

放射線像研究

VOL. 6 . No. 2 . (通巻47号) 1976年6月

* 目 次 *

| | |
|----------------------------------|------|
| 研究会記事・会告 | 37 頁 |
| 特別講演資料 | |
| 1. 計算機トモグラフィ装置の現状と像再生アルゴリズムの比較 | |
| 日立中研 山本真司 | 41 頁 |
| 2. 顕微鏡画像処理 | |
| 2-1 高精度オンライン顕微鏡の開発と顕微鏡系の制御について | |
| 東大生研 尾上守夫・高木幹雄 | |
| オリンパス光学 沢村一郎・後町長宏 | 48 頁 |
| 2-2 高精度オンライン顕微鏡のビデオ信号処理について | |
| 東大生研 尾上守夫・高木幹雄 | 51 頁 |
| 2-3 高精度オンライン顕微鏡による自動焦点調節の研究 | |
| 東大生研 尾上守夫・高木幹雄・臼杵正好 | 54 頁 |
| 論 文 | |
| 48-1 分光光学系のOTFの測定 | |
| 京都工繊大 小島克之・金森仁志 | 56 頁 |
| 48-3 X線管電流と焦点のMTFの関係について | |
| 島津製作所 津田元久・神戸邦治・早川 毅 | 61 頁 |
| 48-4 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 | |
| 放医研 遠藤真広・飯沼 武 | 70 頁 |

第 4 8 回 研 究 会 記 事

第 4 8 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 5 1 年 6 月 1 9 日 (土)

場 所 榎ナック会議室 (東京)

特別講師 日立中央研究所 山 本 真 司 氏

東大生産技術研究所 尾 上 守 夫 氏

出 席 者 (敬称略)

青柳泰司, 荒沢悠紀夫, 飯田 等, 飯沼 武, 伊藤 博, 後町長宏, 梅垣洋一郎, 遠藤真広, 小野哲章, 尾上守夫, 小幡 勝, 加藤久豊, 金森仁志, 神戸邦治, 木下幸次郎, 楠本芳二, 小泉勝三, 小堺和久, 小島克之, 斉藤数弘, 斉藤 誠, 坂本清, 柴田義文, 神保昌夫, 杉本 博, 鈴木 肇, 須田善雄, 竹中栄一, 竹村 等, 田中嘉津夫, 恒岡卓二, 津山泰子, 中村 薫, 中村正彦, 西岡敏雄, 長谷川伸, 袴田祐治, 橋爪俊幸, 橋平 俊, 畑川政勝, 服部博幸, 早川吉則, 速水昭宗, 福喜多博義, 藤井正司, 藤本祐一, 松本義一, 水谷博之, 村本 祐, 村山 弘, 山下安雄, 山本真司, 山本義憲, 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) コンピュータトモグラフィ像再生アルゴリズムの比較

日立中研 山 本 真 司 氏

* 2) 顕微鏡画像処理

東大生研 尾 上 守 夫 氏

研究発表

* 1) 分光光学系の O . T . F . の測定 (I)

京都工芸繊維大 小島 克之・金森 仁志

2) ホール素子による高圧側 X 線管流測定について

東邦大医学部 青 柳 泰 司

* 3) X 線管電流と焦点の M T F との関係について

島津製作所 津田 元久・神戸 邦治・早川 毅

* 4) 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

放医研臨床 遠藤 真広・飯沼 武

会 告

—— 第 4 9 回研究会について ——

第 4 9 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 1 年 9 月 1 1 日
場 所 大 阪

—— 新 入 会 員 ——

下記の方々を会員として迎えました。

| 氏 名 | 〒 | 勤務先及び所在地 | T E L |
|-----------|-------|--|--------------|
| 木 村 俊 彦 | 5 4 5 | 大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部 大阪市阿倍野区旭町 1 - 5 - 7 | 06-633-1221 |
| 大 林 昌 弘 | | 同 上 | |
| 松 本 守 正 | 5 7 2 | 関東医科大学附属香里病院放射線科 寝屋川市香里本通町 8 - 4 5 | 0720-32-5321 |
| 服 部 博 幸 | 6 0 4 | 岐阜津製作所医用電子機器工場 京都市中京区西ノ京桑原町 1 | 075-811-1111 |
| 富 永 昌 二 | 5 7 2 | 大阪電気通信大学工学部精密工学科 寝屋川市初町 1 8 - 8 | 0720-24-1131 |
| 近 田 真 視 | 3 4 3 | 越谷市立病院放射線科 越谷市大字東小林 9 5 | 0489-65-2221 |
| 保 坂 美 津 子 | | 同 上 | |
| 河 内 千 代 子 | | 同 上 | |

—— 住 所 変 更 等 ——

| 氏 名 | 〒 | 勤務先及び所在地 | T E L |
|-----------|-------|-----------------------------------|--------------|
| 小 泉 裕 一 郎 | 2 1 1 | キャノン株小杉事業所光機管理部 川崎市中原区今井上町 5 3 | 044-733-6111 |

佐柳和男

同 小杉事業所Zプロジェクトチーフ

044-722-2060

高橋弘 973

いわき市立総合磐城共立病院

福島県いわき市内郷御厩町久世原16

0472-22-7171

昭和50年度総会議事録

第48回研究会昼食時を利用して総会（出席会員40名）を開催し、下記の通り会計報告を行い承認を得た。また昭和51年度より会費を1,500円に改訂した。

放射線イメージ・インフォメーション研究会

昭和50年度会計報告

昭和50.4.1～51.3.31

| 収 入 | | 支 出 | |
|---------|---------|-----------|---------|
| 費 目 | 金 額(円) | 費 目 | 金 額(円) |
| 前年度繰越金 | 89,758 | 交 通 費 | 58,010 |
| 賛 助 会 費 | 480,000 | 会 合 費 | 36,620 |
| 一 般 会 費 | 168,500 | 印 刷 費 | 422,400 |
| 利 子 | 3,306 | 通 信 費 | 131,675 |
| | | 事 務 雑 費 | 5,355 |
| | | 人 件 費 | 15,000 |
| | | 謝 金 | 35,000 |
| | | 次 期 繰 越 金 | 37,504 |
| | 741,564 | | 741,564 |

常任委員会議事録

- 日 時 昭和51年6月19日
- 場 所 ㈱ナック会議室
- 出 席 8名
- 議 事 1) 次回について
9月4日(土)大阪大学で開催し、特別講演人選等については速水委員に一任した。
- 2) 領収書について
振替を利用した会費払込については、会として領収書を発行しないこととした。

計算機トモグラフィー装置の 現状と像再生アルゴリズムの比較

日立中央研究所 山本真司

1. はじめに

最近X線装置とコンピュータを使って精密な体内断層像を再生するコンピュータ横断々層装置（以下CT (Computer Tomography) と略称）が脚光を浴びている。この装置は医学診断にとって重要な体内の像をコントラスト分解能の良い断層像として再生できるため、脳しゅようと脳内出血像など従来の医学機器では観察不可能であったものが見えるようになってきた。このため、かなり高価な機械であるにもかかわらず急速に普及しはじめており、医学診断技術のうえでも大きな変革がおこりはじめている。以下このCTの原理と開発の状況、ならびに像再生アルゴリズムの比較について述べる。

2. CTの原理および開発の状況

図1にCTの走査機構の原理を示す。図のようにX線管から放出されるコリメートされたビームが患者の横断面を透過し、対向して配置されている検出器(NaI結晶とフォト・マルの組合せ)によって計測される。X線管と検出器は同期して並進運動(走査)を行なうので、患者横断面のX線による投影波形が得られることになる。この走査を $\Delta\theta$ (通常 $\Delta\theta = 1^\circ$)ずつ回転させて繰り返し、N方向(通常 $N = 180$)からの投影波形を求める。この投影波形は図2に示すようにlog変換およびA/D変換されてCPUに転送され、ここで像再生処理が行なわれる。再生像はD/A変換器を経てCRTモニタに表示されるが、その一例を図3に示す。

