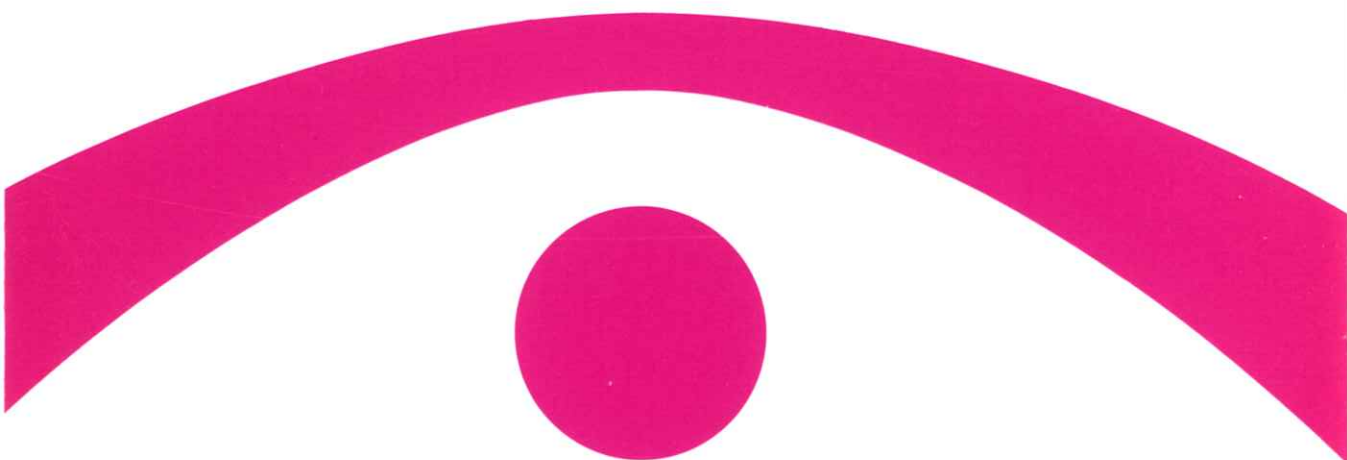


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻90号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 5 No. 3 September 1988



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5巻第3号 1988年9月

目 次

会 告

第92回研究会および懇親会のご案内	会告	1
研究会予定および演題伺い	会告	3
会員原票について	会告	3

特別講演資料

F C R システムを用いた一般撮影 考え方, 進め方 (その1)		
.....三原一博, 船橋正夫, 安部勝人, 小林斉雄, 佐藤健司		93
F C R システムを用いた一般撮影 考え方, 進め方 (その2)		
.....船橋正夫, 三原一博, 安部勝人, 小林斉雄, 佐藤健司		100
F C R の臨床例の提示と考察		
.....佐藤健司, 西窪良彦, 川本誠一, 安部喜夫, 三原一博		
.....船橋正夫, 安部勝人, 小林斉雄		108

論 文

核医学におけるディジタル・フィルターのエン트로ピーによる評価		
.....杉内矩昭, 村瀬研也		111
3次元投影再構成法のシミュレーション		
.....並河一比古, 福島重広		123
カルマンフィルタを用いたノイズ劣化画像復元時のエッジ保存		
.....宋 昇司, 和田全弘, 戸崎正三, 山田正良, 中森伸行		
.....高橋 豊, 金森仁志		133

会 報

研究会記事 — 理事会議事録 — 総会議事録		
.....: 昭和63年度 内田論文賞の表彰選考について		140
新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿		144

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 5 No. 3 September 1988

Contents

Invited Lectures

Technical Problems of General X-ray Examinations Using FCR System

(1st : with regard to Sampling Pitch and Exposure)

..... Kazuhiro MIHARA, Masao FUNAHASHI, Katsuhito ABE,
Seio KOBAYASHI and Kenji SATO 93

Technical Problems of General X-ray Examinations Using FCR System

(2nd: with regard to EDR)

..... Masao FUNAHASHI, Kazuhiro MIHARA, Katsuhito ABE,
Seio KOBAYASHI and Kenji SATO 100

Fuji Computed Radiographic System in Clinical Use

..... K. SATO, Y. NISHIKUBO, S. KAWAMOTO, Y. ABE,
K. MIHARA, K. ABE, M. FUNAHASHI and S. KOBAYASHI 108

Original Papers

Evaluation of Digital Filters in Nuclear Medicine by Entropy

..... Noriaki SUGIUCHI and Kenya MURASE 111

Simulation of the Three-Dimensional Projection Reconstruction

..... Kasuhiko NAMIKAWA and Shigehiro FUKUSHIMA 123

Edge Preservation at the Image Restoration of Noise Degraded Images

Using Kalman Filter Shoji SOH, Masahiro WADA, Shozo TOZAKI,
Masayoshi YAMADA, Nobuyuki NAKAMORI,
Yutaka TAKAHASHI and Hitoshi KANAMORI 133

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 5 No. 3)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

第 92 回研究会および懇親会のご案内

第 92 回研究会を下記のように開催します。会員の交流を深めるために併せて懇親会を催しますので奮ってご参加下さい。

日 時 昭和 63 年 10 月 7 日（金）～ 10 月 8 日（土）

10 月 7 日（金）午後 3 時～ 4 時 30 分	特別講演
4 時 40 分～ 5 時 40 分	見 学 会
6 時 30 分～ 8 時	懇 親 会
10 月 8 日（土）午前 9 時～ 12 時	研究発表
12 時～ 13 時	昼食，理事会
13 時～	市内観光

（研究発表の件数で，上記の予定時間を変更することがありますので，必ず同封した研究会プログラムで，日時のご確認をお願いします。）

場 所	特別講演・研究発表	金沢大学医療技術短期大学部（地図参照） 金沢市小立野 5－11－80 TEL（0762）22－2211
	見 学 会	金沢大学医学部附属病院放射線部
	懇 親 会	金沢市橋場町 4－20 割烹魚常 （浅野大橋の付近） TEL（0762）21－0711

参 加 費	研究会 会員：500 円，非会員：1,000 円，学生：無料
	懇 親 会 5,000 円

特別講演	デジタルラジオグラフィーの解析と評価 岐阜工業高専 藤田広志助教授
------	--------------------------------------

研究発表	発表の演題は別紙を参照して下さい。
------	-------------------

懇親会参加予定者は，会場準備の都合上，9 月 30 日までに下記，山本先生にご連絡下さい。

時間の都合で直接懇親会場に行かれる方には，山本先生から地図を送って頂きます。

連 絡 先 〒920

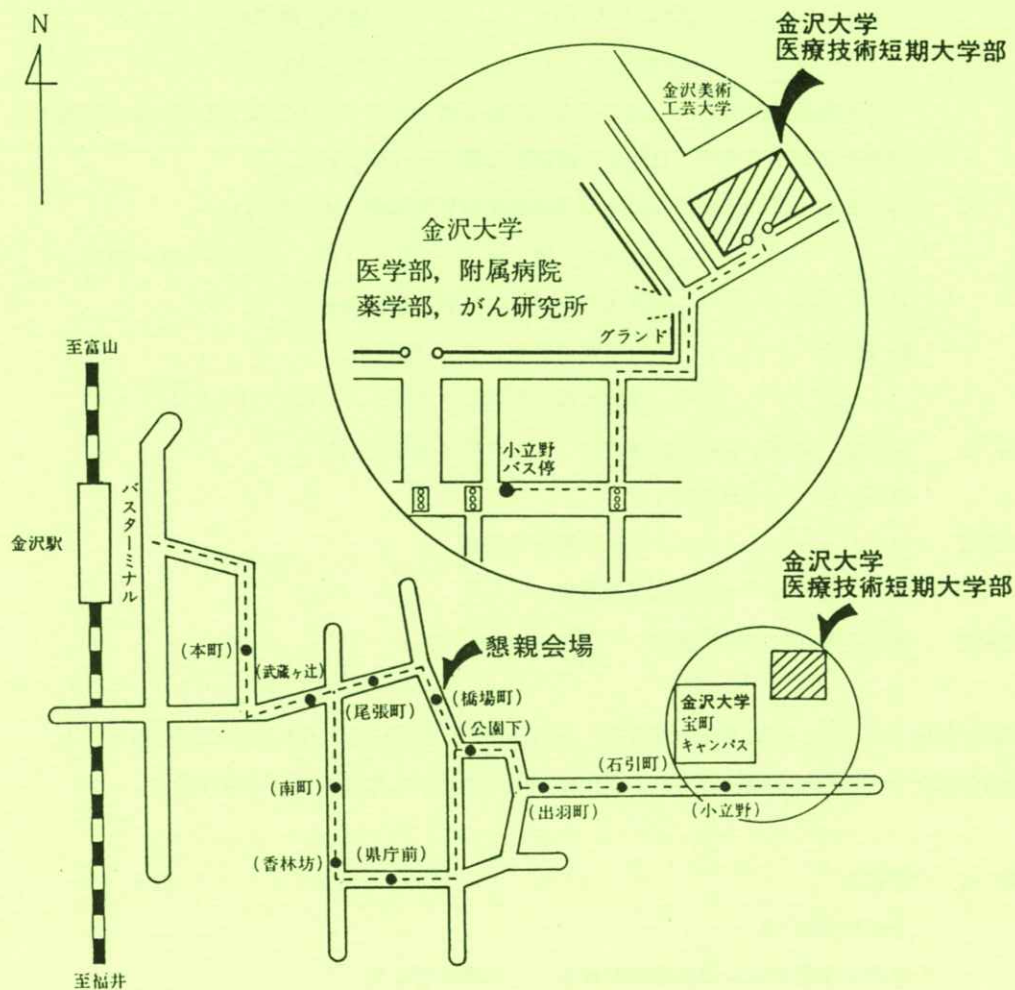
金沢市宝町 13－1

金沢大学医学部附属病院放射線部 山本友行先生

TEL（0762）62－8151 内線 3666

交 通 金沢駅から タクシー 20分
バスターミナルから バス 30分

バス系統番号	10 錦 町 行	} 10番, 11番のりばから乗車 橋場町経由 小立野(大学病院前)で下車 徒歩 約8分
	11 女子短大行	
	12 湯 涌 行	
	13 医 王 山 行	
	16 駒 帰 行	



93 回研究会の予定および演題伺い

日 時 昭和 64 年 2 月 23 日 (木)

場 所 関東通信病院 (山手線五反田駅附近)

特別講演 下記の見学設備に関する講演

見 学 1. 伊豆通信病院との間の C T 画像の蓄積画像通信による読影・診断
2. 同病院内手術室からの脳神経外科手術状況中継と V R S の画像蓄積機能を利用した
手術生検システムの実際の運用

演題締切 昭和 63 年 12 月 20 日

設備の見学の都合で木曜にしました。土曜日ではありませんが多数ご参加下さい。

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気工学教室内 医用画像情報学会
T E L 075-791-3211 (内. 584, 585)
F A X 075-711-9483
(なるべく、文書又は F A X をお願いします。)

————— 会 員 原 票 に つ い て —————

他学会と同じように会員原票を事務局で保管することにしました。入会申込書と同じ形式です。

昭和 60 年 1 月以前の入会者は、同封の会員原票にご記入の上、同封の封筒で事務局にお送り下さい。入会年月欄には、R I I 研究会への入会年月を記入して下さい。

昭和 60 年 2 月以後の入会者については、入会申込書の記入事項を写しましたのでコピーを同封しました。訂正があれば赤で記入してお送り下さい。

名簿には、勤務先 (又は自宅) の所在地、T E L 以外は掲載しません。

FCRシステムを用いた一般撮影 考え方、進め方 (その1)

三原 一博 ・ 船橋 正夫 ・ 安部 勝人

小林 斉雄 ・ 佐藤 健司

大阪府立病院画像診断科 〒558 大阪市住吉区万代東3丁目1-56

(1988年7月11日 受理)

Technical Problems of General X-ray Examinations Using FCR System (1st : with regard to Sampling Pitch and Exposure)

Kazuhiro MIHARA, Masao FUNAHASHI, Katsuhito ABE, Seio KOBAYASHI
and Kenji SATO

Department of Diagnostic Imaging, Osaka Prefectural Hospital

(Received July 11, 1988)

1. はじめに

本院が'87年9月一般撮影部門すべてとエックス線TV検査の一部をCR化したことはすでに報告した¹⁾。今回は、8カ月の経験からFCRシステムで一般撮影を行なうには、如何に考え、そしてどのように検査を進めて行けばよいのかを問題点も含みながら述べることにする。

2. 撮影を行なう上での留意すべき特徴

FCRの特徴に関しては多数報告されている²⁻⁶⁾が、画像生成に関与する主たる特徴として、特に以下の4点が上げられる。

- 1) 露光量に対して輝尽発光蛍体: imaging plate (以後IPという)の相対発光強度が直線関係にあり、ダイナミックレンジが広く、さらに2画像で出力される。
- 2) IPのサイズ毎に異なったサンプリングピッチ(半切、大角: 200 μ , 4F: 150 μ , 6F: 100 μ)でデーターを収集し、画像の縮小率もサイズ毎に異なる。そのデーターは1画素当たり10ビットで収集され、また10ビットの濃度階調で出力される。すなわちCR画像は、コンベンショナルなエックス線画像と異なり量子化された画像である。
- 3) FCRの場合、スクリーンフィルムシステムと異なり画像の濃度を自由に変えることが可能

である。これを言い換えると、画像濃度が照射線量に左右されないということである。

- 4) FCRのダイナミックレンジは広いが、実際にはデーターをすべて収集するのではなく、EDR (Exposure Data Recognizer) と称する画像収集用のアルゴリズムで、临床上必要と判断したデーター以外を切り捨てる。この時点で、臨床に応じたレンジいわゆるL値が決定される。

さて、これらの特徴を生かしながら実際に撮影を実施する場合、どのようにIPのサイズを選択し、どの程度の線量を与え、またどのようなエネルギーで、如何に良いデーターを収集し、2画像出力の利点を如何に有効に利用すべきかが問題となる。それでは本論へと話しを進めるが、サンプリングピッチの問題と照射線量に関しては三原、画像データーの収集の問題と出力方法は船橋が受け持つ。

3. 適切なサンプリングピッチの選択

3.1 IPの選択を誤った症例

はじめに、IPの選択を誤った実際例を示す(図1)。向って左の画像は、大角サイズを用い



大角サイズ使用 4切サイズ使用
図1 IPサイズのちがいと分解能(臨床例)

て撮影した幼児の胸腹部画像の一部である。この画像で胸部の微細な変化を観察するには支障をきたすと考え、胸部のみを4切サイズを用いて再撮影した。右の画像は、同一患者を4切サイズを用いて撮影し、得られた画像の一部である。右鎖骨骨折が発見された。これはFCRに切り換えた当初、まだ技師がFCRを十分理解していなかったことから発生した。IPサイズと空間分解能の関係についてはすでに宮原⁴⁾や山口⁵⁾が報告しているが、これはそのデーターの持つ意味を臨床で経験した一例である。実際の臨床では耳鼻科領域や胸部疾患等で更に検出能を要求される場合があり、当院がルーチンワークで行なっている方法に、0.3mm焦点搭載のシーメンス社製オルビックスを用いた4切サイズのIPによる1.5倍拡大がある。

3.2 高周波領域の検出能を向上させるために

4切のサンプリングピッチは150μであるが、これはIP上のことであって、被写体をサンプリングするピッチではない。被写体の幾何学的配置を変えれば更にサンプリングピッチを小さくすることが可能となる。1.5倍拡大すると、画像の大きさは6切サイズと同様に等倍となる上に4切サイズを使用しているから2画像が得られる。また0.3mm焦点を使用するならば、幾何学的ボケは再度2/3に縮小されあまり問題とならないであろうと予想する。さらに、グリッドを用いなくてもグレーデル効果で画像は鮮明であろうと予想した(図2)。

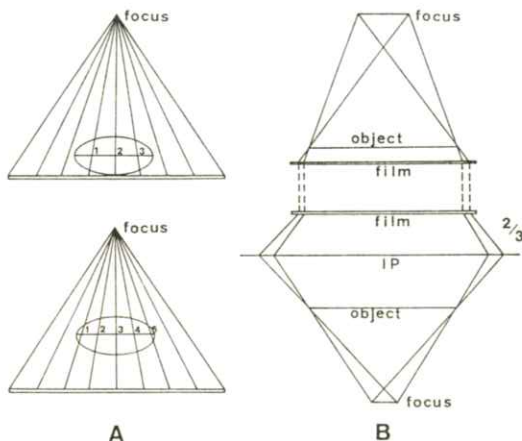


図2 サンプルングピッチを小さくする方法

3.3 臨床を想定した基礎実験

3.3.1 鮮鋭度に関する実験

被写体としてはアクリル8cmを用いた。分解し得る被写体の空間周波数を定量的に知るために、矩形波チャートをその間に挟んだ。焦点IP間距離(FPD)はすべて120cmにして、大角、4切、6切を用いた撮影と4切の1.5倍拡大、さらに6切でグリッド8:1を用いた撮影を行なった。この時、管電圧は66KV、IPに到達する線量は一定(1.45mR)とした。この線量は、EDRソフトのFIX MODEで処理した時に出力されるチャート像の窓の濃度が 1.06 ± 0.02 になるように選んだ。得られた各々のチャート像の鮮鋭さをできるかぎり忠実に表現できるように、空間周波数に対してフィルム濃度の振幅 ΔD で表わし、規格化は行なわなかった。またMTFを求めるつもりはないので、チャートの置く位置もMTFを求める方法と異なっている。結果として、宮原や山口が報告しているようにサイズのちがいによって解像度が異なる^{4,5)}こともさることながら、0.6mm

焦点による1.5倍拡大では2.0 L/mmの所で一旦偽解像が表れた。8:1のグリッドを用いてブッキー撮影した場合と0.3mm焦点を用いた1.5倍拡大とでは解像力は同一であったが、鮮鋭さにおいて0.3mm焦点を用いた拡大撮影が勝っていた(図3)。

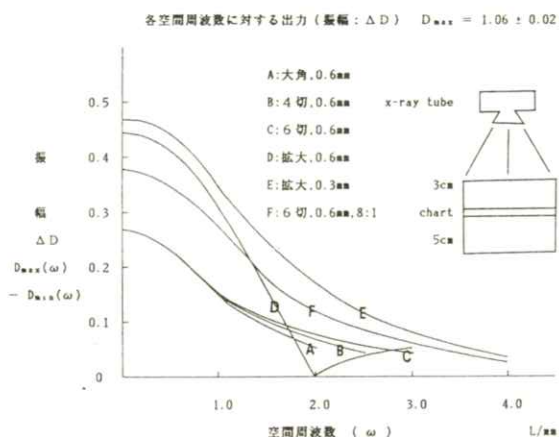


図3 臨床を想定した鮮鋭度の比較

(IPのサイズ・拡大率・焦点
サイズ・グリッド等を変化)

3.3.2 ハウレットチャートの検出能

次に、ハウレットチャートを用いて検出能を調べた。実験条件は、鮮鋭度を調べた場合と同一にした。ハウレットチャートは周波数が4 L/mmから0.5 L/mmの大きさを有する13種のドーナツ環9組計117個からできている。結果は、有ると認識した個数と、ドーナツ環状と認識した個数を各々百分率で現わした。ハウレットチャートを用いると、得られた検出率から観察者が認識し得た物質の大きさの見当もつく。結果として、この場合も0.3mm焦点管球による4切1.5倍拡大が最も勝っていた(表1)。しかし、拡大撮影を行なえば被曝線量が増加するのではないかという意見も当然生ずるはずである。

表1 ハウレットチャートの検出能

	存在認識 (%)	環状認識 (%)
0.6mm 焦点, 大角	70.1	45.3
0.6mm 焦点, 4切	79.5	49.6
0.6mm 焦点, 6切	80.3	52.1
0.6mm 焦点, 1.5倍拡大	90.6	44.4
0.3mm 焦点, 1.5倍拡大	100	73.6
6切, 8:1ブッキー	100	72.6

3.3.3 被写体を置く位置での空中線量を同一にした場合の比較

幸いFCRはどのような線量を与えても適正な濃度を得ることが可能である。そこで、6切使用の場合と0.3mm焦点による4切1.5倍拡大について被写体を置く位置での空中線量を同一(5.8 mR)にして検出能を比べた。管電圧や実験配置は前記した実験と同様である。撮影されたIPはEDRソフトのSEMI MODEで処理した。この場合においても4切を用いて1.5倍拡大する方が情報量が多いことがわかった(図4)。

3.3.4 拡大による画像の歪の問題

それでは拡大によって生ずる幾何学的歪みの影響はどうであろうか、簡単な実験を試みた。アクリル厚11cmの間の1cm, 6cm, 11cmの高さにそれぞれアクリルの中央と中央から5cm間隔で上下左右に円状の金属を配置した。この被写体を、6切サイズのIPを用いて120cmの距離で撮影した(図5A)。次に、4切1.5倍拡大を行なった

(図5B)。さらに、6切を用いて被写体をP-A方向からの撮影(図5C)とエックス線入射中心を5cm下方に移動させて撮影を試みた(図5D)。拡大による歪よりもA-P, P-Aのポジショニングによる歪やエックス線入射点のズレの方が問題であった。

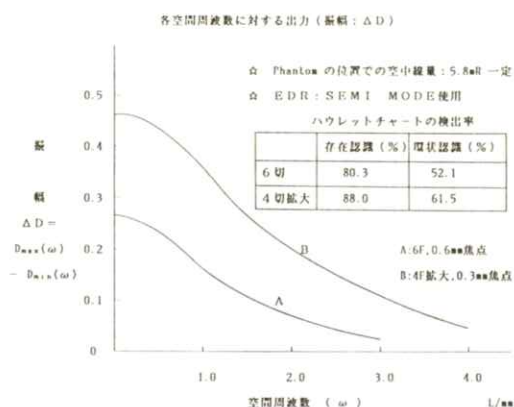


図4 被写体を置く位置での空中線量を同一にした場合の検出能(6切と4切1.5倍拡大の比較)

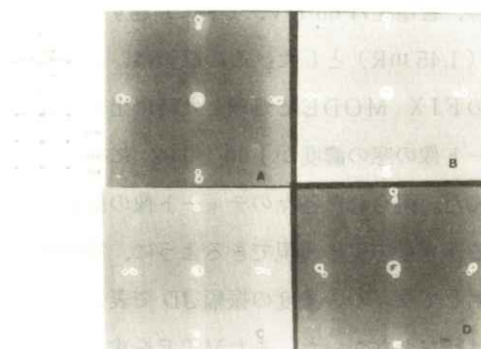


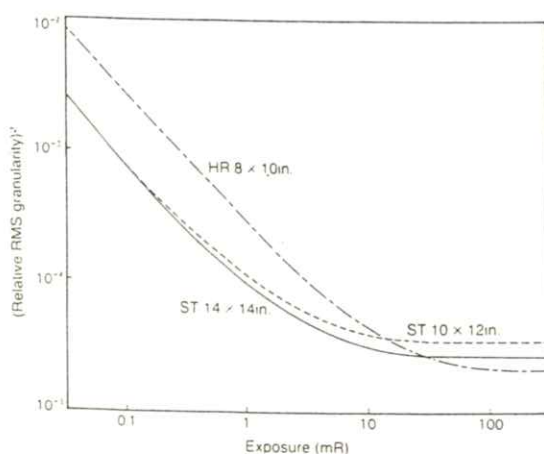
図5 エックス線像の幾何学的歪

以上、検出能を向上させる方法をサンプリングピッチの側から述べて来た。実際の臨床においては、診断の目的に応じて要求される分解能は異なるから、撮影者はその検査目的を的確に捕らえて、適切なIPサイズを選択や拡大撮影の実施が必要である。それでは次に、FCR化が本当に被曝軽減につながるのか、また適切な照射線量とはどのような量なのか、考えてみることにする。

4. 照射線量と検出能

4.1 線量と粒状性

線量変化に対する粒状性を宮原は $(RMS)^2$ で表し^{4,6)}、また Fuji は CR 101 の使用説明書に RMS 値で表したグラフ⁷⁾を公表している。この当時は6切のスタンダードタイプ(ST)のIPがなかったのか、グラフ上に示されていない。しかし、4切STと6切の高鮮鋭度タイプ(HR)の間に存在すると予想される。グラフから言えることは、画像の縮小率の大きいIPを使用するほど、また1mRあたりまでは線量を増すほど粒状性が良くなるが、10mRを越える当りからは粒状性に変化が見られなくなり、STとHRの粒状度も逆転する(図6)。これは、1mRあたりまではエックス線の quantum モトルの影響が大きい、10mRを越えるあたりからIPの structure モトルの影響がはっきりと表れてくるためだといえる。この事を参考にして、それでは実際の検出能は線量変化と共にどのように変わるのか、実験を試みた。



(富士フィルム提供)

図6 照射線量に対する粒状性

4.2 照射線量と検出能に関する実験

4.2.1 IPのサイズを変えた場合

ハウレットチャートを、アクリル8cmの間に挟み、照射野はカセット上で20cm×20cm、FPD 120cm、管電圧は66KVにした。照射線量は0.02mRから50mRの間で変化させ6切、4切、大角のIP(ST)と6切のIP(HR)を用いて撮影した。照射線量は、アクリルを通過した後のIPに到達する線量とした。情報は、L値2.0(線量にして 10^2 に相当する)のSEMIモードで収集した。階調は45度の直線とし、周波数強調も加えなかった。検出能は、大角、4F、6Fの順に良くなっているが、どのサイズも露光量が3.0mRを越える当りから一定している。ただ、種類の異なるHRのIPだけが違ったパターンを示し、低露光域では検出能が悪いが、高露光域で徐々に検出能が上がっている(図7)。これは、HRが感度は低い、線量増加とともに高鮮鋭度の特徴(structure モトルの影響)を発揮するためであ

