

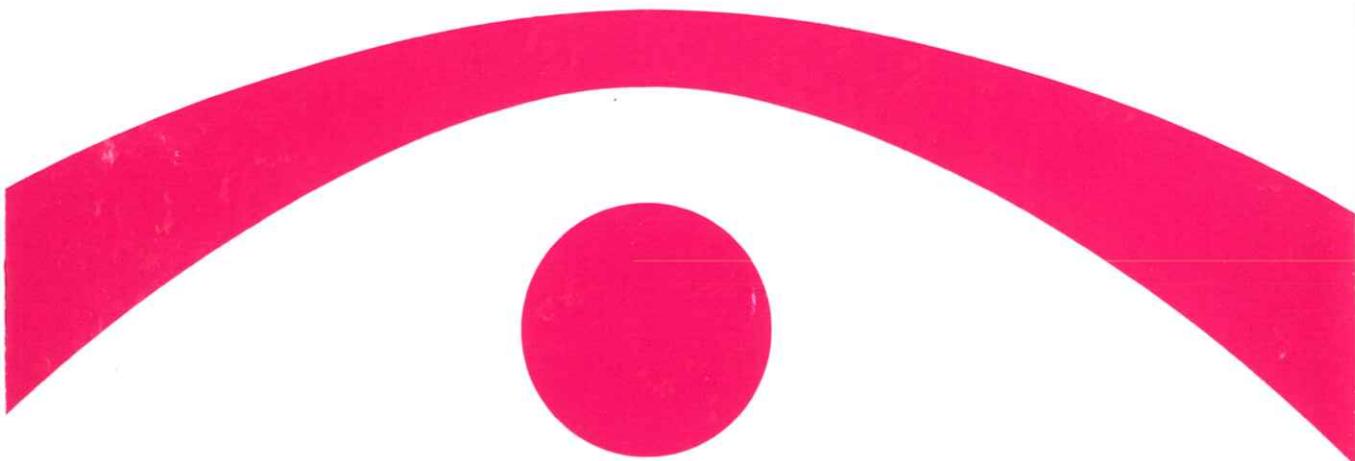
医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻94号

Japanese Journal of

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 7 No. 1 January 1990



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7卷1号 1990年1月

目 次

会 告

第96回研究会のご案内	会告 1
第97回研究会予定および演題問い合わせ	会告 3
内田論文賞候補論文の公募	会告 3

別講演資料

透過レーザーを用いた乳癌の診断について	
.....	金子昌生, 賀 平, 馬場国男, 山下 豊, 林 達郎..... 1
Some Applications of ROC Analysis in Digital Radiography	
.....	Charles E. Metz 14

論 文

ウィナースペクトル測定におけるスリット長の増感紙構成 からの検討	
.....	青木雄二, 三浦典夫..... 17
信号成分を含んだランダムドットモデルを用いたシンチグラム 検出能の解析	
.....	山田 功, 田中嘉津夫..... 24

会 報

研究会記事	33
理事会議事録 — 新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿	34

**Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Science**

Vol. 7 No. 1 January 1990

Contents

Invited Lecture

Breast Tumor Detection by Laser Transmission Photo-Scanner (LTPS)	Masao KANEKO, Ping HE, Kunio BABA, Yutaka YAMASHITA and Tatsuro HAYASHI	1
Some Applications of ROC Analysis in Digital Radiography	Charles E. Metz	14

Original Papers

Consideration of Slit Length in the Measurement of Wiener Spectra from the Viewpoint of the Structures of X-ray Intensifying Screens	Yuji AOKI and Norio MIURA	17
Evaluation of Scitigram by Means of Random-dot Model Containing Signal Information	Isao YAMADA and Kazuo TANAKA	24

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 7 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Science

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

会 告

第96回研究会のご案内

第96回研究会を下記のよう開催します。専ってご参加下さい。

日 時 平成2年1月27日(土) 9:15~15:30

場 所 文部省高エネルギー物理学研究所(KEK)

3号館 1Fセミナーホール(地図参照)

〒305 茨城県筑波郡大穂町上原1-1

TEL 0298-64-1171

特別講演 9:15~10:45

①放射光について KEK 安藤正海先生

②放射光の医学利用 筑波大 秋貞雅祥先生

見 学 10:50~12:10 高エネルギー研究所内

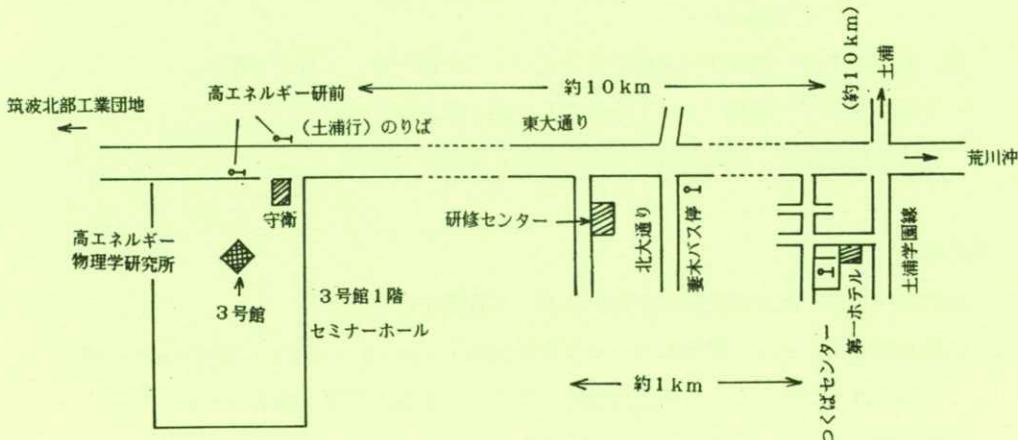
研究発表 13:10~15:30

発表演題は別紙を参照して下さい。

問合わせ先

高エネルギー物理学研究所 放射光研究施設 兵藤一行氏

TEL 0298-64-1171(代表)



交通案内（バス時刻は11月のものです。変更されることもあります。）

往 路

- ① 東京駅八重洲南口より「つくばセンター」行高速バス利用（¥1,200, 60分）
つくばセンター下車、「北部工業団地」行バスにて所要約20分 「高エネルギー物理学研究所前」下車
東京駅発バス 6:00より30分毎, 9:00より20分毎（東京駅へはお早めにおいで下さい。）
つくばセンター発バス 7:32, 8:07, 8:47, 10:12, 11:00, 12:32
- ② 上野よりJR常磐線（特急約50分, 各停70分）土浦下車
東口より「北部工業団地」行バス（つくばセンター経由）にて約30分「高エネルギー物理学研究所前」下車
上野駅発JR 特急ひたち 7:00より30分毎, 各停は1時間2~3本
土浦駅発バス 7:10, 7:45, 8:25, 9:50, 10:38, 12:10

復 路

- ① 高エネルギー物理学研究所より（つくばセンター経由）「土浦」行バスにて約20分
「つくばセンター」下車
「東京駅」行高速バス利用 東京駅まで所要約90分（遅延のおそれあり）
高エネルギー研發バス 13:18, 14:57, 15:55（センター止り）, 17:09
17:57, 19:12
つくばセンター発 13:00~21:00の間15分毎
東京駅行バス
- ② 高エネルギー物理学研究所より上記バスで土浦下車 JRで上野へ
高エネルギー研發バス 上記と同じ（15:55を除く）
土浦駅発JR 特急毎時5分発 各停1時間3~4本

宿泊案内

前夜泊の方は下記が御便利かと思います。各自御予約下さい。

- ◎筑波研修センター TEL305 つくば市天久保1-13-5 TEL 0298-51-5152
「つくばセンター」より徒歩約20分, タクシー5分, 目印 妻木バスセンター
- ◎筑波第一ホテル TEL 0298-52-1112
「つくばセンター」より徒歩1分

第97回 研究会演題伺い

第97回研究会を下記のよう開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成2年6月2日(土)

場 所 大阪大学

特別講演、見学会 未定

演題申込〆切 平成2年4月20日

申込先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-791-3211 (内584, 585)

FAX 075-711-9483 (工織大共通)

(なるべく文書またはFAXでお願いします。)

—— 内田論文賞候補論文の公募について ——

昨年に引き続いて、本年は第5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. 6, №1～Vol. 6, №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. 推荐理由 200字以内
3. 推荐者名 捤印

3. 選考 選考委員会で行う。
4. 締切日 平成2年1月16日
5. 表彰 平成2年6月2日の総会で行う。

平成元年度会費納入のお願い

平成元年度会費未納の方は、至急納入下さるようお願い致します。なお、送金には会誌6巻2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。

[特別講演資料]

透過レーザーを用いた乳癌の診断について

金子 昌生・賀 平・馬場 国男*

山下 豊**・林 達郎**

浜松医科大学 放射線医学教室 *第1外科 **メディカルホトニクス講座

〒431-31 浜松市半田町3600番地

(1989年11月18日受理)

Breast Tumor Detection by Laser Transmission Photo-Scanner (LTPS)

Masao KANEKO, Ping HE, Kunio BABA*,
Yutaka YAMASHITA** and Tatsuro HAYASHI**

Department of Radiology,

* 1st Department of Surgery,

** Department of Medical Photonics,

Hamamatsu University School of Medicine

3600 Handa-cho, Hamamatsu 431-31

(Received November 18, 1989)

1. はじめに

乳癌は女性の癌の中で近年増加しつつあり、現在第4位である。生活様式の欧米化にともない、日本における乳癌も悪性度が高くなり、患者の高齢化が目立つ⁵⁾。現段階では、乳癌を検出する最も有効な方法はX線マンモグラフィとされているが、放射線被曝があるので集団検診的な使用は望ましくない。

生体での光の減衰は組織により異なるという事

実に基き、1929年にすでに M. Cutler¹⁾が可視光を用いた乳癌の診断法を報告している。近年、レーザーテクノロジー、光検出技術、データ処理技術の発達によって、光による乳癌の画像診断の研究がふたたび注目されるようになった。これは、X線の代りに光を使い、放射線被曝なしで安全に乳癌の集団検診ができるか研究することである。浜松ホトニクス㈱との協同研究により、世界に先がけて、ビーム・スキャン方式を用いて乳腺腫瘍に関する実験研究を行い、分光分析による腫瘍の

質的診断についても検討している。

2. 基礎実験およびその結果^{2,3)}

40mm厚さの牛乳を遮光体として用い、その中

に2.6 mm直徑の金属棒をおいて光による検出実験を行った。実験1ではハロゲン平行光によりFig.1のごとくテレビ・カメラを用いて検出を試みた。その結果は、検出器に近い側に金属棒があるほど、その存在がより明らかであった(Fig.3)

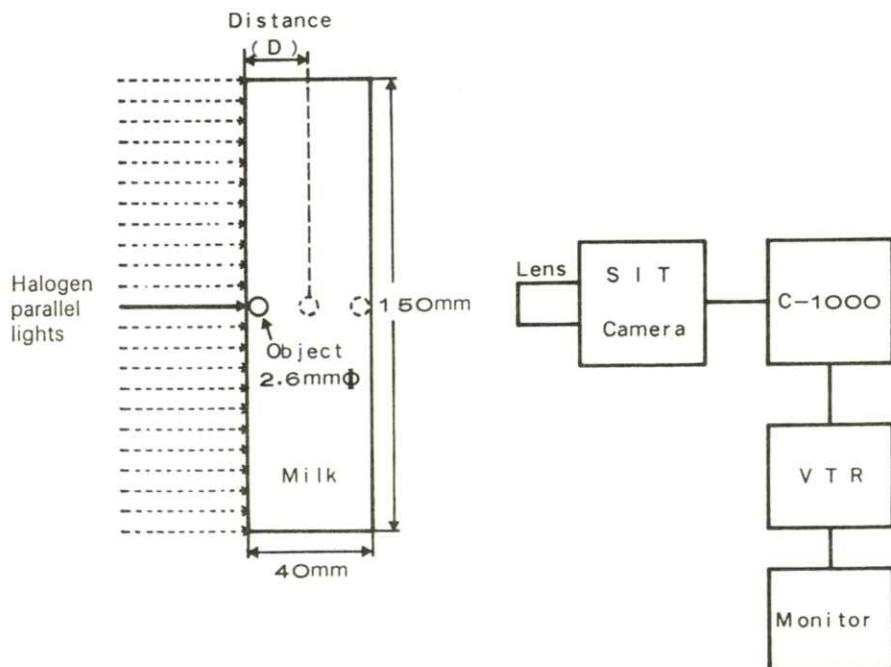


Fig. 1 Block diagram of the experiment using halogen parallel lights.

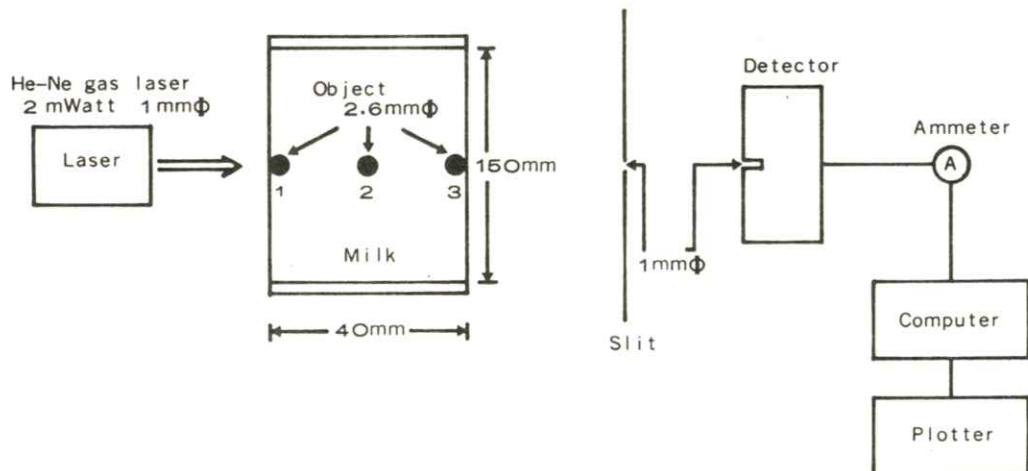


Fig. 2 Block diagram of the experiment using narrow beam He-Ne laser scanning.

実験2では、2mWattのHe-Neガス・レーザーの1mm直径の光源を用い、Fig.2のごとくその対向点に1mm直径の検出器を置いて検出し、その透過値の最大と最小の差と両者の和の百分率で示すと、Fig.4のごとく実験1とは異なり、光源

側での検出が一番良好で、次が検出器側、中間が一番はっきりしなかった。

種々のサイズの金属棒を用いた実験結果はFig.5のごとくで、やはり光源側の方が検出能が高く、細いビームのスキャンにより1mm以下でもその

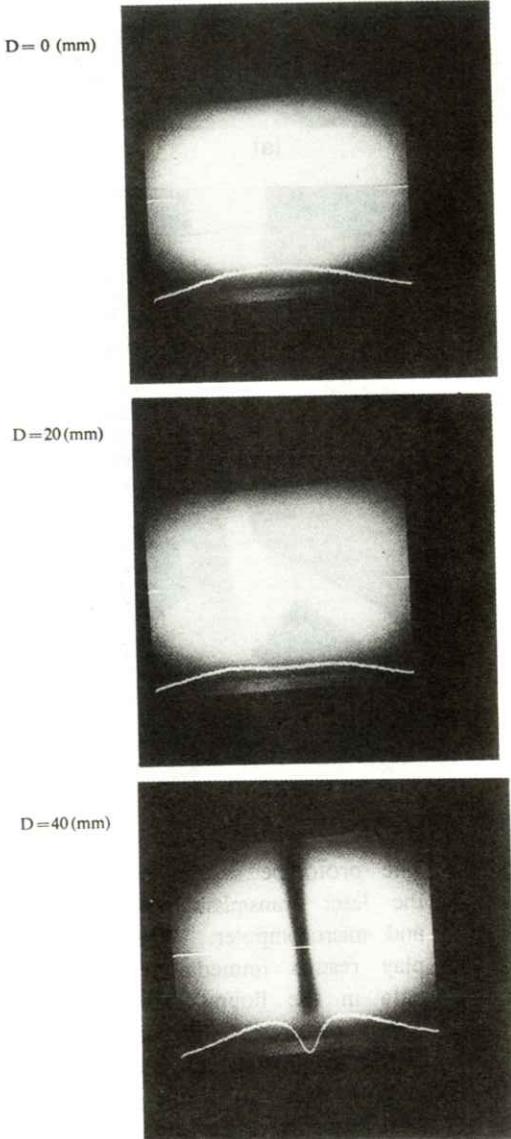


Fig. 3 Monitor images, shadows of the object, and modulation curve obtained perpendicularly in the center of the image.