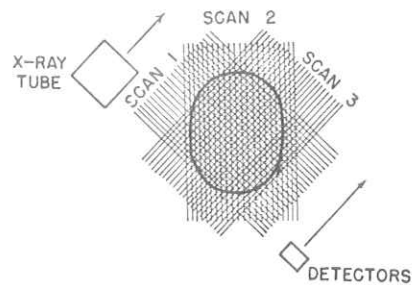


図1. CT走査の原理

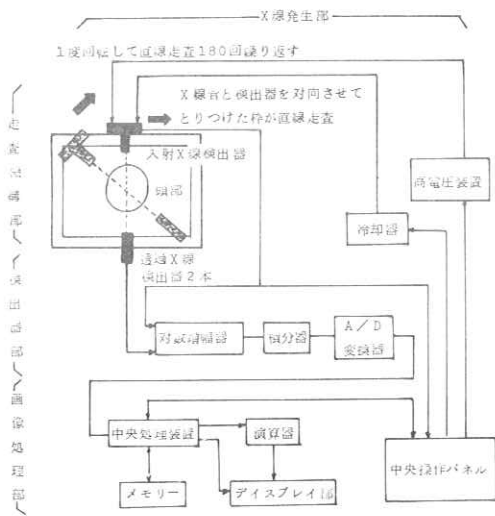


図2. CTの全体構成例(日立CTHより)

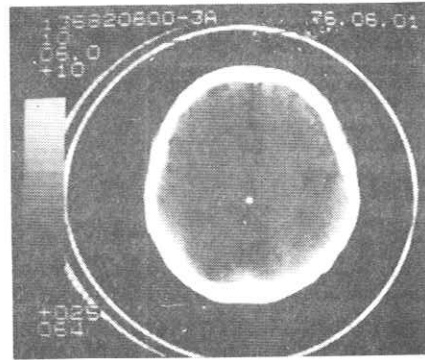


図3. 頭部断層像の一例
(日立CTHより)

このような原理のCTで現在市販されているのは(1)EMI社(英国)のEMI Scanner, (2)DISCO社(米国)のACTA Scanner, (3)Ohio Nuclear社(米国)のDELTA Scanner, (4)Siemens社(独)のSIRETOM, (5)日立のCTHなどがある。

次にスキャナー部の速度向上も意図した別タイプのCTが開発されている。その原理を図4に示す。この装置ではX線は管球より扇状のビーム(ファン・ビーム)として放射される。体内を透過したX線は円弧状に配列された128~320個の検出器群に入射し、その透過強度の分布が計測される。検出器は主としてXeガスを用いたイオンチェンバーが使われている。この装置ではファン・ビームを多重検出器で同時並列的に検知するため、図1における並進運動が省略され、回転運動のみで像再生が行なわれる。このため図1の方式よりスキャナーのスピードアップができて5秒をきる装置がはじめている(図1の原理では4分半~1分程度)。

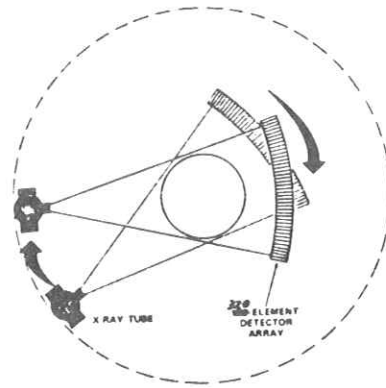


図4. ファン・ビーム方式の原理

このような原理のCTで製品開発が終っているのは(1)GEのCT/T, (2)VARIAN社のCT (3)ARTRONIX社のCTなどがある。

その他に図1の平行ビームタイプと図5のファンビームタイプの間を行くいわゆるハイブリットタイプがある(EMI社, PHILIPS社, OHIO NUCLEAR社, PICKER社など)。また電子顕微鏡の電子銃を使ったマイクロビーム走査方式のX線CTが日本電子により開発されている。

なお, X線の他にRI, ポジトロン, 重イオンなどを用いたCTの研究開発もあるが, ここでは省略する。

3. 像再生アルゴリズムの比較

図1の原理で得られた投影図から断層像を再生するアルゴリズムには, (1)逐次近似法, (2)フーリエ変換法, (3)Convolution法などがある。以下各方式について著者らが比較評価を行なった結果を述べる。なお, 図4のファン・ビーム方式では座標系の関係で処理が複雑になるが, 基本的には同一である。

3.1 定式化

各方式とも色々の変形があるが, 著者らが検討した方式は下記の通りである。

(1) 逐次近似法

逐次近似法とは, あるX線ビームの投影量と, そのビーム上に対応する再生画像の各画素の総和との誤差を求め, これを補正值として加算して逐次再生像の精度を高めしていく方法である(図5)。

実験に用いた式は下記の通りである。

$$f^k(x, y) = f^{k-1}(x, y) + \frac{1}{M} \{ P(t, \theta) - W(\theta) \cdot \sum_{x, y \in t} f^{k-1}(x, y) \} \dots\dots\dots (1)$$

$$\begin{cases} x = -y \cot \theta + t / \sin \theta & \dots\dots\dots (2) \\ W = 1 / \max \{ 1 / \sin \theta, \cos \theta \} & \dots\dots\dots (3) \end{cases}$$

ここに $f^k(x, y)$: 座標 (x, y) にお

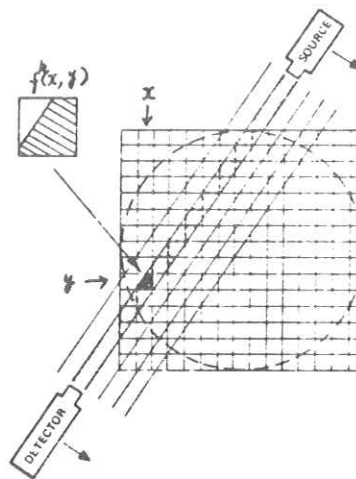


図5. 逐次近似法の原理

ける第 k 番目の再生像

$P(t, \theta)$: 角度 θ , 第 t スキャン (平行ビーム中の) の X 線透過量

M : $x, y \in t$ なる画素の総数

$W(\theta)$: path length 補正用の重み関数

初期値 $f^0(x, y)$ の与え方は通常 all「0」であるが, ここではその他に, 1 点 (x, y) を通過する全ビームの総和を求めてその点の再生値とする summation 法による再生像の初期値とする方法も試み, 収束性の良さを比較検討した。

(2) フーリエ変換法

投影像のフーリエ変換が原画像の 2 次元フーリエ変換の一軸上の値と一致することを用いた方法である。(図 6)

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega, \theta) e^{j\omega t} | \omega | d\omega d\theta \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$P(\omega, \theta) = \int p(t, \theta) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad \dots\dots\dots (5)$$

具体的な像再生の方法として, (i)極座標 FFT 方式, (ii) 2 次元 FFT 方式, (iii) 1 次元 FFT 方式の 3 通りを試みた。極座標 FFT とは, 極座標形式で FFT および逆 FFT を実行し, 再生像を実空間領域で直交座標系に変換 (補間) する方式である。2 次元 FFT とは, 式(5)で

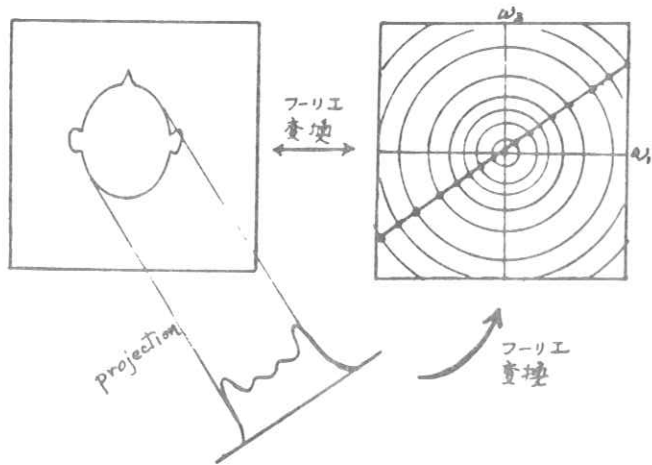


図 6. フーリエ変換法の原理

得られる FFT 値を 2 次元フーリエ変換面に補間埋め込みを行ない, それを 2 次元逆 FFT にて像再生する。1 次元 FFT とは上記 2 次元フーリエ変換面を長大な一つの 1 次元フーリ

