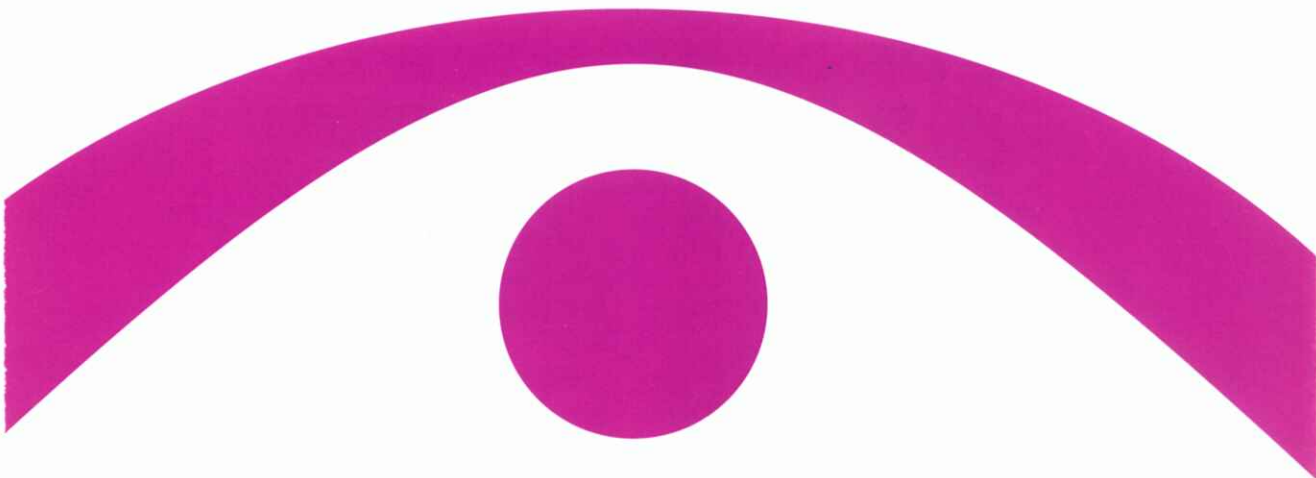


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻132号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.19 No.3 September 2002



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Homepage <http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/>

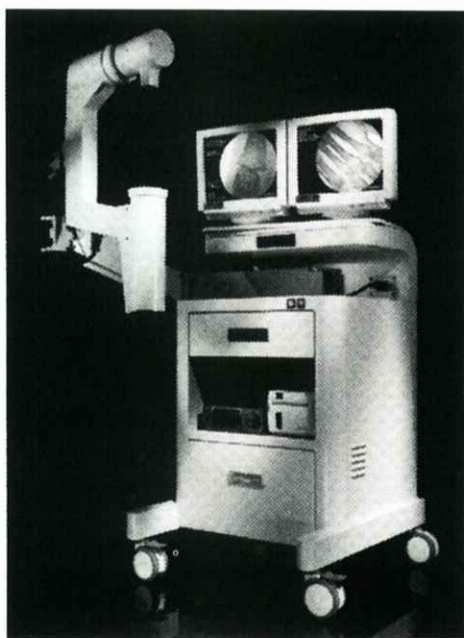
(New) 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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

シンプル操作性

低被曝線量が実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/NEUROTROTRON社 日本総代理店

東洋メディック株式会社

本社 〒162 東京都新宿区東五軒町2-13 TEL. (03) 3268-0021 (代表)

大阪支店・名古屋支店・福岡支店・新潟営業所・仙台営業所・高知出張所・広島出張所・札幌営業所(平成10年4月開設予定)

医用画像情報学会雑誌

19 巻 第 3 号 2002 年 9 月

目 次

会 告

平成 14 年度 秋季(第 134 回)大会のご案内	会告 1
平成 14 年度 春季(第 135 回)大会の予定および演題伺い	会告 2
ホームページからの入会手続き	会告 2
新役員体制, 会則の変更	会告 3

巻 頭 言

権威ある専門学会	
..... 小寺 吉衛	121

特別講演資料

CAD 研究者のための胸部画像診断	
..... 佐々木 康夫	122

研究速報

NEQ を用いたマルチスライス CT の体軸方向における画質評価	
..... 五味 勉, 春日 敏夫, 角谷 眞澄, 宮地 利明	
..... 越田 吉郎, 安藤 隆, 上田 仁, 佐々木 祥之	136
デジタルマンモグラムにおける乳頭領域の自動検出法	
..... 陸 苗, 中川 俊明, 原 武史, 藤田 広志	
..... 遠藤 登喜子, 岩瀬 拓士	141

技術セミナー

Active Contour Models : Snakes 解説	
..... 福岡 大輔, 原 武史, 藤田 広志	145

国際会議報告

Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2002 - 印象記 -	
..... 杜下 淳次	151
IWDM2002 および CARS2002 参加リレー報告	
..... 中川 俊明, 周 向榮, 松原 友子, 張 学軍	
..... 原 武史, 藤田 広志	153

平成14年度秋季(第134回)大会プログラムおよび抄録	159
-----------------------------------	-----

会 報

平成 14 年度総会および年次(第 133 回)大会記事	168
理事会議事録-総会議事録	171
平成 13 年度 事業報告-決算報告-監査報告	172
平成 14 年度 事業計画-予算案	175
平成 13 年度受賞者	176
第 132 回大会記事の訂正	178
新入会員-会員異動届-賛助会員名簿	179

Medical Imaging and Information Science

Vol.19 No.3 September 2002
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.19, No.3)

Contents

Preface

Authoritative Academic Society	Yoshie KODERA	121
--------------------------------------	---------------------	-----

Invited Lecture

Chest Roentgenology for CAD Researchers	Yasuo SASAKI	122
---	--------------------	-----

Letters

Evaluation of Characteristic of Longitudinal Direction in Multi-slice CT using NEQ Tsutomu GOMI, Toshio KASUGA, Masumi KADOYA Tosiaki MIYATI, Kichiro KOSHIDA, Takashi ANDOU Hitoshi UEDA and Hiroyuki SASAKI	136
Automated Detection Method for Nipple Region on Digital Mammograms Miao LU, Toshiaki NAKAGAWA, Takeshi HARA Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO and Takuji IWASE	141

Technical Seminar

Beginner's Guide of Snakes, Active Contour Models Daisuke FUKUOKA, Takeshi HARA and Hiroshi FUJITA	145
---	-----

International Conference Report

Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2002 – Impressions – Junji MORISHITA	151
Participating Report of IWDM 2002 and CARS 2002 Toshiaki NAKAGAWA, Xiangrong ZHOU, Tomoko MATSUBARA Xuejun ZHANG, Takeshi HARA and Hiroshi FUJITA	153

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President : Yoshie Kodera, PhD

MII Editorial office :

Editor-in-Chief : Nobuyuki Nakamori, PhD

Department of electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606-8585, Japan

TEL : +81-75-724-7483, FAX : +81-75-724-7400, E-mail : nakamori@dj.kit.ac.jp

MII Society office :

Executive Director : Hiroshi Fujita, PhD

Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and
Advanced Medical Science, Graduate School of Medicine, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

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

会 告

平成 14 年度 秋季(第 134 回)大会のご案内

秋季(第 134 回)大会を下記のように開催しますので奮ってご参加ください。

日 時：平成 14(2002)年 10 月 5 日(土)

場 所：金沢大学医学部保健学科

〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

<http://mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp/>

連絡先：金沢大学医学部保健学科 真田 茂先生

〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

TEL : 076-265-2524 FAX : 076-234-4366

E-mail : sanada@kenroku.kanazawa-u.ac.jp

参加費：会員：1,000 円，非会員：2,000 円，学生：無料

【特別講演】平成 14(2002)年 10 月 5 日(土)13:00～14:00

「複合型手術ナビゲーションシステム（再構成画像と実手術野の重畳）」

オリンパス光学工業(株) 平井信行先生

【研究発表】平成 14(2002)年 10 月 5 日(土)9:00～12:00, 14:00～17:40

【懇親会】日時：平成 14(2002)年 10 月 4 日(金)18:30～

場所：未定

会費：5,000 円

参加希望者は 9 月 27 日までに真田先生までご連絡ください。

◎研究発表のプログラムおよび抄録は、会誌 159 頁に掲載しています。

平成 14 年度 春季(第 135 回)大会の予定および演題伺い

平成 14 年度 春季(第 135 回)大会を下記のように開催しますので、演題をお寄せください。

日 時：平成 15(2003)年 2 月 1 日(土)

場 所：島津製作所関西支社内マルチホール(阪急ターミナルビル 14 階)

〒530-0012 大阪市北区芝田 1-1-4

TEL 06-6373-6521

連絡先&演題申込先：

大阪大学医学部保健学科 松本政雄先生

〒565-0871 吹田市山田丘 1-7

TEL&FAX 06-6879-2578

E-mail : matsumot@sahs.med.osaka-u.ac.jp

演題の申込みは、e-mail でお願いします(記入方法は、会誌のプログラムを参考してください。なお、演題受理のメールを 3 日以内にお送りしますので、このメールが届かない場合には、電話等でご連絡ください。また、第 134 回大会から、抄録の掲載を行っています。演題受理通知と一緒に、抄録に関する執筆要項と締め切り日をお知らせしますので、よろしくお願いいたします。

演題締切日：平成 13 年 11 月 15 日(必着)

ホームページからの入会手続き

本学会の入会申し込みが、学会ホームページ“<http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/>”からも出来るようになりました。簡単な手続きで入会申し込みが出来ますので、医用画像に興味をお持ちの多数の方々の入会をお待ちしています。また、会員皆様の周りに医用画像に興味をお持ちの方が居られましたら、ホームページからの入会をお勧めください。

新 役 員 体 制

- 会 長 小寺吉衛(名古屋大学)
名誉会長 内田 勝
名誉顧問 立入 弘
顧 問 長谷川 伸
総務理事 藤田広志(岐阜大学)
常務理事 [編集担当] 中森伸行(京都工芸繊維大学)
[企画担当] 真田 茂(金沢大学), 本田道隆(東芝), 松本政雄(大阪大学),
[庶務担当] 原 武史(岐阜大学)
[財務担当] 松原友子(名古屋文理大学)
理 事 飯山清美(コニカ), 小倉敏裕(癌研病院),
木戸尚治(山口大学), 小池功一(日立メディコ),
小島克之(浜松大学), 佐井篤儀(新潟大学),
佐々木康夫(岩手県立中央病院), 真田泰三(山口大学病院),
志村一男(富士フイルム), 滝川 厚(広島保健福祉大学),
谷本啓二(広島大学), 細羽 実(鳥津製作所),
監 事 樋口清伯(大阪産業大), 畑川政勝(大阪市大学病院)

会 則 の 変 更

細則

第四章 事務所

- 第 7 条 会則第 4 条の事務所の所在地は、岐阜市柳戸 1-1
岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門内とする。

[巻頭言]

権威ある専門学会

会長 小 寺 吉 衛

昭和 39 年(1964 年)に放射線イメージ・インフォメーション研究会(RII)として産声をあげた本会は、昭和 59 年(1984 年)に医用画像情報学会(MII)と名称変更し今日にいたっている。学会設立時に、当時の内田勝会長(現名誉会長)は、その巻頭言「権威ある専門学会」で、「たとえば年発行回数が少なくても、頁数が少なくても、そのうちにはちきれんばかりの頁数と月刊でも足りないほどの時代が来ることを夢みている。いまは超ミニ学会であるが、将来は世界的にも認められた権威ある専門学会として発展したいと願っているわれわれなのである」と書かれている。残念ながら、発行回数、会誌の頁数ともに当時とさほどかわらない状態で、超ミニ学会であることにはかわりはないが、今日、この小ささが、研究会ではゆったりと討議ができると別の価値観を持ちつつある。金森前会長から引き継ぐにあたり、内田名誉会長から「原点に返りなさい」との言葉をいただいた。本会の原点は画像である。生体をあつかう画像の情報に関する学問を対象分野としている。本会の 38 年の歴史は、「生体の画像情報」に関する研究であり、これは今後ともかわらない。内田名誉会長が 18 年前に掲げた多くの事柄は、まだまだ宿題として残っているが、その中でもっともわれわれが目指すべきものは「世界的にも認められた(生体の画像情報に関する)権威ある専門学会」である。「ほんまやったら国宝やのになあ」といわれるほどの超ミニ学会であろうとも、志すものは専門分野での世界一である。「医用画像情報」という共通のキーワードのもと、志を同じくして集まり、議論をかわし、その成果を論文として掲載する場を提供することが、本会に与えられた使命である。会告にあげた新役員は、それをお手伝いするメンバーである。会員一人一人が、「医用画像情報」学の専門家となり、世界に情報を発信していけば、世界はその存在を認めることになる。権威ある専門学会とは、その分野においてもっとも信頼される団体となることである。これは、一朝一夕にできることではないが、幸いなことに、われわれには諸先輩に培われた歴史がある。この歴史に胡座をかくことなく、常に真摯に医用画像情報学を研鑽することが、本会をもって権威ある専門学会にならしめる唯一無二の道であると信ずる。どうかよろしくお願い申し上げます。

(名古屋大学医学部)

CAD 研究者のための胸部画像診断

佐々木 康夫

岩手県立中央病院放射線科・〒020-0066 岩手県盛岡市上田 1-4-1
(2002 年 6 月 9 日受理)

Chest Roentgenology for CAD Researchers

Yasuo SASAKI

Department of Radiology, Iwate Prefectural Central Hospital
Ueda 1-4-1, Morioka, Iwate 020-0066, Japan
(Received June 9, 2002)

Abstract : Diagnostic imaging of the respiratory disease is feasible to understand by pattern recognition. Abnormal opacities of lung are divided into consolidation, small linear and nodular opacities, mass, atelectases, and linear opacities. Some diseases are shown normal which has subtle abnormalities in chest CT. Majority of diagnostic radiologist now realize that the CAD derived efficient and accurate information for them to perform image diagnoses. It is inevitable both radiologist and CAD researchers should collaborate together to develop more efficient CAD programs

Key words : respiratory disease, image diagnoses, pattern recognition, CAD

1. はじめに

胸部画像診断では MDCT (多検出器 CT, multi-row computed tomography) などの新しい画像機器の導入に伴ない、放射線科医の読影負担が大きいものになっている。膨大な量の画像をフィルムのみで読影することは物理的に困難であるので、モニタ診断が読影の主流になっているのも最近の特徴である。このような状況を打開するためには、読影を支援するための工夫が必要となっており、わが国の放射線科医も CAD (computer aided diagnosis コンピュータ支援診断) の重要性により気づき初めている。

CAD の開発はコンピュータサイエンスに習熟した多数の研究者の存在なくして成り立たないが、臨床に役立つ CAD を開発するためには、CAD の研究者であっても画像診断の知識が必要と思われる。放射線科医も CAD 研究者に画像診断をよく理解してもらうように努力する必要がある。

本稿では胸部画像診断を対象として、CAD 研究

者にとって必要と思われる胸部画像診断の基礎を述べ、さらに臨床側が必要としている CAD について敷衍したい。

2. 胸部画像診断に用いられる診断機器

臨床で良く使われるのは胸部単線 X 線撮影と CT (computed tomography) である。MRI (magnetic resonance imaging) は心臓大血管や縦隔疾患に対して有用であるが、肺病変の診断にはあまり用いられない。単純 X 線撮影の画像で正常でも病変が存在する場合があるので、臨床的に問題がある場合やハイリスクグループ (高齢、喫煙歴など) には積極的に CT を撮影しているのが現状である。なお、単純撮影の多くは CR (Computed Radiography) などのデジタル装置に置き換わり、従来のフィルムスクリーン法は中規模以上の病院では、一般的ではない [1]。

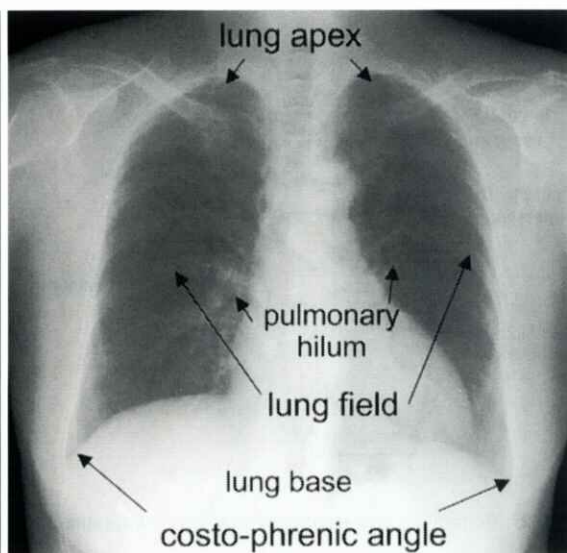
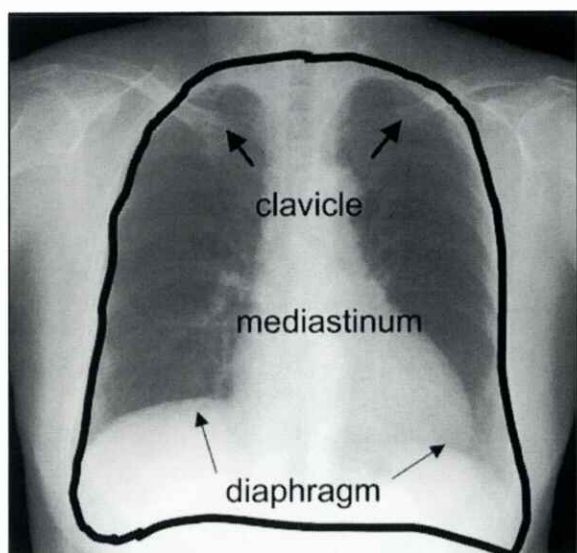


Fig. 1 Nomenclature of chest X ray image.

3. 胸部画像診断の読影方法

3-1 胸部単純X線画像

単純X線画像には、Fig. 1のような名称がつけられている。肋骨、鎖骨、椎骨(胸椎)からなる胸郭内の肺の部分を「肺野」、心臓、中枢気道などを有する正中構造を「縦隔」と呼ぶ。肺野には肋骨と肺血管が見られ、気管支は太いレベルしか観察できない。縦隔のくびれ部分で縦隔と肺野をつなぐ部分を「肺門」と称する。気管は気管分岐部で左右主気管支に分岐し、肺血管とともに肺門を介して肺野に達する。肺野の上端部を「肺尖」、下端部を「肺底」と言う。肺底の下は横隔膜で腹部臓器と境界される。肺野の胸郭付近を肺野末梢、胸膜下あるいは外套部と呼び、肺門部と肺末梢の間は中間層と言う。横隔膜が肋骨と交わって見える部分は「肋骨横隔膜角」と言う。肺を包んでいる2枚の胸膜は、胸水貯留や胸膜の肥厚がなければ単純X線画像では見えない。その他の細目は成書に詳しいので割愛するが[2,4,5], Fig. 1の名称を記憶しておけば胸部単純X線画像の病変部位を記述することができる。

3-2 CT画像と間質

CTの縦隔表示条件では肺門部の気管支や肺血管

(肺動脈、肺静脈)を明瞭に観察することができる。肺野の表示条件では、肺野内の血管や比較的大い気管支が観察できる[3-5]。肺間質は肺の支持組織であり、概念的にFig. 2のような構造をもち、軸位間質、小葉中心間質、胸膜下間質に分類される。軸位間質は気管支肺動脈周囲間質とも言い、鞘(シ-ス)として気道と血管を取り巻いており、他の間質と連続した構造として存在する[5,6]。肺実質は肺胞管、肺胞、毛細血管からなる。

3-3 肺小葉(Pulmonary Lobule)

肺小葉はミラーの2次小葉とも言われ、終末細気管支を数本含む肺構造で、大きさは約1~2cm大である。小葉は小葉間隔壁によって境界される。小葉の中心部を通る構造は肺動脈と細い気管支であり、心臓に灌流する静脈は小葉の中心を通らず小葉間隔壁を通る(Fig. 3)。小葉は肺底部の末梢ほど密に存在し、肺中間層では粗く配列する[5,8]。

解像力の高いCT(HRCT: high resolution CT)では、小葉の状態が観察できる。正常な肺では小葉構造は胸膜の手前3-5mmで小葉の中心領域が見られる。ここで見えている構造は細い肺動脈のみであり、細い気管支や小葉間隔壁は観察されない。一方、小葉間隔壁を走行する静脈は胸膜から連続する構造とし

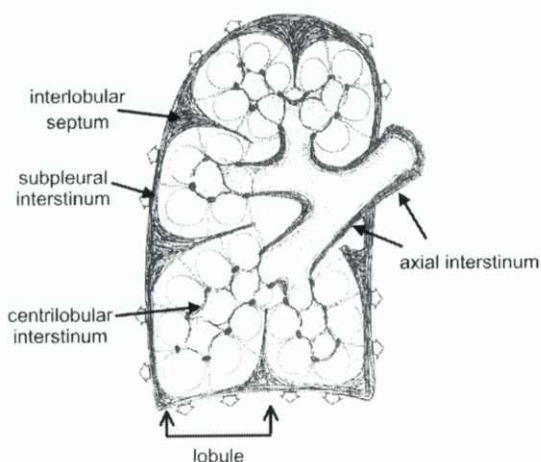


Fig. 2 Schematic presentation of pulmonary interstitium.

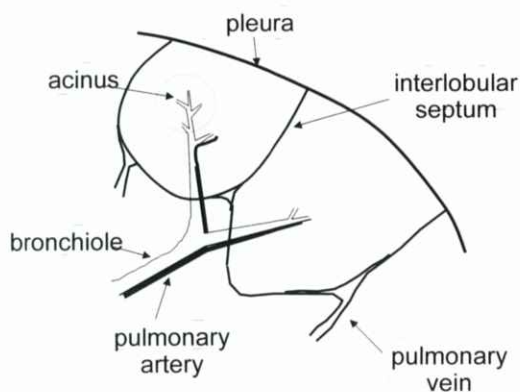


Fig. 3 Nomenclature of pulmonary lobule.

て観察が可能である (Fig. 4)。なお、肺の構造を説明する場合に使用される細葉 (acinus) という用語は HRCT と対比させるのには小さすぎるので不便である [8]。肺のリンパ液も上述した間質構造に沿って流れている [9] (Fig. 5)。

3-4 陰影のパターン分類による読影法

肺内の空気は陰性造影剤として機能しているが、病変によって空気の正常な分布が阻害されると陰影として認識される (opacity)。空気の量が過剰であると X 線透過性が亢進する (transparency)。これらの opacity と transparency はいくつかのパターンに分類

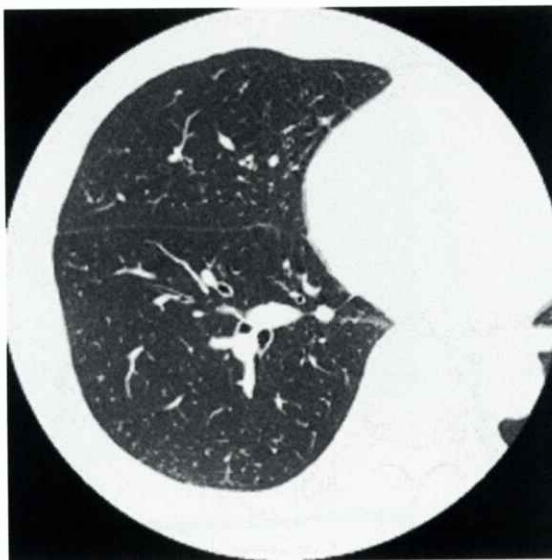


Fig. 4 Normal lung.

することが可能である [4-6] (Table. 1)。胸部 CT の読影法も基本的には単純 X 線画像と変わらないが、前述した通り CT では肺の微細構造が観察可能であるので、小葉構造と病変を関連させた読影方法を付加して行う [10-15]。

① consolidation (air space filling)

末梢気道および肺胞内の空気が炎症性産物、出血、ときには腫瘍によって置き換わった場合に見られる境界不鮮明で均一な陰影を consolidation または air space filling と呼ぶ (Fig. 6)。consolidation には適切な日本語がないが、肺実質が冒されるので、強いて言えば、肺胞性陰影、実質性陰影と言うことになる。疾患としては、肺炎、肺浮腫、出血、一部の腫瘍などが挙げられる。付随する所見としては、air bronchogram が最も代表的なもので、陰影を貫通する太いレベルの気管内の気腔が樹枝状に見える所見を言う。肺浮腫の場合は肺門中心に bat wing (蝙蝠の翼) と呼ばれる放射状の consolidation が特徴とされるが、好酸球性肺炎や BOOP (bronchiolitis obliterans organizing pneumonia) では末梢部が侵されるため、photographic negative pulmonary edema と称されることがある (Fig. 7)。

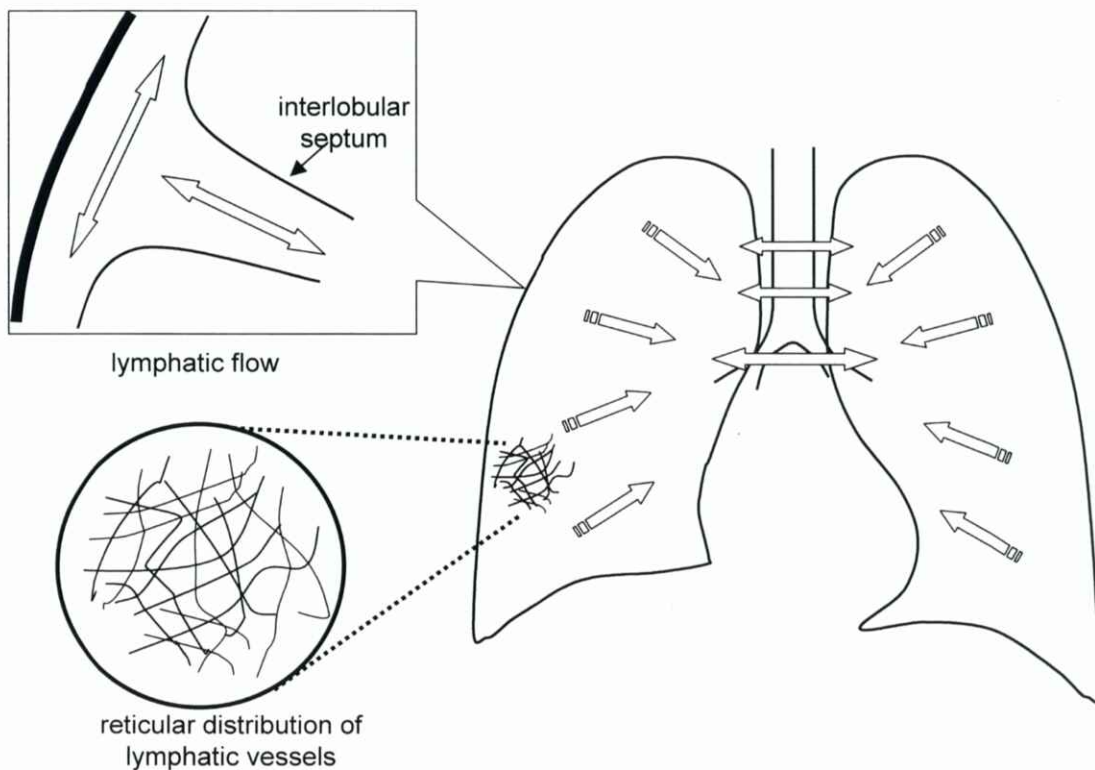
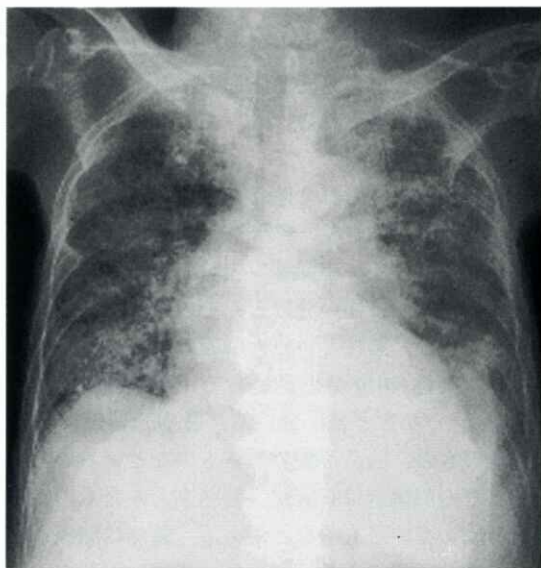
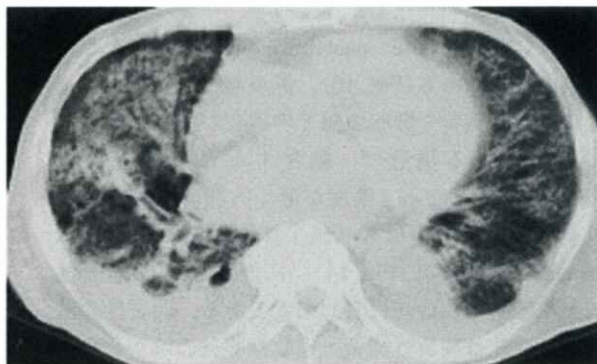


Fig. 5 Drainage of lymphatic flow along the interstitium.



a)



b)

Fig. 6 Consolidation with pneumonia patient a) : CXR, b) : CT fine and dens opacities are distributed on the both lung fields.

