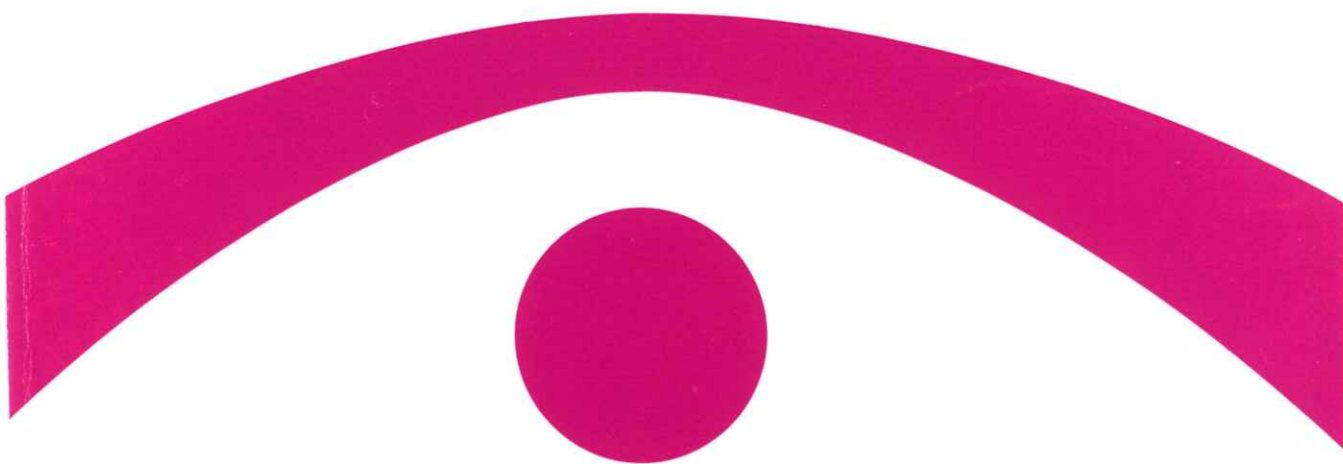


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻88号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 5 No. 1 January 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1号 1988年1月

目 次

会 告

第90回研究会の案内	会告 1
第91回研究会の演題伺い	会告 2
内田論文賞候補論文の公募	会告 3

論 文

輝尽性蛍光体を用いたデジタルラジオグラフィの解像特性	
II. デジタル特性曲線とプリサンプリングMTFの測定	
..... 藤田 広志, 上田 克彦, 藤川 津義, 大塚 昭義	1
パーソナルコンピュータによる医用画像ネットワーク	
..... 滝沢 正臣, 曾根 脩輔	11
LSF測定におけるマイクロデンシトメータの影響	
..... 清王 尊仁	18
観測雑音下での画像劣化過程の推定	樋口 清伯 23

会 報

研究会記事 — 理事会議事録 — 委員の交代	31
新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿	32

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 5 No. 1 January 1988

Contents

Original

- Resolution Property in a Digital Radiography with Photostimulable Phosphors
II. Measurements of Digital Characteristic Curve and Presampling MTF
..... Hiroshi FUJITA, Katsuhiko UEDA, Tsuyoshi FUJIKAWA and
Akiyoshi OHTSUKA 1
- A Compact Medical Image Network Using PC-Workstation
..... Masaomi TAKIGAWA and Shusuke SONE 11
- Influence of Microdensitometer on the Measurement of the Line Spread
Function Takahito SEIOU 18
- Estimation of System Parameters Governing Blurred Image under Noisy
Measurements Seihaku HIGUCHI 23

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 5 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences
Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

第90回研究会のご案内

第90回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 昭和63年2月6日(土) 10:30～17:00

場 所 防衛医科大学校 臨床講堂 (地図参照)

〒359 所沢市並木3-2

TEL 0429-95-1211

特別講演 10:30-11:10

エネルギーサプトラクションX線テレビジョン

電気通信大学電子工学科 長谷川 伸 教授

11:10-11:40

MRCTの超伝導磁石について

三菱電機赤穂製作所 武智 盛明氏

見 学 11:40-12:30

防衛医科大学校のMRIなど

研究発表 13:30～

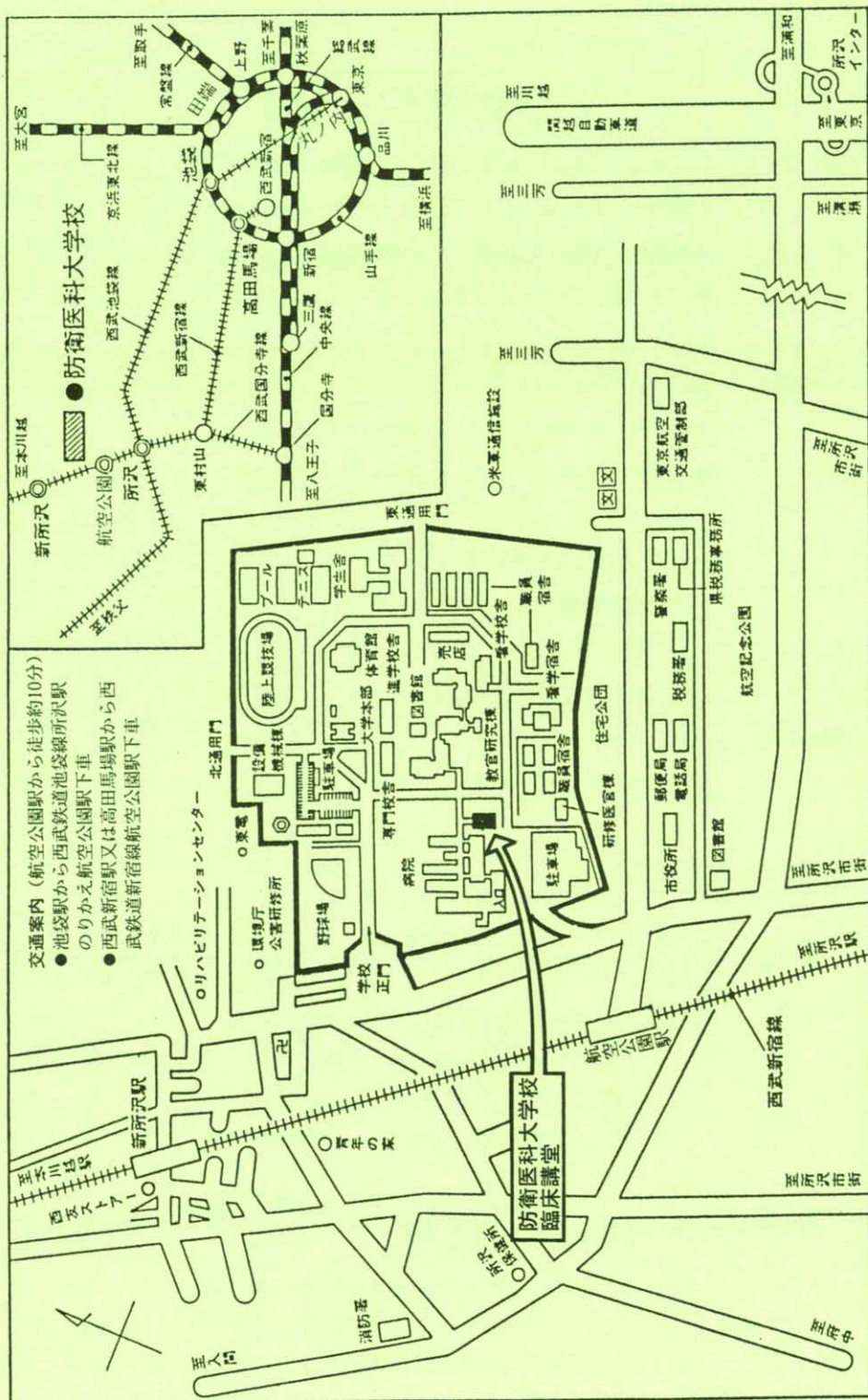
発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場までの交通案内

東京駅	丸の内線 15分	池袋駅	西武池袋線	所沢駅 (乗換)	西武新宿線 新所沢, 本川越行	航空公園駅
		準 9:35 発小手指行		10:05		10:07
		急 9:44 飯 能行		10:08		10:17
		準 9:54 小手指行		10:23		10:27
		急 10:04 飯 能行		10:28		10:37

東京駅	J R新宿	J R高田馬場 (乗換西武線)	西武新宿線 所沢駅	航空公園駅
		急 9:27 発本川越行	10:05	10:07
		準 9:40 新所沢行	10:15	10:17
		急 9:48 本川越行	10:25	10:27

会場案内図



第91回研究会演題伺い

第91回研究会を下記のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 昭和63年6月4日(土)

場 所 大 阪

演題申込締切 昭和63年4月19日

申込先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学工学部電気工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-791-3211 (内584,585)

FAX 075-711-9483

(なるべく文書又はFAXでお願いします。)

内田論文賞候補論文の公募について

昨年にひきつづいて、本年は第3回の表彰を行います。下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

1. 対 象 医用画像情報学会雑誌Vol. 4, No. 1～Vol. 4, No. 3 (3冊)に掲載された論文
2. 応募要領 下記の事項をB5版(縦長)に記入して、事務局宛てにお送り下さい。自薦でも他薦でも結構です。

内田論文賞の推薦について

1. 著者, 論文名, 巻, 号, 頁
2. 推薦理由 200字以内
3. 推薦者名 捺印

3. 選 考 選考委員会で行う。
4. 締 切 日 昭和63年1月19日
5. 表 彰 昭和63年6月4日の総会で行う。

昭和62年度会費納入のお願い

昭和62年度会費未納の方は、至急納入下さるよう御願いたします。なお、送金には会誌5巻2月号に同封しました郵便振替用紙等をご利用下さい。郵便振替口座番号は京都1-32350医用画像情報学会です。会費は年3,000円です。

[論 文]

輝尽性蛍光体を用いたディジタルラジオグラフィの解像特性 Ⅱ. ディジタル特性曲線とプリサンプリングMTFの測定

藤田 広志*・上田 克彦**・藤川 津義**・大塚 昭義**

* 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒 501-04 岐阜県本巣郡真正町

** 山口大学医学部附属病院放射線部 〒 755 山口県宇部市大字小串 1144

(1987年6月6日, 最終1987年9月26日 受理)

Resolution Property in a Digital Radiography with Photostimulable Phosphors

Ⅱ. Measurements of Digital Characteristic Curve and Presampling MTF

Hiroshi FUJITA*, Katsuhiko UEDA**, Tsuyoshi FUJIKAWA**
and Akiyoshi OHTSUKA**

* Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,

Motosu-gun, Gifu 501-04

** Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital,

Ube City, Yamaguchi 755

(Received June 6, 1987, in final form September 26, 1987)

The presampling MTFs of a digital radiographic system employing two types of photostimulable phosphor plates (imaging plates, HR and ST), which include the detector unsharpness and the unsharpness of the sampling aperture, were measured even beyond the Nyquist frequency (5 cycles/mm). An image of a slightly angulated slit was employed in order to obtain Fourier transforms of line spread functions at different alignments. The presampling MTF was calculated by averaging the two Fourier transforms which we obtained from two extreme alignments (center and shifted) of the slit relative to the sampling coordinate. From the analysis of the presampling MTFs obtained and the detector MTFs previously determined, it was found that the effective sampling aperture size was considerably larger than the aperture size on the plate surface (laser beam spot size) due mainly to the scatterings of the incident laser beam and emitted laser-stimulated luminescence in the phosphors. The "digital characteristic curve" relating the pixel value to the relative x-ray intensity incident on the detector was also

obtained for the linearization, and was found to have a remarkably wider dynamic range (order of approximately 10^3) than that of conventional screen/film system.

1. はじめに

輝尽性蛍光体を用いたデジタルラジオグラフィ (DR) ¹⁻³⁾ が商品化されて、はや5年の歳月が経過している。しかしながら、筆者らの知る限りでは、このDRの物理特性に関する論文は非常に少ない。その原因は、デジタル医用画像系のための画像評価法が確立されていなかったことや、DRシステムが一つのブラック・ボックスとなっており、ユーザがデジタルデータを容易に取り扱えないことと無関係ではないようである。

われわれは最近、X線検出部である輝尽性蛍光体 (イメージングプレート、富士写真フィルム) のMTFについて報告した⁴⁾。このアナログコンポーネントの解像特性の解析に続いて、本論文では、デジタル部分も含めた解像特性の解析を行う。すなわち、デジタル系固有の解像特性を表す“プリサンプリング”MTF⁵⁻⁷⁾を測定する。また、“デジタル特性曲線”とサンプリング間隔の測定も行う。

2. プリサンプリングMTF

輝尽性蛍光体方式のDRシステム (FCR-101, 富士写真フィルム) の簡単な構成図を、各段階におけるコンポーネントのMTFと共に、Fig. 1に示す。X線管焦点と幾何学的拡大に起因する不鋭を無視できるものとする、システム

の第1段階でのMTFの低下は、イメージングプレートによって引き起こされる。これをアナログコンポーネント (X線検出器) のMTFとして MTF_A と記す。X線曝射によってイメージングプレートに蓄積された情報を取り出すために、赤色のヘリウム-ネオン (He-Ne) レーザビーム走査光をプレートに照射する。このとき、光輝尽発光現象が起これ、蓄積されたX線エネルギー量に比例した青色の蛍光が放出される。この光を集光ガイドで光電子増倍管に集め、時系列の電気信号に変換する。この信号を一定のサンプリング間隔でA/D変換 (8ビット) し、デジタル値を得る。ここで、 MTF_A とサンプリング・アパーチャのレスポンス (MTF_S) との積を、“プリサンプリング”MTF (MTF_{PRS}) と呼ぶ。デジタル値で直接計算されるMTFが“デジタル”MTF (MTF_{DIG}) で、サンプリングに伴

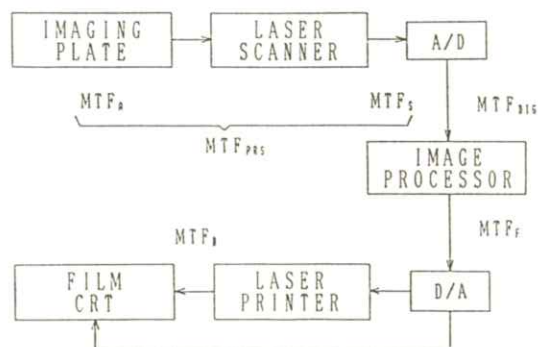


Fig. 1 Basic block diagram of the digital radiographic system employing imaging plates. Component MTFs are described.