ω 面に変換して逆FFTを行ない、実空間上で再度2次元画像に戻す方式である。

(3) Convolution法

$$|\omega| = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) e^{-j\omega t} dt \quad \dots\dots\dots (6)$$

なるφ(t)を考えると、式(4)は

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(\tau) \cdot p(t-\tau, \theta) d\tau d\theta \quad \dots\dots\dots (7)$$

のように convolution 形式に改められ、FFTの必要はなくなる。この方式は逐次近似法やFFT法に比べて計算が楽なうえ、後に述べるように再生精度がよいので再生アルゴリズムの主流になっている。

重みφ(t)については周波数軸上でナイキスト周波数まで直線で上昇し、以後を0とした Ramachandran の重みや、ナイキスト周波数での微係数が0となるように高周波特性をやや落した Shepp & Logan の重みなどがある。(図7)

前者は再生像に多少リンギングが発生するのでここでは Shepp & Logan の重みを用いた。重み関数は下記のとおり。

$$\varphi(t) = \begin{cases} \frac{4}{\pi} & (t=0) \\ \frac{-4}{\pi(4t^2-1)} & (t \neq 0) \end{cases} \quad \dots\dots\dots (8)$$

3.2 実験条件

実験には図8に示す Phantom を使って実際にX線装置で計測した投影波形を用いた。この Phantom は頭部断層像を念頭においており、アクリルの背景を頭の骨に相当するテフロンで包み、その中に背景とのX線吸収率の差が2.1% (水を1とする相対値)であるレキサンのロッドを5本挿入している。X線の使用条件は110KV 2mAであり4mm Al フィルターおよび3×10mm×63mm (長さ) コリメータを使用している。平行ビームはサンプリング間隔が3mmで50本とし、回転は0.9°ごとに180°回転してデータを収集する。

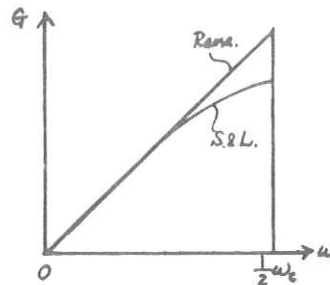


図7. 重み関数の形

3.3 実験結果

上記条件で50×50画素の像再生を行なった結果，視覚的にはどの方式でも直径6mmのロッドまで明瞭に識別できた。方式間の精度比較を定量的に行なう一手法として，ここでは25φロッド上および背景中の5×5点を選び，この領域における標準偏差を求めた。結果を表1に示す。精度的にはconvolution法が最もよくFFT法が若干悪く，逐次変換法はかなり悪くなっている。FFT法の中では極座標

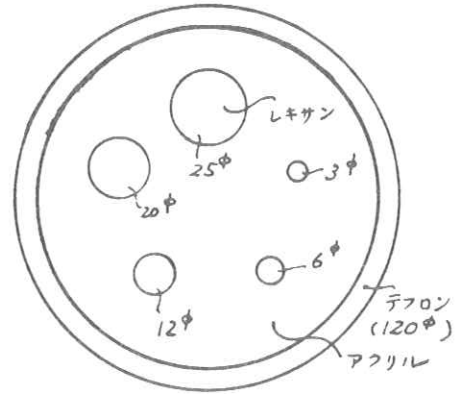


図8. 実験用ファントム

方式が最もよいことがわかる。逐次近似法では初期値をSummation像によると結果がよくなることを示している。また逐次計算を3回以上繰返してもこれ以上よくならなかった。

表1. 再生アルゴリズムの比較実験（標準偏差，水を100とする）

| アルゴリズム 試料 | 逐次近治 0 初期値 (3回後) | 逐次近似 Summation 初期値(3回後) | 極座標 | 2次元 | 1次元 | Convolution |
|--------------|------------------------|-------------------------------|------|------|------|-------------|
| | | | FFT | FFT | FFT | |
| 25φロッド上 | 6.14 | 5.85 | 3.13 | 4.12 | 6.23 | 2.46 |
| 背景 | 5.48 | 3.54 | 1.86 | 4.26 | 4.37 | 1.64 |

4. おわりに

最初にも述べたようにCTは急速に普及しているが，技術開発の進歩も急である。開発の要点は(1)画質向上，特にコントラスト分解能の向上，(2)スキヤニング速度の向上，である。

コントラスト分解能が向上するにつれてX線吸収率の差のない微妙な形態情報が見られるようになりつつあり，さらにはCTが単なる像再生装置として利用されるに止まらず，各画素でのX線吸収値そのものを問題にする計測装置として使われはじめている。

スキヤニング速度については，1回の撮影に4分半～1分程度を要するものが普通であるが，最近の最も速いものでは5秒のものがでている。腹部など呼吸にもなって動く臓器を撮影する

場合にはその動きを一時とめないと良い画像が得られないためスキヤニング時間の短縮は重要である。ファンビーム方式またはハイブリッド形式でスピードアップをはかっているわけであるがファンビーム方式の方がスピードアップの能力が当然高い。しかし、Detector 間のバラツキの制御が大変に難しく、画質は今一步というところである。したがってスピードアップと画質をいかにして同時に向上するかが今後の課題であろう。

5. 参考文献

- (1) Hounsfield, G.N.; British Journal of Radiology 46, P1016(1973)
- (2) Lodley, R.S., et. al, Science 186, P.207(1974)
- (3) Special Issue on 3-D Image Reconstruction. T. IEEE, NS-21-3 (1974)
- (4) Mersereau, R.M., et. al, Proc. IEEE, 62, P1319(1974)
- (5) Gordon, R, et. al, J. Theor. Biol. 29, P471(1970)
- (6) Bracewell, R.N. et. al, Astrophys. J., 150, P427(1967)
- (7) Ramachandran, G.N. et. al, Proc. Nat. Aced. Sci., 68, P2236(1971)
- (8) Shepp, L.A., Logan, B.F., T. IEEE, NS-21, P21(1974)
- (9) Cho, Z.H., et. al, T. IEEE, NS-22, P344(1975)
- (10) 河野, 他, S 5 1 年度電子通信学会大会予稿(957)

高精度オンライン顕微鏡の開発と 顕微鏡系の制御について

東京大学生産技術研究所 尾上守夫・高木幹雄
オリンパス光学株式会社 沢村一郎・後町長宏

1. はじめに

最近、画像処理に対する関心が高まって来ているが、画像処理はイメージエンハンスメント、計測、パターン認識などを行う有力な手段として、膨大な枚数の画像を扱う医学の分野で、検査の省力化、自動化に適用できるものと考えられる。画像処理技術の普及には、コスト、速度、アルゴリズムの開発など多くの解決すべき問題があるが、画像入出力機器の開発が遅れていることも大きな障害となっている。ここでは、細胞診、白血球の分類、染色体の解析などの顕微鏡画像の処理を行う際に問題となる顕微鏡入力装置として、試作した高精度オンライン顕微鏡についてその概要と顕微鏡系の制御について報告する。