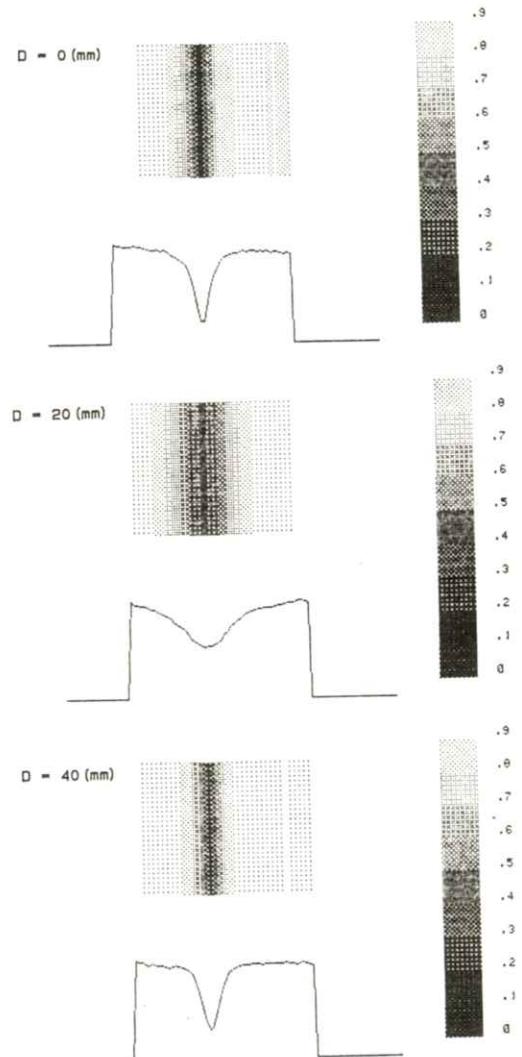


Fig. 4 Computer display of the range of intensity and modulation curve obtained perpendicularly in the center of the display.

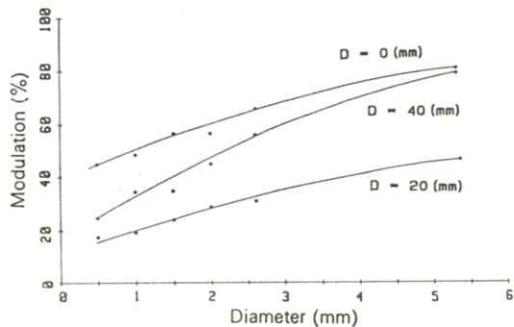


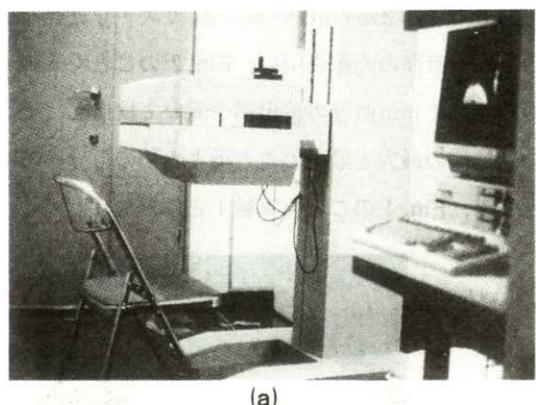
Fig. 5 Relationship between modulation and object size in various object positions.

存在が示されることが判明した。

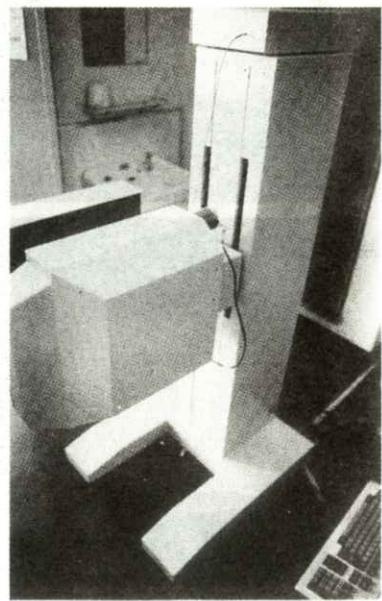
3. レーザー・トランスマッショント・フォト・スキャナー (LTPS) の試作と臨床前実験⁴⁾

3.1 試作 LTPS

光源として 1 mm 直径の He-Ne ガス・レーザーを用い、対向する 1 mm 直径の受光器を置き、光の誘導には光ファイバーを用いた。対象とする乳房に直角にビームを当て、15×20 cm の範囲を平行に移動しながら 20 cm を 0.6 秒でスキャンし、全体で 2 分以内を要する。受光器のシャッターは部屋を十分暗く保って、スキャン時ののみ開くようになっている。透明なガラス板に上下から乳房を 4-6 cm まで圧迫して検査を行うように設計されている。乳房の外周は黒い紙でカバーして、検出器に強すぎる光刺激の入らぬようにする。受光器からの光信号は光電子増倍管を利用して増強させ、パーソナル・コンピュータによりデジタル化され、そのデータを画像処理する。乳房の透過レーザー画像は CRT 上にカラー・コード化されて写し出される。データはフロッピードィスク



(a)



(b)

Fig. 6 The prototype system consisting of the laser transmission photo-scanner and microcomputer. The CRT display results immediately or stores data in the floppy disks as color-coded pictures. Keyboards signals deliver commands to start scanning or save data. (a) is the position for axial scanning. The breast is placed between the examination plates, while laser beams penetrate the tissue perpendicularly. (b) is the position for lateral scanning.

に蓄積して保存する。一線上の組織の吸収状態をヒストグラムに出せる。乳房の正面と側面方向のスキャンが可能であり、実際の装置はFig. 6に示す。

3.2 臨床前実験

乳房をシミュレーションするものとして、3.5～6 cmの厚さの豚肉、ラード、ハム、チーズを用いて、その上・下または中間に3～8 mm直径

の黒い紙の円板を遮光体として置き、試作LTPSでスキャンを行った。ハムとチーズの場合について円板のサイズと位置の関係をFig. 7に示す。基礎実験と同様に遮光体のサイズは表面近くで検出力が大で、小さいものまでわかり、中間では不良であった。

4. 試作LTPSの臨床応用⁹⁾

正常ボランティア、乳腺疾患の外科患者、乳癌術前とその術後標本（症例3）を対象として、検査結果をX線マンモグラフィと比較検討した。その結果は悪性腫瘍、出血性病変、石灰化、線維性変化に対しては光の透過性は低く、逆に良性腫瘍に対しては光の透過率が高い傾向が得られた。このLTPSによる検査では生体組織内部の正常組織と透過率の異なる病変組織が検査できる。X線マンモグラフィと比較した症例の中、組織学的に証明された14例では、14例中13例正診、1例の偽陰性となったX線マンモグラフィに対し、LTPS検査は13例正診、1例の偽陽性の結果であった。乳腺の異常検知という点でLTPS検査は厚さでは限界があるも、X線マンモグラフィを補完し、それと同程度の診断能力を持っていることがわかった。

5. 二波長使用による分光分析用LTPS^{6~8)}

光を用いた生体計測法の中で、最も研究が進んでいるのは生体組織中の酸素濃度の測定である。HbとHbO₂に対して光の吸収スペクトルでは同じ波長の透過率は酸素濃度によって異なるし、異

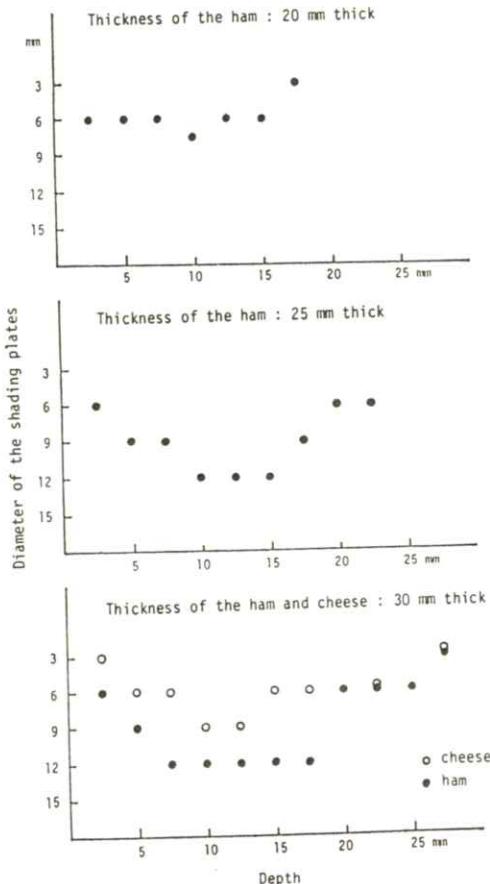


Fig. 7 Detectable size and depth of shading plates in the ham and cheese phantoms.

なる波長の透過率はそれぞれ異なっている。二つの波長があれば、このようなスペクトルの差から相対的な血液含量を算出することができ、質的な診断に役立つと考えられる。この分光分析用LTPSとしてHbとHbO₂に対して透過率の差の大きい波長630 nm(赤色)ともう一つの波長として830 nm(近赤外)の半導体レーザーを加えて、両レーザーを同時にスキャンする方式とした。対向する二つの受光体も同時にスキャンする。HbとHbO₂の分布の計算にはランパート・ペールの法則が用いられる。

6. ランパート・ペール (Lambert-Beer) の法則⁶⁾

ランパート・ペールの法則は、物体内の光の吸収に関するもので、ある光の強度を I_0 とし、透過する光のそれを I とする。物質のモル濃度を c 、モル吸収係数を e 、光の通過行程の長さ(物体の厚さ)を l 、測定値を u とすると、

$$u = \log_{10}(I_0 / I) = cel \quad (1)$$

となり、この式1にHbとHbO₂についておのおの異なる W_1 、 W_2 の波長を働かせると、

$$\begin{aligned} u(W_1) &= c(\text{HbO}_2) e(\text{HbO}_2 \cdot W_1) \cdot l + \\ &c(\text{Hb}) e(\text{Hb} \cdot W_1) \cdot l + B \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} u(W_2) &= c(\text{HbO}_2) e(\text{HbO}_2 \cdot W_2) \cdot l + \\ &c(\text{Hb}) e(\text{Hb} \cdot W_2) \cdot l + B \end{aligned} \quad (3)$$

ここで B は血液以外の他の吸収を示すとし、簡単には恒数と考える。

同じ厚さ l に対する x_1 、 x_2 の場所に対する W_1 、 W_2 における光の吸収 u の差は、Hb、HbO₂の濃度として計算され、以下の式(4、5)となる。

$$\begin{aligned} du(W_1) &= u(W_1, X_1) - u(W_1, X_2) \\ &= [c(\text{HbO}_2, X_1) - c(\text{HbO}_2, X_2)] \\ &\quad e(\text{HbO}_2, W_1) l + \\ &\quad [c(\text{Hb}, X_1) - c(\text{Hb}, X_2)] \\ &\quad e(\text{Hb}, W_1) l \\ &= dc(\text{HbO}_2) e(\text{HbO}_2, W_1) l + \\ &dc(\text{Hb}) e(\text{Hb}, W_1) l \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} du(W_2) &= u(W_2, X_1) - u(W_2, X_2) \\ &= [c(\text{HbO}_2, X_1) - c(\text{HbO}_2, X_2)] \\ &\quad e(\text{HbO}_2, W_2) l + \\ &\quad [c(\text{Hb}, X_1) - c(\text{Hb}, X_2)] \\ &\quad e(\text{Hb}, W_2) l \\ &= dc(\text{HbO}_2) e(\text{HbO}_2, W_2) l + \\ &dc(\text{Hb}) e(\text{Hb}, W_2) l \end{aligned} \quad (5)$$

u は測定可能であり、 e は文献の値を使用すれば、一定の厚さ l に対し、HbとHbO₂の濃度 $c(\text{Hb})$ と $c(\text{HbO}_2)$ は X_1 、 X_2 の間のHbとHbO₂の濃度差として計算できる。

7. 症例の提示

乳癌の原発巣または存在部位に対して左右両側のいずれか、乳腺内の位置につき「乳癌取扱い規約」(第9版)乳癌研究会編(金原出版KK)を参

考にしたFig. 8 の記号を症例の説明に用いた。

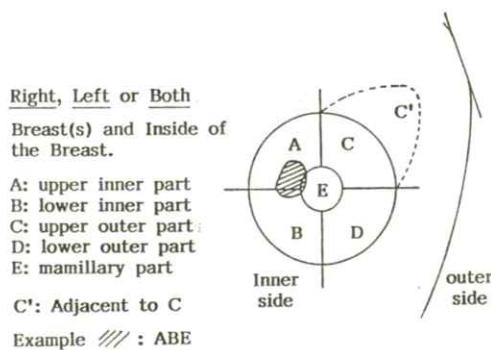


Fig. 8 Breast cancer nomenclature for tumor existing site and primary site.

症例 1

53歳の女性、2～3年来右乳腺より血性の乳汁分泌を訴える。精査のため受診。X線マンモグラフィ (Fig. 9-a) では乳輪後方にやや高濃度の線維性変化を認めるが、腫瘍陰影は認めない。

2回行われた細胞診 Class I であった。630 nmLTPS (Fig. 9-b) では線維組織の多い部分の光の吸収が大きく、透過率が低い結果であった。

症例 2

35歳の女性、10年来左乳房に腫瘤を自覚していた。

X線マンモグラフィ (Fig. 10-a) では中央や外側に乳腺組織が残存しているが、異常な腫瘍陰影は認めない。

630 nmLTPSイメージ (Fig. 10-b) では光の低透過領域を認めるが、これが腫瘍なのか残存乳腺組織なのかの判別は難しい。この時期の LTPS 検査では単一の 630 nm の波長を用いており、光の

透過の悪い部分の存在診断はできるが、質的な判断は難しい。

症例 3

31歳の女性、左乳癌症例 Adenocarcinoma。左乳房の DCE に 23×23 mm の腫瘍を認め、X線マンモグラフィ (Fig. 11-a) では腫瘍陰影は認められるが判然とはしない。630 nmLTPS イメージ (Fig. 11-b) では腫瘍が低透過を示し、検出は容易である。術後標本の 830 nmLTPS (Fig. 11-c) も行った。乳頭の近くに腫瘍の存在が明らかである。(術前検査では、遮光する必要があり、乳頭の認定が難しい。臨床応用で 1 例の偽陽性となった症例も最初乳頭陥凹の影と誤診した。)

症例 4

45歳の女性、右乳房の腫瘤を自覚、X線マンモグラフィ (Fig. 12-a) では悪性を疑われた腫瘍陰影を認めた。630 nm および 830 nmLTPS イメージ (Fig. 12-b,c) では、低透過率の腫瘍陰影を示し、分光分析のデータの Hb および HbO_2 LTPS イメージ (Fig. 12-d,e) では悪性の結果と矛盾しない。しかし、病理診断はチョコレート様囊腫であった。このような出血性囊腫は酸素の補充がないため、実際に Hb や HbO_2 LTPS のイメージも悪性との区別が難しい。

症例 5

28歳の女性、出産後授乳中に右乳房の囊腫を認めた。X線マンモグラフィ (Fig. 13-a) では円い脂肪濃度の腫瘍陰影が認められた。830 nm LTPS イメージ (Fig. 13-b) では低透過率の腫瘍

を示したが、分光分析イメージでは、HbおよびHbO₂ LTPSイメージ(Fig.13-c,d)とともに囊腫の辺縁部が血流分布の多いことを示した。

症例 6

60歳の女性、腹部X線単純写真で偶然右乳腺の石灰化を発見された症例。X線マンモグラフィ(Fig.14-a)の方が有利と思われる。630 nm LTPSイメージ(Fig.14-b)上は石灰化そのものの特徴が認められない低透過率の結果を示す。石灰化の間からもれている光も描出されている。