う効果を含んでいる(後述)。画像処理を施せば、これにフィルターのMTF (MTF_F) が積の形で掛かってくる。画像の観察は、データをD/A変換(10ビット)後、レーザープリンタで書き込まれたフィルムによって行う。ディスプレイ系のMTFをMTF_Dとする。

DRシステムの全体的なMTFは、以上に示したコンポーネントのMTFを用いて、

$$\begin{aligned} \text{MTF}_{\text{OVERALL}}(u) = & \\ & [\text{MTF}_A(u) \cdot \text{MTF}_S(u)] \\ & * \sum_{k=-\infty}^{\infty} \delta(u - 2ku_N) \\ & \cdot \text{MTF}_F(u) \cdot \text{MTF}_D(u) \end{aligned} \quad (1)$$

と表される^{5,6)}。ここで、*は重ね合わせ積分を示し、 u_N はナイキスト周波数を表す。 k は整数である。{ }内がブリサンプリングMTFであり、[]内がデジタルMTFである。サンプリング間隔 Δx が十分小さくないと、計算されるデジタルMTFはエリアシング(aliasing)の影響を受ける。そのため、見かけ上、MTFが向上したかのようになるが、実際に解像特性が良くなったわけではないので注意を要する^{5~7)}。

Fujitaらは、ナイキスト周波数 $u_N (= 1/2\Delta x)$ を越える空間周波数までブリサンプリングMTFを計算する方法を考案し⁷⁾、I. I. /TVデジタル系に適用している^{7,8)}。本論文でも、その方法に従って、イメージングプレート方式のDRのブリサンプリングMTFを計算する。スリット像、すなわち、線像分布関数(LSF)の中心とピクセルの中心とが一致するとき(センター配置)のデジタルOTF (OTF_{DIG,CN}(u))と、LSFの中心とピクセルの中心とが半ピクセ

ルずれ、隣接するピクセルとのちょうど境界上に位置するとき(最大シフト配置)のデジタルOTF (OTF_{DIG,SF}(u))は、それぞれ、

$$\begin{aligned} \text{OTF}_{\text{DIG,CN}}(u) \\ = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \text{OTF}_{\text{PRS}}(u - 2ku_N) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \text{OTF}_{\text{DIG,SF}}(u) \\ = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (-1)^k \text{OTF}_{\text{PRS}}(u - 2ku_N) \end{aligned} \quad (3)$$

と導ける⁷⁾。ここで、OTF_{PRS}(u)はブリサンプリングOTF、 k は整数である。このとき、ブリサンプリングOTF_{PRS}(u)は、

$$\begin{aligned} \text{OTF}_{\text{PRS}}(u) = & [\text{OTF}_{\text{DIG,CN}}(u) \\ & + \text{OTF}_{\text{DIG,SF}}(u)] / 2 \end{aligned} \quad (4)$$

によって求まる⁷⁾。ただし、 $|u| \geq 2u_N$ に対してOTF_{PRS}(u) = 0と仮定する。結局、MTF_{PRS}(u)は、

$$\begin{aligned} \text{MTF}_{\text{PRS}}(u) \\ = & [\text{MTF}_{\text{DIG,CN}}(u) \\ & + \text{MTF}_{\text{DIG,SF}}(u)] / 2 \\ & (|u| \leq u_N) \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} = & [\text{MTF}_{\text{DIG,CN}}(u) \\ & - \text{MTF}_{\text{DIG,SF}}(u)] / 2 \\ & (u_N < |u| < 2u_N) \end{aligned} \quad (6)$$

から計算できる。もし、ブリサンプリングMTFが2倍のナイキスト周波数以上で零でないならば、(4)式で $\pm \Delta x/4$ シフト配置の二つのデジタルOTFをさらに加算し4で除算すれば、 $\pm 4u_N$ の範囲内でMTF_{PRS}が求められる⁷⁾。

なお、使用したDRのA/D変換器の量子化レベル数(8ビット)が、OTFに与える影響は無視できるとした。

MTF計算時に、システムの非線形を補正（線形化）するために、アナログ系の場合と同様、特性曲線を測定した。ただし、この特性曲線は、相対X線強度とDRのピクセル値との関係を表すもので^{9~11)}、本論文では、“デジタル特性曲線”と呼ぶ。

3. 実験方法

本研究で使用したイメージングプレートは、ST（標準用）、およびHR（高解像度用）で、サイズはすべて六切大（ $25 \times 30 \text{ cm}^2$ ）である。このときのサンプリング間隔は、走査方向とその垂直方向とも公称 0.1 mm に自動設定され、画素数は、 2000×2510 である。また、デジタルデータ解析のために、FCR-101 で収集したデータを磁気テープ、DAM-1000 テープデッキ（ピクター・データシステムズ）、およびGPIB-9800 インターフェイス（ナショナル・インストルメント）を介して、PC-9801 V X 2 パーソナルコンピュータ（NEC）へ転送し、計算処理を行った。

3.1 デジタル特性曲線の測定

距離の逆二乗則に従ってX線強度を変化させる強度スケール法によって、デジタル特性曲線を測定した。距離の変化範囲は、 $44.1 \text{ cm} - 350.0 \text{ cm}$ である。管電圧は 80 kV で、付加フィルタとして 0.5 mm 銅と 4 mm アルミニウムを用いた。通常の増感紙／フィルム系では、上述の距離変化によって、1回の1連の曝射で1本の特性曲線が得られる。しかしながら、本DRシステムではダイナミック

レンジが広いために、二つの異なった曝射時間で1連の曝射を2回行った。すなわち、曝射時間を $1/60 \text{ 秒}$ と 0.3 秒 に変化させて2本の特性曲線を作り、2本の曲線をグラフ上で横軸方向に相互に平行移動して1本の最終的な特性曲線を合成した。管電流は、STでは 50 mA 、HRでは 100 mA であった。曝射領域（約 $25 \times 8 \text{ mm}^2$ ）の中心部の 50×50 ピクセル（ $5 \times 5 \text{ mm}^2$ ）のデジタル値の平均値を計算し、これをあるX線入力に対する出力のピクセル値とした。

同一イメージングプレート上の異なった場所に、距離を変化させて多数回のX線曝射を行ったが、隣接する曝射領域からの影響を受けないように、十分の間隔をとる必要があった。特に、レーザービームの走査方向に対して、X線強度が強いときに、この点に注意を要した¹²⁾。

また、特性曲線とMTFの測定時のシステムの設定条件は、すべて同一に保った。ダイナミックレンジの指数である L 値を 3.3 （約 $10^{3.3}$ を表す）に、感度の指数である E 値を 200 に、それぞれ一定とした。なお、 L 値の 3.3 は、使用したシステムで選択できる最大のダイナミックレンジを与える値である。

3.2 サンプリング間隔の測定

$40.2 \times 30.2 \text{ mm}^2$ のアルミニウム板を撮影し、その範囲内に属するピクセル数との関係から、サンプリング間隔を実測した。このときのイメージングプレートは、ボケの効果の少ないHRを使用した⁴⁾。プレートの中心、およびその周辺4カ所で測定を行った。

3.3 プリサンプリングMTFの測定

MTF測定には、 $10\text{ }\mu\text{m}$ の鉛スリットを使用した。曝射条件は 80 kV である。1回の曝射で、センター配置と最大シフト配置を含む種々の異なった配置をとるために、スリットを走査方向あるいはその垂直方向に対して、わずかに傾きをつけて置いた。スリット像の中心付近のピーク値が、およそ $160\text{--}220$ の範囲のピクセル値のものを使用した。スリット像は、スリット方向に1ピクセル単位で、スリットに対して垂直方向のデジタル値の分布から作成した。つぎに、線形化のためにデジタル特性曲線を用い、線像強度分布を得る。この分布のフーリエ変換、および規格化を行い、デジタルMTFを計算した。プリサンプリングMTFは、(5)式と(6)式に従って、デジタルMTFから求めた。ただし、使用したDRシステムでは、プリサンプリングMTFの2倍のナイキスト周波数($u_N = 5\text{ cycles/mm}$)以上の成分は零であると仮定した。この仮定は、実測したイメージングプレートのMTF⁴⁾から予測したプリサンプリングMTFが、 10 cycles/mm 付近ではほぼ零であることに基づいている (Fig. 5)。

4. 実験結果

イメージングプレートSTを用いて測定したデジタル特性曲線 (3回の平均) を Fig. 2 に示す。 10^3 に近い範囲で直線性がみられ、通常増感紙/フィルム系に比べてきわめてダイナミックレンジが広い。イメージングプレート自身は 10^4 以上にわたって直線性があるので^{1,3)}、高露出部でみられる曲線の飽和現象は、ログアンプなどの

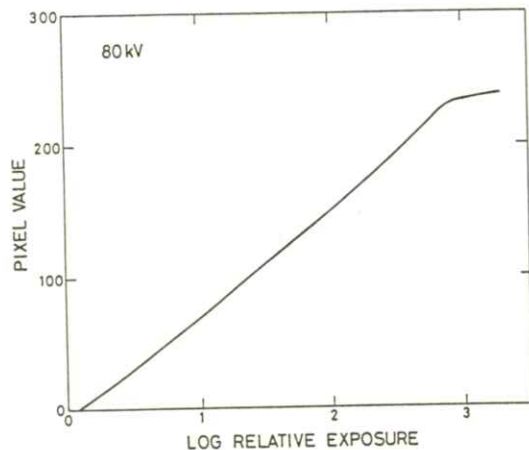
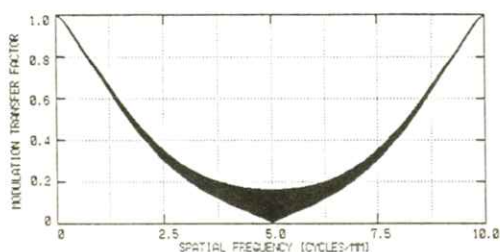


Fig. 2 “Digital characteristic curve” relating pixel value to the relative x-ray intensity incident on an imaging plate. A logarithmic amplifier was employed.

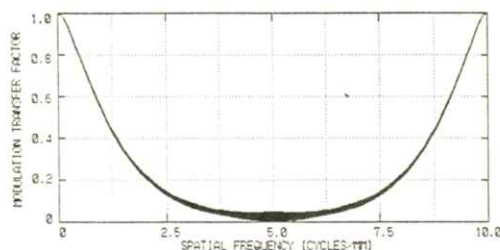
電気系に原因があると考えられる。イメージングプレートのHRを用いたときのデジタル特性曲線の形状は、実験誤差内で Fig. 2 のSTの曲線に良く一致した。同一曝射条件でこれらの曲線を作成すると、HRの曲線はSTに比べて、両者の感度の差だけ右側に平行移動する。しかしながら、横軸は相対値であるので、本論文ではST、およびHRの両方のMTF計算時に、Fig. 2の曲線を用いた。

サンプリング間隔は、走査方向およびそれに垂直方向で有意な差はなく、平均値は $99.75\text{ }\mu\text{m}$ で、標準偏差は $0.17\text{ }\mu\text{m}$ であった。六切サイズの範囲内での場所による依存性もなかった。以上から、以下のMTF計算で、サンプリング間隔として、両方向とも $100\text{ }\mu\text{m}$ を用いた。

イメージングプレートのHR、およびSTを使用したときのデジタルMTF (MTF_{DIG}) の



(a)



(b)

Fig. 3 Range of digital MTFs obtained with different alignments of the slit image, for imaging plates HR (a) and ST (b). The Nyquist frequency is 5 cycles/mm.

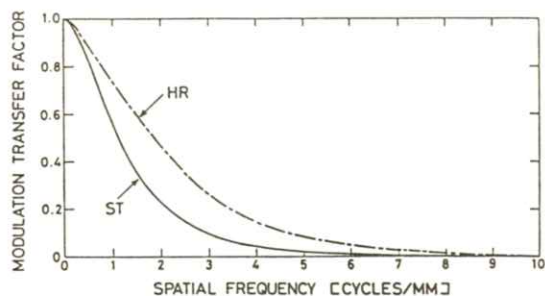


Fig. 4 Measured presampling MTFs of our digital system with imaging plates ST and HR. Note that the MTF is determined beyond the Nyquist frequency (5 cycles/mm).