2. 高精度オンライン顕微鏡システムに要求される機能

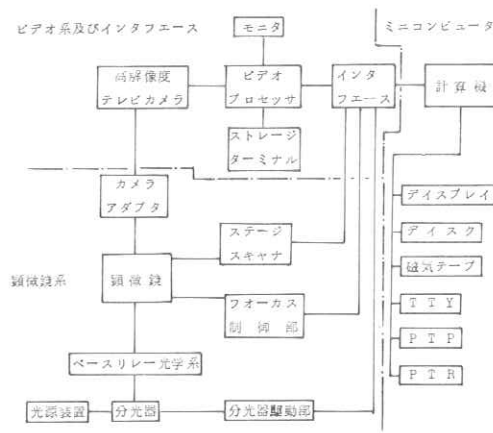
ここで開発されたオンライン顕微鏡は、顕微鏡画像の画像処理に関する研究を、将来の実用化を念頭に置きながら行うためのものである。そのために、次の様な機能を有するものを開発することにした。(1)画像の計算機への直接入力、顕微鏡画像を写真に撮り、写真から入力することは写真を介するため濃淡情報が失われるおそれがあり、又、実用化を考えると好ましくない。(2)ステージの移動の計算機制御、対象物の探索を行うために広い領域を走査できることが望ましい。(3)焦点合せの計算機制御、広い領域を走査すると、移動と共に焦点がずれるので、焦点合せを行う必要がある。又、立体的なものの解析も、焦点を変えた複数の画像を処理することにより行うことができる。(4)分光器の計算機制御、画像の波長特性を解析し、処理を容易にする波長の選定や、波長を変えた複数の画像により、画像中の特定部分の抽出を行う。(5)対話型処理、処理の能率を上げるためには、対話型処理が可能なのが望ましい。又、複雑なパターン認識的な処理では、人間のパターン認識能力が活用できると共に、人間と機械の判定をチェックすることも可能となる。(6)計算機の有効利用、1台のミニコンピュータを、顕微鏡系の制御、画像の入出力の制

御，対象物の走査，画像の計測，解析，分類に用いる。

3. システムの構成

図1にシステムの構成を示す。顕微鏡として，オリンパス光学のVANOX，A，HB-1型を改造して用いた。光源は150Wのクセノンランプを用いている。分光器は分散素子としてグレーティングを用い， $1\mu\text{m}$ の読取り単位のものである。分光器からの単色光がベースリレー光学系により顕微鏡に導かれる。顕微鏡画像は，高解像度テレビカメラにより撮像され，イメージプロセッサによりデジタル化されて，計算機にデータが転送される。又，ストレージ・ターミナルにより，撮像した画像の記憶，

計算機により処理された画像の蓄積が行われ，モニターにより表示することができる。顕微鏡系の制御は，手動又は計算機制御によって行い。計算機制御の場合には，直流モータによる駆動，ロータリーエンコーダによる読取りの組合せによって制御が行われる。分光器の制御は，波長送り単位 $1\mu\text{m}$ ，波長送り速度 $30\mu\text{m}/\text{秒}$ で制御が行われ，波長は10進4桁で表



高精度オンライン顕微鏡のブロック図

示される。スイッチによりプリセットできると共に，計算機から移動量を指定して制御できる。ステージの制御は，走査範囲 $10\text{mm} \times 10\text{mm}$ を $1\mu\text{m}$ を走査単位として走査し，走査速度は低速と高速の切換えが可能である。計算機からの移動量の指定は， $\pm X$ 方向， $\pm Y$ 方向に1回に $256\mu\text{m}$ 迄可能である。焦点の制御は， $0.1\mu\text{m}$ 単位で行うことができ，1回に $\pm Z$ 方向に255ステップ迄指定が行える。いずれの制御においても現在の値の読取り，動作中における停止，設定した原点へのリセットが計算機により行うことができると共に，各々にリミットスイッチを設けその状態，制御のモードなどのステータス情報も計算機に送られる。

4. おわりに

顕微鏡画像処理用の高精度オンライン顕微鏡について，その設計方針と制御の概要について簡

単に紹介した。研究用としてはほぼ十分な機能を存すると思われるが、今後、実際の処理を行い目的に応じ簡素化したものを開発する予定である。最後に、御援助頂いた医療技術研究開発財団御協力頂いたオリンパス光学、日立電子の関係各位に厚く御礼申し上げます。

高精度オンライン顕微鏡の ビデオ信号処理について

東京大学生産技術研究所 尾上守夫・高木幹雄

1. はじめに

顕微鏡画像処理の研究に不可欠なオンライン顕微鏡の概要については、別に報告したので、ここでは画像を入力する際に問題となるビデオ信号等について、その設計方針について報告する。

2. 画像入力方式

顕微鏡画像を写真的な手段を介さずに、直接入力するためには、光源としてフライングスポット管を用いる方式とイメージディセクタ又はTVカメラで撮像する方式とが考えられる。フライングスポット管による方式は、高価となる点、分光器により単色光で照明することが難しい点から撮像する方式とした。この方式ではイメージディセクタがランダム走査が出来、画像処理の面からはTVカメラよりも望ましいが、入手が多少困難である点と、標準のTV方式を踏襲する方が価格面で有利と思われるので、TVカメラを入力に用いることとした。但し、分解能の点から、中心部で1,000本以上の解像度のある高解像度TVカメラ(日立電子HV-132型)を用いた。標準方式のTVカメラを用いると、カメラ及びカメラ制御器、モニタが標準品でよいので、比較的安価にシステムを構成できる利点があるが、標準方式のTVシステムで高速に多量の情報が発生するので計算機への画像データの転送の面で、走査変換を必要とする。走査変換は1フレームのメモリを設ければよいが、アナログ的なメモリでは、そこでの劣化が生じ、デジタル的なメモリではコスト的に問題がある。ここでは研究用であるため入力速度は多少犠牲にしても安価となる様に、既に筆者等が行っている1フレームに垂直方向に1ラインずつ入力する方式を採用した。

3. 構成

図1に高精度オンライン顕微鏡のビデオ系のブロック図を示す。画像入力を正確に行うためにデジタル式同期信号発生器を有し、全体の制御を行っている。標準方式(525本インターレース)を採用したので、3:4のアスペクト比から水平方向は700画素に分けられる。(有

効画素は640程度)。

ビデオ信号の流れとしては、クランプを経て、約5.5MHzの帯域に制限されサンプルホールドされ、AD変換されてデータが計算機に転送される。1フレームに垂直1ラインのAD変換を行えばよいのでAD変換器としては、高速なものを要しない。ここでは、変換時間4μsec、8ビットのものを使用した、サンプルホールド回路はビデオ信号を扱う

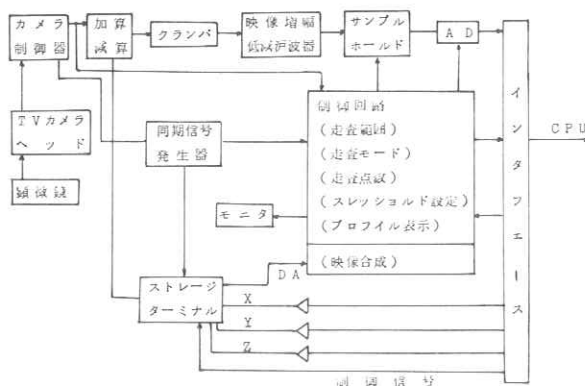


図1. 高精度オンライン顕微鏡のビデオ系ブロック図

ため、アパーチャタイム200Psec、ホールド時間50μsec/μsecの高性能のものを使用した。

制御のモードは手動によるスイッチからの指定と計算機からの設定の2つのモードがある。制御としては、

- (1) 走査モード(a)指定走査範囲の入力, (b)垂直方向1ラインの入力, (c)1点の入力の3モードあり, ……(a)は画像の入力, (b)は対象物を探す場合などライン情報でよい場合, (c)は1点の濃度情報を得たい時に用いる。
- (2) 走査範囲の指定, 上下, 左右のアドレスを10進3桁で指定し, モニタ上に白枠で表示される。
- (3) 走査点数, 垂直方向の粗さを483, 241, 120, 60点で切換える。
- (4) スレッシュホールドの設定 指定した振幅以上及び以下の信号が現われた時に計算機に割込を行う。濃度情報による対象物の検出を容易にする。
- (5) プロファイル表示 指定された垂直1ラインのAD変換データをモニタに表示し, データの様子を知ることができる。

この他の機能としては、グレーレベルの較正, 入力信号の切換(カメラ, ストレージターミナル, 別系統), 入力信号と上記の信号との加算, 減算も可能である。

又, ストレージターミナルも付加されており, カメラからの1フレームの書込, 計算機からの

書込，読出しを行うことが出来，処理結果をモニタ上に表示したり，2枚の画像の和・差が容易に作ることができる。

4. おわりに

標準方式のTVカメラを用いた顕微鏡画像の入力方法と，ビデオ系の制御の概要について報告した。現在，性能の評価を行っており，その詳細については後日報告する予定である。終りに，御援助頂いた医療技術研究開発財団製作に御協力頂いた日立電子の関係各位に厚くお礼申し上げます。