症例 7

51歳の女性、右乳癌で病巣摘出術と放射線照射治療を行った。右乳房のX線マンモグラフィ(Fig.15-a)と正常例(Fig.15-b)を比較して、治療した乳房のX線吸収の多いことがわかる。同じ観察条件で得られた630 nm LTPSイメージでは、正常側(Fig.15-d)より患側の右側(Fig.15-c)の方が全体的に光の透過率が小さいので、線維化の変化が存在することを示している。

症例 8

45歳の女性、6年前右乳癌のため乳房切断術を受けた。今回は左乳房に腫瘍を認め、X線マンモグラフィ(Fig.16-a)では直径12mmのmassが認められた。830 nm LTPSイメージ(Fig.16-b)では高透過率の腫瘍を示す。興味深いことは、この腫瘍は波長830 nm LTPSでのみ発見され、630 nm LTPSイメージでは認められなかった。この事実より、波長によって、また腫瘍によって、光の減衰が異なることがわかる。将来、波長の選

択によって、診断能力を向上させることも期待できると考えられる。

症例 9

52歳の女性、右乳癌 Adenocarcinomaで、大きさは9 mm直徑の症例。右正面のX線マンモグラフィ(Fig.17-a)では腫瘍陰影が判然と認められるが、側面(Fig.17-b)では腫瘍の存在ははっきりしない。630 nm LTPSの側面イメージ(Fig.17-c)では腫瘍の存在が認められ(▶),腫瘍と対応する部分の皮下浸潤(→)が認められる(このことは病理検査でも確認された)。この症例は改善された二波長DW-LTPS装置で得られたもので、遮光しなくても検査できることによって乳頭直下の病変と皮膚、皮下への浸潤が診断できるようになった。

症例 10

67歳の女性、右乳腺腫瘍を自覚し、皮膚および皮下組織に浸潤した乳癌であった。X線マンモグラフィ正面(Fig.18-a)および側面(Fig.18-b)では乳頭直下のBDE域に16×16 mmの腫瘍陰影が認められた。630 nm LTPSイメージ(Fig.18-c)では乳頭の描出もされ、その直下に腫瘍を認めた。



(a)

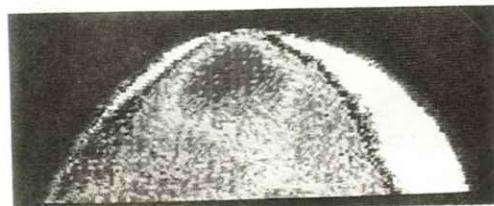


(b)

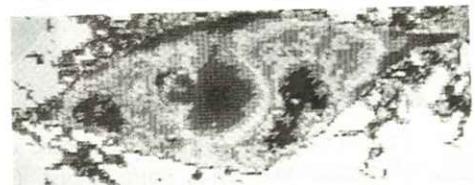
Fig. 9 Case 1, 53 year old female. Right breast C-region mass with bloody discharge, no malignancy, Class I.
a: X-ray mammography
b: 630 nm LTPS image, axial view



(a)



(b)

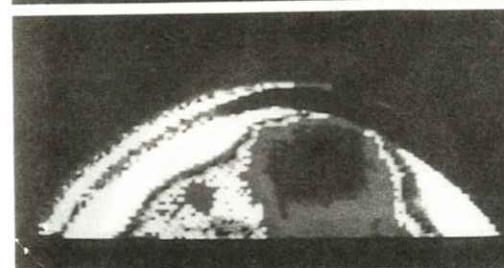


(c)

Fig. 11 Case 3, 31 year old female, adenocarcinoma, DCE tumor 23 × 23 mm in size.
a: X-ray mammography
b: 630 nm LTPS image
c: 830 nm LTPS image of resected specimen



(a)

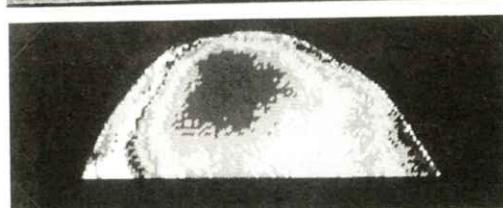


(b)

Fig. 10 Case 2, 35 year old female, left breast mass for 10 years.
a: X-ray mammography
b: 630 nm LTPS image of right breast, axial view.



(a)



(b)

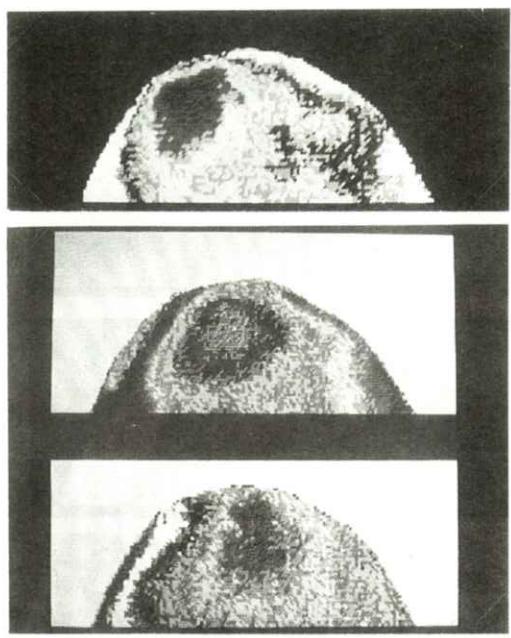


Fig. 12 Case 4, 45 year old female, a case of chocolate like cyst, right breast C-region.

- a: X-ray mammography
- b: 630 nm LTPS image
- c: 830 nm LTPS image
- d: Hb LTPS image
- e: HbO₂ LTPS image

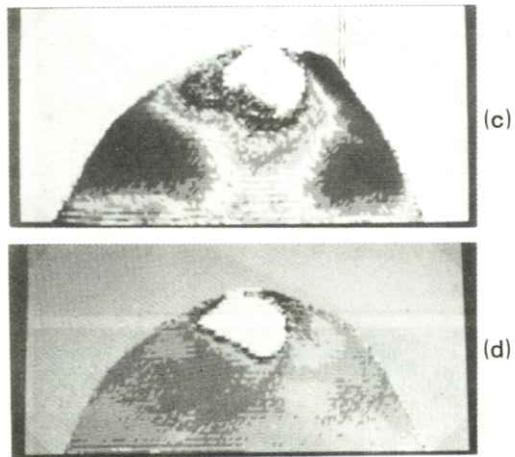


Fig. 13 Case 5, 28 year old female, a case of butter-like cyst, 20 mm in diameter, Class II benign cyst.

- a: X-ray mammography
- b: 630 nm LTPS image
- c: 830 nm LTPS image
- d: Hb LTPS image

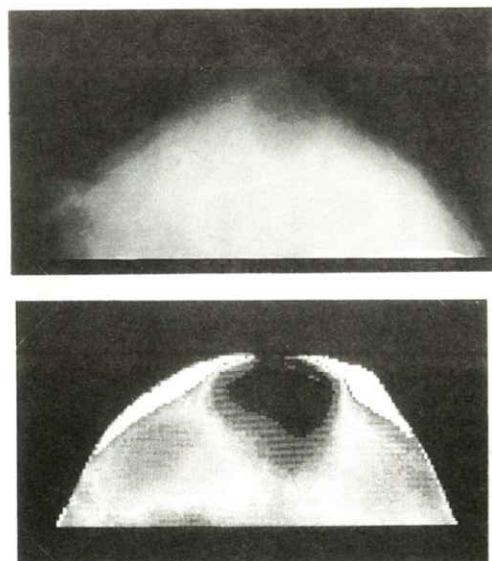
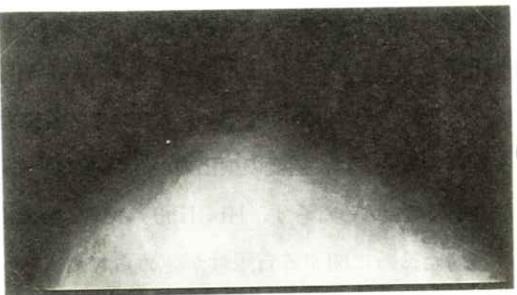


Fig. 14 Case 6, 60 year old female, a case of calicification.

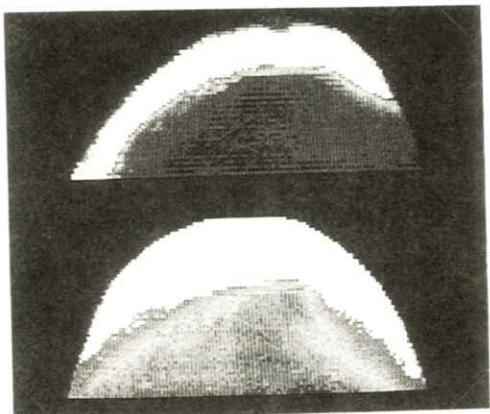
- a: X-ray mammography
- b: 630 nm LTPS image



(a)



(b)



(c)

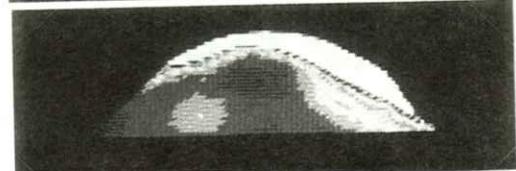
(d)

Fig. 15 Case 7, 51 year old female, a case of post-irradiation after tumor enucleation due to breast cancer.

- a: X-ray mammography of post-irradiation right breast
- b: X-ray mammography of normal left breast
- c: 630 nm LTPS image of right breast
- d: 630 nm LTPS image of left breast



(a)



(b)

Fig. 16 Case 8, 45 year old female, a case of benign mass, Class II, left breast C-region, 12 mm in diameter.

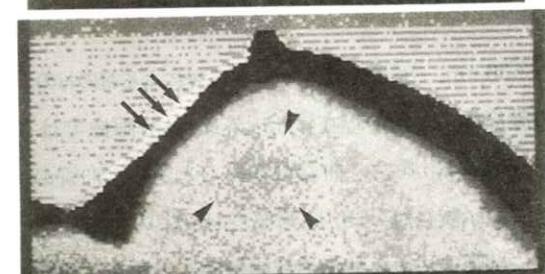
- a: X-ray mammography
- b: 830 nm LTPS image



(a)



(b)



(c)

Fig. 17 Case 9, 52 year old female, a case of right BD-region breast cancer with dermal infiltration.

- a: X-ray mammography (axial view)
- b: X-ray mammography (lateral view)
- c: 630 nm LTPS image

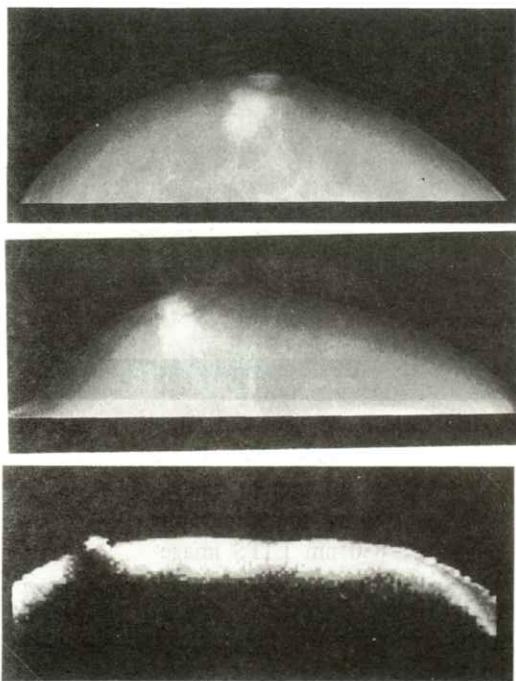


Fig. 18 Case 10, 67 year old female, 16 × 16 mm size tumor of right breast BDE-region.
 a: X-ray mammography, axial view
 b: X-ray mammography, lateral view
 c: 630 nm LTPS image, lateral view of right breast.

8. 二波長LTPS検査症例のまとめ

630 nm, 830 nmのレーザー光によるおののの腫瘍による影の存在診断以外に、Hb画像では血球中にHbを含む血管の多いことから、血管の増生が示唆され、HbO₂画像でHbO₂の少ない場合には腫瘍による酸素消費の多いことから、悪性の腫瘍の存在が疑われる。しかし、出血後のチョコレート様囊腫(症例4)では、やはりHb画像でHbが多く、HbO₂画像でHbO₂が少ない場合が存在しその可能性を念頭において診断しなけれ

ばならないことを示す。7 cm以上の厚い乳房や、線維組織のようにレーザー光の減衰の大きい場合を除いて有効な分光分析が可能で、この二つの波長によるLTPS検査では、病変の検出力が高い。すなわち単なる光の減衰のみならず、Hb, HbO₂のデータにより質的診断に関する有用性が認められた。

(b)

9. 考按および結語

乳癌の診断には多くの方法論が存在する。現在最も信頼できる方法はX線マンモグラフィであろう。しかし被曝が存在するので集団検診として用いるには問題がある。最近、R.L Egan, et al.⁷⁾は光を用いて乳腺のスペクトロスコピーを行い、その結果でX線マンモグラフィの対象を選ぶ方法を提唱している。

われわれの二波長LTPSは630 nm, 830 nmの画像の他に、Hb, HbO₂画像を計算で出し、病変の質的診断に役立つ情報を提供する。この方法はX線被曝もなく、検査時間も短いので、乳腺の集団検診にも利用可能と考えられる。

10. おわりに

本研究に用いている二波長(Dual Wavelength)DW-LTPS⁸⁾はさらに光源の強度を増加し、必要に応じて小範囲のスキャンから分光分析に必要なデータを充分得るようにするとともに、より厚い乳房に対する適応も大きくして、実用化を期している。

文 献

- 1) M. Cutler: Transillumination as an aid in the diagnosis of breast lesions. *J. Gynecol. Obstet.* **48** 721-729 (1929)
- 2) M. Kaneko, S. Goto, T. Fukaya, et al: Fundamental studies of image diagnosis by visual lights. *Med. Img. Tech.* **2** 83-84 (1984)
- 3) M. Kaneko, S. Goto, T. Fukaya, et al: Fundamental studies of breast tumor detection with narrow beam laser scanning (Report 1). *Radiat. Med.* **6** 61-65 (1988)
- 4) M. Kaneko, M. Hatakeyama, P. He, et al: Construction of laser transmission photo-scanner: Pre-clinical investigation (Report 2). *Radiat. Med.* **7** 129-134 (1989)
- 5) M. Kaneko, P. He, T. Nishimura, et al: Laser transmission photo-scanner: Clinical application in breast tumor detection (Report 3). *Radiat. Med.* **7** (1989)
- 6) P. He, M. Kaneko, M. Takai, et al: Breast cancer diagnosis by laser transmission photo-scanning with spectroanalysis (Report 4). *Radiat. Med.* (in press)
- 7) R. L Egan, P. A Dolan and H. F. Stoddart: In vivo measurement of breast composition using optical spectroscopy. *Contemporary Surg.* **30** 53-57 (1987)
- 8) M. Kaneko, P. He, H. Tanaka, et al: Dual-wavelength laser transmission photo-scanner for breast cancer detection. *Radiology* **173(P)** 395 (1989)

[特別講演資料]

Some Applications of ROC Analysis in Digital Radiography

Charles E. METZ, Ph.D.

Professor, Department of Radiology, The University of Chicago

and

Guest Professor, College of Biomedical Technology, Osaka University

(Received October 7, 1989)

Recent interest in digital radiology has raised a number of important questions concerning the extent to which digital radiology can provide the same detection accuracy as conventional screen/film radiography, together with other questions concerning the relationships between disease detection accuracy and various design parameters, such as pixel size. These questions are addressed best by ROC analysis, which has been used to evaluate medical imaging systems for nearly twenty years. My presentation today will summarize briefly the results of five ROC studies conducted at The University of Chicago and at The University of Pittsburgh as parts of major research programs in digital radiography at those institutions. I shall not mention basic ROC theory or methodological issues, because they have been discussed in detail elsewhere.¹⁻³⁾ I am very grateful to Professor David Gur of The University of Pittsburgh for allowing me to show you some of his very recent data that will be submitted for publication in the near future.