取り得る範囲を、一例として、Fig. 3 (a)および (b)にそれぞれ示す。ナイキスト周波数は 5 cycles /mmであり、これより高周波数側は繰り返される。曲線の一番上側がセンター配置のときのデジタルMTFに相当し、一番下側が最大シフト配置のときのものに相当する。これらのMTF間に存在する多くのデジタルMTFは、異なるシフト配置の場合のデジタルMTFである。明らかに、STよりもHRの方が、エリアシングの効果（黒く塗りつぶされている領域）が大きい。これは、アナログ成分であるイメージングプレートのMTFが、HRの方がSTよりも良いためである（サンプリング・アパーチャは、公称 100 μm の円形で同一）。Fig. 3 で注意すべき点は、デジタルMTFがエリアシングの効果を含んでいるときには、MTFがアナログ系で用いられたようには、システムの正確な解像特性を示さないということである。

HR、およびSTを用いたときのDRシステムのプリサンプリングMTFの結果を、Fig. 4に示す。HRおよびSTとも、ナイキスト周波数の2倍までMTFが求まっている。スリットを走査方向に対して垂直方向に置いたとき、スリット像(LSF)の形状は対称であったが、平行方向に置いた場合には、わずかに非対称であった。しかしながら、別個に計算したそれぞれのMTFは、実験誤差内で一致した。Fig. 4のそれぞれの曲線は、同一方向に対して最低3回の独立して測定した結果の平均である。スリットの傾きが、約 $0.3^\circ - 4.8^\circ$ の範囲のものに対して検討した結果、角度が大きくなるほど、MTFの低周波成分がわずかに大きくなり、逆に高周波成分がわずかに小

さくなる傾向を観察した。

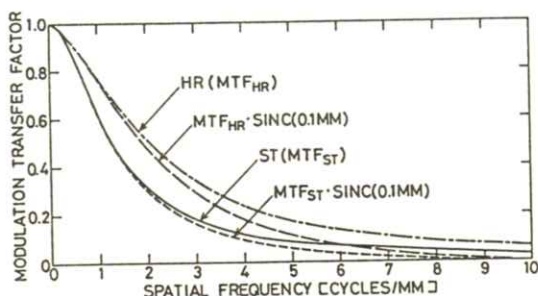


Fig. 5 MTFs calculated by the product of imaging plate MTFs and SINC function [SINC (0.1MM) = $\sin(0.1\pi u)/0.1\pi u$]. Imaging plate MTFs of HR and ST, MTF_{HR} and MTF_{ST} , are also shown⁴⁾.

5. 考 察

サンプリング・アパーチャによるボケの効果を調べるために、つぎの計算をした。幅 0.1 mm の矩形形状のアパーチャを仮定して、この分布のフーリエ変換 (SINC関数, Fig. 6 の点線) と、イメージングプレートの MTF (MTF_A)⁴⁾ との積を計算した (Fig. 5)。 MTF_A も図中に示した。図から明らかなように、0.1 mm アパーチャのボケの効果は、特に ST では大きいとはいえない。

しかしながら、Fig. 4 の実測したプリサンプリング MTF と、Fig. 5 で計算した MTF とを比較すると、実測したプリサンプリング MTF はさらに悪くなっていることがわかる。そこで、 MTF_{PRS}/MTF_A を計算した結果を、Fig. 6 に示す。計算される MTF_{PRS}/MTF_A の値は、高周波になるほど精度は悪くなるので、MTF が

0.5 になる空間周波数以上の成分は、低周波側の MTF からの直線近似 (外そう) で求めた。

Fig. 6 に示した結果は、サンプリング過程における実効サンプリング・アパーチャの MTF を表していると考えられる。明らかに、予想の SINC (0.1 mm) より MTF が悪くなっている。また、イメージングプレートの種類にも依存している。HR の輝尽性蛍光体の厚さは 150 μm で、ST のそれは 330 μm である¹³⁾。すなわち、イメージングプレートに照射したレーザービームは、蛍光体中で散乱し、“深さ”の関数として広がり、アパーチャ (ビーム径) は入射サイズよりも大きくなる。輝尽発光する深さ方向の位置も一定ではない。さらに、輝尽発光による蛍光も同様に蛍光体中で散乱し、いっそう広がりをもつ。このようにして、実効的なアパーチャ・サイズはかなり大きなものになると考えられる。蛍光を集める集光ガイドは約 1 cm の幅 (長さは 30 cm 以上) があるようなので、このように入射時よりもかなり広がった出力光のほとんどすべてが光電子増倍管に導かれる。

Fig. 6 の結果から、実効アパーチャ・サイズは、

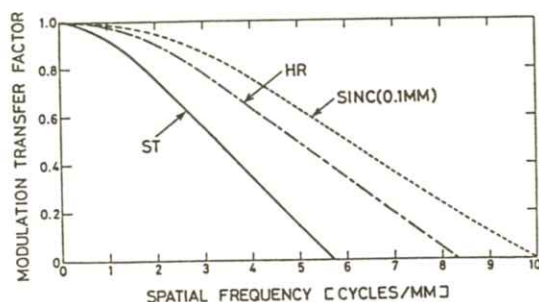


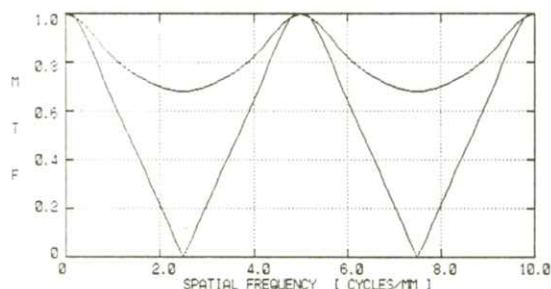
Fig. 6 Calculated MTFs on the “effective sampling aperture” by MTF_{PRS}/MTF_A . SINC (0.1MM) curve is also depicted.

およそ $120\ \mu\text{m}$ (HR) と $175\ \mu\text{m}$ (ST) とそれぞれ計算される。

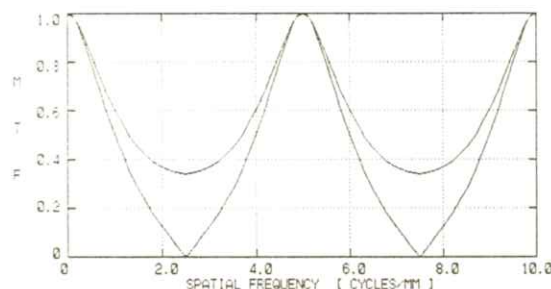
以上では、サンプリング時にサンプリング・アパーチャが広がり、その結果実効サンプリング・アパーチャを導入し、これを MTF_S と考えた。これと少し異なって、 $0.1\ \text{mm}$ のサンプリング・アパーチャ・レスポンス (MTF_{SA}) と、このアパーチャをボカす要素 (MTF_{SS}) を考えて、これらの積が MTF_S であるとして取り扱うこともできる。

なお、上述の複雑な過程を考察するために、Korn らや Lubinsky らは、モデルに基づいた計算を行って解析している^{14,15)}。

本研究で使用了 FCR-101 システムでは、半切および大角サイズのイメージングプレートを用いると (ただし、HR は六切サイズのみ)、サンプリング間隔は自動的に $0.2\ \text{mm}$ に設定される。そこで、測定したプリサンプリング MTF (Fig. 4) を基に、シミュレーションによって、 $0.2\ \text{mm}$ サンプリングのときのデジタル MTF を計算した。計算は、(2) 式と (3) 式に基づいて 2 次元で計算し、1 次元で最終表示をした。計算上、原点のプリサンプリング O T F の他に、その周辺の 120 個のエリアシングを含んだ。HR および ST に対する結果を、Fig. 7 (a) および (b) にそれぞれ示す。各図の上側の曲線がセンター配置のデジタル MTF で、下側の曲線が最大シフト配置のデジタル MTF である。サンプリング間隔が $0.2\ \text{mm}$ と倍になったので、対応するナイキスト周波数は $2.5\ \text{cycles/mm}$ に変化している。したがって、(a) および (b) の場合ともに、 $0.1\ \text{mm}$ サンプリングのときよりもエリアシングの効果が非常に大きくなっ



(a)



(b)

Fig. 7 Predicted digital MTFs for the case of $0.2\ \text{mm}$ sampling by the simulation study. Calculation was performed using the pre-sampling MTFs (Fig. 4) along with equations (2) and (3). (a): HR, (b): ST.

ている。実測値がこのような結果を示すかどうか ST について現在検討中であるが、例えば、エリアシング除去のための電気的フィルターが使用されていれば、エリアシングの効果は Fig. 7 の予測よりも少なくなってくる。また、 $0.2\ \text{mm}$ サンプリングの場合には、走査と垂直方向のアパーチャ・サイズは $0.1\ \text{mm}$ であるが、走査方向には $0.2\ \text{mm}$ と考えられる。この効果のため、特にスリットを走査方向に垂直に置いたときのデジタル MTF

(プリサンプリングMTFも含めて)はFig. 7
の予測とは異なると思われる。

6. 結 論

ピクセル値と相対X線強度の関係を示すデジタル特性曲線は、 10^3 に近い範囲で直線性がみられ、従来の増感紙／フィルム系と比べて、広いダイナミックレンジを有している。ピクセル値の大きいところ(高露光部)で、曲線に飽和現象がみられたが、これは電気系部品の特性に起因していると考えられる。また、測定したサンプリング間隔は、公称100 μm に実験誤差内で一致した。

プリサンプリングMTFは、HRおよびSTで、それぞれのイメージングプレート自身のMTFよりもかなり低下した。すなわち、イメージングプレートのMTFと、0.1 mm サンプリング・アパーチャのレスポンスから予想されるものよりも低い値を示した。この原因は、輝尽性蛍光体中におけるアパーチャの広がりによるもので、実効アパーチャ・サイズは入射時よりかなり大きくなっていることを示している。サンプリング過程で起きる解像特性の低下を改善できれば、プリサンプリングMTFはSTでも中感度タイプの増感紙／フィルム系のそれに近づく。

本論文で測定したプリサンプリングMTFは、デジタル撮像系に固有な基本的なMTFで、デジタル画像解析に有用である^{16,17)}。

本研究では、0.1 mm サンプリング間隔のときに限ったが、現状のシステムで使用頻度の多い0.2 mm サンプリングについては、現在検討中である。

謝 辞

本研究の遂行にあたりMTFの計算や実験に関して協力いただいた、岐阜工業高等専門学校電気工学科山下保彦氏(現在豊橋技術科学大学)、遠藤法一氏(現在富士通)、日比健二氏、中川雄大氏、および、山口大学医学部附属病院放射線部杜下淳次氏に心から謝意を表します。また、日頃ご指導頂いております常葉学園大学内田勝教授、並びにシカゴ大学土井邦雄教授に深謝します。

文 献

- 1) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, and H. Kato: Radiology **148** 833 (1983)
- 2) 館野之男編: FCRの臨床 — イメージングプレートによるDigital Radiography, 画像診断 Vol. **4** Suppl. **1** (1984)
- 3) H. Kato, J. Miyahara, and M. Takano: in Recent Developments in Digital Imaging, edited by K. Doi, L. Lanzl, and P.-J. P. Lin (American Institute of Physics, New York, 1985) p. 237
- 4) 藤田広志, 上田克彦, 大塚昭義: 医画情誌 **4** 89 (1987)
- 5) M. L. Giger and K. Doi: Med. Phys. **11** 287 (1984)
- 6) 土井邦雄: 日放技誌 **40** 581 (1984)
- 7) H. Fujita, K. Doi, and M. L. Giger: Med. Phys. **12** 713 (1985)
- 8) H. Fujita, K. Doi, H. MacMahon, et al.:

- Invest. Radiol. **22** 328 (1987)
- 9) H. Fujita, K. Doi, M. L. Giger, and H.-P. Chan: Med. Phys. **13** 13 (1986)
- 10) H. Fujita and K. Doi: Med. Phys. **13** 922 (1986)
- 11) 藤田広志, 土井邦雄: 医画情誌 **4** 31 (1987)
- 12) 上田克彦, 杜下淳次, 藤川津義, 他: 日放技誌 (投稿中)
- 13) 富士写真フィルム FCR-101 取り扱い説明書
- 14) D. M. Korn, A. R. Lubinsky, and J. F. Owen: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **626** 108 (1986)
- 15) A. R. Lubinsky, J. F. Owen, and D. M. Korn: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **626** 120 (1986)
- 16) K. R. Hoffmann, K. Doi, H.-P. Chan, L. Fencil, H. Fujita, and A. Muraki: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **626** 326 (1986)
- 17) H. Fujita, K. Doi, L. E. Fencil, and K. G. Chua: Med. Phys. **14** 549 (1987)

〔論 文〕

パーソナルコンピュータによる医用画像ネットワーク

滝 沢 正 臣, 曾 根 脩 輔

信州大学医学部放射線医学教室 〒390 松本市旭3丁目1-1

(1987年10月3日, 最終1987年11月9日 受理)

A Compact Medical Image Network Using PC-Workstation

Masaomi TAKIZAWA and Shusuke SONE

Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine,

Asahi, Matsumoto 390

(Received October 3, 1987, in final form November 9, 1987)

The display of diagnostic images are accomplished in the radiology department using a network and three different type image workstations including a low pixel resolution with three $512 \times 512 \times 8$ bit non-interlace display, and high resolution image work station with single (three after integrated) $1024 \times 1024 \times 8$ bit non-interlace display. Both low and high resolution workstations use a PC9801VX desktop computer (80286) with a 20 MB hard disk and use a PC/AT (80286) desktop computer with 30 MB hard disk. The workstations provide the user with basic image processing functions by using an ACRTC (advanced CRT controller) which was attached to the display control board and include zoom, scroll, image reversal, contrast enhancement, calibrated distance and pixel density measurements. All image processing functions are performed in real time using the interactive mouse device. The workstation has a self contained network (MS-network) interface use an 80186 processor and requires an Ethernet coaxial cable in order to access the baseband network. The images are provided from the server station with a desk-top computer and an 1.2 GB optical disk.

