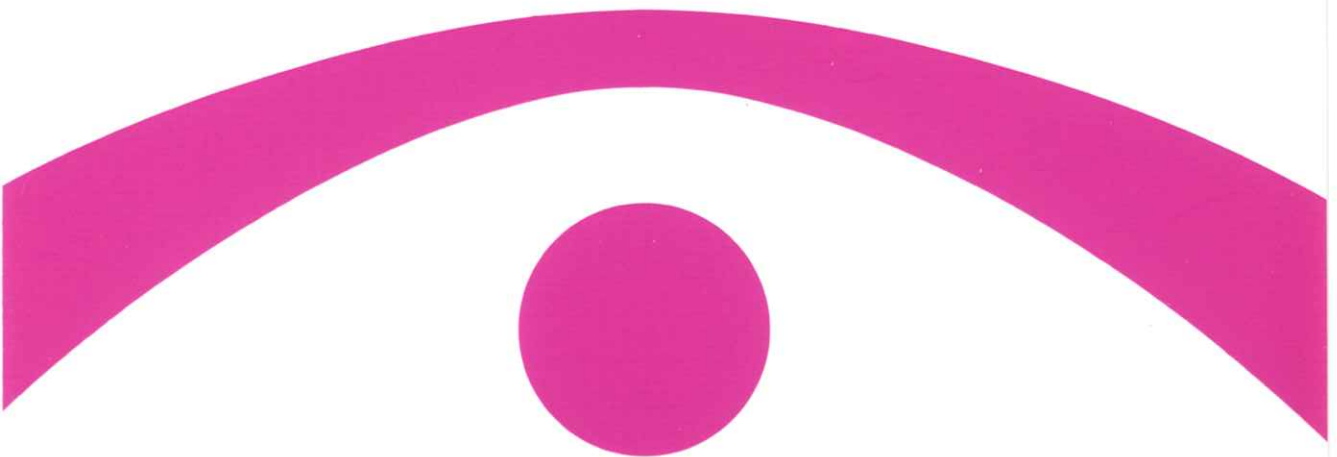


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻112号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.13 No. 1 January 1996



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第13巻第1号 1996年1月

目 次

会 告

第114回研究会のご案内 会告 1

第115回研究会予定および演題伺い・内田論文賞候補論文の公募・会費納入願い 会告 2

特別講演資料

電子スピン共鳴(E S R)分光装置の理論と生体応用
..... 河野雅弘 1

国際会議報告

Medical Imaging 1995に参加して
..... 藤田広志 9

論 文

モンテカルロ計算でのX線グリッドの散乱線除去効果
..... 角尾卓紀, 中森伸行, 滝川 厚, 金森仁志 11

3次元CTスキャナでの散乱X線の計算機シミュレーション
..... 須藤 透, 中森伸行, 金森仁志,
遠藤真広, 日下部正宏 20

新生児頭部超音波エコー動画像の評価—DFTを用いた動脈拍動の抽出—
..... 山田正良, 福澤理行, 池田博昭,
狐塚善樹, 櫻井 隆, 児玉莊一 27

技術資料

World Wide Webの活用法—藤田研究室ホームページと画像データベースの作成—
..... 上洞豊孝, 原 武史, 藤田広志 36

会 報

研究会記事 40

常務理事会報告・理事会議事録 41

新入会員会員移動—賛助会員名簿 42

複写をされる方に

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

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

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 13 No.1 January 1996

Contents

Invite paper

- Theory and Application of Electron Spin Resonance Spectroscopy (ESR)
..... Masahiro KOHNO 1

International Conference Report

- Medical Imaging 1995
..... Hiroshi FUJITA 9

Original Papers

- Monte Carlo Simulation on Scatter Reducing Characteristics by Grid
..... Takanori TSUNOO, Nobuyuki NAKAMORI, Atsushi TAKIGAWA,
and Hitoshi KANAMORI 11
- Computer Simulation of Scatter Xray on 3D CT Scanner
..... Tooru SUDOU, Nobuyuki NAKAMORI, Hitoshi KANAMORI,
Masahiro ENDOU, and Masahiro KUSAKABE 20
- Characterization of Ultrasound-Echo Moving Images of Newborn-Baby Head
— Detection of Artery Pulsation Using Discrete Fourier Transform —
..... Masayoshi YAMADA, Masayuki FUKUZAWA, Hiroaki IKEDA,
Yoshiki KITSUNEZUKA, Takashi SAKURAI, and Soichi KODAMA 27

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol. 13 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matusugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

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

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

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

会 告

第114 回研究会の御案内

月 日 平成8年1月27日(土)
場 所 かんぽヘルスプラザ東京 たんちょうの間
〒170 東京都豊島区東池袋4-7-7
TEL. 03 (5952) 5751 (ホテルフロント)

時 刻

特別講演 10:30~11:30

「FCRの技術と将来」

富士フィルム(株) 宮台技術開発センター研究部長 加藤久豊氏

研究発表1 11:30~12:00

理 事 会 12:00~13:00

研究発表2 13:00~16:30

問い合わせ先 京都工芸繊維大学 中森伸行

TEL. 075 (724) 7483



交通のご案内

- ・ JR線・西部池袋線・地下鉄・東武東上線の池袋駅東口から徒歩8分
- ・ 地下鉄有楽町線東池袋駅から徒歩2分
- ・ JR線東京駅から山手線で池袋駅まで23分
- ・ JR線新宿駅から山手線で池袋駅まで8分
- ・ 首都高速道路5号線、東池袋ランプから車で2分

第115回研究会予定および演題伺い

日 時 平成8年6月7日(金)
場 所 京都工芸繊維大学
特別講演 コンピュータ上での人体表現
京都工芸繊維大学 電子情報工学科 黒川 隆夫 教授
見学会 同上 研究設備
演題締切 平成8年4月16日
申込先 〒606 京都市左京区松ヶ崎
京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会
TEL 075-724-7483(中森) FAX 075-724-7400(学科共通)
(なるべく文書又はFAXをお願いします。)

内田論文賞候補論文の公募について

昨年に引き続いて、本年は第11回の表彰を行います。下記の要項で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol.12. No.1～Vol.12 No.3(3冊)に掲載された論文
応募要項 下記の事項をB5版(縦長)に記入して、事務局宛にてお送り下さい。自薦でも他薦でも結構です。
選 考 選考委員会で行う。
締 切 日 平成8年1月15日
表 彰 平成8年6月17日の総会で行う。

内田論文賞の推薦について

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

平成7年度会費納入のお願い

平成7年度会費未納の方は納入をお願いします。正会員の会費は年額4,000円です。送金には、会費13巻1号(本号)に同封した郵便振替用紙, 等をご利用下さい。郵便振替口の座番号は、京都01010-7-32350 医用画像情報学会です。本誌と行き違いに振込まれた方は御容赦下さい。

電子スピン共鳴 (E S R) 分光装置の理論と生体応用

河野 雅弘

日本電子株式会社分析機器本部
応用研究センター E S R 応用研究室
〒196 東京都昭島市武蔵野 3-1-2

Theory and Application of Electron Spin Resonance Spectroscopy (ESR)

Masahiro KOHNO

ESR Application Laboratory
Application & Research Center
Analytical Instruments Division
JEOL Ltd.

1-2 Musashino 3-chome Akishima Tokyo 196, Japan

Electron Spin Resonance Spectroscopy (ESR) was developed in 1945. The instrument is recently take notice of some applications. In particular, it has been interested in the relation between active oxygens and free radicals, and disease. In this report, the theory of ESR and tipical applications in biological fields were described.

はじめに

電子スピン共鳴分光装置 (Electron Spin Resonance Spectroscopy) は、E S R と通称されているが、別名、電子常磁性共鳴 (Electron Paramagnetic Resonance Spectroscopy: EPR) とも呼ばれる。応

用関係の文献を検索すると、最近の10年間で、約35,000の論文が報告されている。利用されている研究分野も、半導体から生体まで幅広く内容も多岐にわたる。この装置は、呼称がE S R, E P Rと決まっていない珍しい装置であるが、最近、医学分野

で利用されるようになり、赤血球沈降速度 (erythrocyte sedimentation rate) を ESR と呼ぶこともあり、誤解を招かないために、国際的には EPR に統一されようとしている。日本国内では ESR で通用しているので、ここでも ESR の名称で紹介する。

1. ESR による研究の歴史

ESR は、1945 年ソ連の物理学者 Zavoisky が、数百 MHz (ラジオ波) の周波数帯を利用して、銅塩 (Cu^{2+}) の信号を観測したことに始まる¹⁾。その後の 10 年で、英国の研究グループが実験的理論的な研究を進め、ESR の学問体系がほぼ確立されている。1960 年代になると化学者による有機フリーラジカルの測定に用いられ、電子状態や構造に関する研究が数多く報告されている。この時期は量子化学の発展時期とも一致し、分子軌道法を用いた理論の実践が試みられた。また、生化学の分野でも、血液や各種臓器を直接測定する先駆的な研究が報告されている。しかし、1970 年代になると、その当時の装置が分光装置として不可欠な機能である定量性に欠けていたことや、スペクトル解析が難しい、理論的な解析に実戦的な経験が必要であるなどの理由で、一部の専門家のための研究機器であるとする評価が定着した。幸いなことに、国内では、1980 年代の半ばから光ファイバーや半導体素材であるシリコン材料の欠陥評価、高分子材料に耐光性試験、磁性材料の機能評価など素材のキャラクタリゼーションのための開発評価装置としての用途が拡大し今日に至っている²⁾。一方、医学薬学分野でも、活性酸素による生体障害が話題を集めるようにな

り、特に、活性酸素種のスーパーオキシドアニオンラジカル ($\cdot\text{O}_2^-$) とヒドロキシルラジカル ($\cdot\text{OH}$) の測定法の開発が競われた。その結果、選択的にフリーラジカルを測定できる ESR の重要性が認められた。1990 年代になると、フリーラジカルの生体内の分布を無侵襲で選択的に測定できる ESR 画像装置の開発研究が進み、その発展が期待されている。

2. ESR 分光装置の特徴

フリーラジカルは不対電子を有する分子あるいは原子の総称である。ESR は、このフリーラジカルを、試料の形状に影響されることなく、非破壊で、選択的に測定できる、などの特徴を持つ分光装置である。また、ESR は、核磁気共鳴装置 (Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy: NMR) と共に、電磁波の持つ磁波としての性質を利用した磁気分光装置でもある。NMR は、波長が $1\text{m} \sim 1\text{km}$ に至るラジオ波を用いるのに対して、ESR は、波長の少し短い $1\text{mm} \sim 1\text{m}$ に至るマイクロ波を使っている。ESR に用いられているマイクロ波帯には、波長が 0.8cm の Q バンド帯、 1.2cm の K バンド帯、 3cm の X バンド帯、 30cm の L バンド帯があり、研究対象や用途で使い分けられている。通常、ESR と言われているのは、X バンド帯を用いた装置のことが多いようである。先に述べた、生体を無侵襲で、まるごと測定し、生体内のフリーラジカル分布を画像にできるのが、L バンド帯を用いた ESR 画像装置 (ESI) である。

3. ESRの分光法の原理と入手される情報

3. 1 ESRの原理

ESRの理論や解析方法に関しては、最近、幾つかの解説書やデータ集の目的の書籍が出版され、初心者にとっても分かりやすく解説されているので、これら成書を参考にして頂きたい^{3, 4)}。

ESRとは、フリーラジカルである分子や原子の中に存在する自由な電子（不対電子）の示す自転運動（電子スピン）により生じるミクロな棒磁石（磁子）としての性質に由来するエネルギー準位間の共鳴現象、の呼称である。

ミクロな棒磁石の示す磁気の強さは、磁気モーメント、

$$\mu_s = -g_e (eh / 4 \pi mc) S$$

で表される。ここで、 e は電子の電荷、 $S = \pm 1/2$ はスピン角運動量、 c は光速であり、 $h/2\pi$ は、 $1.0566 \times 10^{-27} \text{erg} \cdot \text{s}$ である。 g_e は、電子スピン（自由電子）の g 値と呼ばれ、 $g_e = 2.0023$ と求められている。電子スピンの共鳴を起こすエネルギー準位は、外部から加えた磁場（ H_0 ）で生じる。例えば、一定濃度のフリーラジカル物質に、外部から磁場が加えられていない場合、個々の不対電子が示す総磁気モーメントは不対電子がランダム運動し互いにその強さを打ち消しゼロとなる。それに対して、 H_0 が加えられると、 H_0 と不対電子の μ_s との間で生じるミクロな磁気モーメントの方向は、磁場に平行か反平行かの二つの方向を取り、その結果、二つのエネルギー準位に分裂する。これをゼーマン分裂と呼んでいる。

不対分子の磁気モーメントは、

$$\beta = eh / 4 \pi mc$$

とも表され、その強さはボーア磁子（Bohr magnetron）と言う磁気能率の最少単位の定数で、 9.274×10^{-21} エルグ／ガウスの値を持っている。この β を用いてESR現象を説明する。

外部から加えた磁場 H_0 に、平行の配列した不対電子の β で生じる磁気エネルギー（ E_1 ）場は、

$$E_1 = -\beta H_0$$

となり、反平行の不対電子の β で生じるエネルギー場（ E_2 ）は、

$$E_2 = \beta H_0$$

となる。2つのエネルギー準位間の大きさ、

$$E_0 = \beta H - (-\beta H) = 2\beta H_0$$

が、電子スピンの作り出すエネルギー場である。この準位に外部からマイクロ波の領域のエネルギー（ E ）を照射すると、 E_0 と $E (= h\nu)$ が一致する条件下で、マイクロ波を吸収し共鳴現象が起こる。その結果、共鳴を満足させる式は、

$$h\nu = g\beta H_0$$

と表される。

3. 2 ESRスペクトルより入手される情報

（ESRパラメーター）

共鳴式の g は、 g 因子と呼ばれ、フリーラジカルを特徴づける最初の情報となる。2番目の情報が超微細分裂定数と呼ばれ、 a (A) で表される。これは、フリーラジカル分子中に、窒素、水素、重水、遷移金属イオンの Cu^{2+} 、 Mn^{2+} 、 Co^{2+} 、 Mn^{2+} 、 V^{2+} など核磁気モーメントを持つ原子が存在すると、不対電子と原子核が相互作用することによって生じる磁気作用で生じる磁気的な分裂の大きさを示す値である。超微細分裂を加味した共鳴式は、

$$h\nu = g\beta H_0 \cdot S + A_1 I_1 S + A_2 I_2 S$$

と表される。ここで、 S はスピン角運動量、 I_1 は、不對電子と直接作用する核スピン演算子で、 I_2 は、不對電子と間接的に作用する核スピン演算子である。3番目の情報は、マイクロ波の吸収量の比例して観測されるスペクトルの面積値より求められるフリーラジカル濃度である。ESRスペクトルから直接求まるパラメータには、 g 値、超微細結合定数(a 値:mT単位、 A :カイザー cm^{-1})、スピン数(フリーラジカル量)に加え、線幅(スペクトルのピークとピークの幅、 ΔH 、磁場単位で表示する)がある。この他に、不對電子間に働く相互作用を表す微細結合定数、交換相互作用定数(J)、縦緩和時間(T_1)、横緩和時間(T_2)などの情報が理論的に求められる。

4. 生体の活性酸素とフリーラジカル^{5, 6, 7)}

活性酸素とは、基底三重項の電子配置を取る酸素分子($^3\text{O}_2$)が酸化あるいは還元反応で、より高い反応性を示す電子状態をとった化合物の総称である。代表的な活性酸素種には、スーパーオキシドアニオンラジカル($\cdot\text{O}_2^-$)、ヒドロパーオキシドラジカル($\cdot\text{OOH}$)、過酸化水素(H_2O_2)、ヒドロキシラジカル($\cdot\text{OH}$)と一重項酸素($^1\text{O}_2$)の5種である。総説などでは、脂質(LH)が酸化して生成するペルオキシドラジカル($\text{LOO}\cdot$)やアルコキシラジカル($\text{LO}\cdot$)などを活性酸素種に分類することもある。

一方、フリーラジカルは、不對電子を一つあるいはそれ以上もつ原子または分子のことであると定義されている。代表的なフリーラジカル物質の一つ

が、大気中に約21%も含まれ生命活動に不可欠な $^3\text{O}_2$ である。酸素は一つの分子中に二つの不對電子を持ちビイラジカルとも呼ばれている。気体のフリーラジカルには、一酸化窒素($\cdot\text{NO}$)二酸化窒素($\cdot\text{NO}_2$)がある。通常、物質に放射線、紫外線、超音波、温度、物理的な衝撃、圧力等を加えると分子が切断され、フリーラジカル物質となる。また、遷移金属類の Fe^{3+} 、 Cu^{2+} 、 Cr^{3+} 、 Cr^{5+} 、 V^{2+} 、 V^{4+} 、 Mn^{2+} 、 Mn^{4+} 、 Ti^{3+} 、 Co^{2+} などは、それぞれの化合物の電子の軌道、 s 、 p 、 d 、 f 軌道の内の d 軌道に、一つ以上の不對電子を持つことからフリーラジカルに分類される。生体中には、このような遷移金属を含む酵素や蛋白の、スーパーオキシドディスムターゼ(SOD)、セルロプラスミン、トランスフェリン、カタラーゼ、チトクロームC、ミエロペルオキシダーゼ、ヘモグロビン、ミオグロビン、ペルオキシダーゼなど、フリーラジカル物質が数多く存在する。活性酸素とフリーラジカルの両方に分類される化合物が、 $\cdot\text{O}_2^-$ と $\cdot\text{OH}$ で、先の酵素や蛋白とともに、生体の恒常性を保つ上で重要な役割を担っていると言える。