Table. 1 Pattern classification of abnormal lung density

1.	consolidation (air space consolidation)
2.	small linear and nodular opacity
3.	mass
4.	linear opacity
5.	(atelectasis)
6.	normal
7.	transparency

② small linear and nodular opacity

びまん性肺疾患と呼ばれる陰影がこのパターンを示す。陰影の形態としては、小粒状(small nodular)、小線状(small linear)、網状粒状(reticulo-nodular)陰影などが含まれる。これらの異常陰影は小葉構造のどこかに発生した小病変を反映してみられる陰影であり、HRCT 所見から気管支肺動脈束周囲性、小葉中心性分布、汎小葉性分布、小葉辺縁性、ランダム分布に分類することができる(Fig. 8)。気管支肺動脈周囲性(peribronchovascular distribution)病変は軸位間質が侵される場合で、気管支結核、サルコイドーシス、癌性リンパ管症などが代表的な病変であり(Fig. 9)、小葉中心性(centrilobular)分布を示す病変は小葉中心部の変化が主体であり、びまん性汎細気管支炎(DPB: diffuse panbronchiolitis)や塵肺などが代表的疾患である(Fig. 10)。汎小葉性(pan lobular)分布では肺実質や肺胞中隔での病変があり小葉全体に変化のある場合で、融合すると濃度の高いconsolidationとなる。濃度が薄く内部構造が透けて見える程度のもはすり硝子様陰影(ground glass opacities)と称する(Fig. 11)。病変としては細菌性肺炎や肺胞蛋白症が代表的な病変である。間質性の汎小葉性変化は間質性肺炎、過敏性肺炎のほかサルコイドーシスもこの範疇に入る。特発性間質性肺炎は急性と慢性に大きく分類される。急性のものはAIP(acute interstitial pneumonia)と呼ばれ、重篤である。慢性のものはUIP(usual interstitial pneumonia)、DIP(desquamate interstitial pneumonia)、NSIP(nonspecific interstitial pneumonia)そしてBOOPなどである(Fig. 12)。癌の血行性転移は血流に運ばれた癌組織が小葉の中心間質よりも細い100ミクロン程度の径の肺動脈に塞栓して次第に増大する。その結果小葉内の

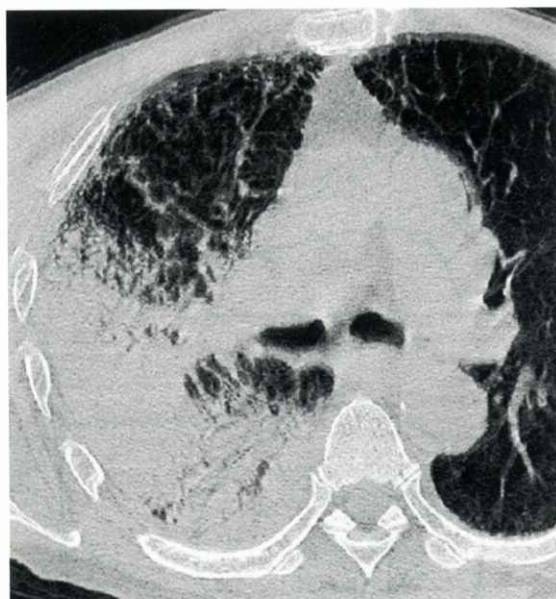


Fig. 7 Eosinophilic pneumonia consolidation of right lung has air bronchogram.

中心や周囲にランダム分布(random distribution)をする小結節として認識される。粟粒肺結核あるいは敗血症性塞栓症でもランダムな分布を示す。蜂窩肺(honeycombing)は既存の小葉構造が乱れ、再構築が生じてハチの巣様に見える陰影を示し、間質性病変の終末像として見られる。

③ mass

ほぼ球状と考えられる陰影を腫瘍(mass)あるいは結節(nodule)と称する。形状や大きさや名称との定義は明確ではなく、小腫瘍、大腫瘍、小結節、大結節などと主観的に使い分ける。そのほか、単発性、多発性、良性、悪性といった腫瘍の性質による名称、そして活動性(治療が必要である)、非活動性(治療は必要ない)などと使い分ける。腫瘍辺縁部の形態は平滑のもの、凹凸不整のあるものなどいろいろある。また内部構造は石灰化、脂肪を含んだもの、空洞を形成しているものなどがある。腫瘍は肺癌かどうか最も重要である。肺癌は、辺縁の形状が不整で、notching, spiculation などと呼ばれる形態や、周囲の血管の引き込み像などを示す(Fig. 13)。しばしば肺癌と鑑別が問題となる限局性器質性肺炎や結

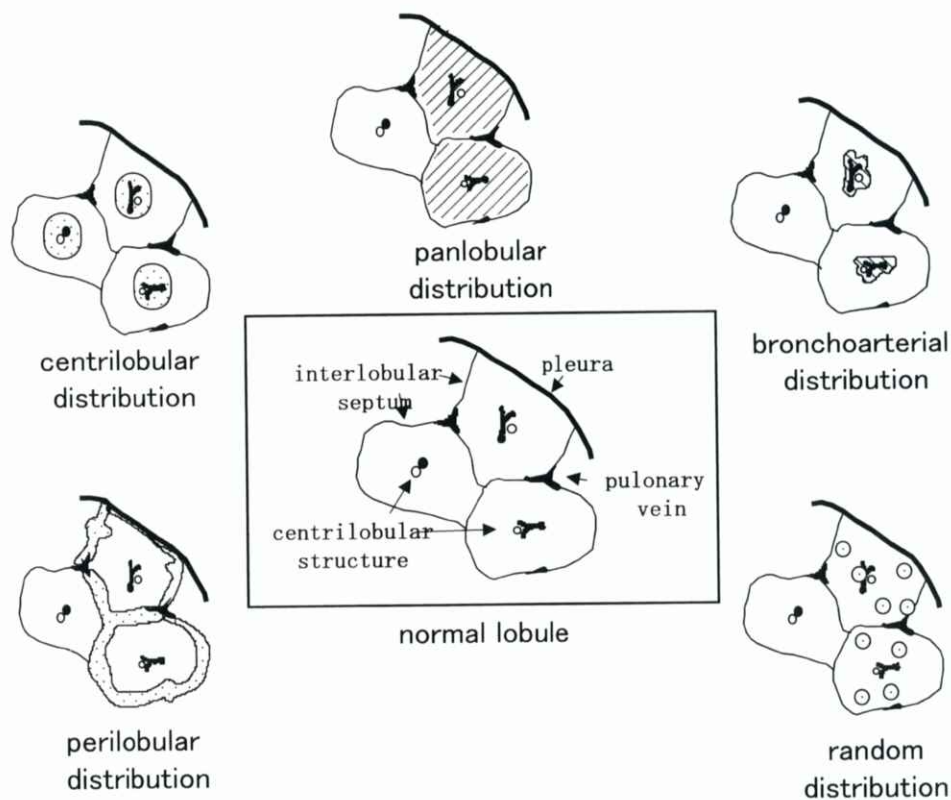


Fig. 8 Affected lobule and distribution of diseases. (modified referene [10])

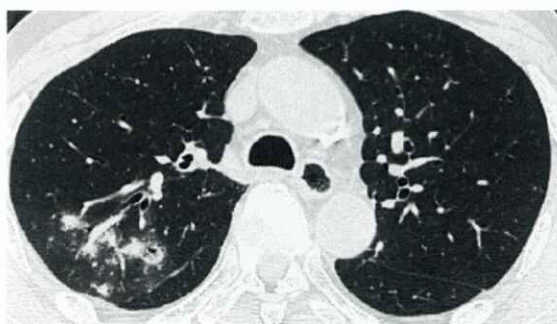


Fig. 9 Pulmonary tuberculosis axial interstinum was affected. Small nodules and bronchiectases, groundglass opacities are shown as well.

核結節との鑑別のために造影剤を用いて造影パターンから類推することも可能である。

すりガラス陰影(ground glass opacity)とは病変部に少し含気があるときに淡く見える陰影のことで、病変の主座(肺胞の壁か、肺胞内か)はCTでも区別



Fig. 10 DPB(diffuse panbronchiolitis) small bronchiole in left lower lobe is filled with inflammatory substances. proximal portion of bronchus is ecstatic.

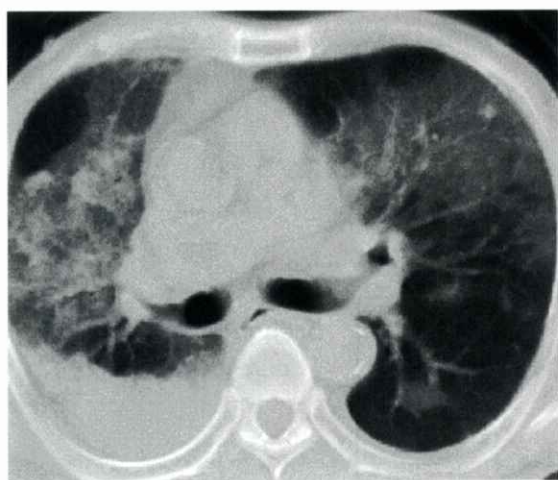


Fig. 11 Groundglass opacities pulmonary vessels are visible within fine elevated densities.

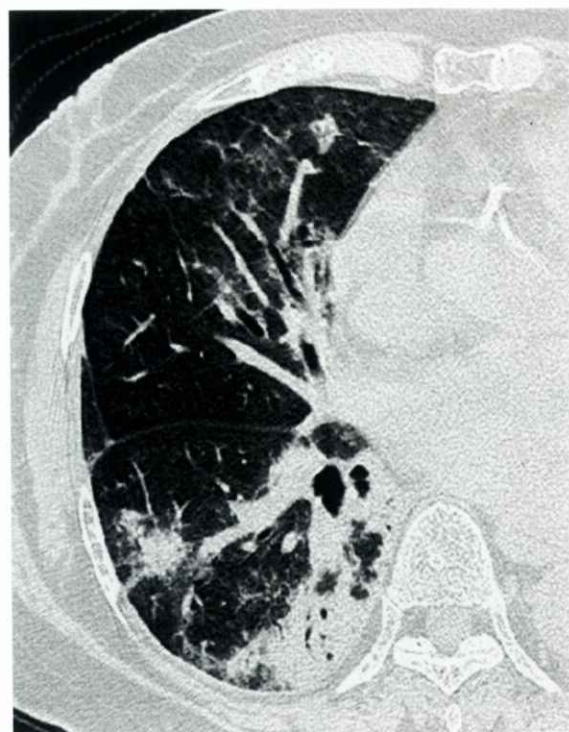
がつかない。早期肺がんのすりガラス陰影の特徴は形態がほぼ球形で境界は明瞭であり、既存の肺構造

とは無関係で分葉状を呈する。野口らはこれを線維化の程度によって A から F までの 6 段階に分類した[15,16]。

Fig. 14 は早期の肺胞上皮癌だが、胸部単純 X 線画像だけではわかりにくいし、CT でもすりガラス様の陰影を示し、よく注意しないと病変の指摘自体が難しい。野口の分類の A、B については、5 年生存率が極めて良好であり、もし、この段階で肺癌を発見できれば、肺癌による死亡率を少なくすることが期待されるため注目されている。

④ linear opacity

小葉間隔壁の浮腫状の肥厚(Kerley's B line, septal line)、気管支壁の肥厚(peribronchial thickening)あるいは気管支内粘液充填されてできる粘液栓(mucoid impaction)などは連続した線状構造に見える。5mm 以上の幅を持った線状陰影は带状(band like opacity)陰影と称する。肺炎、外傷、炭化水素吸引後に見ら



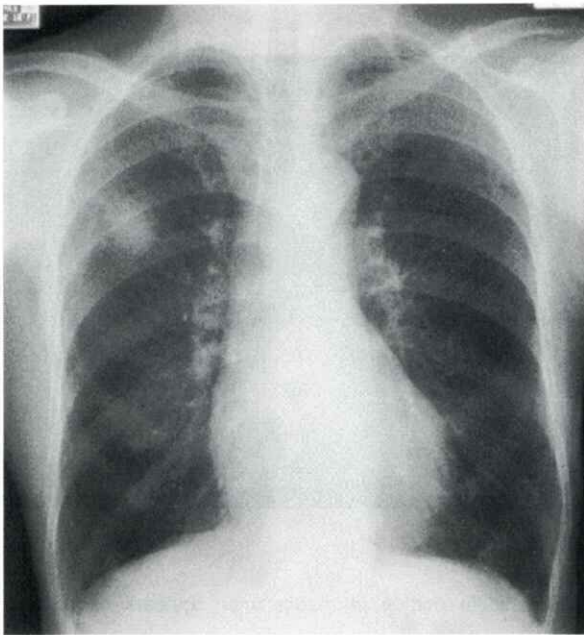
(a)



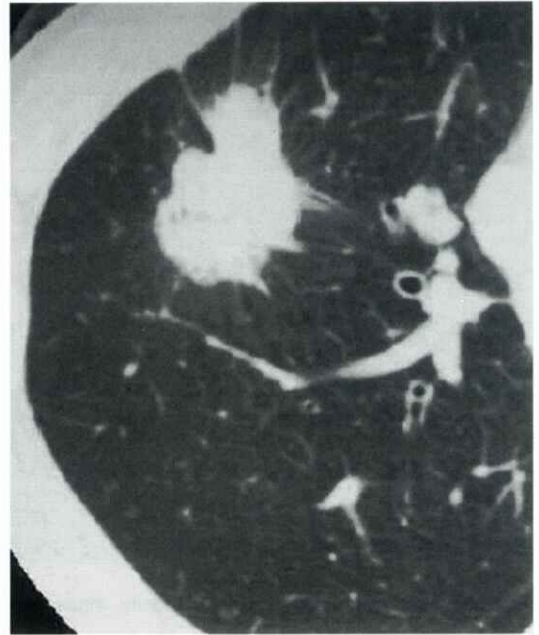
(b)

Fig. 12 AIP and UIP

a) patchy and consolidative density with interstitial infiltrates are seen in AIP.



(a)



(b)

Fig. 13 Lung cancer a) right upper lobe tumor with 3cm in size are seen b) the lesion has both speculation and notching, which are consists findigs with lung cancer.

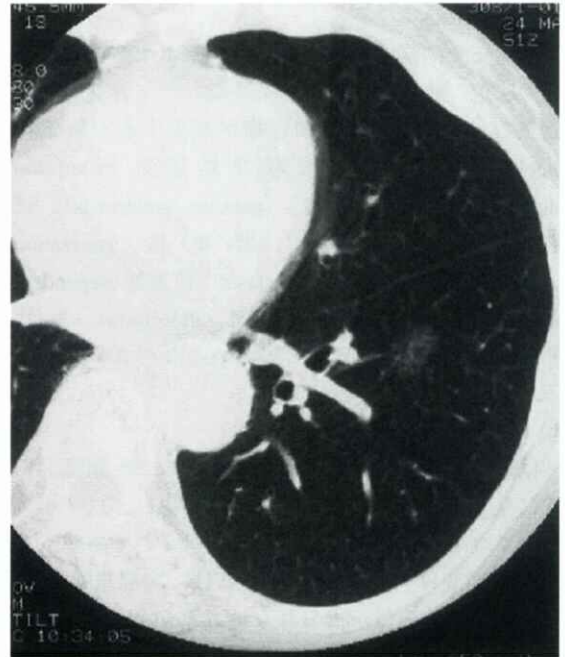
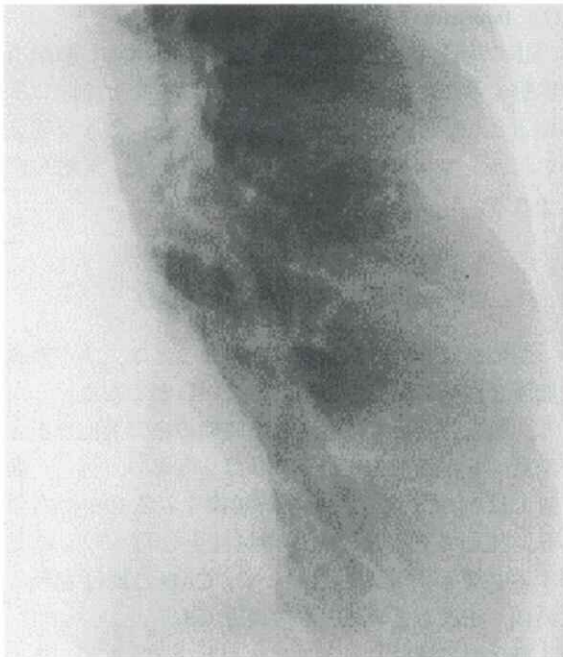


Fig. 14 Small lung caner with groundglass opacity although no definite findings with lung tumor is recognized on CXR, subtle fine density is seen in the midportion of left lung field.

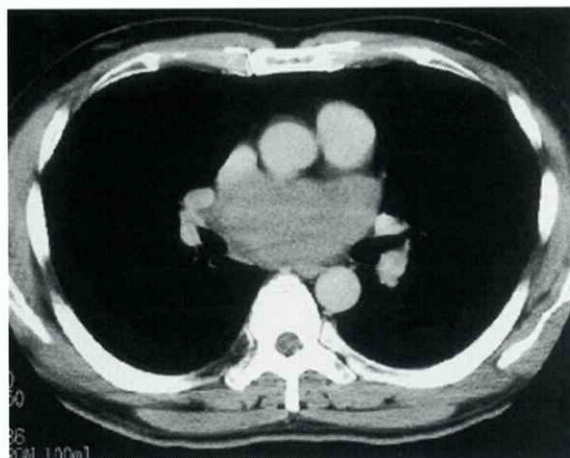
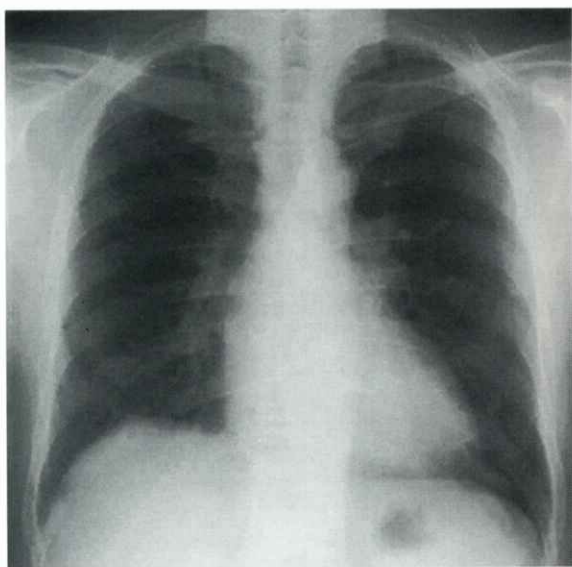


Fig. 15 Mediastinal tumor water density mass seen on the middle portion of mediastinum appears normal in conventional CXR.

れる pneumatocele(気腫)輪状影(Ring Shadow, Cyst)と呼ばれる。

⑤ atelectasis

気管支を閉塞するような腫瘍、胸水や腫瘍による肺の圧迫、放射線照射、肺炎後などで気管支内への空気の供給が絶たれ肺の容積が減少すると無気肺(atelectasis)になる。吸収性無気肺(resorption atelectasis)のほか、圧迫性(passive atelectasis)、密着性(adhesive-atelectasis)、癒痕性(cicatriziation atelectasis)、円形(round atelectasis)、荷重部(dependent atelectasis)、区域性(segmental atelectasis)、板状(platelike atele-ctasis)などいろいろなパターンがある。

⑥ 正常パターン normal

はっきりとした、呼吸器症状があっても画像上正常に見える場合がある。代表的な疾患は、ウイルスやマイコプラズマ肺炎、軽症の喘息などである。また縦隔病変は大きさが小さければ、胸部単純X線写真では全く情報が得られないことが多くCTを施行しなければならない(Fig. 15)。単純X線画像は、病変が縦隔構造に隠れていたり、小さくて細かい変化の発見にはCTに劣る。しかし、肺全体を一度に

見て、病変の程度や経過を観察するのにはなくてはならない検査法である。

⑦ transparency

肺の透過性亢進は、肺内の空気量が増大し肺が過膨脹を示した場合、大きな嚢胞性病変などで起こる。疾患としては、肺気腫、慢性気管支炎、気管支喘息のほか、ファロ-四徴症などの心臓疾患、気胸も含まれる。

4. 胸部画像診断と CAD

胸部画像診断でもっとも重要なことは、他の画像診断と同様に所見を見落とさないことである。しかし、臨床の現場では限られた時間の中で沢山の画像を見てレポートを書かなければならない。特に、最近ではMDCTなどの多断層画像をみる必要があるし、加えて三次元(3D)画像処理をしたものも読影する必要がある。したがって、CADに期待されるのは、正確さとスピードの両方である。

画像の読解はハードコピーからソフトコピーへと移行してきている。モニタ診断は、画質の問題や眼精疲労の問題などを抱えているが、CADに適した

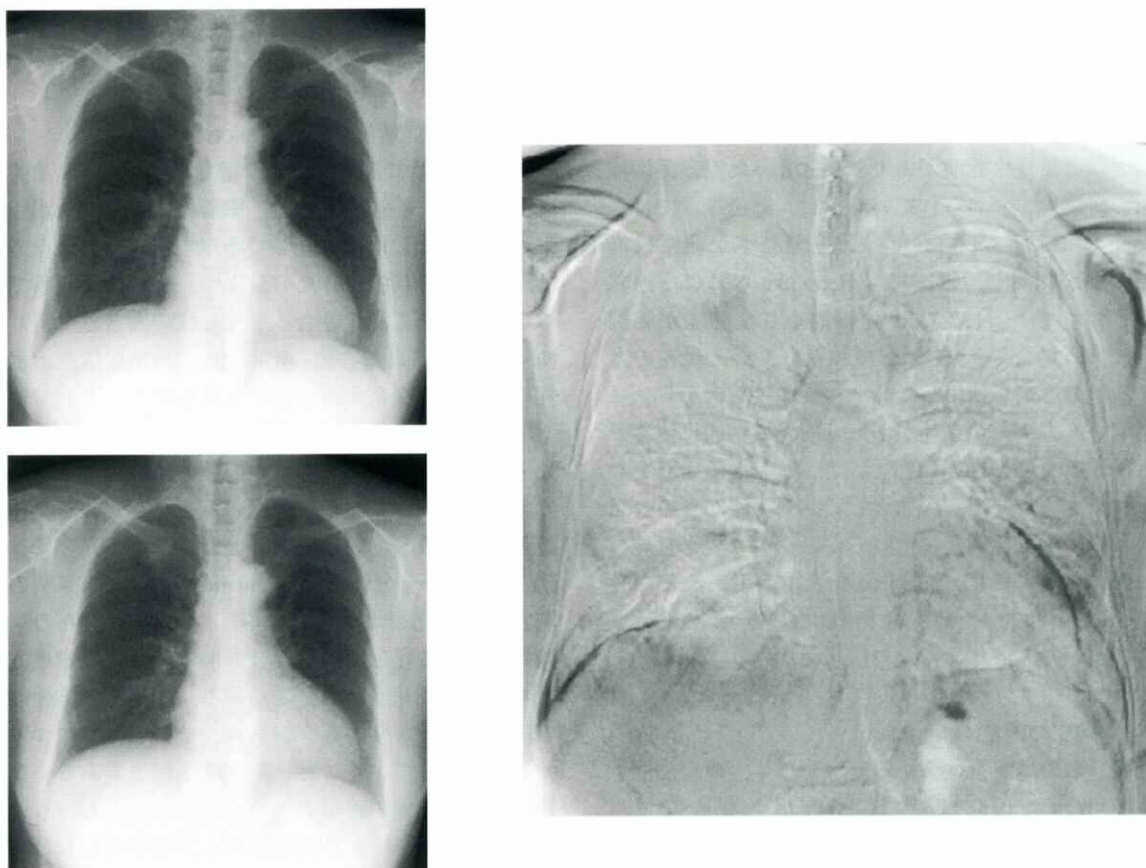


Fig. 16 Mass screening case. Both in current and previous images indicate right upper lobe tumor until temporal subtraction was performed.

