

# 放射線像研究

VOL 6 . No. 4 . (通巻49号) 1976年11月

## \*目次\*

研究会記事・会告 .....	121 頁
巻頭言 .....	125 頁
特別講演資料	
コンピュータを利用した体軸断層像の構成	
放医研 飯沼 武・遠藤真広・館野之男・梅垣洋一郎 .....	127 頁
論文	
50-1. 分光光学系のO.T.F.の測定(Ⅱ)	
京都工繊大 小島克之・金森仁志 .....	133 頁
50-2. X線減弱曲線に対する実験式	
東芝玉川工場 杉本 博 .....	139 頁
50-3. 二次元256K Priority Encoderの設計および	
動態画像収集システムへの応用	
放医研 須田善雄・梅垣洋一郎・飯沼 武 .....	145 頁
50-5. コンピュータトモグラフィにおけるフィルタリング	
北大工学部 馬場直志・村田和美 .....	152 頁
50-7. X線体軸断層像再構成の電子計算機による	
シミュレーション(第2報)	
ファンビームの復元アルゴリズム	
放医研 遠藤真広・飯沼 武 .....	159 頁

## 第 50 回 研究会 記事

第 50 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 51 年 11 月 27 日 (土) 10:30 ~

場 所 放射線医学総合研究所

特別講師 放射線医学総合研究所 飯 沼 武 氏  
キャノン 佐 柳 和 男 氏

出席者 (敬称略)

青木雄二, 秋山芳久, 飯沼 武, 伊藤 博, 井上順二, 今村恵子, 遠藤真広, 岡本紀久夫, 小田部宗倫, 岡田弘治, 太田 理, 加藤恵司, 金森仁志, 楠本芳二, 小島克之, 坂本繁夫, 佐藤 茂, 佐柳和男, 神保昌夫, 杉本 博, 大坊元二, 竹中栄一, 竹村 等, 田中嘉津夫, 田伏勝善, 寺社下健二, 中村 豊, 永野一夫, 橋爪俊幸, 馬場直志, 半崎正隆, 藤田広志, 福田信男, 保坂美津子, 堀場勇夫, 西岡敏雄, 松川収作, 松本義一, 松本 徹, 矢仲重信, 山本 一, 油田信一, 他数名

プログラム (\*印のものは本誌に論文が掲載されています。)

### 特別講演

- \* 1) コンピュータ断層について 放医研 飯沼 武 氏
- 2) 帰朝雑感 キャノン 佐柳 和男 氏

### 研究発表

- \* 1) 分光光学系の O. T. F. の測定 ( I I ) 京都工繊大 小島克之, 金森仁志
- \* 2) X線減弱曲線に対する実験式 東芝玉川工場 杉本 博
- \* 3) 二次元 256K Priority Encoder の設計及び  
動態画像収集システムへの応用 放医研臨床 須田善雄, 梅垣洋一郎, 飯沼 武
- 4) 胃部充満像, 特に胃角部病変の計算機による分類  
西田正吾, 羽鳥光俊, 岩塚 徹, 滝 保夫
- \* 5) コンピュータトモグラフィにおけるフィルタリング 北大工 馬場直志, 村田和美
- 6) ファンビーム方式 CT 用 X線検出器の特性  
日立メデイコ 佐藤 茂, 高木 博, 矢仲重信, 堀場勇夫, 桑原康郎  
日立中研 早川孝之, 戸村光一
- \* 7) X線体軸断層像再構成の電子計算機によるシミュレーション (第 2 報)  
ファンビームの再構成アルゴリズム 放医研臨床 遠藤真広, 飯沼 武

# 会 告

## ——— 第 5 1 回研究会について ———

第 5 1 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 2 年 3 月 1 2 日 ( 土 )  
場 所 名古屋大学医学部

## ——— 新 入 会 員 ———

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
御 前 博 澄	5 0 4	岐阜大学工学部電気工学科 岐阜県各務原市那加門前町 3 - 1	0 5 8 3 - 8 2 - 1 2 0 1
蔡 篤 儀		同 上	
宇 都 辰 郎	5 8 9	近畿大学医学部附属病院放射線科 大阪府南河内郡狭山町西山 3 8 0	0 7 2 3 - 6 6 - 0 2 2 1
岡 田 弘 治		同 上	
八 代 裕	1 5 1	中央鉄道病院放射線室 東京都渋谷区代々木 2 - 1 - 3	
太 田 理	5 9 1	大阪労災病院放射線科 堺市長曾根町 1 1 7 9 - 3	
三 塩 宏 二	3 6 2	埼玉県立がんセンター放射線部 埼玉県北足立郡伊奈町大字小室 8 1 8	0 4 8 7 - 2 2 - 1 1 1 1
西 田 正 吾	6 6 1	三菱電気中央研究所総務課 兵庫県尼崎市南清水字中野	0 6 - 4 9 1 - 8 0 2 1

## ——— 住 所 変 更 等 ———

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
立 入 弘	6 6 4	近畿中央病院 伊丹市車塚 3 - 1	
小 島 克 之	5 0 1 - 3 2	国際医学総合技術学院 岐阜県関門市平賀字長峰	0 5 7 5 2 - 2 - 9 4 0 1
和 田 卓 郎	7 3 4	広島大学歯学部歯科放射線学教室 広島市霞 1 - 2 - 3	0 8 2 2 - 5 1 - 1 1 1 1
吉 本 政 弘	7 9 1 - 0 2	愛媛大学病院中央放射線部 愛媛県温泉郡重信町志津川	

\* 前号で吉本氏の新勤務先および所在地を愛知大、愛知県とお知らせしましたが、誤りですのでおわびして訂正いたします。

〔巻頭言〕

## 放射線像の評価と改良

浜松医科大学 副学長 高橋 信次

放射線像は二つの面をもっている。一つはその評価に物理学的な知識を必要とし、またその改良には工学的技術が優先する面である。他の一つはその利用には医学的知識が必要で、読影に役立たないと意味がないという側面である。放射線像が良くなくては、良い読影、すなわち良い医療はできない。放射線像はこの二つの面を調和させて始めてよい評価が得られる。

一般のX線診療では、放射線医師がある程度の物理学的工学知識をもっておれば、この二つの面は簡単に調和する。放射線専門家が他科医よりよい読影のできる所以である。しかし放射線像に新たな進歩を与えるような重要な開発が行われるときには、放射線医の知識だけでは及ばないことがでてくる。物理学者、工学者と放射線医との間に学際的な良い協力が必要になる。

理学的方面の知識が充分でも医学的にはあまり役に立たないという例に、私は低圧撮影から高圧撮影への推移の例を挙げたい。低圧撮影では基礎黒化度が充分で、病巣の対比度が高いのがよいとされていた。昭和28年頃から医師は対比度が低い高圧撮影が診療には役に立つということが判っていたが、なかなかそのような写真は限られた施設以外には撮ってもらえず、評価もされなかった。放射線像の評価が両者で異なり、協同作業が悪かったためである。

放射線像の改良に理工学的立場の人の協力がよく行われた例は断層撮影の歴史をみるとよく判る。オランダの Ziedses des Planten あるいはイタリアの Vallebona がこの撮影法の開拓者で医者である。この二人のそれぞれの論文はしかし撮影の原理をのべ、生体のある撮影例を示すにとどまった。それから2年ほどたって、Fortschr. Röntgenstr. に Grossmann が長文の Tomographie という論文を書いた。この論文は像の成立から装置の組み立て方、およびX線像の評価にいたるまで、委曲をつくした大論文である。この論文のおかげで Tomographie の評価は定まり、現在、断層撮影の名前が Tomographie となったほどの深い影響を及ぼした。Grossmann は物理学者であって医者ではなかった。Tomographie の臨床的の面を Chauol が受持った。そして Grossmann の足りないところを

補完した。

これと同じようなことが横断撮影でもあるようだ。Gebauer は Wachsmann と共同で Fortschr. Röntgenstr. にやはり長文の論文を書いた。もっとも、ここでも少しく Grossmann の影響が強すぎて、例えば、対比度の良い写真を撮るに急なあまり、管球フィルムの傾斜角度を  $30^\circ$  と規定している。日本ではこの角度はきわめて小さい。 $10^\circ$  もしくは  $13^\circ$  から出発し、 $20^\circ$  がせいぜいである。それ以上になると障害陰影があるということを主張した。現在では国際的にもこの撮影法の傾斜角は  $20^\circ$  内外に落着いている。これは本邦ではこれらの理論形成が主として医者の方から起こったからであろう。

しかしこの場合、物理学者である Grossmann もしくは Wachsmann はこれらの撮影法における放射線像の進歩のためにきわめて重要な役割をなした。私はこのような理学系の人たちが活動しなければ、現在の CT の改良は——たとえばそれが医学的な面からであろうとも——おぼつかないだろうと思っている。それはアメリカでは特によく行われているようだ。

本邦でも戦後に放射線技師学校ができるようになり、あるいは放送研、あるいは放射線障害に関する研究所が設立されるようになって、放射線物理学者の数がふえて、その方々の放射線像に関する評価・研究等も活発に行われるようになり、現在では日本のみならず外国でも土井さん、佐柳さん等はその力量を高く評価されるようになっているのは、まことに喜ばしい。

急激に放射線像が開発改良されている現在、放射線像の評価に関しては、物理学者、工学者、医者の渾然とした学際的協力がさらに望まれると思う。

#### 〔記〕

R I I 研究会会長高橋信次先生にはこのたび学士院賞を受賞されました。これは日本人研究者にとり最大の名誉であり、長年の御労苦の賜ものと心からお喜び申し上げます。本文はこれを機として特にお願いして御執筆頂いたものです。

(H)

## コンピュータを利用した体軸断層像の構成

飯沼 武・速藤真広・館野之男・梅垣洋一郎(放医研)

### 1. はじめに

3次元物体の内部構造をその物体の投影像を多くの方向から求め、その投影をもとに再構成するという問題は1917年、Radon によって理論的に解かれて以来、天文学や電子顕微鏡の分野で使われてきた。

しかし、この方法が飛躍的な発展を見せたのは何と云っても、1972年、EMI社のHounsfield によって、EMIスキャナと呼ばれる頭部専用のコンピュータ断層装置(Computed Tomography, 以下CT)が発表されてからである。<sup>1)</sup>

本装置による撮像は従来のX線撮影装置が広い角度のX線ビームを撮像したい部位に照射して、3次元物体を2次元のフィルム上に投影していたのに対して、次のような点で異なっている。(1)人体の或る断面のみしか撮像しない。(2)細いX線ビームを用いている。(3)人体を透過したX線は高感度の放射線検出器によって測定される。(4)断面の像は電子計算機によって構成され、表示される。

CTの最大の特徴は身体断面(2次元面)を他の面の重なりがなく撮像でき、しかも断面内の微少なX線吸収係数の差を見出すことができる点にある。この結果、今までのX線撮影装置では不可能であった人体の軟部組織と水を区別して撮像可能となり、特に頭部疾患におけるCTの役割は重要で、神経放射線学の体系を革新させる程の影響を与えた。

本装置が医学、医療におよぼしたインパクトは誠に大きく、その普及は1972年に最初の装置が発表されて以来、数百台の装置が米国で稼動しており、同時に10社程のメーカーがCTを製造しているといわれる。因みに米国における1975年の放射線機器(RIを含む)の売上げの50%はCTであると言われている位に急激に成長した。我国でも1975年、東京女子医大にEMIスキャナが導入されたが、1976年にいたって一挙に40台程が導入される予定の他、一部の

開業医においてもCTの導入が行われつつある。

すなわち、医療産業へのインパクトが極めて大きい。

次に、CTの値段が今までのX線装置に比して極めて高く、1台2億円程度のもが多い。このような高額な医療機器が診療の第1線に数多く導入されることは医療経済にとって莫大な負担となりつつあり、米国ではそのコスト・パフォーマンスに関する議論が盛んである。我国においても医療保険の面から困難な問題が発生するのは時間の問題である。

インパクトの第3の点は電子計算機や数学を医師の日常の診療の道具に一挙に持ち込んだ点にある。CTで使われる用語には極端に言えば医師が今までに聞いたこともない新しい言葉や概念が含まれており、長い目で見れば医学教育や医師の考え方にも徐々に影響することは先ず間違いないであろう。

最後にCTが周辺の技術に与えるであろうインパクトも大きい。ハードウェアとしてはX線発生器や放射線検出器、ソフトウェアでは再構成アルゴリズムの高精度化や高速化が急速に進められよう。

本稿ではこのように重大な影響をおよぼしたX線CTの原理、発展しつつある装置の現状、画像再構成アルゴリズム等について解説し、最後にRIによる放射型CTや重粒子線や超音波を用いた新しいCTの試みなどの将来展望を示そう。

### 2. X線CTの原理

図1にX線CTの撮像原理を示す。まず、X線管からは細くしぼられたビームが放射され、身体の或る横断面(図1は頭部の場合)を透過する。X線管のビーム方向に対向して放射線検出器(シンチレーション検出器や電離槽)が配置されており、横断面を透過したX線の強度を測定する。X線管と放射線検出器は対として、断面を横切るように走査して、X線の強度分布

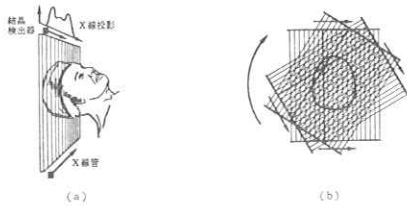


図1 X線CTの原理

を求める。1回の走査が終了すると、X線管と検出器は横断面を含む平面内で、微小角度だけ回転し、再び走査を開始する。(図1の右図参照) 通常、回転は1°づつ行われ、180回、合計180°回転する。すなわち、180°の異なった方向から得られる断面の透過強度分布が求められることになる。