Key words: PACS, Image workstation, Desk-top computer, Radiological image

1. はじめに

PACS (picture archiving and communication system) は総合医療情報システムのサブシステムの一つと考えられ、各種の医用画像の総合的な保管と円滑な転送によって日常診療や医学教育、研究に役立てるためのネットワークシステムである。

他のサブシステムが文字情報を扱うシステムであり、ネットワークやデータベース (DB) への入出力を行うためのワークステーション (WS) が定型的仕様であればよいのに対して、画像ネットワークでは、入出力は多様、かつ多量であることに加え、WSは高分解能、高階調、高速度の画像表示や処理を行う機能を必要とする。

現在、高速転送の可能な光LAN (local area network) が実用化されようとしているが、これに接続される機器へのインターフェースが開発されていない。また、画像保管や表示機能を持つ装置がPACS関連装置として市販されているが、これらは高価なうえ設置スペースを要し、複数の場所への設置や医師が個別に使うための画像ワークステーション (IWS) には適していない。

しかしPACSの進展は放射線部門内各部や診察室、手術室等、複数の場所で手軽に使えるIWSの開発とそのネットワーク化にかかっていると考えられる。豊島ら¹⁾は、パーソナルコンピュータ (PC) ネットワークを使用した小型のPACSにおいてIWSを使用して画像観察や転送を行っているが、表示できる画像サイズはやや小さく256×256となっているためX線像の取扱は出来

ない。

我々はネットワーク制御 (NCU) 用として80186を使用したインテリジェント型ネットワークと、これに接続可能なIWSについて、高分解能X線像処理が可能でかつ、複数の場所で使えると考えられるパーソナル画像ワークステーション (PIWS) を開発した。

2. 方法、装置および結果

2.1 ネットワーク

PIWSが接続されるネットワークとしてMS-NETWORK (NET-ONE, Ungermann Bus) を使用した。

MS-NETWORKはBus型ネットワークであり、ETHERNETとも互換性がある。選択の理由は他のネットワークに比較して転送速度が10 MBit/sec と高速なこと、多くのPCがMS-NETWORKに適合するネットワークインターフェースボードを用意していることによった。制御用としてボード上に80186と128 kBのワーキングメモリを内蔵しており、これまでのソフトウェアのみによる方法より高速のデータ転送が可能でネットワークの制御機能が大幅に向上している。また、ISO (International Standard Organization) の標準通信手順であるOSI (open system interconnection) 規格を下位5層まで満足しているので、部門内ネットワークのみでなく広域の画像通信が可能である。

我々は各PCのOSとして、MS-DOS、PC-DOSを使用しているのでこのネットワークの使用による新たなソフトウェアの変更を行う

必要がなかった。MS-NETWORKはETHERNET BASEBANDとケーブルを使用している。PIWSは光ディスクが付属したPCサーバから画像を送受する。サーバとして複数の装置を指定できる。現在ネットワークにはFig. 1に示すように数台のPIWSを接続して実験を

であること、必要なデジタル画像を複数表示可能なこと、階調が8ビット以上あること、画像の基本処理が可能なこと等があげられる。この条件に従って、現在普通分解能(512×512)のタイプと高分解能(1024×1024)の2つのPIWSおよびNEXUSを使用した。

2.2.1 普通分解能タイプ

CT, US, MR, 等の画像表示に使用するためのPIWSで、Fig. 2に示す構成となっている。プロセッサには9801 VXを使用している。画像表示は3台のCRTによって行われるが、拡張により6台までのCRTの接続が可能である。基本ピクセルサイズは、標準で512×512、階調はモノクロで8ビットとなっているが、必要によりカラー画像も表示できる。このことからピクセルサイズ512の画像で3(最大6)、256の画像で12(最大24)同時に表示できる。画像はnon-interlaceで表示される。パソコンの拡張スロットに画像処理ボードが2枚挿入されるがこれらのボードには画像メモリ、CRT制御用ICが取り付けられている。高速のグラフィック、や画像処理がハードウェアで可能なACRTC(advanced CRT controller-HD64384, 日立)を使用した。

このICをソフトウェアによって制御することにより、単に画像の表示のみでなく各種のグラフィックや画像解析が容易となる。

画像メモリへの転送(描画)速度はDMAによってハードディスクから画像メモリへの転送する場合、80286プロセッサを使用して測定した結果では、256×256、8ビット1画面が6秒であった。この速度はCTスキャナなどの専用装置の速度と比べてもそれほど遅いとはいえない。

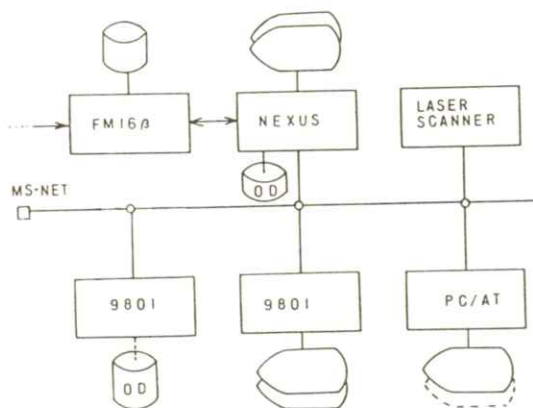


Fig. 1. Block diagram of our network system.

行っている。現在までの画像転送速度は30-100 kB/secでありWSやDISKの種類により、またDOSの設定条件等で差が認められた。

Fig. 1においてCTスキャナからPIWS(NEXUS)への画像伝送をGP-NETで行っているのは、現時点でCT装置側にMS-NETを使用できないためGP-IBインターフェースと光変換器、光ケーブルを使ったネットワークによって画像を送るためである。この系は最大30 kB/secの転送速度がある。

2.2 イメージワークステーション

PIWSのもつ条件として、ネットワーク可能

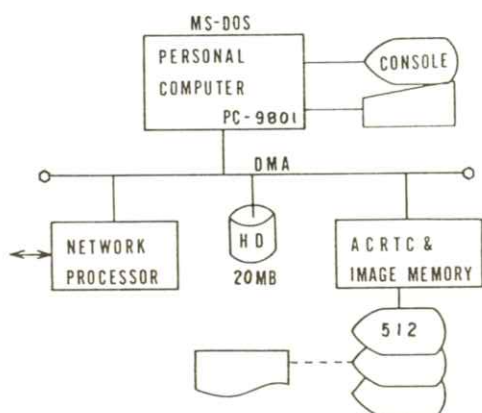


Fig. 2. A personal image workstation of normal pixel size (512×512).

2.2.2 高分解能タイプ

主プロセッサにPC/AT (IBM) を使用している (Fig. 3)。画像制御に2.2.1と同様ACRTCを使用しているため各種の機能が使える。1024×1024ピクセルの画像を表示させるため、1MBの画像メモリを用いている。画像の最大描画速度は600 kpixels/secである。現在CRTは1台であるが3台まで増設が可能である。主と

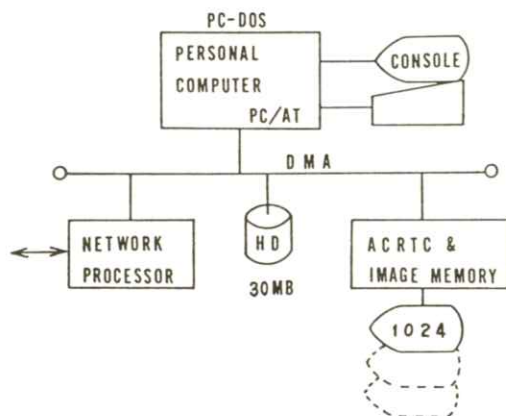


Fig. 3. A personal image workstation of high resolution type (1024×1024).

してX線画像、高精度DSA等の画像の表示を行うことを目的としている。1画像の階調はモノクロで8ビットであるが、カラー像も表示できる。表示速度は1024×1024の画像で90 sec以上とやや遅かった。

2.2.3 NEXUSディスプレイ

カラーグラフィックの分野で使用されている画像処理、表示装置である。装置自身大型コンピュータの高速バスに接続可能であるが、我々はPCのバスに接続した。モノクロでは512×480の画像を3枚それぞれ256階調で表示できる。画像処理機能は階調変換、ズーム等多彩である。現在1.2GBの光ディスクが付属している。光ディスクから画像メモリへの転送は3 secと高速であった。

3. 画像の入力と出力

3.1 画像入力

IPWSへの画像入力、ネットワークサーバのディスク上にファイルされたCTデータを使用するか、または、フロッピーディスクによって行われる。ネットワークによる転送では、パーソナルコンピュータ間を最大50 kB/secの速度で画像転送が可能であった。CT画像はCT画像観察装置からGPIBと光ケーブルでネットワークに転送される。US画像はビデオ信号の形で入力されるが、ADCによってデジタル画像に変換した上で光ディスクに保管される。

PACSでもっとも問題となるX線像はレーザーキャナによってデジタル化される。最小アパーチャサイズは100 μm、最大フィルムサイズは半切である。平切1枚のスキャン時間は120

secであった。

画像データは制御用パソコンのハードディスクにセーブされた後光ディスクに保管される。

3.2 画像出力

PACSにおける画像のハードコピーは、CRT診断のみですむ場合が多いため、フィルムを用いた画像診断に比べて少なくなる。しかし、画像処理を行った結果や、研究用の写真フィルム作成のためワークステーションか或はサーバーに画像プリンタを接続する必要がある。我々は現在レーザープリンタその他を検討中であるが、具体的な実験はまだ行っていない。

4. ソフトウェア

基本的にCを使用した。即ち、Microsoft-C、Optimizing-C86、Lattice-Cである。3種を使用したのは、PIWS制御および画像保管用ライブラリーが異なるためである。PIWSのソフトウェアとして、ネットワーク制御、画像入出力、画像ズーム、スクロール、コピー、画像計測等が開発されている。

Fig. 4 に普通分解能のPIWSに表示された12スライスのCT像を、Fig. 5 に、レーザスキャナからネットワークを経由して送られた胸部X線像を1/2縮尺で、CT像、RI像を同一画面に表示した例をそれぞれ示した。

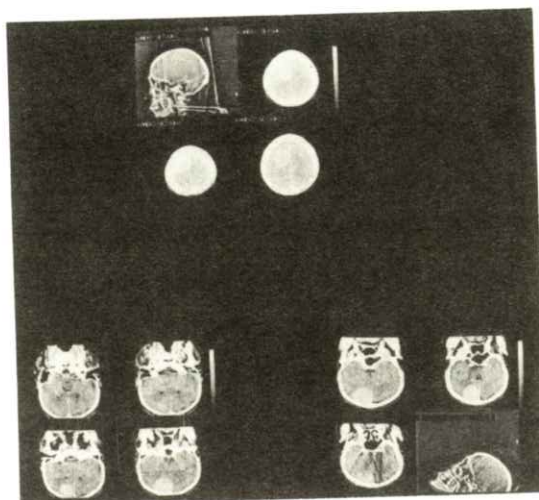


Fig. 4. A series of CT image displayed on standard pixel size display workstation.

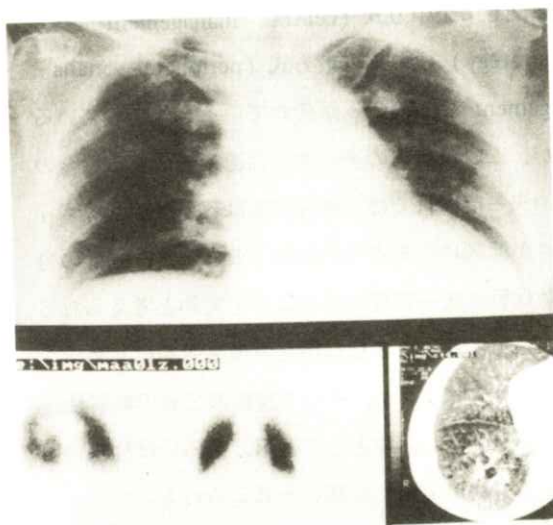


Fig. 5. A combined image display: digitized chest x-ray image, scintigraphy and CT image displayed on high resolution image workstation.

5. 考 察

画像処理装置やPACS関連の装置はこれまで、ミニコンをベースとして、1つのセット内に画像保管や入出力装置などをすべて含んだ大型システムであった。装置には、1000ピクセル以上の画像を表示できる1ないし2台のCRTを付属し、1台の装置でCTやX線画像等の総てを処理或は表示できる機能がある。したがってそのコストは高く1台の設置に数千万円の費用を必要とした。

これらの装置が画像ネットワークではなく単独で使用されるのであれば比較的問題が少ないが、画像のキーバやワークステーションとして使用されるには問題が多い。Dwyer III ら²⁾はPACSの構成法として、画像診療装置や関連装置のネットワークに関して集中方式 (central management strategy) よりも分散方式 (peripheral management strategy) が優れていると報告しているが、これは多量のデータを高速で転送する場合の中央一括保管では、画像管理は容易だが回線ネットワークが深刻になると予測されることから、画像の分散保管と統一管理の方がより現実的と考えられるからである。この様な場合画像装置をはじめデジタイザやプリンタ、そして複数のCRT観察装置を分散配置し、時として共用、あるいは独立使用する方法が実用性が高いと考えられる。

特に画像診断室や関連部門において画像観察を行うためには、通常の病院情報システムの端末器の感覚で利用できることが重要である。現在の病院情報システムの発展は、多数の低コスト高性能WSの病院内設置が可能となったことが直接の動機

となった。PACSにおいてもこの事情は同様ではないかと考えられる。このことから、PIWSのコストはパソコンのそれとそれほど大きな差のないことが必要であり、PACSの進展もこのような低コスト多機能PIWSの開発に深く関わってくるものと思われる。

PIWSが表示できる画像のサイズは、X線像では充分大きいことが必要である。現在2000ピクセル以上の画素が表示できるCRTが開発されている³⁾が、高価で研究目的以外には使用できない。現在使用されているCTやMRなどは512程度のピクセルサイズなので、現在使用されている普及型のCRTディスプレイが使える低コストが望める。また、1000ピクセル表示のCRTもコストが下降しつつありPIWSの対象となりうる。

これらのことからPIWSとしては、X線写真を扱わないWSでは512、それ以外では1000-1500ピクセル程度のCRT^{4,5)}を3台以上備えたものが現実的と考える。これよりピクセル数の多いX線像の観察を行う際には、WS内に2000×2000×8(16)程度の画像メモリを備え、画像をスクロールして観察する方法が現実的である。

我々のPIWSはこの考え方によって開発されているため、1セットの価格はパソコンのそれに若干の上乗せを行うのみで十分であった。

問題点として、現在の高分解能PIWSは画像転送にDMAを使用していないため表示速度がやや遅く改善の余地があった。また、ウィンドウ操作や階調変換等を行なう際の操作性も十分でないため改良を検討している。

6. お わ り に

文 献

PCネットワークによるPACS用の個人画像ワークステーション2種の開発を行った。これらは市販装置のそれに比較して画像の表示枚数が多く、CT像等のスライスの前後比較や、複数のモダリティの画像観察、簡単な解析が可能であった。

また低価格で、複数の画像診断部門や関連部門で多数使用出来るためPACSの進展に寄与できると考えられた。

- 1) 豊島良一, 他: 第6回医療情報連合大会論文集, 393 (1986)
- 2) S. J. Dwyer III et al.: Radiology **144** 313 (1982)
- 3) R. K. Taira: Med. Imaging Technol. **4** 89 (1986)
- 4) R. Vercillo et al.: Med. Imaging Technol. **4** 152 (1986)
- 5) Y. Ando et al.: Med. Imaging Technol. **5** 175 (1987)

〔論 文〕

LSF測定におけるマイクロデンシメータの影響

清 王 尊 仁

静岡厚生病院放射線科 〒420 静岡市北番町 23

(1987年10月4日, 最終1987年11月10日受理)

Influence of Microdensitometer on the Measurement of the Line Spread Function

Takahito SEIOU

Department of Radiology, Shizuoka Kosei Hospital, Shizuoka city, Shizuoka 420

(Received October 4, 1987, in final form November 10, 1987)

The characteristic curve and the multiple-exposure method (MEM) are most commonly used in order to transform the density distribution of the slit image into the line spread function (LSF) in measuring the LSF of radiographic screen-film systems. SAKURA PDM-5 or SAKURA PDS-15 is generally used as a microdensitometer to measure the characteristic curve in that method. However, the density dependence was found out in using SAKURA PDS-15. The new method presented here made it possible to measure the LSF completely independent of any kind of microdensitometer. This method is characterized by using "micro-blackness characteristic (MBC) curve", together with the pre-exposure method (PEM), both of which were developed by Uchida. This method was proved useful by our experiment to obtain the LSF almost independent of any microdensitometer. The LSF obtained by the PEM well corresponded with that obtained by the MEM.

