と思われる血管の領域の抽出を行うことができるとわかった。また、交叉部の検出については、バンド型フィルタを用いた結果から、検出率は十分であると思われるが、誤検出がまだ多く、改良の余地があることがわかった。

今後は、症例を増やして、交叉部の検出の信頼性の向上を目指し、さらにカラー情報を用いた異常部分の検出法を開発する予定である。

文 献

- 1) 鳥脇純一郎：医画情誌 **16** 101 (1999)
- 2) 遠藤登喜子：医画情誌 **16** 115 (1999)
- 3) 藤田広志：医画情誌 **16** 123 (1999)
- 4) Y.A.Tolias and S.M.Panas: IEEE Trans. Med. Imag. **17** 263 (1998)
- 5) 松尾 崇, 大野京子：Med. Imag. Tech. **15** 592 (1997)
- 6) 八木秀俊, 田邊勝義, 壺内鉄郎：電子情報通信学会総合大会 D-7-32 160 (1997)
- 7) S.Chaudhuri, S.Chatterjee, N.Katz, et al.: IEEE Trans. Med. Imag. **8** 263 (1989)
- 8) M.S.Markow, H.G.Rylander and A.J. Welch: IEEE Trans. Bio. Eng. **40** 1269 (1993)
- 9) 佐久間 聡, 仲西 正, 藤野雄一：電子情報通信学会総合大会 D-7-32 161 (1997)
- 10) G.K.Matsopoulos, N.A.Mouravliansky, K.K.Delibasis, et al.: IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed. **3** 47 (1999)
- 11) 松井瑞夫：図解高血圧・糖尿病とその眼底 p.10 (金原出版, 東京1993)
- 12) 本田孔士：眼底の描き方 (文光堂, 東京1995)

白黒濃淡画像におけるニューラルネットワークを用いた動的領域分割と その医用画像への適用

真下智行*, 蔡 篤儀*, 山田 功**, 小島克之***

*岐阜工業高等専門学校専攻科電子システム工学専攻

〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町

**岐阜医療技術短期大学診療放射線技術学科

〒501-3892 岐阜県関市市平賀長峰795-1

***浜松大学経営情報学部経営情報学科

〒431-2102 浜松市都田町1230番地

(1999年6月5日, 最終1999年7月26日受理)

Active Region Segmentation of Gray Scale Images Using Hierarchical Neural Networks and Its Application to Medical Images

Tomoyuki MASHITA*, Du-Yih TSAI*, Isao YAMADA**
and Katsuyuki KOJIMA***

*Course of Electronic System Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu, 501-0495 Japan

**Department of Radiological Technology, Gifu College of Medical Technology
795-1, Nagamine Ichihigara, Seki-shi, Gifu, 501-3892 Japan

***Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu
1230, Miyakoda-cho, Hamamatsu-shi, Shizuoka, 431-2102 Japan

(Received June 5, 1999, in final form, July 26, 1999)

In this paper, we proposed a novel method, which employed a genetic-algorithm (GA)-based hierarchical neural network in order to establish a general-purpose region segmentation technique for gray scale images. We also applied the method to medical images. In the present study we used 6 texture features for segmentation. These features were basically obtained from a gray-level cooccurrence matrix. During the training phase, three GA operators, namely, selection, cross and mutation were applied. The training was repeated until the recognition rate for the boundary of two different regions reached 90%. Our preliminary

results found that the proposed method is effective not only in the segmentation of conventional color images but also in x-ray CT images and MR images. Moreover, we noted that the use of different image features could improve the performance of image segmentation for medical images.

1. はじめに

画像解析にはデジタル化と符号化、強調と復元、分割と記述など様々な分野がある。そのうちの領域分割処理においては、これまでにしきい値処理、エッジ検出、テンプレートマッチングなど、様々な手法が提案されてきた¹⁾。しかし、その方法はそれぞれの特徴や、用いる特徴量のために、画像によって適、不適がある。たとえばエッジ検出法においては、エッジが不明瞭な淡い画像に対しては分割が困難である。

本論文では、学習により対処のできる様々な画像の分割法としての、動的領域分割法の処理に、ニューラルネットワークを取り入れることを提案する。この手法の基礎は岩田ら²⁾が示しており、エッジのピクセルを素子とするホップフィールド型ニューラルネットワークを用いて判別を行っている。それに対して本研究では、エッジ周近の特徴量を階層型ニューラルネットワークに入力することで答えを求める手法を用いる。本研究で用いている動的領域分割法、ニューラルネットワーク、および用いた特徴量について2.で説明する。3.では、提案した手法を用いた医用画像の領域分割実験結果から、その有効性を示す。

2. 動的領域分割法とニューラルネットワーク

2.1 動的領域分割

各種分割法として、しきい値処理、エッジ検出等があるが、1つの応用例として、動的領域分割がある。これは、2次の画像処理法の1つであり、Fig.1に処理の手順を示す。

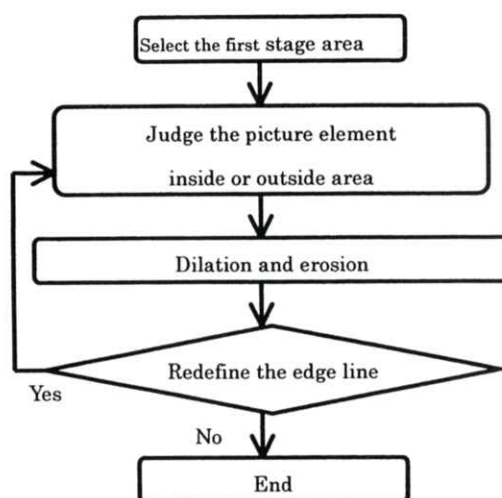


Fig.1 Active area segmentation process.

以下に、各手順の内容について述べる。

a) 初期領域指定：しきい値処理やエッジ検出など、各種領域分割法を用いて画像を単純に1次領域分割し、その中から目標領域を選択する。今回は、領域内の任意の一点を指定した。

b) 周辺画素に対する領域内および領域外判定：先に選んだ目標領域のエッジの内と外に接する画素点に注目し、それらの画素点に対して、もう一度特徴量を基に目標領域に属するか否かを判定する。

c) 領域の拡大または縮小による境界線の再定義：b)の結果で分割領域に属すると判断された画素点を取り込むことで拡大、属しないと判断された画素点を切り離すことで縮小を行い、もう一度分割領域のエッジを定め直す。

d) 領域分割終了判定：エッジが変化していた

ら、b)からの手順を繰り返す。

以上のような手順により、過剰に分割されてしまった細かい領域を統合したり、領域境界がうまく検出できず、複数領域が合体してしまった領域を分割し、より良い分割結果にする。本研究においては1次分割を行わず、初期領域を目標領域内と思われる一画素点に定めて、Fig. 2のように周辺の目標領域と思われる画素点を取り込んでいくことで領域を拡大させていき、目標領域を切り出す手法をとった。領域の形と大きさを優先的に求めることを目的としたために、初期点は手動で定めている。本実験においてはより汎用的な領域分割法とするために、この動的領域分割における周辺画素の領域内と領域外の判定に、汎用的処理システムである人間の脳の働きを真似たニューラルネットワークシステムを取り入れた。このニューラルネットワークを学習させて、様々な異種画像に対しての対応を試みた。

2.2 ニューラルネットワーク

演算処理や繰り返し処理において、コンピュータは、人間の処理能力を大幅に越えた力を発揮する。しかし、文字認識やパターン認識などの認識、識別処理、連続的な(アナログ)データの処理は苦手である。例えば視覚情報による判別などの人間の幼児でもできるような処理も困難である³⁾。

そこで、それらの処理に有効な人間の脳の処理

機構をコンピュータ上でも実現しようという試みが、このニューラルネットワーク処理である。ニューラルネットワークは、ニューロン同士の結合の違いで分類すると大きく分けて2つの結合法が提案されている。すなわち、階層型ネットワークと相互結合型ネットワークである。通常、パターン認識や想起にはホップフィールド型が用いられているため、すでにホップフィールド型ニューラルネットワークを用いた動的領域分割法は発表されている²⁾。そこで本研究においては、ニューラルネットワークを用いてパターンを想起するのではなく、動的領域分割中の同領域判別システムに組み込むので、階層型ネットワーク方式を採択した。

2.3 特徴量

領域分割をする上で大切なものとして、分割の基準となる特徴量がある。例えばしきい値法ならば画素値そのもの、エッジ検出法ならば1次および2次微分した値などで、それぞれの分割法の特徴によって大きく影響される。そこでこの特徴量の選択が重要になる。

本実験においては、各種カラー画像に対応できる領域分割法の確立を目的として、動的領域分割法にニューラルネットワークを加え、それを用いて境界画素判定をしているので、エッジ特徴量を重視し、差分特徴量を基準とした以下の6つの特徴量を用いた。

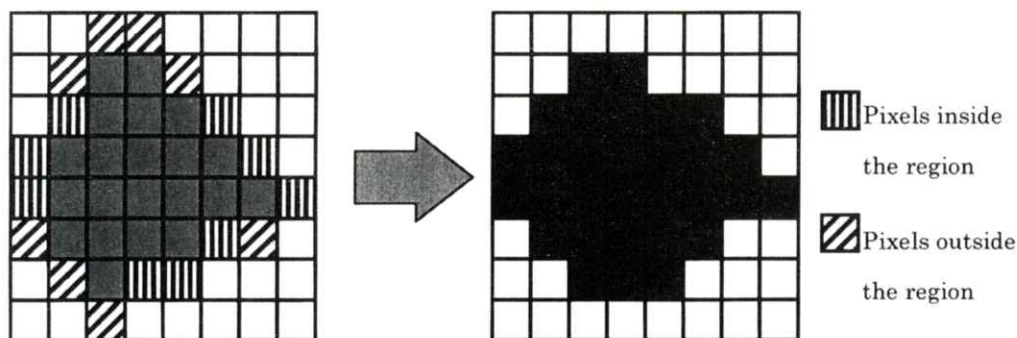


Fig. 2 Area expansion.