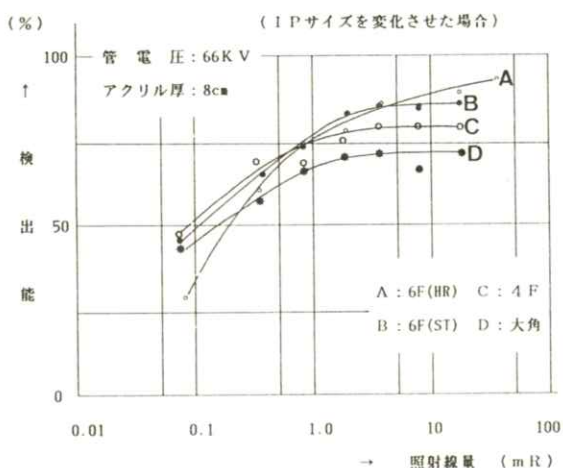


図7 照射線量に対する検出能 その1

ろう。HRは乳房撮影用に開発されたIPだと聞いている。この結果は、HRの性能を十分発揮するには10mR程度の線量が必要であることを示唆しているといえる。次に、被写体厚を変化させれば検出能はどのように変化するであろうか、調べてみた。

4.2.2. 被写体の厚さを変えた場合

6切サイズのIPを使用して、アクリルの厚さを0cm, 4cm, 8cm, 14cmと変化させて管電圧66KVで撮影した。他の条件は、前記したものと同一である。この場合も、厚さの変化にかかわらず3mRを過ぎた当たりから検出能は、変わらなかった。当然厚さを増すにつれて検出能は低下した(図8)。さらに、線質の変化に対しても調べてみた。

4.2.3 管電圧を変化させた場合

6切サイズのIPを使用して、ハウレットチャートを含んだ8cmのアクリルを管電圧46KV, 66KV, 85KV, 109KVでそれぞれ撮影した。他の条件は前記したものと同一である。この場合、

低エネルギーほど検出能は向上していた。この結果は、すでに松浦らが報告している⁸⁾。またこの場合も、3.0mR当りに検出能の限界が有るようだが85KV, 109KVの場合0.8mR 5.0mRの間でデータがバラついていた(図9)。再度測定を行なってデータを検討した結果、コントラストがない上に粒状がまだ気になる領域で2.0L/mm

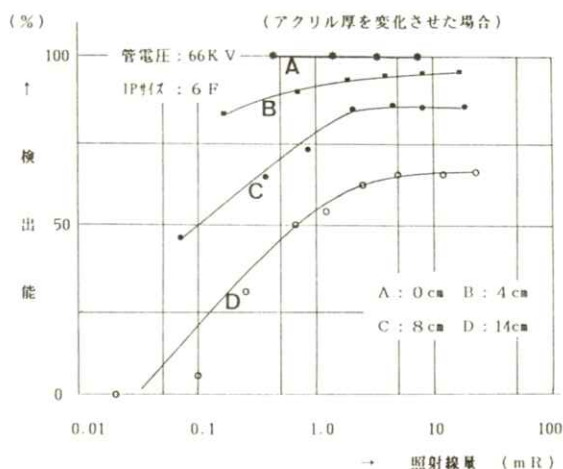


図8 照射線量に対する検出能 その2

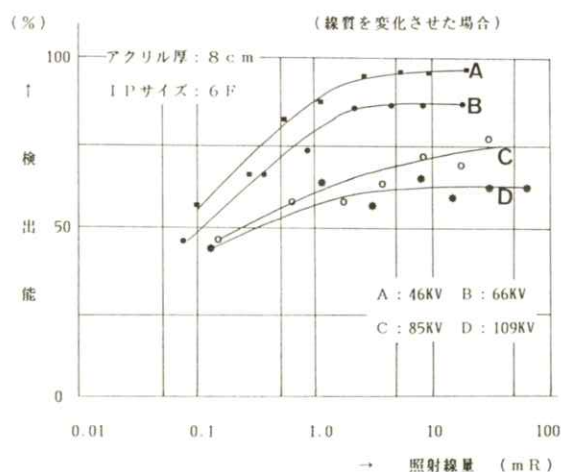


図9 照射線量に対する検出能 その3

文 献

以上の周波数を有するドーナツ管の存在を、有ると判断する基準にあいまいさが生じていた。さらに線量を増すと粒状性が良くなりコントラストが無いながらも有る無いの判断が付きやすくなった。すなわち、コントラストの無い被写体の場合には、不断よりも線量を増加しなければはっきりとした存在診断ができない場合が生じることが予想される。反面、脊椎彎曲症や股関節、婦人科の骨盤計測は、内藤⁹⁾や渡辺^{11,11)}らの報告にもあるように、極端な線量低減の可能な症例であろう。少し余談になるが、先日フィリップス社の外人が見学に来たときアメリカでは1/20で撮影していると述べていたが、私も同感だと答えた。

被爆低減は大切な事であるが、読影に支障をきたす画像であってはならない。今回得られたデータから、一応3.0 mRが、一つの目安になるといえる。この線量を基準に置き、診断目的に応じた線量のコントロールをするべきと考える。

さて、このようにして照射されたIPは、どのようなソフトを使用して処理すれば最も有効にデータが収集でき、どのように画像出力すると情報量の多い画像を提供できるのかについては、船橋にバトンをゆずる。

- 1) 三原一博, 船橋正夫, 安部勝人, 他: 映像情報 (M) **20** 34 (1988)
- 2) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara et.al.: Radiology **148** 833-838 (1983)
- 3) 蜂屋順一, 是永建雄, 似鳥俊明, 他: 映像情報 (M) **15** 1029 (1983)
- 4) Y. Tateno, T. Iinuma, M. Takano: Computed Radiography pp. 7-15 (Springer-Verlag, 1987)
- 5) 山口宏, 松永剛, 服部憲二, 他: 日放技学誌 **41** 49 (1985)
- 6) FCRテクニカルレビュー (フジ写真フィルムK. K. CR部, 1988)
- 7) CR 101 取り扱い説明書
- 8) 松浦博文, 大島正行, 小島光, 他: 第14回日本放射線技術学会, 総会予稿集, pp. 436-437 (1985)
- 9) 内藤力, 木川隆司, 酒井尚信, 他: 第42回日本放射線技術学会 総会予稿集, p. 570 (1986)
- 10) 渡辺喜二, 北村正義, 岡崎昭夫, 他: フジメディカルフォーラム No 152 pp. 34-37 (1986)
- 11) 渡辺喜二, 伊藤恵理子, 北村正義, 他: フジメディカルフォーラム No 143 pp. 15-18 (1984)

FCRシステムを用いた一般撮影 考え方、進め方 (その2)

船橋 正夫・三原 一博・安部 勝人

小林 斉雄・佐藤 健司

大阪府立病院画像診断科 〒558 大阪市住吉区万代東3丁目1-56

(1988年7月11日 受理)

Technical Problems of General X-ray Examinations Using FCR System (2nd : with regard to EDR)

Masao FUNAHASHI, Kazuhiro MIHARA, Katsuhito ABE, Seio KOBAYASHI
and Kenji SATO

Department of Diagnostic Imaging, Osaka Prefectural Hospital

(Received July 11, 1988)

1. はじめに

CRを日常で使用する場合の問題点として、サンプリングピッチと照射線量に由来するものについては前稿で三原が述べた。ここではデータ収集時のダイナミックレンジに由来する臨床上的の問題点と対策について述べる。

2. EDR機構

FCRの画像の濃度を安定させるための機構としてEDR (Exposure Data Recognizer) 機構がCR各装置に装備されている^{1,2)}。この機構はオート (Auto) , セミ (Semi) , フィックス (Fix) の

3種のモードから成り立っている (図1)。オートモードには5種類のタイプがあり、基本的にはIPを先読みして得られた画像データのヒストグラムから、その画像の診断上有効な範囲を自動的に設定し (S1, S2) , 設定範囲 (L値) のデータだけを入力として読取条件を決定する方式である。セミモードは4種類のタイプがあり、IPの中心に関心領域を設定し、先読みした画像データから、その領域の平均値を計算して読取り条件を決定する方式である。フィックスモードは先読み画像データと無関係に、あらかじめ設定された読み取り条件を用いる方式である。このため、出力画像の濃度は照射線量と相関し、撮影条件の設定には、スクリーン/フィルムシステムと同様の

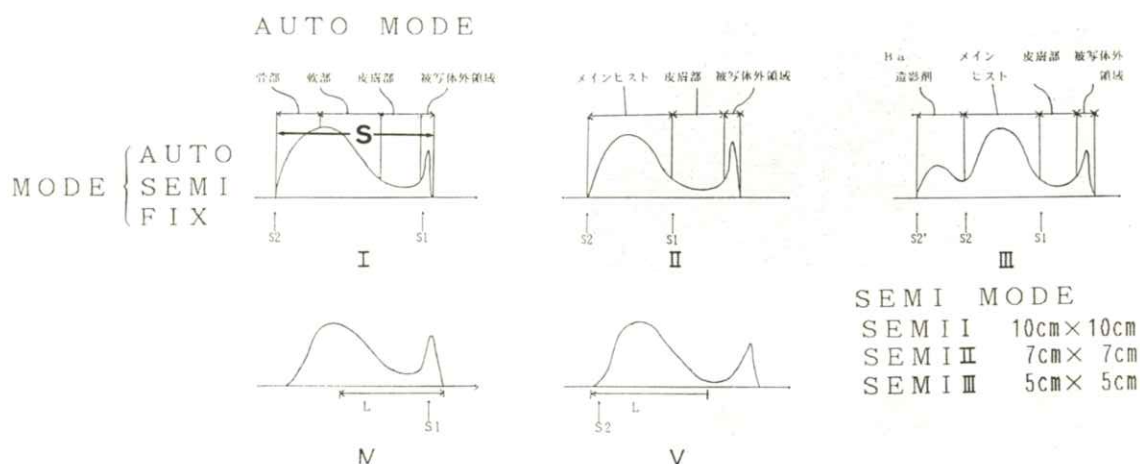


図1 EDR機構のヒストグラム

配慮が必要である。

本文では、ヒストグラムの露光量の最大値と最小値の強度差（S）を被写体ダイナミックレンジということにする。さらに、S1、S2で設定したラチチュード（L値）で収集された画像データの最大値と最小値の差を画像のダイナミックレンジという（図1）。

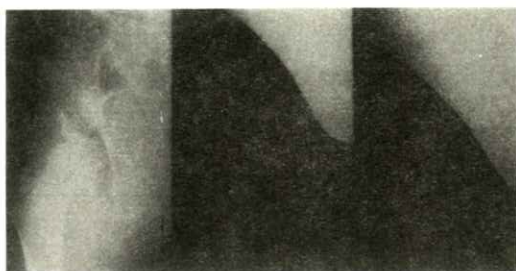
この機構で最も重要なことは、オートモードではタイプ4、5を除き、画像読取りのダイナミックレンジであるL値は、常に変動しているということ。そしてセミ、フィックスの両モードは、あらかじめL値がプリセットされて固定だということである。

3. 臨床へのアプローチ

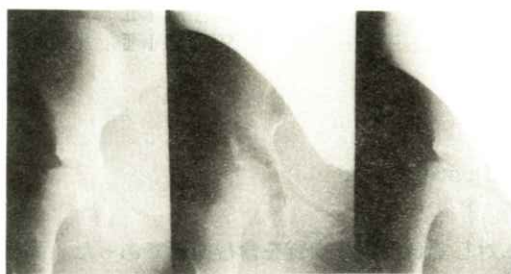
3.1 EDRソフトを組み変える

我々がFCRを一般撮影に全面的に使用し始めて、最初に直面した問題点は、股関節撮影時のプロテクターや、術中撮影時の患者支持台などX線

に対して高吸収な物質を含む撮影であった。高吸収な物質の影響を受けて、画像濃度が高濃度側にシフトし、安定した画像が得られないのである。骨盤ファントムを用いた例を図2-aに示す。このように、プロテクターの占める面積が大きくなるに従って、画像全体の濃度は高くなっている。従来メーカー側は、オート2を設定し、画像処理（GS値）によって、高濃度にシフトする分をあらかじめ差し引いて濃度調整するという方式を取っていた。しかし、実際にはプロテクターの入る面積や位置は、患者の体格や撮影者の手技によって変化するため、図2-aにあきらかなように、一定のGS値によって対応しきれものではなかった。その他の高吸収物質の場合も同様であった。我々は高吸収物質を含む画像のヒストパターンを推測し、このパターンに対応することのできるEDRソフトを検討した。そこで注目したのがBaスタディー用のソフト、オート3であった。骨盤ファントムでの実験を図2-bに示す。このソフトはBaの影響を除外するように設計してあるの



a) オート 2 を使用した場合



b) オート 3 を使用した場合

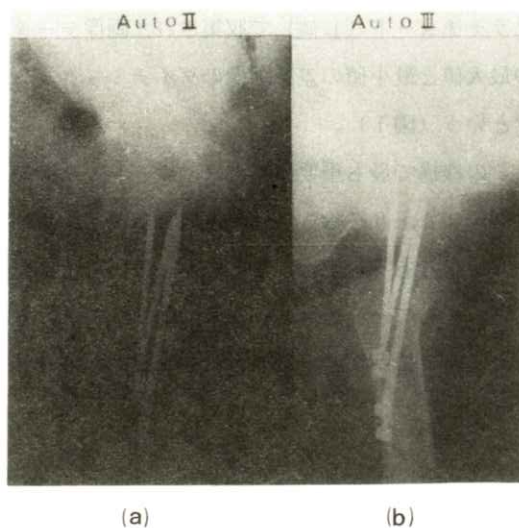
図 2 性殖腺防護を行なった股関節撮影

で、Ba と同様のパターンとなる高吸収物質に影響されことなく、画像読取りができ、どのようにプロテクターを入れても安定した画像を得ることができた。また、このソフトの利点は図 2 - b の左端に示すように、プロテクターが入っていない時にも安定した画像を出力できることであった。ではこのオート 3 が、他の分野にも応用できないか、特に広いダイナミックレンジが要求される被写体の場合について応用を試みた。

画像として出力する場合、広いダイナミックレンジを必要とするが、FCR の撮影メニューにあてはまるソフトがない例として股関節の軸写がある。一般の股関節撮影と同様にオート 2 で処理すると、図 3 - a のように骨盤の臼蓋側は読影できるが、大腿骨側は読影不能となり、濃度も安定しなかった。そこでオート 3 で処理すると、大腿骨

側は常に安定した濃度で出力され、臼蓋側も読影できる場合が多かった。しかし、図 3 - b のように臼蓋側が全く読影できない例も見られた。この場合は再度画像処理をしても、データを持っていないので臼蓋側の情報を得ることはできなかった。このように両者一長一短があるが、オート 3 では画像濃度は安定しているので、ソフト上でダイナミックレンジの判定幅を広げれば良い結果が得られるのではないかと予想している。この対策については、別角度からのアプローチもあり、後記したい。

このような EDR の組み替えは踵骨軸写（足関節のソフト）、尾骨側面（オート 2 をオート 1 へ）肩関節（鎖骨のソフト）、その他数多く検討中であり、全般に良好な結果を得ている。



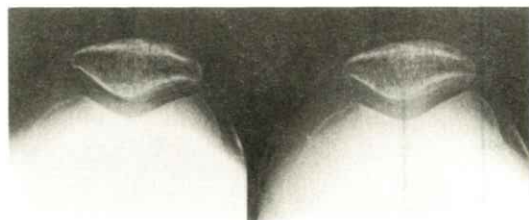
(a) (b)

図 3 処理モードの違いによる画像の比較

3.2 適切なL値を選ぶ

EDRのソフトを組み替えることで、多くの部位が安定した画像となったが、ソフトの組み替えだけでは対応しきれない部位もあった。代表的な例が、スカイライン撮影である。スカイライン撮影は、膝蓋／大腿関節を観察するための撮影法であるが、依頼内容によって膝関節の屈曲角度が変化するため、画像のダイナミックレンジが角度ごとに異なるうえ、被写体の個人差も大きく、撮影手技上の再現性も他に比べてよいとはいえない。そこで、屈曲角度によって被写体ダイナミックレンジが変化する大腿骨側の影響を比較的受けずに、画像を安定させる方法としてオート4を選んだ。このソフトは下肢軸位としてL値2.0でプリセットされており安定した画像が得られるようになったが、新たな問題点が生じた。L値2.0では大腿骨側の情報が入りきらない場合が度々あり、関節部の情報まで欠落する場合もあった(図4-a)。そこでL値を2.7に変更して撮影した(図4-b)。L値2.7では屈曲角30度から90度まで安定した画像を得ることができ、必要な情報を確実に描出することができた。

このように、L値が適切であるかどうかという問題は、オートモードの種類にかかわらず重要な



(a) L = 2.0 (b) L = 2.7

図4 L値の違いによる画像の比較

意味を持つと考えられ、画像の情報量に対し、決定的な役割を果たしている因子だと判断した。そこでFCRのL値がどのように設定され機能しているかを調べた。

4. EDR機構の基本的な特性

4.1 画像のダイナミックレンジとL値

FCR 201に装備されているテストモードを利用して、L値によって被写体ダイナミックレンジがどのようにデータ収集されているのかを実験した。実験は、1cm厚のアクリル板を階段状に配置し、同一条件でX線曝射し、L値を変化させて画像データの収集を行い、出力画像の階段ごとの濃度を測定した。出力画像の階調は、45度の直線パターンを使用し、周波数処理はかけなかった。その幾何学的な配置と60kVで撮影した場合の結果を図5に示す。図5内に表示しているMAXの値は、テストモードでの表示法でL値を意味している。混乱を避けるため以後L値という。L値

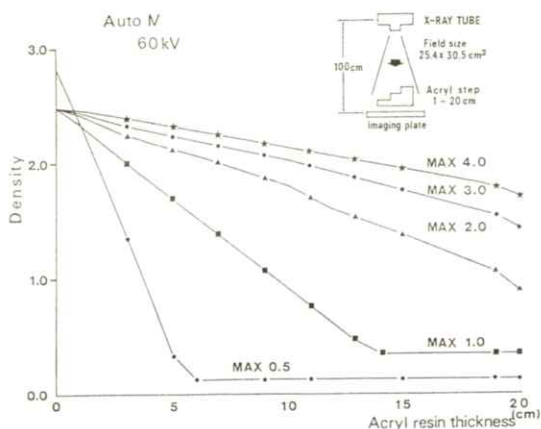


図5 画像のダイナミックレンジ(L値の変化)

0.5 では6段階までのアクリル階段を濃度分解し、それ以上のアクリル階段の情報は一切持っていない。しかし、FCRの濃度分解能10bitを有効に利用しているので5 cmまでの情報を大きなコントラストで表現している。L値が大きくなるにしたがって、当然アクリルの厚み情報は増加してゆく。しかし、それにとまって濃度分解能も低下してゆくため、コントラストは著しく劣化してゆく。このグラフから、臨床上アクリル厚5 cmと等価な被写体を60 kVで撮影するなら、L値0.5から1.0までの値で処理すればコントラストの良い情報量の多い画像が得られるのがわかる。また、アクリル厚20 cm前後の被写体を最も効率良くデータ収集できる値が、L値1.0から2.0の間に存在するであろうという推測もできる。もちろん、L値3.0や4.0のように、被写体のダイナミックレンジよりもL値がはるかに大きい場合に、濃度分解能が著しく劣化するとともに画像濃度が高濃度側にシフトすることもわかり、適正なL値で情報を得ることの重要性が認識できる。

L値がX線に対する被写体のダイナミックレンジと画像のダイナミックレンジをつなぐ重要なポイントであることがわかったが、ダイナミックレンジに関しては、別の因子としてエネルギー（管電圧）の問題を検討しなければならない。

4.2 管電圧と画像のダイナミックレンジ

アクリル階段の実験を、管電圧を変化させて行なった。L値1.0の場合を図6に示す。管電圧が高くなるに従って厚み情報は増加してゆく。40 kVと100 kVを比較すると、管電圧を60 kV上げることでアクリル厚にして7 cm分の情報が増加

したことになる（図6）。

では、管電圧の変化による厚み情報の増加に、なんらかの傾向があるかどうか調べた（図7）。L値0.5では管電圧が高くなっても、あまり効果はなく厚み情報の増加は望めない。L値1.0では管電圧が高くなるに従って徐々に厚み情報も増加してゆくが、70 kVから90 kVにかけて増加の割合は鈍っている。このことから60 kV以下の管電圧で撮影していて、情報量を増すために管電圧を上げる場合には効果が期待できるが、70 kV前後

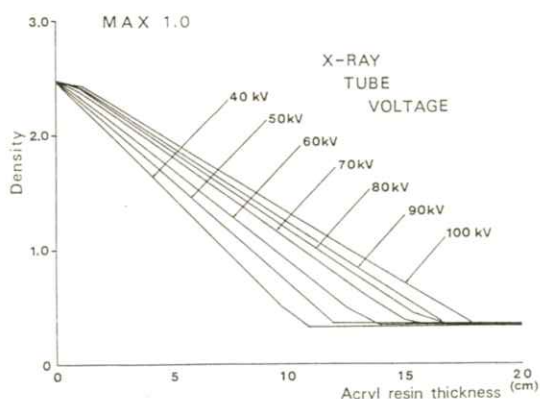


図6 画像のダイナミックレンジ(管電圧の変化)

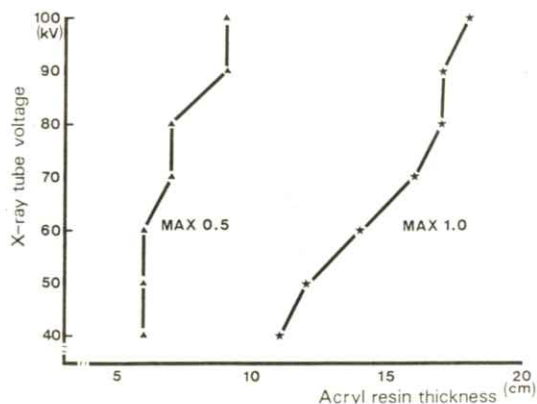


図7 画像のダイナミックレンジの線質依存性

から管電圧を上げる効果はあまり期待できないといえる。もちろん140, 150 kV まで上げるとなれば話は別だが、臨床上現実的な議論とはいえない。

さて、以上のような関係がL値とダイナミックレンジとエネルギーの間にあるわけだが、一画像内に広い厚み情報や吸収係数に差のある被写体をまとめて表現したい場合はどのようにすれば良いか。図5, 6, 7から、管電圧を高くするよりもL値を大きくしたほうが効果は大きいといえる。ただ、濃度分解能はそのL値が増加した分だけ劣化するので、診断上決め手となる情報がどのような被写体厚の中にあり、どのレベルのコントラストを持っているかを慎重に検討して、L値や撮影条件等の設定値を選ぶ必要があるだろう。

5. 視点を変える

5.1 あらゆる部位に対応する

これまで、EDRソフトの組み替えやL値の変更、撮影条件面まで検討を加えて来たが、実際の臨床の現場ではまだまだ完全なものとはいえない。整形外科領域の人工関節や骨の固定法の進歩にとまって、ヒストグラムそのものが変化している場合も少なくない。また、術中撮影のように、被写体がどこにあるかさえ正確に分からない状況での撮影などがあり、課題は多い。

そこで我々は、先読み画像の有効利用を提案したい。FCR 201, 901は画像計算の前に先読み像をCRTに表示する。このとき、被写体の特に必要な部位に関心領域を設け、セミモードのようにその領域内の平均値から画像処理条件を決定す

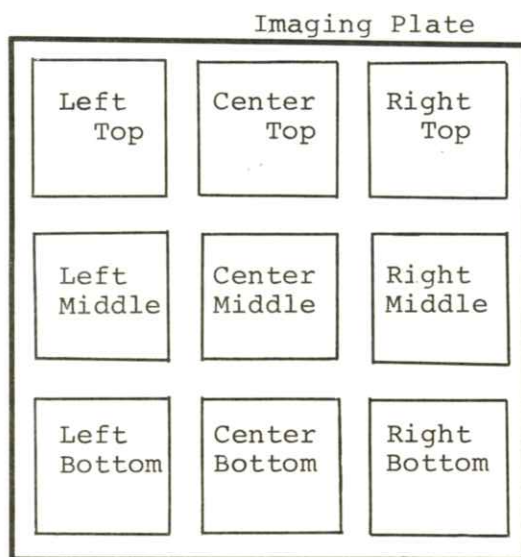


図8 マルチセミモード

るという方法である。関心領域の大きさや座標が自由に変えられると確実なデータ収集ができるが、ハード、ソフト両面の大幅な改造が必要であり、装置の使用法も複雑になってしまう。そこで、図8のように関心領域をあらかじめ設定しておき、どの部分を使用するかを選ぶようにすればどうだろう。図8のようにIP上で9箇所の関心領域のどこか1つにでも被写体を捉えることができれば良いのである。言わばマルチセミモードと呼べるものだろう。応用範囲はかなり広いと予想されるので、メーカー側の検討を期待したい。