1. 緒 言

増感紙・フィルム系の線像強度分布 (Line Spread Function 以後LSFと略す)の測定における濃度依存性について、内田ら¹⁾は、欠陥のあるマイクロデンシメータを用いた場合、得ら

れたLSFに濃度依存性が認められると結論している。そして、マイクロ黒度特性曲線を用い補正する方法を提案している。

しかし、内田らの報告によれば、スリット濃度分布は基礎露光法を用いていることが明らかであるが、マイクロ黒度特性曲線が基礎露光法によるものかどうかその結果からは明確でない。資料も1

種類である。そこで、資料に希土類系を含め2種類として、LSF測定におけるマイクロデンシトメータの影響について追試実験を行なった。

2. 実 験

2.1. 方 法

(A) 特性曲線の作成

実験配置を Fig. 1 (左) に示す。露光量の変化は、距離の逆二乗則による強度スケール法²⁾で行なった (Table 1)。

濃度測定は、LSF測定時に一般的に用いられているPDM-5およびPDS-15を用いて行なった。そして、濃度-相対強度変換曲線を作製した。この曲線を以後、特性曲線という。

(B) 倍数露光法 (multiple-exposure method (MEM)) によるLSFの測定方法

スリットを撮影して求めた線像濃度分布 (以後、スリット濃度分布と略す) の有効露光量変換は、(A)で求めた特性曲線を用いて行なった。その変換順序は、最初に濃度を相対露光量の対数 (log. RE) に変換する。次に、相対露光量の対数 (log. RE) を相対露光量 (RE) に変換してLSFを求める。

このとき、カブリ濃度以下の露光量を求めるために倍数露光法を用いた。それは、最初に基準となるスリット濃度分布と、さらに露光量を5倍にして求めたスリット濃度分布を作成する。この2つのスリット濃度分布を有効露光量変換した後、K. Rossmannの方法を説明した内田らの文献³⁾を参考にして、露光量の倍数で補正して基準露光で求めたLSFのすその部分に継ぎたした (Fig.

2)。すなわち、距離 $a_1, a_2, \dots, a_n$ において、基準となるLSFと、露光量を5倍にして求めたLSFの比をそれぞれ求める。そして、その平均値を計算し、その値と一致する距離 b において、すそ補正のためのLSFの接続を行なった。

Table 1 Change of exposure

Focal spot-film distance (cm)	Relative exposure	Log relative exposure
180.0	1.0	0.00
152.1	1.4	0.15
134.2	1.8	0.26
127.3	2.0	0.30
113.8	2.5	0.40
103.9	3.0	0.48
96.2	3.5	0.54
90.0	4.0	0.60
80.5	5.0	0.70
73.5	6.0	0.78
68.0	7.0	0.85
63.6	8.0	0.90
60.0	9.0	0.95
56.9	10.0	1.00
52.0	12.0	1.08
48.1	14.0	1.15
45.0	16.0	1.20
42.4	18.0	1.26

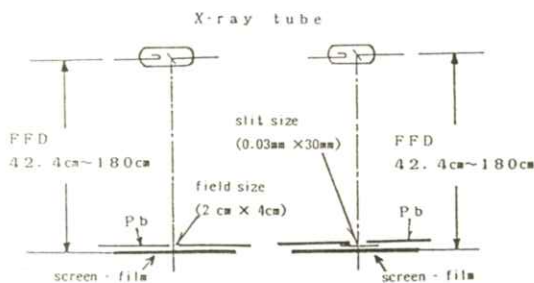


Fig. 1 Experimental arrangement (left: characteristic curve, right: MBC curve)

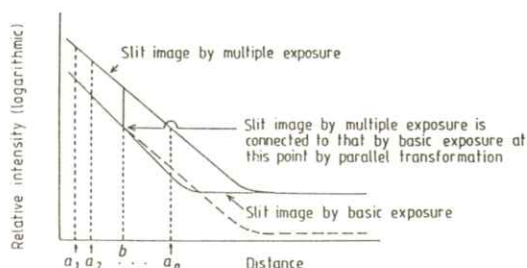


Fig. 2 The connection method of the MEM (by reference (3))

(C) ミクロ黒度特性 (micro-blackness characteristic (MBC)) 曲線の作成

実験配置 Fig. 1 (右) に示す。露光量の変化は、距離の逆二乗則による強度スケール法²⁾で行なった (Table 1)。

スリットを用いて撮影するため、そのアライメントが問題となる。ここでは、それぞれの距離において、スリットを 3 mm づつずらし、5 回の撮影を行ない、そのうちスリット濃度分布の幅の最も広いもの、すなわち、濃度が最も高いものを資料とした。そして、それぞれの距離で撮影して求めた資料を用いて濃度-相対強度変換曲線を作成した。この曲線を以後ミクロ黒度特性曲線という。

(D) 基礎露光法 (pre-exposure method

(PEM)) による LSF の測定方法

内田らの提案した方法³⁾に従い、最初にフィルムのカブリ濃度以上の露光量をフィルム全体に与える。これを基礎露光量という。その上に、スリット濃度分布と、有効露光量変換に用いるミクロ黒度特性曲線を作成するための露光を与える。得られた露光量は、基礎露光量と与えた露光量を加

えた量である。したがって、与えた露光量に対する濃度が必ず存在する。この方法で求めた LSF から、基礎露光量を引けばすそ切れのない LSF を求めることができる。

2.2. 使用機器

X線装置：島津 HD 150 B-30 (三相 12 ピーク)

X線管：島津 P 380 DK-80 S 0.6/1.2

金属スリット：0.03 mm × 30 mm タングステン

microdensitometer : SAKURA PDM-5,

PDS-15 (走査スリット 8 μm × 640 μm, drive speed 0.02 mm/sec)

自動現像機：SAKURA QX-1200 (90 秒処理) 現像温度 34.0 °C

2.3. 実験

資料として、増感紙 Fuji Hi-screen (STD) とフィルム Sakura RX の組み合わせ (以後、Hi-screen / RX と略す) と、増感紙 Sakura KH とフィルム Fuji MGH の組み合わせ (以後、KH / MGH と略す) について行なった。

撮影条件は、管電圧 60 Kvp 一定とし、つねに 1.0 mm Cu + 2.0 mm Al フィルターを付加した。スリット濃度分布は、FFD 100 cm で撮影した。アライメントの決定は、前に示したミクロ黒度特性曲線の作成と同様の方法で行なった。

基礎露光法における基礎露光量は、FFD 180 cm で行ない。平行光濃度が 0.5 になるように露光した。

得られた資料を、PDM-5 および PDS-15 によって測定を行なった。PDM-5 については、得られたスリット濃度分布を、特性曲線を用いて

LSFに変換し、倍数露光法によってすそ補正を行なった。PDS-15については、2つの方法で行なった。1つはPDM-5と同じ方法である。もう1つは、基礎露光法によって得られたスリット濃度分布を、同じく基礎露光法によって得られたマイクロ黒度特性曲線を用いてLSFに変換したものを求めた。

3. 結果および考察

実験によって得られたLSFの結果を、Fig. 3およびFig. 4に示す。Fig. 3は、Hi-screen/RXについて、Fig. 4は、KH/MGHについてである。

PDS-15を用いて測定した場合、得られたスリット濃度分布を、特性曲線を用いてLSFに変換し、倍数露光法によってすそ補正をしたときのLSFは、PDM-5およびマイクロ黒度特性曲線を用いて求めたLSFに比べ大きく異なった結果となっている。この結果は、2種類の増感紙・フィルムの組み合わせについて共通していた。

PDS-15の照明スリットの絞りは、緑色光フィルタの働きもしており、フィルムの観察ができるようになっている。しかし、内田らが指摘したように、この緑色光が測定域に入り、走査スリットに散乱光が混入して濃度測定に影響を与えるため、LSFの値に差が生ずる。

したがって、走査スリットに散乱光が混入するような、不十分な設計の測定器を用いる場合は、マイクロ黒度特性曲線を用いて変換すれば、濃度依存性のほとんどないLSFが得られることを確認した。

また、倍数露光法は、2, 3の仮定した曲線を接続する必要がある、その過程が複雑である。これに対し、基礎露光法では、すそ補正をする必要がなく、際得られた曲線をそのまま用いてLSFに変換することができる。

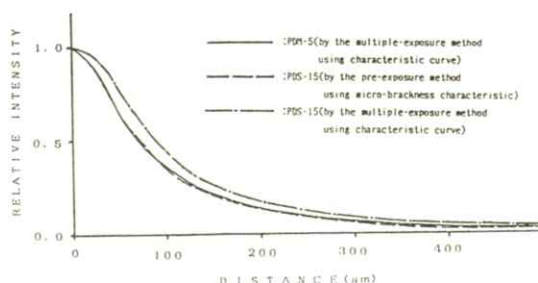


Fig. 3 LSF measured by the MEM and the PEM (Hi-screen/RX)

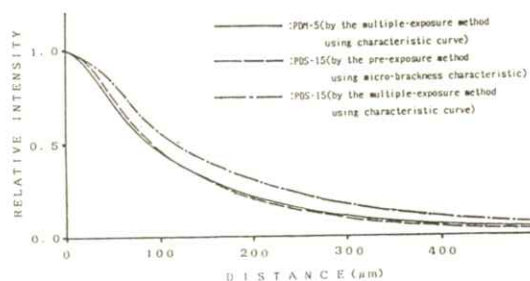


Fig. 4 LSF measured by the MEM and the PEM (KH/MGH)

4. 結 語

(1) 実験に用いたPDS-15のように欠陥のあるマイクロデンシトメータだけでなく、一般にマイクロデンシトメータの種類に依存しないLSFの測定を行なうためには、マイクロ黒度特性曲線を用い

て変換するのが良い。

(2)基礎露光法を用いて得たLSFは、倍数露光法を用いてすそ補正をしたLSFとほとんど一致した。

(3)基礎ミク法とマイクロ黒度特性曲線の関係を明確にする目的で、マイクロ黒度特性曲線を基礎露光法によって求め期待通りの結果を得た。またそれらは、2種類の増感紙・フィルムの組み合わせについて有用であった。

謝 辞

本研究の遂行にあたって、終始御懇篤な御指導を戴いた常葉学園大学教授、内田勝博士に深甚の感謝を捧げる。

また、測定器を借用した名古屋大学医学部付属病院、静岡県立こども病院、静岡県立総合病院の各技師長、担当技師の方々に深謝する。

実験に際し協力いただいた静岡済生会病院放線線部、静岡厚生病院放線線科の方々、またⅩⅩチヨダメディカル、ⅩⅩ小西六メディカルの方々に深謝する。

文 献

- 1) 内田 勝, 他: 医用画像情報学会誌 **1** 9 (1984)
- 2) A. G. Haus and K. Rossmann: Radiology **94** 673 (1970)
- 3) S. Uchida, K. Kojima and K. Tanaka: Phys. Med. Biol. **31** 1275 (1986)

観測雑音下での画像劣化過程の推定

樋 口 清 伯

京都工芸繊維大学電子計算機工学教室 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1987年10月4日, 最終1987年11月7日 受理)

Estimation of System Parameters Governing Blurred Image under Noisy Measurements

Seihaku HIGUCHI

Department of Computer Science, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received October 4, 1987, in final form November 7, 1987)

In this paper concerning with the parameter estimation of the blurred images, original images are assumed to be the random variables generated from the autoregressive processes, and the blurred images are considered as the degraded versions of the above processes by the blurred function (or one dimensional point spread function). Furthermore the images which we will proceed to analyze, are corrupted by white measurement noises. Due to the addition of these noises, we cannot uniquely identify the system governing the generation of the blurred images. To avoid this difficulty, we assumed the blurred function to be straight line. By employing the steepest descent method, we obtained the maximum likelihood estimates. Simple simulation results are presented for the demonstration of the proposed method.

