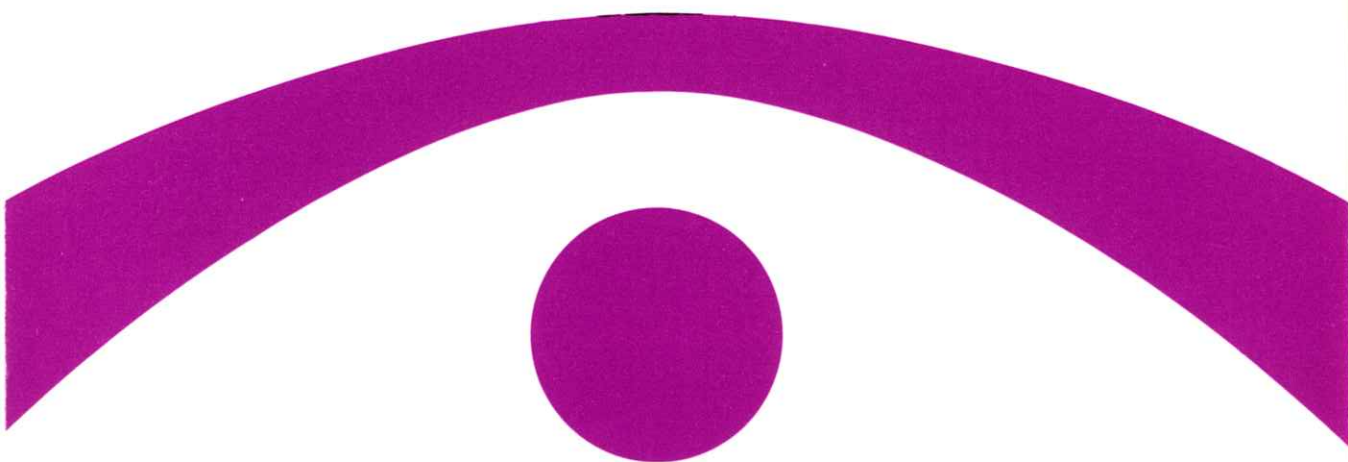


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻81号

Japanese Journal of  
Medical Imaging and Information Sciences  
Vol. 2 No. 3 September 1985



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2巻第3号 1985年9月

## 目 次

### 会 告

第83回研究会の案内 - 84回研究会の演題伺い - その他

会告 1

### 特別講演資料

立体画像表示技術としてのホログラフィ ..... 久保田敏弘 ..... 103

### 論 文

放射光からの単色X線による dichromography の基礎研究

— 空間および濃度分解能 —

小西 圭介, 豊福不可依, 西村 克之, 安藤 正海, 兵藤 一行 ..... 113

丸橋 晃, 秋貞 雅祥, 長谷川 伸, 諏訪 昭夫, 竹中 栄一

超音波画像の点状物体に対する応答と歪

..... 長谷川 伸, 丸山 裕孝, 桜田 孔司 ..... 120

超音波CTにおける扇形ビーム方式の基礎的検討

..... 福島 重広, 藤原美貴雄 ..... 128

Fuzzy 関係に基づく画像分割 ..... 樋口 清伯 ..... 137

スペクトル減算法によるノイズ画像の復元

..... 木下 律郎, 中森 伸行, 金森 仁志 ..... 144

### 会 報

研究会記事 - 理事会報告 - 総会議事録 - 新入会員名簿 - 会員移動 ..... 151

賛助会員名簿 ..... 156



## 会 告

### 第 83 回研究会のご案内

第 83 回研究会を下記のように開催します。

日 時 昭和 60 年 10 月 13 日 (日) 10:00~17:00

場 所 東北大学医療技術短期大学部 (地図参照)

郵便番号 980 仙台市星陵町 2-1

(Tel.) 0222-74-1111 (内線 3643. 清野 浩 教授)

特別講演 10:00~11:00

高出力フラッシュ X 線装置

岩手医科大学教養部物理学 磯部 寛 教授

見 学 11:00~12:00

東北大学医学部附属病院中央診療部高電圧パルス室 (4 F)

フラッシュ X 線装置をはじめその他各種の装置を見せていただく予定です。

奮って御参加下さい。

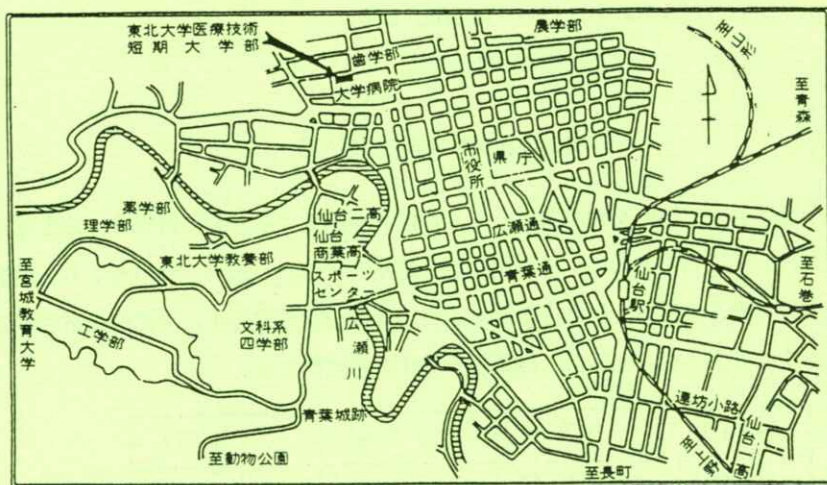
国際会議報告 (13:00~13:30)

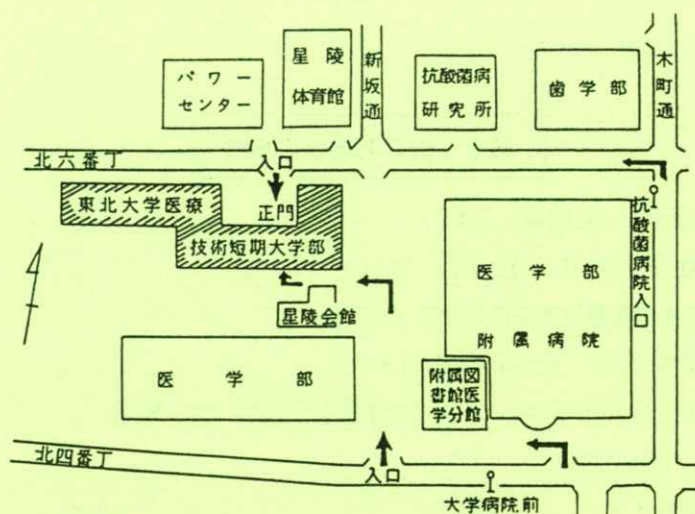
第 7 回医学物理学国際会議 (ヘルシンキ) 報告 竹中 栄一, 金森 仁志

研究発表 13:30~

発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場案内図





#### 一 交通案内一

- ・市営バス 交通公園・八幡町・大石原・作並行 } 「大学病院前」下車  
(大学病院経由)
- 子平町経由北山行 「抗酸菌病院入口」下車
- ・宮城交通 川内行(大学病院経由) 「大学病院前」下車

### 第84回研究会演題伺い

第84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61年2月22日(土)

場 所 千葉大学

演題〆切 昭和60年12月21日(土)

申込先 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内 医用画像情報学会

TEL 075(791)3211(内584, 585)

(なるべく、文書でお願いします。)

#### —— 外国人の講演会について ——

2月16日の理事会で、国際交流事業として、外国人の講演会に必要な費用の一部を補助することが決まりました。候補者があれば、事務局に申し込んで下さい。なお、今のところ、講演会だけの通知を会員全員に発送することは出来ません。会誌に掲載する関係上、下記の表を目安として早い目に、手続きをして下さい。他学会に協賛する方式でも結構です。

|      |      |      |       |
|------|------|------|-------|
| 申込〆切 | 3月下旬 | 7月下旬 | 11月下旬 |
| 会誌発行 | 5月中旬 | 9月中旬 | 1月中旬  |

## 立体画像表示技術としてのホログラフィ

久保田 敏 弘

京都工芸繊維大学工業短期大学部写真工学科   〒606 京都市左京区松ヶ崎橋上町

(1985年7月12日 受理)

### Holography as a Three-Dimensional Imaging Technique

Toshihiro KUBOTA

Department of Photographic Technology, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received June 12, 1985)

The principle and features of holography are surveyed. The conventional three-dimensional imaging techniques are briefly reviewed in the relation of holography. The three-dimensional vision of the medical pictures is discussed for the application of holography to medicine.

#### 1. はじめに

ホログラフィは1948年イギリスの物理学者 D. Gaborによって発明された<sup>1)</sup>が、当時はコヒーレントな良い光源がなく、一部の人々以外には注目されなかった。しかし、1960年を過ぎてレーザーの出現と共にその研究が盛んになってきた。今日ではこの技術は干渉測定、光学素子、あるいは立体画像ディスプレイなどの分野で実用化されている。特に最近、ホログラムの大量複製技術が確立し、科学雑誌などの表紙にホログラムが貼付されたり、また銀行などのクレジットカードの擬造防止用に小さな精巧なホログラムが使用される

など一般の人々もホログラムを手にする機会が多くなってきた。これらのホログラムを適当な照明光のもとで見ると非常にきれいな立体像を見ることが出来る。

ここでは、ホログラムの原理、特徴について概観したのち、立体画像表示技術としてのホログラフィによる医用画像の立体視について述べる。

#### 2. ホログラフィの原理、特徴<sup>2)</sup>

ホログラフィは物体からの波面を記録、再生する技術である。図1にその原理を示す。(a)において、レーザーからの光束をハーフミラーによって

2つに分け、一方を記録しようとする物体に当てると物体上の各点からは光が反射される。この反射光は各点からの球面波の合成として、物体の形状に応じて一つの面をつくる。これが波面といわれるもので、物体の各点の明るさに関する振幅と、物体の形状や位置に関する位相という2つの情報をもっている。波面は数学的にはこの2つの量で完全に記述できる。したがって、この2つの量が記録できれば物体のもつ全ての情報が記録できたことになる。この波面は伝播して記録材料面に到達する。記録材料は光のエネルギー、すなわち振幅の2乗だけしか記録できないためこのままでは位相の情報が失われてしまう。

そこで、基準となる波面（通常は平面波あるいは球面波）を物体波面に重ねて干渉縞という形で記録する。記録材料面上の物体波面の基準波面からの差は位相に関する情報をもつもので、それは干渉縞のずれとして記録される。一方、振幅の情報は干渉縞のコントラストの変化として記録される。こうして物体からの波面、すなわち振幅と位相の2つの情報を干渉縞という形で記録できたことになる。基準として導入する光のことを参照光といい、2つに分けた光束のもう一方が利用される。これに対し物体からの光を物体光という。干渉縞を記録したものをホログラムという。

このホログラムは一種の回折格子であり、これを(b)のように参照光と同じ方向から同じ波長の光で照明すれば、回折作用によりホログラムから元の物体の波面と全く同じ波面が再生されるという性質がある。したがって、このホログラムを通して見ると元の物体と全く同じ像が立体的に見え、眼を動かせばそれに従って像の形が変わり、また

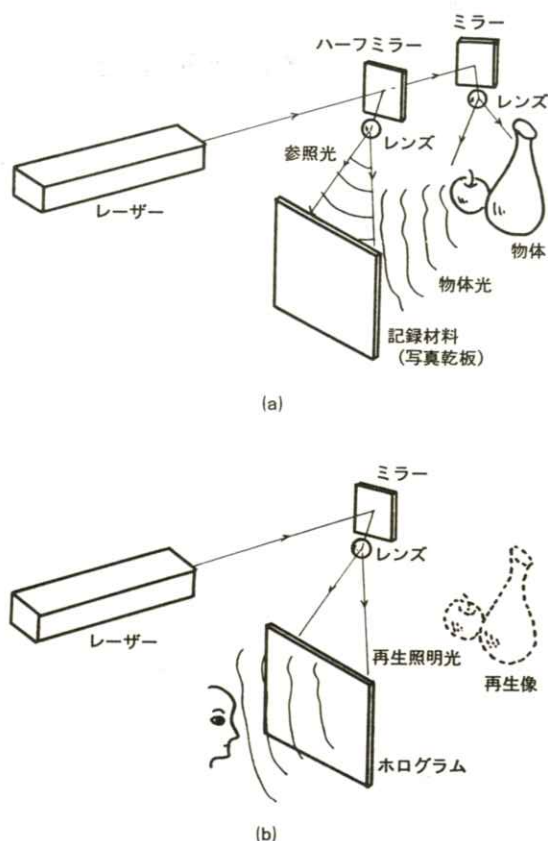


図1 ホログラフィの原理

- (a) ホログラムの記録
- (b) ホログラムの再生

像の各点に焦点をあわせることもできる。

このようにホログラフィは、光の干渉、回折の現象を利用して物体のもつ全ての情報を波面という形で記録し再生する技術で、従来の写真のように物体の像をレンズで結びその一つの断面で記録する方法とは原理的に異なっている。ホログラフィの特徴を挙げると次のようになる。

1. 完全な立体像を再生することができる。
2. レンズなしでも結像する。
3. 冗長度の高い結像素子である。

4. 多重記録が可能である。
5. 波面の変換ができる。
6. コヒーレントな光源を必要とする。
7. 記録材料は高い解像力のものが必要である。

1～5は長所である。すなわち、ホログラフィは元の物体と全く同じ立体像が再生できるということが最大の特徴であり、しかもホログラムの一部からでも再生できる冗長性をもっている。また一枚のホログラムに多数の情報を重ねて記録しても、それらを分離して取り出すことができる。しかしながら、このような特徴を完全に生かすためには記録及び再生の際にレーザーのような干渉性のよい光源が必要であり、また1mm当り1,000～5,000本という高い空間周波数をもつ干渉縞を忠実に記録できる解像力の高い記録材料を必要とする。

ホログラフィの応用としては次のようなものがある<sup>3)</sup>。

1. 立体像のディスプレイ………完全な立体像が再生できるため、歴史上貴重な文化財などの記録・保存をはじめ教育・研究、宣伝・広告、趣味・娯楽あるいは芸術の分野で利用されている。ホログラフィを使った立体像のディスプレイはホログラフィック・ディスプレイとよばれている。

2. 干渉計測………変形前後の波面を干渉させることにより微小な変位、変形、振動などの測定ができる。特に工業面で利用がなされている。

3. 光学素子………回折格子、レーザービームスキャナ（ホログラムスキャナ）、ヘッドアップディスプレイなどで実用になっている。

4. 画像処理………ホログラムは一種の複素振幅フィルターであり、振幅と位相を任意に制御できることから画像の各種演算処理、マッチトフィ

ルタリング、劣化像の回復などが可能である。

5. 光メモリー………ホログラムは冗長性に富んでおり、多重記録性、干渉縞の三次元的記録性を利用すれば情報を高密度に記録できると同時に容易にランダムに検索して読みだすことができる。

### 3. 従来からの立体画像表示技術<sup>4), 5)</sup>

ホログラフィの出現によって画像を立体視する技術が注目されているが、考えてみると元々我々の住む世界は三次元であり、意識するとしないとにかかわらず三次元的に対象物を見ている。それ故、ある物体を表示する場合、二次元（平面）画像としてより三次元（立体）画像として表示する方がより自然な表示法である。したがって画像を立体視あるいは立体表示する技術については古くから興味をもたれており多くの研究が行なわれてきた。また立体視の機構についても研究が行なわれている。

我々が物体を立体視するにはいくつかの要因が考えられており、その各要因が複雑に組み合わさって立体視を行なっているといえる。立体視の要因を大別すると、人間の眼球そのものの生理的機能による生理的要因、過去の経験や推測に基づく心理的要因、およびそのほかの視覚外要因になる。この中で人間の立体感の多くの要因が生理的要因に起因している。生理的要因の中には次のようなものがある。

1. 焦点調節
2. 輻輳
3. 両眼視差

#### 4. 単眼運動視差

#### 5. 残像現象

このなかで3の両眼視差が立体視の主な要因とされている。両眼は約60mm離れているため同一の対象物を見ても左右の網膜に投影される像は同一ではなく非対応である。この両眼の非対応部分は融合しあって一つの像になるところがある。この像の差の融像によって立体視ができる。

次に主な立体画像表示技術の種類を示すと表1のようになる。2眼式ののぞき眼鏡の類は1830年代に発明されており、最も簡単な立体視の技法として今日でも使用されている。偏光式眼鏡あるいは赤、青の2色の色眼鏡をかけて立体視する方法は多人数が同時に観賞できる。今年開催されている筑波の科学万博は映像万博といわれており、この方式による立体映像が主役の一つを演じている。多眼式立体画像の一種であるレンチキュラーシートを使った方式は今日立体絵葉書としてよく知られているものである。これらの2眼および多眼方式は、全て眼の輻輳と両眼視差の2つの立体感要因に訴えるものである。

表1 立体画像表示技術

|         |                                                   |
|---------|---------------------------------------------------|
| 2眼式立体画像 | 2眼式のぞきめがね<br>パララックス・ステレオグラム<br>偏光式2眼画像<br>2色式2眼画像 |
| 多眼式立体画像 | インテグラル・フォトグラフィ<br>レンチキュラーシート<br>投写型立体像            |
| 多重断層画像  | バリフォーカルミラー                                        |
| 連続画像    | ホログラフィー                                           |

バリフォーカルミラーを使った方式は、スピーカーに貼付したミラーを振動させCRTに表示される像と同期させるもので、計算機の出力端末の一つとして商品化されている。眼の融合周波数以上で振動していれば立体感をもつ。これによる立体視は主に焦点調節に訴えるものである。

これらの従来の技術に対してホログラフィでは輻輳、両眼視差に加え焦点調節、単眼運動視差など立体感を生む全ての要因を満足するものであり、従来の不連続な画像の見え方ではなく完全に連続な立体画像が得られるようになった。

しかしながら、完全な立体像を再生できるホログラムのもつ情報量は莫大であり、このことがかえってホログラフィの利用に制限をもたらした。この技術を立体画像表示の手段として利用できる範囲を制限してきた。そこで情報量を意識的に低減することによって実用的なホログラムが開発された。

まず、完全に連続した立体画像である必要性にこだわらなければ原画の記録のときレーザー光を使う必要はなく記録できる物体の制限は大幅に緩和される。すなわち、レーザー光で記録できない人物や風景などの平面画像を水平方向に移動するカメラで多数枚撮影したり、物体の奥行方向の各断層面の写真を多数枚撮影し、これを原画としてホログラムを記録しそれらの立体像を観察することができる。また実在しない物体、例えばコンピューター・グラフィックスにより作製した図形や、X線写真を使ってホログラムを記録し立体視することができる。この技術は従来からある立体視の技術とホログラフィを組み合わせたものといえる。従来、立体視する際必ず必要であったステレオビューアー、レンチキュラーシート、あ

るいは偏光眼鏡、赤青色フィルター眼鏡など特殊な器具を必要としない点がホログラフィの特徴である。

また、人間の眼は左右についており垂直方向の視差は比較的重要でない。そこでこの方向の視差の情報を犠牲にすることにより太陽光、電灯光などの白色光で再生できるホログラムが開発された。レインボーホログラム、マルチプレックスホログラムがこれに属し、白色光再生ホログラムと呼ばれる。こうして、記録できる物体に制限がなくなり、また白色光源で立体像が再生できるようになったため、ホログラフィによる立体像の表示が注目されるようになり、ホログラフィック・ディスプレイとしてホログラフィの応用分野の大きな位置を占めるようになった。

#### 4. ホログラフィによる医用画像の立体視<sup>6), 7)</sup>

ホログラフィック・ディスプレイの分野のなかでも医学への応用は重要でその利用価値は高い。ホログラフィがどのように医用画像に適用されているかについて紹介する。

##### 4.1 医用画像の種類

医用画像を大別すると断層画像とある方向からみた透視あるいは反射画像に分けられる。前者に属する画像としては各種CT画像、通常のX線あるいは超音波などの断層画像がある。また後者に属する画像としては通常のX線画像、また放射性同位体の発するガンマ線を用いるRI画像（シンチグラム）がある。これらの画像はいずれも平面画像である。現在はX線写真やCT画像から熟練した医師が頭の中で立体的な生体像を組み立てて

いるが、立体表示ができれば初心者でもひと目で立体構成をみることができる。したがって、正確な患部の位置の診断が行なえると同時に立体構造の把握手段として医学教育にも利用価値がある。

従来から行なわれているこれらの画像の立体視の技術としては

1. 撮影方向の異なった2枚のX線画像をステレオビューアーを使ってみる2眼式

2. レンチキュラーシートを使う多眼式

などがあるが、1では一つの方法からの立体視しかできず情報不足であること、また2では立体視は容易であるがレンチキュラーシートレンズによる撮影、再生が必要であり、また医学映像に必要な解像度が悪いとのことである。

極く最近、アメリカ、ロチェスターのメイヨークリニックでDSR（Dynamic Spatial Reconstructor、動的空間的再構成装置）が開発され実用化に向けて進んでいる。これはX線CTを14台円形に配置し、コンピューター処理により心臓や脳などを動いている状態で立体的な画像に描き出す装置である。我国ではX線CTから立体モデルを画面上に表示し、任意の断面で切断する技術が開発されているが、画像処理の端末の値段が1,000万円単位になることなどでまだ評価が定まらない限り商品化は難しい状態である。いずれにしても、コンピューターの進歩によって任意の断面の画像を得ることができ、それを陰影やコントラストなどをつける心理的要因によって立体感が得られても、人間の眼でみる自然な立体像とは異なりあくまでも平面画像でしかない。

ホログラフィの技術を使って医用画像を立体視する研究は日本では約10年前から行なわれており、

臓器の立体構造を理解するのに優れた成果を挙げている。利用部位としては頭部（脳），胸部（呼吸器，心臓），腹部（臓器），骨格，耳鼻，歯顎，眼などが考えられ，医学教育，医療診断に利用されようとしている。