$$f_1(x,y) = \sum_k (r_{x,y} - r_{x+k,y}) \quad (1)$$

$$f_2(x,y) = \sum_k (g_{x,y} - g_{x+k,y}) \quad (2)$$

$$f_3(x,y) = \sum_k (b_{x,y} - b_{x+k,y}) \quad (3)$$

$$f_4(x,y) = \sum_k |r_{x,y} - r_{x+k,y}| \quad (4)$$

$$f_5(x,y) = \sum_k |g_{x,y} - g_{x+k,y}| \quad (5)$$

$$f_6(x,y) = \sum_k |b_{x,y} - b_{x+k,y}| \quad (6)$$

ここで $r_{x,y}$, $g_{x,y}$, $b_{x,y}$ は座標 x,y におけるRGBそれぞれの画素値であり、これは領域拡大方向がのプラス方向であるときの場合である。 k の値を大きくすると、大局的な視点での判断ができるようになるが、小さい領域や細い領域の判別が困難となる。また、小さくすると、小さい領域や細い領域の判別ができるようになるが、大局的な視点で見ることができず、小領域に分割しすぎる可能性がある。この特徴量を用いることで、カラー画像を領域分割することができるはずであるが、医用画像は白黒の濃淡画像であることが多く、RGB値がそれぞれ同じ値になるために領域分割が困難となる。そこで、改めて特徴量を以下のように定めた。

$$f'_1(x,y) = c_{x,y} \quad (7)$$

$$f'_2(x,y) = \sum_{i,j} (k_{ij} \cdot |i-j|) \quad (8)$$

$$f_3(x,y) = \max(k_{ij}) \quad (9)$$

$$f'_4 = i \quad \text{ただし} \quad k = f'_3 \quad (10)$$

$$f'_5 = j \quad \text{ただし} \quad k = f'_3 \quad (11)$$

$$f'_6(x,y) = 2nd(k_{ij}) \quad (12)$$

ここで、 $c_{x,y}$ は座標 x,y における画素値、 k_{ij} は注目画素が座標 x,y における濃度共起行列作成時の画素値 i,j の組み合わせの頻度である。 f'_2 は濃度共起行列の頻度とその濃度の差の積で、対象領域のコントラストによって変化する。 f'_3 は濃度共起行列の頻度の最大値、 f'_4 と f'_5 は頻度最大時の組み合わせの濃度値である。 f'_6 は濃度共起行列の頻度中で2番目に大きい値である。これは頻度最大のものとあわせて、パターン化している度合いを示す。これらの特徴量も領域拡大方向が x のプラス方向であるときの場合である。この時の濃度共起行列の作成法は、Fig. 3に示すような範囲に対して距離 $1=1$ (1ピクセルの長さ)、角度 $\theta = 0^\circ$ (水平方向)の濃度の組み合わせを用いて作成する。この範囲はエッジラインの向きとエッジの連続性の検索のために、検索方向に対して横方向に広げた $n \times 2n$ の範囲を対象とするが、この n の大きさも先のような理由から適度な値に指定する必要がある。なお濃度共起行列の詳細については、4)の文献を参照されたい。

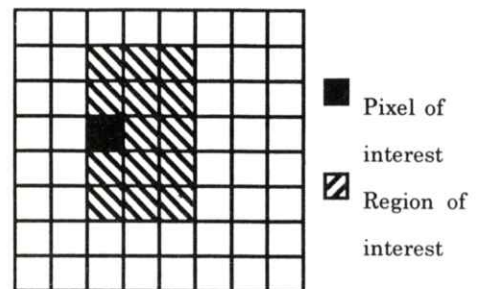


Fig. 3 Region of gray-level cooccurrence matrix.

2.4 ニューラルネットワークの最適化

本研究のシステムを用いて領域分割するには、はじめに目標領域をシステムに学習させておく必要があり、この学習によってさまざまな画像に対する適応性を持たせている。Fig. 4に学習の手

順を示す。まずは、学習用画像に対して手動で目標領域を指定し、その中から領域内画素50画素、領域境界画素50画素をランダムに選択し特徴量を求める。次に、その特徴量を教師情報として遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm: GA) 学習法を用いてニューラルネットワークを最適化する。そしてそれを辺縁識別率が設定条件以上になるまで繰り返す。本実験では、0.9とした。そのニューラルネットワークは、領域内と領域外の判別を行うためのものである。

ニューラルネットワークの最適化は、各ニュー

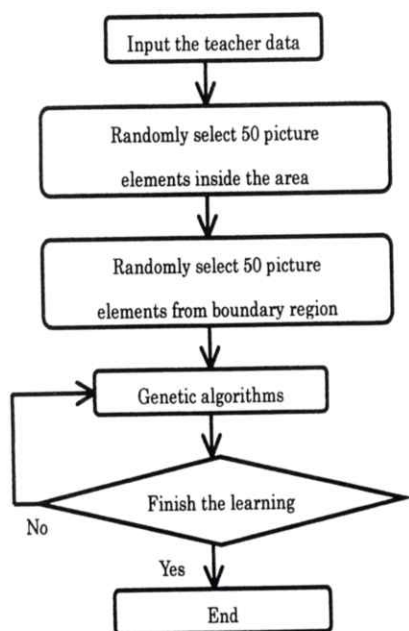


Fig. 4 Neural network learning.

ロン同士の荷重値の修正によって行われる。筆者らの調べでは、GAを用いたニューラルネットワークの学習が、従来のバックプロパゲーション法に比べて、有効であるという結果が得られている⁵⁾のでニューラルネットワークの学習にはGAを用いた。GAとは、生物が進化し、環境に適応していく様子をモデル化したものである。求めるべき解に応じて遺伝子モデルを設定し、その集合に対して解の適応度を求め、その適応度の大きさを

もとに以下のGAオペレータを適用する⁶⁾。

淘汰：適応度の低い遺伝子つまり、不適合パターンの消去。これにより遺伝子集団の平均適応度をあげる。

交叉：複数遺伝子間の組み替え。これによって遺伝子同士の情報交換をし、相互の特長を生かした、より適応度の高い個体を探索する。

突然変異：ランダムによる遺伝子パターンの生成。これにより、遺伝子集団の一様化を防ぐとともに、未探索解の探索を行う。

これらの適用により遺伝子集団の適応度を高め、最適解を並列的に求める。

本研究では、ニューラルネットワークの学習に遺伝的アルゴリズムを用いた。その際に、遺伝子モデルとして、ニューロン同士の荷重値の組み合わせを数字の羅列の形に置き換えたものを指定した。適応度としては、その荷重値の組み合わせによる教師情報に対する正解率を指定した。そしてその最適解を求めた。

3. 結果と考察

この実験は、PC-9821 V200 (NEC) にて行った。まずカラー特徴量を用いた医用画像への適用結果をFig. 5に示す。(a)が原画像、(b)が分割結果である。これは、心臓のMR画像であり、心室領域を指定して学習させ、右心室を切り出すように指定した結果である。この結果は、より大局的な判断ができないとうまく

分割できず、検索領域を広く取る必要があり、輪郭線が粗くなってしまった。これは、特徴量が減少していることが原因と考えられる。そこで次に白黒濃淡画像用の特徴量を用いた結果をFig. 6に示す。これは右心室を指定して切り出した結果である。この結果から、より小さい領域の特徴量が判断できるようになっているのがわかる。

Figs. 7,8 はその学習結果を用いて同じような

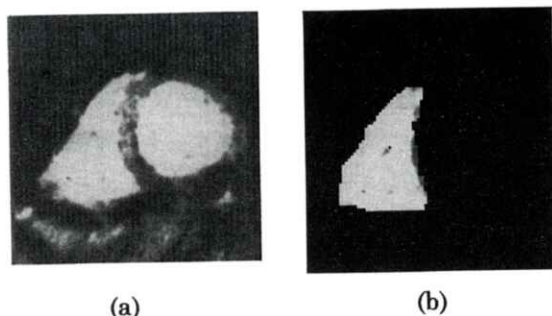


Fig. 5 An application example of MR image 1.
(a) original image, (b) extracted image.

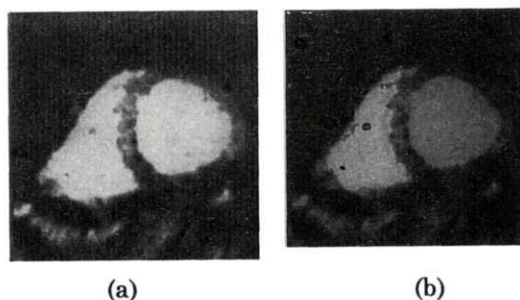


Fig. 6 An application example of MR image 2.
(a) original image, (b) extracted image.

MR画像に対する適用例である。これを見ると、分割はできているが、細い領域に対しては濃度共起行列を作る範囲が検索方向に対して横に広くなるために左右の領域外情報をたくさん取り込んでしまい分割が困難となった。これは、濃度共起行列の取り方を改良する必要があると考える。

次に、他の医用画像に対する結果を示す。

Fig. 9はCTスキャナーによる腹部断面画像である。**Figs. 7,8**と同様に(a)が原画像、(b)が分割結果である。そこで、左側にある肝臓領域を学習させた結果、上のように領域分割をすることができた。つぎに、その学習結果を用いて別のスライス画像から肝臓領域を切り出した結果を**Figs. 10,11**

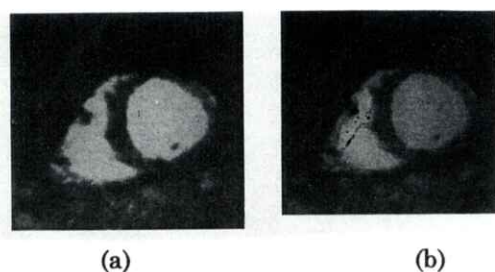


Fig. 7 An application example of MR image 3.
(a) original image, (b) extracted image.

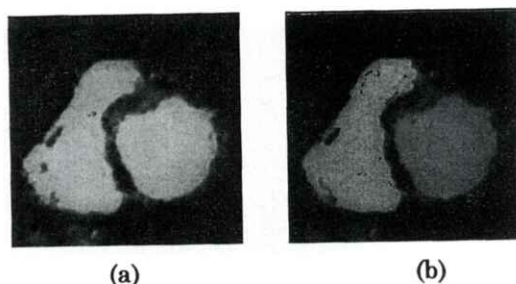


Fig. 8 An application example of MR image 4.
(a) original image, (b) extracted image.

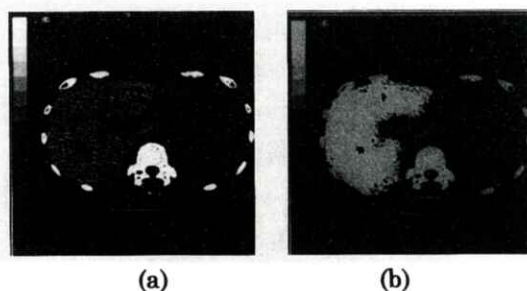


Fig. 9 An application example of CT image 1.
(a) original image, (b) extracted image.

に示す。

この結果から同一条件、同一機器で測定された結果であれば、1つの学習結果を用いてすべての画像から学習させた目標領域を切り出せるものと考えられる。このことから、異種画像に対してもそれぞれに対して学習をさせることで対応ができるものと予測される。

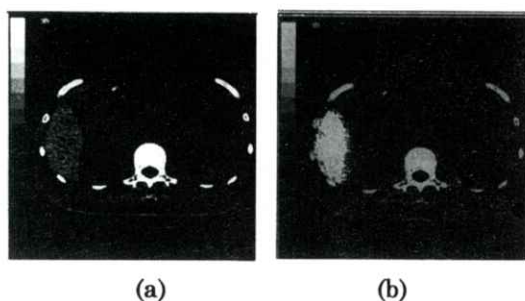


Fig.10 An application example of CT image 2.
(a) original image, (b) extracted image.

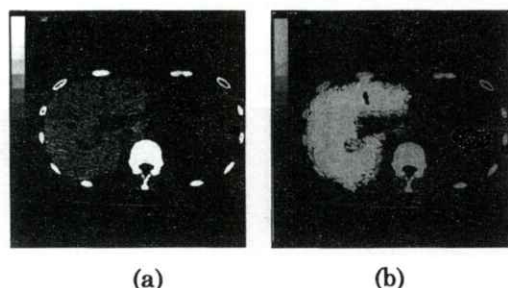


Fig.11 An application example of CT image 3.
(a) original image, (b) extracted image.

