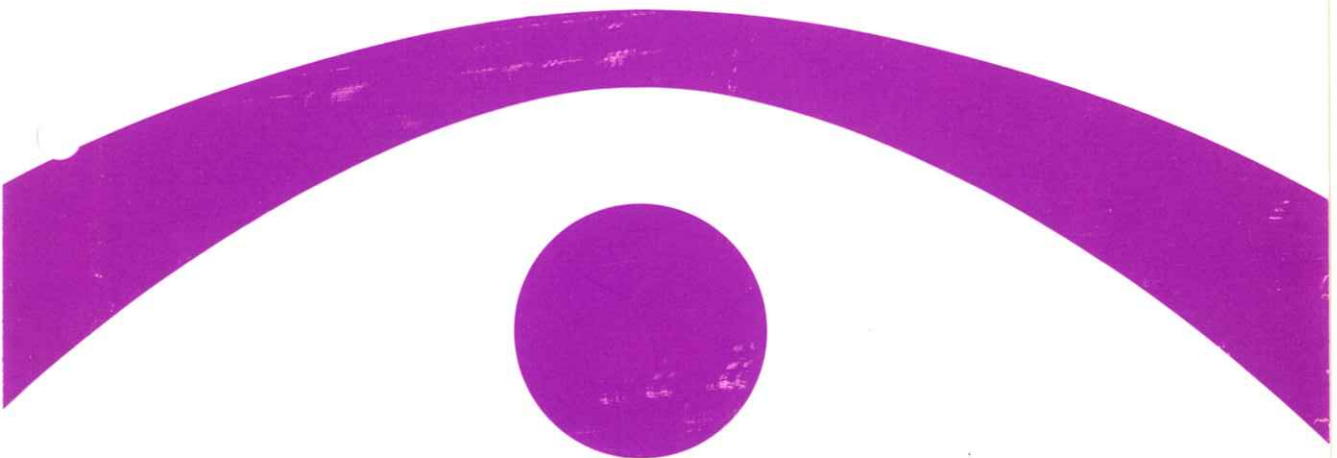


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻78号

Japanese Journal of
Imaging and Information Sciences in Medicine
Vol. 1 No. 1 September 1984



医用画像情報学会

Japan Society of Imaging and Information Sciences in Medicine

医用画像情報学会雑誌

第1巻第1号 1984年9月

目 次

巻 頭 言

権威ある専門学会	内田 勝	1
----------------	------------	---

特別講演資料

高品位テレビの現況とその応用	石田 武久	2
----------------------	-------------	---

論 文

放射線領域における濃度-露光量変換曲線とマイクロ黒度特性 内田 勝, 蔡 篤儀, 小島 克之	9
画像の系列依存性による評価 ... 内田 勝, 蔡 篤儀, 小島 克之	16
定量性を保存した SPECT 用の新しいデータ採集法 坂本 一樹, 大山 永昭, 本田捷捷夫, 辻内 順平	22

会 告

研究会の案内-総会の講演募集-学会会則	会告 1
---------------------------	------

会 報

研究会記事-委員会報告-新入会員名簿-会員移動	29
賛助会員名簿	32

会 告

第 80 回研究会のご案内

第 80 回研究会を下記のように開催します。

日 時 昭和 59 年 10 月 20 日 (土)

場 所 大阪大学

〒 565 吹田市山田丘

特別講演 加速器放射線の dosimetry

大阪大学産業科学研究所 山本 幸佳 先生

見 学 会 阪大産研附属放射線実験所

強力極超短時間パルス放射線発生装置 (大型ライナック), C_0^{60} 照射設備,
等を見せていただける予定です。奮って御参加下さい。

(当日会場で, 参加費として 500 円 (学生は無料) をいただきます。)

第 81 回研究会演題伺い

第 81 回研究会を下記のように開催します。演題を多数お寄せ下さい。

日 時 昭和 60 年 2 月 16 日 (土)

場 所 岐阜大学工学部

演題〆切 昭和 59 年 12 月 20 日 (木)

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学部電気工学科内 医用画像情報学会

TEL 075 (791) 3211 (内 580, 585)

(なるべく, 文書でお願いします。)

6月30日の委員会、総会、理事会で規約の会則への改正、新役員、新事務局がつぎのように決まりました。

——— 医用画像情報学会会則 ———

昭和59年6月30日制定

第一章 総 則

第1条 本会の名称を医用画像情報学会とする。

第2条 本会は、放射線像等の医用画像に関する基礎および応用の研究を通じて、これら学問の進歩普及を図り、もって学術の発展に寄与することを目的とする。

第3条 本会は、前条の目的を達するために次の事業を行なう。

1. 年三回以上定期研究会の開催
2. 会誌の発行
3. その他、理事会によって適当と認められた事業の遂行

第4条 本会の事務所を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内に置く。

第5条 この会則の実行に必要な細則は、理事会の決議によって定める。

第二章 役 員

第6条 本会の円滑な運営と第一章第2条の目的達成のため会長1名、監事2名および理事若干名を置く。

第7条 会長、監事は、本会の会員中から会員の選挙によって決定し、総会の承認を受ける。

第8条 会長は、会を代表する。

第9条 監事は民法第59条の職務を行い、本会の他の職務を兼ねることはできない。

第10条 理事は、会員が選任する。

第11条 常務理事は、会長が理事中より指名する。

第12条 会長、理事、監事の任期は3年とする。

第13条 顧問は、会長が依嘱しこれを決める。

第14条 名誉会員は、本会に功労のあった人を理事会で定め、総会で承認する。

第三章 会員および賛助会員

第15条 本会の会員は、正会員および賛助会員とする。

第16条 本会に入会しようとする者は、本会の正会員または賛助会員の推薦を必要とする。

第17条 正会員は、第一章第2条の目的に関心を持つ個人で資格は別にこれを定めない。

第18条 賛助会員は、第一章第2条の目的に賛同し、その事業を援助する者、または団体とする。

第19条 正会員、賛助会員の会費は細則に定める。

第20条 正会員および賛助会員でなければ、本会の研究発表会に参加することはできない。

第21条 退会は自由とする。

第四章 総会、常務理事会および理事会

第22条 年1回総会を行なう。総会は会員の1/10以上の出席をもって成立する。

第23条 本会の事業を行なうために、常務理事により作られた常務理事会と理事により作られた理事会を置く。

第24条 常務理事会は、会の運営について審議し、その事業を行なう。

第25条 常務理事会は、会長が欠員であるか、会長に事故があるときには、会長の任務を代行する。

第26条 常務理事会および理事会は、常務理事または理事1/3以上の出席をもって成立する。

第27条 会則の改定などの重要事項は、常務理事会、理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第五章 資産および会計

第28条 本会の資産は、会費および寄付金をもってこれに当てる。

第29条 本会の事業遂行に要する費用は、前条によって生ずる資産をもって支弁する。

第30条 本会の収支決算は、常務理事会が作成し、理事会の審議を経て総会の承認を得るものとする。

第31条 本会の会計年度は、4月1日より翌年3月末日までとする。

第六章 会則の変更ならびに解散

第32条 本会の会則の変更は、常務理事会および理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第33条 本会の解散は、常務理事会および理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第34条 本会の解散に伴う残余財産は、理事会の議決を経て処理方法を決定し、総会の承認を得るものとする。

第35条 この会則施行についての細則は常務理事会の決議を経て別に定める。

細 則

第一章 会 費

第1条 正会員の会費3,000円/年,賛助会費1口30,000円/年(2分割払い可)とする。

第2条 会費を2年以上滞納したときは原則として退会とみなす。

第二章 役員および理事会

第3条 理事の互選により総務理事1名を選出する。総務理事は会務をとりまとめて常務理事会と理事会の運営に当る。

第4条 会務を遂行するために,会長は常務理事の中から次の担当理事を委嘱し,委嘱された理事は若干名の会員とともに委員会を構成することができる。

(1) 庶 務 (2) 財 務 (3) 企 画 (4) 編 集

以 上

役 員

会 長 内田 勝(岐阜大)

顧 問 立入 弘,高橋信次

総務理事 金森仁志(京工繊大)

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(京工繊大),〔財務担当〕樋口清伯(京工繊大)

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),小西圭介(九州大)

〔会社関係〕佐柳和男(キャノン),杉本 博(東芝),高野正雄(富士フィルム)

津田元久(島津),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)

委員会委員

編集委員会 金森仁志(委員長),佐々木常雄,竹中栄一,長谷川 伸,
中森伸行(事務局,京工繊大)

庶務委員会 田中俊夫(委員長),中森伸行(京工繊大)

財務委員会 樋口清伯(委員長),松本政雄(大阪府立高専)

—— 事 務 局 ——

(〒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 医用画像情報学会

電話 (075) 791-3211 総 務 金 森 (内線585)

庶務・編集 中 森 (内線580)

財 務 樋 口 (内線464)

郵便振替 京都1-32350

権 威 あ る 専 門 学 会

会長 内 田 勝*

常任委員会・委員会・総会の議を経て今年度から放射線イメージ・インフォメーション研究会(RII)は医用画像情報学会に衣替えした。“学会になっておめでとう”と何人かの人々から喜ばれた。そのお祝いの言葉には心から嬉しく感謝する一方、冷水をあびせられる思いもするのである。それは顧問立入先生がよくいっておられた“めでたいか、めでたくないかはそれが終わるときにわかるのだよ”という言葉である。“終わりよければすべてよし”という言葉に一脈相通ずるものがあると思うが、その通りである。“おめでとう”といわれたわれわれは多大の債務を背負わされたような気持である。

研究の歴史も長く、学問の基礎もでき、将来の展望も開けているこの学術団体が万が一にも衰微するようなことがあっては大変である。本学術団体は当初から職能的な色彩の一切ない純学問的な団体として進んできた。学術団体としては当然そうあるべきであって、それが20年の歴史を示しているのである。

しかし、いままでいつも執行部をおびやかしてきた大きなネックは経済的な問題であった。経済力の豊かな職能的学術団体と異なり、学問の同好の士というつながりだけでは、その経済力は貧弱であってもやむを得ないのである。しかもこの貧困な経済的基盤の上に立って、この学会はRII研究会を引き継いで誕生した。前途多難であると覚悟せねばならない。

この困難ななかにあっても、年3～4回の会誌は珠玉のような論文で紙面を満たし、充実した学問的記事で余白を埋めたいと考えている。たといいまは年発行回数が少なくても、頁数が少なくても、そのうちにはちきれんばかりの頁数と月刊でも足りないほどの時代が来ることを夢みている。いまは超ミニ学会であるが、将来は世界的にも認められた権威ある専門学会として発展したいと願っているわれわれなのである。

“自然は急変を嫌う”という。RII研究会の内容は徐々に徐々に医用画像情報学会へ変身するはずである。常務理事会・理事会などで本学会の将来の在り方を真剣に検討しながら、本学会の目的に徐々に収束していきたいと考えている。

学会員諸氏の絶大なご協力とご後援をお願いする次第である。

* 岐阜大学工学部

高品位テレビの現況とその応用

石 田 武 久

N H K 総合技術研究所 〒 157 東京都世田谷区砧 1-10-11

(1984年 7月23日 受理)

1. まえがき

多様化する社会のニーズに応え、文字、静止画、高品位テレビなど各種ニューメディアに対する関心が高くなっている。中でも、高品位テレビは、これまでのテレビの概念を変えてしまうばかりでなく、新しい映像文化を生み出すと言っても過言ではなく、国内ばかりか海外においても注目されており、その実用化が期待されている。

高品位テレビとは、大画面、高精細度で、従来のテレビでは得られなかった臨場感、迫力を持つテレビと言うことができる。NHK技術研究所でこの高品位テレビの研究を開始したのは、約15年前で、以来、高品位テレビの画質と規格、各種映像機器の開発、新しい伝送路の開拓などの研究が精力的に進められ、現在、放送システムを構成、実験できる段階になっている。また、高品位テレビは、印刷、映画、視聴覚教育など、放送以外の分野への応用の可能性も大変高い。

2. 高品位テレビの画質と規格

高品位テレビの画質の目標、システムの規格は人間の視覚や心理特性なども考慮して決められね

Table.1 高品位テレビの規格パラメータ

項 目	パ ラ メータ
観 視 条 件	視距離、画角
画 面 方 式	画面サイズ、アスペクト比
走 査 方 式	走査線数、インターレース比 フレーム数、映像帯域幅
表 示 特 性	輝度、コントラスト、階調、 色再現
伝 送 特 性	S N 比、歪

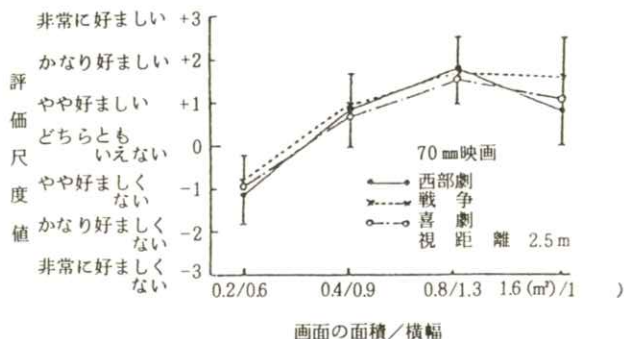


Fig.1 画面サイズに対する好ましき

ばならない。視覚や心理特性に影響を与える主なパラメータとしては、Table.1に示したものが考えられる。

Fig.1は、70mm映画フィルムを用いて、好ましい画面サイズを求めた評価実験結果である。日本の標準的住居条件から、視距離を2.5mとし、画

面サイズを変えた時の好ましさを調べたところ、 0.6×1.3 m位の画面サイズが好まれることがわかった。

Fig.2は、種々の画面サイズに対して、好ましい画面の縦横比を求めたもので、画面が大きくなると、現行テレビより横長の画像が好まれる。

画面サイズ、視距離が決まると、それに対して必要な走査線数が求まる。Fig.3は、種々の走査線数に対する走査線妨害の影響を調べた結果で、それによると、視距離3～4 H（画面高）において、2：1 インターレースの場合、所要走査線数は1200～1600本となる。