5. ESRの応用(生体フリーラジカルの計測)

5. 1 酸素分子の測定

不飽和結合を持つさまざまな脂質化合物に、紫外線や放射線が照射されたり、高い温度の加えられたり、金属化合物との反応させるなどすると、脂質化合物は酸化されフリーラジカル(炭素ラジカル)を生成する。このような環境下に、酸素分子が存在すると自動酸化反応が連鎖的に進行することが知られている。脂質の自動酸化の反応は、その多くは外

的要因により惹起されるが、一部は酸素自体の活性に起因すると考えられている。連鎖反応による過酸化ラジカルの生成は酸素分子と密接に関係することは良く知られている。図1に、常圧で観測される酸素分子のガス状態のESRスペクトルを示す。この測定は酸素分子のフリーラジカルとして特性を利用しており、常圧の酸素分子を直接測定する唯一の手段と言える。また、減圧状態の酸素分圧とのスペクトルの線幅には直接関係が見いだされており、この相関を利用して酸素分圧を求める方法が報告されている⁸⁾。

しかし、水に溶解した酸素分子は線形が広がりESRスペクトルは観測されない。そのため、通常

は、溶存酸素の測定には、クラーク型オキシゲノメーターを用いた電気的測定法が使われている。この方法は酸素の消費量/酸素吸収量を測定する方法として簡便で良く使われている。

5. 2 スピントラッピング法の利用

活性酸素の測定を可能にした技術に、ESRースピントラッピング法がある。この方法は、E.G. Janzenによって1971年に発表され、下記のように不安定なラジカル(R·)をラジカル捕捉剤(TRAP)に反応させ、スピニアダクト(SA·)と呼ばれ、より安定なラジカルとして測定している⁹⁾。

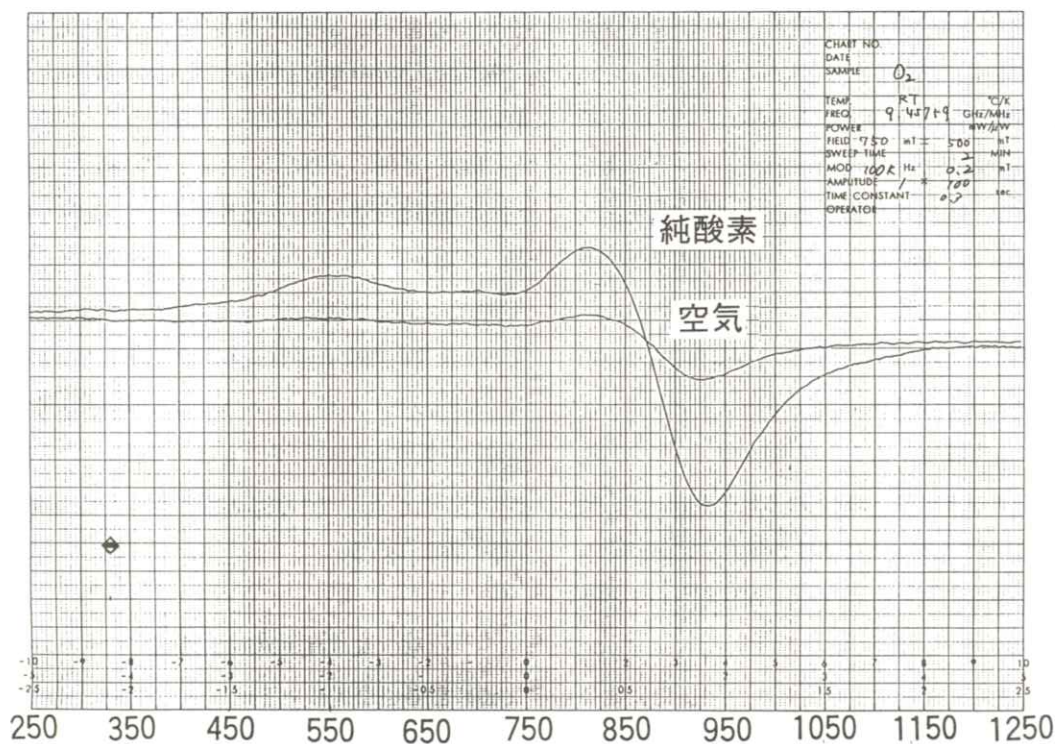


図1 常圧で観測される酸素分子のESRスペクトル

a) 純酸素100%酸素ガス, b) 空気中の酸素

測定法としての特長は、①短寿命のフリーラジカルが選択的に捕捉される、②スピニアダクトの量から生成したフリーラジカル量が求まる、③スピニアダクトの示すESRパラメーター（g値、超微細結合定数：hfcc：a）から、フリーラジカル種の同定ができる、④各種フリーラジカルに対する消去物質の二次反応速度が求められる、などである。この方法は、当初、化学反応の反応中間体の測定などに使われていたが、生体系への応用されたのは、1979年で、好中球の刺激によって産生される $\cdot O_2^-$ と $\cdot OH$ をスピニン捕捉剤であるDMPO（5,5-dimethyl-1-pyrroline-1-oxide）とPBN（Phenyl-t-butyl-nitron）を用いて測定し注目された¹⁰⁾。その後、酵素反応のキサンチンオキシダーゼで、ヒポキサンチンを、キサンチン、尿素と分解する過程で生成する $\cdot O_2^-$ をDMPOを使って捕捉し、定量する方法が報告された¹¹⁾。

この測定系に、消去物質（Scavenger）を加え、競争反応を利用して、 $\cdot O_2^-$ の消去活性：スーパーオキシサイドスカベンジング活性（SOSA）を測定する事が試みられた。その後、この方法に対する基礎的検討が加えられ、徐々にではあるが、チトクロームC法と同様、 $\cdot O_2^-$ とSODの新しい定量測定法としての地位を確保しつつある。ESR-スピントラッピング法の応用測定として、 $\cdot O_2^-$ のスピニアダクトのスペクトル強度から、 $\cdot O_2^-$ の産生量を求めたり、キサンチンオキシダーゼの活性を酵素の反応速度に関係する情報（VmaxやKm値）が求められると報告されている¹²⁾。

5. 3 活性酸素とその消去剤及び抗酸化剤の研究 活性酸素種の1つである $\cdot O_2^-$ 、通称、スーパーオ

キシドと、これを選択的に消去する酵素、スーパーオキシドディスムターゼ（SOD）に関する議論が活発に行われている¹³⁾。地球の生物は、そのほとんどが、呼吸の形で体内に取り込んだ酸素の大部分をエネルギーとして利用すると同時に、その一部を好中球の機構を介して殺菌作用など、生体の恒常性を保つため $\cdot O_2^-$ や過酸化水素として利用し、酸素の恩恵に浴している。その一方で、酸素が、放射線、紫外線、過氧化物、金属イオンなど外的要因や、ストレス、ショック、虚血等の内的要因によって、 $\cdot O_2^-$ などの活性酸素種を生体内に過剰に産生させると、生体に対して様々な悪影響を及ぼすことが明らかにされている。このように、酸素や活性酸素が、「両刃の剣」としての役割を持つことが理解され始めている。一方、SODやカタラーゼ、グルタチオンなどに代表される消去機能物質（不均化酵素、抗酸化剤）の消長が、各種疾患に関係することが明らかにされている。そのため、生体の防御機能と各種疾患の成因を研究する新たな指標として、細胞や組織から産生されるフリーラジカルを研究するための測定法の確立が望まれている。また、最近の話題である血管内皮細胞由来血管弛緩因子（EDRF）も、フリーラジカルである $\cdot NO$ による間接作用であるとの報告から注目されている。このように、選択的なフリーラジカル測定装置であるESRの重要性が増している。

6. ESR画像装置の開発¹⁴⁾

生体内情報を観測する手段として、最初に開発されたのがX線を用いた診断装置で、エネルギーの高い放射線の透過吸収を観測している。しかし、強い

放射線は、フリーラジカル反応を惹起し、正常な組織に対しても傷害を与える心配のあることが認識されるようになり、新たな無侵襲の測定法の開発が待望されている。この要求を満足させたのが核磁気共鳴画像装置（通称、MRIと呼ばれている）である。今日では、これら二つの装置は、それぞれが特徴を生かし共存し、医療に貢献している。図2に示すLーバンドESR装置を用いた画像装置（ERI）は、MRIと同様に無侵襲で、生体内における活性酸素やフリーラジカルが測定できる可能性があり、その動的挙動の解明が可能であるなどの特徴を持つ。この方法は、活性酸素やフリーラジカルの各種の疾患、癌、老化などへの係わりを明らかにすることができる。今後、生体内のフリーラジカル挙動が解明できるESR画像装置の開発が進めば、病気発症の機構や老化原因の解明などに用いることが期待できる。ESR画像装置の利用目的は、人の体内フリーラジカル画像であるが、残念ながら現状の技術では、感度面等の制約から小動物、植物など

を対象としている。ただ小動物の体内画像の測定は年々進歩しており、応用研究も発展している。

7. 最後に

ここに紹介したように、生体関連のさまざまな分野でESR分光装置を用いたフリーラジカル研究が活発に進められている。内容も、in vitro からin vivo へと展開しており、より直接的な生体情報が集積されている。このような成果の積み重ねが、近い将来、生命、生活支援の計測技術として活用される時代の到来が期待される。

文 献

- 1) E. Zavoisky. J. Phys. USSR. **9**, 211, 245, (1945)
- 2) 大矢博昭：山内 淳編：素材のESR評価法ー評価、実験、応用ー、(アイピーシー、1992)
- 3) 石津和彦編：実用：ESR入門、講談社サイエ

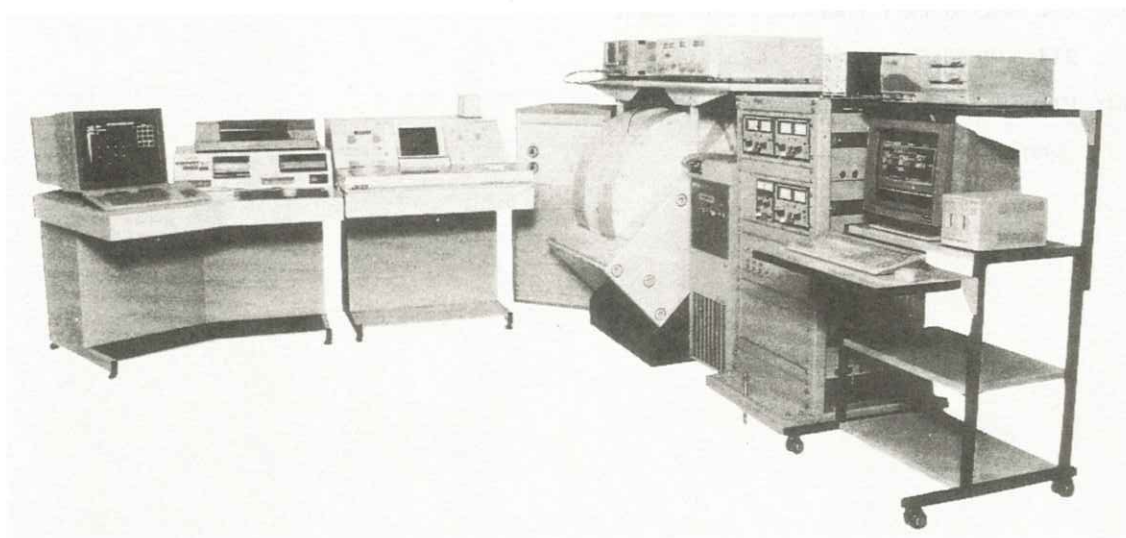


図2 ESR画像装置の外観図

ンティフィック (1981)

- 4) 桜井 弘：E S R スペクトルの実際 (広川書店, 1989)
- 5) 大柳善彦：スーパーオキシドと医学 (共立出版, 1981)
- 6) 近藤元治, 大柳善彦, 吉川敬一：フリーラジカルの臨床, Vol.1-Vol.3 (日本医学館, 1987-1989)
- 7) 八木国夫, 中野 稔：活性酸素 (医歯薬出版, 1987)
- 8) 藤田英夫：化学と工業, **42**, 1266 (1989)
- 9) E.G. Janzen., Acc.Chem.Res. **4** 31 (1971)
- 10) E. Finkelstein, G.M. Rosen, E.J., Rauckman, and J.Paxton, Mol. Pharmacol. **16** 676 (1979)
- 11) M. Hiramatsu, and M. Kohno, JEOL News **23A** 7-9 (1987)
- 12) M. Kohno, T. Masumizu, M. Kusai, Y. Mizuta, and K. Makino, Bull. Chem. Soc. Jpan. **67** 1085 (1994)
- 13) J.M. McCord and I. Fridovich, J. Biol. Chem. **244** 6049-6055 (1969)
- 14) 内海英雄, 濱田 昭：ファルマシア **27** 710 (1991)

Medical Imaging 1995に参加して

藤田 広志

岐阜大学工学部電子情報工学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1995年11月6日受理)

毎年2月に開催されている SPIE (Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers) 学会主催の国際会議である Medical Imaging 1995 に参加した。筆者にとって同会議への参加は2回目で、前回は6年前にロサンゼルスより南のニューポートビーチでの会議であった(本会誌 Vol.6, No. 3, p.170-p.174, 1989 に報告)。今回はさらに南のサンディエゴで開催された(2/26-3/2)。今年の同会議は、大きく6コースに分かれており、いつもの黄色い表紙の Proceedings も6分冊となる(Vol.2431-Vol.2436)。

1. Image Display
2. Physics of Medical Imaging
3. Physiology and Function from Multidimensional Images
4. Image Processing
5. PACS Design and Evaluation: Engineering and Clinical Issues
6. Image Perception

私の発表は4のコースに所属していた。同コースは14の口述セッションと1つのポスター・セッション

で構成されており、CAD (コンピュータ支援診断) と名前の付いたものも含まれていた。私は今回はポスターを選択した。理由は単純で、12月のRSNAの展示報告の資料を改変したものを使う予定であったのと、今年からポスター・セッションでは賞(2種類)が出されるようになったからである。なお、発表タイトルは

“Automated detection of masses and clustered microcalcifications on mammograms”

であり、我々の最近の乳房X線画像におけるCAD研究の総まとめの内容であった。幸いにも、

“MEDICAL IMAGING 1995 POSTER AWARD: HONORABLE MENTION”

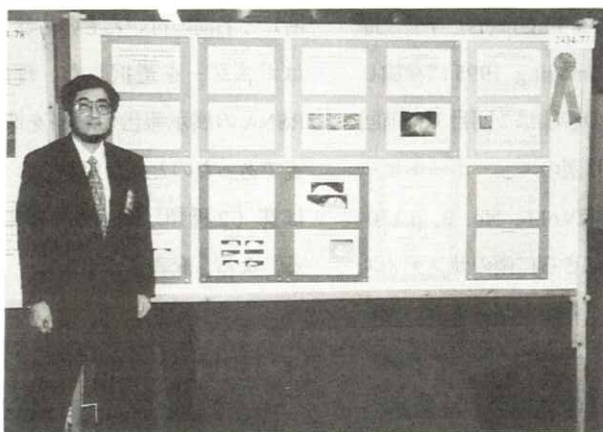
と言う赤いリボンの付いた賞をいただいた(写真)。なお、日本人では日立メディコの横内氏が、2000本系リアルタイムDR (DF) 関係の論文で、同じ賞を受賞されていた。

会議全般を通じて、医用画像工学的に興味ある演

題が非常に多く報告されていたが、我々もそうであったようにRSNAで報告された内容とほとんど同じものも多く含まれていた。また、例年のように、内容の良質なものとそうでないものが混ざり合っていた。日本人の参加者は前回のように多くはなく（20－30人ぐらい）、以前と異なり医学者の参加も非常に少なかったようである。また、7つのワークショップが企画されており、遠隔診断、画像

処理、観察者実験、DICOM規格などに関する内容であった。しかし、スケジュールはRSNAのようにタイトではなく、少しの空き時間を見つけては、メキシコ・ティファナに行ったり、サンディエゴの軍港を潜水艦や空母を見て楽しんだり、クジラ・ワッチングに行ったりする時間も持つことができた。

1996年は、従来通りニューポートビーチで2月に開催される（10日－15日）。



モンテカルロ計算でのX線グリッドの散乱線除去効果

角尾 卓紀*・中森 伸行*・滝川 厚**・金森 仁志*

*京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

**広島県立保健福祉短期大学放射線技術科学科 〒723 三原市学町 1-1

(1995年10月7日、最終1995年12月4日受理)

Monte Carlo Simulation on Scatter Reducing Characteristics by Grid

Takanori TSUNOO*, Nobuyuki NAKAMORI*, Atushi TAKIGAWA**, and Hitoshi KANAMORI*

*Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan

**Department of Radiological Sciences and Technology,
Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare
1-1, Gakuen-cho, Mihara, Hiroshima 723, Japan

(Received October 7, 1995 in final form December 4, 1995)

A grid used in radiography is effective to reduce x-rays scattered in a patient. To evaluate the reducing characteristics of grid quantitatively, we have developed a Monte Carlo method to simulated the radiographic conditions including grid and calculated the Bucky factor, selectivity, and, contrast improvement factor, for various parameters such as grid ratio, field size *et al.* The results show that our calculation data agree with measurement one, and may give good information to select a suitable grid, with the aim of reducing medication dosage and optimizing image quality.