高精度オンライン顕微鏡による 自動焦点調節の研究

東京大学生産技術研究所

尾上守夫・高木幹雄・臼杵正好

1. 前書き

医用画像において顕微鏡画像は重要な分野であり、その処理量も白血球や染色体の検査細胞診等の普及によって急速に増えつつあり、自動化が強く望まれている。ところが、顕微鏡画像のオンライン処理に際しては、対象物を拾い出す為にステージを広範囲に動かす必要があり、その際ある程度の焦点ずれは避けられない為、自動焦点調節が不可欠である。その機構としてハード的なものと処理すべき画像自身から焦点ずれを検出するソフト的なものがあり、アルゴリズムについても既に幾つかの提案がある。しかし、その適用範囲、最適パラメータについては知られていない事が多く客観的な相互比較が行なわれていない。先に報告した⁽¹⁾高精度オンライン顕微鏡はリアルタイムの画像処理能力を有する上、ステージや焦点軸の移動量を正確に読出、設定ができ、この種の評価に適している。ここでは焦点正合の為の各種アルゴリズムについて比較実験を行った結果を報告し、実際に白血球画像を対象にした場合、どの様なアルゴリズムが適切かという事を検討する。

2. 各種のアルゴリズム

アルゴリズムとして良く使用されるものに①p-p値の最大値を取る位置を焦点正合位置とみなす方法、②バンドパスフィルタを用いて高周波域の出力の最大となる点に着目するもの、③メンデルゾーンによって提案された

$$\Phi = \sum (OD_i - OD_{th}) (OD_i > OD_{th}), OD: \text{Optical Density}$$

を最大とする位置を焦点正合位置とみなす方法、④ある閾値以下の画素のランレングスに注目する方法等が存在し、この他にも種々の方法が考えられている。これらの焦点正合の評価関数に要求される事は、まず第1に関数のピークと視覚的な焦点正合位置が一致する事であるが、更に顕

微鏡画像については、下からの照明光によってできる物体の複雑な陰影、ステージの上下によって変化する照明光のレベルの変化等が考慮されている必要がある。

3. 結 果

上記のアルゴリズムは専用機を作る際には、高速にする為アナログ回路で実現されるものも少くないが、ここではすべて画像をデジタル的に処理した。従ってバンドパスフィルタの代りにDFTを用い高周波成分の評価を行なっている。図1は陰影の影響を受けないと思われるスケール目盛に対して各アルゴリズムを適用した結果であり、各種アルゴリズムの基本的な性質を知る上で有意義である。図1に明らかな様に、メンデルゾーン法と高周波成分に注目する方法がすぐれており、前者は緩やかな単調曲線により広範囲から山登り法によって正しい位置を得られる事に特徴があり後者は鋭いピークに特徴があると言える。一方、実際の血球画像に適用した例が図2であり、照明光による陰影の影響を受けてメンデルゾーン法はピークが正しい位置からずれやすい事がわかる。しかし、この場合も高周波成分の減衰に注目する方法は、視覚的な焦点正合の位置にピークが出ているが、反面、少量の点による処理の場合には関数に凹凸が多く、不安定なものとなる。従って、両者の複合的なアルゴリズムを用いて、焦点を合わせる事が必要になろう。

[文献](1)第5回ME学会大会 2F 29, 2F 30

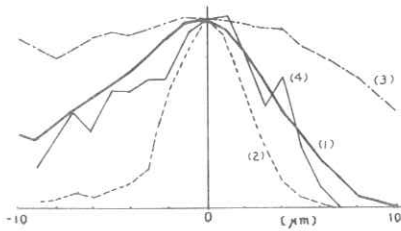


Fig 1 (1) Mendelsohn法
 (2) フーリエ変換後第20~30高周波のエネルギー総和を取ったもの
 (3) p-p値

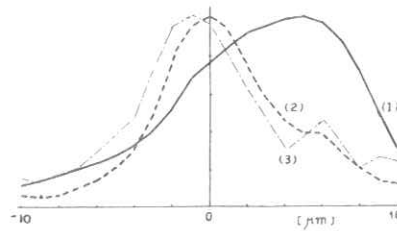


Fig2 (1)Mendelsohn法
 (2)第20~30高周波成分のパワー
 (3)第30~40高周波成分のパワー

分光光学系のOTFの測定

京都工芸繊維大学 小島 克之・金森 仁志

MEASUREMENT OF OPTICAL TRANSFER FUNCTIONS OF SPECTROSCOPIC SYSTEMS

Katuyuki Kozima and Hitoshi Kanamori
Kyoto Technical University
Matsugasaki, Kyoto 606, Japan

ABSTRACT

The O.T.F. of a monochromator was determined by measuring responses of light beams having sinusoidal spectra, which are produced using a Fabry-Perot interferometer.

INTRODUCTION

In our previous articles, optical transfer functions (O.T.F.s) of a plane-grating monochromator had been determined from the Fourier transformation of line profiles (1,2). By this method, error in determining line profiles and in computing their Fourier transformation are probably occur.

The direct measurement of O.T.F.s can be performed by measuring the responses to sinusoidal inputs having frequencies varied in a wide range. In order to measure the O.T.F.s of spectroscopic systems, we present a light source which emits sinusoidal spectra.

LIGHT SOURCE EMITTING SINUSOIDAL SPECTRA

When quasi-monochromatic rays of wavelength λ pass through a Fabry-Perot interferometer at an emergent angle θ , the separation of adjacent peaks Δ in the spectrum of transmitted rays (see Fig. 1(a)) is given by

$$\Delta = \lambda^2 / 2nt \cos \theta, \quad (1)$$

where, t is the separation of the plates of the interferometer and n is the refractive index of the medium between the plates.

The ratio of Δ to the half intensity width of the peaks δ is called the finesse N , i.e.,

$$N = \Delta / \delta, \quad (2)$$

Presented at the ICO Conference, August 1976, Jelsalem

which is composed of:

the finesse due to the reflectivity R of the two plates,

$$N_R = \pi\sqrt{R}/(1 - R) \quad (3)$$

the finesse due to the roughness λ/M of the plates,

$$N_D = M/2, \quad (4)$$

and the finesse due to the field angle α ,

$$N_F = 4\lambda/t\alpha^2. \quad (5)$$

The total finesse N is approximately given by

$$1/N^2 \cong 1/N_R^2 + 1/N_D^2 + 1/N_F^2. \quad (6)$$

If we adjust the field angle α to make

$$N \cong 2, \quad (7)$$

the spectra of the transmitted rays become approximately sinusoidal with the frequency $1/\Delta$ as shown in Fig.1(b). If N_F is dominant, then the field angle should be

$$\alpha \cong \sqrt{2\lambda/t}. \quad (8)$$

We have used a light source shown in Fig.2. In order to get quasi-monochromatic rays, light from a tungsten-iodine lamp is filtered by an interference filter. The rays are directed to a Fabry-Perot interferometer in normal direction to the plates.

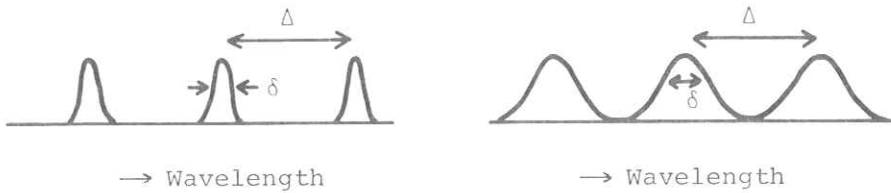


Fig.1 Spectra after transmitting through a Fabry-Perot interferometer.