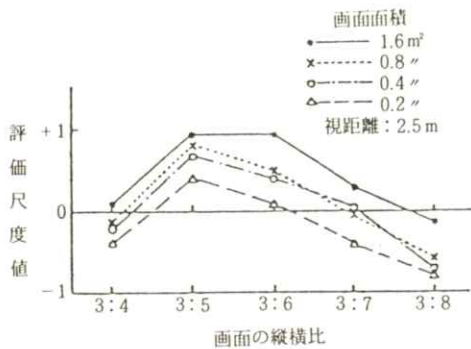


Fig.2 画面の縦横比に対する好ましさ

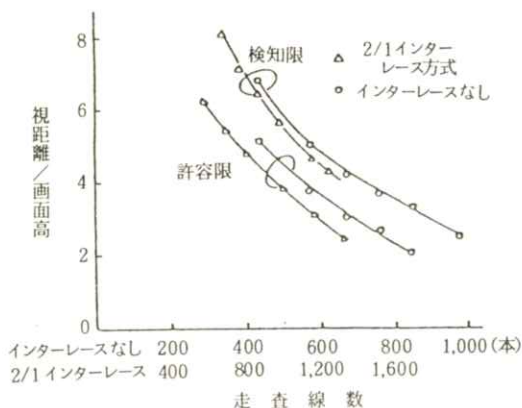


Fig.3 走査線妨害の見えなくなる視距離

Fig.4は、走査線数 1,125 本の場合について、信号帯域と画質の関係を評価した結果である。帯域を広げれば当然画質は向上し、帯域 20MHz 付近からやや飽和し始め、30MHz ではほぼ飽和に達しており、信号帯域としては 20MHz 以上必要ことが明らかになった。

ここでその一部を紹介した多くの画質評価実験に基づいて、Table.2 に示したような高品位テレビの暫定規格を決め提案している。

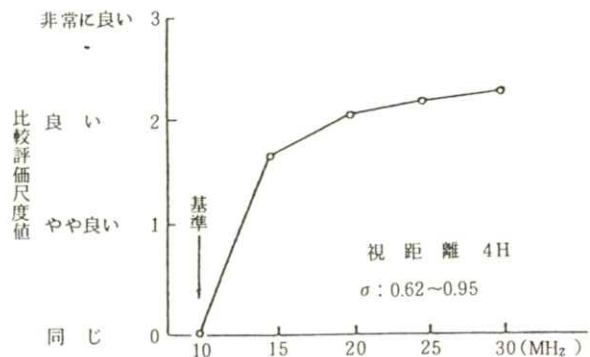


Fig.4 映像信号帯域に対する画質

Table.2 高品位テレビ暫定規格

走査線数	1,125 本
アスペクト比	5 : 3
インターレース比	2 : 1
フィールド周波数	60 Hz
映像信号帯域	
輝度信号 Y	20 MHz
広帯域色信号 C_w	7.0 MHz
狭帯域色信号 C_N	5.5 MHz

$$\begin{pmatrix} Y \\ C_w \\ C_N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.30 & 0.59 & 0.11 \\ 0.63 & -0.47 & -0.16 \\ -0.03 & -0.38 & 0.41 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}$$

3. 高品位テレビ用送像機器

Table.2に示した暫定規格に基づき、各種送像機器の開発が進められ、現在基本的開発、性能の確認をほぼ終えており、より一層の性能向上と改良のための研究が続けられている。

3.1 テレビカメラ

これまでに試作した各種カメラの主要諸元をTable.3に示す。3Vカメラは、解像度、SN比が十分でなく、3RBSカメラは、解像度は高いが、残像が多く動画撮像には適さない。これに対して、3DIS(Diode-operation Impregnated-

cathode SATICON) カメラは、解像度、SN比共に高く、残像も少なく、初めて動画撮像が可能になった。またこのカメラは、基本性能が優れているばかりでなく、実用性も考慮して設計されており、現在、スタジオカメラ、フィールドカメラとして重用されている。

さらに、高品位テレビ用小形カメラとして、1インチMS(磁界集束-電界偏向)型サチコンを用いたポータブルカメラと $2/3$ インチMS型サチコンを用いたハンディカメラも開発されている。

3.2 V T R

高品位テレビ信号は、標準テレビ信号の約5倍の情報量をもっており、従来のVTRに比べ大幅な広帯域化が必要になる。そのために、ヘッドとテープの相対速度を大きくとると共に、輝度信号と色信号とを分離記録している。Fig.5は、ドラム回転2倍速度、2チャンネル

Table.3 各種カメラの主要諸元

カメラ	3 V	3 RBS	3 DIS
製作年	1973年	1975年	1980年
走査線数(本)	1125	1125	1125
信号帯域(MHz)	30	50	60
撮像管	1 $\frac{1}{2}$ インチ ビジコン	2インチ RBS	1インチ DIS
レンズ	60mm, F 2.8	85mm, F 4	14倍ズーム, F 1.8
感度	19000lx, F 4	2000lx, F 5.6	2000lx, F 2.8
解像度	中心 1100 (TV本) 周辺 750	1500以上 1000以上	1600 1200以上
SN比*(dB)	32	38	44
残像**(%)	約10	約30	1以下
レジストレーション	80%以内	0.1以内	0.03以内
ジョン	その他	0.4以内	0.03以内

* 映像信号帯域30MHzの場合の輝度信号のSN比

** 基準信号電流で3フィールド後の値

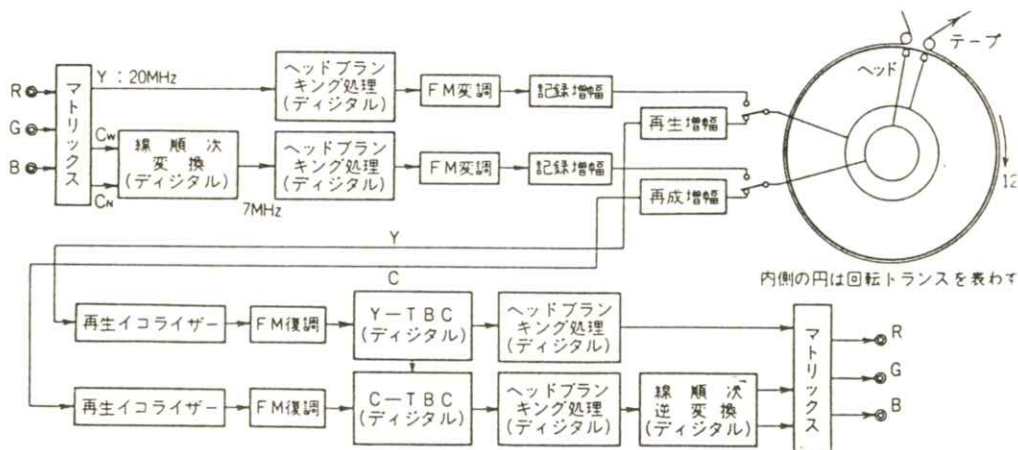


Fig.5 高品位VTR用信号処理系
ドラム回転2倍速度2チャンネル記録方式

ネル記録方式による高品位VTRの系統図である。この方式では、ドラム2回転で1フィールドの画像を記録することになり、画面中央部に信号が記録されないブランキング期間が発生する。そのため、記録時には画面の下半分を、再生時には上半分を遅延させる時間シフト処理をTBCで行なわせている。

3.3 テレシネ

映画フィルムは、高品位テレビにとって重要な番組素材であり、フィルム画像をビデオ信号に変換する装置がテレシネである。研究初期の段階には、先に述べた3Vカメラと映写機を組み合わせたテレシネ装置が検討されたが、十分な画質が得られなかった。そこで、当所では、輝度が高く微小スポットに集束できるレーザー光を用いて直接フィルム画像を読み出すレーザーテレシネを開発した。Fig.6に同装置の構成を示す。R、G、B3本のレーザー光は一本に重ね合わされた後水平偏向を受ける。垂直偏向は連続走行するフィルム

が受け持ち、フレームメモリーを用いて、フィルム系とテレビ系のコマ数変換を行なわせている。

3.4 フィルム録画

高品位テレビは、その優れた画質により、放送だけではなく、他の映像システム例えば印刷や映画制作への応用が考えられる。当所では、高品位テレビ信号を画質を損なうことなくフィルム画像に変換するために、レーザー光を利用したフィルム録画装置を開発した。この装置では、一般撮影用映画フィルムのほか、低感度微粒子の高解像度フィルムが使用できる。Fig.7にこの装置を用いて録画した高品位テレビ画像を示すが、35mmスチール写真に比べ見劣りせず、高品質画像システムへの応用も可能である。

4. 伝 送 系

高品位テレビ信号の伝送チャンネルとしては、従来のような地上放送のほかに、衛星放送や光フ

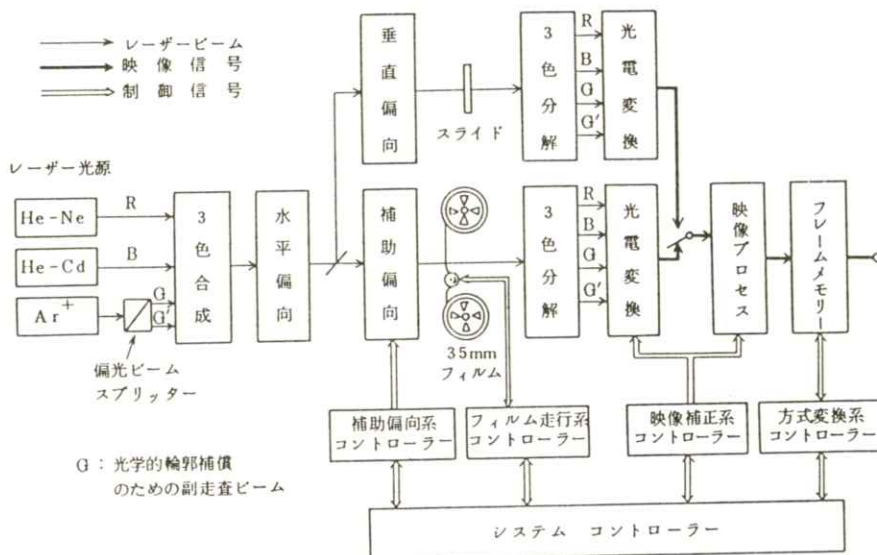


Fig.6 35mmレーザーテレシネの基本構成



Fig.7 レーザー録画による高品位テレビ画像

ファイバーを用いるCATVなどが考えられる。

Table.2に示した高品位テレビ信号を伝送する場合、輝度信号と色信号を多重する方法として、①周波数多重する方式と、②時分割多重する方式が考えられる。

4.1 周波数多重複合信号方式

HLO-PAL(Half-line offset PAL)と呼ばれる複合信号をFig.8に示す。色信号帯域は大部分輝度信号帯域と分離しており、クロスカラー妨害が少ない。しかし、この方式は信号帯域の高

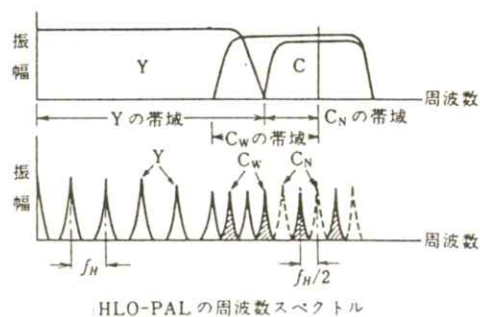


Fig.8 HLO-PAL複合信号

域部に色信号成分が多重されているため、いわゆる三角ノイズが問題になるFM伝送系には適さず、地上残留測波帯AM変調方式や光ファイバー等を用いたベースバンド伝送に適している。

4.2 TCI信号方式

Fig.9は、輝度、色信号を時間圧縮して2ライン単位で時分割多重する信号方式でTCI(Time Compressed Integration)と呼ばれている。この信号方式は、周波数スペクトルがいわば白黒信号と全く同じでありクロスカラー妨害が発生せず、伝送路で生ずる歪みにも強く、FM伝送が用いられる衛星放送に適している。

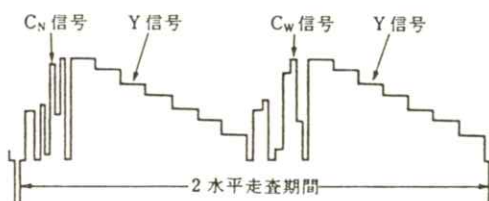


Fig.9 TCI信号

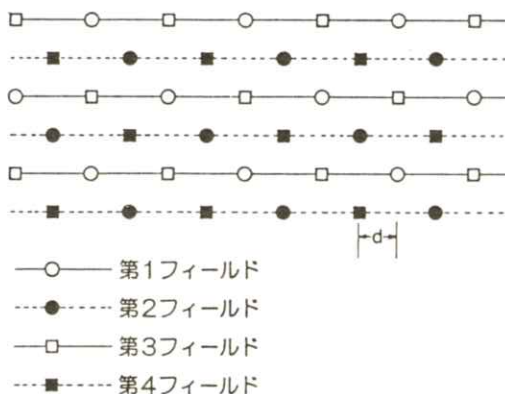


Fig.10 MUSE方式サンプリングパターン

4.3 MUSE信号方式

高品位テレビ放送を全国規模で実施するには、衛星放送を利用するのが一番である。日本に割りあてられている衛星放送は、12GHz帯で8チャンネルあり、1チャンネルの帯域は27MHzである。この帯域で高品位テレビ信号を伝送するためには大幅な帯域圧縮が必要となり、そのために開発されたのがMUSE (Multiple SubNyquist Sampling Encoding) 信号方式である。

