

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻122号

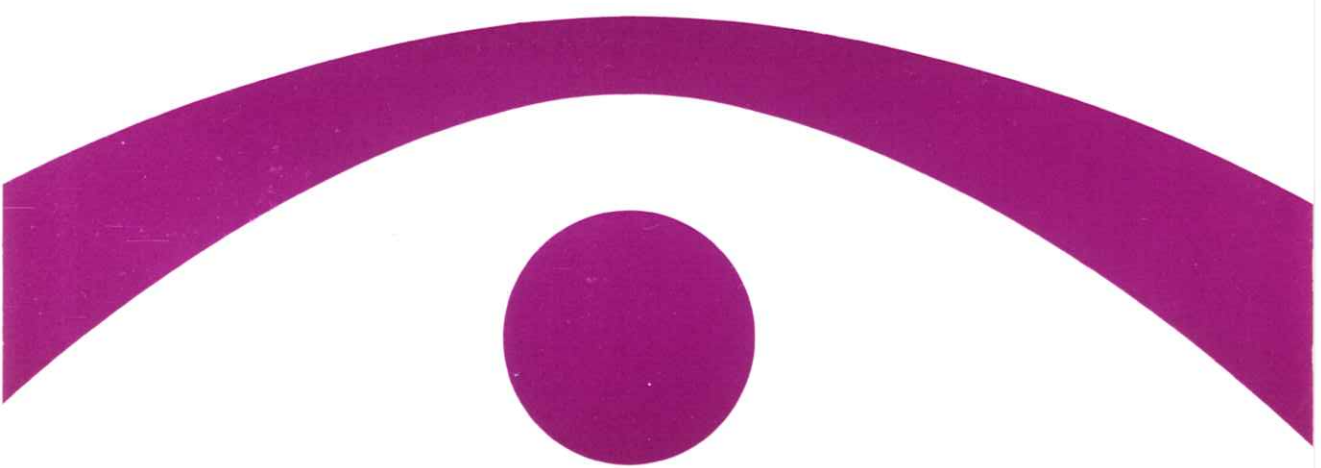
Medical Imaging and Information Sciences

Vol.16

No.2

May

1999



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences
Homepage <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>

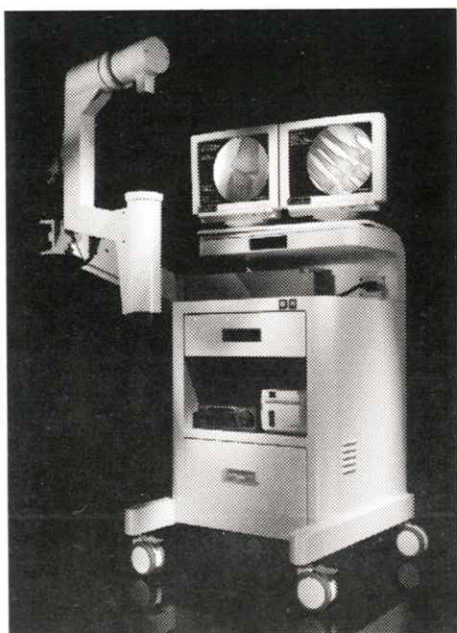
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

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



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量を実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/NEUROTROX社 日本総代理店

東洋メディック株式会社

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

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

医用画像情報学会雑誌

16巻 第2号 1999年5月

目 次

会 告

平成11年度 年次(第124回)大会のご案内	会告 1
平成11年度 秋季(第125回)大会ならびに総会のご案内	会告 3
総会資料-役員改選案・会則の改正	会告 4

巻 頭 言

高齢化社会と画像診断	稲本 一夫	55
------------------	-------------	----

特別講演資料

ラジウム発見100年-日本での最初のラジウム利用	稲本 一夫	56
--------------------------------	-------------	----

論 文

新生児脳室内出血における超音波エコー動脈拍動の分布	福澤 理行, 狐塚 善樹, 児玉 荘一, 山田 正良 ...	59
ROC解析による濃度値を用いた胸部腫瘤状模擬病変の評価	荒尾 信一, 天野 貴司, 林 明子, 北山 彰, 山下 一也	70
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	宮島 悟史, 森見 左近, 松本 政雄, 金森 仁志 ...	79
高エネルギー電子線治療におけるCRポータルイメージの検討	松本 光弘	90

特別企画シンポジウム

「計算機支援診断(CAD)の現状と将来」	100
計算機支援診断(CAD)の現状と課題	
鳥脇 純一郎	101
計算機支援診断 (CAD) の現状と課題	
遠藤 登喜子	115
コンピュータ支援診断 (CAD) の現状と将来—マンモグラム CAD の現状—	
藤田 広志	123
CADの論理・数理と神の摂理	
内田 勝	132
コンピュータ支援診断(CAD)の現状と将来—座長のまとめ—	
山崎 武	137

会 報

春季(第123回)大会記事	139
第123回理事会議事録	140
医用画像情報学会表彰規程	141
新入会員-会員異動-賛助会員名簿	143

複写をされる方に

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

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

Medical Imaging and Information Science

Vol.16 No.2 May 1999

Contents

Preface

Revolution of Medical Imaging at the Increasing Ageing Population	
..... Kazuo INAMOTO	55

Invited Lecture

Memorial Lecture : 100 Years Cerebration for	
Detection of Radium - Early Days of Medical Use in Japan	
..... Kazuo INAMOTO	56

Original Papers

Distribution of Artery Pulsation in Cranial Ultrasonogram of	
Newborn Baby with Intraventricular Hemorrhage	
..... Masayuki FUKUZAWA, Yoshiki KITSUNEZUKA,	
Soichi KODAMA and Masayoshi YAMADA	59
Evaluation of Signal Detectability with Lung Nodular Reproduction	
by ROC Analysis using Photographic Density	
..... Shinichi ARAO, Takashi AMANO, Akiko HAYASHI,	
Akira KITAYAMA and Kazuya YAMASHITA	70
Correction for x - ray spectra measured with the CdZnTe detector	
..... Satoshi MIYAJIMA, Sakon MORIMI,	
Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI	79
CR Portal Images for High Energy Electron Therapy	
..... Mitsuhiro MATSUMOTO	90

Symposium

「Present and Future of Computer Aided Diagnosis (CAD)」	100
Computer Aided Diagnosis -State- of the - Art And Future Problem	
..... Jun - ichiro TORIWAKI	101
The Present Status and Expectation of the Computer Aided Diagnosis	
..... Tokiko ENDO	115
Present and Future of Computer - aided Diagnosis (CAD) :	
Present Status of Mammogram CAD	
..... Hiroshi FUJITA	123
Divine Providence and Logical Mathematics	
of Computer Aided Diagnosis(CAD)	
..... Suguru UCHIDA	132
Present and Future of Computer - aided Diagnosis(CAD)	
Gist of the Symposium by the Chairman	
..... Takeshi YAMAZAKI	137

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol.16 No.2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Department of Dental Radiology School of Dentistry Meikai Univ.

Sakado shi Keyakidai 1 - 1

Saitama 350 - 0283

Notice about photocopying

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

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

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

会 告

平成11年度 年次（第124回）大会のご案内

年次（第124回）大会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。

日 時 平成11年 6 月 5 日（土） 10：00～17：00

場 所 癌研究会 癌研究所一階講堂

〒170-8455 東京都豊島区上池袋1-37-1

連絡先 癌研究会附属病院 小倉 敏裕 先生

TEL 03-3918-0111（内線3021）

FAX 03-3918-0167

E-mail togura@ns.jfcr.or.jp

5 日（土）

午前

10：00～11：00

特別講演 「消化管 3 D－C T」

癌研究会附属病院 小倉 敏裕 先生

11：00～12：00

特別講演 「骨軟部腫瘍の画像診断 －静電画像を中心として－」

癌研究会附属病院整形外科 副部長 松本 誠一 先生

午後

13：00～13：30

総会ならびに受賞式

13：30～17：00

研究発表会

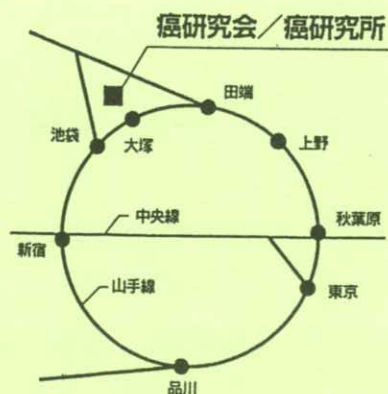
会場へのご案内

交通のご案内

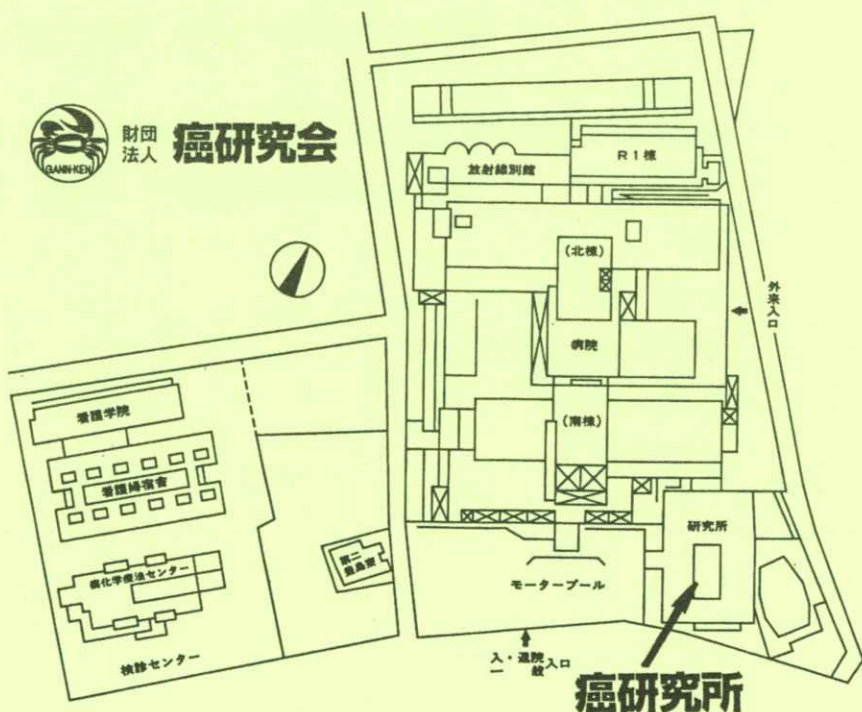
JR山手線 大塚駅 北口下車 徒歩10分
都電荒川線 巢鴨神殿新田駅下車 徒歩10分

タクシー 池袋東口より 1メーター
大塚駅より 1メーター

案内図



財団法人 癌研究会



平成11年度 秋季（第125回）大会の予定および演題伺い

平成11年度 秋季（第125回）大会ならびに総会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 1999年10月2日(土)～3日(日)

2日(土) 午後

研究発表 会場：広島県立保健福祉短期大学 大講義室

〒723-0053 三原市学園町1番地の1

Tel 0848 (60) 1120(代)

懇親会 会場：三原国際ホテル

〒723-0014 三原市城町608

Tel 0848 (63) 2111

3日(日) 午前

特別講演 「放射線の人体に対する影響」（仮題）

広島県立保健福祉短期大学 学長 澤田 昭三 先生

会場：広島県立保健福祉短期大学 大講義室（1号館1階）

見学会 放射線技術科学科の実験・実習室

懇親会・宿泊申込 懇親会 8,500円

宿泊 7,500円(シングル, 税金・サービス料込み, 1泊朝食付)

※ 交通の便がよくないので、研究会会場とホテルの移動はバスをチャーターする予定です。

原則として懇親会と宿泊はセットでお願いします。

申 込 先 広島県立保健福祉短期大学 滝川 厚

〒723-0053 三原市学園町1番地の1

Tel 0848 (60) 1196 Fax 0848 (60) 1226

E-mail: takigawa@hpc.ac.jp

演 題 締 切 平成11年8月10日（必着）

演題申込先 名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局

〒461-0047 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL 052-719-1554

FAX 052-719-1509

E-mail: koderam@met.nagoya-u.ac.jp

（文書又はFAXでお願いします）

－総会資料（役員改選案）－

- 会長候補 金森仁志（福井工業大）
- 理事候補 小寺吉衛（名大）、小林嘉雄（鈴鹿医療科学大）、緒方良至（名大）、
藤田広志（岐阜大）、中森伸行（京都工繊大）、松本政雄（大阪大）、
奥村泰彦（明海大）、稲本一夫（大阪大）、大庭 健（九州歯大）、
木戸尚治（大阪府立成人病センター）、小島克之（浜松大）、佐井篤儀（岐阜高専）、
滝川 厚（広島県立保健福祉短大）、滝沢正臣（信州大）、丹羽克味（明海大）、
細川政勝（大阪市立大）、山田英彦（明海大）青木雄二（化成オプトニクス）、
加藤久豊（富士フィルム）、小池功一（日立メディコ）、杉本 博（東芝）、
細羽 実（島津）、松井美楯（ユニカ）
- 監事候補 津田元久（東京工芸大）、樋口清伯（大阪産業大）

－総会資料（会則の改正）－

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、名古屋東区大幸南1-1-20、名古屋大学医学部
保健学科内とする。

高 齢 化 社 会 と 画 像 診 断

稲 本 一 夫

21世紀は高齢化社会になると言われている。すでに出張先の病院で読影に廻ってくるフィルムの年齢をみると、80、90才は普通になってきている。街を歩いていても老人をみかけることは多い。私もこの3月に停年退官するので、彼等の仲間入りと言うことになる。

さて、考えてみるに病院の、いやもっと狭く放射線科をみても、高齢者や障害者に配慮したようになっているだろうか。なるほど建物内は車椅子で通れるようになったりしているが、ソフトの方はどうだろうか。例えば撮影の際に放射線技師は車椅子から患者さんを撮影台にうまく移せるだろうか。息を止めるのが難しい障害者の人に無理に呼吸停止を命じ撮影しているのではないか。私自身も年に1回のドック検査の際に、X線テレビの固い寝台に寝かされ、右向け、左向けと言われて閉口することもある。

かつて阪大元総長の熊谷信昭先生に、患者は坐ったままでX線管球だけが動き廻り検査ができないのかといわれたことがある。そのような発想も大切ではないだろうか。それに画像診断そのものに老人対象の診断学が出来てもよいように思う。例えば胸部撮影を寝たまま、あるいは坐ったままで行い、肺気腫を見つけるのにはどうしたらよいかを考えてもよい。高齢化社会になるのをバネにして新しい医療技術の開発も夢ではない。学会員の先生方の新しい発想の展開を期待したい。

(大阪大学医学部保健学科)

ラジウム発見100年－日本での最初のラジウム利用

稲本 一夫

大阪大学医学部保健学科

〒565-0871 吹田市山田丘1-7

(最終1999年1月30日受理)

Memorial Lecture : 100 Years Cerebration for Detection of Radium – Early Days of Medical Use in Japan

Kazuo INAMOTO, M.D., D.M.Sc.

Dept. Medical Physics, School of Allied Health Sciences,

Faculty of Medicine, Osaka University

1-7 Yamadaoka, Suita, Osaka 565-0871, Japan

(Received in final form, January 30, 1999)

After the radium was detected by Maria & Pierre Curie in 1898, the first sample of radium was imported to Japan by Prof. Aikitsu Tanakadate in 1903. The medical use of radium was spread to various clinical fields at the beginning of 20th century in Japan. After the big radium sample (5g) was installed at Cancer Institute Tokyo in 1934, radiation physics researches using the radium were further developed.

1. はじめに

キュリー夫妻が1898年(明治31年)にラジウムを発見してから100年になる。キュリー夫妻のラジウム発見の論文が公表されたのは、1898年12月26日であったが、その後大変な苦労の後に、

1902年ラジウムを分離し、1903年にベクレルとともにノーベル物理学賞を受賞した¹⁾。

2. 日本への渡来

その1903年(明治36年)に当時東大教授であった田中館愛橘(たなかだち・あいき)がスト

ラスブルグの万国測地学学会に出席した。その際にラジウム 5 mg を 2 個購入し、日本へ持ち帰った。そのうち 1 個は京大へ分けられたが、残りの 1 個は東大へ残し、1906 年（明治 39 年）7 月の大学卒業式で明治天皇の天覧に供覧した²⁾。

3. 医学への応用

医学利用の第 1 号は、1904 年（明治 37 年）に三浦謹之助（東大内科教授）による³⁾。彼は東京医学会の席上で、ラジウムの性状と臨床応用について紹介した。肺ジストマ患者の胸部皮膚にラジウムを貼りつけて 2 週間治療したところ、赤色あるいは黄色の喀痰が消失したが、ラジウムを付着した皮膚は紅斑から水泡、ついには潰瘍を生じたと報告している。

1911 年（明治 44 年）になると、土肥慶蔵（東大皮膚科教授）が、外科、皮膚科領域でのラジウムの利用を報告している⁴⁾。臨床成功例として 9 才の男児の肩部肉腫にラジウムを貼布したところ消失したのを述べている。

ラジウムの外用的使用による効果に対して、内用的な効果が、眞鍋嘉一郎（後に東大物療内科教授）によって報告された。ラジウムから生じる気体のエmanaチオン（後にラドンと命名）が医学作用を及ぼすことを提唱した⁵⁾。眞鍋は石谷とともに、温泉の人体への効果はエmanaチオンが温浴中に肺に吸収され、血中に入り身体を循環して一種の電気作用を身体内に起こすからであると述べた⁶⁾。

4. ラジウム・ブーム

温泉の効果がラジウムのエmanaチオンに由来することがわかってから、微量のラジウムやエmanaチオン（ラドン）を投与する治療法が大正初期に流行した。その方法として飲用法、吸入法、浴用法、注射法、貼付法があった⁷⁾。飲用法はエmanaトルと称される機器で作られた。不溶性のラジウム塩を素焼の器に入れ、水がこの中を通る際に、エmanaチオンを伴って出てくる装置で、後にラジウムからラドンを製造する装置の原型でもある。エmanaチオンの適用症としては、痛風、関節炎、神経痛、慢性疾患（子宮炎・肋膜炎）、心臓及び血管の疾患（高血圧等）、神経炎及び神経衰弱とされ⁸⁾、今日、温泉の効能として記されているものに相当する。

しかしあまりのラジウム・エmanaチオン療法の流行に、内務省は 1915 年（大正 4 年）に所謂ラジウム泉販売取締り令を発令するほどであった⁹⁾。

5. 外用療法

大正初期（1913～21）に、日本各地でラジウムの購入が続いた。その結果、皮膚科、外科、婦人科領域での外用療法が盛んに行われるようになった。皮膚科領域はラジウムを貼付ければよいので、盛んに行われた。特効を奏したのは扁平上皮癌、尖圭コンディローム、黄色腫、海綿状血管腫であった。外科領域では表在性腫瘍で腫瘍細胞を消滅させるのに効果があった¹¹⁾。いずれもラジウムの放射する γ 線の作用を用いたものである。とりわけ婦人科領域はすぐれた領域であった。と

くに阿部は子宮癌に対して精力的に治療を行い、その成果を発表している¹²⁾。

この間にあって1912年以降、ラジウムからラドンを作り、細管（ガラス管または金管）に詰め、ラドンシードとして使用する療法が出現した。ラドンは半減期4日で、いわば使い捨てで治療できるので便利でもあった。

6. 癌研のラジウム購入

昭和初期（1925～30）のわが国のラジウムの総保有量は3gに満たぬ少量であった。1934年（昭和9年）逝去した東郷平八郎元帥が咽頭がん罹患した際、全国より治療のための集めたラジウム量も、合計わずかに1.03gにすぎなかった。このような状況をみかねた三井報恩会は100万円を東京の癌研究所に寄付し、ラジウム5gが購入され、外用療法のみならず、遠隔治療、ラドンの製造にも用いられるようになった¹³⁾。

ラジウムの大量購入は癌研に物理部を発足させるきっかけとなった。1935年（昭和10年）に三輪光雄が物理担当の放射線科助手として採用され、以後、線量計算、ラドン採取の業務を行うことになった。三輪は戦後、東京教育大に戻り、後に学長にもなった。1950年（昭和25年）に尾内能夫が採用され、今日の癌研物理学の発展の礎を築いた¹⁴⁾。

ラジウムは医学応用もさることながら、医学物理学の形成に大きく関与したと言えよう。

7. おわりに

本格的なラジウム治療が癌研で開始されるまで、

わが国ではラジウム治療がなかったように思われがちだが、決してそのようなことはない。明治・大正期の先人達の努力を知り大いに敬服する次第である。

引用文献

- 1) 尾内能夫：ラジウム物語—放射線とがん治療 pp.5-12（日本出版サービス、東京1998）
- 2) 中村清二：田中館愛橘先生、pp.131-132（中央公論社、東京1943）
- 3) 三浦謹之助：神経学雑誌 **3** (1) 26 (1904)
- 4) 土肥慶蔵：東京医事新誌 **1741** 2326 (1911)
- 5) 眞鍋嘉一郎：東京医事新誌 **1656** 557 (1910)
- 6) 眞鍋嘉一郎、石谷傳一郎：東京医事新誌 **1645** 2498 (1908)
- 7) 水津嘉之一郎：ラヂウム講話（隆文館、東京1914）
- 8) 高田徳佐：ラヂウムとエックス線（育英書院、東京1915）
- 9) 後藤五郎：日本放射線医学史考（明治大正篇）（日本医学放射線学会、東京1969）
- 10) 安藤二平、三木信之：皮膚科及泌尿器科雑誌 **17** (12) 959 (1917)
- 11) 土肥慶蔵：東京医事新誌 **1817** 985 (1914)
- 12) 阿部喜市郎：日本婦人科学会雑誌 **14** (2) 63 (1919)
- 13) 癌研放射線科：癌研究会75年史（癌研、東京1996）
- 14) 癌研放射線科：癌研究会放射線科60年史（癌研、東京1995）

新生児脳室内出血における超音波エコー動脈拍動の分布

福澤理行, 狐塚善樹*[†], 児玉莊一*, 山田正良

京都工芸繊維大学 電子情報工学科

〒 606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

*姫路赤十字病院小児科

〒 670-0032 姫路市龍野町 5-30-1

(1997年2月14日, 最終1999年1月20日受理)

Distribution of Artery Pulsation in Cranial Ultrasonogram of Newborn Baby with Intraventricular Hemorrhage

Masayuki FUKUZAWA, *Yoshiki KITSUNEZUKA,

*Soichi KODAMA and Masayoshi YAMADA

Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606-8585, Japan

*Department of Pediatrics, Himeji Red Cross Hospital

5-30-1, Tatsuno-cho, Himeji, Hyogo 670-0032, Japan

(Received February 14, 1997, in final form, January 20, 1999)

Intraventricular hemorrhage, which is one of major causes of death of premature babies, has been studied by comparison of conventional echo images with artery pulsation images obtained from a series of moving echo images. It is observed in a number of images that artery pulsation is decreased in the region where a clot of blood is, which can be identified as a high-density region in the echo image, and it is also decreased in the other region. The observed results can be well explained by the facts that the region of blood clot is not always coincided with the hemorrhage part and that the strength of blood flow is reflected in the artery pulsation image while the existence of blood clot is only observed in the conventional echo image. It is thus confirmed that the artery pulsation image is useful to diagnose the intraventricular hemorrhage in premature babies.

[†]現勤務先: 済生会兵庫県病院 小児科 〒 651-1302 神戸市北区藤原台中町 5-1-1

(Department of Pediatrics, Saiseikai Hyogo-Ken Hospital, 5-1-1, Fujiwaradai-nakamachi, Kita-ku, Kobe 651-1302, Japan)

1.はじめに

脳室内出血 (Intraventricular hemorrhage, IVH) は未熟児の脳障害の主な原因の一つであり、重症の場合、後障害を残したり、死亡することがある¹⁾。出血塊は脳組織に比べて密度が高く、超音波の反射率が高いので、超音波診断装置のBモードエコー画像を用いると出血塊の有無を観察できる²⁾。小児科における診断のポイントは出血塊による周辺組織の圧迫や血流障害を評価することにある。超音波診断装置には血流速度が測定できる超音波ドップラ機能を持つものが多い³⁾。しかし、超音波ドップラ機能は主として中大脳動脈などの太い主要血管での血流速度を測定するものであり、出血塊やその周辺組織での血流障害を評価することは困難である。

山田ら^{4,5)}はHi-8動画画像処理システムを構築し、新生児頭部超音波エコー画像中で動脈血流によって生じる微小な拍動を、Fourier変換に基づくアルゴリズムを用いて抽出することに成功した。狐塚ら^{6,7)}は、臨床医学的にエコー画像と拍動抽出画像とを比較し、拍動強度分布が脳血流動態を反映していることを実証した。最近、著者らは多数の新生児頭部超音波エコー動画をベットサイドでビデオテープに記録した。さらに、Hi-8動画画像処理システムを用いて拍動抽出を行ない、脳室内出血と拍動強度分布との関係について詳細に検討した。

本論文では、脳室内出血のある未熟児頭部の典型的な動脈拍動分布を示してその特徴について述べる。出血の有無や重症度による動脈拍動分布の違いや、出血塊の拡大と消滅に伴う拍動分布の変

化について示し、拍動抽出画像が脳室内出血の診断に極めて有用であることを示す。

2. 超音波エコー動画からの動脈拍動抽出

本報告で用いた超音波エコー画像は、1994年から1996年までの2年間に姫路赤十字病院小児科において超音波診断装置(ヒューレットパッカード社HP SONOS 500)を用いて撮影し、Hi-8ビデオテープに記録したものである。エコー像の撮影はPort-Royal病院方式⁸⁾に基づいてベットサイドで行なった。Port-Royal病院方式では、新生児の冠状縫合に沿う断層面を7種類(冠状断層面I~VII)、矢状縫合に沿う断層面を5種類(矢状断層面I, 右側矢状断層面RII,RIII, 左側矢状断層面LII, LIII), 合計12断層面の撮影を一度に行なう。このとき、冠状断層面ではエコー画像の左側が児の右側を表し、矢状断層面ではエコー画像の左側が児の顔面側を表すように撮影する。撮影に当たっては、画素値の飽和や超音波探触子の微動などが拍動抽出に悪影響するという問題⁹⁾を回避するため、超音波診断装置のTGC(Time Gain Control)の調整や超音波探触子の支持に細心の注意を払った。約160名の新生児について、出生時あるいは疾患の発症時から撮影を開始し、1週間までは週2,3回程度、その後5~10週間まで週1回程度の割合で、症状によって1回から10回程度、平均4回の撮影を行ない、約640例のエコー動画をえた。このうち脳室内出血を伴う新生児は16名であった。これらの児のうち、本報告で図示する典型例について、症例名、在胎週数、出生体重、Papileの分類

による脳室内出血の重症度をTable 1に示す。脳室内出血の重症度は、Grade IIIが脳室拡大を合併した脳室内出血を、Grade IVが脳実質内出血を合併した脳室内出血をそれぞれ表している。

動脈拍動の抽出は、著者らが開発したHi-8動画処理システムとFourier変換に基づくアルゴリズム⁵⁾を用いて行なった。ビデオテープに記録された各断層面のエコー動画像から、画素値の飽和や超音波探触子の微動がない2秒間を選び出して拍動抽出対象動画像とした。拍動抽出画像は拍動強度を256段階で表す多値画像とし、強度が高いほど白くなるように表現した。正常児の場合、脳組織の左右対称性を反映して、冠状断層面内の強い拍動は概ね左右対称に分布し、矢状断層面の拍動は対応する左右の断層面でほぼ同じ分布を示した⁵⁾。強い拍動を示す部位は、主として前、中、後大脳動脈、脳底動脈、脈絡叢動脈などの主要動脈であった。さらに、脳梁(左右の大脳半球を接続する組織)、側脳室(脳梁の下に左右対称に位置する脳室)、シルビウス溝(前頭葉と側頭葉を分ける溝)などは、周囲に小血管を含むので、これらの部位でも局所的な強い拍動が観察できた。

3. 脳室内出血症例の動脈拍動分布

3.1 エコー画像と動脈拍動抽出画像の比較

Table 1. Diagnosis results of intraventricular hemorrhage for typical three babies shown in this paper.

Case	Gestational age	Birth weight(g)	Grade*
K	30weeks 3days	1554	IV
O	28weeks 2days	1128	III
M	23weeks 4days	614	IV

*Grade is determined by the Papile's classification.

Fig.1に、典型的な脳室内出血の症例Kで生後5日目に撮影した冠状断層面7面((a)~(g))ならびに矢状断層面5面((h)~(l))を示す。Fig.1(c), (d), (e), (f), (g), (i), (j)には、小児科医のエコー画像診断によって確認された出血塊の位置を白矢印で示している。Fig.1(c), (d)中の矢印は右側脳室を示し、脳室上衣下出血が見られる。Fig.1(e), (f), (g)中の矢印は、右側脳室内出血が右脳実質にまで及んでいる状態(脳実質内出血)を示している。Fig.1(i), (j)中の矢印は、側脳室の前方(前角)から後方(体部)、脈絡叢、後頭部脳実質に広がっている出血(脳室上衣下出血、脳室内出血、脳実質内出血)を示している。Fig.1(a), (b), (h), (k), (l)には出血塊は確認されていない。

Fig.1(a)~(l)のエコー画像に対応する拍動抽出画像をFig.2(a)~(l)にそれぞれ示す。エコー画像で出血塊が見られない冠状断層面のFig.2(a), (b)では、主要動脈付近の拍動が明瞭に抽出され、拍動がほぼ左右対称に分布している。しかし、エコー画像で出血塊が見られる冠状断層面のFig.2(c), (d)では、出血塊に対応する部位で拍動が低下しており、付近の脳梁周囲の拍動強度も相対的に低い。Fig.2(e), (f), (g)では、出血塊がある右側脳室と右脳実質で拍動が低いばかりでなく、出血塊がない右脈絡叢でも拍動が低くなっており、拍動強度分布の左右対称性が大きく崩れている。また、Fig.2(i), (j)では、出血塊がある右側脳室、右脳実質、右脈絡叢だけでなく、出血塊下側の視床付近にある右中大脳動脈までも拍動強度が低くなっている。以上の結果より、拍動強度が低下する部位は、エコー像に見られる出血塊と一致あるいは

出血塊の近傍であることが分かった。このような拍動強度の低下は、脳室内出血例の16名のうち、Grade III, IVの重症児8名に共通に見られた。また、Grade I, IIの軽症児8名についても、出血塊が

大きい場合には同様な拍動強度の低下が見られた。

3.2 脳室内出血の重症度と動脈拍動分布との関係

Fig.3に、重症度 Grade III の典型的な症例 O の

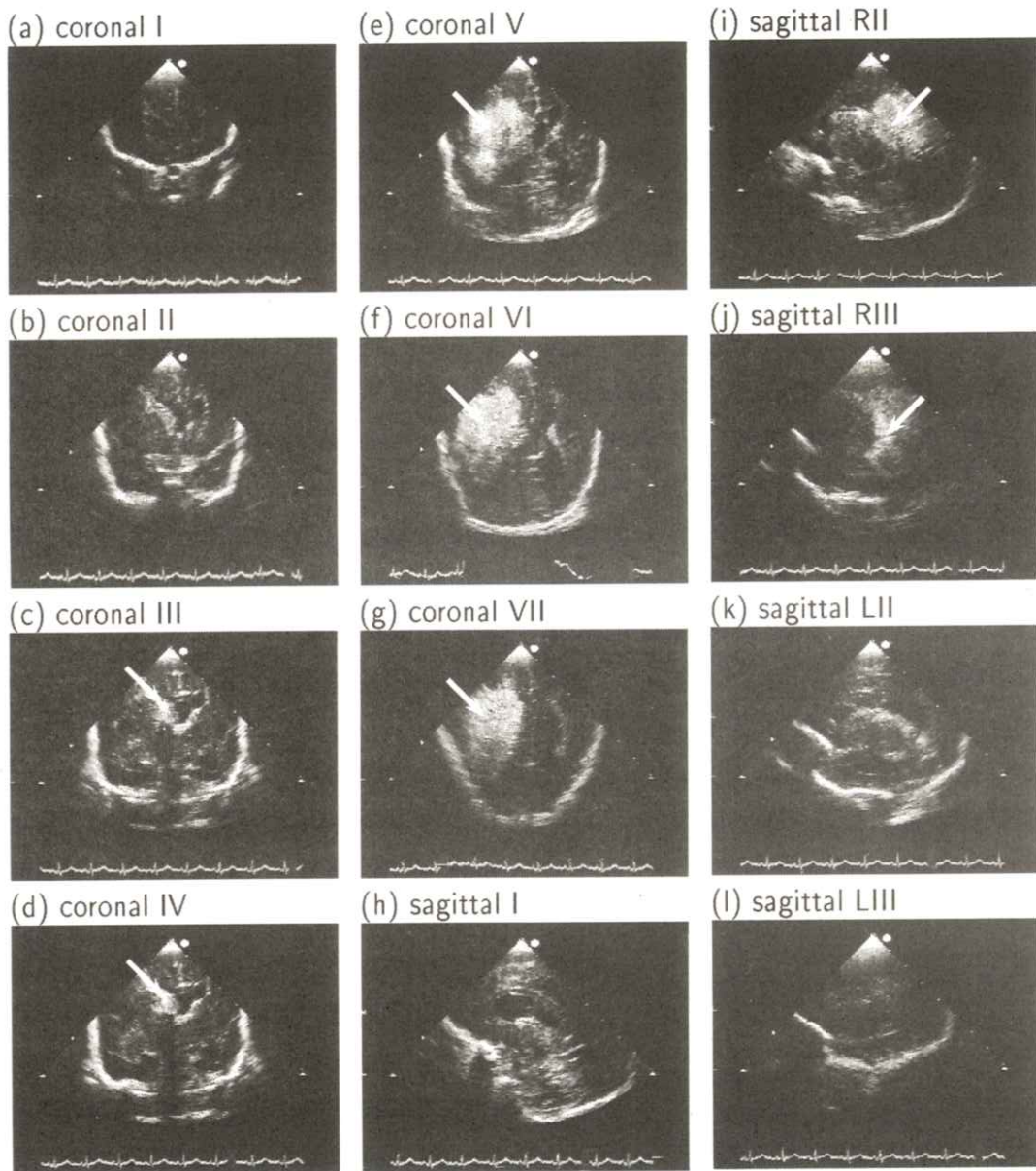


Fig.1 Echo images of coronal sections: (a)I, (b)II, (c)III, (d)IV, (e)V, (f)VI, (g)VII, and sagittal sections: (h)I, (i)RII, (j)RIII, (k)LII, (l)LIII measured on the 5th day after birth in the case of K. White arrows indicate the hemorrhage region.