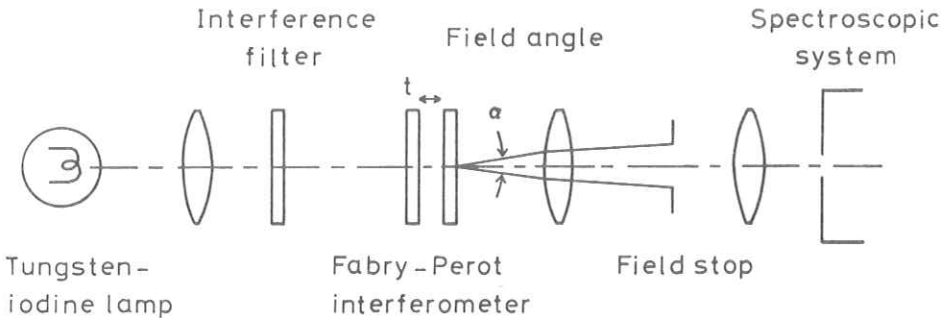


Fig.2 The light source emitting sinusoidal spectra.

Fixed parameters of our light source are,

$$\lambda = 546 \text{ nm} , n = 1 , \theta = 0 , R = 0.95 , \text{ and } M = 30.$$

Therefore, for example, if we choose

$$t = 0.1 \text{ mm}, \text{ then } \Delta = 1.49 \text{ nm and } \alpha = 0.104 \text{ radian},$$

or if $t = 0.03 \text{ mm}$, then $\Delta = 4.97 \text{ nm}$ and $\alpha = 0.191 \text{ radian}$

We have adjusted the frequencies $1/\Delta$ in a wide range by varying the separation of plates t , and the finesse by the field angle α . The profiles and amplitudes of sinusoidal spectra were calibrated by a plane-grating spectrometer whose resolution limit was satisfactory as 0.01 nm .

Typical spectra for $t = 0.1$ and 0.03 mm are reproduced in Fig.3. Peak heights are normalized. Measured frequencies were a little bit higher than those calculated. Proper field angles were much less than those calculated, because of poorness of parallelism of beams and poorness of focussing of lenses.

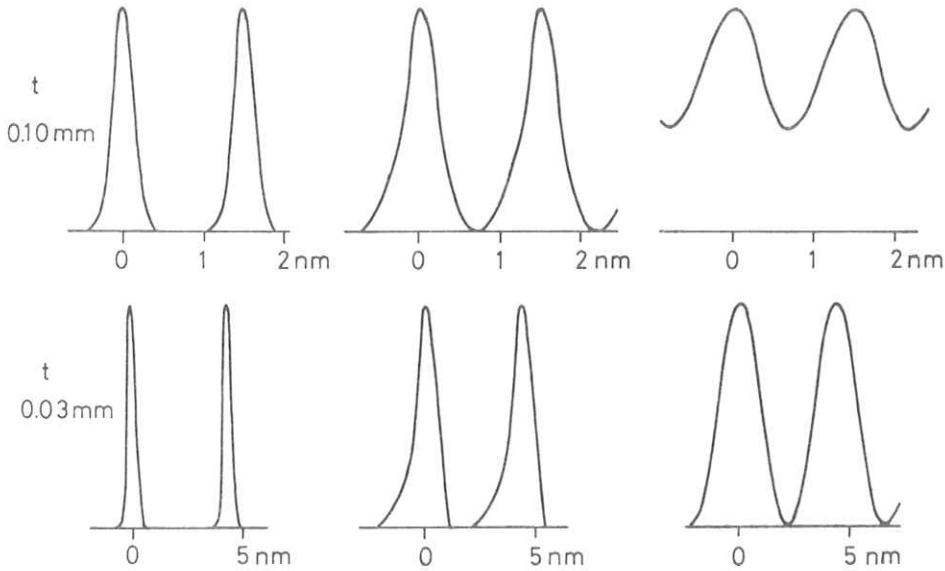


Fig.3 Spectra emitted from our light source: Wavelengths (abscissas) are measured from left peaks.

OPTICAL TRANSFER FUNCTION DETERMINED FOR A PLANE-GRATING MONOCHROMATOR

With the light source described above we can determine moduli of O.T.F.s. for spectroscopic systems, by measuring the ratio of the amplitude of output-sinusoidal spectrum to that of input-spectrum of the systems, for each frequencies.

Figure 4 shows the side view of a simple plane-grating monochro-

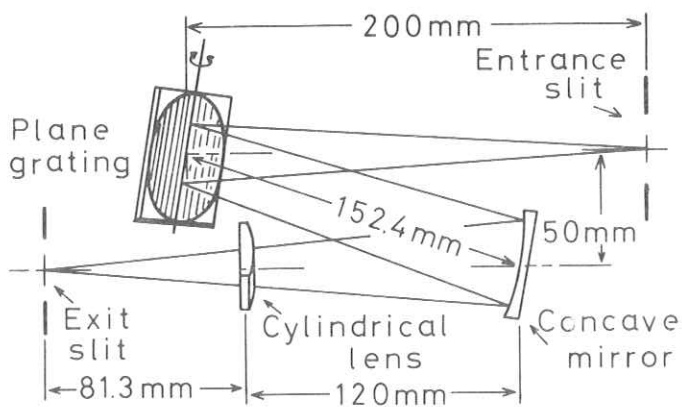


Fig.4 The side-view of a monochromator tested.

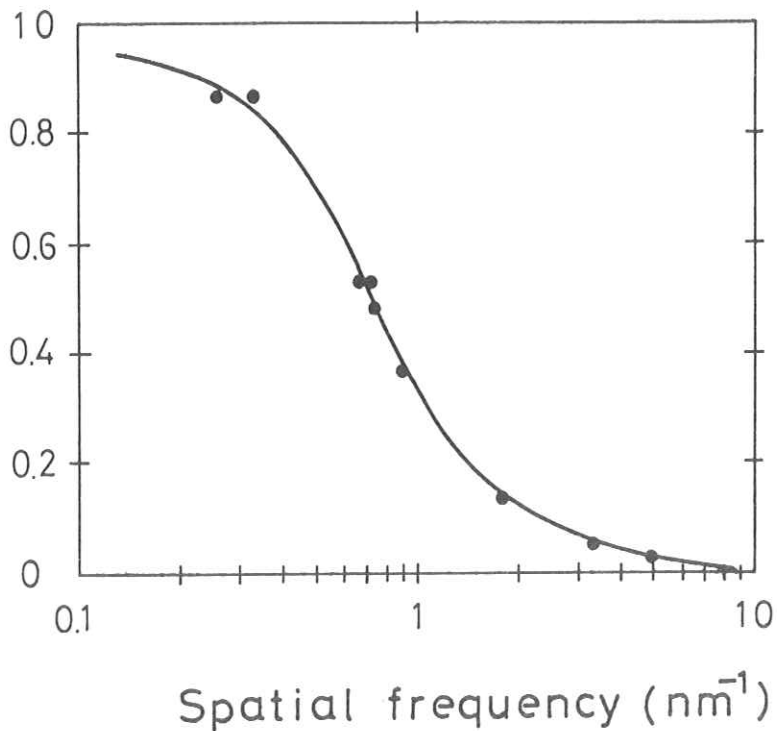


Fig.5 Optical transfer functions determined for a plane-grating monochromator.

mator whose resloution limit is poor as 0.4 nm. Its modulus of O.T.F. measured at 546 nm is plotted in Fig.5.

REFERENCES

- 1) H. Kanamori and K. Kozima : Japan. J. appl. Phys. 13, 1685 (1974).
- 2) H. Kanamori and K. Kozima : Japan. J. appl. Phys. 14, Suppl. 14-1, 199 (1975).