この方式では、動画像に対しては人間の視力が低く解像度劣下があり気にならないことを利用し伝送する情報量を少なくしている。一方、高精細度が要求される静止画像に対しては、1フィールドあたりの伝送情報量を少くし、4フィールドかけて一枚の画像情報を伝送し、受信側でメモリーを用いて全情報を使ってもとの画像を再元する。Fig.10にそのサンプリングパターンを示すが、この方式により伝送帯域幅は信号帯域幅20MHzの約 $\frac{1}{3}$ まで圧縮でき、衛星1チャンネルで高品位テレビ信号が伝送できる。

5. ディスプレイ

ディスプレイは、高品位テレビ画像を最終的に表示するところであり、その性能によってシステム全体の評価が決まる重要な装置である。高品位テレビディスプレイに要求される基本要素は、画面サイズ、精細度、輝度、コントラストなどである。ディスプレイの種類としては、直視型CRT、投写式CRT、ライトバルブ、フラットパネルが開発されている。それらの内、直視型CRTと投写式CRTの性能をTable.4とTable.5に示す。

6. む す び

高品位テレビ用機器開発は、すでに一定のレベルに達しており、何本かの番組も制作され国内外で公開され好評を博している。1985年、筑波学園都市で開催される国際科学技術博覧会において、高品位テレビのトータルシステムが公開展示される予定である。また、現在打上げられている放送

Table.4 高品位テレビ用直視形ディスプレイとその特性

	22形 ディスプレイ	3CRT ワイドディスプレイ	30形 ワイドディスプレイ	26形 ディスプレイ	
水平走査線数(本)	1125	1125	1125	1125	
インターレース	2:1	2:1	2:1	2:1	
画面サイズ V (cm) × H (cm)	34 × 44	50 × 100	37 × 62	40 × 53	32 × 53
面積 (cm ²)	1400	5000	2250	2100	1600
アスペクト比	4:3	2:1	5:3	4:3	5:3
CRT サイズ シャドウマスクピッチ (μm)	22インチ 310	26インチ (3管) 440	30インチ 334	26インチ 360	
偏向角 (度)	90	90	90	90	
ビデオ帯域幅 (MHz)	30	30	30	30	
限界解像度 水平 (TV本)	1000	1000	1000	1000	
垂直 (TV本)	760	760	760	760	

Table.5 投写式ディスプレイの性能

投 写 方 式	前 面				背 面
スクリーンサイズ	110インチ	92 (2,000×1,200mm)	65 (1,420×850)	200 (4,000×2,400)	55 (1,200×710)
スクリーン利得	10	12	8.5	4	5
画 面 輝 度	50 f _t -L	25	30	13	40
投 写 管	3管12型	3管9型	3管9型	6管7型	3管7型
投 写 レ ン ズ	F1.45/265mm	F1.6/170	F1.8/170	F0.6/145	F1.2/143
解 像 度	1000TVL	800TVL	1000TVL	1000TVL	1000TVL
コンドージェンス	デジタル式	アナログ式	デジタル式	アナログ式	デジタル式

衛星を用いた伝送実験も近い内に開始され、実用化への一歩を歩み出す。

文 献

藤尾，他：テレビジョン学会誌 36 1 (1982)

放射線領域における濃度－露光量変換曲線とミクロ黒度特性

内田 勝*・葵 篤儀*・小島 克之**

* 岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

** 岐阜医療技術短期大学 〒501-32 関市市平賀字長峰795

(1984年7月23日 受理)

Density-Exposure Converting Curves and Micro-Blackness Characteristic in Radiological Domain

Suguru UCHIDA*, Du-Yih TSAI* and Katsuyuki KOJIMA**

* Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University,
1-1, Yanagido, Gifu-shi 501-11

** Gifu College of Bio-Medical Technology, 795, Ichihiraga, Seki-shi 501-32

(Received July 23, 1984)

In radiological domain, the use of the H&D curve for conversion of a line-image density trace to the line spread function (LSF) is a common practice when the modulation transfer function of a system is measured using the slit method. The obtained LSFs are to be independent of density, if the H&D curve and line-image density distribution are measured by a well managed microdensitometer. However, if scattered light is introduced in to the measuring field of a microdensitometer while density measurement is being made, then density dependence of the LSFs may appear. This paper attempts to eliminate the trouble of density dependence. As a countermeasure, we develop the Uchida's curve in place of the H&D curve used for density-exposure conversion. By this means, the density dependence of the LSFs can be removed and the LSF values can be very close to the real ones, even if scattered light or unwanted light is present. Furthermore, a simple and highly reproducible pre-exposure technique instead of the multiple slit exposure and exponential extrapolation of the LSF tail used for the correction of truncation error is applied. The obtained result has encouraged us to pursue the establishment of this countermeasure and the generalization of the consensus of opinions.

1. ま え が き

H&D (Hurter-Driffield) 曲線はマイクロデンスitomーターが異なってもほぼ同一の測定結果を得る。しかしマイクロ黒度特性*はFig.1¹⁾に示すように、マイクロデンスitomーターの相違によって大きく異なる。これらの現象は、マイクロデンスitomーターの走査スリットに散乱光がはいってくることに原因がある。ここでは、大きく特性の異なった二つのマイクロデンスitomーターについてH&D曲線とマイクロ黒度特性の関係を検討する。また、これらの曲線を用いて濃度依存性がなく真値に近い線像強度分布(line spread function 略してLSF)を得る方法を提案する。

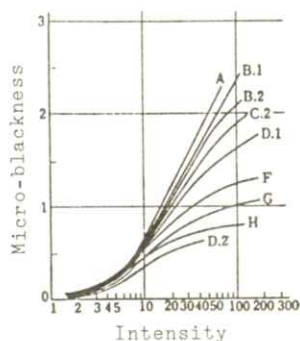
2. 濃度—露光量変換曲線

Fig.2は濃度—露光量変換曲線を示す。増感紙—フィルム系にインパルス入力 $\delta(x)$ (細いX線ビーム)がはいると、その線像強度分布は $h(x)$ となる。広い面積の入射エネルギー $f_0(x)$ がはいるときのボケた強度分布は $g_0(x)=f_0(x)*h(x)$ であり、濃度分布は $d_0(x)$ となる。ここで、*はコンボリューション積分を表わす。また、線状の狭い入射エネルギー $f(x)$ がはいるときには、ボケた強度分布は $g(x)=f(x)*h(x)$ であり、その濃度分布は $d(x)$ となる。 $g_0(x)$ と $g(x)$ のピーク値をそれぞれ a, b とする。さらに大きい入射エネルギーがはいるときのボケた強度分布のピー

* ミクロ黒度とは、幅が数10 [μm]程度の細い線状の像をマイクロデンスitomーターで測定して得る濃度のことをいう。

ク値を同様に a', b' とする。エネルギーの領域は線形であるので $a/b=a'/b'$ となる。すなわち、H&D曲線とマイクロ黒度特性(理想曲線)は半対数目盛で平行となる。

つぎに、マイクロデンスitomーターで濃度を測定するとき、散乱光が走査スリットにはいってくる場合を考える。入射光を I_0 、透過光を I_t とすれば、濃度は $D=\log_{10}(I_0/I_t)$ である。散乱光 α が存在すると、測定する濃度は $D=\log_{10}(I_0/(I_t+\alpha))$ となり、散乱光のないときよりも小



A, C, D, H: Microdensitometers of projector optical system
B, F, G: Microdensitometers of microscopic optical system

Fig. 1 The difference of characteristic curves of a sample measured by the various microdensitometers.

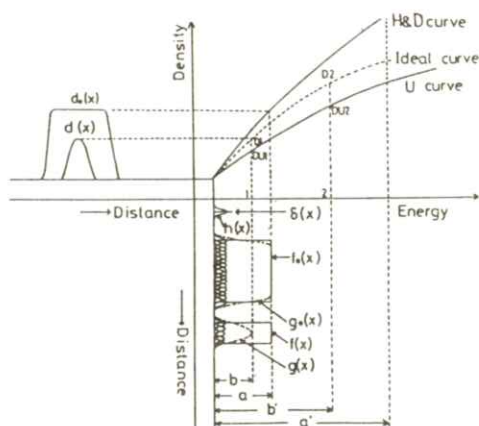


Fig. 2 Density-exposure converting curves.

さい値になる。散乱光の濃度が同一のとき、 I_t が小さいすなわち、高濃度になるほど散乱光の影響が大きくなり、Fig.2において $(D_1 - D_{u1}) < (D_2 - D_{u2})$ となる。すなわち、H&D曲線とミクロ黒度特性（ここでは、Uchida曲線略してU曲線という）は半対数目盛で平行にならない。

3. 実 験

資料としては、増感紙LT-II（極光，FSを100とした相対感度は160）とフィルムRX（富士，青感性，高感度）の組み合わせを用いた。X線装置の電源は単相全波整流であり、管電圧は70 [kVp] 管電流は10 [mA]である。露光量の変化は強度スケール法²⁾で行ない、X線管焦点とフィルム間の距離は183~38 [cm]である。ここで、相対的な露光量の計算には逆2乗法則のかわりに、距離の逆2.12乗を用いた³⁾。線像濃度分布を得るのに用いたスリットの幅は30 [μ m]である。

線像強度分布のすその部分を正確に求める^{4,5)}（truncation error を除去する）のに、従来の倍数露光法あるいは指数関数による外挿にかわって、基礎露光法を用いた。基礎露光の濃度は0.50

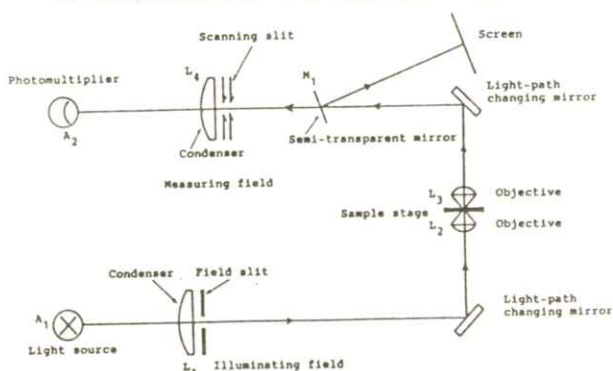


Fig. 3 Optical system for Sakura PDS-15 type microdensitometer.

± 0.02 である。この値をLSFの0点とみなした。基礎露光濃度を得るときの管電圧は70 [kVp]，管電流は10 [mA]，露光時間は2/120 [秒]，X線管焦点とフィルム間の距離は160 [cm]である。基礎露光において間欠露光効果の影響はないことを確かめた。

現像は自動現像機を用い、現像温度は33 [°C]である。

用いたマイクロデンシトメーターはサクラPDS-15 (Fig.3)と富士式マイクロデンシトメーター (Fig.4)である。この二つのマイクロデンシトメーターの大きな相違は照明スリットにある。サクラPDS-15では照明スリットの絞りが測定資料を照明するための緑色光フィルターを兼ねている。したがって、測定中は照明スリットからの直接光のほかに、白色の散乱光と緑色光が走査スリ

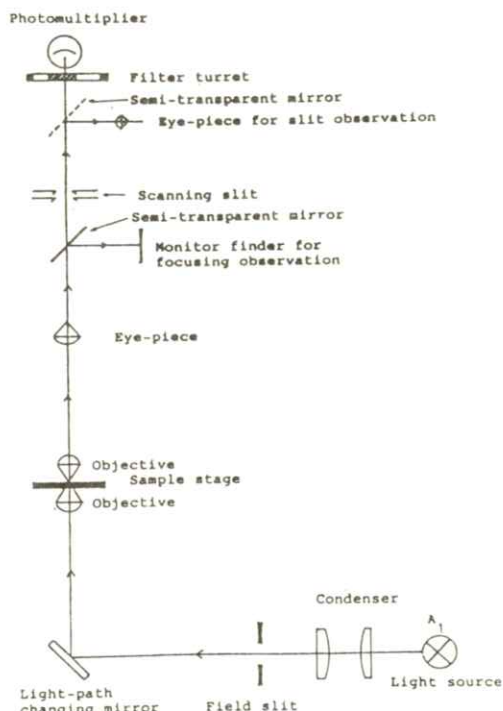


Fig. 4 Optical system for Fuji prototype microdensitometer.

ットにはいる。これに対し、富士式は照明スリットの絞りは光を通さない。走査スリットにはいるのは直接光と白色の散乱光である。どちらも照明スリットを狭くすると走査スリットにはいる白色の散乱光をほとんど除去することができる。

H&D曲線とU曲線の実験および線像濃度分布の測定に用いた照明スリットの幅は10〔 μm 〕と500〔 μm 〕である。走査スリットの幅はどの場合も10〔 μm 〕より20〔%〕狭い8〔 μm 〕である。高さはすべて640〔 μm 〕である。

4. 結果と検討

Fig. 5はH&D曲線とU曲線の測定結果を示す。

H&D曲線は四つともほぼ同様である。これは照明スリットで照明するフィルムの部分がすべて均一な広い面積の濃度であり、散乱光の影響をほとんど受けなためである。

U曲線は四つとも濃度が異なっている。富士式で照明スリット幅10〔 μm 〕の測定では、H&D曲

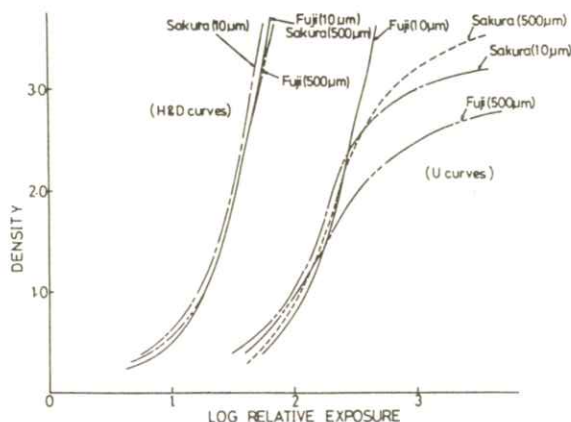


Fig. 5 H&D curves and U curves for the LTI-RX system, measured by Sakura PDS-15 type and Fuji prototype microdensitometers with the field-slit widths of 10 μm and 500 μm .