5.2 二画像出力を生かす

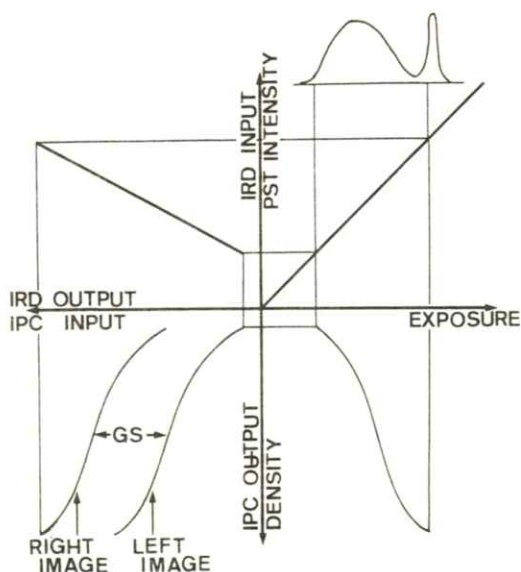
現時点では(1988年7月)、FCRの最終画像はフィルムにハードコピーされた画像である。この画像で表現できる濃度の範囲(以後濃度レンジという)は。当然フィルム乳剤の濃度レンジに支配されている。また、人間が視覚的に認識できる

濃度レンジも、現状でのコンベンショナルフィルム
の至適濃度とされる画像濃度を見る限りでは、
ほぼフィルムの濃度レンジに一致すると予想され
る。FCRとは広いダイナミックレンジを持つIP
に入力された画像情報の中から、必要な範囲を
取り出して画像処理し、IPよりも狭いダイナミ
ックレンジしか持たないフィルムに出力する作業
に他ならない。実際には、IPのダイナミックレ
ンジの広さそのものを、臨床面に生かし切れてい
るとは言い難く、読取り時の濃度分解能10 bitに
納められたデータさえフィルム上にすべて描出さ
れているわけではない。しかし、一般撮影の大半
の部位は、現在の出力画像で十分に臨床的価値を
持っている。問題は被写体ダイナミックレンジが
特別に広い部位（肋骨、股関節軸写等）の場合で
ある。我々はこれらの部位に対するL値や画像デ
ータ収集法について検討を加えて来たが、一歩進
んで最終画像の段階で、画像情報として納められ
たデータを有効に生かす方法についても検討した。

そこで注目したのが、FCRの二画像出力とい
う画像出力パターンである。現在、ダイナミック
レンジの広さを生かす方法として、右画像にラチ
チュードの広い階調パターンを設定する方法が一
般的である。しかし、この方法では、左画像に比
較して大幅に情報量が増加したとはいえず、かえ
ってコントラストの低下をまねく場合もある。そ
こで我々は図9の第3象限に示すように、10 bit
に納められた画像情報を、階調パターンの画像レ
ンジ（GS値）を変えて出力する方法を考案した。
これは、左右共にコントラストの良い画像を得な
がら広いダイナミックレンジを描出する方法で、
前章で述べたマルチセミなどと組み合わせて使用

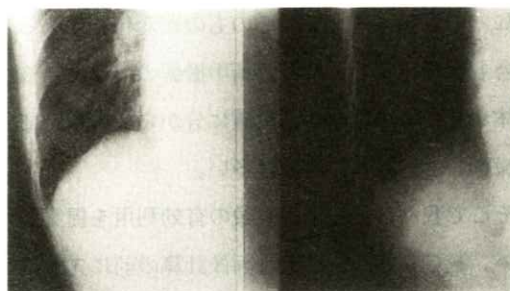
すれば、濃度の安定と共に情報量の多い画像が得
られると考えている。実際にどのような画像にな
るかを図10、図11に示す。図10の左画像では
上部肋骨を、右画像では下部肋骨を描出している。
図11の左画像では大腿骨側を、右画像では骨盤
側を描出している。

このように、二画像出力を周波数処理や階調パ



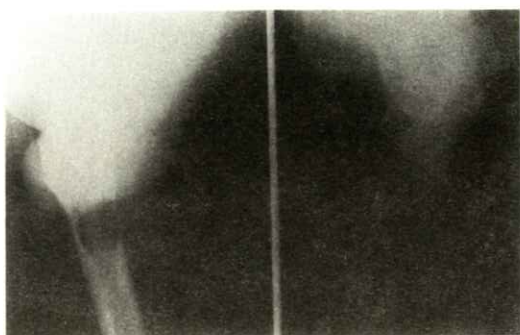
（富士メディカル社資料参考）

図9 二画像出力に関するFCRの基本動作特性



（肋骨の場合）

図10 広いダイナミックレンジの有効利用



(股関節軸写の場合)

図 11 広いダイナミックレンジの有効利用

ターンの変化だけに使うのではなく、FCRの最も素晴らしい特長である“ダイナミックレンジの広さ”を表現するために使用することで、より臨床的な価値を高めることができると考えている。

以上、FCRを用いて一般撮影を行なう場合の考え方について述べてきた。最後にその1、その2を総合して、今回の内容をまとめてみることにする。

6. ま と め

- 1) 診断目的や、被写体サイズに応じたIPを選定する。さらに高度な検出能を必要とすれば、拡大撮影も有り得る。すなわち、与えられたIPの範囲を有効に利用する。
- 2) 線量が増加するに従って検出能も増すが、IPに到達する線量が約3 mRを越えるあたりか

ら検出能は一定する。だから、同一の部位であっても撮影の目的はそれぞれ異なるから、撮影部位で線量を設定するのではなく、目的に応じて線量を決定する。

- 3) 濃度のヒストグラムから臨床に有効なデータを収集するEDRの方法には限界がある。データ収集法として現在の方法だけにとらわれず、基本となる方法を多種類持つべきである。その中から正しくデータを収集する方法を選択するべきであろう（G値やR値は二の次）。
- 4) 管電圧は、低いほど検出能は改善される。また線質とL値は相関性があった。そのことを考慮に入れて適正な線質を設定する。
- 5) 二画像出力の利点をいかに有効に利用して検出能を向上させるかは、今後の課題である。

文 献

- 1) 中島延淑，高野正雄，古巻陸夫，他：第40回日本放射線技術学会，総会予稿集，pp.402-404（1984）
- 2) Y. Tateno, T. Iinuma, M. Takano: Computed Radiography p.25-27 (Springer-Verlag, 1987)

F C R の臨床例の提示と考察

佐藤 健司 ・ 西窪 良彦 ・ 川本 誠一 ・ 安部 喜夫
三原 一博 ・ 船橋 正夫 ・ 安部 勝人 ・ 小林 斉雄

大阪府立病院画像診断科 〒558 大阪市住吉区万代東3-1-56

(1988年7月11日 受理)

Fuji Computed Radiographic System in Clinical Use

K. SATO, Y. NISHIKUBO, S. KAWAMOTO, Y. ABE,
K. MIHARA, K. ABE, M. FUNAHASHI, S. KOBAYASHI

Osaka Prefectural Hospital, Dept. of Diagnostic Imaging

(Received July 11, 1988)

1. 大阪府立病院の規模

大阪府立病院は、その名のごとく、大阪府立の、基準看護（特2類、精神特1類）の基幹総合病院で、病床数は、778床、職員数は、医師101名、看護婦555名、医療技術員108名、事務職員79名、現業職員128名の合計971名（昭和62年8月1日現在）である。

参考までに、1カ月の外来患者数は、昭和63年3月を例にとると、延べ患者数計35,981人、初診患者数5,653人である。

2. 大阪府立病院画像診断科の構成

従来の放射線診断科に超音波診断とR I（シンチグラム）診断を加えて、画像診断科として新発

足した。医師4名、診療放射線技師17名、看護婦6名、事務員7名（パートを含む）である。

3. F C Rの臨床例数

昭和62年9月16日に、新病院棟がオープンして以来、63年5月末日までの8カ月半に施行したF C R撮影の臨床例数は、一般撮影部門（全部門完全F C R化）の件数33,604件、撮影枚数69,085枚、消化管撮影部門（一部F C R化）は、2,646枚であり、一般撮影部門の内訳は、頭、腹部、骨盤4,849件、8,117枚、胸部13,160件、23,528枚、脊椎、四肢8,017件、22,099枚、乳房、甲状腺227件、886枚、胆嚢、断層1,309件、5,798枚、パノラマ、その他150件、359枚、病室撮影5,592件、7,654枚、術中撮影300件、644

枚であり、総計 71,731 枚の FCR 撮影を施行した。

4. 臨床例の提示と考察

(症例 1) 内耳 (Schüller法) 撮影像。

管球焦点 0.3 mm を使用し、1.5 倍拡大撮影をルーチンとして良好な結果を得ている。

(症例 2) 関節造影像。

半月板損傷の症例で 1.5 倍拡大撮影。病変部が鮮明に描写され、FCR の有用性が高まった。

(症例 3) ギブス症例。

脛骨骨髓炎術後で、ギブス内の骨、軟部組織、ドレナージチューブ等が鮮やかに描写されており、FCR ならばこそと思われた。

(症例 4) 人工骨頭 (セラミック) 症例。

上腕骨巨細胞腫でセラミック上腕人工骨頭置換後で、セラミック、残存骨部、軟部などが良好に描写される。

(症例 5) 腰椎側面像。

通常撮影では、棘突起の先端近くまでの描写は無理であるが、FCR では、棘突起の先端まで、鮮やかに描写される。

(症例 6) 脊髓腔造影像。

腰椎側面での、被写体背面の多重絞り外からの“かぶり”の影響がなく、鮮明である。

(症例 7) 鼻骨部撮影像。

鼻骨、鼻軟骨が明瞭に描写されている。

(症例 8) 足部側面像。

Calcaneus の骨梁が鮮明である他、アキレス腱などの軟部陰影もよく描写されている。

(症例 9) 乳房撮影像。

FCR では、乳房構造の詳細のみでなく、皮膚線

まで鮮やかに描写が可能で、FCR を導入して、最も喜ばれている画像診断であって、工業用フィルムでの撮影や、ゼロラジオグラム等は問題とならない。しかし、埃の付着のためとみられる微細な白い斑点像が稀にでるので、乳ガンの指標とも言われる微細石灰化像と紛らわしいので、現在原因を調査中である。

(症例 10) 腹部単純像。

この症例は、S 状結腸癌によるイレウスで、横行結腸穿孔を合併した症例で、肺野、横隔膜、横隔膜下の Free-air、拡張した腸管、イレウスチューブ、何層もの腹壁構造等、X 線吸収値の格差の大きいものや小さいものまでが、鮮明に描写されている。

(症例 11) (点滴) 静注胆嚢胆管造影像。

従来のスクリーンフィルム撮影よりも優れている。しかし、ソフトが、撮影定位上、右肺下野及び、右側腹外野部が少し撮影範囲内に入ってくことを前提に設定されているために、体格の大きい患者ではこれらの領域が撮影範囲内に入っていないので、フィルム濃度がオーバーに仕上がる傾向にあり、これを改良中である。

(症例 12) 胸部。

F U J I 標準処理では、左画像は淡い肺胞性陰影の描写に少し難があり、右画像は、ノイズがめだち、索状陰影が強調され過ぎていた。そこで、左画像は、周波数強調をなくして限りなくスクリーンフィルム画像に近づけ、右画像は、より高い周波数のランクに強調をかけて、ノイズを出さずに縦隔陰影や、横隔膜陰影に重なる部分の構造が描写されるようにした。

(症例 13) 胸部 2 方向像。

ファロー四徴症 Blalock-Taussig 短絡手術後に胸郭左上部に、広範囲の被覆性血胸を合併した症例で、腫瘍陰影を通して、肺紋理や肋骨骨折などが観察できる。

（症例 14）心臓 4 方向像。

心臓の輪郭は当然の事として、大血管の輪郭描写にも優れ、心陰影と重なる下行大動脈の小さい紡錘状大動脈瘤が、単純像で、明瞭に描写された。

（症例 15）胸部拡大撮影像。

0.3 mm 焦点管球での 1.5 倍撮影像である。肺泡性の Patchy-pattern がよく描写されている。

（症例 16）食道造影像。

当院では、食道造影は、縦 2 分割での撮影を多用しているが、FCR の初期設定での食道撮影のパラメーターは一枚どりで設定のため、まったく使用が出来ず、当初、胃部撮影のパラメーターで食道の撮影もしていたが、撮影範囲に肺野部分が多く入ってくると食道下部の描写が飛ぶことがあるので、今回、食道撮影のパラメーターをすべて改良した。更に、頸部食道では、4 分割撮影も可能とした。

（症例 17）胃十二指腸造影像。

二重造影部分がオーバーにならずに描写される。FCR の利点として、患者被曝線量の低減がうたわれている。しかし、胃十二指腸造影において、FCR の初期設定では、曝射線量を半分にすると、ノイズによるギラつきが強いので、当初はやむなくスクリーン撮影と同じ線量で撮影をしていた。当院での、コンベンショナル撮影自体が、稀土類の高感度システムを使用しているために、もともと低線量での撮影になっているが、更に、その 2 分の 1、3 分の 1 の線量で FCR が満足のできる造影像を出すようにパラメーターの改良を試みた（周波数ランク “8” → “7”，周波数強調レベ

ル “7” → “4”，ガンマ “1.0” → “1.2”）。

（症例 18）病室撮影。

病室での撮影では、同一患者での各撮影が、いつもまったく同じ条件で撮影できないので、病状の経過を判定する際に、撮影条件の違いによる陰影濃度の変化をある程度加味して判定してきた。

FCR では、撮影条件が少し異なっても、ソフトで、同じ濃度に処理できるであろうから、いま述べたような事からは解放されると期待したが、そこに落とし穴があった。すなわち、FIX（固定）モードで処理をせずに、オートモードでの処理では、患者自身の状態が変化しているのに、同じ濃度に仕上げてしまうのである。例えば、両肺に胸水が貯留してきて、肺野は全般に暗く（白く）なっているのに、濃度調整がなされて、胸水がたまっていないときと同じ濃度に仕上がってしまう。いまこれを修正すべく検討中で、肺野以外の部位に、濃度インジケータを設置して、肺野の大半の濃度変化の折りにも対応できるように改良中である。

5. む す び

一般撮影を全面的に FCR 撮影に切り替え、消化管透視撮影も一部を FCR 撮影として、数多くの診療をおこない、ソフトその他の改良を計り、満足な結果を得ている。画像縮小も慣れてしまっていて現在ではさほど問題となっていない。

FCR システムは、PACS への移行の際にもアナログーデジタル変換が不用で、医療情報の保管管理とそのコンピュータ化においても従来のスクリーンフィルムよりも優れたシステムと考える。

核医学におけるデジタル・フィルターの エントロピーによる評価

杉内 矩昭*・村瀬 研也**

* 愛媛県立今治病院放射線部 〒794 愛媛県今治市石井町

** 愛媛大学医学部放射線医学教室 〒791-02 愛媛県温泉郡重信町志津川

(1987年10月3日, 最終1988年5月13日 受理)

Evaluation of Digital Filters in Nuclear Medicine by Entropy

Noriaki SUGIUCHI* and Kenya MURASE**

* Department of Radiology, Ehime Kenritsu Imabari Hospital,
Ishii-cho, Imabara-shi, Ehime 794

** Department of Radiology, Ehime University School of Medicine,
Shitsukawa, Shigenobu-cho, Onsen-gun, Ehime 791-02

(Received October 3, 1987, in final form May 13, 1988)

The qualities of images obtained in scintigraphic devices are limited because of poor statistics and finite resolving power of the devices and collimators. Thus, processing of the image data such as smoothing, image enhancement, reduction of high frequency noise, boundary detection, etc. may improve information transfer to the human viewers. Improvement of the quality of nuclear medicine images has been attempted by using various filtering techniques. They can be classified into two types: the space-domain filtering and the frequency-domain filtering. This paper analyzed the usefulness and limitations of the technique using the space-domain filtering by comparing the calculation results of entropy in the images processed by various digital filters.

1. はじめに

核医学画像は放射性核種の崩壊時の統計的変動による雑音およびシンチレーションカメラやコリ

メーターの性能に起因するボケを含む¹⁾。したがって画像としてみると一般に画質の低いことが特徴であり、核医学における診断精度や定量性に支障を与えることが多い。このような画質を改善す

るため十分に高い計数値による画像を得るとともに、コンピュータによる画像処理が必要である。コンピュータによる画像の処理方法として種々の方法が提案されている。それは画像データをそのまま、空間領域において処理する方法と、画像データを空間周波数領域に変換し、画像データに含まれる高周波雑音の除去や、高周波領域の特性の低下によるボケの補正を目的とするフィルター処理を行なった後、逆変換によってもとの空間領域に画像を再現する方法に大別される。今回は前者の方法について検討を行なった。

飯沼ら²⁾の研究によれば最適フィルターの考え方として画像の平滑化を行なう範囲を一定としたとき、最大の信号対雑音比が得られるフィルターと定義づけている。このためフィルターの評価には画像の平滑度を定量化することが必要であり、本論文は二変量エントロピー解析法を用いて画像の平滑度を定量化することを目的とした。

2. 使用装置とフィルターの概要

シンチレーションカメラ

日立 RC-1C-1635LT

核医学データ処理装置

日立核医学データ処理装置 ハープシステム

(RP-100)

フィルター処理およびフィルターの作成、修正、合成、周波数特性の表示は、ハープシステム内のDF(DIGITAL FILTER)プログラムおよびFG(DIGITAL FILTER GENERATION)プログラムを使用した。本プログラムは村瀬ら³⁾の開発した二次元ディジ

タルフィルターの設計法に基づいている。

ところでシンチカメラを含む計測システムにおいて、測定の対象となる画像を $f(x, y)$ 、測定装置系の点広がり関数を $b(x, y)$ 、画像に含まれる雑音を $n(x, y)$ 、測定によって得られる画像を $g(x, y)$ とするとこれらの間にはつぎの関係がある⁴⁾

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x', y') \cdot b(x - x', y - y') dx' \cdot dy' + n(x, y) \dots \dots \dots (1)$$

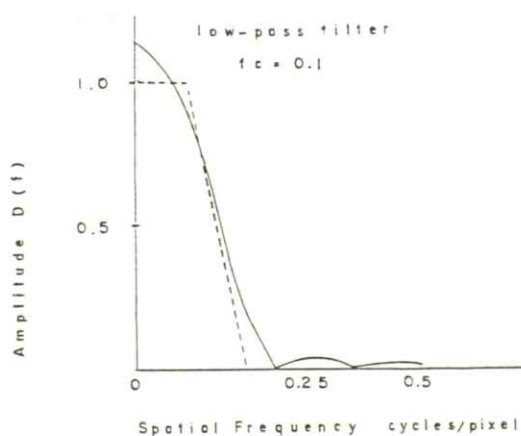
コンピュータのメモリーに収録される画像は画素の計数値の二次元マップであり、これらを F_{ij} , B_{ij} , N_{ij} , G_{ij} とすると式(1)はつぎのように表わすことができる。こゝで i, j は画素の二次元座標を意味する。

$$G_{ij} = \sum_l \sum_m B_{lm} \cdot F_{i-l, j-m} + N_{ij} \dots \dots \dots (2)$$

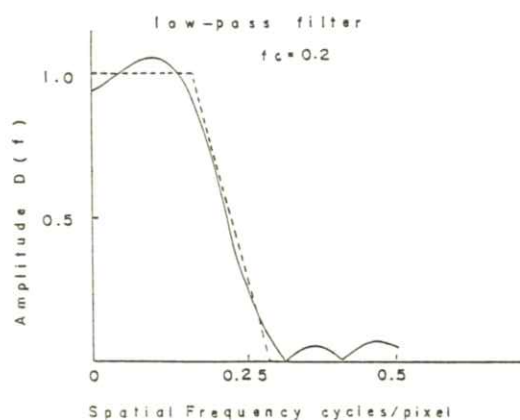
核医学画像の処理は式(2)に含まれる高周波雑音の除去とボケの補正が考えられ、実際の計算ではつぎのように示される。

$$P_{ij} = \sum_{l=-(N-1)}^{N-1} \sum_{m=-(N-1)}^{N-1} h_{l,m} \cdot O_{j-1 \cdot j-m} \dots \dots \dots (3)$$

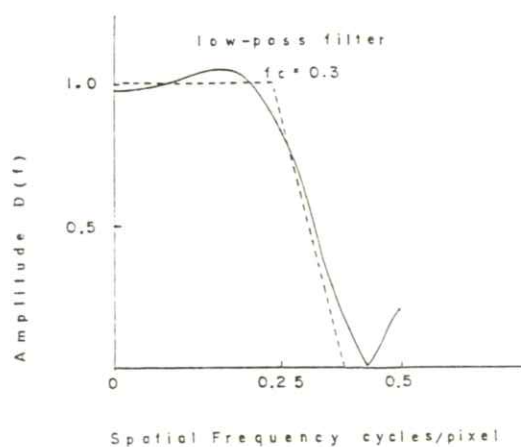
こゝで、 O_{ij} , P_{ij} は原画像および、処理後の画像を示し、 $h_{l,m}$ をディジタル・フィルターとよび、 N をフィルター次数とよぶ、今回の検討に使用したフィルターの種類およびそれらの周波数特性はつぎの通りである。ただし f は空間周波数とする。



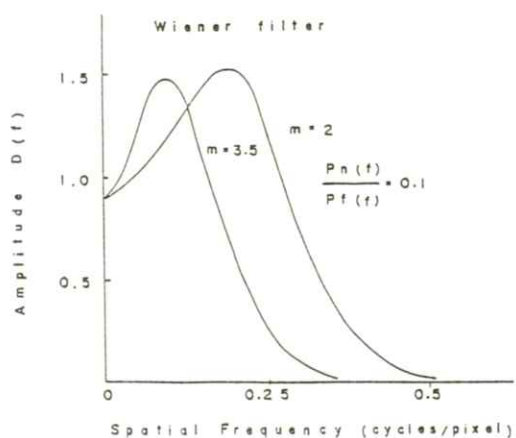
(a)



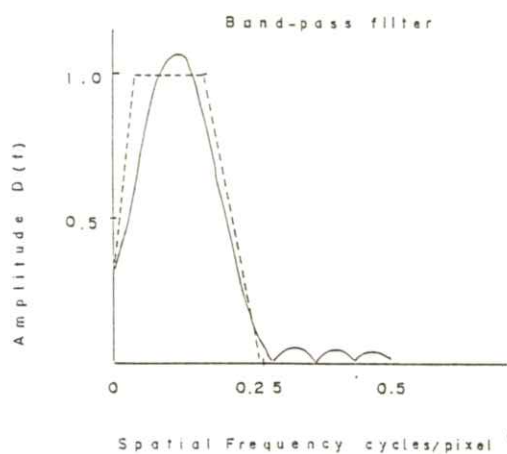
(b)



(c)



(d)



(e)

Fig. 1 Frequency response of the filters used in this paper: (a) - (c) low-pass filters with different cut-off frequencies f_c , (d) a Wiener filter, and (e) a band-pass filter.

a) 低域通過フィルター

$$D(f) = \begin{cases} 1, & 0 \leq f < f_c \\ 0, & f_c \leq f \leq 0.5 \end{cases} \quad \dots\dots\dots (4)$$