## 4.2 医用画像用ホログラム

次にこれらの医用画像をどのようにホログラフィの技術と結びつけ立体視するかについて考える。これらの画像は平面画像でありその数も限られているため，通常ホログラムから得られる連続的に変化する完全な立体像として見ることは不可能である。そこでそれぞれの画像に適したホログラムの作製法が開発された。断層画像に対しては断層面多重記録ホログラムが考え出され，またある方向から見た画像に対してはホログラフィック・ステレオグラムが適している。次にそれぞれのホログラムとそれらに改良を加えたホログラムについて説明する。

### 4.2.1 断層面多重記録ホログラム

多数枚の断層画像をその配列に従って順次ホログラムに重ねて多重記録する方式である。各断層面の立体的な配列がそのままホログラムに記録され再生されるため立体像を見ることができる。

記録・再生光学系を図2に示す。ホログラムの原画としては透明陽画であれば通常のX線断層像，CT画像，超音波断層像などどんな断層画像でもよい。(a)に示すように，記録しようとする断層画像に拡散板を重ね背後よりレーザー光で照明してホログラムを記録する。次に断層画像を交換しその位置を移動しながら一枚の写真乾板に順次多重記録してゆく。このとき，それぞれの断層画像の位置は元の断層面に対応させて配列することが必

要である。撮影された画像が等倍の場合には配列の奥行の間隔は撮影時の間隔と等倍であるが，画像が拡大されたり縮小されている場合はその倍率に応じて奥行の間隔も変えなければならない。こうして通常数枚から20枚程度の断層画像が一枚のホログラムに記録される。

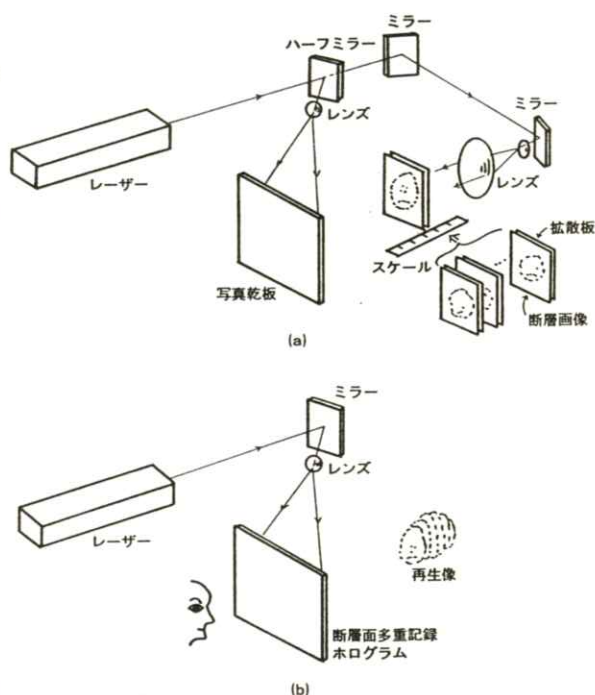


図2 断層面多重記録ホログラム

(a) 記録 (b) 再生

このホログラムを(b)に示すようにレーザー光で再生すると多数枚の断層画像の配列を同時に観察することができ，眼を左右に動かしても，上下に動かしてもそれに応じた視差が得られ立体像がみられる。ただし，この方法では各断層面の像が同時に眼に入るため手前のものに隠れて見えないはずの後方のものまで見えるファントムイメージングといわれる現象が生じる。これが診断にどのよ

うな影響を及ぼすかについては評価が定まっている。

図2に従って作製されたホログラムはレーザー光で再生しなければ再生像が得られない。レーザー光で再生するホログラムはぼけのない鮮明な再生像が得られる反面、次のような短所をもっている。

1. 明るい再生像を得るためには出力の大きなレーザーが必要であり、持ち運び、コストの点で問題がある。

2. 複数の人々が同時に見ることができない。

3. カルテに貼付することができない。

これらを解決するために2つの方法が提案されている。その一つは、レーザー光で再生された立体像をステレオカメラで撮影し左右両眼視できるステレオグラムを作る方法である。他の一つは白色光再生ホログラムの一種であるレインボーホログラムにすることである。次にレインボーホログラムの作製法について述べる。

#### 4.2.2 レインボーホログラム

レインボーホログラムは1969年、ポラロイド社のBentonによって発明されたもので、比較的重要度の低い垂直方向の視差を犠牲にすることによって白色光再生を可能にしたホログラムである。このホログラムの記録、再生光学系を図3に示す。まず第一段階は(a)に示されるように通常のホログラムの記録である。参照光としてP点からでる発散光を使う。平行光でもよい。このホログラムはマスターホログラムとよばれる。第2段階として(b)に示されるようにこのマスターホログラムを(a)における参照光とは逆の方向に進む光、すなわちP点に集光する再生照明光で再生すれば、記録時

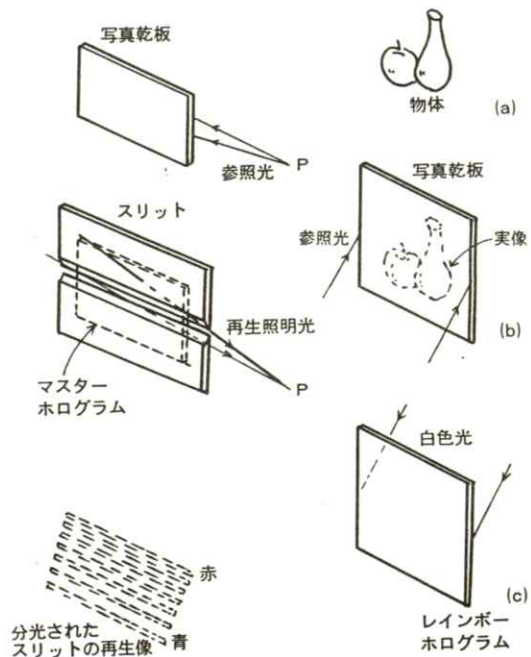


図3 レインボーホログラム

- (a) マスターホログラムの記録
- (b) レインボーホログラムの記録
- (c) 再生

のとき物体のあった位置に実像が再生される。この位置に新しい写真乾板を置き下方から参照光を加えてもう一度ホログラムを記録する。この際重要なことはマスターホログラムに水平方向に細長いスリットをかけて、この細いスリットの部分だけを用いて再生することである。スリット幅は3～5mm程度である。こうしてできたのがレインボーホログラムで、これを(c)のように記録の時とは逆方向から白色光で再生すれば(b)でマスターホログラムにスリットをかけたその部分の像が(c)のように再生の際垂直方向に分光されるため、この位置から再生像を見るとき波長幅の狭いほぼ単色に近い光だけが瞳に入射することになり、鮮明な再

生像を見ることができる。眼を上下に移動すれば再生像の色が変化する。

断層面多重記録ホログラムをレインボーホログラムにするためには断層面多重記録ホログラムをマスターホログラムとして、これに細長いスリットを水平方向にかけ(b)のように参照光を下方から加えてレインボーホログラムを記録すればよい。

#### 4.2.3 ホログラフィック・ステレオグラム

ホログラフィック・ステレオグラムは複数の異なる視点から写真を撮りそれを原画として写真乾板にホログラフィックに合成したものである。代表的な記録光学系を図4に示す。(a)は原画の作製である。カメラを少しずつ移動しながら視点の異なる多数のポジ画像をフィルムに撮影する。このポジ画像が(b)に示すステレオグラムの記録の際の原画となる。原画をレーザー光で照明しレンズにより拡散板上に投影する。拡散板によって拡散した光を物体光とし、これに適当な参照光を加えて写真乾板にホログラムを記録する。この際写真乾板の前には垂直方向に細長いスリットを置き、スリット状の要素ホログラムを記録する。次に原画を一駒送りスリットをその幅の分だけ移動し次の要素ホログラムを記録する。この操作を順次行なって一枚のホログラムができる。これがホログラフィック・ステレオグラムである。このホログラムを参照光と同じ光で再生すれば、それぞれの要素ホログラムから再生される原画の像の各点はそれぞれ記録のときの方向に応じて回折されるため、このステレオグラムを通して両眼で見れば合成された立体像を見ることができる。

図4のように作製されたホログラフィック・ステレオグラムの再生像を見るためにはレーザー光

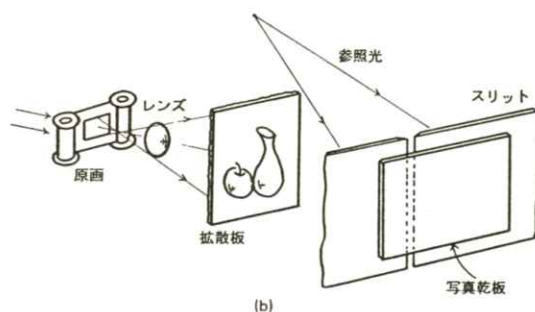
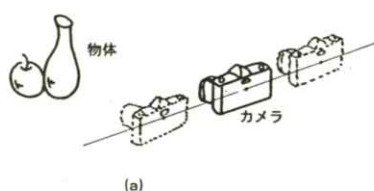


図4 ホログラフィック・ステレオグラム

(a) 原画の記録

(b) ホログラフィック・ステレオグラムの記録

で再生しなければならないが、このステレオグラムをマスターホログラムとしてレインボーホログラムを記録すれば白色光で再生像を見ることができる。ホログラフィック・ステレオグラムからの再生像は元々水平方向の視差だけで垂直方向の視差はないから、レインボーホログラムにすることによって失われる情報は何もない。

#### 4.2.4 マルチプレックスホログラム

上述のホログラムを更に発展させたものとしてマルチプレックスホログラムがある。このホログラムは1973年Crossによって発明された白色光再生可能な円筒形ホログラフィック・ステレオグラムである。

図5にマルチプレックスホログラムの作製法を

示す。原画の記録には通常(a)に示すようにカメラは固定しておき回転テーブルの上に載っている被写体を回転させ一回転分の原画を撮影する。動きのある被写体、例えばダンスをしている人物などの撮影には映画用カメラが用いられる。次に(b)に示すように原画の一駒をレーザー光で照明しレンズにより拡大投影する。像の位置に比較的焦点距離の長い球面レンズと水平方向のみに集光作用のある焦点距離の短いシリンドリカルレンズを置く。このシリンドリカルレンズによりフィルム上に垂直方向に長い線像が作られるようになっている。この部分のみ光を通すスリットを置き、像ができ

ている位置の上方から参照光を入れて細い要素ホログラムを作る。球面レンズはシリンドリカルレンズとの組み合わせによりフィルムの後方に水平方向に長い線像を生じさせ、レインボーホログラムの場合のスリット像を作る役目をする。

次に原画を一駒送りそれと同時にスリット幅の分だけフィルムを平行移動させ次の要素ホログラムを記録する。この操作を順次行なって一枚のホログラムができて上がる。これがマルチプレックスホログラムである。このホログラムを(c)に示すように記録時の原画の像とフィルムとの間隔を半径とする円筒状にし、円筒中心線の上方から白色光源で照明すれば、レインボーホログラムの場合と同様に垂直方向に分光されたスリット像が再生され、この位置からながめれば鮮明な再生像を円筒の中心に見ることができる。

通常、マルチプレックスホログラムは直径が40 cm程度であり要素ホログラムの数は1,000~2,000である。したがって一駒毎の記録を人力で行っていたのでは非常な努力を要するため、ホログラムの自動作製装置が開発されている。

医用画像をこれらの型のホログラムによって立体視しようとする場合、視差の異なる多方向から撮影された画像が必要になる。そのために図6に示すような立体映像用X線連続全周撮影装置が開発されている。360°回転角度に対して8秒から30秒の時間で、1秒当たり80駒程度の画像が撮影できる。動きのない部位では回転速度は遅くてもよいが動きのある部位、例えば心臓などの臓器を撮影しようとするれば回転速度は早くなければならない。それは再生像を観察する際左右の眼で見た画像が動きのため異なってしまう、対応する点が存

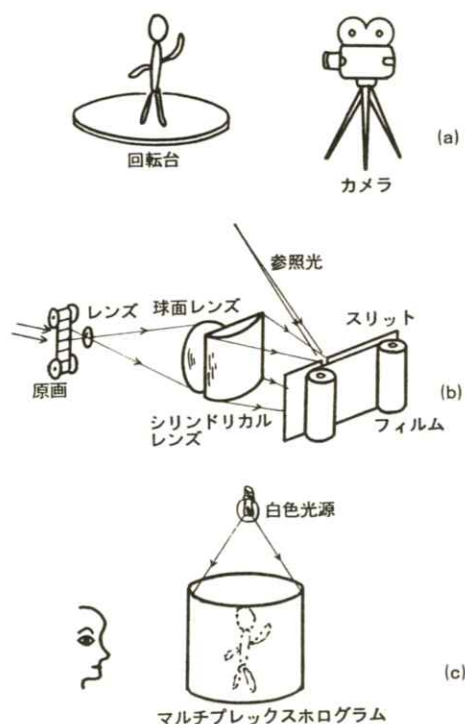


図5 マルチプレックスホログラム

- (a) 原画の記録
- (b) マルチプレックスホログラムの記録
- (c) 再生像の観察

在しなくなって立体視が困難になるからである。

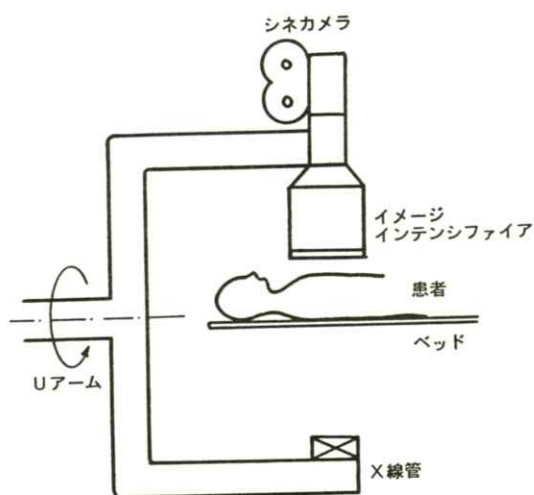


図6 立体映像用X線連続全周撮影装置

現在、この装置を使用して動きのない部位、摘出臓器、あるいは比較的動きの少ない胃、食道などの臓器に対してマルチプレックスホログラムが作製されている。360°全ての方向から見た良好な再生像が得られるため医学用教材として有用であることが確められており、また臨床用としての利用の可能性も検討されている。ただし、まだ心臓のような早い動きのある臓器に対しては適用できておらず、臨床分野で有用な利用がなされるためには撮影が高速でできるなどX線機器の改良が必要である。

## 5. おわりに

ホログラフィによる医用画像の立体視について述べた。この技術により自然に近い形で各部位が立体視できるようになり、医学教育の目的には十

分利用可能となっている。得られた画像をそのままホログラムの原画とするのではなく、コンピューター処理などによって特徴が抽出された画像を用いればより効果的な立体表示ができるであろう。コンピューターを駆使した医用画像の立体視化の研究も今後ますます発展してゆくことは確実であるが、ホログラフィによって初めて自然に近い立体像が容易に得られることは本稿でも述べたとおりである。動きの早い臓器のホログラムができるようになり、また原画作製からホログラム完成までの時間が短縮され、実際に臨床に利用される日がくることを期待したい。

## 参 考 文 献

- 1) D. Gabor: Nature **161** 777 (1948).
- 2) 例えば、村田和美：ホログラフィー入門（朝倉書店、1976）、龍岡静夫：レーザと画像（共立出版、1984）。
- 3) オプトロニクス No.35 pp.34～77 (1984, 11月)。
- 4) 大越孝敬：三次元画像工学（産業図書、1972）。
- 5) 安居院猛、中嶋正之：ステレオグラフィックス&ホログラフィ（産業報知センター、1985）。
- 6) 映像情報MEDICAL **11** 18号 pp.1127～1139 (1979, 12月)、**15** 5号 pp.237～262 (1983, 3月)。
- 7) NIKKEI MEDICAL 1985, 4月10日号 pp.40～44。

## 放射光からの単色X線によるdichromography の基礎研究 —— 空間および濃度分解能 ——

小西 圭介<sup>\*1</sup>・豊福不可依<sup>\*1</sup>・西村 克之<sup>\*2</sup>・安藤 正海<sup>\*3</sup>・  
兵藤 一行<sup>\*4</sup>・丸橋 晃<sup>\*4</sup>・秋貞 雅祥<sup>\*4</sup>・長谷川 伸<sup>\*5</sup>・  
諏訪 昭夫<sup>\*5</sup>・竹中 栄一<sup>\*6</sup>

\*1 九州大学歯学部 〒814 福岡市東区馬出 3-1-1

\*2 埼玉医科大学 〒350-04 埼玉県入間郡毛呂山町毛呂山本郷 38

\*3 高エネルギー物理学研究所 〒305 茨城県筑波郡大穂町上原 1-1

\*4 筑波大学臨床医学系 〒305 茨城県新治郡桜村天久保

\*5 電気通信大学電子工学科 〒182 調布市調布ヶ丘 1-5-1

\*6 防衛医科大学校 〒359 埼玉県所沢市並木 3-2

(1985年7月5日 受理)

## Fundamental study of dichromography by using monochromatic X-ray from synchrotron radiation — Spatial and density resolution —

K. KONISHI<sup>\*1</sup>, F. TOYOFUKU<sup>\*1</sup>, K. NISHIMURA<sup>\*2</sup>, M. ANDO<sup>\*3</sup>, K. HYODO<sup>\*4</sup>,  
A. MARUHASHI<sup>\*4</sup>, M. AKISADA<sup>\*4</sup>, S. HASEGAWA<sup>\*5</sup>, A. SUWA<sup>\*5</sup> and E. TAKENAKA<sup>\*6</sup>

\*1 Dept. of Dental Radiology, Faculty of Dentistry, Kyushu University

Maidashi 3-1-1, Higashi-ku, Fukuoka 812, Japan

\*2 Saitama medical school

\*3 National laboratory for high energy physics (KEK)

\*4 University of Tsukuba

\*5 The University of Electrocommunication

\*6 National Self Defence Med. College, JAPAN

(Received July 5, 1985)

Synchrotron Radiation (SR) is electromagnetic radiation that has enormous intensity and applicable energy by using wiggler magnet for radiology. One of useful applications of SR is a technique of digital energy subtraction by using two monochromatic X-rays which have energies slightly above and below the energy of K-absorption edge of an X-ray contrast medium. It is so called K-edge dichromography. The paper presents some basic results obtained at the photon factory in national laboratory for high

energy physics (KEK), Japan.

- (1) Spatial resolution: superior resolution than conventional X-ray even with a distance of 50 cm between a test chart and a detector (non-screen type X-ray film), and different resolution for the longitudinal and horizontal, the former is better.
- (2) Density resolution: clearly resolved  $1.4 \text{ mg/cm}^2$  in iodine wedge phantom by taking dichromography.

## 1. は じ め に

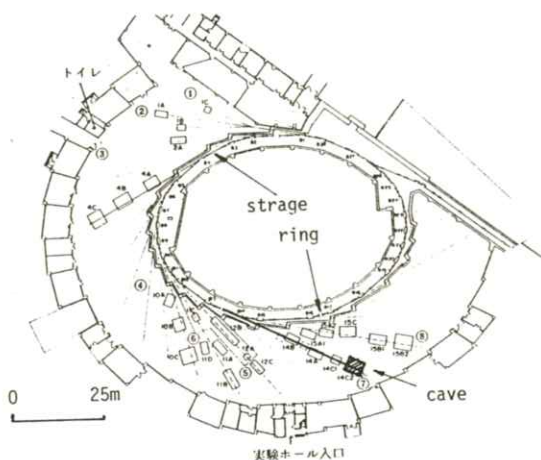
最近のデジタル画像技術の進歩はX線映像の分野でもその影響は大きい。臨床でも大いに用いられているDSA (Digital Subtraction Angiography) のように特定の二画面間に演算し、ある医療に有用な情報を強調することは実用化されている。ここではさらにX線源側に工夫をこらし二画面をそれぞれ特定の単色X線による画像、(dichromography)<sup>1)</sup>を考える。またこの手法を特定の造影剤、ヨウ素などのK吸収端 (33.17 keV) のわずかに上、下のエネルギーの二単色X線間によるものを使えば、生体の骨や軟部組織については、そのわずかなエネルギー差しかないので殆んど同じ濃度の画面が得られるが、造影剤のヨウ素については、吸収端による吸収係数の不連続的なギャップによりその映像の濃度が異なるので、両画面の演算 (主に減算) でヨウ素のみが強調される。つまり、ヨウ素について敏感になり、薄い造影剤でも検出が可能になる。これを K-edge dichromography (以後略して K-edge DCG) と呼ぼう<sup>2)</sup>。この医学的有用性は心血管系の造影撮影で血管内にカテーテルを入れるような浸襲の大きい手法に替って、遠隔からの注入で間に合うようになったり、わずかな量の造影剤で情報が得

られるなどが考えられる。

この手技を実用的に行う線源の一つとして、放射光 (Synchrotron Radiation 以下SRと略) の利用が考えられる<sup>3)</sup>。これは非常に高速に加速された電子が曲げられる時に生じる波長範囲の広い電磁波で、強度も強くすることが出来る。我々は文部省高エネルギー物理学研究所の放射光実験施設を使う機会を得たので、その基礎的研究を行った。そのうち、空間的分解能および濃度分解能に関する予備的実験について報告する。

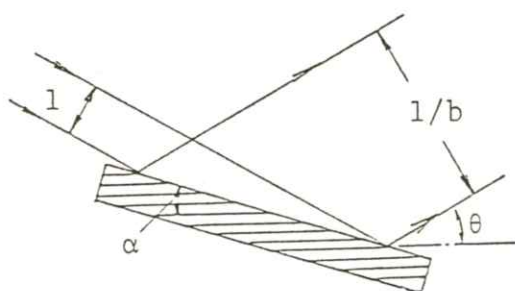
## 2. 単色X線源

直線加速器によって2.5 GeVに加速した電子を Fig.1 に示すような蓄積リングと呼ばれる楕円形の軌道に注入し、定常的に廻しながら供給されるSRを図のようなビームラインを介して利用する。蓄積リングから実験を行うケーブ (Photo.1) までは約40 mの距離を持つ。通常のSRは広い波長範囲を持つ白色スペクトルであり、2.5 GeVの電子ではエネルギーの高い方の上限が20~30 keVのX線である。従ってX線診断に利用するにはエネルギーが低いので、蓄積リングの途中に Wiggler と称する超電導マグネット<sup>4)</sup>を挿入し、電子ビームを短い曲率で振ることにより約100 keV程度ま



**Fig. 1** The experimental hall of photon factory. The path length of beam line is about 40 meters from the experiment cave to the storage ring.