1. はじめに

X線撮影を行うと、被写体その他の物体とX線との相互作用から散乱線が発生する。散乱線が画像形成面に達すると、画像のコントラスト、尖鋭度が著しく劣化し、臨床診断の大きな妨げになっている。撮影時に散乱線を減少させるために、1913年にBuckyによって作られたグリッドが今日でも広く使われている。グリッドはFig. 1に示すように、被写体とフィルム面の間に挿入して使われる。グリッドは画像形成系に入る散乱線をかなり防ぐことができるが、画像情報に

不可欠な一次線をも、グリッドの鉛箔の部分あるいはスペーサでの吸収によってある程度減少する。写真濃度をグリッドを入れないときと同じにするためには、照射線量を増加させて画像面に到達するX線の強度を保持する必要がある。照射量の増加は、被写体の被曝線量が増加するために、各々の撮影条件に適したグリッドの選択が重要である。しかし、現在グリッドの選択は、撮影者の経験で行われており、グリッドの特性の定量的な評価が求められている。グリッドの特性試験では、被写体に水ファントムを用いて測定しているが、一次線の測定と散乱線の測

定は別々に行われる²⁾。一次線の測定では、X線束を細く絞り、水ファントムとグリッドの間を広くとりグリッドに到達する散乱線は無視するようにして検出する。散乱線の測定では、照射野を広くとり、水ファントムの上面に検出器に入射する一次線を削除するため、ビームストッパーとして鉛ディスクを置く。そのために、一回の測定で一次線と散乱線の区別できない。また一次線の測定時に散乱線を検出する可能性があり、散乱線の測定でもビームストッパーの影響になる部分で発生する散乱線を検出することができない等の問題点が挙げられる。

そこで本研究では、モンテカルロ法を用いた計算機シミュレーションで、グリッドを含むX線撮影のモデルを構築し、この計算結果からグリッドの特性評価を定量的に行った。

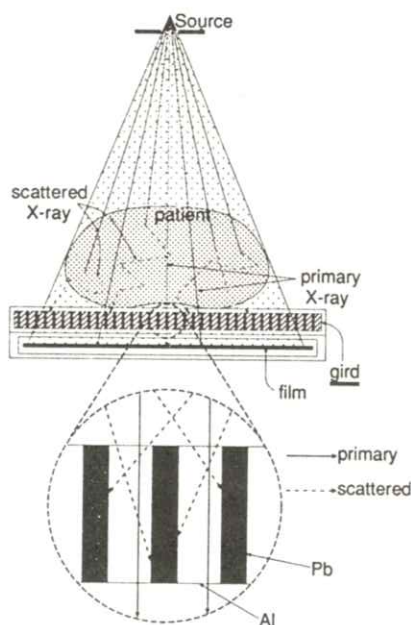


Fig. 1 Diagram of radiography with a grid and construct of grid.

2. 方法

2.1 計算方法およびシミュレーションのモデル

物質内のX線散乱を計算機シミュレーションで実現するために、モンテカルロ法は有用な方法であり、1981年にKalenderが単色X線でのX線散乱シミュレーションに用いる³⁾など広く使われている。X線散乱のモンテカルロ計算は、物質内に入射したX線光子一つ一つの軌跡を確率と乱数で追っていき、それを繰り返して結果を出力するシミュレーションである。今回、実際の撮影条件に合わせて連続X線を計算機上で発生するために、連続X線スペクトルの累積密度関数から特殊乱数を使って各光子の光子エネルギーを決定した。一回のシミュレーションで発生させたX線光子は $10^6 \sim 10^7$ 個である。また、照射野の範囲で入射するX線光子の位置は、照射野に対し一定の密度で無作為に決定するよう

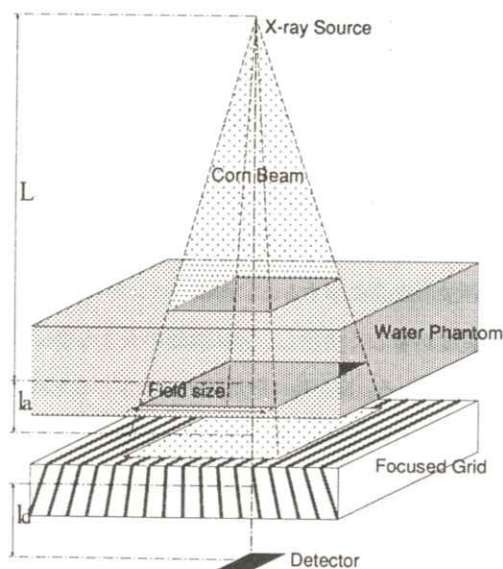


Fig. 2 Simulation model of radiography with grid.
 $L = 100\text{cm}$, $l_a = 1\text{cm}$, $l_d = 4\text{cm}$.

にしている。

計算機シミュレーションでのモデルは、Fig. 2 の様な構造とした。点状のX線源から、コーンビーム状に照射した連続X線が高さ一定で無限遠に広がる水ファントムに入射する。水ファントムを透過してきた散乱線を含むX線が、さらに高さ一定で無限遠に広がるグリッドに入射し、その透過後の結果を記録した。グリッドのモデルは、スペーサーにアルミニウム、X線が通しにくい物質に鉛とし、構造的には焦点グリッドとした。焦点グリッドとは、全断面の延長上が線源で交わるように設計されたグリッドであり、シミュレーションでは点源からグリッドまでの距離を計算して箔面方向を合す理想的な焦点グリッドとした。シミュレーションでは、線源から水ファントムの底面までの距離 L を 100cm、水ファントムとグリッドの間の距離 l_d を 1cm と設定し、測定結果と比較するためにグリッド透過後 $l_d = 4\text{cm}$ の位置に $2\text{cm} \times 2\text{cm}$ の検出範囲を設けた。そして、撮影条件に合うように、水ファントムの高さ、グリッドの高さ、照射野、照射する連続X線スペクトル等を変えて計算を行った。

2.2 グリッド評価に使う係数

X線グリッドの評価をするために、様々な係数がある。この係数をシミュレーションの計算結果の評価にも利用した。グリッドの種類はグリッド比、グリッド密度、構造、および、材質で分類される。グリッドの性能を示す指数には、ブッキー係数、選択能、コントラスト改善係数がある²⁾。

Table 1 Height of grid for grid ratio.

grid ratio	grid height[mm] (Al width = 0.2mm)
6:1	1.2
8:1	1.6
10:1	2.0
12:1	2.4
14:1	2.8

グリッド比とは、グリッドの高さ h とスペーサーの厚さ D の比をとったもの⁴⁾である。一般的なグリッドでは、アルミ箔の厚さは 0.2mm、鉛箔の厚さは 0.05mm 程度である。本計算機シミュレーションで使用したグリッド密度は 40lines/cm で、グリッド比とそのときのグリッドの高さを Table. 1 に示す。

ブッキー係数 B は、グリッドが無い時の全X線透過強度 I_1 と、グリッドが挿入された時の全X線透過強度 I'_1 の比をとったもので

$$B = \frac{I_1}{I'_1} = \frac{1}{T_1} \quad (1)$$

である。ここで、 T_1 は全X線透過率である。この係数は、グリッドを使用したときに、グリッドを入れていないときと同じ強度でフィルム面に達するために必要なX線強度の倍数である。

選択能 Σ は、次の式

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \quad (2)$$

で表される。ここで T_p は一次線透過率といい、グリッドの無いときの一次線強度 I_p とグリッド挿入時の一次線強度 I'_p の比であり、 T_s は散乱線透過率で、グリッドの無いときの散乱線強度 I_s

とグリッド挿入時の散乱線強度 I'_s の比で

$$T_p = \frac{I'_p}{I_p} \quad (3)$$

$$T_s = \frac{I'_s}{I_s} \quad (4)$$

である。 Σ の値が大きいほど、つまり T_p の値が大きく、 T_s の値が小さいほどグリッドの散乱線除去の性能がよい。

コントラスト改善係数 K は、

$$K = \frac{T_p}{T_s} = T_p B \quad (5)$$

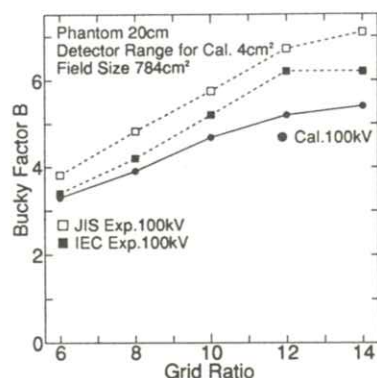
の式で表される。この係数は、グリッドを使用したときのコントラストと、使用しないときのコントラストの比であり、 K の値が高いほど、グリッドによるコントラストの改善が高いことを示している。

これらの係数を使って、計算結果でのグリッドの性能を考察した。

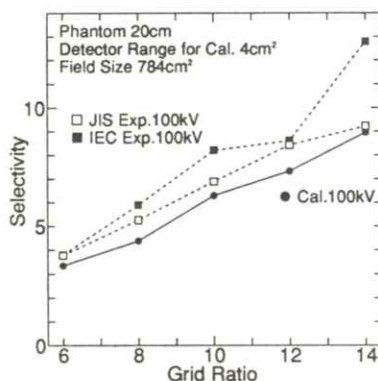
3. 結果と考察

3.1 実験結果との比較

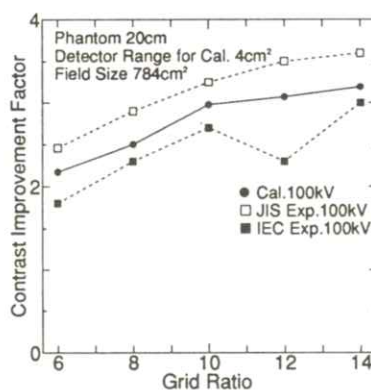
Fig. 3 は、測定した結果と、本研究で測定条件に合わせて計算した結果とを、グリッドの評価に必要な係数、ブッキー係数、選択能、コントラスト改善係数についてそれぞれ比較したものである。波線で示している測定データは、■は大阪大学医療技術短期大学の測定値²⁾で、□はJIS Z-4910に準拠した測定値⁵⁾である。両測定結果を見比べると、定性的によく一致している。この図から、本研究のシミュレーションの計算結果が、実際の撮影状況をよく模倣してい



(a)



(b)



(c)

Fig. 3 Comparison between measurement and calculation of grid characteristic for grid ratio. Tube voltage = 100kV, Field size = 28cm×28cm, Detector size = 2cm×2cm. (a) bucky factor, (b) selectivity, (c) contrast improvement factor.

るため、シミュレーションの計算結果から、様々な撮影条件でのグリッドの性能について考察する。

3.2 グリッドの特性評価

厚さが10cmの水ファントムに、管電圧100kVの連続X線を照射野10cm×10cmで照射したときの、水ファントム透過後とさらにグリッド比10:1のX線グリッド透過後の各X線スペクトルをFig. 4に示す。一番高い数値を示しているのが、水ファントム透過後の散乱線のスペクトルで、順に低くなるにつれて、水ファントム透過後の一次線スペクトル、さらにグリッドを透過してきたときの一次線スペクトル、グリッド透過後の散乱線スペクトルとなっている。40～50keVで一次線の倍近くある散乱線が、グリッドを挿入することで散乱線だけはかなり減少していることが分かる。これから、定性的にグリッドの散乱線だけを除去する効果は非常に高いと

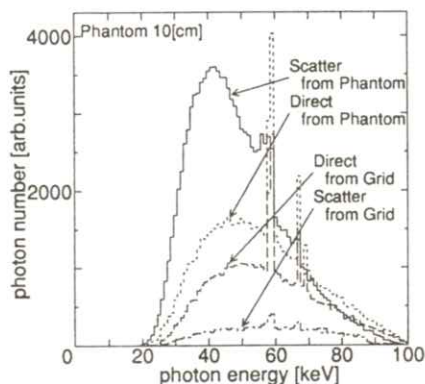


Fig. 4 Spectrum of x-ray passed water phantom and grid. Tube voltage 100kV. Phantom thickness 10cm. Grid ratio 10:1. Field size 10cm×10cm.

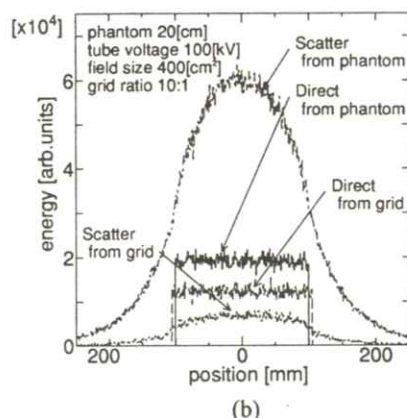
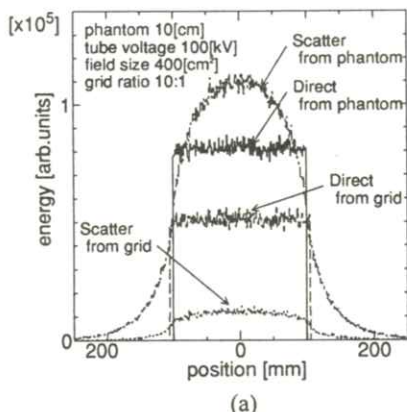


Fig. 5 Energy distribution of detect position. Tube voltage 100kV. Grid ratio 10:1. Field size 20cm×20cm. (a)Phantom thickness 10cm. (b)Phantom thickness 20cm.

いえる。しかし、一次線のスペクトルを見ると、散乱線ほどではないが全体的に若干減少していることがこの図から見られる。従って必要な写真濃度を得るために、照射線量を増加させなければならないことが分かる。

Fig. 5では、グリッドの格子方向に対し垂直な方向の位置でのX線強度の分布の一例を示している。Fig. 5はグリッド比10:1、照射野20cm×20cm、管電圧100kVの連続X線の時の図で、(a)水ファントムの厚さが10cmで、(b)

是水ファントムの厚さが20cmの時の計算結果である。両図とも中心での強度が高い順に、水ファントム透過後の散乱線、水ファントム透過後の一次線、さらにグリッド透過後の一次線、グリッド透過後の散乱線である。

一次線は、水ファントム透過後とグリッド透過後で、ほぼ一律に強度が低下している。X線撮影では、このグリッド透過後の強度をグリッド透過前の水ファントム透過後の強度まで引き上げるために、照射線量を増やす必要がある。散乱線は、水ファントム透過後では中心部で一次線を上回る強度であったのに対し、グリッドを透過した後では、一次線よりかなり弱い強度になった。

水ファントム厚20cmでのFig. 5(b)では、水ファントム厚10cmに比べ、一次線の強度が散乱線の強度よりかなり低い。そのために、グリッドを挿入すると一次線強度の低下よりも散乱線強度の低下が激しいが、グリッド透過後の一次線強度が低いために、グリッド透過後も散乱線の影響があると考えられる。

シミュレーションで計算した照射野に対する散乱線含有率をFig. 6に示す。散乱線含有率は全X線透過強度の内の散乱線強度の割合である。管電圧100kVの時の波線で示しているのがグリッドの無いときの散乱線含有率で、実線で示しているのがグリッド透過後の散乱線含有率である。グリッドを使わない場合に比べ、グリッドを使った場合には散乱線含有率が約1/2～2/3になり、グリッドは散乱線を除去するのには有効であるといえる。グリッド比の比較では、グリッド比が高いほど散乱線含有率が低く、

グリッド比が高いほどグリッドの散乱線除去の効果が高いことを示している。そして、水ファントム厚20cmの方が10cmの方よりも散乱線含有率が全体的に高く、グリッド挿入後の結果も20cmのデータは10cmの時の約1.5～2倍となった。

Fig. 7に、管電圧100kV、水ファントム厚が(a)10cm、(b)20cmの各照射野に対するブッキー係数を示す。照射野が広がるにつれてブッキー係数は増加するが、次第にその増加の度合いは

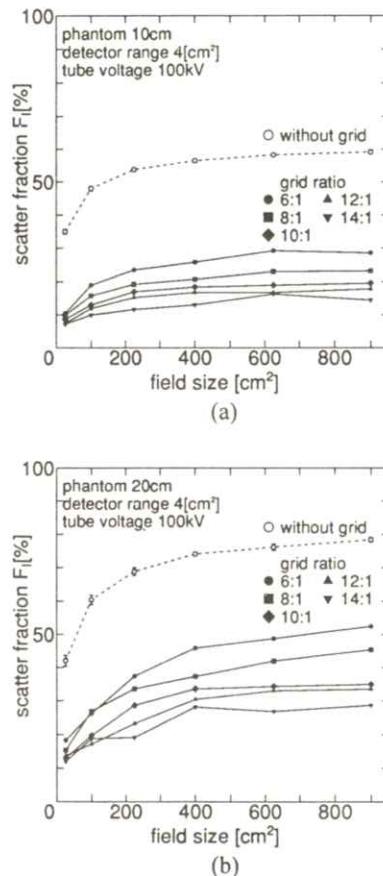
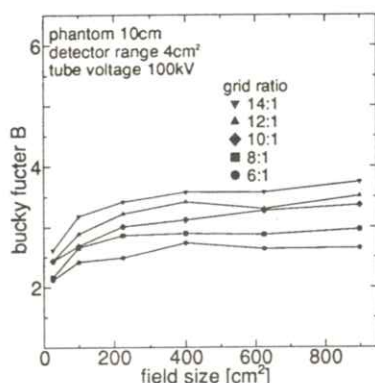


Fig. 6 Scatter fraction as a function of field size for various grid ratios. Tube voltage of 100kV, (a)Phantom thickness of 10cm, (b)Phantom thickness of 20cm.