線とU曲線は平行移動しており、U曲線の測定の際に散乱光の影響を受けていないことがわかる。富士式でも照明スリット幅を500〔 μm 〕に広げると白色の散乱光がはいり、H&D曲線とU曲線は平行でなくなる。サクラPDS-15では、照明スリット幅が10〔 μm 〕のとき白色の散乱光の影響を受けていないが、緑色の散乱光がはいっているためH&D曲線とU曲線は平行移動しない。照明スリット幅を500〔 μm 〕に広げると緑色光のほかに白色光の散乱光がはいり、H&D曲線とU曲線は平行移動とはならない。

U曲線の高濃度領域で富士式とサクラPDS-15とでは照明スリット幅の相違による影響が逆になっている。これは散乱光の影響は緑色光が白色光よりも支配的であることを示している。

Fig. 5に示したH&D曲線とU曲線を用いて、ピーク濃度の異なる5種類の線像濃度分布をLSFに変換した。その半値幅をTable 1に示す。富士式(10〔 μm 〕)ではH&D曲線とU曲線のどちらで変換した結果も半値幅はほぼ同一であり、濃度依存性はない⁶⁾。ここで富士式(10〔 μm 〕)のH&D曲線で変換した半値幅を真値とみなす。富士式(500〔 μm 〕)ではH&D曲線で変換すると濃度依存性があり、真値とは大きく異なる。しかし、U曲線で変換すると濃度依存性がほとんどなく真値に近い半値幅を得ることができる。これはサクラPDS-15(10〔 μm 〕と500〔 μm 〕)についても同様である。

上述したLSFについて、中心からの距離に対するLSFの値をTable 2とTable 3に示す。富士式(Table 2)とサクラPDS-15(Table 3)および照明スリット幅10〔 μm 〕と500〔 μm 〕のそれぞれ

Table 1 Half-value widths of the LSFs.

Microdensitometer	Field-slit width (μm)	Slit image No.	Peak density	HW* of the LSF using H&D curve (μm)	HW* of the LSF using U curve (μm)
Fuji prototype	10	1	1.15	132	130
	10	2	1.38	128	126
	10	3	1.76	132	132
	10	4	2.30	135	136
	10	5	2.75	138	138
	500	1	1.10	122	123
	500	2	1.37	126	123
	500	3	1.65	151	126
	500	4	1.93	171	132
	500	5	2.25	210	126
Sakura PDS-15	10	1	1.24	98	124
	10	2	1.50	102	128
	10	3	1.94	112	126
	10	4	2.42	112	121
	10	5	2.81	140	120
	500	1	1.08	104	120
	500	2	1.32	104	124
	500	3	1.68	112	124
	500	4	2.16	110	122
	500	5	2.54	130	124

* HW = Half-value width.

** The value is regarded as real half-value width of the LSFs.

Table 2 Values of the LSFs at various distances from the center, measured by Fuji prototype microdensitometer.

Width of field slit (μm)	Distance from the center of the LSF (mm)	Curve used for conversion	Value of the normalized LSF					Average
			Slit image	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5
10	0.054	H&D		0.578	0.568	0.590	0.600	0.595
		U		0.586	0.560	0.583	0.570	0.595
	0.108	H&D		0.252	0.234	0.234	0.280	0.271
		U		0.245	0.235	0.244	0.226	0.257
	0.162	H&D		0.107	0.114	0.138	0.157	0.154
		U		0.117	0.135	0.140	0.163	0.184
	0.216	H&D		0.060	0.045	0.060	0.073	0.083
		U		0.052	0.067	0.063	0.080	0.093
	500	H&D		0.534	0.627	0.643	0.759	0.796
		U		0.551	0.577	0.559	0.583	0.565
		H&D		0.239	0.247	0.333	0.380	0.495
		U		0.256	0.231	0.255	0.236	0.245
		H&D		0.101	0.114	0.129	0.181	0.253
		U		0.107	0.115	0.121	0.119	0.118
		H&D		0.052	0.064	0.077	0.102	0.130
		U		0.046	0.058	0.060	0.062	0.058

** The values are regarded as real values of the LSFs at various distances from the center.

Table 3 Values of the LSFs at various distances from the center, measured by Sakura PDS-15 microdensitometer.

Width of field slit (μm)	Distance from the center of the LSF (mm)	Curve used for conversion	Slit image	Value of the normalized LSF					Average
				No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	
10	0.054	H&D U		0.496	0.493	0.561	0.559	0.650	0.552
				0.565	0.591	0.596	0.565	0.556	0.575
	0.108	H&D U		0.166	0.188	0.239	0.275	0.311	0.236
				0.252	0.240	0.265	0.239	0.232	0.246
	0.162	H&D U		0.086	0.087	0.096	0.136	0.168	0.115
				0.109	0.128	0.138	0.117	0.139	0.126
	0.216	H&D U		0.039	0.038	0.043	0.054	0.099	0.055
				0.048	0.060	0.072	0.053	0.064	0.059
500	0.054	H&D U		0.485	0.491	0.536	0.519	0.583	0.523
				0.571	0.561	0.561	0.594	0.567	0.571
	0.108	H&D U		0.125	0.168	0.214	0.236	0.283	0.205
				0.244	0.243	0.250	0.282	0.270	0.258
	0.162	H&D U		0.070	0.088	0.114	0.113	0.118	0.101
				0.137	0.138	0.142	0.158	0.132	0.141
	0.216	H&D U		0.030	0.035	0.062	0.047	0.047	0.044
				0.058	0.060	0.071	0.080	0.075	0.069

の場合について、H&D曲線とU曲線を用いての変換結果は **Table 1** の半値幅と同様である。

まえがきに述べたように、市販のマイクロデンスitomーターには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ものがみられる。過去、LSFが濃度依存性を示すという実験結果が報告されているのは、このようなマイクロデンスitomーターで求めたH&D曲線で線像濃度分布をLSFに変換したためである。そこでこのようなときには、U曲線を用いて変換すれば濃度依存性のほとんどない真値に近いLSFを得ることができることをこの実験結果は示している。

5. む す び

走査スリットに散乱光のはいらないよく設計されたマイクロデンスitomーターではH&D曲線とU曲線は半対数目盛で平行になる。このようなとき

は、線像濃度分布をLSFに変換するのにどちらを用いてもよい。しかし、走査スリットの散乱光のはいてくるような不十分な設計のマイクロデンスitomーターでは、H&D曲線は平行とはならない。このようなときには、U曲線を用いると濃度依存性のほとんどない真値に近いLSFを求めることができる。**Fig. 1**に示すように、マイクロデンスitomーターは走査スリットに散乱光のはいるような不十分な設計のものが多く、LSFを求めるには安全のためU曲線を用いて変換するのが賢明である。

さらに基礎露光法の適用は、かぶり以下線量の簡単で再現性のすぐれた補正法であることを実験的に確認した。

謝 辞

本研究の1部は岐阜大学学生船戸康雄君の卒業

研究として行なわれたものである。実験については宮崎医科大学病院稲津博技師長に、図面については岐阜大学大学院生杉本真君、鷺見重治君に協力いただいた。ここに厚く感謝する。

また、本研究を行なうにあたり、種々示唆とご鞭撻をいただいた岐阜大学仁田昌二博士、田中嘉津夫博士に深く感謝の意を表する。

文 献

- 1) 中島篤之助：応用分光学ハンドブック，編者 吉永弘 p. 797 (朝倉書店，東京，1973)
- 2) A. G. Haus and K. Rossmann: *Radiology* **94** 673 (1970).
- 3) H. Fujita and S. Uchida: *Jpn. J. Appl. Phys.* **20** 227 (1981).
- 4) K. Doi, G. Holje, L. N. Loo, H. P. Chan, J. M. Sandrik, R. J. Jennings and R. F. Wanger: *MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems* p.8 (U. S. Department of Health and Human Services, Rockille, Maryland, 1982).
- 5) K. Doi, K. Strubler and K. Rossmann: *Phys. Med. Biol.* **17** 241 (1972).
- 6) K. Strubler, K. Doi and K. Rossmann: *Phys. Med. Biol.* **18** 219 (1973).

画像の系列依存性による評価

内田 勝*・蔡 篤儀*・小島 克之**

*岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1-1

**岐阜医療技術短期大学 〒501-32 関門市平賀字長峰 795

(1984年7月23日 受理)

Evaluation of Images by Using Sequential Dependency

Suguru UCHIDA*, Du-Yih TSAI* and Katsuyuki KOJIMA**

* Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University,
1-1, Yanagido, Gifu-shi 501-11

** Gifu College of Bio-Medical Technology, 795, Ichihiraga, Seki-shi 501-32

(Received July 23, 1984)

Evaluation of images by means of recognizability, which is independent of the techniques for physical image evaluation so far being used, is proposed. This evaluation method can be defined by extending one-dimensional sequential dependency in information theory to two-dimensional one. The present paper defines the strongness of sequential dependency and the magnitude of recognizability. By making use of this recognizability, quantitative evaluation of those images which may not be rationally evaluated by the conventional physical evaluations, such as modulation transfer function and Wiener spectrum, became possible to be made.

1. ま え が き

現在放射線像の評価にはMTF¹⁾, ウィーナー
スペクトル²⁾, γ などが用いられている。これら
はそれぞれ像の鮮鋭度, 粒状性, 階調を表わして
いる。

この論文では, これらの物理的評価とは関係な
く, 情報理論における系列依存性^{3,4)}を用いて
「認知度」の観点から像の定量的な解析を行なう。
認知度とは像を認知することのできる程度のこと
であって, それは構造, 平等性, 鮮鋭さ, 対称性
等の観点から分類できる。認知度という言葉は像

評価に用いられているが、定量的表現はまだなされていない。放射線医が、従来の物理的評価で劣っている像でも自分の見たいところがよくでておれば充分であるといっているのをしばしば聞く。すなわち、いままでの像の物理的評価とは関係のない像評価として、認知度の概念が必要だということである。また、この認知度という概念は放射線像だけでなく、一般の像評価にも適用できると考えられる。

1次元信号の系列依存性についてのシミュレーションおよび2次元信号への拡張はすでに報告した⁵⁾。そして定常画像・非定常画像の種々なパターンについての解析も行なった⁶⁾。

ここでは、系列依存性の強度から認知度を定義し、認知度によって各種パターンの解析を試みたものである。

2. 認知度の定義

認知度の大きさについてつぎのような定義を仮定する。

定義1：系列依存性の強さは N 次推定値(H_N)一次数(N)曲線の各次数ごとの勾配の平均すなわち、平均勾配 (average gradient 略してAG)で示す。

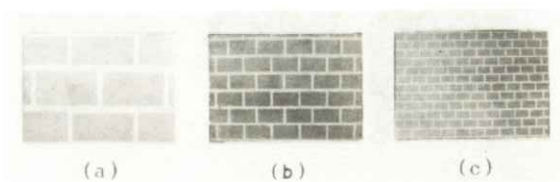


Fig. 1 Three photographs of blocks having different sizes. (a) large, (b) medium and (c) small.

定義2：認知度の大きさは系列依存性の強さに比例する。

上記2つの仮定した定義から認知度の大きさは H_N-N 曲線全体の平均勾配に比例するということができる。

3. 画像評価への適用

濃度測定に用いたマイクロデンスitomーターはサクラ2406-type flatted scannerである。スリット面積は 100×100 [μm^2]であり、走査速度は 100 [$\mu\text{m}/\text{秒}$]である。サンプリング間隔は横方向と縦方向のどちらも 100 [μm]である。この条件は以下に述べる適用例のすべてに共通している。

3.1 煉瓦の写真

Fig.1に示す煉瓦の3枚の写真に系列依存性を適用し認知度で評価した。サンプリング点は $30 \times 30 = 900$ 点である。測定した濃度は 0.02 の幅で量子化した。

系列依存性の計算結果をFig. 2に示す。AGは小煉瓦: 0.77 , 中煉瓦: 0.69 , 大煉瓦: 0.64 である。

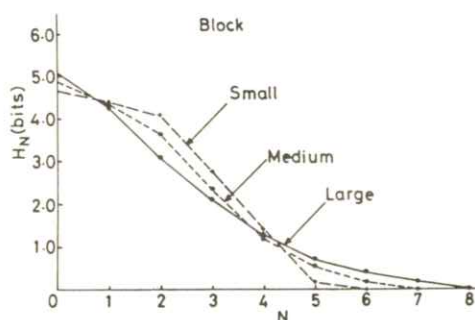


Fig. 2 Calculated results of sequential dependencies for the photographs of the blocks shown in Fig. 1.