ここで、 f_c はシャ断周波数、0.5 は Nyquist 周波数を示す。今回使用した低域通過フィルターはシャ断周波数 f_c が 0.1, 0.2, 0.3 cycles/pixel のものを使用し、周波数特性を Fig. 1(a) ~ (c) に示す。実線は実際の周波数特性を示す。

b) ウィナー・フィルター

ウィナーフィルターの周波数特性 $D(f)$ は次式で示される。

$$D(f) = \frac{\text{MTF}(f)}{[\text{MTF}(f)]^2 + P_n(f)/P_f(f)} \quad (5)$$

ここで MTF は (modulation transfer function) は点広がり関数をフーリエ変換したもの、 $P_n(f)$, $P_f(f)$ は雑音および測定対象画像のパワースペクトルを示す。今回使用したフィルターでは $P_n(f)/P_f(f) = 0.1$ を仮定した。また、MTF は点広がり関数をガウス分布としたときの MTF

$$\text{MTF} = e^{-\pi \cdot f^2 \cdot m^2 / 2.773} \quad \dots\dots\dots (6)$$

とする。ここで m は点広がり関数の半値巾を画素の大きさで割ったもので、画像のボケの大きい程、 m の値は大きくなる。今回使用したウィナー・フィルター 1 では $m = 2$ 、ウィナーフィルター 2 では $m = 3.5$ とし周波数特性を Fig. 1(d) に示す。

c) 帯域通過フィルター

今回使用した帯域通過フィルターは通過帯域が 0.05 ~ 0.25 cycles/pixel のものを使用し、周波数特性を Fig. 1(e) に示す。

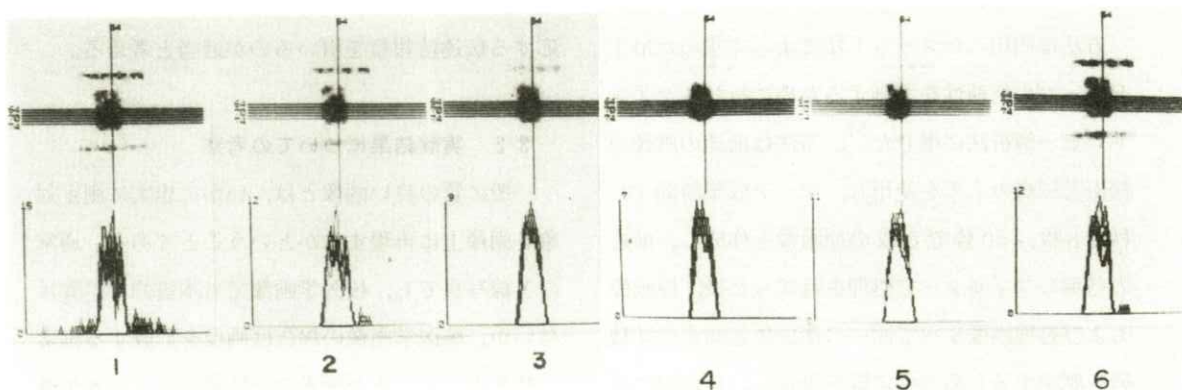
3. エントロピー解析法による核医学画像の平滑度の評価

3.1. 実験方法および実験結果

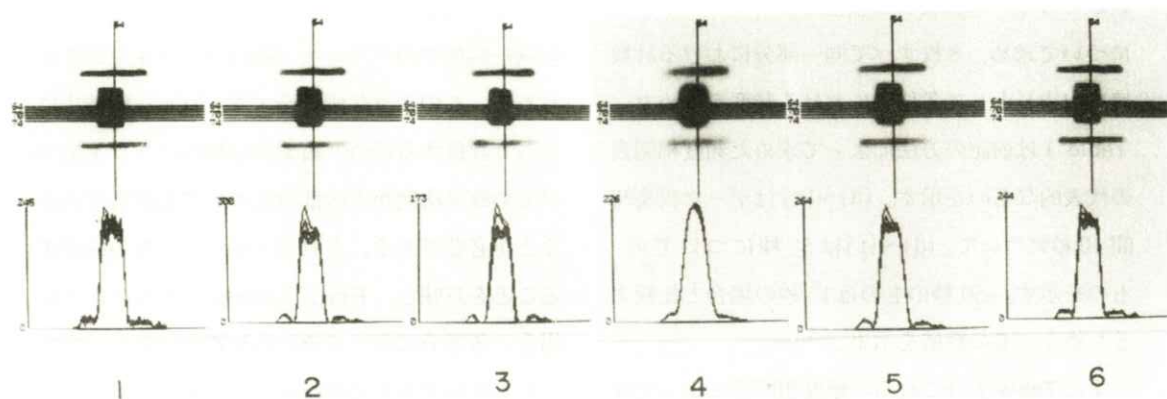
核医学画像では、放射性核種の崩壊時の統計的変動による雑音や測定系に起因するボケを含む。このため診断や測定に当っては通常デジタルフィルター処理を実施する。使用フィルターが低域通過フィルターであれば、高周波雑音は除去されるが、画像の空間分解能が低下する。また高域通過フィルターを使用する場合は空間分解能がよくなる反面、高周波雑音の除去が十分できない、それぞれ相反する性質をもつ。このため画像処理に最適なフィルターの検討が必要である。今回は核医学画像の平滑化の程度を定量的に評価する方法として二変量エントロピー解析法を用いた。

方法は、深さ 3 cm、一辺の長さが 15 cm の容器に ^{99m}Tc 3 mCi を含む容液を入れ、その上部に 5 × 7 cm の容器をもつ鉛板を置きその像を撮影した。計測は上記の画像のうち比較的均一な部分に Fig. 2 に示すように 5 本の線を設定し、その線に沿った各画素の計数値を求め、計数値プロフィールカーブを作成した。

下に示されている図形は 5 本のプロフィールカーブを重ねたもので、Fig. 2(a), Fig. 2(b) は計測時間が 10 秒および 50 秒のものを示す。また(a), (b) において、1 は原画像、2 はウィナー・フィルター 1、3 は帯域通過フィルター、4, 5, 6 はシャ断周波数が 0.1, 0.2, 0.3 cycles/pixel の低域通過フィルターの処理画像を示す。この図に示すように計測時間や各種のフィルターの周波数特性によるバラツキの様子を示している。



(a)



(b)

Fig. 2 Profile curves in the original image (1) and the images processed using a Wiener filter 1 (2), a band-pass filter (3) and a low-pass filter ($f_c=0.1$ cycles / pixel (4), $f_c=0.2$ cycles / pixel (5), $f_c=0.3$ cycles / pixel (6)) :
(a) sampling time = 10 sec, (b) sampling time = 50 sec.

この結果をさらに定量的に求めるため、二変量エントロピー解析法を試みた。

方法は内田らがスリット法によって求めたMTFカーブの信頼性を評価するために行なったエントロピー解析法に準じた⁵⁾。方法は前述の画像の撮影と同様のものを使用し、データ収集時間10秒で8枚、50秒で8枚の原画像を作成し、前述の各種のフィルターで処理を行なった後、原画像および処理画像すべて同一の部分に各画素の計数値を測定するための測定線を設定し、その線に沿った各画素の計数値のプロフィールカーブを作成した。

頻度相関表は測定線に沿った窓の部分（28画素からなる）に含まれる立上り部分から14画素について求め、8枚すべて同一部分における計数値を出力 Y として各位置における頻度を求めた。Table 1は前記の方法によって求めた頻度相関表の代表的なものを示す。(a)~(c)はデータ収集時間10秒について、(d)~(f)は50秒についてのものを示す。50秒のものは10秒の場合と比較するため1/5の数値を示す。

またTable 2はこれらの頻度相関表によって計算した各種の画像のエントロピー⁶⁾を示す。

ここで $H(X)$ は入力エントロピー、 $H(Y)$ は出力エントロピー、 $H(X, Y)$ は結合エントロピー、 $H_x(Y)$ は系に雑音を含む場合に出現する条件付きのエントロピーである。

これらのエントロピーは測定データの不規則性、すなわち雑音の状況を示す。 $T(X; Y)$ は伝達情報量で、入力 X と出力 Y と深い関係をもつ。核医学画の画素の計数値のバラツキを評価する場合、入力 X と出力 Y との間には非線形な部分を含むため

相関係数のような数値対応尺度による評価が困難である。したがってこのような場合は入出力に対応する伝達情報量を用いるのが適当と考える。

3.2 実験結果についての考察

一般に質の良い画像とは、いかに忠実に測定対象を画像上に再現するかということである。通常のX線写真でも、核医学画像でも本質的な差異はないが、核医学画像の場合は画像を形成する画素の数が少なく、また画素の計数値のバラツキが極めて大きいことが特徴である。

本論文の場合のバラツキは一枚の核医学画像の画素相互間の計数値のバラツキ（横のバラツキ）と頻度相関表の作成に使用した8枚の核医学画像の同一場所でのバラツキ（縦のバラツキ）が考えられる。このような画像をエントロピー解析法によって評価する場合、縦および横のバラツキについての確率法則がどの部分についても恒常であることが必要である。これはエルゴード性の成立することを意味し、Fred Attneaveもこのような場合、各部分における統計的性質が恒常か、少なくとも近似である必要を述べている⁷⁾。

またエルゴード性についても、何段階かのレベルがあるが⁸⁾、今回は前述の核医学画像のプロフィールカーブの重ね合わせ結果によってエルゴード性の近似が成立するものと考えた。これはFig. 2の(a), (b)において、シャ断周波数0.1 cycles/pixelの低域通過フィルターでの処理画像（下側の数字4）が最も平滑化されて単一波形に近く、これらの各測定線のプロフィールカーブが殆んど重なり合っていることや、8枚の画像もすべて一の結果であることによって、エルゴード性が成

立するものと仮定した。このようなバラツキの大きい核医学画像を診断に应用する場合、画像の忠実性を維持できる範囲で画像の平滑化がおこなわれる。

これらの画像の平滑化の評価法として、計数値の標準偏差、変動係数などを用いている。頻度相関表に記入されている標準偏差の平均値による平滑化の順位と、データ収集時間の相違による標準偏差値の差異、プロフィールカーブによるバラツキの順序は一致する。例えば Table 2(a) よりデータ収集時間10秒の原画像の標準偏差の平均値が 6, 95, 50 秒のものでは Table 2 (d) より 2.85 であり、プロフィールカーブの重ね合わせた画像の表示と一致する。しかし頻度相関表で示すように、同一の画像内でも、それぞれの座標における計数値の標準偏差の変化が一定でなく、標準偏差やその平均値で、画像全体の平滑度を十分に示すことができないと考える。

つぎに付加情報量 $H_x(Y)$ について考えると、この系には雑音が存在するため2つの条件つきエントロピーが出現し、このうち付加情報量 $H_x(Y)$ は雑音の状況を示す。Table 2 (a) より、データ収集時間10秒での原画像の $H_x(Y)$ は 1.50 bit, 同様にデータ収集時間50秒の原画像の $H_x(Y)$ は 0.89 bit となり、収集時間の増加によって減少する。これは放射性核種の崩壊時の統計的な変動を示すものと考えられる。

また低域通過フィルターでは、シャ断周波数が低くなるにしたがって付加情報量の値は小さくなる。これは原画像に含まれる高周波成分が除去されたことを示す。またウィナー・フィルター2ではウィナー・フィルター1にくらべ周波数特性の

ピークが低周波部分にあるため、高周波雑音の除去能力の大きいことを示す。以上のことから付加情報量を指標として画像処理の適否、雑音の除去に最適のデジタルフィルターの選択に必要な情報をビット単位で精密に定量化しているものと考えられる。

つぎに伝達情報量 $T(X;Y)$ について考える。本論での主目的はエントロピー（伝達情報量）による核医学画像の計数値のゆらぎの程度を求めることである。伝達情報量の計算結果を Table 2 (a) (b) に示す。

まず計算結果から、原画像よりフィルター処理された画像の方が、伝達情報量 $T(X;Y)$ の値が大きく、かつ伝達効率もよい。このことは原画像をフィルター処理することによって、画像を構成する画素の計数値のバラツキの小さいことを示すものである。また低域通過フィルターではシャ断周波数によって、画像の平滑化の状況を示す。つぎにウィナー・フィルターであるが、Fig. 1 (d) に示すように周波数特性図において、特定の空間周波数域での振巾が1より大きくなり、画像の復元性をもつ。この場合、過度の復元性のときは雑音成分も増巾され、画像の画素の計数値のバラツキが大きくなることが予想されるため、その限界点を求めるときや、低域通過フィルターの処理画像の伝達情報量を相互に比較することによって、画像処理に最適なフィルターの選択が可能となる。

つぎに伝達情報と計数値の標準偏差の平均値の関係をデータ収集時間10秒と50秒について比較した。データ収集時間10秒の原画像の伝達情報量は Table 2(a)より 2.353, また計数値の標準偏差の平均値は Table 1(a)より 6.95 またデータ収

Table 1 Frequency matrices of profile curves in the original and processed images.

(a) original images with sampling time 10 sec.

		input x														Σ
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
output y	5	8														8
	10		4		4	2	2	2								14
	15		2	6	2	2	2	2	2							18
	20		2	2	2	2	2	2	4							16
	25					2	2	2	2							8
	30									2						2
	40									2						2
	50									2						2
	55									2						2
	145										4					4
	155										2					2
	170									2		2				4
	180												2		2	4
	185											2				2
	190											2				2
	195												4		2	6
	200											2		6		8
	205												2	2		4
	220														2	2
	245														2	2
Σ		8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	112
Mean		5.0	13.8	15.3	13.8	17.5	17.5	17.5	20.0	43.8	153.8	186.3	193.8	201.3	210.0	79.3
SD		0	4.15	2.17	4.15	5.59	5.59	5.59	3.54	9.60	10.23	10.83	8.93	2.17	24.75	
Mean of SD																6.96

(b) images processed by a Wiener filter 2 with sampling time 10 sec.

		input x														Σ
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
output y	0	2						8	2							12
	5	6							6							12
	10		6	2			4									12
	15		2	6	6	2	2									18
	20				2	4	2									8
	25					2										2
	55									2						2
	60									2						2
	65									4						4
	150										2					2
	155										4					4
	165										2					2
	210														2	2
	215											2			2	4
	220													4	4	8
	225											4				4
	230													4		4
	235												2			2
	240											2				2
	245												4			4
	250												2			2
Σ		8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	112
Mean		3.8	11.3	13.8	16.3	20.0	13.8	0	3.8	61.3	226.3	243.8	225.0	216.3		86.5
SD		2.17	2.17	2.17	2.17	3.54	4.15	0	2.17	4.15	5.45	8.93	5.45	5.00	4.15	
Mean of SD																3.69

(c) images processed by a low-pass filter with $f_c=0.3$ cycles / pixel and sampling time 10 sec.

	input x														Σ
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
5	8	6													14
10		2	8	6	4	2									22
15				2	4	6									12
20							6								6
25							2								2
40								8							8
80									8						8
125										4					4
130										4					4
165											2				2
170											4				4
175											2				2
190												2			2
195												4			4
200												2	2		4
205													4	4	8
210													2	4	6
Σ	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	112
Mean	5.0	6.3	10.0	11.3	12.5	13.8	21.3	40.0	80.0	127.5	170.0	195.0	205.0	207.5	78.9
SD	0	2.17	0	2.17	2.50	2.17	2.17	0	0	2.50	3.54	3.54	3.54	2.50	
Mean of SD															1.91

(d) original images with sampling time 50 sec.

	input x														Σ
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
0	2														2
5	6	2													8
10		6	2	2											10
15			6	6	8	8	8	6							42
20								2							2
40									4						4
45									4						4
145										2					2
150										2					2
155										2					2
160										2					2
175											2				2
180											2	2	4		8
185											4	4			8
190											2		4		6
195														4	4
200														2	2
215														2	2
Σ	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	112
Mean	3.8	8.8	13.8	13.8	15.0	15.0	15.0	16.3	42.5	152.5	185.0	181.3	185.0	201.3	74.9
SD	2.17	2.17	2.17	2.17	0	0	0	2.17	2.50	5.59	3.54	4.15	5.00	8.20	
Mean of SD															2.85

(e) images processed by a Wiener filter 2 with sampling time 50 sec.

		input x														
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	Σ
output y	0	2						8								10
	5	6														6
	10		8				6									14
	15			8			2									10
	20				8	8										16
	60								6							6
	65								2							2
	155									4						4
	160									4						4
	210														4	4
	215													2	4	6
	220										2	4		6		12
	225										6	4				10
	230												4			4
	235													4		4
Σ		8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	112
Mean		3.8	10.0	15.0	20.0	20.0	11.3	0	61.3	157.5	223.8	222.5	232.5	218.8	218.5	100.6
SD		2.17	0	0	0	0	2.17	0	2.17	2.50	2.17	2.50	2.50	2.17	2.50	
Mean of SD 1.49																

(f) images processed by a low-pass filter with $f_c=0.3$ cycles / pixel and sampling time 50 sec.

		input x														
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	Σ
output y	5	8														8
	10		8	6												14
	15			2	8	8	8									26
	20							4								4
	25							4								4
	40								4							4
	45								4							4
	80									8						8
	125										8					8
	165											6				6
	170											2				2
	185													2		2
	190												8			8
	200													6	2	8
	205														6	6
Σ		8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	112
Mean		5.0	10.0	11.3	15.0	15.0	15.0	22.5	42.5	80.0	125.0	166.3	190.0	196.3	203.8	78.4
SD		0	0	2.17	0	0	0	2.50	2.50	0	0	2.17	0	6.50	2.17	
Mean of SD 1.29																

Table 2 Calculation results of entropy.

(a) sampling time 10 sec.

sampling time 10 Sec

フィルタ名	H(X) bits	H(Y) bits	H(X,Y) bits	Hx(Y) bits	T(X;Y) bits	η %
original image	3.80	3.86	5.31	1.50	2.353	60.9
Wiener filter 1	3.80	3.95	5.21	1.41	2.544	64.3
Wiener filter 2	3.80	3.96	4.91	1.11	2.856	72.0
band pass filter	3.80	3.23	4.64	0.83	2.395	74.1
low pass filter 1	3.80	3.72	4.57	0.76	2.955	79.4
low pass filter 2	3.80	3.35	4.77	0.96	2.389	71.2
low pass filter 3	3.80	3.37	4.86	1.05	2.312	68.6

(b) sampling time 50 sec.

sampling time 50 Sec

フィルタ名	H(X) bit	H(Y) bits	H(X,Y) bits	Hx(Y) bits	T(X;Y) bits	η %
original image	3.80	3.33	4.70	0.89	2.435	73.1
Wiener filter 1	3.80	3.54	4.45	0.64	2.896	81.7
Wiener filter 2	3.80	3.69	4.38	0.57	3.120	84.4
band pass filter	3.80	2.55	4.05	0.24	2.311	90.4
low pass filter 1	3.80	3.57	4.18	0.37	3.196	89.5
low pass filter 2	3.80	3.23	4.51	0.71	2.528	78.1
low pass filter 3	3.80	3.12	4.39	0.58	2.541	81.3

集時間 50 秒の原画像では伝達情報量は Table 2

(b) より 2.435, 計数値の標準偏差の平均値は Table

1 (d) より 2.85 である。単なる標準偏差の平均値で比較すると, データ収集時間の長い後者の計数値の標準偏差の平均値が小さくなることは当然であるが, このような統計的変動に偏差の平均値をとることは適当な手法ではない⁹⁾。核医学像のバラツキ, すなわち精密さの評価には, 伝達情報量, 伝達効率, プロフィールカーブの重ね合わせ結果などからエントロピー解析法を適用することが有効であると結論づけることができる。

4. 結 論

核医学画像処理法が始められたのは 1960 年代に入ってからであり, さらにコンピューターと on line で接続した, 本格的な画像処理は 1970 年代である。この間, 核医学関係の技術をはじめ, 核医学機器, 放射性医薬品も急速に発達した現在であるが, 核医学関係の画像の画質はあまり向上していないのが現状である。その原因は色々と考えられるが, その一つは核医学画像の評価, とくに定量的な評価法の適用が困難であったことである。

今回は原画像および各種のフィルターで処理された画像について, 二変量エントロピー法による解析を試み, 付加情報量, 伝達情報量, 伝達効率を求め, 画素の計数値のプロフィールカーブの重ね合わせ結果, 計数値の標準偏差の値と比較した。

結論として, 二変量エントロピー解析法は核医学画像のバラツキ, すなわち精密さの評価法として極めて有効であるとの結論を得た。

謝 辞

稿を終えるにあたり, 本研究の遂行に多大のご助言を賜った常葉学園浜松大学教授 内田 勝博士および愛媛大学教授 浜本 研博士に深甚の謝意を表する。

文 献

- 1) 村瀬研也, 安原美文, 最上博他: 映像情報 **19** 177 (1987)
- 2) 飯沼武: シンチグラフィーの基礎と臨床 P. 50 (金原出版 1970)
- 3) 村瀬研也, 石根正博, 小泉満他: 核医学 **20** 1059 (1983)
- 4) 村瀬研也, 望月輝一, 杉内矩昭, 他: メデックス **16** 42 (1983)
- 5) 内田勝, 金森仁志, 稲津博: 放射線画像情報工学 (II) P. 138 (通商産業研究社 1980)
- 6) 内田勝: 放射線画像工学実験 P. 95 (オーム社 1985)
- 7) Fred Attneve (小野茂, 羽生義正訳): 心理学と情報理論 P. 17 (ラティス刊 1968)
- 8) 内田勝, 金森仁志, 稲津博: 放射線画像情報工学 (II) P. 28 (通商産業研究社 1980)
- 9) 内田勝, 金森仁志, 稲津博: 放射線画像情報工学 (II) P. 154 (通商産業研究社 1980)

3次元投影再構成法のシミュレーション

並 河 一比古・福 島 重 広

京都工芸繊維大学電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1988年2月6日, 最終1988年4月21日 受理)

Simulation of the Three-Dimensional Projection Reconstruction

Kazuhiko NAMIKAWA and Shigehiro FUKUSHIMA

Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

(Received February 6, 1988, in final form April 21, 1988)

The three-dimensional projection reconstruction is to reconstruct a three-dimensional image, or a three-variable function to be more general, from a set of its plane integrals onto lines. A projection refers to such an integral. This reconstruction problem arises for instance in zeugmatographic magnetic resonance imaging. A method based on the inverse Radon transform is already known for the three-dimensional reconstruction. However, the quality of the images reconstructed by numerical computation of this transform has not been made clear. We have studied the image property by computer simulation. We reconstructed spherical objects and studied the directionality and an approximation to the point spread function of the method.

1. ま え が き

X線CTでは2次元のラドン変換にもとづく投影再構成法によって直線積分の集合から2次元画像を再構成するが,これを3次元に拡張すれば,平面積分の集合から3次元画像を再構成することができる。このような3次元の投影再構成問題はよく知られたNMRズグマトグラフィをはじめ¹⁾,

プラズマ診断にも見られる^{2,3)}。現用のMRI診断装置においては投影再構成法は用いられていないが,これが一般性をもつ重要な問題であることに変わりはない。Sheppはこの問題のラドン変換にもとづく解法を計算プログラムも含めて具体的に示している⁴⁾。

ラドン変換にもとづく解法では投影データ(平面積分)が無限に多く与えられると仮定すれば誤

差のない再構成ができることになる。しかし、実際上はデータは有限個しかなく、また、数値計算上も無限個のデータは扱えない。このような条件下では再構成像にはいわゆるアーチファクトが生ずる。ところが、変換式の離散化によってどのようなアーチファクトが生ずるかは3次元問題については余り調べられていない。しかし、その性質を明らかにしておくことは再構成像を解釈（読影）する上できわめて重要であろう。

本研究では再構成像の画質を調べるために計算機によるシミュレーションを行った。対象としては測定したい物理量が球状に分布した場合（球物体）を選んだ。これは球の3次元対称性から再構成の方向性が調べられ、また、球の半径を小さくすると点拡がり関数の近似が求められるためである。

以下では、まず2.において再構成の原理を要約し、3.において離散データに対する計算法を示す。4.が本論文の主部であり、そこで種々のシミュレーション結果を比較検討する。

2. 3次元投影再構成法

3次元空間の球面座標系における天頂角と経度をFig. 1のようにそれぞれ θ 、 α とする。ただし、 $0 \leq \theta < \pi$ 、 $0 \leq \alpha < 2\pi$ である。これらの角度により決まる向きをもつ単位ベクトル n を法線とし、この法線の向きに測った原点からの符号付き距離が t である平面を $\mathcal{P}(t, \theta, \alpha)$ と書く。ただし、 $-\infty < t < \infty$ である。ある物理量の分布 $f(x, y, z)$ の、この平面に関する面積積分

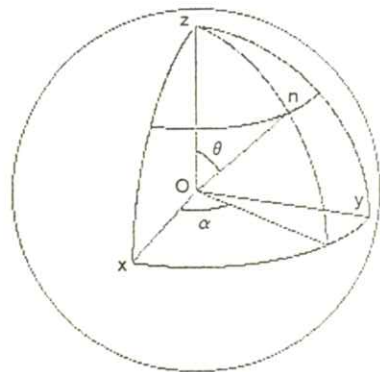


Fig. 1 Definition of the coordinate system.