次に図2に全体のシステム・ブロック図を示す。実際の頭部の横断面を撮像するCTでは、

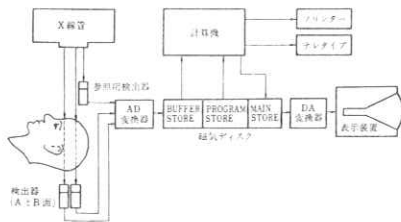


図2 X線CTのシステム・ブロック図

X線管から2本のビーム状のX線が放射され、2ヶの横断面を透過するように配置してある。それに対応して2ヶの検出器(A面用とB面用)があり、透過強度を測定する。一方、横断面に入射前の強度を計る参照用検出器が入射側におかれてある。

今、透過強度分布上の或る1点の強度をI、入射側のX線強度をI<sub>0</sub>とすると、次の関係が得られる。

$$I = I_0 \exp(-\sum \mu_1 l_1) \dots\dots\dots(1)$$

ここでμ<sub>1</sub>は人体組織の微小領域のX線吸収係数、l<sub>1</sub>は微小領域の長さに対応する。

もし、l<sub>1</sub>を一定(l)とし、(1)式の対数をとると、次のようになる。

$$\ln(I_0/I) = l \cdot \sum \mu_1 \dots\dots\dots(2)$$

すなわち、ln(I<sub>0</sub>/I)を計算すれば、吸収係数μの和に比例した値となることが判る。ln(I<sub>0</sub>/I)の分布を「投影」と呼び、これを多方向から求め、電子計算機によってμ<sub>1</sub>を再構成することがCTの画像処理であると言える。

図2において3ヶの放射線検出器の出力はアナログ・デジタル変換され、磁気ディスク上に記憶される。その後、(2)式のような変換が行われ、後述の方法で画像の再構成がなされる。電子計算機で求められる像はデジタルな数値の配列であるから、デジタル・アナログ変換され、表示装置に像として描かれる。一方、数値像としてプリントすることもできる。

X線CTにより再構成される像は横断面内の吸収係数の分布であり、次のような値となる。

$$CT \text{ Number} = K(\mu_t - \mu_w) / \mu_w \dots\dots\dots(3)$$

ここで、μ<sub>t</sub>は横断面内の組織の吸収係数、μ<sub>w</sub>は水の吸収係数、Kは比例常数である。このCT No. が実際の吸収係数の代りに計算され出力される。(3)式から明らかのように、組織が水である場合はCT No.=0となり、空気のような場合はμ<sub>t</sub>≠0であるから、CT No.=-K、骨の場合はμ<sub>t</sub>≧2μ<sub>w}となり、CT No.=+Kとする。ここでKは500、1000などの値を用いている。</sub>

図3にはK=500として、120KVのX線に対してCTで得られた値を示している。水は当然

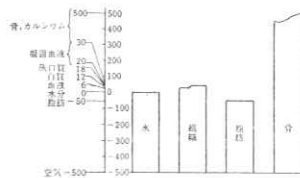


図3 各種の組織のCT Number (120KV X線)

0であり、軟組織はそれより僅かに大きく、頭の灰白質や白質は12~18(約3%大)、脂肪は-50(-10%)、血液は流れている時は水と差が少ない(6)が、凝固すると吸収係数が大きくなる。通常のCTの精度はCT No.にして±2.5と言われているので、水に対する吸収係数としては極めて僅かな差も識別可能となっている。尚、骨の吸収係数は水の2倍以上になるが、CT No.=Kで飽和させている。

### 3. X線CTのハードウェア

EMI スキャナの開発以来、X線CTの発展は誠に急速で、装置のハードウェアや画像再構成処理時間などに格段の進歩が見られているが、X線発生器と放射線検出器は略ぼ共通のものを利用している。

X線発生器は後述する日本電子製のCTを除いて、大部分は通常の油冷式固定陽極で、140KVで30mA位の大容量のものである。電圧は100ないし120KVに可変となっているものも多い。一部では更に大容量とするため回転陽極を用いているものもある。X線管の高圧は特に安定度のよいことが必要なため、電動発電器をもっているものが多い。

放射線検出器は現在の所、大部分NaI(Tl)結晶と光電子増倍管を組み合わせたシンチレーション検出器を直流方式で用いているが、一部で原子番号の大きいクセノン(Xe)ガスを封入した電離箱を用いている。

現在までの所、X線CTは撮像の機構や撮像時間によって、3の世代に分類されている。

#### 第1世代、1発生器・1検出器

この世代は前節に示したEMIやACOTAスキャナに代表される装置で、X線管からは細いビーム(ペンシル・ビームと言われる)が放射され、それに対応する1ケの検出器で受ける。ビームはメーカーによって少し異なるが、走査方向が2~3mm、体軸(厚さ)方向が8~13mmである。この型では回転は1°毎で、180°行い、その間に走査が行われるので、撮像時間は4~5分である。このCTは頭部のように動きのない部位の撮像には適しているが、腹部の臓器のように呼吸による移動等がある場合にはぼけが生ずる。

#### 第2世代、1発生器・複数検出器(小数)

撮像時間を短縮する目的で作られたCTの1つで、X線管からは小角(約10°)の扇状ビームを放射し、複数個の検出器で透過強度を測定する。この方式では横断面を走査するが、回転は扇状ビームの角度分だけ大きく動くので、走査の回数が減り、時間が短縮される。この方式の代表的なCTはEMIの全身用のCT 5005で

あり、その原理を図4に示す。

本装置は10°の扇状ビーム(fan beam)を、50ケのNaI(Tl)検出器で測定しながら、身体

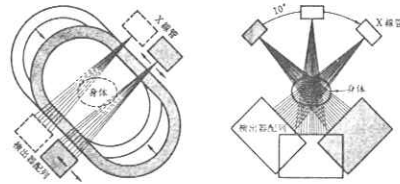


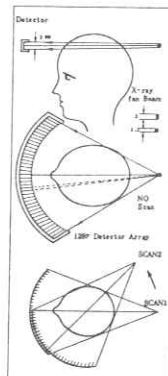
図4. 扇状ビームと走査を併用したCT

影の点数は18000点、回転は1°毎に行われ、18回で合計180°。1回の撮像時間は20秒である。再構成される画像の表示は直径320画素の円で約80,000画素であり、空間解像力は1mm×1mm×13mmである。

Ohio Nuclear社のDelta Scanも同様な原理であり、検出器はCaF<sub>2</sub>結晶を用いたシンチレーション計数管を3ケ/断面使っている。ビームは3°の角度で放射され、60回の回転で180°を移動する。撮像時間はスキャンサイズに応じて2~3分である。

#### 第3世代、1発生機・複数検出器(多数)

第2世代のCTの出現によって、撮像時間は約1/10に減少したが、呼吸停止が容易に行える5秒以内に短縮することが望まれたのは当然とも言える。そのために、第2世代のCTからの発展として、広い角度の扇状X線ビームと多数の検出器を用いて、1回のX線放射で撮像する



横断面を1度に見こんでしまふ方式のCTが開発された。

図5にそのようなCTの原理を示した。このような方式のCTにはArtronix社のCATシステムとGE社のCT/Tが発表されており、複数の検出器として両者共、クセノン(Xe)ガスを高圧で封入した電離箱を前者は128個、後者は320個用いている。

図5. 扇状ビーム(広角)を用いるCT



両者共、走査は行わず、回転のみで撮像が可能であり、回転角は $360^\circ$ 、略ぼ $1^\circ$ 毎にパルス状にX線を放射し、検出器群によって同時に透過強度を測定する。前者は撮像時間が9秒、後者が5秒であり、後者は有効視野 $42\text{cm}$ の全身用CTで、画像は直径320画素の円として表示され、空間解像力は $1.3\text{mm} \times 1.3\text{mm} \times 10\text{mm}$ という。

第3世代のCTに相当する装置で、我国で開発されたユニークなものがある。その装置は東大医学部音声研の藤村、桐谷等によって開発された計算機制御X線マイクロビーム装置を原型として放医研の館野等と日本電子K.K.によって試作されている“Dynamic Scanner”といわれるものである。図6にその基本となる計算機制御

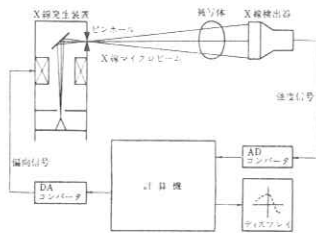


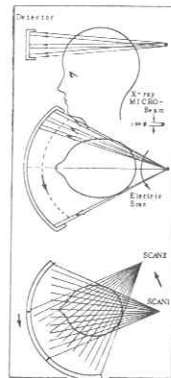
図6 計算機制御X線マイクロビーム装置のシステムブロック図

X線マイクロビーム装置の原理を示す。この装置のX線発生器は電子顕微鏡の本体部を用いており、収束させた電子ビームを陽極に当る重金属(タンダステン)ターゲットの任意の場所にあて、その点から発生するX線をピンホールを經由して外部にとりだす。電子ビームの偏向系に電子計算機より信号を加えて、ターゲット上における照射位置を変え、撮像すべき人体の任意の場所にマイクロビームを照射することができる。人体を透過したX線はNaI(Tl)シンチレーション検出器で測定され、A/D変換後、電子計算機に記憶され、且つ表示される。

本装置はCTとして利用する以外にも様々な応用が考えられる。それらの主なものは(1)ラスタ走査による2次元イメージング、(2)動点追跡観測 - 舌の表面に接着した小金属ペレットの発音時の動きをX線ビームで追跡する。(3)骨輪郭自動観測 - 応用例として股関節領域の輪郭を計算機のソフトウェアのバックアップのもとに行った。(4)限定した領域のX線計

測 - 例えば骨のカルシウム量の定量がintactで行える。

本装置によるCTの原理を図7に示す。X線ターゲットに衝突する電子ビームの位置を走査することによって、人体の或る断面を横切るようにX線マイクロビームを移動させる。



うにX線マイクロビームを移動させる。X線ビームの走査は図7のように扇状であり、横断面を透過したX線は直線型のNaI(Tl)検出器によって測定される。それと同時にX線発生器と検出器は人体の周囲を回転することによって、多方向からの投影が得られる。

現在の装置では回転角 $1^\circ$ 毎にX線マイクロビームが走査

され、128点からなる投影が求められる。ビームの振られ角度(fan angle)は最大 $45^\circ$ で、回転は $180^\circ + 45^\circ = 225^\circ$ までなされる。このCTによる撮像時間は約10secである。

Dynamic ScannerによるCTには今までのCTにはないユニークな特徴がある。(1)X線ビームの位置情報が計算機によって指定されること。通常のfan beam CTでは複数数の検出器によって位置が決められる。(2)ビームの直径が小さく(数mm)にできるため、特に厚さが薄い横断像が得られる。通常のCTは厚さ約1cmの横断像を与える。(3)ビームの走査が電子的に行われるため、心電図などの生理的信号との同期が可能である。(4)撮影線量が通常のCTに比して少くとも10%以下である。

この装置の臨床試験は本年10月に開始された許りであるが、今後の発展が期待される。

#### 第4世代、未来のX線CT

未来のCTに対する臨床家の夢は果てしない。第1は超高速CTによって、撮像時間を20msec以下とし、心臓の断面を静止状態でとらえたい。第2は、3次元立体の再構成をより速く実行すること、第3はより高い解像力の画像を得ることであろう。これらの実現には今までの

ハードウェアでは困難なものが多く、新しい原理の機器の開発が行われる可能性が多い。

#### 4. ソフトウェア — 画像再構成処理

或る横断面について測定された多方向からの投影分布（X線の場合、吸収係数の和）より、横断面内の吸収係数の2次元的な分布を再構成する問題は歴史的には古く、すでに1917年にRadonによって1つの解法が報告されている。

しかし、X線CTの開発以来、再構成処理の方法が盛んに研究され、現在画像処理分野の最大のトピックスとなっている。再構成処理については多くの文献があり、報文でも筆者等による解説<sup>2)</sup>と岩下によるもの<sup>3)</sup>があるので、まず各種のアルゴリズムについて全般的に簡単に触れ、次いでX線CTでよく用いられている1次元重畳積分法についてやや詳しく説明しよう。

##### (a) 直接マトリックス法

横断面が吸収係数の異なる単位体積の微小な立方体の集まりであるとし、それに単一エネルギーのX線ビームが入射した場合を考えて見よう。入射したX線強度を $I_0$ 、透過した強度を $I$ とすると、次の関係が得られる。

$$I = I_0 \exp(-\sum \mu_i \Delta x) \dots\dots\dots (1)$$

ここで $\mu_i$ は $i$ 番目の微小体積の吸収係数で、 $\Delta x$ はその体積におけるX線の透過距離であり、全て等しいとする。こゝで、

$$D = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i \Delta x \dots\dots\dots (2)$$

となり、 $D$ は各微小立方体の吸収係数の和となることが判る。

すなわち、 $D$ を多方向から測定して、未知数 $\mu_i$ の数と等しい数だけ求めれば、多次元1次元連立方程式として次のように表現される。

$$|W| \cdot |\mu| = |D| \dots\dots\dots (3)$$

こゝで、行列 $|W|$ はX線ビームが微小体積を通過する時の幾何学的重み関数である。(3)式より、 $|W|$ の逆マトリックスを求めれば $|\mu|$ が求まることになる。実際には画素の数が大きく逆マトリックスを解くことは困難である。

##### (b) 逐次近似法

上の方法で直接的な解を求めることが困難な場合、微小体積に対応する画素に先ず、適当な

値を初期値として入れておき、それより計算される投影と実際に測定された値との差を小さくするように画素の値を変化させていく。

逐次近似法にはAlgebraic Reconstruction Technique (ART)<sup>4)</sup>、Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT)<sup>5)</sup>、Least-square Iterative Technique (LSIT)<sup>6)</sup>などがあり、各々特徴があるが、詳細については原論文を参照されたい。