X線管電流と焦点のMTFとの関係について

島津製作所医用機器事業部 津田元久・神戸邦治・早川 毅

1. はじめに

X線管焦点のMTFは従来ピンホール写真を撮り、それをもとにして求められてきた。しかしこの方法ではフィルムの現像条件、 γ 補正、黒化の閾値などが微妙にからみ合い正確なMTFを期待することはできない。我々は今回、X線焦点の強度分布を、直接シンチレータと光検出器を組合わせて求める装置を試作し、透視条件下と撮影条件下でMTFがどのように変化するかを代表的なX線管の場合について求めた。これらのデータ(MTFとmA値の関係)はX線写真の画質向上のためには本質的で不可欠なものである。

2. X線管電流mA値と焦点のMTF

X線管電流mA値に対して焦点の形状が変化し、それに応じてMTFが変わるということは、X線管内における空間電荷の影響を考えることによって容易に推察される。特に透視条件と撮影条件とを比較するとmA値は数10～数100倍異なるので、その間に大幅なMTFの変化があることは推定される。これはX線写真の撮影方式(条件)の違いによって画質が非常に異なることになり重大な問題である。たとえばII間接写真像とTV透視像の場合にはその差異がはじめからおのずと存在することになり、統一的な判断がむずかしい。よってmA値とMTFとの関係がわかっていれば混乱なく話を進めることも可能である。もとよりMTFがmA値によって変らなければよいのであるが、現在そのようなことは考えられない。

今一つの大きな問題である負荷と焦点の形状に対してのアプローチとしてもmA値とMTFの関係は重要な役割を果たしている。これについては今後の課題としたい。

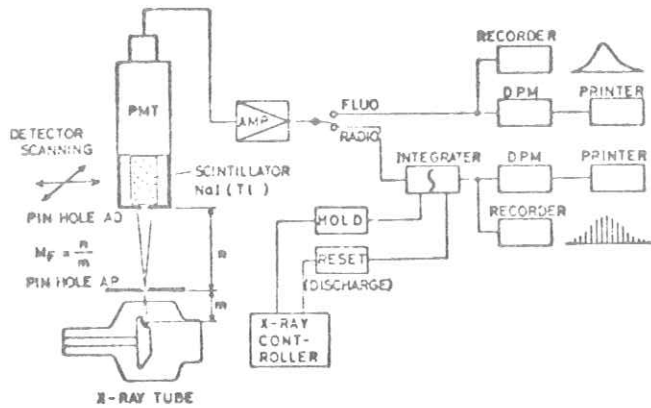
3. MTF測定装置と測定

X線強度の検出にはシンチレータ(NaI(Tl))と光電子増倍管を組合わせた。これはX線強度検出における線型性を保証するものである。この装置の概略はFig1に示す。Fig1における結像用ピンホールAP、検出器直前ピンホールADの大きさは焦点の拡大率MFと焦点の種類に

応じて測定に誤差が出ないように適宜に選択しなければならない。測定は幅方向Bと長さ方向Lの両方を焦点の中心部について行った。

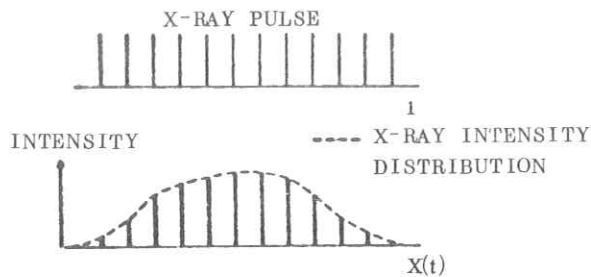
3-1 透視条件下におけるMTF測定

透視条件下においてはKVpとmA値を一定にして連続的にX線を出しX線強度検出器をSCANNINGしてX線強度分布を検出する。X線強度分布は記録計あるいはプリンタに記録され、これをフーリエ変換することによって焦点のMTFが得られる。このとき二つのピンホールAPとADによる補正(1次BESSEL関数による)を行なう(附録)。



MEASURING SYSTEM OF X-RAY INTENSITY DISTRIBUTION

Fig 1.



X-RAY INTENSITY DETECTION WITH DETECTOR SCANNING

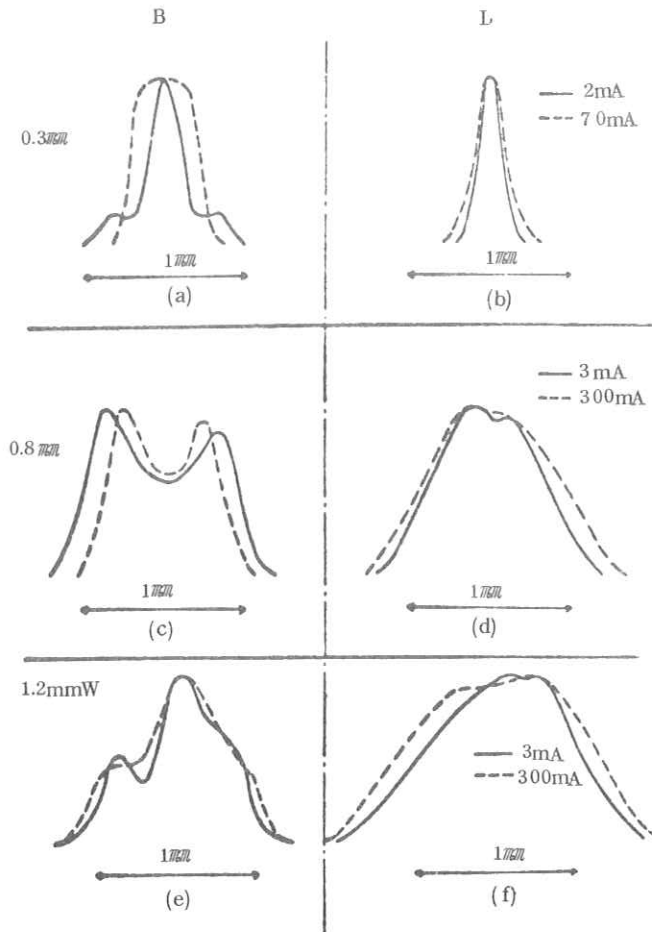
Fig 2.

3-2 撮影条件下におけるMTF測定

焦点の拡大率MF, 二つのピンホールAPとADは透視の時と同じでよい。X線間欠パルス(0.1秒とした)はできる限り一定になるようにするのが望まれる。我々の測定では誤差は±4%以下であった。透視の場合と異なり連続的に強度分布を記録することは不可能ではないが困難である。測定方法はいろいろと考えられるが、今回我々は積分方式を採用した。すなわち間欠パルスの1パルス当りの積分線量に比例した値を求め、それを保持、記録し、リセット(DISCHARGE)さ

せる。この動作をX線制御器からの間欠パルスと同期させて行なった。このときX線強度検出器はX線強度分布上をSCANNINGしているのです、Fig2に示すような結果が得られる。

このX線強度検出器のSCANNING SPEEDを適当に遅くしておけば連続曲線を十分近似できる結果が求められる。これを3-1の場合と同様にフーリエ変換し補正すれば焦点のMTFが求められる。



X-RAY INTENSITY DETECTION (ON FOCAL PLANE)

Fig 3

4. 測定結果と考察

焦点のMTFは0.3と0.8mmを内蔵したものと、1.2mm(2重)の焦点を有するものの2種類のX線管について幅方向(B)と長さの方向(L)についてmAを変えて測定した。その結果MTFとmA値との関係は相当変化し本質的であった。MTFに直す前のX線強度分布曲線の概略を透視と撮影条件についてFig. 3に示しておく。以下に各焦点のMTFについて記述しておく。(Fig. 4~9)