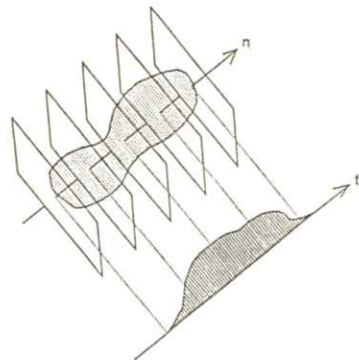


Fig. 2 The 3-dimensional projection along the direction n .

$$P(t; \theta, \alpha) = \int_{\mathcal{P}(t, \theta, \alpha)} f(x, y, z) dA \quad \dots\dots\dots (1)$$

をベクトル n の向きの直線上への $f(x, y, z)$ の3次元投影値という。Fig. 2のように平面を平行移動して投影値の集合を求めると t についての関数形が決る。これを3次元投影という。投影(1)の t についての2階導関数を $P''(t; \theta, \alpha)$ とすると3次元投影再構成は逆ラドン変換

$$f(x, y, z) = -\frac{1}{8\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_0^\pi P''(t; \theta, \alpha) \sin \theta d\theta d\alpha \quad \dots\dots\dots (2)$$

によって与えられる⁴⁾。この式の2重積分は逆投

影といわれる。式(2)の計算法にはいくつかの変形が考えられる。

逆ラドン変換の式(2)にそのまましたがって、各投影の2階導関数を求めて逆投影する方法を2階微分逆投影法という。

投影の2階微分をとるかわりに、空間領域でたたみ込みを行うこともできる^{4,5)}。すなわち、

$$-P''(t; \theta, \alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} P(\tau; \theta, \alpha) k(t-\tau) d\tau \quad \dots\dots\dots (3)$$

とすればよい。ここで、形式的には

$$k(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \bar{k}(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$\bar{k}(\omega) = \omega^2 \quad \dots\dots\dots (5)$$

であり、 $k(t)$ はたたみ込みの核関数である。式(3)は周波数応答が $\bar{k}(\omega) = \omega^2$ の線形フィルタをかけることを意味する。しかし、そのフーリエ逆変換(4)は普通の関数の意味では存在しないので、実際には適当な周波数窓をかけ、フィルタの帯域を制限したり高周波成分を抑圧することにより、核関数が存在する形に変形することによって近似する。このような変形によって投影の測定雑音も低減されることが考えられる。本研究では、X線CTにおいてよく知られているShepp and Loganの核関数⁶⁾の3次元問題への拡張⁵⁾を用いた。すなわち $\bar{k}(\omega)$ の近似として周波数応答が

$$\bar{k}_s(\omega) = \omega^2 \operatorname{sinc}\left(\frac{\pi\omega}{2B}\right) \Pi\left(\frac{\omega}{2B}\right) \quad \dots\dots\dots (6)$$

で与えられるフィルタを考える。ここで、 B は遮断角周波数、 $\operatorname{sinc} x \equiv \sin x/x$ 、また、

$$\Pi(x) \equiv \begin{cases} 1, & |x| < \frac{1}{2} \\ 0, & |x| > \frac{1}{2} \end{cases}$$

である。便宜上、

$$C(t) = \frac{\pi}{2} + \frac{t}{B}$$

とおけば、式(6)に対応する核関数は

$$k_s(t) = \frac{B^3}{\pi^2} \left[\frac{\operatorname{sinc} C(t) - \cos C(t)}{C(t)} + \frac{\operatorname{sinc} C(-t) - \cos C(-t)}{C(-t)} \right] \quad \dots\dots\dots (7)$$

となる。式(3)による計算法をたたみ込み逆投影法という。

第3の計算法はX線CTにおける2次元投影再構成法を2段階にわたって適用する方法である。⁷⁾これを2段階CT法という。いま、2次元投影再構成演算子を $\mathcal{R}_2$ と書く。すなわち、2次元空間におけるある物理量の分布を $f_2(x, y)$ とし、角度 θ の向きの直線上への $f_2(x, y)$ の投影を $P_2(t; \theta)$ とすると、

$$f_2(x, y) = \mathcal{R}_2 P_2(t; \theta)$$

である。2段階CT法では、まず、 $\alpha = \text{const.}$ とした平面について $\mathcal{R}_2$ を適用する。 α の値を変えて同様の演算をくり返すと、平面積分の集合から直線積分の集合が再構成される。つぎの段階では、 $z = \text{const.}$ とした平面について再び $\mathcal{R}_2$ を適用する。 z の値を変えて同様の演算をくり返すと、直線積分の集合から $f(x, y, z)$ が再構成される。形式的には

$$f(x, y, z) = \mathcal{R}_{2,z} \mathcal{R}_{2,\alpha} P(t; \theta, \alpha) \quad \dots\dots\dots (8)$$

と書くことができる。ここで、 $\mathcal{R}_{2,z}$ と $\mathcal{R}_{2,\alpha}$ はそれぞれ z および α を一定とした2次元投影再構成を表わす演算子である。

3. 離散化

各計算法にしたがって計値計算を行うために各独立変数をつぎのように離散化した⁴⁾。

$$\begin{cases} \theta_j = \frac{\pi}{N_\theta} \left(j - \frac{1}{2} \right), \quad j = 1, 2, \dots, N_\theta \\ \alpha_l = \frac{2\pi}{N_\alpha} l, \quad l = 0, 1, \dots, N_\alpha - 1 \\ t_m = a m, \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \end{cases} \quad (9)$$

ここで、 N_θ , N_α はそれぞれ θ , α のサンプリング数、 a は投影のサンプリング間隔である。

2 階微分逆投影法については差分近似を行った⁴⁾ すなわち、

$$S(t_m; \theta, \alpha) = \frac{1}{a^2} \left[2P(t_m; \theta, \alpha) - P(t_{m-1}; \theta, \alpha) - P(t_{m+1}; \theta, \alpha) \right] \quad (10)$$

とおくと、

$$f(x, y, z) \sim \frac{1}{4 N_\theta N_\alpha} \sum_{l=0}^{N_\alpha-1} \sum_{j=1}^{N_\theta} S(t; \theta_j, \alpha_l) \sin \theta_j \quad (11)$$

による再構成を行った。ここで、 $S(t; \theta_j, \alpha_l)$ は $\{S(t_m; \theta_j, \alpha_l) | m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$ から線形補間により求めた。なお、式(10)は式(3)、式(4)の $\bar{k}(\omega)$ の近似として、

$$\bar{k}_D(\omega) = \omega^2 \operatorname{sinc}^2 \left(\frac{a\omega}{2} \right) \quad (12)$$

を用いた場合の離散化形式であることが示される。

たたみ込み逆投影法でも式(11)と同様の式

$$f(x, y, z) \sim \frac{1}{4 N_\theta N_\alpha} \sum_{l=0}^{N_\alpha-1} \sum_{j=1}^{N_\theta} S(t; \theta_j, \alpha_l) \sin \theta_j$$

$$Q(t; \theta_j, \alpha_l) \sin \theta_j \quad (16)$$

により計算した。ただし、

$$Q(t_m; \theta, \alpha) = a \sum_{i=-\infty}^{\infty} P(\tau_i; \theta, \alpha) k_s(t_m - \tau_i) \quad (17)$$

とし、 $Q(t; \theta_j, \alpha_l)$ は $\{Q(t_m; \theta_j, \alpha_l) | m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$ から線形補間によって求めた。また、式(6)の遮断角周波数 B はナイキスト角周波数とした。すなわち、

$$a = \frac{\pi}{B} \quad (18)$$

とし、このときの核関数(7)の離散化形式

$$\begin{aligned} k_s(t_m) &= k_s(am) = k_s\left(\frac{\pi m}{B}\right) \\ &= \frac{B^3}{\pi^4} (-1)^l \left[\frac{1}{(\frac{1}{2}+m)^2} + \frac{1}{(\frac{1}{2}-m)^2} \right] \end{aligned} \quad (19)$$

を用いた。

2 段階 C T 法では式(8)にしたがって再構成を行った。2 次元投影再構成計算は文献⁶⁾によった。

4. シミュレーション

4.1 モデルと評価法

これまで投影は平面積分としてきた。しかし、核磁気共鳴などを用いて実際に投影を測定する場合に対しては、厚さ h の平板についての積分⁴⁾

$$R_h(t; \theta, \alpha) = \frac{1}{h} \int_{t-\frac{h}{2}}^{t+\frac{h}{2}} P(\tau; \theta, \alpha) d\tau \quad (20)$$

を考えるのが自然である。すなわち、式(1)の投影を平滑化したデータが測定され、 h が大きいほど平滑化の度合いも大きい。以下のシミュレーションでは式(20)の平板積分を投影として用いた。また、

平板の厚みと画質との関係調べる場合 (4.2.3) 以外は、すべて厚みは投影のサンプリング間隔と等しく、すなわち $h = a$ とした。

物体のモデルとしては、測定したい物理量が内部に均質に分布した球を考えた。半径 r の球の中心が3次元空間座標系の原点にあるとき、その平板積分投影はつぎようになる。

$$P_k(t; \theta, \alpha) = \begin{cases} \pi g \left\{ (r^2 - t^2) - \frac{h^2}{12} \right\}, & |t| < r - \frac{h}{2} \\ \frac{\pi g}{h} \left\{ \frac{2}{3} r^3 \pm (t \pm \frac{h}{2}) \left[r^2 - \frac{1}{3} (t \pm \frac{h}{2})^2 \right] \right\}, & |t \pm r| < \frac{h}{2} \\ 0, & |t| > r + \frac{h}{2} \end{cases} \quad (21)$$

(複号同順)

ここで g は球内部における物理量の値である。再構成演算は線形なので、シミュレーションにおいては $g = 1$ として検討した。

再構成領域は座標系の原点を中心とする単位球内部とした。また、投影値は $-1 \leq t \leq 1$ の範囲では式(20)の平板積分値とし、この範囲で投影をサンプリングしたので、サンプリング点数は

$$N_t = \frac{2}{a} + 1 \quad \dots\dots\dots (22)$$

である。上の範囲外では投影値はすべて零とした。

再構成像の画質の評価方法としては、再構成平面における再構成値を高さとする鳥瞰図表示を用いた視覚的評価と、再構成誤差による数量的評価を行った。誤差は L_1 ノルム

$$e_{L_1} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |f_i - f_{ti}| \quad \dots\dots\dots (23)$$

および L_2 ノルム

$$e_{L_2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (f_i - f_{ti})^2} \quad \dots\dots\dots (24)$$

によって表現した。ここで、 f_{ti} は i 番目の画素の真値を、 f_i はその再構成値を、また、 N は画素の総数を表わす。

4.2 結 果

4.2.1 計算法の比較

座標系の原点を中心とする半径 $r = 0.5$ の球について $z = 0$ の面 (赤道面と呼ぶ) 上の断面を3つの計算法により再構成した結果を Fig. 3 に示す。この種の鳥瞰図は形状が円柱に近いほど忠実な再構成が行われていることを示す。同図ではいずれの方法でもよく似た結果となっている。しか

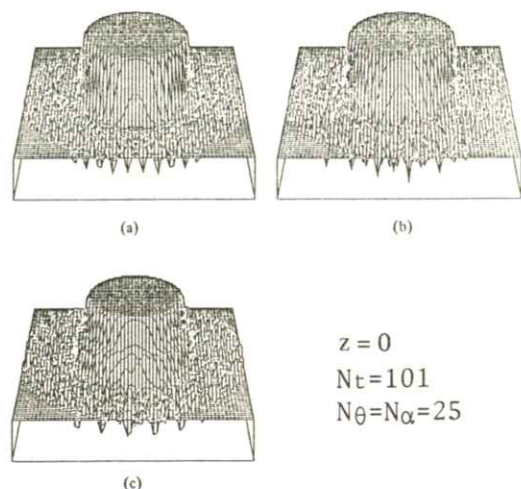


Fig. 3 Reconstruction of a sphere of radius $r=0.5$. (a) The 2nd-order differentiation method. (b) The convolution method. (c) The 2-stage CT method.

し、2段階CT法では球の表面付近で再構成像が少し鈍っている。2段階CT法では他と比較して球面付近（鳥瞰図表示では円柱の側面）に再構成値の不規則な変化も見られるが、これは第1段階におけるアーチファクトが第2段階に影響しているためと考えられる。

Fig. 4 は上と同じ球を x 軸上 $x = -0.8$ にずらし、一部が再構成領域外部にはみでるように置いて

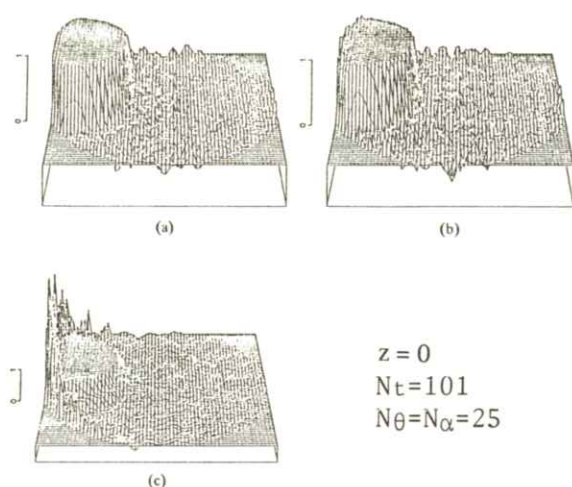


Fig. 4 Reconstruction of a sphere of radius $r=0.5$. (a) The 2nd-order differentiation method. (b) The convolution method. (c) The 2-stage CT method.

た場合である。2段階CT法のみ縦軸尺度が他と異なることに注意されたい。たたみ込み逆投影法と2段階CT法、とくに後者では、球が再構成領域で切り取られる部分にアーチファクトが目立つ。これは、投影の方向によってはその端部が打ち切り、大域的なたたみ込み演算をとまなう上記2法ではその影響が大きく他へ及ぶためである。これに対して、2階微分逆投影法の場合は2階差分演算が局所的なため、投影の打ち切りは他へは影

響せず、したがって、相対的にはよい再構成像が得られている。

球が再構成領域内に完全に含まれている場合には計算法による再構成像の違いは少ないので、以下では2階微分逆投影法を用いた。

4.2.2 投影のサンプリング点数の影響

Fig. 5 に示したように、再構成像はサンプリング点数 N_t が小さいほど滑らかになり、周辺のアーチファクトが減るが、一方、球面付近が鈍る。 N_t を変えたときの再構成誤差は、この例ではV字型の変化を示し、 $N_t = 51 \sim 63$ 付近で最小となった。

4.2.3 平板の厚みの影響

Fig. 6 は投影のサンプリング点数は一定とし、式(20)における平板の厚みだけを変えたときの再構成像の比較である。平板が厚いほど周辺のアーチファクトは減り、一方、球面付近が鈍る。 $h =$

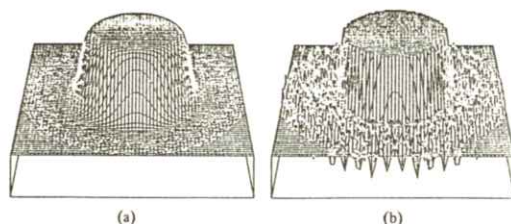


Fig. 5 Reconstruction of a sphere of radius $r=0.5$. $z=0$. $N_\theta = N_\alpha = 25$. (a) $N_t = 33$. (b) $N_t = 151$.

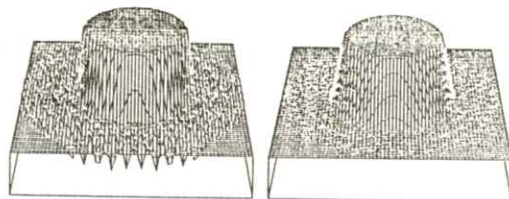


Fig. 6 Reconstruction of a sphere of radius $r=0.5$. $z=0$. $N_\theta = N_\alpha = 25$. $N_t = 101$. (a) $h=a$. (b) $h=5a$.

wa , $w = 1, 2, 3, 4, 5$ としたときの再構成誤差は, e_{L_1} は $w = 4$ のとき最小, e_{L_2} は $w = 2$ のとき最小となった。

4.2.4. 球の大きさの影響

球の半径を変えて再構成像を比較すると, 球が大きいほど周辺部のアーチファクトも大きいことが鳥瞰図表示から分る。また, 再構成誤差も半径にはほぼ比例して増加する。Fig. 7 は誤差 e_{L_2} を示す。 e_{L_1} もほぼ同様の傾向を示す。このような性質の成因についてはつぎのように考えられる。

式(21)より

$$-P_h''(t; \theta, \alpha) = \begin{cases} 2\pi g, & |t| < r - \frac{h}{2} \\ \pi g(1 \pm \frac{2t}{h}) \sim \pi g(1 - \frac{2r}{h}), & |t \pm r| < \frac{h}{2} \\ 0, & |t| > r + \frac{h}{2} \end{cases}$$

(複号同順) (25)

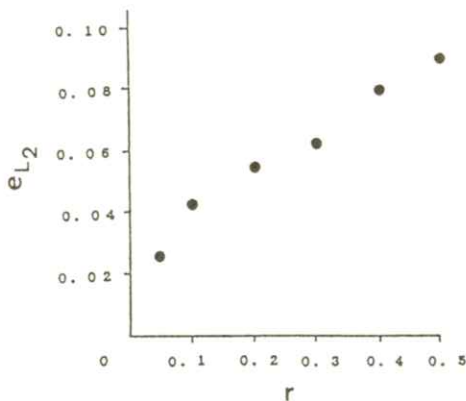


Fig. 7 Reconstruction error e_{L2} as a function of the radius of a sphere.

$z = 0$, $N_\theta = N_\alpha = 25$, $N_t = 101$.

である。これを投影の向きに垂直な平面上へ逆投影していくから, 球の半径が大きいほど非零値が逆投影される領域が大きく, また, 球の接平面の近傍には球の半径が大きいほど大きな値が逆投影される。したがって, 離散化のためこれらが打ち消し合えない画素では誤差が大きくなる。

以上の考え方は前小節および前々小節にも適用できる。すなわち, r が一定のとき球の接平面の近傍には h が小さいほど大きな値が逆投影されることが一因と考えられる。

4.2.5 アーチファクトのパターン

アーチファクトの要素パターンを知るために半径 $r = 0.05$ の小球を再構成することによって点拡がり関数の近似を求めた。 z 軸に垂直な平面 $z = 0$ および $z = 0.6$ と, y 軸に垂直な平面 $y = 0$ および $y = 0.2$ の各断面における再構成値の分布を Fig. 8 に示す。座標系の原点すなわち小球の中心を通る断面は X 線 CT のような 2 次元再構成

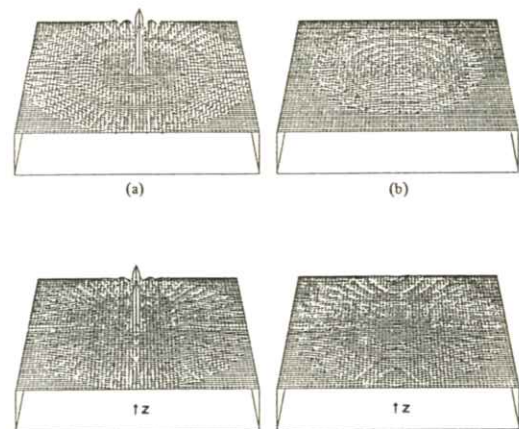


Fig. 8 Reconstruction of a sphere of radius

$r = 0.05$. $N_\theta = N_\alpha = 25$. $N_t = 101$.

(a) $z = 0$. (b) $z = 0.6$. (c) $y = 0$. (d) $y = 0.2$.

の場合と同様の放射状のパターンを示している。これに対して、 z 軸に垂直な、原点を通らない断面にはリング状のパターンが見られる。このパターンは断面が原点から離れるほど振幅が大きくなる。一方、 y 軸に垂直な、原点を通らない断面には $\times$ の形状のパターンが現れる。2次元再構成の場合と同じく、これらのパターンはいずれも逆投影の経路（2階微分値が逆投影される平面と、再構成断面との交線）の重なり合いに沿って生じる。リング状のパターンは N_θ が小さく、 N_α が大きいとき、 θ の離散化角に対応して現れる。すなわち、ある θ について小球に対する非零値が逆投影される領域は帯状となるが、これを多くの α について重ね合わせるとリング状領域が形成される。 N_α が小さいと重なり合いが少なくなるためリング状領域は形成されず、むしろ、放射状パターンへ移行する。 $\times$ の形状のパターンはつぎのような成因による。ある α についての逆投影平面が再構成断面に直交するならば、 θ を変えたときの逆投影経路の集合は放射状になる。また、逆投影平面と再構成断面が斜交する場合は、 θ を変えたときの逆投影経路の集合は中心がずれ、かつ、 z 軸に垂

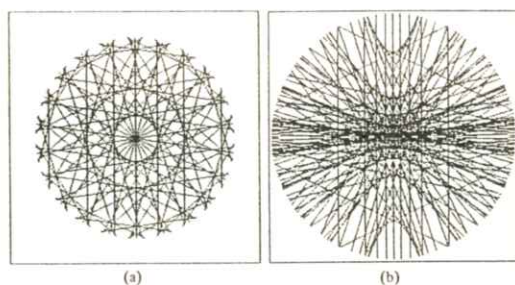


Fig. 9 Back-projection paths on some reconstruction planes for a point object at the origin.

$N_\theta = N_\alpha = 11$. (a) $z = 0.6$. (b) $y = 0.2$.

直な方向に伸びた放射状となる。多くの α についてこれらを重ね合わせると Fig. 9 のようにして $\times$ の形状のパターンが形成される。

4.2.6 角度サンプリング数の影響

3次元投影再構成においては投影の向きを決める角度が α と θ の2つある。これらの離散化によ

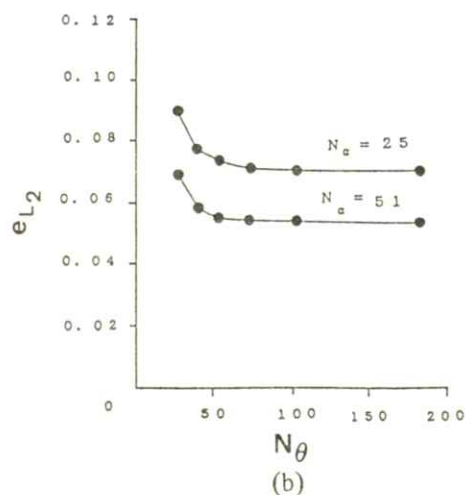
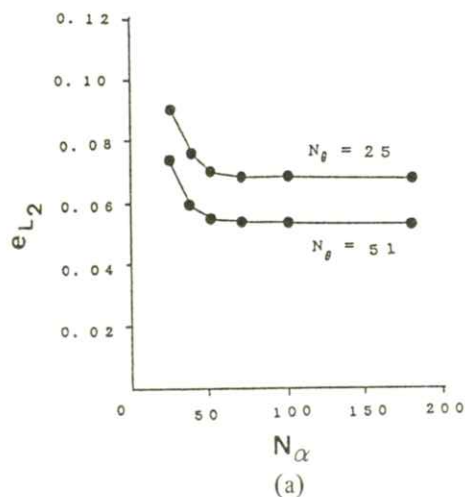


Fig. 10 Reconstruction error e_{L2} as a function of the number of angular samples.

$r=0.5$, $z=0$, $N_t=101$.

(a) With N_θ fixed. (b) With N_α fixed.

てそれぞれどのような傾向が見られるか検討した。

Fig. 10(a)は θ のサンプリング数 N_θ を一定とし、 α のサンプリング数 N_α だけを変えたときの赤道面における再構成誤差 e_{L_2} の変化を示す。 $N_\theta = 25$ のときも、 $N_\theta = 51$ のときも、 N_α の増加につれて誤差は一定の値に落ち着く。 e_{L_1} についても同様の傾向が見られた。再構成像の鳥瞰図表示では、この傾向に対応して、球外部のアーチファクトが始めは小さくなるが、誤差の変化がなくなる $N_\alpha = 50$ 付近を越えるとアーチファクトの改善も認められなくなった。

Fig. 10(b)は N_α を一定とし、 N_θ だけを変えたときの e_{L_2} の変化である。 $N_\alpha = 25$ のときも、 $N_\alpha = 51$ のときも、 N_θ の増加につれて誤差は一定値に落ち着く。 e_{L_1} についても同様の傾向が見られた。再構成像の鳥瞰図表示では、この場合も、誤差の変化がなくなる $N_\theta = 50$ 付近以上ではアーチファクトの改善は認められなくなった。

以上のように、赤道面上では、 α または θ のいずれかのサンプリング数を与えると、他方についても有効なサンプリング数が決ることが分る。

角度サンプリングの影響が3次元にどのように及ぶかを調べるため、さらに、赤道面以外の平面についても再構成を行い、その誤差を検討した。

Fig. 11は z 軸に垂直な平面について再構成を行ったときの平面の位置による再構成誤差 e_{L_2} の変化を示す。3つの図は N_θ 、 N_α の値を変えた場合を示している。いずれも $-0.5 < z < 0.5$ の範囲に台形状の隆起がある。これは、その範囲内の平面が球を切断する位置にあり、そのため、球面付近における再構成像の鈍りによる大きな誤差

が含まれることを示している。したがって、台形状部分とその外部との誤差の絶対的な比較は無意味である。しかし、再構成平面の位置に対する誤差の依存性はこの図から理解される。

Fig. 11(a)から、赤道面から離れるにしたがって誤差が増すことが分る。また、 N_α を大きくするとFig. 11(b)のように赤道面の近くで誤差が減少するのに対し、 N_θ を大きくするとFig. 11(c)のように赤道面から離れた位置において誤差が大きく改善されることが分る。

Fig. 12は y 軸に垂直な平面について再構成を行ったときの平面の位置による再構成誤差 e_{L_2} の変化をFig. 11と同様にして示している。 N_α を大きくすると、原点から離れた再構成平面における

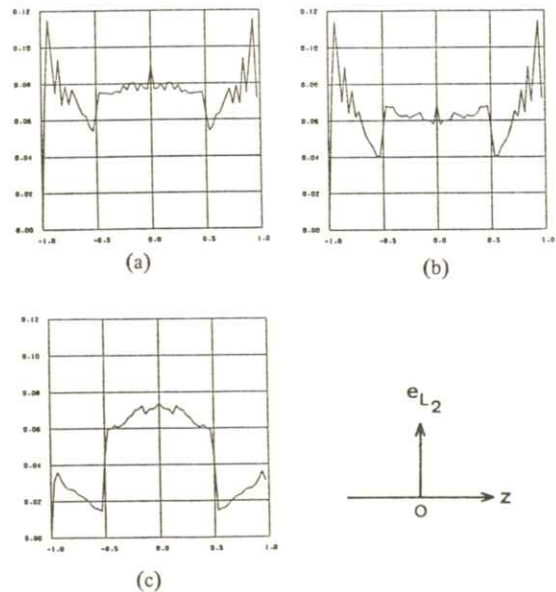


Fig. 11 Reconstruction error e_{L_2} as a function of the position of reconstruction planes perpendicular to the z -axis. $r=0.5$, $N_t=101$.

(a) $N_\theta = N_\alpha = 25$. (b) $N_\theta = 25$, $N_\alpha = 51$.
(c) $N_\theta = 51$, $N_\alpha = 25$.