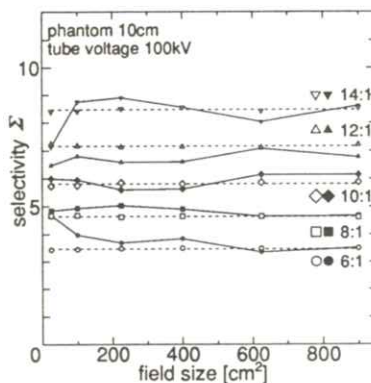
少なくなる。また、グリッド比が高くなるにつれてブッキー係数は高くなり、照射野が広がれば、そのグリッド比による差が広がっている。しかし、照射野が狭い場合はグリッド比による差が少なくなる。さらに、水ファントム厚が10cmから20cmと厚くなるとブッキー係数は全体的に高くなり、グリッド比による差が顕著になる。Fig. 6の結果から、一次線に比べ散乱線がグリッドによって著しく減少しているために、散乱線含有率の高い水ファントム厚20cmの方が全X

線強度の減少が激しいと思われる。

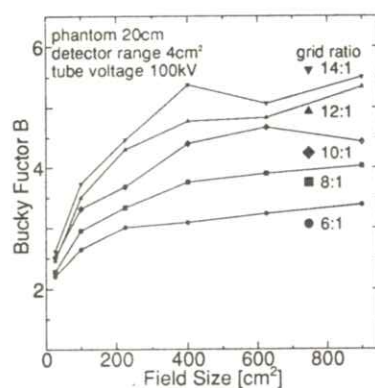
選択能での照射野に対する計算結果を Fig. 8 に示す。実線は検出範囲を 4cm^2 に限定した時の結果であり、波線は検出範囲を無限大に拡張したときの結果である。グリッド比が高いほど選択能が高くなることが示されている。照射野が変化すると、検出範囲が限定しているときは安定していないが、検出範囲を無限大に広げるとほぼ一直線になり、検出範囲限定のデータはその前後に変化することが分かった。選択能の場



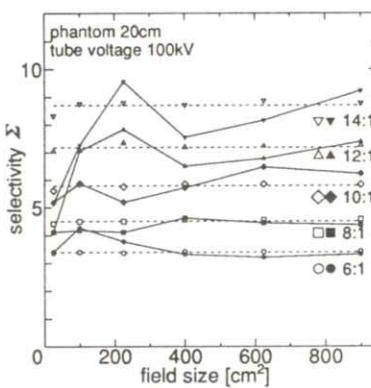
(a)



(a)



(b)



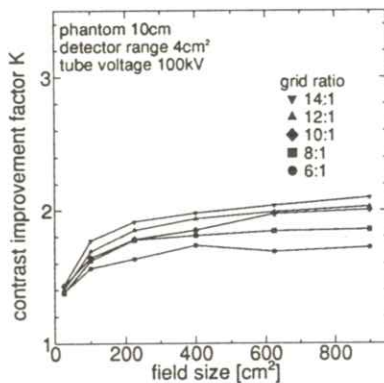
(b)

Fig. 7 Bucky factor as a function of field size for various grid ratios. Tube voltage of 100kV, (a)Phantom thickness of 10cm, (b)Phantom thickness of 20cm.

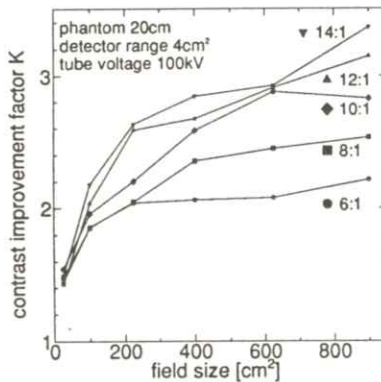
Fig. 8 Selectivity as a function of field size for various grid ratios. Tube voltage of 100kV, (a)Phantom thickness of 10cm, (b)Phantom thickness of 20cm.

合、水ファントム厚の違いによる変化が少なく、照射野にも関係なくほぼ一定の値になった。これから選択能はグリッド比により変化するが、照射野、水ファントム厚にはあまり関係しない。

グリッド挿入の目的でもあるコントラスト改善をコントラスト改善係数を通して見る。コントラスト改善係数は、Fig. 9 に示すようにブッキー係数とほぼ同じ傾向の結果がでた。これは、式(5)に示すように、コントラスト改善係数はブッキー係数と一次線透過率で表すことができ



(a)



(b)

Fig. 9 Contrast improvement factor as a function of field size for various grid ratios. Tube voltage of 100kV, (a) Phantom thickness of 10cm, (b) Phantom thickness of 20cm.

るためである。グリッド比での変化では、グリッドの高さによる一次線透過率の変化がブッキー係数の変化に加わっているために、グリッド比が高くなればなるほど、そのコントラスト改善係数の差が少なくなり、グリッド比が低くなればその差が開くような傾向が見られる。照射野が狭い場合にグリッド比による差が見られなくなるのは、ブッキー係数のときと同じである。水ファントム厚が10cmと20cmでは、定性的な変化はどちらも同じ傾向を示しているが、水ファントム厚20cmでは、水ファントム厚10cmよりコントラスト改善係数の値がかなり大きい。また照射野5cm×5cmの時にはさほど差がなかった値が、照射野30cm×30cmのときにはコントラスト改善係数は1.5倍ほどになり、照射野が広いほどその差が大きいことが分かる。これは、ブッキー係数の変化に加え、一次線透過率も減少したためと考えられる。

4. まとめ

モンテカルロ法を使ってグリッドを含むX線撮影条件の計算機シミュレーションを行い、グリッドの散乱線除去の効果をグリッドの性能を示すブッキー係数、選択能、コントラスト改善係数で解析した。

照射野が小さい場合、どの係数でもグリッド比による変化が小さく、照射野が大きい場合は、グリッド比の差が明確になり、グリッド比が高いほど各係数ともに値が高くなる。特に照射野が狭い撮影を行う場合、被写体の被曝線量の影響を考えて、グリッド比が小さいグリッドを選んだほうがよい。

また、水ファントム厚が厚いほど、照射野が広い部分でグリッド比による差が顕著になった。これから、被写体の厚さが厚く照射野が広い場合、グリッド比が高い方がコントラスト改善の効率が、グリッド比が小さいときよりも高くなるため、グリッド比の高いグリッドを選択したほうがよいことが分かった。しかし、グリッド比12:1以上の高さのグリッドを使ってもコントラスト改善は少なく、グリッド比の高いグリッドを使うことは被写体の被曝線量が増加につながるために望ましくないものと思われる。

文献

- 1) 岡島俊三：医学放射線物理学 265 - 272 (1981)
- 2) 原内 一, 山内一也：大阪大学医療技術短期大学部研究紀要 13 56 (1985)
- 3) W. A. Kalender：Phys. Med. Biol. 26 835 (1981)
- 4) 柳瀬敏幸, 木村幾生, 森川 進：レントゲンの取扱い方 248 -253 (1977)
- 5) 日本放射線機器工業会データブック委員会：X線診断装置の保守管理データブック 198 (1988)

3次元CTスキャナでの散乱X線の計算機シミュレーション

須藤 透*・中森 伸行*・金森 仁志*

遠藤 真広**・日下部 正宏***

*京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

**放射線医学研究所 〒560 千葉市稲毛区穴川

***ソニー(株)中央研究所 〒606 東京都品川区北品川

(1995年10月7日、最終1995年12月4日受理)

Computer Simulation of Scatter X-ray on 3D CT Scanner

Tooru SUDOU*, Nobuyuki NAKAMORI*, Hitoshi KANAMORI*,
Masahiro ENDOU** and Masahiro KUSAKABE***

*Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan

**National Institute of Radiological Sciences,
Anagawa, Inage, Chiba 263, Japan

***Sony Corp., Research Center
Shinagawa, Tokyo 141, Japan

(Received October 7, 1995, in final form December 4, 1995)

We have calculated scatter to primary X-ray ratios at detector position in the cone-beam 3D X-ray CT scanner using the Monte Carlo simulation and evaluated the effects of scatter on reconstructed images. Without bow-tie filter, the intensity of scatter at detector center is twice as much as that of primary for water phantom of 11.5cm radius, and the CT number of reconstructed image fall by about 30 % at center. With bow-tie filter, the scatter ratio to primary at center decrease largely and the CT number fall by about 10 % in the whole image. Furthermore, the usage of the filter decreases in absorbed dose of 60 % compare with no usage of filter.

1. はじめに

X線コンピューター断層撮影装置(CTスキャナ)は、外科的な処置を行わずに人体内部の断層像

が得られる事から、医療診断の手法として広く利用されている。現在の一般的な2次元CTスキャナでは、平面しか見る事ができなく、人体の三次元情報を得るためには多数枚の断層像を撮影しな

ければならない。また、現在一般的に使用されている三次元像再構成の手法はヘリカルスキャン方式と呼ばれるもので、二次元 CT 装置の X 線管球と一次元検出器を螺旋状に回転し、多数枚の断層像を作り、それを画像再構成して三次元像を作る。この方法では必要な断層像の枚数に応じて X 線管球等を被写体を中心に多数回転するため、投影データを得るのに時間がかかる。この間に人体(被写体)が動き再構成像に悪影響を及ぼす危険性がある。また、断層像の間隔は 1cm 程度でありスライス方向の解像度を上げにくいという欠点がある。そこで、短時間に広範囲の画像を得ることができるコーンビーム型 3 次元 CT スキャナの開発が期待されている。コーンビーム型 3 次元 CT スキャナは、X 線を従来のファンビームではなくコーンビーム状に照射し、一回の X 線照射で二次元の投影データを得ることができる。X 線管球と検出器を被写体を中心に一回転し投影データを採取すれば三次元立体像を再構成することができる。一回転するだけで投影データが得られることから撮影時間は短時間ですむ。また、検出器を多数並べることによってスライス方向の分解能をあげることができるなどの利点がある。一方、コーンビーム型二次元 CT スキャナと比べ検出器に入射する散乱線の量が多くなり、再構成画像の解像度やコントラスト分解能は劣化し、診断能が下がる原因となる。散乱線を効果的に除去したり、再構成画像から散乱線の影響を減らすためには、散乱線の量や、散乱線の再構成画像への影響などを知る必要がある。我々は、モンテカルロ法を用いて、被検体内に入射した X 線を個々に追跡し、被検体内での X 線の散乱を調べ検出器に入射する X 線の分布を計算

するプログラムを開発した。

前回の論文¹⁾では、一枚の投影データから再構成したため、三次元像にリングアーティファクトが強く現れ、カップリング効果の影響が明確にはわからなかった。本論文では 12 組の散乱線データを組み合わせて散乱線の情報が異なる 120 枚の投影データを作成し、散乱線の再構成像への影響を調べた。また、回転軸方向の照射野を変化させたときの散乱線の量を計算した。計算結果から画像を 3 次元再構成し、散乱線の影響を調べた。また、bow-tie フィルタの有無に対する被曝線量の比較計算を行なった。

2. 方法

2.1 モンテカルロ法による散乱線の計算

Fig.1 に、今回のシミュレーションに用いた幾何学配置を示す。今回の計算では照射する X 線は管電圧 80kV と 100kV の連続 X 線を仮定した。被写体の半径は 11.5cm の水の円柱で、軸方向の長さは十分に長いものとした。X 線管から被写体中心までの距離 (FOD) は 77.7cm、X 線管から検出器までの距離 (FDD) は 110cm とした。また、検出器は 192×120 個のセルから構成され、各セルの大きさは、2.58mm×3.76mm とした。検出器に入射する直接線を一樣にするために被写体の中央で照射線量が多くなるように照射線量分布を制御する bow-tie フィルタを挿入した。再構成に用いる投影データの数 は 120 枚、3 度毎とした。照射野を、横方向として 46.4 cm、縦方向として 6cm から 24cm まで変化させてシミュレーションを行なった。縦方向の照射野を狭くとると、コーンビーム型 CT スキャナとしての一度に広範囲の領域が撮影でき

るという利点が減る。一方、照射野を広くとると、一度に広い領域の投影データを得ることができる。

2.2 画像の再構成

1983年、Smith²⁾や Tuy³⁾がX線をコーンビーム状に照射して得られた投影データから三次元像を再構成する方法を発表し、その後多くの研究者⁴⁻⁸⁾が上の方法を改良したりまた新しい方法を提案してきた。本論文ではコーンビームの投影データから、コンボリューションと逆投影の手法で三次元

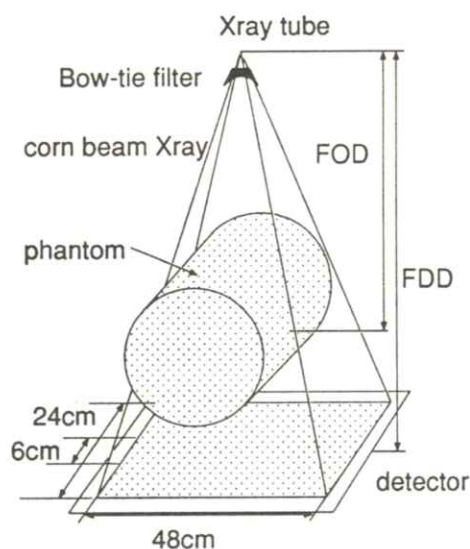


Fig. 1 Geometry of cone-beam CT scanner for which is used in simulation.

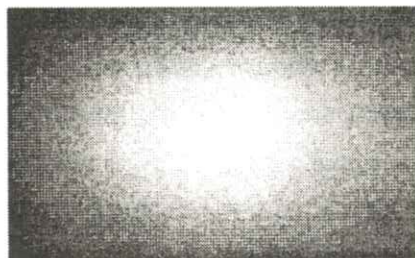


Fig. 2 Scatter energy distribution at detector plane.

像を再構成する Webb⁴⁾等の方法を用いた。また、フィルタ関数には Sheep-Logan の補正関数⁹⁾を用いた。画像再構成の大きさは $64 \times 64 \times 32$ 、一画素の大きさは $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 2\text{mm}$ とした。

3. 結果と考察

3.1 照射野と散乱線強度

半径 11.5cm の均質な円柱水ファントムに対し管電圧 100 kV の連続 X 線を照射したときの検出器に到達した直接線および散乱線を計算した。ここでは、bow-tie フィルタを用いずに被写体に一樣な X 線を照射したときの結果について述べる。Fig.2 は、Fig.1 の配置の状態、縦方向の照射野を 24.0cm としたときの投影データのシミュレーションの結果である。図には、散乱線だけの強度を示した。白くなるにつれて散乱線の強度が大きくなっていることを示す。この結果より、検出器の上下左右と比べて中央で散乱線の強度が強くなることがわかった。また、この図の横方向の断面のプロファイルを Fig.3 に示す。横軸は検出器の位置で、縦軸は散乱線の強度である。ここでは、直接線の強度が 1 になるように規格化した。グラフの曲線は、照射野が下から 6、12、28、24 cm のときの散乱線の強度である。この結果より、照射野が広いほど散乱線の強度が大きくなることがわかった。

また、縦方向の照射野を 6.0cm から 24.0cm まで変化させたときの、Fig.3 の中央部での散乱線の強度を Fig.4 に示す。横軸に照射野を、縦軸に直接線に対する散乱線の強度を示す。この結果より、照射野が広くなるにつれて散乱線の量が増加することがわかった。また、80kV の入射 X 線を照射

したときの結果も重ねて示した。これらの結果より、入射エネルギーが変化しても照射野が広くなるにつれて散乱線の量がほぼ線型的に増加することがわかった。

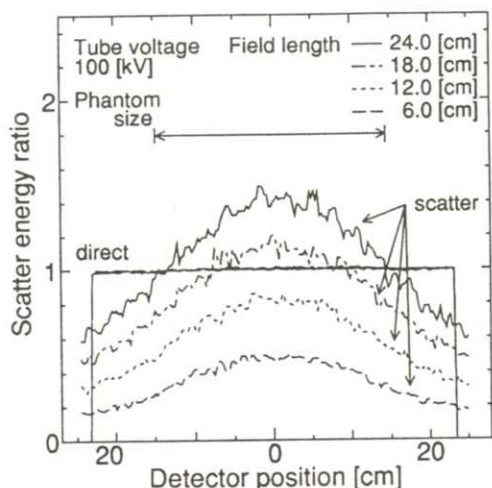


Fig. 3 Scatter energy distribution at center of detector.