以上より、医用画像用に特徴量を設定し直し、特徴量を増加した結果、判別が容易になった。このことから特徴量が多いほうが判別が容易であるといえる。しかし、特徴量を増加するとシステムの処理時間が増加する。そのため、汎用的に用いることができる特徴量を選別する必要があると考える。

さらに、濃度共起行列を用いた結果、雑音を含む画像やパターン画像に対する識別が容易になったことから、濃度共起行列はパターン画像に対する有効性が高いと考える。その上、ニューラルネットワークを画像の種類に応じて最適化させることで異種画像への対応が可能であることから、汎用的処理システムとして多種の画像にも適用できるであろう。

4. まとめ

本論文では、動的領域分割にGAによる学習を行った階層型ニューラルネットワークを加え、汎用的領域分割システムを構築した。そしてその適用例として医用画像を用いた。結果として、今回設定した特徴量によって白黒濃淡画像への適用が可能であること、濃度共起行列がパターン画像に対して有効であるということ、学習させることで異種画像に対応できることが確かめられた。

今後の課題としては、より汎用的な画像に対応できる特徴量の設定、他手法との比較、他手法との組み合わせによる判別性能の向上、ニューラルネットワークシステムの改良による判別性能の向上などがあげられる。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、MR画像の提供と討論をしていただいた平田循環器病院(前岐阜大学医学部第2内科)の富田政明医師に感謝する。

文 献

- 1) 本多庸悟：画像処理と視覚認識（オーム社、東京 1995）
- 2) 岩田治幸，長橋 宏：信学論 J80-D-II，2995（1997）
- 3) 今井兼範：ニューラルネットワークコレクション（共立出版、東京 1990）
- 4) 高木 幹雄，下田 陽久：画像解析ハンドブック p.158（東京大学出版会、東京 1991）
- 5) 渡辺 伸司，蔡 篤儀，小島 克之，他：信学技報 DSP97-187 39（1998）
- 6) メラニー・ミッチェル：遺伝的アルゴリズムの方法 p.208（東京電機大学出版局、東京 1997）

〔 論 文 〕

3 重ポアソン過程に従うランダムドットモデルを用いた スクリーン/フィルムシステム画像におけるウィナースペクトルの数値計算

山田 功, 田中 嘉津夫

岐阜医療技術短期大学診療放射線技術学科

〒501-3892 関門市平賀字長峰795-1

岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(1999年6月5日, 最終1999年7月26日受理)

Numerical Calculations of Wiener Spectrum Using a Random-Dot Model According to Triply Poisson Process for Screen/film System

Isao YAMADA and Kazuo TANAKA

Course of Radiology, Gifu College of Medical Technology

795-1, Seki-shi 501-3892, Japan

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

1-1 Yanagido, Gifu-shi 501-1193, Japan

(Received June 5, 1999, in final form July 26, 1999)

Radiographic images using the screen-film system have various noise called quantum mottle, screen structure mottle and film granularity. It is well known that these noise affect the detection of the signal in the image. We have presented a random-dot model with triply Poisson Process(RDM-TPP) to explain statistical properties of radiographic image noise. In this study, we apply RDM-TPP to theoretical analysis of characteristics of screen speed and film granularity. By numerical calculations of Wiener Spectrum, we show that parameters of RDM-TPP can correspond to characteristics of screen speed and Wiener Spectrum of film granularity can be obtained by use of RDM-TPP. The theoretical results of numerical calculations show that there are some similarities of the shape between the practical Wiener spectrum and the theoretical Wiener spectrum.

1. はじめに

現在、医療診断において一般的に用いられる画像診断システムにスクリーン・フィルムシステムがある。しかし、このシステムで得られる画像には、入射するX線量子の空間的ゆらぎに起因する量子モトル、スクリーン内の増感物質の構造的不均一性に起因するスクリーン構造モトル、さらにフィルム乳剤中の銀粒子の分布における不均一性に起因するフィルム粒状性などの各種ノイズが含まれていることが知られている¹⁻⁴⁾。そして、このようなノイズは画像信号(病巣)の検出、評価にさまざまな影響をあたえることが知られている。これらノイズの特性評価にはWiener Spectrum (WS) が一般的に用いられている。各種のスクリーン/フィルムシステムについて、WSが測定され報告されている^{5, 6)}。また、フィルム濃度とウィナースペクトルの関係^{7, 8)}、撮影時の管電圧とウィナースペクトルの関係⁹⁾についてもいくつかの研究報告がある。画像ノイズを理論的に解析するための二次元モデルは少なく、自己相関関数など高次の統計量が求められるモデルはPicinbono¹⁰⁾、Savelli¹¹⁾により提案されたランダムドットモデル、田中・内田により提案された拡張されたランダムドットモデル¹²⁾などがある。しかし、いずれのモデルもスクリーン/フィルムシステムに含まれるスクリーンモトル、フィルム粒状性をうまく説明をできない。我々は、スクリーン/フィルムに含まれるこのようなノイズを理論的に解析するために、ノイズを総合的に扱うことのできるパラメータフィティングモデルの3重ポアソン過程に従うランダムドットモデルa random-dotmodel with triply Poisson Process(RDM-TPP)を提案し、その平均透過率と透過率自己相関関数が解析的に厳密な形で求められることを示した¹³⁾。しかし、実際のシステムにおけるスクリーン感度、およびフィルム粒状性などのシステムの

諸特性量とモデルのパラメータの関係が明らかでなく、実際のWSのデータについて広い周波数領域について説明することができない。

本研究では、スクリーン/フィルムシステムにおける像形成過程において、X線量子と増感物質の相互作用の結果できる可視光領域の大きさと光の強度をスクリーン感度特性と仮定し、スクリーンの感度がモデルのパラメータに対応づけられることを示す。また、スクリーンモトルを含まないX線写真作成におけるフィルム露光過程をモデルを用いてシミュレートし、X線写真フィルムの粒状性みのウィナースペクトルが理論的にモデル化できることを示す。さらに、数値計算を行い、適当なパラメータを選ぶことにより、このモデルが実際のスクリーン/フィルムシステムで得られた画像のウィナースペクトルの測定データをうまく説明できることを示し、この3重ポアソン過程に従うランダムドットモデルがスクリーン/フィルムシステムの画像ノイズの解析に有効であることを示す。

2. 3重ポアソン過程に従うランダムドットモデル

スクリーン/フィルムシステムにおける画像形成過程はFig. 1に示すように、被写体を透過したX線が、スクリーンの増感物質と相互作用の結果、可視光に変換されフィルム乳剤面を露光し、潜像形成、現像過程を経て、フィルム面上に黒化度(濃度)パターンとして記録されるものである。そして、一様に露光されたフィルム上には、スクリーン/フィルムシステムにおける各種のゆらぎのために、大小さまざまな大きさの濃度むら(モトル)がみられる。このRDM-TPPではFig. 2に示すように、入射したX線量子がスクリーンの増感物質との相互作用の結果形成される可視光領域を半径Rの大円で、フィルム製造過程、現像処理の過程で形成されられると思われるフィルム乳剤中の

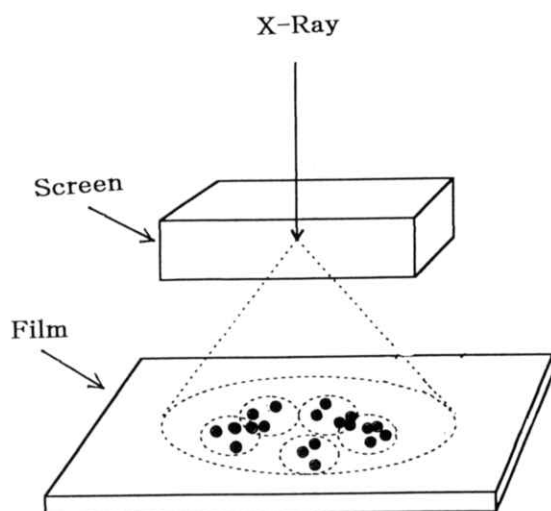
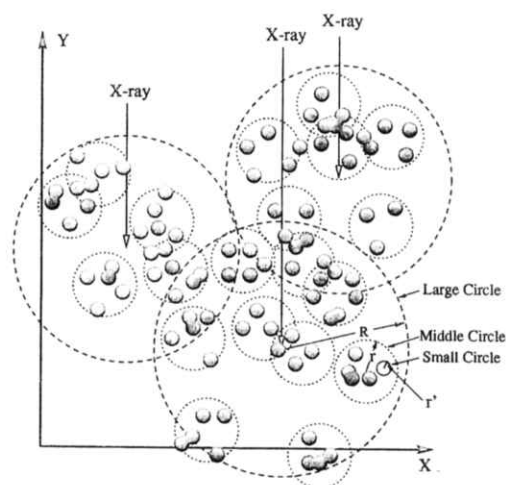


Fig. 1 The recording process of the information contained in subject with screen-film system.

Fig. 2 A random-dot model of the screen-film system. Large circle, middle circle, and small circle represent region of fluorescent light, mottle-containing photographic emulsion, and grain respectively. The center of these circle are distributed according to Poisson process.



銀粒子の集群を半径 r の中円で、一つの銀粒子を一様な透過率 f をもつ半径 r' の小円で表すものとする。また、大円の中心は X - Y 平面上で平均粒子密度 Q のポアソン分布に従い分布し、中円の中心は大円の中心を原点とする座標系 x - y 平面上で $q(x,y)$ の不均一な平均粒子密度のポアソン分布に従い分布するものとし、さらに小円の中心は中円の中心を原点とする座標系 x' - y' 平面上で $q'(x', y')$ の不均一な平均粒子密度のポアソ

ン分布に従い分布するものと仮定する。以上の仮定より、このRDM-TPPの平均透過率は、

$$\bar{t} = \exp \left\{ 2\pi Q \int_0^\infty \left[1 - \exp \left(- \iint_{c(\rho)} q(x,y) \times (1 - \exp(-(1-f)F_0(\rho,x,y))) dx dy \right) \right] \rho d\rho \right\} \quad (1)$$

$$F_0(\rho, x, y) = \iint_{a(\rho, x, y)} q'(x', y') dx' dy' \quad (2)$$

により求められる。ただし、 $c(\rho)$ は座標 $(\rho, 0)$ を中心とする大円の領域を、 $a(\rho, x, y)$ は中円の

中心を原点とする座標系からみた小円の領域を表す。また、透過率自己相関関数は、

$$\Phi(l) = \exp(-\int_0^\infty \int_0^\infty (1 - \exp(-\int_{c(X,Y)} q(x,y) \times (1 - \exp((1-f) F_1(X,Y,x,y) - (1-f) F_2(X,Y,x,y) - (1-f^2) F_3(X,Y,x,y)) dx dy) dXdY) \quad (3)$$

$$F_i(X,Y,x,y) = \int_{b_i(X,Y,x,y)} q'(x', y') dx' dy' \quad (i=1 \sim 3) \quad (4)$$