でのビームを利用できる。単色化の為に単結晶を用いた Bragg 回折を用いる。Wiggler から出て来たビームは指向性が強くその広がりには 0.05 ミリラジアン程度で、40 m 先で約  $5 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$  程度の細長いビームであった。このようなビームの写野拡大に非対称の結晶を用いる方法がある。Fig. 2 に示すように Bragg の反射角  $\theta$  に対して、結晶の物理面と格子面が  $\alpha$  の角度をもつ結晶を用いる。



**Fig. 2** Bragg diffraction by using asymmetric crystal.

入射を 1 としたとき拡大率を  $1/b$  とすれば

$$1/b = \sin(\theta + \alpha) / \sin(\theta - \alpha) \dots\dots(1)$$

となる。実際に使用した結晶は Si の  $\langle 311 \rangle$  面のもので  $\alpha = 5^\circ$ ,  $31.5 \text{ cm} \times 6.5 \text{ cm}$ ,  $t = 6.9 \text{ mm}$  である。セットした状態を Photo. 2 に示す。この結晶で  $53 \text{ mm} \times 64 \text{ mm}$  の写野が得られた。

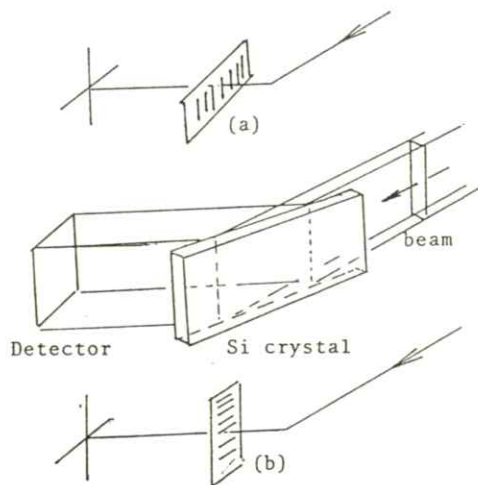
エネルギーはヨウ素の K-edge DCG を対象にする為にその K 吸収端の  $33.17 \text{ keV}$  を選んだ、単色性は電離箱 (Victoreen 660) によってアルミニウムの減弱曲線を測定し、 $\lambda$  指数関数的減弱であり、その実測された吸収係数は  $2.42 \text{ cm}^{-1}$ 、既存の表から内挿で求めた値 2.35 とほぼ等しく、満足できるものと思われた。強度は  $68.8 \text{ R/min}$  であり、光子数にすると  $1.8 \times 10^8 \text{ photon/mm}^2/\text{s}$  となる。エネルギーの確認はヨウ素のフィルターを通して K 吸収端前後に  $80 \text{ eV}$  変化させ、しかるべき吸収の変化を認めた。

### 3. 実験結果

#### 3.1 空間分解能

SR は X 線が殆んど平行なので空間分解能が良い。従って撮像の際に拡大が無いので被写体と撮像系とを離す事が出来、散乱線を少なくする特長を有する。しかし、ビームと回折結晶と検出器の幾何学的関係は Fig. 3 のようになっているのでテストチャート (a) のように置いた場合と (b) のように置いた場合には当然分解能に差異を生じるはずである。

何故ならば、縦方向は X 線の広がり 40 m 先から 0.05 ミリラジアン程度であり、その広がり極めて少ない。横方向は結晶による  $\Delta\theta$ ,  $\Delta\lambda$  による



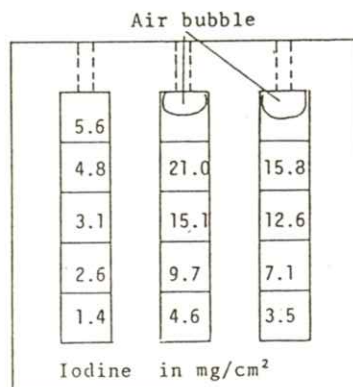
**Fig. 3** The schematic explanation of the different resolution for the longitudinal and the horizontal.

わずかな広がりがあり、検出器と結晶とが約 2 m と近いために横方向に対しては、広がりが見込まれる。従って(a)の場合の空間分解能が悪く、(b)の場合のそれが良い事が予測される。その結果を写真(a)、写真(b)に示す。明らかに(b)の方が分解能が良好である。ちなみにこのテストチャートはフィルム（ノンスクリーンタイプ）から 50 cm 離れている。比較としてテストチャートをフィルムに 3 cm の所でのものを **Photo.4** へ、また一般の X 線撮影装置で焦点～テストチャート間 150 cm、テストチャート～フィルム間距離 50 cm で撮影したものを **Photo.5** に示す。これは 6 LP/mm を境に周波数の高い方は擬解像になっていることがわかる。それにひきかえ **Photo.4** のものは 10 LP/mm まで十分な分解能を持ち、かつ 50 cm 離れた写真(b)のものと殆んど変わらない。これからも分解能に関しては一般の X 線撮影に比べ、はるかに優れている事がわかる。また被写体、検出器を 50 cm 離しても良い

事から、グレーデル法により散乱線が少なくなる特長を持つ事がわかった。

### 3.2 濃度分解能

頭初に述べたように、単色 X 線による撮像は edge DCG において、その特長を大いに生かすことが出来る。ここではヨウ素の造影剤を対象として、その K 吸収端のエネルギー 33.17 keV  $\pm$  80 eV 上、下の単色 X 線を用いる事により DCGを試みた。薄い造影剤の検出能を調べるためにヨウ素のくさび形ファントムを作った。リピオドール 480 mg/ml を重合剤を含むプラスチックモノマーに適当に薄め、ルサイトのくさび形鋳型に注入して固化させた。それを **Photo.6** に示す。出来上がったヨウ素濃度を **Fig.4** に示す。これらの値は著者ら



**Fig. 4** Phantom of iodine wedge. The values are the densities of iodine in mg/cm<sup>2</sup>.

が開発した Polychromatic photon absorptiometry<sup>5~8)</sup>で実測したものである。一番薄い所は 1.4 mg/cm<sup>2</sup>である。この濃度は上記リピオドールの 2.9% 溶液で 1 mm の厚みに相当する。このファントムを 2 cm の厚さの水槽に入れ、一般の撮影装置 60 kV<sub>p</sub> で撮影した映像を **Photo.7** に示す。

写真濃度としては一番薄い部分は背景の濃度と区別がつかない。ヨウ素くさび形ファントムを6 cm厚みのルサイトと骨を背景として K-edge DCGを試みた。Photo.8は K-edgeの上, Photo.9は K-edge下のエネルギーの単色X線でノンスクリーン銀塩フィルム上に撮影したものである。両者を比べると、ヨウ素の部分は前者の方がより強くX線を吸収していることがわかる。

これらをTV系を通じてビデオ信号とし、AD変換を行ってコンピューター内に取り込み、デジタル画像としてサブトラクションを行い適当なウィンドウ処理を行ったものをPhoto.9に示す。TVカメラは浜松ホトニクスC 1000, また雑音の影響を小さくする為に、柏木研究所NEXUS 6400で100回の加算平均を行っている。データはNEC 9801で処理し、120×120ピクセルで行ったもので少々目が粗い。未だサブトラクションの技術が未熟で、背景の骨影を十分に消す事が出来なかったが、一番薄い濃度の $1.4 \text{ mg/cm}^2$ がはっきり映像として促えられている。

#### 4. 結 語

放射光(SR)の医学利用の一つとして単色X線を用いる edge-dichromography があげられる。また、SRの平行に近いビームを利用したグレーデル法による散乱線の寄与の小さい撮影がもう一つの特長であろう。これらについての予備的な実験を行い一部の結果が出たので報告した。後者については写野の縦方向と横方向に分解能の違いが明らかにあり、それらの理由はFig.3に示した幾何学的なものが大きいと考えられる。また被

写体と検出器が50cm離れても診断には十分な分解能が得られる事がわかった。造影剤濃度分解能についてはヨウ素について $1.4 \text{ mg/cm}^2$ の値までは本実験系で十分に分解出来ており、さらに検出器のノイズの限少、サブトラクションの工夫等をすれば、より微量な分解能が期待できると考えられた。

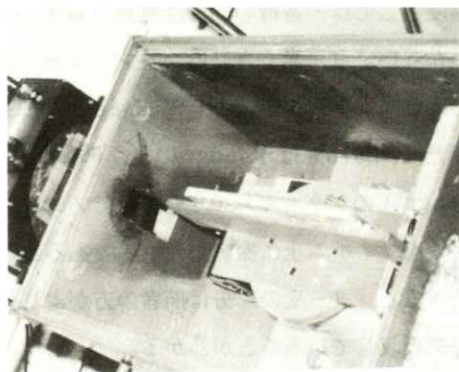
この研究は文部省高エネルギー物理学研究所、放射光実験施設の共同利用実験の一つとして行われた。また厚生省がん研究助成金(昭和58年度, 59年度, 秋貞班)と文部省試験研究(昭和59年度, 秋貞班)の補助金を受けて行われた。

#### 文 献

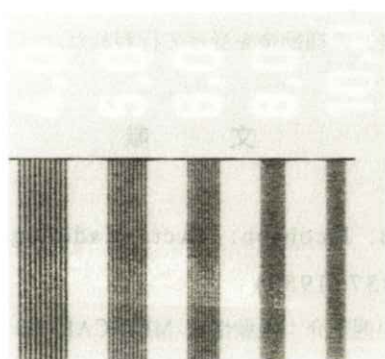
- 1) B. Jacobson: Acta Radiologica 39 437 (1953)
- 2) 小西圭介: 映像情報 MEDICAL 16 1060 (1984)
- 3) K. Kohra and T. Sasaki: Nuclear Instrument and Methods 208 23 (1983)
- 4) K. Fuke and T. Yamakawa: ibid. 177 253 (1980)
- 5) 小西圭介, 豊福不可依: 放射線像研究 9 130 (1979)
- 6) 小西圭介, 豊福不可依: 日医放会誌 40 168 (1980)
- 7) 豊福不可依, 他: JAMIT 2 44 (1984)
- 8) 小西圭介, 他: 日医放会誌 44 1414 (1984)



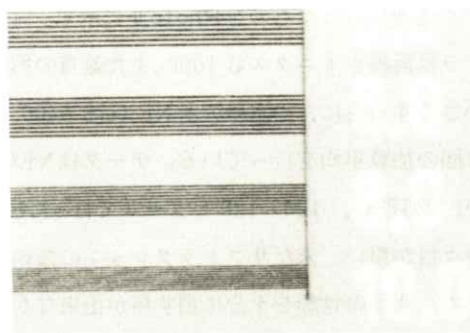
**Photo. 1** The cave for experiments.



**Photo. 2** Set-up of asymmetrical silicon crystal.

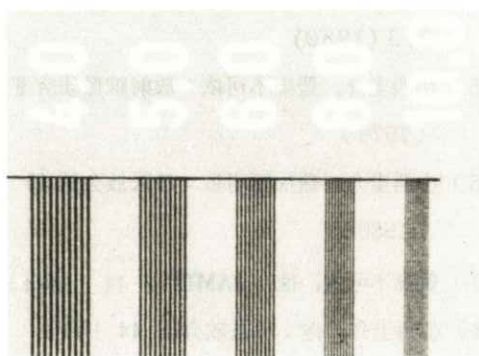


(a) Horizontal

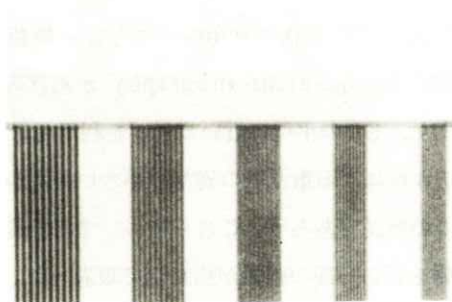


(b) Longitudinal

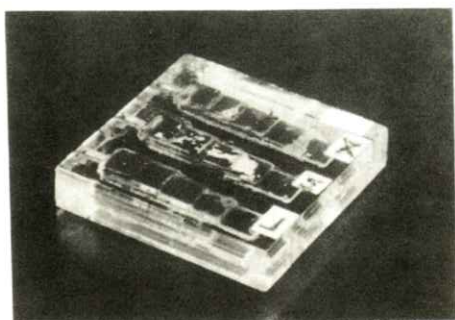
**Photo. 3** Spatial resolution for monochromatic X-rays from SR. Chart-film distance: 50 cm



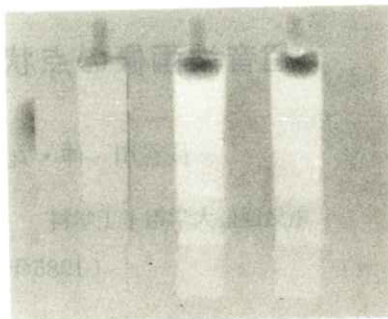
**Photo. 4** The resolution for monochromatic X-rays from SR.  
Chart-film distance: 3 cm



**Photo. 5** The resolution for conventional 60 kVp X-rays.  
Chart-film distance: 50 cm  
Chart-focus distance: 150 cm



**Photo. 6** Phantom of iodine wedge.



**Photo. 7** Radiogram of iodine wedge in 2 cm water bath by conventional 60 kVp X-rays.



(a) Above K-edge: 33.17 keV + 80 eV



(b) Below K-edge: 33.17 keV - 80 eV

**Photo. 8** Radiograms of iodine wedge phantom with bone by monochromatic X-rays from SR.



**Photo. 9** Dichromography: The subtraction image [Photo. 8 (a) minus Photo. 8 (b)]. The density of iodine: 1.4 mg/cm<sup>2</sup> (The lower part of left wedge) can be clearly resolved.

## 超音波画像の点状物体に対する応答と歪

長谷川 伸・丸山 裕孝・桜田 孔司

電気通信大学電子工学科 〒182 調布市調布ヶ丘 1-5-1

(1985年7月8日 受理)

### Image Distortion and Point Response of the Ultrasonic Echogram

Shin HASEGAWA, Hirotaka MARUYAMA and Koji SAKURADA

Department of Electronic Engineering, University of Electro-communications

1-5-1, Chofugaoka, Chofu-city, Tokyo 182

(Received July 8, 1985)

Point response and image distortion of ultrasonic diagnostic system are investigated. The echogram for a thin wire target is shaped like a letter T. The horizontal or transversal bar is originated from directivity of the ultrasonic beam, and the vertical or axial bar multireflection effect in the target. If the targets are in the second medium, ultrasonic beam will be deflected at the boundary of the first and the second media. Snell's law of optics can be applied to calculate the displacement of the image of the targets. Experiments and calculations show fairly good agreement.

### 1. ま え が き

超音波ビームを物体に照射して内部からのエコーを計測し物体の断面情報を画像化する技術は、超音波診断装置として近年の医学分野で広く使われているほか、工業製品の内部や海底情報などを得るためにも広く使われ始めた。超音波診断装置は、同様に断層像を得る目的でX線を利用する場合、すなわちX線CTにくらべ、患者に対して無

侵襲、安全で防護室や防護設備が不要、内臓の動態をリアルタイムに画像化可能、装置の移動が簡単、価格的に優位などの特長がある。

しかし超音波診断装置で得られる画像の性質は必ずしも良くはなく、良い画像を得るためにはその使用者に高度な技術が要求されるといわれている。これまで超音波診断装置の点広がり関数（以下PSF, Point Spread Function）については超音波ビームの広がりという点から研究が行な

われ<sup>1,2)</sup>, PSFの横方向(断層像上でビームの進路に垂直)の広がり, 断層面内でのビームの広がり, また画像の下方向(ビーム進行方向)への像の広がり, ターゲットの奥行き方向の長さに関する<sup>3)</sup>と推論されてはいたが, 確定的な実験報告は見当たらず, 十分な検討は行なわれていない。また超音波ビームは媒質の境界部で屈折することに注目し, 円柱状の物体の後方にあるターゲットが画像化される歪については研究結果が報告されているが<sup>4,5)</sup>, 第2の媒体の内部のターゲットに関する歪の報告は見当たらない。

そこで筆者らは超音波画像装置の画質に関する基礎の研究として, PSF, 及び2種の媒質の境界面で超音波ビームが曲がることに基く像の歪について測定し, 超音波のふるまいについて検討した。

## 2. 超音波診断装置のエコー画像

超音波診断装置の原理・構成については周知の

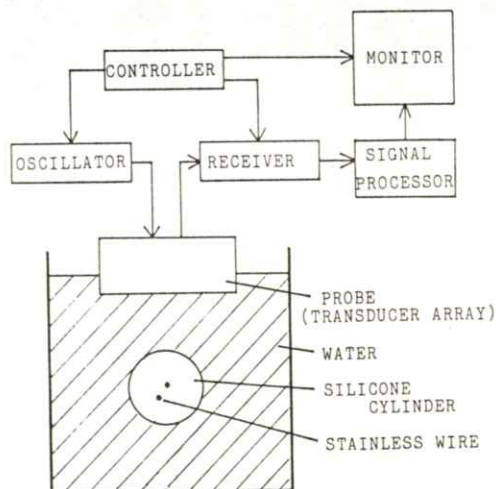


Fig. 1 Ultrasonic imaging system and experimental arrangement.

ことであり詳しくは述べないが, 装置の概略は Fig.1 のようになっている。

本研究では媒質の境界における超音波のふるまい及び PSF を研究対象としたため, 器壁における反射波が無視できるよう比較的大きい容器(42×73×29cm)を用意して内面に人工芝を張り, 水を満たしてこれを第1媒質とし, この中に第2媒質の円柱, 角柱を置き, さらにその中に針金を入れターゲットとした。実験に使用した超音波診断装置はリニア電子走査のシステム(超音波周波数 3.5 MHz)である。送信機により駆動されたトランスデューサから発射された超音波ビームは, ペンシルビームとして図の下方に進み, ターゲットからのエコーが再びトランスデューサに受信される。トランスデューサアレイの励振を回路的に切りかえて超音波ビームを順次走査し, エコーを信号処理してその遅れ時間をモニタに表示すると断層画像が得られる。

Fig.2 はシリコンゴム製円柱の軸に平行に2本の2mm 径ステンレス線を挿入した被検体に対する

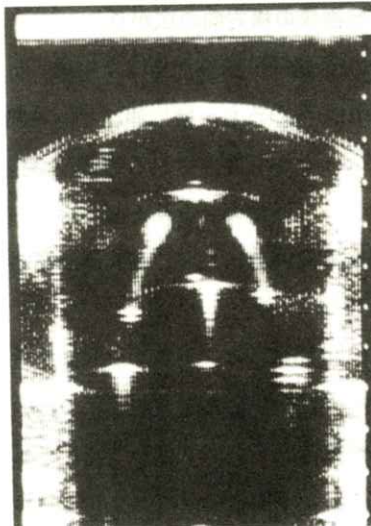


Fig. 2 Echogram of cylindrical phantom made by silicone and stainless wires.

超音波像である。金属線のエコーがT字形であるほか被検体にも像が表示され、条件によっては1本の金属線が2点に分離して画像化表示されることもある(後述)。

### 3. 超音波診断装置のPS画像

一様な媒質中にある異なる固有音響インピーダンスを持つ理想的な点物体を断層表示したとき、出力画像上に点がそのままの形で表示されることが望ましいが、実際の超音波診断装置ではこれが広がった形となりPSF(点広がり関数)を与える。この場合測定には本来直径無限少の金属線などを用いるべきであるがエコーのレベルが低いいため画像化できず、有限な直径(1~2mm $\phi$ )の金属線をターゲットとして用いた。その断層像をPS画像と呼ぶことにする。

PS像は一般にFig.2に示したようにT字形となるが、その形状はターゲットの太さに大きく影響される。以下その原因について検討する。

#### 3.1 PS画像の横方向の広がり

Fig.2の金属線(断層面では点物体)に対するT字形の出力像のうち、横に伸びている部分はトランスデューサから発射される超音波の指向性及びトランスデューサのセンサとしての指向性に基づくと推論されている<sup>1,2)</sup>。これを確かめるため次の実験を行なった。

Fig.3(a)は10mm $\phi$ のアルミニウム棒を被検体として水中に置いた場合の超音波装置の出力像を示す。次に被検体、プローブはそのままとし、Fig.4のようにアルミ棒の両側にアクリル製の遮へい板を置き、その断層面を調べFig.3(b)を得た。後

者では像の左右の伸びが除去されているが、この場合、遮へい板は外側のトランスデューサからのサイドローブが被検体に届くことを防いでいるためFig.3(a)の横方向の広がりはサイドローブを含む音波ビームの広がりによるものであることが推論される。

次に音波の広がりについて検討した。

トランスデューサからの超音波ビームの指向性は大きくばには音源振動板(長方形)の2次元フ

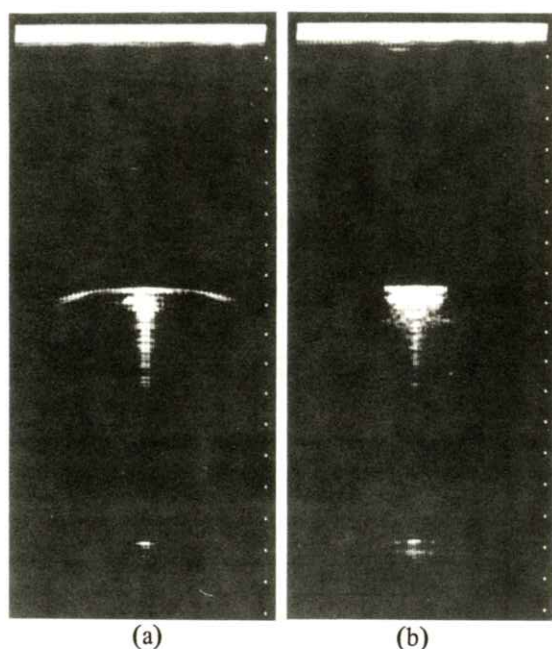


Fig. 3 Echogram for Al rod. (a) without screening plate, (b) with screening plates.