インフラが整備されつつあることを示している。特に MDCT ではハードコピーフィルムで画像を観察するのは労力が大変であり、自ずとモニタによるソフトコピーの診断をするようになって来ている。CAD で、現在最も大規模に研究を展開しているのは、シカゴ大学放射線科の土井らのグループである [17-19]，2001 年の北米放射線会議開会式で CAD についてのオープニングレクチャーが行われたことは、放射線科の臨床でも CAD がついにはっきりと認知されたことを示している [20]。

4-1 病変の強調：enhancement

胸部画像診断で臨床的に重要なのは、肺腫瘍であっても肺癌と感染症を含むびまん性間質性疾患である。

肺腫瘍において、もっとも病変強調に優れる方法は経時的差分画像である [21-24]。1 回曝射のエネルギーサブトラクション法の骨除去画像は、胸郭の影響がないので腫瘍の同定に有利と考えられるが ROC 実験では、通常の胸部単純 X 線画像と腫瘍の診断能に差がなかった [25]。われわれは、CR を検診車に搭載して、肺癌の集団検診をおこない実際に経時的差分画像で検診を行っている [26-29]。Fig. 16 はわれわれの集団検診で経時的差分画像によって見つかった症例を示している。現在広く行われている間接撮影による肺癌の集団検診に比べて発見率が確実に高いとの証明が得られていないが、かなり小さな病変でも捕らえられることから、今後の集団検診の主流となることが期待される。経時的差分画像の

欠点は、かならず過去画像を必要とすることであるが、この欠点を解決しようとする試みもおこなわれている[30]。CTは単純X線画像よりもサイズの小さい腫瘍を発見できる。小さな肺腫瘍は濃度が薄い場合には見逃す危険がありCTを用いた差分画像技術の研究もすすめられている[31]。肺癌検診では、SoneらによるCT検診での肺癌発見率が非常に高いことが判明し、米国でもHenschkeらによる追試が行われている[32,33]。比較的小さな肺癌が肺門部にある場合は、CTでもわかりにくい。現在のところは造影剤を使用して薄いスライスが像を丹念に見ていく方法しかないが、気管内腔の粘膜に浅くできた腫瘍などは3D画像などで、いったん病変をわかりやすくしてから、強調していく手法が良いと思われる。間質性病変については、ボケマスク処理などのフィルタ処理、adaptiveな表示の工夫などが存在するが[34,35]、間質性病変はCTを必ず施行する必要がある。

4-2 病変の同定：detection

肺腫瘍の場所を強調するだけでなく、病変部位を直接指示されれば、見落としが少なくなる。Kobayashiらによれば、単純X線画像上で1画像ごとに1.5個のfalse positiveを許せば、75%の腫瘍検出率があると報告されている[36]。ROCテストではCADを用いた場合のAzが0.940、CADなしでは0.894とCADの有用性が示唆されている。また、CTでは1症例あたり1.25個のfalse positiveがあればsensitivity 94%であると報告されている[37]。すりガラス様の早期肺癌所見は、血管の分岐部や肺門部に近い部分はどうしても見逃しやすいと思われる[38]。また、臨床的には、これらのすり硝子様の陰影を示す腫瘍が肺癌でないことも多く、経過観察や生検によって診断をつける必要がある。

肺間質性病変についてもテクスチャ解析によって、間質性陰影の形状が可能であるとされている[39]。軽度の間質性病変の診断は慣れが必要なため、特に経験の浅い放射線科医にとってCADは有用と思われる。CT画像の間質性病変のテクスチャ解析も存在するが、放射線科医が良く見ても、画像のみから

の疾患分類は困難なことが多いので、臨床情報を加味して診断しなければならない。

4-3 病変の定量化：quantitation

画像を読影する際に必要な定量的なCADはまず計測である。腫瘍の大きさ、臓器の大きさをレポートに書くたびに逐次物差しで測定するのは面倒なので、一瞬して判定できた方がよい。胸部画像診断で、もっとも頻繁に測定されるのは心臓の大きさであり、Nakamoriらによる心臓の形状測定のCADは、治療経過に伴って変化する心臓の大きさをモニタしていく場合に役に立つ[40]。腫瘍の定量化についても、大きさの測定が大切であるが、腫瘍は必ずしも球状ではないので、左右や前後径のみを測定しても全体の大きさを表していない場合がある。その場合にはCTによる腫瘍全体のsegmentationを行って容積の測定をする必要がある[41-43]。また腫瘍周囲の構造の形態が変化している場合もあるので、腫瘍周囲の情報も定量化される必要がある。転移性の肺腫瘍の場合には数が多い場合があり、そのすべてについて逐一計測していくことは、實際上困難である。全部の転移性腫瘍の総量の比較、容積が増大したもの、減少したものをそれぞれ色わけして表示するなどの工夫が必要と思われる。

Katsuragawaらによる間質性陰影のテクスチャ解析は大まかな鑑別診断に役立つが[44,45]、すりガラス陰影の様に境界の判然としない陰影も対象として、いったん診断のついた症例の経過観察に用いられると非常に有用と考えられる。すなわち、定量的なCADは症例の臨床のモニタリングをする場合に役にたつと考えられる。

4-4 診断：diagnosis

肺腫瘍が見つかった場合は、腫瘍の形態、周囲の状態、濃度、空洞の有無などを基準にして判定する。肺腫瘍の形状と周囲の状態から良性悪性の判定はある程度は可能であるが、しばしば、この判定基準によっては診断できない場合があり、造影剤の投与で濃度変化を見て判定したりしている。びまん性肺疾患の場合には、小葉構造と陰影の関係からある程度

は診断が絞り込まれるが、臨床情報を参考にしなければ、正確な診断に至ることは困難なことが多い。Asada らによる ANN (artificial neural network) を用いた、各種のびまん性肺疾患についての ROC 実験では、ANN の有無によって Az がそれぞれ 0.911, 0.826 と ANN を用いた場合の診断能の方が高かった[46]。これは CAD の有用性のみならず、びまん性肺疾患の画像診断における臨床情報の必要性を示すものである。臨床情報は患者の病態によって変化するし、疾患概念も年を追って変わってくるので、ANN に与えられるパラメータは逐次変更できた方がよい。

4-5 その他

放射線科医が診断に苦慮した場合に今後有用と考えられるのは、画像データベースによる類似画像検索である。放射線科医が診断に苦慮した場合の対策としては、教科書や文献を詳しくみて、類似の症例がないかを探すことである。多くの場合に正確な診断にたどり着くことが可能であるが、そこに至るまでには膨大な時間がかかる。この場合、もし、大量の画像データベースがあって、その中から類似画像を選んで参照できれば時間の節約になる。最近ではネットワークを利用した類似画像検索のサービスも出現しており、将来はこのようなサービスを頻繁に利用する時代になると思われることから、画像データベースの重要度は今後さらに強くなるものと思われる。CAD は画像を直接読影する際に有用であるが、放射線科医の関連するワークフローは撮影からレポート作成までの全てにわたる。画像が間違っただけでなく、ファイルされた場合にはそれを画像そのものからチェックする必要も出てくるであろう[47]。

5. まとめ

放射線診断はハードコピーからソフトコピーを用いたモニタ診断に移行してきており、モニタ診断をしながら、CAD の結果を参照して役にたてるための環境が熟してきている。

胸部画像診断は基本的な解剖学の知識と疾患の知識をもとに、パターン化して読影することができる。

求められている CAD は正確さとスピードの両方を兼ね備えたものである。

これまでに開発された CAD を実際に臨床で検証すること、と同時に CAD の研究者と放射線科医が同じテーブルについて、同じ問題意識をもって役に立つ CAD を開発することが大切と考える。

文 献

- [1] 池添潤平：CR による検査・診断のポイント。INNERNVISION 152-4, 2000.
- [2] 中田肇, 松永尚文, 林邦昭 胸部単純 X 線診断：画像の成り立ちと読影の進め方。16-53, 秀潤社, 東京, 1996.
- [3] 池添潤平, 村田喜代史 ほか：胸部の CT, 19-76, 医学書院 MYW, 東京, 1998.
- [4] Armstrong P, Alan G, et al. Images of Disease of the Chest, 75-152, Year Book Medical Publishers Inc. Chicago, 1990.
- [5] Heizman R: Segmental Anatomy of the Lung. The Lung Radiologic-Pathologic Correlation. 42-69, Mosby, St Louis, 1984.
- [6] Frazer R, Parre J: Diagnosis of Diseases of the Chest. 21-29, WB Saunders, Philadelphia, 1988.
- [7] Reid, L: The secondary lobule in the adult human lung. Thorax 13(1), 10-115, 1958.
- [8] Miller, WS: The Acinus. the Lung. Charles C Thomas, St Louis. 203-205, 1950.
- [9] 佐々木康夫：胸部のリンパ節, 胸腺. medicina CT, MRI アトラス, 正常解剖と読影のポイント, 36-40, 医学書院, 2001.
- [10] 村田喜代史, 高橋雅士, 他: High Resolution CT によるびまん性肺疾患の診断, 臨床画像, 17-25, 1993.
- [11] Webb R, Müller N, and Naidich D: An Illustrated Glossary of HRCT Terms. High Resolution CT of the Lung, 2nd ed., 295-311, Lippincott-Raven, 1996.
- [12] Naidich D, Webb R, Müller N, et al.: Computed Tomography and Magnetic Resonance of the

Thorax, 1-36, Rippincott-Raven, 1999.

- [13] Müller NL and Nuker RR : Disease of the Bronchioles : CT and Histo-pathologic Findings, Radiology, 196, 3-12, 1996.
- [14] Murata K, Itoh H, Todo G, et al. : Centri-lobular lesions of the lung : demonstration by high-resolution CT and pathologic correlation, Radiology, 161, 641-645, 1986.
- [15] Collines J : CT Signs and Patterns of Lung Disease, Radiologic Clinics of North America, 38 (6), 1115-1135, W. B. Saunders, 2001.
- [16] Katsenstein AL and Fiorelli RF : Nonspecific interstitial pneumonia/fibrosis : Histologic features and clinical significans, Am. J. Surg. Pathol., 18, 136-147, 1994.
- [17] 佐々木康夫, 桂川茂彦, 他 : CRT モニターでの比較読影による肺腫瘍性陰影の検出能の ROC 解析を用いた定量的評価, 日本医放会誌, 54-63, 1996.
- [18] Noguchi M, Morioka A, Kawasaki M, et al. : Small adenocarcinoma of the lung. Historogic characteristic and prognosis, Cancer 75, 2844-2852, 1995.
- [19] Kushihashi T and Munechika H : Bronchioloalveolar adenoma of the lung : CT-pathologic correlation, Radiology, 199, 789-793, 1994.
- [20] MacMahon H, Mets CE, Doi K, et al. : Digital chest radiography : Effect on diagnostic accuracy of hard copy, conventional video, and reversed gray scale video display formats, Radiology, 168, 669-673, 1988.
- [21] Doi K, MacMahon H, Katsuragawa S, et al. : Computer-aided diagnosis in radiology : Potential and pitfalls. Europ J. of Rad., 31, 97-109, 1997.
- [22] 佐々木康夫, 桂川茂彦, 阿部克巳他 : CRT モニターでの比較読影による模擬腫瘍影検出能の ROC 解析を用いた定量的評価, 日医放会雑誌, 56, 23-27, 1996.
- [23] Kano A, Doi K, et al. : Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change, Med. Phys. 21, 453-461, 1994.
- [24] Difazio MC, MacMahon H, et al. : Digital chest radiography : Effect of temporal subtraction images on detection accuracy, Radiology, 202, 447-452, 1997.
- [25] Sasaki Y, Katsuragawa S and Doi K : Detection of small pulmonary nodules on digital chest images : Comparison of energy subtraction and temporal subtraction technique, Radiology, 213 (P), 211, 2001.
- [26] Sasaki Y, Katsuragawa S, Doi K, et al. : Application of temporally subtracted images with mobile computed radiography system in screening chest radiographs, Proc. CAR, 21-24, 1998.
- [27] Sasaki Y, Katsuragawa S and Doi K : Application of temporal subtraction chest images for a lung cancer screening program with a mobile computed radiography system, Radiology, 213 (P), 562, 1999.
- [28] 佐々木康夫, 桂川茂彦, 土井邦雄 : 経時的差分画像の肺癌診断への応用, 映像情報メディアカル, 32(8), 436-440, 2001.
- [29] 佐々木康夫 : CR を用いた肺癌検診ならびに経時的差分画像技術の応用, 日本医学放会雑誌, 1(5), 7-12, 2001.
- [30] Tsukuda S, Heshiki A, Katsuragawa S, et al. : Detection of lung nodules on digital chest radiographs : Potential usefulness of a new contralateral subtraction technique, Radiology, 223, 199-203, 2002.
- [31] Ishida T, Katsuragawa S, Sone S, et al. : Novel subtraction technique for detection of small lung nodules in CT images, Radiology, 482(p), 964, 2002.
- [32] Sone C, Takashima S, et al. : Mass screening for lung cancer with mobile spiral computed tomography scanner, The Lancet 351, 1242-1245,

- 1998.
- [33] Henschke C, Nasser K, Artorki K, et al. : Early lung cancer action project : Annual Screening with Single-Section Helical CT, RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology, Thoracic imaging-Chest and Cardiac 2001, 7-13, 2001.
- [34] Abe K, Katsuragawa S, Sasaki Y, et al. : A fully automated adaptive unsharp masking technique in digital chest radiograph, Investigated Radiology, 27(1), 64-79, 1992.
- [35] 佐々木康夫, 桂川茂彦 : 間質性肺疾患のボケマスク処理に与える影響の評価, Medical Imaging Technology, 12(4), 435-436, 1994.
- [36] Kobayashi T, Xu X-W, MacMahon H, et al. : Effect of a computer-aided diagnosis scheme on radiologists performance in detection of lung nodules on radiographs, Radiology, 199, 843-848, 1996.
- [37] Giger ML, Bae KT and MacMahon H : Computerized detection of pulmonary nodules in CT images, Invest Radiol 29, 459-465, 1994.
- [38] Li F, Sone S, Abe H, et al. : Missed lung cancers in low-dose helical CT screening obtained from a general population, Radiology, 311(P), 376, 2001.
- [39] Katsuragawa S, Doi K., et al. : Quantitative analysis of lung texture in chest radiographs, Radiographics, 10, 257-269, 1990.
- [40] Nakamori N, Doi K, MacMahon H, et al. : Heart-size parameters computed from digital chest radiographs on detection of cardiomegaly, Invest. Radiol. 26(6), 546-550, 1991.
- [41] Giger M., Doi K, et al. : Image feature analysis and computer aided diagnosis in digital radiography. 3-Automated detection of nodules in peripheral lung fields, Med. Phys., 15, 158-166, 1988.
- [42] Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H, et al. : Quantitative analysis of geometric-pattern features of interstitial infiltrates in digital chest radiographs, J. of Digital Imaging 9, 137-144, 1996.
- [43] 佐々木康夫, 桂川茂彦, 他 : じん肺標準写真の定量的評価, 日本医放会誌 52(10), 1-9, 1992
- [44] Katsuragawa S, Sasaki Y, et al. : Computer-aided diagnosis of interstitial lung disease in digital chest radiography, Med. Imag. Tech., 8, 349-350, 1990.
- [45] 桂川茂彦, 土井邦雄, MacMahon H, 他 : デジタル胸部写真における間質性肺疾患のコンピュータ支援診断, 臨放, 36, 805-812, 1991.
- [46] Asada N, Doi K, MacMahon H, et al. : Potential usefulness of artificial neural network for differential diagnosis of interstitial lung diseases : A pilot study, Radiology, 177, 857-860, 1990.
- [47] Morishita J, Doi K, Katsuragawa S, et al. : An automated patient recognition method based on an image-matching technique using previous chest radiographs in the picture archiving and communication system environment, Med. Phys. 28, 1093-1097, 2001.

[研究速報]

NEQ を用いたマルチスライス CT の体軸方向における画質評価

五味 勉, 春日 敏夫^{*}, 角谷 眞澄^{**}, 宮地 利明^{*}
越田 吉郎^{*}, 安藤 隆^{***}, 上田 仁^{***}, 佐々木 祥之^{***}

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻・〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

^{*}金沢大学医学部保健学科・〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

^{**}信州大学医学部放射線医学教室・〒390-8621 松本市旭 3-1-1

^{***}信州大学医学部附属病院中央放射線部・〒390-8621 松本市旭 3-1-1

(2002 年 4 月 3 日, 最終 2002 年 7 月 29 日)

Evaluation of Characteristic of Longitudinal Direction in Multi-slice CT using NEQ

Tsutomu GOMI, Toshio KASUGA^{*}, Masumi KADOYA^{**}, Tosiaki MIYATI^{*}, Kichiro KOSHIDA^{*}
Takashi ANDOU^{***}, Hitoshi UEDA^{***} and Hiroyuki SASAKI^{***}

Graduate School of Medicine, Course of Health Sciences, Kanazawa University

Kodatsuno 5-11-80, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

^{*}School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kanazawa University

Kodatsuno 5-11-80, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

^{**}Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine

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

^{***}Department of Radiology, Shinshu University Hospital

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

(Received April 3, 2002, in final form, July 29, 2002)

Abstract: We analysed of the images generated with multi-slice CT in the longitudinal direction(Z) and assessed the noise equivalent quanta(NEQ)evaluation. Evaluation of image quality in NEQ, was possible to accuracy of reappearance in low at high frequency characteristics. In addition, NEQ information was confirmed of usefulness in compared with Winer spectra and MTF method. Examination results suggest that the quantitative analysis in characteristics of image noise and image resolution at multi-slice CT images can provide an optimal parameter for improving quality of images in clinical data.

Key words: multi-slice CT, NEQ, image quality, image analysis, quantitative analysis

1. 緒 言

マルチスライス CT(MD-CT)は、多くの臨床的有用性を確立したと言っても過言ではなく、特にフィルタ補間を使用した雑音特性の改善、多チャンネル検出器を有効利用した検査スループットの向上、臨床応用分野において高精度の三次元画像構築を支援するモダリティとしての有用性等が特徴として挙げられる。MD-CTにおいて、臨床目的に合った最適なスキャンパラメータを適用していくためには、多

チャンネル検出器機構特有の物理特性や、フィルタ補間によって生成される画像の諸特性について理解を深めることが重要である。現在、これらの特性を解析するための評価法としては、解像特性と雑音特性がある。一般的な MD-CT の体軸方向における画質評価では、雑音特性に関しては標準偏差(SD)[1-4]とデジタルウィナースペクトル[5]を用いた評価が、解像特性においては、section sensitivity profile(SSP)から modulation transfer function(MTF)を求める方法が挙げられる[3-8]。しかしながら、雑音特

性と解像特性を別々に評価していく方法のみでは、フォトン数の統計的変動や信号検出を考慮した信号対雑音比という概念に基づいた画質評価に結びついていない。この信号対雑音比に相当する画質評価として、noise equivalent quanta (NEQ) [11-13]がある。NEQは、生成された画像の諸特性を統合的に評価できる指標とされている。

最近のNEQに関連した評価報告では、佐藤らがフラットパネルディテクタシステムの画質評価に使用し[14]、宮地らはsignal-to-noise ratio (SNR)という概念を用いて、MRIにおける画質評価の有用性を述べている[15-16]。本論文では、NEQを測定してMD-CTの体軸方向における再構成画像の画質評価を行った。また、MD-CTにおいてこれらの解析を行うことの有用性を考察する。

2. 方法

MD-CTの画像を評価するためには、体軸方向に連続したボリュームデータが存在するため、スライス厚やヘリカルピッチなどが及ぼす体軸方向(Z軸)の特性を評価する必要がある。NEQを算出する際のMTF、デジタルウィナースペクトルは、以前われわれが検討を行った測定データ[5]を基に、体軸方向における再構成間隔を可変させたデータを追加して使用した。これは、multi-planar reconstruction (MPR)や3D画像の画質に再構成間隔のサイズが大きく関与しているためである。再構成間隔は、1mmスライス厚で0.2mm, 0.5mm, 0.7mm, 3mmスライス厚で0.7mm, 1.5mm, 2.2mm, 5mmスライス厚で1.2mm, 2.5mm, 3.7mmとした。ヘリカルピッチは2.5, 3.0, 3.5, 4.5, 5.0, 5.5, 6.0とした。

デジタルウィナースペクトルを $WS(u)$ 、MTFを $MTF(u)$ 、システムの入出力特性を G とすると、信号対雑音比による統合的な画質評価指標のNEQ[11]は下式より算出される。

$$NEQ(u) = \frac{G^2 \cdot MTF^2(u)}{WS(u)} \quad (1)$$

なお、CTにおいては G は1とみなすことができる[9,10]。

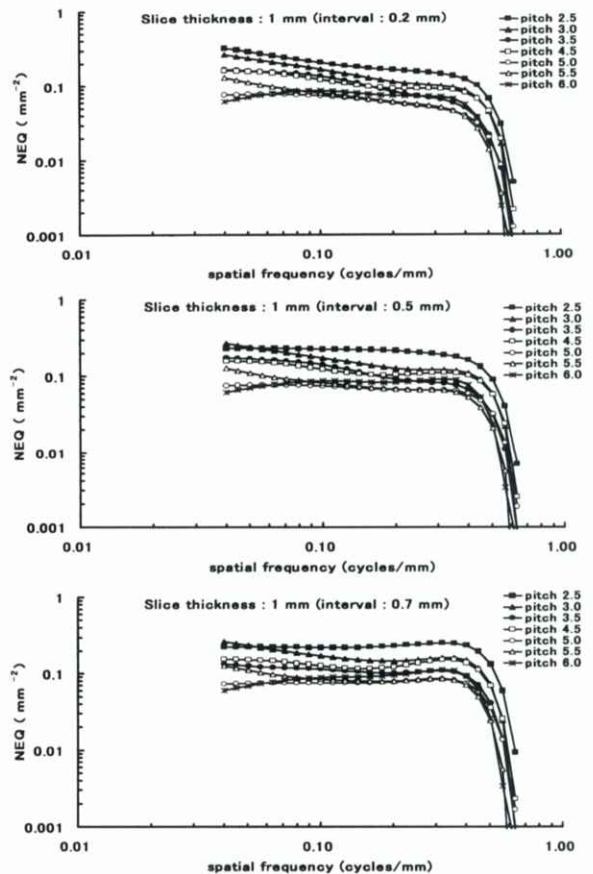


Fig. 1 NEQ in different helical pitches with slice thickness of 1mm. (reconstruction interval 0.2mm, 0.5mm, 0.7mm)

3. 結果

Fig. 1～Fig. 3に各スライス厚と再構成間隔別にヘリカルピッチを変化させた時のNEQの比較を示す。スライス厚1mmではヘリカルピッチの高・低に関わらず、低周波から高周波までNEQの値に大きな変動はなく、一定の画質が得られていることを示した。3mm以上のスライス厚になると、低周波から高周波にかけてNEQ値が上昇していく傾向にあった。再構成間隔の違いでは全てのスライス厚で再構成間隔が大きくなるに従い、NEQ値が僅かながら上昇していく傾向となった。全てのスライス厚で、高ヘリカルピッチに比べて低ヘリカルピッチの方が高いNEQ値を呈した。

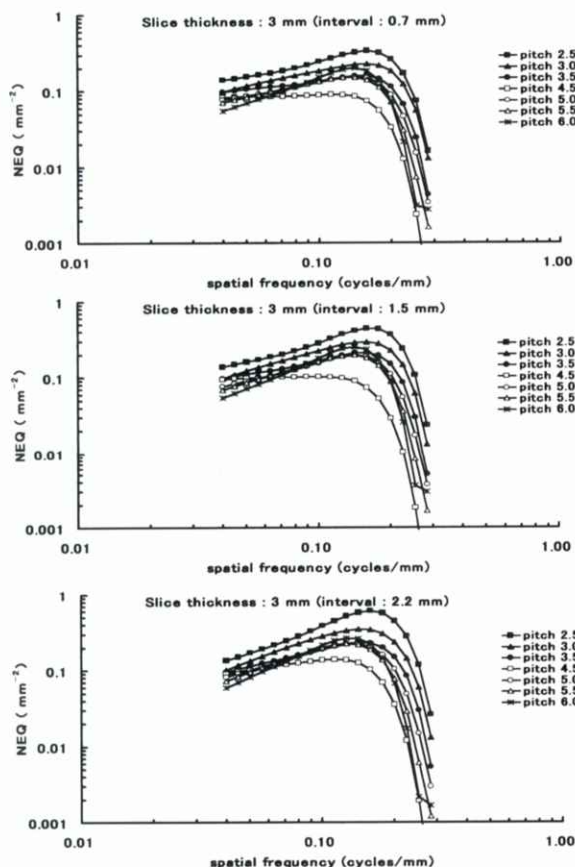


Fig. 2 NEQ in different helical pitches with slice thickness of 3mm. (reconstruction interval 0.7mm, 1.5mm, 2.2mm)

4. 考 察

マルチスライス CT に限らず一般的な CT 画像の特徴は、解像特性と雑音特性がトレードオフの関係にあるということである。これは、画質を左右する要因としてスライス厚の幅が大きく関与しているためである。このため、薄いスライス厚では微小病変を忠実に再現することが可能になるなど、空間分解能が向上する一方、フォトン数の減少によって統計的雑音が増大する。また、スライス厚を厚く設定して撮影した画像においては、この傾向は逆となる。これらの特性を持ち合わせた CT 画像を評価していくためには、雑音特性と解像特性を吟味した解析法による評価が必要になってくる。MTF やウィナー

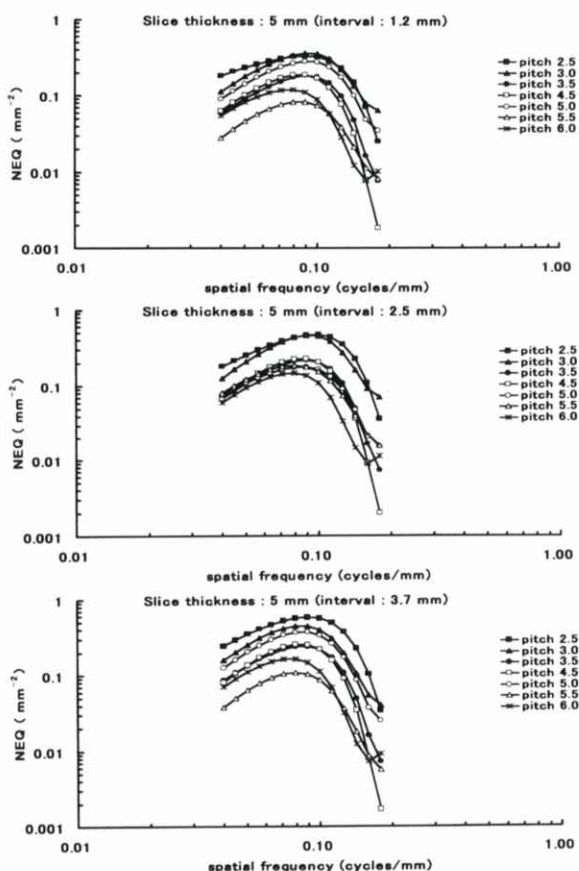


Fig. 3 NEQ in different helical pitches with slice thickness of 5mm. (reconstruction interval 1.2mm, 2.5mm, 3.7mm)