誤差の改善が大きいのに対し、 N_θ を大きくすると、誤差はどの位置でもほぼ一様に小さくなることが分る。

Fig. 11 および Fig. 12 と同様の検討を再構成誤差 e_{L_1} についても行った。この場合、台形状隆起は余り目立たなくなった。これは L_2 ノルムが平均的性質を表わすのに対し、 L_1 ノルムは多数決的性質を表わすことを反映している。すなわち、 e_{L_1} は球面付近での再構成像の鈍りの影響を抑制した表現になっているためである。再構成平面の位置に対する依存性、および、 N_α と N_θ を大きくとったときの誤差改善の傾向は e_{L_2} の場合と同様であった。

角度サンプリングの3次元的影響についての以上の検討をまとめると次のようになる。すなわち、

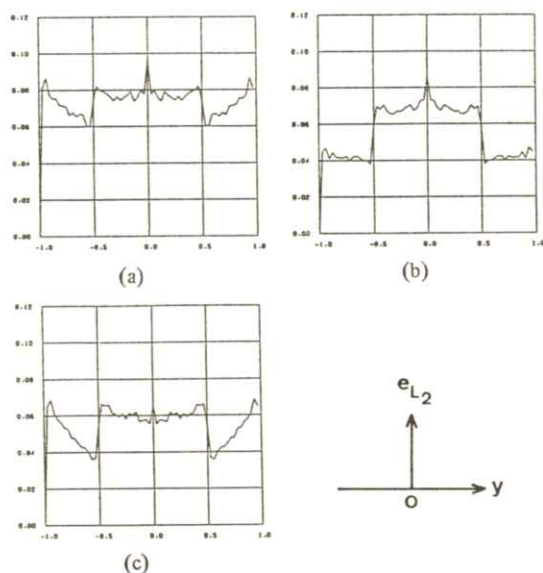


Fig. 12 Reconstruction error e_{L_2} as a function of the position of reconstruction planes perpendicular to the y -axis.
 $r=0.5$, $N_t=101$.

- (a) $N_\theta = N_\alpha = 25$. (b) $N_\theta = 25$, $N_\alpha = 51$.
(c) $N_\theta = 51$, $N_\alpha = 25$.

N_α を大きくとれば赤道面付近で誤差が改善される。また、 N_θ を大きくとれば赤道面から離れた平面において誤差が改善される。

5. む す び

本論文は3次元投影再構成のための逆ラドン変換の離散的計算による再構成像の画質をシミュレーションによって調べ、視覚的評価と再構成誤差による数量的評価を行った。とくに、計算法、投影サンプリング、平板の厚み、物体の大きさ、角度サンプリングの影響とアーチファクトパターンについて記述した。3次元の場合はアーチファクトが複雑なパターンを呈する。これを抑圧して見やすい画像を得るためには、再構成像の鮮鋭度を多少犠牲にすることにはなるが、投影サンプリング数を少くし、また、平板を厚くするのがよいと考えられる。また、関心が特定の再構成平面に限られるときは、その位置に応じて天頂角と経度のサンプリング数を設定すべきである。

文 献

- 1) P.C. Lauterbur: Nature **242** 190 (1973)
- 2) J.H. Williamson and M.E. Clarke: J. Plasma Phys. **6-1** 211 (1971)
- 3) R. Koslover and R. McWilliams: Rev. Sci. Instrum. **57** 2441 (1986)
- 4) L.A. Shepp: J. Comput. Assist. Tomogr. **4** 94 (1980)
- 5) 福島重広: 電子通信学会論文誌 **J 69-A** 1110 (1986)
- 6) L.A. Shepp and B.F. Logan: IEEE Trans. Nucl. Sci. **NS-21** 21 (1974)
- 7) C.-M. Lai and P.C. Lauterbur: J. Phys. E, Sci. Instrum. **13** 747 (1980)

カルマンフィルタを用いたノイズ 劣化画像復元時のエッジ保存

宋 昇司^{*1)}・和田 全弘^{*2)}・戸崎 正三^{*1)}・山田 正良^{*}
中森 伸行^{*}・高橋 豊^{**}・金森 仁志^{*}

* 京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

** 近畿大学理工学部 〒577 東大阪市小若江3丁目4番1号

(1988年6月4日, 最終1988年7月8日 受理)

Edge Preservation at the Image Restoration of Noise Degraded Images Using Kalman Filter

Shoji SOH^{*1)}, Masahiro WADA^{*2)}, Shozo TOZAKI^{*1)}, Masayoshi YAMADA,
Nobuyuki NAKAMORI^{*}, Yutaka TAKAHASHI^{**} and Hitoshi KANAMORI^{*}

* Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

** Faculty of Science and Technology, Kinki University

Kowakae, Higashi-Osaka, Osaka 577

(Received June 4, 1988, in final form July 8, 1988)

The purpose of this work is to materialize real time restoration of the image degraded by signal-independent Gaussian noise. A new method proposed here is based on one-dimensional recursive estimator known as the Kalman filter to reduce processing time. This method is a kind of nonlinear smoothing filter which preserves the sharpness of edge images. Because the noise at the edge is not conspicuous, the estimated value at a pixel is regarded as the observed value at the pixel if the difference between the estimated and the observed values is larger than the standard deviation of noise. This new filter preserves sharpness of image better than ordinary smoothing method.

1) 現在：大阪府門真市大字門真，松下電器産業株式会社

Present address : Matsushita Electric Industrial Co. Ltd. Kadoma, Osaka 571

2) 現在：大阪市阿倍野区長池町，シャープ株式会社

Present address : Sharp Corporation, Abeno-ku, Osaka 545

1. 諸 言

ノイズで劣化している信号から原信号を推定する一つの方法として、カルマンフィルタがある^{1,2)}。カルマンフィルタは取り込んだデータの逐次処理ができ、計算時間が短く、ノイズ除去効果が良いという利点がある。しかし、一般の定常フィルタと同様に、ノイズを除去すると、信号の高周波成分も除去されて、エッジ像がぼける。川添は、ノイズ除去とエッジ保存の両方を考えて、カルマンフィルタを変形した³⁾。我々は、さらに固定ラグ⁴⁾をも考えて、より有効な変形を行なった。例として、風景写真にノイズを加えて、この方法で復元することを試みた。

2. カルマンフィルタを用いた平滑化

2次元の画像を画素に分け、簡単のために x 方向の1行だけを取り出して、1次元で論ずる。カルマンフィルタを適用するために、原画像の $k+1$ 列目と k 列目の画素値 x_{k+1} 、 x_k 間に

$$x_{k+1} = \rho x_k + u_k \quad (1)$$

の関係があるとしてモデル化する。ここで ρ は横方向の相関係数、 u_k は補正項である。原画像 x_k にガウス性ノイズ w_k が加わり、劣化画像

$$y_k = x_k + w_k \quad (2)$$

ができるとし、この劣化画像の画素値を順次検出して、これから原信号を推定するのに、カルマンフィルタを用いる。 k 番目の画素値 y_k まで検出して、 $k-L$ 番目(L を固定ラグと言う)の推定値 $\hat{x}_{k-L/k}$ を求めるには

$$\begin{aligned} \hat{x}_{k-L/k} &= \rho \hat{x}_{k-L-1/k} + \sum_{j=0}^L K_k(j) \\ &\times [y_{k-L} - \rho \hat{x}_{k-j/k-j-1}] \end{aligned} \quad (3)$$

を用いる。ここで、 σ_w^2 、 σ_u^2 を w と u の分散として

$$\begin{aligned} K_k(j) &= P_{k-j, k/k-1} (P_{k, k/k-1} + \sigma_w^2)^{-1} \\ &\quad (j = 0, 1, 2, \dots, L) \end{aligned} \quad (4)$$

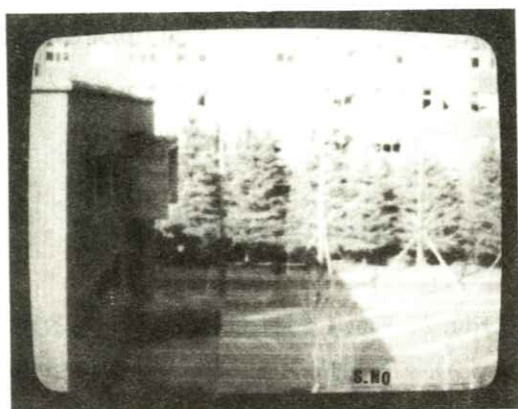
$$\begin{aligned} P_{k+1, k+1/k} &= \rho^2 P_{k, k/k} + \sigma_u^2 \\ P_{k+1, k-j/k} &= \rho P_{k, k-j/k} \\ P_{k-j, k-l/k} &= P_{k-j, k-l/k-1} \\ &\quad - K_k(j) P_{k, k-l/k-1} \\ &\quad (j, l = 0, 1, 2, \dots, L) \end{aligned} \quad (5)$$

である。こうして、順次、検出した画素値から L 個前の原画素値も推定して行く。

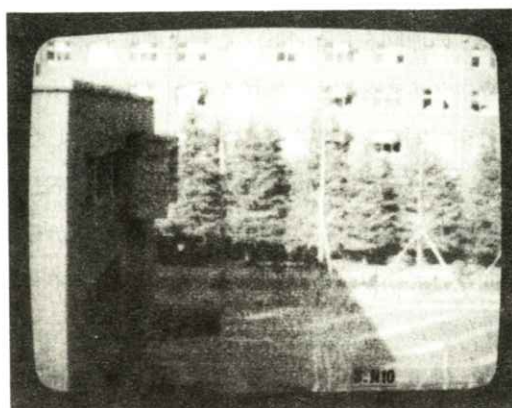
画像処理システムとして、ナショナルWV1550ニュービジコンカメラで撮影し、ディジタル化して、処理した画像を、日立VM-1720モニタテレビに表示した。画像処理システムの仕様をTable 1に示す。

Table 1 Specifications of the image processing system

Video input / output	NTSC composite video signal (RS-170) monochrome 1Vp-p into 75Ω load
Frame memory size (horizontal x vertical)	521 x 480 pixels, with 8 bits / pixel (~256 Kbytes) expandable up to 256 Kbytes x 16 (~4 Mbytes)
Host computer interface	VME bus
Host CPU	Motorola MC68000
Operating system	OS-9 / 68000
Language	C

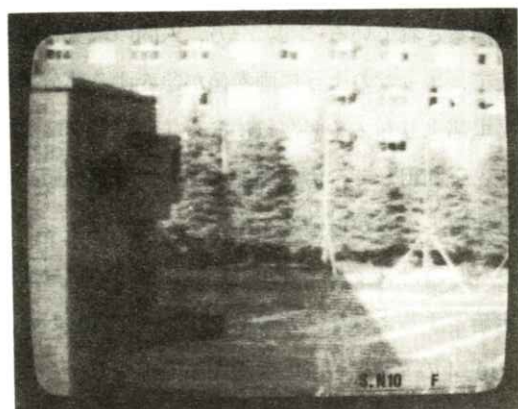


(a)

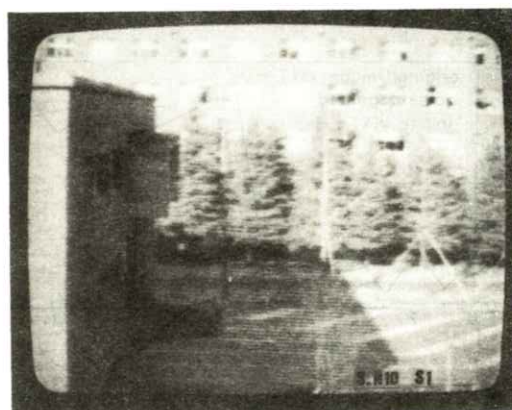


(b)

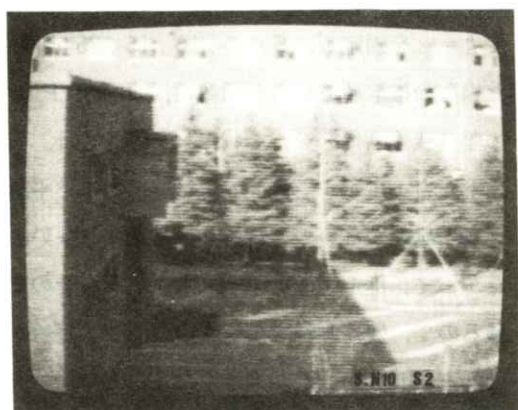
Fig. 1 (a) An original image, and (b) an image degraded by gaussian noise.



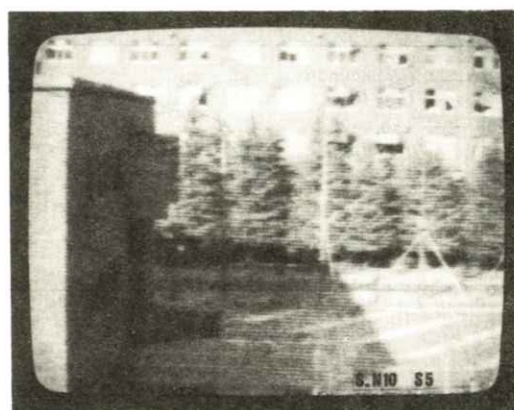
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 2 Images restored by Kalman filters with fixed lugs (a) $L = 0$, (b) $L = 1$, (c) $L = 2$ and (d) $L = 5$.

一例として、風景画像（平均119，標準偏差31.3）の原図をFig. 1(a)，これに標準偏差10のガウスノイズを加えた画像をFig. 1(b)に示す。これを、固定ラグ $L = 0, 1, 2, 5$ で推定した画像を、それぞれ、Fig. 2の左上、右上、左下、右下に示す。ただし、一次元フィルタであるから横方向だけに効果が現れている。これらのノイズの標準偏差は、それぞれ、6.7, 5.6, 5.3, 5.1となり、固定ラグを大きくするとノイズ除去効果は増加した。

Fig. 3の点線は、1次元のエッジを含むモデル画像を、実線は、これに標準偏差10のガウスノイズ

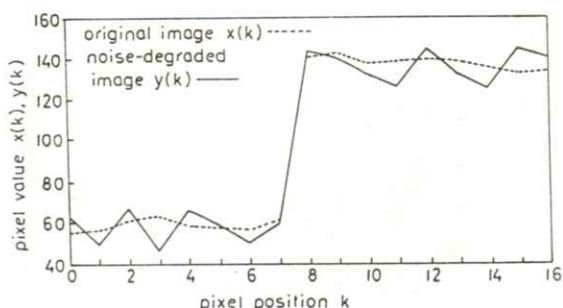


Fig. 3 An original model image and a model image degraded by gaussian noise.

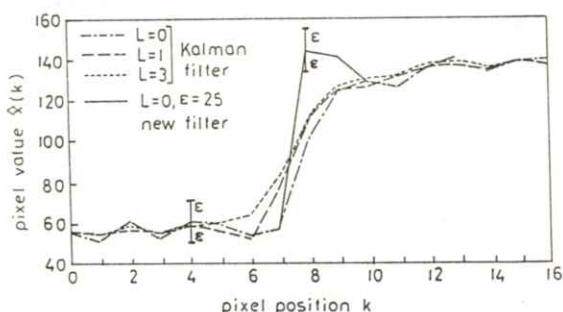


Fig. 4 Model images restored by Kalman filters with fixed lags $L = 0, 1$ and 3 , and that by a new edge preserving filter.

ズを加えた値を示す。Fig. 4の1点鎖線，破線，点線で，それぞれ， $L = 0, 1, 3$ で復元した値を示す。両側の平坦部では， L を大きくするとノイズ除去効果が増えて行く様子がわかる。

3. 新しいエッジ保存フィルタ

Fig. 2, Fig. 4を見ればわかるように，カルマンフィルタで処理すると，固定ラグ L を大きくするとノイズ除去効果が増える代わりにエッジ像のぼけも大きくなる。これに対して，検出値を区分的系列に分けて，非線形関数で一括処理する方法が提案されている^{3,5-7)}。一方，人間の視覚特性として，エッジのように画素値が急変する部分では，平坦部よりもノイズが気にならない。我々はこのことを利用して，劣化画像の画素値（検出値）と推定値との差が域値 ϵ を越えるときにはエッジとみなして，フィルタをかけずに，検出値自身を推定値とするような，非線形フィルタを考案した。

Fig. 4の $k = 7 - 10$ の範囲の実線が $L = 0$ ， $\epsilon = 10$ としてこの処理を行なった例である。明らかにエッジを保っている。Fig. 2の風景画について $L = 2$ を固定し， $\epsilon = 5, 10, 15, 25$ と変えた場合の推定値でできた画像と，原画像（Fig. 1）の差（残差画像）を，それぞれFig. 5左上，右上，左下，右下に示す。 $\epsilon = 5$ では，ほとんど平滑フィルタ処理がないのでほとんど修正されない。したがって，推定画像でノイズもエッジもそのまま残るので，残差画像でエッジの位置での縦線がほとんど現れない。 ϵ が大きくなるほど平滑フィルタ処理が多くなり，推定画像のエッジがぼけて，ノイズが横方向に平滑化される。したがって残差

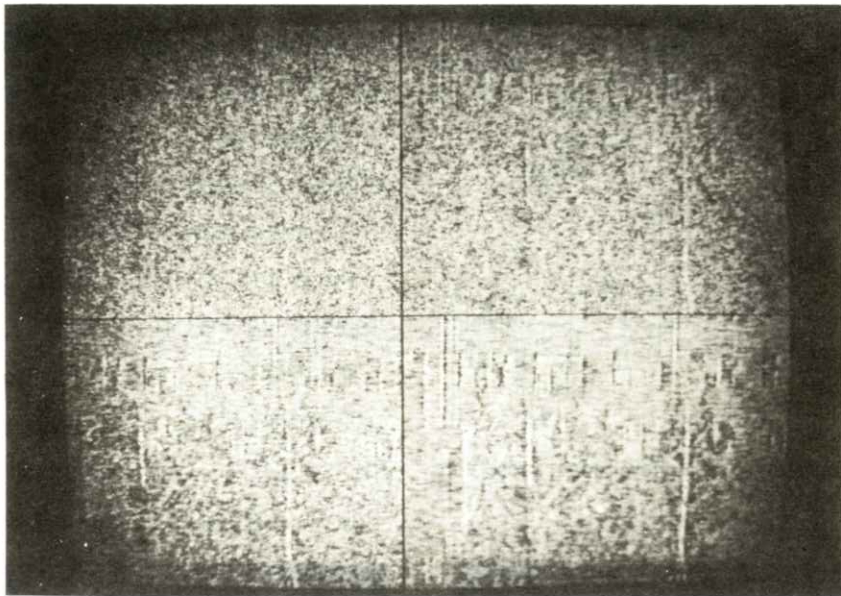


Fig. 5 Residual images (difference between restored and original images) of images restored by the new edge preserving filters with the fixed lug $L = 2$ and threshold changes $\epsilon = 5$, (upper left), 10 (upper right), 15 (bottom left) and 25 (bottom right)

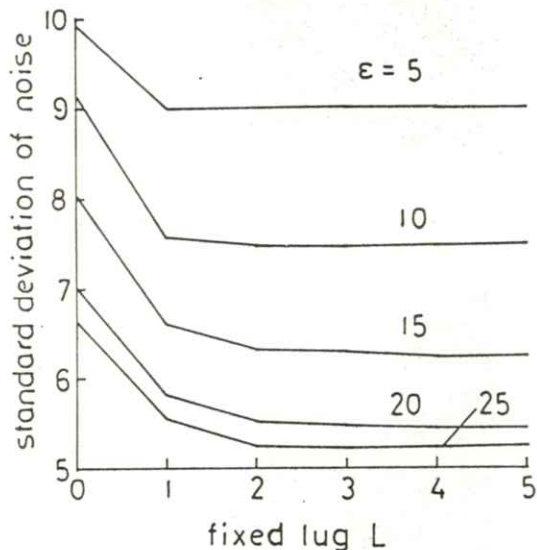


Fig. 6 Relations between fixed lug L and standard deviation of noise in restored images for various threshold changes ϵ .

画像でのノイズの流れとエッジの位置での縦線が顕著になる。

次に $\epsilon = 5, 10, 15, 20, 25$ について, L を変えて処理し, ノイズの標準偏差を求めた結果を Fig. 6 に示す。Fig. 1 以外の画像についても同様の関係を求めたが, いずれも, $L = 2$ 以上では標準偏差がほぼ一定になることを確かめたので, $L = 2$ として, 新しいエッジ保存フィルタを考案した。 $k-1$ での推定値と, $k, k+1, k+2$ での検出値から推定する場合を Fig. 7 で説明する。(a)のように急に変化して (ϵ を越えて), その後の変化が少いときは (ϵ 以内), エッジとみなして検出値自身を推定値とする。急変が2回以上続いても同じである。(b)(c) のように, $k+1, k+2$ で急変したときは, それぞれ $L = 0, L =$

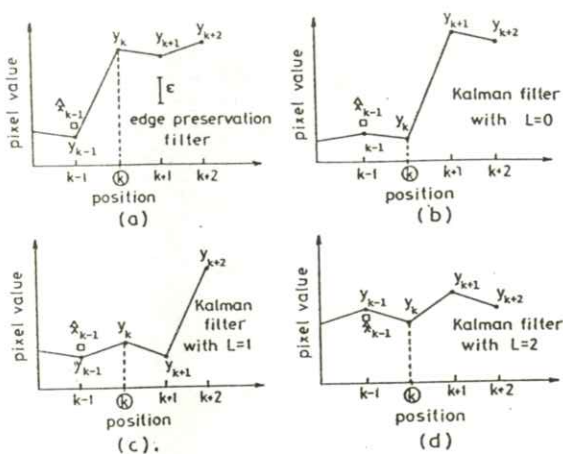
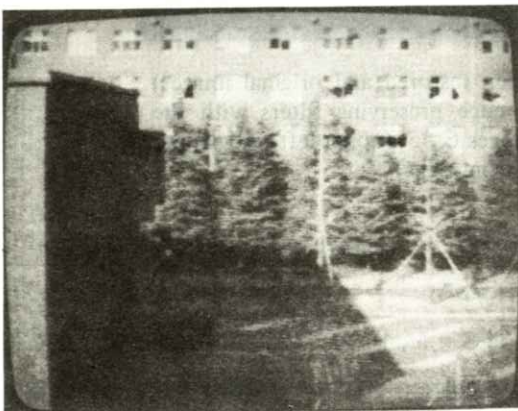


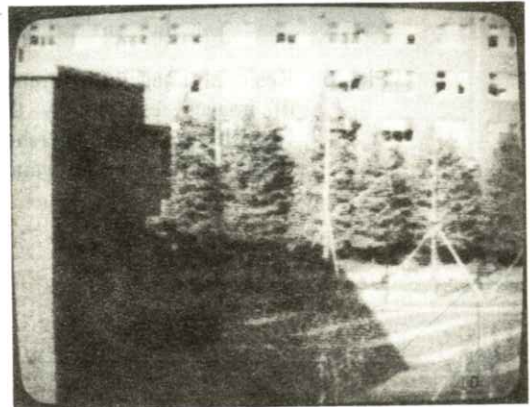
Fig. 7 Processing of a new edge preserving filter.

1 の平滑フィルタ処理をする。(d)のように変化が少なければ $L = 2$ の平滑フィルタ処理をする。急変が 2 回以上続いても $L = 2$ 処理をする。これは、上下に急変が続くとノイズの可能性が大きいので平滑化の方が良く、同方向に続けば処理してもエッジが保たれるからである。

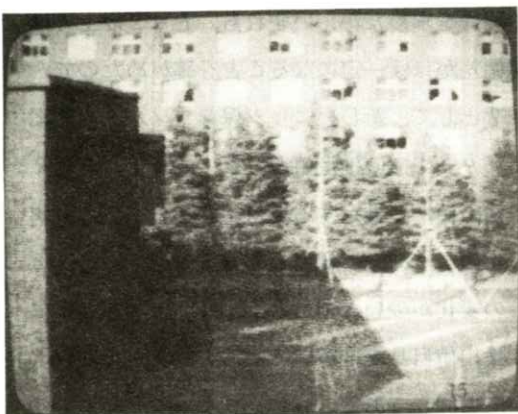
Fig. 8 (a)(b)(c)(d) に、この新しいフィルタで、それぞれ、 $\epsilon = 5, 10, 15, 25$ と変えて処理した推定画像を示す。Fig. 9 に、Fig. 8 (a)(b)(c)(d) と原画像 (Fig. 1) との残差画像を、それぞれ、左上、右上、左下、右下に示す。Fig. 5 の ϵ の小さい場合と比べて、Fig. 9 の ϵ の小さい場合



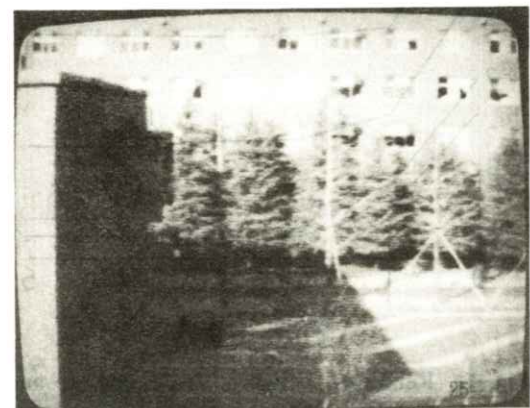
(a)



(c)



(b)



(d)

Fig. 8 Images restored by the new edge-preserving filter with $L = 2$, and (a) $\epsilon = 5$, (b) $\epsilon = 10$, (c) $\epsilon = 15$, (d) $\epsilon = 25$.