Several early studies that investigated the pixel size needed in digital chest radiography produced conflicting conclusions. MacMahon and colleagues at The University of Chicago⁴⁾ attempted to resolve this situation by using original and digitized chest films to investigate the dependence of detection accuracy on pixel size for interstitial pulmonary infiltrates and for pneumothoraces separately. Original films and digitized films carefully re-written onto film with pixel sizes of 0.2, 0.5 and 1.0 mm were used to study the detectability of interstitial infiltrates. This was found to increase by a small amount as pixel size was reduced, but it remained below that of the original films even with pixels as small as 0.2 mm. For pneumothoraces, original films and films with pixel sizes of 0.1, 0.2, 0.5 and 1.0 mm were used. Pneumothorax detection was found to vary strongly with pixel size, remaining substantially below that of the original films even with pixels as small as 0.1 mm.

Another ROC study by MacMahon *et al.*⁵⁾ investigated the effect of digital unsharp masking on the detectability of interstitial infiltrates and pneumothoraces in digitized chest films similar to those employed in the first study. With both 0.1 and 0.5 mm pixels, digital unsharp masking improved the detectability of pneumothoraces but reduced the detectability of interstitial infiltrates.

MacMahon and colleagues also investigated the effect of display format on the detectability of lung nodules, interstitial infiltrates, pneumothoraces, and bone lesions in digital chest radiography.⁶⁾ In this work, chest films digitized as 1024 × 1024 matrices were displayed on film, by 1024-line "conventional" (white-bone) grey-scale video, and by 1024-line "reversed" (black-bone) grey-scale video. Overall, film display provided the best disease-detection performance, followed by conventional video display and reversed grey-scale video display in that order. Separate analyses for the individual forms of abnormality produced similar results. The clear-cut superiority of conventional video over reversed grey-scale video in this objective ROC study demonstrated the unreliability of subjective preferences that some radiologists had reported after completing their readings.

A recent large-scale experiment by Slasky and colleagues⁷⁾ at The University of Pittsburgh used 300 patients and 7 radiologists to investigate the detectability of lung nodules, interstitial infiltrates, and pneumothoraces in conventional chest films and in digitized versions that were displayed on laser-printed film and on a high-resolution (2K × 2K) CRT monitor. No significant differences among the display modalities were found for nodule detection, but pneumothoraces were detected significantly better with the original films than with either form of digital display. The original films were significantly better than the high-resolution CRT display for infiltrate detection, but their superiority over laser-printed films in this regard fell slightly short of statistical significance. Overall, conventional film was significantly better than either of the digital displays.

Another recent study at Pittsburgh by Cooperstein *et al.*⁸⁾ investigated the effect of clinical history on chest interpretations in a PACS environment. Digitized chest films displayed on a high-resolution (2K × 2K) CRT monitor were read by 5 radiologists with and without a concise computerized case history. Presentation of the case history increased average reading time by

7%, but this increase fell slightly short of statistical significance. Overall, presentation of the case history had no discernable effect on diagnostic accuracy ($p > 0.8$). Separate analyses for the detection of lung nodules, interstitial infiltrates, and pneumothoraces produced similar results.

References

- 1) J. A. Swets and R. M. Pickett: Evaluation of diagnostic systems: methods from signal detection theory. (New York: Academic Press, 1982)
- 2) C. E. Metz: ROC methodology in radiologic imaging. *Investigative Radiology* **21** 720-733 (1986)
- 3) C. E. Metz: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. *Investigative Radiology* **24** 234-245 (1989)
- 4) H. MacMahon, C. J. Vyborny, C. E. Metz, K. Doi, V. Sabeti and S. Solomon: Digital radiography of subtle pulmonary abnormalities: an ROC study of the effect of pixel size on observer performance. *Radiology* **158** 21-26 (1986)
- 5) H. MacMahon, C. J. Vyborny, V. Sabeti, C. E. Metz and K. Doi: The effect of digital unsharp masking on the detectability of interstitial infiltrates and pneumothoraces. *Proc. SPIE* **555** 246-252 (1985)
- 6) H. MacMahon, C. E. Metz, K. Doi, T. Kim, M. L. Giger and H. P. Chan: The effect of display format on diagnostic accuracy in digital chest radiography: a comparison of hardcopy, video, and reversed grey scale. *Radiology* **168** 669-673 (1988)
- 7) B. S. Slasky, D. Gur, *et al*: Diagnostic accuracy of radiologists reading chest images displayed on conventional film, laser-printed film, and high-resolution CRT. (To be submitted for publication.)
- 8) L. A. Cooperstein, D. Gur, *et al*: The effect of clinical history on chest interpretations in a PACS environment. (To be submitted for publication.)

[論文]

ウィナースペクトル測定における スリット長の増感紙構成からの検討

青木 雄二・三浦 典夫

化成オプトニクス株式会社技術本部 〒250 小田原市成田1060

(1989年10月7日, 最終1989年11月13日受理)

Consideration of Slit Length in the Measurement of Wiener Spectra from
the Viewpoint of the Structures of X-ray Intensifying Screens

Yuji AOKI and Norio MIURA

Technical Department, Kasei Optonix Ltd.

1060, Naruta, Odawara, Kanagawa 250

(Received October 7, 1989, in final form November 13, 1989)

We made several types of screens which varied in the fundamental factors of screen structure, and we measured the wiener spectra of those screens with the various slit lengths of 400, 600, 1000 and 1500 μ m. Those fundamental factors contained the thickness of protective layer, the phosphor coating density per screen and the type of support.

We considered the relationships between the slit lengths and the wiener spectral values for low spatial frequencies. Our results indicated that the increase ratio of the wiener spectral values vs the slit lengths was almost determined by the spatial frequencies, and that the dependence on the screen structures was very slight.

We therefore think that the slit aperture of about 1.0mm length is sufficiently available in the measurement of wiener spectra when we use the wiener spectral values relatively in order to compare the image qualities of various screen/film systems.

1. はじめに

X線写真的粒状性は、視覚評価との相関をとったとき、低周波領域 (~ 0.1 cycles/mm) でのウ

ィナースペクトル値が重要であると報告されている^{1,2)}。また増感紙／フィルム系の本質的な粒状性レベルが、低周波領域のウィナースペクトル値と考えられることからも重要である。低周波領域

でのウィナースペクトルを正確に求めるには、測定に用いるミクロフォトメータのアパーチュアのスリット長を非常に長くする必要があると言わされており、Sandrik と Wagner³⁾は、5～6 mm のスリット長でも低鮮鋭な増感紙では不十分であるとしているし、Wolf 等⁴⁾は、特殊な光学機構を備えたミクロフォトメータを用いて20 mm のスリット長の条件で測定している。しかし、通常測定に使用するミクロフォトメータのスリット長はせいぜい 1～2 mm の長さである。そこで、二次元走査によるスキャンデータから走査と垂直方向の値をいくつか積算して実質的にスリット長を長くする方法 (Synthesized slit 法⁵⁾) や、スリット長の不足の影響を計算により補正する方法⁵⁾が報告されている。

しかし、現実に多くの増感紙／フィルム系のウィナースペクトルを測定し、その画質を位置付け撮影系に採用する増感紙／フィルム系を選択する場合や、その画質評価結果を増感紙やフィルムの改良・開発に役立たせていく場合には、それらの方法を適用するのは難しいことである。従って、ウィナースペクトル測定を上述した目的に応用していく立場から、スリット長がどうあるべきかを検討する必要があると考えられる。

本論文では、増感紙としての基本的な構成因子が異なる種々の増感紙のウィナースペクトルを、スリット長の異なる条件で測定し、低周波領域におけるウィナースペクトル値とスリット長との関係を考察し、るべきスリット長について検討した。

2. 使用機器

ウィナースペクトルの測定に使用した機器は、次のとおりである。

ミクロフォトメータ：

ナルミ商会製 NLM-101型

対物レンズの焦点距離 $f = 50\text{mm}$

A/D コンバータ：

横河ヒューレットパッカード製

マルチメータ 3457A

コンピュータ：

横河ヒューレットパッカード製

デスクトップコンピュータ 9826A

従来は倍率 × 4 の対物レンズを使用していたが、今回の測定では、スリットを 1.5 mm の長さにまで伸ばすために、上記の焦点距離の長い対物レンズがつけられるようにミクロフォトメータを改造している。

またウィナースペクトルを測定する X 線写真の撮影、現像処理条件等は次のとおりである。

撮影条件：

X 線装置 島津HDI-150 G-60

80 kV, 水 10 cm (X 線管側)

SID 約 300 cm

バキュームカセット使用

現像処理条件：

自動現像機 Fuji FPM9000

現像液 Fuji RD-7

定着液 Fuji F

28.7 °C, 90 秒処理

写真濃度：

1.00 ± 0.02

3. 方法及び条件

3.1 ウィナースペクトルの補正

画像は2次元に分布しているので、本来は2次元のウィナースペクトル $W(u, v)$ を求める必要があるが、増感紙／フィルムは等方的な系であるので、2次元のウィナースペクトルの断面 $W(u, 0)$ で表示する。ミクロフォトメータのアパーチュアが走査方向の幅が0で、走査方向に垂直な方向に無限の長さをもつ理想的な細長いスリットである場合は、1次元の走査により測定された $W'(u)$ が断面 $W(u, 0)$ に等しい。

実際のスリットでは、有限の幅と長さをもつ。スリット幅と長さをそれぞれ a , b としたとき、

b が十分に長ければ、次のように近似される⁶⁾。

$$W(u, v) \approx W(u, 0) = \frac{b}{\text{sinc}^2(au)} W'(u)$$

今回の実験では、スリット幅は固定しているので、幅の補正はせずにスリット長の補正だけを行なった。測定された生のウィナースペクトルを WS' として、それにスリット長さ b [mm] をかけた $b \cdot WS'$ を補正後のウィナースペクトル WS とした。すなわち

$$WS = b \cdot WS'$$

WS : スリット長補正したウィナースペクトル

WS' : 実測ウィナースペクトル

Table 1 Components and imaging parameters of experimental screens.

No.	Thickness of protective layer (μm)	Phosphor Coating Density per screen [mg/cm^2]	Support	Relative Speed	Relative MTF at 2c/mm
1	0	50	Black	100	125
2	6	50	Black	100	114
3	12	50	Black	100	100
4	24	50	Black	100	87
5	36	50	Black	100	77
6	12	21	Black	48	123
7	12	75	Black	127	85
8	12	92	Black	144	70
9	12	47	White	128	83
10*	12	46	White	161	70

Screen: Front screen and back screen are equal.

The phosphor is $\text{Gd}_2\text{O}_3:\text{Tb}$.

Film: Fuji HR-S

* The particle size of the phosphor used for the screens No. 10 is larger than the other screens.

b : スリット長 [mm]

3.2 方 法

増感紙の基本的構成因子である保護膜厚み、蛍光体量（蛍光体層厚み）及び支持体の種類（光吸収タイプまたは光反射タイプ）を変えた種々の増感紙を作製し、スリット長400, 600, 1000, 1500 μm の各条件にて、FFT法にてウィナースペクトルを測定し、そのウィナースペクトルに3.1で述べたスリット長補正を行ないウィナースペクトルとした。（以後のウィナースペクトルはすべて補正後のものである。）

各スリット長で測定されたウィナースペクトルのうち、空間周波数0.146, 0.391, 0.977, 1.514 cycles/ mm におけるウィナースペクトル値に着目し、スリット長との関係を求めた。その際、各々の周波数でのウィナースペクトル値としては、ウィナースペクトル測定が元来精度が悪い性質をもっていることから、着目する周波数の前後2点づつのウィナースペクトル値をあわせて平均をとったものとした。

作製した増感紙の構成及び感度とMTFをTable 1に示す。

3.3 測定条件

撮影されたX線写真をミクロフォトメータで走査レヴィナースペクトルを測定した時の種々のパラメータは次のとおりである。

スリット幅: 20 μm

スリット長: 400, 600, 1000, 1500 μm の各条件

サンプリング間隔: 20 μm

一走査（1セグメント）当たりのデータ数: 1024

走査回数（セグメント数）: 35回

繰返し測定回数: 4回

ミクロフォトメータより入力された写真濃度に関しては、トレンドを除去するために、リニアトレンド除去処理をしているが、他のウインドウ処理やQファクター補正などはしていない。

上記の条件により、1セグメントの長さが、20.48 mm となるので、ウィナースペクトルの求まる最小空間周波数は0.049 cycles/ mm であり、最大空間周波数は25 cycles/ mm である。

4. 結 果

4.1 MTF

作製した実験増感紙のMTFカーブを、Fig. 1 Fig. 2, Fig. 3に示す。

各MTFカーブの特徴を述べると、Fig. 1に示す保護膜厚み変化のMTFは、保護膜厚みの増加とともに、0.5 cycles/ mm の低周波数領域を含めて全空間周波数領域において低下している。

Fig. 2に示す蛍光体量変化のMTFは、蛍光体量の増加とともに、MTFが大きく低下している

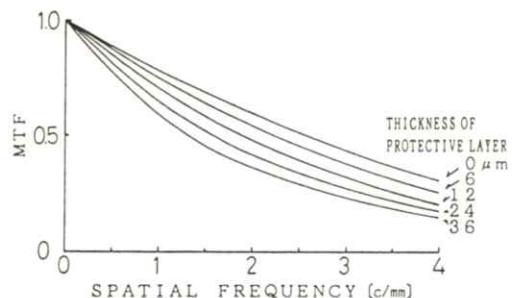


Fig. 1 MTF's of experimental screens with Fuji HR-S film, which vary in the thickness of the protective layer.

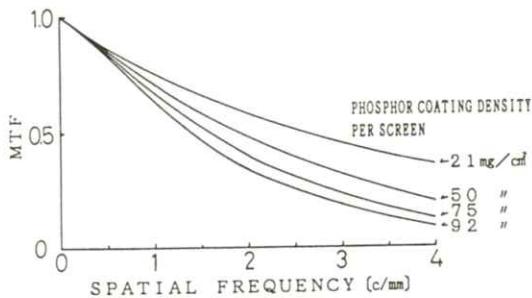


Fig. 2 MTF's of experimental screens with Fuji HR-S film, which vary in the phosphor coating density per screen.

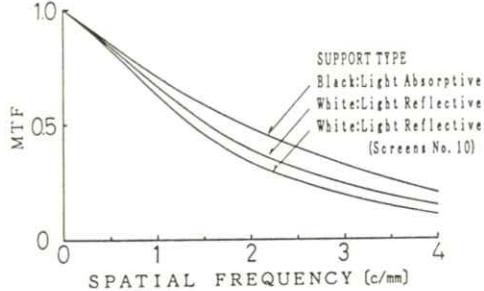


Fig. 3 MTF's of experimental screens with Fuji HR-S film, which vary in the type of support.

が、0.5 cycles/mmにおけるMTFの低下は非常に小さい。

Fig. 3に示す支持体のタイプ変化については、黒色の光吸収タイプから白色の光反射タイプにすることによりMTFは低下する。大粒子蛍光体を使用している光反射タイプの増感紙のMTFはさらに低い。しかし、0.5 cycles/mmにおけるMTF低下は小さい。

4.2 スリット長とウィナースペクトルとの関係

Fig. 4に増感紙No. 3について測定されたウィナ

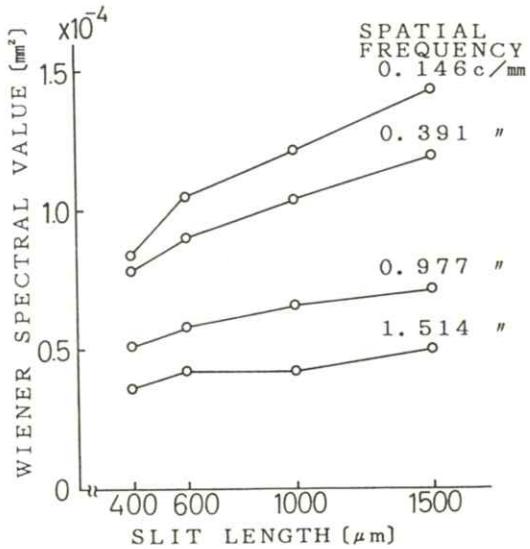


Fig. 4 Wiener spectral values for spatial frequencies of 0.146, 0.391, 0.977 and 1.514 cycles/mm of experimental screens No. 3 with Fuji HR-S. They are measured by scanning the film with the microdensitometer's aperture of various slit lengths.