すなわち、小煉瓦がもっとも系列依存性が強く認知しやすいことになる。Fig. 1の3枚の写真と比較すると、像の構造が細かいほど煉瓦パターンとして認知しやすい。したがって、この場合には、認知度の程度は像の構造（パターンの大きさ）から比較することができる。

3.2 X線フィルム

コダックの3種類のX線フィルムすなわち、XRP（青感性、普通感度）、OH（緑感性、高感度）およびOG（緑感性、普通感度）を用いた。露光条件は管電圧80 [kVp]、管電流50 [mA]である。X線管焦点とフィルム間の距離は180 [cm]である。露光時間を変化して各フィルムの濃度を 0.60 ± 0.03 とした。濃度の均一な 10×10 [cm²]の面積の中から5箇所についてマイクロデンシトメーターで走査し濃度分布を測定した⁷⁾。1箇所の測定面積は 3×3 [mm²]である。測定した濃度の量子化幅は0.01である。これら5箇所の系列依存性を計算し平均した。

系列依存性の計算結果をFig. 3に示す。3種類のフィルムについてのAGはXRP: 0.60, OH:

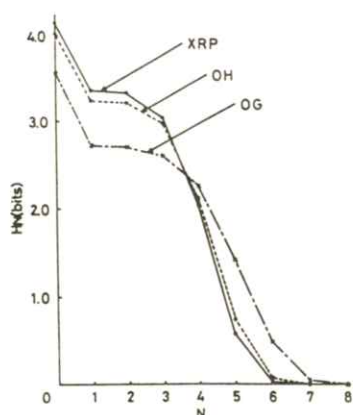


Fig. 3 Calculated results of sequential dependencies for three types of Kodak radiographic films: XRP, OH and OG.

0.57, OG: 0.51である。このことからXRPがもっとも系列依存性が強いすなわち、濃度分布がもっとも認知しやすい。ついでOH, OGの順である。このことは濃度の種類がXRP: 18, OH: 16, OG: 12であり、XRPがもっとも濃度の種類が多いことに関連している。Fig. 4は3種類のフィルムの顕微鏡写真(400倍)である。この写真からもXRPの粒子が最も粗く不均等であり、認知しやすい。OGの粒子は最も細かく均等であり認知しにくいすなわち、粒状性がすぐれている。この場合における認知度は「ミクロな平等性」で比較している。

3.3 正常組織と異常組織

Fig. 5は食道の早期癌の写真である。上部の正方形の部分が正常組織である。下部の正方形の部分が異常組織である。異常組織の右上の部分が強い異常組織(*tunica muscularis propria*略してmp)であり、左下の部分が弱い異常組織(*tunica mucosa*略してm)である。これら三つの部分をマイクロデンシトメーターで走査し濃度分布を求めた。1箇所の走査面積は 3×3 [mm²]である。濃度は幅0.02で量子化した。

系列依存性の計算結果をFig. 6に示す。三つの組織のAGは異常組織(mp): 1.15, 異常組織(m): 0.75, 正常組織: 0.59である。巨視点な観点か

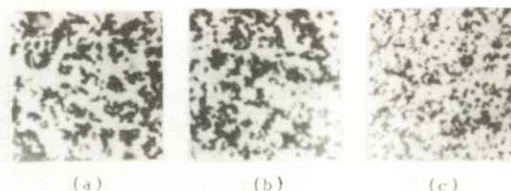


Fig. 4 Microphotographs of blackened silver grains. (a) XRP film, (b) OH film and (c) OG film.

ら異常組織(mp)がもっとも平等性が小さく、正常組織がもっとも平等性が大きい。そして異常組織(mp)がもっとも系列依存性が強く認知しやすい。したがって、この場合認知度は「マクロな平等性」の観点から比較できる。

3.4 格子パターン

三つの格子パターンをFig.7に示す。各格子パターンをマイクロデンシトメーターで走査し濃度

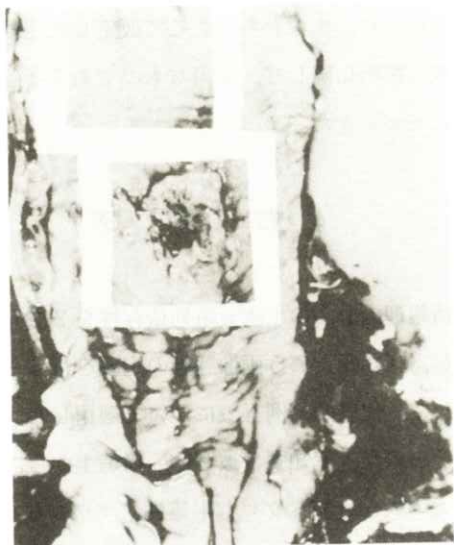


Fig. 5 A photograph of a specimen for the surface cancer of esophagus. The upper square-framed portion is normal tissue, while the lower one is abnormal tissue (mp).

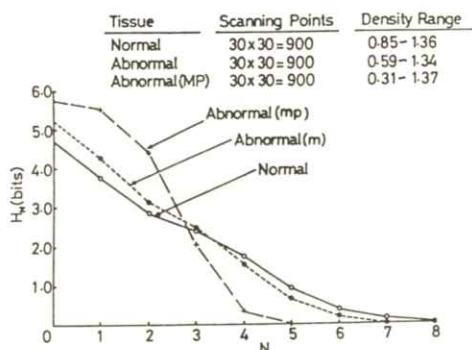


Fig. 6 Calculated results of sequential dependencies for the normal and abnormal tissues shown in Fig. 5.

分布を求めた。サンプリング点は $70 \times 70 = 4900$ 点であり、濃度の量子化幅は0.1である。

系列依存性の計算結果をFig.8に示す。この場合 H_N の値が0にならない。そこでAGを求めるには大ボケの $N = 12$ のときの H_N の値を0として計算する。このようにして求めたAGはボケなし：0.24, 中ボケ：0.17, 大ボケ：0.10である。ボケなしの格子がもっとも強い系列依存性を示す。認知度の観点からもボケなしの格子がもっともよく認知できる(Fig.7)。すなわち、「鮮鋭さ」によって認知度を比較できる。

3.5 頭部と胸部のX線写真

頭部と胸部のX線写真をFig.9に示す。図に示すそれぞれの正方形の部分マイクロデンシトメーターで走査し濃度分布を求めた。サンプリング点は $70 \times 70 = 4900$ であり、濃度の量子化幅は0.2

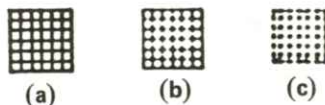


Fig. 7 Cross-grid patterns. (a) non-blur cross grid, (b) medium-blur cross grid and (c) large-blur cross grid.

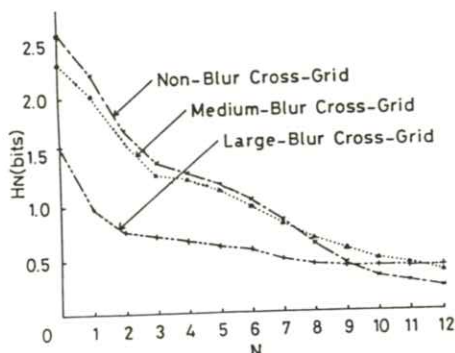
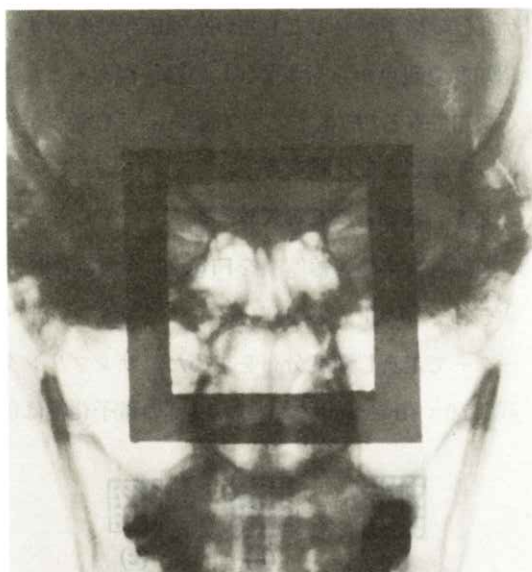


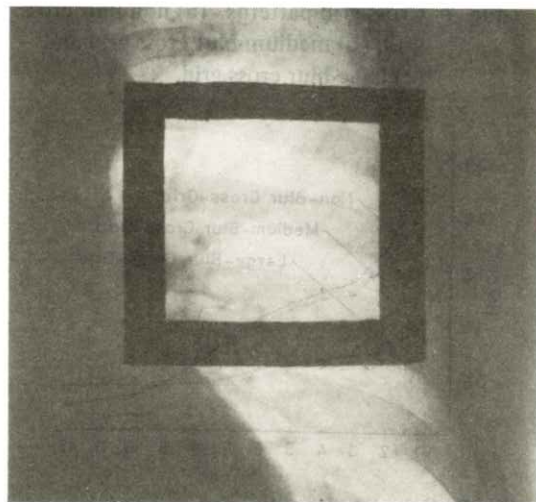
Fig. 8 Calculated results of sequential dependencies for the cross-grid patterns shown in Fig. 7.

である。

系列依存性の計算結果をFig. 10に示す。3.4で述べた格子パターンのときと同様に、この場合も $H_N = 0$ とならない。そこでAGを求めるには胸部の $N=10$ における H_N の値を0として計算する。AGの値は頭部: 0.30, 胸部: 0.17である。頭部は胸部よりも強い系列依存性があり、高い認知度を



(a) head



(b) chest

Fig. 9 Head and chest radiographs.

示す。これは頭部の方が胸部よりも対称性にすぐれていることによる。このように、像の「対称性」によって認知度を比較できる。

上述した五つの適用例のほかにも多くの例について系列依存性を求めた。その結果は、これまでの像の物理的な評価とは関係なく、系列依存性を用いて認知度の観点から像を評価できることが明らかになった。すなわち、ここで仮定した定義は実画像の解析に際して、妥当なものであると確認することができた。

4. む す び

情報理論からの1次元系列依存性を2次元に拡張し、認知度という画像評価の定義を行なった。そして、代表的な例五つについて適用した。

その結果、認知度は被写体の構造上から、パターンの大きさ、ミクロな平等性、マクロな平等性、鮮鋭さ、対称性などによって変化することが判明した。このような認知度の活用は同種図形間だけでなく、異種図形間の相互比較も容易に可能とな

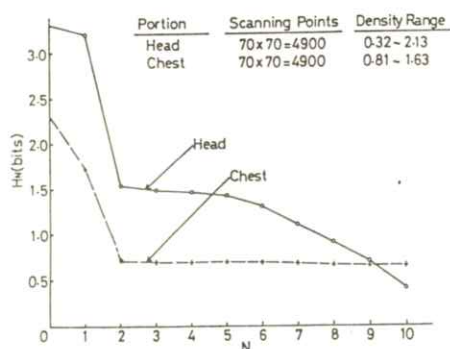


Fig. 10 Calculated results of sequential dependencies for the head and chest radiographs shown in Fig. 9.

り, さらに, 現在困難視されている Digital Radiography の画像評価に大きな光明を投げかけるものである。これらの報告については別の機会にゆずりたい。

謝 辞

本研究の初期の段階で計算機シミュレーションと実験について岐阜工業高等専門学校藤田広志博士に協力をいただいた。実験については宮崎医科大学病院稲津博技師長に, 実験および計算については岐阜大学大学院生鷺見重治君, 杉本貢君に種々協力をいただいた。ここに深く感謝する。

また, 本研究を行なうにあたり, 種々示唆とご鞭撻をいただいた岐阜大学仁田昌二博士と田中嘉津夫博士に深く感謝の意を表する。

文 献

- 1) K. Rossmann: J. Opt. Soc. Am. **52** 774 (1962).
- 2) K. Rossmann: Am. J. Roentgenol. **90** 863 (1963).
- 3) F. Attneave: *Application of Information Theory to Psychology* p.13 (Holt, Rinehart and Winston, New York, 1959).
- 4) 内田勝, 他: 放射線像研究 **14** 22 (1984)
- 5) 内田勝, 他: 放射線像研究 **14** 24 (1984)
- 6) 内田勝, 他: 放射線像研究 **14** 30 (1984)
- 7) 内田勝, 他: 放射線像研究 **14** 31 (1984)

〔論 文〕

定量性を保存した SPECT 用の新しいデータ採取法

坂本一樹・大山永昭・本田捷夫・辻内順平

東京工業大学工学部像情報工学研究施設 〒227 横浜市緑区長津田町 4259

(1984 年 8 月 2 日 受理)

Advanced Data Acquisition Methods for Quantitative Single Photon Emission CT

Kazuki SAKAMOTO, Nagaaki OHYAMA, Toshio HONDA and Jumpei TSUJIUCHI

Imaging Science and Engineering Laboratory, Tokyo Institute of Technology

4259 Nagatsuta, Midori-Ku, Yokohama 227

(Received August 2, 1984)

This paper proposes some advanced data acquisition methods for the quantitative single photon emission CT. One example of such methods is the odd number angular sampling method over 360 degrees for a widely distributed object, and the other is fine angular sampling of 180 degrees for a localized small object. The image quality thus obtain such as the spatial resolution and the signal to noise ratio becomes better than that reconstructed from the conventional conjugate projection data. The reconstruction technique used in computer simulation is the iterated correction matrix method, but other techniques are also applicable. Comparison between the weighted back projection method and the correction matrix method is also presented.