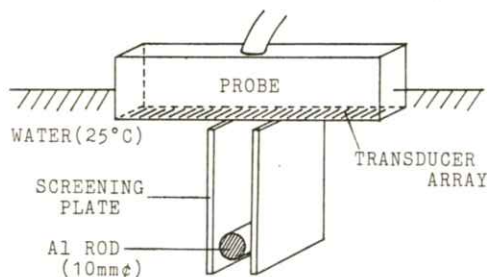


Fig. 4 Experimental arrangement to keep out sidelobe.

ーリエ変換で与えられる。しかし実際には振動板は走査方向に数ケに分割され、若干の位相差を与えて励振される。そこで音波の広がりを実測するため実験を行なった。Fig. 5(a)のように1mmのナイロン線を10mm間隔で水中に展張しておき、断層像を撮ったところ同図(b)を得た。この図はメインローブ、サイドローブを含めたおよそその超音波ビームの広がりを示す。ただし、Fig. 1のように受信信号は信号処理でTGC (Time Gain Control) 処理を受けてはいるが、その特性については検討していないので、Fig. 5(b)の濃淡の分布が定量的に音場の強さを表しているとは言えない。

以上より超音波ビームの広がりがPS画像上において左右の伸びとして現れると結論づけることができる。

### 3.2 PS画像の下方向の広がり

次に、PS画像の下方向の広がりにつき検討した。Fig. 3(a)で像が下方に尾を持つ原因として円

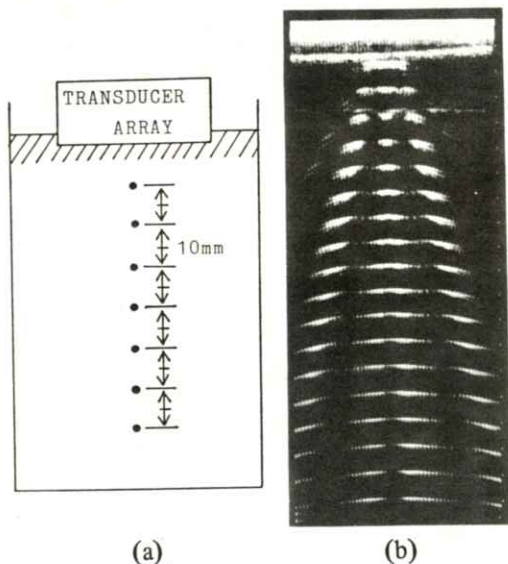


Fig. 5 Evaluation of ultrasonic sidelobe. (a) Experimental arrangement. Points show nylon strings. (b) Echogram.

城寺らは奥行き方向(断層面に垂直方向)のビームの広がりをあげている<sup>3)</sup>。すなわちFig. 1で棒がある程度長い場合、超音波が反射する位置によって受信時刻が変化するため、出力画像ではターゲットの下方に像が伸びると推測している。しかし、我々が棒の長さを変えながらその断層像を調べた結果出力画像にほとんど変化がなかったことから、奥行き方向のビーム広がり断層像にはあまり影響を与えないと言える。(一般に超音波診断装置のプロローブは奥行き方向の指向性が鋭く、本研究の場合ビーム幅はおおよそ $3^\circ$ とされる)

PS画像で下の方への広がりの、考えられるもう1つの要因はターゲット内部の多重反射である。音波減衰率が比較的小さく、なおかつ反射率がある程度大きい物体に超音波が入射する場合、物体の上面と底面の間で多重反射が繰り返される可能性がある。この場合、Fig. 6に示すように、出力画像上では反射体の厚さに応じた間隔で像が繰り返し表示されることになる。

Fig. 7(a)は、断面が1辺10mmの正方形であるアルミニウムの角柱を水中に置いた場合の断層像である。アルミニウム中の音速がおおよそ $6,500\text{m/s}$ (水の4倍)であることから超音波診断装置では角柱の厚さは約2mmとして表示されるため、出力像からこれを定量的に判断するのは難しい。(なお、出力像において、かなりの距離において周期的に現れている像はプロローブと反射体の間の多重反射に基づく。)

そこで、Fig. 7(a)の出力像においてほぼ中央の走査線の受信信号を調べたところ、Fig. 8のようにエコーの強い部分の間隔がすべて $3\mu\text{s}$ と一定していることから、明らかに多重反射であることが

わかる。ここで  $3\text{ }\mu\text{s}$  に相当するアルミ中の音速を計算すると約  $6,700\text{ m/s}$  と妥当な値が得られていることがわかる。

次に  $9\text{ mm}$  径シリコンゴム棒を水中に置いた時の断層像を Fig. 7(b) に示す。この場合、シリコンゴムの上面と底面が写っているだけで、多重反射による像は得られていない。これは、シリコンゴムがアルミやステンレスに比べ、超音波の減衰率が大きく、また反射率が小さいためと考えられる。エコー信号処理の利得を上げた場合の出力像にはわずかながら多重反射による像が観察された。

以上から、PS 画像における像の下方への広がりとは主として金属内での多重反射が原因であることが確かめられた。

### 3.3 実験結果と検討

以上の実験からターゲットの断層像が T 字形となる原因は 2 つあり、左右への広がりとはトランスデューサの音波源及びセンサとしての指向性、下方への伸びはターゲット内部の多重反射に基く。Fig. 7(c) は  $1\text{ mm}$  径のステンレス棒に対する断層像であるが、 $2\text{ mm}$  径の例 (Fig. 2) に比し尾が短いのは同じ回数の内部反射の所要時間が  $1/2$  となるため、ターゲット径を小さくした極限では多重反射は無視でき、PS 像は横線のみになると考えられる。

## 4. ビーム屈折と像の歪

超音波が音速の異なる媒質の境界を伝搬する時、光学におけるスネル (Snell) の法則に従って屈折することは知られている<sup>4)</sup>。これに従って簡単な

モデルについて音線を計算して実験と照合し、ある媒質に埋まった他の媒質中のターゲットの位置について実験と検討を行なった。

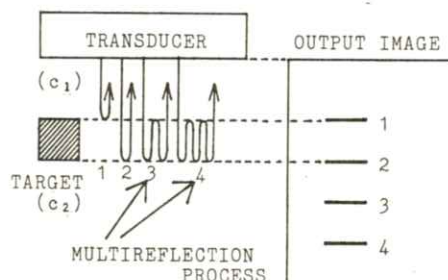


Fig. 6 Echosignal caused by multireflection process in target.

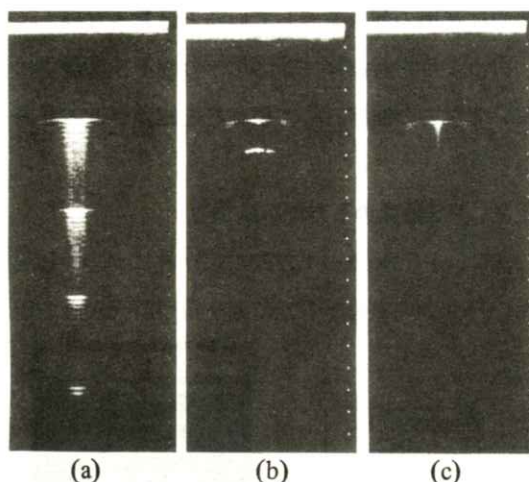


Fig. 7 Echogram for targets in water. (a) Al rod ( $10\times 10\text{ mm}^2$ ), (b) silicone rod ( $9\text{ mm}\phi$ ), (c) stainless wire ( $1\text{ mm}\phi$ ).

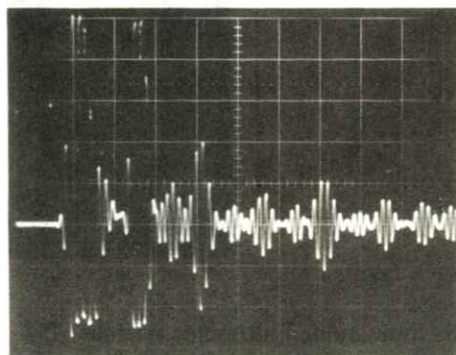


Fig. 8 Echo signal for the Al rod. (cross section  $10\times 10\text{ mm}^2$ ).

#### 4.1 スネルの法則に基づく音線解析

Fig. 9のように、トランスデューサアレイ  $\overline{AB}$  上の1素子Rからの超音波ビームが媒質Iと媒質IIの境界面上の点Oに角度 $\theta_1$ で入射したとする。この時、入射超音波の一部は点Oで反射され、同じ経路を通して素子Rに受信される。もし媒質Iの音速 $C_1$ が既知であれば、超音波のエコー時間を計ることによって $\overline{RO}$ がわかるので、ビームを走査しながらこの操作を順次行えば、媒質の境界面 (Fig. 9のx軸) は正しく画像化される。

一方、入射超音波の一部は境界面で屈折し、音速 $C_2$ で媒質II中を進むが、もし媒質IIとは異なる固有音響インピーダンスを持つ物体Pで反射されると、往路と全く同じ経路を通してふたたび素子Rで受信される。ところが、診断装置内部ではビーム $\overline{RO}$ の延長上を音速 $C_1$ で往復したものとして処理されるため、点Pは点Qにあるものとして表示される。

超音波のRO間、OP間における伝搬時間をそれぞれ $t_1$ 、 $t_2$ 、また超音波診断装置内で距離の算出に用いられている媒質の音速を $C_0$ とすると、スネルの法則から、

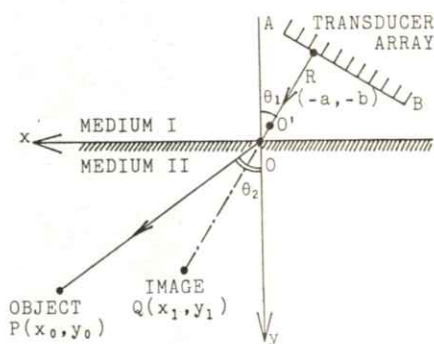


Fig. 9 Acoustic ray tracing. (Acoustic velocity  $c_1 < c_2$ )

$$C_1 \sin \theta_2 = C_2 \sin \theta_1 \quad (1)$$

であるから、RO間、OP間の距離はそれぞれ、

$$C_1 t_1 = a / \sin \theta_1 \quad (2)$$

$$C_2 t_2 = C_1 x_0 / (C_2 \sin \theta_1) \quad (3)$$

となる。また点Oの出力画像上の位置を $O'$ とすると、 $\overline{RO'} = C_0 t_1$ 、 $\overline{O'Q} = C_0 t_2$ であるから、点Qの座標 $(x_1, y_1)$ は $\overline{RO}$ の延長上の点として、

$$x_1 = a \left( \frac{C_0}{C_1} - 1 \right) + \frac{C_0 C_1 x_0}{C_2^2} \quad (4)$$

$$y_1 = b \left( \frac{C_0}{C_1} - 1 \right) + \frac{C_0 C_1 x_0}{C_2^2} \cot \theta_1 \quad (5)$$

と計算される。以上に基づいて作成した計算機シミュレーションの実行例をFig. 11, Fig. 12の各図(a)に示す。

なおFig. 9は $C_1 < C_2$ の場合で、このとき

$$\sin \theta_1 > C_1 / C_2 \quad (6)$$

であると入射超音波は媒質の境界で全反射するため、媒質IIへは進まない。

#### 4.2 断層像表示実験

超音波の屈折が断層像に及ぼす影響を調べるための実験原理図をFig. 10に示す。試料の形状は断面が $59 \times 99$ mmの角柱のものと、半径が33mmの円柱のものを用意し、いずれもその内部に反射体Pに相当するステンレス棒(2mm $\phi$ )を1~2本試料の軸と平行に挿入してある。試料の材質はシリコーンゴムとゼラチンの2種類あり、これらの特性はTable 1に示す通りである。なお超音波診断装置内で計算に使われている媒質の音速 $C_0$ は1,530 m/sである。

### 4.3 実験結果の検討

シリコン角柱にステンレス棒2本を挿入した試料について、実際の出力画像と計算機によるシミュレーション結果を対比してFig.11に示す。

両者は良く一致している。同図(a)では1点 $P_1$ の像が $Q_1, Q_1'$ の2点として現われているのは、超音波が角柱の左右両側面から入射し、その表面で屈折することが原因であり、表面の形状が複雑な物体では内部の点

が乱れて表示されることが予想される。またシリコンゴム中の音速は水にくらべて相当小さいため、角柱の下側の表面はFig.11(a)のように実位置よりも下方に写るはずであるが、シリコンゴム中の超音波の減衰率が大きい

には表示されていない。

Fig.12はシリコン円筒にステンレス棒2本を挿入した試料に関するFig.11と同様な結果である。ここでもやはりステンレス棒の像の位置につ

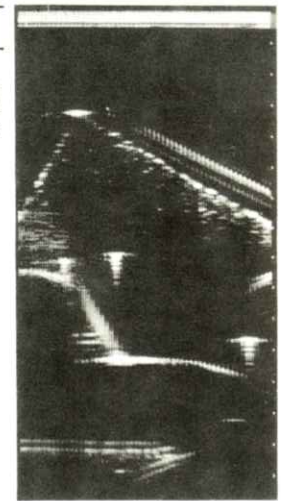
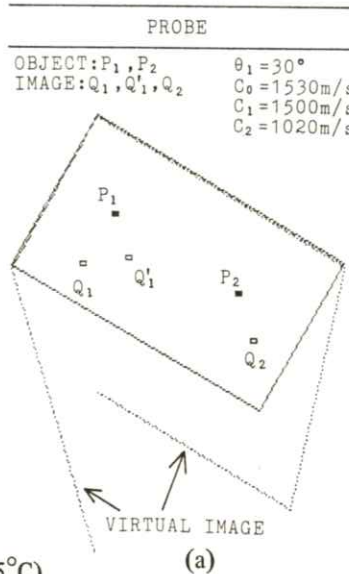


Fig. 11 Ultrasonic image for the parallelepiped phantom. (a) computer simulation, (b) Echogram.

Table 1 Ultrasonic properties of media. (25°C)

|          | Speed of Sound (m/s) | Characteristic Impedance (N/(m <sup>3</sup> /s)) |
|----------|----------------------|--------------------------------------------------|
| Silicone | 1020                 | $1.09 \times 10^6$                               |
| Gelatine | 1650                 | $1.63 \times 10^6$                               |
| Water    | 1500                 | $1.49 \times 10^6$                               |

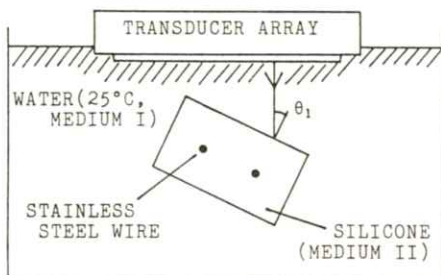


Fig. 10 Experimental arrangement for measurement of image distortion.

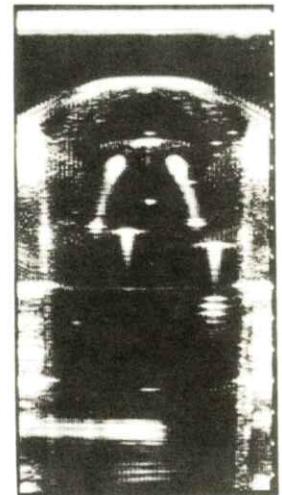
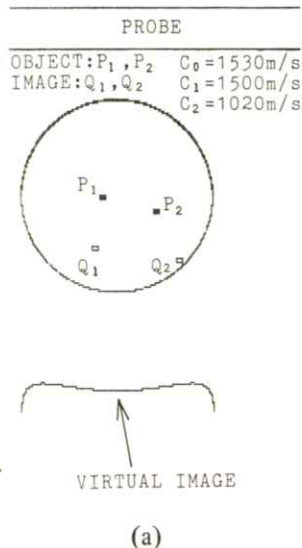


Fig. 12 Ultrasonic image for the cylindrical phantom made of silicone and steel wire.

いては両者とも良く一致している。(b)図において、円筒の上側表面の下方に「ひげ」状の像が写っているが、これは円筒の上側表面とプローブ表面との間で多重反射が起きたために生じた不要な応答である。また、(b)図において円筒の上側表面は、超音波ビームの広がり（特にサイドローブ）のために、実際より径が大きくなったように表示されている。

一方、ゼラチンを用いた試料についても同様な実験を行い、ステンレス棒の実際の位置と出力画像上の位置のずれを確認することができた。しかし、水とゼラチンの音速の差が小さいため、超音波屈折の影響はそれほど顕著でない。

なお、各実験でのステンレス棒の像は、前章で述べた通り PS 像として T 字形に写っている。

以上の結果から、いくつかの異なる媒質からなる物体の断層像を調べる場合、実際のターゲットの位置と出力画像上のターゲットの位置の間にはスネルの法則に基づく屈折の理論がそのまま適用できることが明らかになった。

## 5. む す び

超音波診断装置の画質の基礎につき実験・検討

を行った。すなわち超音波診断装置で細い物体を断層表示したときの出力像を調べ、像が広がる原因は超音波ビーム及びセンサの指向性の広がりにあるが、有限の大きさの対象物の場合はその中の多重反射が大きく影響する。また媒質の境界で音波は光学におけるスネルの法則に従って屈折するため情報が歪んで表示されることを確認した。

本研究にさいし御指導・御援助を頂いた本学の  
諏訪昭夫・永井豊両助手に感謝する。

## 文 献

- 1) 高田悦雄, 他: 日本超音波医学会論文集 37  
- B - 25 p. 101 (1980)
- 2) 高田悦雄, 他: ibid 38 - C - 12 p. 131  
(1981)
- 3) 円城寺進, 他: ibid 34 - 113 p. 225  
(1978)
- 4) カワン・スタント, 他: 電子通信学会技報  
US 83 - 27 (1983)
- 5) カワン・スタント, 他: ibid US 84 - 19  
(1984)

## 超音波CTにおける扇形ビーム方式の基礎的検討

福島 重広 ・ 藤原美貴雄

京都工芸繊維大学電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1985年7月2日 受理)

### A Fundamental Study on Fan-Beam Geometry for Ultrasonic Computed Tomography

Shigehiro FUKUSHIMA and Mikio FUJIWARA

Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

(Received July 2, 1985)

Although ultrasonic transmission computed tomography has been extensively discussed in the literature, only parallel-beam geometry has been considered. With this geometry, reconstruction accuracy is limited by the tradeoff between refraction loss and phase cancellation. The new topic of this paper is tomographic imaging with fan-beam geometry. By adopting fan-beam geometry, we can expect not only reduction of measurement time but also (1) no refraction loss, (2) reduction of phase cancellation, and (3) ease of designing the ultrasonic transducers.

In this paper, the reconstruction quality is discussed under an approximation of geometrical optics. Projection formation was simulated by a digital computer and tomographic images were reconstructed from the simulated projections. Only objects with faster acoustic velocity than the surrounding medium were considered. For these objects, the acoustic beam diverges and the projections broaden. This causes enlargement of area of the reconstructed objects. Acoustic velocity images have their edges blurred, while attenuation images have relatively clear edges. Compensation of refraction is possible for attenuation images by an algebraic reconstruction technique by referring to a reconstructed velocity image. It was also found that reflection loss appears as large values of the attenuation coefficient if there is a large difference of acoustic impedance between the object and the surrounding medium.

## 1. ま え が き

周知のようにX線CTは画像診断技術として重要な役割を果たすようになった<sup>1)</sup>。これに対して、超音波CTには解決すべき問題が未だ多い。これは医用超音波の波長が生体組織の大きさと同程度であり、散乱、とくに屈折と回折が無視できないためである<sup>2-4)</sup>。また、これらや反射に起因するマルチパス（多重伝搬経路）も問題になる<sup>5)</sup>。

従来の超音波CTの実験装置は1対の送信素子と受信素子を平行移動させて投影分布を求めるようになっていた<sup>2)</sup>。これを平行ビーム方式と呼ぶ。この方式では、送信波の一部が屈折のために送信素子を結ぶ直線経路から逸脱し、受信されないことがある。これを屈折損失と呼ぶ。これを低減するには受信素子を大きくする必要がある。一方、こうすると、いろいろな位相の音波が加法的に受信されるため、位相差による相殺を生ずる。これを低減するには受信素子は小さくする必要がある。以上が平行ビーム方式の基本的な制約になる<sup>6)</sup>。

これに対し、本論文では著者らが考えた扇形ビーム方式<sup>7)</sup>について述べる。X線CTにおける扇形ビーム方式の利点は測定時間の短縮だけであった。しかし、超音波CTで扇形ビーム方式を用いると、測定時間の短縮の他に、

- 1) 屈折損失が無い、
  - 2) 受信素子を小さくすることができ、したがって、位相相殺を低減することができる、
  - 3) 送信素子、受信素子が作りやすい、
- などが期待される。ところが、このような扇形ビーム方式による超音波CTに関する研究は他には全く報告されていない。

本論文では、扇形ビーム方式によって得られる画像の性質を、計算機シミュレーションによって検討する。シミュレーションは厳密には波動光学にもとづいて行なうべきであるが、解の導出が一般には困難なことの他、各要因別の影響を分離して評価できないという問題もあるので、ここでは、幾何光学的方法を用いる。すなわち、屈折をスネルの法則で、また、反射損失をフレネルの公式によって表現することにより<sup>8)</sup>、投影分布をシミュレートし、この投影分布から再構成される画像の性質を調べる。回折は無視している。シミュレーションは外部媒質よりも音速が大きな物体（発散ビーム条件）のみについて行なっている。これと逆の場合（収束ビーム条件）については回折とマルチパスを考慮した複雑な取り扱いが必要なので、考察にとどめる。測定値が屈折経路に沿った線積分になるために、従来用いられてきたフィルタ補正逆投影法<sup>9)</sup>では正しい像が得られないが、この問題に対して、代数的繰返し法(ART: Algebraic Reconstruction Techniques)<sup>10)</sup>にもとづく補正法が有効なことも示す。

## 2. 測定システムのモデル

### 2.1 構 成

Fig. 1 に示されるような扇形ビームによる測定システムを考える。音源は線状、円柱状、または、点状の無指向性素子とし、また、受信素子は点状で、音源を中心とする円周上に、音源に対して2度間隔に合計61個が配列されている。被測定物体は音源と受信素子配列との間にある回転支持台に固定され、これを一定の角度刻みに回転しながら

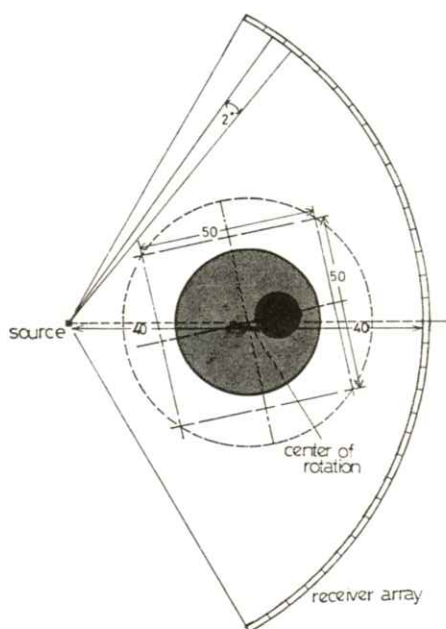


Fig. 1 The measurement system.