ースペクトル値とスリット長との関係を示す。スリットが長くなるとウィナースペクトル値が増大するが、その増大の割合は空間周波数の低いところのウィナースペクトルほど大きい傾向にある。この変化の割合をわかりやすくするために、スリット長400 μmで測定された各周波数でのウィナースペクトル値をそれぞれ1.0と置いた相対ウィナースペクトルで表わし、その関係をFig. 5に示す。低周波におけるウィナースペクトルほど、スリット長増加に対する増大の割合が大きいことがよくわかる。この結果は、No. 3以外の増感紙においても同じであった。

次に、増感紙構成の違いによりウィナースペク

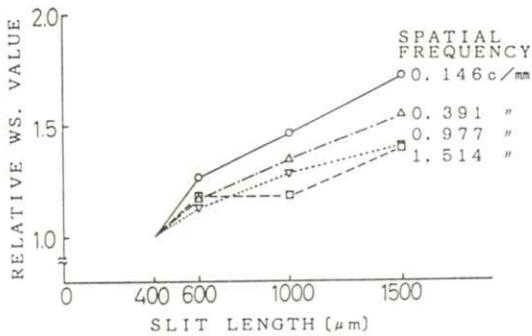


Fig. 5 Relative wiener spectral values for spatial frequencies of 0.146, 0.391, 0.977 and 1.514 cycles/mm of experimental screens No. 3 with Fuji HR-S. Wiener spectral values measured by scanning the film with the slit of 400 μm length are assumed to be 1.0.

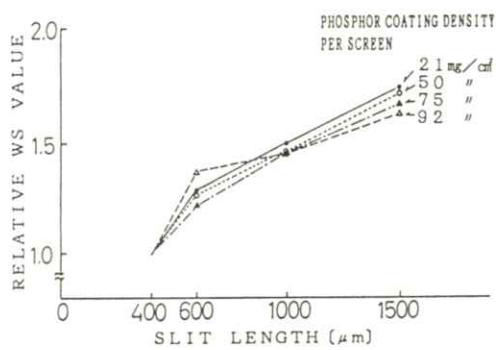


Fig. 7 Relative wiener spectral values at 0.146 cycles/mm of experimental screens with Fuji HR-S, which are vary in the phosphor coating density per screen.

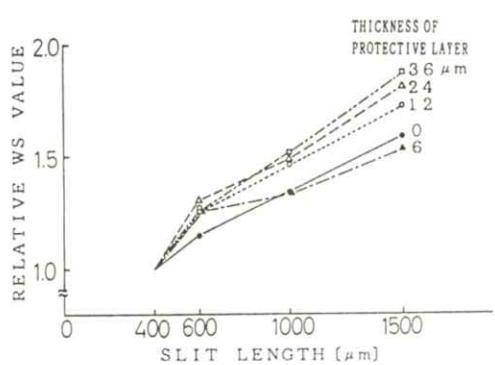


Fig. 6 Relative wiener spectral values at 0.146 cycles/mm of experimental screens with Fuji HR-S, which are vary in the thickness of the protective layer.

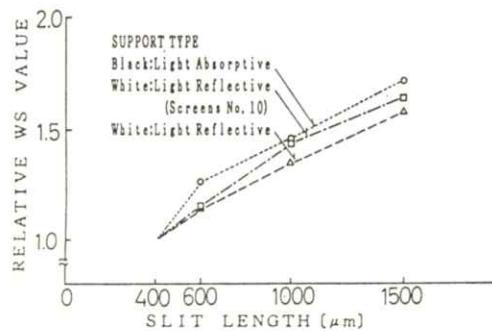


Fig. 8 Relative wiener spectral values at 0.146 cycles/mm of experimental screens with Fuji HR-S, which are vary in the type of support.

トルのスリット長依存性に変化があるのかを検討した。今回着目した周波数のうち、スリット長に対してウィナースペクトルが最も大きく変化した最も低周波の0.146 cycles/mmにおけるウィナースペクトル値を取り出し、増感紙構成による差をみ

た。

Fig. 6は保護膜厚みの異なる増感紙の周波数0.146 cycles/mmにおけるウィナースペクトル値が、スリット長の変化に対してどう変化するかを示している。保護膜が厚くなるほど、スリット長の増大に対するウィナースペクトル値の増大の割合が大きい。

Fig. 7 は蛍光体量が変化した場合について示す。スリット長の増大に対するウィナースペクトル値の増大の割合は、蛍光体量の増大に関してはほとんど差がない。

Fig. 8 は支持体のタイプの違いについて示す。鮮鋭度低下の大きい反射タイプの方がかえって増大の割合が小さくなる結果を示している。これは支持体のタイプによる違いが、測定の誤差の中に埋れてしまう程度の小さいものであると考える。

5. まとめと考察

測定結果をまとめると次のようになる。

- (1) スリット長の変化に対するウィナースペクトルの変化の割合は、その空間周波数に依存し、低周波数領域ほどスリット長の増大に対するウィナースペクトル値の増大の割合が大きい。
- (2) 増感紙構成の変化のうち、低周波数領域でのMTF変化の大きい保護膜厚の変化が、スリット長の増大に対して、保護膜厚の厚いものほどウィナースペクトルの増大の割合が大きいという結果を得た。
- (3) 低周波数領域でのMTFの変化が少ない蛍光体量の変化や支持体の違いによっては、スリット長の変化に対するウィナースペクトルの変化の割合に違いを認めなかった。

増感紙の基本的な構成因子を幅広く変化させて、低周波数領域におけるウィナースペクトルのスリット長に対する依存性が増感紙の種類により違があるのか検討した。その結果により、増感紙／フ

ィルム系の画質を位置付け、比較をするために用いる相対的なウィナースペクトルの測定として、妥当なスリット長がいかにあるべきかを検討した。

その結果、低周波領域でのMTFの違いが大きい系では、スリット長の増大に対してウィナースペクトルの増大の割合が異なるために、それらの系の比較では注意する必要があるが、構成因子の変化の大きさから考えるとその差は小さく、スリット長増大に対するウィナースペクトル増大の割合はほとんど着目する周波数により決定されといえる。従ってスリット長として1mm程度の長さがあれば十分評価比較ができると考える。

文 献

- 1) K. Doi et al: MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems, (HHS Publication, FDA 82-8187 1982)
- 2) 青木雄二, 他: 第38回日放技総会予稿集, 228 (1982)
- 3) J.M. Sandrik and R.F. Wagner: Appl. Opt. **20** 2795 (1981)
- 4) M. Worf et al: Phys. Med. Biol. **32** 557 (1987)
- 5) K. Koedooder et al: Med. Phys. **13** 469 (1986)
- 6) K. Doi: Jpn. J. Appl. Phys. **5** 1213 (1966)

信号成分を含んだランダムドットモデルを用いた シンチグラム検出能の解析

山田 功*・田中嘉津夫**

* 岐阜医療技術短期大学診療放射線技術学科 〒501-32 岐阜県関市市平賀字長峰

** 岐阜大学工学部電子情報学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1989年10月7日, 最終1989年11月17日受理)

Evaluation of Scintigram by Means of Random-dot Model Containing Signal Information

Isao YAMADA* and Kazuo TANAKA**

* Course of Radiological Technology, Gifu College of Medical Technology

Seki-shi, Gifu 501-32

** Department of Electronics and Computer Engineering, Gifu University

1-1, Yanagido, Gifu 501-11

(Received October 7, 1989, in final form November 17, 1989)

The relation between the visual detectability of radioisotope images and the characteristics of recording and detecting system is investigated. A random-dot model containing signal information was used to evaluate the theoretical detectability of the imaging system. To simulate the detection problem of visual signal in the background noise, computer-generated random dot patterns with several values of dot density and dot sizes are used. Simulated microdensitometer scans are examined to see the effect of the aperture size to the detectability of the signal. The visual detectability of random-dot patterns is compared with the theoretical detectability. It is shown that there is a good agreement between the visual detectability and the theoretical detectability.

1. まえがき

核医学画像、および医療用X線画像には、光量子の空間的ゆらぎに基づく量子モトル、フィルムの粒状性など種々の雑音が存在している。それら雑音の評価は自己相関関数、ウィーナスペクトルなど高次の統計量を用いて一般的に行われている。

それら評価の多くは、雑音を信号と独立なものとして取り扱っている。すなわち、信号と雑音の関係を加法的または乗法的に扱っている^{1~3)}。しかし、この種の画像の雑音解析においては、雑音は信号成分に依存したものとして考えられる。特に核医学に用いられるガンマカメラなど少ない光量子で構成されるシンチグラムにおいて、信号検出に及ぼす雑音の影響は、加法的にも乗法的にも扱うことができないと思われる。

雑音を信号に依存したものとして扱ったいくつの報告がある^{4~7)}。しかし、それらの多くは量子性のみを問題にして、信号の特性（形状・コントラスト）、信号伝達媒体である粒子の特性（形状・透過率）、および検出系の特性をも含め考慮した報告は少ないようである^{8~10)}。

本論文においては、二次元非定常ポアソン過程を、フィルムの粒状性の理論的解析に用いられるランダムドットモデル¹¹⁾に適用した信号成分を含むことができるランダムドットモデル¹⁰⁾を利用して、シンチグラムの各種パラメータの値における理論的検出能を求める。

次に、計算機とX-Yプロッタで作成したランダムドットパターンによりシンチグラムの視覚的検出能のシミュレーションを行う。さらに、ランダムドットパターンを、マイクロデンシトメータ

を用いて走査する場合に対応する計算機シミュレーションを行う。

2. 信号成分を含んだランダムドットモデル

まず、信号成分を含むことができるランダムドットモデルについて簡単に説明する¹⁰⁾。このモデルは、Fig. 1 のように透過率 f 、半径 r の円盤が X-Y 平面上に非定常ポアソン過程に従い分布するものとする。X-Y 平面上の面積 $a(x, y)$ の中に、円盤の中心が n 個入る確率は、

$$P(n; a(x, y)) = \exp [-\iint_{a(x, y)} S(x', y') dx' dy'] \times (\iint_{a(x, y)} S(x', y') dx' dy')^n / n !, \quad (1)$$

で与えられる。 $S(x, y)$ は信号成分を表し、非定常ポアソン過程における平均粒子密度を表す。

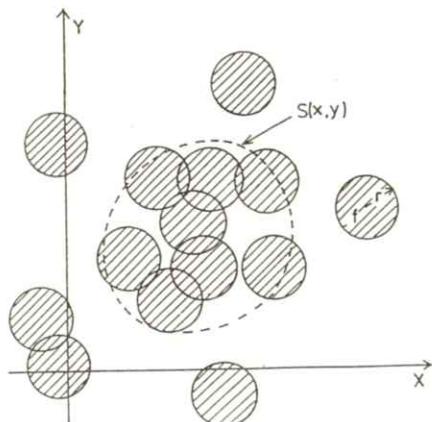


Fig. 1 Random-dot model containing signal information. Disks with radius r and transmittance f are distributed in the $x-y$ plane according to nonuniform Poisson statistics with density distribution $S(x, y)$.

このモデルの平均透過率を求めるために、Fig. 2 のように点 P を中心とする半径 r の円 $a(x, y)$ を考え、この円の中に中心を持つ円盤が n 個あると仮定する、この時、点 P の透過率は、

$$t(x, y) = f^n, \quad (2)$$

で与えられる。従って、平均透過率は式(1)、式(2)の積において n について 0 から無限大までの和を求めることにより、

$$\begin{aligned} t(x, y) &= \sum_{n=0}^{\infty} \exp \left[-\iint_{a(x, y)} S(x', y') dx' dy' \right] \\ &\quad \times \left[\iint_{a(x, y)} S(x', y') dx' dy' \right]^n / n! \cdot f^n \\ &= \exp [-(1-f) B(x, y) * S(x, y)], \end{aligned} \quad (3)$$

のように解析的に表すことができる。ただし、一は集合平均を、* はコンボリューションを表し、 $B(x, y)$ は、

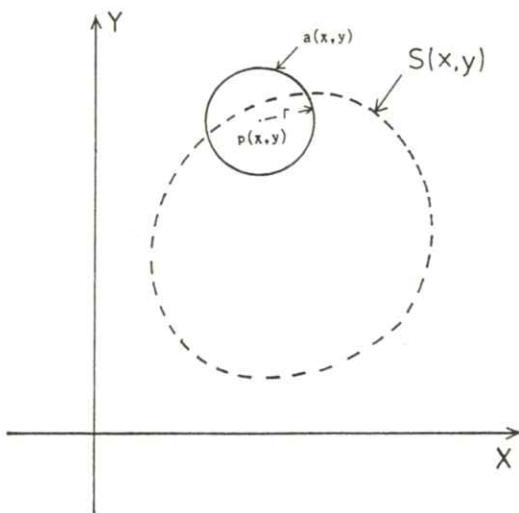


Fig. 2 Geometry for calculating the average transmittance of the model.

$$B(x, y) = \begin{cases} 1 & x, y \in a(x, y) \\ 0 & x, y \notin a(x, y) \end{cases}, \quad (4)$$

で表される開口関数である。

さらに、このモデルにおける透過率の自己相関関数も次のように求めることができる。Fig. 3 のように X-Y 平面上に点 P_1 、点 P_2 を中心とする二つの円 $a_1(x, y), a_2(x, y)$ を考えると、二つの円は重ならない部分 $s_1(x, y), s_2(x, y)$ と重なる部分 $s_3(x, y)$ に分かれる。この $s_1(x, y), s_2(x, y), s_3(x, y)$ の中に、中心を持つ円盤の数をそれぞれ n_1, n_2, n_3 個と仮定すると、二点 P_1, P_2 の透過率の積は、

$$t(x_1, y_1) * t(x_2, y_2) = f^{n_1+n_2+2n_3}, \quad (5)$$

で与えられる。また、 $s_1(x, y), s_2(x, y), s_3(x, y)$ に円盤がそれぞれ n_1, n_2, n_3 個含まれる結合確率は、

$$\begin{aligned} P(n_1, n_2, n_3; s_1(x, y), s_2(x, y), s_3(x, y)) \\ = P(n_1; s_1(x, y)) * P(n_2; s_2(x, y)) \\ * P(n_3; s_3(x, y)), \end{aligned} \quad (6)$$

で与えられる。従って、二点の透過率の積の平均値で与えられる自己相関関数は、

$$\begin{aligned} \phi(x_1, y_1, x_2, y_2) &= \overline{t(x_1, y_1) * t(x_2, y_2)} \\ &= \sum_{n_1=0}^{\infty} \sum_{n_2=0}^{\infty} \sum_{n_3=0}^{\infty} P(n_1; s_1(x, y)) * P(n_2; s_2(x, y)) \\ &\quad * P(n_3; s_3(x, y)) * f^{n_1+n_2+2n_3} \\ &= \exp [-(1-f) B_1(x, y) * S(x, y) - (1-f) B_2(x, y) \\ &\quad * S(x, y) - (1-f^2) B_3(x, y) * S(x, y)], \end{aligned} \quad (7)$$

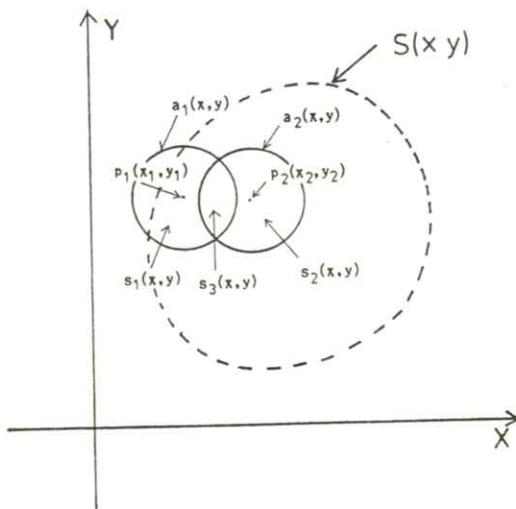


Fig. 3 Geometry for calculating the transmittance autocorrelation function of the model.