1. ま え が き

画像処理の分野は多岐にわたり, また処理目的に応じて, 画像をどのように数式化して表現するかが異なってくる。本論文では画像は定常な確率

系列であるとみなす観点に立ち, 画像取得時に止むを得ず劣化が生じる場合の劣化過程のメカニズムを推定する手法について述べる。このような例として写真撮影時にカメラが動くことにより生じるボケ画像, あるいは医用診断における検査写真で被写体が伸縮運動していたり, 移動したりの現

象が見られるときにも同様の劣化画像となる。この種の画像を修復するためには劣化の過程を正確に知らなければ、極端なときには全く異なったものに修復されることも考えられる。さらに手許に得られるデータは既に劣化したものであり、劣化前のデータ（事前情報とも呼ばれる）は無いとして定式化する必要がある。たゞ事前情報が十分有効なものであれば、それらを採り入れ可能な定式化を行なわねばならないが、本論文では一般的な立場から考察するため、この情報は無視し、今後の課題とする。以上の観点から推定について発表した¹⁾、実際には取得あるいは観測されるデータには計測に伴う雑音加わる。そこで劣化した画像がさらに加法的雑音により汚されるという状況を想定し、その解析を行なった。この雑音加わると、劣化過程を一意的に決定できなくなるが、劣化パラメータに拘束を設け、劣化の自由度を減少して解決を試みた。以下 2. では画像および劣化の定式化を行ない、3. ではパラメータ推定について述べ、4. ではシミュレーション実験の結果を検討し、5. は必ずびで今後の問題点についても言及している。

2. 劣化画像のモデル

劣化として、一次元的に生じるいわゆる流れ画像を対象とするが、劣化の方向は前以って知られているか、周波数スペクトルの拡がり等により十分よい精度で知ることができる。このとき流れの方向に沿って等間隔でサンプルされた画素値を x_n , $n = 1, 2, \dots$ とし、これらは自己回帰モデルで表現されるものとする。また x_n の

平均値は 0 としておく。

$$x_n = f_1 x_{n-1} + f_2 x_{n-2} + \dots + f_t x_{n-t} + w_n \quad (1)$$

こゝで w_n は単位分散をもつ白色系列とする。このモデルの次数 t は TV 画像では 1 ~ 2 でよいと言われている。 t は任意とし、かつこのモデルで画像は十分良好に近似されると仮定する。一方流れ関数に関しては、そのサンプル値を y_n , $n = 1, 2, \dots$ として

$$y_n = h_0 x_n + h_1 x_{n-1} + \dots + h_s x_{n-s} \quad (2)$$

と表わす。こゝに h_i , $i = 1, 2, \dots, s$ は離散化した流れ関数を表わしている。さらにこの y_n に観測雑音 v_n が加わり

$$z_n = y_n + v_n \quad (3)$$

が実際に測定される量である。ここで v_n は白色系列で、分散 σ_v^2 は未知である。式 (1), (2), (3) を用いて x_n および y_n を消去すると

$$z_n = \sum_{i=1}^t f_i z_{n-i} + \sum_{i=1}^t f_i v_{n-i} + \sum_{i=0}^s h_i w_{n-i} \quad (4)$$

が導け、この右辺第 2, 3 項をまとめて

$$\sum_{i=0}^L g_i u_{n-i}$$

とおいてみると、これは自己回帰移動平均モデルであることが分る。こゝで $L = \max(t-1, s)$ すなわち、 $t-1$ と s を較べて大きい方を L とする。また u_i は白色系列である。 g_0 は一般に 1 とおける。²⁾

$$z_n = \sum_{i=1}^t f_i z_{n-i} + \sum_{i=0}^L g_i u_{n-i} \quad (5)$$

において g_i, u_i は式(4)の f_i, h_i および v_i, w_i の統計量にそれぞれ依存して定まるパラメータであり、統計量をもつものとする。すなわち式(5)は式(4)と等価な確率モデルである。等価なモデル式(5)が存在することは式(4)右辺の第2項を

$$a_n = \sum_{i=1}^t f_i v_{n-i} \text{ とおいたとき } (k, l) \text{ 要素に}$$

$$E[a_k a_l] = \sum_{i=1}^t \sum_{j=1}^t f_i f_j E[u_{k-i} u_{l-j}]$$

をもつ正方行列は対称非負であり、同様に第3項も非負で、これらの和もまた非負行列となることから、これを実現する係数 g_i および白色系列 u_i が見出される。式(5)のモデルに従えば未知パラメータ f_i, g_i が推定できるが u_i の分散は定められない。つまり g_i を定数倍すれば、それに応じて u_i の分散も変えればよいからである。したがってこの分散は一般性を失うことなく1とおける。ところが本モデルは式(4)の形になるようパラメータを決定しようとしているから v_n の分散の値が必要となる。このとき式(5)から式(4)が導出されるためには、未知パラメータの個数の間に $t \geq s+2$ が成り立たねばならない。この不等式は t が1~3程度と考えると实际的でない。通常の劣化は直線で十分近似できるとして差し支えないから式(4)における $h_i, i=0, 1, \dots, s$ は $h_i = h_0 + i\Delta$ で表わされるという拘束を設け、 h_0, Δ が流れ関数についての未知パラメータとする。以上の考えに基づいて、パラメータの推定および式(4)のパラメータの再構成について述べる。

3. パラメータの推定

式(5)の右辺第1項は自己回帰 (autoregressive) 部であり、第2項は移動平均 (moving-average) 部を表わすが、これらを簡単にAR部, MA部と呼ぶ。パラメータ推定には拡張された最小自乗法、最尤推定法あるいは補助変数法がよく知られている²⁾。また推定手順もAR部を推定し(このときMA部の知識は必要)、その後でMA部を詳しく推定する方法³⁾, AR, MA部を同時に推定する方法が考えられる、いずれを同いても推定値の unbiased, 有効性を確保するには問題個有の情報を利用して対処しなければならない。またどの推定法も式(5)の白色系列 u_i の推定値を必要とする。この u_i が推定できないと、その荷重係数となっている g_i は推定できない。このため式(5)を変形し、

$$\hat{u}_n = z_n - \sum_{i=1}^t \hat{f}_i \hat{z}_{n-i} - \sum_{i=1}^L \hat{g}_i \hat{u}_{n-i} \quad (6)$$

とする。記号 $\wedge$ はある時点でのそれぞれの推定値を表わす。まず粗推定により $\hat{f}_i, \hat{g}_i$ を得て、測定値 $\hat{z}_i$ を順次加えていくことにより式(6)から $\hat{u}_i$ を求める。この $\hat{u}_i$ と z_i とからより良い推定値 $\hat{f}_i, \hat{g}_i$ を求め、再度式(6)により $\hat{u}_i$ を求めるという手順を繰返し、推定値が収束したところで計算を打切る。この繰返しにおいて、ある時点で g_i の値が z^{-1} に関する多項式 $g(z^{-1})$

$$g(z^{-1}) = 1 + \hat{g}_1 z^{-1} + \dots + \hat{g}_L z^{-L} \quad (7)$$

の根を単位円外にもたせるようになると、式(6)の計算は発散して、以降の推定が続けられなくなる。これらに注意して最丈推定法⁴⁾の導出を行なう。このためには式(5)の $z_1, z_2, \dots, z_n$ に関する尤度関数が必要であり、それは付録とし、結果は

$$\begin{aligned}\varepsilon_n &= z_n - z_n|_{n-1} \\ &= z_n - \sum_{i=1}^t f_i z_{n-i} - \sum_{i=1}^L g_i u_{n-i}\end{aligned}\quad (8)$$

において

$$\begin{aligned}p(z_n, z_{n-1}, \dots, z_1 | \{f_i\}, \{g_i\}) \\ = (2\pi \hat{\sigma}^2)^{-\frac{n}{2}} \\ \exp\left[-\frac{1}{2\hat{\sigma}^2} \sum_{i=1}^n \varepsilon_i^2\right]\end{aligned}\quad (9)$$

である。 $\{f_i\}$ は $\{f_1, f_2, \dots, f_t\}$ を略記したものである。式(9)が最大となるように未知パラメータを決定することになる。まず $\hat{\sigma}^2$ について微分して

$$\hat{\sigma}^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \varepsilon_i^2$$

を得る。 $\{f_i\}, \{g_i\}$ についても形式的に同様のことを行えばよいが、式(8)に含まれる u_i は先にも述べたように与えられないから式(6)により求める必要がある。式(6)の発散について式(7)を利用して考察する。

例として、

$$g(z^{-1}) = 1 + g_1 z^{-1} + g_2 z^{-2} \quad (7)'$$

としたときMA部は

$$s_n = u_n + g_1 u_{n-1} + g_2 u_{n-2}$$

とかける。

$$s_1 = u_1 + g_1 u_0 + g_2 u_{-1} \quad (a)$$

$$s_2 = u_2 + g_1 u_1 + g_2 u_0 \quad (b)$$

$$s_3 = u_3 + g_1 u_2 + g_2 u_1 \quad (c)$$

⋮

において、式(a)を u_1 について解いて式(b)以降の式に u_1 を代入して消去する。次に式(b)を u_2 について解き、式(c)以降に代入する。これを繰返すと

$$\begin{aligned}s_n &= u_n + L(s_1, s_2, \dots, s_{n-1}) \\ &\quad + A_n u_0 + B_n u_{-1}\end{aligned}$$

と表わせ、 $L(\cdot)$ は各変数の線形結合で、 A_n, B_n には $\{s_i\}$ は含まれない。このとき A_n, B_n について

$$A_n = -g_1 A_{n-1} - g_2 A_{n-2}$$

$$B_n = -g_1 B_{n-1} - g_2 B_{n-2}$$

の関係がある。いま式(7)'で $g(z^{-1})=0$ の根を λ_1, λ_2 とおくと

$$A_n = \alpha \lambda_1^n + \beta \lambda_2^n$$

$$B_n = \gamma \lambda_1^n + \delta \lambda_2^n$$

とかける。 $\alpha, \beta, \gamma, \delta$ は初期条件により決まる。ここで $|\lambda_1| < 1, |\lambda_2| < 1$ なら $A_n \rightarrow 0, B_n \rightarrow 0$ となり u_n は $\{s_i\}$ により表現できる。一般に式(7)の多項式の全ての根が単位円内にあれば式(6)から $\{u_i\}$ が $\{s_i\}$ から決定できる。ところが $g(z^{-1})$ の係数は推定値 $\{g_i\}$ であるため、推定中に根のいくつか単位円外に存在することが起り得る。式(7)で与えられるMA部の相関々数は多項式 $g(z^{-1})g(z)$ (これは電力スペクトルである)の z の係数として与えられるから、これを利用して係数を決め直すことにする。

$g(z^{-1})$ を因数分解して

$$\begin{aligned}g(z^{-1}) &= (\alpha + z^{-1})(\beta + z^{-1}) \\ &\quad (\overline{\beta} + z^{-1})g'(z^{-1})\end{aligned}$$

のように書いてみる。この例は実根 α と複素根 β 、その複素共役 $\bar{\beta}$ （実係数多項式なので β が根なら $\bar{\beta}$ も根である）が単位円外にあり $g'(z^{-1})$ は全て単位円内に根をもつ部分である。上の $g(z^{-1})$ に対して、 $\bar{g}(z^{-1})$ を次のように定義する。

$$\bar{g}(z^{-1}) = (1 + \alpha z^{-1})(1 + \bar{\beta} z^{-1})(1 + \beta z^{-1})g^1(z^{-1})$$

これは単位円外にある根はその逆数としたものである（複素根のときはその共役の逆数）。このように定義して得た MA 部の電力スペクトルは $\bar{g}(z^{-1})\bar{g}(z)$ とかけ、

$$g(z^{-1})g(z) = \bar{g}(z^{-1})\bar{g}(z)$$

が容易に確かめられる。

即ち相関々数はどちらの MA 部についても同じであるが、 $\bar{g}(z^{-1})$ は単位円内に根をもつことになり、この $\bar{g}(z^{-1})$ の係数を式(6)に用いれば計算中に発散を生じることはない。このように根を入れ替えることにより、安定な推定計算が遂行されるが、この入れ替えを推定中に実際に行なうと、 $g(z^{-1})$ の係数と $\bar{g}(z^{-1})$ の係数は異なるから $\{\hat{f}_i\}$ の推定にも影響を及ぼし、この時までに行われていた推定値は有効でなくなり、再推定のため計算時間が長くなることは避けられない。

推定の手順をまとめると次の通りである。

- (1) 最小自乗推定により $\{\hat{f}_i\}, \{\hat{g}_i\}$ の粗推定を行なう。
- (2) 式(6)により $\{\hat{u}_i\}$ を求める。この計算での初期値は全て0とおく。
- (3) 式(8)の $\{u_i\}$ を $\{\hat{u}_i\}$ で置き換え、このときの ϵ_n を $\hat{\epsilon}_n$ とする。
- (4) この $\hat{\epsilon}_n$ を式(9)の ϵ_n に用い、 $\{\hat{f}_i\}, \{\hat{g}_i\}$ について式(9)を最大化する。このとき得られ

た $\{\hat{f}_i\}, \{\hat{g}_i\}$ を $\{\hat{f}_i\}, \{\hat{g}_i\}$ とする。本研究ではこの部分の計算に最急降下法を用いた。

- (5) 求められた $\{\hat{g}_i\}$ から式(7)の $g(z^{-1})$ の根を調べ、必要なら根の入れ換えを行ないステップ(2)に戻る。

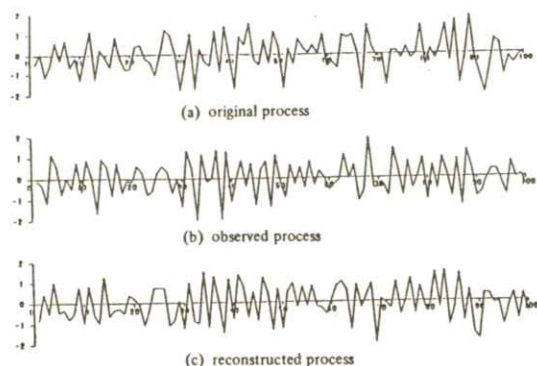
この手順において、ステップ(4)で得られた推定値と前回の推定値の差が許容範囲内に入れば停止する。

つぎに式(5)から式(4)のパラメータの決定であるが、 $\{\hat{f}_i\}$ の部分は既に求まっているので $\{\hat{h}_i\}$ と σ_u^2 の決定のみである。これには相関々数が同じであることを用いて最急降下法により求めた。この結果を次節で示そう。