ら多方向について投影分布を測定する。システム全体は水のように音響減衰率の小さな媒質中に浸されている。同図では長さを規格化しており、画像構成面の大きさは  $50 \times 50$  とする。その中心は物体の回転軸に一致させておく。

音波はパルスとして送信され、適当な信号処理を施すことによって、物体を置いた場合と置かない場合に各受信素子に最も早く到達する音波の伝搬所要時間 (TOF: Time-of-Flight) の差、

$$T_0 - T = \int_{L_0} \frac{dl}{v_0} - \int_L \frac{dl}{v(x,y)}, \quad (1)$$

および、振幅減衰率の対数、

$$- \ln \frac{I}{I_0} = \int_L \alpha(x,y) dl, \quad (2)$$

が正しく求められると仮定する。ここで、

$T_0$  : 物体が無いときの伝搬所要時間

$T$  : 物体が有るときの伝搬所要時間

$v_0$  : 外部媒質内の音速

$v(x,y)$  : 点  $(x,y)$  における音速

$I_0$  : 物体が無いときの受信波振幅

$I$  : 物体が有るときの受信波振幅

$\alpha(x,y)$  : 点  $(x,y)$  における減衰係数

$\int_L \cdot dl$  : 音波の伝搬経路に沿った積分

を表す。 $L_0, L$  はそれぞれ物体が無いときおよび有るときの伝搬経路を、また、 $(x,y)$  は回転支持台に固定された座標系上の座標を表す。

## 2.2 幾何光学近似

パルスの伝搬経路はスネルの法則、

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{v_i}{v_t},$$

に従うものとする。ここで、

$\theta_i$  : 入射角

$\theta_t$  : 屈折角

$v_i$  : 入射側における音速

$v_t$  : 屈折側における音速

である。

受信素子から音源へと伝搬経路を逆向きに求めるのは一般には困難なので、投影分布の作成にあたっては、音源から方向角 0.5 度間隔に発した音線を順次追跡し、各受信素子に最も速く到達する音線に関する積分値を採用した。どの音線も入射しない受信素子については補間によって投影値を求めた。

音波の減衰は、物体中だけでなく、音響インピーダンスの不連続境界面における反射によっても

起こる。反射減衰はフレネルの公式による透過率,

$$T_k = \frac{2 v_i \rho_i \cos \theta_i}{v_i \rho_i \cos \theta_i + v_t \rho_t \cos \theta_t},$$

に従うものとする。ここで、 $\rho_i$ と $\rho_t$ はそれぞれ境界面の入射側および屈折側における媒質の密度である。 $n$ 個の境界面を通過した音波の強度に関する投影値は

$$-\ln \frac{I}{I_0} = \int_L \alpha(x,y) dl - \sum_{k=1}^n \ln T_k$$

となる。この式は再構成において仮定される積分式(2)と異なることに注意する。 $T_k$ は境界面における入射角と屈折角に依存するので、再構成すべき未知パラメタには含められない。したがって、その影響について調べておく必要がある。

### 3. 屈折と反射の影響

ここでは、音波が屈折と反射をするとき、フィルタ補正逆投影によってどのような画像が再構成されるかを示す。再構成には文献9)のフィルタを用いる。測定は回転角2度毎に行なうものとし、90方向の投影分布を用いる。2種のファントムの再構成例を示す。

#### 3.1 単一円柱ファントム

回転支持台と共軸に置かれた円柱を考える。この円柱は半径が10で、音速は外部媒質よりも大きく、円柱内では均一に分布している。減衰係数も同様に均一に分布しているものとする。

Fig. 2は音波の伝搬経路と測定される投影分布を模式的に示したものである。音波は円柱内で

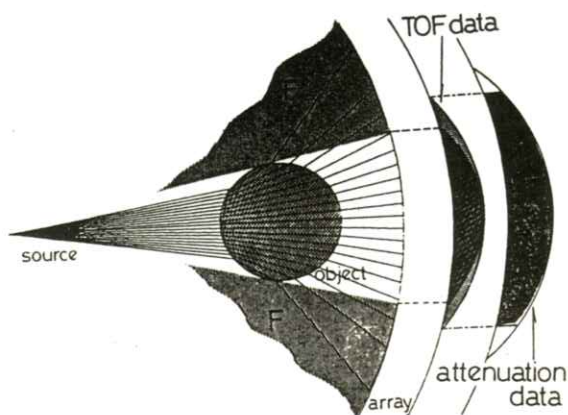


Fig. 2 Formation of time-of-flight and attenuation projections.

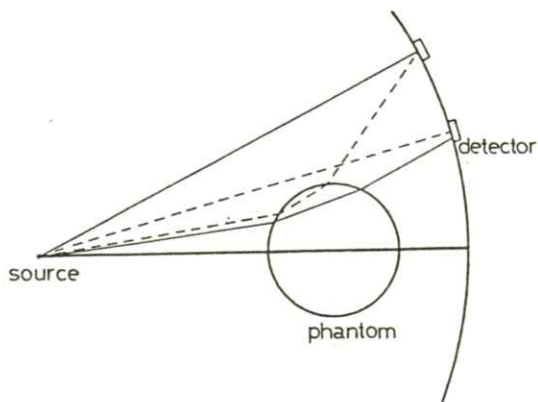


Fig. 3 Ray paths of pulses detected by the first-arrival-pulse detectors. The solid-line paths contribute to the projections, while the broken-line paths not.

は外部媒質内よりも速く伝搬するので、音線は屈折のために発散する。しかし、Fig. 3に示すように、円柱に遮蔽されない受信素子には直達波が屈折波と競合的に受信されるため、長い屈折経路を通る端部の発散成分は投影分布にはならない。こうして、伝搬時間投影分布は屈折がない場合よりもある程度広がる。振幅減衰率投影分布につい

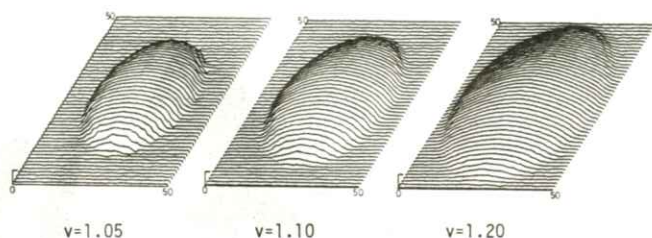


Fig. 4 The reconstructed velocity images of a single cylinder.  $v_0=1.0$ .

ても同様であるが、この場合は端部が切り捨てられ、急峻に無減衰となる。

a) 音速分布画像 Fig. 4 は伝搬時間投影から再構成された音速分布を示す。再構成の結果、辺縁がぼけ、音速は単調な曲面状の分布となる。円柱は音速が大きいくほど再構成分布において面積が拡大している。再構成値を 10 段階に量子化し、量子化値 6 または 7 以上の画素の総面積を円柱の断面積に対する百分率で表示すると、拡大傾向は Fig. 5 のようになる。

b) 減衰係数画像 減衰係数分布の再構成結果

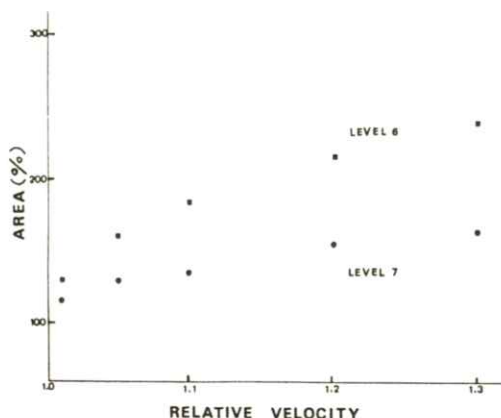


Fig. 5 The area enlargement of the velocity images.

を Fig. 6 に示す。再構成分布は比較的平坦かつ辺縁も鮮明である。しかし、これは投影分布端部の切り捨てのための見かけ上の現象であることに注意する必要がある。また、この例では外部媒質との音響インピーダンス比が大きいため円柱表面における反射による減衰も明瞭に再構成

されている。

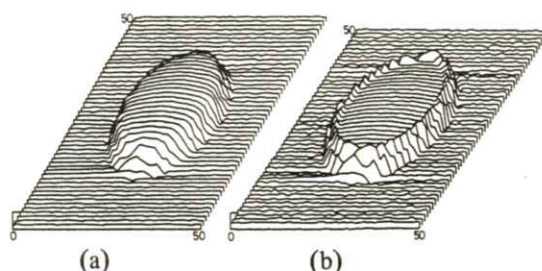
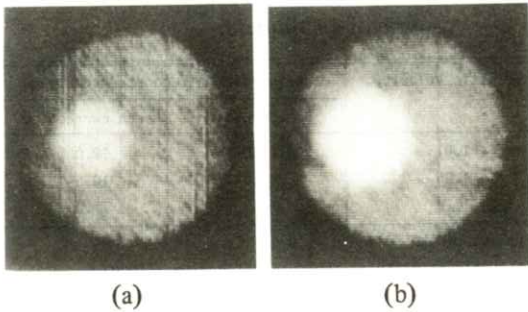


Fig. 6 The reconstructed attenuation images of a single cylinder.  $v_0=1.0$ .  $v=1.01$  and  $\alpha=0.2$  for the cylinder. Impedance ratio = 10.1.

- (a) for the model without reflection attenuation.
- (b) for the model with reflection attenuation.

### 3.2 二重円柱ファントム

ここでは Fig. 1 のように二重構造の円柱が置かれている場合を考える。大きい円柱は半径 18、小さい円柱は半径 5 である。両者の中心軸は 6 だけ離れている。Fig. 7 は音速分布の再構成画像を示す。内部円柱の音速は Fig. 7 (b) のほうが Fig. 7 (a) よりも大きく、これが両図における面積拡大率の違いに現われている。ファントム形状が単純なため、減衰係数分布の再構成結果においても単一円柱の場合とほぼ同様であったが、内部円柱の音速を変えてみると、大きくしていくにつれ



**Fig. 7** The reconstructed velocity images of a double cylinder.  $v_0=1.0$ .  $v=1.02$  for the larger cylinder.  
(a)  $v=1.03$  for the smaller cylinder.  
(b)  $v=1.08$  for the smaller cylinder.

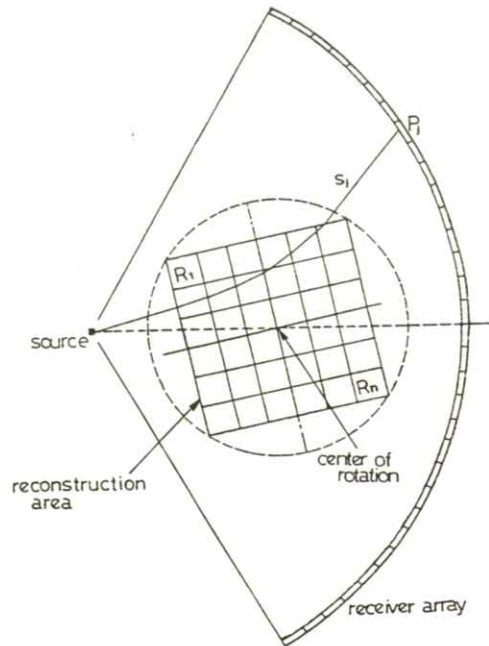
て、両円柱中央部における再構成レベルのくぼみと、両円柱面の近接部における歪みが認められた。

#### 4. 減衰係数分布再構成における経路補正

##### 4.1 経路補正ART

フィルタ補正逆投影法は投影の積分経路の直線性を仮定している。しかし、実際には、この積分経路は屈折のために直線にはならないからアーチファクトが生ずるわけである。音速分布画像に対するこの影響の補正法にはアイコーナル方程式にもとづく代数的繰り返し法<sup>11)</sup>や摂動法<sup>12)</sup>がある。減衰係数分布画像に対しては、この影響は屈折経路に沿って逆投影を行なうことにより補正できる。屈折経路は音速分布にもとづいて音線追跡を行なって求めることができる。ここでは、簡単な音線追跡法を与える。

まず、画像構成面を**Fig. 8**のように各画素に対応する  $n$  個の区画に分けて考える。各区画にはフ



**Fig. 8** Illustration of the ray tracing.

ィルタ補正逆投影によって再構成された音速を与えておく。各区画に入射した音波は区画間の仮想的な境界においてスネルの法則にもとづく屈折を繰り返した後、ある受信素子に到達するものと考え。このようにして経路が決まると、この経路に沿ってARTを施すことにより、減衰係数分布を再構成することができる。すなわち、音線が屈折して各区画を横切る経路長によって重み係数を決め<sup>13)</sup>、この重み係数を下のようにARTアルゴリズムの逐次補正項、すなわち、投影値と再構成値からの投影推定値との残差に与えてやればよい：

$$f_i^{q+1} = f_i^q + \max \left\{ 0, \frac{(P_j - P_j^q) L_{ij}}{\sum_i L_{ij}} \right\}.$$

ここで、

$L_{ij}$  : 音線が区画を横切る経路長、

$\sum_i L_{ij}$  : 音線が画像構成面を横切る経路長、

$f_i^q$  : 減衰係数の再構成値、

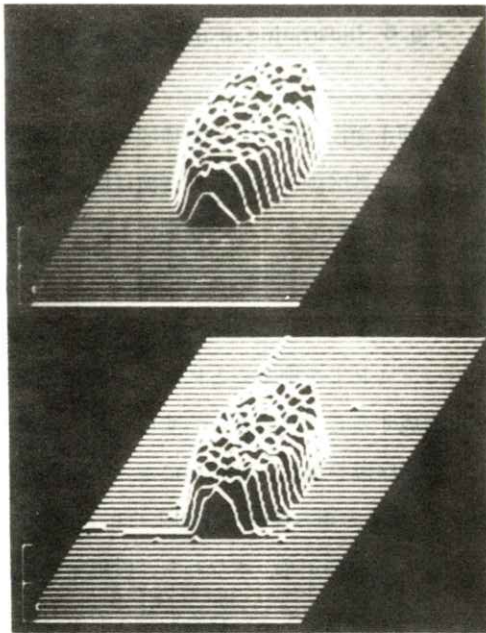
$P_j$  : 音線に関する減衰係数の投影値、

$P_j^q$  : 再構成値からの投影推定値

である。また、 $i, j, q$  はそれぞれ区画番号、音線番号、繰り返し回数を表わす添字である。

#### 4.2 再構成例

このシミュレーションでは、回転角4度毎に測定される46方向の投影分布を用いた。前述の単一円柱に対しては再構成は約5回の繰り返しで収束した。しかし、線状のアーチファクトが少し残った。これは区画の角部に入射した音線の追跡を



**Fig. 9** The attenuation images reconstructed by ART. 6th iteration.  $v=1.01$ .  
Top: without path correction.  
Bottom: with path correction.

**Table 1** The size of the reconstructed attenuation image of a cylinder.

| acoustic velocity | radius of the reconstructed image |                 |
|-------------------|-----------------------------------|-----------------|
|                   | no correction                     | path correction |
| 1.01              | 11.0                              | 10.0            |
| 1.05              | 12.0                              | 10.5            |
| 1.10              | 13.5                              | 11.0            |

radius of the cylinder = 10.0  
acoustic velocity in the external medium = 1.00

誤ったためと考えられる。**Fig. 9**は経路補正を行なう場合と行なわない場合の再構成例を比較している。異なった円柱内音速に対する面積拡大率は**Table.1**に示す。経路補正を行なう場合は面積拡大作用が低減されることが分かる。

#### 4.3 ARTの収束性

経路補正を行なう場合と行なわない場合について、ARTの収束性を調べた。

**Fig.10 (a)**は投影値の残差の和、

$$\sum_i |P_j - P_j^q|$$

を評価している。この値はいずれの場合も5, 6回の繰り返しで収束しているが、経路補正を行なった場合は収束が速い。

**Fig.10 (b)**は減衰係数の誤差の平方和、

$$\sum_i (f_i - f_i^q)^2$$

を評価している。ここで、 $f_i$ は*i*番目の画素における減衰係数の真値である。この評価値は経路補正を行なった場合は単調に減少し、5, 6回の繰り返しで収束している。これに対して、経路補正を行なわなかった場合は繰り返し3回目以降に極小

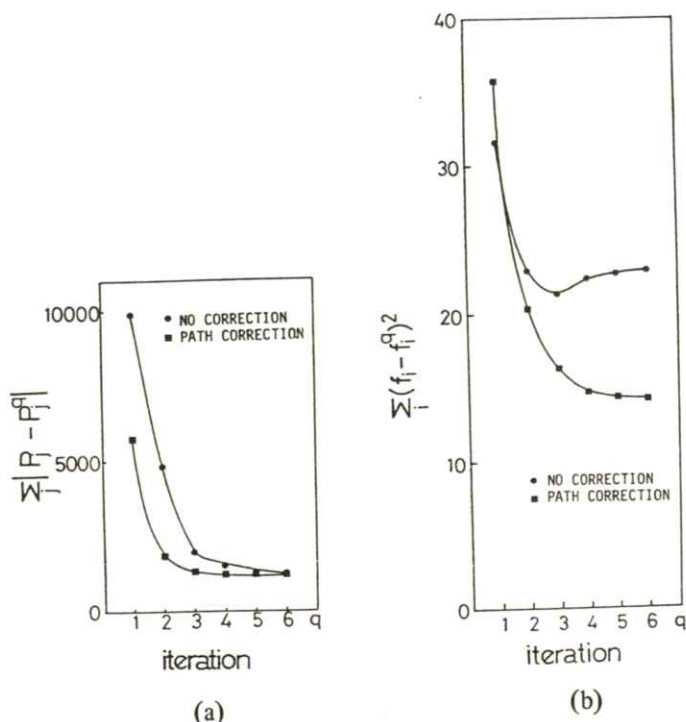


Fig. 10 Convergence of ART.

- (a) Discrepancy between the measured and estimated projections.  
 (b) Discrepancy between the true and estimated attenuation coefficients.

になった後、再び増加している。これは、屈折を考慮せずに再構成することにより誤差が生ずることを明瞭に示している。

## 5. 考 察

本研究における扇形ビーム方式の問題点について検討しておく。

発散ビーム条件のもとでは再構成像は面積が拡大され、音速分布の再構成像では物体の辺縁がぼける。これに対して、収束ビーム条件のときは逆の作用があると考えられる。平行ビーム方式の場合は、収束ビーム条件のときは多方向からの屈折

波が同一の素子で受信されるマルチパス作用を生じ、このために情報が得られない領域が存在するが<sup>14)</sup>、扇形ビーム方式の場合はこの条件は緩和される。しかし、さらに、回折波も含めて検討する必要がある。実際、平行ビーム方式の場合、収束ビーム条件においては回折波が最も速く到達することが実験により分かっている<sup>4)</sup>。したがって、上の議論の妥当性は回折波を避けて信号検出が可能かどうかにかかっている。平行ビーム方式の場合、発散ビーム条件においては回折波の影響は少ない<sup>4)</sup>。生体組織中では、脂肪を除いて、音速は一般には水より大きく<sup>15)</sup>、このため、発散ビーム条件になる。

減衰係数分布画像においては音響インピーダンスの差が大きい境界面

では反射のために、見かけ上、大きな値が再構成されることが分かったが、これは平行ビーム方式でも見られる現象である<sup>16)</sup>。これを低減するには、被測定物体と同程度の音響インピーダンスをもつ外部媒質を用いればよい。

## 6. 結 論

本論文では、超音波CTで従来試みられたことのない扇形ビーム方式の特長について考察し、この方式によって得られる画像の性質をスネルの法則とフレネルの公式を用いた幾何光学にもとづくシミュレーションによって検討した。その結果、

屈折についてはつぎのことが分かった。

1) 屈折のため投影値が得られる経路が直線にならない。このため、通常の再構成法に用いると誤差を生ずる。

2) 発散ビーム条件のもとでは投影分布の端部が切り捨てられる。

3) 発散ビーム条件のもとでは再構成像は面積が拡大される。

4) 発散ビーム条件のもとでは、音速分布の再構成像では物体の辺縁がぼける。

5) 屈折の影響を補正するためにARTを用いることができる。

また、反射については、

6) 減衰係数分布画像においては、音響インピーダンスの差が大きい境界面では反射のために見かけ上、大きな値が再構成されるということが分かった。

本研究によって扇形ビーム方式の基本的性質が分かった。しかし、複雑な物体の再構成像、信号検出、および、測定装置による実験など残された検討課題は多い。

## 文 献

- 1) 例えば, H. J. Scudder: Proc. IEEE **66** 628 (1978).
- 2) J. F. Greenleaf and S. A. Johnson: Proc. Seminar on Ultrasonic Tissue Characterization Gaithersburg, Maryland p. 109 (National Bureau of Standards, 1976).
- 3) S. A. Johnson *et al.*: 1975 Ultrasonics Symp. Proc. IEEE Cat. #75 CHO 994-4SU p. 46 (1975).
- 4) J. F. Greenleaf *et al.*: Acoustical Imaging **11** (ed. J. Powers) pp. 351-363 (Plenum Press, 1982).
- 5) C. R. Crawford and A. C. Kak: Ultrasonic Imaging **4** 234 (1982).
- 6) E. J. Farrell: Ultrasonic Imaging **3** 144 (1981).
- 7) 藤原美貴雄, 他: 電子通信学会技報 US79-61 (1980).
- 8) J. B. Keller: J. Appl. Phys. **25** 938 (1954).
- 9) L. A. Shepp and B. F. Logan: IEEE Trans. **NS-21** 21 (1974).
- 10) R. Gordon: IEEE Trans. **NS-21** 78 (1974).
- 11) H. Schomberg: J. Phys. D **11** L181 (1978).
- 12) S. J. Norton and M. Linzer: Ultrasonic Imaging **4** 201 (1982).
- 13) R. A. Robb *et al.*: Computers and Biomedical Research **7** 395 (1974).
- 14) G. C. McKinnon and R. H. T. Bates: Ultrasonic Imaging **2** 48 (1980).
- 15) 超音波技術便覧(実吉純一, 他編) pp. 1371-1372 (日刊工業新聞社, 1978).
- 16) 武田邦義, 他: テレビジョン学会技報 **2** ITA 38-4 (1979).