スペクトルの個々の情報からでも両者を照らし合わせていくことにより、ある程度の評価は可能であるが、雑音特性と解像特性による信号対雑音比を考慮した統合的な評価を行うには客観的なデータが不足している。この欠点を補う評価が NEQ である。加えて、NEQ は画質改善を行うための指標も提供する。例えば、胸部や腹部のようにスキャン時に息止めを必要とする場合、患者の状態によっては息止める時間が長くとれないケースがある。この場合、スライス厚の設定はそのままにして、ヘリカルピッチを大きくすることで検査のスループットを向上させることが多い。この際、ヘリカルピッチの増大に伴う画質低下を避けて低いヘリカルピッチと同等な画質を得るためには線量を増加させることが一般的

である。線量増加の指標はNEQを参照することで、どの程度増加させれば同等な画質とすることが可能になるかを間接的に知ることができる。

ただCTシステムにおいて、NEQを評価する場合に注意しなければならない問題もある。通常、再構成間隔が大きくなっていった場合に、体軸方向の補間処理(直線補間)の影響が大きくなるため解像度は劣化傾向となる(雑音は減少)。ここで再構成間隔が大きくなるとNEQ値が僅かながら上昇傾向にあるのは、画質が向上しているという意味ではなく、体軸方向に伸びたボクセルサイズによって雑音の減少(ウィナースペクトル値の低下)が大きくなったことが起因していると考えられる。つまり、解像特性の劣化よりも再構成間隔の拡がりによるスムージング効果の影響が大きく反映された結果ではないかと考える。スライス厚が厚くなるに従い、ナイキスト周波数を境として高周波側でNEQ値が上昇している傾向も同様にして考えることができる。薄いスライス厚では高周波領域までウィナースペクトル値が一定であるが、スライス厚が厚くなるに従い低周波から高周波にかけてウィナースペクトル値の低下していく割合が大きくなっている[5]。一方MTF値は一定の変化で低下していく傾向であることから[5]、ウィナースペクトル値の低下変動が大きくなる周波数帯域ではNEQ値は上昇傾向になる。これらのことを考慮すると、NEQ単独の評価だけではなく、MTFやウィナースペクトルの結果も併せて考慮していく必要があることを喚起した結果であると言える。

NEQは表示方法の効果や人間の視覚特性を考慮しておらず、更に、臨床画像における各種の病変や複雑な正常構造の効果も考慮していないことが指摘されている[11-13]。また、全く異なった形のMTFや、全く異なるレベルのウィナースペクトルを持つ評価に対しては相当の注意を払う必要があることが提起されている[12]。NEQの結果を議論する場合、高解像度で高いノイズレベルを含むシステム系と低解像度で低いノイズレベルを含むシステム系とは結果的にNEQが同一となる場合がある。CTシステムにおいては、スライス厚設定による幾何学的条

件の他に補間や画像再構成のパラメータ等が加わるために、同一のスライス厚で撮影された画像系であっても、再構成パラメータ(補間法、ヘリカルピッチ、再構成間隔等)によってNEQの値が異なる傾向を示すこととなる。加えて、マルチスライスCT画像の生成に大きく関与する種々の再構成パラメータの影響を反映させたNEQを算出することで、スライス厚設定による幾何学的条件以外の影響も考慮に入れた評価データとして利用することができる。これは撮影条件、画像再構成パラメータの異なる画像系列を等価的に評価しているため、臨床使用における被曝線量の考慮あるいは画像再構成パラメータの相違による線量増減を設定するための指標として有効に活用することが可能になると思われる。

5. 結 語

NEQによる解析では、雑音特性と解像特性による評価法からは得られない有益な情報を提示していることが確認された。特に、NEQを用いた画質改善のための線量指標の推定は、臨床応用に有用であると考えられた。

謝 辞

本研究を遂行するにあたり、ご協力いただきました信州大学医学部附属病院中央放射線部技師諸兄に感謝いたします。

参考文献

- [1] Hui H: Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction, Med. Phys., 26(1), 5-18, 1999.
- [2] Taguchi K and Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT, Med. Phys., 25(4), 550-561, 1998.
- [3] 山本修司, 上甲 剛, 松本 貴, 他: マルチスライスCTにおける画質の基礎物理評価, 日放技学誌, 56(12), 1447-1453, 2000.
- [4] Kalender WA and Polacin A: Physical performance characteristics of spiral CT

- scanning, Med. Phys., 18(5), 910-915, 1991.
- [5] 五味 勉, 春日敏夫, 角谷真澄, 他: マルチスライス CT における画像の雑音及び解像特性を評価するための定量解析の有用性, 日放技学誌, 58(2), 281-285, 2002.
 - [6] 市川勝弘, 大橋一也, 櫻井貴裕, 他: Smart Helical の特性解析, 日本放射線技術学会第 26 回秋期学術大会一般研究発表後抄録, p.62, 1998.
 - [7] 市川勝弘: CT の画像評価, 日放技学誌, 58(1), 37-40, 2002.
 - [8] 市川勝弘: ヘリカル CT の物理, INNERVISION, 12(12), 74-77, 1997.
 - [9] McCullough EC, Payne JT, Baker Jr HL, et al.: Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners, with illustrations from the EMI, ACTA, and Delta scanners, Radiology, 120, 173-188, 1976.
 - [10] Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, et al.: Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies, Med. Phys., 13(3), 334-339, 1986.
 - [11] ICRU Report No.54, Medical Imaging-The assessment of Image Quality, ICRU, Maryland, 1996.
 - [12] 土井邦雄: デジタル X 線画像系の感度と被曝線量に関する考察, 日放技学誌, 52(11), 1573-1577, 1996.
 - [13] Mets EC, Wagner RF, Doi K, et al.: Towards consensus on quantitative assessment of medical imaging systems, Med. Phys., 22(7), 1057-1061, 1995.
 - [14] 佐藤昌見, 江口陽一, 山田金一, 他: フラットパネルディテクタシステムの画像評価, 日放技学誌, 57(1), 68-77, 2001.
 - [15] 宮地利明, 藤田広志, 真田茂, 他: MRI における SNR の空間周波数特性の評価, 医画情誌, 18(2), 87-92, 2001.
 - [16] 宮地利明: MRI の画像評価, 日放技学誌, 58(1), 40-48, 2002.

ディジタルマンモグラムにおける乳頭領域の自動検出法

陸 苗, 中川 俊明*, 原 武史**, 藤田 広志**, 遠藤 登喜子***, 岩瀬 拓士****

岐阜大学大学院工学研究科電子情報工学専攻・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

*岐阜大学バーチャルシステムラボラトリー・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

**岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

***国立名古屋病院放射線科・〒464-8681 名古屋市中区三の丸 4-1-1

****愛知県がんセンター病院乳腺外科・〒464-8681 名古屋市中区三の丸 4-1-1

(2002 年 7 月 30 日, 最終 2002 年 8 月 9 日受理)

Automated Detection Method for Nipple Region on Digital Mammograms

Miao LU, Toshiaki NAKAGAWA*, Takeshi HARA**, Hiroshi FUJITA**
Tokiko ENDO*** and Takuji IWASE****

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

*Virtual System Laboratory, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

**Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Science Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

***Department of Radiology, National Hospital of Nagoya

Sannomaru 4-1-1, Naka-ku, Nagoya 460-0001, Japan

****Department of Breast Surgery, Aichi Cancer Center Hospital

Kanokoden 1-1, Chikusa-ku, Nagoya-shi 464-8681, Japan

(Received July 30, 2002, in final form, August 9, 2002)

Abstract : An automatic detection scheme for the nipple region on digital mammograms was developed. An automatic curve analysis based on angle estimation between two vectors was mainly employed. After breast border following, the curve degree at every pixel along the breast border was compared. Finally a skin line segment in the interest regions was determined as the nipple outline. A total of 215 digital mammograms, including left and right breasts, were processed using this method. The results showed that the nipples were correctly detected in 95% of all cases.

Key words : nipple detection, mammogram, computer-aided diagnosis, image analysis

1. はじめに

コンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis, 以下 CAD)システムの有用性に関する研究はこれまでに多く行われ, 病変の自動検出技術が画像診断に関する臨床的に有用な情報を提供することが確認されている[1]. われわれは, マンモグラムにおける CAD システムの開発を行っており, 腫瘍陰影や微小石灰化クラスターの自動検出手法を提案してきた[2].

CAD システムの腫瘍検出処理は, 1 次検出処理によって腫瘍陰影候補を挙げ, 次に, その候補の中から乳腺などの正常組織を偽陽性候補として削除する処理を行っている[3]. 腫瘍陰影と乳腺陰影を判別する手がかりの 1 つには, 組織を構成する陰影の方向特徴がある. すなわち, 乳腺は乳頭を中心として放射状に存在する傾向があるが, 腫瘍陰影は構造的に異なる特徴を持つことが多い. そのことから, 腫瘍陰影候補の濃度勾配の強度成分や方向特徴によって偽陽性候補を削除する処理を行っており[4],

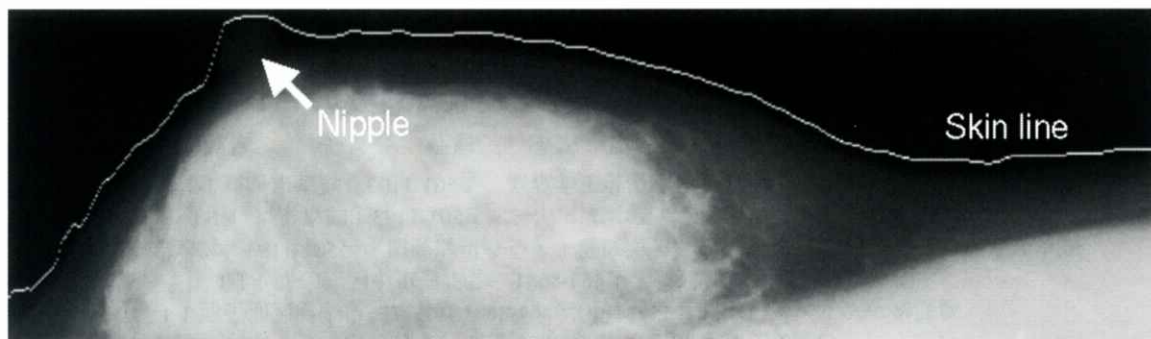


Fig. 1 Breast skin line extracted on a mammogram

その要素技術となる乳頭自動検出技術には高い精度が要求されている。また、一般的にマンモグラムの読影は、両側の乳房を撮影し左右のマンモグラムを比較観察するが、この手法はCADシステムの腫瘍検出においても、偽陽性候補を削除するのに有効である[5]。その際に重要となるのが左右のマンモグラムが対称となるような厳密な位置合わせであるが、これは乳頭の高さで合わせるのが妥当であるといわれている。よって、乳頭の位置検出は、左右比較による偽陽性候補の削除処理においても要求されている処理といえる。さらに、微小石灰化の良悪性鑑別では、石灰化の分布状態および乳頭との位置関係の情報を利用すれば精度が向上すると期待される[6]。他にも、われわれはマンモグラムの読影中に医師が行うスケッチ画の作画を支援するコンピュータ支援スケッチ(Computer-Aided Sketch, 以下CAS)システムの開発を行っているが[7]、乳頭検出技術は、このCASシステムにも応用可能である。

このように乳頭の位置情報はマンモグラムの画像解析において有用であるが、著者らの知る限り、乳頭を自動検出する手法についての論文はまだ報告されていない。そこで、本研究では、乳頭の自動検出法を提案し、その性能評価を行った。

2. 方法

2.1 乳房領域の抽出

本研究で使用する画像は、ある施設においてスクリーン/フィルム系を用いて内外側斜位(Medio-

Latelal Oblique, 以下MLO)方向から撮影されたマンモグラムをレーザディジタイザによってデジタル化したものである。サンプリング間隔は0.05mm、濃度分解能は12bit、濃度レンジは0.0-4.0(拡散光濃度)である。デジタル化後に解像度0.4mmの画像に縮小して乳房領域を含む最小の方形画像を切り出す処理を行う[8]。乳頭検出に関しては0.05mmの高解像度は必要なく、処理時間短縮のために以後の処理は解像度を0.4mmにした画像を用いて行った。

各画像の乳房領域の境界は、濃度プロファイルの変化を調べることによって抽出される。乳房領域と背景の画素値が異なるため、画像を2値化によって乳房領域の境界で分割することは容易と考えた。本実験では、経験的に求めたしきい値によって2値化を行った。

本研究に使用したMLO方向のマンモグラムの例をFig. 1に示す。図中の線は2値化処理で抽出されたスキンラインであり、矢印で示す部分が乳頭である。スキンラインは比較的滑らかな曲線で抽出されるが、乳頭が存在する部分では接線の傾きが大きく変化する。このことから、乳頭検出はスキンラインの曲率を算出し、最大となる点を調べることによって行った。

2.2 前処理

2値化による乳房領域抽出の際に、スキンラインが細かい凹凸となって抽出される場合があり、曲率の計算結果に影響を与える。そのため、スキンラインの形状を保ち凹凸を抑える前処理を行った。これ

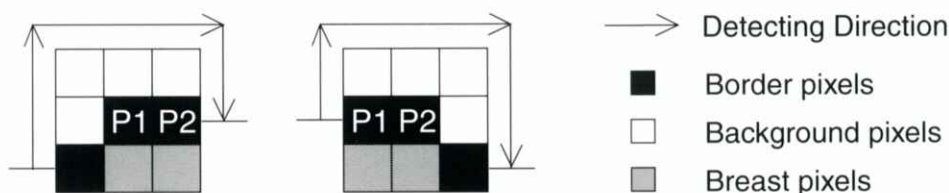
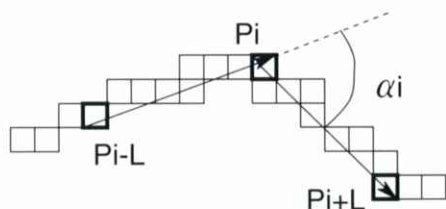


Fig. 2 Tracking breast border pixels along skin line



P_{i-L}, P_i, P_{i+L} : Pixels on nipple border
 α_i : Curvature

Fig. 3 Method for determining the curvature α_i at a point P_i on the skin line.

には、各画素を、その画素を中心とした 3pixel×3 pixel の平方領域内に多く存在する値(1 か 0)に置き換えるフィルタ処理を適用した。このフィルタ処理は、スキンラインを滑らかにし、凹凸を抑えることに非常に有効であった。

2.3 境界探索

スキンラインは 2 値画像の乳房領域の輪郭を抽出して決定した。輪郭抽出は、領域の境界を繰り返し探索し輪郭を登録する右回りのループ検出を適用した。初めに、Fig. 1 に示した向きのマンモグラムに対し、画像の左端を縦にスキャンして背景から乳房領域になる境界の画素を探し登録する。次に、Fig. 2 に示すように、注目画素(Fig. 2 の P_1)を中心に時

計回りに 8 隣接画素を調べ、新たに境界点(Fig. 2 の P_2)を見つける。この処理を繰り返すことで、乳房領域からスキンラインを抽出した。

2.4 乳頭検出

スキンライン上のある画素(Fig. 3 の中の P_i)の曲率は、その画素と、その画素から長さ L (15 pixel) だけ離れたスキンライン上の 2 点(Fig. 3 の P_{i-L} および P_{i+L})とを結ぶ線分のなす角度 α_i として定義した [9]。スキンライン上の各画素で曲率を算出し、最大値を持つ画素を探した。その際、検出精度を高めるため、スキンライン上のすべての画素を調べるのではなく、解析を行う範囲を乳房領域の下方 2 分の 1 に限定した。例えば Fig. 4 のマンモグラムの場合、

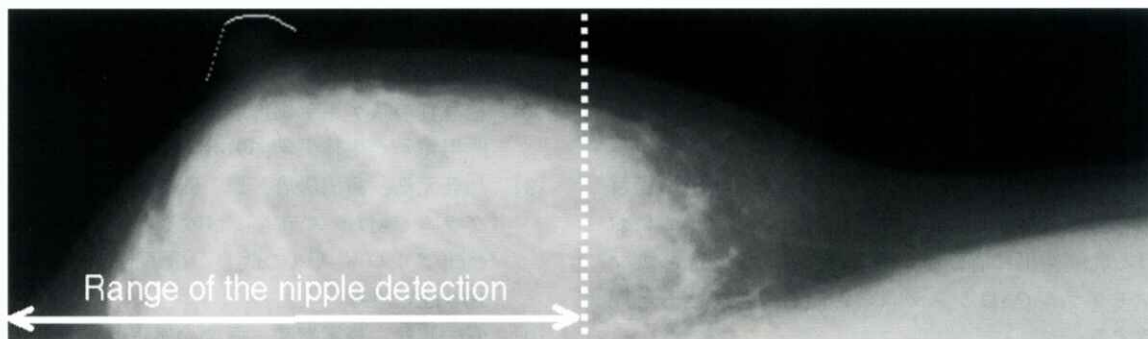


Fig. 4 Nipple outline correctly identified

解析する領域は矢印で示す範囲のスキンラインとなる。

3. 結果と考察

60枚のマンモグラムを用いて本手法の性能評価を行った。画像の内訳は、左乳房画像が30枚、右乳房画像が30枚である。その結果、52枚(87%)の画像において乳頭が正しく検出できた。抽出結果の例をFig. 4に示す。8枚の画像で検出が失敗したが、それらは乳房領域抽出の失敗が原因であった。乳頭の検出精度は、スキンラインの抽出精度に大きく依存している。本実験では、乳房領域抽出を経験的に求めた固定のしきい値による2値化によって行っているため、乳頭陰影のコントラストが低い場合、スキンライン上に乳頭の輪郭が描出しないことがあった。そのため、スキンラインの抽出精度が高い手法[8]を適用し、さらに画像データを増加して実験を実施した。この手法は、Fig. 1の縦方向の各ラインにおいて、最大値を持つ画素がスキンラインに隣接する傾向があることを利用している。また、撮影方向ラベルなどの誤検出を防ぐために、判定には濃度勾配および画素の位置を考慮している。その結果、215枚の画像に対して95%(204枚)の正解率を得た。検出に失敗した11枚は、乳頭領域の背景とのコントラストが低く、スキンライン上に乳頭の輪郭を描出することが困難な画像であった。このような画像に対しては別の手法を考案する必要がある。

4. まとめ

マンモグラム上の乳頭を自動検出する手法を提案した。本手法はスキンラインの抽出精度が重要となるが、簡易的なしきい値法では87%、抽出率が高い方法を適用した結果では95%の乳頭検出の正解率を得ることができた。本手法はマンモグラムにおける乳頭検出に有効な手法であり、これによってマンモグラムCADシステムの性能を改善できると期待する。

謝 辞

本研究の一部は、厚生労働省がん研究助成金(遠藤班, 長谷川班)によって行われました。

文 献

- [1] Doi K, MacMahon H, Katsuragawa S, et al.: Computer-aided diagnosis in radiology, *European Journal of Radiology*, 31, 97-109, 1999.
- [2] 藤田広志: マンモグラフィにおけるコンピュータ支援診断の現状と将来, *日乳癌検診学会誌*, 8(2), 93-105, 1999.
- [3] 松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 乳房X線写真における腫瘍陰影のためのしきい値法に基づく高速アルゴリズム開発, *Med. Imag. Tech.*, 15(1), 1-13, 1997.
- [4] 笠井 聡, 藤田広志, 原 武史, 他: マンモグラム上の腫瘍陰影自動検出アルゴリズムにおける索状の偽陽性候補陰影の削除, *コンピュータ支援画像診断学会論文誌*, 3(2), 1-7, 1999. インターネット論文誌: <http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Journal/index.html>
- [5] 笠井 聡, 藤田広志, 原 武史, 他: 腫瘍陰影自動検出アルゴリズムにおける左右乳房画像の比較による偽陽性候補の削除, *Med. Imag. Tech.*, 16(6), 655-666, 1998.
- [6] 原 武史, 篠原範充, 大江祥隆, 他: 乳房X線写真における微小石灰化の良悪性鑑別法の開発, *電子情報通信学会技術研究報告(MI 2001)*, 101(310), 1-5, 2001.
- [7] 中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 他: 乳房X線写真のスケッチ画作成支援システムの開発, *医用電子と生体工学*, 39(4), 297-304, 2001.
- [8] 加藤元浩, 藤田広志, 原 武史, 他: マンモグラムCADシステムにおける乳房領域自動検出アルゴリズムの改良, *医画情誌*, 14(2), 104-113, 1997.
- [9] 安居院猛, 長尾智晴: 画像の処理と認識, 72-75, 昭晃堂, 東京, 1996.

Active Contour Models : Snakes 解説

福岡 大輔, 原 武史*, 藤田 広志*

岐阜工業高等専門学校電気情報工学科・〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町上真桑

*岐阜大学大学院医学研究科再生医学専攻知能イメージ情報部門・〒501-1193 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

Beginner's Guide of Snakes, Active Contour Models

Daisuke FUKUOKA, Takeshi HARA* and Hiroshi FUJITA*

Department of Electrical and Computer Engineering, Gifu National College of Technology

Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-0495, Japan

*Department of Intelligent Image Information,

Division of Regeneration and Advanced Medical Science,

Graduate School of Medicine, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

1. はじめに

近年, 医学の分野において計算機による画像処理は飛躍的に増大している. 医用画像は一般に,

- ① 対象が柔軟である
- ② 対象となる領域の形状は一定ではない
- ③ 対象領域の境界も不明瞭である.

などの特徴をもつため, 従来の濃淡画像処理と2値化処理などの組み合わせでは, 良好な領域抽出は期待できない場合が多い. 本解説ではこのような医用画像から領域抽出する技法の一つとして, 動的輪郭抽出法(Active Contour Models)を紹介する.

動的輪郭抽出法(Active Contour Models)は, Kassら[1]が1987年に提案した手法で, 輪郭抽出過程において最適な輪郭を求める手法として提案された. ここでは, 物体のまわりをズルズルと滑る(論文[1]ではslitherと表現している)ように輪郭線が変形しながら移動するためSnakes(スネークス)と呼ばれる. つまり, Snakesは輪郭を抽出する技法であり, 低コントラストな対象領域でも連結した滑らかなスプライン曲線として輪郭が得られる特徴がある. このような動的輪郭モデルをベースとした手法は医用画像処理分野においても広く用いられている. Yezziら[2]はCT画像, 超音波画像からの領域分割手法

を提案し, また, Lefebvreら[3]は踵骨の辺縁抽出, 松阪ら[4]は胸部X線画像からの肺野領域抽出を報告している.

2. Snakes 概観

動的輪郭とは媒介変数表現された(閉)曲線モデルであり, 一般に輪郭上で定義された次のようなエネルギーの最小(極小)状態として輪郭形状が決定される.

全体エネルギー=内部エネルギー+画像エネルギー+外部エネルギー

このエネルギー関数の定義としては, 次のような例が挙げられる.

内部エネルギー……1次と2次のスプライン曲線

画像エネルギー……エッジポテンシャル

外部エネルギー……人工的に与える変形力

エネルギーとは, 抽出される輪郭が

- ① 輪郭形状は滑らかな曲線であることが望ましい.
- ② 輪郭位置は領域のエッジ上に存在するのが望ましい.

といった基準を定量化した評価関数と考えることができる. Snakesではこのエネルギーが最小(最適)

となる位置を探索し輪郭を変形する。全エネルギー E_{snakes} は以下のように表される。

$$E_{snakes} = \int_0^1 E_{snakes}(v(s)) ds = \int_0^1 \{E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s))\} ds \quad (1)$$

ここで、 $v(s)$ は輪郭モデル上の各点を表し、 $v(s) = (x(s), y(s))$, $s \in [0, 1]$ である。式(1)の全体エネルギー E_{snakes} は、輪郭上のエネルギーの総和を求めることを意味し、 $E_{int}()$ は内部エネルギー、 $E_{image}()$ は画像エネルギー、 $E_{con}()$ は外部エネルギーを表す。

この E_{snakes} が最小となる輪郭が求めるべき最終輪郭となる。以下に各エネルギーについて説明する。

2.1 内部エネルギー E_{int}

内部エネルギーは「輪郭の形状は滑らかな曲線であることが望ましい」という評価を行う。内部のスプラインに関するエネルギーは、輪郭 $v(s)$ の s に関する 1 次微分 v_s と 2 次微分 v_{ss} を用い式(2)与えられる。

$$E_{int} = \frac{\alpha(s)|v_s(s)|^2 + \beta(s)|v_{ss}(s)|^2}{2} \quad (2)$$

このとき $\alpha(s)$ は輪郭の収縮に関する係数、 $\beta(s)$ は曲げに関する重み係数である。 α 、 β を大きくすることにより輪郭は平滑化される。実際の計算においては、輪郭モデルを Fig. 1 のような離散的な点列(以下、この各点を制御点と呼ぶ)で表現し、 i 番目の制御点における式(2)の微分を、式(3)、(4)のような差分で近似することができる。ここで h は移動量を示し、 h が大きい場合は離れた制御点との微分が計算されることになる。

$$|v_s(i)|^2 = x_s(i)^2 + y_s(i)^2 \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \text{ただし、} \quad x_s(i) &= (x_{i+h} - x_i)/h \\ y_s(i) &= (y_{i+h} - y_i)/h \end{aligned}$$

$$|v_{ss}(i)|^2 = x_{ss}(i)^2 + y_{ss}(i)^2 \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \text{ただし、} \quad x_{ss}(i) &= (x_{i+h} - 2x_i + x_{i-h})/h^2 \\ y_{ss}(i) &= (y_{i+h} - 2y_i + y_{i-h})/h^2 \end{aligned}$$

2.2 画像エネルギー E_{image}

画像エネルギーは「輪郭は領域のエッジ上に存在

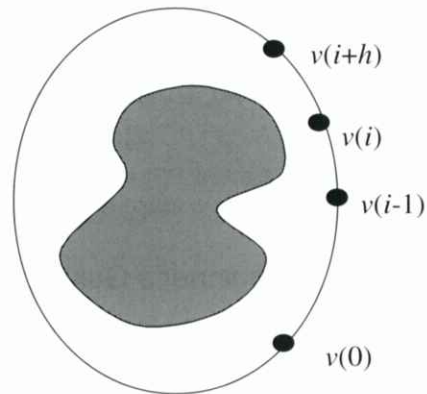


Fig. 1 Discretization of active contour models.