1. 序 論

CT 像再生手法の中でも、体内に投与した放射線核種から放射される γ 線を用いる ECT には、対象とする臓器の生態機能像が得られるという大きな特徴がある。特に、単光子を用いる ECT は特殊な装置を必要としないため、大きな注目を集めている。しかし γ 線は、体内でその一部が吸収されてしまうため、定量性を保存した像を得るに

は、なんらかの補正を必要とする。本研究は、吸収が映像系に与える影響を明らかにし、その一般的な補正法について述べ、それらに逐次法を組み合わせることの有効性を示す。さらに採取する投影データに関する制約が、X 線 CT の場合と同じであることから、対象とする臓器に応じた最適なデータ採取法が存在する可能性を示し、その例として、非対向での 360 度データ採取法と、180 度データ採取法を提案し、計算機シミュレーション

を用いて示す。

2. 吸収の影響による劣化系とその補正

線源が受ける吸収の影響は、線源の存在する位置から体表までの吸収係数の線積分によって決まる。Fig. 1に示すように、この線積分値を $A(\mathbf{r}, \theta)$ ($\mathbf{r}$ は線源の位置、 θ は投影方向)とすれば、 $\mathbf{r} = \mathbf{r}_0$ に点線源がある場合の θ 方向 t 軸への投影データは、 $\mathbf{e}_\theta$ を投影方向に垂直な単位ベクトルとして

$$P(t, \theta) = A(\mathbf{r}_0, \theta) \delta(t - \mathbf{r}_0 \mathbf{e}_\theta)$$

となる。この投影データの重畳積分法による再生像は、フィルタ関数を f とすると、

$$g(\mathbf{r}; \mathbf{r}_0) = \left[\frac{1}{\pi} \int_0^\pi A(\mathbf{r}_0, \theta) d\theta \right] \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0) + \varepsilon(\mathbf{r}; \mathbf{r}_0)$$

となり、右辺第二項は、

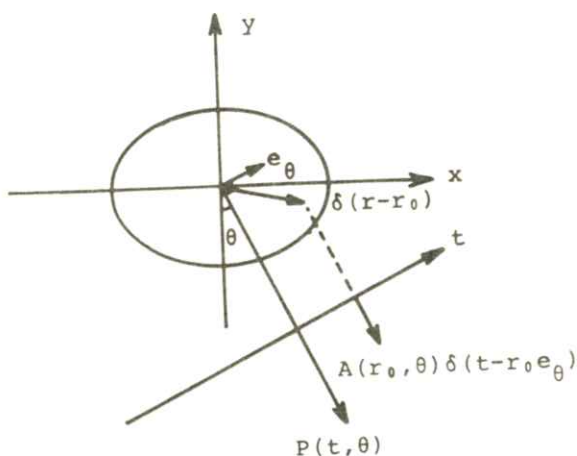


Fig. 1 System coordinates

である。ここで、 $g(\mathbf{r}; \mathbf{r}_0)$ というのは、 $\mathbf{r} = \mathbf{r}_0$ に置いた点線源の Point Spread Function

(PSF)であり、右辺第一項は吸収の投影を与える量の平均値分だけ減少していること、また、右辺第二項は、サイドローブを表している。つまり、再生像は、中心ピークが吸収の投影を与える量の平均値となり、さらにサイドローブを持つ吸収係数分布によって決定される space variant な PSF で劣化していることがわかる。故に、 $A(\mathbf{r}, \theta)$ が既知であれば、吸収補正された像を再生するのに必要な投影方向は、数学的には、180度だけで十分である¹⁾。

上式で示されるように、Filtered Back Projection法を用いただけでは、正しい再生を行なうことはできない。吸収に対する有力な補正法としては、例えば、コレクションマトリックス法(CM法)²⁾³⁾⁴⁾がある。この手法は、PSFの中心に関して補正する方法である。また、他の方法として、Weighted Back Projection法(WBP法)⁵⁾がある。この手法は、次の3つのstepからなる。

- ① 投影データの規格化
 - ② フィルタを変えて、コンボリューション
 - ③ 対向するデータ間で重みを変えて再構成
- この手法では、①と③で中心ピークの値を補正し、②でサイドローブを抑制している。

CM法では、サイドローブ $\varepsilon(\mathbf{r}; \mathbf{r}_0)$ を補正するために、逐次法の導入が不可欠である。また、WBP法も体内で吸収係数分布が一様と仮定しており、より正しい再生像を得るためには、逐次法

の導入が必要である。これをシミュレーションによって確認した。

各画素は、0.5cmとし、全体で64×64画素で再構成を行なった。Fig. 2-(A)が吸数係数分布、(B)が、線源のモデルである。吸数係数分布、線源の強度分布をTable. 1に示す。また、統計変動ノイズはないものとして考えた。投影方向数は、360度にわたって等角度間隔に100方向とした。Fig. 3に各補正手法を用いた再生像を示す。(A)が、CM法を用い、逐次法を加える前の再生像、(B)が、WBP法を用い、逐次法を加える前の再生像、(C)が、CM法を用い、逐次法を3回加えた再生像、(D)がWBP法を用い、逐次法を3回加えた再生像である。逐次法の導入により、濃度歪やアーチファク

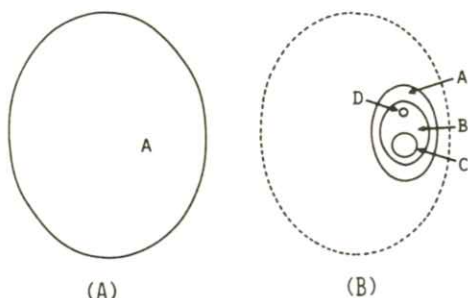


Fig. 2 Simulation Model

(A) Distribution of attenuation coefficients

(B) Distribution of source

Table 1. Distribution of source activity and attenuation coefficient in fig. 2.

(1) Source activity				
object	activity	size in pixel		position (x,y)
		major axis	minor axis	
A	1	8	12	(12, 0)
B	6	6	8	(12, 0)
C	10	3	3	(12, -3)
D	1	1	1	(12, 5)

(2) Attenuation coefficient (cm ⁻¹)				
object	Att. co.	size in pixel		position (x,y)
		major axis	minor axis	
A	0.15	23	30	(0, 0)

トの少ない良好な再生像が得られていることがわかる。さらに、オリジナル像との各画素の値の二

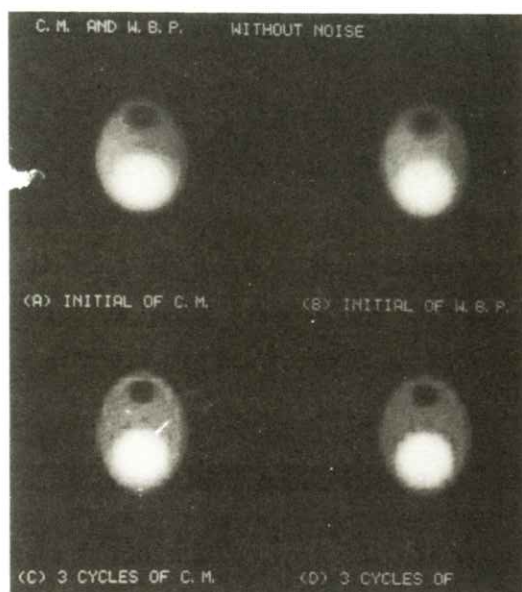


Fig. 3 Reconstructed images by C.M. and W.B.P. methods without noise

(A) Initial of C.M. (C) 3 cycles of C.M.
(B) Initial of W.B.P. (D) 3 cycles of W.B.P.

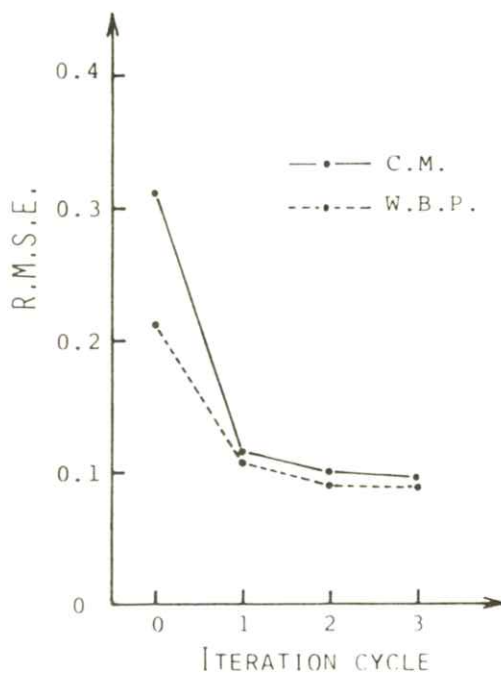


Fig. 4 A graph of rmse vs. iteration cycle

重平均誤差 (RMSE) をとると, (A)0.314 (B) 0.210 (C)0.096 (D)0.090 と逐次法を加えたものの方が良好な再生像となる。

また, RMSEと逐次法の反復回数の関係を Fig. 4 に示す。逐次法の導入により, 2つの手法は, ほぼ同じRMSEを持つ再生像が得られていることがわかる。すなわち, これらの手法は, pseudo inverse of attenuated Radon Transform であると考えられ, 逐次法の導入が有効であることを示している。さらに, 統計変動ノイズのない場合には, どの補正手法を用いても逐次法を導入すれば, 同程度の再生像が得られると思われる。

3. 非対向法と 180 度再生法

3.1 非対向法と 180 度再生法

従来, 投影データを採取するときには, 360 度にわたって対向してデータを採取すれば, 吸収による情報が得られ, サイドローブが抑制できると考えられていた。しかし, 先に示した逐次法を加えた CM 法では, データを対向させなくてもサイドローブを抑制できるので, 投影データを非対向すなわち, 360 度にわたって等角度間隔に奇数方向に採取した方が, サイドローブを抑制し, かつ実質的な投影方向数増加を実現する。従って, データの持つ情報量を考えた場合, 投影データは対向しないで採取する方が良好な再生像が得られると予想される。

また, 対象となる線源が体内で局在している場合を考える。r 線を用いた場合, 投影データの S/N 比は, 測定回数に対して単調増加している。故に, 測定回数が高ければ, 相対的に S/N 比の高

いデータが得られる。よって, このようなモデルを用いて, 線源に近い側からデータを採取したものは, 吸収による影響が少なく, 測定回数の高いつまり S/N 比の高いデータが得られると考えられ, 良好な再生像が得られると期待できる。

3.2 計算機シミュレーション

以上のことをシミュレーションによって確認した。再生手法は, 逐次法を加えた CM 法を, フィルタは, Shepp & Logan を用いた。モデルには,

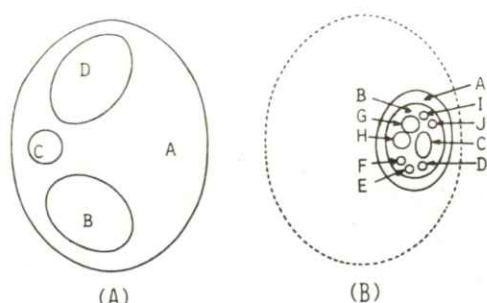


Fig. 5 Simulation Model

- (A) Distribution of attenuation coefficients
(B) Distribution of source

Table 2. Distribution of source activity and attenuation coefficients in fig. 5.

(1) Source activity				
object	activity	size in pixel		position (x,y)
		major axis	minor axis	
A	2	9	12	(12, 0)
B	6	7	9	(12, 0)
C	2	2	3	(14, -1)
D	0	1	1	(14, -6)
E	0	1	1	(11, -7)
F	0	1	1	(9, -5)
G	8	2	2	(11, 4)
H	10	2	2	(9, 0)
I	10	1	1	(14, 6)
J	10	1	1	(16, 4)

(2) Attenuation coefficients (cm ⁻¹)				
object	Att. co.	size in pixel		position (x,y)
		major axis	minor axis	
A	0.15	23	30	(0, 0)
B	0.0	11	8	(-5, -16)
C	0.30	4	4	(-15, 0)
D	0.0	12	8	(-4, 16)

Fig. 5-(A)に示すように、骨と肺を想定した吸数係数分布を考え、線源の強度分布は、(B)に示すように、細かいホットスポットとコールドスポットを持つ構造を持たせた。(Table 2)投影方向数は、対向する場合として、360度30方向、非対向の場合として、360度29方向を考えた。それぞれの再生像をFig. 6に示す。(A)が、ノイズなしで対向する場合、(B)が、ノイズなしで非対向の場合、(C)が、ノイズを含み対向の場合、(D)が、ノイズを含み非対向の場合である。ノイズは総測定計数が約50万となるように設定した。図を見てもわかるように、非対向で採取したデータから再生した方が空間的

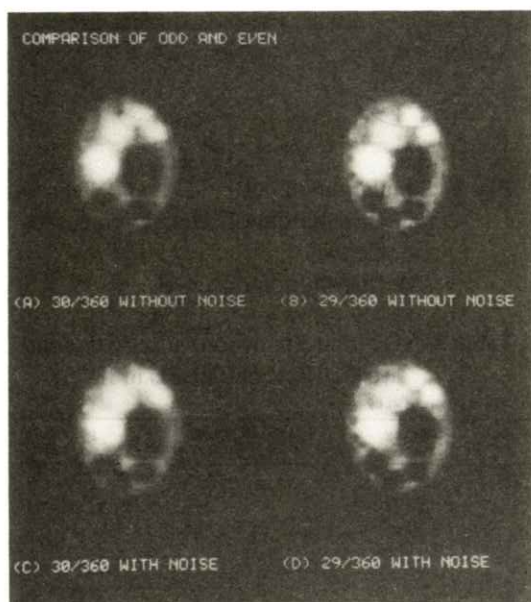


Fig. 6 Reconstructed images by the odd and even number methods
 (A) 30 directions over 360 degrees without noise
 (B) 29 directions over 360 degrees without noise
 (C) 30 directions over 360 degrees with noise
 (D) 29 directions over 360 degrees with noise
 Total counts is about 500K.