## Fuzzy 関係に基づく画像分割

樋 口 清 伯

京都工芸繊維大学電子計算機工学教室 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1985年7月5日 受理)

### Image Partition Based on Fuzzy Relation

Seihaku HIGUCHI

Department of Computer Sciences, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

(Received July 5, 1985)

This paper is concerned with a method of partitioning a piece of image into some subimages with the same statistical properties. To begin with, assuming the image to be a realization from Markov random field, and using the definition of two-dimensional discrete Markovian field by J. W. Woods, we introduced the probability density function describing the subimages. And employing the Kullback's divergence measuring the distance between these subimages and transforming above distance, we derived the measure of similarity to all pair of subimages. Measure of similarity derived above, however, does not satisfy the equivalence relation, especially, transitive properties. Therefore we established the equivalence relation by carrying out the composition of a fuzzy relation. Thus we can apply this relation to the partition of image. An example is presented for the illustration of this method.

### 1. ま え が き

画像の処理は目的、用途により種々の方式が研究開発され、また現在も各方面において活発に研究されている。画像の伝送、保存に際しては情報圧縮が行われるが、これを効率よく行う方法の一

つとして画像を分割し、分割されたそれぞれの領域では統計的性質が同じであるようにすることが考えられる。このような目的のため、本文は画像の領域分割を医用画像に限らず一般的に述べたものである。

画像を確率場として捉え、P. Lévy<sup>1)</sup> に始まり

E. Wong<sup>2)</sup>, J. W. Woods<sup>3)</sup> 等によって議論されてきたマルコフ場を仮定する。画像全体を一樣なマルコフ場とは考えないで、各部分領域が一樣なマルコフ場であるとする。このように考えると、マルコフ場は条件付確率密度関数で表現されるから、それぞれの部分領域は相異った確率密度関数をもつことになる。そこでこれら密度関数間に距離を導入し、この距離に基づきfuzzy関係をもちいて類似度を計算し領域分割を行う。

以下では、まず J. W. Woods の考え方によって2次元離散マルコフ場を定義するが、これは時間パラメータをもつ一方方向性のマルコフ系列とは種々の点で異った性質を呈することから、それらについて簡単に述べる。続いて分類に用いるfuzzy関係について述べ、シミュレーション結果を示めし、その検討を行う。

## 2. 2次元離散マルコフ場

1次元ガウスマルコフ系列  $\{x_n\}$  は次数を  $N$  とすると

$$x_n = \sum_{i=1}^N h_i x_{n-i} + v_n \quad (1)$$

と表現でき、 $v_n$  は白色ガウス系列である。 $h_i$  は  $\langle x_i v_n \rangle = 0$ ,  $i < n$  なる直交条件をみたすように定める。ここで  $\langle \cdot \rangle$  は期待値演算を表わす。この  $h_i$  は  $\{x_j, \forall j < n\}$  が与えられたときの  $x_n$  の最小自乗誤差推定の係数としても特徴づけられる。式(1)の変数の統計的性質は  $\langle v_n v_m \rangle = \sigma^2 \delta_{nm}$  である。ここで  $\delta_{nm}$  はクロネッカーのデルタ記号である。式(1)は自己回帰モデルといわれマルコフ系列の標準的な表現である。

次に2次元へ進む前の段階として  $x_n$  の両側の値を用いた表現

$$x_n = \sum_{\substack{i=-N \\ i \neq 0}}^N h_i x_{n-i} + v_n \quad (2)$$

を考える。 $h_i$  は前と同様にすべての  $x_n$  が与えられたとして直交条件をみたすように定める。このとき

$$(i) \quad \langle x_n v_m \rangle = \sigma^2 \delta_{nm}$$

および式(2)の両辺に  $x_n$  をかけ期待値を計算し、(i)を考慮すると

$$\begin{aligned} \langle x_n v_m \rangle &= \sum h_i \langle x_{n-i} v_m \rangle \\ &+ \langle v_n v_m \rangle \end{aligned}$$

より

$$(ii) \quad \langle v_n v_m \rangle = \begin{cases} \sigma^2 & , \quad n=m \\ -h_{n-m} & , \quad |n-m| \leq N \\ 0 & , \quad \text{上記以外} \end{cases} \quad (3)$$

となる。(i)の性質は推定値  $h_i$  が自乗平均誤差の意味で最良であることを示している。式(3)から(ii)の  $v_n$  に関する性質は式(1)の場合とは異って白色とはならない。以上の考察に基づき2次元離散場を考える。場を縦横等間隔のメッシュとし、その格子点の画素値を  $x_{nm}$  ( $-L \leq n, m \leq L$ ) と表わすとして

$$x_{nm} = \sum_{i,j \in D_{00}} h_{ij} x_{n-i, m-j} + v_{nm} \quad (4)$$

と表現することが妥当と思われる。ここで  $D_{ij}$  は点  $(i, j)$  を含む閉領域 (格子点の集合) か

ら点  $(i, j)$  を除いた領域を表わす。時系列のように過去、現在、未来と順序関係が明確なのと比べて場にはそのような順序（前後）関係を一般に考えることはできない。このことから  $D_{00}$  の形が種々考えられ（因果条件をみたす因果性モデルあるいは非因果性モデル等），それに応じて解析も異なったものとなるが，本文では式(4)の形と先の  $D_{ij}$  の定義を採用する。つまり非因果性モデルに相当する。この場合も式(3)を得たと同様にして

$$\begin{aligned} \langle x_{nm} v_{kl} \rangle &= \sigma^2 \delta_{nk} \delta_{ml} \\ \langle v_{nm} v_{00} \rangle &= \begin{cases} \sigma^2 & , n=m \\ -h_{nm} \sigma^2 & , (n, m) \in D_{00} \\ 0 & , \text{上記以外} \end{cases} \quad (5) \end{aligned}$$

である。 $\langle v_{nm} v_{00} \rangle$  が正値なら式(5)の性質をもつ確率場は発生できる<sup>3)</sup>。雑音を除去する場合のように逐次的な処理を画像に施すときには因果性モデルを使用し計算量を減少させることが可能であるが，テクスチャー解析とか本文のような場合は注目する領域を一括して取扱った方が良いと思われる。このため式(5)に示すように  $v_{nm}$  が相関をもつことになり以降の解析を複雑にするので何らかの近似を導入する必要が生じる。

### 3. fuzzy 関係

領域分割に利用する fuzzy 関係について簡単に説明する。通常，集合というときにはその集合の要素を全部列挙することにより定めるか，あるいは1月1日生れの日本人の集合というように固有の性質に基づいて定義するかである。そしてある

人間はこの集合に属しているか否かのどちらか一方である。すなわち属していれば1とし，属していなければ0と表すことができ，それ以外は考えない。これに対して属しているのか否か判然としないが，集合と同じような考え方で把えてみたいということが現実にはある。例えば行動の敏捷な人の集合  $(S)$ ，のろまな人の集合といった場合，ある人が  $S$  に属しているのか否か，1なのか0であるのか明確には言えない。数学上では集合の定義がまずいということであるが，fuzzy<sup>4)</sup> という形容詞をつけて fuzzy 集合を用いて，このような問題に対処する。上述の0，1だけでなく区間  $[0, 1]$  上の実数を用いてある  $x$  が  $S$  に属している度合を0.8というように表現する。いま  $x$ ， $y$ ， $z$  の3人が  $S$  に属している度合を

$$\begin{bmatrix} x & y & z \\ 0.8 & 0.9 & 0.2 \end{bmatrix} \quad \text{のように書き, } x \text{ と}$$

0.8， $y$  と0.9，………の対応関係を  $f$  で表わし  $f(x) = 0.8$ ， $f(y) = 0.9$  ……とし，この  $f(\cdot)$  を membership 関数という。このように集合の要素と membership 関数を与え各種の集合演算<sup>5)</sup>を定義したものを fuzzy 集合という。上述の例は次のようにも考えられる。敏捷であるという見本  $t$  があり， $x$  と  $t$  とが類似している度合が0.8であり， $y$  と  $t$  との度合が0.9 ……である。即ち  $f(x, t) = 0.8$ ， $f(y, t) = 0.9$  ……と書くことができる。いま1枚の画像を部分画の集合と考え，これを  $X$  とし，部分画  $x$ ， $y \in X$  の間の類似度を membership 関数  $f(x, y)$  で定義する。 $f(x, y) \geq \lambda$  なら  $x$  と  $y$  は  $\lambda$  以上で類似しているという。この  $f(x, y)$  は

$$(i) \quad f(x, x) = 1, \forall x \in X \quad (\text{反射率})$$

(ii)  $f(x, y) = f(y, x), \forall x, y \in X$  (対称律)  
 なる性質をもつように定める。ところが推移律、  
 つまり  $f(x, y) \geq \lambda$ , かつ  $f(y, z) \geq \lambda$  の  
 とき一般に  $f(x, z) \geq \lambda$  が満たされない。こ  
 のままで部分画の似ているもの (類似度が  $\lambda$  以上)  
 を集め一つの類とすると、ある部分画が二つの類  
 に同時に属することが生じ不都合である。そこで  
 上の membership 関数  $f(x, y)$  を 1 段 fuzzy  
 関係とし、 $f_1(x, y)$  と表わし  $n$  段 fuzzy 関係  
 を fuzzy 演算により合成する。合成には次式を用  
 いる。

$$f_n(x, y) = \max_{z_1, z_2, \dots, z_{n-1} \in X} \min [f_1(x, z_1),$$

$$f_1(z_1, z_2), \dots, f_1(z_{n-1}, y)]$$

$n=2$  のときは次式となりその概念図を Fig. 1  
 に示す。

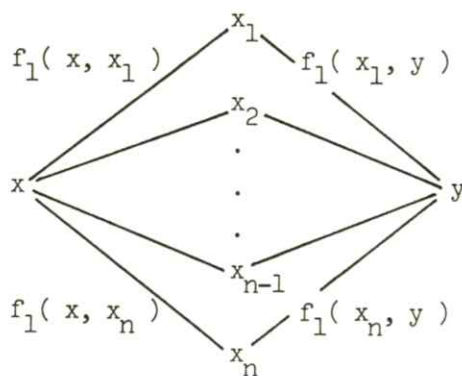


Fig. 1 Path diagram for composition

$$f_2(x, y) = \max_{x_i \in X} \min [f_1(x, x_i),$$

$$f_1(x_i, y)]$$

$x$  から  $y$  へ  $x_i$  を介して繋がる全ての経路を用い

て計算することになる。この経路の中には  $x \rightarrow x$   
 $\rightarrow y$ ,  $x \rightarrow y \rightarrow y$  も含まれていることから ( $f_1$   
 $(x, x) = 1$  に注意)  $f_2(x, y) \geq f_1(x, y)$  となる。一般に

$$f_n(x, y) \geq f_{n-1}(x, y) \geq \dots \geq f_1(x, y)$$

であり、 $f_n(x, y) \geq 1$  であることから

$$\lim_{n \rightarrow \infty} f_n(x, y) \rightarrow \hat{f}(x, y)$$

となる  $\hat{f}$  が存在する。このようにして得られた  
 $\hat{f}(x, y)$  は (i) 反射率, (ii) 対称率, (iii) 推移率を  
 満たすことが証明でき、また極限值は部分画の数  
 を  $N$  として  $n=N-1$  以下の計算で得られるこ  
 とも示されている<sup>6)</sup>。したがって各部分画間に  
 $f_1(x, y)$  を与え、 $\hat{f}(x, y)$  を求め、 $\lambda$  を指定  
 して  $\hat{f}(x, y) \geq \lambda$  なら  $x$  と  $y$  は同じ組となる  
 ように類別することができる。

#### 4. $f_1(x, y)$ の決定

2. で取扱う部分画はガウスマルコフ場と仮定  
 した。すると条件付確率  $p(x_{ij} | x_{kl} \in D_{ij})$   
 によって特徴づけられる。これは式(4)で  
 $\langle v_{ij} \rangle = 0$  とおき、 $\langle x_{ij} \rangle$  は一般に 0 でな  
 いとすると

$$\langle x_{ij} | x_{kl} \in D_{ij} \rangle = \sum_{(k,l) \in D_{00}} h_{kl} x_{i-k, j-l} + m$$

とかける。分散は式(3)から  $\sigma^2$  である。もし

$$\sum_{(k,l) \in D_{00}} h_{kl} = 1 \text{ なら } m=0 \text{ となる,}$$

この  $h_{kl}$  と  $m$  を推定するため式(4)を書き改めて

$$x_{ij} - \sum h_{kl} x_{i-k, j-l} - m = v_{ij}$$

とすると右辺は式(5)から  $\{v_{kl} \mid (k, l) \in D_{ij}\}$  なる  $v_{kl}$  とは相関をもつことから  $\sum v_{ij}^2$  の極値を与える推定値は偏ったものとなる。そこで部分画内で  $v_{ij}$  と相関のない点  $(k, l) \in D_{ij}$ ,

さらに  $(m, n) \in D_{ij}$  かつ  $\in D_{kl}$  のように互に相関のない点、これらの集合を  $\bar{D}$  とし

$\sum_{(k,l) \in \bar{D}} v_{kl}^2$  を最小にする。次に式(4)で用い

る  $D_{ij}$  の形状について考える。マルコフ場が十分近似できるものでなければならないが、大きくとればよいとは言えない。通常は次数決定の問題として定式化され適切な次数か否かの判定法もいくつか提案されている。このようにして形状を定めると部分画毎に異った形状を与えることになり部分画間の距離を計算するとき不都合を生じるので、本文では一定とする。いま一つの部分画の画素値をベクトル  $x$  で表わせれば結合確率密度は  $p(x)$  とかけ、これはマルコフ性を用いて逐次展開して行けば計算できるが、式(5)の相関のため極めて難しくなる。そこでパラメータ推定のときと同じ様に考え、点  $(i, j) \in \bar{D}$  に対して  $p(x_{ij} | x_{k,l},$

$(k, l) \in D_{ij}$  をもちいて

$$\prod_{(i,j) \in \bar{D}} p(x_{ij} | x_{k,l}, (k,l) \in D_{ij}) \quad (6)$$

を考え、これをもって部分画の確率的な表現とする。<sup>7)</sup> 式(6)が部分画  $q$  についての表現であるとき、これを  $p_q(x)$  と略記する。この  $p_q(x)$ ,  $q = 1, 2, \dots$  が与えられると部分画間に距離が定義できる。ここでは Kullback の divergence<sup>8)</sup>

を用いる。この距離は

$$d_{ij}(x) = \int (p_i(x) - p_j(x)) \log L(x) dx$$

ただし  $L(x) = p_i(x) / p_j(x)$

である。 $p_i(x)$  の平均値ベクトル  $m_i$ , 共分散行列を  $V_i$  とおけば

$$d_{ij} = \frac{1}{2} \text{tr}(V_i - V_j)(V_j^{-1} - V_i^{-1}) + \frac{1}{2} \text{tr}(V_i^{-1} + V_j^{-1})(m_i - m_j)(m_i - m_j)^T$$

となる。ここで  $\text{tr}$  は行列のトレース、肩の  $T$  は転置を表わす。

この距離を各部分画間で計算し、これに基づいて第1段 fuzzy 関係  $f_1(x, y)$  を与える。ここに求めたのは距離であり、類似していないもの程大きい値をもつが、 $f_1(x, y)$  の方は  $[0, 1]$  上の実数で類似しているもの程大きい値をとるから何らかの対応で変換する必要がある。これには  $g(0) = 1, g(\infty) = 0$  を満たす単調減少な関数  $g(0)$  を用いる。これについては次章で具体的に述べる。

## 5. シミュレーションとその結果

4. までに述べた定式化の中でシミュレーションにおいて問題となることは  $D_{ij}$  の形である。これには正方格子状に配置された点のうち点  $(i, j)$  を中心に、上下左右方向に各2点、斜め方向に各1点の合計12点をとっている。マルコフ場をできるだけ正確に表現することは必要だが、距離(変換して類似度)を求めているので、部分画間でくい違っているところが表現にとり込まれてい

ればもっと少なくできるはずであるが、予めそれを知ることはできないので全方向をほぼ平等に扱うことにした。12点で十分かに関しては、部分画の方向性はほぼ8方向を表わせればよく、これ以上細かくするには極端に  $D_{ij}$  を大きくしなければならぬ。またランダムネスを表現するにも縦横方向には5点あることから十分であろうと考えた。勿論、これらのサイズは部分画の大きさにも依存しており、一律に論ずることはできない。次に4.で導入した変換関数  $g$  であるが、上に凸、下に凸など種々考えられるが指数関数を用いた。シミュレーションに用いた画像は Fig. 2 に示す Girl である。



Fig. 2 Girl image for simulation

この写真のデータは8ビットで  $256 \times 256$  点からなるもので、部分画としては  $21 \times 21$  の正方領域をとっている。 $f_1(x, y)$  を求め、 $\hat{f}(x, y)$  を計算し、 $\lambda = 0.45$ 、 $\lambda = 0.50$  について分類した結果を Fig. 3 に示す。この図にある数字は同一領域であると決定した部分には同じ数字が

|                  |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
|------------------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|--|--|--|--|--|--|--|--|
| $\lambda = 0.45$ |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 3 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 4                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 5 | 2 | 1 | 1 |   |  |  |  |  |  |  |  |  |

|                  |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
|------------------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| $\lambda = 0.50$ |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 3 | 3 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 2 | 4 | 5 | 3 | 6 | 2 | 3 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 3 | 3 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 3 | 3 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 2 | 3 | 2 | 1 | 2 | 3 | 2 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 3 | 2 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 1 | 3 | 2 | 2 | 2 | 3 | 2 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 1 | 1 | 2 | 2 | 7 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 1                | 8 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| 9                | 8 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 3 | 1 | 3 | 1 | 1 |  |  |  |  |  |  |  |  |  |

Fig. 3 Labelled patterns for Girl image

記入されている。また数字の2次元的位置は写真のそれと対応している写真の左側の背景の部分は1という同じ類に属していることを示している。 $\hat{f}$  を計算しておけば、予めどれだけの類に分けるかは  $\lambda$  を変えて試行錯誤的に行うことになるが簡単に行える。シミュレーション結果は部分画を  $21 \times 21$  としたこともあり細かな点では不十分であるが、これらは改善できる。一方今回のシミュレーションで行ったいくつかの例からみて、きめ細かく分類しようとする、部分画を小さくする必要がある。これはパラメータ推定に必要なデータが少なくなることと相当し、推定精度を悪くさせる。したがってパラメー

タの数と部分画の大きさ，さらに推定精度という3要素が絡みあっていて難しい問題である。また変換関数 $g$ の選択の規範はなく多くのシミュレーションを重ねるより他はないようである。最後に，この方法の最も重要な点は計算量である。今回は144の部分画をまとめて計算し $\hat{f}$ を求めたが，乱数により部分画の集合を4組に分け，それぞれの $\hat{f}$ を求め，次に別の組分けにして $\hat{f}$ を改善して行くという繰返しにより十分よい値が得られることが分った。これは $f_n(x, y) \leq f_{n+1}(x, y)$ という単調性があることから可能である。計算量の減少にはこの他にいくつかの方法がある。

## 6. む す び

画像を分割するため部分画間の類似度に等値関係が成立していると重なり合わない分割（直和分割）ができる。このためfuzzy合成を用いて等値関係を成立させ分割を行う方法について述べた。得られた結果にはまだ改善の余地が残されているが，これらは5.において問題点の形で指適した。最後にシミュレーションにご協力頂いた松岡久能君に感謝する。また画像データGirlは東大生産研のご厚意によるもので感謝する。

## 文 献

- 1) P. Levy: Proc. 3rd Berkley Symp. Math. and Prob. **2** 133 (1956)
- 2) E. Wong: Stochastic Processes in Information and Dynamical Systems (McGraw-Hill New York, 1971)  
および  
The Annals of Math. Statistics **40** 1625 (1969)
- 3) J. W. Woods: IEEE IT-18 232 (1972)
- 4) L. A. Zadeh: Information and Control **12** 99 (1968)
- 5) A. Kaufmann: Introduction To The Theory of Fuzzy Subsets Vol. 1 (Academic Press New York, 1975)
- 6) S. Tamura, S. Higuchi and K. Tanaka: IEEE SMC-1 61 (1971)
- 7) 金子 博，淀川英司：電子通信論文誌 J68-D 1005 (1984)
- 8) 坂井利之編：パターン認識の理論 p. 31 (共立出版，1968)

## スペクトル減算法によるノイズ画像の復元

木下 律郎 ・ 中森 伸行 ・ 金森 仁志

京都工芸繊維大学工学部電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

(1985年7月10日 受理)

### Restoration of Noise Degraded Image by Spectral Subtraction

Ritsuro KINOSHITA, Nobuyuki NAKAMORI and Hitoshi KANAMORI

Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received July 10, 1985)

We applied two restoration systems to noise degraded images; one is the spectral subtraction image restoration (SSIR) system and the other is our modified version. In some restoration system such as Wiener filtering, it is necessary to estimate true image power spectrum. However, these systems are unnecessary to estimate it.

In this paper, it is shown by some examples how noise degraded images are improved by the change of parameters. At the suitable parameter selected, the results show that these methods give similar improvement comparing with Wiener filtering technique in root-mean-square error.