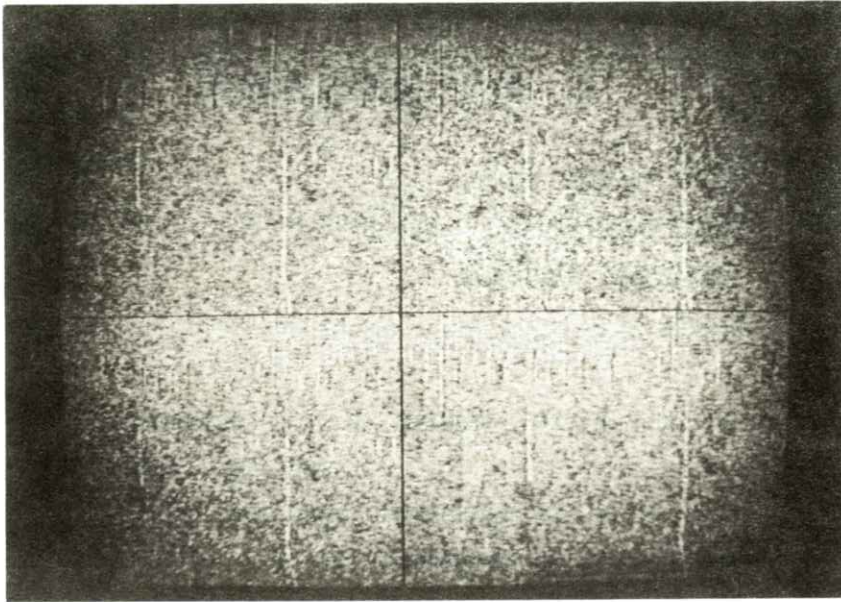


Fig. 9 Residual images of Fig. 8.

には、ノイズとエッジの平滑化が多いことがわかる。これは、Fig. 5 では急変が続いても平滑化しないが、Fig. 9 では急変が2回以上続くと $L=2$ の平滑化処理をしたためである。

Fig. 8 と Fig. 9 で、ノイズ除去とエッジ保存両方を主観的に評価して、もっともすぐれているのは $\epsilon = 10$ であるとの結論を出した。また、これは Fig. 5 の $\epsilon = 10$ の原画像よりもすぐれていた。他の画像の処理でも同じ結果であった。したがって、 ϵ を加えたノイズの標準偏差程度にして、上記の新しいフィルタを使えば、ノイズ除去とエッジ保存の双方に有効であるといえる。

4. 結 言

視覚特性を考慮して、新しいエッジ保存フィルタを考案した。この方法では、閾値 ϵ をノイズの標準偏差の程度にとれば、エッジを保存してノイ

ズを平滑化できる。

文 献

- 1) R. E. Kalman : Trans. ASME J. Basic Eng. **82 D** 35 (1960)
- 2) R. E. Kalman and R. S. Bucy : Trans. ASME J. Basic Eng. **83 D** 95 (1961)
- 3) 川添容宏 : 信学論(D) **J 70 - D** 1346 (1987)
- 4) J. B. Moore : Automatica **9** 163 (1973)
- 5) C. A. Pomalaza-Reaz and C. D. McGillem : IEEE Trans. **ASSP-32** 571 (1984)
- 6) 川添容宏 : 信学論(A) **J 67 - A** 324 (1984)
- 7) 荒川 薫, 原島 博, 宮川 洋 : 信学論(A) **J 68 - A** 32 (1985)

I 第91回研究会記事

第91回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和63年6月4日(土) 10:30～17:00

場 所 大阪府立病院 画像診断科

出席者 約40名

プログラム

特別講演 10:30～10:10 一般撮影全システムCR化の問題点
三原 一博, 船橋 正夫

11:10～11:50 症例の供覧 佐藤 健司 部長

見 学 11:50～12:30 画像診断科のCRシステム

総 会 13:30～14:00

議題 1) 昭和62年度事業報告, 会計報告

2) 昭和63年度事業計画, 予算案

3) その他

内田論文賞授与式

研究発表 14:00～17:00

1) 散乱線を含めたX線スペクトルの測定

京都工繊大 窪田 英明, 金森 仁志

大阪府立工業高専 松本 政雄

2) コンピューテッドラジオグラフィの特性曲線の測定 (2) タイムスケール法

山口大学付属病院 杜下 淳次, 上田 克彦, 大塚 昭義

岐阜工業高専 藤田 広志

兵庫医科大学病院 坂本 清

小野田赤十字病院 藤川 津義

3) FCRシステムのNEQとDQEによる解析

岐阜医療技術短大 蔡 篤儀

岐阜工業高専 藤田 広志

山口大学病院 杜下 淳次, 上田 克彦, 大塚 昭義

4) エネルギーサブトラクションX線テレビの画質の検討

電気通信大学 深川 浩志, 伊藤 正俊, 長谷川 伸
高エネルギー物理学研究所 安藤 正海, 伊藤 一行

5) カルマンフィルタを用いたノイズ劣化画像復元時のエッジ保存

京都工繊大 宋 昇司, 和田 全弘, 戸崎 正三
山田 正良, 中森 伸行, 金森 仁志
近畿大学 高橋 豊

Ⅱ 理事会議事録

日 時 昭和63年6月4日(土) 12:30～13:30

場 所 大阪府立病院

出席者 内田, 長谷川, 磯部, 三浦, 田中, 樋口, 金森

議 題 1. 昭和62年度事業報告, 決算, 昭和63年度事業予定, 予算案を承認した。
2. 第93回研究会を竹中, 長谷川常務理事に一任した結果, 64年2月23日(木)に
関東通信病院で開催することにした。

報告事項 1. 表彰委員長(長谷川常務理事)から内田論文賞の選考経過の報告があった。

Ⅲ 総会議事録

日 時 昭和63年6月4日(土) 13:30～14:00

場 所 大阪府立病院

出席者 内田会長以下 163名(委任状130名を含む)

議 題 上記理事会議事録1.の内容を承認した。

報告事項 表彰委員長から内田論文賞1件の選考経過の報告の後, 表彰式を行なった。

昭和62年度内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
国 債	1,000,000	基 金	1,000,000
		賞 費	30,000
繰越金及び利息	66,823	支 出 合 計	1,030,000
		次年度繰越金	36,823
収 入 合 計	1,066,823	支出繰越金合計	1,066,823

昭和 62 年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	993,874	印刷製本費	735,400
一般会費	944,200	通信費	220,063
賛助会費	1,108,400	研究会費	55,000
研究会参加費	43,000	旅行交通費	298,820
雑収入	16,440	会議費	80,800
利息	10,620	人件費	35,000
		国際交流事業費	20,000
		図書雑誌費	46,682
		消耗品費	70,095
		雑費	20,000
		支出合計	1,581,860
		次年度繰越金	1,534,674
収入合計	3,116,534,	支出繰越金合計	3,116,534

監 査 報 告 書

医用画像情報学会

会 長 内 田 勝 殿

監事 速 水 昭 宗 印

監事 小 島 克 之 印

昭和 62 年度の収支に付いて、昭和 63 年 5 月 9 日に監査を実施した。ここに、その結果を報告する。
会計収支に付いては、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認める。

IV 昭和63年度内田論文賞の表彰選考について

会誌5巻2号88頁, 理事会議事録2に記した表彰委員が, 4件の推薦論文について, 表彰規定に従って2回の投票を行い, 下記の通り選定した。

1. 受賞論文

樋口清伯, 辻 隆平: 算術符号化による画像データの圧縮 4巻, 3号, 101~107頁

2. 推薦理由

医用計測の進歩は疾患部のデータを計算機処理し, この画像に基づく診断を可能にしつつある。この画像をデータベースとして保存管理するには膨大な量となり, 圧縮は欠かせない。この論文はその際用いる可逆圧縮についてのべている。まず従来考慮されていなかった画素間の依存性を算術符号に導入し圧縮率を向上させ, また圧縮, 復元に要する時間(計算量)を軽減するため, 加算数の簡便な計算法を提案しすぐれた結果を得て, データ圧縮技術に大きく貢献している。

新 入 会 員

☆正 会 員

会員番号	会 員 名	勤務先および所在地	電 話 番 号
359	島村 正道	熊本大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 〒862 熊本市九品寺4-24-1	096-344-2111 (ext. 6994)
360	小川 正晃	広島大学歯学部歯科放射線学教室 〒734 広島南区霞1-2-3	082-251-1111 (ext. 3282)
361	島田 好和	南大阪病院放射線科 〒559 大阪市住之江区東加賀屋1-18-18	06-685-0221
362	上田 傑	近畿大学病院中央放射線部 〒589 大阪府狭山市大野東377-2	0723-66-0221 (ext. 2121)
363	西原 貞光	山口大学医学部附属病院放射線部 〒755 山口県宇部市小串1144	0836-22-2631
364	鬼本 恵子	岡山早期胃がん検診協会放射線科 〒103 東京都中央区日本橋茅湯町2-6-12	03-668-6801
365	小島 一彦	金沢大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 〒920 金沢市小立野5-11-80	0762-22-2211

☆賛助会員

会 社 名	代 表 者	所 在 地
横川メディカルシステム㈱	柴田 廉	〒190 東京都立川市栄町6-1-3 0425-37-3001

————— 会 員 移 動 —————

会員番号	会 員 名	種別	変更項目
92	神田 幸助	正	勤務先 昭和大学病院中央放射線部 03-784-8322 〒142 東京都品川区旗の台1-5-8
71	岡村 慎一	正	社名・住所 コダック・ナガセ㈱メディカルイメージング部 〒103 東京都中央区日本橋本町3-7-2
249	土生 雅英	正	社名・住所 コダック・ナガセ㈱メディカルイメージング部 〒550 大阪市西区新町1-1-17
144	塩沢 隆広	正	勤務先 光計測技術開発㈱ 0422-54-3336 〒180 東京都武蔵野市中町2-11-13
176	立花 聖一	正	勤務先 岩手県立紫波病院放射線科 〒028-33 岩手県紫波郡紫波町字東裏85-6
170	高久 裕治	正	住 所 〒960-12 福島市光が丘1 0245-48-2111
193	津山 泰子	正	改 姓 旧姓：草山
324	八木 浩史	正	所 属 徳島大学医療技術短期大学部診療放射技術学科 〒770 徳島市蔵本町3-18-15
196	手川 歆識	正	所 属 同 上
345	吉田 彰	正	所 属 岡山大学医学部付属病院中央放射線部
127	斉藤 雄督	正	勤務先 東芝メディカルエンジニアリング㈱ 〒140 東京都品川区東品川4-3-1 東輝ビル
281	細川 洸也	正	住 所 〒989-33 仙台市秋保町湯元字鹿乙20 02239-8-2221
329	山口弘次郎	正	住 所 〒145 東京都大田区上池台2-12-13
333	山田 英彦	正	住 所 〒356 埼玉県川越市大字今福2772-2
	三洋電機㈱ 賛助	代表者	阿部 裕三 研寄開発本部A V 研究所記録技術研究部 〒570 守口市大日東町100

- 49 牛間木真一 正 所 属 岩手県立大迫病院放射線科 0198-48-2211
〒028-32 岩手県稗貫郡大迫町大迫2-51-4
- 188 辻内 順平 正 所 属 千葉大学工学部画像工学科 0472-51-1111
〒260 千葉市弥生町1-33 (ext. 2874)
- 75 小原 健 正 勤務先 藤田学園保健衛生大学医学部放射線
医学教室 0562-93-2000
〒470-11 豊明市沓掛町楽ヶ窪

————— 賛 助 会 員 名 簿 —————

昭和63年8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)

- | | | |
|---------------------|-----------------|--------|
| 赤間レントゲン工業(株) | (株) 東 芝 | |
| エックスライド鳥栖研究所 | 東芝特機電子(株) | |
| 化成オプトニクス(株) | 東洋メディック(株) | |
| コダック・ナガセメディカル(株) | 東和放射線防護設備(株) | |
| コ ニ カ (株) | トムソンジャパン(株) | |
| 三 洋 電 機 (株) | (株) ナ ッ ク | |
| シーメンス メディカル システム(株) | 日 本 電 気 (株) | |
| (株) 島 津 製 作 所 | 浜松ホトニクス(株) | |
| シ ャ ー プ (株) | (株) 日 立 メ デ ィ コ | |
| セイコー・イーアンドジー(株) | 富士写真フイルム(株) | |
| 築 地 ソ フ ト (株) | 松下電器産業(株) | |
| 中 央 精 機 (株) | 横川メディカルシステム(株) | (計25社) |
| デュボンジャパンリミテッド | | |

役 員

会 長	内田 勝（常葉学園浜松大）
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（防衛大），佐々木常雄（名古屋大） 長谷川 伸（電気通信大） 〔庶務担当〕 田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕 樋口清伯（京都工繊大）
理 事	〔大学関係〕 磯部 寛（岩手医大），滝沢正臣（信州大），山崎 武（滋賀医大）， 和田卓郎（広島大） 〔会社関係〕 杉本 博（東芝），高野正男（富士フィルム），中西 猛（島津）， 松井美楯（コニカ），三浦典夫（化成オプトニクス）， 矢仲重信（日立）
監 事	小島克之（岐阜医療短大），速水昭宗（大阪大）

編 集 後 記

戻り梅雨のおかげで、涼しい日が続いている。昨年に続いて、今年も涼しい祇園祭（7月17日）を迎えたが、日曜日で、人の群を見に行くようなものだから、今年も見送ってしまった。長期予報では、今年も猛暑になるとのことである。このような予報は当たらないでほしいものである。他学会と同じような会員原票を作りましたので、ご協力をお願いします（K）。

編 集 委 員	医用画像情報学会雑誌
金 森 仁 志（京都工繊大）	1988年9月5日発行
佐々木 常 雄（名古屋大）	編集兼発行者 金 森 仁 志
竹 中 栄 一（防衛医大）	発 行 所 医用画像情報学会
長谷川 伸（電気通信大）	〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
山 田 正 良（京都工繊大）	京都工芸繊維大学工学部電気工学科内
	電話 075 (791) 3 2 1 1 （内線 585）
	ファックス 075-711-9483（京都工繊大）
	振替 京都 1-32350
	印 刷 所 （株）北斗プリント社
	〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2
	電話 075 (791) 6 1 2 5（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	3,000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 電気工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 791-3211 (内584, 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

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 TEL

(所属部課まで)

所在地〒

10) 自宅住所〒 TEL

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。)

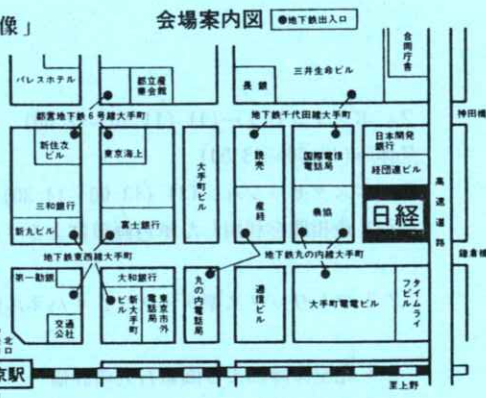
第19回画像工学コンファレンス

画像工学コンファレンスは1970年の発足以来、関連学会・研究会の共通の研究発表・討論の場として、日本の画像工学の研究開発の発展に大いに寄与してまいりました。本年も新たな発展を期し次のような内容で第19回画像工学コンファレンスを開催することに致しました。

- (1) 我が国関連各分野の第一人者による招待講演
- (2) パネル特別セッション「ニューロコンピュータと画像」
- (3) 一般公募講演
- (4) 討論が十分にできるポスタセッション
- (5) 親睦を深める懇親会

さらに、88国際画像機器展（入場無料）を併催いたします。
関連分野の方々の積極的なご参加を期待いたします。

期 日：昭和63年12月 7 日（水）9：10～17：30
8 日（木）9：30～18：00
9 日（金）9：30～17：10
（懇親会 8 日（木）18：00～）



会 場：日経ホール（東京・大手町）（地下鉄丸の内線・大手町駅下車、池袋寄り出口）
東京都千代田区大手町 1-9-5 日経ビル7階 ☎ 03 (270) 0251

参加費：加盟学会員	10,000 円	論文集代を含みます
学 生	5,000 円	
非 会 員	12,000 円	
懇 親 会	4,000 円	

申込方法：(1)申込書に必要事項を記載し、参加費を添えてお申込みください。

(2)申込期限 昭和63年11月16日（水）

（これ以後は資料などの余裕がある場合受け付けます。）

(3)申込先 〒105 東京都港区浜松町2-12-14 第2日化ビル連企画付
第19回画像工学コンファレンス事務局

☎ 03 (433) 2543 FAX 03 (433) 2544

送金方法：(1)現金書留の場合：申込書と共に送ってください。

(2)郵便振替の場合：東京 7-69769 口座名「画像工学コンファレンス」

振替用紙の通信欄に、申込書と同じ事項をご記入ください。（申込書の送付は不要です。）
個人名は必ずお書きください。

* 懇親会参加ご希望の方は、懇親会費も併せてお送りください。

* いずれも、参加券と領収書を送ります。

論文集：当日会場でお渡しいたします。欠席の方には終了後、郵送いたします。論文集のみご希望の方には、10,000円で終了後、郵送いたします。

主 催 第19回画像工学コンファレンス実行委員会

（担当 電子情報通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識理解研究専門委員会）

加盟学会・委員会 応用物理学会・光学懇話会、テレビジョン学会・画像表示研究委員会・視覚情報研究委員会・画像通信システム研究委員会・画像処理画像応用研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会、電子情報通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識理解研究専門委員会、日本ME学会、画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本写真測量学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会、計測自動制御学会・パターン計測部、日本非破壊検査協会、日本医用画像工学会、SPI E 東京支部。

88国際画像機器展（入場無料）

期 日 昭和63年12月7日～9日

会 場 東京産業貿易会館（港区・竹芝）

主 催 日本画像・計測機器協議会

☎03-367-0571

* コンファレンス会場と展示会場との間は、無料シャトルバスが走ります。

第19回画像工学コンファレンス

第1日 12月7日(水) 9:10~17:30

開会の辞(9:10~9:20)

高本幹雄(東大)実行委員長

1. パネル特別セッション(9:20~11:50)(途中休憩10分)

「ニューロコンピュータと画像」

長尾 真(京大工)(座長)

甘利俊一(東大工)

樋渡潤二(明星大理工)

杉江 昇(名大工)

2. ポスタレビュー(1)(11:50~12:00)

座長 北橋忠宏(阪大)プログラム委員長

昼休み(12:00~13:00)

2. ポスタセッション(1)(13:00~14:30)

(8階ロビー)

2-1 色相関を利用した単色画像によるフルカラー画像の新しい符号化表示方式

小寺宏暉・金森克洋(松下技研)

2-2 マトリックス型ディスプレイパネル画質シミュレーションシステム

賀好宣捷・早崎英人・野口要治・高倉正樹・山根康邦(シャープ)

2-3 完全方陣による閾値行列の評価

長嶋祐二・長嶋秀世・豊田 誠(工学院大)

2-4 統合カラーページプロセッサC P P

斉藤卓資・太田貴之・滝沢政明・佐藤洋一・木村嘉則・田島謙二(日本電気)

2-5 濃度パターン法の画質改善に関する検討

長嶋祐二・寺内美奈・長嶋秀世(工学院大)

2-6 改良形誤差拡散法(MED)による高速ハーフトーンプロセッサ

丸山祐二・黒沢俊晴・高橋 潔・中里克雄(松下技研)

2-7 ゴシック体日本語超大型文字の自動生成

荻原博也・中沢和夫・中島真人(慶大)・油田信一(筑波大)

2-8 超大型文字生成のための文字骨格自動抽出法

中野健司・荻原博也・中沢和夫・中島真人(慶大)・油田信一(筑波大)

2-9 ディザ法を用いたPinP(2画面)テレビの実現

響田 昇・中村洋一・莎 茹拉・安達 哲・小山内敏隆(日工大)

2-10 多層カラー熱転写リボンを用いた色調表現の改善

甘原雅和・川上武男(凸版印刷)

2-11 液晶TVによるホログラフィック・ステレオグラムの合成

山口雅浩・志村 啓・康 徳寛・大山永昭・本田捷夫・辻内順平(東工大)

3. 入力・出力・記録(14:30~17:30)

(14:30~15:50)

座長 三宅洋一(千葉大)

3-1 超高感度カラーフィルムとその画質(招待講演)

犬井正男(コニカ)

3-2 最近の画像入力・記録技術の動向(招待講演)

小宮一三(NTT研)

優秀ポスタ表彰/休憩(15:50~16:10)

(16:10~17:30)

座長 北村孝司(千葉大)

3-3 ネガカラーフィルムにおけるボケ画像の検出

佐藤恭彰・三宅洋一・矢口博久・久保走一(千葉大)

3-4 連続噴射型インクジェットプリンタにおける光学的ドロップセンサ

藤井雅彦(富士ゼロックス)

3-5 磁気誘導型点字プリンタの基礎的検討

大竹 勉(セイコーエプソン)・米沢義道(信州大)

3-6 階調記録用感熱転写記録媒体の高画質化

諸星邦親・鈴木 明(リコー)

第2日 12月8日(木) 9:30~18:00

4. 処理・理解(9:30~11:50)

(9:30~10:30)

座長 田島謙二(NEC)

4-1 画像理解のための多角的情報の統合(招待講演)

松山隆司(東北大)

4-2 対応探索領域抽出を用いたステレオ画像処理

山田陽一・黒江 茂・能勢 勇(沖電気)

休憩(10:30~10:50)

(10:50~11:50)

座長 横矢直和(電綫研)

4-3 輪郭情報を利用した重なり合う粒子の円形分離

久保文雄(スタンレー電気)

4-4 動画処理による空間フィルター速度計測法

三池秀敏・古賀和利(山口大)

- 4-5 周期波形の構造解析について 願 一禾・和田俊和・佐藤 誠(東工大)
5. ポスタレビュー(2) (11:50~12:00) 座長 横矢直和(電総研)
- 昼休み(12:00~13:00)
5. ポスタセッション(2) (13:00~14:30) (8階ロビー)
- 5-1 重力変化時の魚の行動解析 村本健一郎・椎名 徹(富山高専)、高林 彰・渡辺 悟(名大)
- 5-2 時系列相関を用いた動画中のオブティカルフローの自動計測 古賀和利・三池秀敏(山口大)
- 5-3 ファイバグレイディングを用いた侵入者センサ 山口順一・北口貴史・中島真人(慶大)
- 5-4 イラスト置換法による顔画像からの似顔絵作成システム 石田 薫・塩野 充(岡山理大)
- 5-5 ダイクロイックミラーとハーフミラーを用いたカラー処理手法 山羽和夫(機械技研)、三宅洋一(千葉大)
- 5-6 共通光路干渉計によるバイナリーインコヒーレントホログラムを用いたハイブリッドパターンマッチング 野村孝徳・伊東一良・一岡芳樹(阪大)
- 5-7 画像処理システムのソフトウェア環境 浅田尚紀・英保 茂(京大)
- 5-8 時空連続映像の解析 神沼二真・南川玲子(都臨床研)
- 5-9 個人データベース(PHDRS)における効果的な胸部X線画像の圧縮法 大山永昭・櫻岡 崇・木田捷夫・辻内順平(東工大)
- 5-10 単眼移動視による3次元情報処理用リアルタイム・プロセッサ 服部哲郎・中田 誠(東芝Eng.)、久保克巳(東芝)
- 5-11 部品組立マニュアルにおける説明図理解システム 何 守杰・安部憲広・北橋忠宏(阪大)
- 5-12 被服の着装感シミュレーションシステム 宇田紀之・鶴岡信治・木村文隆・三宅康二(三重大)
6. 地図・データベース(14:30~15:50) 座長 磯部邦昭(日大)
- 6-1 画像データベースとデータインタフェース(招待講演) 坂内正夫(東大生研)
- 6-2 SPOT画像を用いた地形図作成(招待講演) 柴崎亮介(東大工)
- 優秀ポスタ賞表彰/休憩(15:50~16:00)
7. 三次元表示(16:00~17:00) 座長 浜田長晴(日立研)
- 7-1 レンズ板3D写真機のためのレンズ配列を用いた正逆視像変換
一像の奥行き特性の改善 李 京・濱崎襄二・岡田三男(東大)
- 7-2 視点移動に追従するステレオ像表示装置 石井郁夫・五十嵐透・大和淳二・牧野秀夫(新潟大)
- 7-3 超音波顕微鏡画像の立体表示 石橋純一・館岡 斉(オリンパス光学)
- 休憩(17:00~17:10)
8. SPIE記念講演(17:10~18:00) 座長 高木幹雄(東大生研)
- 8-1 Masking of Optical Images Dr. Harold E. Bennett(President of SPIE)
(Michelson Lab., U.S. Naval Weapons Center)
- 懇親会(18:00~)

第3日 12月9日(金) 9:30~17:10

9. 視覚(9:30~10:50) 座長 森 晃徳(電総研)
- 9-1 運動視の知覚的諸特性(招待講演) 鷺見成正(慶大経)
- 9-2 両眼視野闘争過程における中心視と周辺視の役割の検討 小林哲生(北海道工大)
- 9-3 画像観測プロセスのモデル化 松井利一・平原修三(東芝)
- 休憩(10:50~11:10)
10. 通信・放送(1) (11:10~11:50) 座長 岸本登美夫(NTT研)
- 10-1 放送における画像処理(招待講演) 榎並和雅(NHK)
11. ポスタレビュー(3) (11:50~12:00) 座長 岸本登美夫(NTT研)
- 昼休み(12:00~13:00)
11. ポスタセッション(3) (13:00~14:30) (8階ロビー)
- 11-1 電界放出型万能X線装置の試作と応用 佐藤英一・川崎 敏・磯部 寛・玉川芳春・柳沢 融(岩手医大)
- 11-2 イメージングスペクトロスコープによる成分パターン解析 笹木敬司(徳島大)、河田 聡・南 茂夫(阪大)

11-3 CT手法による磁界高速映像化システムの開発

斎藤英雄・斎藤文彦・中島真人(慶大)、油田信一(筑波大)

11-4 仮名文字の空間周波数スペクトル

下村 武(大阪府立高専)

11-5 降雪粒子の三次元形状解析

村本健一郎・椎名 徹(富山高専)、北野孝一(インテック)

11-6 二次元フーリエ変換による最適な超音波CT像再構成

松本 謙・亀田昌和・佐藤甲斐・秋山いわき(相模工大)

11-7 MR方式によるファクシミリ画像への秘匿情報の挿入法

田中 清・中村康弘・松井甲子雄(防衛大)

11-8 デジタルカラー画像の空間周波数特性と画質

五十嵐隆史・三宅洋一・矢口博久・久保走一(千葉大)

11-9 直交変換と自己回帰モデルによる画像の高周波成分の効率的表現

川中 彰・福田光一(上智大)、高木幹雄(東大)

11-10 ガス切断現象の動画像処理

小川洋司・住友 敬・田中芳夫(四国工試)、古賀明夫(山口工技センター)

11-11 診断・教育用三次元電子解剖図システム—胸部を中心として—

周藤安造(東芝)

11-12 最適なコスト関数を用いたSimulated annealingによる画像再構成

羽石秀昭・増田忠昭・大山永昭・本田捷夫・辻内順平(東工大)

11-13 加齢による視覚特性の変化とパターン(文字など)の見え方

行田尚義・後藤幸博(東芝)

1 2. 通信・放送(2)(14:30~15:10)

座長 難波誠一(NHK)

12.1 高品質映像の符号化と伝送(招待講演)

沢田克敏(NTT研)

1 3. 計測(15:10~17:00)

(15:10~16:10)

座長 岡田勝行(千葉大)

13-1 画像処理を用いたX線膜厚測定装置

杉村利之・古川雄太(鳴海製陶)、稲田清崇・松本修二(住金工業)

13-2 単一管型高出力三連照射フラッシュX線装置とX線画像

磯部 寛・佐藤英一・川崎 敏・玉川芳春・柳沢 融(岩手医大)

13-3 光ECTにおけるデータ収集効率の改善

稲森 稔・久保田孝介・川村秀昭・中島真人(慶大)

優秀ポスタ賞表彰/休憩(16:10~16:20)

(16:20~17:00)

座長 三品博達(千葉大)

13-4 顕微鏡像からの吸収と位相分布の分離観察法

河田 聡・埜田友也・南 茂夫(阪大)

13-5 格子パターン投影法GRASPによる三次元形状の自動測定とその応用

吉澤 徹・小松原良平(農工大)

閉会の辞(17:00~17:10)

第20回画像工学コンファレンス実行委員長

.....キ...リ...ト...リ...セ...ン.....