冠状断層面 2 面 ((a), (b)) ならびに矢状断層面 2 面 ((c), (d)) のエコー画像を示す。Fig.3(a), (c) 中の矢印 X は右側脳室前角に相当し、脳室上衣下出血を示している。また、Fig.3(b), (c) 中の矢印 Y は

右側脳室体部に相当し、脳室内出血を示している。脳室内出血は右側脳室全体に充満しているが、脳実質には出血していない。Fig.3(a)~(d) のエコー画像に対応する拍動抽出画像を Fig.4(a)~(d) にそ

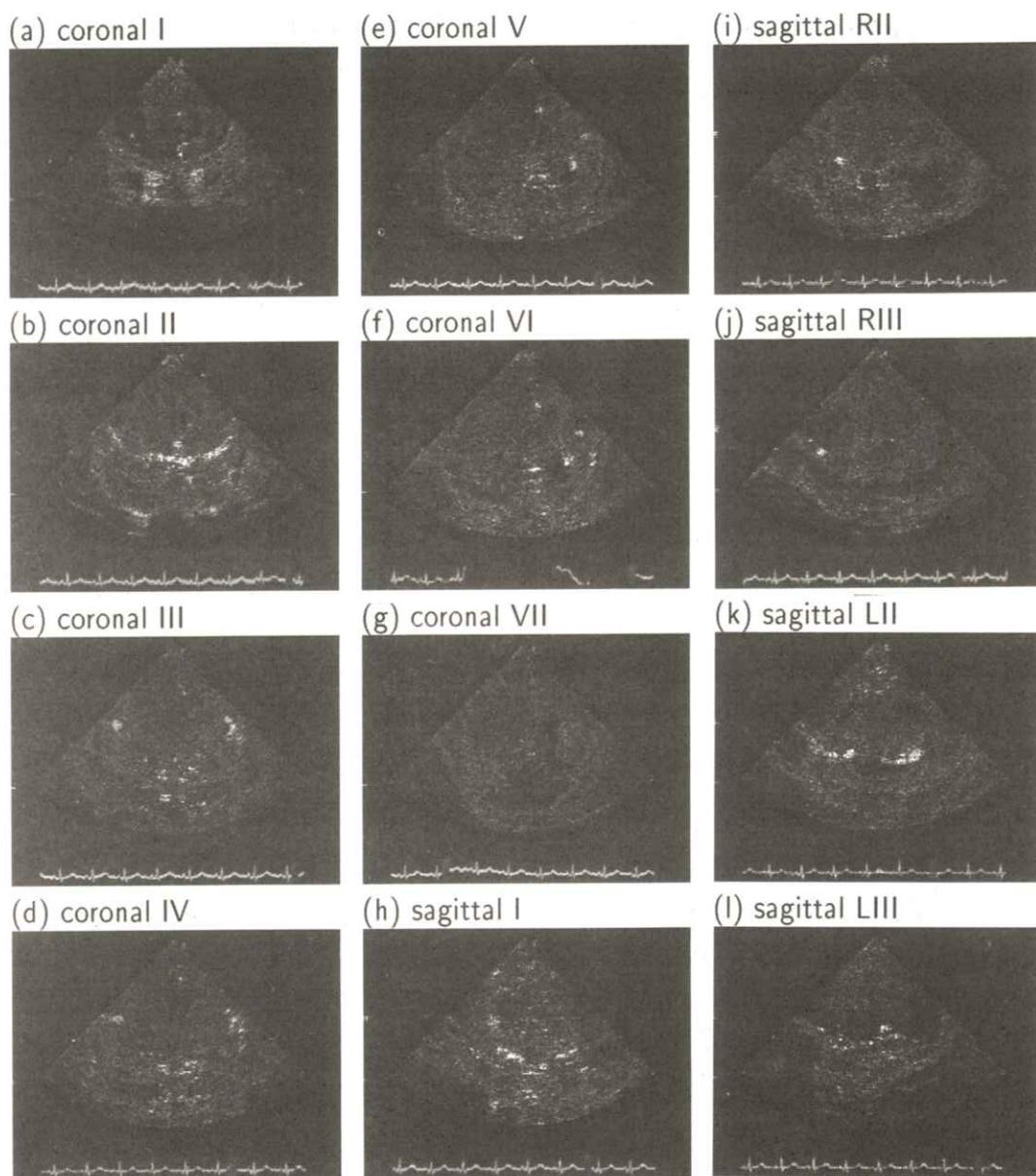


Fig.2 Pulsation images of coronal sections: (a)I, (b)II, (c)III, (d)IV, (e)V, (f)VI, (g)VII, and sagittal sections: (h)I, (i)RII, (j)RIII, (k)LII (l)LIII obtained in the case of K, corresponding to Fig.1.

れぞれ示す。**Fig.4(a)**では、出血塊がある右側脳室の拍動強度は局所的に低い、エコー像全体の拍動分布はほぼ左右対称形を示している。**Fig.4(b)**では、出血塊がある右側脳室および脈絡叢の拍動

が、対応する左側の組織での拍動に比べて低いものの、出血塊の外側には一部拍動領域が見られる。**Fig.4(c)**と**Fig.4(d)**を比較すると、左右側脳室前角での拍動強度の差は小さいが、側脳室体部では、

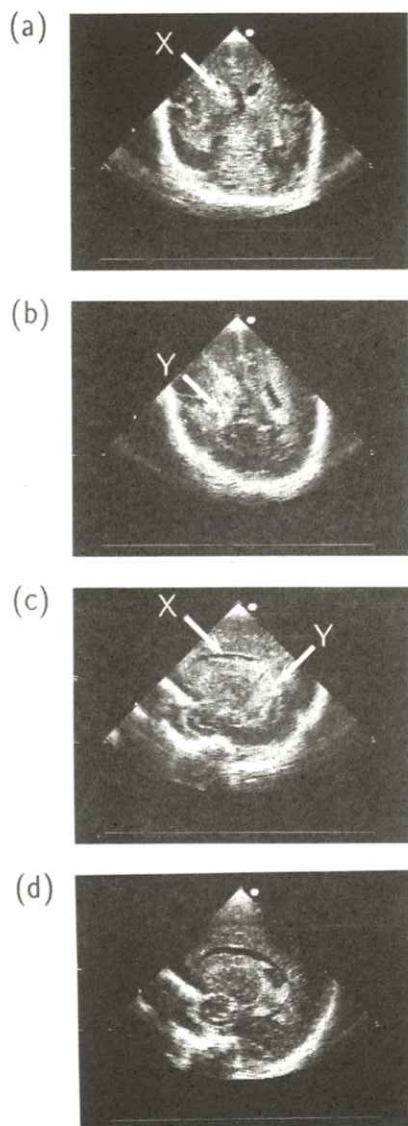


Fig.3 Echo images of coronal sections: (a)V, (b)VI, and sagittal sections: (c)RII, (d)LII measured in the case of O. White arrows marked by X and Y indicate the hemorrhage regions.

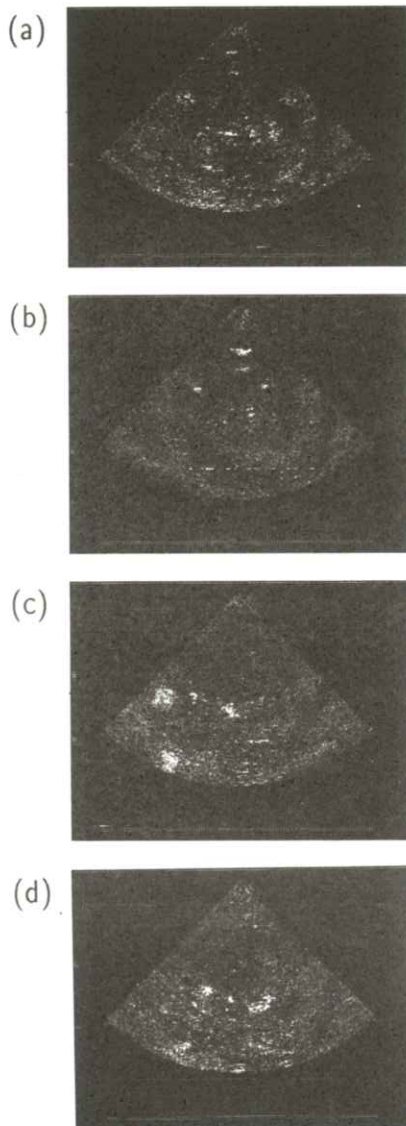


Fig.4 Pulsation images of coronal sections: (a)V, (b)VI, and sagittal sections: (c)RII, (d)LII obtained in the case of O, corresponding to Fig.3.

出血塊がある右側矢状断面での拍動強度が相対的に低い。

Fig.5 に、重症度 Grade IV の典型的な症例 M の冠状断面 2 面 ((a), (b)) ならびに矢状断面

2 面 ((c), (d)) のエコー画像を示す。**Fig.5(a)** 中の矢印 X は左右側脳室前角に相当し、脳室上衣下出血を示している。また、**Fig.5(b), (c)** 中の矢印 Y は右側脳室体部に相当し、脳室内出血を示

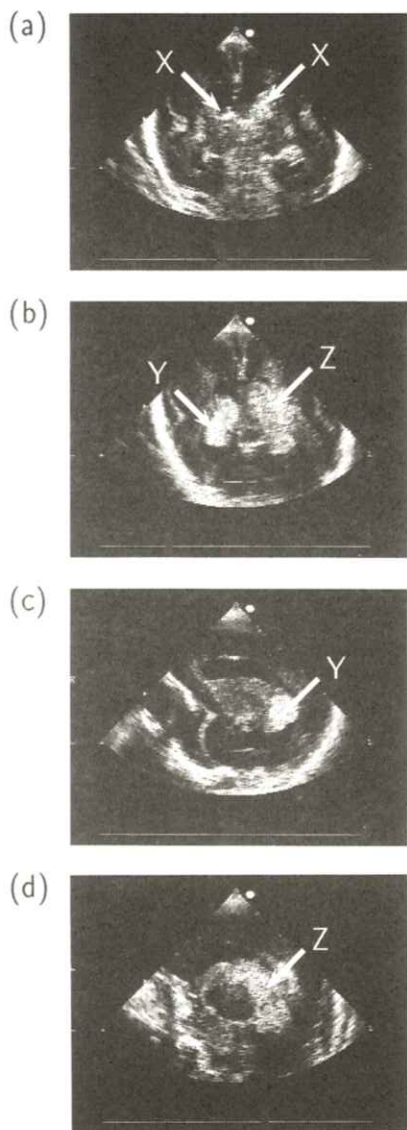


Fig.5 Echo images of coronal sections: (a)V, (b)VI, and sagittal sections: (c)RII, (d)LII measured in the case of M. White arrows marked by X and Y indicate the hemorrhage regions.

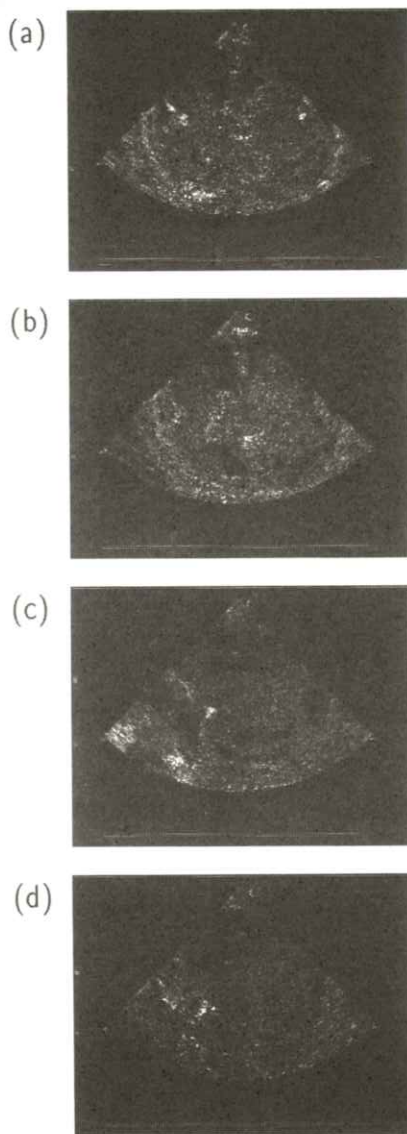


Fig.6 Pulsation images of coronal sections: (a)V, (b)VI, and sagittal sections: (c)RII, (d)LII obtained in the case of M, corresponding to Fig.5.

している。**Fig.5(b), (d)** 中の矢印 Z は左側脳室体部に相当し、脳室内出血および一部脳実質出血を示している。**Fig.5(a)~(d)** のエコー画像に対応する拍動抽出画像を **Fig.6(a)~(d)** にそれぞれ示す。**Fig.6(a)** の拍動強度分布はほぼ左右対称形を示しているが、出血塊がある左右側脳室および脳梁の拍動強度は正常児や他の症例に比べて局所的に低い。**Fig.6(b)** では、左右側脳室の拍動が両側共に低下しているが、その程度は出血塊の大きな左側脳室の方が著しい。脳実質出血を伴わない右側脳室では、出血塊の外側に脈絡叢の拍動が見られるが、脳実質出血を伴う左側脳室では脈絡叢の拍動が低い。**Fig.6(c),(d)** では、出血塊が見られる部位の拍動だけでなく、出血塊周辺の拍動も低下している。

Fig.3~6 の傾向をまとめると、

1. 脳室上衣下出血による拍動低下は局所的で、出血塊周囲の拍動低下はほとんど見られない。
2. 脳室内出血では出血塊のある脈絡叢や脳梁などの拍動強度が低下する。
3. 脳実質出血では出血塊のある部位だけでなく、出血塊周辺でも拍動強度が低下する。

以上の傾向は、重症度 Grade III, IV の他の症例にも共通して見られた。したがって、拍動抽出画像は出血による拍動強度の変化だけでなく、出血塊が周辺組織の血流動態に及ぼす影響を評価できることが明らかとなった。

3.3 動脈拍動分布の生後日齢変化: 出血塊の拡大と消滅

Fig.1,2 で示した症例 K について、生後 3, 5, 7,

12, 21 日目に撮影された冠状断層面 V(やや後方冠状断層面) のエコー画像と、対応する拍動抽出画像を **Fig.7,8** にそれぞれ示す。**Fig.7** 中の全ての矢印は右側脳室体部および脳実質に相当する。生後 3~7 日目では出血塊が生成・増大し、12 日目では出血塊が一部消滅、21 日目では水頭症による脳室拡大と嚢胞形成が見られる。**Fig.8** について、生後 3~7 日目では、出血塊のある右側脳室や脈絡叢付近の拍動が、対応する左側組織の拍動に比べて低下している。生後 12 日目では右脳実質の拍動は依然低下しているが、側脳室や脈絡叢の一部では強い拍動が見られる。生後 21 日目では、出血塊が存在した領域に嚢胞が形成されており、拍動は依然低い。

症例 K について、**Fig.7,8** と同様の生後日齢での右側矢状断層面 RII(外側矢状断層面) のエコー画像と拍動抽出画像を **Fig.9,10** にそれぞれ示す。**Fig.9** 中の矢印は **Fig.7** 中の矢印と同じ出血塊を示している。**Fig.10** について、生後 3~7 日目では出血塊のある側脳室後方や脈絡叢だけでなく、視床周囲の中大脳動脈の拍動が著しく低下している。生後 12 日目では出血塊が消滅した領域の拍動は依然低下しているが、脈絡叢に強い拍動がみられる。生後 21 日目では冠状断層面と同様に嚢胞形成が見られ、拍動は依然低い。

Fig.7~10 の傾向をまとめると、

1. 脳室内出血の拡大と消滅に伴って、出血塊のある部位での拍動強度の低下と回復が見られる。
2. 脳実質出血の拡大と消滅に伴って出血塊周辺の主要動脈の拍動強度の低下と回復がみら

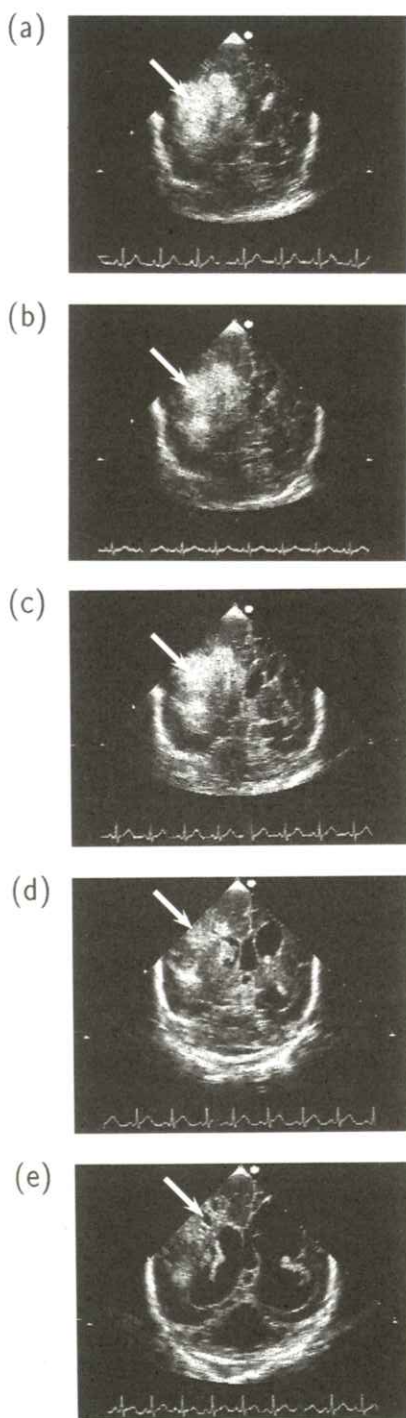


Fig.7 Echo images of the coronal V section taken on (a)3rd day, (b)5th day, (c)7th day, (d)12th day, and (e)21st day after birth of K. White arrows indicate the hemorrhage region.

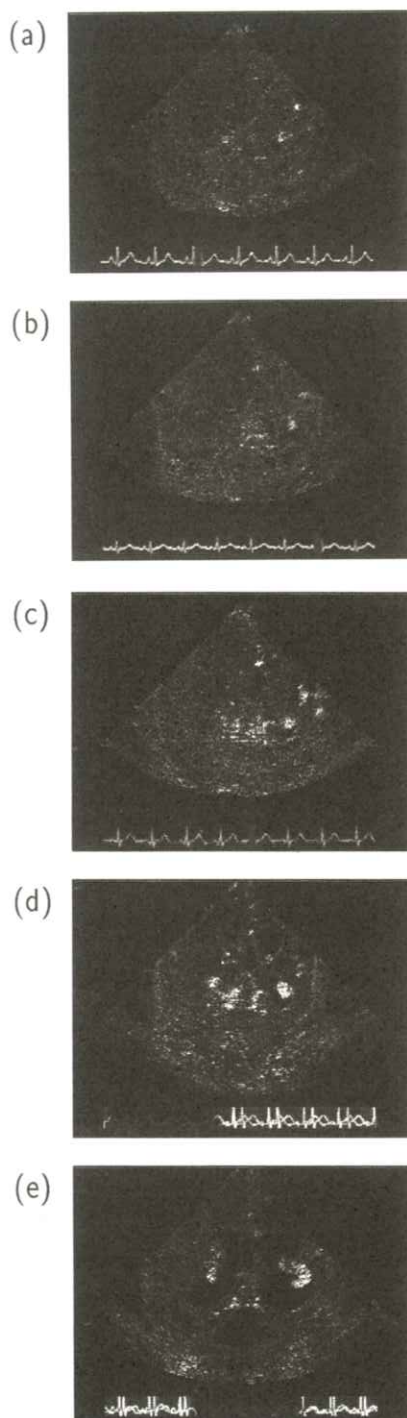


Fig.8 Pulsation images of the coronal V section taken on (a)3rd day, (b)5th day, (c)7th day, (d)12th day, and (e)21st day after birth of K.

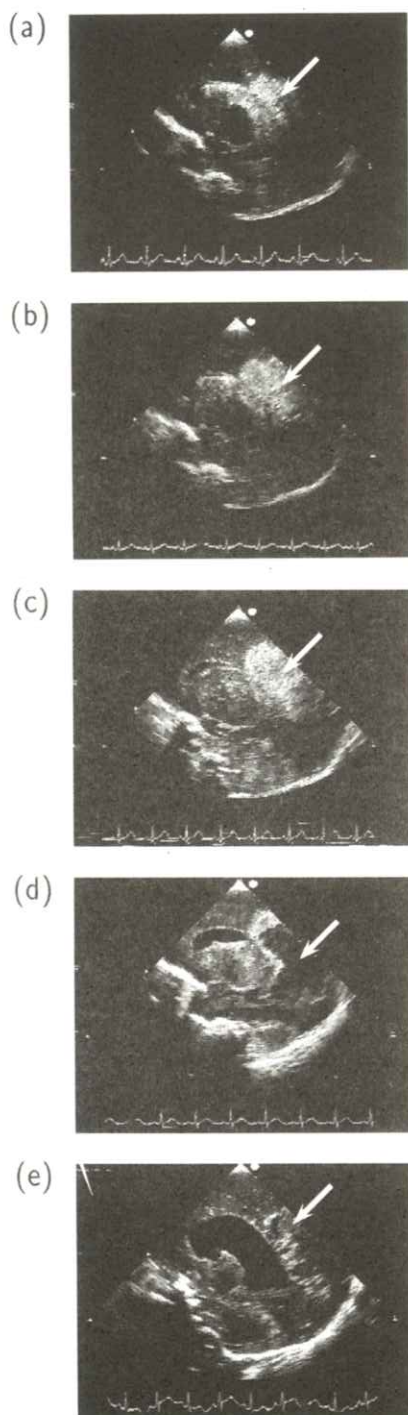


Fig.9 Echo images of the sagittal RII section taken on (a)3rd day, (b)5th day, (c)7th day, (d)12th day, and (e)21st day after birth of K. White arrows indicate the hemorrhage region.

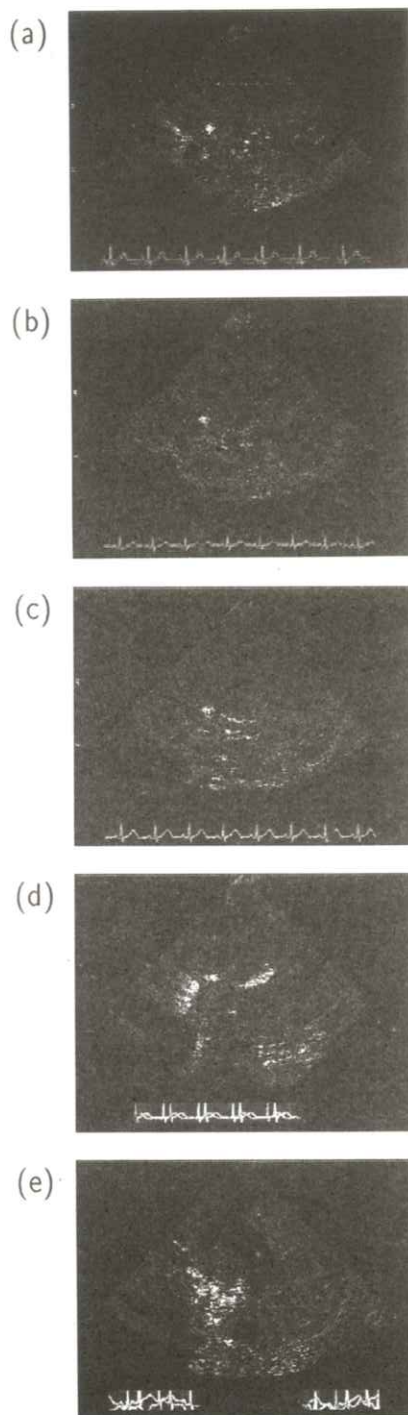


Fig.10 Pulsation images of the sagittal RII section taken on (a)3rd day, (b)5th day, (c)7th day, (d)12th day, and (e)21st day after birth of K.

れる。

3. 脳実質出血の消滅後に嚢胞形成など組織の変化を伴う場合、出血塊消滅後も拍動は低い。

以上の傾向は、Grade III, IV の他の重症児にも共通して見られた。したがって、拍動抽出画像は、出血塊の拡大と消滅に伴う周辺組織の拍動変化を評価できることが明らかとなった。

4. まとめ

未熟児の主な死亡原因の一つである脳室内出血を持つ未熟児の拍動抽出画像を調べた結果、側脳室付近に出血塊を示す高エコー領域があると、重症度や生後日齢によって程度は異なるものの、左右中大脳動脈や脈絡叢動脈付近の拍動、脳梁周囲の微小拍動が低下する傾向を示した。また、重症度によっては、出血塊がある部位だけでなくその周辺でも拍動強度が低下し、出血塊の拡大と消滅に伴って周辺組織の拍動が変化した。一方、エコー画像では出血塊だけしか見えず、出血塊は必ずしも出血の発生部位とは一致しない。したがって、拍動抽出画像は、エコー画像と比べて、出血による脳内の血流障害を評価できるという点で、脳室内出血の診断に極めて有用であることが明らかとなった。本研究では、エコー動画像を記録したビデオテープを用いて拍動抽出を行なっているが、今後エコー画像撮影と同時に拍動をリアルタイム抽出し、ベットサイドで医師がその場観察できれば、極めて有用な医師の診断支援ツールになると考えられる。

5. 謝辞

本研究の一部は財団法人マツダ財団助成金によって行なわれた。ここに深く感謝致します。また、本研究遂行において拍動抽出画像の作成にご協力頂いた京都工芸繊維大学 長谷川 信君に感謝いたします。

文献

- 1) 竹内 徹他, 新生児頭蓋内出血に関する研究班: 新生児頭蓋内出血実態調査報告書 (1989)
- 2) D. S. Babcock and B. K. Han: Cranial ultrasonography of infants, 194, (Williams and Wilkins Publ., Baltimore, 1981)
- 3) 日本電子機械工業会: 医用超音波機器ハンドブック (コロナ社, 1997)
- 4) M. Yamada, M. Fukuzawa, Y. Kitsunozuka, J. Kishida, N. Nakamori, H. Kanamori, T. Sakurai, and S. Kodama : Jpn. J. Appl. Phys. **34** Part 1 2854 (1995)
- 5) 山田正良, 福澤理行, 池田博昭, 狐塚善樹, 櫻井隆, 児玉荘一: 医画情誌 **13** 27 (1996)
- 6) 狐塚善樹, 森裕美子, 櫻井隆, 児玉荘一: 脳と発達 **28** S279 (1996)
- 7) 狐塚善樹, 森裕美子, 櫻井隆, 児玉荘一: 脳と発達 **29** S207 (1997)
- 8) 狐塚善樹, 中村肇: 小児科臨床 **38** 297 (1985)

[論 文]

ROC解析による濃度値を用いた胸部腫瘤状模擬病変の評価

荒尾 信一, 天野 貴司, 林 明子, 北山 彰, 山下 一也

川崎医療短期大学 放射線技術科

〒701-0194 倉敷市松島316

(1998年11月14日, 最終1999年2月15日受理)

Evaluation of Signal Detectability with Lung Nodular Reproduction by ROC Analysis using Photographic Density

Shinichi ARAO, Takashi AMANO, Akiko HAYASHI,
Akira KITAYAMA and Kazuya YAMASHITA

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

316, Matsushima, Kurashiki 701-0194

(Received November 14, 1999, in final form, February 15, 1999)

We examined the effect that contrast and graininess of X-ray film/screen system had on the detection of the faint nodular shadows which overlaps with ribs and mediastinum. To evaluate the system, we adopted the receiver operating characteristic (ROC) analysis by the continuously - distributed scale method which using photographic densities of the shadow parts of chest X-rays as data. As a result, the detectability of the screen/film system for chest radiography was significantly higher than that of the conventional system. The result also agreed well with number of noise equivalent quanta (NEQ(u)). Therefore, we conclude that this evaluation method is more convenient than NEQ(u), and it seems to be an useful evaluation method integrating contrast and graininess.