### 1. 緒 言

一般に画像はボケやノイズで劣化していることが多い。この劣化画像を処理して、人間が見やすい画像に復元することは大切なことであり、その復元方法に関しては、多くの方法が報告されている。<sup>1~7)</sup> その中で、ウィナーフィルターは、原画像と復元画像との平均二乗誤差を最小にするという意味で最適な線形フィルターである。しかし、こ

のフィルターは原画像のパワースペクトルとノイズのウィナーズペクトルを用いて設計する必要がある。しかし、原画像のパワースペクトルが前もって分かっていることはない。我々は原画像の情報を用いることなしに、画像を復元する方法である Lim<sup>6,7)</sup> が考案した SSIR (Spectral Subtraction Image Restoration) という方法を変形した復元システムを考えた。そして、彼らの方法とそれを変形した方法とを信号に独立な White ノイズで劣化させたモデル画像に適用しその劣化

画像の復元の度合いのシミュレーションを行なった。そのときシステムのパラメータを変化させて復元画像と原画像の平均二乗誤差の変化の様子を調べた。さらに復元画像のパワースペクトルの変化の様子も調べた。

2では今回用いた劣化のモデルと復元システムについて述べる。3ではそのシステムをモデル画像に適用した結果を示す。

## 2. 理 論

原画像を $f(x, y)$ , 劣化画像を $g(x, y)$ とすると,  $f$ と $g$ の間に

$$g(x, y) = f(x, y) + d(x, y) \quad (1)$$

のような関係があるとする。 $d(x, y)$ は原画像に加法的に作用するノイズである。こうした過程で劣化した画像 $g$ から復元システムを用いて原画像 $f$ を推定する復元画像 $\hat{f}$ を求める。Fig. 1に劣化システムと復元システムのモデルを示す。

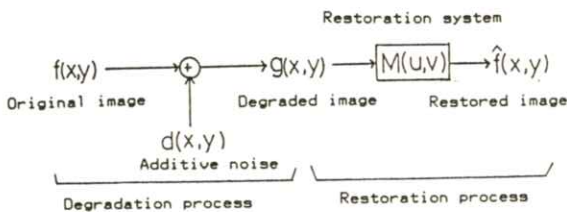


Fig. 1 Model of image degradation and restoration.

いまノイズは原画像に無相関であり, Whiteであると仮定したとき, 復元画像 $\hat{f}$ と原画像 $f$ の間の二均二乗誤差 $\epsilon^2$

$$\epsilon^2 = E \{ (\hat{f} - f)^2 \} \quad (2)$$

を最小にする $\hat{f}$ を求めるフィルタとしてウィナーフィルタあるいは最小二乗フィルタがある。ここで $E \{ \cdot \}$ はアンサンブル平均をあらわす。ウィナーフィルタはその伝達関数を $H(u, v)$ とすると

$$H(u, v) = \frac{P_f(u, v)}{P_f(u, v) + P_d(u, v)} \quad (3)$$

となる。<sup>1, 6, 8)</sup>ここで $P_f(u, v)$ は原画像 $f$ のパワースペクトル,  $P_d(u, v)$ はノイズ $d$ のウィナーズペクトル,  $u, v$ は空間周波数である。この伝達関数を用いると, 復元画像 $\hat{f}$ は

$$\hat{f}(x, y) = F^{-1} \{ H(u, v) \cdot G(u, v) \} \quad (4)$$

となる。ただし,  $G(u, v)$ は劣化画像 $g$ のフーリエ変換,  $F^{-1} \{ \cdot \}$ は逆フーリエ変換である。この伝達関数を拡張した伝達関数 $M(u, v)$ を

$$M(u, v) = \left( \frac{P_f(u, v)}{P_f(u, v) + \alpha P_d(u, v)} \right)^\beta \quad (5)$$

とする。 $\alpha$ と $\beta$ はパラメータである。ここで $\alpha = 1, \beta = 1$ のときウィナーフィルタとなり,  $\alpha$ が任意で $\beta = 1$ のときパラメトリックウィナーフィルタ<sup>1)</sup>  $\alpha$ が任意,  $\beta = 1/2$ のときパワースペクトルフィルタとなる。 $\hat{f}(x, y)$ を求めるには $g(x, y)$ のフーリエ変換 $G(u, v)$ を求め

$$\hat{F}(u, v) = M(u, v) \cdot G(u, v)$$

$$= \left( \frac{P_f(u, v)}{P_f(u, v) + \alpha P_d(u, v)} \right)^\beta \times G(u, v) \quad (6)$$

を計算しその逆フーリエ変換

$$\hat{f}(x, y) = F^{-1} \{ F(u, v) \} \quad (7)$$

を求めればよい。しかし、これらのフィルターは原画像のパワースペクトル  $P_f$  とノイズのウィナースペクトル  $P_d$  が必要であり、これらをなんらかの方法で推定する必要がある。

そこでノイズのウィナースペクトル  $P_d$  は正確に分かっていると仮定する。そして原画像のパワースペクトル  $P_f$  が復元画像のパワースペクトル  $|\hat{F}(u, v)|^2$  にほぼ等しいとして(6)式のなかの  $P_f(u, v)$  を  $|\hat{F}(u, v)|^2$  に置き換えると

$$\begin{aligned} \hat{F}(u, v) = & \left( \frac{|\hat{F}(u, v)|^2}{|\hat{F}(u, v)|^2 + \alpha P_d(u, v)} \right)^\beta \\ & \times G(u, v) \end{aligned} \quad (8)$$

となる。また位相については、

$$\angle \hat{F}(u, v) \doteq \angle G(u, v) \quad (9)$$

とする。ここで  $\angle \hat{F}(u, v)$ ,  $\angle G(u, v)$  はそれぞれ  $\hat{F}(u, v)$ ,  $G(u, v)$  の位相である。

(8)式で  $\beta = 1/2$  のとして  $\hat{F}(u, v)$  について解くと

$$\hat{F}(u, v) = \begin{cases} \sqrt{|G(u, v)|^2 - \alpha P_d(u, v)} \\ \quad \times \exp \{ i \angle G(u, v) \}, & (|G(u, v)|^2 \geq \alpha P_d(u, v)) \\ 0, & (|G(u, v)|^2 < \alpha P_d(u, v)) \end{cases} \quad (10)$$

となる。(ただし、振幅は常に正であるので、根号の中が負になるときは  $\hat{F}(u, v) = 0$  とした。) この式は Lim が求めたものである。<sup>7)</sup>

この式は、根号の中が劣化画像のパワースペクトルからノイズのウィナースペクトルを引き算したかたちになっている。このことから、この復元システムを Lim は Spectral Subtraction Image Restoration (SSIR) と呼んだ。また我々は  $\beta = 1$  として(8)式と(9)式から  $\hat{F}(u, v)$  について解いた。そのシステムは

$$\hat{F}(u, v) = \begin{cases} \left( \frac{|G(u, v)|^2}{2} + \frac{\sqrt{|G(u, v)|^2 - 4\alpha P_d(u, v)}}{2} \right) \\ \quad \times \exp \{ i \angle G(u, v) \}, & (|G(u, v)|^2 \geq 4\alpha P_d(u, v)) \\ \frac{|G(u, v)|}{2} \cdot \exp \{ i \angle G(u, v) \}, & (|G(u, v)|^2 < 4\alpha P_d(u, v)) \end{cases} \quad (11)$$

となる。この式も  $\beta = 1/2$  のときと同様に、根号の中が劣化画像のパワースペクトルからノイズのウィナースペクトルを引き算した形になっているので、この復元システムも SSIR 法と言うことにする。 $\beta = 1/2$  のときと  $\beta = 1$  のときの違いは前者が、 $P_d(u, v)$  の定数倍が  $|G(u, v)|^2$  より

大きくなったとき  $\hat{F}(u,v)=0$  とするのに対し、  
 後者は  $\hat{F}(u,v)=G(u,v)/2$  とする。言い換え  
 れば  $\beta=1$  の場合は劣化画像のパワースペクトルの  
 大きさの半分に對してだけ処理をおこなう。

この2種類の復元システムを劣化画像に適應し  
 た。

### 3. 結 果

2.で求めた復元システムを劣化画像に適應し、  
 パラメータ  $\alpha$  を変化させたときの画像の復元の様  
 子を調べた。今回原画像として東京大学生産技術  
 研究所がまとめた SIDBA (Standard Image

Data Base) の Ver. 002 の中から GIRL と AERIAL  
 SCENE をもちいた。Fig. 2 に原画像を示す。

これらの画像は画素数が  $512 \times 512$  で各画素は  
 8 bit, すなわち階調数は 256 である。原画像に  
 平均値 0, 分散 300 のガウス乱数を計算機で発生  
 させ、各画素に独立に加えて劣化画像とした。劣  
 化画像の SN 比を

$$S/N = 10 \log \frac{\text{Variance of } f(x,y)}{\text{Variance of } d(x,y)} \quad (12)$$

で定義する。Fig. 3 に劣化画像を示す。SN 比は  
 GIRL が約 6.4 dB, AERIAL SCENE が約 6.9 dB  
 である。



(A)



(B)

Fig. 2 Original images; (A) GIRL (B) AERIAL SCENE.



(A)



(B)

Fig. 3 Images of Fig. 2 degraded by additive white Gaussian noise. (Variance of noise = 300.0)

GIRL を用いた場合について、パラメータ  $\alpha$  を変化させ画像を復元したときの復元画像と原画像の平均二乗誤差  $\varepsilon$  の変化を Fig. 4 に示す。ただし、この場合は劣化画像をつくったときに用いた乱数と復元システムで用いるノイズをつくった乱数の平均、分散、初期値が全て等しい場合である。 $\beta = 1/2$  の場合は  $\alpha = 1.5$  のとき平均二乗誤差は最小になる。また  $\beta = 1$  のときは  $\alpha = 1.0$  で最小となる。乱数の初期値だけを変えて復元した場合、初期値も等しい場合に比べて平均二乗誤差はあまり小さくならない。

Fig. 5 に  $\beta = 1/2$  のときの処理画像を示す。これは乱数の初期値が等しい場合である。 $\alpha = 1.5$  のとき良い結果を示している。ただし、 $\alpha$  を大きくしすぎると画像がぼけてくる。同じく Fig. 6 に  $\beta = 1$  のときの処理画像を示している。この場合は  $\alpha$  を大きくしすぎてもぼけはそれほど大きくなる。Fig. 7, Fig. 8 に  $\beta = 1/2$ ,  $\beta = 1$  のときそれぞれの処理画像のパワースペクトルを示す。 $\beta = 1/2$  のときはパラメータ  $\alpha$  を大きくすると高周波領域が大きく減少する。このために画像がぼけてくる。しかし、 $\beta = 1$  のとき高周波領域はある程度のところに収束する。これは  $\beta = 1$  のばあいには (10) 式から分かるように劣化画像のパワースペクトルの半分が必ず残るためである。

Fig. 9 にこのシステムで処理した画像とウィナーフィルターで復元した画像を示す。

AERIAL SCENE についても同様の処理を行なった。Fig. 10 に  $\beta = 1/2$ ,  $\alpha = 1.5$ , Fig. 11 に  $\beta = 1$ ,  $\alpha = 1.0$  のときの処理画像を示す。GIRL と AERIAL SCENE を比べると、SN 比はほぼ同じにもかかわらず AERIAL SCENE の場合は平均

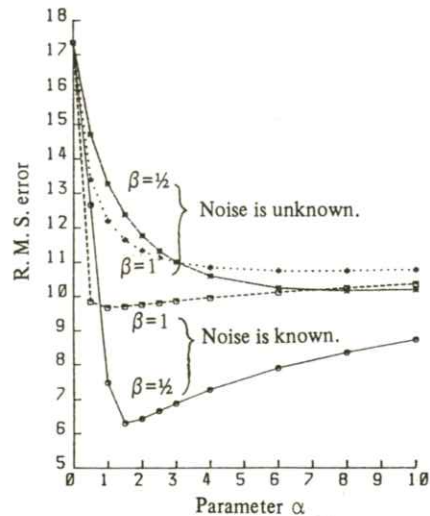


Fig. 4 Root-mean-square error between the original image and restored images.



Fig. 5 Images restored from the image in Fig. 3 (A) by SSIR method ( $\beta = 1/2$ ): (i) degraded image (ii)  $\alpha = 0.5$  (iii)  $\alpha = 1.5$  (iv)  $\alpha = 5.0$ .



Fig. 6 Images restored from the image in Fig. 3 (A) by SSIR method ( $\beta = 1$ ): (i) degraded image (ii)  $\alpha = 0.5$  (iii)  $\alpha = 1.0$  (iv)  $\alpha = 5.0$ .

二乗誤差があまり減少しなかった。これは Fig. 12 に示すように AERIAL SCENE のほうが GIRL に比べて高周波領域のパワーが大きいためにノイズと信号の区別が付けにくいためである。

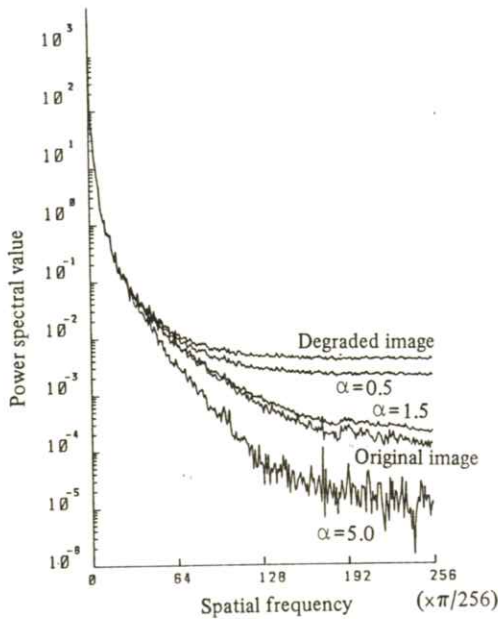


Fig. 7 Power spectra of restored images ( $\beta=1/2$ ).

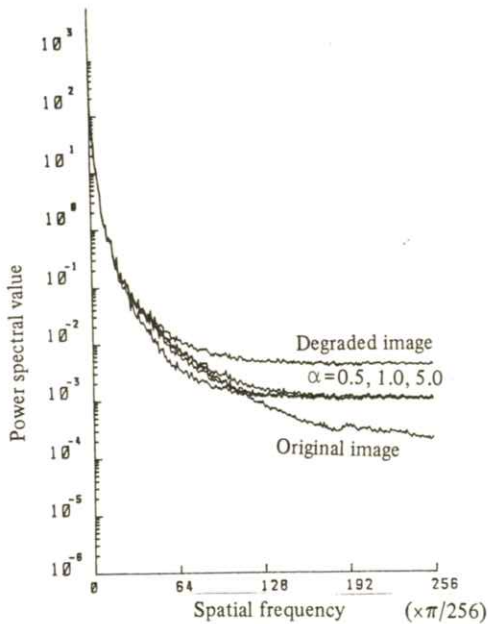


Fig. 8 Power spectra of restored images ( $\beta=1$ ).



Fig. 9 Images restored from the image in Fig. 3 (A) by SSIR method and Wiener filtering technique: (i) degraded image (ii) Wiener filtering technique (iii) SSIR method  $\beta=1/2$   $\alpha=1.5$  (iv) SSIR method  $\beta=1$   $\alpha=1.0$ .



Fig. 10 Image restored from the image in Fig. 3 (B) by SSIR method  $\beta=1/2$   $\alpha=1.5$ .

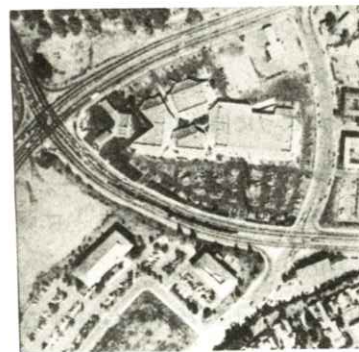


Fig. 11 Image restored from the image in Fig. 3 (B) by SSIR method  $\beta=1$   $\alpha=1.0$ .

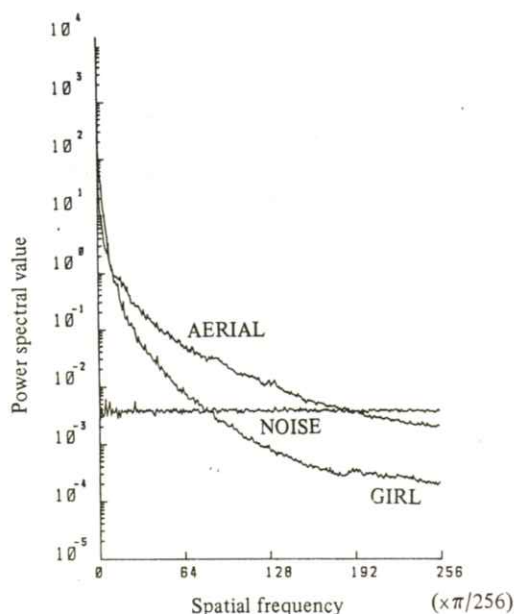


Fig. 12 Power spectra of Fig. 2 (A), (B) and additive noise.

#### 4. 結 言

今回用いた2種類の復元システムでは原画像に加わっているノイズと復元に用いたノイズが同一のものであれば $\beta = 1/2$ のとき $\alpha = 1.5$ で $\beta = 1$ のときは $\alpha = 1.0$ で平均二乗誤差は最小になる。そのときの復元の度合いはウィナーフィルターとほぼ同程度であった。またこのシステムはウィナーフィルターのように原画像のパワースペクトルを推定する必要がなく実用的である。

原画像の空間周波数特性が違えばSN比がほぼ同じでも劣化の改善の効果が全く違う。画像の復元にはその画像の周波数特性を考慮する必要がある。

#### 文 献

- 1) A. Rosenfeld and A. Kak: Digital picture processing vol. 1 2nd ed. pp. 268-352 (Academic press, 1982)
- 2) R. Gonzalez and P. Wints: Digital image processing pp. 183-227 (Addison-Wesley, 1977)
- 3) B. Hunt: Digital image processing technique (Ed. M. Ekstrom) pp. 53-76 (Academic press, 1984)
- 4) E. Twogood & F. Sommer: IEEE trans. **NS-29** 1056 (1982)
- 5) T. Huang et al.: Proc. IEEE **59** 1586 (1971)
- 6) J. S. Lim: "Short space implementation of Wiener filter for image restoration" Technical Note 1981-11. (M. I. T. Lincoln Laboratory, Lexington, Mass., 1980)
- 7) J. S. Lim: IEEE trans. **ASSP-28** 191 (1980)
- 8) J. Horner: J. Opt. Soc. Amer. **51** 553 (1969)

## I 第82回研究会記事

第82回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和60年6月8日(土) 10:00~17:00

場 所 京都工芸繊維大学工学部電気工学科2階第10講義室

出席者 約45名

プログラム

特別講演 10:00~11:15

立体画像技術としてのホログラフィー

京都工芸繊維大学工業短期大学部写真工学科 久保田 敏 弘 先生

見 学 11:20~12:00

京都工芸繊維大学工業短期大学部写真工学科

総 会 13:15~13:45

議題 昭和59年度事業報告, 会計報告

昭和60年度事業計画案, 予算案

研究発表 13:50~17:00

### 1) X線スペクトルのモンテカルロ計算

70 keV, アクリル, Al被写体

京都工芸繊維大学工学部

岡 弘之, 中森 伸行, 金森 仁志

大阪府立工業高等専門学校

松本 政雄

### 2) X線スペクトル合成撮影法の研究(2)

X線管電圧管電流波形とX線スペクトル

熊本大学医療技術短期大学部

吉田日出輝

岐阜大学工学部

内田 勝

国立療養所再春荘

杉浦 龍登

### 3) X線管電圧によるWiener spectrumの変化

熊本大学医療技術短期大学部

吉田日出輝

岐阜大学工学部

内田 勝

熊本市医師会地域医療センター

栃原 秀一

4) X線スクリーン・フィルム系のMTF測定法の検討

千葉大学工学部

犬井 正男, 安部 真, 三宅 洋一

久保 走一

5) 放射光からの単色X線によるdichromographyの基礎研究

空間および濃度分解能

九州大学歯学部放射線科

小西 圭介, 豊福不可依

埼玉医科大学

西村 克之

高エネルギー研究所

安藤 正海

筑波大学放射線科

兵藤 一行, 丸橋 晃, 秋貞 雅祥

電気通信大学

長谷川 伸, 諏訪 昭夫

放衛医科大学校

竹中 栄一

6) 超音波画像の性質

電気通信大学

長谷川 伸, 丸山 裕孝, 桜田 孔司

7) 超音波CTにおける屈折と反射の効果

幾何光学にもとづくシミュレーション

京都工芸繊維大学工芸学部

福島 重広

8) Fuzzy 関係に基づく画像の分割

京都工芸繊維大学工芸学部

樋口 清伯

9) スペクトル減算法によるノイズ劣化画像の復元

京都工芸繊維大学工芸学部

木下 律郎, 中森 伸行, 金森 仁志

## II 理事会議事録

日 時 昭和60年6月8日 12時-13時

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 小西, 三浦, 田中, 樋口, 金森

1. 昭和59年度事業報告, 決算, 昭和60年度事業予定, 予算案を決定した。
2. 内田会長からの寄付金を受け入れて基金とし, 果実を賞または奨学金として使用することを決定した。使用法を常務理事会で立案する。
3. 投稿規定の方針を決定した。
4. 83回研究会を10月13日に東北大学医療技術短期大学部で, 84回研究会を61年2月22日に千葉大学で開催することを決定した。

### Ⅲ 総 会 議 事 録

日 時 昭和60年6月8日 13時15分～45分

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 会長以下175名（委任状134名を含む）

1. 上記理事会議事録1, 2を承認した。
2. 60年4月23日付で日本学術会議から連絡学会の認定を受けたことを報告した。
3. 画像コンファレンス（12月10日～12日, 東京）で内田会長が特別講演を行なう予定であることを報告した。