するのが望ましい」という評価を行うことに相当する。画像エネルギーに式(5)を用いた場合について考えると濃度勾配 ∇I が大きな位置であるエッジ部分において、画像エネルギー E_{image} は最小となる。

$$E_{image} = |\nabla I(v(s))|^2 \quad (5)$$

しかし、実際に式(5)を用いた場合には、エッジ付近においてのみエネルギーが存在するため、濃度勾配が存在しない位置(濃度が平坦な位置)においては、画像エネルギーの場が一様になる。その結果、エッジへ輪郭を引き寄せる効果がなくなり、輪郭モデルは平行移動など迷走してしまう。このため、式(6)のようにガウスフィルタを用いて場を平滑化し、広範囲にエネルギー場を分布させるなどの工夫が行われる。

$$E_{image} = -|\nabla(G_\sigma * I(v(s)))|^2 \quad (6)$$

ただし、 G_σ は標準偏差 σ のガウス関数である。

ガウス関数の σ を大きくし平滑化の影響を大きくすれば、引き寄せる効果は大きくなるが、正確なエッジで輪郭の変形を停止させるが難しくなる。そこで、輪郭抽出の初期段階としては σ を大きくし、最適化が進むにつれ σ を小さくするなどの工夫も行われる。Fig. 2 に画像エネルギーの分布例を示す。Fig. 2(a) のような画像について、濃度勾配 ∇I は Fig. 2(b) のようになり、そのときの画像エネルギーは式(5)により Fig. 2(c) のように表される。濃度勾配が急峻な場所において画像エネルギーは最小となる

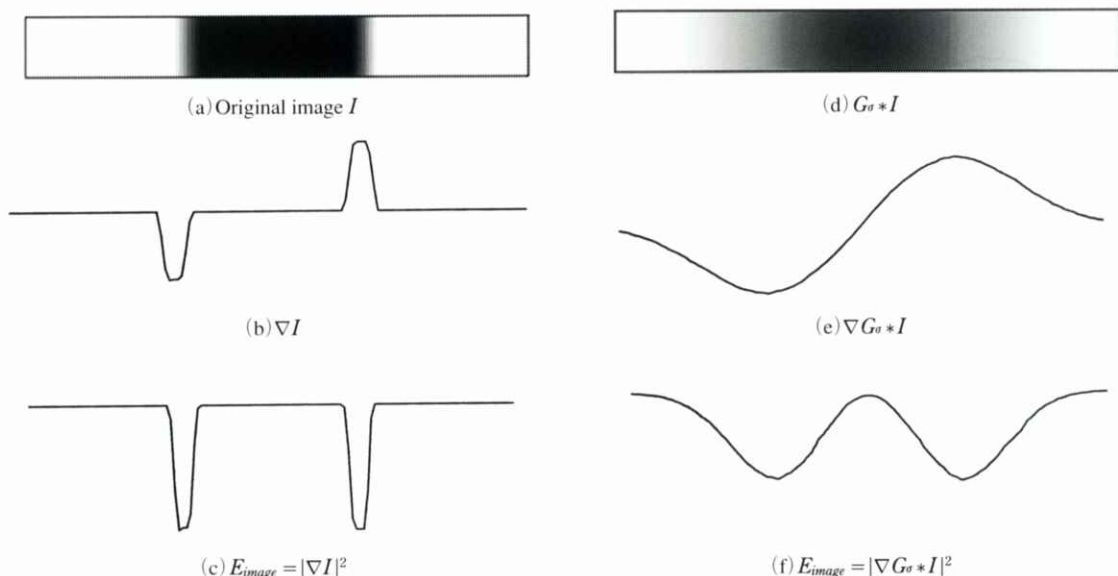


Fig. 2 Energy of image.

ことがわかる。また、式(6)により Fig. 2(a)を平滑化し Fig. 2(d)を生成した後の ∇I は Fig. 2(e)となり、このときの画像エネルギーは Fig. 2(f)となる。Fig. 2(c)と Fig. 2(f)を比較し、画像エネルギー場が広く分布することがわかる。

2.3 外部エネルギー E_{con}

外部エネルギーとは人工的に与えられるエネルギー項で、新たなエネルギー項を必要に応じて導入し定義する。利用例としては、Snakes に対しマウスなどで輪郭の手修正をする場合などに用いられる。

3. エネルギー最小化の解法

エネルギー最小化は、現在の輪郭を形成する各制御点の近傍を探索し、エネルギー総和が小さくなる点へ制御点を1画素程度移動する。この処理を何度か繰り返し輪郭を変形させ、エネルギー最小(極小)な点へと収束させ導くことができる。しかし、このようなエネルギー最小化を行う場合、制御点数を n 点、各制御点について探索する近傍数を m 点とすると、輪郭1周分の最小エネルギー総和の探索計算は、 m^n 通りの組み合わせについて計算することに

なる。この処理をさらに繰り返し輪郭を変形させるが、実際このような計算は計算量が膨大で実現不可能である。

例えば、輪郭の制御点数を32点、探索近傍数を現在の場所を含め9近傍とすると、輪郭1周分の最小エネルギー総和の探索計算は 9^{32} 通りの計算を要する。

そこで、このような問題のエネルギー最小化の解法として代表的な Amini[5]の解法を簡単に紹介する。Amini は、この問題を式(7)に示すような漸化式に置き換え動的計画法(Dynamic Programming: DP)により求めた。ここでは $\mathbf{v}(s)$ を等間隔に配置した $(\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \mathbf{v}_3, \mathbf{v}_4, \dots, \mathbf{v}_N)$ として表現する。

$$S_i(\mathbf{v}_{i+1}, \mathbf{v}_i) = \min_{\mathbf{v}_{i-1}} \{ S_{i-1}(\mathbf{v}_i, \mathbf{v}_{i-1}) + \alpha(|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_{i-1}|^2) + \beta(|\mathbf{v}_{i+1} - 2\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_{i-1}|^2) + E_{image}(\mathbf{v}_i) \} \\ \text{ただし, } S_0(\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_0) = 0 \quad (7)$$

制御点の計算は、 $\mathbf{v}_i, \mathbf{v}_{i+1}$ の組み合わせについて、最小エネルギーとなる $\mathbf{v}_{i-1}$ のテーブルを作り $\mathbf{v}_N$ より順次求めていくという後退型計算法で行なわれる。Snakes ではこの各制御点の移動を繰り返し行うことにより輪郭が変形・移動する。この計算は nm^3 の計算量となり実現可能となる。なお、閉曲線では

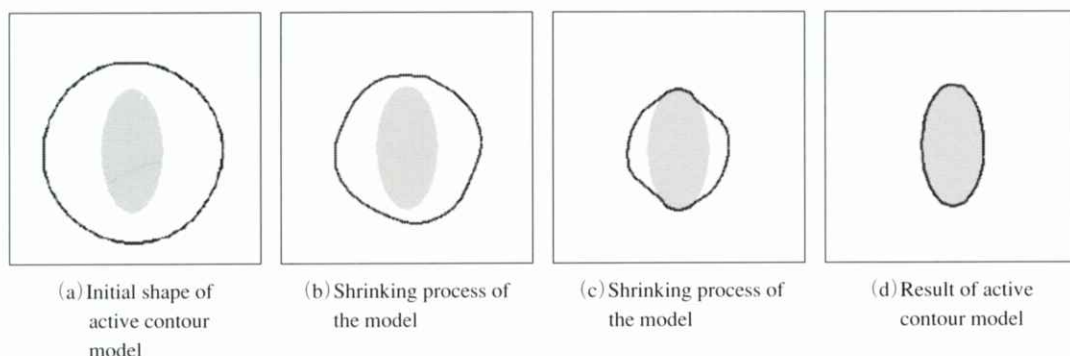


Fig. 3 Example of snakes.

(灰色の領域は抽出対象とする領域、黒い線は動的輪郭を示す.)

u_i が巡回していることから、この解法は厳密には正しくない。しかし、繰り返しの度に計算の開始位置を異ならせるなどの工夫により、実用上の問題はなくなる[6]。閉曲線の場合の厳密な解法については上田ら[7]の論文に報告されている。

4. Snakes の処理

ここでは Fig. 3 の画像を例に Snakes の処理を説明する。画像はサイズ 256x256pixels で 256 階調である。Fig. 3(a) に示すように領域周辺に初期輪郭を配置する。制御点数は 32 とし、32 角形として配置した。Fig. 3(b), (c) に示すように、エネルギー最小化を求めるため輪郭を変形させる。ここでは各制御点は現在の輪郭位置と 8 近傍を探索するため、

輪郭上の各制御点は式(7)の計算を行うたびに 1 画素程度の移動を行う。Fig. 3(b) においては式(7)の計算を 15 回、Fig. 3(c) においては 25 回の計算を行った輪郭である。そして、50 回程度計算した後は Fig. 3(d) に示すようにエッジに引き寄せられ、エネルギー最小な状態に収束する。エネルギーが最小に収束した状態である Fig. 3(d) が最終的な輪郭となる。

5. おわりに

Active Contour Models(Snakes)は、形状や境界がはっきりしない領域を抽出するのに適しており、閉曲線として必ず抽出されるという利点を持つ。また、ノイズにも強く超音波などの低 SN 画像においても

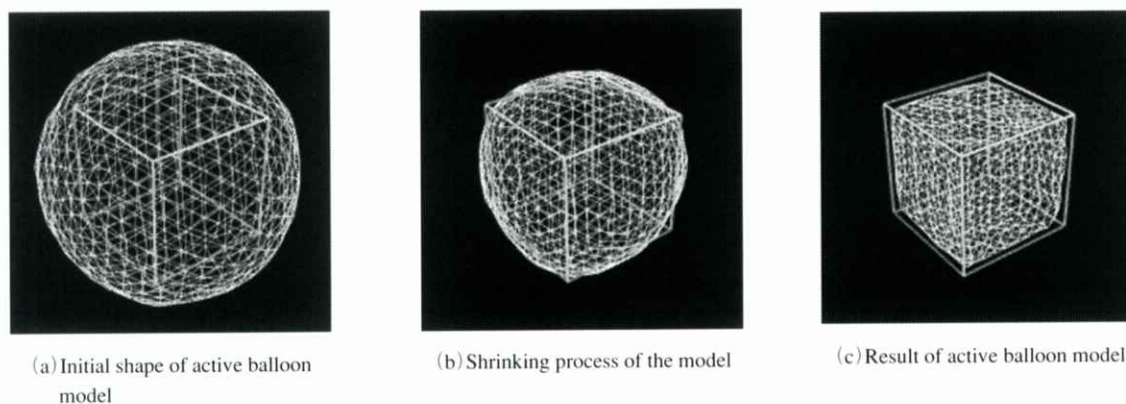


Fig. 4 Active balloon model. (Surface : 1280)

利用されている。本解説では2次元画像を対象とした領域抽出について紹介したが、Active Contour Modelsのほかにも、格子状の網目モデルであるActive Netや、3次元領域抽出のために風船状のモデルを変形させるActive Balloonなどの領域抽出方法も提案されている[8]。Active Balloonによる領域抽出例をFig. 4に示す。ここでは1280面体をモデルと立方体の抽出対象の例を示す。

Snakesのソースプログラムは、OpenCV(Intel Open Source Computer Vision Libraryの略)などの、コンピュータビジョンライブラリでも公開されている(intel社のホームページ<http://www.intel.com/research/mrl/research/opencv/>)。このOpenCVについては、Snakesの他にも、モルフォロジ、オプティカルフロー、隠れマルコフモデルなどの処理のソースが含まれ、高度な画像処理を行うための情報を提供してくれる。また、Snakesの解説として文献[6,9,10]が報告されている。興味ある読者はこれらも参照されたい。

参考文献

- [1] Kass M, Witkin A and Terzopoulos D: Snakes: Active contour models, *International J. Computer Vision*, 1(4), 321-331, 1987.
- [2] Yezzi A., Kichenassamy S., Kumar A et al.: A geometric snake model for segmentation of medical imagery, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 16(2), 199-209, 1997.
- [3] Lefebvre F, Berger G, Laugier P, et al.: Automatic detection of the boundary of the calcaneus from ultrasound parametric images using an active contour model; *Clinical Assessment*, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 17(1), 45-52, 1998.
- [4] 松阪匡芳, 清水昭伸, 長谷川純一, 他: 弾性輪郭モデルを用いた胸部X線像の肺輪郭線抽出, *Med. Imag. Tech.*, 14(6), 680-690, 1996.
- [5] Amini A, Weymouth T and Jain R: Using dynamic programming for solving variational problems in vision, *IEEE Trans. Patt. Anal. & Mach. Intell.*, PAMI-12(9), 855-867, 1990.
- [6] 柴藤 稔: 動的輪郭モデル Snakes の概観, *Med. Imag. Tech.*, 12(1), 9-15, 1994.
- [7] 上田修功, 間瀬健二, 末永康仁: 弾性輪郭モデルとエネルギー最小化原理による輪郭追跡手法, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J75-D-II, 111-120, 1992.
- [8] 土屋健一, 松尾啓志, 岩田彰: アクティブバルーンモデルと対称性仮説を用いた3次元再構成, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J76-D-II, 1967-1976, 1993.
- [9] 山田博三: 動的計画法による医用画像の認識, *Med. Imag. Tech.*, 8(4), 423-427, 1990.
- [10] 山田博三: 動的計画法による医用画像の認識 (II), *Med. Imag. Tech.*, 12(1), 16-21, 1994.

付 録

ここでは Snakes の処理のうち、各制御点が 9 近傍から最小エネルギーを探索移動する処理を解説す

る。

極小エネルギーの導出が簡略化されたプログラム例を以下に示す。

```
void snakeSlither()
{
    /*中略 変数の定義など*/
    dx[9]={-1,0,+1,-1,0,+1,-1,0,+1}; /*9 近傍変位量データ*/
    dy[9]={-1,-1,-1,0,0,+1,+1,+1}; /*9 近傍変位量データ*/

    current=0;
    while(current<Node) {
        minE = MAX_E;
        point_set(current+0,&current_x,&current_y);
        point_set(current+1,&next_x,&next_y);
        point_set(current-1,&prev_x,&prev_y);
        for(i=0; i<9; i++) {
            neighbor_x=current_x+dx[i]; neighbor_y=current_y+dy[i];
            Eint1[i]=continuityEnergy();
            Eint2[i]=curvatureEnergy();
            Eimage[i]=gradient();
        }
        normalize(Eint1);
        normalize(Eint2);
        normalize(Eimage);

        for(i=0; i<9; i++){
            thisEnergy = alpha *Eint1[i]+beta*Eint2[i] +gamma * Eimage[i];
            if(thisEnergy < minEnergy) {
                minEnergy = thisEnergy;
                min_x = current_x+dx[i]; min_y = current_y+dy[i];
            }
        }
        current_x=min_x; current_y=min_y;
        current++;
    }
}
```

①座標の代入

②エネルギー算出

他の関数で計算
他の関数で計算
他の関数で計算

③正規化

④最小エネルギーの算出

⑤制御点の移動

⑥注目制御点番号の変更

- ① 制御点数=Node の輪郭において、注目する制御点(制御点の番号 current)の座標を、 $P_{\text{current}}(\text{current_x}, \text{current_y})$ とする。また、その制御点に隣接する 2 つの制御点をそれぞれ、 $P_{\text{current}-1}(\text{prev_x}, \text{prev_y})$, $P_{\text{current}+1}(\text{next_x}, \text{next_y})$ とする。(実際には $\text{current}=0$ においては、 $P_{\text{current}-1}=P_{\text{Node}-1}$, $\text{current}=\text{Node}-1$ においては、 $P_{\text{current}+1}=P_0$ とする。)
- ② 注目する制御点の 9 近傍において、本文中式(3)~(5)に示される各エネルギーを算出する。
- ③ ②により算出された各エネルギーを 0~1 に正規化を行う。
- ④ 注目する制御点の 9 近傍中における最小エネ

ギー和を求める。また、このときの座標を(min_x , min_y)として記憶する。

- ⑤ 注目する制御点の座標(current_x , current_y)を最小時の座標(min_x , min_y)に更新する。このとき、輪郭上の注目する制御点は 1 画素程度移動する。
- ⑥ 注目する制御点の番号を変更する。

以上の処理を 1 周分行うことにより、輪郭上の全制御点は 1 画素程度の移動を行う。この処理を繰り返し行うことにより輪郭は変形する。

[国際会議報告]

Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2002 ー印象記ー

杜下 淳次

京都医療技術短期大学・〒622-0041 京都府船井郡園部町小山東町今北 1-3

CARS2002 は、6月26日から28日までの3日間、パリの凱旋門近くにある Palais des congres で開催され、350を越える演題数と参加者約1000名の規模で開催されました。この会議は、下記に示すような5つの組織の合同開催です。日本からの演題も非常に多く、この分野における日本の研究者の活躍ぶりがわかります。

- ・ 16th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS).
- ・ 6th Annual Conference of the International Society for Computer Aided Surgery (ISCAS).
- ・ 8th Computed Maxillofacial Imaging Congress (CMI).
- ・ 4th International Workshop on Computer-Aided Diagnosis (CAD).
- ・ 2002 International Symposium on Cardiovascular Imaging (CVI).

私にとって CARS への参加は2度目です。今回われわれはポスター発表を選択しました(Fig. 1)。発表内容は、エッジ強調画像を利用したテンプレートマッチングの手法により、胸部単純X線写真(PA像)に対するファイリングミスの自動認識率が改善するということです。今回のポスターセッションではツアーがありました(Fig. 2)。座長の誘導で、各発表者は3分間で研究内容を説明し、そのあと、質疑応答の時間が設けられていました。われわれの発表には5つの質問がありました。どの質問も、ポスターをよく読んでいただいていると感じた内容でした。今回の学会で残念に思ったことがひとつあります。それは、決められたツアーの時間帯に日本人発表者の姿がポスターの前で見られない演題がいくつかあったことです。座長もこのことを非常に残念がられていました。せっかく多くの参加者が興味をもつような研究発表をしておられるのに、非常にもっ



Fig. 1 われわれのポスターの前で (Poster Session # 022; Improvement of an automated patient recognition method for chest radiographs using edge-enhanced images by Sobel filter, K. Kondo, J. Morishita, S. Katsuragawa and K. Doi.)



Fig. 2 ポスターセッション(CAD)の様子

たいないと感じました。

今回の学会では、第4回CADに関する国際ワークショップを中心に聞いてきました。以下にその概要と印象を述べます。

プログラムは、“special session on breast CAD”, “special session on thoracic CAD”, そして“special session on 3D CAD”の3つに分かれていました。

初日は、シカゴ大学の Ulrich Bick と Kunio Doi の

二人の先生による“tutorial on CAD”があり、コンピュータ支援診断に関して、その概念と現状をまとめた講義から始まりました(Fig. 3)。会場は満席で参加者の CAD に対する関心の高さを感じました。

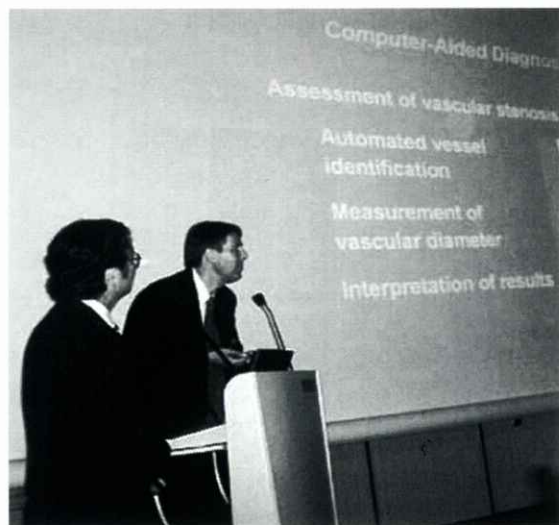


Fig. 3 シカゴ大学の Ulrich Bick(奥)と Kunio Doi(手前)による“tutorial on CAD”。

Tutorial のあと、special session on breast CAD では、9 演題の発表が行われました。また、special session on thoracic CAD では、シカゴ大学の Heber MacMahon が invited speaker として、“Computer-aided diagnosis for thoracic radiology—an over view—”という内容の講演を行いました。この内容は、昨年の RSNA のオープニングセッションで話された講演内容をカバーしており、これまでに開発が進められている胸部単純 X 線写真に対する CAD の概要だけではなく、エネルギーサブトラクションやテンポラルサブトラクション、さらに、CT の CAD について、胸部専門の放射線科医としての立場から見たそれらの有用性と今後の期待について述べられました。この講演に引き続いて、10 演題の発表が行われました。

special session on 3D CAD では、invited speaker として、Aaron Fenster が“visualization and segmentation

techniques in 3-D ultrasound images”の講演を行い、3次元超音波画像の有用性について述べられました。その後、ここ数年注目を浴びている CT colonography の CAD や 3D 情報を用いた CT の CAD を含んだ 11 演題の発表が行われました。

今回のワークショップ全体を通じて、特に印象に残ったことは、病変の良悪性の鑑別に対するコンピュータの分析結果を医師に提示するときに、いままでのように数値で示すのではなく、良性または悪性の類似した画像を表示するようになってきたことがあげられます。コンピュータによる解析結果を読影医師に参考にしてもらうには説得力ある方法を考えなくてはなりませんが、このような類似画像の提示は有力な方法のひとつとなりそうです。

今回のワークショップでは、CAD(Fig. 4)と 3D CAD について 2 つのパネルディスカッションが行われ、日本からはそれぞれ藤田教授(岐大)と小畑教授(東農工大)がパネリストでした。このパネルディスカッションでは、各パネリストがそれぞれの国における CAD 開発の現状を紹介した後、偽陽性をどの程度まで受け入れられるか、CAD 技術導入の妨げとなる因子は何か、などなど、興味深い質問に対して熱心な議論が行われました。一日の終わりに行われたパネルでしたが、疲れも吹き飛ばすくらいに熱心な討論が大変印象的でした。



Fig. 4 Panel on CAD の様子
(左：R. A. Schmidt, 右：H. MacMahon)

[国際会議報告]

IWDM2002 および CARS2002 参加リレー報告

中川 俊明, 周 向榮, 松原 友子*, 張 学軍**, 原 武史***, 藤田 広志***

岐阜大学バーチャルシステムラボラトリー・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

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

**岐阜大学大学院工学研究科電子情報システム工学専攻・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

***岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門・〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

Participating Report of IWDM 2002 and CARS 2002

Toshiaki NAKAGAWA, Xiangrong ZHOU, Tomoko MATSUBARA*, Xuejun ZHANG**
Takeshi HARA*** and Hiroshi FUJITA***

Virtual System Laboratory, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

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

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

***Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Science,
Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

レポート 1

6月下旬に, IWDM(International Workshop on Digital Mammography)がプレーメンで(Fig. 1), また CARS(Computer Assisted Radiology and Surgery)がパナリで開催された. IWDMは隔年で開催されており, 今回が6回目となる. 一方, CARSは毎年開催され, 3年前から International Workshop on Computer-Aided Diagnosis との共催となっている. 今回, 両会議に参加する機会を得たので, CAD(Computer Aided Diagnosis)システムに関する発表を中心に報告する. IWDMは, Imaging Systems and Detectors, Image Processing and Display, Other Applications of Digital Mammography, Computer Aided Diagnosis, Image Quality, Image Processing and Display, 3D Techniques, Soft Copy Reading, Clinical Studies of Digital Mammography or Related Modalities, とその発表テーマは多分野にわたる(Proceedingsの発行は年内の予定で, 抄録はIWDM2002のホームページ <http://www.mevis.de/iwdm2002/iwdm2002.html> で見ることができる). CADに関する演題は, 全演題約160の中で, 口頭発表(Talks)が20件, ポスター発表

(Poster)が24件であった. その内容は, 病変部の検出や良悪性鑑別法の開発についてはもちろんであるが, CADシステムの有用性を検討した発表も多く, 全体的に実用レベルの研究段階に入っていると言える.