1. はじめに

現在, 悪性新生物のなかで肺癌は罹患率, 死亡率ともに急増しており, 肺癌の早期発見は現代において最も重要な課題となっている。そのため,

肺癌の早期発見における最初のアプローチである胸部X線写真の重要性は極めて高く, 従来より診断価値の高い胸部X線写真が要求されている。その要求にこたえて1993年に富士メディカルシステム株式会社, 1994年にコニカ株式会社から新

しいタイプの胸部専用スクリーン/フィルムシステム（胸部専用システム）が発売された。これらのシステムは肺野部、縦隔部の両方を抽出するための広いダイナミックレンジをもち、そのうえ各部位において良好なコントラストを保つという特徴をもっている。そして、標準的なスクリーン/フィルムシステムと比べて特に中・低濃度における粒状性に優れ、縦隔部の検出能が向上しており、このことは特性曲線、MTF(modulation transfer function)、ウィナースペクトルなどの物理的データからそれぞれ裏付けられている^{1, 2)}。

縦隔部における腫瘤状の微小信号の検出に関しては、特にスクリーン/フィルムシステムのコントラストと粒状性が大きく関与しており、そして、これら二つの画質因子は腫瘤状の微小信号の検出においてそれぞれ独立して働くものではないと考えられる³⁻⁵⁾。そのため、個々の特性を示す画質因子を測定し、比較するだけでは不十分であり、統合的に評価する必要がある。現在のところ、画質因子の物理的データを統合的に評価する方法として雑音等価量子(number of noise equivalent quanta: NEQ(u))がある。この評価法は、得られたスクリーン/フィルムシステムのコントラスト、鮮鋭度、粒状度の特性を示す物理的データ（特性曲線（グラディエント）、MTF、ウィナースペクトル）を用いて、「空間周波数の立場で利用できるX線光子の数」を意味する数値を算出して評価するものである。⁶⁾しかし、この三つの画質因子を個々に測定しなければ評価値が得られないという問題点がある。

本研究で使用した連続確信度法(continuously

- distributed scale method) によるROC(receiver operating characteristic)解析は、1990年にMetzらによって提案されたカテゴリーに区分されていない連続的に分布したデータを用いてROC解析を行なう評価法⁷⁾である。正規分布の広がりをもつデータであれば、心理的な対象であっても、物理的な対象であっても適用が可能であることが確認されているが、現在のところ物理量を対象とした報告は少ない⁸⁻¹⁰⁾。

本研究では、ROC解析（連続確信度法、以下同様）の物理量を対象とした新しい適用例として、臨床に近いファントム写真からの濃度分布を入力データとし、数種類のスクリーン/フィルムシステムの胸部腫瘤状病変に対する検出能について評価を行うことを目的としている。この評価法では、スクリーン/フィルムシステムのコントラストと粒状度の双方の画質因子を統合した検出能が比較的、簡便に評価することが可能となる。また、本評価法の妥当性を確認するために個々の物理特性とNEQ(u)を求め、比較、検討を行ったので併せて報告する。

2. 連続確信度法について^{7, 11)}

ROC解析法は、人の視覚によって画像を主観的・心理的に評価するもっとも優れた方法である。一般に5段階評価によってカテゴリー分類する評価確信度法が広く利用されているが、この方法では実際にカテゴリー分類を行うときに観察者に要求される観察経験やそれに伴う学習を厳密に規制しなければならない点や、カテゴリー分類が適当でなかったために評価不可能なデータを生じるな

どの問題があった。これを解決するために、カテゴリー分類をしないで連続的に分布した実験データを用いてROC解析を行う方法として提案されたのが、連続確信度法である。

一般にROC解析は、雑音中に存在する微小な信号に対する人の検出能を検定するものである。連続確信度法は、連続的に得られる出力信号データのなかに隠れた微小な信号の変化を検出してROC解析するものである。この方法では、扱うデータの散布が正規分布であれば、データの値の大小だけが問題となり、その値の広がりや範囲は問わないという特徴をもっている。

本実験では、腫瘤状病変を含む画像と含まない画像について同一の関心部位の連続した濃度値を測定し、入力データとして用いている。その濃度値は使用したスクリーン／フィルムシステムの粒状度によって変動し、その濃度値の変動はほぼ正規分布をなしているため、連続確信度法のデータとして使用可能であると考えられる。

また、連続確信度法では入力データ対の平均値の差と標準偏差の大きさによって、その評価値（信号の検出能）は変化する。今回の実験では入力データの平均値の差は病変陰影のコントラストと関連し、分散（標準偏差）は病変陰影の粒状性を反映していると考えられるため、濃度値を用いたROC解析では双方の画質特性を統合した評価が得られると期待できる。この観点に基づき、連続確信度法を胸部X線写真における腫瘤状病変の検出能の評価に適用した。

3. 使用機器および実験方法

3.1 使用機器

スクリーン／フィルムシステム（胸部専用システム）は、HG-M2/UR-1（富士メディカルシステム株式会社、以下ADシステム）、XG-S/SRES-C（コニカ株式会社、以下EXシステム）と、汎用システムであるHR-4/Super HR-S30（富士メディカルシステム株式会社、以下汎用システム）、および標準スクリーンと胸部用フィルムの組み合わせのHR-4/Super HR-C30（富士メディカルシステム株式会社、以下Cシステム）の四種類を用いた。胸部ファントムは京都科学標本社製PB-10-Aを使用し、腫瘤状模擬物体として直径7mm、厚さ3.5mmのプラスチック製の半球を用いた。撮影に使用したX線発生装置は東芝製KXO-1000L2、X線管は東芝製DRX-2903HDである。現像は富士メディカルシステム株式会社製自動現像機CEPROS-Sを使用し、現像温度は $32.0 \pm 0.1^{\circ}\text{C}$ で、処理時間は100秒である。

3.2 ROC解析用試料の作成方法

Fig. 1 に実験に用いた胸部ファントム画像を示す。腫瘤状の病変を見落としやすいとされる心陰影と重なった位置（心陰影部）と肋骨と重なった位置（肋骨部）の二箇所（●印）へ模擬物体を配置した。撮影距離200cm、管電圧120kVで散乱X線除去用グリッド（グリッド比8:1、グリッド密度40本/cm）を使用し、肺野部の*印の部位で写真濃度が 1.8 ± 0.02 となる条件で撮影を行った。また、同様の条件で腫瘤状の模擬物体を含まない

試料も作成した。この条件で作成した試料の心陰部の写真濃度は、およそ汎用システムで0.5, AD, EX システムで0.55, Cシステムで0.6であり、肋骨部ではおよそ汎用システムで0.7, AD, EX システムで0.75, Cシステムで0.85であった。

3.3 連続確信度法の方法

連続確信度法によるROC解析の入力信号データ（信号：S）として、腫瘤状模擬物体の陰影の中心を通る濃度分布をマイクロデンストメータ（コニカ株式会社製：PDM-7）で測定した。測定条件はスリット幅 $10\mu\text{m}$ 、サンプリング間隔 $10\mu\text{m}$ で、900点の濃度値データを測定し、中心部の500点を使用した。また、腫瘤状の模擬物体を含まない試料についても同一部位を同様の方法で濃度測定し、入力雑音データ（雑音：N）とした。

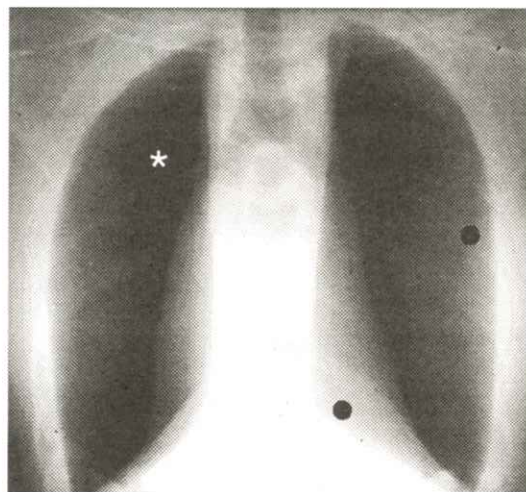


Fig. 1 A chest - phantom radiograph with nodular reproduction.
(*:Adjusted point of photographic density, ●:Insertion position of nodular reproduction)

Fig. 2 (a), (b), (c)は、得られた信号(S), 雑音(N)のデータを、横軸に濃度値、縦軸に度数をとって示したモデルとROC曲線の関係を示したものである。(a)のモデルを基準に考えると、(b)は濃度値の標準偏差は(a)と同じであるが平均値の差が大きくなった場合（コントラストが高くなった場合）を示し、(c)は濃度値の平均値の差は(a)と同じであるが標準偏差が小さくなった場合（粒状性がよくなった場合）である。ROC解析では、曲線が左上方に位置するほど高検出能である。そして、すでに述べたようにそれぞれの分布の平均値の差と標準偏差は度数分布における分布の重なりに関与し、信号の検出能が変化することがわかる。

この濃度度数分布から腫瘤状の模擬物体の検出能を与えるROC曲線を求めるには、この二つの正規分布曲線に基づき、次の式を用いて、TPF (true positive fraction : 真陽性率) と FPF (false positive fraction : 偽陽性率) を求めればよい⁵⁾。

$$TRF = \Phi \left(\frac{\sigma_N}{\sigma_S} \cdot \Phi^{-1}(FPF) + \frac{\mu_S - \mu_N}{\sigma_S} \right) \quad (1)$$

$$FPF = 1 - TPF \quad (2)$$

ここで、 σ_S :信号データの標準偏差、 σ_N :雑音データの標準偏差、 μ_S :信号データの平均値、 μ_N :雑音データの平均値、 Φ :累積的分布関数、そして Φ^{-1} :累積的分布関数の逆数である。

上式において、FPFは0から1までの連続的変数であるので、信号(S)と雑音(N)のそれぞれの平均値と標準偏差を代入して各FPFに対するTPFを算出する。また、上式で求めたTPFの積

分値からROC曲線の評価の指標となるROC曲線下の面積： A_z も併せて求めた。

3.4 各システムの画質因子の測定

各システムの画質因子について、特性曲線から求めたグラディエント、写真濃度が0.55と0.8におけるウィナースペクトル、そしてMTFを測定した。また、それぞれの物理的データから、各システムの総合的物理解評価としてNEQ(u)を算出した。ここでグラディエントは、それぞれのシステムのも特性曲線において、胸部ファントム像上の腫瘤状の模擬物体が配置された位置における濃度値

を用いた。

4. 結果および考察

4.1 各システムの画質特性

Fig. 3 に各システムのグラディエント(a), MTF(b),および写真濃度0.55, 0.8におけるウィナースペクトル(c), (d)を示す。ROC解析結果に影響を与える画像因子である写真コントラスト（グラディエント）については、各システムにおける関心位置の濃度域を考慮すると、心陰影部では汎用システムとEXシステムが同等で最も高い値を示し、続いてCシステム, ADシステムの順

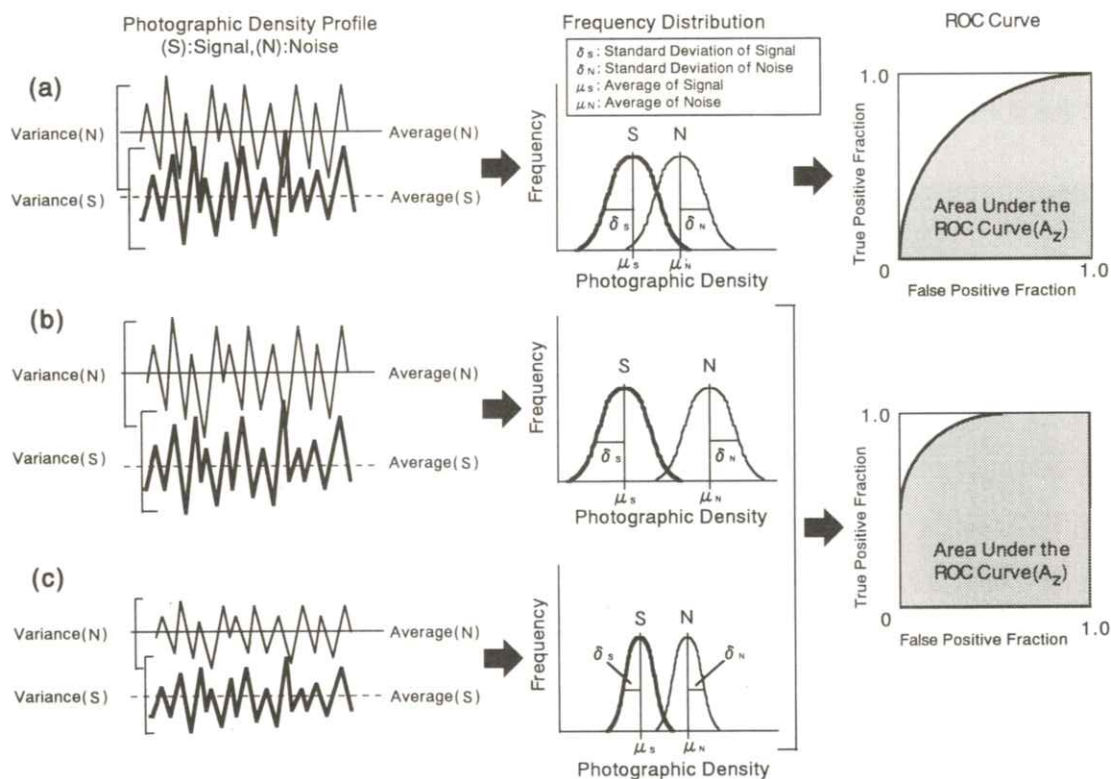


Fig. 2 An illustration for ROC analysis using photographic densities of the shadow parts of chest-phantom X-rays as data.

に低い値となったが、ADシステムはCシステムとほぼ同等であり、全システムの差は小さかった。肋骨部においても汎用システムが最も高く、次にEXシステム、Cシステム、そしてADシステムの順に低い値となった。もう一つの影響を与える画質因子である粒状度は、空間周波数0.1 cycle/mmで比較すると写真濃度0.55においては、ADシステムが最もよい結果を示した。次いでEXシステム、Cシステム、汎用システムの順となった。また、写真濃度0.8においてもADシステムが最も優れており、EXシステム、Cシステムがほぼ

同等で続き、汎用システムが最も劣るという結果となった。MTFについては、各システムともほぼ同等でわずかに汎用システムが良い結果を示した。以上を総括すれば、グラディエントとMTFに関しては汎用システムが優れており、粒状度については胸部専用システムが良い結果であった。また、胸部専用システム間ではグラディエントについてはEXシステムがわずかに良好で、粒状度はADシステムが優れていた。

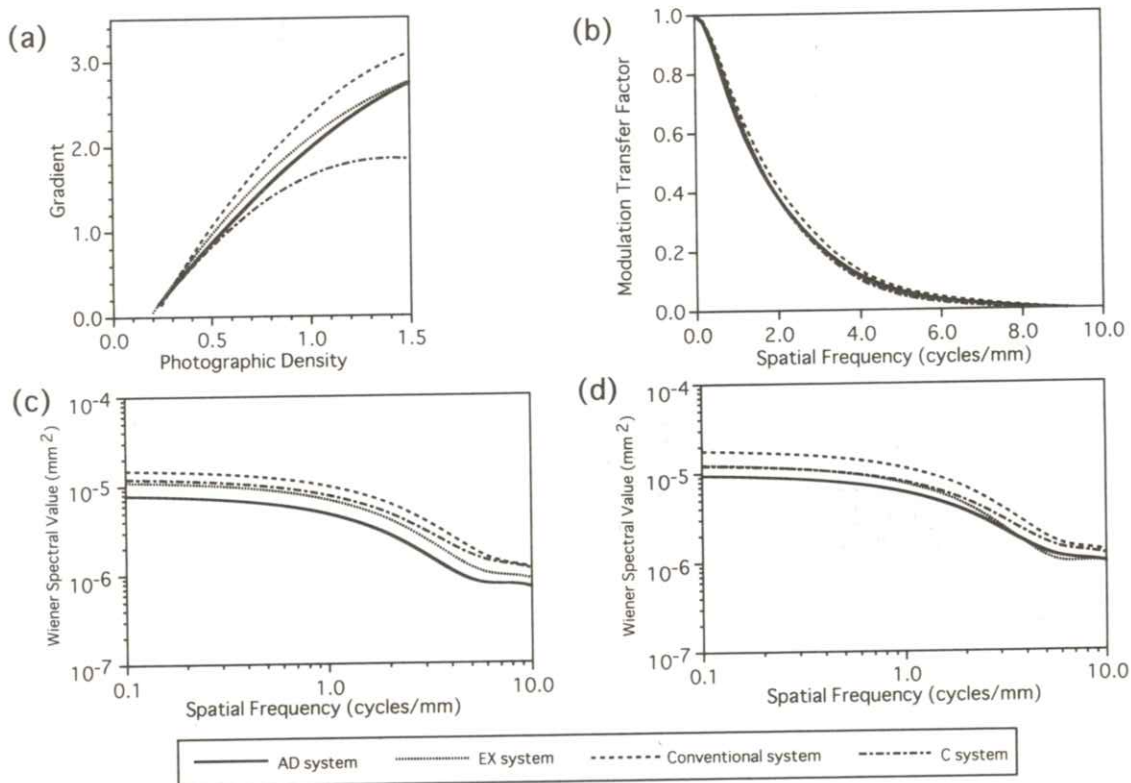


Fig. 3 Physical imaging properties of each screen/film system

- (a) gradient curves
- (b) MTFs
- (c) Wiener spectra (photographic density : 0.55)
- (d) Wiener spectra (photographic density : 0.80)

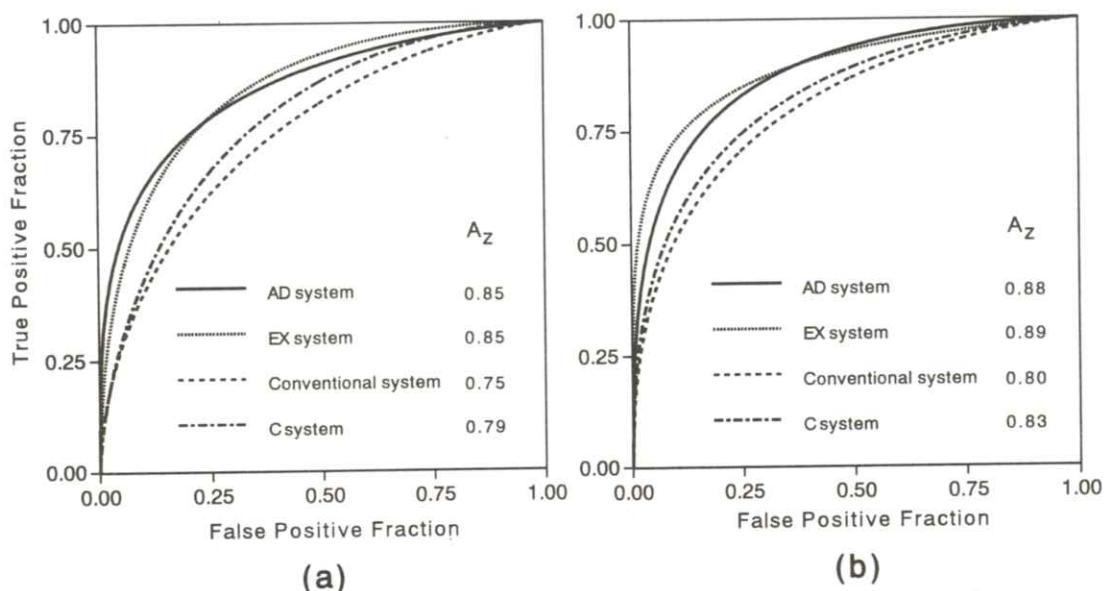


Fig. 4 ROC curves of each screen/film system.

(a) Retrocardiac region (b) Rib region

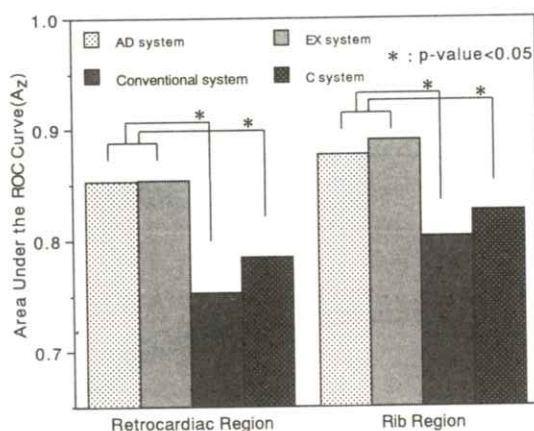


Fig. 5 Area under the ROC curves (A_z) of each screen/film system.

4.2 ROC解析による評価およびNEQ(u)との比較

Fig. 4 にそれぞれのシステムの腫瘍状の模擬物体の検出能を表すROC曲線と、ROC曲線下の面積(A_z)を示す。粒状度の優れた胸部専用システムの方が、汎用システム、Cシステムに比べ高

い検出能を示した。この結果、今回の関心領域における腫瘍状の模擬物体の検出には、コントラストよりも粒状度が強く影響していると考えられる。

次に、ROC曲線下面積(A_z)について統計的有意差検定を実施した。その結果をFig. 5 に示す。 p -value < 0.05で検定を行った場合、両胸部専用システムは汎用システムおよびCシステムに対して検出能に有意差が認められた。

以上の解析結果が各システムの画質特性を反映していることを確認するために、各システムのNEQ(u)を求めてそれぞれを比較・検討した。

Fig. 6 は心陰影部、肋骨部におけるNEQ(u)である。一般にNEQ(u)は、MTFの成分とウィナースペクトルのそれとはお互いに相反する関係があり、ウィナースペクトルの寄与がMTFの2乗よりも大きいとき低空間周波数領域でピークをもつ。今回の結果では各位置ともおよそ0.3

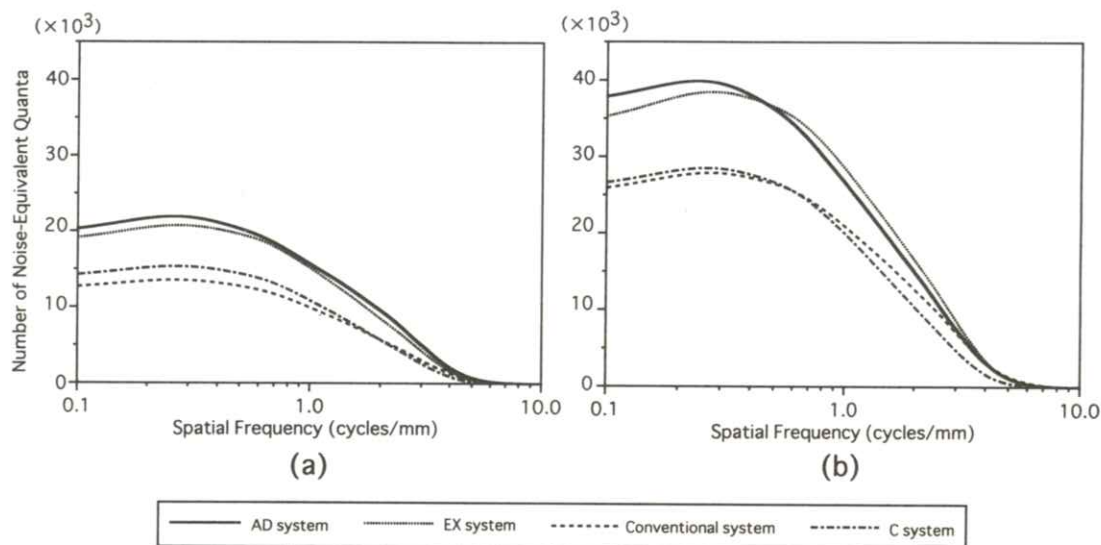


Fig. 6 NEQ(u)s of each screen/film system.
 (a) Restrocardiac region (photographic density: 0.50~0.60)
 (b) Rib region (photographic density: 0.70~0.85)

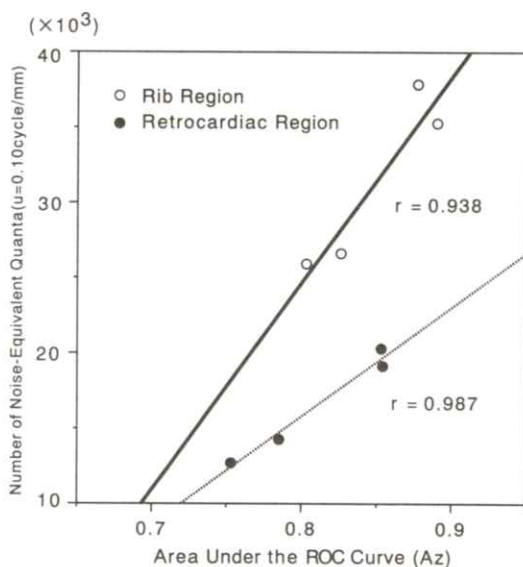


Fig. 7 Relationship between area under the ROC curves (A_z) and NEQ(u) at 0.1 cycle/mm of each region.

cycle/mmでピークを示している。そして、そのピークよりも低空間周波数側ではウィナースペクトルの影響がMTFより大きく、高空間周波数側

ではMTFの寄与が大きい。また、グラディエントは全空間周波数にわたってNEQ(u)のレベルに影響を与える。今回、使用した各システムのMTFはほぼ同等であったので、MTFの影響は一定であると考えられる。したがって、NEQ(u)はグラディエントとウィナースペクトルを強く反映したものになっている。そして評価対象である腫瘍状の模擬物体の大きさは7mmφであるので、空間周波数で表すと約0.14cycle/mmとなり、低空間周波数領域に主成分をもつと考えられる。つまり、NEQ(u)のピークよりも低空間周波数領域となるので、この領域ではウィナースペクトルの影響が大きく現われることになる。したがって、粒状度の優れた胸部専用システムが汎用システム、Cシステムよりも高値を示した。胸部専用システム間では、NEQ(u)はほぼ等しく、空間周波数0.1 cycle/mmと比較するとADシステムがわずかに高い値を示した。また、写真濃度0.8においては、

EXシステムとCシステムのウィナースペクトルは、ほぼ同等であったが、グラディエントが異なるため、グラディエントの値の大きいEXシステムが高いNEQ(u)値となった。つまり粒状度が同等であればコントラストの高いシステムが高い検出能をもつことになる。この結果は、ROC解析におけるそれとよく一致している。Fig. 7にROC曲線下面積(A_z)と空間周波数 0.1cycle/mmにおけるNEQ(u)との関係を示した。各模擬物体を配置した位置における双方の評価値は、非常に高い相関を得た。このことは、濃度値を用いたROC解析は、低・中濃度域における腫瘍状の微小信号の客観的な検出能の評価に有用であることを意味している。また、NEQ(u)よりも容易に評価が可能である。しかし、今回は非常に狭い濃度域での評価であったので、今後、胸部X線写真上の他の位置の濃度域での検討を行う必要がある。

5. 結 論

- (1) 濃度値を用いたROC解析(連続確信度法)は、写真コントラストと粒状度の双方を統合した物理評価を可能にした。
- (2) 胸部X線写真の中・低濃度領域における腫瘍状の微小信号の検出能は、写真コントラストだけでなく粒状度が大きく寄与していることが確認できた。
- (3) 本法による物理評価は、各スクリーン/フィルムシステムのNEQ(u)の評価とよく一致した。
- (4) 今後の課題として、胸部X線写真上の種々の濃度領域におけるNEQ(u)との関連性、視覚

的主観評価との関連性などについて検討していきたい。

参考文献論

- 1) 永野裕美, 西原貞光, 吉田賢一, 他: 日放技学誌 **51** 1742 (1995)
- 2) 東田善治, 吉田 彰, 勝田 昇, 他: 日放技学誌 **52** 524 (1996)
- 3) 吉田賢一, 西原貞光, 永野裕美, 他: 日放技学誌 **51** 1737 (1995)
- 4) 近藤泰史, 濱田智広, 望月祐次, 他: 日放技学誌 **54** 492 (1998)
- 5) 丸山雄一郎: 日本医放会誌 **58** 509 (1998)
- 6) 立入 弘, 稲邑清也監修, 山下一也, 速水昭宗編: 診療放射線技術 上巻 改訂第9版 pp.262-336 (南江堂, 東京 1996)
- 7) C.E.Metz, J.-H.Shen and B.A.Herman: Presented at the 1990 Annual Meeting of the American Statistical Association (Anaheim, CA, August 7, 1990)
- 8) 白石順二, 上田容子, 宇都宮あかね, 他: 日放技学誌 **53** 431 (1997)
- 9) 荒尾信一, 天野貴司, 北山 彰, 他: 医画情誌 **14** 128 (1997)
- 10) 荒尾信一, 天野貴司, 北山 彰, 他: 川崎医療短期大学紀要 **17** 61 (1997)
- 11) 日本放射線技術学会専門委員会編: ROC解析の基礎と応用 pp. 35-54 (日本放射線技術学会, 京都, 1994)

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

宮島 悟史, 森見 左近, 松本 政雄, 金森 仁志*

大阪大学医学部保健学科医用工学講座

〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-7

*福井工業大学工学部電気工学科

〒910-8505 福井県福井市学園3-6-1

(1999年1月30日, 最終1999年3月26日受理)

Correction for x-ray spectra measured with the CdZnTe detector

Satoshi MIYAJIMA, Sakon MORIMI, Masao MATSUMOTO,
and Hitoshi KANAMORI*

School of Allied Health Sciences, Faculty of Medicine, Osaka University

1-7 Yamadaoka, Suita, Osaka, Japan, 565-0871

*Department of Electrical Engineering, Fukui University of Technology

3-6-1 Gakuen, Fukui, Japan, 910-8505

(Received January 30, 1999, in final form, March 26, 1999)

We used the Monte Carlo method to simulate the response of the CdZnTe detector for the monoenergetic photons. The energy range of photons was from 10keV to 150keV. By using the response function we corrected x-ray spectra with the stripping procedure. After the correction, we compared the result with the corrected x-ray spectra obtained with the High-Purity Ge detector (HPGe spectra).

We found that using the proper parameter for our simulation program, you would obtain x-ray spectra close to the HPGe spectra. But we also found that the incomplete charge collection was not evaluated in our simulation program.

1. はじめに

現在診断領域のX線スペクトル測定は、主に半導体検出器を用いて行われている。

従来、X線スペクトルの測定では、高純度Ge半導体検出器（HPGe検出器）が用いられてきた。しかし、HPGe検出器はエネルギー分解能が高い一方で、液体窒素で冷却する必要があるために検出器が大型になり、検出器の配置に対する制約が大きい。一方、CdZnTe半導体検出器（CZT検出器）は構成元素の原子番号が高いため、HPGe検出器よりも単位長さ当たりの光電吸収ピーク効率が高い。また液体窒素による冷却が不要であるために検出器が小型であり、検出器の配置に対する制約が少ない。今回用いたCZT検出器はプリアンプを含めて5cm×6.5cm×8.5cmの直方体のケースに収まっている。

しかし、CZT半導体は純度が高い結晶を得るのが難しい¹⁾。更に表面漏れ電流の問題により、バイアス電圧を高くすることができない。したがってCZT半導体結晶中での電荷キャリア、特に正孔の移動度がかなり小さく¹⁾、生成電荷の収集が不完全になる（電荷収集の不完全性）。このことに加えて、1電子正孔対生成に要するエネルギーがHPGe半導体結晶よりも大きいことから、エネルギー分解能はHPGe検出器より低い。更に電荷収集が不完全となることから結晶の厚みを増すのが困難であり、特に高エネルギー光子に対する検出効率が問題となる。このように、CZT検出器はHPGe検出器に比べて小型であるという利点があるが、検出器の応答特性に問題がある。

今回はモンテカルロ法を用いてCZT検出器の応答特性をシミュレートした。算出された応答関数を用いてストリッピング法による補正を行った後、補正後のHPGe検出器によるX線スペクトルと比較評価した。また、算出された応答関数を単色光子(^{241}Am)の測定スペクトルと比較評価し、今回得た結果について報告する。

2. 実験装置と実験方法

2.1 半導体検出器の動作原理

半導体検出器は、別名固体電離箱と呼ばれる通り、空気電離箱と動作原理は同じである。しかし、半導体結晶中では空気中に比べて電荷キャリアの移動度が大きいため、相互作用により生じた電荷を光子の入射毎に収集できる。そのため、半導体検出器では光子数と共に光子エネルギーを測定することができる。

半導体検出器の動作原理は、以下の通りである。

- (1)半導体結晶中に、光子との相互作用による付与エネルギーに比例した数の電子正孔対が生じる。
- (2)収集電極によって生じた電界に沿って電荷キャリア（電子・正孔）が移動し、電極に誘導電流が生じる。
- (3)誘導電流をプリアンプで電圧パルスに変換する。

このようにして得られた出力電圧パルスをマルチチャンネルアナライザで波高値毎に分別し、出力電圧パルス波高分布、すなわち測定X線スペクトルを得る。

2.2 X線スペクトルの補正原理

2.1で述べたように、半導体検出器からの出力電圧パルスは半導体結晶中に生じた電荷キャリアによるものであり、必ずしも入射光子エネルギーを反映していないことに注意が必要である。測定X線スペクトルから真のX線スペクトル、すなわち検出器に入射するX線スペクトルを算出する場合、以下に挙げる項目が問題となる。

- ①半導体結晶と相互作用をしない透過光子
- ②コンプトン散乱、コヒーレント散乱により発生した散乱光子の結晶外へのエスケープ
- ③光電効果に伴って発生する特性X線の結晶外へのエスケープ
- ④相互作用により発生した電荷キャリアの、半導体結晶中の格子欠陥によるトラップ（電荷収集の不完全性）

①の場合、入射光子は検出されない。また②～④の場合には、出力電圧パルスの波高値は入射光子エネルギーの一部しか反映しない。これらの結果、測定X線スペクトルは真のX線スペクトルに対して全体的に低エネルギー側へシフトする。

測定X線スペクトルから真のX線スペクトルを算出する場合、上記の特性を反映した応答関数が必要である。一般に、半導体検出器の応答関数の算出にはモンテカルロシミュレーション、また応答関数を用いた補正計算にはストリッピング法が用いられる²⁾。

HPGe検出器を用いて測定したX線スペクトルに対しては、主に上記の①～③に対する補正が行われている。HPGe半導体結晶中では電荷キャリアの移動度が比較的大きいため、④の影響は小さい。一方CZT検出器を用いて測定したX線スペクトルに対しては、上記の①～④に対する補正が必要である^{3), 4)}。

2.3 X線スペクトルの測定方法

今回のX線スペクトル測定系をFig. 1に示す。

線量率が高い場合、測定系の時間分解能の問題によりパイルアップを生じ、正確な測定X線スペクトルが得られない。したがって、線量率を下げるため、以下の条件で測定を行う。

- ①低管電流：X線発生装置を透視条件で運転する。

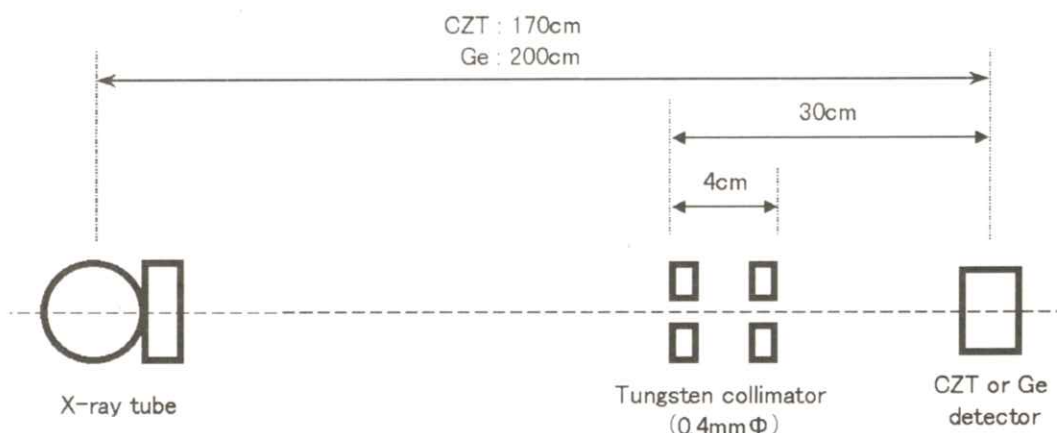


Fig. 1 Experimental setup for the spectral measurements

②ナロービーム：コリメータを用いて線束を絞る。

③焦点－検出器間距離を長くする。

今回CZT測定系としては、東洋メディック社製のRamtec413を用いた。検出器はAmptek社製XR-100Tである。CZT半導体結晶は断面積 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ 、厚さ 2mm の直方体、印加電圧は -500V である。またHPGe測定系としては、検出器はPrinceton Gamma-tech社製NIGP1013345、プリアンプはRG11B/C、メインアンプはNAIG製E511Aを用いた。HPGe半導体結晶は直径 $35.7\text{mm} \phi$ 、厚さ 13mm の平板形、印加電圧は -2000V である。

X線発生装置は島津製UD150L-5（単相全波整流方式）、X線管は島津製CIRCLEX 1/2U13CN-25（ターゲット角度 16° ）、コリメータはRamtec413の付属品であるタングステン製コリメータ（厚さ 2mm 、径 $0.4\text{mm} \phi \times 2$ ）を用いた。更に散乱線を除去するため、鉛板を配置した。両測定においては、検出器とデータ処理系を除いて共通のものを用いた。

2.4 モンテカルロシミュレーションによる応答関

数の算出

本研究において、応答関数はモンテカルロシミュレーションにより算出した。本シミュレーションプログラムでは、以下の3種類のパラメータを設定する。

①結晶表面の不感層

②正孔の平均自由行程： λ_h

③電荷収集の不完全性に対する補正項： W_q

これらのパラメータを図示したのがFig. 2で

ある。

本シミュレーションプログラムにおいて、①の不感層は光子との相互作用を生じない領域として、いる。よって、結晶の厚さから不感層の厚さを差し引いた厚さが有感層の厚さとなる。また本シミュレーションプログラムでは、正孔の平均自由行程と相互作用の起こった深さの関係により、光子により付与されたエネルギーが検出される確率を決定している。ここで検出確率 P は、以下の条件にしたがって決定される。

$$N(E) = P \times N_0(E)$$

$$\begin{cases} x \leq \lambda_h : P = 1 \\ x > \lambda_h : P = \left(\frac{\text{電子の移動距離} + \text{正孔の移動距離}}{d} \right) \times W_q \\ = \frac{(d-x) + \lambda_h}{d} \times W_q \end{cases}$$