### Ⅳ 常務理事会議事録

日 時 昭和60年6月8日 17時40分～18時20分

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 竹中, 長谷川, 田中, 樋口, 金森

内田会長から寄付金を内田賞基金として預金し, その果実で内田賞（論文賞）を出すことを立案した。細目については追って立案する。

# 昭和59年度決算報告書

| 収 入 の 部     |               | 支 出 の 部       |               |
|-------------|---------------|---------------|---------------|
| 前 年 度 繰 越 金 | 1 3 3,9 0 5   | 印 刷 製 本 費     | 7 3 9,4 0 0   |
| 一 般 会 費     | 9 0 0,0 0 0   | 通 信 費         | 1 9 9,9 4 0   |
| 賛 助 会 費     | 1,2 2 9,6 0 0 | 研 究 会 費       | 7 8,0 0 0     |
| 研 究 会 参 加 費 | 7 6,0 0 0     | 旅 費 交 通 費     | 2 4 4 6,5 4 0 |
| 雑 収 入       | 4,0 0 0       | 会 議 費         | 7 3,0 5 0     |
| 利 息         | 3,6 6 9       | 人 件 費         | 1 4,7 0 0     |
|             |               | 備 品 費         | 1 8,6 0 0     |
|             |               | 消 耗 品 費       | 1 2 7,0 6 0   |
|             |               | 雑 費           | 1 8,3 9 5     |
|             |               | 支 出 合 計       | 1,5 1 5,6 8 1 |
|             |               | 次 年 度 繰 越 金   | 8 3 1,4 8 9   |
| 収 入 合 計     | 2,3 4 7,1 7 4 | 支 出 繰 越 金 合 計 | 2,3 4 7,1 7 4 |

(単位：円)

## 監 査 報 告 書

医用画像情報学会  
会長 内田 勝 殿

監事 速 水 昭 宗 印

監事 小 島 克 之 印

昭和59年度の収支について、昭和60年5月13日監査を実施した。ここに、その結果を報告する。会計収支については、帳簿への記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認める。

— 新 入 会 員 —

☆ 正 会 員

| 会 員 名   | 勤務先および所在地         | TEL                              |
|---------|-------------------|----------------------------------|
| 安 部 真   | 千葉大学附属病院          |                                  |
| 〒280    | 千葉市亥鼻1-8-1        |                                  |
| 鳥 井 隆 芳 | 近畿大学医学部附属病院       |                                  |
| 〒589    | 大阪府南河内郡狭山町西山380   | 07723-66-0221                    |
| 中 塚 隆 之 | 同 上               |                                  |
| 南 部 秀 和 | 同 上               |                                  |
| 西 松 和 彦 | 同 上               |                                  |
| 山 本 久 美 | 同 上               |                                  |
| 坂 口 鋼 一 | 東海医療技術専門学校        |                                  |
| 〒444    | 岡崎市美合町平端24番地      | 0564-51-2588                     |
| 佐 藤 英 一 | 岩手医科大学教養部物理学教室    |                                  |
| 〒020    | 盛岡市本町通三丁目16番      | 0196-51-5111<br>(ex. 5032, 5031) |
| 大 久 敏 弘 | 東北通信病院            |                                  |
| 〒983    | 仙台市大和町2-29-1      | 0222-36-5791                     |
| 鳥 巢 健 二 | 九州労災病院            |                                  |
| 〒800-02 | 北九州市小倉南区葛原高松1-3-1 | 093-471-1121<br>(ex. 420)        |
| 米 村 政 昭 | 国立療養所再春荘病院放射線科    |                                  |
| 〒861-11 | 熊本県菊池郡西合志町須屋2659  |                                  |
| 阿 部 進   | 静岡県済生会病院          |                                  |
| 〒422    | 静岡市小鹿1-1-1        | 0542-85-6171                     |
| 岩 崎 敏 男 | 同 上               |                                  |
| 大久保 喜 良 | 同 上               |                                  |
| 熊 野 宏 晴 | 同 上               |                                  |
| 小 池 澄 男 | 同 上               |                                  |
| 近 藤 方 司 | 同 上               |                                  |
| 酒 井 公 敏 | 同 上               |                                  |
| 清 王 尊 仁 | 同 上               |                                  |
| 高 柳 令   | 同 上               |                                  |
| 三 輪 則 夫 | 同 上               |                                  |

——— 会員移動および名簿訂正 ———

| 会 員 名 種別 | 変更項目   | 変 更 内 容                                        |
|----------|--------|------------------------------------------------|
| 秋貞 雅祥 正  | 所 属    | 筑波大学臨床医学系放射線医学<br>〒305 茨城県新治郡桜村天久保             |
| 岩崎千代子 正  | 姓 名    | 旧姓 河内千代子                                       |
| 大島 正明 正  | 勤務先所在地 | 〒100 東京都千代田区内幸町 1-1-1 インペリアルタワー                |
| 太田 温 正   | 勤務先名   | 東北大学医療技術短期大学部                                  |
| 大保公比己 正  | 住 所    | 〒214 川崎市多摩区菅仙谷 3-1-28-305 (自宅)                 |
| 片倉 剛 正   | 勤務先名   | 東北大学医療技術短期大学部                                  |
| 楠本 敏博 正  | 勤務先所在地 | 〒305 茨城県新治郡桜村天王台 1-1-1                         |
| 田中 紀雄 正  | 勤 務 先  | 横河メディカルシステム㈱<br>〒102 東京都千代田区九段南 2-3-14 靖国九段南ビル |

——— 賛 助 会 員 名 簿 ———

昭和60年8月20日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名を掲載させていただきます。(五十音順)

|                    |               |
|--------------------|---------------|
| 赤間レントゲン工業㈱         | 東芝メディカル㈱      |
| 化成オプトニクス㈱          | 東洋メディック㈱      |
| キ ャ ノ ン ㈱          | 東和放射線防護設備㈱    |
| 小西六写真工業㈱           | トムソンジャパン㈱     |
| 三 洋 電 機 ㈱          | ナガセメディカルサプライ㈱ |
| ㈱ 島 津 製 作 所        | ㈱ ナ ッ ク       |
| シーメンス メディカル システムズ㈱ | 日 本 電 気 ㈱     |
| シ ャ ー プ ㈱          | ㈱ 日 立 メ デ ィ コ |
| セイコーイーザンドジー㈱       | 富士写真フィルム㈱     |
| 中 央 精 機 ㈱          | 浜松ホトニクス㈱      |
| デュボンジャパンリミテッド      | 松 下 電 器 産 業 ㈱ |
| ㈱ 東 芝              | (計23社)        |

## 役 員

会 長 内田 勝（岐阜大）

顧 問 立入 弘

総務理事 金森仁志（京都工繊大）

常務理事 〔企画担当〕竹中栄一（防衛医大），佐々木常雄（名古屋大）

長谷川 伸（電気通信大）

〔庶務担当〕田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（京都工繊大）

理 事 〔大学関係〕磯部 寛（岩手医大），滝沢正臣（信州大），山崎 武（滋賀医大），

和田卓郎（広島大），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）

## 編 集 後 記

京都では35度以上の猛暑が長い間続いているが、2週間余り涼しい北欧で過してきた。ノルウェーのフィヨルド、フィンランドの森と湖等、美しい自然が強く印象に残っている。この間に、中森氏が悪戦苦闘して編集事務をしてくれたことに感謝する。(K)

| 編 集 委 員        | 医用画像情報学会雑誌<br>1985年 9月15日 発行  |
|----------------|-------------------------------|
| 金 森 仁 志（京都工繊大） | 編集兼発行者 金 森 仁 志                |
| 佐々木 常 雄（名古屋大）  | 発 行 所 医用画像情報学会                |
| 竹 中 栄 一（防衛医大）  | 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町           |
| 長谷川 伸（電気通信大）   | 京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内            |
|                | 電話 075 (791) 3 2 1 1 （内線 585） |
|                | 振替 京都 1-32350                 |
|                | 印 刷 所 （株）北斗プリント社              |
|                | 〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2         |
|                | 電話 075 (791) 6 1 2 5 (代)      |



## —— 第16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16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。

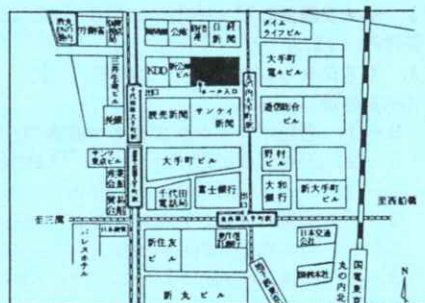
- (1) 我国関連各分野の第一人者による招待講演
- (2) 一般公募講演
- (3) 討論が十分にできるポスタセッション

さらに、懇親会も行ないますので、関連分野の方々の積極的なご参加を期待いたします。  
また、'85国際画像機器展を併催いたします。

期 日：昭和60年12月10日(火) 9:30 ~ 18:10  
           11日(水) 9:20 ~ 18:10  
               (懇親会 18:20 ~ 20:00)  
           12日(木) 9:20 ~ 17:10

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   | 9,000 円  | } 論文集を含みます。 |
|      | 学 生     | 4,000 円  |             |
|      | 会 員 外   | 10,000 円 |             |
|      | 懇 親 会 費 | 4,000 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15日(金)  
 (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16回画像工学コンファレンス事務局」 TEL 03-433-2544

送金方法：(1) 現金書留の場合=申込書と共に送り下さい。  
 (2) 郵便振替の場合=東京7-69769 口座名「画像工学コンファレンス」  
 振替用紙の通信欄に、申込書と同じ事項をご記入下さい。  
 個人名を必ずお書き下さい。

※ 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、9,000円でコンファレンス終了後、郵送いたします。

主 催：第16回画像工学コンファレンス実行委員会(担当：応用物理学会・光学懇話会)

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、電子写真学会、日本写真測量学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会。

|             |     |                            |
|-------------|-----|----------------------------|
| '85 国際画像機器展 | 期 日 | 昭和60年12月10日(火) ~ 12日(木)    |
|             | 会 場 | 東京都産業貿易会館(東京・芝芝)           |
|             | 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 12月10日(火) 9:30 ~ 18:10

開会の辞(9:30 ~ 9:40)

江森康文実行委員長

1. 特別招待講演(9:40 ~ 11:00)

座長 江森康文(千葉大)

1-1 画像工学と光技術

辻内順平(東工大)

1-2 ハイビジョン規格の世界統一化をめざして

田所 康(NHK)

休憩(11:00 ~ 11:10)

2. 画像処理(1)(11:10 ~ 12:10)

座長 野口 勝(富士フィルム)

2-1 信号依存性雑音により劣化した画像の修正

前田純治・村田和美(北大)

2-2 Constrained Deconvolution を用いた位置変形画像復元フィルター

近藤 浩(九州工大)

2-3 間接法による Abel 変換

清水卓夫(農工大)

3. ポスタ講演レビュー(1)(12:10 ~ 12:30)

座長 安田嘉純(千葉大)

昼休み(12:30 ~ )

3. ポスタセッション(1)(13:00 ~ 15:00)

第1大会議室・第3中会議室(8階)

(画像処理)

3-1 着色ブロック形式をもつ画像の自動作成

松田文男・富田 悟・大西良一(三菱電機)

3-2 近傍画像処理プロセッサ, AMOEBA

細田 誠・黒野剛弘・土屋 裕(浜松ト)

3-3 5×5局所領域の実時間抽出およびマスク処理

森脇耕介・中山 裕・丸谷洋二(大阪府工技研)

3-4 画像に依存した領域分割およびそのF-クラスタリングと総合評価

廣田 薫・岩間和也(法大)

3-5 色弁別能に則した画像データ圧縮の試み

沖野幸利・安田嘉純・江森康文(千葉大)

3-6 高速画像処理システム-MFIP-の動画像処理への応用

杉本敏司・松木 浩・一岡芳樹(阪大)

(リモートセンシング)

3-7 Landsat TMデータの最尤法分類における熱赤外バンドの影響

広田芳仁・森 正寿・中村 彰(長崎大)

3-8 パーソナルコンピュータを用いた汎用の濃淡マルチチャネル画像処理システムの開発

福江潔也・滝柳真澄・下田陽久・坂田俊文(東海大)

(グラフィックス)

3-9 R.G.Bビット展開と多重露光技法による擬似精細なカラー画像の合成

木全直弘(沖電気), 大栄 豊・飯塚昌之(名工大)

3-10 サーフィスモデルの真物体要素結合による三面図からのソリッド自動合成法

石川雅朗・藤生崇則・伊藤 潔・鈴木誠道(上智大), 松本直文(足利工大)

(視覚情報)

3-11 CRTディスプレイの画面がちらつきを生じないフレーム周波数の検討

大竹史郎・猪野原誠・武内徹二(松下電器)

(テレビ画像)

3-12 テレビジョンシステム評価用デジタル標準画像

矢野澄男・湯山一郎・日下秀夫(NHK)

4. 知識工学(15:00 ~ 15:40)

座長 木戸出正継(東芝総研)

4-1 エキスパート・ビジョン(招待講演)

田村秀行(電総研)

— 画像処理と知識工学の接点 —

5. 画像処理(2)(15:40 ~ 16:40)

座長 沓沢淳之助(NHK)

5-1 TSFPE最小化法に基づくテクスチャセグメンテーション

小畑秀文(農工大), P. W. Schafer(Georgia Tech)

5-2 色情報を考慮したカラー画像処理の一手法

谷内田益義・大山永昭・本田捷夫・辻内順平(東工大)

5-3 熱溶融転写記録における色彩情報処理

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)

休憩(16:40 ~ 16:50)

6. 視覚情報(16:50 ~ 17:50)

座長 日下秀夫(NHK)

6-1 人間の視覚系におけるパターン情報処理(招待講演)

淀川英司(武蔵野通研)

6-2 視覚パターン情報処理機構の神経回路モデル

三宅 誠(NHK)

7. グラフィックス(17:50 ~ 18:10)

座長 川合 慧(東大)

7-1 自然な形状変形可能な人体皮膚モデルの開発

小松功児(NHK)

第2日 12月11日(水) 9:20 ~ 18:10

8. 医用画像(9:20 ~ 12:10)

(9:20 ~ 10:40)

座長 高木幹雄(東大生研)

- 8-1 超音波によるリアルタイム二次元血流イメージング (招待講演) 河西千広(アロカ)  
 8-2 放射線画像と情報理論 (招待講演) 内田 勝(医用画像学会)

(休憩 10分)

(10:50~12:10)

- 8-3 超音波による生体組織の3次元表示と断層像の再構成 座長 岡田勝行(千葉大)  
 伊東正安(農工大)  
 8-4 肺癌検出を目的とした胸部X線画像解析システム 鈴木英夫(日本IBM)  
 8-5 MRI(核磁気共鳴イメージング)によるファントムのT<sub>1</sub>強調像, T<sub>2</sub>強調像とT<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>値 八木一夫・吉川宏起・飯尾正宏(東大医), 川西健次(日大)  
 斉藤 誠(池袋保健所)  
 8-6 X線フィルム特性曲線の数式モデル 座長 内藤誠一郎(武蔵野通研)

## 9 ポスタ講演レビュー(2) (12:10~12:30)

昼休み (12:30~)

## 9 ポスタセッション(2) (13:00~15:00)

第1大会議室・第3中会議室(8階)

(医用画像)

- 9-1 血管の埋込み及び手術のシミュレーション機能を持つ三次元画像処理システム 石井繁夫・渡辺英寿(東大医)  
 9-2 透過型デジタイザを用いた側弯症データベース 本田 忠(岩木病院)  
 9-3 医用可変エネルギー型高出力3連照射フラッシュX線装置の構成と利用法 磯部 寛・佐藤英一(岩手医大)

(画像計測)

- 9-4 ファイバグレイティングを用いた3次元形状計測システムの開発 中沢和夫(慶大)  
 9-5 セラミックパッケージスルーホール検査装置の開発 酒井俊彦・稲田清崇・松本修二(住金工業), 山本重俊(鳴海製陶)  
 9-6 X線蛍光テレビカメラ 長谷川裕・西村博明・井澤靖和・山中千代衛(阪大)  
 9-7 降雪雪片の画像処理 村本健一郎・貴堂晴昭(富山工専), 水野義嗣・増山敏之(インテック)  
 9-8 パソコン画像処理による磁界の解析 村本健一郎(富山工専), 水野義嗣・増山敏之・末岡宗広(インテック)  
 9-9 円形状の局所的特徴抽出フィルタによるパターン検査法 服部哲郎・日高芳昭(東芝Eng)  
 9-10 平面物体表面上のひび割れの検出 鷲尾宏司・難波久男・安田嘉純・江森康文(千葉大)  
 9-11 Computer Tomographyによる眼球光学系の構造解析 福田弘之・安田嘉純・江森康文(千葉大)

(ハードイメージ)

- 9-12 LEDアレイヘッドを用いた高速日本語プリンタ 大西 勝(三菱電機)  
 10. 画像計測 (15:00~17:00) 座長 三品博達(千葉大)  
 谷田貝豊彦(筑波大)

### 10-1 超精密計測と縞画像処理 (招待講演)

### 10-2 中性子イメージング—時間分割計測を中心に— (招待講演)

- 10-1 多重分光画像における成分パターン計測 土屋 裕(浜松トニクス), 仁木秀明(阪大)  
 河田 聡・笹木敬司・南 茂夫(阪大)  
 10-2 粒子解析システムにおける画像処理アルゴリズム 笠野 章(東芝)

休憩 (17:00~17:10)

## 11. ハードイメージ (17:10~18:10)

- 11-1 カラーファクシミリの現状 (招待講演) 座長 山口隆司(千葉大)  
 旗手喜男(横須賀通研)  
 11-2 昇華熱転写型感熱記録体の構成とn倍モード記録特性 田口信義・松田宏夢・今井章博・弓場恵一(松下電器)

懇親会 (18:20~20:00)

第1大会議室(8階)

## 第3日 12月12日(木) 9:20~17:10

### 12. 写真表現 (9:20~10:00)

- 12-1 ガウディの宇宙: 写真家からみたガウディ観 (招待講演) 座長 犬井正男(千葉大)  
 細江英公(写真家, 東芸芸大)

### 13. 光応用 (10:00~10:40)

- 13-1 レーザ顕微鏡の最近の進歩 (招待講演) 座長 豊田浩一(理研)  
 藤井陽一(東大生研)

休憩 (10:40~10:50)

### 14. 画像の符号化 (10:50~12:10)

- 14-1 離散コサイン変換領域での画像信号のGain/Shapeベクトル量子化 座長 難波誠一(NHK)  
 齊藤隆弘(神奈川大)  
 14-2 2値画像のベクトル符号化 篠原克幸・南 敏(工学院大)  
 14-3 HDTV信号のフレーム内/フレーム間適応予測符号化 八島由幸・沢田克敏(横須賀通研)  
 14-4 ベイヤー型ディザ画像からの中間調画像推定 平塚誠一郎・松縄正彦(小西六写真), 安田嘉純・江森康文(千葉大)

### 15. ポスタ講演レビュー(3) (12:10~12:30)

座長 三宅洋一(千葉大)

昼休み (12:30 ~)

15. ポスタセッション(3) (13:00 ~ 15:00)

第1大会議室・第3中会議室(8階)

(光応用)

15-1 BSO空間光変調素子を用いた並列光演算 沼田 智・峰本 工(神戸大), 宮本 敬(大阪府工技研)

(画像の符号化)

15-2 線素連結符号化とその応用 村上栄一郎・恩田憲一・真下竜実・小沢慎治(慶大)

15-3 網点写真を含む画像の二値化 上野 博・沖野美晴・伊藤克之(沖電気)

(画像の入力・表示・編集)

15-4 フラットベッド型画像入力装置 丸山博美・風間成介(三菱電機)

15-5 文書画像編集用イメージプロセッサMN 8617 島崎成夫(松下技研)

15-6 光硬化性樹脂を用いた立体モデル形成 中井 孝・丸谷洋二(大阪府工技研)

15-7 マルチプレックス・ホログラムの拡大 南 芳高・国生幸子・本田捷夫・辻内順平・大山永昭(東工大)

15-8 ホログラムによるCT像の三次元表示 岡田勝行・太田宏明・小瀬輝次(千葉大)

(画像処理)

15-9 文字構造に関する知識を用いたストローク抽出法 北村義弘・真田英彦・手塚慶一(阪大)

15-10 VTRを利用した交通流解析システムの開発 酒井邦夫(住友電工)

15-11 動画画像を用いた渋滞長計測方式 戸田順也(日本信号)

16. 画像の入力・表示・編集 (15:00 ~ 15:40)

座長 鑑沢 勇(横須賀通研)

16-1 ディスプレイデバイスと視覚特性(招待講演) 畑田豊彦(東工芸大)

17. 画像データベース (15:40 ~ 17:00)

座長 磯部邦昭(日大)

17-1 海底地形鳥瞰図作成(招待講演) 辰野忠夫(海上保安庁)

17-2 高速画像検索が可能な画像ファイルシステム 井上誠喜・吉良健二(NHK)

17-3 地理データベース標準化の課題 山田豊通・小川克彦・石垣昭一郎・坂本恵市(横須賀通研)

閉会の辞 (17:00 ~ 17:10)

第17回画像工学コンファレンス実行委員長

## 第16回 画像工学コンファレンス参加申込書

年 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 情報処理 印刷 レーザー 医療情報 医用画像

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 ..... 9,000 円<br>学 生 ..... 4,000 円<br>会 員 外 ..... 10,000 円 |       |
| 懇親会費 (4,000 円)                                                         |       |
| 合 計                                                                    |       |

# 前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所医用機器事業部代理店

赤間レントゲン工業株式会社

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



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)

 **SANYO** 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

## 三洋電機株式会社

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

## 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)

## 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

光学測定機・ホログラフィー測定機

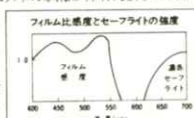
# 中央精機株式会社

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



**鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。**

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメディカルコーティングフィルム、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、高品質な画像は従来のフィルムに匹敵しています。また、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小にするために、ハイコントラスト仕様のフィルムです。また、CRTの画像コントラストをさらに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。(CRT)



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1-1111番39号 第2興和ビル  
(西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

Tel. (03)585-5360

デュポン ジャパン  
DUPONT



**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
- アイヤー管 (第四世代管)
- 低照度カメラチューブ
- 送信管

- 大電力管
- TWT
- クライストロン etc.

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

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



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

診断から治療まで  
NECメディカル



## 取扱機器

- 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

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

- 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



## 総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

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



Expanding Image Horizons  
**FUJI FILM**



フィルムもプリントも

**フジカラーHR**



## 技術革新への限らない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

**松下電器産業株式会社**

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121(大代表)