##### (c) 解析的再構成法

この中で初期に行われていた「逆投影」法 (Back Projection) がある。この方法は各方向で求められた投影の強度に比例した量 (濃度や輝度など) を投影の方向に沿って、原画面 (横断面) にもどし、全ての方向について加えさせる方法である。

この方法で得られる画像は真の横断面とは異なった像として復元される。たとえば点状分布を考えると、その逆投影像はその点を通る多数の直線の合成に等しく、その平均的濃度は $1/r$ に比例する。ここに $r$ はその点からの距離である。すなわち、

$$(\text{逆投影像}) = (\text{真の画像}) \times \frac{1}{r} \dots\dots\dots (4)$$

こゝで $\times$ は重畳積分 (Convolution) を示す。次に解析的再構成法の中でよく用いられるフーリエ変換法について触れる。

第1の方法は(4)式より逆に真の画像を求める方法である。すなわち $1/r$ の2次元フーリエ変換は次の式で書ける。

$$F_1(1/r) = R^{-1} \dots\dots\dots (5)$$

こゝで $F_1$ は2次元フーリエ変換、 $R$ は周波数領域における座標原点からの距離である。

(4)と(5)式より、真の画像は次の関係により求められる。

$$(\text{真の画像}) = F_1^{-1} |R| \cdot F_2 (\text{逆投影像}) \dots\dots\dots (6)$$

こゝで $F_1^{-1}$ は2次元フーリエ逆変換を示す。

第2の方法は2次元画像の投影切断面のフーリエ変換に関する定理を用いる。これは「ある画像の1つの投影のフーリエ変換はその画像の2次元フーリエ変換を、対応した角度で切った中心断面に等しい」ことをいう。すなわち、測

定された各投影を1次元フーリエ変換することによって、原画像の空間周波数分布曲面の原点を横切る多数の放射状断面が得られるから、原画像のフーリエ変換が極座標表示で得られることとなる。

そこで、これを逆フーリエ変換すれば原画像が復元できるが、高速フーリエ変換を実行するには直交座標系で行う必要があるので、前記の極座標表示で求められた曲面を補内して直交座標系に変換してから計算を行う。この方法を式で表わせば、次のようになる。

$$(真の画像) = F_1^{-1} \{ \text{Map} \cdot F_1 (投影像) \} \quad (7)$$

ただし、Mapは各放射状断面におけるフーリエ係数を直交座標系にマッピングする操作を表わす。

第3の方法は(6)式で示される第1の方法においては、逆投影を行ってから周波数空間(2次元フーリエ変換後)で補正を行ったが、この方法は逆投影を行うまえに各投影について必要な周波数補正を行うものである。この投影像の補正に必要な周波数レスポンス(1次元)は、上述の投影切断面に関するフーリエ変換定理から、前記の周波数空間における2次元補正レスポンス、すなわち|R|の原点を横切る断面に等しいことが証明でき、やはり|R|である。こゝで1次元フーリエ変換の空間周波数を2次元のそれと区別するため、Rの代わりにSと書くところの方法は次式で表わされる。

$$(真の画像) = 逆投影 \{ F_1^{-1} |S| \cdot F_1 (投影像) \} \quad (8)$$

こゝで $F_1$ と $F_1^{-1}$ は1次元フーリエ変換と逆変換を表わす。すなわち各投影像を1次元フーリエ変換して、これに周波数補正因子|S|を乗じた後、逆変換しこれを逆投影する方法である。

次に第3の方法を実空間で実行する方法はフーリエ空間における乗算が実空間における重畳積分であることに着目して、(8)式を変換して次式によって行う。

$$(真の画像) = 逆投影 \{ 投影像 \times \varphi(s) \} \quad (9)$$

これを1次元重畳積分法と呼び、測定された各投影像にある補正関数 $\varphi(s)$ を重畳積分(※で示す)することによって真の画像を得る。

補正関数は(8)と(9)式の比較から判るように、次式となる。

$$\varphi(s) = F_1^{-1} |S| \quad (10)$$

Sの上限は投影像の最小サンプル間隔の逆数の1/2でカットする。

このようにして得られる $\varphi(s)$ は次式となる<sup>7)</sup>

$$\varphi(s) = \frac{1}{2\pi s} \{ \pi s S_n \sin(\pi S_n s) + \cos(\pi S_n s) - 1 \} \quad (11)$$

現実のCTの再構成は(9)式の方法を用いて行われており、補正関数には多くのものが提案されている<sup>8)</sup>また実際に計算機に組みこまれているアルゴリズムにはX線エネルギー変化の補正や逆投影の際の補内など様々な手法が用いられている。

## 5. おわりに

X線CTについて主として述べてきたが、その他にポジトロン放射性核種を用いた体軸横断像を撮影する装置<sup>9)</sup>や高エネルギーの $\alpha$ 粒子を利用して頭部の横断像を残留エネルギーより求める試み<sup>10)</sup>、超音波が人体を伝播する速度を計測して、横断面の音速の分布をCTの原理で再構成する方法<sup>11)</sup>など、実に様々な応用が考えられており、今後どのような発展を見せるか誠に興味のある分野である。

## 文 献

- 1) Hounsfield, G. N. : Brit. J. Radiology 46 1016 (1973)
- 2) 飯沼武・田中栄一 : 計測と制御 15 190(1976)
- 3) 岩下正雄 : テレビジョン 30 321 (1976)
- 4) Gordon, R., Bender, R. and Herman, G. T. : Theor. Biol. 29 471 (1970)
- 5) Gilbert, P. F. C. : J. Theor. Biol. 36 105 (1972)
- 6) Golstein, M. : Nucl. Instr. Meth. 101 509 (1972)
- 7) Bracewell, R. N. and Riddle, A. C. : Astrophys. J. 150 427 (1967)
- 8) Shepp, L. A. and Logan, B. F. : IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-21 21 (1974)
- 9) Ter-Pogossian, M. E., Phelps, M. E., Hoffman, E. J., and Mullani, N. A. : Radiology 114 89 (1975)
- 10) Budinger, T. F. et al. : Image Processing for 2D and 3D reconstruction (1975)
- 11) Greenleaf, J. F. et al. : Acoustic H. 6 71 (1975)

## 分光光学系の O.T.F. の測定 (II)

\*小島克之, 金森仁志

京都工芸繊維大学, 京都市左京区松ヶ崎, 606

\*現. 国際医学総合技術学院, 岐阜県関門市市平賀, 501-32

Measurement of Optical Transfer Functions of Spectroscopic Systems (II)

\*Katuyuki KOZIMA and Hitoshi KANAMORI

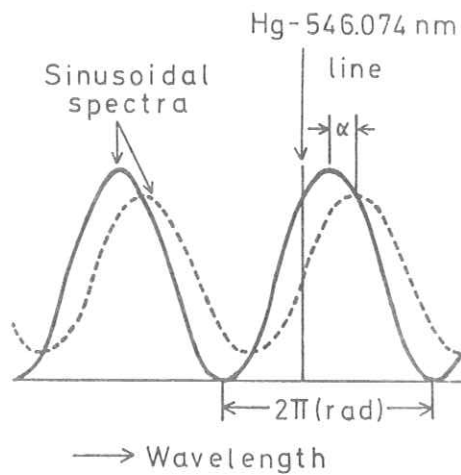
Kyoto Technical University, Matsugasaki, Sakyo-ku, KYOTO, 606

\*Present address: International College of Bio-Medical Technology Ichihiraga, Seki-Shi GIFU, 501-32

筆者らはすでに分光光学系の Optical Transfer Function (O.T.F.) を直接測定するための, 正弦波状スペクトルをもつ光源の作り方と, それを使って測定した O.T.F. の振幅について報告した。<sup>1)</sup> 今回は O.T.F. の位相の測定法について報告する。

### §1 位相の測定法

位相を直接測定するには, まず O.T.F. を測定する分光光学系に対して十分に分解能の良い分光器で, 正弦波状スペクトルの形状と振幅をあらかじめ校正しておく。そして, その正弦波状スペクトルの中心周波数に近い輝線スペクトルと正弦波状スペクトルを同時に観測して, 正弦波状スペクトルのピークと輝線スペクトルの位置関係を記録する。O.T.F. を測定する分光光学系についても, 同様の方法で, 正弦波状スペクトルのピークと輝線スペクトルの位置関係を記録する。図 1 に示すように, この輝線スペクトルに対する正弦波状スペクトルの位置の差  $\alpha$  を測り, 正弦波状のスペクトルの 1 周期を  $2\pi$  rad として換算すれば, 被測定分光光学系の O.T.F. の位相が分る。



- The sinusoidal spectrum measured by a spectrometer (high resolution)
- The sinusoidal spectrum measured by a spectroscopic system (O.T.F.s are measured).

Fig.1. Measurement of phases.

## § 2 測定したO.T.F.

今回は分解能が悪く0.4 nm程度の単一平面回折格子モノクロメータ(図2)のO.T.F.を測定した。正弦波状スペクトルの中心周波数は546 nmであるので、輝線スペクトルとしてはHg 546.074 nm線を使った。スペクトルの観測は写真法で行なった。正弦波状スペクトルをもつ光源を作る装置を図3に示す。

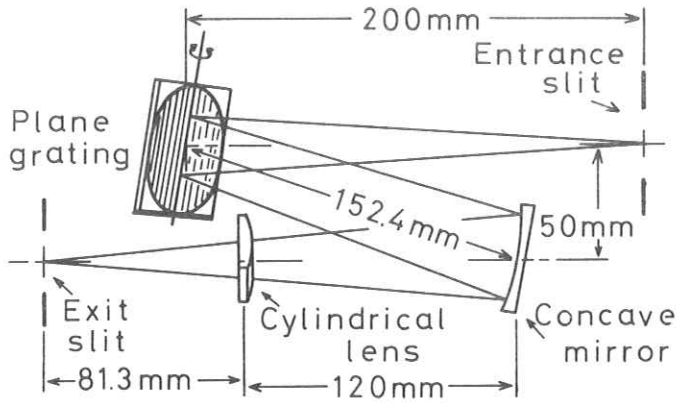


Fig.2 The side-view of a monochromator tested

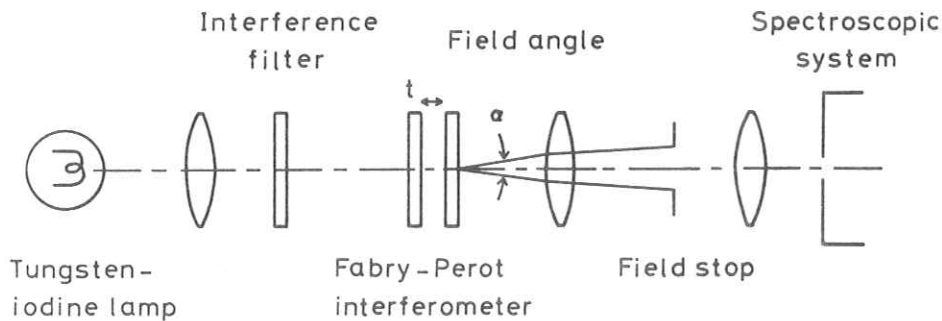


Fig.3 The light source emitting sinusoidal spectra.

基準となる分光器としては  $0.05 \text{ nm}$  まで十分に分解できる平面回折格子分光器を使った。ファブリー・ペロー干渉計の鏡面間隔  $t = 0.15 \text{ mm}$  (計算によれば正弦波状スペクトルのピーク間隔  $\Delta = 0.993 \text{ nm}$ , 画角  $\alpha = 0.0853 \text{ rad}$ ) と  $t = 0.08 \text{ mm}$  (計算によれば  $\Delta = 1.86 \text{ nm}$ ,  $\alpha = 0.117 \text{ rad}$ ) の場合の代表的なスペクトルを図4に示す。ピークの高さは規格化した。測定した周波数は計算よりも少し高い。また、フィネス  $N \approx 2$  となる画角も計算より小さい。これはファブリー・ペロー干渉

計への入射光の平行性が不完全であること，およびレンズの焦点が十分に合っていないことによる。しかし，それぞれ真中の図のように正弦波状スペクトルを得たので，計算と実験の違いは問題にならない。正弦波状スペクトルの形と振幅は，すべての周波数に対して確認した。

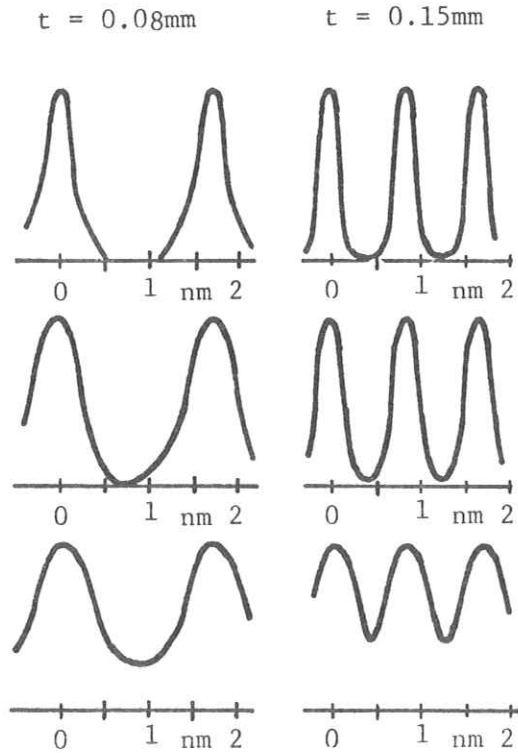


Fig.4 Spectra emitted from our light source :  
Wavelengths (abscissas) are measured from  
left peaks.