により求められる。ただし、 $c(X,Y)$ は座標 (X,Y) を中心とする大円の領域を、 $b_i(X,Y,x,y)$ は中円の中心を原点とする座標系からみた2つの小円のつくる領域を表す。また、透過率ゆらぎの自己相関関数は式(1),(3)を用いて、

$$\Phi(l) = \Phi(l) - (\bar{t})^2 \quad (5)$$

で求められる。平均透過率、透過率自己相関関数の厳密な式(1),(3)において、大円の半径 R が中円の半径 r に比べ充分大きく、中円の半径 r が小円の半径 r' に比べ充分大きい。さらに、中円と小円の分布を式(6),(7)に示すような一様分布と仮定すると、式(8),(9)のような平均透過率、透過率自己相関関数の近似式が得られる。

$$q(x,y) = \begin{cases} q : (x^2 + y^2)^{\frac{1}{2}} < R \\ 0 : (x^2 + y^2)^{\frac{1}{2}} \geq R \end{cases} \quad (6)$$

$$q'(x', y') = \begin{cases} q' : (x'^2 + y'^2)^{\frac{1}{2}} < r \\ 0 : (x'^2 + y'^2)^{\frac{1}{2}} \geq r \end{cases} \quad (7)$$

$$\bar{t} = \exp \{ -Q A \{ 1 - \exp [-qa [1 - \exp (-(1-f) q' a')]] \} \} \quad (8)$$

$$\Phi(l) = \exp \{ -Q \{ B_1 [1 - \exp [-q [b_1 - \exp (1 - \exp (-q' a')) + b_3 (1 - \exp(-q' (a' + b_1')))]] + B_2 [1 - \exp [-q(b_2(1 - \exp(-q' a')) + b_3(1 - \exp(-q' (a' + b_1')))]] + B_3 [1 - \exp [-q(b_1(b_1(1 - \exp(-q' a')) + b_2(1 - \exp(-q' a')) + b_3(1 - \exp(-q' (a' + b_1'))))]] \} \} \quad (9)$$

ただし、 $A = \pi R^2$, $a = \pi r^2$, $a' = \pi r'^2$ とし、 B_i, b_i, b'_i ($i=1 \sim 3$) は式(10),(11),(12)で与えられるものとする。

$$B_1 = B_2 = A \left\{ 1 - \alpha \left[\frac{R}{l} \right] \right\}, \quad B_3 = A \alpha \left[\frac{R}{l} \right] \quad (10)$$

$$b_1 = b_2 = a \left\{ 1 - \alpha \left[\frac{r}{l} \right] \right\}, \quad b_3 = a \alpha \left[\frac{r}{l} \right] \quad (11)$$

$$b'_1 = b'_2 = a' \left\{ 1 - \alpha \left[\frac{r'}{l} \right] \right\}, \quad b'_3 = a' \alpha \left[\frac{r'}{l} \right] \quad (12)$$

$$\alpha(x) = \begin{cases} \frac{2}{\pi} [\cos^{-1}(x) - x(1-x^2)^{\frac{1}{2}}] & x \leq 1 \\ 0 & x > 1 \end{cases} \quad (13)$$

モデルの透過率ゆらぎ成分のウィナースペクトル $W_i(\omega)$ は $\omega/(2\pi)$ を空間周波数成分とすると、

$$W_i(\omega) = 2\pi \int_0^\infty \phi(l) J_0(2\pi \omega l) l dl \quad (14)$$

で与えられる。ただし、 $J_0(x)$ はゼロ次のベッセル関数である。さらに、濃度ゆらぎのウィナースペクトルは、 $W_D(\omega)$ は、

$$W_D(\omega) = (\log_{10} e)^2 W_i(\omega) / (\bar{t})^2 \quad (15)$$

で与えられる。

3. モデルのパラメータとスクリーンの特性、フィルム特性との対応関係

はじめに、銀粒子を表す小円の中円内での密集の割合、および銀粒子がつくる集群を表す中円の大円内での密集の割合を表すパラメータとして、モトル係数を式(16)で定義する。また、集群領域の大きさを表すパラメータとして、モトルサイズを式(17)で定義する。

$$\text{モトル係数} \quad \begin{cases} M_{C1} = q' / q \\ M_{C2} = q / Q \end{cases} \quad (16)$$

$$\text{モトルサイズ} \quad \begin{cases} M_{S1} = r / r' \\ M_{S2} = R / r \end{cases} \quad (17)$$

Fig.1に示すように、スクリーンに入射するX線とスクリーンの増感物質との相互作用の強さは、大円の大きさと大円内での中円の密度分布に関係にすると考えられる。すなわち、スクリーンの感度情報は、モデルにおいてはモトル係数 M_{C2} 、およびモトルサイズ M_{S2} に対応づけられると考えられる。また、X線量子とスクリーンの増感物質と

の相互作用においてできた可視光とフィルム乳剤中の銀粒子との相互作用の強さは、中円の大きさと中円内での小円密度分布、および小円の大きさに関係すると考えられる。すなわち、フィルムの感度情報はモデルにおいてはモトル係数 M_{C1} 、およびモトルサイズ M_{S1} に対応付けられると考えられる。

3.1 スクリーンの感度特性をモデルのパラメータに対応させた場合のウィナースペクトルの数値計算例

本研究では、スクリーンの感度を大円の面積 πR^2 と中円の大円内での密度 q の積で定義する。基準となるスクリーン感度に対応するモデルのパラメータを M_{C2} 、 M_{S2} とすると、 m 倍の感度をもつスクリーンに対応するモデルのパラメータ M_{C2}' 、 M_{S2}' は式(18)で与えられる。

$$\begin{cases} M_{S2}' = k M_{S2} \\ M_{C2}' = \frac{m}{k} M_{C2} \\ R' = kR \end{cases} \quad (18)$$

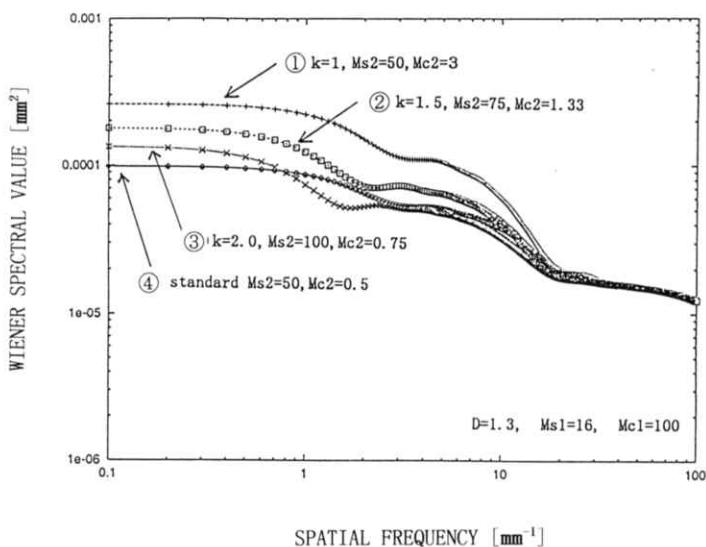


Fig. 3 Numerical examples of theoretical Wiener spectra with different parameters of RDM-TPP. These parameters represent different screen speed.

Fig.3は、以上の仮定をもとで、基準としたスクリーン感度に対応したモデルのパラメータを用いて数値計算で求めたウィナースペクトルと6倍の感度のスクリーンに対応したモデルのパラメータを用いて数値計算により求めたウィナースペクトルを比較したものである。④はパラメータを $M_{50}=50, M_{C2}=0.5$ とした基準の数値計算結果である。①, ②, ③, は6倍の感度のスクリーンに対応したモデルの数値計算結果である。①は $k=1, M_{50}=50, M_{C2}=3$, ②は $k=1.5, M_{50}=75, M_{C2}=1.33$, ③は $k=2.0, M_{50}=100, M_{C2}=0.75$ の場合の数値計算結果である。グラフが示すように①では基準となる④に比べ周波数が $0 \sim 10 \text{ [mm}^{-1}]$ の間で大きな値を示しているが, ②, ③では $2 \sim 10 \text{ [mm}^{-1}]$ の間でそれほど大きな値を示していないことがわかる。さらに, ③で, $0.1 \sim 1 \text{ [mm}^{-1}]$ までは基準のスペクトル④より大きな値を示したが, $1 \sim 2 \text{ [mm}^{-1}]$ の間では反対に基準のスペクトルより小さな値を示していることがわかる。Fig.4は感度

の違うスクリーンを用いて、同一のX線フィルムを露光したときの濃度1.0におけるX線写真フィルムのウィナースペクトルである。X線フィルムはKodak TMS/RA用いて、スクリーンには、①がKodak LANEX 600Fを②はKodak LANEX 100Bをのものである。WSは $1 \text{ [mm}^{-1}]$ を境として、低周波数領域では高感度スクリーンの①が、高周波数領域では低感度スクリーンの②が大きな値を示していることがわかる。これは、Fig.3に示した数値計算結果における③と④のグラフの傾向に傾向が類似していると思われる。

3.2 フィルム粒状性とモデルのパラメータとの対応関係

フィルム粒状性の評価は、スクリーンモトルを含まないX線写真フィルムのウィナースペクトルを測定することにより行うことができる。スクリーンモトルを含まないX線写真フィルムの資料は、スクリーンとフィルムの間に 2 cm 程度の間隔をと

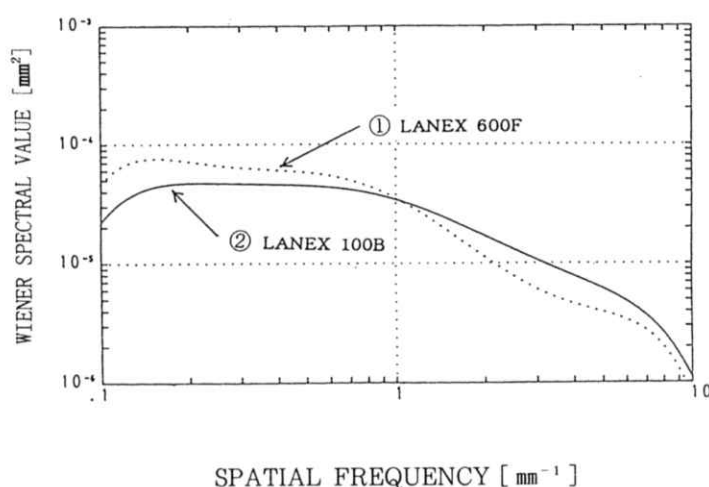


Fig. 4 Comparison of experimental Wiener spectrum of x-ray film between with high speed screen and with low screen speed.