ここで $N(E)$ はエネルギー E における計数、 $N_0(E)$ は付与エネルギー E の相互作用をした光子

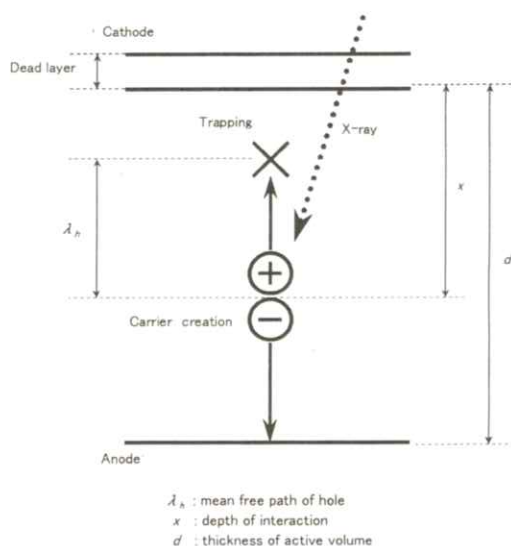


Fig. 2 Simulation model for the response of the CdZnTe detector

数である。また d は結晶の有効厚、 x は相互作用が生じた深さ、 λ_h は正孔の平均自由行程である。

上式は以下のことを示している。

- ①正孔の平均自由行程より浅い位置で相互作用が生じた場合 ($x \leq \lambda_h$), 光子は全て検出される。
- ②平均自由行程よりも深い位置で相互作用が生じた場合 ($x > \lambda_h$), 光子の検出確率が結晶中の電子と正孔の移動距離に応じて変化する。

なお、①②共に検出される光子のエネルギーは E である。

正孔の平均自由行程を基準としているのは、1. で述べたようにCZT結晶中での正孔の移動度が非常に小さい、すなわち格子欠陥にトラップされる確率が高いためである。一方電子は結晶中での移動度が大きいので、格子欠陥によるトラップは生じないとしている。

応答関数の計算においては、統計的変動の影響を少なくするため、エネルギー毎に100000個の入射光子の挙動をシミュレートした。

2.5 ストリッピング法

ストリッピング法は、検出器の応答関数を元に測定X線スペクトルから真のX線スペクトルを算出する方法の1つである²⁾。測定X線スペクトルにおいて、あるエネルギーにおける計数値は以下に挙げる項目の和である。

- ①光電吸収による計数値
 - ②より高いエネルギーの光子によって生じたエスケープピークや電荷収集の不完全性の寄与による計数値
- これに対し、ストリッピング法の原理は以下に

示す通りである。

- (1)あるエネルギーの計数値から、エスケープピークや電荷収集の不完全性による寄与部分(②)を除く。
- (2)残った光電吸収による計数値(①)をそのエネルギーにおける光電吸収ピーク効率で割ることで、そのエネルギーにおける入射光子数を算出する。
- (3)全てのエネルギー領域に対し、(1)(2)の操作を行う。

この方法は光電吸収以外による計数値への寄与を「剥ぎ取る」ことから、「ストリッピング」法と呼ばれている。

ストリッピング法を数式で示すと、以下のようになる^{2), 5)}。

$$N_t(E_0) = \frac{N_d(E_0) - \sum_{E=E_0+1}^{E_{max}} R(E_0, E)N_t(E)}{\varepsilon_0(E_0)}$$

ここで $N_t(E_0)$ は入射光子数(エネルギー E_0)、 $N_d(E_0)$ は検出光子数(エネルギー E_0)、 E_{max} はX線スペクトルの最大エネルギー、 $R(E_0, E)$ は単色光子(エネルギー E)に対する応答関数、 $\varepsilon(E_0)$ は単色光子(エネルギー E_0)に対する光電吸収ピーク効率を示す。なお応答関数 $R(E_0, E)$ は、エネルギー E の入射光子数に対するエネルギー E_0 における計数の比、すなわち

$$R(E_0, E) = \frac{[\text{エネルギー } E_0 \text{ における計数}]}{[\text{エネルギー } E \text{ の入射光子数}]}$$

である。

実際の計算では、X線スペクトルの最大エネルギーにおける計数値を真として、順次低エネルギー側へ計算を進める。最大エネルギーにおける

計数値を真とするのは、エスケープピークや電荷収集の不完全性の寄与による計数値を含まないためである²⁾。

2.6 補正結果の評価

まず本シミュレーションにおける3種類のパラメータがそれぞれスペクトルの形状に与える影響を調べた。その結果を元にして、補正後のHPGe検出器によるX線スペクトルに近い値が得られるパラメータの組み合わせを検討した。なおCZT結晶中での正孔の平均自由行程 λ_h の値については文献により差が大きい⁶⁾、今回は結晶製造メーカーeV-PRODUCTS社からの情報により、 λ_h の値を0.025cmとした。なおCZT結晶中の電界強度は-2500V/cmである。

3. 実験結果

3.1 CZT検出器の応答特性

Fig. 3はHPGe検出器とCZT検出器で測定した²⁴¹Amの γ 線スペクトルの比較である。エネルギー校正は1keV/channelである。

59.5keVの γ 線に対する光電吸収ピークに注目すると、CZT検出器はHPGe検出器よりエネルギー分解能が低いことがわかる。更にCZT検出器においてはピークが左右非対称、すなわちピークの裾が低エネルギー側に流れていることがわかる。これが電荷収集の不完全性の影響である⁷⁾。またそれぞれの測定スペクトルにおいて、結晶中の光電吸収に伴って発生したCd・Teの特性X線によるエスケープピークが観察されている。HPGe検出器に比べて、CZT検出器でのエス

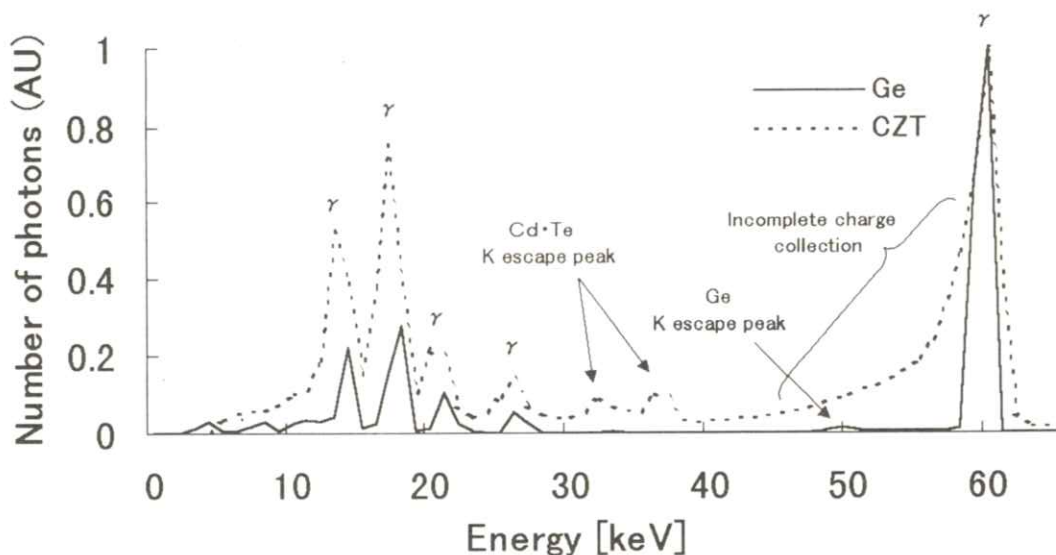


Fig. 3 Comparison of ²⁴¹Am spectrum measured with the CdZnTe detector with the one measured with the HPGe detector

ケーブピークの割合はやや大きい。

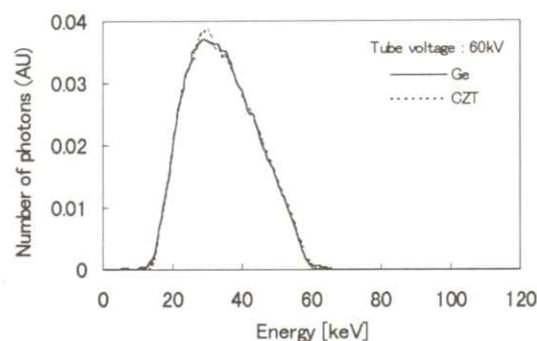
3.2 X線スペクトルの補正結果

それぞれのパラメータがスペクトルの形状に与える影響を踏まえ、様々なパラメータの組み合わせを検討した結果、

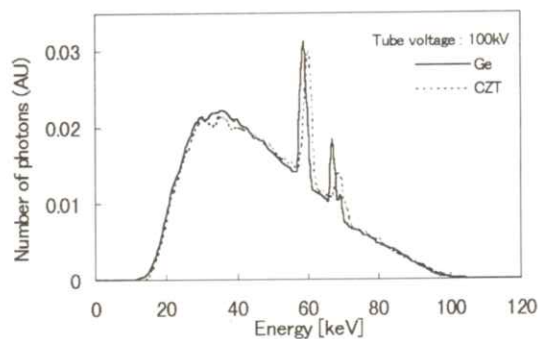
①結晶表面の不感層 : 0.06cm

②正孔の平均自由行程 λ_h : 0.025cm

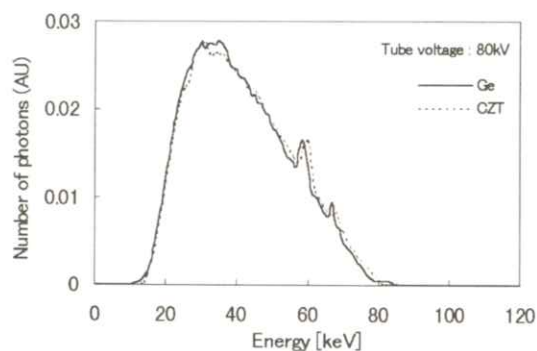
③電荷収集の不完全性に対する補正項 W_a : 0.3
とすることで、補正後のHPGe検出器によるX線スペクトルに近いスペクトルが得られることがわかった。その結果をFig. 4に示す。



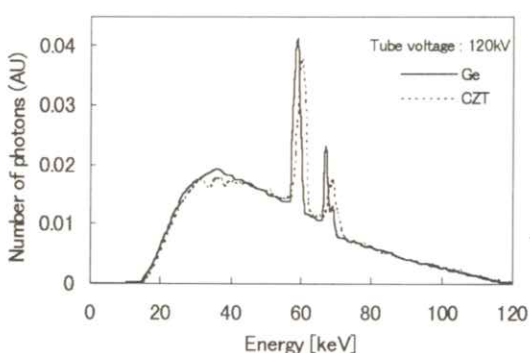
(a)



(c)



(b)



(d)

Fig. 4 Comparison of the corrected x-ray spectra obtained with the CdZnTe detector with the ones obtained with the HPGe detector in the energy range of (a)60kV, (b)80kV, (c)100kV, (d)120kV.

但し、タングステンの特性X線に注目すると、CZT検出器によって測定された特性X線は、HPGe検出器による特性X線に対して1keV高エネルギー側へシフトしていることがわかる。

3.3 シミュレーションプログラムにより算出された応答関数

本シミュレーションプログラムにより算出された59.5KeVの単色光子に対する応答関数と、CZT検出器で測定した ^{241}Am の γ 線スペクトルを比較したのがFig. 5である。

Fig. 5 より、応答関数においてエスケープ

ピークは評価されていることがわかる。一方、光電吸収ピークは線スペクトルで示されており、本シミュレーションプログラムにおいて電荷収集の不完全性は正しく評価できていないことがわかる。

なお、応答関数におけるエスケープピークがやや低いのは、電荷収集の不完全性の寄与が含まれていないためである。

3.4 γ 線スペクトルに対する補正結果

CZT検出器で測定した ^{241}Am の γ 線スペクトルを、本シミュレーションプログラムにより算出された応答関数で補正した結果をFig. 6に示す。補正後のスペクトルを見ると、Cd・Teの特性X線によるエスケープピークはほぼ消失している。

一方、電荷収集の不完全性の影響については、補正前後でほとんど変化がない。このことは、3.3

で得た結果と符合している。

4. 考 察

4.1 検出器の応答特性

HPGe検出器とCZT検出器で測定した ^{241}Am の γ 線スペクトルの比較により(Fig. 3), CZT検出器の分解能が低く、更にピークが左右非対称であることがわかった。これは、CZT結晶が1電子正孔対生成に要するエネルギーが大きいことに加えて、CZT結晶における電荷収集の不完全性の影響が大きいことを反映している。またHPGe検出器に比べてCZT検出器でのエスケープピークの割合が大きいのは、特性X線のエネルギーと発生率の違い、結晶サイズの違いに起因する³⁾。

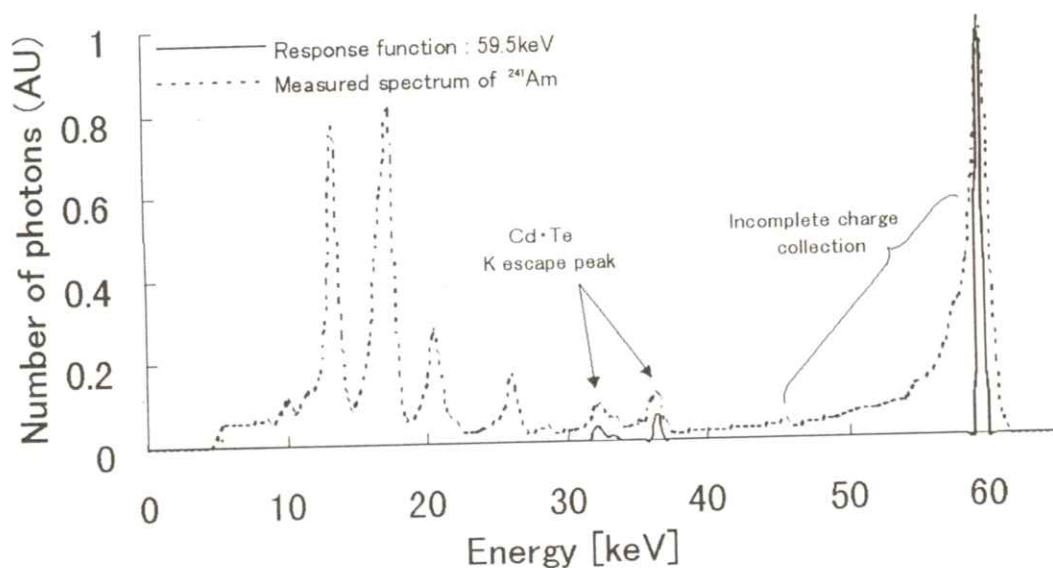


Fig. 5 Comparison of the response function of the CdZnTe detector for the monoenergetic photons (59.5keV) with ^{241}Am spectrum measured with the CdZnTe detector

4.2 本シミュレーションにおける問題点

4.2.1 電荷収集の不完全性に対する評価

今回算出されたCZT検出器の応答関数とCZT検出器で測定した ^{241}Am の γ 線スペクトルの比較により、本シミュレーションでは電荷収集の不完全性が正しく評価されていないことがわかった (Fig. 5)。問題は正孔の平均自由行程と相互作用の起こった深さの関係により、光子が検出される確率を決定している点にあると考えられる。

つまり本シミュレーションにおいて、エネルギー E の光子による付与エネルギーが生じた場合に起こる事象は、以下の2通りである。

①エネルギー E に対応する電圧パルスが検出される。

②電圧パルスが検出されない。

つまり、①は生じた電子正孔対が全くトラップ

されずに誘導電流が生じた場合に相当し、②は生じた電子正孔対が全てトラップにより失われ、誘導電流が生じなかった場合に相当する。そしてどちらの事象が生じるかが、相互作用の生じた深さと正孔の平均自由行程の関係により決定される。更に本シミュレーションにおいては、電荷収集の不完全性に対する補正項 W を設定しているが、これも光子の検出確率に影響を与えるのみである。これらのことから、本シミュレーションにおいて電荷収集の不完全性は正しく評価できていないと言える。

電荷収集が不完全性になる場合を考える。入射光子による付与エネルギー E とすると、出力電圧パルス波高は $(E - E_{\text{trap}})$ 、すなわち光子欠陥によるトラップによって失われる電荷キャリアに相当する分だけ低いエネルギーを反映する。ここ

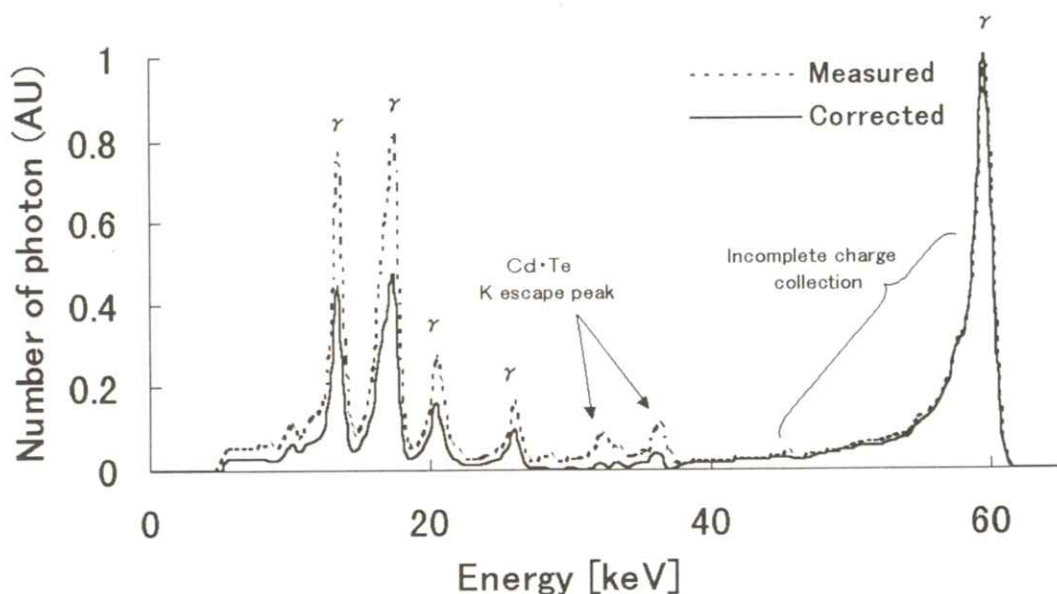


Fig. 6 Comparison of the measured and corrected ^{241}Am Spectra obtained with the CdZnTe detector

で E_{trap} は、トラップにより失われる電荷キャリアに相当するエネルギーである。電荷キャリアがトラップにより失われる割合は、結晶中での電荷キャリア（電子・正孔）の移動距離の和に依存して変化するため⁸⁾、 $(E - E_{trap})$ に対応する電圧パルス波高分布は連続分布を示す。したがって電荷収集の不完全性を評価するには、電荷キャリアがトラップにより失われた割合が、電荷キャリアの移動距離の和に依存するようにシミュレーションプログラムを変更する必要がある⁹⁾。

4.2.2 不感層の評価

不感層とは結晶表面に存在する、格子欠陥が非常に多いために生じた電荷キャリアがトラップにより失われる確率が高い領域をいう⁹⁾。通常モンテカルロシミュレーションにおいてHPGe検出器の応答関数を算出する際には、不感層の存在は考慮されていない^{9), 10), 11)}。しかし、2.4で述べたように、本シミュレーションプログラムにおいては結晶表面の不感層は格子との相互作用を生じない、すなわち不感層分だけ結晶の有効厚が薄くなるとしている。

今回シミュレーションパラメータとしての不感層の厚さは、2.6で述べたように補正スペクトル形状から決定した。CZT結晶の不感層の厚さについては筆者の知る限り公表されていないが、実測する方法が紹介されており¹²⁾、今後検討する必要がある。

4.3 特性X線のずれ

タングステン特性X線のずれに関しては、測定

の直前・直後に²⁴¹Am(γ 59.5keV)を用いてエネルギー校正を行ったため、エネルギー校正の問題でないことは確かである。この点については原因が不明であり、今後検討する必要がある。

5. 結 論

今回は本研究室で開発したモンテカルロシミュレーションプログラムにより、CZT検出器の応答関数を算出した。算出された応答関数を用いてストリッピング法により補正を行った後、補正後のHPGe検出器によるX線スペクトルと比較評価した。その結果、適切なシミュレーションパラメータを選択することでHPGe検出器に近いX線スペクトルを得ることができた。しかし、算出されたCZT検出器の応答関数を検討した結果、本シミュレーションプログラムにおいては、電荷収集の不完全性が正しく評価できていないことがわかった。

6. 参考文献

- 1) 山本幸佳：放射線 22 3 (1996)
- 2) W.W.Seelentag, et al.: Phys. Med. Biol. 24 767 (1979)
- 3) E.Di Castro, et al.: Phys. Med. Biol. 29 1117 (1984)
- 4) 松本政雄他：放射線 22 66 (1996)
- 5) 松本政雄：放射線医学物理 suppl. 43 (1994)
- 6) R. B. James, et al: Materials Research Society Symposium Proceedings vol.302

Semiconductors For Room -
Temperature Radiation Detector
Applications p. 326, 348 (1993)

- 7) 岡村 勉夫：放射線測定回路とシステム p. 187
(日刊工業新聞社, 1974)
- 8) G.F.Knoll:放射線計測ハンドブック第2版
p.430 - 434 (日刊工業新聞社 1991)
- 9) 西沢博志他：放射線**22** 27 (1996)
- 10) Cecilia S. Chen, et al : Med. Phys. **7** 627
(1980)
- 11) 加藤秀起他：日放技学誌 **51** 462 (1995)
- 12) 西野 治, 関口晃：放射線計測 p. 259
(コロナ社, 1966)

〔論文〕

高エネルギー電子線治療におけるCRポータルイメージの検討

松本 光弘

大阪大学医学部附属病院放射線部

〒565-0871 大阪府吹田市山田丘2-15

(1999年1月30日, 最終1999年3月31日受理)

CR Portal Images for High Energy Electron Therapy

Mitsuhiro MATSUMOTO

Department of Radiology, Osaka University Hospital

2-15, Yamadaoka, Suita-shi, Osaka 565-0871, Japan

(Received January 30, 1999, in final form March 31, 1999)

医療用高エネルギー電子線治療時の照射野照合は、高エネルギーX線を用いるときと同様に重要である。高エネルギー電子線照射装置の場合、通常使用範囲の電子線エネルギー(6~18MeV)で約1~5%程度の制動X線が含まれる。その制動X線とコンピューテッドラジオグラフィ(CR)を利用して、(1)電子線エネルギーと被写体コントラストとの関係、(2)CRを用いた電子線照射野写真(CR-Electrogram: CR-EG)の臨床応用について検討した。その結果、被写体コントラストは電子線エネルギーの上昇とともに減少した。また、CRの設定を変えるとエネルギーによるコントラストの変化が小さくなった。CR-EGは照射野トリミングやアプリケーションの周辺臓器まで把握でき、臨床的に大変有用であった。

The field verification is very important in the high energy electron therapy as well as in the high energy photon irradiation.

Bremsstrahlung X-rays, range from 1 to 5% of the total dosage, are produced in the high energy electron irradiation with ordinary energy (6 to 18MeV). Using these bremsstrahlung X-rays and a computed radiography system (abbreviated as CR hereafter), the following were investigated; (1) the relationship between the electron energy and the image contrast and (2) the clinical application of the CR-electrogram (abbreviated as CR-EG hereafter). The image contrast decreased with an increase of electron energy. However, the difference in the

contrast with the change of electron energy became smaller when proper reading latitude of the CR was selected. Field trimming conditions in the CR-EGs and organs surrounding the applicator were clearly defined. Our new method turned out to be very useful in clinical use.

Key words : Computed Radiography, Portal Image,
Electron therapy, Bremsstrahlung X-rays

1. はじめに

放射線治療において正確な治療を行う上で重要なことはシミュレーション画像と治療線束下による画像の照合である。高エネルギーX線ないし γ 線照射による画像照合は従来からポータルイメージ（リニアックグラムやコバルトグラム）として比較的容易に行われ、またその方法も確立している¹⁻²⁾。

一方、高エネルギー電子線照射においても照射野照合の必要性は同様であるが、目的部位が皮膚近傍の場合が多く目視あるいはスチール写真撮影で代用されることも多い。さらに電子線用アプリケーション装着状態では通常X線照射が出来ないようにインターロック回路が設定されている、などの理由で電子線照射での照合写真取得のための研究はほとんどなされていない。

電子線照射野写真(Electrogram, 以下EGと略す)を得る方法としては、インターロック回路を解除しX線照射によりリニアックグラム(LG)を得るか、電子線照射のままEGを得るしかない。ただし、前者の方法は装置の改造を伴うため、一般的には困難である。それに対して後者は高エネルギー電子線束と物質の原子核との相互作用により発生する制動X線を利用すれば画像の取得は可

能であると思われる。医療用リニアック装置の場合、制動放射線の発生を極力少なくするように設計されているが、ビーム取り出し窓、スキャタリングフォイル、モニタ線量計などを通過する過程で、わずかであるがX線が発生する。このうちスキャタリングフォイルからの発生量が最も多く、10MeV以下では3%以内のX線含有率であるがエネルギーが高くなればその含有率も上昇する³⁾。高エネルギー領域で高感度の受光システムがあれば、この特性を利用して制動X線による画像が得られるはずである。すでに1970年代に須藤らによりフィルム-スクリーン系を用いたEGの研究報告⁴⁾があるが画質的に十分とはいえないものであった。

われわれは、1989年から輝尽性蛍光体プレート(photostimulable phosphor plate, 以下imaging plate: IPと略す)を用いたコンピュータドラジオグラフィ(以下CRと略す)のポータルイメージへの応用について研究を行ってきた⁵⁻⁹⁾。今回そのCRポータルイメージングの技術を用い、電子線照射時におけるCR-EGについて検討したので報告する。

電子線エネルギーは臨床的によく用いられる6MeV, 12MeVを用いた。これらのエネルギーの電子線を照射するときに放出される制動X線によ

るIPへのピクセル値変化は相対X線量に対して直線であることを確認してから以下の項目について評価した。

評価項目はエネルギーの違いによる画像コントラストの変化, CR-EGの最適画像読み取りモード, 画像処理パラメータの濃度階調処理および臨床的有用性である。

2. 方 法

2.1 使用機器

使用機器は以下の通りである。

高エネルギー発生装置: NELAC1018

(NEC Co.LTD)

IP:ST-Ⅲ(4切サイズ)

(富士写真フィルム株式会社)

カセット: 高エネルギー専用試作カセット

(Front:3mmCu, Back:0.1mmPb)

CR:FCR7000システム

Mix-Dpファントム

($30 \times 30 \times 2 \text{ cm}^2$):10~20cm厚

2.2 エネルギーの変化と被写体コントラストの関係

電子線エネルギーと被写体コントラストの関係はMix-Dpファントムを撮影した画像のピクセル値を測定し, ダイナミックレンジ(L値) との関係について検討した。

Fig. 1 の配置でファントム厚を10cmから18cmに変化させた。電子線エネルギーは6MeVと12MeVを用い, 画像読み取りはFIX modeで, L値:0.5, 1.0, 2.0, S値(CRのシステム感度):15を

用いた。電子線アプリーケータは標準形 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ を用いた。また比較のため10MVX線における被写体コントラストも同様の方法で求めた。

2.3 ヒストグラム解析および画像処理

胸部ファントムを用い標的線量2Gy(治療線量)によるCR-EGのヒストグラム(プレヒストグラムおよびプライマリヒストグラム)の解析および画像読み取り, 画像処理パラメータの設定を行った。電子線エネルギーは12MeVを用いた。

画像読み取りはSEMI-AUTO mode(L値固定処理)で行った。電子線アプリーケータは上記2.2と同様である。

当院のFCR7000システムは解析機能が備わっていないため, プレヒストグラム(粗読みヒストグラム)の解析は富士写真フィルム(株)にお願いした。

プライマリヒストグラム(本読みヒストグラム)はFCR7000システムのMEASUREMENT機能を用いて求めた。ここでヒストグラムの関心領域(ROI)を2個設定し, ROI(a)は電子線アプリーケータを含む範囲とし, ROI(b)は照射の内側

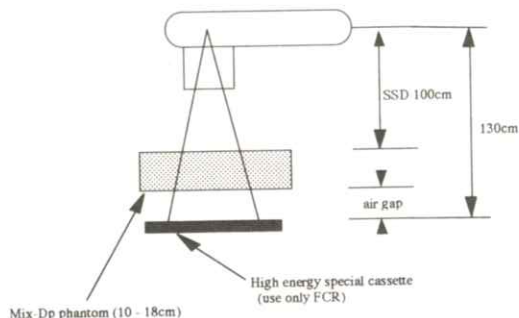


Fig. 1 Geometrical arrangement for the contrast measurement.

の範囲とした。この結果を用いて濃度階調パターンを検討した。

2.4 臨床例

頸部リンパ節電子線照射例について、それぞれ6MeV, 9MeV, 12MeVで標的線量2Gyの治療計画である。

高エネルギー専用カセットはガントリの対向する位置に置き、治療中そのままにし、照射終了後画像処理を行った。

3. 結果

3.1 エネルギーの変化と画像コントラストの関係

電子線エネルギーと画像コントラストの関係をFig. 2に示す。縦軸はピクセル値、横軸はMix-Dpファントム厚である。Fig. 2(a)は電子線エネルギーをパラメータとしたコントラストの変化をL値0.5, 1.0, 2.0について示している。コントラストはエネルギーが高くなれば当然低下するが、L値を大きく設定するとその程度は小さくなった。比較を容易にするためファントム厚10cmの点で、各L値に対応してそれぞれピクセル値900, 600, 300で正規化した。またFig. 2(b)はL値1.0について電子線6MeV, 12MeVと10MV X線の3者をピクセル値600で正規化した。10MV X線と12MeV電子線はほぼ同等のコントラストであった。

3.2 プレヒストグラム解析

標的線量2Gyによる12MeVのCR-EGのプレヒストグラムをFig. 3に示す。縦軸は本読みの相対ピクセル値(100%表示, 10ビット表示), 横軸

は粗読みの輝尽発光量を8ビットで示したピクセル値である。ヒストグラムの輝尽発光分布はピクセル値約120から200であり、ピクセル値幅は約80であった。FCR7000の最大L値は4であるため、この80ピクセルをダイナミックレンジに換算すると、 $10^{1.25} (80 \div 256 \times 4 = 1.25)$ となる。

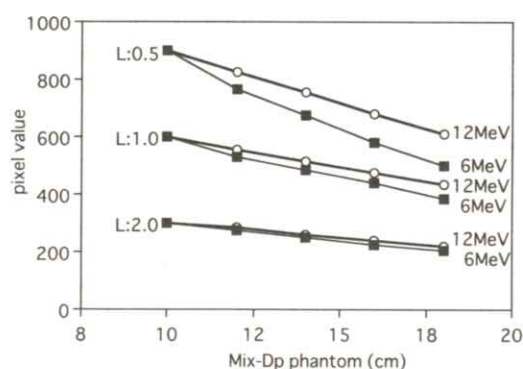


Fig. 2(a)

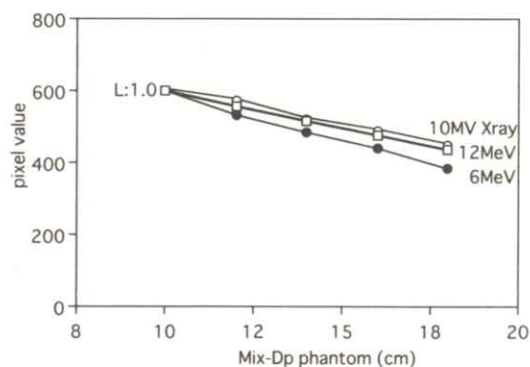


Fig. 2(b)

Fig. 2 Variation of the radiation contrast (pixel value);
(a) with the reading latitude of the computed radiography and
(b) with 6MeV, 12MeV electron and 10MV X-ray beams (L=1.0).

3.3 画像処理とプライマリヒストグラム解析

Fig. 4 に12MeV電子線の鎖骨上窩リンパ節照射のCR-EG(左)とプライマリヒストグラム

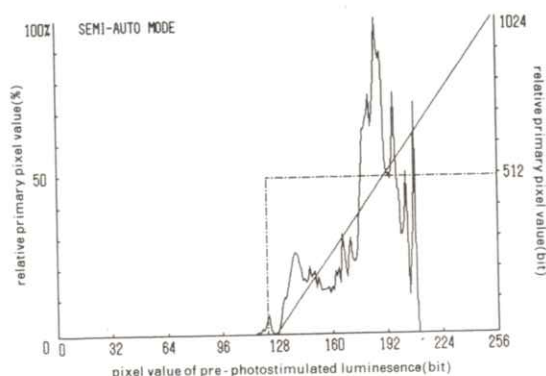


Fig. 3 Pre-histogram of the computed radiography - electrogram (CR-EG) with 12MeV electron beam.