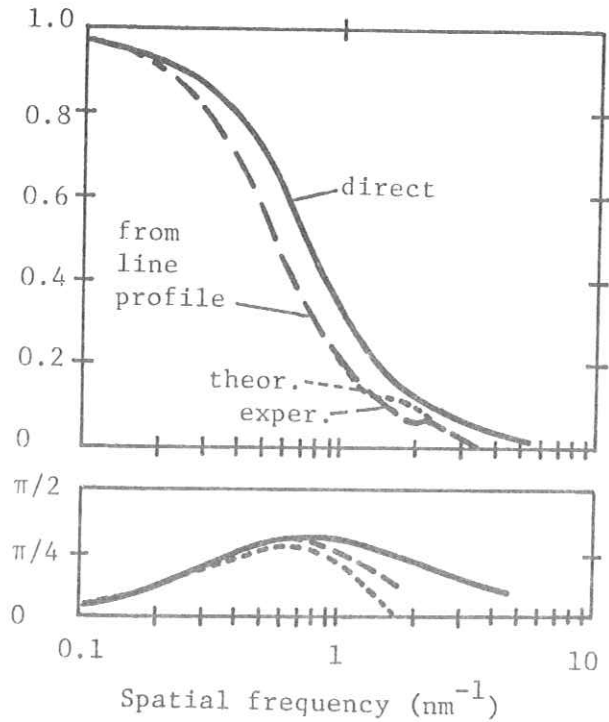


Fig.5 Optical transfer functions determined for a plane-grating monochromator.

測定したO.T.F.の振幅と位相を図5の実線で示す。振幅は前回の報告と同じ方法で、正弦波状スペクトルの入射強度と出射強度の比をとることによって求めた。<sup>1)</sup> 点線はほとんど同じ構造の平面回折格子モノクロメータのO.T.F.で、単色光の広がりを用いて求めたものである。exper.となっているのは(破線)実験的に求めた単色光の広がりから求めたO.T.F.で、theor.となっているのは(点線)ray-trace法により理論的に求めた単色光の広がりから求めたO.T.F.である。<sup>2)</sup> 単色光の広がりからフーリエ変換して求めたO.T.F.の位相で約 $1.7 \text{ nm}^{-1}$ よりも高い周波数の部分を書いていないのは、複雑に振動するためである。これはO.T.F.の振幅で、約 $2 \text{ nm}^{-1}$ の付近にこぶができていいることと関連している。

以上述べた方法によりO.T.F.の振幅と位相の測定ができた。



## 文 献

- 1) 小島, 金森 : 放射線像研究 6 ( 1976 ) 56 .
- 2) 金森, 小島 : 分光研究 23 ( 1974 ) 180 .

## X線減弱曲線に対する実験式

東芝玉川工場 杉本 博

### はじめに

診断領域に於けるX線の吸収体による減弱曲線についての近似式は、Greening<sup>1)</sup>、齊藤<sup>2)</sup>らによって与えられているが、今回比較的簡単な計算によって5%程度の精度で減弱曲線を近似しうる実験式を得たので、実験結果との比較を含めて報告する。

### 1. 従来近似式

#### (1) 単色X線の式

入射X線が、良くコリメートされた単エネルギーの場合は、

$$I(x) = I(0) \exp(-\mu x) \dots\dots\dots (1)$$

の式が通常用いられる。ここで

- $I(x)$  : 厚さ  $x$  の吸収体透過後の出力X線量
- $I(0)$  : 入射X線量
- $\mu$  : 吸収係数
- $x$  : 吸収体厚

(1)式は、連続エネルギーを有する制動X線の減弱曲線についての近似式としては、不充分であるが吸収体厚  $x$  が充分大きくなると、減弱曲線は、(1)式に近づくことが知られている。このことから実験式の漸近形は、(1)式であることが予想される。

#### (2) Greening の式

J.R. Greening の提示した近似式は、

$$I(x) = I(0) \exp\{-\mu_0 x - B(\sqrt{x+a} - \sqrt{a})\} \dots\dots\dots (2)$$

ここで

$\mu_0$ : 減弱曲線測定時の管電圧を最大エネルギーとする線吸収係数

$$B = \left( \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \right)^{\frac{1}{2}}$$

$$d = \frac{B^2}{4} \left( \frac{x_1}{y_1} - \frac{y_1}{B^2} \right)^2$$

$$y_i = -\ln \left( \frac{I(x)}{I(0)} e^{\mu_0 x_i} \right)$$

$x_1, x_2$  : 第1及び第2半価層値

このGreeningの式は、(1)式よりも近似度が良く、精度的には使用に耐えるものと考えられるが一方以下の欠点を有する。

a) 漸近形が(1)式とならない。

$x \gg d$  とすると、(2)式の漸近形は

$$I(x) \sim I(0) \exp[-\mu_0 x - B\sqrt{x}]$$

$$\neq I(0) \exp[-\mu x]$$

b) 吸収体を追加した場合の式が、元の式と一致しない。吸収体厚  $x_1$  に、厚さ  $x_2$  の吸収体を追加した場合は、

$$I(x_1+x_2) = I(0) \exp[-\mu_0(x_1+x_2) - B(\sqrt{x_1+x_2+d} - \sqrt{d})]$$

であるが、吸収体厚  $x_1$  を原点にたった式

$$I(x_2) = I(x_1) \exp[-\mu_0 x_2 - B'(\sqrt{x_2+d'} - \sqrt{d'})]$$

に一致しない。

c) 固有過値を求める場合に  $x$  が負となる場合があるが、 $x+d < 0$  の場合には、平方根の内が負となる。

d)  $\mu_0$  を決定するために、管電圧測定が必要である。

## 2. 実験式

前記の近似式の欠点を考慮して、

$$I(x) = I(0) \exp[-\mu x - B(1 - e^{-dx})] \dots\dots\dots (3)$$

について検討を行なった。この式は、斉藤氏の提示した

$$y = a \exp[-\mu_0 x + b e^{-cx}] \dots\dots\dots (4)$$

と基本的に同型であり、 $I(x=0) = I(0)$  を満足させるために、変形させたものである。以下に(3)式の検討結果を示す。

1) 漸近形

$$\begin{aligned} I(x) &\sim I(0) \exp[-\mu x - B] \\ &= I(0) \exp[-B] \exp[-\mu x] \end{aligned}$$

となり， $\exp(-\mu x)$  に漸近形で一致する。

2) 吸収体を追加した場合

$$\begin{aligned} I(x_1+x_2) &= I(0) \exp[-\mu(x_1+x_2) - B(1 - e^{-d(x_1+x_2)})] \\ &= I(0) \exp[-\mu x_1 - \mu x_2 - B(1 - e^{-dx_1}) - B e^{-dx_1}(1 - e^{-dx_2})] \\ &= I(x_1) \exp[-\mu x_2 - B e^{-dx_1}(1 - e^{-dx_2})] \end{aligned}$$

ここで， $I(x_1) = I(0) \exp[-\mu x_1 - B(1 - e^{-dx_1})]$  となり，任意の厚さの吸収体を追加しても基本形は変化しない。

3)  $x$  が負の場合も，特に問題ない。

4) (3)式は，単調減少関数である。

すなわち

$$\frac{dI(x)}{dx} = -I(0)(\mu + dB e^{-dx}) \exp[-\mu x - B(1 - e^{-dx})] < 0$$

ここで  $\mu, d, B > 0$

5) パラメータ  $\mu, d, B$  を比較的簡単に求めることができる。斉藤氏は(4)式のパラメータを理論式について最小 2 乗法を用いて求めているが，近似精度を 5%程度とすれば以下の方法で，実測値より連立方程式を解く形でパラメータを求めうる。

吸収体厚  $x = n, 2n, 4n$  ( $n$  は任意の正数) の 3 点にて減弱を測定して，

$$k_1 = -\ln(I(n)/I(0))$$

$$k_2 = -\ln(I(2n)/I(0))$$

$$k_3 = -\ln(I(4n)/I(0))$$

とにおいて，(3)式の両辺の対数をとって，

$$n\mu + B(1 - e^{-nd}) = k_1$$

$$2n\mu + B(1 - e^{-2nd}) = k_2$$

$$4n\mu + B(1 - e^{-4nd}) = k_3$$

の連立方程式が得られる。これを解いて，

$$d = -\frac{1}{n} \ln\left(\sqrt{\frac{2k_2 - k_3}{2k_1 - k_2}} - 1\right)$$

$$B = \frac{2k_1 - k_2}{(1 - e^{-\pi d})^2}$$

$$\mu = \frac{1}{\pi} [k_1 - B(1 - e^{-\pi d})]$$

によりパラメータ  $d$  ,  $B$  ,  $\mu$  を求めることができる。

### 3. 実測曲線への適用

Fig.1 , Fig.2 に実測した減弱曲線と , 実験式を利用して求めた値を示す。

装置 東芝コンデンサ放電式移動型X線装置 (KCD-12M型, 1 $\mu$ F)

曝射条件 Fig.1 60 kV, 10 mAs (可動絞りをはずした場合)

Fig.2 120 kV, 60 mAs (可動絞りをはずした場合)

(注) 可動絞りを付けた場合が, 正常使用状態であり, Fig.1 はX線管単体の減弱曲線を見る目的で, 試験的に可動絞りをはずした。

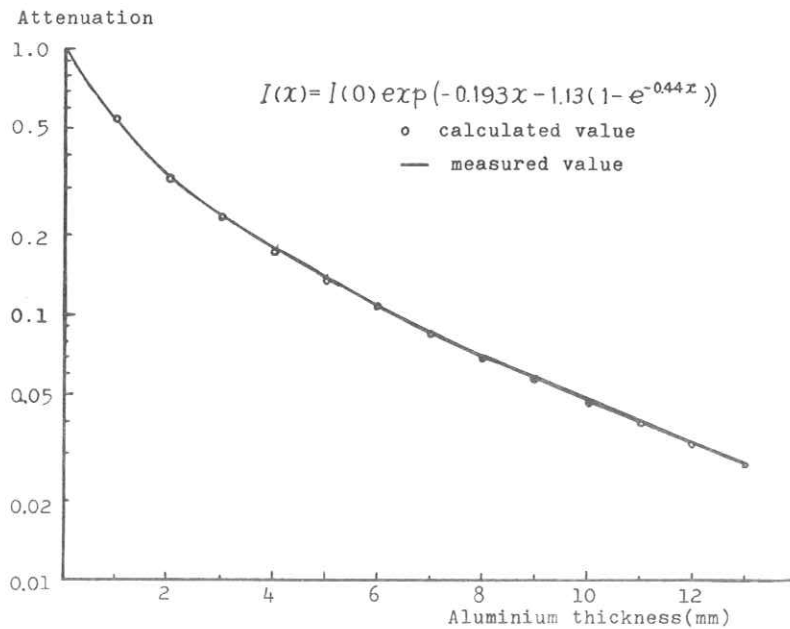


Fig.1 ALUMINUM ATTENUATION CURVE(60 kV, 10 mAs)

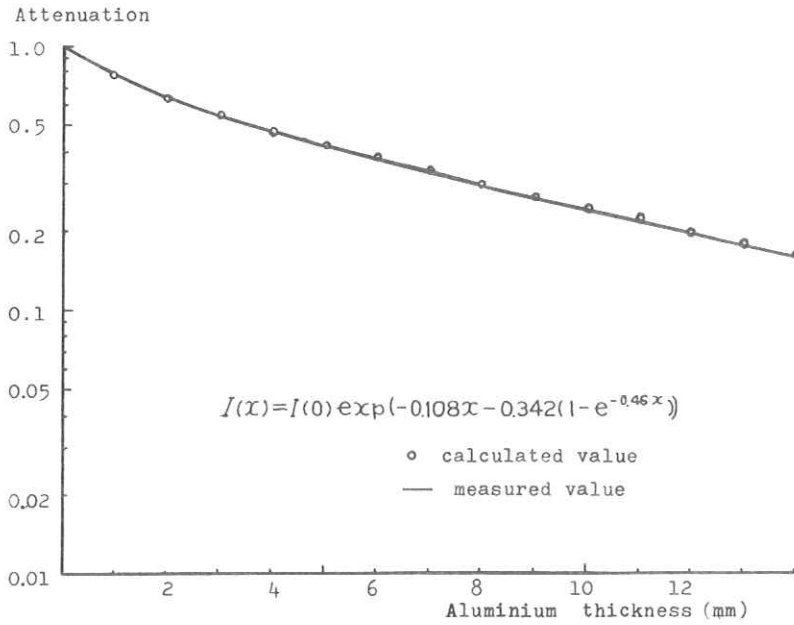


Fig. 2. ALUMINUM ATTENUATION CURVE (120kV, 60mAs)

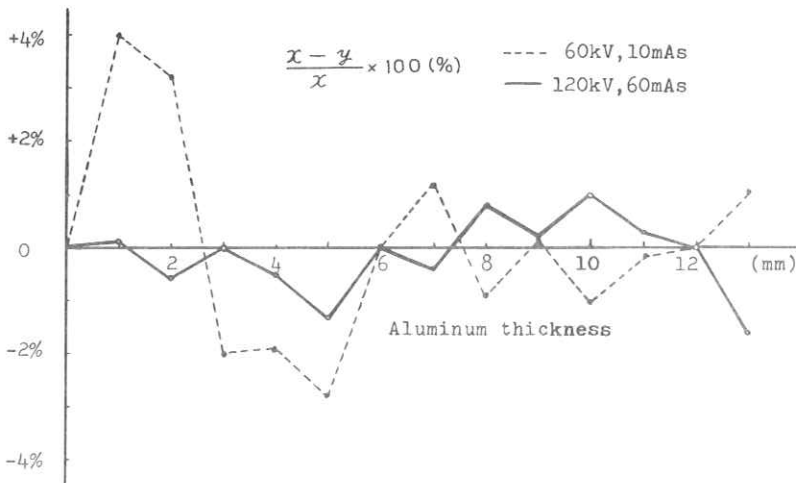


Fig. 3 ACCURACY

Fig.3 に Fig.1 及び 2 の実測値に対する実験式の近似度を示す。近似度は、ほぼ±5%の範囲内にあることがわかる。また、このパラメータを求めるために、 $x = 3, 6, 12 \text{ nm}$  の測定値を利用した。(  $n = 3$  )