り露光することで得られる⁵⁾。モデルにおいては、Fig.2に示した大円を大きくし、かつ中円内の小円の分布密度を変化させた場合に対応すると考える。さらに、式(8)の平均透過率の近似式において、指数関数の級数展開の二次項で近似することにより式(19)を得る。この式は、フィルム粒状性のマイクロなモデルとして、田中・内田¹⁰⁾により提案された拡張されたランダムドットモデルの平均透過率の近似式と一致する。

$$\begin{aligned} t &= \exp \{ -Q A \{ 1 - \exp [-q a \{ 1 \\ &\quad - \exp \{ -(1-f) q' a' \} \}] \} \} \\ &= \exp \{ -Q A q a [1 - \exp \{ -(1-f) q' a' \}] \} \\ &= \exp \{ -N a [1 - \exp \{ -(1-f) \}] \} \quad (19) \\ &\quad (N = Q A q) \end{aligned}$$

Fig.5は、スクリーンモトルを含まないX線写真フィルムのサンプル作成過程を考慮し、シミュレートした場合の数値計算結果である。すなわち、大円の大きさ R 、大円内の中円の分布 q を変化させ、平行光濃度1.3、 $M_{st}=16$ 、 $M_{cl}=100$ として求めたウィ

ナースペクトルである。①は $M_{st}=5$ 、 $M_{cl}=0.5$ 、②は $M_{st}=50$ 、 $M_{cl}=0.5$ とし、①に比べ R を10倍、 q を1倍としたものである。③は $M_{st}=80$ 、 $M_{cl}=0.1$ 、④は $M_{st}=100$ 、 $M_{cl}=0.1$ 、⑤は $M_{st}=80$ 、 $M_{cl}=0.05$ 、⑥は $M_{st}=100$ 、 $M_{cl}=0.03$ とそれぞれ大円の大きさと、中円の分布密度を変化させ数値計算を行ったものである。②、③と①を比較すると0.1~10 [mm^{-1}]の周波数領域で M_{st} を大きくとる、 M_{cl} を小さくするに従いウィナースペクトルの値が小さくなっていることがわかる。しかし、 $M_{st}=80$ とした③と $M_{st}=100$ とした④を比較するとウィナースペクトルの値にほとんど差が見られない。⑤、⑥のように $M_{cl}=0.05$ 、 $M_{cl}=0.03$ と M_{cl} を小さくするに従いウィナースペクトルの形が平坦になっていることがわかる。しかし、2 [mm^{-1}]、10 [mm^{-1}]あたりに変動がみられる。このモデルが仮定するエルゴート過程においては、スペクトルは平坦で滑らかな形と考えられる。しかし、このように変動がみられるのは、数値計算における近似計算によるものと考えられる。Fig.6は、スクリーンとフィルムを密着した場合と空隙をあけ

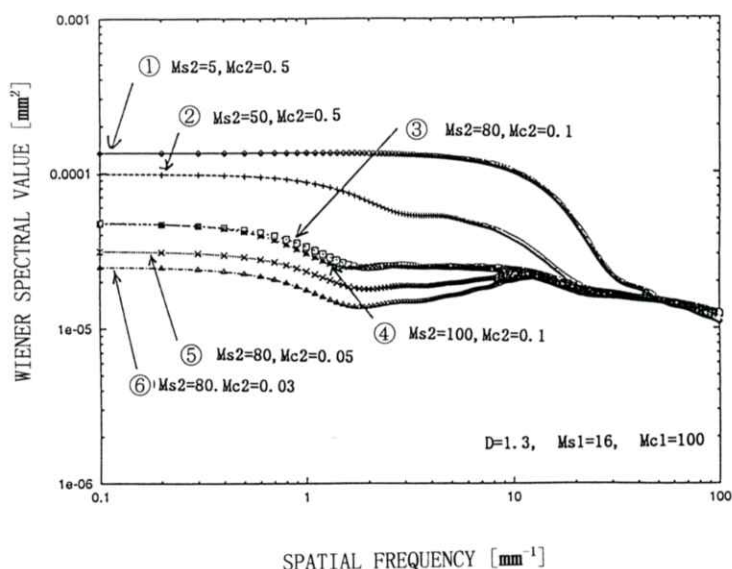


Fig. 5 Numerical examples of theoretical Wiener spectra with different parameters of RDM-TPP. These parameters represent film granularity.

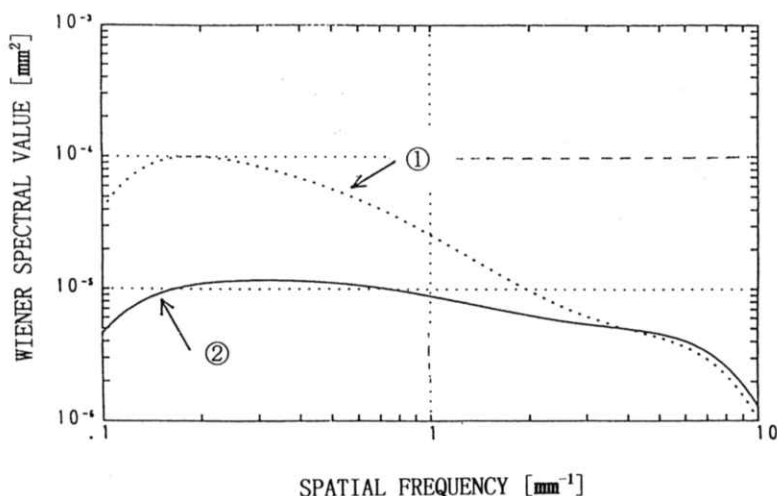
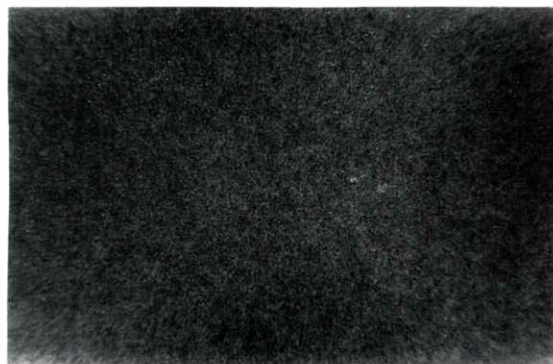


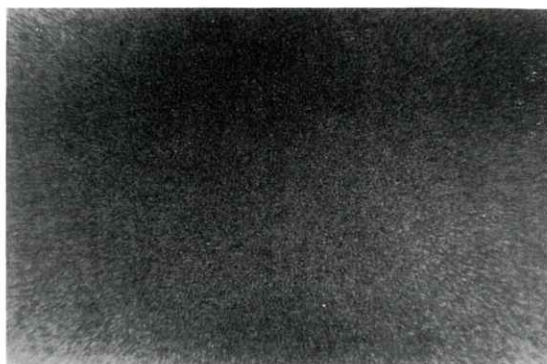
Fig. 6 Comparison of experimental Wiener spectrum of x-ray film between with screen mottle and without screen mottle.

密着しないで露光した場合のX線フィルムのウィナースペクトルの測定データである。①は密着した場合、すなわちスクリーンモトルを含んだものである。②は密着しない場合、すなわちスクリーンモトルを含まないフィルム粒状性のみのウィナースペクトルの測定データである。①と②を比較すると、 $0.1 \sim 2 \text{ [mm}^{-1}]$ の周波数領域で、①は②に比べ大きな値となっている。また、②は①に比べグラフの形がより平坦になっていることがわかる。このことは、Fig.5のモデルを用いた数値計算結

果における②と⑤の傾向によく類似していると思われる。Fig.7は、スクリーンとフィルムを密着した場合と空隙をあけ密着しないで露光した場合のX線フィルムを微粒子フィルムで撮影したものである。密着して露光した場合のX線フィルムには、小さな濃度むらの他に大きな濃度むらが見られるが、空隙をあけ密着しないで露光した場合のX線フィルムには小さな濃度むらは見られが、大きな濃度むらは密着した場合に比べ弱くなっていることがわかる。Fig.8はFig.5に示した①と②数値計

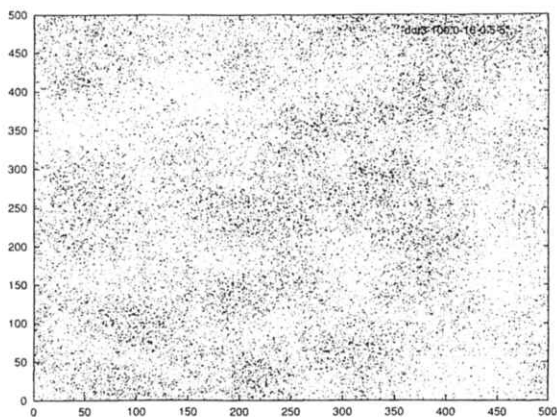


(A)

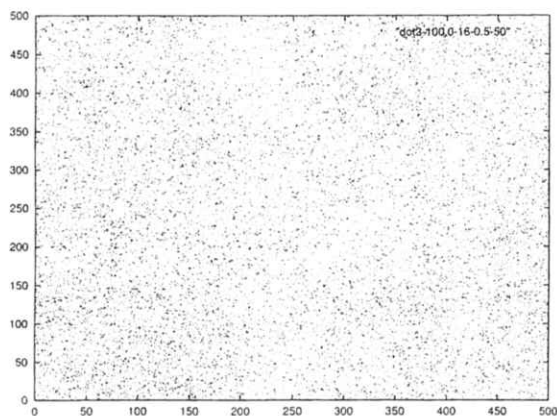


(B)

Fig. 7 Microphotographs of the x-ray film.
(A) is the x-ray film with screen mottle.
(B) is the x-ray film without screen mottle.



(a) $Ms1=16, Mc1=100, Ms2=5, Mc2=0.5$



(b) $Ms1=16, Mc1=100, Ms2=50, Mc2=0.5$

Fig. 8 Computer generated random-dot patterns. (a) is pattern using parameters $Ms1=16, Mc1=100, Ms2=5$ and $Mc2=0.5$. (b) is pattern using parameters $Ms1=16, Mc1=100, Ms2=50$ and $Mc2=0.5$.

算で用いた同じパラメータを用いて計算機で作成したランダムドットパターンの例である。(a)のパターンには細かいドットのバラツキの他に、大きなバラツキが見られる。しかし、(b)のパターンには細かいドットのバラツキは見られるが、(a)に見られるような大きなバラツキは弱まっていることがわかる。この計算機で作成した(a)と(b)に見られるパターンの違いは、Fig.7に示した実際のX線フィルムを微粒子フィルムで撮影した(A)と(B)に見られる濃度パターンの違いに現れる傾向によく類似していると思われる。

4. ま と め

今回、我々はスクリーン／フィルムシステムに含まれる雑音を理論的に解析するために、3重ポアソン過程に従うランダムドットモデルを用いて、X線フィルムのフィルム粒状性のみのウィナースペクトルが理論的にモデル化できることを示した。さらに、スクリーンの感度特性がランダムドットモデルのパラメータに対応付けられることを示した。そして、実際の測定データとモデルを用いた数値計算結果との比較、および実際のX線写真像と計算機で作成したモデルのランダムドットパターンの比較において、定性的ではあるが、いくつかの類似性が見られることを示し、モデルによる数値計算の有効性を検証した。今後の課題としては、実際の測定データと定量的に、よりフィットした数値計算結果が得られるようなパラメータを見出し、ウィナースペクトルの濃度依存性、管電圧依存などについて、モデルを用いた理論的な解析を行うことがあげられる。

文 献

- 1) G.T.Barnes: Med. Phys. **9** 656(1982)
- 2) H.M.Cleare, H.R.Splettstosser and H.E. Seemann: Am. J. Rentogenol **88** 168 (1962)
- 3) K.Rossmann: J. Opt. Soc. Am. **52** 1162 (1962)
- 4) K.Rossmann: Am. J. Rentogenol **90** 863 (1963)
- 5) K.Doi, G.Holje, LN.Loo, et al.: HHS Publication FDA 82-8187 (1982)
- 6) K.Doi, Y.Kodera, LN.Loo, et al.: HHS Publication FDA 86-8257 (1986)
- 7) H.Arimura, M.Yamada, M.Matsumoto, et al.: J. Photogr. Sci. **40** 6 (1992)
- 8) Y.Ozaki, H.Arimura, M.Matsumoto, et