第19回画像工学コンファレンス参加申込書

氏 名:

連絡先:〒

電 話:

所在地

所 属

所属学会(所属するすべての学会に○印をつけてください):

応物光学 テレビ 電気 電子情報通信 ME 画像電子 写真 電子写真 写真測量 情報処理

印刷 レーザー 医療情報 医用画像 計測制御 非破壊検査 JAMIT SPIE

懇親会(いずれかに○印を): 参加 不参加 未定

送金額:

送 金 額

参加費	加盟学会員(10,000円)
	学 生(5,000円)
	非 会 員(12,000円)
懇親会費	(4,000円)

第13期最後の総会終わる

—「国際間の科学技術協力と研究の自由について(声明)」を採択—

昭和63年 5 月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、4月20日から4月22日まで第104回総会を開催し、「国際間の科学技術協力と研究の自由について(声明)」を決議するとともに、4件の勧告・要望・見解を採択しました。

総 会 報 告

総会第1日目(4月20日)の午前中には、会長からの経過報告、各部・諸委員会報告に続き、勧告・要望等6つの提案がなされ、同日午後の各部会での審議を経た上で、第2日目(21日)の午前中にこれらの6件が可決された。その後さらに1件の追加提案が行われ、同日午後これが可決された。第3日目(22日)午前には特別委員会が、午後には常置委員会が開催された。

なお、総会前日の19日午前には連合部会が開催されて前記の6案件の予備的な説明・質疑が行われ、またその午後には各部会が開催された。

第1日目午前。6件の提案につきそれぞれ提案説明が行われた後、質疑応答が行われた。午後、各部会を開催。

第2日目午前。まず、前日提案された「日本学術会議会則の一部を改正する規則の制定について」、「日本学術会議の運営の細則に関する内規の一部改正について」が賛成多数で採択された。第1常置委員会が審議を重ねてきたこれら会則・内規の改正は、(1)副会長世話担当研連のうち6研連を関係部へ移行させ、残りの12研連を副会長枠として存続させること等に伴う措置を決めたものと、(2)現存する6国際協力事業専門委員会のうち、第14期にも引き続き存続させる3専門委員会に関する措置を決めたものである。このことに関連して、研連活動の活性化に関して活発な発言が行われた。

次に第4部提案の「太陽地球系エネルギー国際協同研究計画(STEP)の実施について」(勧告)、同じく第4部提案の「国立地図学博物館(仮称)の設立について」(勧告)、さらに第5常置委員会提案の「大学等における学術諸分野の研究情報活動の推進について」(要望)が、いずれも賛成多数で採択された。続いて、第6常置委員会提案の「我が国の国際学術交流の在り方についての日本学術会議の見解」が、これも賛成多数で採択された。

その後会長より「国際間の科学技術協力と研究の自由について(声明)一日米科学技術協力協定の改定に当たって」が追加提案された。これは、日米科学技術協力協定の改定が行われようとしているに当たり、目下伝えられているその内容について憂慮すべき点があるというので、19日午後及び20日午後の各部会での討議を経て、そのおおよその見解の一致を踏まえて、会長が総会に提案したものである。この提案を受けて、この声明を出すことは時機を得たことであるとしながらも、文章表現に関しては質問・意見が多く出された。

第2日目午後。午前の審議に引き続き、一部の文章表現に関する修正案が数名の会員から提示され、採決の結果原案を一部修正したものが賛成多数で採択された。なお、総会で採択された前記勧告・要望は22日午後内閣総理大臣に提出され関係諸機関等に送付された。(これらの勧告・要望・見解・声明の概要は別項所載のとおりであり、詳細は日本学術会議月報5月号を参照されたい。)

国際間の科学技術協力と研究の自由について(声明) —日米科学技術協力協定の改定に当たって—

最近、日米両国政府間で大筋が合意された「日米科学技術協力協定」の改定について、目下伝えられる内容に関しては憂慮すべき点が少ない。

日本学術会議は、さきに「科学者憲章」(声明)、「科学の国際協力についての日本学術会議の見解」を採択し、科学者の責務と学術の国際交流に当たっての基本的な原則を明らかにした(この部分は本文を簡略化した)。

二国間の学術交流は、相手国の固有の事情があるにしても、上述の日本学術会議が宣明した全世界的な学術交流の原則と相容れない内容を含むものであってはならない。全世界的立場と個別の二国間協定の立場とは差異がありうるにせよ、いかなる場合にも自由な研究交流、成果の公開といった基本原則はかたく守られなければならないと考える。

今回の「日米科学技術協力協定」の改定は「安全保障」、「知的所有権」の問題を包含すると伝えられているが、このことによって科学者の研究・発表の自由、科学者の身分保障などが実質的に制約される恐れがある。したがって、協定の具体的内容の決定に当たっては、慎重な配慮が必要である。

われわれは、「日米科学技術協力協定」の改定に当たって、本会議が明らかにしてきた上述の諸原則の精神を最大限に尊重することを強く要望するものである。

この種の科学技術協力に関する国際的取極めについては、事前に広く科学者の意見を聴取すべきものであると考える。

太陽地球系エネルギー国際協同研究計画 (STEP)の実施について(勧告)

暗黒の宇宙空間に浮かぶ青いルビーのように光る地球が、我々にとってかけがえのない惑星であることが、理解されるようになったのは、20世紀の科学研究の最大の成果の1つである。宇宙空間に浮かぶ我が惑星、地球には、太陽からの紫外線や太陽風プラズマが絶えず襲っていて、絶妙なエネルギーバランスを保ちつつ、地球の電磁圏や中間圏、

成層圏を作っている。しかしこのシステムには、未だ多くの謎が残されていて、この謎の理解は宇宙空間の基礎物理の理解とともに永続的な地球環境変化の理解の基礎ともなっている。したがって国際太陽地球系物理学・科学委員会(SCOSTEP)は、国際科学連合会議(ICSU)の承認を得て、太陽地球系エネルギー国際協同研究(Solar Terrestrial Energy Program: STEP)計画を立て、1990—1995年の6か年間にわたりその実施を行うよう、各国に要請している。

本研究計画では、太陽から、地球成層圏にわたる、全領域について、それを一つのシステムととらえ、そこに展開する電磁現象、プラズマ現象、及び化学現象について、現象の変動のみならず、エネルギー伝播の変化も合わせ、定量的に究明することを目指している。我が国でも本国際協同研究計画を実施すべく、今回、第104回日本学術会議総会において、政府に対する勧告が出された。

「国立地図学博物館」(仮称)の設立について(勧告)

国際社会における日本の役割と責任が高まるにつれて、それぞれの国情、民族性、地域的な生活様式に即した適切な対応を行う必要がある。そのためには、一国単位のみならず、主要な行政区域が大都市圏といった主要地域ごとに、新しい詳細な地理情報を組織的、継続的かつ迅速に収集し、整理加工して、一般の需要に応える体制作りは、焦眉の急を要する国家的課題である。ここで言うところの地理情報とは、様々な地域に即して、その風土と住民、民族と文化、人口と社会、生活と環境、資源と産業、集落と交通、経済と政治などに関して、地図、空中写真、地上景観写真、衛星画像等(地図・画像情報)によって表現される地表の空間的情報を意味する。とりわけ、「地表の地理的事象を数学的、選択的、かつ記号的に表現した地図」は、コンピュータの支援によって、ますますその情報価値を高めている。

ここに勧告する「国立地図学博物館」(仮称)は、主として諸外国の地図、画像情報の収集、整理、保存を行い、関連する地域情報を加えて、地理情報のデータ・ベース化の手法や図の解析法、表現法、利用の高度化、地図発達史等に関する研究を行い、動的、立体的な展示方法を駆使して、広く国民の国際知識の涵養、地域研究、学術文化、政治行政、経済活動等に寄与し、さらに、国内及び国際的地域情報のセンターとしても基幹的な役割を演じ、国内外の関連機関と密接に提携して、地理情報の相互補完的及び相乗的価値を高めることを目指すものである。

大学等における学術諸分野の研究情報活動の推進について(要望)

高度情報化社会に即応した新しい手段により、学術研究の基礎的情報・資料を整備すること、情報・資料や研究成果を全国的・国際的に流通させることが、学術のすべての分野を通じて強く要望されている。これらの推進のために、近年、文献資料センター、データ資料センターの整備、「学術情報センター」の設立、データベース作成の支援などが行われ、その環境はかなり整備されてきた。

これらの環境を基盤として、それを強力に補完するものこそ、個々の専門分野での研究情報活動である。このため、国公立大学等で、国際協力を念頭に置きつつ、それぞれ特色を持つ領域を単位として、情報・資料を整備し、その分野での研究成果を提供する組織の設置と方法の推進とともに、「学術情報センター」のネット・ワークなどを通じて、全

国的・国際的に流通させる体制の強化が急務であると考えられる。このために、下記のような体制の確立を要望する。

(1)専門分野別に研究情報センターを設置すること。(2)大学等の既存の諸機関(文献資料センター等)における研究情報活動を推進すること。(3)個別的なデータベース・知識ベースの作成と新規のデータ処理方法の開発を助成すること。(4)「学術情報センター」の拡充を図ること。(5)大学等とそれ以外の機関(官公庁、学・協会を含む)との情報の流通を円滑化すること。

我が国の国際学術交流の在り方についての日本学術会議の見解

学術の問題は国際的視点を外して考えることはできない。日本学術会議は、昭和36年10月27日第34回総会において「科学の国際協力についての日本学術会議の見解」を採択し、科学の国際協力は、(1)平和への貢献を目的とすべきこと、(2)全世界的であるべきこと、(3)自主性を重んずべきこと、(4)科学者の間で対等に行われるべきこと、(5)成果は公開されるべきことの5原則を明らかにした。この見解は、国際学術交流における一般の原則を示すもので、今日においても尊重されるべきものである。

この見解表明から四半世紀を経て、国際学術交流を取り巻く環境の変化は急速に進んでいる。その変化の速度は今後更に顕著になると思われる。しかし、このような著しい変化の中で、国際学術交流に対する我が国の人的、制度的、財政的対応は必ずしも満足すべき状態にはない。今回の見解は、こうした状況を踏まえ、我が国の国際学術交流は今後一層積極的かつ能動的な姿勢へ転換させることの重要性を指摘し、次のとおり、人の問題、国際交流の進め方の問題、組織の問題の三つの面で、新しい姿勢に見合った改革を進めて行くことの必要性を表明している。

- (1) 人的交流の促進と大学・研究機関の国際的開放
- (2) 学術研究活動の世界的展開
 - ① 国際的学術機関の活動への積極的参加
 - ② 国際的研究プロジェクトの策定と遂行
 - ③ 二国間・地域間学術交流
- (3) 国際学術ネットワークの確立

全国学術研究団体総覧(1988)

学術研究団体調査の結果をもとに、我が国の学術研究団体1236団体が分野別に、また大学関係学会等一覧が収録されています。[日本学術会議事務局監修・勸日本学術協力財団編集・6500円・郵送料350円]

※本総覧は、全国の政府刊行物サービスセンターで販売。

日本の学術研究動向(昭和63年4月)

人文・社会科学及び自然科学を網羅した科学者から成る日本学術会議において、全学問分野にわたり、学術研究の動向の現状分析とその展望を行い、その成果を取りまとめたもの。[日本学術会議・勸日本学術協力財団発行・5000円・郵送料300円]

※本資料は、勸日本学術協力財団で取り扱っています。

御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話 03(403)6291

第14期最初の総会開催される

昭和63年 8月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議の第14期が7月22日から発足し、7月25日～27日の3日間、第14期最初の総会が開催されましたので、その総会等についてお知らせします。

日本学術会議第105回総会報告

7月22日の第14期の発足に伴い、同日付けで内閣総理大臣による日本学術会議会員の発令が行われた（辞令の交付式は、総会日程の関係で7月25日に挙行）。第14期の会員は、選出制度が学術研究団体を基礎とする推薦方式に変わって後、2回目の会員である。この第14期会員による最初の総会である、第105回総会が、7月25、26、27日の3日間、本会議場で開催された。

第1日目(25日)。午前中の新会員への辞令交付式に続いて、13時に総会が開会され、直ちに、会長及び両副会長の選挙が行われた。会員による互選の結果、会長には、第13期の会長であった近藤次郎第5部会員が再選された。また、人文科学部門の副会長には、大石泰彦第3部会員が、自然科学部門の副会長には、渡邊格第4部会員がそれぞれ選出された。選挙終了後、近藤会長から、「一生懸命務めるつもりなので、会員の方々の御協力をよろしくお願いしたい。」との就任のあいさつがあり、また、大石、渡邊両副会長からもそれぞれ就任のあいさつがあった。

総会終了後、直ちに、各部会が開催され、各部の役員である部長、副部長、幹事の選出が行われた。(第14期の役員については、別掲を参照)。

第2日目(26日)。10時に総会が開会され、始めに、近藤会長が、第13期の会長という資格で第13期の総括的な活動報告を行った後、3年間の振り返り特に印象の深いものとして、脳死問題に関する討議、ICSU 総会招致に関連する科学者の自由交流問題、学術会議の予算等について、その所感を述べた。続いて、会員推薦管理会報告として、久保亮五委員長代理として事務総長が、第14期会員の推薦を決定するまでの経過報告等を行った。

引き続き、会長から3日目の総会で提案・審議する予定の「第14期活動計画委員会の設置について(申合せ案)」に関する各部での事前討議について並びに各常置委員会の委員定数の決定に基づく各部での委員の選出について、それぞれ各部へ付託がなされた。

総会終了後、直ちに各部会が開催され、前述の申合せ案の討議及び各常置委員会委員の選出等が行われた。

第3日目(27日)。10時に総会が開会され、会長から前述

の「第14期活動計画委員会の設置について(申合せ案)」の提案が行われた。この申合せ案は、第14期の活動に関する基本的計画の立案を任務とする臨時の委員会を次の定例総会までの間、設置するということを含んでいる。この提案は、その構成等に関する若干の討議の後、原案どおり可決された。

総会終了後、直ちに各部会が開催され、設置が決定された第14期活動計画委員会委員の選出等が行われた。

なお、この第14期活動計画委員会は、総会期間中に第1回の会議を開き、全会員を対象にした第14期の学術会議の活動に関するアンケートの実施を決めるなど、早速その活動を開始した。

第14期日本学術会議会員の辞令交付式等について

第105回総会に先立ち、第14期日本学術会議会員の辞令交付式が7月25日(月)10時35分から、総理大臣官邸ホールで行われた。辞令交付式は、まず、第1部から第7部までの会員の氏名が順次読み上げられた後、会員全員を代表して最年長者である山本正男第1部会員が竹下登内閣総理大臣の代理としての小淵恵三内閣官房長官から、辞令の交付を受けた。その後、小淵長官から、第14期会員に対する期待を込めた内閣総理大臣あいさつの代読があり、続いて、山本正男会員から、会員を代表して国民の期待に沿うよう努力したい旨のあいさつがあって、式は終了した。出席会員は190人であった。なお、第14期日本学術会議会員の発令は、第14期の始期である7月22日付けであるが、総会日程との関係で、総会初日の7月25日に辞令交付式を行ったものである。

26日には、午後の各部会終了後、18時から、小淵内閣官房長官主催による歓迎パーティーが本会議のホールで行われた。小淵長官のあいさつがあり、続いて、脇村日本学士院院長の代理としての石井良助学術院会員から祝辞があった。これに対し近藤会長によるユーモアに富んだ答礼のあいさつがあり、沢田敏男日本学術振興会会長の乾杯の音頭でパーティーが進められ、活発かつ友好的な歓談が行われた。

第14期日本学術会議役員

会 長	近藤次郎 (第5部・経営工学)
副会長 (人文科学部門)	大石泰彦 (第3部・経済政策)
副会長 (自然科学部門)	渡邊 格 (第4部・生物科学)
《各部役員》	
第1部 部 長	黒田 俊雄 (歴史学)
副部長	北川 隆吉 (社会学)
幹 事	一番ヶ瀬康子 (社会学)
"	肥田野 直 (心理学)
第2部 部 長	西原 道雄 (民事法学)
副部長	川田 侃 (政治学)
幹 事	経塚作太郎 (国際関係法学)
"	山下 健次 (公法学)
第3部 部 長	島袋 嘉昌 (経営学)
副部長	大石嘉一郎 (経済史)
幹 事	木村 栄一 (商学)
"	則武 保夫 (財政学・金融論)
第4部 部 長	中嶋 貞雄 (物理科学)
副部長	田中 郁三 (化学)
幹 事	樋口 敏二 (地球物理学)
"	平本 幸男 (生物科学)
第5部 部 長	岡村 総吾 (電子工学)
副部長	高村 仁一 (金属工学)
幹 事	市川 淳信 (計測・制御工学)
"	藤本 盛久 (建築学)
第6部 部 長	江川 友治 (農芸化学)
副部長	中川昭一郎 (農業総合科学)
幹 事	飯田 格 (農学)
"	水間 豊 (畜産学)
第7部 部 長	小坂 樹徳 (内科系科学)
副部長	水越 治 (外科系科学)
幹 事	伊藤 正男 (生理科学)
"	岡田 晃 (社会医学)

(注) カッコ内は、所属部・専門

「対外報告」について

本会議では、第13期になってから、その意思の表出の形態の一つとして、各部・委員会がその審議結果をとりまとめたものを、総会又は運営審議会の承認を得て、外部に発表する「報告」(通称「対外報告」と言っている。)というものができるようになった。ただし、この対外報告は、日本学術会議全体の意思の表出ではなくて、当該対外報告をとりまとめた部・委員会限りのものである。

第13期には、数多くの対外報告が総会又は運営審議会の承認を得て出されている。ここでは、すでに、この日本学術会議だよりで紹介されているものを除いた対外報告の題目のみを以下に紹介する。

- ・物理学研究連絡委員会報告—大型ハドロン計画の推進について
- ・化学研究連絡委員会報告—全国的視野に立つ化学の新しい研究体制について
- ・第5常置委員会報告—公文書館専門職員養成体制の整備について
- ・遺伝医学研究連絡委員会報告—「医学教育の改善に関する調査研究協力者会議最終まとめ」についての意見
- ・第4部報告—上級研究員制度(仮称)の新設について(基礎科学振興・充実のための一方策)

第14期日本学術会議会員の概要について

この度任命された210人の第14期日本学術会議会員の概要を以下に紹介する。(カッコ内は前期)

- 性別 男子 208人 (207人)
女子 2人 (3人)
- 年齢別

50~54歳	5人	55~59歳	39人
60~64歳	85人	65~69歳	67人
70~74歳	13人	75~79歳	1人
最年長	76歳 (77歳)		
最年少	51歳 (48歳)		
平均年齢	63.1歳 (61.6歳)		
- 勤務機関及び職名別
 - 大学関係

国立大学	73人 (101人)
公立大学	5人 (6人)
私立大学	88人 (77人)
その他	1人 (3人)
計	167人 (187人)
 - 国公立試験研究機関・病院等
8人 (9人)
 - その他

法人・団体関係	13人 (3人)
民間会社	7人 (3人)
無職	15人 (8人)
計	35人 (14人)
- 前・元・新別

前 会 員	109人 (41人)
元 会 員	4人 (6人)
新 会 員	97人 (163人)
- 地方別 (居住地)

北海道	3人 (5人)
東北	6人 (6人)
関東	132人 (134人)
中部	15人 (12人)
近畿	42人 (40人)
中国・四国	4人 (6人)
九州・沖縄	8人 (7人)

(注) 詳細については、日本学術会議月報7月号を参照

- ・第5部報告—工学系の大学における産・官・学の研究協力の在り方について
- ・生命科学と生命工学特別委員会報告—生命科学の研究と教育の推進方策について
- ・情報学、学術文献情報、学術データ情報研究連絡委員会報告—情報学振興総合機構の構想について(中間報告)
- ・商学研究連絡委員会報告—大学における商学教育の課題と方向
- ・電子・通信工学研究連絡委員会報告—通信工学の体系化に向けて

御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話 03(403)6291

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

島津製作所医用機器事業部代理店

赤間レントゲン工業株式会社

宮崎市高千穂通2丁目2番27号 電話(0985)23-3463 23-6466

エックスライド

X-lide
非破壊検査装置

エックスライド 鳥栖研究所

〒841 佐賀県鳥栖市田代大宮町845-21

電話0942-82-6161



安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区浜松町2丁目7番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

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28-1千代田生命御堂筋ビル

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

SANYO 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

三洋電機株式会社

お問合せ： 三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL 06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03) 490-2181(代表)

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

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**
応用機器事業部

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 Ⅷ(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

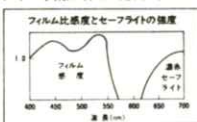
中央精機株式会社

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



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野で有名な、デュボンのメディカルレーザフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来の高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラストをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られるのです。CRTの調整は、デュボンの映像技師にお任せください。いすも技術力豊かなスペシャリストが、いそいそとご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF31及びMRF32は、デュボン製品との併用に、より優れた画像を得られます。
MO : 自動現像機用現像液
XMF : 自動現像機用定着液
●デュボンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュボン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部
〈東日本〉〒107 東京都港区赤坂1-1111番39号 第2興和ビル
〈西日本〉〒541 大阪府東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

TEL (03) 585-5360

デュボン ジャパン



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 (904) 2321-4

診断から治療まで
 NECメディカル



CGR NEC varian

取扱機器

- 医療用リニアック
- 放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)〒108 電話03(453)5511(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



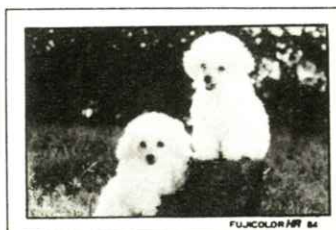
総合医療機器の

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



技術革新への限らない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121(大代表)

最先端の画像診断装置は、いつもYMSから。

全身用コンピュータ断層撮影装置 Quantex, ImageMax, X線撮影装置 Advantx (Angio・Cardio・DSA)

CT8600, CT8800, CT9000, CT9200, CT9800

セノグラフ500T・ステノスコープ

磁気共鳴断層撮影装置 SIGNA, RESONA

超音波診断装置 リニア:RT50, RT2600,

リニア・コンベックス:RT2800

リニア・セクタ:RT3000, RT3600, セクタ:RT5000

核医学画像診断装置 Starcam400AC/T, Gemini,

MaxiCamera400AC/T, 300A, 500A, MaxiStar



横河メディカルシステム

本社/〒190 東京都立川市栄町6-1-3 ☎(0425)37-3001