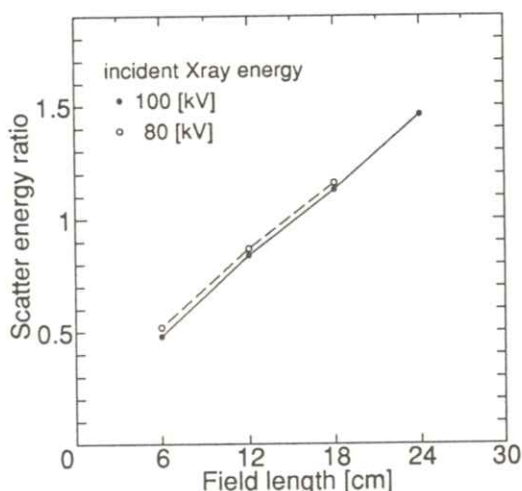


Fig. 4 Scatter energy ratio towards incident X-ray field length.

3.2 3次元再構成

次に三次元での画像再構成の結果を示す。被験体の対称性から、理想的には一枚の投影データから画像の再構成は可能であるが、統計的ばらつきから、投影データ一枚だけから再構成するとリングアーティファクトが生じることがわかっている¹⁾。Fig.5 に 120 枚の投影データに対して同一のデータを用いて再構成した画像の円柱断面図を示す。Fig.5 を見ると、一枚の投影データから再構成を行なうと、リングアーティファクトが表われることがわかった。しかし、モンテカルロ法を用いた散乱線のシミュレーションでは、一枚の投影データを計算するのに長い時間が必要(本研究では、X線光子個数約 10^8 個で約 20 時間)で、100 枚を越える投影データを計算するのは現実的ではない。そこで本研究では、まず X 線光子個数約 10^7 個でモンテカルロ法を用いて散乱線を含んだ投影データを 12 枚計算した。そして 12 枚の投影データの適当な 8 枚を無作為に加算して 1 枚の投影データとした。Fig.6 に 12 枚のデータから 8 枚を無作為に抽出して作成した 120 枚の投影データから再構成した画像の結果を示す。Fig.5 と Fig.6 とを比べると、Fig.6 ではかなりリングアーティファクトを軽減できることがわかった。本方法を用いることで、より实际的なシステムをシミュレーションすることが可能となった。また、Fig. 6 では、リングアーティファクトを軽減できたため中央で CT 値が下がるカップリング効果があらわれることがより明確になった。Fig.7 の、中心軸を通る平面の、中央と、中央から 7.4cm 上の部分でのグラフを Fig.8 に示す。グラフの実線が中央の断面で、破線が中央から 7.4cm 離れた位置での断面である。これよ

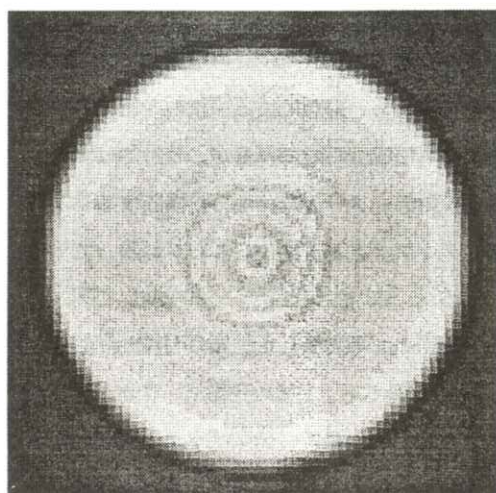


Fig. 5 Cross section image which reconstructed with projection data made from a simulated data (10^8 photons).

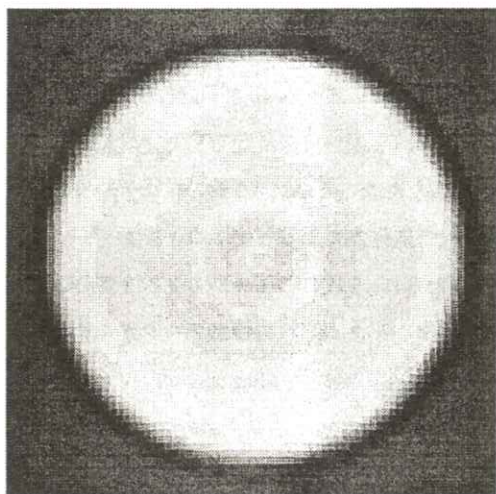


Fig. 6 Cross section image which reconstructed with projection data made from 12 simulated data ($10^7 \times 12$ photons).



Fig. 7 Reconstruct image of Axis direction with 12 simulated projection datas ($10^7 \times 12$ photons).

り、端の部分よりも、中央のほうがCT値が下がることがわかった。

3.3. Bow-tie フィルタと吸収線量

次に、bow-tie フィルタの有無と吸収線量について述べる。

Fig. 9(a) のように、bow-tie フィルタを使わないと、照射線と被写体との相互作用により、中央での直接線の量が著しく低下する。検出面上での直接線の低下は、量子モトルの増加となり画質の低下の原因となる。画質を保つために中央での露光量を確保しようとするたくさんの X 線光子を被写体に照射する必要がある。しかし、中央部の照射量を増やすと周辺部での線量が必要以上に多くなり結果として患者の被曝量を増加させる原因となる。Fig. 9(b) のように bow-tie フィルタを挿入すると、中央部の中央部に照射する X 線量を増やしても、周辺部の直接線量が中央部の直接線量と同じになるようにフィルタで吸収されるため被

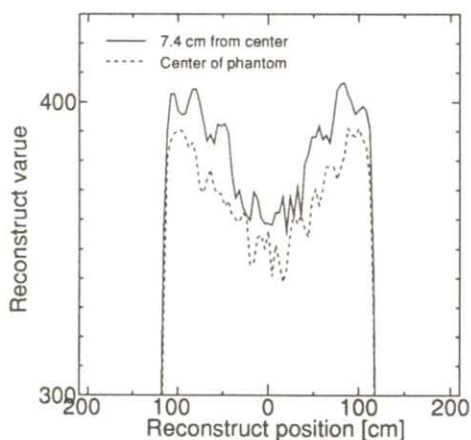


Fig. 8 Comparison of reconstruct image value between center and edge.

写体の周辺部に必要以上の照射することがなく被写体の被曝量を少なくすることができると予想される。これを計算機で定量的にシミュレーションで解析を行なう。シミュレーションでは、検出器

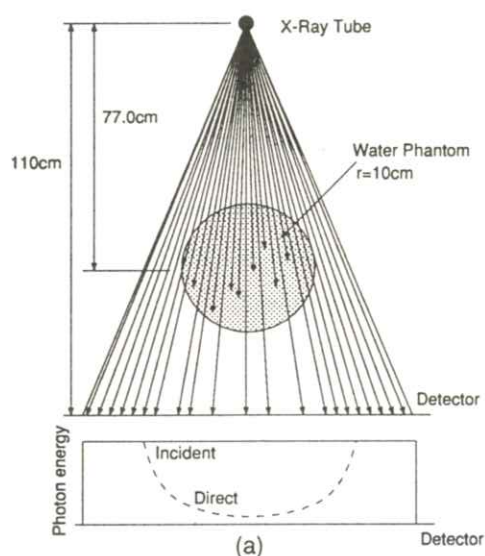
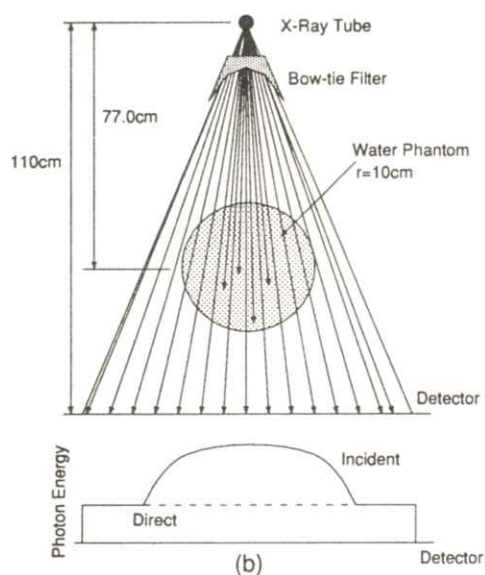


Fig. 9 Incident dose difference of filter.



に到達した直接線の少ない検出素子に向けて順次 X 線光子を照射する手法をとった。フィルタがあるときとないときの条件で被写体内での吸収線量を計算し、両者の中央の検出器に入射する X 線が一定になるように X 線を照射したときの、吸収線量の比を Fig.10 に示す。管電圧が 100 kV のときには、フィルタなしのときと比べて、フィルタありのときの吸収線量は 56% まで減ることがわかった。また、管電圧 $80, 120\text{ kV}$ のいずれにおいても、フィルタありのときのほうが吸収線量が少なくすむことがわかった。

4. まとめ

今回モンテカルロ法を用いて、コーンビーム型三次元 CT 装置での散乱線を解析した。また、シミュレーションの結果を投影データとして三次元像を再構成し、散乱線が再構成画像へ及ぼす影響を調べた。

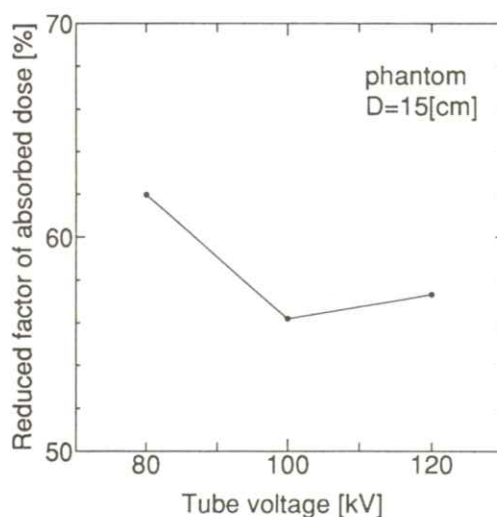


Fig. 10 Reduced absorbed dose difference of photon energy.

コーンビームを照射する際に、縦方向に広く X 線を照射し、投影データを得れば広い範囲での三次元再構成像を得られるが、散乱線も照射野に比例して増加することがわかった。被写体の対称性を利用して、モンテカルロ法を用いた計算機シミュレーションで計算された一枚の投影データから画像再構成を行なうと、投影データの統計的誤差が原因で再構成画像にリングアーティファクトが発生するが、12 枚のデータを適当に組み合わせて投影データを作り再構成を行なうとリングアーティファクトを軽減できることがわかった。

検出器に入射する X 線を一定にする bow-tie フィルタを使用し、被写体周辺部に入射する X 線量を減らすと、被写体の被曝線量を約 60 % 程度まで低下することがわかった。

謝辞

三次元再構成のプログラムや実験データを提供して戴いたソニー (株) 中央研究所の岡崎 勉氏ならびに佐藤一雅氏にお礼申し上げます。

参考文献

- 1) 中森 伸行、須藤透、金森 仁、遠藤 真広、日下部 正宏：医用画像情報学会雑誌 12 91-99 (1995)
- 2) B.D.Smith：IEEE Trans. Med. Imaging MI-4 14 (1983)
- 3) H.K.Tuy：SIAM J.Math 20 546 (1983)
- 4) S.Webb, J.Sutcliffe, L.Burkinshaw, and A.Horsman：Vol.MI-6 67 (IEEE Transactions on medical imaging 1987)
- 5) H.Kudo and T.Saito：J.Opt.Soc.Am. A7 2169 (1990)
- 6) B.D.Smith and J.Chen：IEEE Trans. Med. Imaging 11 260 (1992)
- 7) G.L.Zeng and G.T.Gullberg：Phys. Med. Biol. 37 563 (1992)
- 8) Y.Weng G.L.Zeng and G.T.Gullberg：IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-40 1092 (1993)
- 9) 遠藤 真広、飯沼 武：医用電子と生体画像 15 32 (1977)

新生児頭部超音波エコー動画像の評価 — DFT を用いた動脈拍動の抽出 —

山田 正良*・福澤 理行*・池田 博昭*
狐塚善樹**・櫻井 隆**・児玉 荘一**

*京都工芸繊維大学電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

**姫路赤十字病院小児科 〒670 姫路市龍野町 5-3-1

(1995年10月7日、最終1995年11月10日受理)

Characterization of Ultrasound-Echo Moving Images of Newborn-Baby Head — Detection of Artery Pulsation Using Discrete Fourier Transform —

Masayoshi YAMADA*, Masayuki FUKUZAWA*, Hiroaki IKEDA*,
Yoshiki KITSUNEZUKA**, Takashi SAKURAI**, and Soichi KODAMA**

*Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan

**Department of Pediatrics, Himeji Sekijyujii-Hospital,
Tatsuno-cyo, Himeji, Hyogo 670, Japan

(Received October 7, 1995 in final form November 10, 1995)

A Hi-8 moving-image processing system with low noise and high spatial resolution is constructed by using a Hi-8 video cassette recorder with frame memory and a IBM-PC computer installed with a frame grabber board. Subsequently, a program to detect artery pulsation from a series of ultrasound-echo moving images of a newborn baby's head is developed, based on the discrete Fourier transform of the time-sequence variation of pixel value. It is then demonstrated that a weak artery pulsation is successfully detected, besides anterior, posterior, middle cerebral artery, anterior choroidal artery, circle of Willis, and basilar artery pulsations.

1. はじめに

医用超音波エコー装置は簡便であるので、人体腹部や母体内胎児の様子をその場観察するのに臨床の現場で広く用いられている。一般に観察した結果は写真(静止画像)あるいはVTR(動画像)に記録され、医師の診断に用いられている。しかし、動画像から病変を診断するには情報量が多すぎることで診断時間がかかるため、動画像あるいはそ

れに何らかの処理を施した画像を医師の診断支援に利用しようとする積極的な試みは今までほとんどなされなかった。

新生児では頭蓋骨のつなぎめ(大泉門、小泉門、...)が開いており、ベッドサイドで何らの前処置を必要とせず、繰り返して検査ができるので、超音波エコー診断は新生児頭蓋骨内部を観察する有用な手段となっている。最近、山田ら^{1,2)}は、新生児頭部内の拍動の抽出を目的として、動画像をリアルタイム

で記録・処理できる動画像処理システムを構築し、画素値の時系列変化に着目した拍動抽出のアルゴリズムの開発を行った。狐塚ら³⁻⁶⁾は、この動画像処理システムと拍動抽出アルゴリズムを用いた動脈拍動の静止画像化によって、新生児の生後拍動変化を客観的に捉えることができる点で、その有用性を示した。しかし、構築したシステムはリアルタイム処理を目指したため、DSP(Digital Signal Processor)のローカルメモリ容量(2M-bytes)によりフレーム数(32frames)と空間分解能(256×256 pixels/frame)の積が制約されており、画素値のデジタル化における同期ジッターやA/D変換ノイズも大きかった。そのため、微小な拍動を検出することは困難であった。今回、新たに高画質なフレームメモリ付きハイエイト(Hi-8)方式ビデオカセットレコーダとIBM-PC互換機をベースにした動画像処理システムを構築し、高空間分解能(640×480pixels/frame)化とノイズの低減化を行った結果、新生児頭部超音波エコー動画像から微小な動脈拍動が抽出できた。

本論文では、まず新たに構築したHi-8動画像処理システムについて述べた後、新生児頭部超音波

エコーの撮像方法、画素値の時系列変化とそのFourier変換結果について述べ、処理時間の短いDFT(Discrete Fourier Transform)を用いて抽出した動脈拍動の抽出画像について報告する。

2. Hi-8 動画像処理システム

ハイエイト(Hi-8)方式は、水平解像度400本以上の高品位の記録・再生ができる能力を持ち、各フレームに対応したタイムコードにより編集や検索が容易にできる特徴を持っている。高画質でテープジッタやノイズの低減できるフレームメモリ付きHi-8方式ビデオカセットレコーダ(SONY EVO-9650)をベースにして、IBM-PC互換機(Gateway 2000)とフレームグラバボード(Micro Technica, MTAT-CL、8bits/pixel、640×480pixels/frame、3frames for RGB)を用いて動画像処理システムを構築した。その構成図をFig. 1に示す。

このシステムは、高画質でジッタの少ないHi-8方式ビデオカセットレコーダの特徴を活かして、IBM-PC互換機のRS-232C端子経由でビデオカセットレコーダをソフトウェアで制御しながら、

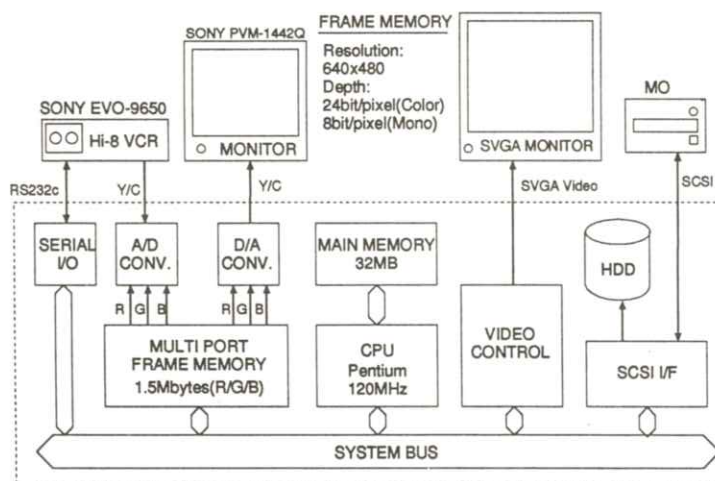


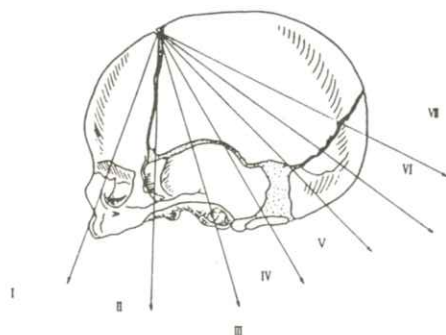
Fig. 1 Block diagram of Hi-8 moving-image processing system constructed here.