- al.: J. Photogr. Sci. **41** 131 (1993)
- 9) H.Arimura, T.Ikeda, T.Ikari, et al.:
OPTICAL REVIEW **2** 154 (1995)
- 10) B.Picinbono: Compt. Rend. **240** 2206
(1955)
- 11) M.Savelli: Compt. Rend. **244** 710 (1957)
- 12) K.Tanaka, S.Uchida: J. Opt. Soc. Am.
73 1312 (1983)
- 13) 山田功, 田中嘉津夫, 稲津博, 河野博文:
信学論 **J 80-D-II** 1295 (1997)

IMEKO-XV World Congress 報告

小島 克之*, 中村 正義**

浜松大学 *経営情報学部 **国際経済学部

〒431-2102 浜松市都田町1230

IMEKO-XV (International Measurement Confederation) World Congressは1999年に大阪で開催された。日本での本会議開催は初めてである。副題は Measurement to Improve the Quality of Life in the 21st Century—Measurement Helps to Coordinate Nature with Human Activities—である。

会議の期間は6月13日(日)から18日(金)までの6日間であり、会場は南港ポートタウンのアジア太平洋トレードセンター(ATC: Asia and

Pacific Trade Center) (Fig. 1) である。

分野別の報告件数をTable 1に示す。医用関係はTC-13のmeasurements in biology and medicineで23件あり全報告件数346件の6.6%程度である。TC-13での報告をTable 2に示す。

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

参加者数は593名で41箇国であった。国別の参加者数はやはり地元の日本からが352名(59.4%)で最も多く、次がドイツの38名(6.4%)であっ



Fig. 1 会議場, ATC.

Table 1 分野別の報告件数

Topic	名 称	件 数		
		Oral	Poster	計
TC- 1	Education and training in measurement and instrumentation	8	1	9
TC- 2	Photonic measurements	8	4	12
TC- 3	Measurement of force, mass and torque	29	9	38
TC- 4	Measurement of electrical quantities	25	11	36
TC- 5	Hardness measurement	9	3	12
TC- 7	Measurement science	21	2	23
TC- 8	Traceability in metrology	12	4	16
TC- 9	Flow measurement	14	5	19
TC-10	Technical diagnostics	9	9	18
TC-11	Metrological infrastructures	8	5	13
TC-12	Thermal and temperature measurement	9	6	15
TC-13	Measurements in biology and medicine	17	6	23
TC-14	Measurement of geometrical quantities	35	1	36
TC-15	Experimental mechanics	21	3	24
TC-16	Pressure and vacuum measurement	2	2	4
TC-17	Measurement in robotics	17	8	25
TC-18	Measurements of human functions	8	1	9
ST	Special topics for IMEKO-XV in Osaka	9	5	14
合 計		261	85	346

注) Topic 6 は留保.

Table 2 (a) TC-13 Measurements in biology and medicine での報告, oral session (13.2 はない) (続く).

June 15 (Tue.) _____ Room B8

10:20-11:20 Oral Session 13.1 Biomedical measurement (1)

Chair: N. H. Nessler, Y. Tomita

13.1.1 Measurement Discovers the Key Issues of Moxibustion, an Oriental Medical Wit
Y. Morita, A. Nakamura, S. Z. Wu

13.1.2 Co-ordinate Measurement Technique for Biomedicine
M. N. Durakbasa, P. H. Osanna

13.1.3 The Buttock Pressure Distribution on the Air Cushion for Patients with SC1
Y. Tanimoto, H. Takechi, H. Nagahata, H. Yamamoto

13:30-15:10 Oral Session 13.3 Mathematical models for biomedical measurements

Chair: P. Kneppo, K. Fujita

13.3.1 Chaotic Analysis of Heart Rate Variability - Functional Role of Chaos -
Y. Tomita, Y. Muraoka, T. Qi, S. Honda

13.3.2 A New Tool for Frequency Analysis and Its Application to Heart Rate Variability
Y. Tomita, S. Kon, S. Honda

13.3.3 Analysis of Compartmental Syndrome Diagnostics Efficiency using Bioimpedance Measurement
S. Tonković, D. Voloder, M. Petrunić, I. Tonković

13.3.4 Model Calculation of the Current Distribution under the Neutral Electrode in Electrosurgery
N. H. Nessler

13.3.5 Evaluation of Heart Tissue Damage by Topographic Characterization Using Fractal Dimension
M. Rackaitis, V. Snitka, M. Kusleikaite, V. Makarevicius

Table 2 (b) TC-13 Measurements in biology and medicine での報告, oral session (続く).

June 16 (Wed.) _____ Room B8

13:00-14:00 Oral Session 13.4 Special instrumentation in biomedicine (1)

Chair: Y. Morita, K. Deguchi

13.4.1 Recognition of Continuous Syllable Using Neural Network for Recognizing Vowels
Y. Kaji, T. Moriyama, T. Ushida

13.4.2 Fluxgate magnetopneumography
P. Ripka, P. Kašpar, P. Navrátil, A. Típek, K. Švábová

13.4.3 Measurement of ankle joint intrinsic stiffness during standing
K. Fujita, H. Sato

14:00-16:00 Oral Session 13.5 Special instrumentation in biomedicine (2)

Chair: P. Ripka, K. Watanabe

13.5.1 Formulation of 3-D Gazing Points Detecting System for Human-Machine Interactions
M. Saied, T. Fujita, M. Idesawa

13.5.2 Optical Tweezers Technology for Biological Cells Using Tapered Hemispherically Lensed Optical Fibers
K. Taguchi, K. Atsuta, H. Ueno, M. Ikeda

13.5.3 Fundus Shape Reconstruction and 3D Display from Fundus Stereo Images
K. Deguchi, D. Kawamata, K. Mizutani, H. Hontani, K. Wakabayashi

13.5.4 Multi-channel high Tc SQUID system for magnetocardiogram
T. Nagaishi, H. Kugai, T. Hirano, H. Itozaki

13.5.5 Problems related to spectral analysis of heart rate variability
D. Mirri, M. Grossi, G. Pasini, C. Offelli, F. Fontana, R. Bugiardini

13.5.6 Non-invasive Biomeasurement for Health Monitoring
H. Watanabe, K. Watanabe, M. Ohara

Table 2 (c) TC-13 Measurements in biology and medicine での報告, poster session.

13.P Measurements in Biology and Medicine

- P.13.1 Development of a supporting device for surgical planning using superimposition of images
Y. Ohta, H. Kataoka, K. Masamune, I. Sakuma, T. Dohi, H. Iseki, K. Takakura
- P.13.2 Measurement of surface roughness of erythrocyte using Atomic Force Microscope for the estimation of the damage caused by shear stress
H. Okamoto, Y. Ohta, M. Kanno, T. Okuda
- P.13.3 Problems of the Measurement for the Determination of Bone Mineral Contents using Continuous X ray
H. Ito, T. Fujita, N. Nakao, K. Kariya
- P.13.4 Discussion of Suitable Deposit Days of the Reagent on Quality Control of Reagent Data of Blood Chemical Analysis.
Y. Iwaki, T. Inamura, K. Kariya, A. Hamase, H. Ito, M. Fukuchi
- P.13.5 Mathematical Model of Wiener Spectrum and The Verification by Measurement
H. Okada, K. Kariya
- P.13.6 A Mathematical Model of Signal to Noise Ratio and Internal Noise of Human Visual System
T. Wakamatsu, K. Kariya

Table 3 国別の出席者数

国 名	人 数	国 名	人 数	国 名	人 数
日本	352	ロシア	7	ルーマニア	2
ドイツ	38	メキシコ	5	スペイン	2
イタリア	32	韓国	4	ユーゴスラビア	2
フィンランド	15	ベルギー	4	ブラジル	2
クロアチア	14	スロベニア	4	台湾	2
米国	11	シンガポール	3	ネパール	1
ポーランド	10	オランダ	3	シリア	1
中国	9	スウェーデン	3	タイ	1
フランス	9	スロバキア	3	ケニア	1
トルコ	8	スイス	3	アルバニア	1
チェコ	8	オーストラリア	3	リトアニア	1
オーストリア	7	インド	2	ポルトガル	1
ハンガリー	7	エジプト	2	ウクライナ	1
英国	7	チュニジア	2	計	41 箇 国
					593

た、**Table 3**に国別の参加者数を示す。

Plenary lectureとして次の4つの講演があった。

1. Achievements in Measurement Techniques

Applied to Space Research (Jean Kovalevsky :
 Comité International des Poids et Mesures,
 FRANCE)

2. Measurement, Analysis and Modeling of Human Movements and Actions —Task-Oriented Motor Dynamics— (Koji Ito: Tokyo Institute of Technology, JAPAN)
3. Industrial Applications of Process Tomography (David M. Scott: E.I. du Pont de Nemours and Co. (Inc.), U.S.A.)
4. Quality of Environmental Chemical Measurements (Philip Taylor: Joint Research Center of the European Commission, BELGIUM)

また“Measurement for Quality System”に関する special session も開催され、5つの key note and presentation の後、panel discussion が行われた。

Poster session の状況を Fig. 2 に示す。

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

Closing ceremony では若手優秀論文の表彰も行われた。

会議に伴う行事としては social program と technical visit があった。Social program としては以下の6つが実施された。

1. Get together
2. Welcome lunch
3. Reception (Fig. 5)
4. Banquet (congress dinner)
5. Farewell party
6. Visit to Kaiyukan (海遊館) (Osaka Aquarium)

1, 4, 5 は ATC の近くのホテルで行われた。4 では阿波踊りのアトラクションもあった。2 と 3 は ATC の中で行われた。6 は会議場の近くにある水族館であるが、入場券を各自に配布し自由な時間に訪問できるようになっていた。また、案内を付けたツアーも実施された。

Technical visit としては松下電器産業株式会社のビデオシステム事業部と技術館の見学があった。

また昼食をかねて日本万国博覧会記念公園内の国立民族学博物館と日本庭園も訪れた。

ISDN virtual exhibition が8つの大学と企業が参加して行われた。また、機器の exhibition (Fig. 6) も36社が参加し、盛大に開催された。

Proceeding は CD-ROM で発行された。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、各自が自由に使うことができた。

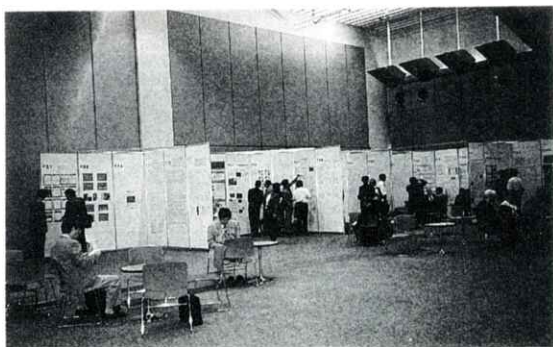


Fig. 2 Poster session の状況。



Fig. 3 Registration.