#### 4. 結 び

以上のように、(3)式によってX線減弱曲線が良く近似されることがわかった。また実用的には、3種類の厚さの吸収体による減弱を測定することにより、(3)式のパラメータを求めることができる。

#### 参 考 文 献

- (1) J.R.Greening “ The derivation of approximate X-ray spectrum distributions and an analysis of X-ray quality specifications ”  
( Brit.J. Radiol., 36, 363, 1963 )
- (2) 齊 藤 誠 “ X線減弱曲線の数式推定と計算例 ”  
( 第32回放射線技術学会発表 May 1976 )

## 二次元 256K Priority Encoder の 設計及び動態画像収集システムへの応用

放医研 臨床 須田 善雄, 梅垣 洋一郎  
飯沼 武

### I まえがき

動態画像のデジタル処理システムの実用化の例として Digital Video Densitometry (DVD Mと略す) の設計を行った。その際 DVD M に特徴的な機能構造はデータ入出力部に集中されることが判明した。さらにその機能は大規模な逐次型 Priority Encoder として実現できることが明らかとなった。以下そのような機能構造の必要な理由と回路構造を述べる。

### II DVD M の動作順序

DVD M とは X 線 TV による人体透過像の各絵素における信号の経時変化を特徴づけるパラメーターを抽出し、人体の局所毎に対応させて得られる変換画像である。一般にこのプロセスはシステムのデータスループットによる制限から実用上は全画面の一部について行われる。変換すべき部分の撰択は臨床上、人体の対称性、正常部位と病巣部位等を考慮して定められるが、複数部位での同時比較が必ず必要である。

以下の DVD M による診断プロセスの流れ図を示す。

- a) 最初に人体構造の標構情報を得るため対象とする病巣又は臓器を含むだいたいの領域をビデオモニタ上に映像し、同時にデジタル的に標構情報を収集する。
- b) 関心領域をモニタ上に指示する。この領域内の全ての番地はデータ収集ウィンドウとしてデジタル的に記憶され、他方標構に重ねられてディスプレイされる。この収集領域は前述したように一般に複数で従って非連結領域となる。
- c) 収集ウィンドウ内の各絵素毎の信号の経時変化を一定時間又は周期にわたり実時間同時収集する。実時間同時収集は人体運動の非再現性により必要である。
- d) 収集されたデータは絵素毎の経時変化特徴量の計算に用いられ、絵素毎の特徴量は標構情報と 1 対 1 対応を与えられ動態画像となる。



e) 得られた限局的動態画像は全体の標構の中で先の対応づけによって埋め込まれ、ディスプレイされる。この際標構を媒介として他の画像(例:造影像,サーモグラフィ,超音波像)と重ね合わされることもある。

### Ⅲ 具備すべき主なハード機能

簡単のためTVフレームはデジタル画像として512×512画素のマトリックス構造で、濃淡8ビットを有するとする。従ってアドレスに用いるビット数は18ビット、データ量はフレーム当たり256Kバイト、画素数は32Kバイトである。

#### Ⅲ-1. フレームリフレッシュメモリ

ミニコンのデータ入力速度は通常1MB/秒程度が限度でありTVフレーム全体を実時間収集するには遅すぎる。従って、IIで述べたように部分的収集となる。その際人体の標構情報を得るため少くとも1フレーム分全部のデジタル情報が同時収集されなければならない。このことは人体の形態が非常に変り易く非再現的とみなさなければならないことによる。従って、外部メモリとしてフレームバッファメモリを持つことにより、単純な標構としてデータ収集ウィンドウ以外の部分をそのまま残しておくことと便利であり、コンピュータへはウィンドウ内データのみ転送に限ることができる。精しい標構を得たい場合はウィンドウ内データの実時間転送の後にコンピュータへ取り込んで処理し、再びフレームメモリ上へ出せばよい。フレームメモリはディスプレイ用のフレームリフレッシュモードを持たせておくこととそのままディスプレイに使える。

#### Ⅲ-2. ウィンドウマスクメモリ

データ収集ウィンドウの設定はフレーム上の任意の場所に任意の大きさで任意の箇所で行うことができなければならない。このためには各画素をランダムに指定できなければならない。このための最小の情報構造は各画素に1ビットを対応させ、そのビットの内容で取捨選択するようなマトリックス構造である。このメモリは他方ウィンドウ表示又はグラフィックディスプレイ用のリフレッシュメモリに転用できる。

#### Ⅲ-3. 実時間データ収集

以上のようなデータバッファとウィンドウマスクメモリを用いてデータ収集を行うためには、マスクメモリ内のマスクされたビットに対応するデータバッファアドレスを順序よく発生させ、そのアドレスのデータを逐次コンピュータへ転送する機能(Dynamic ADRS Generator)が必要と

なる。この読出し順序はTV走査順序で行うことが、リフレッシュメモリへの転用モードとの関係等から便利である。

#### IV DVD M を特徴づける機能構造(大規模な Priority Encoder)

マスクメモリのマトリックス構造には二次元順序として9ビット×9ビットのバイナリアドレスとの対応が自然に存在する。これはTV走査に沿った一次元順序に読みかえることができる。即ち対の各9ビットを上位と下位に振り分けできる18ビットアドレスが得られる。発生すべきアドレスについての知識はこの一次元32Kバイト個のビット列上に描かれたマスクとして蓄えられている。発生すべきアドレス達は互いに大小関係としての順序関係以外に何らの規則的關係はない。即ち一定増加又は減少列とか周期列とかの性質を持たない。このようなマスク列から発生すべきアドレス達を大小関係のみの規則性を保って逐次発生させるためには、まずこのビット列上に存在する最上位マスクビットを検出する機構が必要である。この機構が存在すれば、すでに発生されたアドレスに対応するマスクビットを次々に消去することによって同じ機構で逐次下位マスクビットを撰択することができるからである。所でビット列上の最上位マスクビットを検出し、対応するアドレスコードに変換する機構は謂ゆる Priority Encoder の概念に他ならない。

### V 大規模な Priority Encoder の設計

#### V-1.

現在利用できるいわゆる Priority Encoder と言われる集積回路は高々8ないし10要素の優先順位を3ないし4ビットのコードに変換するものである。これをカスケード接続すれば長いコード変換も可能であるが、実用上数十個程度が限界であろう。対象となる32Kバイト個の要素を持つようなものでは可能なかぎり使用集積回路数の節約をすることが主要な設計目標の1つとなる。このために以下に説明する4種の機能ないし構造が採用された。

##### 1-a, ウィンドウマスクメモリの利用

前述したように512×512×1ビット構成のランダムアクセスメモリはDVD Mのデータ収集ウィンドウディスプレイに用意されなければならないが、このマトリックスに描かれたウィンドウ情報はそのまま Priority Encoder への入力データに転用される。

##### 1-b, 順序の分解

TV画像は走査線に沿って見れば一次元情報であるが、主メモリへの転送の際には二次元座標を用いることにより Priority Encoder の操作ステップ数を著しく節約できる。例えば1フレームの

マスクマトリックスは32Kバイト個の要素をもち、一次元列として扱えば同時にこれだけ個数の要素の優先撰択を行えるだけの集積回路のカスケード列が必要である。所が2次元配列として扱い各行及び列について別々に優先撰択を行えば、行の撰択に512要素を扱い、次いで撰択された行内の512要素を扱えばよく、計1024要素にすぎない。一般に全要素数が同じなら扱う次元を増すほどPriority Encoder操作の要素数は減少する。理論的に最小の要素数は全要素数を素数分解し、各素数について夫々の冪乗回数回づつ和をとった物の総計である。他方、このような順序の分解によって予め記憶すべきマスクマトリックスの大きさは増大する。例えば上の例では予め行についてのマスクマトリックスとして512×512×1ビットのメモリの各列に対応するビット毎にその列がウィンドウ要素を含むか否かを示すマスクビットが立てられていなければならない。一般に任意の分解に於て分解のない場合のマスク容量より大きなマスクメモリが必要になるが、高々2倍を越えないことが示せる。

#### 1-c, Priority Encoder ICの利用

上のような分解を行ない扱う要素数が数個ないし数十個になった段階では市販の集積回路のカスケード接続によって容易にPriority Encoderができる。

#### 1-d, 直並列変換(逐次Priority Encoder)

順序の分解はそのまま直並列変換の適用を可能にしている。即ち上例での行と列での独立した優先撰択操作は並列的に全てゲート回路で組むことも可能だが、タイミングクロックを用いた逐次操作にも適している。他方メモリは大容量必要なため最も安価な素子を用いなければならないが、通常サイクルタイムはTV走査に較べ遅い。実効的にメモリスピードを上げるため各所で直並列変換を用いることが必要である。このこととの兼ね合いによって順序の分解は通常8の倍数単位で行うのが便利である。

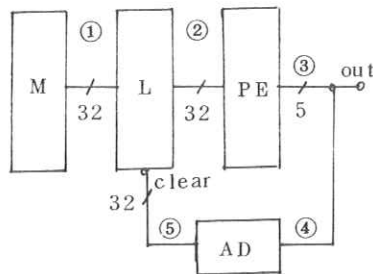
## V-2. Dynamic ADRS Generator の例

### a) 32ビットPriority Encoderを用いた一次元Dynamic ADRS Generator (図1)

一次元32ビットマスクメモリアレイ内のマスクによって示されるウィンドウ内の番地を先頭より逐次発生させる方法の最も単純な原理図を図1に示す。この動作を図中の番号順に記す。1でマスクメモリ情報は一次元ラッチアレイ上に写される。このラッチの夫々のビットは個別にクリアされる端子が存在する。2でラッチ出力はそのまま並列にPriority Encoderに入り、コード変換され5ビットのバイナリコードを3に出力する。このコードはマスク上の最上位ビットのアドレスコードに他ならない。逐次それ以下のビットのコードを得るため3の出力はADRS Decoderを介してラッチのクリア端子にフィードバックされる。するとラッチ上には出力されたコードに対応す

るビットが消去されたウィンドウマスクが残る。このラッチの出力は同様に Encode され次の A D R S が発生される。以上のループを回転させることにより全ての必要 A D R S コードが発生され、ラッチ上のマスクは全て消去されて終る。この時の使用素子量はメモリ，ラッチ，Encoder 共に 3 2 要素分必要である。

Fig.1. 32 Priority Encoder—one dimensional Array  
Dynamic ADRS Generator

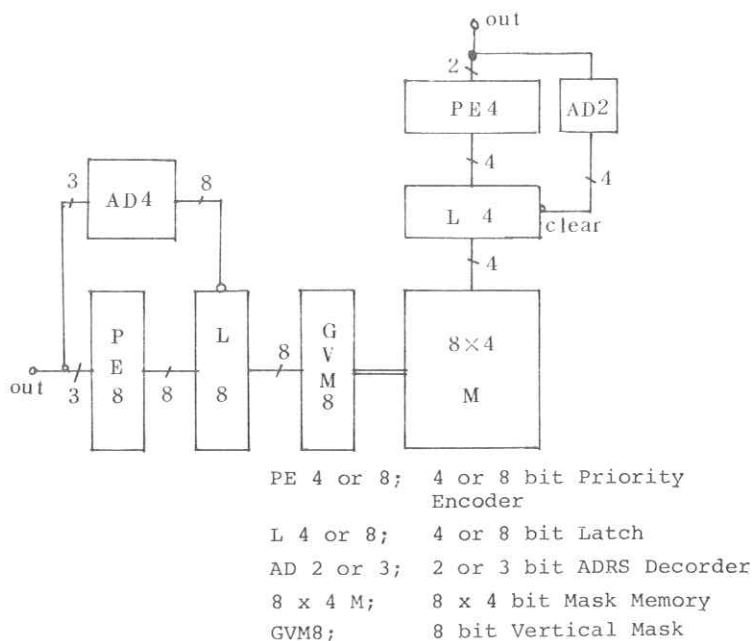


- M; 32 bit Mask Memory
- L; 32 bit Latch with Clear
- PE; Priority Encoder
- AD; ADRS Decoder

b) 32ビット Priority Encoderを用いた2次元Dynamic ADRS Generator (図2)

この場合マスクメモリ32ビットは8×4マトリックス構成をとっており、行の判別用に追加の8ビットのメモリ(GVM)が用意される。このメモリには予めビットに対応する行がウィンドウ要素を含むか否かでマスクを書き込んでおく。アドレス発生はまず行の選択から行われる。行の撰択は一次元の場合に他ならないから、a)の方法で8ビット Priority Encoder を操作する。撰択された行の行マトリックスは次いで4ビットのレジスタにラッチされ、一次元4ビット Priority Encoderとして処理される。従って行マトリックスからのアドレスコード3ビットと列コード2ビットを結合して5ビットアドレスが発生される。

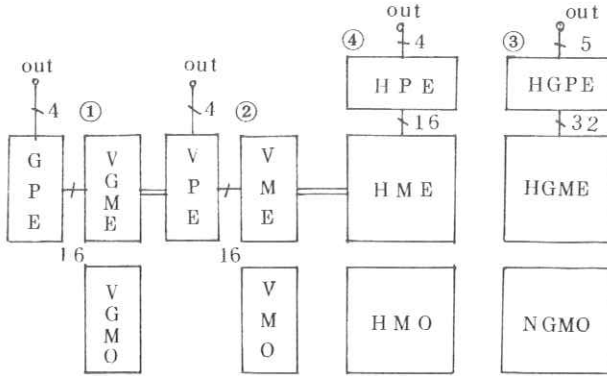
Fig.2. 32 Priority Encoder—Two dimensional Array  
Dynamic ADRS Generator



c) ビデオフレーム用256K Priority Encoderの原理図(図3)