(右)を示す。Fig. 4 -右のROI(a)は電子線アプリータ全体の領域, ROI(b)はアプリータ内側の照射野部分の領域を示している。この画像のプライマリヒストグラムは図に示すような2つのピークをもつヒストグラムとなった。この電子線アプリータを含めた画像を得る場合は直線階調処理(A階調)が有利であり, アプリータ内側の照射野部分だけの画像を得る場合はサブトラクション画像用非線形階調(K階調またはL階調)¹⁾が適していた。

3.4 臨床例について

頸部リンパ節側方照射のCR-EGをFig. 5とFig. 6に, 左鎖骨上窩リンパ節前方照射をFig. 7

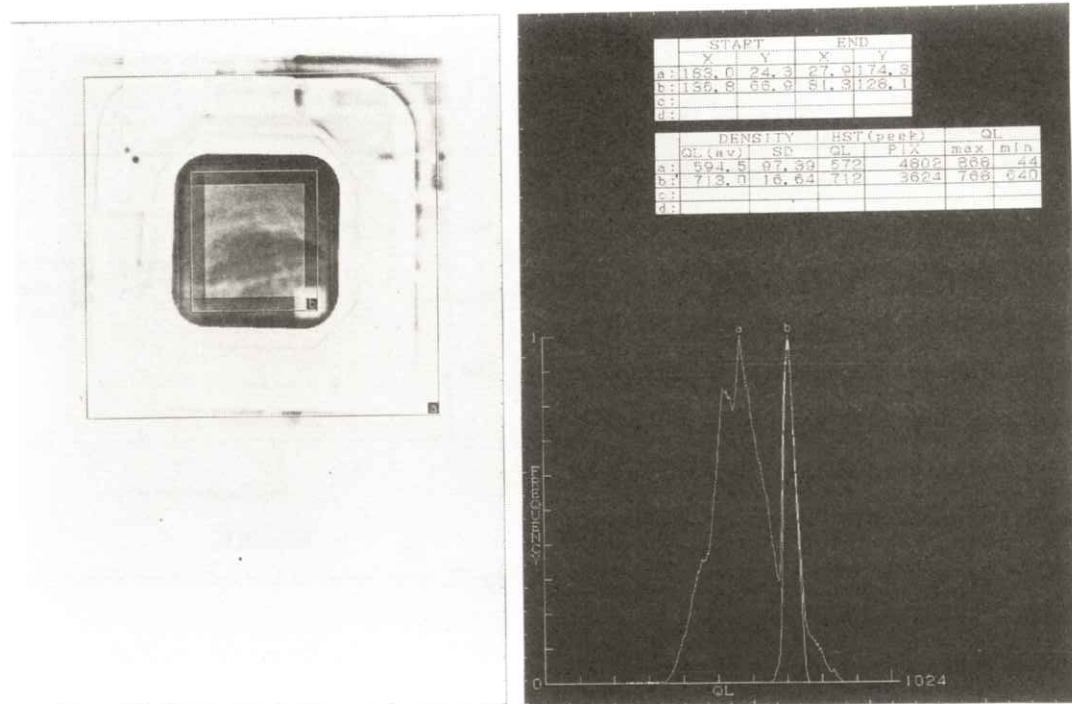


Fig. 4 Primary histogram (right) and the computed radiography - electrogram (CR-EG) with 12MeV electron beam (left).

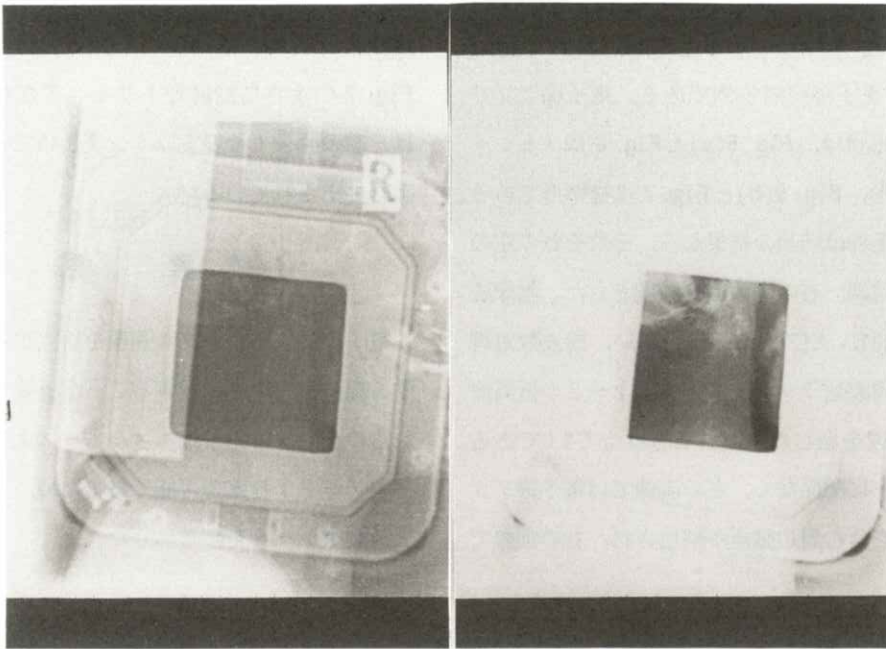


Fig. 5(a)

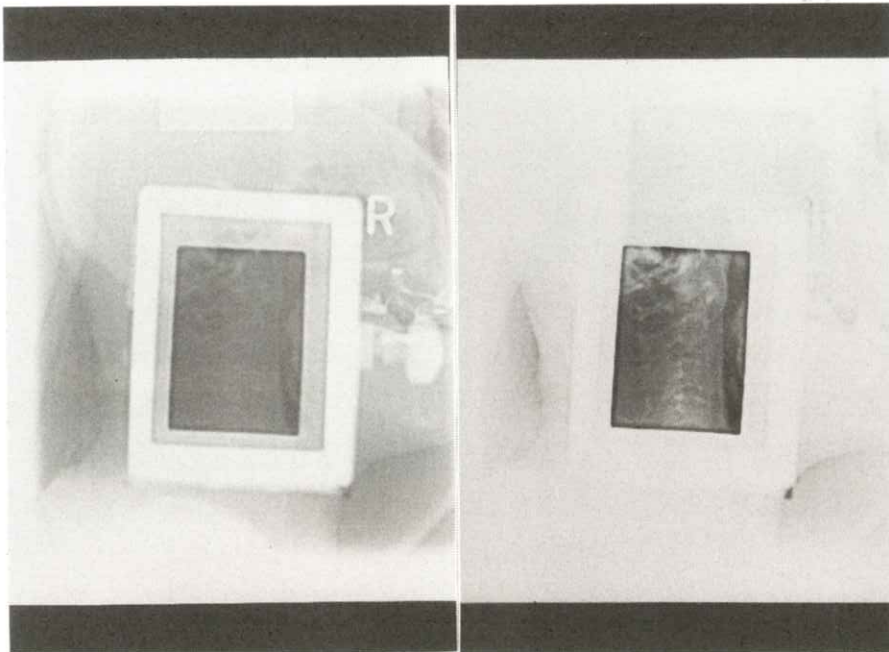


Fig. 5(b)

Fig. 5 Electron irradiation on right neck lymphnode (a) with a straight corn type applicator and (b) with a standard type applicator. (6MeV electron beam)
Left images are using A type gamma curve, and right images are using K type gamma curve.

に示す。Fig. 5は6MeV, Fig. 6は9MeV, Fig. 7は12MeV電子線照射の例である。電子線アプリケーションの形状は、Fig. 5(a)とFig. 6はストレートコーン形、Fig. 5(b)とFig. 7は標準形である。画像処理条件は前項の結果から、それぞれの左の画像はA階調、右の画像はK階調とした。画像読取りはSEMI-AUTO modeを用い、周波数処理はすべて周波数ランク1で強調度1~2の低周波数強調処理を施した⁵⁻⁷⁾。L値は全て2.0である。エネルギーに関係なく、左の画像では電子線アプリケーションを含む周辺臓器が抽出され、右の画像で

は照射野自体が抽出されている。特にFig. 6とFig. 7のような照射野トリミングされた形状では、左の画像でそのトリミングされている様子がよく抽出されている。

4. 考 察

電子線によるポータル画像を研究する上で、制御X線の含有率を把握することが重要である。これらのデータは電子線エネルギーによる深部量百分率データより確認可能であるため、当院での過去の測定データを参考にした。

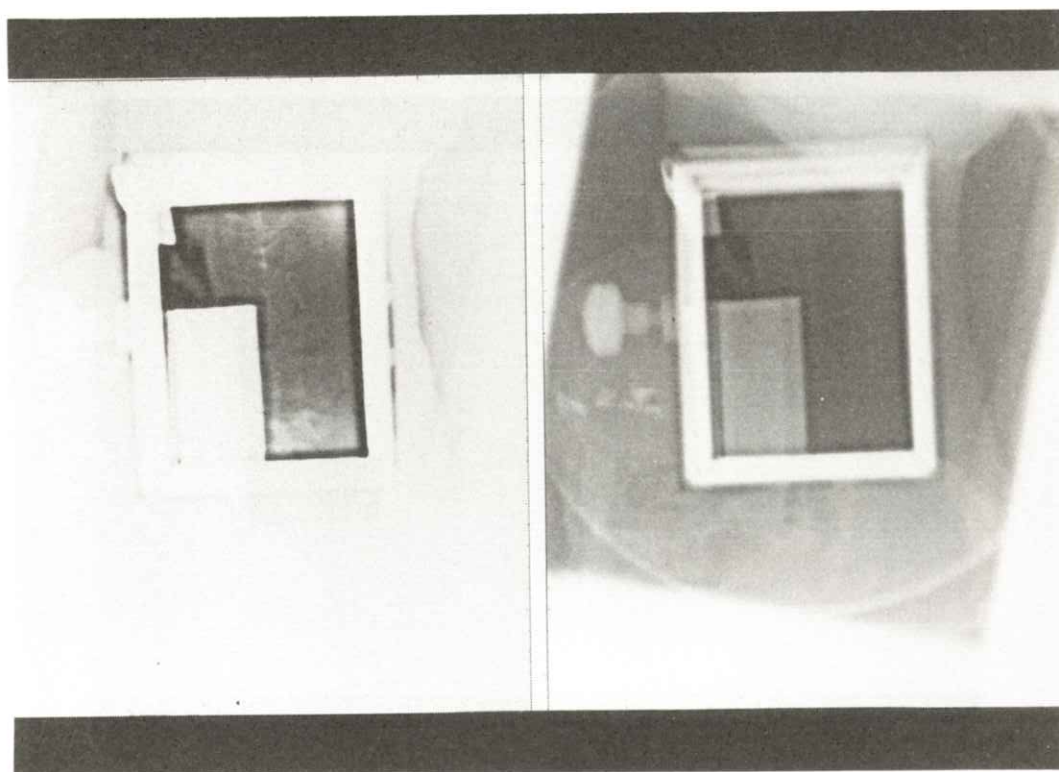


Fig. 6 Electron irradiation on right neck lymphnode with a straight cone type applicator. (9MeV electron beam)
Left image is using A type gamma curve, and right image is using K type gamma curve.

今回実験に用いた 6 MeV から 12 MeV では約 1 ~ 3 % の X 線含有率である。これを線量に換算すると電子線標的線量 2 Gy では 2 ~ 6 cGy に相当する。われわれの開発した CR ポータルイメージングシステムでは 0.1 cGy から 2 Gy までの画像化が可能であるため⁹⁾、これらの線量で十分であると判断できる。そのため今回の CR-EG 研究においてもそのまま以前からの CR リニアックグラフィシステムを使用することにした。

Mix-Dp ファントムを用いたコントラストの評価ではエネルギーの上昇とともにコントラスト

が低下した。ここで注目したいのは電子線のエネルギーに関わらず L 値を大きくしていくとコントラストの差が少なくなる点である。このことは L 値をある程度大きく（今回は L 値 2.0）設定しておけば、異なったエネルギーの EG であっても同一画像処理モードで使用可能であることを示唆している。さらに 12 MeV 電子線と 10 MV X 線でのコントラストがわずかな差であったことから、CR-EG でも良好なコントラストの画像を得られることが推測できる。

12 MeV のプレヒストグラム解析において、ピ

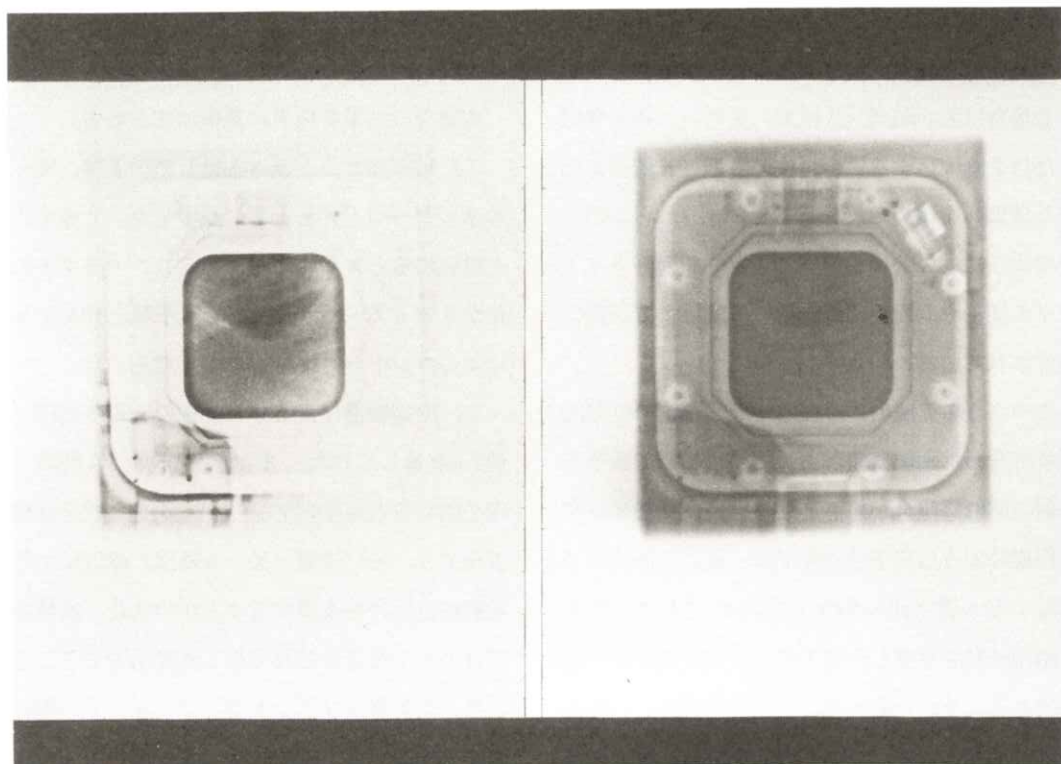


Fig. 7 Electron irradiation on left supra clavicular lymphnode with a standard type applicator. (12 MeV electron beam)
Left image is using A type gamma curve, and right image is using K type gamma curve.

クセル値分布が約80（ダイナミックレンジ換算で $10^{1.25}$ ）であった。この画像を最適表示するにはそのダイナミックレンジ以上の数値で次にあげる5種類(0.5~4.0)の数値に一番近い値のL値が適している⁹⁾。FCR7000においてFIX modeあるいはSEMI-AUTO modeでのL値の選択は0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0の5種類であるため、12 MeVでのCR-EGのL値は2.0が適当であると判断できる。このことはFig. 5~Fig. 7の臨床画像で良好な結果を得ていることでもわかる。

一方、プライマリヒストグラム解析においては、照射野部分とアプリータ部分の2ピークのヒストグラムとなった。このようなヒストグラムを持つ画像では2画像出力が望ましい。全体像を表現する場合は広い階調（A階調）を用い、照射野部分だけを画像化する場合狭い階調（K階調またはL階調）を用いる。Fig. 5~Fig. 7からも明らかのように、A階調を用いることで照射野トリミングの様子や、周辺臓器との位置関係まで明瞭に描出されている。

このように実照射のみならず周辺臓器の位置関係まで含めた画像情報があって、はじめて電子線照射の照射野照合が可能となる。特に頸部リンパ節照射のような電子線治療では、既に同部位にX線ないし γ 線で40~45Gy照射されており、脊椎の耐用線量を考慮した電子線ブースト照射が一般的である。そのためX線（ γ 線）照射野との画像照合が重要となり、ひいては治療成績にも影響を及ぼす。

最近のAAPMレポートTG-40¹¹⁾では、照射野位置および標的体積を評価するための手法を、

二重撮影像に代表される照準像（一般的にリニアックグラフィと呼ばれている）と1回照射による照合像の2種類に分類している。照準像は治療条件ではなく位置設定時の条件で撮像するため、厳密な意味で照合像とはいえない。本システムで得られる像は1回照射による照合像であるため治療中の患者の動きも含めた画像である。

今後益々照合像の重要性は重視されることが予想される。このことは電子線照射においても同様であり、本システムを用いることで、電子線画像照合が特別な存在ではなくなったことは臨床的に大変有用である。

5. 結 語

本研究の結果を以下に簡単にまとめる。

1. 被写体コントラストはL値の上昇、電子線エネルギーの上昇とともに減少した。L値を大きく設定するとエネルギーによるコントラストの変化が小さくなった。12MeV電子線と10MV X線によるコントラストはほぼ同等であった。

2. 治療線量によるCR画像の読取り処理はL値2.0が適していた。また広い階調（A階調）処理を用いると電子線アプリータを含む全体像が表現でき、狭い階調（K, L階調）処理により照射野部分だけを表現することができた。画像としては小さくなるがこれらを2画像出力することにより、照射野トリミングやアプリータの周辺臓器まで把握でき、臨床的に大変有用であった。

6. 謝 辞

プレヒストグラムの解析にご協力いただきました

た富士写真フィルム(株)朝比昭雄氏に感謝いたします。

参考文献

- 1) 渡部洋一, 金森勇雄, 津坂昌利, 他: 放射線治療技術の基礎 pp.127 - 129 (医療科学社 東京1996)
- 2) 平林久枝監修: 放射線医療技術学叢書(16) 放射線治療技術マニュアル p.145 (日本放射線技術学会出版委員会, 京都 1998)
- 3) 滝沢達児, 平城実: 極光 **23** pp.32 - 59 (1971)
- 4) 須藤貞之, 佐藤一弥, 浦橋信吾: 日放技学誌 **26** p.186(1970)
- 5) 笹垣三千宏, 菊池利邦, 伊藤慎弥, 他: 日放技学誌 **46** p.1256 (1990)
- 6) 松本光弘, 笹垣三千宏, 森嘉信: 日放技学誌 **47** pp.627 - 629 (1991)
- 7) 笹垣三千宏, 松本光弘, 森嘉信: 日放技学誌 **48** pp.984 - 990 (1992)
- 8) 松本光弘: 日放技学誌 **49** pp.712 - 719 (1993)
- 9) 松本光弘, 森嘉信: 日放技学誌 **49** pp.817 - 824 (1993)
- 10) FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY 画像処理解説書 pp.56 - 57 (富士写真フィルム株式会社)
- 11) 広川裕, 伊藤彬, 井上俊彦, 共訳: 放射線治療における統合的QA(AAPM放射線治療委員会報告書TG40) pp.45 - 47 (1996)

特別企画シンポジウム

コンピュータ支援診断(CAD)の現状と将来

「CADはここまで進歩した。将来像は？」

- (1) 医学・医療の自動化（コンピュータ化）はなぜ必要か
- (2) CADは画像診断や治療の変革にどう対応してゆくか
- (3) CADの定義と名称
Computer As a Diagnostician ?
- (4) CADにできること、できないこと
- (5) 究極（最高）のCADとはどんなものか
- (6) 放射線部における診断精度（誤診）の管理
- (7) CADに対する法規制の問題
- (8) CADと医師診断のCompetition
Second opinion, Third opinionの集約法
- (9) CADの論理・数理と神の摂理

座長 前滋賀医科大学放射線科 山崎 武

シンポジスト

名古屋大学大学院工学研究科 鳥脇純一郎

国立名古屋病院放射線科 遠藤登喜子

（両先生によるテーマ(1)～(8)について、合同講演形式）

岐阜大学工学部応用情報学科 藤田 広志

（マンモグラムCADの現状）

医用画像情報学会名誉会長 内田 勝

（テーマ(9)について）

本稿は平成10年11月14日 秋季（第122回）大会において開催されたシンポジウムの内容を、講演者の先生方をお願いしまとめたものです。

計算機支援診断(CAD)の現状と課題

鳥脇 純一郎

名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻

〒464-8603 名古屋市千種区不老町

(1998年11月14日受理)

Computer Aided Diagnosis - State - of the - Art And Future Problem

Jun - ichiro TORIWAKI

Dept. of Information Engineering, Graduate School of Engineering, Nagoya University

Furo - cho, Chikusa - ku, Nagoya, 〒464 - 8603 Japan

(Received November 14, 1998)

1 ま え が き

本文は、1998年度の医用画像情報学会年次大会において行われた、「CADはここまで進歩した。将来像は」と題するシンポジウムにおける講演のあらましを述べたものである。シンポジウムに先立って、司会者より表1に示す9項目の設問が呈示され、M側から遠藤登喜子（国立名古屋病院）、E側から筆者が、各設問ごとに見解を述べるという形で進められた。本稿はそこで筆者が話した事柄に加筆し、全体的にある程度つながりを保てるように再編集したものである。必ずしもすべての設問に答えてはいないし、順序も設問通

表1 司会者より呈示された設問

- (1) 医学・医療の自動化（コンピュータ化）はなぜ必要か
- (2) CADは画像診断や治療の変革にどう対応してゆくか
- (3) CADの定義と名称
Computer As a Diagnostician ?
- (4) CADにできる事、できない事
- (5) 究極（最高）のCADとはどんなものか
- (6) 放射線部における診断精度（誤診）の管理
- (7) CADに対する法規制の問題
- (8) CADと医師診断のCompetition
Second opinion, Third opinionの集約法
- (9) CADの論理・数理と神の摂理

りではないが、各設問に関係する事柄についてはその都度本文中に言及する。また、実際の講演は設問順に、2人の演者が各設問ごとに交互に話をするという形であったが、本文はそのときの筆者の話のみから組み立てられているため、若干わかりにくくなっているかもしれない事をお断りしておく。

2 CADの定義と名称

これは表1の設問(3)に対応するが、説明の便宜上最初に取り上げる。

まず、工学では、

- CAD=Computer Aided Design (計算機援用設計)

と理解するのが普通である。これに習って、医用応用におけるCADは、

- CAD=Computer Aided(またはAssisted) Diagnosis (計算機支援診断)

とするのが最も自然ではないかと考える。似たような例として、

- CAS=Computer Aided / Assisted Surgery
 - CAR=Computer Aided / Assisted Radiology
- がある。

意味としては、筆者は次のように考えている。

『CAD(広義):各時代において、その時代のコンピュータを駆使した診断法、もしくは診断手順。とくに診断の基になる情報の取得、および、それから診断に到達するプロセスにコンピュータを積極的に用いる。また、コンピュータでなくてはできない機能の活用を重視する。コンピュータ診断(computer diagnosis)という言葉もほぼ

同じ意味で用いられている¹⁾』

コンピュータの使い方は個々の分野で大きく変わり得る。例えば、画像診断におけるCADでは、次のような処理へのコンピュータ利用が期待され、既に相当実現している(図1)。

- (1) イメージングのプロセス。例えばCTはその典型例である。
- (2) X線像の上で注目すべき陰影のマーキング。例えば本シンポジウムのマンモグラムCAD
- (3) 診断用の情報の計測と提示
- (4) 診断結果(入力画像に関する判断)の導出、時にはその可能性の量的尺度の評価と提示。例えば後述の心電図診断。
- (5) 患者の人体の構造・機能の可視化。例えば後述の仮想化内視鏡システム、など。CASには多くの例がある^{2) 3) 4)}。

“D=diagnosis”という言葉に拘るなら上記の(2)、もしくは(4)が必須条件である。しかし、(5)はセグメンテーションなどで(2)、(4)と同種のパターン認識機能が使われていること、現在の最先端のコンピュータ無しには不可能な支援ツールであること、などからCADの一種にあげる。(1)は、CADが画像のデジタル処理によってしか実現し得ないことを考えると、むしろ医用画像のCADの必要条件の1つであって十分条件ではない。

また、CADの定義も実現形態も利用できるコンピュータの能力や技術レベルで大きく変わってくる。上で「各時代において」という字句を入れたのはそのためである。例えば、コンピュータグラフィックスが十分使えなかった時代には上記の

(5)や後述の仮想化内視鏡システムは全く考えられなかった。今後もコンピュータの発達でCADの状況が一変することは十分考えられる。

mobile computing, virtual/mixed reality, wearable computer,などはそのような可能性を秘めている⁵⁾。

また、工学のCADも含めて上記のいずれにしても、コンピュータは道具(ツール)である。CADそのものもツールである。道具はそれを使って役立つときになって、始めて使えばよい(開発者側から言えば、始めて使ってもらえる)。このことは次節、および、設問の(1)に関係する。

2 医学・医療の自動化(コンピュータ化)の必要性

本節では設問(1)について検討する。

この設問に関しては、まづ2つの点を指摘したい。その1番目は、「自動化」と「コンピュータ化」は同等ではない、ということである。第2は、自動化は必ずしも全自動化、すなわち、人の介入を不要にするということを意味しない、という点である。

3.1 自動化とコンピュータ化

診断における自動化という表現をコンピュータ関係、あるいは、情報関係の技術者が用いるとき、

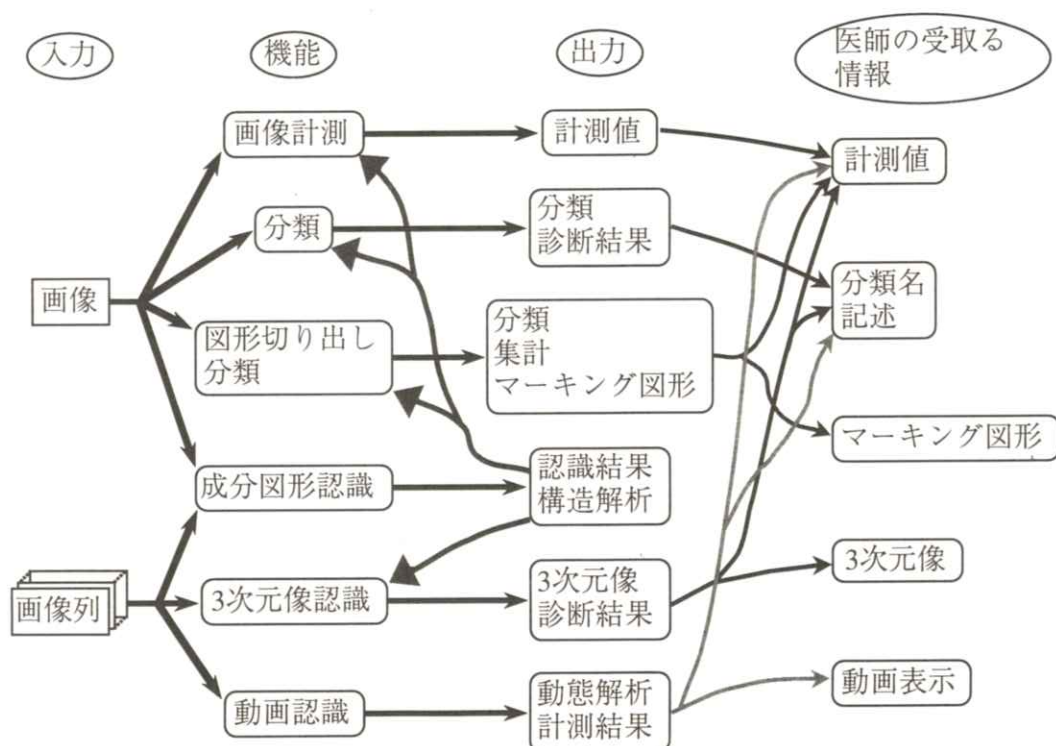


Fig. 1 Computer aided diagnosis of medical images

それは、診断の全プロセスを人手の介入なしに実行することを意味するとは限らない。例えば、X線写真を入力したとき人が立ち入らずに鑑別診断まで行って病名が出てくる、ということは、まさしく上の意味での自動診断である。しかし、X線像から異常を疑われる陰影をみつけてそこにマークをつけた画像を出力することは診断のプロセス全体を自動化しているわけではないが、人はコンピュータによって指摘された疑わしい陰影に重点をおいて調べればよいという意味では、相当の知的作業が人手を省かれた、すなわち、「自動化された」という言い方をする。このとき、自動化はある種の知的作業をコンピュータが代行しているということを表わすが、入力画像を与えられてそれに対する診断に到達するまでの全過程がコンピュータで代行されるとは限らない。最近は誤解をさけるために、上記のように部分的処理の自動化を組込んだプロセスに対しては、自動診断よりむしろ計算機支援診断（Computer Aided Diagnosis CAD）という言葉を用いることが多くなってきている。しかし、実際には厳密に全プロセスをコンピュータで実行することはほとんど考えられないため、診断の結果と思われる情報の導出プロセスのある程度以上がコンピュータで実行されていれば、工学系では自動診断という言い方もそれほど難しく考えずに用いられている。例えば、コンピュータによる処理で異常の恐れのないX線写真をかなりの割合で除外できるような場合には自動診断と言う言葉も用いられている。

コンピュータ化は、文字通り、どのような処理でもそれをコンピュータで行えば「コンピュータ

化」である。例えば、写真の階調の補正（ γ 補正など）も、それがコンピュータ上のデジタル処理で実行されるならば、（階調処理の）コンピュータ化である。実際には上記の診断のプロセスの自動化もコンピュータ無しにはできないから、もし実現できたとすればコンピュータ化の1つであろう。大きな特色は、CADでは何らかの「判断」という処理がコンピュータ化される点である。すなわち、CADの大半は判断・決定のコンピュータ化である。そのためコンピュータ診断という言葉もCADとほとんど同義で使われている。

3.2 コンピュータ化はなぜ必要か

コンピュータ化で問われなくてはならないことは、それが必要かどうかではなくて、むしろ、役に立つかどうかである。前節で述べたように、コンピュータもそれを用いたコンピュータ化という操作も、道具である。従って、それが本来の目的にとって役に立つと判断されれば活用すればよい。どんな道具でも完全なものはないから、長所を生かす工夫が重要である。

そこで、(CAD)を上記の意味で把えて有効性を検証してみよう。

まず表2にCADの利用で期待される効果をあげる。各項目とも内容はある程度は推定できるであろうが、検討すればまた新しい要因がでてくる可能性もある。紙面の制約もあるため一部にごく簡単なコメントを加えておく。

1の新しい情報に関しては可能性は自明であろう。しかし、これまでは人が、とりわけ多忙な医師が限られた時間を考えて自然にある限定条件下

表2 画像診断における計算機支援診断

(CAD)の効果

[1] 新しい情報の取得

定量計測, 全数検査, 多数サンプルの利用, 画質改善, 経時変化の利用, 3次元像の利用

[2] 診断精度向上

新しい情報の導入, 再現性・安定性向上, 情報の質的向上

[3] 医師の負担軽減

スクリーニング補助, 診断しやすい情報・環境の提供

[4] 診断論理—評価・改善

- 記録→知識ベース化
- 発見

[5] 画像データベース開発

研究用, システム開発・評価用, 教育用

[6] システム性能評価, 評価方法論

で行っていた事柄に関して, その制約(時間的, 労力的)を外すことで既知と思われていた情報にも新しい可能性が生じていることはもっと注目されてよい。例えば, 採取したサンプルのごく一部しか調べていなかったものでも, ほとんど労力の増加なしに全サンプルを調べることが可能になるかもしれない。そうして得た大量の情報の処理もまた労力の心配なしにできるであろう。3次元像の利用は仮想化された人体の利用をもたらし, 画像の診断の枠組みを大きく変える可能性を秘めている。この「新しい情報の取得」が以後の項目のすべてにつながる。

[3]の医師の労力の軽減においては, 画像診断における, より快適な環境の構築が, 学術的には

評価され難いとしても実際は大きな意義をもつ。

[4]の診断論理に関しては, CADシステムの開発と評価の中で医師の診断論理が一層深く検討され, 評価され, 知識ベース化されることが経験されている。さらに, 情報科学において「知識の獲得, 発見」という知識処理の方法論が研究対象となり, 成果が出始めている。これらは今後の画像診断論理の開発において寄与することが期待される^{6) 7) 8)}。

[5]の画像データベースに関しては, 最近本学会を始め, いくつかの学会もしくはプロジェクトでCAD研究用の画像データベースがつくられており^{9) 10) 11) 12)}, 全身CT像でも日米においてデジタル画像が利用できるようになってきた⁴⁾^{13) 14)}。これは医師の診断論理へも当然反映できるであろうし, むしろ, 今後は様々のデータベースの作成と利用が期待できる。

[6]のシステム評価については, 性能の評価はCADシステムにおいてはごく自然なものであり, それを医師の診断と比較するためにも様々の評価の方法論, 人間・コンピュータシステムの評価と構成法, などの研究を促すことになる^{15) 16)}^{17) 18)}。

次節で具体例を示すように, コンピュータ化, あるいはCADの有効性は色々な所で認められつつあり, すでに実際に使われているものもある。

4 CADの具体例

上記の考察を裏付ける意味で, 何らかの形で「役立ち得る」ことを示しつつある画像CADシステムの例をいくつかあげる。

(1) 血液像自動分類装置 血液検体標本の顕微鏡像から規定数の白血球を抽出して6種に分類、血球に異常があれば検出して内容を4種類に分類する、などの処理を自動的に行う¹⁹⁾。標本の染色から判断結果に至るまで自動的に行う「自動分類装置」である。商用機が1970年代末に登場し、実用に供されている。「医師の診断」の基礎になる情報を提供するという意味では「診断」そのものではないが、検査技師の判断の一部をコンピュータ化したものとしてCADシステムの範ちゅうには入れられよう。

(2) 心電図のCAD 心電図波形の診断の一部は

コンピュータ化され、実際の健康診断に利用されている。図2に出力の例を示す。「自動解析結果のため、医師の確認が必要です」のコメントがついていることがわかる。実際、この検査では医師の確認が行われる(図3)。しかし、このCADの出力は、日常的に心電図の診断には携っていない医師の参考になる、など医師の診断に用いる情報として十分に役立っていると思われる。

(3) マンモグラム診断におけるマーキング マンモグラムにおいてがんの存在を疑わせる陰影を抽出し、マークをつける機能は最近大幅な性能向上が見られ、スクリーニングで一定の役割を果たす

氏名: ID:51954525
 性別:男 生年月日: 59 才
 168 cm 59 kg mmHg
 投薬:
 自覚症状:
 既往症:
 心拍数 84 bpm
 PR間隔 150 ms
 QRS幅 78 ms
 QT/QTc間隔 350/391 ms
 P/QRS/T軸 58/36/49 °
 RV5/SV1値 1.52/2.72 mV
 RV5+SV1値 4.24 mV
 1100 洞調律
 4068 非特異的T波異常
 9130 ** borderline ECG **
 0903 自覚症や血圧・血清脂質・血糖・尿酸・電解質などの検査により確認し、原因の究明をおすすめします。

1998年10月 6日 午前10時28分

自動解析結果のため、医師の確認が必要です。医師名:

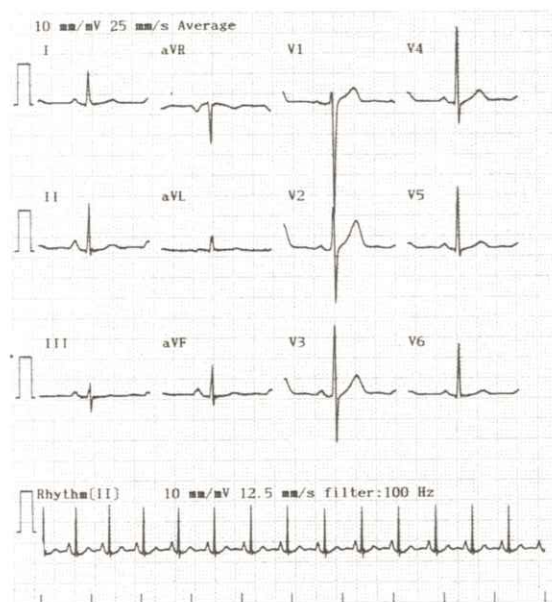


Fig. 2 Computer aided diagnosis (computer diagnosis) of ECG
 - An example of input waveforms and diagnostic output.