Fig.4 Opening ceremony.



Fig.5 Reception.

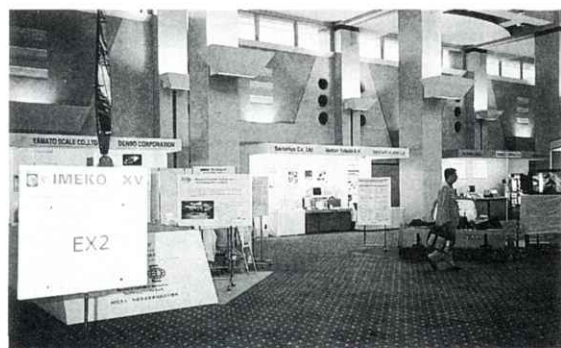


Fig.6 Exhibition.

本会議の前のsatellite meetingとしては次の2つが東京であった。

TC-14 Workshop on Surface Texture and Its Micro Characteristics

TC-17 ISMCR '99 Topical Workshop on Virtual Reality and Advanced Human-Robot Systems (ISMCR :International Symposium on Measurement and Control in Robotics)

本会議の後の satellite meeting としては

TC-7 International Workshop on Advances of Measurement Scienceが京都で開催された。

XVI以降は次のような予定になっている。

XVI : Measurement, Supports Science,
Improves Technology, Protects Environment,
...and Provides Employment Now and in
the Future

Austria オーストリア, Wien ウィーン

Hofburg ホーフブルク王宮

2000年9月25日(月) — 28日(木)

XVII : Croatia クロアチア, Dubrovnik ドゥブ
ロブニク

2003年

会 報

I 平成11年度 総会および年次（第124回）大会記事

平成11年度 総会および年次（第124回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成11年 6 月 5 日（土）

場 所 癌研究会 癌研究所

6 月 5 日（土）

特別講演

「消化管 3 D - C T」

癌研究会附属病院 小倉 敏裕 先生

「骨軟部腫瘍の画像診断—静電画像を中心として—」

癌研究会附属病院整形外科 副部長 松本 誠一 先生

総 会

議題

- ・平成10年度事業報告，決算報告
- ・平成11年度事業計画，予算案

受賞式

- ・功績賞，内田論文賞，金森奨励賞

研究発表会

1) X線写真に対する視覚のエッジ強調効果（3）

長谷川敏康，浅井義行^{*}，窪田英明^{**}，松本政雄^{**}，金森仁志

福井工大・工・電気，近畿大学病院・放，^{**}阪大・医・保健

2) CdZnTe検出器を用いて測定した各種診断用X線撮影装置のスペクトルと照射線量減弱曲線

松本政雄，宮島悟史，山本明秀，山崎隆治，吉村晃太，隅田伊織，金森仁志^{*}

阪大・医・保健，^{*}福井工大・工・電気

3) 三重ポアソン過程に従うランダムドットモデルを用いたウィナースペクトルの数値計算例

山田 功，田中嘉津夫^{*}

岐阜医療技短大・診療放射線技，^{*}岐阜大・工・応用情報

4) マンモグラム腫瘍陰影の辺縁の解析

河原和好，中嶋邦佳^{*}，藤田広志^{*}，原 武史^{*}，遠藤登喜子^{**}，岩瀬拓士^{***}

新潟国際情報大・情報システム，^{*}岐阜大・工・応用情報，^{**}国立名古屋病・放，^{***}愛知がんセ病・

乳外

- 5) マンモグラフィにおける腫瘍陰影の良悪性鑑別システムの構築
福岡大輔, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子*
岐阜大・工・応用情報, *国立名古屋病・放,
- 6) 肺癌検診の支援を目的とした胸部X線画像の経時差分処理の開発
加野亜紀子, 池添潤平*, 安原美文*, 藤田広志**
コニカ(株)・中央研, *愛媛大・放, **岐阜大・工・応用情報
- 7) カラー画像におけるニューラルネットワークを用いた動的領域分割とその医用画像への適用
真下智行, 蔡 篤儀, 山田 功*, 小島克之**
岐阜高専, *岐阜医療短大, **浜松大

Ⅱ 第124回理事会前半議事録

日 時 平成11年6月5日(土) 12:00～13:00

場 所 癌研究会 癌研究所 会議室

出席者 金森, 奥村, 小島, 藤田, 中森, 丹羽, 松本, 滝川, 松井, 山田,
内田名誉会長, 長谷川顧問, 津田監事, 樋口監事, 小寺(オブザーバ)

議 題

- 1) 会誌16巻2号会告4頁の役員改選案と会則の改正を承認した。
- 2) 平成12年度年次(127回)大会の開催に関しては、事務局を名大に移す予定であることから、名大の小寺のところで行うことを承認した。
- 3) 平成10年度事業報告, 決算報告を承認した。
- 4) 平成11年度事業計画, 予算案を承認した。
- 5) 長谷川表彰選考委員長より表彰選考結果の報告があり, 平成10年度受賞者を次のように決定した。功績賞: 樋口清伯, 内田論文賞: 五藤三樹氏以下3名, および, 武藤晃一氏以下7名, 金森奨励賞: 福岡大輔氏以下1名。
- 6) これまで岐阜大の藤田理事にお願いしていたホームページ担当を京都工芸繊維大の中森理事にお願いすることを承認した。
- 7) 第122回理事会において決定していた投稿料の徴収について, 投稿料は1件につき2万円プラス別刷り代の印刷実費の20%を徴収することとした。
- 8) 中森理事より平成11年度春季(第126回)大会を, 2月5日(土)に開催したいとの報告があり, 承認した。

Ⅲ 平成11年度 総会議事録

日 時 平成11年6月5日(土) 13:00～13:30

場 所 癌研究会 癌研究所

出席者 125名(うち委任状94名)

議 題

- 1) 124回理事会前半議事録3)を承認した。
- 2) 124回理事会前半議事録1)を承認した。
- 3) 124回理事会前半議事録4)を承認した。

報告事項

- 1) 124回理事会前半議事録2), 5), 6), 7), 8)を報告した。

IV 第124回理事会後半議事録

日 時 平成11年6月5日(土) 17:00~17:30

場 所 癌研究会 癌研究所 会議室

出席者 金森, 奥村, 小島, 藤田, 中森, 丹羽, 松本, 滝川, 松井, 山田, 小寺

議 題 1) 総務理事を互選し, 小寺(名大)を選出した.

2) 会長が常務理事を指名し, 承認した.

庶務: 小林(名大), 会計: 緒方(名大), 企画: 奥村(明海大), 松本(阪大),

編集: 藤田(岐阜大)

V 平成10年度 事業報告

○平成10年度年次(121回)大会 平成10年6月20日

明海大学歯学部 奥村泰彦教授

出席者 44名

特別講演

九州歯科大学 大庭 健教授

「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」

コニカ株中央研究所 本田 凡先生

「医用3次元画像システム：The Digital Holography™ Systemの技術」

研究発表数 9題

平成9年度受賞者

医用情報学会賞 竹中榮一氏, 長谷川 伸氏

功績賞 田中俊夫氏

内田論文賞 山田英彦氏, 奥村泰彦氏, 大坊元二氏, 丹羽克味氏

「増感紙の直接LSF測定」

金森奨励賞 浅井義行氏, 尾崎吉明氏, 窪田英明氏

「心理物理的解析を用いたX線写真粒状の評価」

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第15巻2号発行

○秋季(122回)大会 平成10年11月14日

浜松大学経営情報学部 小島克之教授

出席者 44名

特別企画シンポジウム

コンピュータ支援診断(CAD)の現状と将来

「CADはここまで進歩した。将来像は？」

座長 前滋賀医科大学放射線科 山崎 武先生

シンポジスト

名古屋大学大学院工学研究科 鳥脇純一郎先生

国立名古屋病院放射線科 遠藤登喜子先生

岐阜大学工学部応用情報学科 藤田広志先生

医用画像情報学会名誉会長 内田 勝先生

研究発表演題数 13題

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第15巻3号発行

○春季(第123回)大会 平成11年1月30日

大阪大学医学部保健学科 松本政雄助教授

出席者 47名

特別講演

大阪大学医学部保健学科 稲本一夫教授

「ラジウム発見100年—日本での最初のラジウム利用」

研究発表演題数 9題

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第16巻1号発行

平成10年度 決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥2,785,745	印刷製本費	¥885,217
一般会費	¥1,364,000	通信費	¥243,265
賛助会費	¥809,265	研究会費	¥162,600
研究会参加費	¥83,000	旅費交通費	¥668,725
雑収入	¥51,390	会議費	¥128,805
利息	¥2,455	人件費	¥45,000
		金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥38,090
		雑費	¥92,109
		支出合計	¥2,293,811
		次年度繰越金	¥2,802,044
収入合計	¥5,095,855	支出繰越金合計	¥5,095,855

平成10年度 内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
内田基金元金	¥1,030,000	郵便局定額貯金	¥1,030,000
		支出合計	¥1,030,000
		次年度繰越金	¥0
収入合計	¥1,030,000	支出繰越金合計	¥1,030,000

1996年6月17日付で定額貯金（利率1.2%）

平成10年度 金森基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
金森基金元金	¥1500,000	郵便局定額貯金	¥500,000
		支出合計	¥500,000
		次年度繰越金	¥0
収入合計	¥500,000	支出繰越金合計	¥500,000

1996年9月6日付で定額貯金（利率1.2%）

監 査 報 告 書

医用画像情報学会

会長 金 森 仁 志 殿

監事 津 田 元 久



監事 樋 口 清 伯



平成10年度の収支について、平成11年5月8日に監査を実施しました。

ここに、その結果を報告します。会計収支については、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認めます。

VI 平成11年度事業計画

○平成11年度年次（第124回）大会

平成11年 6 月 5 日

癌研究会附属病院 小倉敏裕先生

特別講演

癌研究会附属病院 小倉敏裕先生

癌研究会附属病院整形外科 松本誠一先生

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第16巻2号発行

○秋季（第125回）大会

平成11年10月2日, 3日

広島県立保健福祉短期大学 滝川 厚教授

特別講演

広島県立保健福祉短期大学学長 澤田昭三教授

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第16巻3号発行

○春季（第126回）大会

平成12年 2 月 5 日（予定）

京都工芸繊維大学 中森伸行教授

特別講演

京都工芸繊維大学 藤田和弘先生

奈良先端科学技術大学院大学 湊小太郎教授

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第17巻1号発行予定

平成11年度予算案

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥2,802,044	印刷製本費	¥990,000
一般会費	¥1,100,000	通信費	¥250,000
賛助会費	¥570,000	研究会費	¥100,000
研究会参加費	¥83,000	旅費交通費	¥600,000
雑収入	¥50,000	会議費	¥120,000
利息	¥2,500	人件費	¥195,000
論文投稿料	¥120,000	金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥50,000
		雑費	¥100,000
		支出合計	¥2,435,000
		次年度繰越金	¥2,292,544
収入合計	¥4,727,544	支出繰越金合計	¥4,727,544