ビデオフレームは偶奇二組のフィールドより構成されているため、夫々512×256マトリックス構成のものを2組交互に動作させる。このマトリックスの夫々の辺は512及び256であり、一次元Priority Encoderを構成するには手軽でない。そのためさらに分解して256=16×16, 512=32×16に分け、結局Priority Encoderとしては16ビット長のもの3組及び32ビット長のもの1組が使用される。これらは1組のみ用意されデータ転送モード毎に偶奇フィールドで交互に使用できる。この場合の使用マスクメモリ量は合計270880ビットとなる。

Fig.3. 256K Priority Encoder—For Video Frame  
Dynamic ADRS Generator



- HME/O; 512 x 256 bit Mask Memory  
for Even/odd Field
- HGME/O; 32 x 256 bit Mask Memory
- VME/O; 256 bit Vertical Mask Memory
- VGME/O; 16 bit Mask Memory
- HPE, VPE, GPE; 16 bit one dimensional  
Array Priority Encoder
- HGPE; 32 bit one dimensional Array  
Priority Encoder

## コンピュータトモグラフィにおけるフィルタリング

北海道大学工学部 馬場直志, 村田 和美

### 1. はじめに

コンピュータトモグラフィ<sup>1)</sup>における, 像再生のアルゴリズムには, 種々のものがあるが, R. N. Bracewell らによって提案されたアルゴリズムは像再生の精度がよく, いろいろなフィルタリングが容易に行なえる。

以下, このアルゴリズムに基づいて, 像再生のフィルターと点拡がり関数 ( P S F ) との関係式を導き, その特性を論じる。さらに, この関係式からフィルターを決定する方法について述べ, 例として P S F のサイドローブを抑えるフィルターの求め方と, フィルタリングされた再生像の例をコンピュータシミュレーションによって示す。

### 2. 像再生の P S F

像再生の P S F は, 点物体の再生像と考えられる。

図 1 の様に, 物体空間上に点  $P(X, Y)$  を考え,  $\theta_n$  方向の投影像を  $g_{\theta_n}(r)$  とし, これをフーリエ交換すると

$$G_{\theta_n}(\rho) = \int_{-\infty}^{\infty} g_{\theta_n}(r) e^{-2\pi i \rho r} dr = e^{-2\pi i \rho r_{\theta_n}} G(\rho) \quad \dots(1)$$

となる。ここで,  $r_{\theta_n} = X \cos \theta_n + Y \sin \theta_n$ ,

$G(\rho)$  は, 点物体が今考えている座標系の原点に

あったとした場合のスペクトルであり, 投影系の周

波数伝達関数と見なせる。観測系または物理的な条件によって限られる遮断周波数を  $M$  とすると点物体  $P$  の再生像すなわち P S F は, Bracewell のアルゴリズムに従って,

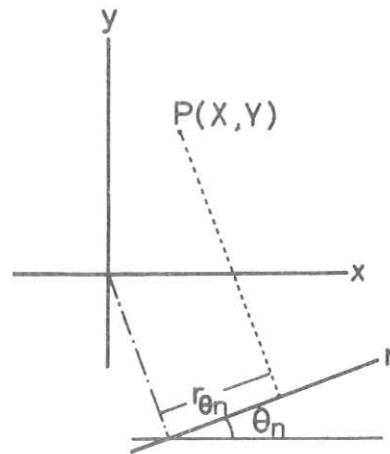


図 1. 点物体の投影

$$g(x,y;X,Y) = \sum_{n=1}^N \int_{-M}^M e^{-2\pi i \rho r_{\theta n}} G(\rho) |\rho| \exp\{2\pi i \rho (x \cos \theta_n + y \sin \theta_n)\} d\rho \Delta\theta_n$$

$$= \sum_{n=1}^N \int_{-M}^M G(\rho) |\rho| \exp\{2\pi i \rho [(x-X) \cos \theta_n + (y-Y) \sin \theta_n]\} d\rho \Delta\theta_n \quad \text{----- (2)}$$

となる。ここで、 $\Delta\theta_n$ は測定の角度間隔であり、 $N$ は測定方向の総数である。上式より、PSFは $x-X$ 、 $y-Y$ の関数となるので、space invariantである。従って、簡単のため、 $X=Y=0$ とし、 $x = \sigma \cos \phi$ 、 $y = \sigma \sin \phi$ とおく。普通、投影像は、等角度間隔で測定されるので、 $\Delta\theta = \pi/N$ 、 $\theta_n = (n-1)\pi/N$ とすると

$$g(\sigma, \phi) = \sum_{n=1}^N \int_{-M}^M G(\rho) |\rho| \exp\{2\pi i \rho \sigma \cos(\theta_n - \phi)\} d\rho \Delta\theta_n$$

$$= 2\pi \sum_{n=1}^N \frac{1}{N} \int_0^M G(\rho) |\rho| \cos\{2\pi \rho \sigma \cos(\frac{n-1}{N}\pi - \phi)\} d\rho \quad \text{----- (3)}$$

となる。ここで  $G(\rho) = G(-\rho)$  とした。像再生に際し、画像処理のためのフィルタリング(このフィルターを  $T(\rho)$  とする)を行なうならば、

$$g(\sigma, \phi) = 2\pi \sum_{n=1}^N \frac{1}{N} \int_0^M H(\rho) \cos\{2\pi \rho \sigma \cos(\frac{n-1}{N}\pi - \phi)\} d\rho \quad \text{----- (4)}$$

となる。ここで、 $H(\rho) = G(\rho) T(\rho) |\rho|$  である。 $H(\rho)$ は再生像を特性づけるものであり、以後  $H(\rho)$ を像再生のフィルターと呼ぶことにする。 $\Delta\theta \rightarrow 0^\circ$ のときは、角度変数について、積分を行なうことによって、

$$g(\sigma) = 2\pi \int_0^M H(\rho) J_0(2\pi \rho \sigma) d\rho \quad \text{----- (5)}$$

となる。

例えば、 $H(\rho) = |\rho|$  とすると、(4)、(5)式はそれぞれ、原点で1となるように規格化して

$$g(\sigma, \phi) = \begin{cases} 1 & \sigma = 0 \\ \frac{2}{NM^2} \sum_{n=1}^N \frac{M \sin\{2\pi M \sigma \cos(\frac{n-1}{N}\pi - \phi)\}}{2\pi \sigma \cos(\frac{n-1}{N}\pi - \phi)} & \sigma \neq 0 \end{cases} \quad \text{----- (6)}$$

$$+ \frac{\cos\{2\pi M \sigma \cos(\frac{n-1}{N}\pi - \phi)\} - 1}{\{2\pi \sigma \cos(\frac{n-1}{N}\pi - \phi)\}^2}$$

$$g(\sigma) = \frac{J_1(2\pi M \sigma)}{\pi M \sigma} \quad \text{----- (7)}$$



となる。図2に $x$ 軸方向のPSFを、 $\Delta\theta = 15^\circ, 10^\circ, 5^\circ$ と $\Delta\theta = 0^\circ$ の場合について示す。この図から、 $\Delta\theta \approx 0^\circ$ の場合のPSFは、ある領域内で $\Delta\theta = 0^\circ$ のPSFと一致し、その外側ではこれから外れること、また、 $\Delta\theta$ が小さくなれば、一致する領域が大きくなるのがわかる。これらのことは、(4)、(5)式の積分核を比較することによって明らかとなる。図3に、 $\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \cos\{2\pi\rho\sigma$

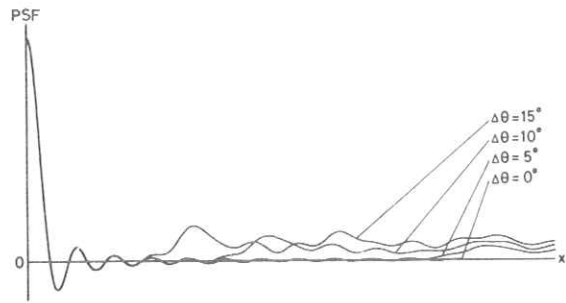


図2. 投影角度間隔とPSFの関係

$\cos\{(\pi-1)\pi/N-\phi\}$

の $\phi = 0^\circ, \Delta\theta = 15^\circ, 10^\circ, 5^\circ$ の場合と、 $J_0(2\pi\rho\sigma)$  ( $\Delta\theta = 0^\circ$ に  
対応)のグラフを示す。この図から  
 $\Delta\theta$ が有限であると、原点からある  
ところまで、 $J_0(2\pi\rho\sigma)$ に一致し、

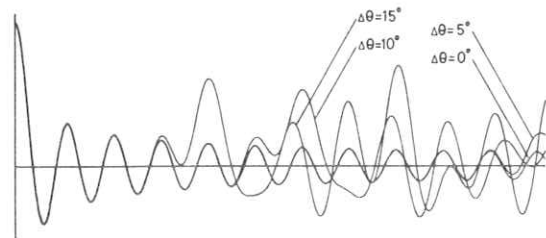


図3.  $J_0(z)$ と $(1/N) \sum_{n=1}^N \cos\{z \cos(\pi-1)\Delta\theta\}$

その外で外れることがわかる。これらのことは、 $\phi \approx 0^\circ$ に対しても同様であり単に外れる方が方向によって異なるだけである。従って、フィルター $H(\rho)$ の形にかかわらず、一般に $\Delta\theta = 0^\circ$ のPSFは、有限領域内  $0 \leq \sigma \leq \sigma_{\Delta\theta}$  で、 $\Delta\theta = 0^\circ$ のPSFと一致すると言える。それ故、 $\Delta\theta$ を適切に定め、物体および像再生の領域の最大の拡がり $\sigma_{\Delta\theta}$ 内にあるようにすれば、2次元の光および電子計算機画像処理の分野で研究されてきたフィルター<sup>3)</sup>を適用することによって、同様の効果、例えばコントラストの改善、エッジ部分の強調、雑音の低減化等を得ることが出来る。この際には、 $G(\rho) \cdot T(\rho)$ が、これらの画像処理のフィルター関数となるように、 $T(\rho)$ を定める必要がある。

### 3. フィルターの決定法

以下においては、測定の数方向角が充分にとられ、再生像内でPSFが等方的と見なされる場合を考える。このようなときは、PSFを例えば $x$ 軸方向すなわち $\phi = 0^\circ$ の場合についてのみ考え

ればよい。実際の測定では、各角度方向でのデータがディスクリートにサンプルされ、また再生像もディスクリートな点上で表示されるので、(4)式は次の様に書き換えられる。

$$g(\ell \Delta x) = 2\pi \sum_{n=1}^N \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{K-1} H(k \Delta \rho) \cos(2\pi k \Delta \rho \ell \Delta x) \cos \frac{n-1}{N} \pi \Delta \rho \quad (\ell = 0, 1, 2, \dots, L-1) \quad (8)$$

さらに、DFT (discrete Fourier transform) を計算の際に使用することを考慮すると、

$$g(\ell \Delta x) = 2\pi \sum_{k=0}^{K-1} H(k \Delta \rho) \Delta \rho \left[ \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \cos \left\{ 2\pi \frac{(k-1)(\ell-1)}{N_0} \cos \frac{n-1}{N} \pi \right\} \right] \quad (9)$$

となる。ここで、 $(K-1) \Delta \rho = M$ ,  $\Delta \rho \Delta x = N_0$  で、 $N_0$  は DFT の総サンプル点数である。上式を行列形式に書き換えるため、

$$A_{k\ell} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \cos \left\{ 2\pi \frac{(k-1)(\ell-1)}{N_0} \cos \frac{n-1}{N} \pi \right\} \quad (10)$$

$$B_k = 2\pi H((k-1) \Delta \rho) \Delta \rho, \quad C_\ell = g((\ell-1) \Delta x)$$

とおくと、(9)式は、

$$C = A \cdot B \quad (11)$$

と書ける。これは、次の様な連立方程式となる。

$$\begin{aligned} A_{11} B_1 + A_{12} B_2 + \dots + A_{1K} B_K &= C_1 \\ A_{21} B_1 + A_{22} B_2 + \dots + A_{2K} B_K &= C_2 \\ \dots & \dots \\ A_{L1} B_1 + A_{L2} B_2 + \dots + A_{LK} B_K &= C_K \end{aligned} \quad (12)$$

フィルターを決めることは、数学的に、所望の PSF すなわち、 $C$  を与えて解  $B$  を見出すこととなる。しかしながら、行列  $A$  の階数が  $K$  に等しくなるという保証はなく、一般に厳密解を見出すことは可能ではない。このようなとき、連立方程式を解く一つの手段として、数学的に projection method<sup>4)</sup> と呼ばれているものがある。この方法はまた、CT における ART (algebraic reconstruction techniques) アルゴリズム<sup>5)</sup> でよく知られているものでもある。このとき、(12)式の解は、最初の推定解を、 $B^0 = (B_1^0, B_2^0, \dots, B_K^0)$  とすると、

$$B^i = B^{i-1} - \frac{B^{i-1} \cdot A_i - C_i}{A_i \cdot A_i} A_i \quad (13)$$

で与えられ、解の収束性がよくなるので、iteration を繰り返すのである。ここで、 $A_i = (A_{i1}, A_{i2}, \dots, A_{iK})$  である。この様な手法により、所望の PSF に近いものを生じさせるフィルターを決めることが出来る。

#### 4. 実 験

以下において、図4に示されているような2次元物体を仮定し、像再生のシミュレーションモデル物体とした。

最も理想的なPSFは、原点で1で、他で全て零となるものであるから、(12)式に、 $C_1=1$ 、 $C_2=C_3=\dots=C_L=0$ として、方程式を解くと図5 a)のごときフィルターが得られる。ここで、 $K=106$ 、 $L=61$ 、 $\Delta\theta=4.5^\circ$ 、初期推定解を  $B^0=0$  とし、

iterationを8回行なった。このフィルターによるPSFを図5 b)に示す。同図には、 $H(\rho)=|\rho|$ のPSFが鎖線で示されている。この図から解るように、ここで得られたフィルターは、通常のrhoフィルターとほぼ同様のPSFを生じさす。このフィルターによる再生像を図5 c)に示す。