また, パネルディスカッションで, 「あなたの仕事をサポートするために, もう一人の放射線科医とCADシステムのどちらを希望しますか?」という興味深い質問がされた. パネラーの答えの多くが「も

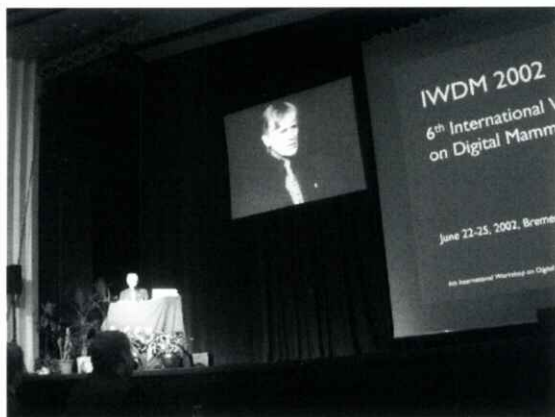


Fig. 1 IWDM2002 の会場の様子

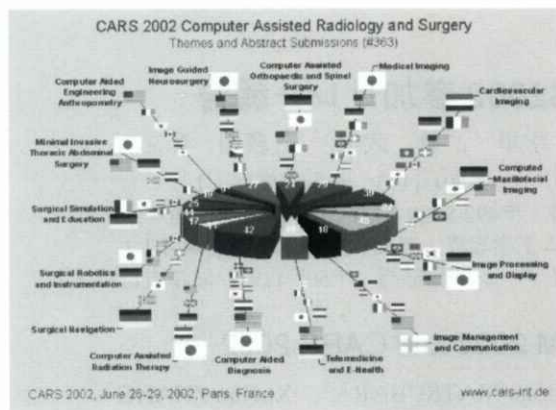


Fig. 2 CARS2002でのテーマ別の登録数

う一人の放射線科医」であり、CADシステムにはまだまだ多くの課題があることを実感した。

他には、デジタルの画質評価等、デジタル画像に関する発表が多くされたのが印象的であった。デジタル画像は、広く受け入れられ始めていると言える。

次回のIWDM2004は、CARS2004がシカゴで開催されることに連動して、アメリカのCapel Hillのノースカロライナ大学で開催される予定である。

CARSは日本からの参加が多い会議である。特に、CADの演題に関しては、日本が最も多い(Fig. 2)。

CADのセッションは、まず、シカゴ大学のDoi教授とBick先生との興味深いチュートリアルから始まった。口頭発表は、Special Session on Breast CADで9件、Special Session on Thoracic CADで11件、Special Session on 3D CADで12件であった。

CADのセッションは大変好評で、初日は空席がなく立ち見が出るほどであった。もちろんこの点は配慮され、2日目にはより大きな部屋へ変更された。

ポスター発表のCADの演題数は、7件であった。今回は、「Guided Poster Tours」が企画されて、それぞれの説明を聞いた後、興味のあるポスターの発表者と活発な議論がなされた。なお、最終日には、全ポスター発表111演題中、1位から3位の順位が発表され、賞金(1位は500Euro!)も渡された。

我々は、「乳房X線写真における構築の乱れの自動抽出法」を報告した。構築の乱れを抽出対象とし



Fig. 3 CARS2002のGuided Poster Toursの様子(発表者は松原、司会はシカゴ大の土井教授)

たアルゴリズムはほとんど報告されていないため、多くの人に興味をもっていただけた。病変について、抽出法について、データベースについて等、さまざまな質問をいただき、とても有意義な発表であった(Fig. 3)。

来年のCARS2003は、6月25～28日にロンドンで開催される(<http://www.cars-int.de>)。

最後に、渡航費の一部を中部電力基礎技術研究所より援助していただきました。ここに深く感謝致します。(松原友子)

レポート2

私はフランスのパリで6月25日から29日まで開催されたCARS2002(Proc. CARS2002, eds. Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, et al., Springer, 2002)に参加した。この学会は1983年に始まり、必ず年に1回行う世界レベルの会議である。CARSは“計算機が支援する放射線学と外科学”という日本語に直訳されるが、私が取り組んでいる計算機医用画像診断支援システムもその1つの題目として扱われている。今回、280件の発表があり、45か国から約1000人(EuroPACSとの共催ではなかったため、例年と比較して減少した)が参加した。発表者の中には日本人が約1/3を占めた。

私の発表は27日の午前に行われ、演題は

“Extraction and recognition of the thoracic organs based on 3D CT images and its application”で、これは計算機医用画像診断支援システムの開発に必要とする人体臓器領域の認識手順について検討したものである。現在、日本の医療現場では高精度のCT装置が普及し、臓器が多く分布している胸部や腹部全体に対して、簡単に撮影することが容易となった。しかし、画像の枚数が多く、医師の読影にはかなりの時間がかかるために、計算機によるCT画像の自動診断が期待されている。自動診断の最初の一步として、CT画像から各臓器の自動認識手順が重要だと考えられる。その手順の設計および性能評価が、私の主な研究トピックである。

今回の発表は、私にとって初めての海外発表で、少し緊張気味であった。しかし、何とか皆さんに内容を理解していただいたようである。質問も幾つか出していたが、お互いに交流が出来たようで、とても嬉しかった。

6月30日に、私はパリからドイツのハンブルグ大学へ移動し、ヘーネ教授の定年退官を記念して行われた“The Virtual Human Body-State of the Art and Visions for Medicine”というシンポジウムにも参加し、世界中で有名な先生方の講演を聴くことが出来た。日本からは名大の鳥脇先生が講演された。その中で、特にドイツのハンブルグ大学の研究グループの発表は強い印象があった(Fig. 4)。



Fig. 4 ハンブルグ大学における会議の様子と挨拶するヘーネ教授

このグループは十数年間をかけて、仮想人体の生成に関する研究を続けてこれ、画像から人体の組織を分類するために、数人が1年間手作業でやっていたそうである。勿論、たくさんの新しい提案も出され、最終的に、この研究成果は実用的なレベルになってきた。やはり、長い時間をかけて1つ研究テーマに集中しなければ、素晴らしい研究成果は得ることが難しいと感心した。

ヨーロッパ文化の素晴らしさは、パリの建物と道からでも感じられる。また、パリの人々は穏やかな生活をしているようである。昼からも露天バーで多くの人が飲んでいる姿が見られた。一方、パリには泥棒が多い。十分警戒しているにも関わらず、3人の知り合いは財布、鞆などを盗まれた。その中の1人が現金、カード、パスポート、航空券、鍵など全てを失い、悲惨の状況に陥ってしまった。狙われると絶対やられるため、皆さん、今後パリに行くときにはお気をつけ下さい。

今回、CARS2002の参加が出来、本当に良い経験が出来たと思う。最後に、この研究に多くの協力と有意義な議論を頂いた岐阜大学藤田研究室の皆様、旅費を援助していただいたC&C振興財団に深く感謝致します。(周 向栄)

レポート3:

類似画像検索型CADシステムについて

これまでにCADシステムの対象となった医用画像は多様であり、ほぼ全てに関して研究が行われているのではないかと感じるほどである。今回行われたCADに関する報告についても、これまでも多くの研究がなされてきた胸部単純X線写真や乳房X線写真などはもちろんのこと、眼底写真を対象とした報告が見られた。また、3次元画像を対象とした研究が増加する傾向にあり、特に胸部X線CT画像のためのCADシステムに関する研究が盛んに行われており、興味深い報告が多く見られた。

従来のCADシステムで多く用いられていた支援方法は、画像処理によって得られた特徴などから、病変の疑いがある領域を医師に提示するタイプ(検

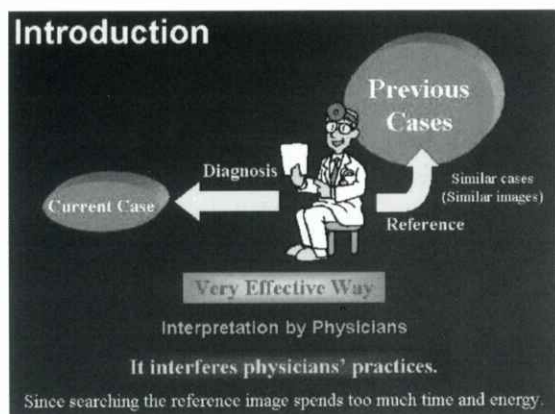


Fig. 5 検索型 CAD システム
(筆者の発表スライドより引用)

出型 CAD システム)であった。そして最近になって、診断中の陰影と類似する陰影を有する画像を検索し診療情報を提示することで、質的診断を支援するシステム(検索型 CAD システム[Fig. 5])が報告されるようになった。今回、このようなシステムに関して、乳房 X 線写真についての研究が我々のグループとサンパウロ大学のグループから 2 件、3 次元胸部 X 線 CT 画像についての研究が徳島大学のグループから 1 件報告された。

我々のグループは、局所パターンマッチングによって画像から特徴量を抽出し、主成分分析を用いて検索に有効な特徴空間を作成する手法を提案した。この手法は、対象となる陰影を画像から分割する処理を行わないため、乳房 X 線写真の腫瘍陰影に多く見られるような辺縁が不明瞭な陰影に有効である。30 枚の図形および 75 枚の臨床画像を使った検索実験の結果を報告した。一方、サンパウロ大学のグループは Haralick のテクスチャ特徴量を画像から算出し、主成分分析を用いて有効な特徴を選択して検索を行う手法を提案していた。評価のために、質問画像と検索された画像の BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System) の分類が一致しているかを調べており、60% の正解率が得られていた。テクスチャ解析を用いた理由を質問したところ、スネークスなどを用いて腫瘍陰影の領域分割も試みたが、困難なケースが多く良い結果が得られなかった

ためとのことであった。同じテーマに取り組んでいる研究者の意見が聞け、大変有意義な討論ができた。

検索型 CAD システムについての研究は、現在のところ比較的初期の段階であるが、今後、検出型 CAD システムの有効性の調査と同様に、大規模なデータベースおよび多くの利用者による実験が実施され報告されると期待している。

最後に、今回の渡航を援助して下さいました財団法人遠藤齊治朗記念科学技術振興財団に感謝の意を表します。(中川俊明)

Report 4

This is my first time to Europe participating and presenting at the conference of IWDM 2002 (6th International Workshop on Digital Mammography) in Bremen, Germany and its satellite meeting of CARS 2002 (Computer Assisted Radiology and Surgery) 16th International Congress in Paris, France, which was held in 23-29, June 2002.

• About International Workshop for Digital Mammography

IWDM2002 has become an extraordinary event for digital mammography. This year more than 150 submitted papers, invited lectures by the leaders of the field, interdisciplinary panel discussions, and an industrial exhibition featuring the advances in detector and CAD technologies were demonstrated on this meeting at Congress Center Bremen (CCB) of the Maritim Hotel.

The title of my poster is Artificial Neural Network Method for Detecting Clustered Microcalcifications in Masses on Mammograms. We are developing a CAD scheme to assist radiologists make improved diagnoses of malignant and benign clustered microcalcifications on Mammogram, which is an effective way to detect the early signs in breast cancer. To get a higher performance of detecting the cluster in mass area, we combined the shift-invariant artificial neural network (SIANN) with triple-ring filter (TRF) method in our CAD system. This

study demonstrated that the SIANN method combined with our previous TRF method was able to detect additional true clusters compared with the TRF method only. Moreover, it was found that the conventional ANN was also an effective way in eliminating False-positives in mass area.

There were many interesting and useful lectures at the meeting, ranged in wide fields. Unfortunately, because of the limitation of my knowledge, some titles were tough for me to understand. For examples, image detectors, soft copy reading and some clinical studies. Anyway, I learned a lot from many invited key note lectures, especially panels with international experts discussed challenges for digital mammography, including the state of the art of Computer-Aided Detection. Among the exhibitors at IWDM 2002, what impressed me most was the GE company, who cooperated with the first CAD system producer for mammogram in the world-R2 technology co., for their demonstration of the software to the detection of mass and clustered microcalcifications using the digital detectors directly.

Bremen is a historic town with many famous buildings, the Bremen's Market Square, for example, is regarded as one of the most beautiful in Europe. Its ensemble of historic buildings such as the Town Hall, Chamber of Commerce and the statue of Roland dating from 14th century. The street is a synthesis of the arts. It was created as the perfect symbiosis of traditional and Expressionist brick architecture. A wonderful sculpture from a story in fairy tale with the donkey, the dog, the cat and the rooster standing on each others' backs, is stood on the West side of the Town Hall (Fig. 6).

· About Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2002)

The international participation in CAR is highly significant, since the approximately 1000 participants of CARS meetings typically come from over 45 countries and the members of the program committee are divided approximately equally between Europe, the United States and Asia. Approximately 360 papers for presentation and

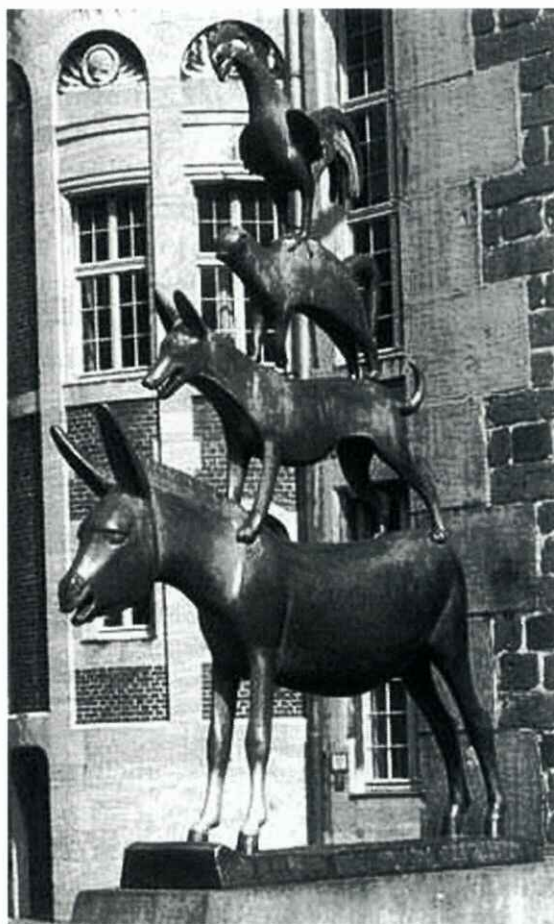


Fig. 6 市庁舎の壁際に立つブレーメンの音楽隊像

poster were selected this year, and the themes of this conference were consisted of 15 parts.

My paper entitled "Neuro-Computerized Differentiation of Focal Liver Disease in MR Imaging" was accepted as poster in CAR section. In MR imaging of the liver, radiologists often interpret several MR images to reach their diagnosis. However, the imaging findings are falsely interpreted in some patients because of the complexity. Our purpose is to establish a computer-aided diagnosis (CAD) system for distinguishing the pathologies of focal liver lesions on MR images, that helps radiologists to integrate the MR imaging findings with different pulse sequences and raises the diagnostic accuracy even with inexperienced radiologists. We

developed a software named "LiverANN" based on artificial neural network (ANN) technology, which structured as a three layers feed-forward neural network with 5 input units, 8 hidden units and 5 output units. The 5 input units are the homogeneity of T2-weighted MR imaging and the intensities of four MR imaging: T1-weighted, T2-weighted, dynamic arterial phase and dynamic equilibrium phase MRI. The outputs are the 5 categories of hepatic diseases: cyst, hemangioma, dysplasia, HCC and metastasis cases. With the sendmail function of LiverANN, radiologists at different places could easily send unknown data to us just simply input the type of the lesion it should be, this would be one of important sources of the retrained data of ANN. 50 cases were selected to train the ANN. The other 30 cases were used for testing the performance of the ANN. The initial result showed that the LiverANN classified 5 types of liver lesions with a training accuracy of 100% on the 50 cases in the training set and a testing sensitivity of 93.3% (28/30) for the 30 test cases. LiverANN program demonstrated its ability to fuse the complex relationships among the individual MR imaging inputs, which may lead it to provide a radiologist with referential opinion during his practical diagnostic procedure. My poster contained 8 papers in A3 size was set up from the first day of the meeting, each post would have a 3 minutes presentation. My turn was at the last day yet I missed the time, however fortunately I could still catch the time to answer a question from Chairman, concerning about the way of calculating homogeneity and intensity in a heterogenous lesion.

Since the conference consisted of many sections undertaking at the same time, I could only take my mainly attention to the Computer-aided diagnosis (CAD) sections. The purpose of CAD is to improve the diagnostic accuracy, efficiency and the consistency of the radiologists' image interpretation, meanwhile to decrease the cost and the variable range of diagnosis in different hospitals. After listening the lecture from Dr. Doi, who is a famous CAD expert in the world, I could understand further how information technology is applied to the radiological field, and its way to realize into clinical use. I think it is very helpful to improve both of my researching and English level by participating such big conference, especially discussion some points of view with different presenters.

The meeting place, Palais des Congres Paris, was located near Triumphal arch. Though I only had limited time to travel the most stimulating city in the world, I tried my best to look around some famous place-Eiffel Tower, Arc de Triomphe and Museums du Louvre. It was a little pity that I could not enter Louvre to see the most important collections of art in the world, as I had to catch up with the bus to airport after finishing my presentation at 2 pm, 6 hours before my plane aboard.

The passed 7 short days gave me invaluable experience that made me have more confidence on future direction and researching. I would like to express my appreciation to Nagoya Industrial Science Research Institute, for their kindness guide and finance support on the project that lead me to finish these successful conferences. (Xuejun ZHANG)

平成 14(2002)年秋季
第 134 回医用画像情報学会研究会
プ ロ グ ラ ム
および
抄 録

【と き】 平成 14(2002)年 10 月 5 日(土)

【場 所】 金沢大学医学部保健学科
〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80
<http://mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp/>

【参 加 費】 会員：1,000 円，非会員：2,000 円，学生：無料

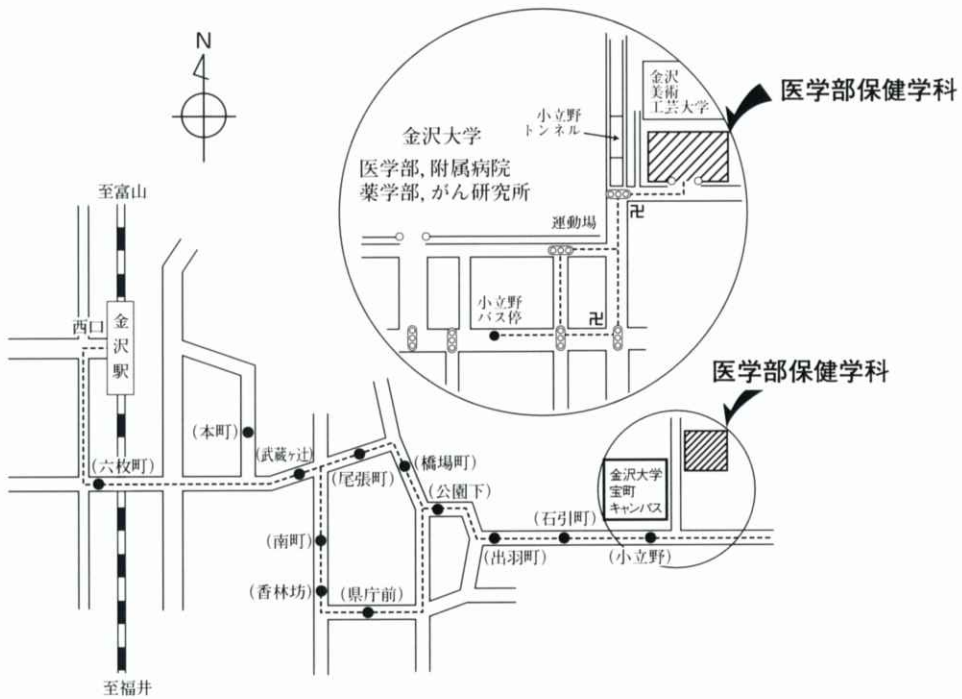
【特別講演】 13:00～14:00
「複合型手術ナビゲーションシステム（再構成画像と実手術野の重畳）」
オリンパス光学工業(株) 平井 信行 先生

【研究発表】 午前の部 9:00～12:00
午後の部 14:00～17:40

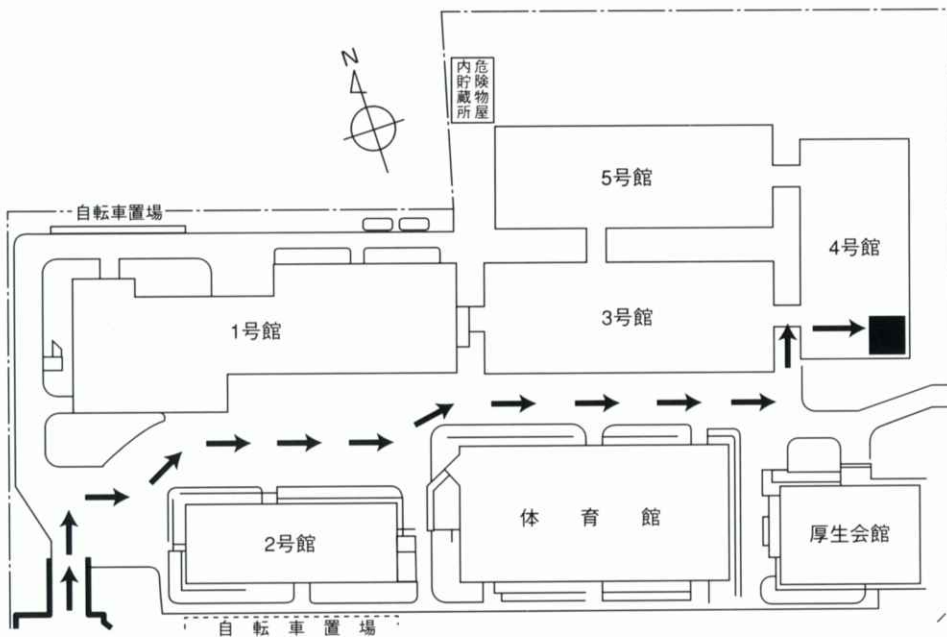
会場までの交通案内

- 金沢駅からキャンパスまでのアクセス(北陸鉄道バス利用の場合)
 - 宝町(医学系)キャンパス(バス停：小立野)まで
金沢駅西口 4 番乗場発 11 番東部車庫行き(橋場町経由)20 分
5 番乗場発 10・12 東部車庫・北陸大学行き

〈会場案内図〉



金沢大学医学部保健学科校舎背馳図



平成 14 年度秋季(第 134 回)大会プログラム

10 月 5 日(土)

9:00~12:00

研究発表

1. 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価
石井 聡, 萬代奈都子*, 平田吉春**, 真田 茂
金沢・医・保健, *金沢大学院・医研, **鳥取大・医・病院・放
2. 一般撮影条件での X 線スペクトルの測定について
松本政雄, 前田浩志, 金森仁志*
阪大・医・保健, *京都工繊大名誉教授
3. フラットパネルディテクタの DQE のデータの比較
松本政雄, 前田浩志, 小縣裕二, 金森仁志*
阪大・医・保健, *京都工繊大名誉教授
4. マンモグラフィの画質特性の測定法について
高村美穂, 坪井絵美, 法月佐織, 山本香織, 町田佳士*, 小寺吉衛
名古屋大・医・保健, *名古屋大学院・医研
5. X 線 CT におけるサンプリング条件の再構成画像への影響
寺西正也, 山田 功*, 田中嘉津夫, 蔡 篤儀**
岐阜大・工・応用情報, *岐阜高専, **新潟大・医・保健
6. X 線 CT 装置の違いが椎体中央部 CT 平均値に及ぼす影響
西原貞光, 小池正紘*, 上田克彦*, 真田泰三*, 海老谷京子**, 小瀨千幸**, 隅田博臣***, 飯田忠行,
藤田広志****, 原 武史****
広島県立保健福祉大・放射, *山口大・医, **JA 広島総合病院, ***広島大・歯, ****岐阜大
7. 3 次元 CT での臓器の動きによる再構成画像の劣化の解析と画像復元
(4 次元 CT の開発に向けて)
楊 義強, 中森伸行, 吉田靖夫
京都工繊大・電子情報
8. 放射光 X 線を用いた位相コントラスト画像法と医療画像診断への適用
島雄大介
茨城県立医療大・保健医療・放射線技術
9. 整数演算ウェーブレットを用いた画像圧縮
中森伸行, 中澤庸介*
京都工繊大・電子情報, *沖電気

12:00～13:00

昼食

13:00～14:00

特別講演

「複合型手術ナビゲーションシステム（再構成画像と実手術野の重畳）」

オリンパス光学工業(株) 平井 信行 先生

14:00～17:40

研究発表

10. デジタル検出器を用いた骨塩定量解析法の研究

町田佳士, 飯山清美*, 小寺吉衛**

名古屋大・院・医学, *コニカ, **名古屋大・医・保健

11. X線像からの歯牙寸法・形状計測の精度についての検討

菅井淳介, 久納克敏, 横田善夫, 鈴木康夫, 伊藤 稔

工学院大, 横田歯科クリニック, 奥羽大・歯

12. マルチスライス体幹部 CT 画像からの人体組織・臓器領域の認識に関する初期的な検討

周 向栄, 原 武史*, 藤田広志*, 横山龍二郎*, 星 博昭**

岐阜大・VSL, *岐阜大学院大・再生医科・知能イメージ情報, **岐阜大・医病院・放射

13. コンパートメントモデル理論による CT Perfusion 画像解析

舟迫慎太郎, 真田 茂*, 対馬義人**

金沢大・院・医学, *金沢大・医・保健, **島門会本島総合病院

14. マンモグラム CAD システムの乳房 CR 画像への対応

加藤雅大, 篠原範充, 大江祥隆*, 原 武史*, 藤田広志*, 笠井 聡**, 加野亜紀子**

岐阜大・院・工学・応用情報, *岐阜大学院大・再生医科・知能イメージ情報

**コニカ・メディカル&グラフィックカンパニー MG 開発センター

15. 頭部 MRI 画像を対象とした側頭葉認識アルゴリズムの開発

林 則夫, 真田 茂*, 鈴木正行*

金沢大・院・医学, *金沢大・医・保健

16. 胸部時系列差分動画像を対象とした心壁の抽出

和泉勇紀, 真田 茂, 田中利恵*, 井上仁司**

金沢大・医・保健, *金沢大・院・医学, **キヤノン・DR システム

17. 胸部 X 線画像の比較読影における 3D ディスプレイの応用

萬代奈都子, 真田 茂*, 井上仁司**

金沢大・院・医学, *金沢大・医・保健, **キヤノン

第 134 回研究会研究発表抄録

(演者から提出された抄録だけを掲載しています。)

1) 医療用モノクロディスプレイの物理的特性の評価

石井 聡, 萬代奈都子*, 平田吉春**, 橋本憲幸***, 真田 茂(金沢大学医学部保健学科, *金沢大学大学院医学系研究科, **鳥取大学医学部付属病院放射線部, ***株式会社ナナオ)

【目的】医療用液晶ディスプレイの表示輝度に関する物理的特性を検討する。

【方法】本実験には EIZO の FC-2091 Monochrome LCD Monitor を使用した。モニターの設定を、最高輝度は $100 \sim 600(\text{cd}/\text{m}^2)$ 、最低輝度はすべて $1.5(\text{cd}/\text{m}^2)$ の 6 段階に設定した。各々の設定でモニターのブライトネス・コントラスト及び表示輝度の最高値を変化させて輝度特性を測定した。輝度計はモニターから 1m 離れた所に固定し、さらに環境光の照度を変化させて測定した。これらの測定領域は DICOM14 の規格に準じた。また表示輝度の最高値の違いにおける特性を比較するために新たに ADU (analog digital unit) を定義し検討した。ADU は次式で示される。 $1\text{ADU} = \{\text{最高輝度} - \text{最低輝度}(1.5)\} / 255$

【結果と考察】横軸に ADU、縦軸に輝度を取り特性曲線を作成した。このモニターの表示特性は直線性を示し、設定の違いによるそれらの傾きの変化はなかった。すなわち、もしモニターの劣化がなければこれらの設定の違いによって特性への影響はないと考えられる。しかし、表示させる輝度値が高いと、低コントラストのときに傾きの低下がみられ、表示特性が悪くなることがわかった。また、環境光により最低輝度の測定値が高くなり、低濃度領域に影響が出ることを示唆された。

2) 一般撮影条件での X 線スペクトルの測定について

松本政雄, 前田浩志, 金森仁志*(阪大・医・保健, *京都工繊大名誉教授)

従来、臨床現場での一般撮影条件での X 線スペクトルの測定は、管電流が大きいため、計数率が小さい検出器がパイルアップしてしまうことや X 線管と検出器との距離(FDD)をとるにもスペースが限られているため、測定が困難であったが、われわれ