フレームグラバで画像をデジタル化し、計算機の主記憶に転送した後で処理を行う方式をとっている。この方式では、先に開発した動画像処理システムのように動画像をリアルタイムで処理することはできないが、動画像の枚数や処理アルゴリズムにあまり制約がない利点がある。動画像をデジタル化する時のビデオカセットレコーダは、シャトルモード(スロー再生)とジッタの少ないDNR(Digital Noise Reducer)モードで動作させた。フレームグラバが画像をデジタル化するタイミングは、ビデオカセットレコーダのRS-232C端子からのタイムコードを常に監視しながらソフトウェアで設定した。フレームのサンプリング割合は、再生速度とフレームグラバから画像データを主記憶に転送するのに必要な時間で決まる。構築したシステムでは、シャトルモード(スロー再生)を1/30倍速として再生すると、フルフレームのサンプリングが行えた。フレームメモリ機能を持たない通常のビデオカセットレコーダは、スロー再生時のフレーム間ジッタが問題となって動画像処理にはあまり適さないことに注意する必要がある。

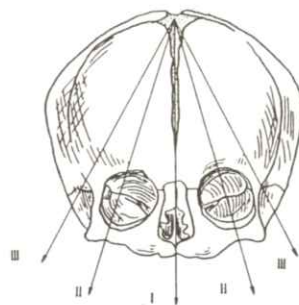
3. 新生児頭部超音波エコー動画像

3.1 頭部超音波エコーの撮像

新生児頭部の超音波エコー検査には、主に心エコー検査用に開発されたヒューレットパッカード社製超音波診断装置(HP SONOS 500)を用いた。この装置は、深さ方向でゲインを変えるTGC(Time Gain Control)に加えて、方位方向(横方向)のゲインもスライドレバーで可変できるLGC(Lateral Gain Control)を有しており、電子セクタ方式で実時間の撮像が可能である。後で述べるようにTGC



(a) Coronal sections



(b) Sagittal sections

Fig. 2 Sections scanned through the anterior fontanel by the Pole-Royal method. (after ref.7)

とLGCの設定は拍動抽出にかなり影響するので、エコー画像の濃淡が不均一で白色や黒色が過度にならないように注意深く設定した。超音波探触子は超音波の減衰と探索深さを考えて、乳児(10ヶ月以上)では3.5MHz、新生児や未熟児では5MHz、表層探索の場合では7.5MHzの周波数のものを標準的に用いた。

新生児頭部の超音波エコーの撮像には、Fig. 2に示すように冠状縫合に沿って7断面、矢状縫合に沿って5断面、合計12断面を撮るパリ大学Port-Royal病院方式⁷⁾を用いた。動画像は、約10秒以

上超音波探触子が動かないように静止させて注意深く撮像し、超音波診断装置から NTSC(National Television System Committee) 方式で出力されるビデオ信号を Hi-8 方式のビデオカセットテープに記録した。

3.2 画素値の時系列変化とその Fourier 変換

構築した Hi-8 動画画像処理システムを用いて、ビデオカセットテープに記録した動画をデジタル化した後、各画素値が時間的にどのように変化するかをまず調べた。

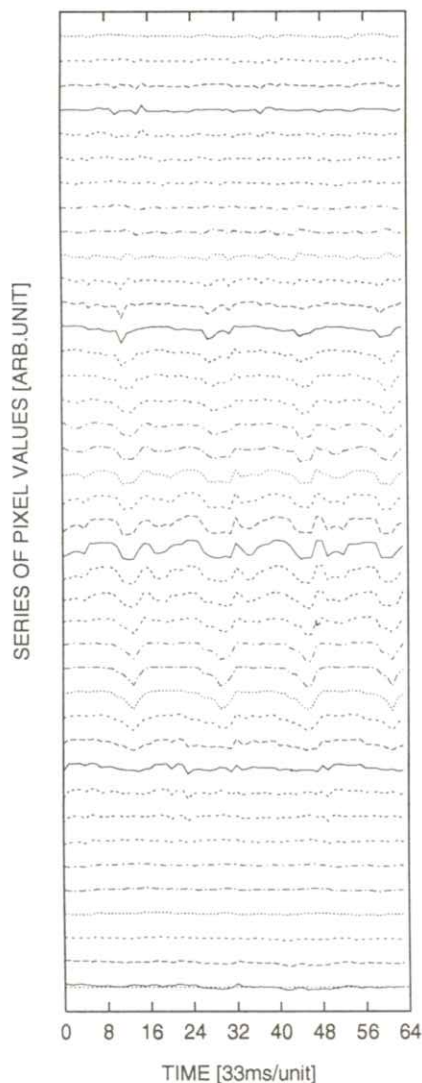


Fig. 3 A series of time-sequence variations of pixel values measured near the corpus callosum in the coronal II section of a normal newborn baby.

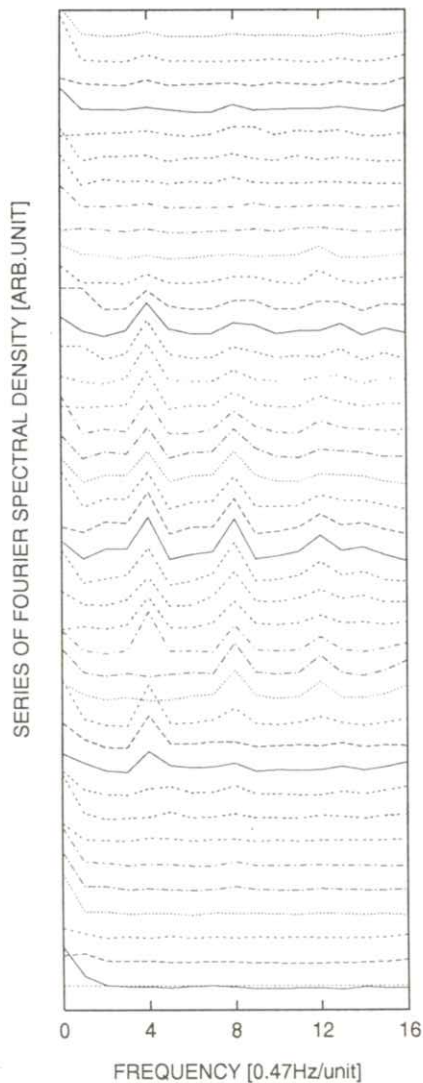


Fig. 4 A series of Fourier-transformed spectra corresponding to the time-sequence variations of pixel values shown in Fig. 3.

正常児の冠状断面 II の脳梁近辺での複数の画素値の時間的変化の一例を Fig. 3 に示す。図の上部と下部に示す画素では、画素値の時間的変動はほとんどなく、一定である。このことは、構築した Hi-8 動画像処理システムはテープジッタや同期ジッタ、A/D 変換ノイズなどが少ないことを示している。

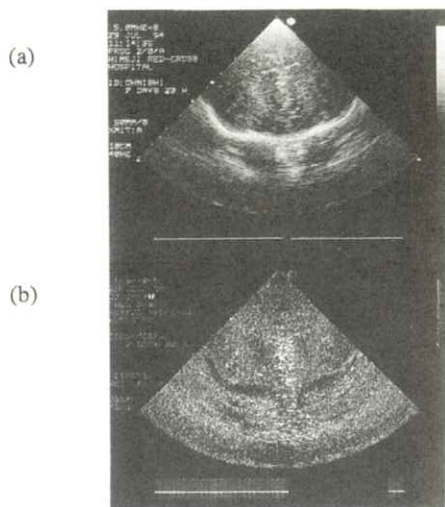


Fig. 5 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section I.

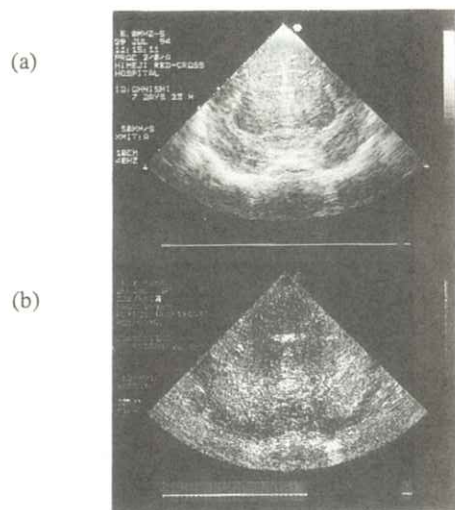


Fig. 6 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section II.

一方、図の中央部に示す画素では、極めて大きな時間的変動が観測されている。この画素値の時間的変動はほぼ周期的で、心拍数(～110)に対応した周期(～530ms)になっている。これは、空間的に濃度変化のある画素部分が、動脈拍動によって上下あるいは左右に移動した結果と考えられる。

上に述べた画素値の時系列変化をさらに詳しく

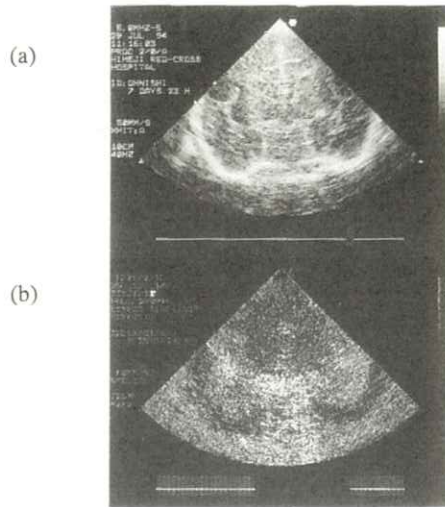


Fig. 7 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section III.

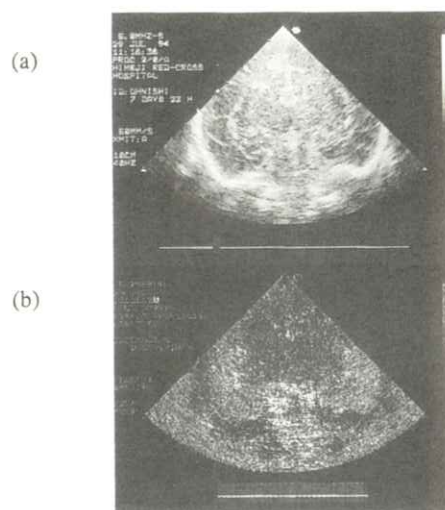


Fig. 8 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section IV.

調べるために、その Fourier 変換を行なった。Fig. 3 に対応した Fourier 変換結果を Fig. 4 に示す。心拍数 (~ 110) に対応した周波数 ($\sim 1.9\text{Hz}$)、さらにその整数倍の高調波に強いピークが現れており、画素値の時系列変化から推測した結果と一致している。したがって、画素値の時系列変化から心拍数に対応した周波数成分を求めることによって動脈

拍動の抽出が可能であることを示している。

4. 動脈拍動抽出

4.1 拍動抽出アルゴリズム

先に示した論文²⁾では、画素値の時系列変化を Fourier 変換し、心拍数近傍の周波数成分を加算することによって動脈拍動の抽出を行っていた。心

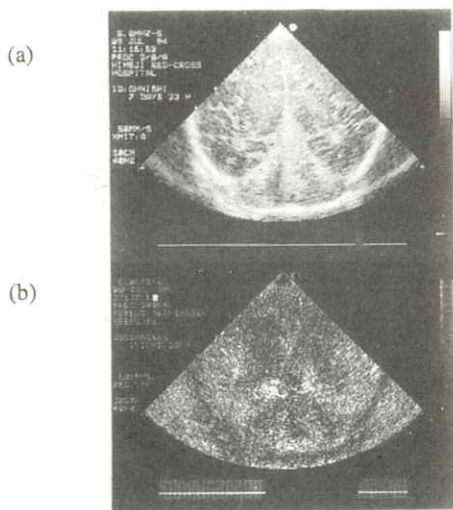


Fig. 9 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section V.

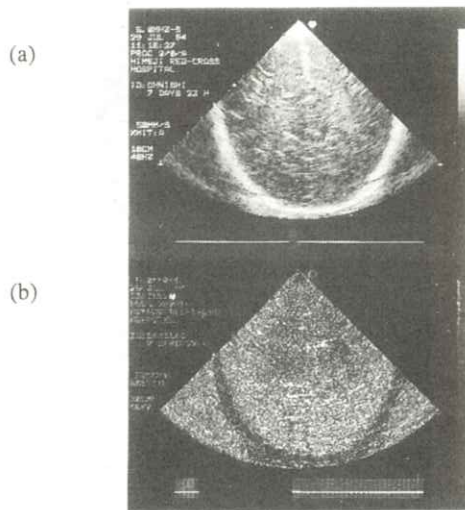


Fig. 11 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section VII.

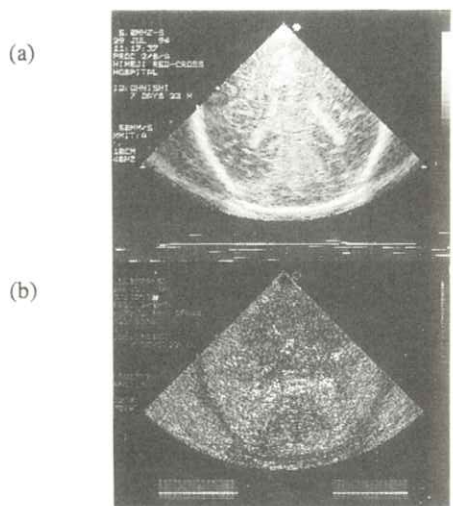


Fig. 10 (a) Echo image and (b) pulsation image in the coronal section VI.

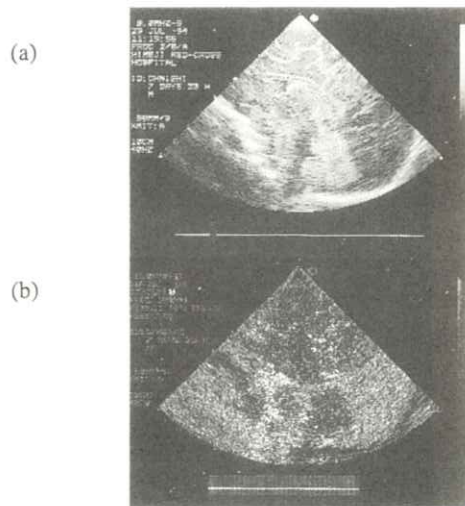


Fig. 12 (a) Echo image and (b) pulsation image in the sagittal section I.