心電図検査通知書

本年度の一般定期健康診断（心電図検査）を下記により行いますので、本通知書及び別紙「問診票」（受検前に記入すること。）を持参の上、必ず受検してください。

記

- 1 場 所 総合保健体育科学センター 保健管理室（2階）
- 2 日 時 平成10年（9月）6日（*時*分）〜（*時*分）

心電図検査結果表

判 定	内 容
✓ 異常なし	
有 所 見	所見を認めるが医療行為は不要であり、平常の生活でよい。
要 観 察	平常の生活で良いが、胸痛・胸部不快感・呼吸困難など気になる症状があれば医療機関での受診が望ましい。
要 医 療	必ず医療機関で受診し、医師の指示を受ける。
所 見	平成 10.10.6 日 健康管理医 

Fig. 3 Computer aided diagnosis (computer diagnosis) of ECG
- Final decision by a doctor

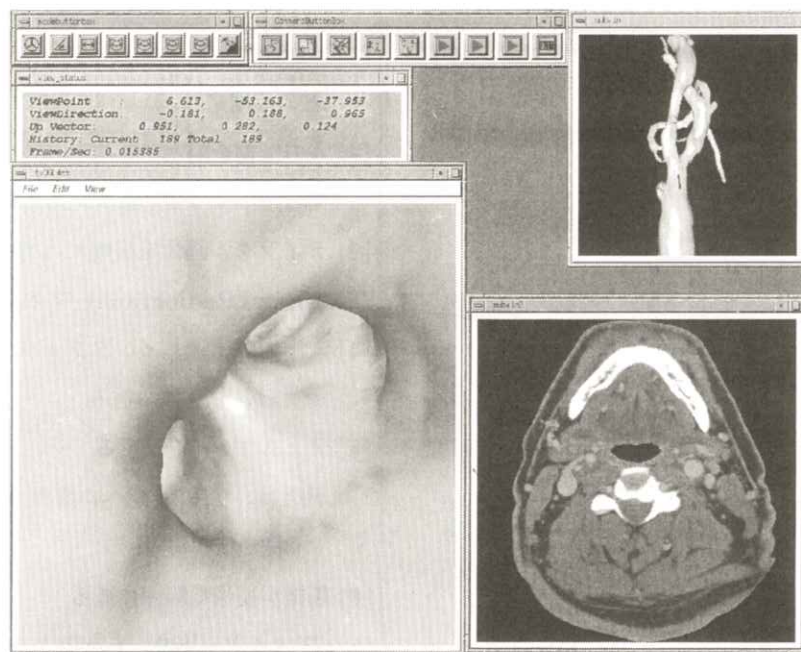


Fig. 4 Scene of the virtualized endoscope system developed in authors laboratory

CADの実現も十分期待できる状況になってきた。

詳細は本シンポジウムの藤田、遠藤の発表にゆずる^{20) 21)}。また、アメリカでは1998年夏に商用

装置「イメージチェッカ」が発表されている²²⁾。

(4) 仮想化内視鏡システム 3次元CT像やMRIから再構築された「仮想化された人体 (virtualized human body)」を用いて、臓器内部を対話的に自由に移動しつつ診断をするシステムを仮想化内視鏡システム (virtualized endoscope system VES) と呼ぶ^{2) 3) 4) 23)}。VESもやはり最近商用CT装置のソフトウェアとして提供されており、新しい診断用ツールとして関心を集めている (図4)。

(5) 血液検査 現在用いられている血液検査の結果の一例を図5に示す。ここで異常値のマーク付けが行われている。恐らく数値に対するごく簡単

な判断であるが、一種の「判断の自動化」であることは確かであることから、画像ではないがCADの範ちゅうに入る。

5 CAD利用の前提条件

前節の例は、いずれもCADの一例とみなされ、しかも前節で述べたどれかの意味で有効性が認められつつあるもの、あるいは、既に日常的に使われているものである。これらの例からみても、CADの有効性は既に十分認められる。むしろ、問題は、さらに高度の画像診断CADとしてどのようなものが今後可能性が高く、それをどう活用するか、そして、次の研究開発の目標として何が考えられるべきか、ということであろう。

このような観点から、異常陰影候補領域のマーク付け、のような画像の内容に関する判断を行える画像診断用のCADシステムが実用レベルに達するための前提となる事柄を表3にあげる。各項

検査項目	検査結果	検査単位	検査範囲	検査結果	検査単位	検査範囲	検査結果	検査単位	検査範囲
白血球数	4200	/μl							
赤血球数	550	/μl							
ヘモグロビン	17.0	g/dl							
ヘマトクリット	50.9	%							
MCV	92.5	fL							
MCH	30.9	pg							
MCHC	33.4	g/dl							
血小板数	26.3	/μl							
血中尿素	60.6	N	53.0-68.9	*					35
血清クレアチニン	30.4	N	26.8-43.8	*--					
尿酸	4.0	N	2.7-7.9	*--					
肝臓酵素	3.6	N	0.0-10.0	*--					
腎臓酵素	1.4	N	0.0-5.0	*					18
中性白血球	97	%	35-149	*--					32
血中コレステロール	205	mg/dl	150-219	*--					28
血中トリグリセロール	61	mg/dl		*--					18
尿酸	9.9	Kumel U	3.0-12.0	*--					32
GO7	17	U/L	10-40	*--					18
CP7	15	U/L	5-45	*--					18
アミラーゼ	35	U/L		*--					18
ALP	94	U/L	73-248	*--					18
ChE	275	U/L	200-450	*--					18

Fig. 5 Computer aided examination of blood
- an example of the report

を以下に簡単に説明しよう。

[1]の診断能力は説明を要しないであろう。但し、実際にどの程度ならば受け入れられるかは難しい問題である。例えば、スクリーニング支援ではfalse negative（見落とし）に目が行きがちであるが、実は医師の労力の低減との関係でfalse positiveも決して軽視はできない^{2,4), 15), 16)}。この意味では、前出のマンモグラム用の装置の認可に際して、「false positiveの出現によって医師の労力の増加をもたらすことはない」ということを実証するデータを提出していることは注目される^{2,2)}。もちろん、false negativeによって、医師の目を経ることなく誤って病気が見落とされてしまうような事態の発生があるとすれば大きな問題であって、ここにはCADシステムの使い方も関係する。

表3 CAD利用の前提

- [1] 診断能力が基準を満たす
どの程度？
- [2] 入力情報を限定できる
スクリーニング、サブシステム
- [3] デジタル画像を直接に入力できる。例えば、
Digital Radiography, フィルムレス
- [4] 入出力が迅速、インタフェースが良好である。
例えば、フィルム並み。
- [5] ディスプレイを使える
例えば、CRT診断への慣れ、解像度、疲労度に問題が無い。
- [6] 価格が妥当な範囲にある
- [7] CT（3次元画像）を利用する？
表示とパターン認識の活用不可欠

次の[2]は技術的な問題であるが、人間の情報処理ではもともとどれだけの情報に基づいて判断を行っているかは陽には言い表せない部分がある。いわゆる、「常識」とか「経験による反射的な行為」にはこのような部分が多い。哲学では「暗黙知」といわれる領域でもある²⁵⁾。これは今のところ機械で扱う方が(多分)無い。そこで、医療診断においても、CADの実用化の可能性が高いのは判断の基礎となる入力情報ができるだけ明確に限定できる領域である。その意味ではスクリーニングは、入力された画像のみに基づいて判断するという状況が普通であるだけに可能性が最も高い。その他、大きい診断システムの一部として特定の機能を受持つサブシステムも該当しよう。

[3]は、目下の所多少とも知的に高度な処理を行うとするとデジタルコンピュータに依らざるを得ないことからくる。従って、診断対象の画像もデジタル画像である必要があるが、CAD利用のために、その都度画像をデジタル化する作業が伴うようでは使いにくい。もっとも、上記の米国のマンモグラムイメージチェック装置は、フィルムをその都度デジタル化して入力することになっている²²⁾。これは、装置の用途が、あくまで医師がフィルムを読影する際の参考にするという事であるためと聞いている。従って、個々のケースでは用途や使用環境による事は言うまでもない。

[4]は、自明であろう。直感的にはシャウカステンでフィルムを見るのと同程度かより手軽に扱える事が望まれる。

[5]は利用環境と同時に一種の「使い勝手」、

「慣れ」の問題でもある。CADにおいてコンピュータ処理が不可避であれば、読影もそのディスプレイ上で行えるならば、医師がCADの結果を利用する上でも遙かに効率的である。画像がデジタル化されていれば、この点がさらに生きてくる。

[6]は、性能、有効性との兼ね合いにおいて普及の度合いを左右する。現状では、コンピュータを中心とするCADはその能力に比べれば必ずしも安価でない。しかし、CT装置は、その中でコンピュータがかなりのウェイトを占め、かつ、かなり高価ではあったが急速に普及した。また、コンピュータの進歩は価格/性能比においても著しいから、今後状況は急速に改善されよう。

[7]はこれにも関係するが、3次元画像の利用においてはコンピュータ処理、とりわけ、目標とする臓器の像の切り出しや可視化、表示において高度の知的処理が不可欠である^{26) 27) 2) 3) 4)}。従って3次元画像の活用を目指すならば、なにがしかのCADの利用は必須であろう。

6 CADシステムの使い方

6.1 CADと医師の組合せ

本節ではCADの使い方について簡単に考察する。それはCADのできる事、できない事を正確に把握して、うまく活用することである。その意味で設問(4)に対応する。

まづ、人にもCADにも、できること、原理的に恐らく不可能もしくは今の技術レベルでは到底できないという意味でできない事、そして、原理的にはできる(例えば、コスト、労力、時間を問

わなければならない)が常識的にはやれない事、がある。そして、人と機械(コンピュータ)では特性が大きく異なるため、同一の仕事(タスク)に対して、やれる、やれない、は人とコンピュータ(CAD)では異なる。例えば可能な組合せの例を表4に示す。ここで重要なことは(人とCADの組合せ)でどのケースを活用するかということであろう。

以下、各ケースを簡単に説明する。

[CASE1]例えば、精度100%の診断(がんを絶対に見逃さず、余分のものを絶対に拾わない)。このケースは究極の努力目標ではあっても、人でもCADでも当面実現される可能性はない。

[CASE2]自然言語による対話に基づく問診、情報収集や患者とのコミュニケーションは、恐らくコンピュータでは当分はできない。但し、人によってはコンピュータ端末の方が気がねなくてアクセスしやすいということも有り得るかもしれない。

[CASE3]例えば、人で言えば真の有効性、経済性、労力を全く考えない処理、CADで言えば、拾い過ぎ誤り7割、見落とし確率0.0001の処理、などで、原理的にはできて意味が無い。

[CASE4]例えば、人でもコンピュータでも1日24時間働けばできるようなタスクがもしあるならば、人間ではまずやれないがCADを入れればできる。

[CASE5]ここは2節であげた多くの例が適合するところである。

[CASE6]例えば、処理結果の転記ミスのような単純ミスはCADの併用で防げる。

表4 CADにできる事、できない事

(×:できない ○:できる)

CASE No.	CAD	人(医師)	CAD+人
1	×	×	×
2	×	○	○
3	○	○	○
	やらない	やらない	やらない
4	○	○	○
		やらない	
5	○	×	○
6	生じない	生じる	生じる /生じない

例:

●CASE1 精度100%の診断

(例えば、がんを絶対に見落とさない。余分のものを絶対に拾わない。)

●CASE2 自然言語による対話に基づく情報収集、患者とのコミュニケーション

●CASE3 経済性を全く考慮しない処理、false alarm 7割、見落とし ≈ 0 の処理

●CASE4 24時間稼働(人は多人数交替制ならできるが、経済的には?)

●CASE5 定量的な計測による情報収集

●CASE6 単純ミス(結果の転記ミス、読み

6.2 法規制の諸問題

法律関係については、筆者は専門的な事柄を述べることはできない。しかし、これは設問7にあ

げられているため、工学系の観点から周辺の事柄について簡単なコメントを加えるにとどめたい。

法規制については、有害なものを防ぐという意味での一種の限界としての品質の保証、および、資格の認定、という2つの側面があるように思われる。前者であればCADとしての能力を証明できれば許可が得られる可能性がある。後者では、CADとしても色々の能力、機能のクラスがあり得ることになる(図6)。

この種の議論の前提としてCADシステムがどういう機能、どういう能力をもつのかを表わす方

法が必要となる。それはCADシステムがどう使われるか、ということでもある。「診断」という表現にこだわると医師の診断と同じ意味にとられかねないが、4節でも述べたように、今のところ、近い将来に実現できそうなものは、医師の行っている「診断」とはかなり異なるように思われる。恐らくX線像の疑わしい陰影にマークをつける「マーキング」のみでは直ちに「診断」ということにはならず、「診断の基礎となる情報を提供しているにとどまる」とみる方が妥当である。しかし、スクリーニング支援でマークの付かなかっ

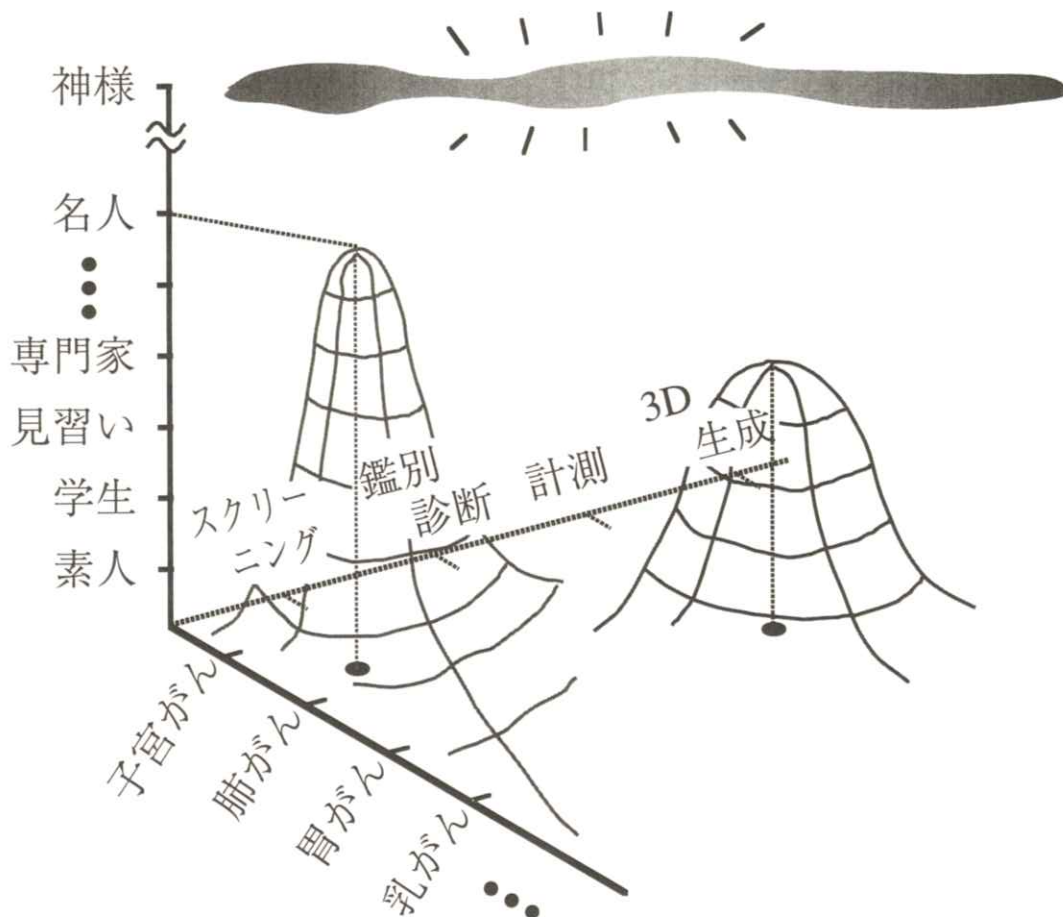


Fig. 6 Various types of doctors and CAD systems

た画像は医師が見なくてもかなり高い確率で除外できる、という時はどうであろうか。この種の機能の中には実現の可能性が見えてきたものもあるため、検討を要するところであろう。前述のアメリカの装置はマンモグラムのマーキング機能を持つと思われるが、あくまで診断を下す装置ではなくて、入力画像の一種のチェックを行うツールという位置づけのようである（イメーヂチェッカという名称になっている）。

資格という側面に関して言えば、医師にも検査技師にもそれぞれの専門分野や経験年数などによる能力や役割の違い（必ずしも上下、優劣の差とは限らない）は存在する。その意味ではCADにも様々なランクや得意（専門）分野の別があつてよい。しかし、このような観点でシステムの能力を評価する方法は全く検討されていない。画像に対するCADシステムの設計からテストまで能力評価の方法論は今後の重要な研究課題であろう^{15) 16)}。

さらにCADシステムの開発側から言えば、誰がどのように使うかを想定することも重要な問題である。医師でも当該分野の専門医、開業医、病院、研究用、等々、様々なケースがある。また、商用化されれば医師以外の人、あるいは一般の人でも使う可能性もある。一方、血球自動分類装置や心電図診断装置が既に存在し、活用されていることは注目してよい。それらも30年前には人間の専門家（技師や医師）が行っていた事柄であるが、今ではコンピュータで行われることに異和感があるとは思えない。

システムのみにて、医師とCADシステムをど

のように組合せるかに関しても、主にスクリーニング支援を念頭において様々の研究がなされているが、まだ今後多くの検討が必要である^{17) 18)}。

これは設問8にも関係する。CADと医師の関係がCompetitionである（あり得る）とは筆者は考えない。始めにも述べたようにCADの意味においてコンピュータは元々道具である。大まかに言えば、それが医師の診断のプロセスすべてを代行できることは、今のところほとんどありえない。部分的に機能を代行できるものができたならば、それをどのような形で利用するかが問題になるに過ぎないであろう。しかし、例えばマンモグラムの読影にほとんど携わる機会のない医師にとって、マンモグラムのマーキングは色々なかたちで参考にはなろう。また、経験豊富な医師でも過重な作業が続けば診断精度の低下も生じないとはいえないから、適切な支援は必ず役立つであろう。

7 む す び

本文は、まえがきで述べたシンポジウム講演の内容を再編集して述べたものである。内容的にはComputer Aided Diagnosis(CAD)の現状と考え方をめぐる様々の問題—CADの意義、定義、使い方、実例、等—を含んでいる。本文の内容を補う意味でも、同じシンポジウムの講演に関する本号の記事と併せて読んで頂きたい。また、本文の課題全体、とりわけ表1の設問には簡単には解答の出せない事柄が沢山含まれている。そのため、本文に述べたことも、いわば、試論の段階で筆者自身が十分消化しきれないままに述べた部分も少

なくない。むしろこれらの内容が、今後本学会員の方がCADの開発と実用化を検討される際の材料になれば幸いである。

謝 辞

有益な問題提起を用意頂いたオーガナイザおよび司会の諸先生に感謝する。本研究の一部は厚生省がん研究助成金、文部省科研費による。

参考文献

- 1) 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼武編著: 医用X線像のコンピュータ診断, シュブリガー・フィラーキ東京, 1994
- 2) 鳥脇純一郎: 仮想化内視鏡システム, 外科, pp.257 - 263, 南江堂 (1998. 3)
- 3) Jun-ichiro Toriwaki and Kensaku Mori: Visualization of the human body toward the navigation diagnosis with the virtualized human body, 可視化学会誌 (Journal of Visualization), 1, 1, pp.111 - 124 (1998))
- 4) Jun-ichiro Toriwaki and Kensaku Mori: Recent progress in biomedical image processing - Virtualized human body and computer-aided surgery, Trans. of EICE of Japan, (電子情報通信学会情報・システムソサイエティ英文論文誌) E-82D, 3, pp.611 - 628 (1999)
- 5) 医療応用特集, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 3, 4 (1998.12)
- 6) 大須賀節雄, 有川節夫, 志村正道, 西尾章一郎, 波多野誼余夫, 大槻説乎編: 知識科学の展開, オーム社, pp.47 - 64, 1996
- 7) 鳥脇純一郎: パターン認識の立場からみた機械による知識獲得, 大須賀節雄, 有川節夫, 志村正道, 西尾章一郎, 波多野誼余夫, 大槻説乎編: 知識科学の展開, オーム社, pp.47 - 64, 1996
- 8) T.Saito, J.Toriwaki and K. Mori: Knowledge discovery through the navigation inside the human body, S.Arikawa and H.Motoda eds.: Discovery Science, First International Conf. Proceedings, Lecture Notes in Artificial Intelligence 1532, Springer, pp.449 - 450 (1998)
- 9) コンピュータ支援画像診断学会編: コンピュータ支援画像診断学会マンモグラフィデータベース, 医用画像データベースシリーズ 1, コンピュータ支援画像診断学会, 1995
- 10) コンピュータ支援画像診断学会編: コンピュータ支援画像診断学会: 胃X線二重造影データベース, 医用画像データベースシリーズ 2, コンピュータ支援画像診断学会, 1997
- 11) コンピュータ支援画像診断学会編: 間接撮影胸部X線画像データベース, 医用画像データベースシリーズ 3, コンピュータ支援画像診断学会, 1998
- 12) 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 松井美楯, 小松研一, 小寺吉衛, 藤田広志: 標準デジタル画像データベース (胸部腫瘤陰影像), 日本放射線技術学会 (1998)

- 13) Naoki. Suzuki et al.: Application of virtualized human body as a 4D anatomical atlas, Proc. International Conf. on Artificial Reality and Tele-existence '97, pp.135 - 140 (1997)
- 14) M.J.Ackerman: The visible human project, Proc. IEEE,86,3,pp.504 - 511 (1998.3)
- 15) 清水昭伸, 鳥脇純一郎, 山本真司: 確率モデルを用いた計算機援用スクリーニングシステムの診断能力評価—細胞診型スクリーニングの場合, 医用電子と生体工学, 7, 9, pp.22 - 28 (BME, 31,3)(1993)
- 16) 清水昭伸, 鳥脇純一郎, 山本真司: 画像処理による計算機支援スクリーニングシステムの確率モデルと評価—X線像診断型スクリーニングの場合, Medical Imaging Technology, 11, 5, pp.645 - 652 (1993.12)
- 17) 第6章: X線診断システムの構成と評価, in 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼武編著: 医用X線像のコンピュータ診断, シェリガ・フィラー東京, 1994
- 18) 松本徹: 計算機診断と医師診断, 放射線科学, 31, 2, pp.33 - 38 (1988)
- 19) 8200日立血液像自動分類装置, (株)日立メディコ (製品パンフレット)
- 20) 藤田広志: コンピュータ支援診断 (CAD) の現状と将来—マンモグラムCADの現状—, 医用画像情報学会雑誌, 16, 2, pp.123 - 131 (1999)
- 21) 遠藤登喜子: 計算機支援診断 (CAD) の現状と課題, 医用画像情報学会雑誌, 16, 2, pp.115 - 122 (1999)
- 22) ImageChecker™, Computer Aided Detection for Mammography, R 2 Technologies Inc., 1998 (米国R 2社製品パンフレット)
- 23) 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和宏: 3次元胸部CT像に基づく気管支内視鏡シミュレーションシステム (仮想化気管支内視鏡システム), 医用電子と生体工学, 33, 4, pp.343 - 351 (1995.12)
- 24) 山本真司: 実用化への課題, Medical Imaging Technology, 10, 1, pp.45 - 48 (1992)
- 25) M. ポラニー著, 佐藤敬三訳: 暗黙知の次元, 紀伊国屋書店, 1980
- 26) 鳥脇純一郎, 鈴木秀智: 3次元デジタル画像処理とその医用画像への応用, Medical Imaging Technology, 8, 4, pp.414 - 422 (1990)
- 27) 鳥脇純一郎: 画像パターン認識と画像生成による診断・治療支援, コンピュータ支援画像診断学会誌, 1, 2, pp.1 - 16 (1997.11)

計算機支援診断 (CAD) の現状と課題

遠藤 登喜子

国立名古屋病院 放射線科

〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1

(1998年11月14日受理)

The Present Status and Expectation of the Computer Aided Diagnosis

Tokiko ENDO, MD.

Department of Radiology, National Hospital of Nagoya

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

(Received November 14, 1998)

1 はじめに

本文は第122回医用画像情報学会の特別企画シンポジウムとして企画されたコンピュータ支援診断 (CAD) の現状と将来「CADはここまで進歩した, 将来像は?」において名古屋大学大学院工学研究科の鳥脇純一郎教授とともに, 座長の山崎武氏より出された9項目の課題のうちの8項目に沿ってCADについて展開したものをまとめたものである。

筆者はもっぱら画像診断を行う画像診断医として20年余にわたり勤務しており, 最近の約10年間にはマンモグラムのCAD開発に医師としての立場から参画しているものである。

2 医学・医療の自動化は (コンピュータ化) はなぜ必要か。

最初に, 医療の現場における医療情報の発生するしくみとその種類を解析する。

患者が病院を受診し, 最初に行うのはカルテの作成である。カルテには氏名, 住所, 年齢, 性および加入している保険とその番号などが記載され, それにより言語情報が作成される。

次に患者は医師の前に座り, 医師による質問に答える。医師は患者から病院受診の理由一何処が痛いとか, 食欲がない, あるいは熱があるなどなどの訴えや, また, 既往歴や家族歴あるいは生活習慣などを聞き出し, 診察を行う。診察した結果

は言語あるいはシェーマなどによりカルテに記載され、これらの行為によりまた多くの言語情報が発生する。

医師は問診・視触診・聴打診などの簡単な診察だけでは診断しきれない場合、あるいは診断を確認したい場合などには、採血・採尿などの検体検査や心電図・脳波・肺機能などの生理検査、X線写真あるいはCT検査などの画像診断を行う。こうした検査には必ず数値やグラフあるいは画像情報が発生する。診断が確定し投薬や手術などの治療が行われれば必ず記録としての情報が発生する。

以上、簡単な外来診療の場合を想定しただけでも、医療行為には多種多様な情報が発生するが、迅速かつ的確な診断治療を行うには、これらの情報を整理し、いつでも的確に提供されるようにしておくことが必要である。特に、複数の疾患をもつことが多い高齢化社会において、全人格的な総体としてのヒトを治療してゆくためには、複数以上の診療科の情報を複合して考慮する必要がある。コンピュータを上手にプログラミングすれば、多くの情報を保管し、欲しい情報を正確かつ迅速に提供することは容易である。いまや、医療行為により発生する多くの、錯綜した情報を総合的に管理・利用するためにはコンピュータの力を導入することが必須であるともいえる。

さらに、コンピュータに保管されている情報は、瞬時に伝達できることから空間的距離を短縮できる長所がある。医療行為により発生する多くの、錯綜した情報を総合的に管理・利用するためにはコンピュータの力を導入することが必要である。

結論として、なぜ医療にコンピュータ化が必要

かといえば、医療の現場では現在、あまりにも多くの情報が多くの場所から発生し、しかもそれを迅速に的確に利用し対処することが要求されているため、電子の早さが要求されるのである、と、いえよう。

ここで、自動化とコンピュータ化について、言及すると、自動化とはコンピュータ化と同義語ではない。膨大な医療情報の伝達・保管・整理に迅速性と正確性が要求されるので、これら进行处理するための道具としてコンピュータが用いられることは選択の1つとして重要である。この意味でのコンピュータ化はすなわち自動化に連結する言葉ではあるが、どこまでを自動的に処理するかという問題は別に行うべき設定の1つである。「コンピュータによる自動化」をどの局面まで持ち込むかということは常に医学・医療にたずさわるものが、ヒトに関わるものであるということを理解したうえで設定すべきである。

3 CADについて

3.1 CADの定義と名称

医学以外の世界ではCADとはComputer Aided Designという言葉のほうが一般的であるということであるが、画像医学の分野では、CADは普通、Computer Aided Diagnosisの略として用いられている。

この場合には、

CAD=Computer Aided Diagnosis of the
Lesions

あるいは

Computer Aided Diagnosis of the

Illness

の意味である。

しかし、

CAD=Computer Aided Detection of the

Findings

Computer Aided Detection of the

Abnormalities

Computer Aided Detection of the

Lesions

などともいえる。

筆者が岐阜大学工学部の藤田研究室と共同で開発しているマンモグラフィあるいは超音波画像のCADの開発目標は、現在のところ異常の質の診断 (Diagnosis) ではなく、異常の指摘 (同定 Detection) に重点をおいている。

3.2 CADにできること、できないこと

膨大な医療情報の伝達・保管・整理などの情報処理はコンピュータの導入により、迅速かつ的確に行われる。

異常あるいは病変の指摘方法をコンピュータに完璧に (指示すれば)、少なくとも現在の「名医」のレベル (に近いレベルまで) の指摘は行なえるようになるであろう、と、予測される。(セットすれば)、(指示すれば) という表現がなされるのは、異常の指摘においても、医師の判断は複雑であり、すべてのノウハウをコンピュータに教えることはなかなか完成しないからである。しかし、筆者は画像診断の部門においても、こうした知識の伝達ができないことは考えていない。心電図の自動解析・診断が、心臓を専門にしてい

ない医療人あるいは経験の浅い医師にとって、重要な情報になっている現状から推定して、同様のことが画像診断にもありうると信じる事ができる。

しかし、かりにコンピュータによる異常の指摘や診断が可能になったとして、患者は機械から直接これを伝達されてよしとするであろうか？

答えは「ノー」であろう。病院に知識あるいは事実だけを求めてくる患者はまずいないであろう。患者は診断を含め、疾患や健康さらに生活全般に関する情報あるいは意見を得ることを希望しているのが普通である。極端な言い方をあえてするならば、検診の結果が送られてきた場合に最初にみるのは、「結果」と「コメント」である。この結果とコメントに関連する多くの情報を確認することは患者だけではできないことが多い。医師は特別なこととは意識しないで、患者という特定のヒトについての全人的な判断のもとに結果とその解説さらに今後の方針について話し、患者は自分にとってだけの特別なコメントを求めて医療機関を受診するのである。

ヒトが医療者あるいは医療機関受診に求める内容を考えるならば、CADは医師の代わりに患者の全人的ケアをすることはできないと、考えられよう。

3.3 CADは画像診断や治療の変革にどう対応してゆくか。

医療は日進月歩に変化している。画像診断の分野でも、X線写真の始まりからやっと100年そこそこにしかないのに、今では画像診断入門は単純X線写真とCTが同時に始まり、US、RI、

MRIなどなど夥しい種類と量の画像があふれている。こうした医療の変化あるいは多様性それぞれに対応したCADの開発は不可能であろうが、その中からCADが本当にあってほしいというニーズを知り、その部分に対応したCADを開発していただきたい。

医療に限らず、医学教育においても同様であり、これが医療人の本音である。

3.4 究極のCADとはどんなものか。

筆者が期待するCAD像を一言でいうと、経験の少ない医師が、経験の豊富な医師がもっている医療に関する情報を、あるいは情報処理能力を利用できるようにする道具である。

例えば、乳癌を専門としない医師では、乳癌の発生頻度やその動向、あるいは手術術式の選択や治癒率、補助療法の種類やその行うべき期間など乳癌に関する知識はほとんどないといっても過言ではない。しかし、たまたま乳癌の患者が医師を受診したとき、どのような対応をすればよいのか？