は、本保健学科の実習室に設置してあるインバータ式 X 線装置(東芝 KXO-50G)の一般撮影条件(管電圧 $40 \sim 120\text{kV}$ 、管電流 $200 \sim 400\text{mA}$ 、撮影時間 800ms)での X 線スペクトルを、CdZnTe 検出器(東洋メディック RAMTEC 413)の $35\mu\text{m}$ のコリメータを使って、FDD=2m の距離で、測定を試み、成功した。その測定スペクトルの結果と測定時の問題点について考察したので報告する。

3) フラットパネルディテクタの DQE のデータの比較

松本政雄, 前田浩志, 小縣裕二, 金森仁志*(阪大・医・保健, *京都工繊大名誉教授)

現在、フラットパネルディテクタ(FPD)の DQE (Detective Quantum Efficiency)を求める方法として、CdZnTe 検出器(東洋メディック RAMTEC 413)を使って、直接、X 線の光子数スペクトルを測定して求める方法と、既知のスペクトルのカタログデータ(Birch, Marshall and Ardran: Catalogue of Spectral Data For Diagnostic X-rays, HPA SRS30, 1979)を使って、計算から求める方法とを比較検討した。具体例として、直接型 FPD(Hologic EPEX)と間接型 FPD(キヤノン CXDI-11)の DQE を両方の方法で求めて比較し、その値の違いと FPD の型の違いについても合わせて考察したので報告する。

4) マンモグラフィの画質特性の測定法について

高村美穂, 坪井絵美, 法月佐織, 山本香織, 町田佳士*, 小寺吉衛(名古屋大学医学部保健学科, *名古屋大学大学院医学系研究科)

【目的】マンモグラフィでは、現在アナログ系である増感紙フィルム系が主流であるが、種々の理由からデジタル系への移行を検討している施設も多い。しかしながら、アナログ系、デジタル系を含めてマンモグラフィの画質の計測は非常に困難である。また、ファントムを用いた視覚評価も、アナログ系、デジタル系の両方に適したものは今のところない。本研究は、アナログ系、デジタル系のマンモグラフィの画質の物理的評価法を検討し、臨床施設で簡便にかつ正確に測定できる方法の開発を目的とした。

【方法】画質の物理的因子であるコントラスト、鮮鋭度、粒状性について、アナログ系ではフィルム特性曲線、MTF、Wiener spectrum、デジタル系ではデジタル特性曲線、プレサンプリング MTF、デジタル Wiener spectrum を求めることとした。アナログ系ではマイクロデンシトメータがあることが前提であるが、それ以外では、特殊な装置を必要としない測定の可能性を検討した。

【結果】フィルムの特性曲線ではステップエッジの材質が、Wiener spectrum では、用いる線質と測定する濃度に検討課題が残った。今後、今回検討した手法をもとに正確な物理的評価を行うとともに、アナログ系、デジタル系両方に適用できる簡便な視覚評価用ファントムの開発を目指したい。

5) X線CTにおけるサンプリング条件の再構成画像への影響

寺西正也、山田 功*、田中嘉津夫、蔡 篤儀**（岐阜大・工・応用情報、*岐阜高専・電気情報、**新潟大・医・保健）

近年、電子技術の進歩により、X線CTの撮影時間、空間分解能等について高性能化が進められている。マルチスライスCTの出現により、肺がんのスクリーニングにも用いられようとしている。しかし、検出器の多列化等によるCT画像の高解像度化は1つの検出器に入射するX線光子の減少を伴うと考えられる。このことは、再構成画像における画像ノイズ(量子ノイズ)の増加をまねき、微小・低コントラストの信号検出能に大きく影響すると考えられる。しかし、X線CTにおける画像再構成のためのデータサンプリングの条件と信号検出能の関係を示した定量的報告は少ない。本研究では、第1世代におけるX線CTの画像再構成システムをシミュレーションすることにより、検出器の数、線量、大きさ、コントラスト等の信号の形状と検出能の関係を定量的に評価することを目的としている。

7) 3次元CTでの臓器の動きによる再構成画像の劣化解析と画像復元

楊 義強、中森伸行、吉田靖夫(京都工芸繊維大学電子情報工学科)

最近の医療画像診断では、3次元画像を用いることでより高い医療診断を行うようになってきた。これは、計算機の進歩、マルチスライスCT装置およ

びフラットパネル検出器の出現でより短い時間で3次元画像を作成することが出来るようになったためである。さらに、人体の3次元構造の時間的变化を調べようと4次元CT開発の動きも出てきた。しかし、投影データを収集する間に臓器が動くため、再構成画像で劣化が生じる。4次元CTの場合、臓器の動きを検出することを目的としているため、動きに伴う劣化は装置の存在意義を左右する。

本研究では、Shepp-Loganの頭部ファントムをモデルに臓器の動きをシミュレーションし、再構成画像の劣化の解析を行った。Shepp-Loganのファントムは楕円球を基本としているため、この楕円球の位置、サイズおよび角度を周期的あるいは単発的に変化させて、再構成画像の劣化の程度を解析した。また、投影データの時間的变化から臓器の動きを予想して、投影データを修正する方法を提案し、劣化画像の復元を試みた。当日は、シミュレーション結果を中心に、劣化の解析結果と復元の有用性について報告する。

8) 放射光X線を用いた位相(屈折)コントラスト画像法と医療画像診断への適用

島雄大介(茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科放射線技術科学)

【はじめに】最近、盛んに研究が進められている位相(屈折)コントラスト画像法は、被写体中のX線屈折率の違いに基づく画像コントラストで画像を取得しようというものである。本研究では、比較的大きな照射野が得られるインラインホログラフィに類似の手法とアナライザ結晶を用いた手法で画像を取得し、その描写能の比較・検討を行い、診断上の有用性について議論した。

【方法】サンプルはホルマリン固定された人体大腿骨標本の関節軟骨とし、画像は全てマンモグラフィ用フィルムに増感紙なしで記録した。放射光単色X線(30keV)にて、インラインホログラフィ類似の手法ではサンプル-フィルム間距離を0.1,3.5mとして撮影し、アナライザ結晶を用いた手法ではラウエ型配置にて透過X線・回折X線を記録した。比較用としてX線管球による吸収コントラスト画像も取得した。

【結果と考察】関節軟骨は吸収コントラストでは描写されないが、インラインホログラフィ類似の手法ではその表面構造が描写され、アナライザ結晶を用

いた手法ではその表面構造に加え内部構造が描写された。これらの手法を用いれば、関節軟骨の表面形状の変化・厚さの計測・内部構造の変化を捉えることが可能となり、変形性関節症やリウマチの早期診断に有用なものとなるであろう。

【まとめ】放射光単色 X 線による位相(屈折)コントラスト画像法を関節軟骨に適用し、医療画像診断でのその描写能の有用性を示すことができた。

9) 整数演算ウェーブレットを用いた画像圧縮

中森伸行, 中澤庸介* (京都工繊大・電子情報, *沖電気)

最近の医療診断では精度の高い診断を行いたため 3 次元画像を用いることが多くなってきた。しかし、3 次元画像はデータ量が多く、画像の保存および転送でシステムの効率を悪くしている。

我々は、整数演算だけを行うウェーブレット変換を用いて画像データの圧縮効果を検討した。CT 装置では投影データは 12bits から 16bits のデータとして収集される。本手法は整数演算だけを繰り返すため、演算に伴う情報の欠落が生じない。また、演算が加減算だけで行うことが出来るいため、高速演算でもある。整数演算のウェーブレット変換で画像データを分解した後、ランレングス法および Haffmann 符号化で画像圧縮の程度を検討した。

つぎに、1 画素に対するビット数を変えて圧縮画像を保存し、劣化の程度を検討した。シミュレーションの結果、16 ビットで作成した投影データに対し、圧縮データを 12 ビットで保存することで情報を失うことなくデータ量を 20% まで減少出来ることがわかった。

10) デジタル検出器を用いた骨塩定量解析法の研究

町田佳士, 飯山清美*, 小寺吉衛** (名古屋大学大学院医学系研究科, *コニカ株式会社, **名古屋大学医学部保健学科)

【目的】骨粗鬆症診断のための骨塩定量法は、従来からフィルムをベースにした方法が用いられている。撮影のデジタル化が主流となって来た現在、デジタル画像を用いた解析法が望まれている。本報告は CR 装置で骨塩定量を行うために、CR 画像データから骨塩定量を求める方法を検討した。

【方法】CR 装置により撮影した手骨画像から左の

第二中手骨部分のデジタルデータを取り出し、第二中手骨の長さの中心部 10% 領域の平均値を求め、それをアルミ厚に変換し、骨部のアルミ値を抽出した。得られたアルミ値より、GSmax, GSmin, Σ GS/D, MCI 等のパラメータを測定、算出しアナログ法で得た値との相関を調べた。

【結果】対象者 2 名において、デジタル法とアナログ法では No1 女性では Σ GS/D(2.78, 2.80) MCI(0.475, 0.621) GSmax(3.45, 3.78) GSmin(2.67, 3.06) No2 男性では Σ GS/D(2.58, 2.73) MCI(0.333, 0.457) GSmax(3.24, 3.83) GSmin(2.32, 2.49) となった。

【考察】デジタル法で求めた各パラメータはアナログ法で得られたデータとの違いが若干あるものの、被検者同士の比較をすると、 Σ GS/D, MCI とともに、No.1 の方が大きくなり、アナログ法のデータと同じ傾向となった。現段階では被検体数が少なく、相関が見られるとは言い難い。今後相関をみるために被検者数を増やす予定である。

11) X 線像からの歯牙寸法・形状計測の精度評価

菅井淳介, 久納克敏, 横田善夫**, 鈴木康夫***, 伊藤 稔*** (工学院大学, **横田歯科クリニック, ***奥羽大学歯学部)

歯牙とは歯冠部と歯根部からなり歯根部の治療の際、先端までを直接的に観測することができず、従来は歯牙の X 線画像からその寸法を経験的に算出推定する方法がとられてきた。この方法では計測精度が保証されない上、撮影条件によっては大きな誤差を招く可能性があった。X 線撮影系は透視射影系であり、被写体は透視投影変換により変形して投影される。このことが従来、歯牙計測誤差の大きな要因であったため、透視射影系に十分対応し、かつ歯牙や撮影面の調整を要さない測定方法が必須である。これまでに我々は透視射影系における不変量である複比を利用して、上記した撮影条件の制約を回避する新しい歯牙寸法計測法を提案し、歯科診療現場の要望を十分に満たす誤差 $\pm 1.0\text{mm}$ 以内という計測精度が得られた。歯牙断面の真の形状については、歯牙と X 線フィルムが全く平行であれば撮影画像から容易に知ることができる。しかし、歯牙と X 線フィルムとが平行でない場合には透視投影変換により観測画像上の歯牙形状は真の形状から変形しており、変形を補正することは幾何学的配置が厳密に分かっている場合を除き不可能であったが、歯牙寸

法計測法の原理を応用して歯牙の断面形状を復元できるようにした。上記は前歯部(単根)についてだが、臼歯(複数根)においても同様の結果が得られた。そしてフィルム面内のたわみによる計測への誤差評価を行い、乾燥頭蓋骨を使用した実装実験も行う予定。

12) マルチスライス体幹部 CT 画像からの人体組織・臓器領域の認識に関する初期的な検討

周 向栄, 原 武史*, 藤田広志*, 横山龍二郎*, 星 博昭*** (岐阜大学 VSL, *岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻知能イメージ情報部門, **岐阜大学医学部附属病院放射線科)

近年、マルチスライス CT に代表される高速 CT 装置の発展により、CT 画像の撮影時間が大幅に短縮され、より高画質・広範囲で人体を撮影することが可能となった。一度の CT 撮影で人体の一部ではなく、胸部、腹部或いは体幹部(人体の頭部と四肢を除いた部分)を全体的に撮影するケースが増えている。一方、撮影範囲の拡張及び画像精度の向上に伴い、膨大な CT 画像を読影する医師の負担が著しく増加している。そのために、計算機による画像診断支援(CAD)システムの開発が強く期待されている。これまでに、画像診断支援システムに関する研究が幾つか報告されている。しかし、これらの研究は CT 画像からの特定の臓器や病変部の抽出問題に限られているものが多く、また、用いている CT 画像はほとんど一部の臓器しか含んでいないため、人体組織及び臓器の分布を把握することが不可能であった。本研究では、より広範囲での人体組織及び内部臓器領域の分類・認識に関する画像処理手順の開発について検討する。また、提案する手順を実際に 0.5mm スライス間隔で撮影されている体幹部マルチスライス CT 画像に適用し、その有効性と実験結果を示す。

13) コンパートメントモデル理論による CT Perfusion 画像解析

舟迫慎太郎, 真田 茂*, 対馬義人**, 井上克己*(金沢大学医学部保健学科, *金沢大学院医学系研究科, **鳥田会本島総合病院)

【目的】最大勾配法を用いた Perfusion 解析法は、1-コンパートメントモデルを想定したものである。しかし、肝臓は動脈と門脈の 2-入力・1-コンパートメントモデルであるので、正確な Perfusion を解析

することはできない。そこで、2 入力 1-コンパートメントモデルを用いて肝臓の CT Perfusion 画像解析を行う。

【方法】データ収集：造影剤を肘静脈より 40ml 静注した時点で、肝臓の同一断面の撮影を開始する。スキャン間隔は前半の 12 スキャンは 2 秒間隔、後半の 8 スキャンは 7 秒間隔で行った。

データ処理：得られた CT 画像において、各時系列上同じ座標における CT 値を取得する。各画素における CT 値、腹部大動脈、門脈に設定した ROI における CT 値データを用いて、造影剤の[動脈→肝臓実質]および[門脈→肝臓実質]の流入速度係数、肝臓実質からの流出速度係数を求めた。この解析を各画素について行い、カラスケールを用いて CT Perfusion 画像を作成した。

【結果及び考察】肝臓実質内の大部分の領域で、最大勾配法より精度の高い Perfusion 解析が可能であった。一部の領域で適切にパラメータを算出できなかったが、現時点では 1 画素ごとに解析を行っているために、ノイズや呼吸による肝臓の移動がパラメータ算出に影響をしたためと考える。今後、MDCT を用い肝臓の動きを追跡してより精度の高い CT Perfusion 画像を得る予定である。

15) 頭部 MRI 画像を対象とした側頭葉認識アルゴリズムの開発

林 則夫, 真田 茂*, 鈴木正行*(金沢大学大学院医学系研究科, *金沢大学医学部保健学科)

【目的】現在精神神経疾患において、頭蓋内の病変の評価に側頭葉の容積の計測が行われている。しかし、この計測には MRI 画像を対象としてマニュアルで脳葉をトレースして行われており、実際にはかなりの手間がかかるという問題点がある。側頭葉領域を自動認識し、それぞれの容積を簡便に定量化することを目的として、頭部 MRI 画像中の側頭葉を自動認識する方法を開発したので報告する。

【方法】健常ボランティア 1 名について、MRI 装置(GE SIGNA HORIZON 1.5T)を用いて、SPGR で T1 強調画像(Coronal, Matrix: 256×256, Thickness: 5.0mm)を取得した。得られたデータをパーソナルコンピュータに転送して解析を行った。側頭葉自動認識方法として、まず大脳実質部を抽出した。抽出された画像においてシルビウス裂を自動認識し、シルビウス裂を基準に側頭葉の輪郭部を自動的にト

レースした。側頭葉が含まれるスライスのすべてにおいて同様にトレースした。また、マニュアルで側頭葉の輪郭をトレースした結果と比較した。

【結果】側頭葉と後頭葉の境界における両者の分離は困難であったものの、本解析法によって側頭葉の輪郭を自動的に認識することができた。また、その結果は手動でトレースした結果とほぼ同様であった。

【考察】側頭葉の輪郭を自動的に抽出し、その容積を簡便に自動計測できることが示唆された。しかし、脳葉の形状が不定形な異常症例についてさらに検討する必要がある。

16) 胸部時系列差分動画像を対象とした心壁の抽出
和泉勇紀、真田 茂、田中利恵*、井上仁司** (金沢大学医学部保健学科、*金沢大学大学院医学系研究科、**キャノン(株)宇都宮光学機器事業所・DR システム第5開発室)

【目的】動画対応フラットパネルディテクターを用いることによって胸部動画像の取得が容易になる。すなわち従来の単純X線画像による診断とともに機能データを付加したスクリーニングが簡便にできるようになる。本研究の目的は動画対応フラットパネルディテクターによって撮像された胸部動画像から心壁の動態を解析することである。

【方法】キャノン社製CXDI-22改造機で6名の健康ボランティアが呼吸する過程を撮影した(撮影条件: 120kV, 80mA, 3.2msec, 3fps, 10秒間, マトリックスサイズ2688×2688, 階調12bits, 撮影体位: 立位正面背腹方向)。胸部動画像をパーソナルコンピュータ(OS: Windows2000(Microsoft), 開発環境: C++Builder5(Borland))に転送し、その時系列差分動画像を作成して解析を行った。

【結果及び考察】差分動画像を対象にしてX方向とY方向のシグネチャーを解析することにより心壁の位置を特定できた。さらに局所のピクセル値(差分値)を解析することによって心壁の輪郭の抽出と拍動の計測ができた。

これらの結果より、本法を用いたスクリーニング心臓動態検査の可能性が示唆された。たとえば、心

壁運動に異常をきたす狭心症や心筋梗塞などの診断に有用であることが期待される。さらに異常症例を対象とした臨床評価が今後の課題である。

17) 胸部X線画像の比較読影における3Dディスプレイの応用

萬代奈都子、真田 茂*、石井 聡*、井上仁司** (金沢大学大学院医学系研究科、*金沢大学医学部保健学科、**キャノン株式会社)

【目的】胸部X線画像における経時的な変化を視覚的に強調するため、めがねなし3Dディスプレイの応用を試みた。現在画像と過去画像をそれぞれ右または左画像として表示して、現在画像に新たに発生した異常陰影の認識が視野闘争によって容易になるかどうかを明らかにする。

【方法】ディスプレイの輝度および照度は最適と思われる観察条件に設定された。キャノン社製めがねなし3Dディスプレイを用い、胸部X線画像を表示対象画像とした。肺野ファントム画像を±3度の角度をつけて撮影を行った。次に、腫瘤状陰影を模擬した円形病巣ファントムを作成して、左右のファントム画像のいずれかに画像合成し、その認識度を測定した。病巣ファントムは、大きさとコントラストを段階的に変化させた。また、左右の視野闘争を起こして病巣を認識しやすくするような色の組み合わせについても検討した。

【結果】通常の観察システム(フィルム, CRT)で見落とされやすかった病巣位置において、3Dディスプレイを用いて観察することにより病巣の認識度が向上する傾向を示した。

【考察とまとめ】現在画像と過去画像に経時的な変化が見られない場合、容易に立体視(融像)することができる。しかし、経時的な変化がある場合、その変化部分は視野闘争によって違和感を覚えて認識し易くなる。観察の疲労度などを考慮すると、直ちに臨床応用につながるものではないが、時間的差分法などの画像処理を用いることなく経時変化を視認できる点と立体視ができる点で興味深い。

会 報

I 平成 14 年度総会および年次(第 133 回)大会記事

平成 14 年度総会および年次(第 133 回)大会を医用画像認知研究会と合同で下記のように開催しました。

日 時 平成 14 年 6 月 8 日(土)10:00~9 日(日)12:30

場 所 岩手県立中央病院 4 階大ホール

特別講演

「モニタ劣化の視覚的評価. 臨床的立場から.」

名古屋大学放射線医学講座 教授 石垣武男先生

「CAD 研究者のために胸部画像診断」

岩手県立中央病院放射線科 佐々木康夫先生

総 会

日 時 平成 14 年 6 月 9 日(日)11:30~12:30

議題

- ・平成 13 年度事業報告, 決算報告
- ・平成 14 年度事業計画, 予算案

授賞式

- ・功績賞, 内田論文賞, 金森奨励賞

研究発表会(M⇒医用画像情報学会, p⇒医用画像認知研究会)

- 1) p 小施設における PACS の問題点
東山行雄, 佐藤元美
国保藤沢町民病院
- 2) p PACS system(シナプス)の使用経験
熊谷由基
岩手県立久慈病院 放射線科
- 3) p フィルムレス運用の変遷について. 4 年間の運用経過から.
山田 勝
岩手県国民健康保険前沢診療所放射線科
- 4) p 医用画像の効率的な保存, 運用の検討
石川浩太
夢見堂
- 5) p 全病院規模 PACS におけるデータ量とその運用に関する定量的測定
大倉保彦
大阪大学大学院医学系研究科 保健学専攻
- 6) p PACS における画像プリフェッチルールの帰納的自動生成アルゴリズムの開発
大倉保彦
大阪大学大学院医学系研究科 保健学専攻
- 7) p 胸部画像診断における 1800 階調描画可能な液晶ディスプレイの有用性について
ー簡便な専用の操作装置の開発と臨床場面での活用ー
藤原康博, 田中雅人, 上坂秀樹, 木戸屋栄次, 東村享治, 伊藤春海*, 大橋三男**

福井医科大学附属病院 放射線部, *福井医科大学附属病院 放射線科

**スペクトラテック

- 8) p 肺腫瘍陰影の検出能: CRT と LCD の比較 - 第1報 -

佐藤正幸, 藤村繁則, 鎌田健一, 武田大樹, 五日市昭弘, 遠藤和志, 佐々木康夫*, 桂川茂彦**

岩手県立中央病院 中央放射線部, *同・放射線科, **日本文理大総合研究センター

- 9) p MSCT 画像の効率的な読影を目的とした DICOM 画像ビューワー

服部秀計, 工藤 元, 江本 豊, 片田和廣*, 武藤晃一*, 安野泰史*, 真柄 浩**, 根本 茂**, 後藤雅志**

藤田保衛大 放, *藤田保衛大 衛生, **根本杏林堂, ***リソースワン

- 10) p PACS 環境におけるファイリングミス発生の調査と患者自動認識システムの有用性

杜下淳次, 桂川茂彦*, 渡辺秀幸*, 祐延良治**, 小田敏弘****, 岡崎浩子*****, 近藤啓介*****, 遠山景子, 中田 肇**, 土井邦雄*****

京都医療技術短期大学, *日本文理大学総合研究センター, **産業医科大学病院放射線科, **大阪大学病院放射線部, ****産業医科大学病院放射線部, *****三井化学株式会社, *****京都学園大学経済学部, *****シカゴ大学放射線科

- 11) p 画像検査オーダーを含むオーダーリングにおける診察室のタイムスタディー

大村久美子

大阪大学大学院医学系研究科

- 12) p ネットワークを利用した類似画像検索

水野恵子, 佐々木康夫, 石川一郎, 及川茂夫, 熊坂由紀子, 関澤玄一郎, 松岡祥介

岩手県立中央 放射線科

- 13) p 完全フィルムレスな大学付属病院におけるエンロール不要な連続会話認識ソフトを用いた画像診断レポートの作成

武中泰樹, 櫛橋民生, 馳澤憲二, 北之園高志, 浮洲龍太郎, 市川珠紀, 藤澤英文, 新田 勝*, 古根将**

昭和大学横浜市北部病院・放射線科, *昭和大学横浜市北部病院・放射線部, **横河電機(株)医療情報システムセンター エンジニアリング部

- 14) p フィルムレス運用における画像表示の問題点とその対策

新田 勝, 崔 正吾, 櫛橋民生*, 武中泰樹*, 馳澤憲二*, 北之園高志*, 浮洲龍太郎*, 市川珠紀*, 藤澤英文*, 古根 将**

昭和大学横浜市北部病院 放射線部, *昭和大学横浜市北部病院 放射線科, **横河電機(株) 医療情報システムセンター エンジニアリング部

- 15) p 完全フィルムレスな大学付属病院における PACS, RIS の構築

武中泰樹, 櫛橋民生, 馳澤憲二, 北之園高志, 浮洲龍太郎, 市川珠紀, 藤澤英文, 新田 勝*, 古根将**

昭和大学横浜市北部病院・放射線科, *昭和大学横浜市北部病院・放射線部, *横河電機(株)医療情報システムセンター エンジニアリング部

- 16) p トータル・フィルムレスを実現するための整形外科用デジタル画像ソリューションについて

高柳亮太郎

日本アグファ・ゲバルト株式会社ヘルスケア事業部デジタルソリューションセールス・マーケティング

- 17) p 2次元ウェブレットを用いたコーンビーム CT 画像のノイズ除去と被曝量の低減

楊 義強, 中森伸行, 吉田靖夫

京都工繊大 電子情報

- 18) M 自然放出による K 系列特性 X 線の増幅と特性
佐藤英一, 林 保臣*, 小原春雄**, 田中越郎***, 盛 英三*, 河合敏昭**, 高山和喜***
岩手医科大・教養・物理, *八戸工専・電気, **東北大・医短, ***東海大・医・生理, *国立循環器センター, **浜松ホトニクス, ***東北大・流体科学研
- 19) M ポリキャピラリープレート(X線レンズ)の特性
佐藤英一, 田中越郎*, 盛 英三**, 河合敏昭***, 小原春雄*, 高山和喜**
岩手医科大・教養・物理, *東海大・医・生理, **国立循環器センター, ***浜松ホトニクス, *東北大・医短, **東北大・流体科学研
- 20) M フラットパネルディテクタの DQE の測定について
松本政雄, 高橋真幸, 上田直典, 小縣裕二, 金井幸三*, 金森仁志**
阪大・医・保健, *東洋メディック, **京都工繊大名誉教授
- 21) p 胸部動画像における呼吸性動態の定量化
田中利恵, 真田 茂*, 鈴木正行*, 小林 健**, 松井武司***, 井上仁司****, 中野善久*****
金沢大学大学院医学系研究科, *同医学部保健学科, **同医学部附属病院・放射線科, ***同医学部附属病院・放射線部, ****キヤノン(株)宇都宮光学機器事業所・DR システム第5開発室, *****京都桂病院・放射線科
- 22) p 乳腺・腫瘍像形成性病変の超音波診断における判断の再現性および読影者間の一致度の解析
島本佳寿広, 遠藤登喜子, 植野映, 久保田光博, 小西 豊, 角田博子, 橋本秀行, 増田慎三, 水谷三浩, 森島 勇, 安田秀光, 渡辺隆紀, 池田 充
名古屋大学医学部保健学科放射線技術科学
- 23) p マンモグラフィ併用検診における CAD の病変検出能
齊藤美穂子, 山田隆之, 石橋忠司, 高橋昭喜
東北大学医学部量子診断学
- 24) M 互いに非独立の複数の病状を用いた独立扱いの Bayes 自動診断において, 独立扱いに因る正診率低下度の考察
山崎 武
元滋賀医科大・放
- 25) p コンピュータでも分かる読影手順についての一考察
尾辻秀章, 甲川佳代子, 上田耕司, 森 健策*, 目加田慶人*, 鳥脇純一郎*, 長谷川純一**
大阪府済生会吹田病院 放射線科, *名古屋大学大学院・工学研究科, **中京大学・情報科学科
- 26) M CR における撮影条件の適正化と画像処理による被曝線量低減について
島 正光, 長谷川 貴彦, 山下 一彰, 小山修司*, 成田憲彦*, 小寺吉衛*
名城病院・放, *名大・医・保健
- 27) M 胸部 X 線写真の撮影方向認識の方法の評価
有村秀孝, 桂川茂彦*, 石田隆行, 小田紘弘**, 中田肇**, 土井邦雄***
広島国際大・診療放射線, *日本文理大・総合研究センター, **産業医科大・放射, ***シカゴ大・放射
- 28) M 準単色平行 X 線撮影システムの開発
佐藤英一, 田中越郎*, 盛 英三**, 河合敏昭***, 高山和喜*
岩手医科大・教養・物理, *東海大・医・生理, **国立循環器センター, ***浜松ホトニクス, *東北大・流体科学研
- 29) M キャピラリーから発生する軟 X 線の特性—コヒーレントな軟 X 線発生を試み—
佐藤英一, 林 保臣*, 高山和喜**
岩手医科大・教養・物理, *八戸工専・電気, **東北大・流体科学研