拍数が不明で、ノイズの多い動画像では有効なアルゴリズムであるが、フレーム間隔と処理フレーム数とを固定していたので実用上心拍の3~4周期分に相当するサンプリング時間が必要であることと、複数の周波数成分を計算するのに時間がかかるという問題があった。

本論文では、撮像に用いた心エコー検査用超音

波診断装置が心拍数も同時測定できることを利用して、患者の心拍数に対応する周波数成分のみの抽出をDFTを用いて行なった。DFTの周期(心拍周期) T は、心拍周期が患者毎に異なることを考慮して可変長とした。フレームサンプリング時間間隔を Δt とすると、座標 (x, y) の画素の時系列変化 $D_{xy}(k\Delta t)$ ($k=0, 1, \dots, N-1$)に対するDFTは

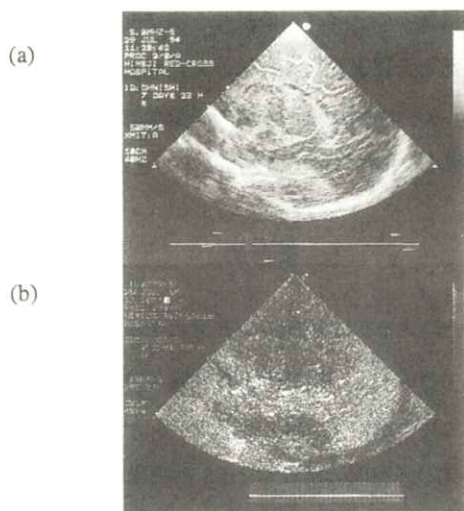


Fig. 13 (a) Echo image and (b) pulsation image in the sagittal section RII.

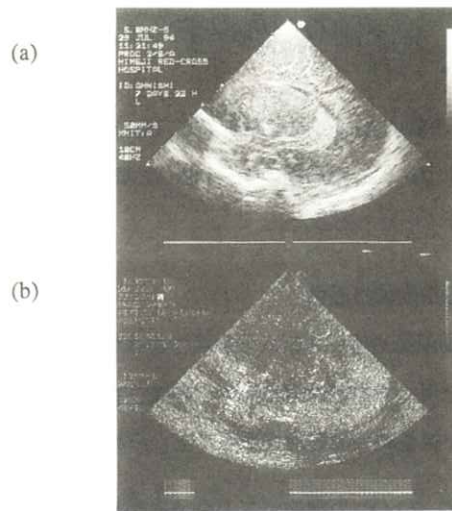


Fig. 15 (a) Echo image and (b) pulsation image in the sagittal section LII.

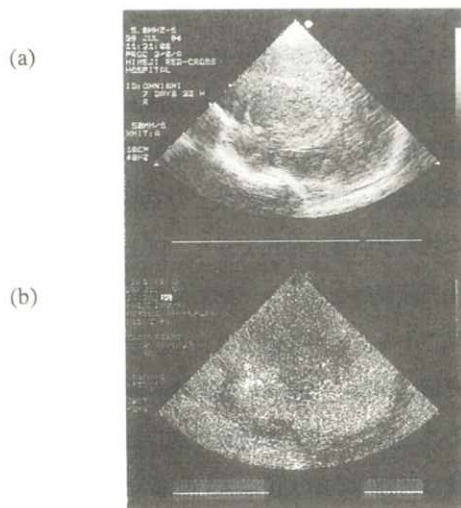


Fig. 14 (a) Echo image and (b) pulsation image in the sagittal section RIII.

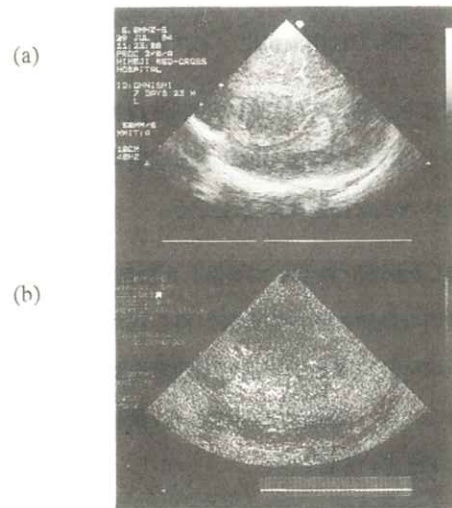


Fig. 16 (a) Echo image and (b) pulsation image in the sagittal section LIII.

$$\bar{D}_{xy}(T) = \sum_{k=0}^{N-1} D_{xy}(k\Delta t) e^{i(\frac{2\pi}{T} k\Delta t)} \quad (1)$$

となる。ここで、 N はサンプリングフレーム数で $T/\Delta t < N \leq T/\Delta t + 1$ とした。拍動振幅成分 $P_{xy}(T)$ は、

$$P_{xy}(T) = |\bar{D}_{xy}(T)| \quad (2)$$

となる。拍動抽出に必要な周期 T は、先の論文²⁾の場合のように、心拍周期の 3~4 倍も必要とせず、1 周期分で十分であった。

4.2 動脈拍動抽出画像

Hi-8 動画像処理システムと前項で述べたアルゴリズムを用いて拍動抽出を試みた結果、次のようなエコー撮像時の問題点が明らかとなった。

1. TGC や LGC の調節が不十分で過剰利得の動画像の場合に、画素値が飽和しているところで拍動の抽出が困難となったり、画素値が小さいところで抽出画像にノイズが生じる。
2. 動画像を記録している間に超音波探触子が微動するだけで画素値が飽和する頭蓋骨近辺に異常に大きな拍動画素が生じる。

上に指摘した問題に注意して撮像した動画像では、微細で鮮明な動脈拍動抽出画像が得られた。パリ大学 Port-Royal 病院方式で正常児頭部を測定した典型的な (a) エコー画像と対応する (b) 動脈拍動抽出画像を Fig. 5-16 に示す。

Fig. 6 の冠状断面 II(前冠状断面) では中大脳動脈、Fig. 8 の冠状断面 IV(大孔を通る冠状断面) で

は脳底動脈輪、Fig. 10 の冠状断面 VI(後方冠状断面) では脈絡叢動脈の拍動が明確に抽出できている。また、Fig. 12 の矢状断面 I(正中矢状断面) では脳底動脈、前と後大脳動脈、Fig. 13,15 の矢状断面 RII,LII(外側矢状断面) では中大脳動脈、脈絡叢動脈、Fig. 14,16 の矢状断面 RIII,LIII(最外側矢状断面) では中大脳動脈の拍動が抽出できている。本研究では種々のノイズの低減化と高空間分解能化を図ったことにより、これらの大きな動脈以外にも、Fig. 6,8 の冠状断面 II,IV での脳梁部分の拍動など、微小な拍動も検出できていることが分かる。

5. まとめ

フレームメモリ付き Hi-8 ビデオカセットレコーダをベースにして、IBM-PC 互換機とフレームグラバボードを用いて、低ノイズでフレーム間ジッタが少ない高空間分解能な Hi-8 動画像処理システムを構築した。DFT を用いて、画素値の時系列変化から心拍数に対応する周波数成分を計算することにより、効率良く動脈拍動の抽出が可能であることを示した。パリ大学 Port-Royal 病院方式で撮像した正常児頭部エコー動画像から抽出した動脈拍動抽出画像から、前・中・後大脳動脈、脳底動脈、脳底動脈輪、脈絡叢動脈などの主要動脈以外の微小な拍動が明確に抽出できた。以上の結果から、新生児頭部超音波エコー動画像を静止画像に現し、保存することが可能となった。今後、正常例、仮死例、あるいは種々の頭蓋骨内の病変例に適用することによって、本研究で示した動脈拍動抽出画像は医師の診断支援に大いに役立つものとなる。

謝 辞

本研究遂行の初期段階において協力頂いた京都工芸繊維大学金森仁志教授、中森伸行助教授、山下正勝君、岸田 淳君に感謝いたします。

文 献

- 1) M. Yamada, M. Fukuzawa, M. Yamashita, N. Nakamori, H. Kanamori, and Y. Kitsunezuka: *Abstr. World Congr. Medical Physics and Biomedical Engineering* (21-24 Aug. 1994, Rio de Janeiro, Brazil) Part 2 p. 978
- 2) M. Yamada, M. Fukuzawa, Y. Kitsunezuka, J. Kishida, N. Nakamori, H. Kanamori, T. Sakurai, and S. Kodama : *Jpn. J. Applied Physics* 34 Part 1 2854 (1995)
- 3) 狐塚善樹, 櫻井 隆, 児玉莊一 : *日赤医学* 46 229 (1994)
- 4) 狐塚善樹, 櫻井 隆, 児玉莊一 : *日本小児科学会* 99 579 (1995)
- 5) 狐塚善樹, 森 裕美子, 櫻井 隆, 児玉莊一 : *日本未熟児新生児学会雑誌* 7 187 (1994)
- 6) Y. Kitsunezuka, M. Mori, T. Sakurai, S. Kodama, and M. Yamada *Proc. of Xth int. Congr. of EMG and Clinical Neurophysiology* (Sept. 1995, Kyoto, Japan) p. 151
- 7) 狐塚善樹, 中村肇 : *小児科臨床* 38 297 (1985)

World Wide Web の活用法 —藤田研究室ホームページと画像データベースの作成—

上洞 豊孝*, 原 武史*, 藤田 広志*

{kamibora, hara, fujita}@fjt.info.gifu-u.ac.jp

*岐阜大学工学部電子情報工学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1995年11月6日受理)

1. はじめに

最近、紙上ではインターネットによる情報発信が注目を集めている。

その中でも特にWWWが人気を博し、インターネットの代表的な利用法に至る背景には、Gopher等の他のインターネットサービスと異なり、テキストとフルカラーの画像を同時に扱えることがある。画像、サウンド、ビデオなどのマルチメディア情報は、膨大なディスク領域が必要であるが、WWWでは、何千、何万というサイトに情報が分散されており、他のサイトの情報を見る際には、インターネットを利用して必要に応じファイルを転送するため、自分のシステムでは一時的な領域を使用するだけである。したがって、ある程度の通信速度とパーソナルコンピュータが用意できれば、インターネットに接続し、気軽に世界中の情報を見たり、発信することができる。

ここでは、代表的なアプリケーションであるWWWについて、アクセス方法、ホームページの作成法、当研究室での画像データベースとしての利用例

を報告する。

2. WWWへのアクセス方法

WWWにアクセスするための第一条件は、利用するコンピュータがインターネットにIP接続されており、DNS (Domain Name Service) が利用できることである。IP接続とは、インターネットの中でそのコンピュータ固有に割り当てられた4バイトのアドレス (IPアドレス) をもってネットワークに接続することである。DNSは、数字で表されるIPアドレスの代わりに、そのマシンの名前として、組織名を含めた「www.gifu-u.ac.jp」のような名前をつけてマシンを認識するサービスである。これらの条件がそろえば、Netscape, Mosaic等の「ブラウザ」と呼ばれるアプリケーションを使用し、様々なサイトの情報を見ることができる。

各サイトはおよそwww.gifu-u.ac.jpのようにwwwで始まる名前がつけられている。例えば岐阜大学のホームページに接続するには、そのプロトコルを表すhttp (Hyper Text Transfer Protocol) をつけて、

(a)



図1 岐阜大学ホームページからのリンク

3. WWWでの情報発信

WWWにアクセスできれば、情報発信も簡単である。IP接続されたコンピュータと、WWWのサイトを作るサーバ・アプリケーションを用意し、表示されるページをデザインするHTML (Hyper Text Markup Language) 形式のファイルを作成すればよい。また、システム管理者に依頼しDNSに「www.fjt.info.gifu-u.ac.jp」というような名前を登録すると接続者にとって分かりやすい。

3. 1 HTML文の作成法

HTML文は、WWWのページを設計する文章ファイルであり、通常のテキスト形式のドキュメントに、字体などを表す「タグ」を付けることで表現される。

タグは、

<tag> タグの対象テキスト </tag>

という形式であり、例えば

 Please Come in!!

は index0.html へのリンクを作成するタグである。これでブラウザに表示される「Please Come in!!!」の部分をクリックするとリンク先である index0.html のページが表示される。このようなタグを文章や画像と組み合わせることで WWW のページを作ることができる。図 2 に、作成した当研究室のホームページの導入画面とその HTML 文を示す。HTML 文の詳細な作成法については文献 1) を参考にしていただきたい。

WWWのページに画像データを埋め込む場合、すべてのブラウザに読める形式はG I Fのみである。

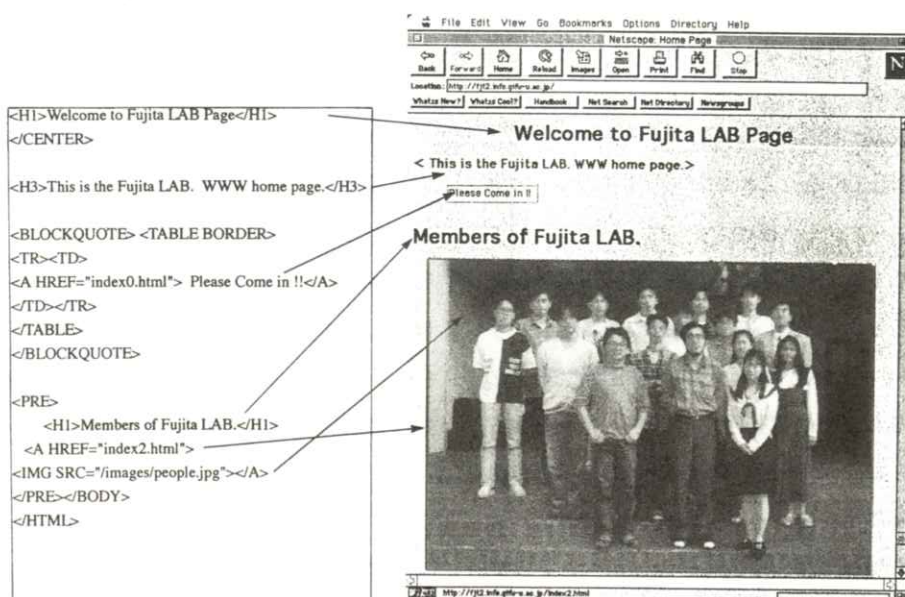


図2 藤田研究室のホームページとそのHTML文

G I F形式以外の画像ファイルの表示では、補助アプリケーションがブラウザに代わってファイルの表示を行う。この場合は、ブラウザがファイルの種類に応じて補助アプリケーションを起動させるため、適切な拡張子を付けることが必要である。これらの画像の作成は、Macintosh やUnix マシンを利用して行う。Macintosh 用ではPhotoshop が有名であるが、Unix マシンにはImageMagick やXV等のネットワーク経由で入手できるソフトウェアがあり、それらではG I F形式への変換や回転等ができ便利である。

3. 2 サーバ・アプリケーション立ちあげ

公開には、WWWサーバアプリケーションを立ち上げ、図2の左側のように作成したドキュメントをインストールする。WWWサーバは、ネットワークに接続されたマシン上で稼働し、ブラウザのファイ

ル転送の要求に応えるプログラムである。

ほとんどのサーバアプリケーションは、バックグラウンドで処理が行われるデーモン (daemon) と呼ばれ、プロトコルのhttpにデーモンの「d」をつけhttpdと呼ばれる。Unix で公に入手できるWWWサーバは多数あるが、最も広く使われているのはCERNのhttpdとNCSAのhttpdである。WindowsではWinhttpd、MacintoshではMacHTTPがフリーなWWWサーバ・アプリケーションである。

4. WWWの利用法

当研究室では、研究室のホームページを公開し、その中で1995年までの公刊物目録を紹介している (<http://fjt2.info.gifu-u.ac.jp/index4.html>)。ここでは、年代別に論文タイトルを記載した。今後はタイトルとその論文のアブストラクトをリンクさせ、タイトルをクリックすることでアブストラクトが参照で

きるようにドキュメントを作成する予定である。これは、WWWの概念的基盤になっているハイパーテキストを利用した例である。これにより利用者が自分の興味ある論文のアブストラクトだけを拾い読みできる。

また、当研究室は、癌診断に用いられるX線画像のためのコンピュータ診断支援システムの開発に関する研究を中心に行っているが、そこで用いられる多量の画像を整理するために、WWWを利用して参照用画像データベースを作成することを試みている。サーバとブラウザは、httpによって通信を行うので、Unixマシン、Macintosh、PC等の機種に関係なく同一のデータベースを同一の形式で参照できる利点がある。

ここでは、先に述べた論文タイトル同様、画像の名前のリストを作成し各々の画像に対して詳細な情報を示すページとリンクさせる。リンク先には、参照用画像としてJPEG圧縮されたX線画像、医師の所見、データの解析結果と簡単なコメントを記述する予定である。データの解析結果とコメントは、遠隔地からでもWWWサーバの機能を生かし速やかに情報の更新が行える。よって、共同研究者が遠隔地にいる場合でも、互いに最新の情報を共有することができる。また、今後通信速度が向上すれば、参照用画像ではなく原画像を直接利用することも可能であり、診断支援システムと組み合わせて利用するなど利用範囲は広がると考えられる。

4. まとめ

インターネットによる情報発信についてWWWを中心に作成法と利用例を報告した。インターネッ

トではセキュリティのことがよく問題となるが、医用画像を扱う際、特に画像情報のプライバシーを保護する必要がある。WWWサーバは、ブラウザを通じて提供された情報を受け取るスクリプトやプログラムを動かすような設定もでき、これらの機能を利用して、データベースのページには利用者管理機能を設けることができる。しかし、公開には十分な注意を払う必要がある。