と解析的に表すことができる。ただし、 $B_i(x, y)$ は、

$$B_i(x, y) = \begin{cases} 1 & x, y \in s_i(x, y) \\ 0 & x, y \notin s_i(x, y) \end{cases} \quad (i=1 \sim 3) \quad (8)$$

で与えられる開口関数である。

3. シンチグラムのシミュレーション画像と検出能の数値計算例

Fig. 4 は、核医学に用いられるガンマカメラによるイメージングシステムの簡単なブロック図である。本論文では、ガンマカメラの分解能及び電子回路の応答特性を理想的なものとして、検出器に入射したガンマ線に対応して作られる C R T 上の輝点、またはフィルム上に濃度として表される

画像を、伝達関数 $H(x, y)$ をもつ観察者、或はマイクロデンシトメータのような測定器により、観察または測定するものとする。式(3), (7)で表される平均透過率と自己相関関数をもつ信号を、伝達関数 $H(x, y)$ の線形システムに入力したとき、出力の平均透過率と自己相関関数は線形システム理論¹²⁾により、

$$T(x, y) = \iint \overline{t(x-x', y-y')} H(x', y') dx' dy', \quad (9)$$

$$\begin{aligned} \phi(x_1, y_1, x_2, y_2) = & \iiint \phi(x_1-x'_1, y_1-y'_1, x_2-x'_2, y_2-y'_2) \\ & \times H(x'_1, y'_1) H(x'_2, y'_2) dx'_1 dy'_1 dx'_2 dy'_2. \end{aligned} \quad (10)$$

で与えられる。数値計算においては、個々の粒子の透過率は零すなわち $f = 0$ とし、さらに簡単のため伝達関数として、

$$H(x, y) = \begin{cases} 1 / (\pi Ra^2) & (x^2 + y^2 \leq Ra^2) \\ 0 & (x^2 + y^2 > Ra^2) \end{cases}, \quad (11)$$

で表される円形の開口関数を用いた。

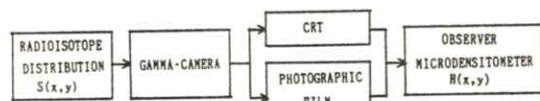


Fig. 4 Schematic diagram of the detection process using a radioisotope imaging system.

像の検出能として、信号の中における点 $P_s(x, y)$ 、およびバックグラウンドにおける点 $P_n(x, y)$ の二点の平均透過率 $T_s(x, y)$, $T_n(x, y)$ の差、および自己共分散 $\sigma_s(x, y)$, $\sigma_n(x, y)$ の和を用いて、次のように定義する。

$$M = (T_s(x, y) - T_n(x, y)) / (\sigma_s(x, y) + \sigma_n(x, y)) \quad (12)$$

自己共分散は、式(9)において与えられる平均透過率、および式(10)において、 $x_1 = x_2$, $y_1 = y_2$ とした値より、

$$\sigma^2(x, y) = \Phi(x, y, x, y) - T^2(x, y), \quad (13)$$

で求めることができる。

計算機、およびX-Yプロッターにより作成したドットパターンをFig. 5に示す。信号として、

Fig. 6 のように半径 R_s 、粒子密度 N_s の円形の信号を用いた。バックグラウンドの粒子密度 N_n は $2.0/\text{mm}^2$ と一定の値とした。また、理論的検出能 M の数値計算として、次の二種類の場合を考えた。(Fig. 6 参照)

場合(1)： $P_s(x, y)$ として、円形信号の中心における $P_s(0, 0)$ 、および $P_n(x, y)$ として、信号の影響をほとんど受けない、信号から十分離れた点 $P_n(10, 0)$ の値を用いる

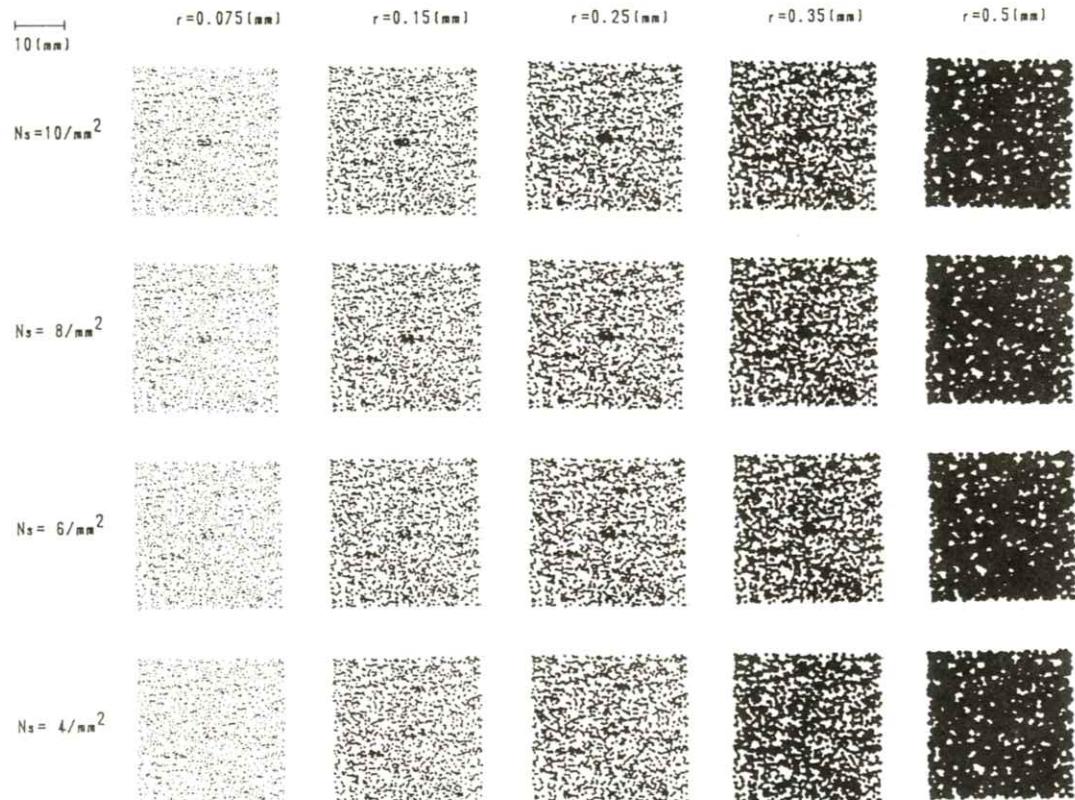


Fig. 5 Computer-generated random-dot patterns. At the same column is the same radius of the dot: the first column, $r=0.075$ mm; the second column, $r=0.15$ mm; the third column, $r=0.25$ mm; the fourth column, $r=0.35$ mm; the fifth column, $r=0.5$ mm. At the same row is the same signal photon density: the first row, $N_s=10/\text{mm}^2$; the second row, $N_s=8/\text{mm}^2$; the third row, $N_s=6/\text{mm}^2$; the fourth row, $N_s=4/\text{mm}^2$.

場合。

場合(2) : $P_s(x, y)$ として、円形信号の境界より 0.1 mm 内側の点 $P_s(1.4, 0)$, および $P_n(x, y)$ として、円形信号の境界より 0.1 mm 外側の点 $P_n(1.6, 0)$, の値を用いる場合。

Fig. 5において、同じ行にあるパターンは、信号の粒子密度を同じとし、第1行から第4行に下がるに従って、信号の粒子密度が $N_s = 10 \text{ mm}^2$, $8/\text{mm}^2$, $6/\text{mm}^2$, $4/\text{mm}^2$ と少なくなっている。同じ列にあるパターンは粒子半径を同じとし、左から右に粒子半径が、 $r = 0.075 \text{ mm}$, 0.15 mm , 0.25 mm , 0.35 mm , 0.5 mm と大きくなっている。Fig. 5 のドットパターンを見比べると、第5列のパターンでは信号の粒子密度が増加しても、すなわち下から上へと進んでも、ほとんど信号を検出することができないことがわかる。それに比べ他のパターンでは信号の粒子密度の増加に伴い、信号の検出が容易になっていることがわか

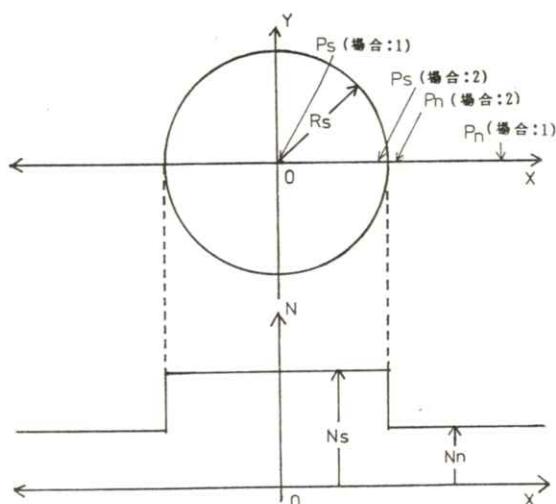


Fig. 6 Distribution of the input photon density $S(x,y)$ of radioisotope imaging.

る。また、信号の粒子密度が同じパターンでは、粒子半径が 0.25 mm のパターンの信号が最も検出が容易と思われる。

次に、式(12)により求めた理論的検出能を Fig. 7 に示す。Fig. 7 の各図は横軸に粒子半径を、縦軸に検出能を、信号の粒子密度 N_s をパラメータとしてプロットしたものである。Fig. 7-(A), (B)

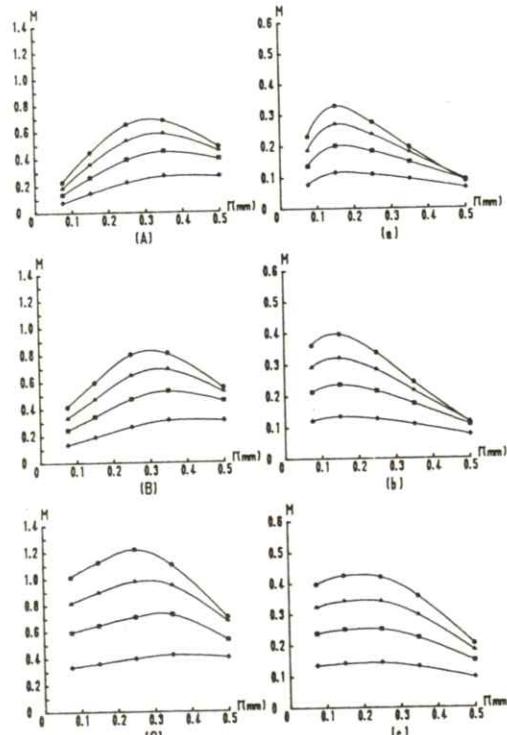


Fig. 7 Dependence of detectability M on the radius of the dot with photon density N_s ($\blacklozenge = 4/\text{mm}^2$, $\blacksquare = 6/\text{mm}^2$, $\blacktriangle = 8/\text{mm}^2$, $\bullet = 10/\text{mm}^2$) as a parameter for a given background photon density $N_n(2/\text{mm}^2)$. At the same column is the same reference points for the calculation of the detectability M : the first column, $T_s(x,y)=(0,0)$, $T_n(x,y)=(10,0)$; the second column, $T_s(x,y)=(1.4,0)$, $T_n(x,y)=(1.6,0)$. At the same row is the same radius of aperture R_a : the first row, $R_a=0.0$; the second row, $R_a=0.1\text{mm}$; the third row, $R_a=0.3\text{mm}$.

(C)は検出能 M の数値計算において、用いる二点として、場合(1): $P_s(0, 0)$, $P_n(10, 0)$ を、Fig. 7-(a), (b), (c)は、同じく二点として、場合(2): $P_s(1.4, 0)$, $P_n(1.6, 0)$ の値を用いて求めた理論的検出能である。Fig. 7-(A), (a)は理想的な検出系として伝達関数 $H(x, y)$ にデルタ関数を、Fig. 7-(B), (b), 及び Fig. 7-(C), (c)は、伝達関数 $H(x, y)$ として、それぞれ半径 0.1 mm, 0.3 mm の円形開口関数を用いたものである。

それぞれのグラスの粒子半径 0.5 mm、すなわち、グラス右端の検出能の値に注目すると、Fig. 7-(a), (b)における粒子半径 0.5 mm の検出能の値は 0.1 程度と小さく、信号の粒子密度 N_s が増加しても殆ど変わらない。それに対して、他のグラフでは信号の粒子密度 N_s の増加に伴い検出能が上がっていることがわかる。特に Fig. 7-(A)

(B) では、粒子半径 0.5 mm の検出能は粒子半径 0.075 mm より大きな値を示している。検出能のピークに注目すると、Fig. 7-(a), (b)において信号の粒子密度 $N_s = 10.0 / \text{mm}^2$ では、粒子半径 $r = 0.2 \text{ mm}$ あたりに検出能のピークがあることがわかる。理論的検出能のこれらの傾向は、Fig. 5 のドットパターンの視覚的検出能の傾向を比較的良く表していると思われる。また、検出系の開口関数の半径を大きくするに従って、その検出能が高くなっていることがわかる。その傾向は粒子半径が小さいもの程大きい。これは高周波成分がカットされるためと思われる。

Fig. 8 に、Fig. 5 の第一行にある 5 つのドットパターンをマイクロデンシトメータを用いて走査した場合の計算機シミュレーション結果を示す。シミュレーションの方法は、信号の中心軸上を

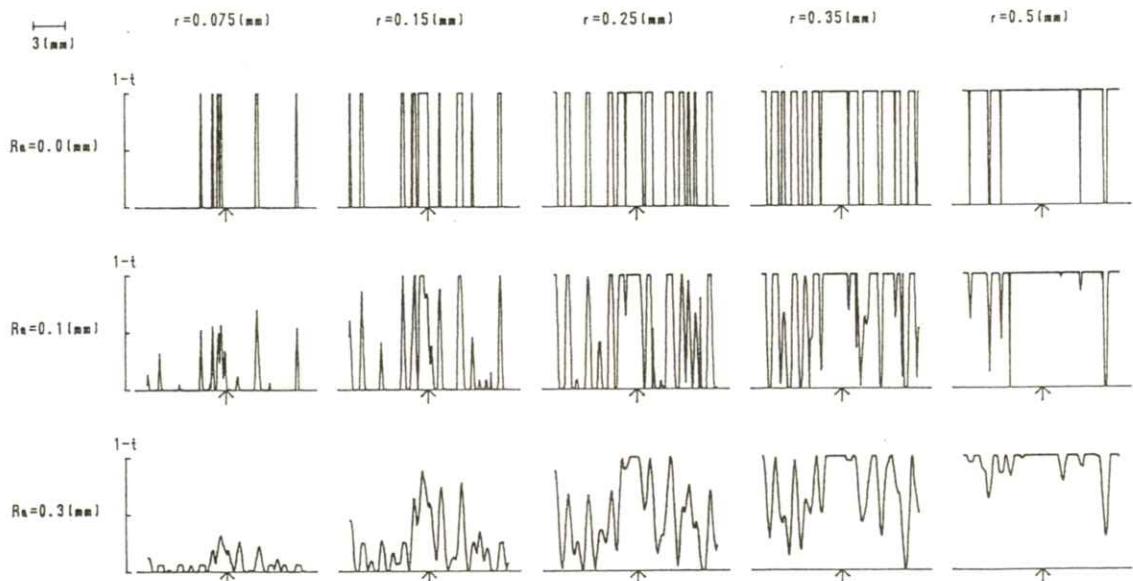


Fig. 8 Simulated microdensitometer scans of the dot patterns at the first row ($N_s = 10/\text{mm}^2$) in Fig. 5. At the same row is the same radius of aperture R_a : the first row $R_a = 0.0$: the second row $R_a = 0.1 \text{ mm}$: the third row $R_a = 0.3 \text{ mm}$.