4. シミュレーションとその検討

$\{\hat{f}_i\}, \{\hat{g}_i\}$ を与えて $\{z_n\}$ を作り出し、 $\{z_n\}$ に基づいて推定計算を実行した。その結果のまとめたものがTable 1である。

Fig. 1 Reconstructed sample path for the case #2 by Kalman filter



推定されたパラメータは AR 部については良好な値が得られるが、 MA 部については少し悪いが、

Table 1 Estimated parameters for two types of noise variance

	f_1	f_2	f_3	f_4	h_0	h_1	h_2	h_3	σ_v^2
true value	0.80	0.70	0.60	0.50	0.70	0.60	0.50	0.40	
esti #1	0.79	0.71	0.59	0.51	0.71	0.62	0.53	0.44	0.06
esti #2	0.78	0.71	0.59	0.51	0.71	0.63	0.56	0.48	0.22
	$\sigma_v^2 = 0.1$ for #1				$\sigma_v^2 = 0.25$ for #2				

これは測定データ数を増していくことで解決される。なおこの実験では5000個のデータを用いて、繰返し回数は約10回である。また劣化修復を具体的にこなった結果がFig. 1である。この図の(a)は劣化していない原波形であり(b)は $\{h_i\}$ による劣化を受け、観測雑音($\sigma_v^2 = 0.25$)を加えたもので(c)は求められたパラメータからカルマン・フィルタを構成し x_n を推定したものである。時刻にして $n = 60 \sim 70$ あたりでは見えても復元されていることが判明するが、数値的な改善はあっても見えて顕著な改善は加法雑音を十分小さくしないと実現できない。この加法雑音の影響は極めて大きくTable 1の#1の場合の復元でも結果は余り変らない。#1のときのパラメータ推定は非常によいにも関わらず、このようになるのは観測雑音の有無にカルマン・フィルタのゲインが敏感に変化するからと思われる。この実験ではモデルの次数、式(4)の t 、 s をどのようにに選ぶのかの検討を行わず、推定値が急に小さくなる値

までを採用したが、実モデルが小さな係数をもつときには推定値も小さくなるが、どの値まで採用するかという次数決定は非常に大切で、AIC規準、FPE規準等により妥当な t 、 s を選ぶことが必要である。

5. む す び

加法的雑音に加わる劣化過程の推定問題を扱ったが、その結果は余り厳しい条件でない限り、満足すべきものと考えられる。これに一番大きい影響を与えているのは流れ関数が直線で十分近似できると仮定した点にあると思われる。この仮定を緩める方法、最急降下法ではなくニュートン・ラフソン法による収束速度の改善、本文でも触れたように、予めモデルに対する情報があるとき、それを有効に採り入れるモデル化など多くの解決すべき点があり、今後検討を加えたいと考えている。

付 録

式(5)の変数をそのまま用いるが、未知パラメータ $\{f_i\}, \{g_i\}$ をまとめて μ と表わす。

$\mu = \{f_1, f_2, \dots, f_t, g_1, g_2, \dots, g_L\}$
求めたい密度関数を

$$p(z_n, z_{n-1}, \dots, z_1 | \mu)$$

とする。ベイズの定理から

$$\begin{aligned} p(z_n, z_{n-1}, \dots, z_1 | \mu) \\ = p(z_n | z_{n-1}, \dots, z_1, \mu) \\ p(z_{n-1}, \dots, z_1 | \mu) \end{aligned} \quad (\text{A.1})$$

確率変数は正規型を考えているので、平均値ベクトルと共分散行列のみが必要である。条件付期待値を次のように書く。

$$\begin{aligned} \hat{z}_n |_{n-1} &= E[z_n | z_{n-1}, \dots, z_1, \mu] \\ \hat{\sigma}^2 &= E[(z_n - \hat{z}_n |_{n-1})^2 | \\ &\quad z_{n-1}, \dots, z_1, \mu] \end{aligned}$$

式(A.1)の右辺の最初の関数は

$$\begin{aligned} (2\pi \hat{\sigma}^2)^{-\frac{1}{2}} \\ \exp \left\{ -\frac{1}{2\hat{\sigma}^2} (z_n - \hat{z}_n |_{n-1})^2 \right\} \end{aligned}$$

である。 ϵ_n を導入して $\epsilon_n = z_n - \hat{z}_n |_{n-1}$ とする。式(A.1)の右辺の後の関数は式(A.1)の n を $n-1$ とおいて同様に行なうと、

$$\begin{aligned} p(z_n, z_{n-1}, \dots, z_1 | \mu) \\ = (2\pi \hat{\sigma}^2)^{-\frac{n}{2}} \exp \left[-\frac{1}{2\hat{\sigma}^2} \sum_{i=1}^n \epsilon_i^2 \right] \end{aligned} \quad (\text{A.2})$$

となる。 ϵ_n を具体的に求めよう。

式(5)のAR部を取り出し、 γ_n を白色系列として、

$$x_n = \sum_{i=1}^t f_i x_{n-1} + \gamma_n$$

とおくと

$$\begin{aligned} \hat{x}_n |_{n-1} &= E \left[\sum_{i=1}^t f_i x_{n-1} | \right. \\ &\quad \left. x_{n-1}, \dots, x_1, \mu \right] \\ &+ E[\gamma_n | x_{n-1}, \dots, x_1, \mu] \\ &= \sum_{i=1}^t f_i x_{n-1} \end{aligned} \quad (\text{A.3})$$

である。また式(5)のMA部を取り出し、 s_n とおくと、

$$s_n = \sum_{i=0}^t g_i u_{n-1} \quad (\text{A.4})$$

$$\begin{aligned} \hat{s}_n |_{n-1} &= E \left[\sum_{i=0}^L g_i u_{n-i} | \right. \\ &\quad \left. s_{n-1}, \dots, s_1, \mu \right] \\ &= \sum_{i=1}^L g_i u_{n-i} \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

となる。この最後の等号はMAの場合、式(7)の根が単位内にあれば u_{n-i} は $s_{n-i-1}, s_{n-i-2}, \dots$ によって表わされる。したがって本来なら

$s_{n-i-1}, s_{n-i-2}, \dots$ の線形結合として表わすべきであるが、いま述べた意味に u_{n-i} を解釈するものとする。式(A.4), (A.5)の間で辺々引くと、 $g_0 = 1$ に注意して

$$s_n - \hat{s}_n |_{n-1} = u_n$$

であり

$$\hat{s}_n |_{n-1} = \sum_{i=1}^L g_i (s_i - \hat{s}_i |_{i-1}) \quad (\text{A.6})$$

を得る。こゝで $\hat{s}_1 |_0 = 0$ とおく。式(5)はARMAであることから、式(A.3), (A.6)を合わせて、

$$\hat{z}_n |_{n-1} = \sum_{i=1}^t f_i z_{n-i}$$

$$+ \sum_{i=1}^l g_i u_{n-i}$$

となる。これを式(A 2)に代入 ($\varepsilon_n = z_n - \hat{z}_n|_{n-1}$ に注意して) すれば尤度関数が得られる。

文 献

- 1) 樋口清伯：医画情誌 **3** 31 (1986)
- 2) L. Ljung and T. Söderström: Theory and Practice of Recursive Identification P.219 (The MIT Press Massachusetts 1983)
- 3) P. Stoica et al.: Int. J. Control **45** 2084 (1987)
- 4) 添田喬，中溝高好，大松 繁：信号処理の基礎と応用 p. 153 (日新出版 1979)

I 第89回研究会記事

第89回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和62年10月2日(金) 16:00～17:30

10月3日(土) 9:00～12:00

場 所 信州大学医学部付属病院第3会議室

出席者数 約30名

プログラム

特別講演 2日 16:00～17:30

パーソナルコンピュータによる医用画像ワークステーションネットワークの検討

信州大学医学部放射線医学教室 滝沢 正臣 講師

研究発表 3日 9:00～11:00

1) L S F測定におけるマイクロデンシトメータの影響

静岡厚生病院 清王 尊仁

2) F C Rシステムの特性曲線の測定

岐阜高専 藤田 広志

山口大学病院 上田 克彦, 杜下 淳次, 藤川 津義, 大塚 昭義

3) 散乱線を含めたX線スペクトル測定法

大阪府立工業高専 松本 政雄

京都工繊大 窪田 英明, 金森 仁志

4) 核医学におけるディジタルフィルターの検討

愛媛県立今治病院 杉内 矩昭

5) 顔面X線写真からの上顎洞領域の自動抽出

千葉大工学部 周 世幸, 関谷 尊臣, 三宅 洋一, 久保 走一

国立京都病院 永原 国彦

6) 画像の劣化過程の推定

京都工繊大 樋口 清伯

7) 顎関節を対象としたディジタル断層システム

阪大医学部 徳岡 修, 速水 昭宗

見 学 3 日 11 : 00 ~ 12 : 00

信州大学医学部付属病院のCT装置, 画像処理施設, 等

Ⅱ 理 事 会 議 事 録

日 時 昭和 62 年 10 月 4 日 (土) 12 : 00 ~ 13 : 00

場 所 信州大学医学部

出 席 者 長谷川, 磯部, 滝沢, 樋口, 竹中 (代理), 田中 (代理), 金森

1. 第 91 回研究会を 63 年 6 月に大阪で, 第 92 回研究会を 63 年 10 月に東海地区で開催することにした。
2. 会誌 5 巻 1 号で内田論文賞の公募を行なうことにした。
3. 研究会の演題および会誌で, 新製品紹介を積極的にすすめることにした。

Ⅲ 委 員 の 交 代

庶務委員 中森伸行 (京都工繊大) が昭和 62 年 10 月 1 日から米国へ留学したので, 同日付で山田正良 (京都工繊大) に交代した。

——— 新 入 会 員 ———

☆賛助会員

会員名	所在地・代表者	電 話 番 号
東芝特機電子㈱	〒 541 大阪市東区本町 4 丁目 29	吉岡 勝治 06 - 252 - 3514

☆正 会 員

会員名	勤務先および所在地	電 話 番 号
水谷 宏	松山赤十字病院中央放射線室 〒 790 愛媛県松山市文京町 1 番	0899 - 24 - 1111 (ext. 382)
杉内 矩昭	愛媛県立今治病院放射線部 〒 794 愛媛県今治市石井町 4 - 5 - 5	0898 - 32 - 7111

Thompson, Ralph British Library Document Supply Centre Oriental Section
Boston Spa, Wetherby, Yorkshire LS23 7BQ

古瀬 司	札幌宮の沢病院	
	〒 061-24 札幌市西区手稲宮の沢 249 番地	011-685-3838
中出 貴英	兵庫県立姫路循環器病センター放射線科	
	〒 670 姫路市西庄甲 520	0792-93-3131
都留 正人	兵庫県立姫路循環器病センター放射線科	
	〒 670 姫路市西庄甲 520	0792-93-3131
小田 正記	昭和大学病院中央放射線部	
	〒 142 東京都品川区旗の台 1-5-8	03-784-8460
新田 勝	昭和大学病院中央放射線部	
	〒 142 東京都品川区旗の台 1-5-8	03-754-8460

——— 会 員 移 動 ———

会員名	種別	変更項目
山本 久美	正	勤務先 ㈱鳥潟免疫研究所 鳥潟病院放射線科 〒 558 大阪市住吉区苅田 2 丁目 13-14 06-698-2260
滝沢 正臣	正	所 属 信州大学医学部放射線医学教室 —— 所在地は変更なし ——
酒井 光明	正	所在地 ㈱ミクロメディカル 〒 213 川崎市宮前区宮崎 161
永野 淳子	正	勤務先 聖母病院アスタ寮 〒 161 東京都新宿区中落合 2-5-1
橋本 俊一	正	所 属 ㈱日立メディコ関東・北部サービス部 〒 114 東京都北区田端新町 1 丁目 1-1 東京フェライトビル 5 F
山口弘次郎	正	住 所 〒 329-26 栃木県大田原市下石上 1376-1 東芝野崎寮 314 号
鈴村 宣夫	正	所 属 名古屋工業大学電気情報工学科 —— 所在地は変更なし ——
松本 達周	正	電話番号 03-507-1056
小野 芳文	正	}
宇都 辰郎	正	
上村 正信	正	
岡田 弘治	正	
宇佐美公男	正	

澄田 貢 正
 宮越 敬三 正
 美日美嘉子 正
 南部 秀和 正
 浅井 義行 正
 鳥井 隆芳 正
 西松 和彦 正
 中塚 隆之 正
 井上 雄二 正

所在地 近畿大学医学部附属病院中央放射線部

〒589 大阪府大阪狭山市大野東377-2 0723-66-0221

コニカ(株) 賛助 社 名 旧小西六写真工業(株)

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

昭和62年12月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿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)

エックスライド鳥栖研究所

化成オプトニクス(株)

キ ャ ノ ン (株)

コ ニ カ (株)

三 洋 電 機 (株)

シーメンス メディカル システム(株)

シ ャ ー プ (株)

セイコー・イーアンドジー(株)

中 央 精 機 (株)

デュボンジャパンリミテッド

(株) 東 芝

東 芝 特 機 電 子 (株)

東芝メディカル(株)

東 洋 メ デ ィ ッ リ (株)

東和放射線防護設備(株)

トムソンジャパン(株)

コダック・ナガセメディカル(株)

(株) ナ ッ ク

日 本 電 気 (株)

(株) 日 立 メ デ ィ コ

富士写真フィルム(株)

浜松ホトニクス(株)

松下電器産業(株)

(計25社)

役 員

会 長 内田 勝（常葉学園大）
 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（防衛医大），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），高野政男（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

今回、久しぶりに、信州大学滝沢理事にお願いして、松本で研究会を開催した。特別講演，見学，会場のお世話に加えて，懇親会までお世話頂いた。懇親会は62年2月（岐阜）以来で，外国人（トロント大学カニングム教授の御子息と友人）をも加えて，国際的懇親会となったのは有意義であった。また，信州大学の多くの画像処理設備の見学も，参加者に大きな刺激になったことと思う。2日間とも快晴で，信州の秋を楽しんでから帰った会員が多かったようです。滝沢理事に心からお礼申し上げます。（K）