付録：ソフトウェアの入手法

UNIX用のソフトウェアは、anonymous ftpによる入手が可能である。

WWWサーバであるhttpdは

ftp.riken.go.jp : /pub/net/WWW/ncsa/httpd : NCSA版

ftp.riken.go.jp : /pub/net/WWW/cern/httpd : CERN版

画像処理ソフトウェアのImageMagickとXVは、

ftp.info.gifu-u.ac.jp : /pub/X11/Contrib/Visual/ImageMagick/

ftp.info.gifu-u.ac.jp : /pub/X11/Contrib/Visual/xv/

などより、それぞれ入手できる。これら以外にもarchieを利用して利用可能なサイトを検索できる。anonymous ftp、archieの利用については文献2)を参照されたい。

文 献

- 1) ローラ・リメイ：HTML入門—WWWページの作成と公開—，1版，（プレントイスホール出版，1995）
- 2) WIDE Project編：インターネット参加の手引き，1995年度版，180-196，（共立出版，1995）

I 第113回研究会記事

第113回研究会を下記のように開催しました。

月 日 平成7年10月6日(金)・10月7日(土)

場 所 奥羽大学保養施設「無垢苑(むこうえん)」

福島県郡山市熱海町熱海5丁目7番地

特別講演 10月6日 15:00~17:00

「ESRの理論と応用」 日本電子(株)主任研究員 河野雅弘 先生

「ウェーブレット変換」 大阪産業大学教授 樋口清伯 先生

研究発表 10月7日 9:00~12:00

1) 最少識別濃度差を使ったX線写真粒状の心理物理評価

浅井義行, 尾崎吉明*, 窪田英明**, 松本政雄***, 金森仁志****

近畿大病院中放, * 京都科捜研, ** 滋賀大, *** 大阪大医, **** 京都工繊大

2) 最適濃度の理論的結果と主観評価の比較

尾崎吉明, 窪田英明*, 松本政雄**, 金森仁志***

京都科捜研, * 滋賀大, ** 大阪大医, *** 京都工繊大

3) CdTe 検出器で測定したX線スペクトルの補正

松本政雄, 金森仁志*, 寅垣内徹**, 谷口 明**

大阪大医, * 京都工繊大, * 東洋メディック技研

4) 散乱X線と直接線スペクトルの分離測定 (3)

窪田英明, 尾崎吉明*, 松本政雄**, 西川幸秀***, 石川 憲***, 金森仁志***

滋賀大, * 京都科捜研, ** 大阪大医, *** 京都工繊大

5) グリッドの散乱線除去効果のモンテカルロシミュレーション

角尾卓紀, 中森伸行, 滝川 厚*, 金森仁志

京都工繊大, * 広島県立保健福祉短大

6) 画像データの圧縮について

樋口清伯

大阪産業大

7) 他施設の画像データベースを用いたマンモグラムCADシステムの性能評価

藤田広志, 遠藤登喜子*, 加藤元浩, 笠井 聡, 平子賢一, 松原友子**, 原 武史
岐阜大工, * 国立名古屋, ** 名古屋文理短大

8) 三次元CTの再構成画像評価と吸収線量

須藤 透, 中森伸行, 金森仁志, 遠藤真広*, 日下部正宏**
京都工繊大, * 放医研, ** ソニー中研

9) 新生児頭部エコー動画像の評価

山田正良, 福澤理行, 池田博昭, 狐塚善樹*, 櫻井 隆*, 児玉荘一*
京都工繊大, * 姫路赤十字小児

Ⅱ 常務理事会報告

日 時 平成7年10月6日
場 所 奥羽大学無垢苑
出席者 内田, 竹中, 長谷川, 金森, オブザーバ 丹羽理事
議 題 次期事務局について

現事務局の金森総務理事が平成8年3月に京都工芸繊維大学を定年退官するので, 平成8年6月
から次期事務局を明海大学園学部に移す事を理事会に提案する事にした。

Ⅲ 理事会議事録

日 時 平成7年10月7日
場 所 奥羽大学無垢苑
出席者 内田, 竹中, 長谷川, 稲津, 小島, 丹羽, 松井, 松本, 田中(代理), 金森
議 題 1. 常務理事会の議事を承認した。

2. 第116回研究会を岐阜で開催する事に決定し, 藤田広志会員に準備を依頼する事にした。
3. 会誌13巻1号で内田論文賞の公募を行う事にした。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話, FAX
479	斎 藤 啓 一	(株)東芝電子デバイス事業部イメージ管技術部 〒324 栃木県大田原市下石上1385	TEL 0287-26-6666 FAX 0287-26-6613
480	上 口 貴 志	大阪大学医学部附属病院放射線部 〒565 吹田市山田丘2-15	TEL 06-879-6812 FAX 06-879-6814

会 員 移 動

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話, FAX
345	吉 田 彰	勤務先	広島県立保健福祉短期大学放射線技術科学科 〒723 三原市学園町1-1	TEL 0848-60-1197 FAX 0848-60-1226

賛 助 会 員 名 簿

平成8年12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)	ト ム ソ ン ー C S F ジ ャ パ ン (株)
コ ニ カ (株)	(株) ナ ッ ク
シーメンス旭メディテック(株)	日 本 コ ダ ッ ク (株)
島 津 製 作 所 (株)	浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
中 央 精 機 (株)	(株) 日 立 メ デ ィ コ
(株) 東 芝	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)	横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム (株)

(計14社)

役 員

会 長 内田 勝 (静岡理工科大)
 顧問 立入 弘
 総務理事 金森仁志 (京都工繊大)
 常務理事 [企画担当] 竹中栄一 (関東労災病院), 長谷川 伸 (電気通信大),
 速水昭宗 (大阪大)
 [庶務担当] 田中俊夫 (京都工繊大)
 [財務担当] 松本政雄 (大阪大)
 理 事 [大学関係] 稲津 博 (宮崎医大), 稲本一夫 (大阪大), 金子昌生 (浜松医大),
 小島克之 (常葉学園浜松大), 滝沢正臣 (信州大),
 丹羽克味 (奥羽大), 和田卓郎 (広島大)
 [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),
 杉本 博 (東芝), 細羽 実 (島津), 松井美楯 (コニカ),
 横内久猛 (日立)
 監 事 津田元久 (東京工芸大), 樋口清伯 (大阪産業大)

編 集 後 記

本年はレントゲン博士の生誕 150 周年, X線発見 100 周年の記念すべき年でした。国外, 国内で多くの催し物があり, 楽しい一年でした。私にとっては, 3 月の定年退官を前にして, Würzburg での ICRR に出席し, ドイツとスイスで博士の足跡を訪ねる事ができた事は, 生涯のよい思い出になります。本年は, 博士について多くの新しい知見を得る事ができました。特筆すべき事は, 博士が 50 歳で大学学長の時に, 7 週間もの間, 実験に専念できたという事です。日本でもこのようになってほしいものです。(K)

編 集 委 員

金 森 仁 志 (京都工繊大)
 竹 中 栄 一 (関東労災病院)
 長谷川 伸 (電気通信大)
 速 水 昭 宗 (大阪大)
 山 田 正 良 (京都工繊大)

編集兼発行者
 発 行 所
 〒 606
 印 刷 所
 〒 606

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成 8 (1996) 年 1 月 5 日発行

金 森 仁 志
 医用画像情報学会
 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
 京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内
 電 話 075-724-7412, 7422, 7483
 ファックス 075-724-7400 (学科共通)
 振替 京都 01010-7-32350
 (株) 北斗プリント社
 京都市左京区下鴨高木町38-2
 電話 075 (791) 6125 (代)

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。
なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバック
ナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内
医用画像情報学会 会員係
電話（075）724-7422（山田）7436（中森）

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴(姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 1 9 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(修, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月(修, 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下さい。)

高度研究体制の早期確立についての要望が採択さる

平成7年11月 日本学術会議広報委員会

今回の日本学術会議だよりでは、10月に開催された日本学術会議第122回総会の概要と、総会初日に採択された「高度研究体制の早期確立について（要望）」の内容を紹介します。

日本学術会議第122回総会は、平成7年10月25日（水）から3日間にわたって開催されました。

総会初日は、まず、報告が行われ、会長経過報告及び科学技術会議報告に続き各運営附置委員会、各部、複合領域研究連絡委員会運営協議会、各常置委員会及び各特別委員会の報告がそれぞれの委員長・部長等から行われました。

この中で、利谷広報委員会委員長から、①日本学術会議月報の充実に伴い、会員各位からの原稿執筆の協力要請、②平成8年度の公開講演会の企画の募集を2月連合部会時に行うので、会員各位への事前検討要請、③日学選書の出版件数の拡大のための企画募集、④前日に開催した広報委員と地区会議代表幹事との連絡会議の議事から、地区会議の抱える問題点の紹介、の4点について発言がありました。

また、第7常置委員会、学術と産業特別委員会及び阪神・淡路大震災調査特別委員会からは、それぞれ、総会報告に付して、①国際対応の目的や役割をまとめ、それに対する日本学術会議内外からの意見を集約することで、日本学術会議としての国際対応の立場の構築をめざしてまとめられた「日本学術会議と国際対応（仮題）」、②学術の新たに進むべき方向に指標を与え、より高度な産業への貢献の方向を定めるのに必要な価値判断の基準を与えることの第一歩を踏み出すための端緒となるべくまとめられた「歴史的転換期における学術と産業のかかわりについて」、③事態の緊急性にかんがみ、意見のまとまったものから順次これを報告したいとの趣旨から「強震観測網の充実と強震研究体制の整備について」と「災害医療体制の整備について」の2件についてをその第一段階として位置付けてまとめられた「阪神・淡路大震災調査特別委員会第一次報告」が会員に配布されました。

この後、会員推薦管理会報告及び各研究連絡委員会報告に続いて、アジア学術会議実行委員長報告があり、西島委員長から、明年3月に開催予定の第3回アジア学術会議を中心とした今後の進め方について発言があ

りました。

続いて、提案事項の説明・討論・採決に入り、「内科系科学」と「外科系科学」に分かれている第7部の専門を見直して統合すること及び第17期に向けて、研究連絡委員会を見直し、改廃、統合、名称変更を行うことを内容とした①「日本学術会議法施行令」の一部を改正する手続きを進めること、②「日本学術会議会則」の別表の一部改正、③「日本学術会議の推薦に係る研究連絡委員会の指定等に関する規則」の別表の一部改正、④複数の研究連絡委員会にまたがる専門委員会の設置を認めることを内容とした「日本学術会議の運営の細則に関する内規」の一部改正、⑤会員推薦管理会が学術研究団体の登録を審査するに際して、資料を得る必要があると認められる場合には、日本学術会議の意見を聴取できるようにするための「学術研究団体の登録に関する規則」の一部改正、⑥今後における日本学術会議の組織、機能、施設等のあり方について、中・長期的観点から検討することを任務とした「運営審議会附置将来計画委員会」の設置についてを、それぞれ賛成多数で可決しました。

さらに、⑦21世紀を目前に控え、我が国の学術研究の飛躍的發展を図る観点から、研究費、研究者及び研究機構について抜本的な改善充実を図り、我が国の学術研究体制を一挙に高度の水準に引き上げ、高度研究体制の早期確立の実現を目指した「高度研究体制の早期確立について（要望）」を賛成多数で採択しました。

引き続いて、⑧「脳の科学とこころの問題」を脳科学の視点からまとめた脳の科学とこころの問題特別委員会の対外報告案について討議を行いました。会員から活発な意見が出されたため、審議を2日目に持ち越して検討した結果、運営審議会で一部修文を行うことを条件として、賛成多数で対外報告とすることを了承しました。

2日目の最後に、前日配布された第7常置委員会の「日本学術会議と国際対応（仮題）」に基づき会員の間で自由討議が行われ、活発な意見交換がありました。

伊藤会長が村山総理に要望書を手交

平成7年10月30日（月）の午後3時に伊藤会長及び利谷、西島両副会長が内閣総理大臣官邸に村山総理大臣を訪ね、総理府の担当大臣である野坂内閣官房長官の立会いの下、平成7年10月25日（水）の第122回日本学術会議総会で採択された「高度研究体制の早期確立について」の要望書を手渡し、その趣旨等について説明を交えながら、懇談を行いました。

村山総理は、「要望の趣旨については、大変よく理

解でき、貴重なご意見を賜ったものと思う。しかし、例えば、研究費の倍増についての要望などは、シーリングの枠もあり、容易ではない。補正予算で配慮したりして、政府もいろいろ努力はしている。今後とも期待に沿うよう努力する。」と語り、要望書について理解を示しました。

なお、要望書の内容は以下のとおりです。

高度研究体制の早期確立について（要望）

学術研究が我が国はもちろん、世界全体にとってもその将来を左右する重要な役割を担うという認識が政・官・産を通じて最近とみに高まってきたことは喜ばしいことである。しかしその一方、我が国の学術研究体制にはなお制度的、構造的な多くの問題が顕在化している。

日本学術会議では、平成元年4月20日付け「大学等における学術研究の推進について－研究設備等の高度化に関する緊急提言－」の勧告を提出し、政府関係機関においても、このような現状を踏まえ、学術研究体制の改善のための様々な施策が講じられている。しかしなお、21世紀を目前に控え、我が国の学術研究の飛躍的發展を図る観点から、研究費、研究者及び研究機構について抜本的な改善充実を図り、我が国の学術研究体制を一挙に高度の水準に引き上げ、高度研究体制を早期に確立することが不可欠である。科学者の代表機関として、日本学術会議は以下の点を早急に実現することを要望する。

1. 研究費について

我が国の研究費の政府による負担割合、政府負担研究費の対GDP比を欧米先進諸国並みに引き上げ、政府の研究開発投資額を早期に倍増させることが必要である。

その際、基礎研究、応用開発研究に加えて、将来における応用の潜在力に注目した「戦略研究」のそれぞれについて助成を強化するとともに、国費による投資的経費としての研究費の支出、民間の研究助成財団の活動の促進などにより、多元的な研究資金源を確保することが必要である。

2. 研究者について

優秀な研究者を確保する観点から、研究費、研究施設等について劣悪な状況にある研究環境を早急に改善することが必要である。

また、ポストドクトラルフェローシップの飛躍的拡充など研究者の雇用形態の多様化を図るとともに、若手研究者の支援施策の改善充実、公正で多角的な評価システムの確立、外国人研究者の任用も含めた研究者の国際的な交流の促進などにより、研究者がその研究能力を最大限に発揮する条件を整えることが必要である。

3. 研究機構について

大学、研究所（国立試験研究機関、民間研究機関、大学共同利用機関及び大学の附置研究所をいう。）、企業の3セクターの調和のとれた発展、規模的に不十分な研究所セクターの拡充を図るとともに、これらの間の人的交流や研究協力を促進することが必要である。

また、急速に進展する学問の最前線に立って常に高い研究活動を維持するため、研究組織に安定性と流動性の二重性を導入するとともに、我が国の学術研究体制の重大な問題となっている研究支援者の不足について、所要の対策を講じる必要がある。

4. 国際的連携について

世界に開かれた共同研究の拠点の整備、研究助成を目的とする基金の設定など、研究者の国際交流、共同研究等の促進のため、所要の措置を講じる必要がある。その際、アジアの一員として、アジア地域に対しては特段の配慮が必要である。

日学双書の刊行案内

日本学術会議主催公開講演会の記録をもとに編集された次の日学双書が刊行されました。

日学双書No23「歴史的転換期における学術と産業の在り方をめぐって」

〔定価〕 1,000円（消費税込み、送料別途）

※問い合わせ先

財団法人日本学術協力財団 ☎ 03-3403-9788



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 MOD

化成オプトニクス株式会社/メディカルサプライ事業部

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

Konica

総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする
コニカ医療用製品群

コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

東京1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1 千代田生命衛堂ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル

福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル

広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フジタビル

高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3 大正海上高松ビル

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

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丁目20番14号

高輪パークタワー

電話(03)5423-8366

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161 大阪 541-9501 福岡 27-0331 東京(03)292-5511

宇部 21-5486 札幌 231-8811 仙台 21623131 名古屋 563-8111

鹿児島 22-7087 秋田 33-7844 松山 43-3088 広島 43-4311

放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1 (075) 811-1111 高松 31-2726

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

医療と健康に奉仕する東芝

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号
TEL 03(815)7211(大代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管（第四世代管）
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac

ナック

映像システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (03) 404-2321

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田 1-1-14 日立鎌倉橋別館

■ 郵便番号 101 ● 電話(東京) 03-292-8111 (代表)

Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

GEYMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



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 ☎(0425)85-5112代

営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2 ☎(03)3223-8531代

東日本支社(048)858-1414 西部支社(06)831-7811

東部支社(03)3223-8511 九州支社(092)271-9800

中部支社(052)586-1665

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。