次に、PSFのサイドローブを抑えるフィルターを求める。この様なフィルターは、物体にエッジ的成分が存在する場合、再生像においてリングングを減少させる。また、データに雑音が含まれている場合などには、雑音の影響による再生像の劣化を抑えることが出来る。この種のフィルターを得るには、PSFの原点近傍の束縛条件を緩和して、方程式を解けばよい。それ故、例えば(12)式から第2、3式を取り除き、 $C_1=1$ 、 $C_4=C_5=\dots=C_L=0$ とおき、次の連立方程式

$$\begin{aligned} A_{11}B_1 + A_{12}B_2 + \dots + A_{1K}B_K &= 1 \\ A_{41}B_1 + A_{42}B_2 + \dots + A_{4K}B_K &= 0 \quad \dots(14) \\ \dots & \dots \\ A_{L1}B_1 + A_{L2}B_2 + \dots + A_{LK}B_K &= 0 \end{aligned}$$

を解くと、図6 a)の様なフィルターが得られる。

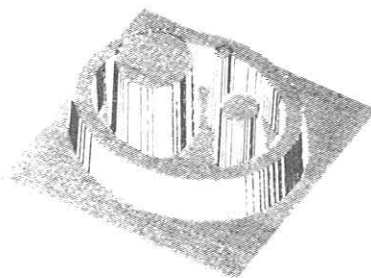


図4 モデル物体

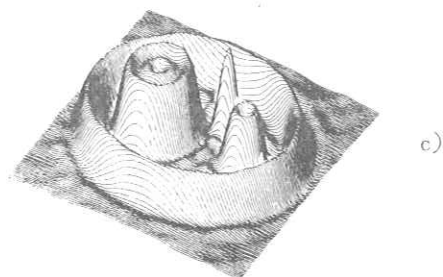
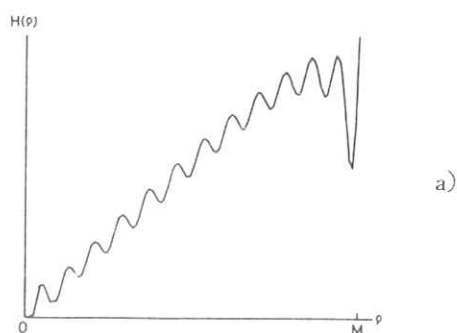
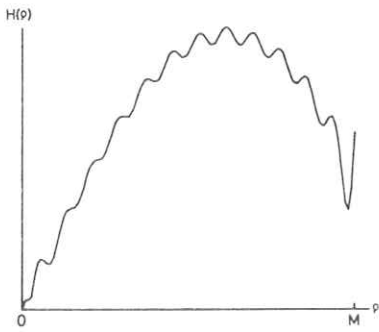
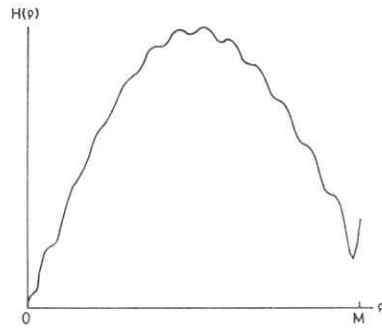


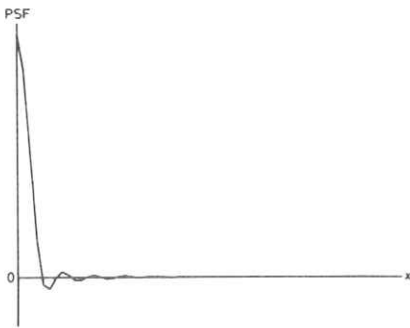
図5. フィルター、PSFと再生像



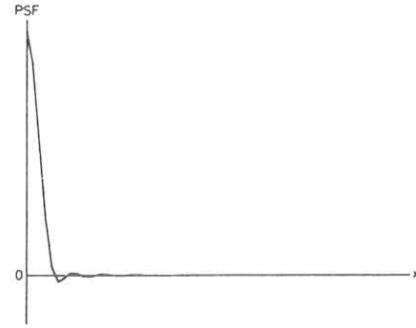
a)



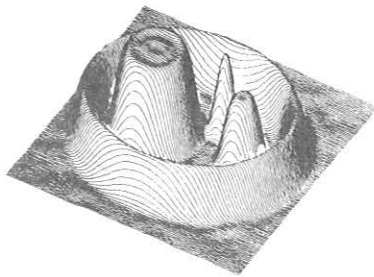
a)



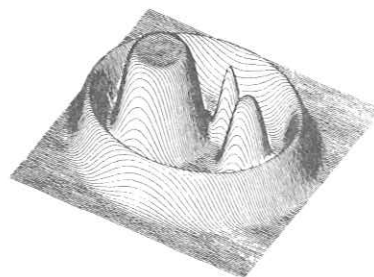
b)



b)



c)



c)

図 6. フィルター, P S F と再生像

図 7. フィルター, P S F と再生像

このフィルターによる P S F を図 6 b に示す。この P S F を見て明らかな様に、サイドローブが図 5 b のそれと比べ、小さくなっていることがわかる。再生像は、P S F と物体とのコンボリューションと考えられる故に、このフィルターによる再生像(図 6 c)は図 5 c に比べ、リングングが小さくなめらかとなる。

次に、さらに P S F のサイドローブを抑えるために、(14)式の第 2 式を取り除いて、連立方程式を解くと、図 7 a に描かれているようなフィルターが得られ、これによる P S F と再生像を図 7 b、

7 c にそれぞれ示す。

## 5. おわりに

一般に、像再生の際の遮断周波数が定められている場合、サイドローブを抑えるようなフィルターを用いると、分解能が悪くなる。分解能（PSFの第1零点の位置）を良くすることと、サイドローブを抑えることとは、相反する事象であって、状況に応じてこれらの要求を程よく満足するようなフィルターを選ぶ必要がある。

上述した方法において、PSFのサンプリング間隔  $\Delta x$  を小さくすることによって、フィルターの形をもっとなめらかに出来る。また方程式の与え方を変えることによって、PSFのサイドローブの抑制具合のいろいろ異なったものを生じさせるフィルターを求めることが出来る。

このようにして得られた、フィルター関数をフーリエ変換することによって、コンボリューション法のフィルターを見い出すことが出来る。

## 参 考 文 献

- 1) 飯沼, 田中 : 計測と制御, 15, 190, (1976)
- 2) R.N.Bracewell and A.C.R.Riddle : *Astrophys.J.*, 150, 427, (1967)
- 3) 辻内, 村田 (共編) : “光学情報処理” (朝倉書店, 1974)
- 4) K.Tanabe : *Numer.Math.*, 17, 203, (1971)
- 5) R.Gordon : *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-21, 78, (1974)

# X線体軸断層像再構成の電子計算機 によるシミュレーション (第2報)

## ファンビームの復元アルゴリズム

放医研 臨床 遠藤 真広, 飯沼 武

### 1. はじめに

コンピュータ断層 (CT) は, 臨床医学の多くの分野に急速に普及し, その有用性は既に確立されたといつてよい。ところで, 現在, 主流をなすデータ収集方式は, 細い X 線ビームで対象を横断面に沿って平行に走査し, その方向を少しずつ変えながら繰返すパラレルビーム方式である。

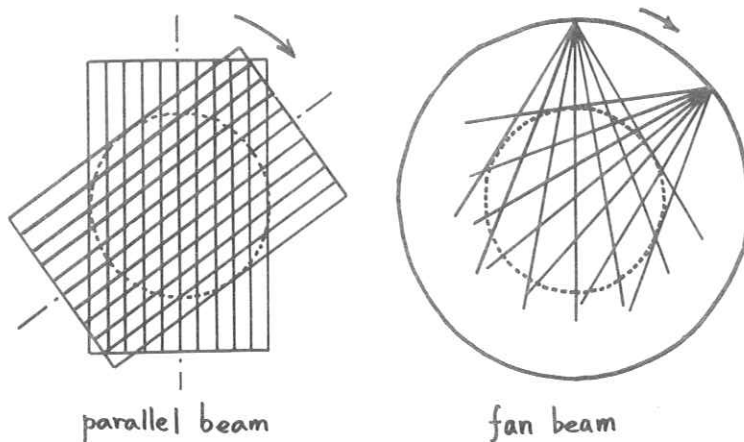
この方式は, データ収集に時間がかかるため, 呼吸性移動を伴う胸腹部の撮像には適していない。このためデータ収集時間を短縮することを目的とし, 扇形の X 線ビームで横断面を一度に照射

し, それを多重検出器で受けるファンビームの方式が開発されている。

図 1 にパラレルビームとファンビームのデータ収集方式を示す。

ファンビーム方式には, 検出器の開発等, 多くの困難があるが, この方式に即した復元アルゴリズムの開発も一つの問題である。ファンビ

図 1. パラレルビームとファンビームのデータ収集方式



ームの復元アルゴリズムを二つ考案し、その相互比較を前報<sup>1)</sup>で述べた方法により行なったので報告する。

## 2. 原理及び方法

ファンビームの復元アルゴリズムとして現在までに報告されているものには次の二つがある。

(1) Pany 等<sup>2)</sup>, Beattie<sup>3)</sup>, Herman 等<sup>4)</sup> によって提案されたファンビームを直接処理するものと, (2) Wang 等<sup>2)</sup> によって提案されたファンビームを並べかえてパラレルビームとし, その復元アルゴリズムを適用するものとである。

このうち, (1)では Herman の方法以外は理論的根拠が必ずしも明確でない。そこで, (1)からは, Herman の方法を比較の対象として選んだ。また(2)の並べかえ法では分解能が劣化するが, この報告では, その点を改良した方法を考案し, 比較の対象とした。

Herman の方法は, ファンビームに対して直接に重畳積分を行なうので, ここでは「直接重畳積分法」と呼ぶことにする。また並べかえ法を改良したものを「改良並べかえ法」と呼ぶことにする。

### 2.1 直接重畳積分法

図2に, ファンビームを記述する座標系を示す。図で,  $\theta$  と  $\phi$  は投影内の X 線の経路 ST を示す変数であり, 経路積分 (ray sum) はこの二つの変数によって記述される。これを  $P(\phi, \theta)$  と書く。一方, 図の  $r_1$  及び  $\theta_1$  は, ST をパラレルビームの場合の一つの X 線経路とみたとき, それを示す変数である。

$\phi, \theta$  と  $r_1, \theta_1$  の間には,

$$\theta_1 = \theta + \phi \quad \text{-----(1)}$$

$$r_1 = D \sin \phi = D \sin (\theta_1 - \theta) \quad \text{-----(2)}$$

の関係がある。(ここで  $D = \overline{OS}$ )

第一に, 直接重畳積分法について説明する。図3 a) にパラレルビームの場合の幾何学的配置を示す。パラレルビームの場合, 点 P での原分布の値  $f(x, y)$  は, 重畳積分法によると<sup>5)</sup>,

$$f(x, y) = \int_0^\pi (p(r, \theta) * g(r)) dr \quad \text{-----(3)}$$

図2. ファンビームを記述する座標系

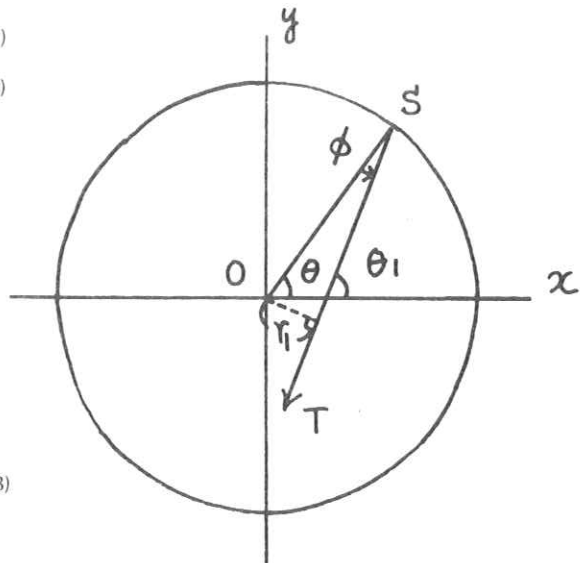
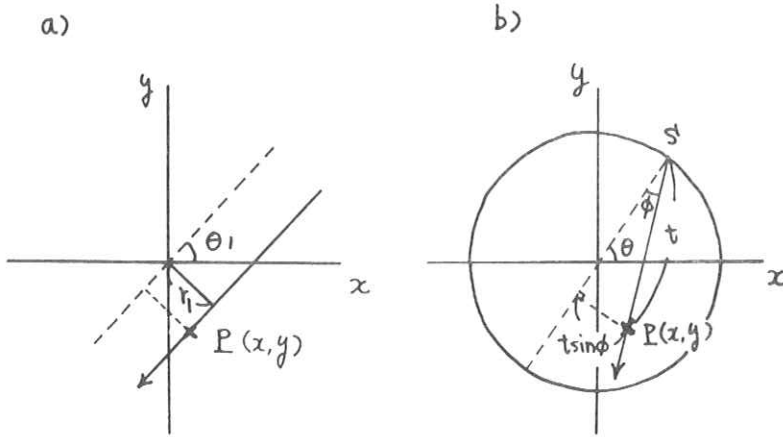


図3. パラレルビームとファンビームの重畳積分法



但し\*は $r_1$ についての重畳積分を示す。また、 $P(r_1, \theta_1)$ は経路積分、 $G(r_1)$ は補正関数で、

$$g(r_1) = \int_{-\infty}^{\infty} |R| \exp(2\pi j R r_1) dR \quad \text{.....(4)}$$