VII 平成10年度受賞者

功 績 賞

樋口 清伯 氏

樋口 清伯氏は昭和46年以来、京都工芸繊維大学、引き続き大阪産業大学において、信号処理、画像データ圧縮などの研究、教育に従事され今日に至っております。

本学会において、氏は昭和59年に前身のRII研究会がMII学会に改組、改称されて以降、常務理事（財務担当）として、財政基盤確立に向け賛助会員の開拓、維持などに努められ、学会発展の礎作りに尽力されました。また平成5年からは監事として学会運営に携わってこられました。この間学会活動においても医用画像データの圧縮に関する論文について昭和63年に内田論文賞を受賞しています。

以上のように氏は、本会の運営、活動の両面にわたり多大な貢献をされました。

金 森 奨 励 賞

福岡 大輔・原 武史

論文名：乳房超音波断層像における腫瘍像の自動検出法の開発

巻, 号, 頁：14巻 3 号148～154頁

受賞理由

本論文は、乳房超音波断層像における腫瘍像の自動検出について、腫瘍領域を抽出するために距離変換を用いた新たな手法を提案し、3次元表示による抽出結果の表示について断層像からの3次元画像の再構築方法を提案するなど、十分な新規性、独自性がある。また臨床画像を用いた検出結果においても良好な結果を得ている。さらに提案された手法は超音波画像に限らず、様々な画像情報処理分野への応用が期待できる内容である。

内田論文賞

著 者 五藤 三樹・遠藤登喜子・藤田 広志

論文名：マンモグラム上の腫瘤陰影の良・悪性鑑別について

巻, 号, 頁：15巻 1号 27～35頁

受賞理由

本論文は、医師が乳房X線写真の読影作業を行う上で、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、悪性を示すポイントとなるのかの調査・研究を行っている。その結果医師が着目している13項目の重要な所見を得て、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持つのかを定量化した、良・悪性鑑別フローチャートを作成したものである。このように乳房X線写真上の各所見について定量的にロジック化を行った報告はまだなされておらず、この良・悪性鑑別フローチャートは今後の総合的なコンピュータ支援診断システムの構築に大きく寄与するものである。

内田論文賞

著 者 武藤 晃一・安野 泰史・山口弘次郎・近藤 武
古賀 佑彦・高山 聡・久米祐一郎・津田 元久

論文名：ヘリカルCTを用いた大動脈壁石灰化定量評価法の開発

巻, 号, 頁：15巻 2号107～116頁

受賞理由

本論文はヘリカルスキャンCTを用いた大動脈壁石灰化定量評価法の開発について述べている。本方法では体軸方向の多数枚の断層像のデータをパソコンに送る。一つの画面上で大動脈血管領域の中心を1点マニュアル指定すると後は全画像について自動的に血管の輪郭を抽出して立体的なROIを設定し、その中の閾値より高いCT値を持つ画素を石灰化画素としてカウントし、操作者が設定する境界値に従って石灰化スコア値を求めてこれら数字を表示するソフトウェアを開発した。本方法を10名の患者について2年間経過の前後に実施し、信頼性あり石灰化患者の進展状況の定量的把握に有用との結論を得た。実用性のある優れた方法を示す論文である。

——— 新 入 会 員 ———

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
526	中野 智	名古屋大学医学部附属病院 放射線部 〒461-8671 名古屋市昭和区鶴舞町65	TEL 052-744-2541
527	小林 嘉雄	名古屋大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻 〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20	TEL 052-719-3158
528	緒方 良至	名古屋大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻 〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20	TEL 052-719-1147 FAX 052-719-1509
529	木戸 尚治	山口大学工学部 知能情報システム工学科 〒755-8611 山口県宇部市常盤台2-16-1	TEL 0836-35-9468 FAX 0836-29-0053
530	遠藤登喜子	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	TEL 052-951-1111 FAX 052-951-0664
531	高山 聡	コニカ株式会社 メディカル&グラフィックス事業本部 MI-システムG 〒191-8511 東京都日野市さくら町1番地	TEL 042-589-8145 FAX 042-589-8066
532	久米祐一郎	東京工芸大学工学部 光工学科 〒243-0297 神奈川県厚木市飯山1583	TEL 0462-42-9508 FAX 0462-42-3000
533	中川 俊明	岐阜大学工学部 応用情報学科 〒501-1193 岐阜市柳戸1-1	TEL 058-293-2742 FAX 058-230-1895

——— 会 員 異 動 届 ———

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
473	五藤 三樹	勤 務 先	沖縄職業能力開発大学校 情報技術科 〒904-2141 沖縄県沖縄市池原2994-2	TEL 098-934-6282 FAX 098-934-6287

——— 賛 助 会 員 ———

平成11年7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)

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

役 員

会 長	金森 仁志 (福井工業大)
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
顧 問	竹中 榮一 (関東労災病院), 長谷川 伸 (東京工芸大)
総務理事	小寺 吉衛 (名古屋大)
常務理事	[編集担当] 藤田 広志 (岐阜大)
	[企画担当] 奥村 泰彦 (明海大), 松本 政雄 (大阪大)
	[庶務担当] 小林 嘉雄 (名古屋大)
	[財務担当] 緒方 良至 (名古屋大)
理 事	[大学関係] 稲本 一夫 (関西国際大学), 大庭 健 (九州歯大), 木戸 尚治 (山口大)
	小島 克之 (浜松大), 佐井 篤儀 (岐阜高専)
	滝川 厚 (広島県立保健福祉短大), 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

今年度から事務局が名古屋大に移り、また編集業務が独立し、これは岐阜大で担当することになりました。その最初の号が何とか完成しました。この編集作業は予想以上に大変で、これまでの明海大のご苦勞が初めて分かりました。心配していた原稿数も予定以上の部数が集まり、ホットしています。今号はこれまでのスタイルを基本的に踏襲しましたが、2000年最初の号からは、装いを多少変えられればと思っております。

先号には、CAD (コンピュータ支援診断) の特別企画シンポジウムの原稿が掲載されましたが、他誌に先駆けた企画はたいへん好評です。最近、中国、韓国、ブラジル、ギリシャの大学等を学术交流などの目的で訪問しましたが、これらの国々でも欧米や日本に負けじとCAD研究がすでに始まっており (特に、乳房X線写真のCADを中心に)、CAD技術は21世紀の医療画像情報技術の主要なキーワードの一つになるのは間違いありません。本会の研究発表や論文でも、最近CADに関するものが激増しており、本学会の特徴にもなっています。

より良い会誌作りに、皆様のご意見をお待ちしております。

(ふ)

ホームページ <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>
(管理担当: 中森 伸行)

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 (岐阜高専)

滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)

中森 伸行 (京都工繊大)

原 武史 (岐阜大)

松本 政雄 (大阪大)

医用画像情報学会雑誌
平成11年 (1999年) 9月発行

編 集 医 用 画 像 情 報 学 会 編 集 委 員 会

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

岐阜大学工学部応用情報学科内

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

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

発行所 医用画像情報学会事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南 1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

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

e-mail: koderam@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 —

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒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〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著作権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。

したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

光と語る。



HAMAMATSU

営業品目

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

光の技術集団、浜松ホトニクス。

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

浜松ホトニクス株式会社

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



安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

化成オプトニクス株式会社

〒105 東京都港区芝公園1-8-12
TEL.03(3437)5383 FAX.03(3437)5320

SHIMADZU

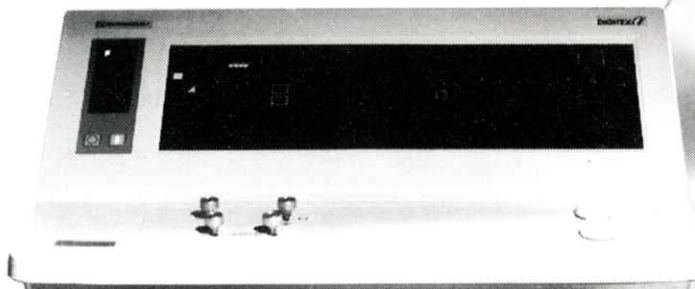
Solutions for Science
since 1875

真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX α

1024²マトリックス・30フレーム/秒の世界最高スペックが誇る高画質・高速収集で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つい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

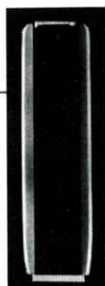


島津製作所

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/j/index.html>
本社 京都市中京区西ノ京金町1 ☐ 医用機器事業部 (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
E+
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage 1.5T
SINGA Advantage 1.0T
Sierra
MRVectra II
GE Independent
Console (1C)

NUCLEAR

核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXXUS
Starcam4000-KR/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LCV/LCN
アドバンテックスAFM/AFM-IFC
アドバンテックスDLX
セクタラ70MR
セクタラ760T/600TFD/
セニックスMF
ステスコープ9000/6000
ステスコープLE
AMX-4
GM-1215
フレックス900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RTtime
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 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪府中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命館新ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

2次元、3次元画像リアルタイム処理装置 PEGASUS VIEWER



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

製造開発元：株式会社ザイオソフトウェア

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

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

— M E M O —

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丸高ビル 〒104 ☎東京 (03) 3545-3321#7

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

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

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

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

FAX: 03-3264-6696

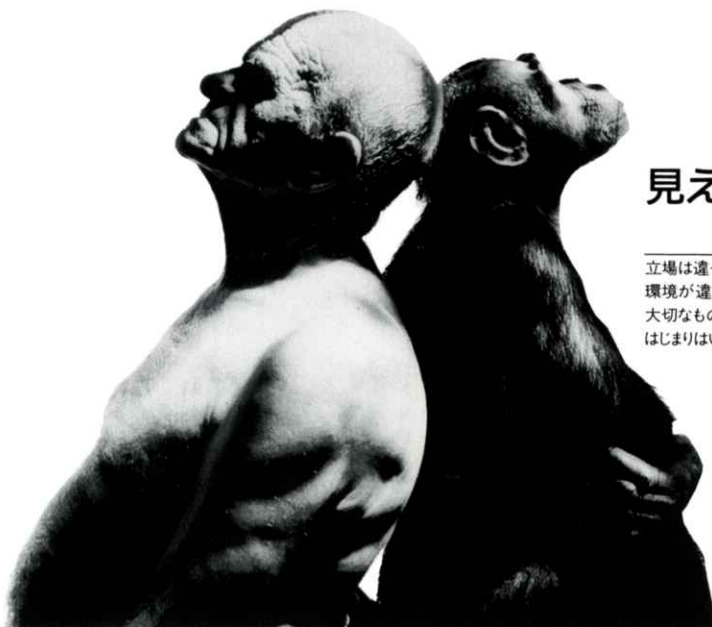
輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソン チューブ エレクトロニクス 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・・・

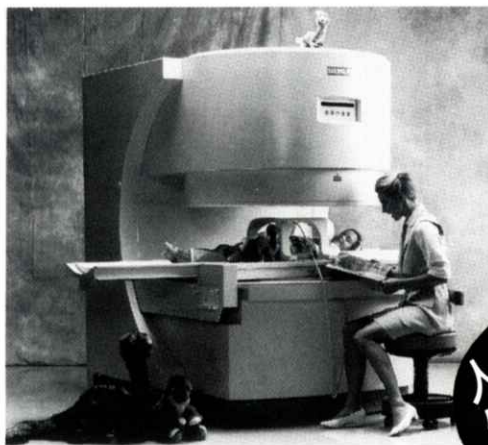
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



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

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