このような状況が都会の総合病院でおきた場合には、乳腺科に紹介するのが最も正しい医療行為であることは言を待たない。しかし、これが専門医師が近辺にいない状況にあった場合にはどのような展開になるか？である。

今のところ、医師は、うろ覚えの知識で対応するしかない。

しかし、もし、このような場合にコンピュータを使うことによって、乳癌に関する情報を短時間で手に入れることができれば、医師にとって、ひいては患者にとって福音である。こうしたニーズ

に対応できるのは、まさにコンピュータを利用したシステムである。

究極のCADとは、「医師が頼りにしたくなるパートナー」であろう。

4 放射線部における診断精度（誤診）の管理。

画像診断における診断精度の把握・管理とはたいへん労力と時間がかかるものである。その行程を考慮すると、次のようになる。

- ① 画像が作成され、画像診断報告書が作成される。
- ② 画像と診断報告書が保管される
- ③ 画像を作成された患者のその後の経過が追跡される
- ④ 穿刺細胞診・生検あるいは手術により摘出された標本による病理診断や長期にわたる経過観察により画像診断がなされた時の対象の病変にたいしての検証を行い、診断が正しかったかどうかを判定する

これらのプロセスをすべて管理することは全病院的な大事業であり、現在の医療機関においてこれに全面的に取り組んでいるところはないであろう。現在、診断精度の管理が行われているのは、興味を持たれた特殊な、あるいは一部の分野に関してのみ、あるいはある問題に関する要求に基づいた突発的・一時的なものの集まりにしか過ぎない。

つまり、一部の、しかも一時点での診断精度を一定の努力で明らかにすることも可能であるが、これを全般にわたって出しつづけてゆく事は非常

に時間と経費のかかる事であり、現行の医療システムにはこれを保証する余裕はない。

5 CADに対する法規制

現在、医療行為には医師法¹⁾と医療法が、機械などの医療への導入に関しては、薬事法²⁾が関与している法律である。

非常に便利な、医師にとって代わるかもしれない道具あるいは医療の一部に導入される機器にはこの薬事法とのかかわりが大きい。

最初に、CADが医師にとってかわって診断をくだすことができるか？あるいはCADのみによる「診断」を医療行為と解釈できるかという問題である。

現在、医師法では、第17条において、「医師でなければ、医業をなしてはならない。」という規定があり、また同じく第20条では、「医師は、自ら診察しないで治療をし、若しくは診断書若しくは処方せんを交付し、・・・してはならない。」と規定されている。つまり、診断という行為が医師の名のもとに行われる時、医師はみずからの責任をもって判断することが基本的に要求されているものであり、決して自分の責任を放棄して他人あるいは機械にこれを任せてはならないということである。

この問題は患者に対する責任を考える時、医療行為がヒトとヒトの間に結ばれる契約であると考えるときには極めて当然である。患者に対する責任をかんがえれば、CADの結果は医師が判断する1つの材料であるべきである。次に、CADが医療用具であり得るか？という問題である。

医療用具の規定は、薬事法第2条第4項に規定がある。(4 この法律で「医療用具」とは、人若しくは動物の疾病の診断、治療若しくは予防に使用されること又は人若しくは動物の身体の構造若しくは機能に影響を及ぼすことが目的とされている器具器械であって、政令で定めるものをいう。)

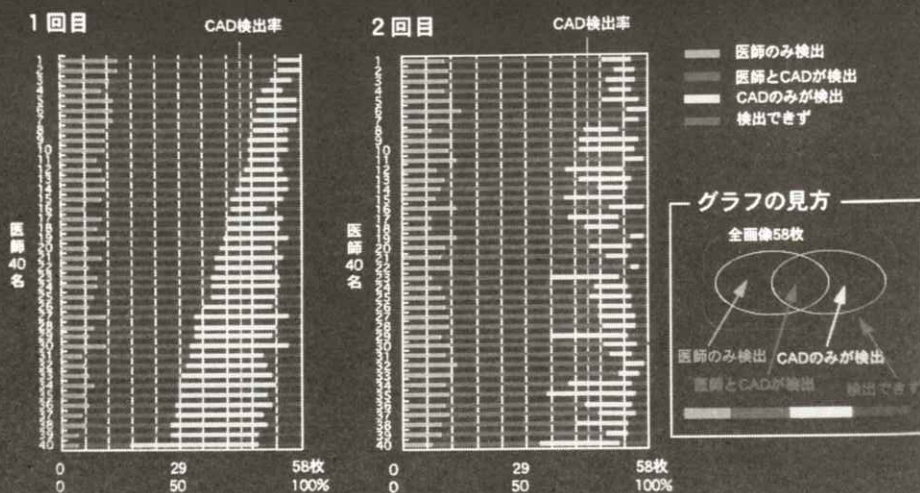
CADがヒトの疾病の診断を行うのであれば、CADはまさに薬事法の適応の対象になるものであろう。

6 CADと医師診断のCompetition

CADが医師の診断と競争をするという状況はなかなかありえない状況である。仮にCADが優秀な医師の診断能力をimputされていれば経験の十分でない医師はこれに頼ってしまうであろうが、経験十分で自分の診断に確信をもっている医師ならばCADには頼らないであろう。

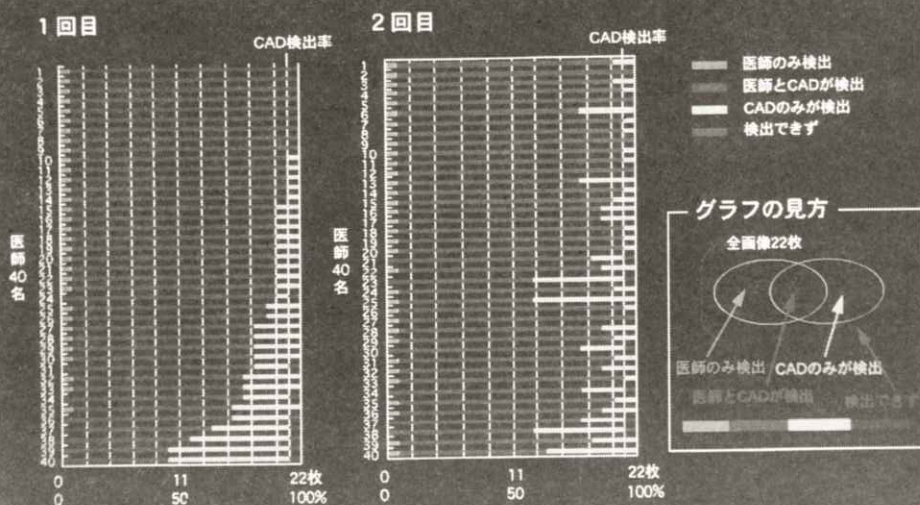
しかし、医師は最初から経験を十分に積んでいるというわけではない。図1に、筆者と岐阜大学藤田研究室が共同で開発中のマンモグラムCADと医師が、170例のマンモグラムを対象として行った指摘成績を示す。医師は様々な程度の経験をもつ40名であり、赤は医師とCADの両者が指摘、黄色はCADのみが、青色は医師のみが指摘したものである。経験により指摘成績には大きく差がみられるが、成績のよい医師でも完全というわけではなく見落としもあるが、その見落としをCADが指摘しているものもある。CADの指摘を参考にすれば、経験十分な医師も更に成績を向上させることができる可能性があるわけである。

各医師とCADの比較（腫瘍検出）



a

各医師とCADの比較（微小石灰化クラスタ検出）



b

図1 各医師とCADの比較（腫瘍・石灰化）

□は医師のみが検出したもの、■は両者が検出したもの、▨はCADのみが検出したものであり、医師により指摘された病変の数の差は大きいですが、CADを上手に使うことができれば、その差はかなり小さくなる可能性がある。

(ただし、CADの疑陽性があまりにも多い状況ではCADは信頼されないか、あるいは偽陽性が多すぎる診断の低下を招く事になる。) 医師がコンピュータあるいはCADのもつ特性や性能を十分に理解し、ヒトには不足しがちな部分を行うことが明らかな分野ではCADは頼りになる存在になるであろう。

こうした領域のもう一つの例として、マンモグラムにおける乳腺の評価がある。マンモグラムの読影に際し、診断の確からしさを表すために乳腺の退縮程度を評価することを行う。(ヒトの乳腺は加齢により萎縮し、脂肪置換されてゆくものであり、乳腺腫瘍は乳腺に発生し乳腺濃度よりわず

かにhigh densityを示すが、脂肪組織よりはるかに高濃度である。そのため、脂肪置換の評価をしておくことによって診断の確からしさが評価できる。) この退縮程度は通常、4段階に分けられる。マンモグラムをたった4つの群に分けるのに、この作業の再現性は決して十分なものではないという結果が得られている。³⁾ こうした作業をコンピュータに任せると、乳房領域における濃度分布を作成し、高濃度領域の面積の割合をだすことは難なく行う事ができるわけで(図2a-d)、再現性も当然優れたものになるであろう。

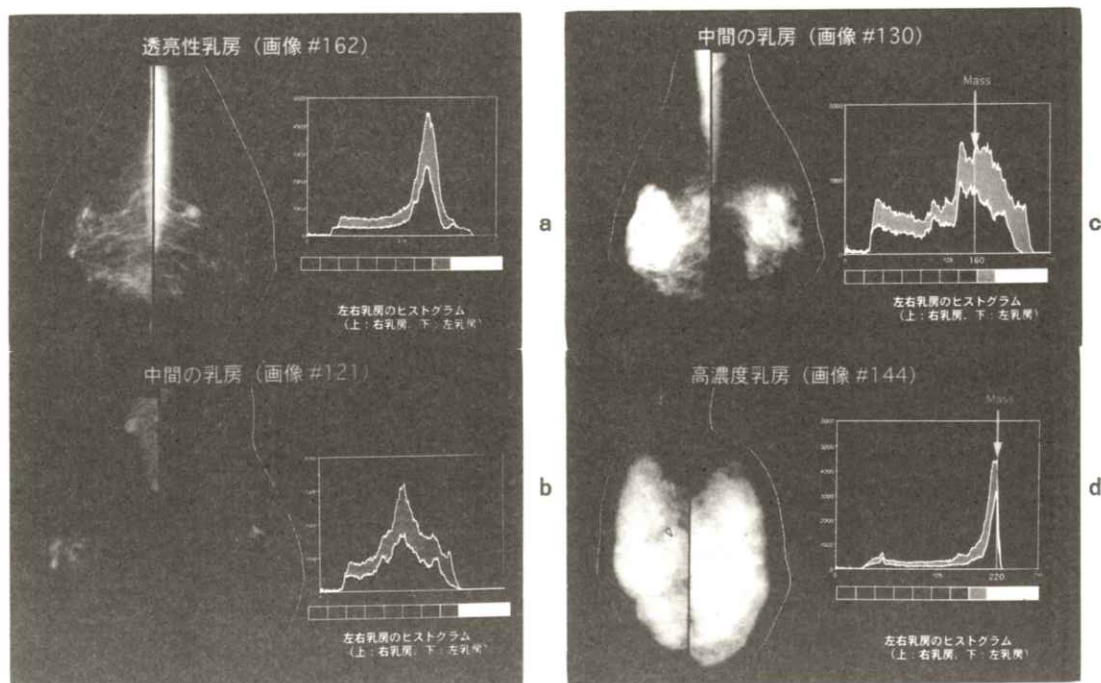


図2 マンモグラムによる乳腺実質の評価(分類)

- a 脂肪性乳房 乳腺は萎縮し、ほとんどが脂肪に置き換わっている
- b 乳腺散在乳房 萎縮はすすんで、残存乳房は散在している
- c 不均一高濃度乳房 乳腺には脂肪が混在しているが、まだかなり高濃度である
- d 高濃度乳房 脂肪はほとんど混在せず、いわゆるdense breastである

7 ま と め

以上、8項目の設問に基づいてCADについての医師側からの視点と期待を述べた。CADへの医師の側からの期待は、ヒトが持つ弱点を補いながら医師を助け、より早く、よりの確な診断に到達するためのパートナーであって欲しいということである。

参 考 文 献

- 1) 厚生省編：医師法（昭和23.7.30 法律201）.
健康政策六法 平成4年版723-727,
中央法規出版株式会社，東京，1992
- 2) 厚生省編：薬事法（昭和35.8.10 法律145）
（薬事法抄）.健康政策六法 平成4年版
1787-1793，中央法規出版株式会社，東京，
1992
- 3) 宮城由美，岩瀬拓士，岩田広治，武藤直子，
中嶋英治，遠藤登喜子，堀田勝平，他；
マンモグラフィにおける乳腺実質濃度の評価
の一致率に関する検討．日本乳癌検診学会誌
7 (3):370, 1998

[シンポジウム資料]

コンピュータ支援診断 (CAD) の現状と将来 —マンモグラム CAD の現状—

藤田 広志

岐阜大学工学部応用情報学科画像情報講座

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(1998年11月14日受理)

Present and Future of Computer - aided Diagnosis (CAD) : Present Status of Mammogram CAD

Hiroshi FUJITA

Image Information Laboratory, Department of Information Science

Faculty of Engineering, Gifu University

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

(Received November 14, 1998)

1. はじめに

1998年は“CAD元年”であったと言える。なぜなら、同年にはCADシステムの開発にとってホットな話題が、少なくとも二つあったからである。

一つは、米国のベンチャー企業である R2 Technology 社が開発したマンモグラム (乳房X線写真) のためのCADシステムが、ついに米国のFDA(食品医薬品局)の審査をパスし、商品としての販売を米国内で開始したことである。さら

に同年、R2 Technology 社はGE社と提携を行い、GE社が開発中のデジタルマンモグラフィ・システムにR2 Technology 社開発のCADソフトウェアを組み込むという計画を発表している。R2 Technology 社のホームページ (<http://www.r2tech.com/>) にも記載されているように、同社の商品名は ImageChecker M1000 System で(Fig. 1), a Computer Aided Detection System と表現されており、従来の「Diagnosis」が「Detection」に変わっている。これは誤診が起きたときのことを考え、慎重な配慮がなされてい

るものと推察する。実際、「Diagnosis」という言葉が使われるために、開発者が支援を念頭においていても、一般には自動診断と拡張して連想されてしまうケースが非常に多いように筆者は最近感ずる。また、同社の腫瘍陰影の検出対象は、スピキュラを伴う特定なものが中心であり、本格的な実用化を考えるならば今後の大いなる改良が望まれる。

もう一つは、放射線画像ではなく病理画像であり、また、「支援」診断というより「自動」診断に近いが、米国のベンチャー企業であるNeoPath社の細胞診の一次スクリーニング用の自動装置（AutoPap Primary Screening System）が、同じくFDAの承認を得たことである。従来、細胞診のための自動装置は、精度管理用（スクリーナーが陽性と判定を下したケースの再検）にのみ認められていたものが、今回の承認で何と一次スクリーニングに使用できることに

なった。しかし、装置の使用者はトレーニングを受けた者に限られ、また陽性サンプルはスクリーナーによる確認が条件となっているようである。詳細はNeoPath社のホームページ（<http://www.neopath.com/>）が参考になる。日本ではニコン社がこの製品を取り扱っており、「全自動子宮頸癌スクリーニングシステム」として販売されており、すでに東京都内の病理細胞診検査センターで稼働中とのことである。同社の本製品のホームページ（http://www.nikon.co.jp/main/jpn/whatsnew/febautopap_98.htm）を見ると、細胞検査士が一度「陰性」と診断した検体を「AutoPap」システムによって再スクリーニングを行い、その結果、「異常度」が高く再検査が必要と判別したものを、細胞検査士が再度見直すことによって、見落としを防ぐことができます」と記述されている。細胞診の自動機器は米国では5社が競っているようであり、今後この種の製品がさらに出てくるであろう。

さて、本稿では、CAD開発の現状の中で最も進んでいるマンモグラムCADの現状について、紹介する。

2. 乳がん画像診断におけるCADの必要性

2.1 本邦女性の乳がん罹患率の増加

本邦における乳がんの罹患率はついに最近第1位になり、今後さらに増加すると予測されている。そのため、最も信頼性が高いとされているマンモグラフィ検査が急激に増えている。そして、医師に要求される画像読影枚数の増加により、病変の

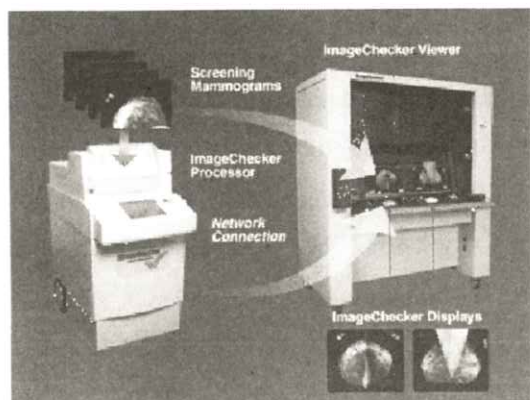


Fig. 1 R2 Technology 社開発の世界初の商品化されたマンモグラムCADシステムであるImageChecker M1000 System（同社のホームページ <http://www.r2tech.com/>より）

見落とし率も増えてくると予想される。実際、マンモグラフィによる乳がんの診断では、約10～30%の見落としがあるとの報告がある(文献1,2)。よって、マンモグラムの読影時にCADシステムが強く要求される。

2.2 集団検診におけるマンモグラフィ検査の採用

乳がんの集団検診における従来の診断法は視触診が主体であったが、現在はマンモグラフィ検査が有用であることは、多くのデータが示しており(文献3)、2000年度からは本格的な導入が考えられている。そのため、マンモグラムの検査件数の急激な増加が見込まれ、読影医師の不足が問題となり、経験年数の少ない医師による読影も増え、そのような結果、病変の見落としがますます増加すると予想される。

2.3 良悪性鑑別診断の不正確さ

集団検診で要精検となると、専門病院における精密な検査となるが、その時点でがん候補が見つかり、バイオプシ(biopsy)検査が待っているが、この検査で実際に悪性(すなわちがんであること)となるのは検査の平均15～30%に過ぎないという報告がある(文献4,5)。そのため、マンモグラムのコンピュータ解析によって良悪性の鑑別ができれば、医師の診断に寄与できる可能性がある。

3. マンモグラムCADシステム

まず、CADシステムのハードウェアであるが、Fig. 2は現在、岐阜大学で開発中のマンモグラ

ムCADシステムの装置の概観である。その構成は、フィルムのレーザディジタイザ(コニカ LD 5500)、コンピュータ(カラーCRTモニタを含む)、高精細白黒CRTモニタ、およびマンモ専用の高輝度シャーカステン(図には写っていない)である。ディジタイザは、50ミクロンのサンプリング間隔で12ビットの濃度分解能(濃度域は0～4まで)のものを使用している。コンピュータにはワークステーションを用いているが、最近では高速パソコンの方が性能が良い場合もあり、両者の差はなくなりつつある。高精細白黒CRTモニタは必ずしも必要ではないが、CADが指摘した箇所を画像処理して観察する場合に有効と思われる。また、近い将来のデジタルマンモグラフィ環境では、シャーカステンに替わる重要な観察機器となるだろう。

次に、ハードウェアよりもっと重要なソフトウェアであるが、世界中の多くの研究者が様々な画像処理法を提案している(例えば、文献6には最新のマンモグラムCAD研究の予稿集が集められている)。Fig. 3は現在、岐阜大学で開発中のマンモグラムCADシステムのアルゴリズムの流れを示す。検出対象は、微小石灰化クラスターと腫瘍の二つの陰影である。検出信号として考えると、

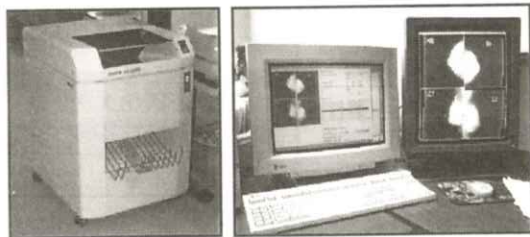


Fig. 2 岐阜大学で開発中のマンモグラムCADシステムの概観

大きさはそれぞれ約 0.7 mm 以下の微細信号が集合したものと、約 5 mm 以上の比較的大きな孤立陰影であり、これらにはコントラストの小さなものも含まれ、日本人女性では特に多いいわゆるデンス・ブレストでは、医師にとって検出が困難なケースが多い。

なお、これらのシステムの詳細は、文献7-9などを参照されたい。

4. 性能評価

4.1 検出性能

マンモグラムCADシステムの性能評価は、個々の開発グループがそれぞれに固有なデータベースで通常評価しており、数値のみによる単純な相互比較をするのはあまり意味がない。

しかしながら、参考までに、いくつかのグループのデータを参考に概略値としてあげる。腫瘍陰影では、真陽性 (TP) 率が85%で、そのときの偽陽性 (FP) 数が画像1枚当たり1.5個程度である。また、微小石灰化クラスタでは、TP率が90

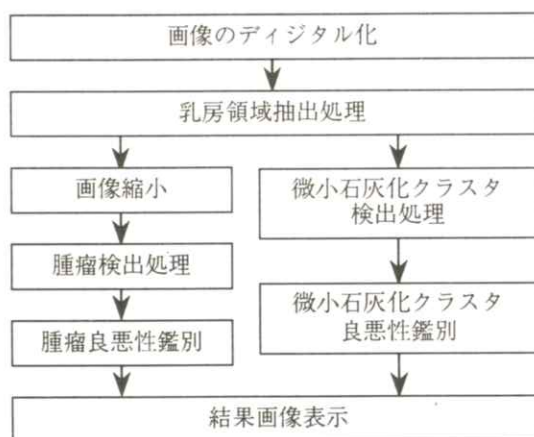


Fig. 3 開発中のマンモグラムCADシステムのアルゴリズム

%で、そのときのFP数は1個程度である。これらのTP率とFP数の関係は、FROC 曲線としてしばしば解析される。このように、傾向としては、微小石灰化クラスタの検出よりも、腫瘍陰影の検出の方が一般的に難しい。これは医師にとっても同じである。実用化にとっては、腫瘍陰影のTP率の向上とともに、両者ともFP数がまだ多く、今後さらなる削除法の開発が望まれる。

ROC 曲線によってCADの効果を示した例として、少しデータは古いが (筆者らの知る限り、マンモグラムCADに関しては、他にはまだ出ていない)、H.-P. Chan らの論文 (文献10) のデータを、Fig. 4 に示す。これは、微小石灰化クラスタの検出を対象としたもので、CADなしの読影結果よりもCADを利用した方が検出性能の向上が見られることを示している。ここで用いられたCADの性能は、TP率が87%で、このとき画像1枚当たり平均約4個のFPが伴う場合である (LEVEL 1 のCAD)。一方、CADの性能

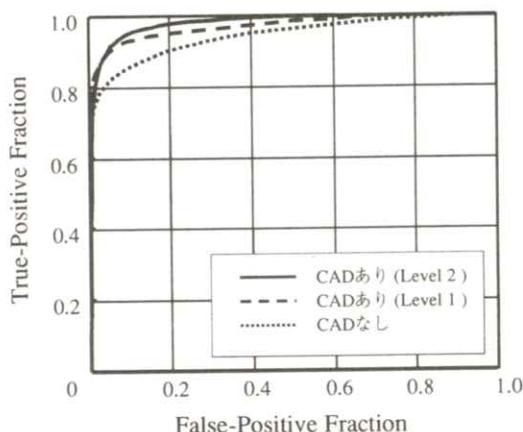


Fig. 4 微小石灰化クラスタ検出を対象としたCAD実験のROC解析結果 (文献10の H.-P. Chan らの論文より)

が向上した場合を想定して実験をしたケースが LEVEL 2 の CAD であり (TP 率は同じで, FP 数が 1 個に大きく減少), CAD の利用によってさらに検出性能が向上していることが分かる。

4.2 読影実験と CAD

Fig. 5 は, 国立名古屋病院の遠藤らが行った腫瘍陰影が対象の読影実験のマンモグラム 170 症例 (がん症例を 58 症例含む) に対して (文献 11), われわれのマンモグラム CAD の検出結果を含めて解析した結果である。医師は合計 40 名で, マンモグラムの読影経験 (枚数) は図中に示してある通りで (読影経験順に上から下に並んでいる), いわば初心者が多い。A は医師のみが検出したもの, B は医師もコンピュータも検出したもの, C はコンピュータのみが検出したもの, そして D は両者ともに検出できなかったものを示す。この図から下記の知見が得られる。

1) 医師のみが検出しているケースとコン

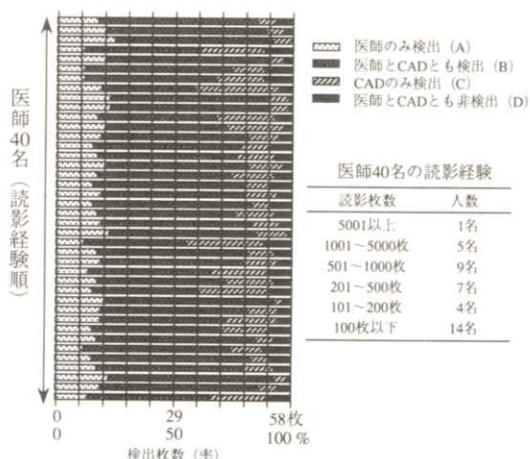


Fig. 5 医師の腫瘍陰影の読影結果と CAD の検出結果との関係
(遠藤登喜子らの実験による)

ピュータのみが検出しているケースが存在し, これらは補い合う可能性があり, このような観点から CAD に期待できる。なお, 胸部 X 線写真の CAD ではあるが, 実際にそのようなケースが報告されている (文献 12)。

2) CAD が特に検出結果の良くない医師に対して有効に働いたと仮定すると, CAD の利用によって医師間の読影結果の診断精度のバラツキが減少し, 検出結果の良くない医師でも, 検出結果の良い医師と同じ診断レベルが得られると期待される。

現在, これらを検証するための ROC 実験を行っているが, 初期の結果では, CAD の利用によって検出性能が向上するという結果が得られている (本学会春季大会にて報告)。

4.3 集団検診データにおける解析結果

集団検診で用いられているマンモグラムに対して CAD を解析した結果を, 文献 13 から引用して Table 1 に示す。これらのデータは, 宮城県下の 59 の市町村で実施されている集団検診プログラムのマンモグラムで (MLO という一方向撮影のみで, 車載タイプ装置で撮影される), 年間約 7000 人の検査が 40 才以上の女性に対して触診とともに行われている。悪性症例の発見率は約 0.2 % である。データセット A は 96 年度の悪性症例を 12 例含む約 980 症例であり, データセット B は 97 年度を中心とした悪性症例を 10 例含む約 870 症例である。

この表の乳がん検出に対する TP 率から明らかに, 必ずしも 100 % の検出率ではなく (平

Table 1 集団検診マンモグラムのCAD解析結果 (文献13より)

データセット		T P	F P /image	T N
A	CMC	6/6 (100%)	0.9	59%
	Mass	7/8 (88%)	1.6	15%
B	CMC	2/3 (67%)	0.6	68%
	Mass	6/7 (86%)	1.6	18%

CMC : 悪性微小石灰化クラスタの検出, Mass : 悪性腫瘤陰影の検出

均88%の乳がん検出率), それぞれ1症例ずつの見落としが存在している。実用上, TPが100%に近い値はCADに要求されるとしても, 100%になる必要性は全くない。また, 上記でも記したように, 微小石灰化クラスタ検出のFP数は腫瘤検出のそれに比べて少ない。その結果は, TN (true negative) 率にも反映されている。特に, 微小石灰化クラスタに関しては, もし第1読影にCADを使用しても, 読影が必要な症例数を約4割に減少できる可能性を示唆していると言える。逆に, いまのCADレベルでは, 腫瘤検出にはそのようなCADの利用はまだ不可能であることを示している。なお, これらのCAD解析は, 別の施設でとられたマンモグラムでCADパラメータの調整 (チューニング) が行われたものであり, 同じマンモグラムでのチューニングが可能になれば, さらに性能が向上すると期待される (特に, 微小石灰化クラスタは使われた施設のマンモグラム依存性が高いことが分かっている)。

4.4 良悪性鑑別とCAD

CAD処理によって検出された候補に対して, その良悪性の鑑別の解析が実行される。医師の腫瘤陰影の良悪性の鑑別のロジックの作成には, 五

藤らの研究がある (文献14,15)。Y. Wu らによる微小石灰化クラスタの良悪性鑑別についてのROC解析の結果を, Fig. 6に示す (文献16)。レジデントに比べて専門医の鑑別性能は良いが, ニューラルネットワーク (人工神経回路網) による結果はさらに良くなっている。ここで, ニューラルネットワークには一人のマンモグラム読影の専門医が選定した特徴量が入力されている。これらの医師がこのニューラルネットワークの結果をCADとして利用した場合の結果は示されていないが, 昨年の北米放射線学会 (RSNA98) における学術展示において, シカゴ大の土井教授らの

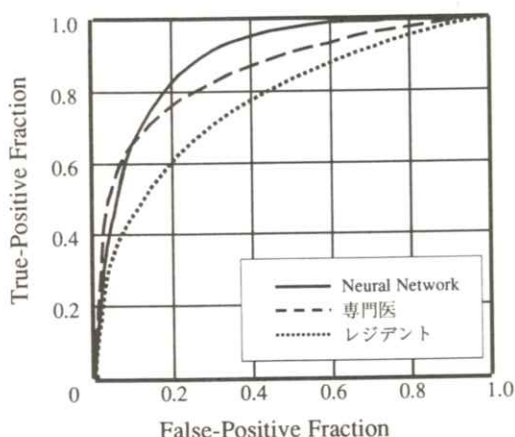


Fig. 6 微小石灰化クラスタの良悪性鑑別についてのROC解析結果 (文献16の Y. Wu らの論文より)

グループが微小石灰化クラスタと腫瘤の良悪性鑑別処理に関するリアルタイムROC実験を実施しており、CADとして有効な結果が示されていた(文献17)。

5. CADの将来

すでに実用化となってきたマンモグラムのCADではあるが、まだ多くの問題点がある。それらは、1)TP率のさらなる向上、2)FP数のさらなる減少、3)総合的なCADシステムへの発展(現在は、マンモグラムの画像情報のみの利用であるが、他の医学的な情報の活用、統合)、4)自己学習機能、5)音声機能、6)ネットワーク機能、7)高速処理、8)安価なシステムなどである。マンモグラムの撮影時に適切な撮影手技と良好な画質の維持・管理は大変重要である。フラットパネルなどによる新しいタイプの乳房デジタル画像撮像装置の開発が進んでおり、またコンピュータ関連装置の高速化・大容量化とともに、さらに情報通信の高速化によって、ますますCADの有効利用は今後高まってくるものと予想される。

本稿では紙面の関係で紹介できなかったが、超音波乳腺画像のためのCAD開発も進められている(文献18-21)。特に本邦女性の40才代(さらに若年者)の乳腺がデンスな乳房検査には超音波診断が期待されており、今後の発展が楽しみな領域である。

夜明けが始まったばかりである。すなわち、CADの実用化はまだ始まったばかりであり、21世紀初頭の重要な医療情報技術としていままさに発展しつつある。

謝 辞

本シンポジウムにおける講演の機会を与えていただきました MII の金森学会長はじめ、理事会の諸先生方に感謝申し上げます。

本稿で紹介しました岐阜大学のCADシステムの開発や評価実験は、非常に多くの研究者による共同研究で行っているものであり、これらの方々には岐阜大学工学部の原 武史先生および多くの学生、国立名古屋病院放射線科の遠藤登喜子先生、愛知県がんセンター病院乳腺外科の岩瀬拓士先生、宮城県対がん協会の鈴木聡長先生、東北大学医学部第2外科の大内憲明先生、コニカ中央研究所の吉村 仁氏などである。

文 献

- 1) M.G.Wallis, M.T.Walsh, and J.R.Lee:
A review of false negative mammography
in a symptomatic population.
Clin. Radiol. **44** 13-15 (1991)
- 2) R.E.Bird, T.W.Wallace, and
B.C.Yankaskas: Analysis of cancers
missed at screening mammography.
Radiology **184** 613-617 (1992)
- 3) 大内憲明, 遠藤登喜子, 辻 一郎, 他:
マンモグラフィ導入による乳癌検診の問題点
と対策-厚生省班研究報告-. 日乳癌検診学
会誌 **6** 137-143 (1997)
- 4) D.B.Kopans: The positive predictive
value of mammography.
Am.J.Radiol. **158** 521-526 (1991)