に分解能の高い像が再生されていることがわかる。また、体輪郭内でRMSEをとると、(A)0.247 (B) 0.177 (C) 0.364 (D) 0.251 と、ノイズの有無にかかわらず、非対向で採取したデータから再生した像の方が良い。また、RMSEと逐次法の反復回数(Iteration Cycle)の関係を示す。

次に、線源が、体内で局在するような場合を考える。Fig. 8-(A)が、吸数係数分布、(B)が、線源の強度分布を示している。(Table 3)投影方向

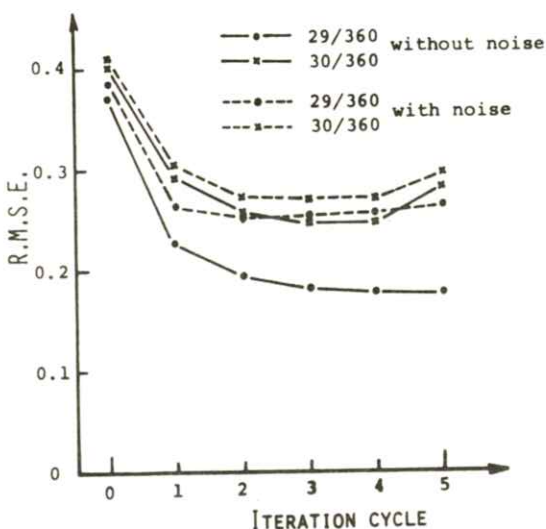


Fig. 7 A graph of rmse vs. iteration cycle

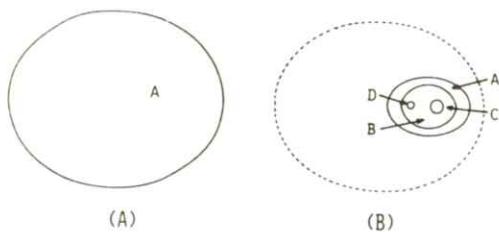


Fig. 8 Simulation Model
 (A) Distribution of attenuation coefficients
 (B) Distribution of sources

数は、対向として360度100方向、非対向として、360度99方向、線源に近い側の180度100方向を考えた。Fig. 9に示す再生像は、(A)がオリジナル

Table 3. Distribution of source activity and attenuation coefficient in fig. 8.

(1) Source activity				
object	activity	size in pixel		position (x,y)
		major axis	minor axis	
A	1	12	8	(12, 0)
B	6	8	6	(12, 0)
C	10	2	2	(15, 0)
D	1	1	1	(7, 0)

(2) Attenuation coefficient (cm ⁻¹)				
object	Att. co.	size in pixel		position (x,y)
		major axis	minor axis	
A	0.15	28	16	(0, 0)

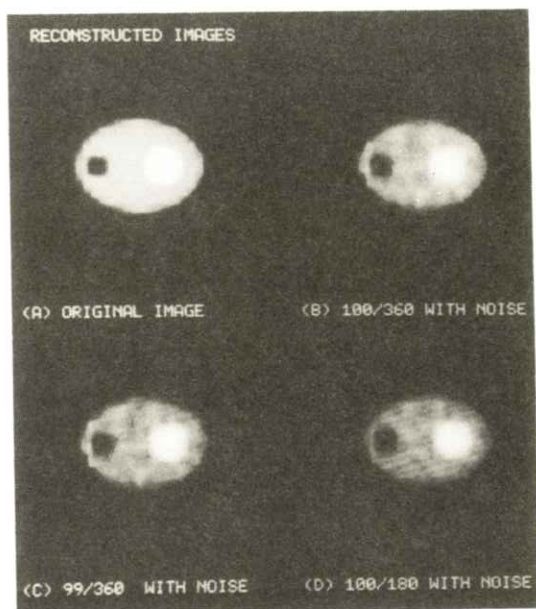


Fig. 9 Reconstructed images by the odd, even and 180 degrees number methods
 (A) Original image
 (B) 100 directions over 360 degrees with noise
 (C) 99 directions over 360 degrees with noise
 (D) 100 directions over 180 degrees with noise
 Total counts is about 460K.

像、(B)が360度100方向、(C)が360度99方向、(D)が180度100方向の場合である。なお、ノイズは、計測時間をそろえ、総測定計数が対向の場合で約46万となるように設定した。図からもわかるように、ノイズの有無にかかわらず、濃度歪やアーチファクトの少ない良好な像が再生されていることがわかる。また、線源の存在する範囲でRMSEをとると、(B)0.410 (C) 0.406 (D) 0.360 となっており、これからも180度で再生した方が良いことがわかる。RMSMと逐次法の反復回数の関係をFig. 10に示す。

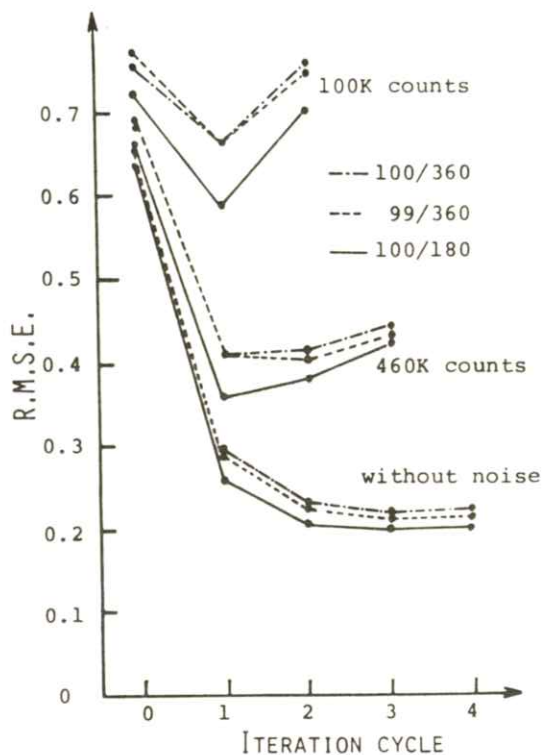


Fig. 10 A graph of rmse vs. iteration cycle

4. 結 論

本論文は、吸収補正に必要な投影データの角度サンプルが、180度であることを示し、実用的な場合として、投影データを非対向で採取することを提案した。この手法は、全ての物体に対して有効であり、空間的により高分解能な像を再生することができる。また、心臓のように、線源が局在している場合に有効な180度サンプル法を示した。この場合には、線源に近い側をサンプルするため統計変動ノイズの少ない像が得られる。さらに、この解析と提案の妥当性を計算機シミュレーションにより確認した。ここで用いた再構成手法は、逐次法とCM法を組み合わせたものであるが、より良い収束性を得るためには、対向データを必要としない、より正確な *pseudo inverse* が必要である。

文 献

- 1) D. J. Tretiak and C. Metz: SIAMJ Appl. Math. **39** 341 (1980)
- 2) L. T. Chang: IEEE NS-**25** 638 (1978)
- 3) 諸角他: 信学論D, J 66-D, **10**, 1130 (1983)
- 4) 川上他: 放射線像研究, **13**, 132 (1983)
- 5) E. Tanaka: J. Comput. Assist. Tomogr. **7** 692 (1983)

I 第79回研究会記事

第79回RII研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和59年6月30日(土) 10:00~16:00

場 所 東京大学医学部3号館

出席者 79名

プログラム

特別講演 10:00~11:30

高品位テレビの現況とその応用

NHK技研

石田武久氏

見 学 11:30~12:30

1.5 T NMR・CT装置の医学応用について

シーメンス・メディカル・システム社 滝沢 修氏

総 会 13:00~14:00

研究発表

- 1) 放射線領域における濃度-露光量変換曲線とマイクロ黒度特性
岐阜大学 工学部 内田 勝, 蔡 篤儀
岐阜医療技術短期大学 小島克之
- 2) 画像の系列依存性による評価
岐阜大学 工学部 内田 勝, 蔡 篤儀
岐阜医療技術短期大学 小島克之
- 3) 単一照射によるX線スクリーン・フィルム系のセンシトメトリー(II)
千葉大学 工学部 犬井正男, 三宅洋一, 久保走一
千葉大学 放技校 田中 仁
東京工大 像情報 小門 宏
千葉大学 医学部 有水 昇
- 4) 定量性を保存したSPECT用の新しいデータ採手法
東京工大 像情報 坂本一樹, 大山永昭
本田捷夫, 辻内順平
- 5) 超音波画像の性質
電気通信大学 丸山裕考, 桜田孔司, 長谷川 伸

II 委員会（RII研究会）議事録

昭和59年6月30日 12:30-13:00 東京大学医学部

出席者 内田会長、佐々木、佐柳、竹中、津田、長谷川、三浦、金森、中森、山下

1. 現約改正案（14巻1号掲載）承認
2. 細則改正案（会費改訂）承認

III 総会議事録

昭和59年6月30日 13:00-13:40 東京大学医学部

出席者 168名（うち委任状 130名）

1. 58年度事業報告、会計報告承認
2. 規約改正案承認
3. 現役員の任期に残任期間があるが、学会になるので新しく役員を選出し直す事を承認した後、原案（14巻1号掲載）を承認
4. 細則改正（会費改訂）の常任委員会案報告
5. 58年度事業計画案、予算案承認

IV 理事会（医用画像情報学会）議事録

昭和59年6月30日 16:00-16:30 東京大学医学部

出席者 内田会長、磯部、小西、佐々木、佐柳、竹中、津田、長谷川、三浦、和田、金森、

1. 互選により金森総務理事を選出
2. 会長が常務理事とその担当を委嘱

——— 新 入 会 員 ———

☆ 賛 助 会 員

会 社 名	代表者		所 在 地	TEL
東 洋 メ デ ィ ッ ク ㈱	荻野 美律	〒534	大阪市都島区東野田2-3-24	06-352-7155
東和放射線防護設備㈱	筒井 政光	〒567	茨木市耳原2丁目3番17号	0726-43-4571(代)
デュボンジャパンリミテッド	佐藤 浩一	〒107	東京都港区赤坂1丁目11番39号	03-584-4962
ナガセメディカルキブライ㈱	福島 靖仁	〒530	大阪市北区同心1丁目8番14号	06-353-1691(代)

☆正 会 員

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
赤 井 好 美	㈱東芝 医用機器技術研究所	
	〒329-26 大田原市下石上 1385-1	02872-9-6201
浅 井 義 行	近畿大学医学部附属病院中央放射線部	
	〒589 大阪府南河内郡狭山町西山 350	0723-66-0221
安 達 登志樹	越谷市立病院 放射線科	
	〒343 越谷市東越谷 10-47-1	
上 村 正 信	近畿大学医学部附属病院中央放射線部	
	〒589 大阪府南河内郡狭山町西山 380	0723-66-0221
金 野 光 明	岩手県立胆沢病院 放射線科	
	〒023 水沢市西町 1-5	01972-4-4122
山 本 友 行	金沢大学病院 放射線部	
	〒920 金沢市室町 13-1	0762-62-8151

会 員 移 動

会 員 名	種 別	変更項目	変 更 内 容
キ ャ ノ ン	㈱ 賛 助 代 表 者		西 岡 茂
㈱ 東 芝	賛 助 会 社 名		東京芝浦電気㈱ → ㈱東芝
富士写真フィルム	㈱ 賛 助 代 表 名		矢 野 昭
森 矢 達 人	正 連 絡 先	〒112	東京都文京区目白台 1-75 目白台コーポ 303号 (03-943-0344)

編 集 委 員

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)

医用画像情報学会雑誌

1984年9月20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気工学科内
電話075(791) 3211 (内線585)
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)

賛助会員名簿

昭和59年8月10日現在の本学会賛助会員は下記のとおりです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名を掲載させていただきます。(五十音順)

化成オプトニクス(株)	東洋メディック(株)
キ ャ ノ ン (株)	東和放射線防護設備(株)
小西六写真工業(株)	トムソンジャパン(株)
(株) 島 津 製 作 所	ナガセメディカルサプライ(株)
シーメンス・メディカルシステム(株)	(株) ナ ッ ク
中 央 精 機 (株)	日 本 電 気 (株)
デュボンジャパンリミテッド	(株) 日 立 メ デ ィ コ
(株) 東 芝	富士写真フィルム(株)
東芝メディカル(株)	(計17社)

編 集 後 記

今回、会員の大多数の方々のご賛同を得て学会に名称変更を行ない、学会雑誌として創刊号を発刊する運びとなった。昭和39年3月21日に阪大病院で第1回のRII研究会を開催した時の感激が、再びよみがえってきた。ここまで到着するについて、多くの方々のお力添えがあった。まずあげねばならないのは、内田会長の熱意である。弱気であった我々を力強く引っ張って下さった。会則変更等の手続きについては、学会運営のベテランである田中理事の御指示に従った。ISSNの番号の取り方については長谷川理事に教えて頂いた。英語名について京工織大の外人教師に相談した結果、どうしてもInformationを入れる場所がなくて困っていた所、佐々木理事に有益な示唆を頂いて解決した。この他にも、旧委員と新理事の方々には有益な御意見を頂いた。この場を借りて謝意を表する。

表紙について。周知のとおり、最初の医用放射線画像はRöntgen(1895)が夫人の手を制動放射X線で撮影したものである。制動放射を前期量子論で説明したKramers(1923)の歴史的な論文に従って、表紙の図案を作ってみた。表紙の円と曲線は、電子が原子核の近傍を通るときに減速される様子を図案化したものである。

内田会長の巻頭言のように、会員の皆様方の御協力によって、本学会が徐々に権威ある学会に発展することを祈って筆を置く。(K)

—— 第15回 画像工学コンファレンス ——

画像工学コンファレンスは1970年の発足以来、関連学会・研究会の共通の研究発表、討論の場として、日本の画像関係の研究開発の発展に大いに寄与してまいりました。本年も新たな発展を期し、次のような内容で第15回画像工学コンファレンスを開催することに致しました。

- (1) 我国関連各分野の第一人者による招待講演
- (2) 15回を記念して、最近のメディアテクノロジーに関する特別招待講演
- (3) 一般公募講演
- (4) 討論が十分にできるポスターセッション

なお、懇親会も行ないますが、さらに'84国際画像機器展が併催されますので、関連分野の方々の積極的なご参加を期待いたします。

期 日：昭和59年11月26日(月) 13:00～17:50
27日(火) 9:20～18:10(懇親会 18:15～19:30)
28日(水) 9:20～16:00

会 場：農協ホール(東京・大手町・農協ビル9階)

参 加 費：加盟学会員 8,000円
学 生 4,000円
会 員 外 9,000円
懇 親 会 費 3,500円

申込方法：(1) 申込書に必要事項を記載し、参加費をそえてお申込み下さい。
(2) 申込期限 11月5日(月)
(3) 申 込 先 〒105 東京都港区芝大門2-3-14 一松ビル1号館402号
「第15回画像工学コンファレンス事務局」 TEL 03-433-2544

送金方法：申込書と共に、現金書留によりお送り下さい。参加費の他、懇親会参加ご希望の方は、会費も併せてお送り下さい。折り返し、参加券と領収証を送ります。

論 文 集：当日会場でお渡しいたします。当日欠席の方にはコンファレンス終了後、郵送いたします。また、論文集のみご希望の方には、8,000円でコンファレンス終了後、郵送いたします。

主 催：第15回画像工学コンファレンス実行委員会(担当：情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会)

加盟学会：応用物理学会・光学懇話会、テレビジョン学会・画像表示研究委員会・視覚情報研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会、電子通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識と学習研究専門委員会、日本ME学会・医用画像のデジタル処理研究会、画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本写真測量学会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会。

'84国際画像機器展 期 日 昭和59年11月27日(火)～29日(木)
会 場 東京都産業貿易会館(東京・竹芝)
主 催 日本画像・計測機器協議会 ☎ 03-367-0571
入場料 無料

※ コンファレンス会場と展示会場との間を、無料シャトルバスが走ります。

プ ロ グ ラ ム

第1日 11月26日(月) 13:00~17:50

開会の辞(13:00~13:10)

辻 三郎実行委員長

1. 特別招待講演(13:10~14:30)

座長 辻 三郎(阪大)

1-1 Interactive Imaging

Dr. A.D. Lippmann (MIT Media Labo. Associate Prof.)