編 集 委 員	医用画像情報学会雑誌 1988年1月5日発行
金 森 仁 志（京都工繊大） 佐々木 常 雄（名古屋大） 竹 中 栄 一（防衛医大） 長谷川 伸（電気通信大） 山 田 正 良（京都工繊大）	編集兼発行者 金 森 仁 志 発 行 所 医用画像情報学会 〒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: 19 年 月 日 4) 性 別 男 女
5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

	学校	科	年 月 (卒, 在, 中退)
	大学	学部	学科 年 月 (卒, 在, 中退)
(修士)	大学	学研究科	学専攻 年 月 (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。)

「脳死に関する見解」採択される

— 医療技術と人間の生命特別委員会報告 —

昭和62年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る10月21日から23日まで第103回総会（第13期・6回目）を開催しました。今回の「日本学術会議だより」では、今総会で採択された勧告を中心として、同総会の議事内容をお知らせします。本会議の第13期も、余すところ9か月となり、各委員会は、期の活動の取りまとめに向けて一層活発に審議を進めています。

総 会 報 告

総会第1日目の午前中には、会長からの経過報告、各部・各委員会報告に続き、勧告・対外報告等4つが提案され、そのうちの2件が可決された。そのほかの2件に関しては、同日午後には各部会で審議が行われ、第2日目の午前中に1件が、第3日目の午前中に1件が可決された。

なお、総会前日の20日午前には連合部会が開催され、これらの案件の予備的な説明、質疑が行われた。また第2日午後には「食糧生産と環境」についての自由討議（詳細別掲）が、第3日目の午後には常置委員会、特別委員会が開催された。

第1日目午前。まず、利根川進氏のノーベル生理学・医学賞受賞に対し日本学術会議第103回総会の名において祝電を呈することが提案され、全員一致で可決された。

次に日本学術会議の行う国際学術交流事業の実施に関する内規の一部改正についての提案がなされ、これも賛成多数で可決された。この改正は、第14期の当初3か月間における、国際学会への研連委員の代表派遣について、必要な経過措置を講ずるものである。

続いて、高齢化社会特別委員会提案の「日本高齢社会総合研究センター（仮称）の設立について」（勧告）（詳細別掲）の提案説明と質疑応答が行われた。さらに、医療技術と人間の生命特別委員会報告「脳死に関する見解」を「日本学術会議の運営の細則に関する内規」に定める対外「報告」として認めることに関する提案が行われた。これは同特別委員会がその発足以来2年間にわたって審議を重ねてきたものであり、前回4月の総会では討論の過程でさらに検討する必要があるとして同特委により取り下げられたものである。その後、委員定数を増加するなどして審議を重ね、今総会に再度提案されたものであるが、批判的意見を背後に含む多くの質問が出された。

第2日目午前。前日提案された「日本高齢社会総合研究センター（仮称）の設立について」（勧告）が、賛成多数で採択され、直ちに内閣総理大臣始め関係諸機関等に送付された。同じく前日提案の「脳死に関する見解」は、前日の部会審議で異論が続出したため、抜本的に書き改められたものが提案されたが、なおいくつかの疑問が示され、採決には至らなかった。

第3日目午前。再度修正された「脳死に関する見解」が提案された。国民的合意の形成、医学界における少数意見の存在などに関して、なお理解の不一致があり、質問討論が行われた。これら若干の点に関する討論者間の相互理解を遂げた後、数名の発言者から再度の修正を経ることによ

って本報告は異なった専門分野のいずれからみてもおおむね満足できるものになった、当初に危惧した点が除かれた、などの意見が述べられた。こうして多少の曲折はあったが、最後に本提案がほぼ全員一致で採択された。（見解の内容は別項参照）

日本高齢社会総合研究センター（仮称）
の設立について（勧告）

急速な高齢社会への移行という厳しい問題をまねにして、日本学術会議は既に昭和55年（1980年）11月1日「国立老化・老年病センター（仮称）の設立について」の勧告を内閣総理大臣あてに行った。しかし現在にあっては、さらにこれに加えて、高齢社会をめぐる新しい理論的研究と政策開発の推進が緊急の課題となっている。そこで、このような課題を解決するために、日本学術会議は下記構想のごとき「日本高齢社会総合研究センター（仮称）」の設立をここに勧告するものである。この研究センターは、「老化・老年病センター」と緊密な連携を保ちつつ、高齢社会・高齢層・高齢者問題の総合研究を目指す、人文・社会科学中心の全国的なネットワーク型の研究センターである。

「日本高齢社会総合研究センター」（仮称）の構想

「日本高齢社会総合研究センター法（仮称）」という法律に基づく独立性の高い法人とし、国の出資による基金を基礎として設立される。なお、所管官庁の選定に当たっては、21世紀の重要な国民的課題たる高齢者政策の総合性を考え、特定の行政分野に偏ることなく、全行政分野が連携を保ち得るような所管の在り方が望まれる。

総合研究センターの運営は以下のように行う。

(1)本研究センターは、国の出資による基金を基礎として設立されるが、さらにまた一般寄付、並びに研究受託費を加えて、弾力的に運営されるところの公的で全国的なネットワーク型の研究センターとする。(2)本研究センターの運営を統括する理事会を構成する理事の半数は研究者をもって充てる。(3)研究課題の選択は、関連学会（例えば、日本学術会議の選定による）から推挙され、一定の任期をもつ30名前後の「研究評議員会」で行うことによって研究の総合性を図るとともに、また研究評価をも行う。(4)専任研究員制度（一定の任期を設ける）を置き、それにより総合研究センターの研究の組織化並びに相互調整を行う。各プロジェクト毎に専任研究員を中心に流動研究員（客員研究員、出向研究員等）やその他の研究者を募ってこれに加え、常時300名程度の研究者が活動している状態が望ましい。（詳細は、日本学術会議月報11月号を参照されたい。）

脳死に関する見解

一医療技術と人間の生命特別委員会報告一

最近の医療技術の発展に伴って生じてきた人間の生命とその尊厳にかかわる諸問題のうち特に脳死の問題は末期医療、臓器移植等をめぐって大きな社会的問題となっている。医療の現場では脳死の状態に陥った多くの患者をめぐって、日夜その家族や医師が苦悩に満ちた対応を迫られつつある。脳死の問題は、必ずしも心臓や肝臓などの臓器移植との関連においてだけでなく、むしろ現実的には多くの場合、末期医療の現場において深刻化している。このような現状にかんがみ、脳死にかかわる諸問題を様々な角度から十分に議論し、問題の所在を考察して、その解決への展望を示したものである。これが本特別委員会の今回の報告である。

本報告は脳死を医学的に、法的にそして心理的、倫理的及び社会的側面から考察した。全脳の機能が不可逆的に喪失した状態と定義される脳死は、医学的にみて個体の死を意味する。これは第7部会員の一致した意見であり、医学界の大勢と判断されるが、医学界の中にも少数ながら疑義を持つ者もある。脳死を人の死と認めるか否かについては、法的にはこれを肯定、否定する見解が対立している。否定している場合にも脳死になった際、人工呼吸器を外してはならないということだけでなく、事情によっては違法性阻却ないし、責任阻却事由があり得ることまで否定するものではない。

人の死は単なる医学的現象ではなく、その人の人格、社会的存在にもかかわるものである。したがってその取扱いについては、本人の生前の意思、家族の感情、一般的倫理観、習俗、社会的慣習等を尊重しなければならない。しかし脳死をめぐっては三徴候に基づく伝統的な死の概念にとらわれることなく、深刻化している医療の現状に対処して新しい死の概念の確立に努めるべきであろう。このため関係方面において脳死をめぐる諸問題が検討され、速やかな解決への展望が開かれることを希望する。

以上の見解を第103回総会の承認を得て対外報告としてこれを公表することとした。

(詳細は、日本学術会議月報11月号を参照されたい。)

自由討議一食糧生産と環境一

この自由討議は、今期設置された「生物資源・食糧と環境特別委員会」のメンバーが主となり、個人の立場で、食糧生産と環境の問題について意見を発表したものである。会長近藤次郎(食糧に対する環境からのアプローチ)、第6部、生物資源特委委員長阪本楠彦(食糧問題の展望)、第6部(以下すべて特委委員)武田友四郎(環境変化が農業生態系に及ぼす影響)、第5部岩佐義明(水資源の立場からの各会員がそれぞれに付記したサブテーマについて問題を提起した。これに続いて第3部大石嘉一郎(経済学の立場から)、第1部石川栄吉(数量主義の反省)、第6部水間豊(畜産学の立場から)、第2部及川伸(食糧管理制度について)、第6部福岡博保(栄養面から見た食糧資源開発問題)、第1部水津一朗(歴史地理学の立場から)、第7部小泉明(人口と食糧・環境)の各会員から関連発言があり、質疑応答が行われた。

1973～81年頃のいわゆる「世界食糧危機」は既に去り、今や食糧の輸出競争が激化している。しかしアフリカ等の飢餓問題が解消したわけでは決してないし、開発途上国の所得増から来る食糧需要は決して楽観を許さない。まるで、栄養過剰の大国に「追いつき、追い越そう」としているかのようでさえある。

生産の面でも、自然の節理を無視した増産が進められている。森や山に住む神々への迷信的な怖れを失った後、自然破壊に対してかけるべき有効な抑制力を、人類はまだ見出せずにいる。破壊された自然の復旧(砂漠の緑化など)もまだほとんどできないままである。(この自由討議は日学双書5刊として出版されます。)

日本学術会議月報

日本学術会議は、その日常的な活動の状況を科学者や学術研究団体を始め関係諸機関・団体等に広く理解してもらうため、毎月1回、「日本学術会議月報」(B5版・6～12ページ)を発行し、無料で配布している。

その内容は、総会の決定事項、運営審議会の審議事項、研究連絡委員会の開催状況、関係学術研究団体と共同主催する国際会議の開催状況、後援する国際会議及び研究連絡委員会等が主催するシンポジウム・講演会のお知らせ等を中心として、その折々のトピック事項を掲載している。また、会員の随筆なども取り入れ、なるべく読み易い紙面となるよう努めている。

現在、当「月報」を送付している機関・団体等は、次のとおりである。

大学・短期大学、関係国・公・私立研究機関、公立図書館、関係省庁、関係報道機関、日本学術会議広報協力学術団体*等

* 本会議活動の周知を図るとともに、各学術研究分野との緊密な連絡・協力関係を維持・強化するため、本会議の広報活動に協力してもらう学・協会

第14期日本学術会議会員選出のための登録学術研究団体の概況

本会議では、現在第14期(昭和63年7月22日～昭和66年7月21日)会員(定員210人)選出のための手続きが進められているが、先頃6月末日を締切期限として、学術研究団体からの登録申請が受け付けられた。その後日本学術会議会員推薦管理会で審査が行われたが、結果は次のとおりであった。

学術研究団体の登録申請の審査結果

申請団体数……………900団体

登録団体数……………836団体

* 日本学術会議会員推薦管理会に登録した836団体名は「日本学術会議月報」11月号に掲載されるので、ご参照願いたい。

日学双書「高度情報社会の展望と課題」

日本学術会議第101回総会における自由討議「高度情報社会の展望と課題」の記録及び「高度情報社会特別委員会」のヒアリングを編集し、日学双書 No. 3 として刊行されました。

日学双書 No. 3 「高度情報社会の展望と課題」

1部 1,000円(送料250円)

(問い合わせ先)

〒106東京都港区西麻布3-24-20

交通安全教育センター内

財団法人日本学術協力財団

郵便振替

(口座番号) 東京4-27458

財団法人日本学術協力財団あて

多数の学術研究団体の御協力により、「日本学術会議だより」に掲載していただくことができ、ありがとうございます。

なお、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

(日本学術会議事務局庶務課)

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



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

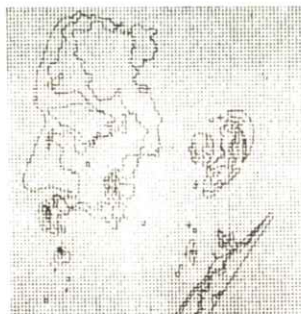
X-ray System

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



**総合医用画像診断の未来へ挑戦する
サクラ医療用製品**

小西六写真工業株式会社

本社/160 東京都新宿区西新宿1-26-2 ☎03(348)8111(大代)

関西支社 542 大阪市南区周防町28-1 ☎06(252)5246(大代)

名古屋営業所 ☎052(231)6241(代) 福岡営業所 ☎092(451)4811(代)

札幌営業所 ☎011(261)0261(代) 仙台営業所 ☎0222(21)1651(代)

広島営業所 ☎082(244)5246(代) 高松営業所 ☎0878(22)8366(代)

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

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

島津製作所

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)

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

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 奈良県大和郡山田美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**
応用機器事業部

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 TEL.03-257-1911(代)

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



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、超音波の分野でおなじみの、デュボンのメタリカルカラーデザインフィルム、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フィルムに比べて、さらに鮮明な画像を引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歪みを自動的に調整するだけで、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。いずれも技術力豊かなベテラン技師が、最適な調整にお応えします。

MRF31及びMRF32は、デュボン製品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD：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1-11-1135 第2興和ビル
（西日本）〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

TEL (03) 585-5360

デュボン ジャパン
DU PONT



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) 2 3 2 1-4

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

《 営 業 内 容 》

- 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
東芝メディカル株式会社
東京都文京区本郷3丁目26番5号
☎111 ☎03(815)7211(大代)

診断から治療まで
NECメディカル

取扱機器



CGR NEC varian

- 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



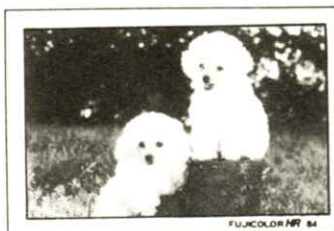
総合医療機器の

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



技術革新への限りない挑戦

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)

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