- 5) D.D.Adler and M.A.Helvie:
Mammographic biopsy
recommendations. Curr. Opinion
Radiol. **4** 123 - 129 (1992)
- 6) N.Karssemeijer, M.Thijssen,
J.Hendriks, et al. (eds.) :
Digital Mammography (Computational
Imaging and Vision, vol. 13), (Kluwer
Academic Publishers, Dordrecht 1998)
- 7) 藤田広志 : マンモグラフィのコンピュータ
支援診断装置の原理. 日乳癌検診学会誌
5 135 - 147 (1996)
- 8) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他 :
コントラスト補正処理と可変リングフィルタ
解析を導入した微小石灰化クラスタ検出法.
Med. Imag. Tech. **14** 665 - 679 (1996)
- 9) 松原友子, 笠井 聡, 関 和泰, 他 :
マンモグラムのためのコンピュータ診断支援
システムの開発—腫瘍陰影の自動検出におけ
る低濃度領域抽出法の改善—. 日乳癌検診学
会誌 **7** 87 - 101 (1998)
- 10) H. - P.Chan, K.Doi, C.J.Vyborny, et al.
: Improvement in radiologists' detection
of clustered microcalcifications on
mammograms : The potential of
computer - aided diagnosis.
Invest. Radiol. **25** 1102 - 1110 (1990)
- 11) 遠藤登喜子, 池田 充, 岩瀬拓士, 他 :
マンモグラム読影の教育効果と読影医の現状.
日乳癌検診学会誌 **7** 350 (1998),抄録
- 12) 松本常男, 土井邦雄, 加野亜紀子, 他 :
コンピュータ支援診断 (Computer - Aided
Diagnosis; CAD) の肺癌集検への応用の
可能性—読影実験による検討—. 日本医放会
誌 **53** 1195 - 1207 (1993)
- 13) H.Fujita, T.Hara, T.Suzuki, et al. :
Development of a mammogram CAD
system : Performance studies with large
databases, Proc. of First International
Workshop on Computer - Aided
Diagnosis, in press (1999)
- 14) 五藤三樹, 遠藤登喜子, 藤田広志 :
乳房X線写真上の腫瘍陰影の良・悪性鑑別
ロジックに関する研究 (速報). 医用電子と
生体工学 **34** 352 - 357 (1996)
- 15) 五藤三樹, 遠藤登喜子, 藤田広志 :
マンモグラム上の腫瘍陰影の良・悪性鑑別に
ついて. 医画情誌 **15** 27 - 35 (1998)
- 16) Y.Wu, M.L.Giger, K.Doi, et al. :
Artificial neural networks in
mammography : Application to decision
making in the diagnosis of breast
cancer. Radiology **187** 81 - 87 (1993)
- 17) 藤田広志 : エキスパートによるRSNAリ
ポート : 10. CAD (コンピュータ支援診断
システム) の動向. INNERVISION **14**
20 - 21 (1999)
- 18) 福岡大輔, 原 武史, 藤田広志, 他 :
乳房超音波断層像における腫瘍像の自動検出
法. 医画情誌 **14** 148 - 154 (1997)
- 19) 長澤 亨 : よく使われる超音波画像処理
(第2章3の3.6), 医用画像工学,

pp.168 - 182, (医薬歯出版, 東京 1997)

20) 程 相勇, 秋山いわき, 王 怡, 他 :

超音波 3 次元画像を用いた乳腺腫瘍診断システム. 電子情報通信学会論文誌D - II

J81 - D - II 1402 - 1410 (1998)

21) 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. 電子情報通信学会論文誌D - II **J81 - D - II** 1448 - 1451 (1998)

CADの論理・数理と神の摂理

内 田 勝

〒880-1303 宮崎県東諸県郡綾町南俣3707-1

(1998年11月14日受理)

Divine Providence and Logical Mathematics of Computer Aided Diagnosis(CAD)

Suguru UCHIDA

3701 - 1, Minamimata, Aya - cho, Miyazaki 880 - 1303, Japan

(Received November 14, 1998)

まず講演を受けるに至った経過を述べる。MII研究会で、ある時、CADに関して山崎先生から“100%になるように努力して欲しい”という発言があった。その時筆者が“丁度このくらいが良い。100%になれば医師は何をするのか”と応答し、爆笑を買った事がある。ここに端を発して山崎先生からシンポジウムの提案があり、MII理事会で審議、賛成された。シンポジストの選定は山崎先生の意見及びMIIのCAD関係者の意見により決められた。本演題に関しては辞退に辞退したに拘わらず、当初から提案者の推薦である。理由は定かでないが、筆者が神話の国日向に在住しているからかと諦めて受けた次第である。

1) 神について心に浮かぶ事

CADの論理・数理については既に明らかであるので主に後段について考えて見たいと思う。筆者の過去の経験から神に関して心に浮かぶ事は次の3点位である。

デカルトの神・パスカルの神・幼時の母の言葉
デカルトもパスカルも17世紀を特徴付ける2大哲学者である。後述するようにお互いに相反する哲学を主流とし、近代合理主義・近代非合理主義のルーツとなっている事はよく知られている。また神に関する考え方も全く相反している。デカルトは“神の存在を明証的に証明”しようとし、パスカルは“神は理性的にでなく情動的に信ずるものである”としている。従って、“デカルトの神

はデカルトの自主的決断から展開されたものであり、パスカルの神はパスカルに迫って決断をなさしめた”と言われている。パスカルは神に選ばれ、デカルトは神を求めたとでも言えるのであろうか。

あの有名な“われ思う故にわれあり”の不動岩のようなデカルトに対し、“揺れ動く弱々しい1本の葦”というパスカルに人間はまた諸現象は限りなく迷いを繰り返しているように思われる。

次に私事で恐縮であるが、母子家庭であった筆者の幼時、病弱な母が医師への支払いが出来ないのを見て聞いたことがある。その時母は、“お医者さんは神様だよ。貧乏人からはお金を取られないんだよ。”と言った。筆者は本当にそう思ったものである。戦前の話である。

さて、“神の摂理”を辞書で見ると、“キリスト教その他の宗教で、神または聖霊が人の利益をおもんばかって世の事全てを導き治める事。神のご意志”とある。

この事からCADとの関係を考えてみるに、真の診断というところに結論付けられよう。そこで本稿では“診断の過程”を整理してみた。勿論筆者の偏見と独断による事をお断りしておく。

2) デカルトとパスカル 2・3の点描

彼らの哲学のもつ雰囲気は次の表のようである。

デカルト	パスカル
演繹的論理的	帰納的実験的
分析的	総合的
客観的	主観的
物質的	精神的
量的	質的

理性的	心情的
普遍性重視	個別性重視
・	・
・	・
・	・
ニュートン	キエルケゴール
ダーウイン	ハイデッカー
マルクス	サルトル
・	・
・	・

近代合理主義 近代非合理主義
(方法序説) (パンセ)

主として上述のような雰囲気であるという事であって当然お互いに入れ子になっている部分も存在する事は当然である。詳しい事は方法序説・パンセなどの精読に待つとしてここでは2・3の逸話を述べるとしよう。

2.1) ルネ・デカルト (1596-1650)

“われ思う故にわれあり”は余りにも有名な言葉であるが、剣での女性を賭けての決闘など余り知られていない。デカルトは終生結婚しなかったが、結婚を考えた婦人がいた。ある時デカルトは彼女を守ってパリから帰る途中、オルレアン街道で恋敵に打ってかかられた。剣術は得意であって、すぐ相手の剣を叩き落とした。そして“私がいま命を賭けたこの婦人に君は命を助けてもらったのだ。お礼を言うが良い”と言って許した。しかしデカルトはその女性への執心をもまた捨てたと言われている。

デカルトは一度子供をもった事がある。1634

年ヘレナというオランダの女中を愛して娘を得た。しかし娘は1640年猩紅熱で死んだ。非常に悲しんで、“涙や悲しみが女だけの事で、男はいつも冷静な顔を無理にせねばならないと考える者に私は属さない”と手紙するような一面もあった。

2.2) ブレーズ・パスカル (1623-1662)

“1本の考える葦”・“パスカルの原理”などよく知られている。

“クレオパトラの鼻。これがもっとも低かったら、地球の全表面は変わっていたであろう”も有名である。クレオパトラの鼻という偶然が、シーザーを動かし、アントニーを虜にして世界史の進行に影響を与えたとするならば、歴史に偶然が大きく働いていて実に面白い見方である。

1656年3月24日、パリのポール・ロワイヤルにおいて、一つの奇跡と認められる事件が起こった。キリストの荊の冠の一部と称する遺物が、ある人によってポール・ロワイヤル修道院にもち込まれ、尼僧たちはそれを安置して拝んだ。その時、院に預けられていたパスカルの姪マルグリット（当時10歳）は重い涙嚢炎を病んでいたが、この聖荊を眼におしつけて快癒を祈ったところ、直ちに効があって腫れが引いたという。医者が驚いた。この事件は教会の慎重な調査の上、明らかに“奇跡”であると認められた。

2.3) デカルトとパスカル

デカルトは“人間は30歳以上にもなると医者はいらない筈だ”と言っていた。自分が自分の体の医者である事が出来る筈だというのである。彼

は病になってからも自分で診断を付け処方を命じていて、女王のよこした医者言うことを拒んでいる。しかし8日目になって自分の誤診を知り手当てを変えたが、もう手遅れだと知って遺言を書き取らせたと記録にある。

自らの生を終わりまで自らの自由意志の統御の下におき、死をも自らの誤診の結果として受け入れた。いかにもデカルトらしい最後である。54歳であった。

自らの臨終を意識したパスカルはしきりに聖体拝受を願った。秘跡を授けようと部屋にブウリエ師がはいって来て言った。“さあ秘跡の拝受です”パスカルはそれを受けるために半分ほど起き上がり恭しく拝受した。司祭が信仰の秘儀について質問すると、パスカルは“私は心からそれを信じます”と答えた。それから“神が私を決してお捨てにならないように”と言った。それが最後の言葉であった。1662年8月19日午前1時とまで分かっている。39歳2ヶ月であった。

デカルト・パスカルの死後、実証科学の進歩は数学・天文学・物理学のように、比較的単純な事柄を取り扱う学問の発達に続いて18世紀の化学、19世紀の生物学、さらに社会学・心理学等などと領域を広げていった。比較的単純なものについて得た結果を、次々に一層複雑なものを解く鍵として用いて行く、正にデカルトの説いた方法の勝利であった。パスカルのように、複雑なものによって下位のものを調和させるというような方法は進歩の流れに逆行するものとして、無視されても仕方のない面もあったのである。

しかるにデカルトの物理学説の大部分は今日に

通用しないのに対して、パスカルの業績は我々に至るまで学校で学ばされている。

この事からも分かるように、直線的な進歩観が前世紀末から修正され始めている現代において、パスカルが改めて見直されている点もこれからますます重要さを加える事であろう。

3) 比較整理の例

デカルトとパスカルの哲学の雰囲気によって2、3の現象を整理してみる。

3.1) 教育

我が国の教育の流れについて考えてみよう。昔の寺子屋式教育は例えば吉田松陰の松下村塾など明らかにパスカルの教育であると考えられる。有能な人材が輩出していると同時に一般のレベルは低い。その後教育の平等化はデカルト的に平均レベルの向上に資した。しかしそれらが偏差値教育として現在非難を浴びている。今後望まれる事は、この高い一般レベルの中にあって個性を伸ばすパスカルの教育である。ケン玉日本一を無試験入学させた私大が一時話題を賑わせた事があるが、その後の追跡報告を知りたいものである。

3.2) 撮影条件

画像工学の中でも放射線撮影系にあっては昔から現在まで撮影条件はその基本である。昔の徒弟制度にあっては撮影条件は名人芸に属し門外不出とされた。すなわちパスカルの教育であったが、学べば誰でもできる撮影条件とするため学校制度となり、デカルト的な教育で平均化が行われ現在

に至っている。

しかし現在レベルは5点評価で言えば、一般に3点くらいの評価は得られるが、名人芸にまでは達し得ない。最近パスカルをルーツとするファジィ推論が世を風靡しているが、撮影条件にも導入され名人芸をシミュレートした撮影条件決定法が提案されている。現在レベルの中でのパスカルの名人芸の誕生は大いに歓迎する所である。

3.3) 画像評価

画像評価はかつては個人のレベルの低いパスカルの主観評価によって行われていた。しかし近年のMTF、ウィーナスpekトルなどの定量的評価技術の誕生とともにデカルト的な客観重視の評価法として現在に至っている。最近その評価法に個人の主観的な意見の違いを重視したファジィ測度による評価法が提案されている。これまた高度の評価法として重視されるべきであろう。

3.4) 経済学・経営学

文系大学において、経済学部と経営学部（情報）を併設する所が多い。学問の内容から経済学部はデカルト哲学に、経営学部はパスカル哲学に基礎を置くと考えられる。したがって、将来就職先の部局の在り方によって、それぞれの哲学の雰囲気を身につけた卒業生を対応させていると思われる。

目を世界的な視野に転じてみると面白い。各国の政治的な動向にしても、このデカルト主義、パスカル主義の交替劇は世人のよく知る所である。自然科学・人文科学・社会科学はもとより、芸術

に至るまでその範疇から一步も出ない。デカルト思想は左脳の・デジタル的・秀才的であり、パスカル思想は右脳の・アナログ的・天才的である。双方相俟って学問も文化も政治も前進を続けるものであろう。

4) コンピュータ支援診断

まず診断のプロセスを考えてみよう。

医師は患者の主観的主訴と技術者のデカルト的客観データとを総合して医師のパスカルの主観診断が行われる。そして神の摂理(意志)に従った真の診断を究極の理想としている。

したがって、技術者はあくまでデカルト的な手法をもって客観的データを求める事が要請される。医師は主観的データと客観的データを総合して、己の主観によって診断を行う事が義務付けられる。

ここに医師の優れた感性による主観が神の摂理にしたがった名医を生むと考えられる。

この診断のプロセスにおいていくつかの考えるべき問題がある。

最近の臨床検査データ(生化学・血液学・免疫学等)を見てみよう。従来は単なる点情報であったものが現在では点情報の占める位置のみならず、基準値の上限・下限の正常範囲を示す事によって医師の主観的診断に資するところが多い。

放射線領域においても医師の読影による診断は主観的である。従来は客観的な数値(濃度分布)データによる診断支援のみであったが、最近のCADによる支援は臨床検査におけると同様な事を思いつかせる。

すなわち、濃度分布情報にCADによる正常基

準値の範囲を示す事によって、疾患の良・悪性のクラスを示唆することが出来るならば医師の診断に資する所が大となるであろう。

したがって、将来は臨床検査と同様にフィルムにCADによる診断支援を添付して医師に提出するようになる事が望ましい。CADは高度な学問背景をもつが、現在博士過程まで予定されている大学では十分にその責めを果たす事が出来よう。

“医療情報は単なる数値データであってはならない。血の通った人の情報でありたい”と言う名大小寺教授の意見に学ぶ所が多い。

最後に、医師は徒にデータに惑わされる事なくあくまでも己が主観を信じ、感性豊かに診断に臨んで戴きたい。なぜなら、主観性は汲んでも汲んでも尽くせない泉であり、主観性によって機械に対する最終的な人間の優位性が保証されると言えるからである。

以上、CADと神の摂理に関して、筆者の独断と偏見による意見を終わる。

[シンポジウム資料]

コンピュータ支援診断(CAD)の現状と将来 座長のまとめ

山 崎 武

前滋賀医科大学放射線科

〒520-2192 大津市瀬田月輪町

(1998年11月14日受理)

Present and Future of Computer - aided Diagnosis(CAD) Gist of the Symposium by the Chairman

Takeshi YAMAZAKI

Department of Radiology, Faculty of Medicine,

Shiga University of Medical Science(Former Professor)

Seta Tsukinowa - cho, Otsu City 520 - 2192, Japan

(Received November 14, 1998)

診断用コンピュータ(以下CPU)がロボット化して擬人化され、CPU診断が一人歩き出来る時代は遠くない様に見える。この様な次の時代の画像診断様式はどうなるか、またどうあるべきか。MII誌15巻、3号の会告5の如く、CAD進歩の現状とその将来展望について、名古屋大学大学院工学研究科 鳥脇純一郎先生、国立名古屋病院放射線科 遠藤登喜子先生、岐阜大学工学部応用情報学科 藤田広志先生、および医用画像情報学会名誉会長 内田勝先生の4人の方々による講演と討論が行われた。

1)鳥脇純一郎先生：先生は30余年の長いキャリアを御持ちの大ベテランらしく、いろいろな方向から考察を行って多面的に知識を組み立てられ、これに先生独自の不思議な想像力を加えて、結論を出されると云う、難しい問題への対応の仕方を御教え頂き感動した。「自動化」と「コンピュータ化」は違うと云う事も改めて教えて頂いた所です。

2)遠藤登喜子先生：遠藤先生はご経験の豊富なMDとして、(1)～(8)の各テーマ毎に一つ一つ丁寧に検討して行かれ、聞く者を納得させ印象に

残ったと思う。特に(3)CADの定義・名称の問題、(7)CADに対する法規制の問題について詳しく分析・検討して下さい、感謝しております。

3) 藤田広志先生：藤田先生からはマンモグラムCADの最先端の現状について、きれいなカラスライドを使用した明快な解説をして頂いた。その診断適中率が優れている事に皆驚いたと思う。FDAが此度始めて承認した M1000 Image Checker に負けない様な日本始発の高性能機の出現を願っています。

4) 内田勝先生：内田先生からはCADを用いた診断の哲学と云った観点から興味深いお話をうかがった。内田先生は、医師の診断は情熱的なパスカル的である事を願うもので、デカルト的、理性的なCADは診断の一部であると云われる。医師は信仰の対象になるが、CPUはならないと。お年からにじみ出る奥行の深いお話は予定時間一杯まで続けました。

以上、各演者の先生方の熱心な御講演で時間が足りなくなり、十分な討議が出来なかった司会の不手際をお詫び致します。

又この特別企画シンポジウムの実施に向けて多大の御尽力を賜ったMII学会および断層映像研究会の諸先生方に厚く御礼を申し上げますと共に、特に交通の極めて便利な、りっぱな会場を御設定下さった事に深く感謝致します。

I 春季（第123回）大会記事

春季（第123回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成11年1月30日（土）10：00～17：00
場 所 大阪大学医学部保健学科 第1講義室
〒565-0871 大阪市吹田市山田丘1-7

1月30日（土）

午前

10：00～11：00

特別講演「ラジウム発見100年ー日本での最初のラジウム利用」

大阪大学医学部 教授 稲本 一夫 先生

11：00～12：00

見学会 大阪大学医学部保健学科実験・実習室および研究室の見学と説明

大阪大学医学部 助教授 松本 政雄 先生

午後

13：00～17：00

研究会

- 1) CdZnTe検出器で測定した診断領域のX線スペクトルに対する補正パラメータの検討
宮島悟史、森見左近、山本明秀、山崎隆治、松本政雄、金森仁志*
阪大・医・保健、*福井工大・工・電気
- 2) CdZnTe検出器を用いた乳房撮影装置のX線スペクトル補正(3)
山本明秀、吉村晃太、宮島悟史、山崎隆治、松本政雄、金森仁志*
阪大・医・保健、*福井工大・工・電気
- 3) X線エネルギー差分画像の画質
浦野真吾、古畑義徳、永井 豊*、長谷川 伸、兵藤一行***、武田 徹**、安藤正海***
東京工芸大・工・光工学、*電通大・工・電子工学、**筑波大・臨床医学系
***高エネルギー加速器研究機構・物質構造科学研
- 4) CADにおけるデジタル画像の画質の影響：胸部間質性病変の定量的分析
川下郁生、石田隆行、桂川茂彦*、土井邦雄**
広島国際大・診療放射線学科、*岩手医大・医用工学室、**シカゴ大・放射線科
- 5) 乳房X線写真における腫瘍陰影の類似性の定量化
中島邦佳、河原和好*、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子**
岐阜大・工・応用情報、*岐阜大・VSLラボ、**国立名古屋病・放
- 6) マンモグラムCADシステムの性能評価 ー読影医とCADの検出能比較ー

篠原範充、藤田広志、原 武史、福岡大輔、遠藤登喜子*、岩瀬拓士**、池田 充***
岐阜大・工・応用情報、*国立名古屋病・放、**愛知県がんセンター病・乳外、
***名古屋大・医附病・医情

7) 眼底写真における血管の解析処理に関する研究

杉尾一晃、国枝孝光*、藤田広志、原 武史、河瀬 剛**、小川和美*、
岐阜大・工・応用情報、*タック(株)システム部、**財ソフトピアジャパン

8) マンモグラムCADシステムにおけるPrewitteフィルタを利用した腫瘍陰影の偽陽性候補の
削除処理

大塚 修、原 武史、畑中祐司、藤田広志、遠藤登喜子*、
岐阜大・工・応用情報、*国立名古屋病・放

9) 乳腺実質濃度の評価に基づくマンモグラムの自動分類法の開発

松原友子、土本多美子*、岩瀬拓士**、原 武史、藤田広志*、遠藤登喜子**
名古屋文理短・情報処理、*岐阜大・工・応用情報、**愛知県がんセンター病・乳外、
***国立名古屋病・放

Ⅱ 第123回理事会議事録

日 時 平成11年1月30日(金) 12:00~13:00

場 所 大阪大学医学部保健学科

出席者 稲本、小島、滝川、藤田、松井、松本、山田、丹羽、
内田名誉会長、長谷川顧問、小寺(オブザーバ)

議 題

- 1) 平成11年度春季(第126回)大会(平成12年1月)の開催に関しては京都工芸繊維大の
中森理事にお世話をお願いすることとした。
- 2) 表彰規定の一部改正を行った。改正点は論文賞と奨励賞の次点論文の扱いについて、次
点論文が受賞論文と投票差の少ない場合には、選考委員会の義を経て次年度の候補論文
とすることができるものとしたものである。(会報に改正部分にアンダーラインを附し表彰
規程の全文を掲載する)
- 3) 平成11年度から3年間の新役員(案)を選出し、総会資料とした。(会告参照)
- 4) 長谷川選考委員長より、平成10年度各賞の表彰者選考について経過報告があり、選考委
員を承認した。
- 5) 滝川理事より平成11年度秋季(第125回)大会を、10月2日(金)、3日(土)に開催す
るとの報告があった。

医用画像情報学会表彰規程

昭和61年2月9日制定

平成3年2月9日制定

平成9年2月8日制定

平成11年1月30日制定

(表彰の種類)

第1条 表彰の種類は次のとおりとする。

- (1) 医用画像情報学会賞
- (2) 内田論文賞
- (3) 金森奨励賞
- (4) 功績賞

第2条 医用画像情報学会賞（以下「学会賞」という）は、本学会役員として多年にわたり活躍し、かつ医用画像情報学に優れた業績を有する等、本学会の発展に際し特にその功績が顕著であった者にこの賞を贈呈する。

第3条 内田論文賞（以下「論文賞」という）は、内田 勝氏の本会創設の功労を永く讃えるために設けたものであり、医用画像情報学会誌（以下「会誌」という）の論文欄に発表された論文のうちから、とくに優秀なものを選定して、これを贈呈する。

2. 論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とする。ただし第11条2項に適用するものを除く。
3. 論文が共著の場合は、著者全員が受賞するものとする。

第4条 金森奨励賞（以下「奨励賞」という）は、金森仁志氏の永年にわたる本学会の発展的運営に対する功績を記念して設けたものであり、将来有能な研究者を育成するためのものである。

2. 奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文のうち第1著者が表彰の年の3月31日現在満38歳以下の者とする。
3. 奨励賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とし、これらのうちから優秀なものを選定して、これに贈呈する。ただし第11条2項に適用するものを除く。
4. 論文が共著の場合は、満38歳以下の著者全員が受賞する。

第5条 功績賞は、医用画像情報に関する学術、技術ならびに本会の事業に対し功績があり、その功績が多大な者を選定して、これを贈呈する。

(表彰の方法)

第6条 受賞者の決定は、表彰選考委員会（以下「委員会」という）の報告に基づき、理事会が行う。

第7条 学会賞と功績賞はそれぞれ毎年1名以内、論文賞と奨励賞はそれぞれ毎年1件以内に贈呈するものとする。ただし理事会が必要と認めた場合は、この定数をこえて贈呈することができる。

2. 各賞とも当該者のない場合には賞を贈呈しない。

第8条 賞を受けるものは、原則として本会の会員とする。

2. 論文賞と奨励賞は、重複して受賞することができる。

3. 学会賞、奨励賞ならびに功績賞に関しては、同一人が同一の賞を再度受けることはできない。

第9条 表彰は表彰状を授与して行うものとする。表彰状には副賞を添えることができる。

2. 賞は通常総会において贈呈する。

3. 受賞の氏名、業績の内容等は、会誌に発表する。

(選考委員会)

第10条 選考委員会は、理事のうちから委員長が指名した委員をもって構成する。ただし、必要に応じてこれに学識経験者若干名を加えることができる。

2. 委員長は理事会の推薦により決定する。

第11条 選考委員会は、別表に定める選考手続きにより受賞候補者の選定を行う。

2. 論文賞、奨励賞の次点論文の扱いについて、受賞論文と投票差の少ない場合には、選考委員会の議を経て次年度の候補論文とすることができる。

第12条 委員長は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。

第13条 選考委員会は、理事会が受賞者を決定したときをもって解散する。

(経理)

第14条 論文賞の経費は、原則として内田 勝氏からの寄付金の利子により支弁する。

第15条 奨励賞の経費は、原則として金森仁志氏からの寄付金の利子により支弁する。

第16条 学会賞と功績賞の経費は、一般会計から支弁する。

(その他)

第17条 この規程（及び第11条に定める選定手続き）の改正は理事会の議決による。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
521	河 原 和 好	新潟国際情報大学情報文化部情報システム科 〒950-2292 新潟県新潟市みずき野3-1-1	TEL 025-239-3111 FAX 025-239-3690
522	沢 井 正 幸	大阪医科大学付属病院放射線科 〒569-0801 大阪府高槻市大学町2-7	TEL 0726-83-1221 (内線2500)
523	伊 原 正	鈴鹿医療科学大学医用工学部医用電子工学科 医療画像情報学研究科 〒510-0293 三重県鈴鹿市岸岡町1001-1	TEL 0593-83-8991 FAX 0593-83-9666
524	高 本 邦 夫	富士写真フィルム(株)足柄研究所技術資料室 〒250-0193 神奈川県南足柄市中沼210	TEL 0465-73-7171 FAX 0465-73-7927

会 員 異 動 届

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
417	入 沢 佳 弘	勤務先	総合病院長岡赤十字病院放射線科 〒940-2085 新潟県長岡市寺島町297-1	TEL 0258-28-3600 FAX 0258-28-9000

賛 助 会 員

平成11年4月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。(五十音順)

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

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

役 員

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

編 集 後 記

MII学会の事務局をお引き受けし早いもので3年が経過し、今回の雑誌発行をもちまして無事事務局業務を終了する運びとなりました。京都工芸繊維大学から事務一切を明海大学に移転した時はどうなることかと大変心配致しましたが、丹羽先生はじめ事務局各員の援助のおかげでつつがなく運営ができましたことを心より感謝申し上げます。一番大事な雑誌発刊も遅延なくおこなうことができ安堵致しております。学会運営上不手際も多々ありましたがこの場をお借り致しましてお詫び申し上げます。今後、業務を名古屋大学の小寺先生にバトンタッチを致しますが、より活発なすばらしい学会に発展することを願ってやみません。21世紀を目前にし社会機構の変革などボーダレス、国際化、グローバルスタンダード等々よく耳にする昨今ですが学問の世界は泥臭く地道な研鑽が将来ともに不変であると私は確信致しております。そんな学会がMIIではないかと密かに自負しております。我々臨床家にとっても本当に参考になることばかりでありがとうございました。最後に内田名誉会長、金森会長の数々のご指導に心より感謝申し上げます。(奥村)

ホームページ <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>

編 集 委 員

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

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成11年(1999)5月6日発行

編集兼発行 丹 羽 克 味
発 行 所 医用画像情報学会
〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内
TEL 0492-85-5511(内437)
FAX 0492-87-6657
印 刷 所 (有)リュウワ印刷
〒350-0831 埼玉県川越市府川223-5
TEL 0492-22-5677

- M E M O -

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1番1号

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局 奥村泰彦

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

FAX 0492-87-6657

郵便振替口座：東京 00120-0-582178 医用画像情報学会

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

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓、名の順に)

印

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 ・ 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年、月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

6) 学 位

7) 免状、資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上、なるべく勤務先を通信先としてください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属、自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

.....

旧勤務先、所属 ふりがな

.....

新勤務先、所属 ふりがな

.....

.....

新勤務先住所〒

.....

TEL

FAX

.....

旧自宅住所〒

.....

新自宅住所〒

.....

TEL

FAX

.....

（注：勤務先、所属、自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著 作 権

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

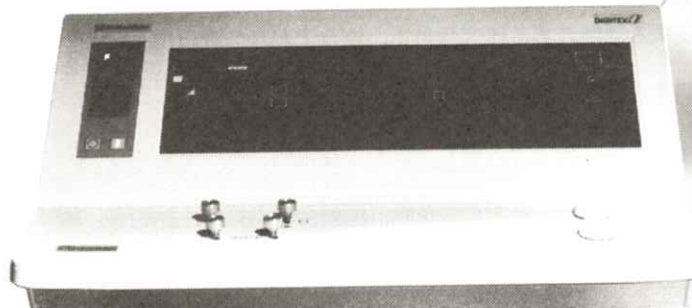
SHIMADZUSolutions for Science
since 1875

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 1024 $\times$ 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

インターネットで島津のホームページにアクセスできます <http://www.shimadzu.co.jp/jindex.html>
本社 京都市中京区西ノ京桑原町1 ☐医用機器事業部 (075) 823-1271

光と語る。



光の技術集団、浜松ホトニクス。

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

HAMAMATSU

営業品目

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

浜松ホトニクス株式会社本社事務所 〒430 浜松市砂山町325-6(日生駅前ビル) ☎(053)452-2141
東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441

安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

化成オプトニクス株式会社〒105 東京都港区芝公園1-8-12
TEL.03(3437)5383 FAX.03(3437)5320

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

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

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

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

FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニック社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？ 生命の尊さ・・・

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



株式会社 日立メディコ

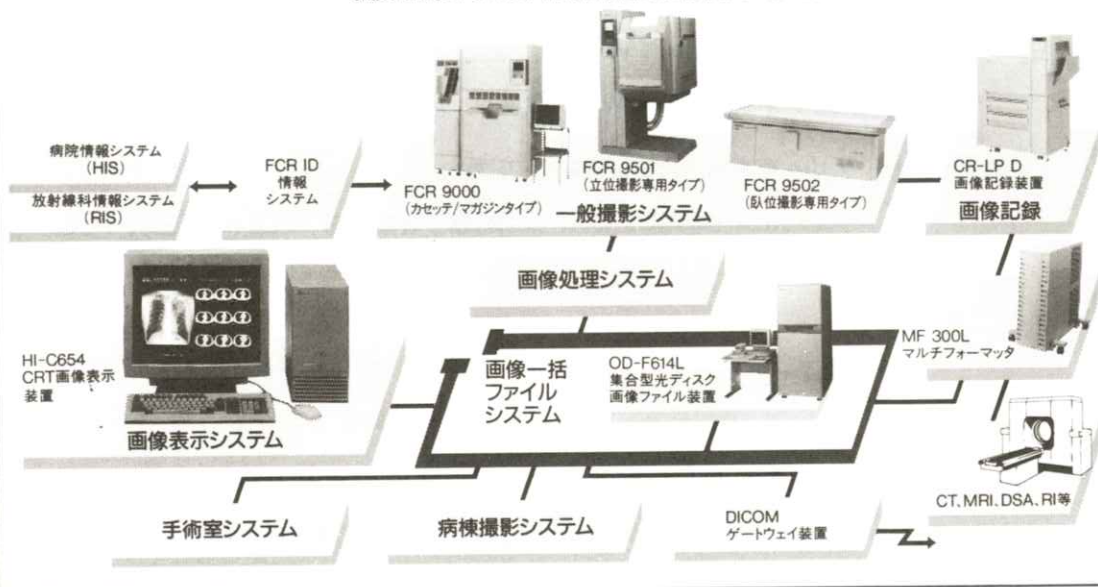
〒101 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館 ☎(03)3292-8111(代表) ●北海道(札幌)261-5651 ●東北(仙台)221-6311
●茨城(水戸)25-5815 ●千葉225-5321 ●北関東(大宮)643-1487 ●東京3293-1651 ●官公需部3293-1666 ●東京西(立川)
28-0051 ●横浜311-5601 ●静岡255-5271 ●北陸(金沢)62-3391 ●名古屋571-9106 ●京滋(京都)256-3092 ●大阪312-8091
●神戸241-8181 ●中国(広島)243-8816 ●四国(高松)51-4508 ●九州北(福岡)713-5115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

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。

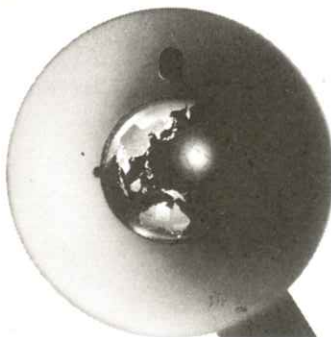


富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 販売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 104 ☎東京 (03) 3545-3321 (代)



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
CT Luminex
Ei
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage I.5T
SINGA Advantage I.0T
Sierra
MRVista 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
アハパックスLC-IP
アハパックスLC
アハパックスLCV/LCN
アハパックスAFM/AFM-IFC
アハパックスDLX
セクタ70MR
セクタ7600T/600TFD/
セクタ5HF
スチ/スコープ9000/6000
スチ/スコープLE
AMX-4
GM-1215
プレシ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RT100
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview

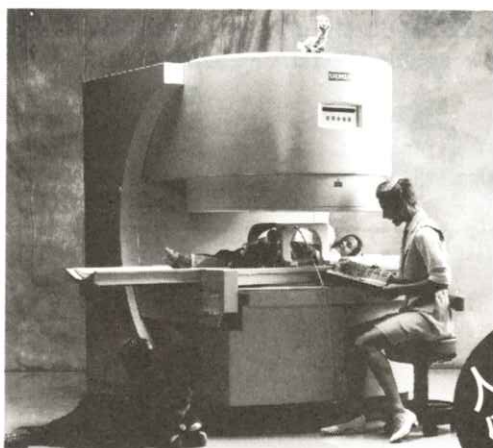


YOKOGAWA

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

SIEMENS



世界初のオープンタイプMRI

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



MAGNETOM
Open

シーメンス旭メディテック株式会社

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

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
- デーライトシステム
- 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 仙台市宮城野区権五5-12-55 仙台ソフトウェアセンタービル
東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング部 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

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



保
険
適
用

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

デジタルX線画像解析システム【コンピュータ】

COMPUWAY



株式会社 **ヨネタ**

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941