-7.5 mmから+7.5 mmの間を0.075 mm間隔で円形アーチュアで200点サンプリングして行う。各サンプル点の透過率は、円形アーチュアを0.01 mm間隔の格子で区切り、粒子により覆われる格子点の数とアーチュア内の全格子点の数の比により求める。Fig.8のそれぞれの波形は、横軸にX軸の位置、縦軸に $1-t$ （透過率）の値をプロットしたものである。また、矢印は信号の中の位置を示す。Fig.8にある第1列の3つの波形を見ると、アーチュアの半径が大きくなるに従い高周波成分がカットされ平滑化され、信号の検出が容易になることがわかる。また、Fig.8にある第3行の5つの波形を見ると、粒子半径が0.15 mm或は0.25 mmにおいて、最も信号の検出が容易と思われる。これらは、Fig.5-(a), (b), (c)が示す理論的検出能の特性に良く対応していると思われる。

4. 結 論

信号成分を含んだランダムドットモデルを利用して、信号のコントラスト、信号を伝達する粒子の大きさ及び検出系の特性（円形アーチュアの大きさ）を含めた理論的な検出能が求められた。さらに、シンチグラムの計算機シミュレーションをした結果、計算機により作成したドットパターンを人間が観察する場合の視覚特性と、信号の境界における2点を用いて計算した理論的検出能の特性が、比較的良好に対応していることが分かった。また、ドットパターンをマイクロデンシトメータを用いて走査した場合の計算機シミュレーションにおいて、得られた波形が、検出系の伝達特性が

理論的検出能に与える影響を比較的良好に表していることが分った。

謝 辞

本研究に際し、日頃御指導頂く常葉学園浜松大学内田勝教授に深謝します。

文 献

- 1) R.C. Gonzalez and P. Wintz: *Digital Image Processing*. (Addison-Wesley Publishing Company, London. 1977)
- 2) D.J. Goodenough, K. Doi and K. Rossman: *Radiology* **111** 433 (1974)
- 3) S. Uchida, K. Kozima and K. Tanaka: *Jpn. J. Appl. Phys.* **19** 1317 (1980)
- 4) 光田秀雄：日放技学誌 **36** 178 (1978)
- 5) 光田秀雄、奥村 寛：日医放会誌 **38** 879 (1978)
- 6) T. Inoue: *Nucl. Instrum. & Methods* **91** 581 (1971)
- 7) T. Inoue: *Nucl. Instrum. & Methods* **124** 215 (1975)
- 8) B.M.W. Tsui, R.N. Beck, C.E. Metz and K. Doi: *J. Appl. Photogr. Eng.* **6** 131 (1980)
- 9) B.M.W. Tsui, R.N. Beck, K. Doi and C.E. Metz: *Phys. Med. Biol.* **26** 883 (1981)
- 10) I. Yamada, K. Tanaka: *Jpn. J. Appl. Phys.* **19** 328 (1988)

- 11) E. L. O'Neil: Introduction to Statistical Optics (Addison-Wesley Reading, Mass., 1963)
- 12) A. Papoulis: Probability Random Variable and Stochastic Processes Chap. 12., (McGraw-Hill Book Company, New York, 1965)
- 13) K. Tanaka, I. Yamada, S. Uchida: Jpn. J. Appl. Phys. **19** 2417 (1980)

会 報

I 第95回研究会記事

第95回研究会を下記のよう開催しました。

- 日 時 平成元年10月7日（土） 10：00～17：00
場 所 浜松医科大学講義実習棟（教育棟）1階特別講義室
出 席 者 約30名
プログラム
特別講演 1. 10：00～11：00
透過レーザーを用いた乳癌の診断について
浜松医科大学 金子 昌生 教授
2. 11：00～12：00
Some applications of ROC analysis in digital radiography
シカゴ大学 C. E. Metz 教授
見 学 13：00～14：00 上記大学の見学
研究発表 14：00～17：00
(1) 軟X線に対するGe検出器の単色線レスポンス関数(2)
京都科搜研 尾崎 吉明
大阪府立工業高専 松本 政雄
京都工芸繊維大 山田 正良, 金森 仁志
(2) X線管電圧脈動率に対する線質（スペクトル, 平均エネルギー）の逆転
京都工芸繊維大 林 英樹, 寺田 英明, 金森 仁志
大阪府立工業高専 松本 政雄
(3) 2段マルクス・サージ・ジェネレータを用いた繰返パルスX線装置
岩手医大物理 磯部 寛, 木村 真吾, 佐藤 英一
(4) パルスX線テレビジョンシステムの基礎研究
岩手医大物理 川崎 敏, 木村 真吾, 志子田有光,
佐藤 英一, 磯部 寛
(5) ロング・デュレーション・フラッシュX線装置の基礎研究
岩手医大物理 佐藤 英一, 川崎 敏, 磯部 寛

岩手医大放科 佐々木勝秋, 秋津 武志, 及川 昭弘,

玉川 芳春, 柳沢 融

東北大放射線部 有馬 宏寧

(6) ノンスクリーンフィルム記録系とスクリーンフィルム記録系の粒状性比較

奥羽大学歯学部歯科放射線 丹羽 克味

明海大学歯学部歯科放射線 高橋 伸年, 山田 英彦

(7) ウィナースペクトル測定におけるスリット長の増感紙構成からの検討

化成オプトニクス 青木雄二, 三浦 典夫

(8) 信号成分を含んだランダムドットモデル

岐阜医療技術短期大学 山田 功

岐阜大学 田中嘉津夫

(9) 陰影輪郭線からの胃立体形状の推定

九州工業大学情報工学部 福島 重広

島津製作所 奥村 武志

II 理事会議事録

日 時 平成元年10月7日（土） 12:00～13:00

場 所 浜松医科大学

出席者 内田, 竹中, 三浦, 松井, 磯部（代理）, 田中（代理）, 金森（代理）

議題1. 第97回研究会を平成2年6月に大阪大学で開催することに決定し, 詳細を速水監事に一任した。

2. 第98回研究会を平成2年秋に盛岡で開催することに決定し, 詳細を磯部理事に一任した。
3. 会誌7巻1号で内田論文賞の公募を行うことにした。

———— 新会員 ———

☆正会員

会員名	勤務先および所在地	電話番号
-----	-----------	------

No 高橋 伸年	明海大学病院歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県板戸市けやき台1-1	0492-85-5511
383.		

No.	会員名	勤務先および所在地	電話番号
384.	保刈 成志	明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県板戸市けやき台1-1	0492-85-5511
385.	嶋田 智之	㈱サンユテクノス システム事業部 〒105 東京都港区新橋5-13-1	03-438-1651
386.	大重 勝裕	鹿児島市立病院中央放射線室 〒892 鹿児島市加治屋町20-17	0992-24-2101
387.	上田 正美	宮崎医科大学医学部付属病院中央放射線部 〒889-16 宮崎郡清武町大字木原5200	0985-85-1239
388.	千田 浩一	〒983 仙台市宮城野区銀杏町7-11	022-256-0423
389.	石田 隆行	健康保険組合連合会大阪中央病院放射線科 〒530 大阪市北区曾根崎2-8-2	06-313-3461

————会員移動————

No.	会員名	種別 変更項目	電話番号
132.	坂口 鋼一	勤務先 愛知技術短期大学 〒443 蒲郡市西迫町馬乗50-2	0533-68-1135

————賛助会員名簿————

平成元年12月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご贊助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させて頂きます。（五十音順）

エックスライド鳥栖研究所	㈱ 東 芝
化成オプトニクス㈱	東芝特機電子㈱
コダック・ナガセメディカル㈱	東洋メディック㈱
コニカ	東和放射線防護設備㈱
三洋電機㈱	トムソンジャパン㈱
シーメンス旭メディック㈱	㈱ ナック
㈱島津製作所	日本電気㈱
シャープ㈱	浜松ホトニクス㈱
セイコー・イージーアンドジー㈱	㈱ 日立メディコ
筑地ソフト㈱	富士写真フィルム㈱
中央精機㈱	松下電器産業㈱
デュポンジャパンリミテッド	横河メディカルシステム㈱ (計24社)

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（京都工織大）
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（京都工織大），〔財務担当〕樋口清伯（京都工織大）
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），高野正雄（富士フィルム），中西 猛（島津），
松井美樹（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（常葉学園浜松大），速水昭宗（大阪大）

編 集 後 記

11月に入っても10月頃の陽気が続いて紅葉がおくれているようです。このまま続いて、暖冬になつてほしいものです。M11学会の発生当時に比べると、会誌が少しづつ厚くなっているのは喜ばしいことです。事務局には人手がないので、投稿される方は、会誌の論文を見て、フォーマットを忠実に守り、活字記号を正確につけて下さるようお願いします。文献の書き方は、雑誌ごとにちがいますので、御注意下さい。本誌では、不要な。と、をなるべく省く形式をとっています。なお、特別講演資料については、著者の先生方の御意志を尊重しますので、論文の形式と違う場合もあります。御協力をお願いします。

編 集 委 員

金森仁志（京都工織大）
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（京都工織大）

医 用 画 像 情 報 学 会 雜 誌

1990年1月4日発行

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子情報工学科内
電話 075(791)3211 (内線 585)
ファックス 075-711-9483 (京都工織大)
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)6125(代)

入会の手続き

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

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個人会員	本学会の主旨に賛同し、専門の知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3,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話（075）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

会員番号

年　月　日

1) 氏名

2) ローマ字綴(姓、名の順に)

印

3) 生年月日：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

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

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。)

[公告原稿]

第2回公開シンポジウム
「医療における画像ファイルシステム」シンポジウム

期　　日　　1990年2月28日(水) 13:00 ~ 18:00
　　　　　　3月 1日(木) 9:00 ~ 18:30

会　　場　　東商ホール(東京都千代田区丸の内3-2-2)

プログラム

- 1) 2月28日 午後の部 医療と画像ファイル(序論)
PACSにおける通信とファイリングの問題点
ISAC(Image Save And Carry)システム
可搬媒体が結ぶパソコンと医療情報
- 2) 3月 1日 午前の部 ここまで来た!光磁気ディスク
午後の部 光ディスクの医療応用例 使い方の提案
パネルディスカッション 「医療情報革命と社会」

参 加 費　　講演要旨集一冊、コーヒーブレイク等の料金を含みます。
会員 10,000円 非会員 12,000円
(1990年1月31日(水)以前払込)
会員 12,000円 非会員 14,000円
(1990年2月 1日(木)以降払込)
主催・協賛学協会(団体)所属の方は会員料金となります。

参 加 申 込　　事前登録をお勧めします。プログラムと参加申込用紙をお送りしますので62円切手を同封のうえ、下記の事務局へお申込み下さい。

事 務 局　　「医療における画像ファイルシステム」シンポジウム 事務局
(財)日本学会事務センター 学術講演会開催業務部門
〒113 東京都文京区本郷 3-23-1 クロセビア本郷 電話 03-817-5831
FAX 03-817-5836

主　　催　　応用物理学会、医療情報システム開発センター

後　　援　　厚生省、通商産業省、文部省
(予 定)

協　　賛 (予 定)	医用画像情報学会 機械システム振興協会 精密工学会 電子情報通信学会 日本医学放射線学会 日本医療情報学会 日本核医学会 日本救急医学会 日本超音波学会 日本病院設備協会 光産業技術振興協会	応用物理学会 計測自動制御学会 テレビジョン学会 日本医学物理学会 PACS委員会 日本エム・イー学会 日本画像医学会 日本写真学会 日本PACS研究会 日本放射線機器工業会	日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会 日本光学会	画像電子学会 情報処理学会 電子写真学会 日本医用画像工学会 日本応用磁気学会 日本気管支学会 日本消化器内視鏡学会 日本PHD研究会 日本放射線技術学会
---------------	---	--	--	---

(五十音順)

人間の科学特別委員会設置される

平成元年8月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る4月に開催した第107回総会において、人間の科学特別委員会を追加設置しましたが、今回の日本学術会議だよりでは、この特別委員会に加えて、最近発表された「委員会報告」等について、お知らせいたします。

人間の科学特別委員会の設置

本会議は、本年4月に開催した第107回総会において、それまでにすでに設置していた7特別委員会のほかに、「人間の科学特別委員会」の追加設置を決定した。

この人間の科学特別委員会は、同総会中に、委員会の構成（各部2人ずつ計14人）を済ませるとともに、第1回目の委員会を開催する等、直ちに、その活動を開始した。委員長には、中山和久第2部会員が就任した。

今回、本会議が、この特別委員会を設置した理由は次のとおりである。

〈人間の科学特別委員会の設置理由〉

ヨーロッパの産業革命に端を発した科学技術の進歩は急速にその度を加え、かつて人類が予想もしなかった程度に物質文明を開花させたが、一方、それによって人類は、過去に見られなかっただ重大な危機に立たされている。科学技術の進歩は一面において物質偏重の価値観を強め、生命に対する技術介入に係る不安や、地球生態系の激しい変化を招き、社会経済環境にも様々な問題を醸し出している。

人が創り、人が発展させてきた科学は、本来、真理を追求し、人の幸福に貢献すべきものであるにもかかわらず、人類の生活や自然・社会環境に混乱を招いている側面もあるのではないかとの矛盾も感ぜられ、ここに科学者の苦悩がある。我々は今や、科学の在り方を再考し、早急に人間と科学技術との不調和を克服する視点を明らかにしなければならない。

このためには、「人間とは何か」を問い合わせ、「人間存在の理法」ともいるべき概念を改めて考え、そこに立脚して、科学技術と自然との調和を求め、人類進歩への展望を模索するところから始めなければならない。

人間の人間たる特質はその精神であることを思えば、人間を知性、感性の面から広く捉え、人間そのものについてのもっと深い知識と理解が強く望まれる。この立場から、人間を個体としてばかりでなく、生物学的並びに社会的集団として把握し、人間の総合理解に努める必要がある。

この特別委員会は、このように人間を学際的、総合的に把握し、人間の危機に対処することを目指すものである。

「委員会報告」2件を発表

このたび、本会議の「生命科学と生命工学特別委員会」と「化学研究連絡委員会」は、それぞれ、当面の重要問題に関する審議結果を取りまとめ、本会議運営審議会の承認を得て、「委員会報告」として発表した。各「報告」の要旨は次のとおりである。

ヒト・ゲノム・プロジェクトの推進について—生命科学と生命工学特別委員会報告—〔要旨〕

ヒト・ゲノムの全DNA配列決定を主たる目標とするヒト・ゲノム・プロジェクトは、極めて大きなインパクトを学術研究に与えると期待され、我が国として早急かつ重点的に推進すべきである。そのためには推進組織を設け、基本計画の立案、実施計画の策定、省庁間などの協議、国際協力、データ・ベースとレポジトリー整備などを総合的に行うべきである。一方この推進組織と並んでこれと密接に連携し、研究計画の実施に伴う社会的・法律的・倫理的諸問題を客観的・公正に判断することを目的とするチェック機構を設立し、調和のとれた施策を進める必要がある。

大学等における化学の研究環境の整備について—化学研究連絡委員会報告—〔要旨〕

化学研究連絡委員会は、昭和63年に発表された日本化学会報告書を参考資料として、大学等における化学分野の研究環境の現状について検討を行った。その結果、「全国的視野に立つ化学の新しい研究体制」の実現に向けての努力を傾注するとともに、現行の研究環境を抜本的に改善するために、関係方面に強く訴えるべきであるとの結論に達した。日本化学会報告書に盛られている数項目の重点施策のうちでも、特に、①先端研究設備の購入・維持予算の大幅増額、②研究基盤整備のための大学院関連予算の充実、③化学の特殊性を配慮した研究室面積の拡充、は緊急に実施すべきものと考えられる。

平成2年度共同主催国際会議

本会議は、昭和28年以降おおむね4件の学術関係国際会議を関係学術研究団体と共同主催してきたが、平成2年度には、2件増えて、次の6国際会議を開催することが、6月20日の閣議で了解された。（カッコ内は、各国際会議の開催期間と開催地）。

◆第14回国際土壌科学会議

（平成2年8月12日～18日、京都市）

共催団体：（社）日本土壤肥料学会

◆第22回国際応用心理学会議

（平成2年7月22日～27、京都市）

共催団体：日本心理学会

◆第15回国際微生物学会議

（平成2年9月13日～22日、大阪市）

共催団体：日本微生物学協会

◆第11回国際数学連合総会及び第21回国際數学者会議

（平成2年8月18日～29日、神戸市他）

共催団体：（社）日本数学会他6学会

◆第11回国際神経病理学会議

（平成2年9月2日～8日、京都市）

共催団体：日本神経病理学会

◆第5回国際生態学会議

（平成2年8月23日～30日、横浜市）

共催団体：日本生態学会

国際社会科学団体連盟(IFSSO)第9回大会・総会の日本開催

国際社会科学団体連盟(IFSSO)の第9回大会及び総会が、本年10月2日(月)～7日(土)、東京六本木の国際文化会館と日本学術会議で開催される。

国際社会科学団体連盟(International Federation of Social Science Organizations、略称 IFSSO)は、世界の社会科学の発展に貢献することを目的とする、世界各国の学士院や学術会議で構成されている、社会科学分野を代表する国際学術団体である。現在、35か国の国家会員等で構成されており、我が国では、日本学術会議が、我が国を代表して加入している。また、現在、日本からは本会議の藤井隆第3部会員がIFSSOの事務総長を務めている。