で与えられる。実際には $P(r_1, \theta_1)$ は離散的にしか与えられないので、(4)の積分範囲は、Nyquist 周波数 $R_n = 1/2a$ までを考える。(aは標準間隔)すなわち、

$$g(r_1) = 2 \int_0^{R_n} G(R) \exp(2\pi j R r_1) dR \quad \text{.....(5)}$$

この場合、 $G(R)$ は必ずしも $R$ が最良ではなく、雑音の影響やリングングを減じるため、いろいろのものが考案されている。前回に報告した Shepp の補正関数では、

$$G(R) = \frac{2R_n}{\pi} \sin\left(\frac{\pi R}{2R_n}\right) \quad \text{.....(6)}$$

である。

Hermanは、 $r_1, \theta_1$ から $\theta, \phi$ への変数変換を正確に行ない直接重畳積分法の表式を得ているが、ここでは簡単な移行規制をもとに説明する。図3 a), b)の比較により、 $r_1$ は $t \sin \phi$ に相当することがいえる。(  $t = \overline{SP}$  )。したがって、パラレルビームの式(3)~(5)に $r_1 = t \sin \phi$ を代入し、 $R_n$ の代りに、点Pでの実効的なNuquist 周波数、

$$R_{ne} = \frac{1}{2} \frac{\phi}{\Delta \phi} \frac{1}{t \sin \phi} \quad \text{.....(7)}$$



を用いれば、ファンビームの表式を得ることができる。ここで  $\Delta\phi$  は  $\phi$  の標本間隔である。

補正関数は、

$$g(t, \phi) = 2 \int_0^{R_n} G(R) \exp(2\pi j R t \sin \phi) dR \quad \dots\dots\dots(8)$$

であり、これを用いて

$$f(x, y) = D \int_0^{2\pi} (P(\phi, \theta) * g(t, \phi) \cos \phi) d\theta \quad \dots\dots\dots(9)$$

( \* は  $\phi$  についての重畳積分を示す。 )

Herman は  $G(R)$  として、 $R$  をそのまま用いているが、ここでは特性の良かった(6)を用いることにする。

(8)より、 $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\dots\dots, \pm \frac{m}{2}$  として、

$$g(t, k\Delta\phi) = \frac{1}{t^2} g_1(k\Delta\phi) \quad \dots\dots\dots(10)$$

但し、

$$\begin{aligned} g_1(k\Delta\phi) &= \frac{1}{\pi^2} \frac{k^2}{1-4k^2} \frac{1}{\sin^2(k\Delta\phi)} \quad (k \neq 0) \\ &= \frac{1}{\pi^2} \frac{1}{(\Delta\phi)^2} \quad (k = 0) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(11)$$

これを用いて、

$$p_1(k\Delta\phi, \theta_j) = \sum_{k'=-\frac{m}{2}}^{\frac{m}{2}} \cos(k'\Delta\phi) p(k'\Delta\phi, \theta_j) g_1((k-k')\Delta\phi) \cdot D \Delta\phi \quad \dots\dots\dots(12)$$

これから線型補間により  $P_1(\phi, \theta_j)$  を求め、

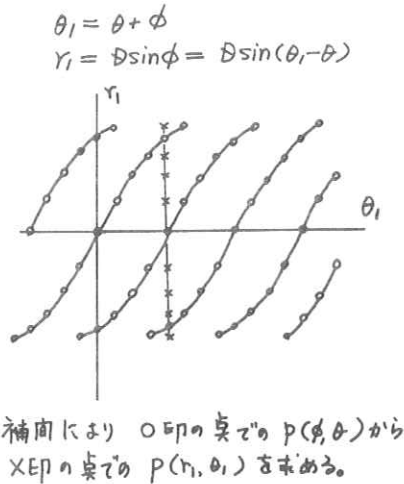
$$f(x, y) = \sum_{j=1}^n \frac{1}{t^2} P_1(\phi, \theta_j) \frac{2\pi}{\pi} \quad \dots\dots\dots(13)$$

パラレルビームと比較して、 $t, \phi$  を求める分だけ計算時間を要する。

## 2.2 改良並べかえ法

$\theta$  をパラメータとして  $r_1$  と  $\theta_1$  の関係をグラフに表わすと図4のようになる。図4では曲線は、それぞれファンに対応し、経路積分は○印の点でサンプルされる。一方、パラレルビームの経路積分は、 $\theta_1 = \text{一定}$ 、すなわち図の  $\theta_1$  軸に垂直な直線上でサンプルされる。したがって、補間によりパラレルビームの投影データを作り出すことができる。これは少しずつ方向の違う経路での積分を組合せて、その中間の経路積分を得ることを意味する。このようにして得た投影データをパラレルビー

図 4. 改良並べかえ法の原理



△のアルゴリズム (Shepp の補正関数を用いた重畳積分法) により再構成した。

### 3. 結 果

前報と同様に、計算機により仮想的な分布 (円,  $\alpha$  関数, 雑音) の再構成を行なった。

#### 3.1 投影数 ( $n$ ) の画質におよぼす影響

第一に、投影方向の数 ( $n$ ) を変化させた場合、画質がどのように変化するかを調べた。半径 10 cm の一様な円形分布を用い、一つの投影内の標本点数は  $m = 120$  とし、 $n = 90, 45, 30, 18$  (改良並べかえ法では  $n = 120, 60, 40, 24$ ) の投影データを計算機で作成しそれを再構成した。ここでファン角は  $\phi_0 = 60^\circ$ ,  $D = 50$  cm とした。直接重畳積分法を用いた結果を図 5 に示す。結果は前報のパラレルビームの場合と良く似ている。復元誤差の root mean square と  $n$  の関係をプロットしたものが図 6 である。直接重畳積分法他、改良並べかえ法及びパラレルビームの場合がプロットされている。図 6 から円の内部では、(改良並べかえ法) > (パラレルビーム)  $\approx$  (直接重畳積分法) であり、外部では、(直接重畳積分法) > (改良並べかえ法) > (パラレルビーム) であることがわかる。

#### 3.2 雑音の伝播と分解能の関係

前報で述べたように復元法の一つの性能評価は雑音伝播特性と分解能の関係を見ることにより行なうことができる。前報の方法により NAF (雑音増幅指数) と線拡がり関数の root mean

図 5. 円形分布の復元,  $n$  を変化させた場合の画質の変化 (直接重畳積分法)

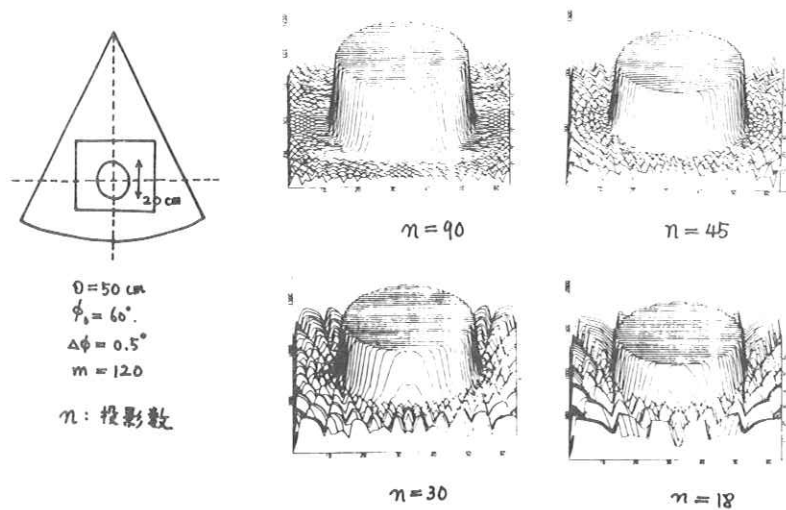
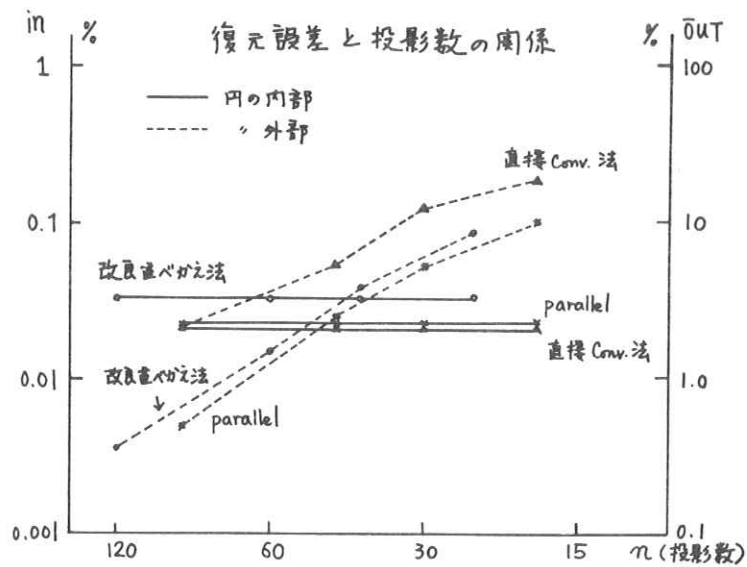


図 6. 復元誤差と投影数の関係



square 幅 (分解能の一つの指標)  $W$  を求め、両者の関係を見たものが図7である。(但し、 $W$  は標本間隔  $a$  で割って補正しており、ファンの場合は実効的な標本間隔  $D\Delta\phi$  を用いた。) なお、今回は原点以外の点で  $W$  を求めた。NAF は雑音の伝播特性を示し、これが小さいと、投影の雑音は同じでも復元像の雑音はより小さくなる。実線がパラレルビームの場合であって、ファンの二つの方法はパラレルよりもやや性能がおちる(右上にある)。両者については、分解能を重視したものが直接重畳積分法であり、雑音特性を重視したものが改良並べかえ法であることがいえる。

図7. 分解能と雑音伝播との関係

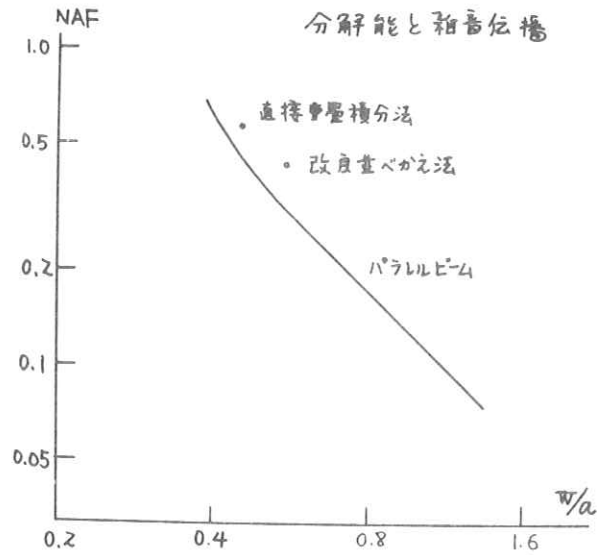


表1. ファンビームの復元アルゴリズムの相互比較(まとめ)

	復元誤差	分解能	雑音	計算時間	(並列化)ハード化	データ収集
直接 Corv. 法	○	○	○	△	○	360°
改良並べかえ法	○	△	◎	○	△	180°+ fan
parallel	◎	◎	○	◎	◎	180°

以上の結果をまとめると表1のようになる。表のパラレルビームは Shepp の補正関数を用いた重畳積分法を考えている。

結論として、二つの方法はパラレルビームの復元法よりは若干性能が落ちるが、どちらも実用に

耐え得ることがいえた。

## 参 考 文 献

- 1) 遠藤真広, 飯沼 武 : 放射線像研究, 6, 号2, 70-77(1976)
- 2) Technical Digest of 2-D and 3-D Reconstruction from Projections  
(1975)
- 3) J.W.Beattie : IEEE Trans., NS-22, 359-363, (1975)
- 4) G.T.Herman : Comput Biol Med(1976)in press
- 5) 遠藤真広, 梅垣洋一郎 : 医用電子と生体工学, 14, 号5, 369-378(1976)

# R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次								
顧 問	立 入 弘								
常任委員	佐々木 常雄	竹 中 栄 一	津 田 元 久	長谷川 伸					
委 員	飯 沼 武 一	岡 芳 樹	内 田 勝 梅	垣 洋一郎					
	金 森 仁 志	木 下 幸次郎	佐 柳 和 男	佐々木 常雄					
	竹 中 栄 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久					
	恒 岡 卓 二	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫					
	矢 仲 重 信								

## 編 集 後 記

会長 高橋信次先生はこのたびX線による生体病理解剖の研究により学士院賞 恩賜賞を受賞されました。特にお願いして巻頭言を書いて頂きました。お喜び申し上げます。

11月に千葉市の放医研で開催された研究会の雑誌をお届けします。今回は残念ながら所用のため編集子は研究会には参加できませんでしたが、CTを中心に活発な議論が展開されたとのことです。同所の貴重な設備も見学させて頂きました。お骨お頂いた飯沼先生、梅垣先生、遠藤先生をはじめ御関係の方々に御礼申し上げます。

また研究会終了後は日立メディコ矢仲さんのお世話で同社の保養所をお借りし、矢仲さん、竹中先生、松本さんを始め、先般帰国されたキャノンの佐柳氏を交え、にぎやかに懇談されたとのことです。日立の方々に厚く御礼申し上げます。

新緑の候、よい毎日を。

(H.)

## 放 射 線 像 研 究

発行日

昭和五十一年十一月

編集者

長谷川 伸

〒182

調布市調布ヶ丘一丁目五十一  
電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四一八三一二一六一  
内線 四二〇

発行所

R I I 研究会

発行者

竹 中 栄 一

〒113

東京都文京区本郷七丁目三十一  
東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三二八一五五四一一

内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二丁目一七

株式会社 コスモス

電話 ○三二八三一〇九五五