休憩(14:30~14:40)

2. CADとグラフィックス(14:40~16:20)

座長 川合 慧(東大)

2-1 3次元モデリングとシェーディング技術の応用例(招待講演)

西岡郁夫(シャープ)

2-2 コンピュータグラフィックスによる映像ロボットの制作とテレビ番組への応用

為ヶ谷秀一・国重静司(NHK)

2-3 透明物体表示のための改良光線追跡法とその応用

安田孝美(名大)

2-4 1/fDスペクトルを持つ確率過程を用いた自然物形状モデリング

安生健一(日立)

休憩(16:20~16:30)

3. 光応用(16:30~17:50)

座長 辻内順平(東工大)

3-1 光コンピュータ(招待講演)

一岡芳樹(阪大)

3-2 トモグラフィック光学顕微鏡イメージング

東木裕介・河田 聡・南 茂夫(阪大)

3-3 レーザー核融合研究における新しい画像計測と画像処理

仁木秀明・山田 淳・山中正宜・山中龍彦・山中千代衛(阪大)

第2日 11月27日(火) 9:20~18:10

4. ハードイメージ(9:20~11:45)

座長 山口隆司(千葉大)

4-1 カラー写真画像の色とトーンの修復(招待講演)

三宅洋一(千葉大)

4-2 最近のカラーハードコピー技術(招待講演)

大野 信(NHK)

(休憩 5分)

4-3 TPH抵抗材料

滝川 修・原田光雄・平木英朗・斎藤民雄(東芝)

4-4 静電背面記録装置の記録特性

中嶋哲郎・天谷幹夫・中島淳三(富士通研)

4-5 超小型IODヘッドの開発

伊佐山拓郎・片野泰男・松本修三・岩崎久八郎・館山 実・山崎博史(リコー)

休憩(11:45~11:50)

5. ステレオロジー(11:50~12:30)

座長 鳥脇純一郎(名大)

5-1 画像処理におけるステレオロジー(招待講演)

石坂昭三(筑波大)

昼休み(12:30~13:30)

6. ポスタセッション(I)(13:00~15:00)

第1大会議室(8階)

(テレビ技術)

6-1 高解像度シンクロビジョンCCDカメラ

江川佳孝・遠藤幸雄・林元義明・原田 望・吉田興夫・木下和行・寺岡心光・中山英夫(東芝)

6-2 視線の動きからみたTV画像の見方

山田光穂(NHK)

6-3 高度難聴者用アニメテレビ電話の開発

小野 博・山口利定・中原弘子・篠原さえ(学芸大), 世木秀明(慶大)

(画像処理)

6-4 可変スペクトル型フラッシュX線装置による生体の画像構成

佐藤英一・磯部 寛・柳本 浩(岩手医大)

6-5 第2種スターリング数による濃淡画像の2値化表現法について

長嶋秀世(工学院大)

6-6 縞状パターン投光法による面の法線方向の算出およびその応用

浅田 稔・市川英利・谷内田正彦・辻 三郎(阪大)

6-7 アナログ・デジタル複合方式による形状判別

梶野順三・峯本 工(神戸大)

6-8 瀬戸内海大型水理模型実験における染料画像データの解析

住本哲宏・岡田三郎・今出政明(中国工試)

6-9 修正拘束平均法による類似画像の定量的な識別とその評価

飯塚昌之(名工大), 竹内 清(富士通)

6-10 気象衛星(NOAA)画像と海外線データとの位置合わせシステム

高木幹雄・檜山孝道(東大生研), 上野英彦(東海大)

6-11 適応的ブロック切出しと弛緩法を用いた動ベクトルの推定

高木幹雄・大塚宗丈(東大生研)

6-12 自然情景カラー画像のエッジ抽出

市川吉晴・松井甲子雄(防衛大)

6-13 高速画像処理装置TOSPIX-II

田中 弘(東芝)

6-14 時空間的連続映像解析システムの研究

神沼二真・南川玲子・鈴木 勇(都臨床研)

(ハードイメージ)

6-15 熱溶融転写による高品位カラー画像記録 中 基孫・小寺宏暉(松下技研), 阪本久男・木村幸彦(松下電子部品)

7. 医用画像(14:00~15:00) 座長 高木幹夫(東大生研)

7-1 デジタルX線映像法の動向と画像診断におけるインパクト(招待講演) 飯沼 武(放医研)

7-2 濃度 profileを用いた股関節デジタルX線像からの寛骨の自動識別

小森 優・湊小太郎・平川顕名・中野善久・鳥塚莞爾(京大病院), 英 保茂・桑原道義(京大工)

休憩(15:00~15:05)

8. 画像処理(1)(15:05~16:25) 座長 大島正毅(電総研)

8-1 多重画像の処理と理解(招待講演) 谷内田正彦(阪大)

8-2 規則的パターンの投影像を利用した立体計測法 杉原厚吉・馮 開華・岡崎 潔・杉江 昇(名大)

8-3 デジタルビデオディスクを有する画像処理実験システムとその応用

間瀬健二・三ツ矢英司・末永康仁(横須賀通研)

休憩(16:25~16:30)

9. 画像の符号化(16:30~18:10) 座長 羽鳥光俊(東大)

9-1 高効率画像符号化技術の動向(招待講演) 安田靖彦(東大生研)

9-2 適応フィルタリングによるサブサンプル符号化の画質改善 加藤洋一・黒田英夫・橋本秀雄(横須賀通研)

9-3 2値画像符号化の一方式 村上栄一郎・恩田憲一・小澤慎治(慶大)

9-4 線図形の複六角格子チェーン符号化法 篠原克幸・南 敏(工学院大)

懇親会(18:15~19:30) 第1大会議室(8階)

第3日 11月28日(水) 9:20~16:00

10. 画像処理(2)(9:20~11:00) 座長 木戸出正継(東芝)

10-1 FA用外観検査・認識技術(招待講演) 稲垣雄史(富士通研)

10-2 画像処理装置PPI-IIIのハードウェア 有賀 誠, 他(日立)

10-3 手書き化学プラント図面のシンボル抽出と認識 高木宣明・林 行剛・美濃導彦・坂井利之(京大)

10-4 半導体レーザアレイ走査光学系 田辺文夫(沖電気)

休憩(11:00~11:05)

11. 表示デバイス(11:05~11:45) 座長 大石 巖(NHK)

11-1 表示デバイスの最近の動向 ―一つのマンマシンインタフェースとして―(招待講演) 小林駿介(農工大)

休憩(11:45~11:50)

12. テレビ技術(11:50~12:30) 座長 日下秀夫(NHK)

12-1 テレビ受像機のシャープネス測定 磯野春雄(NHK)

12-2 ゾーンプレートによる3次元周波数特性の直視 吹抜敬彦・平野裕弘(日立)

昼休み(12:30~13:30)

13. ポスタセッション(2)(13:00~15:00) 第3中会議室・第1大会議室(8階)

(医用画像)

13-1 マイコンを中心とした医用画像検索・処理システム 尾上守夫・友納正裕・仲西 正(東大生研)

13-2 多重画像データ管理システムの開発 鈴木 勇・南川玲子・栗田教子・神沼二真(都臨床研)

13-3 内視鏡カラー画像のデジタル処理 鈴木一弘・大山永昭・本田捷夫・辻内順平(東工大)

13-4 NMR-CT画像からの静磁場推定法 川中 彰・高木幹雄(東大生研)

(文字図形)

13-5 手書き漢字の部分パターン識別 田中直樹・桜井善紀・青田浩美・真田英彦・手塚慶一(阪大)

13-6 ベクトル場の特徴点に着目した手書き漢字・平仮名文字認識 服部哲郎(東芝Eng.)

13-7 手書き文字パターンのストローク抽出に関する研究

北村義弘・北川耕治・綾目省吾・真田英彦・手塚慶一(阪大)

13-8 手書きタイミングチャートの自動認識システムの開発

福江潔也・下田陽久(東海大), 神崎 徹・大塚俊之・宮澤一郎(日電)

13-9 画像に忠実な字幕挿入装置の開発研究 高橋秀知(高エネ研), 西川 俊(筑波大)

(画像の符号化)

13-10 ディザ画像用高速データ圧縮・復元装置 岡田佳之(富士通研)

13-11 色予測を用いた簡易カラー画像の線順次符号化方式 富田 悟・青田俊弘・大西良一(三菱電機)

(画像の表示・編集等)

13-12 自動ハーフトーン機能を持つ画像編集装置 上野 博(沖電気)

13-13 静止画像提供のための情報作成編集システムの構成

河久保秀二・玉邑嘉章・小倉健司・間瀬健二(横須賀通研)

13-14 漢字楷書毛筆字体の生成パラメータ決定システム

内尾文隆(名古屋商大), 張 惠栄・真田英彦・手塚慶一(阪大)

13-15 24ドット明朝体漢字をもとにした大型ゴシック体漢字の生成と表示

塩野 充・橋本礼治(岡山理大)

13-16 提示文字数と眼の疲労(聴覚障害者向けテレビ番組の場合)

吉田辰夫・長谷川敬・安田 稔・福田忠彦・長田昌次郎(NHK)

13-17 断面画像群から三次元化した画像データの切断を含む外観表示方法

石井繁夫(東大)

13-18 画像処理装置PPI-Ⅲのソフトウェア

鈴木健司, 他(日立)

(光応用)

13-19 BSO空間光変調素子を用いた並列光論理演算

岡本和弘・峯本 工(神戸大), 宮本 敬(大阪府工技研)

13-20 ハイブリッド並列光ロジックアレイプロセッサ

谷田 純・一岡芳樹(阪大)

13-21 光ディジタルハイブリッド画像処理システムによる適応画像処理

杉本敏司・一岡芳樹(阪大)

13-22 レーザー回折像の積分変換による粒度分布測定法

中橋末三・高田誠司・斎藤弘義(理研)

13-23 エンドオン・ホログラフィ干渉法による θ ピンチプラズマの空間的電子密度分布決定の数値解法

姫野俊一・望月 仁(電通大), 関 正治(北自短大), 榎戸武揚(北大)

14. リモートセンシング(14:00~15:00)

座長 渡辺 宏(地球科学研)

14-1 国土数値情報整備事業と画像処理(招待講演)

塚原弘一(国土地理院)

14-2 LANDSAT データの色空間変換による土地被覆分類

村井俊治(東大生研), 前田 紘(群馬高専)

休憩(15:00~15:10)

15. 光ディスク(15:10~15:50)

座長 植田憲一(電通大)

15-1 光ディスクによる画像ファイル(招待講演)

金丸俊次(松下電器)

閉会の辞(15:50~16:00)

第16回画像工学コンファレンス実行委員長

----- 切 ----- 取 ----- 線 -----

第15回 画像工学コンファレンス参加申込書

月 日

氏 名

所属学会(所属するすべての学会に○印を付けてください)

応物 テレビ 電気 電子通信 ME 画像電子 写真 電子写真
写真測量 印刷 レーザー 医療情報 医用画像 情報処理

勤務先

〒

連絡先 (電話番号)

懇親会(いずれかに○印を) 参加 不参加 未定

送金額

項 目		送 金 額
参加費	加盟学会員 …… 8,000円	
	学 生 …… 4,000円	
	会 員 外 …… 9,000円	
懇親会費(3,500円)		
合 計		



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

Canon

キャノン株式会社 光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地
☎ 044-733-6111



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 ☎022(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



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京(03)292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1 (075) 811-1111			高松 31-2726

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)

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や超音波、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメディカルレーザリングフィルム、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、高品質な画像は従来でも高い評価を得ています。このフィルムですが、CRTの調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラストをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、いかなるご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF31及びMRF32は、デュポン製品との併用ににより、より優れた画像を得られます。
 MD: 自動画像処理装置
 XMF: 自動画像処理装置
 ●デュポンではCRTイメージングの正確な調整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) 〒107 東京都港区赤坂1-11-11 赤坂ビル 第2階和室
 (西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 高麗橋ビル

TEL. (03) 585-5360

デュポン ジャパン



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

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)

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

診断から治療まで
NECメディカル



取扱機器

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

NEC
日本電気

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

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田 1-1-14 日立鎌倉橋別館
■ 郵便番号 101 ● 電話 (東京) 03-292-8111 (代表)

Beautiful Color
フジカラー