なお、IFSSOは、社会科学分野の国際学術団体の連合体(総括機関)である国際社会科学協議会(International Social Science Council、略称 ISSC)に加入しており、ISSCの中では、国及び地域を代表する機関という位置付けをもっている。

今回の会議には、IFSSOに加入している各国の学士院や学術会議の代表、並びに関係する国際機関、国際学術団体の代表など、50を超える国々から約300名（うち、外国人は約150名）の科学者等が参加する。

この会議では、メインテーマ「変容する世界の学術政策」の下に、「研究・訓練体制の改革」、「既存領域を超える新分野」、「社会と科学・技術のインターフェイス」及び「国際協力のアカデミック・インフラステラクチャー」の4つのサブテーマが設けられ、多方面から世界の学術政策の変化が論じられる。

また、この会議では、特に、3つの日本セッションが設けられ、「激進な科学技術の進歩」について、①人間に与えるインパクト、②法律や政治に与えるインパクト、③社会経済システムに与えるインパクト、という3つの視点から

論じられ、日本の先端研究が広く紹介されることになっていきます。

■本件問い合わせ先：〒102 東京都千代田区紀尾井町7-1、上智大学心理学研究室内、国際社会科学団体連盟第9回大会日本組織委員会事務局、電話 03-238-3811

日本学術会議主催公開講演会開催のお知らせ

本会議では、毎年、学術の成果を広く国民に還元するという日本学術会議法の主旨に沿うための活動の一環として、公開講演会を開催しています。

このたび、下記の2つの公開講演会を開催することにしました。多数の方々の御来場をお願いします。

I 公開講演会「人間は地球とともに生きられるか」

●日 時：平成元年10月27日(金)13時30分～17時

●演題と講演者（カッコ内は所属部）

①「地球の温暖化とその影響」：吉野正敏（第4部）

②「地球環境と農業のかかわり」：久馬一剛（第6部）

③「地球環境の経営と人間社会の発展」：藤井 降
(第3部)

II 公開講演会「“人権の歩み”から何を学ぶか—フランス人権宣言100年を記念して—」

●日 時：平成元年11月18日(土)13時30分～17時

●演題と講演者（カッコ内は所属部）

①「人権」以前の世界」：弓削 達（第1部）

②「近代日本人の人権思想—自由民権運動の人権論を中心
に—」：大石嘉一郎（第3部）

③「科学技術と人権」：杉本大一郎（第4部）

④「人権の進化と創造」：南 博方（第2部）

●会 場：日本学術会議講堂（両講演会とも）

（東京都港区六本木7-22-34）

（地下鉄千代田線、乃木坂駅下車1分）

◆申込方法：往復はがき（住所、氏名、郵便番号を明記）

◆申込締切：各開催日の1週間前まで（先着順、無料）

◆申 込 先：〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議事務局庶務課講演会係

■ なお、本会議では、本年度には、上記の他、「日本の学術動向」に関する公開講演会の開催を計画しています。開催日、会場、講演者などの詳細については、決定次第、新聞広告等でお知らせする予定です。

日学双書の刊行案内

本会議の第102回総会と第103回総会で行われた、本会議会員による各自由討議の記録を中心に編集された次の日学双書がそれぞれ刊行されました。

・日学双書 No.4「21世紀へ向けてのエネルギー問題」

・日学双書 No.5「食糧生産と環境」

[定価] No.4：1,500円、No.5：1,000円

（両書とも、消費税込み、送料260円）

※問い合わせ先：(財)日本学術協力財團（〒106 東京都港区西麻布3-24-20、交通安全教育センター内）

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 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(403)6291

「ヒト・ゲノム・プロジェクトの推進について(勧告)」を採択

平成元年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る10月18日から20日まで第108回総会（第14期4回目の総会）を開催しました。今回の日本学術会議だよりでは、その総会で採択された勧告を中心に、同総会の議事内容等について、お知らせいたします。

日本学術会議第108回総会報告

第108回総会の主な議事概要は次のとおりであった。

第1日（10月18日）の午前。まず、会長から、前回総会以後の経過報告が行われ、続いて、各部・委員会の報告が行われた。さらに、今回総会に提案されている3案件についてそれぞれ提案説明がなされた後、質疑応答が行われた。

第1日の午後。各部会が開催され、午前中に提案説明された総会提案案件等の審議が行われた。

第2日（10月19日）の午前。前日提案された案件の審議・採決が順次行われた。

まず、第7部の専門別の会員定数の変更並びに同部世話担当の研究連絡委員会の再編成（統合3件、分割2件、新設1件、名称変更6件）を内容とする、会則の一部改正が採択された。

続いて、第4部及び第7部の「会員の推薦に係る研究連絡委員会」の指定の変更を内容とする、関係規則の一部改正が採択された。

これらの改正は、具体的には第15期からの組織・活動に係るものである。

さらに、生命科学と生命工学特別委員会の提案による「ヒト・ゲノム・プロジェクトの推進について(勧告)」が採択された。なお、この件の審議の際には、研究成果公開の原則とプライバシー保護等の問題、「プロジェクト・チェック機構(仮称)」の果たす具体的役割等について、討議が行われた。この勧告は、同日午後直ちに内閣総理大臣に提出され、関係省庁に送付された(この勧告の詳細は、別掲参照)。

また、本総会においては、会長から、日本学術会議の移転問題に関し、前回総会以降の主な動きとして、①去る8月「国の行政機関等移転推進連絡会議」において、本会議の移転先が横浜市「みなとみらい21地区」となったこと、②これに対し三役及び運営審議会のとった対応、などについて報告があった。種々質疑応答が行われた後、これまでの三役及び運営審議会の対応については、基本的な了承がなされた。また、今後の移転に関する諸問題については、当面、三役及び運営審議会にその処理を一任することで了承された。

第2日の午後。「地球環境問題」について、活発な自由討議が行われた(この自由討議の詳細は、別掲参照)。

第3日（10月20日）午前には各常置委員会が、午後には各特別委員会が、それぞれ開催されさ。

ヒト・ゲノム・プロジェクトの推進について(勧告)

(勧告本文)

ヒト・ゲノムの全DNA塩基配列決定を主たる目標とするヒト・ゲノム・プロジェクトは、関連諸分野の学術研究に極めて大きなインパクトを与えると期待され、我が国として早急かつ重点的に推進すべきである。

そのためには、ヒト・ゲノム・プロジェクト推進組織(仮称)を設け、基本計画の立案、実施計画の策定、省庁間などの協議、国際協力、データ・ベースとレポジトリの整備などを総合的に行うべきである。

また、この推進組織との緊密な連携のもとに、研究計画の実施に伴う社会的、法律的及び倫理的諸問題を客観的かつ公正に判断するとともに、これらの諸問題に適正に対処することを目的とするプロジェクト・チェック機構(仮称)を設立し全体として調和のとれた施策を進める必要がある。

よって、日本学術会議は我が国における本プロジェクトの推進を図りそのため必要な措置を講ずるよう勧告する。

(説明) [要旨]

1 ヒト・ゲノム・プロジェクトは、人類の遺伝情報の解読と遺伝子機能の解明を目指した研究計画であり、早急かつ重点的に推進すべきである。このプロジェクトによって生命科学等の領域の技術開発が進めば、人類福祉に貢献することは疑いない。

2 ヒト・ゲノム・プロジェクトを推進するために、ヒト・ゲノム・プロジェクト推進組織(仮称)を設置する。その主たる目的は勧告本文のとおりである。

この組織は、研究の進展に弾力的に対応できるものとし、具体的問題の処理のため委員会等を設ける。運営に当たっては個々の研究者とその集団の自主性を最大限に尊重すべきである。

3 このプロジェクトの実施に伴って生じる社会的、法律的及び倫理的諸問題に適切に対処するために、プロジェクト・チェック機構(仮称)を設立する。その主たる目的は、検体提供者の保護のための基準を作成すること、情報の管理、研究計画と成果の一般への公開の基準を作成すること、知的所有権問題についての方針を作成すること、研究成果の応用段階における倫理的問題についての指針を作成することであり、目的達成のための必要な権限が与えられるべきである。

総会中の自由討議—地球環境問題—

本会議総会中の重要な行事である、自由討議が、総会2日目の10月19日の午後1時から3時間にわたって開催された。この総会中の自由討議は、会員のための一一種の勉強会で、その時々の学術上の重要課題を取り上げて行われている。今回は「地球環境問題」という課題のもとに行われた。

自由討議は、渡辺格副会長の司会のもとに、5人の会員による意見発表があり、さらにこれらの意見発表をもとに会員間で活発な討議が行われた。

今回の自由討議の概要は次のとおりである。

[5人の会員による意見発表]

まず、近藤次郎第5部会員から、9月の「地球環境保全に関する東京会議」の出席報告として、①環境保全と発展途上国の資源開発、産業振興等との関わりについての討議状況、②ソ連における環境問題、③大気中の炭酸ガスの増加に伴う温暖化による地球環境への影響に関する注目すべき研究結果の発表等について紹介があった。

次に、吉野正敏第4部会員から、「環境」というものとらえ方、考え方について、人文・社会科学的な立場からの例をも引いて意見が述べられ、また、IGBPについて、同計画は、様々な環境問題を基礎科学分野としてとらえるものであり、その実施の結果、直ちに、環境問題が全て明らかになるものではない等の発言があった。

次いで、大谷茂盛第5部会員から、同会員が委員長を務めている化学工学研究連絡委員会が新たに提唱した「地球生態工学」に関し、提唱に至った経緯及びその学問内容等について説明がなされるとともに、この件に関連する、関係学会及び関係省庁における動きについて説明が行われた。

続いて、大島康行第4部会員から、生物界と地球環境との関わりについて、①生物を媒介にした人間への影響の問題をどう捉えるかが、地球環境問題を考えていく上で非常に重要な観点である。②環境汚染が生物資源に与える影響は非常に大きく、様々な問題を生じ、結局、これが人間にねかえってくる等の発言があった。

最後に稲田誠一第3部会員から、経済活動特に生産活動あるいは技術革新と環境問題との関わりについて意見が述べられ、環境問題を考える際には、人間社会が様々な技術をどのように使用するかという、人間社会の仕組みの問題が最も重要な問題である等の発言があった。

[討議]

5人の会員による意見発表の後行われた討議では、第1部から第7部まですべての部にわたる20人を超える会員より、それぞれ専門の立場から活発な発言がなされた。

この討議の中で述べられた意見は多岐多様にわたったが、その主なものを項目にして列挙すると、「コジェネレーションによるエネルギーの有効利用」、「IGBPへの人文・社会科学の関わり方」、「海洋と環境問題」、「畜産廃棄物の処理問題」、「微生物利用による都市河川、下水の浄化システム」、「環境問題と人間性との関わり」、「環境問題に対する学術会議の体制及び取り組み方」、「地球環境に関する国際協力事業についての学術会議が果たすべき役割」等であった。

なお、この総会の自由討議の内容については、後日、日学双書として出版される予定である。

「委員会報告」3件を発表

本会議では、その意思の表出の形態の一つとして、各部・各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)というものがある。

この日本学術会議よりも、今までに、この対外報告を紹介してきたが、今回、最近発表されたもののうち、まだ紹介していない3件を、次に紹介する。

電子工学の体系化に向けて—電子・通信工学研究連絡委員会報告(要旨)

電子工学はそれを基礎にした通信工学や情報工学、制御工学などの急激な進展に伴って、これらの技術分野・工学分野の相互関係が極めて複雑になって来ているので、電子工学の学問・技術体系の根幹、電子工学の基盤となっている方法論、通信工学、情報工学等の応用工学とのかかわりを明らかにするために方法論的体系化を試みた。

即ち電子工学を共通基礎理論、基礎電子工学、電子デバイス・回路工学、電子装置・システム工学、応用分野と階層化し、さらに「集積回路」と「光エレクトロニクス」が電子工学の中心分野を形成しつつある重要な技術領域であるとの認識に立ち電子工学の技術要素と通信工学、情報工学との相互関連を検討した。

また電子工学体系の範囲を大学学部での教育対象分野および大学院での教育を含む研究対象分野に分類した。

「国際防災の十年」—災害科学研究者からの提言—災害工学研究連絡委員会報告(要旨)

1987年、第42回国連総会で決議された「国際防災の十年」(IDNDR)のスタートがいよいよ迫ってきた。行政レベルでは、内閣総理大臣を本部長とする推進本部が設けられているが、この実施には科学者、研究者の各専門領域からの積極的な関与が不可欠である。国連決議に先立ち、災害工学研究連絡委員会ではこの活動の支持を表明し、またその後も米国アカデミーや国連諸機関の活動に協力してきたが、スタートに当たり、わが国の関係科学者、研究者のなすべき、あるいは行う得る事柄を提言という形で表明したものである。その内容は、①「国際防災の十年」で何をするのか、②国際共同研究の展開、③基礎研究の推進、④「国際防災の十年」の実現に向けて、より成っている。今後はその実現に向けて積極的な運動を進めていきたい。

電圧、抵抗および温度の維持方式の 1990年1月1日からの変更について— 標準研究連絡委員会報告(要旨)

第77回国際度量衡委員会(1988年10月開催)は、電圧、抵抗の各標準の維持方式の変更と、温度目盛の変更の3つの勧告を採択し、1990年初頭からの実施を求めた。この変更を国内に事前に周知するため、関心の高い9学会に、勧告の要旨を掲載した。以下に勧告の骨子を記す。

電圧標準はジョセフソン効果で実現し、電圧周波数係数をK_Jと記号し、その値を483 597.9 GHz/Vと定義した。抵抗標準は量子ホール効果で実現し、量子化ホール抵抗をR_Kと記号し、その値を25 812.807 Ωと定義した。温度スケールは、IPTS-68に変わり、ITS-90(1990年国際温度目盛)を定義した。変更は多岐に亘るので、詳細は関連学会誌を参照されたい。

以上の変更により、電磁気計測の精度と国際的整合性が著しく改善され、温度計測の熱力学温度との一致と低温域への拡張が達成される。

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 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(403)6291



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

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル TEL 03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL 06(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	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
東京1課・2課	163 東京都新宿区西新宿1-26-2	仙台・医用機材課	980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル
関西支社・医用機材部	542 大阪市南区周防町28-1千代田生命衛生筋筋ビル	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

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

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

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

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

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・学校には是非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 ☎(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 TEL 03-257-1911(代)

**デュポンには、
CRTの主治医がいます。**



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、デュポンのメイカルレコーディングフィルム、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、高品質な画像は次第にも高く評価をされています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像を引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非線形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ます。ですから、CRTの画像コントラストを盛りをむかし調整するだけで、最高のフィルム画像が得られるのです。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。技術力豊かなスペシャリストぞろい。どうなご要望にも、迅速にお応えします。

MRF-31及びMRF-32は、デュポン画材との併用により、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
 ●デュポンではCRTイメージングの二相説を無料でお受けしています。

デュポンジャパンリミテッド 放射線製品事業部
 (東日本) 平107 東京都港区赤坂1丁目11番39号 第2興和ビル
 (西日本) 平541 大阪市東区高麗橋5番45号 興銀ビル別館

TEL (03)585-5360

デュポン 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
- 国外製品
- 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



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)

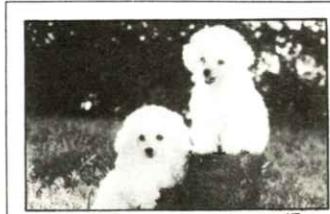
●医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



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日立鍾倉橋別館
■郵便番号101 ●電話(東京)03-292-8111(代表)

FUJI 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)

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

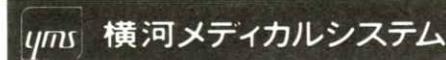
超音波診断装置 リニア:RT50, RT2600,

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



本社／〒190 東京都立川市栄町6-1-3 ☎(0425)37-3001

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著 者

1.1 ～ 1.3 の著者（連名の場合は 1 人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の 2 種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