Ⅱ 第 133 回理事会議事録

日 時 平成 14 年 6 月 9 日(日)

場 所 岩手県立中央病院 4 階大ホール

出席者 小島, 中森, 畑川, 藤田, 細羽, 本田(代理), 松井, 松本, 長谷川顧問,
樋口監事, 津田監事, 小寺

議 題

- 1) 平成 13 年度事業報告, 決算報告を承認した。
- 2) 平成 14 年度事業計画, 予算案を承認した。
- 3) 小島表彰選考委員長より表彰選考結果の報告があり, 平成 13 年度受賞者を次のように決定した。
功績賞: 山田正良氏, 内田論文賞: 犬井正男氏, 片渕哲朗氏以下 3 名, 金森奨励賞: 李 鎔範氏,
中川俊明氏, 原 武史氏の 3 名
- 4) 秋季(第 134 回)大会は金沢大学真田茂先生のもと 10 月 5 日(土)に金沢市で開催することを確認した。春季(第 135 回)大会は担当を松本政雄先生(大阪大学), 細羽実氏(鳥津製作所)にお願いして 2003 年 2 月 1 日(土)に大阪近郊で開催することを承認した。
- 5) 次年度総会の開催地は岐阜大学, 名古屋大学のどちらかで行うことを承認した。日程については未定。
- 6) 電子ジャーナルの契約を承認した。
- 7) 論文表彰の審査時期を検討することとした。担務は表彰選考委員長とする。次年度から, 表彰論文の記念講演を行うこととした。

Ⅲ 平成 14 年度総会議事録

日 時 平成 14 年 6 月 9 日(日)

場 所 岩手県立中央病院 4 階大ホール

出席者 147 名(うち委任状 115 名)

議 題

- 1) 第 133 回理事会議事録 1) を承認した。
- 2) 第 133 回理事会議事録 2) を承認した。

報告事項

- 1) 第 133 回理事会議事録 3), 4), 5), 6) を報告した。

Ⅳ 平成 13 年度 事業報告

○平成 13 年度年次(第 130 回)大会 平成 13 年 6 月 2 日

名古屋大学医学部保健学科

出席者 33 名

特別講演 1

医誠会病院健康増進センター センター長 稲本一夫先生(大阪大学名誉教授, 関西国際大学客員教授)

「21 世紀の人間ドック? 仮想内視鏡(VE)と CD-ROM」

特別講演 2

三重大学医学部附属病院教授医療情報部教授 山本皓二先生

「診療所・国立病院・大学病院の医療連携支援機構」

研究発表演題数 12 題

平成 12 年度受賞者

功 績 賞 奥村泰彦氏, 山田英彦氏

内田論文賞 臼井幸也氏, 蔡 篤儀氏, 小島克之氏, 山田 功氏

「強化学習法に基づく医用画像のセグメンテーションおよび関心領域の抽出」17 巻 2 号 72-79 頁

金森奨励賞 宮島悟史氏, 森見左近氏

「CdZnTe 半導体検出器を用いて測定した診断領域 X 線スペクトルの補正」16 巻 2 号 79-89 頁

金森奨励賞 山崎隆治氏, 隅田伊織氏

「CT 装置の一次 X 線スペクトルの解析」17 巻 2 号 88-96 頁

○雑誌 医用画像情報学会雑誌 第 18 巻 2 号発行

○秋季(第 131 回)大会 平成 13 年 10 月 20 日, 21 日

財団法人愛媛県総合保健協会 大石茂雄先生

出席者 16 名

特別講演 1

松山成人病センター副センター長 長尾充展先生

「こうあって欲しい医用画像情報」

特別講演 2

財団法人愛媛県総合保健協会事業部主幹 大石茂雄先生

「肺がんデジタル検診の舞台裏」

見学会

愛媛県デジタル健診システム, 検診車など見学

研究発表演題数 11 題

○雑誌 医用画像情報学会雑誌 第 18 巻 3 号発行

○春季(第 132 回)大会 平成 14 年 1 月 24 日, 25 日

別府ビーコンプラザ 稲津 博先生(NBU メディカルカレッジ)

出席者 20 名

特別講演

日本文理大学工学部 NBU 総合研究センター教授 桂川茂彦先生

「胸部単純写真における CAD」

研究発表演題数 11 題

○雑誌 医用画像情報学会雑誌 第 19 巻 1 号発行

平成 13 年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥1,952,942	印刷製本費	¥1,625,010
一般会費	¥1,148,000	通信費	¥70,651
賛助会費	¥687,795	研究会費	¥325,495
研究会参加費	¥178,000	旅費交通費	¥700,000
雑収入	¥60,949	会議費	¥1,575
利息	¥188	人件費	¥250,000
論文投稿料	¥372,700	金森奨励賞賞金	¥20,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥0
		雑費	¥236,910
		支出合計	¥3,249,641
		次年度繰越金	¥1,150,933
収入合計	¥4,400,574	支出繰越金合計	¥4,400,574

平成 13 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 13 年度金森基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
金森基金元金	¥500,000	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 13 年度の収支について、平成 14 年 5 月 25 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に認めます。

V 平成 14 年度事業計画

- 雑誌 医用画像情報学会雑誌 第 19 巻 2 号発行
- 平成 14 年度年次(第 133 回)大会 平成 14 年 6 月 8 日, 9 日
岩手県立中央病院 佐々木康夫先生
特別講演
岩手県立中央病院放射線科 佐々木康夫先生
「CAD 研究者のための胸部画像診断」
- 雑誌 医用画像情報学会雑誌 第 19 巻 3 号発行予定
- 秋季(第 134 回)大会 平成 14 年 10 月 5 日
金沢大学医学部保健学科 真田 茂先生
特別講演 未定
- 雑誌 医用画像情報学会雑誌 第 20 巻 1 号発行予定
- 春季(第 132 回)大会 平成 14 年 1 月頃
会場 未定
特別講演 未定

平成 14 年度予算案

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥1,150,933	印刷製本費	¥1,530,000
一般会費	¥1,308,000	通信費	¥100,000
賛助会費	¥570,000	研究会費	¥100,000
研究会参加費	¥90,000	旅費交通費	¥600,000
雑収入	¥50,000	会議費	¥120,000
利息	¥2,500	人件費	¥250,000
論文投稿料	¥500,000	金森奨励賞賞金	¥20,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥50,000
		雑費	¥100,000
		支出合計	¥2,890,000
		次年度繰越金	¥781,433
収入合計	¥3,671,433	支出繰越金合計	¥3,671,433

Ⅵ 平成 13 年度受賞者

功 績 賞

山田 正良 氏

山田氏は、金森仁志氏が内田会長のもとで総務理事をしていた昭和 59 年から平成 7 年の 12 年に亘り、会誌の編集責任者として年 3 回、会誌を発行されました。さらに、1 月または 2 月には、大阪と交互に京都工芸繊維大学で研究会の会場を設営し、特別講演と見学会を計画されました。山田氏は、以上のように、永年に亘り、本学会の運営に多大の貢献をされました。よってここに功績賞を贈呈し、感謝の意を表します。

金森奨励賞

李 鎔範・中川 俊明・原 武史

論文名：高次局所自己相関特徴を用いた胸部 X 線 CT 画像上の腫瘍陰影の自動検出
巻，号，頁：18 巻 3 号 135-143 頁

受賞理由

本論文は、局所自己相関特徴と重回帰分析を用いた画像認識法を、胸部 X 線ヘリカル CT 画像から肺腫瘍陰影を自動認識するために応用したものである。特に、肺尖部、肺底部における腫瘍陰影は、画像上のアーチファクトにより認識アルゴリズムの構築は困難であるとされていた。本論文では、そのアーチファクトを含めた画像特徴を局所自己相関特徴として抽出し、それらを重回帰分析により学習・認識させることで、肺尖部、肺底部の腫瘍陰影の認識率が向上したと報告している。論文としては、手法の新規性には欠けるものの、従来法の弱点を補う一手法として非常に実用的かつ有効であったと考える。

内田論文賞

犬井 正男

論文名：X線スクリーン・フィルム系の単一照射センシトメトリ
巻，号，頁：18巻2号70-74頁

受賞理由

本論文は、1回のX線照射によりX線スクリーン・フィルム系(SF系)のセンシトメトリを簡便に行う方法に関するものである。すなわち、2組のSF系を重ねたスタックにX線照射すると線源側のスクリーンは材料のK吸収端より短い波長のX線を強く吸収するため、スタックに適当なスペクトルのX線を照射すれば、線源側・逆側の両SF系の入射X線を近似的に実行エネルギーが等しくなるようにできる。本論文は、上記の方法に必要なX線を得るため、X線管に組み合わせるフィルタをシミュレーションにより設計し、これを用いて上記の簡易型センシトメトリを実行し、好結果を得たことを述べている。X線画像の基礎の部分で、重要、かつ実用性のある論文である。

内田論文賞

著者 片渕 哲朗・浅居喜代治・藤田 広志

論文名：①ファジィ推論における非ファジィ化の検討－新しい非ファジィ化法の提案－および
②ファジィ推論における非ファジィ化の検討－密度モーメント法を用いた医療支援診断への応用－

巻，号，頁：18巻1号19-30頁，31-38頁

受賞理由

本論文2編は、一連のつながりを持った論文である。①が基礎的なアルゴリズムを述べているのに対し、②はその臨床応用となっている。本研究はファジィ推論を診断支援に適用するために、医療診断に適した密度モーメント法と呼ぶ新しい非ファジィ化の方法を提案している。著者らはこの方法をあらゆる角度から検討し、最終的には医療診断の一要素技術として確立している。これら一連の研究はファジィ推論を用いて診断支援システムを構築する上で、今後不可欠となる技術であろう。また、本論文の完成度は高く、オリジナリティも十分含まれており、内田論文章を受賞できる要素を十分に備えている。

お詫びと訂正

前回の会報の一部に誤りがありましたので、お詫びいたしますとともに訂正いたします。

第19巻第2号 112-113 頁

会報 I 春季(第132回)大会記事中の研究発表を以下に訂正願います。

研究発表

- 1) 直接型フラットパネルディテクタの画像特性の検討
松本政雄, 末兼浩司, 一丸恭伸, 小縣裕二, 金井幸三*, 金森仁志**
阪大・医・保健, *東洋メディック, **京都工繊大名誉教授
- 2) マンモグラフィ用ファントム画像の画質の検討(2)
松本政雄, 一丸恭伸, 末兼浩司, 今村恵子*, 江原範重*, 金森仁志**
阪大・医・保健, *聖マ医大・放射, **京都工繊大名誉教授
- 3) 散乱 X 線が画像の鮮鋭度に及ぼす影響
津田浩平, 滝川 厚, 西原貞光**
広島県立保健福祉短大, *広島県立保健福祉大
- 4) ウェーブレット変換を用いた CT 再構成とデータ圧縮
中森伸行, 中沢庸介, 楊 義強, 吉田靖夫
京都工繊大・電子情報
- 5) フラットパネルを用いたコーンビーム CT 画像の画質について
中森伸行, 楊 義強, 吉田靖夫, 角尾卓紀*, 遠藤真広*, 佐藤一雅**
京都工繊大・電子情報, *放医研・重粒子治療センター, **ソニー・フロンティアサイエンス研
- 6) 活性炭カラムに吸着した放射性ヨウ素のイメージングプレート(IP)による測定
緒方 良至
名大・医・保健
- 7) コントラスト法による骨塩量測定の基礎的検討
宮本秀幸, 稲津 博
NBU メディカルカレッジ・診療放射
- 8) 高次局所自己相関特徴を用いた歯 X 線写真の類似判定法
小川真史, 原 武史, 中川俊明, 藤田広志, 永井 淳*, 武内康雄*, 大谷 勲*
岐阜大・工・応用情報, *岐阜大・医・法医学
- 9) 判別規準に基づく胸部 X 線像からの肺野領域抽出
徳永裕之, 阿部 亨
北陸先端科学技術大学院大・情報科学
- 10) 乳房 X 線画像における腫瘍陰影の辺縁抽出法と良悪性鑑別
青柳弘昭, 中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子*, 岩瀬拓士**
岐阜大・工・応用情報, *国立名古屋病院・放射, **愛知県がんセンター病院・乳腺外
- 11) 乳房 X 線画像における構築の乱れ(Architectural Distortion)の領域抽出
山崎大輔, 松原友子*, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子**, 岩瀬拓士***
岐阜大・工・応用情報, *名古屋文理大・情報文化・情報文化, **国立名古屋病院・放射, ***愛知県がんセンター病院・乳腺外

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
568	五味 勉	信州大学医学部附属病院 〒390-8621 松本市旭 3-1-1	TEL 0263-37-2819 FAX 0263-37-2815
569	佐々木 喬	石巻市立病院 放射線部 〒986-0835 宮城県石巻市南浜町 1-7-20	TEL 0225-23-3200
570	真田 茂	金沢大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80	TEL 076-265-2524
571	小田 叙弘	〒807-0024 福岡県遠賀郡水巻町高尾 15-17	TEL 063-202-8353
572	森 泰成	〒065-0021 北海道札幌市東区北 21 条東 18 丁目 2-10	TEL 011-787-8575

—— 会 員 異 動 届 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
35	井上 光二	勤 務 先	(株)島津製作所デバイス部 〒604-8511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1	TEL 075-823-1332
271	藤田 広志	勤 務 先	岐阜大学大学院再生医科学専攻 知能イメージ情報部門 〒501-1112 岐阜県岐阜市柳戸 1-1	TEL 058-293-2742
493	原 武史	勤 務 先	岐阜大学大学院再生医科学専攻 知能イメージ情報部門 〒501-1112 岐阜県岐阜市柳戸 1-1	TEL 058-293-2757
307	三村 誠一	連 絡 先	〒683-0834 鳥取県米子市内町 110-1 RA4-2	TEL 0869-34-5868
560	安田 成臣	連 絡 先	〒300-0334 茨城県稲敷郡阿見町鈴木 27-50 クライミングローズ 103 号	TEL 0298-87-2313
450	有村 秀孝	連 絡 先	Department of Radiology, The University of Chicago, 5841 South Maryland Ave., Chicago, IL 60637, USA	FAX 773-702-0371

—— 賛 助 会 員 ——

平成 14 年 8 月現在、本学会の賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対してお賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。(五十音順)

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

役 員

会 長	小寺 吉衛(名古屋大)
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
顧 問	長谷川 伸
総務理事	藤田 広志(岐阜大)
常務理事	[編集担当] 中森 伸行(京都工繊大)
	[企画担当] 真田 茂(金沢大), 本田 道隆(東芝), 松本 政雄(大阪大)
	[庶務担当] 原 武史(岐阜大)
	[財務担当] 松原 友子(名古屋文理大)
理 事	飯山 清美(コニカ), 小倉 敏裕(癌研病院), 木戸 尚治(山口大)
	小池 功一(日立メディコ), 小島 克之(浜松大), 佐井 篤儀(新潟大)
	佐々木 康夫(岩手県立中央病院), 真田 泰三(山口大病院)
	志村 一男(富士写真フイルム), 滝川 厚(広島県立保健福祉大)
	谷本 啓二(広島大), 細羽 実(鳥津製作所)
監 事	樋口 清伯(大阪産業大), 畑川 政勝(大阪市大病院)

編 集 後 記

小寺会長の新執行部がスタートとともに編集を担当することになりました。どうか、一層よい学会誌にするために皆様の協力、宜しくお願いします。

1996年まで少し編集を手伝いをしてきたので今回の編集も何とかなると高をくくっていました。しかし、久しぶりの作業、思うようには行きません。藤田先生はじめ岐阜大学の先生方の協力を得て、やっと会誌を発刊できるところまで来ることが出来ました。藤田先生はじめ岐阜大学の関係の方々編集担当どうもご苦労様でした。

さて、次号で会誌は20巻となります。これを機に特集号を企画したいと考えています。会員各位からの企画の提案をお待ちしています。(な)

ホームページ <http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/> (管理担当：佐井篤儀)

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成14年(2002年)9月発行

編 集 委 員 会

[編集委員長]

中森 伸行(京都工繊大)

[編集委員]

佐井 篤儀(新潟大)

真田 茂(金沢大)

滝川 厚(広島県立保健福祉大)

原 武史(岐阜大)

松本 政雄(大阪大)

編 集 医用画像情報学会編集委員会

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内

TEL: 075-724-7483, FAX: 075-724-7400

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

発行所 医用画像情報学会事務局

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1(岐阜大学工学部)
岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻
知能イメージ情報部門内

TEL: 058-293-2746, FAX: 058-230-1895

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

印刷所 (株)北斗プリント社

〒606-8540 京都市左京区下鴨高木町 38-2

TEL: 075-791-6125, FAX: 075-791-7290

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

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

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

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc. (CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

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

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合は請求ください。

◎ 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講座に振り込んでください。

入会申込先：〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻

知能イメージ情報部門（工学部応用情報学科内 藤田，原）

医用画像情報学会 事務局

TEL：058-293-2746 FAX：058-230-1895

郵便振替口座：00860-1-111841 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。

◎ 当学会のホームページ（<http://www.clg.niigata-u.ac.jp/~mii/>）からも入会の申込みを行うことができます。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んで下さい。年会費の振込み確認後に入会手続きをいたします。

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴(姓, 名の順に)

印

印

3) 生年月日 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください.)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

6) 学位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先としてください.)

医用画像情報学会会員（勤務先，所属 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先，所属 ふりがな

新勤務先，所属 ふりがな

新勤務先住所〒

T E L

F A X

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

T E L

F A X

（注：勤務先，所属，自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著作権

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

医用画像情報学会(MII)雑誌原稿執筆要領

(平成 13 年 5 月 5 日)

1. 原稿締切 1) 研究会において発表されたもの

原則として、研究会開催日の 1 ヶ月後必着で投稿をお願いします。査読(論文の場合)と著者校正の期間が必要ですので、期限を厳守して下さい。査読が間に合えば次号に掲載予定です。

2) その他 随時

2. 送り先 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町, TEL: 075-724-7483, FAX: 075-724-7400

京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科

医用画像情報学会編集委員会 中森伸行

e-mail: nakamori@dj.kit.ac.jp

3. 原稿の量 印刷上がり原則として 10 ページ以内

4. 書き方 (会誌の「論文」を見て、同じ形式で書くこと。)

1) 全般 ワードプロセッサを用いて、A4 用紙に 22 字×41 行で書くこと。

2) 表題 1 ページ目に表題、氏名、所属、所在地を書き、続いて英文表題、氏名、所属、所在地を書く。表題は、和文、英文、ともにボールド指定とする。

3) 抄録 2 ページ目には、抄録(Abstract)を英文で記述すること(200 語以内)。なお、抄録中での改行は不要。

また、英文のキーワードを 5 つ以内で記載する。

4) 本文

・ 3 ページ目から始める(原稿には必ず通しページを付して下さい)。

・ 項目は大項目を 1. (センター位置)、中項目を 1.1 (左寄せの位置)、小項目を 1.1.1 (左寄せの位置)のように番号づけし、ボールド指定とする。

・ 元素記号、単位、演算記号はローマン指定とする(sin など)。

・ 手書きのギリシャ文字は読み方を指定、または、ギリシャ文字指定とする。

・ 文献の引用は通し番号を [1], [1.2], [1-3], [1, 6-9] のように表記する。なお、文中に引用された順に記載すること。

例) 「…されている [1-3].」 「…であり [2,3], …」

・ 図と表(Fig. 1 Table 1)は、ボールド指定とする。

表 記号およびその意味

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

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

5) 引用文献の書き方

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

- (例) [1] Sahiner B and Chan HP: Image feature selection by a genetic algorithm : Application to classification of mass and normal breast tissue, Med. Phys., 23(10), 1671-1684, 1996.
- [2] Gordon R, Bender R and Herman GT: Algebraic reconstruction techniques for three-dimensional electron microscopy and photography, J. Theor. Biol., 29(12), 471-481, 1970.
- [3] Holmquist J, Imasato Y, Bengtsson E, et al.: A microspectrophotometric study of pap-stained cervical cells as an aid in computerized image processing, J. Histochem. Cytochem, 24, 1218-1224, 1976.
- [4] Bezdek JC: Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms, 60-69, Plenum Press, New York, 1981.
- [5] 福岡大輔，原 武史，藤田広志，他：初期輪郭の自動生成と制御点の統合を含んだ動的領域輪郭抽出法，医画情誌，16(2)，148-152，1999.
- [6] 久保 勝：画像工学，101-110，オーム社，東京，1989.

6) 図面(写真)

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

7) 表

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

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

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

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

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

光と語る。

光の技術集団、浜松ホトニクス。

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



HAMAMATSU

営業品目

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

浜松ホトニクス株式会社

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

SHIMADZU

Solutions for Science
since 1875

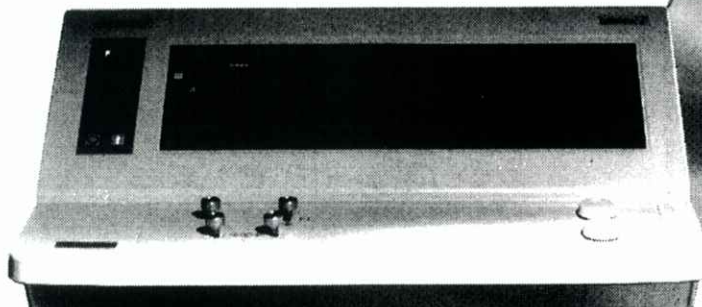
真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX^α

1024²マトリックス・30フレーム/秒の世界最高スペックが誇る高画質・高速収集でご好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。

画質への妥協を一切許さず、最新のデジタル・テクノロジーを駆使しフィルムが追い求めてきた高画質をリアルタイムにデジタル・データで実現。



CD-R標準装備



島津製作所

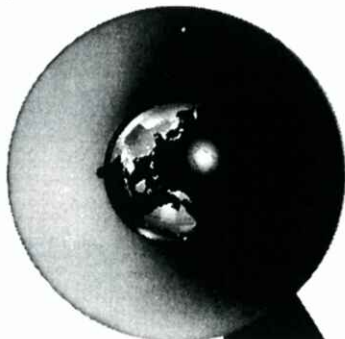
インターネットで最新情報やホームページにアクセスいただけます。 <http://www.shimadzu.co.jp/index.html>
本社 東京都中央区本町1-1-1 島津ビル1F ☎(03) 5561-1111 医療機器事業部 (075) 823-1271



GE Medical Systems



インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

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

CT

全身用コンピュータ
断層撮影装置
ProSeed EF
ProSeed Accell EI
Lemage
Legato
PreSage
CTLuminox
Epi
CTMAX640
CTHSpeed 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 (IC)
NUCLEAR
核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXXUS
Starcam4000XR/T/XC/T
ADVANCE

X-RAY

X線撮影装置
アドバンテックスLC-IP
アドバンテックスLC
アドバンテックスAFM/LCN
アドバンテックスDLX
セノグラフMR
セノグラフ600T/600TFD/
セノグラフ
ステノスコフ9000/6000
ステノスコフLE
AMX-4
GM-1215
フレジオ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RTfine
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

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

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

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

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

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

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

ME Series

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

TOTOKU

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

ポートレート/ランドスケープ
300万画素タイプ

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

- 大型(20.8型)のモノクロ液晶パネルを採用し高解像度・高輝度と共に省スペース・省電力を実現
- 10Bit(1021階調)での高階調表示が可能
- ランドスケープ(横型)/ポートレート(縦型)の切換が可能^{※1}
- チルト台を外して壁面などにマルチ画面を構成したり、アームを取り付けての使用が可能(VESA規格取付)
- プルト画面(VGA)と高精細の各種医用画像が表示可能
- 解像度2048×1536^{※2}(300万画素)
- 最大輝度600cd/mf
- 専用ビデオボードとバンドル販売●輝度キャリブレーション機能
- OSD調整●USB対応

モノクロ20.8型液晶ディスプレイ

ME311L

※1 フライバーによるビデオ切替が必要。※2 輝度使用時、輝度使用時は1536×2048

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

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME221f

ポートレート
200万画素タイプ

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

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME222f

ランドスケープ
200万画素タイプ

TOTOKU 東京特殊電線株式会社 MMカンパニー 営業部
〒169-8543 東京都新宿区大久保1-3-21 TEL.03-5273-2022 FAX.03-5273-2091
●大阪支店:06-6352-3541 ●名古屋支店:052-771-1161 ●信越支店:0268-34-5285

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



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

■医用規格と保証期間

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

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

- M E M O -

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(代)

THALES

取扱品目

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

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

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

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



見えますか？ 生命の尊さ・・・

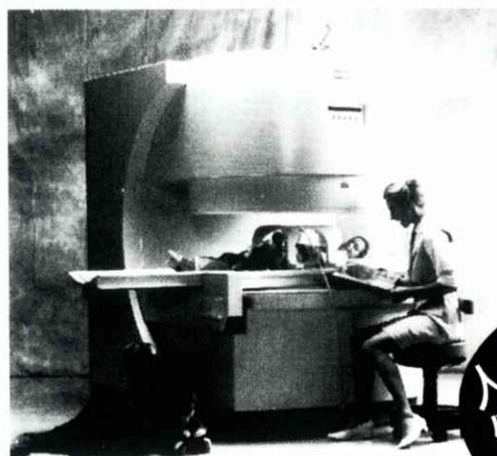
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社 日立メデコ

〒101 東京都千代田区神田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

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

人に優しい
Open MAGNETOM

シーメンス旭メディテック株式会社

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