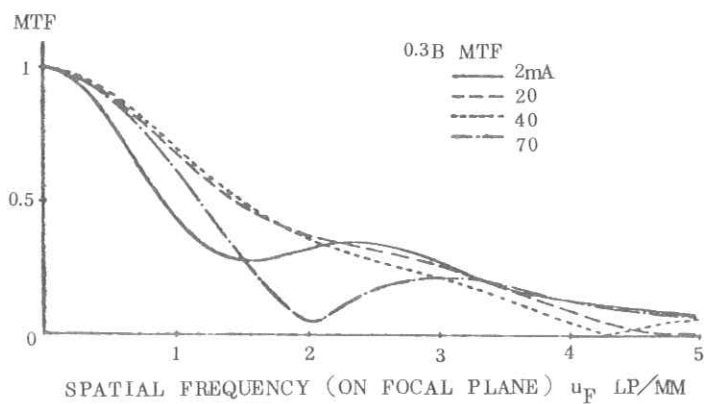


Fig. 4

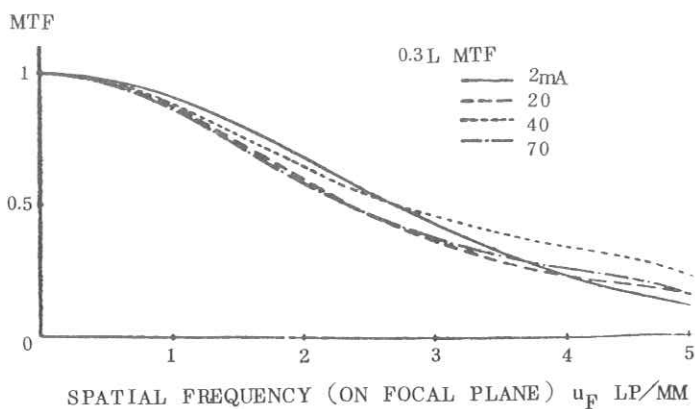


Fig. 5

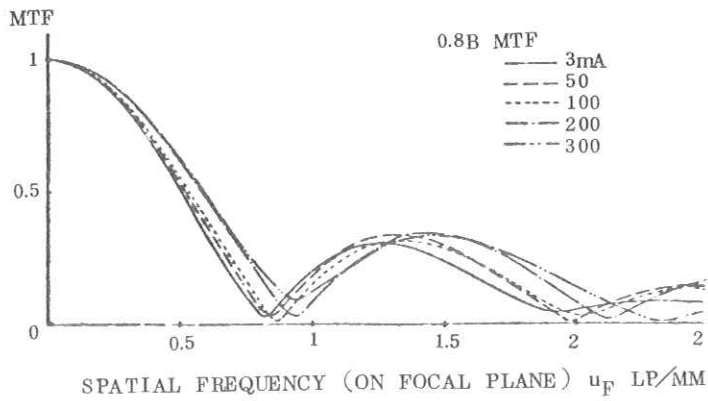


Fig. 6

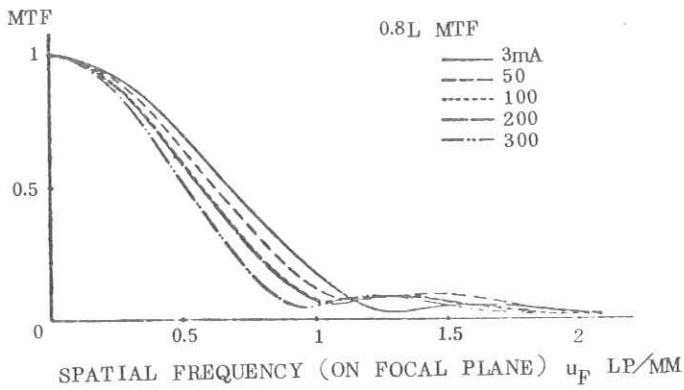


Fig. 7

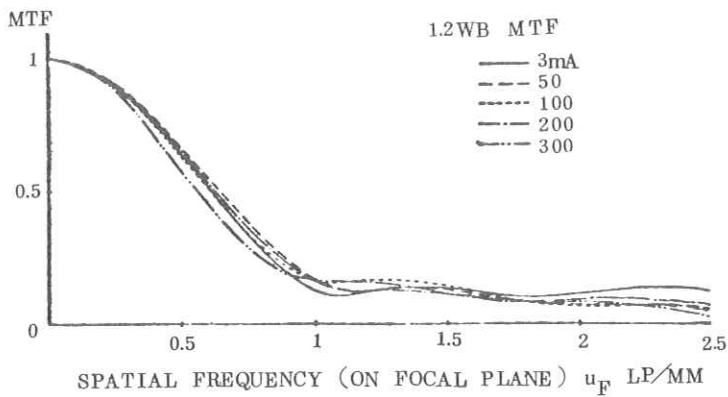


Fig. 8

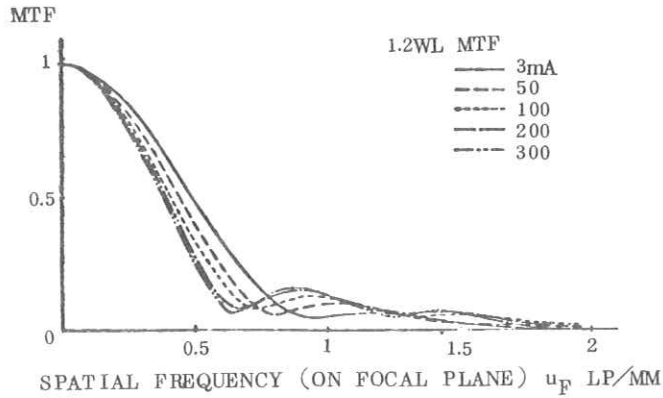


Fig. 9

4-1 0.3 mm 焦点の MTF (2, 20, 40, 70 mA)

透視条件での幅方向 MTF が低周波領域であるが、これは Fig. 3 (a) に示したごとく副焦点が出現しているからである。そして mA 値が大きくなれば副焦点は消える。よって 0.3 mm の焦点では透視の場合、限界解像力的にすぐれているが、低周波におけるコントラストの低下が著しく、写真の「見え」が悪い。長さ方向では大略 mA 値を増せば MTF は少しずつ劣化するが幅方向の変化はない。総合的には 40 mA 近辺で最良である。以上より透視と撮影では著しく画質が異なることがわかる。

4-2 0.8 mm 焦点の MTF (3, 50, 100, 200, 300 mA)

幅方向は mA 値を大きくすると単調に MTF は良くなり、長さ方向は単調に劣化していく。幅方向のこの現象は双峰の間の谷が埋っていくことと全体の幅が狭くなっていくことに起因する (Fig. 3 (c))。100 mA のときの MTF が総合的には最も良く、また幅方向と長さ方向の MTF 曲線は大体同じ程度である (実用範囲周波数領域)。この焦点は双峰のため「長さ」を「幅」の 1.4 倍して MTF のバランスをとってあるが、この 1.4 倍の妥当性をうかがわせる。

4-3 1.2 mm W 焦点の MTF (3, 50, 100, 200, 300 mA)

1.2 mm W は 1.2 mm の焦点を幅方向について少しずらして重ねたことを意味している。

幅方向については 300 mA の MTF を除けば、他はほとんど mA 値による MTF の変化はない。そして 0.8 mm の幅方向の MTF よりもやゝすぐれている。これは二つの焦点を幅方向について重ね合わせた効果である。X線負荷と MTF の問題を同時に改善しているという点で注

目すべきである。

長さ方向は 0.8 mm の MTF と同様 mA を増していくと単調に MTF がわるくなっている。

以上 4-1, 4-2, 4-3 で各焦点の mA 値に対する挙動を見てきたが mA 値を増して良くなるのが幅方向、悪くなるのが長さ方向と大体言うことができる。本報告によって MTF vs mA 値の関係が代表的な X線管について定量されたが、これらの情報が拡大撮影に対して果す役割は大きいものとする。また像のコントラストに影響を与える焦点外 X線総量については、我々の測定によれば 80 kVp 、透視条件 mA 値で標準照射野のとき、焦点 X線総量の 20% 程度であった。したがって極低周波において MTF は 0.8 近辺から始まるが、今回はこのことを考慮してはいない。

おわりに

X線管焦点の MTF と管電流 mA 値の関係を求め、各焦点について考察を加えた。さし当りは拡大撮影の条件を求めるのに価値ある情報となると考えている。2 と 4-3 でも少しふれたが今後負荷の問題にとり組む上での第 1 段階であると思っている。本報告の実験遂行では電子管工場技術課の南英司氏に大変お世話になった。ここに感謝の意を表したい。

附 録

強度分布 $f(x, y)$ を $y = 0$ に沿って半径 a のピンホールで検出した結果を $g(x, 0)$ とする。このとき $f(x, 0)$ ($y = 0$ での断面) のフーリエ変換を $F(u)$, $g(x, 0)$ のフーリエ変換を $G(u)$ と書けて

$$F(u) = G(u) \frac{J_1(2\pi ua)}{\pi ua} \quad (J_1 \text{ は第 1 次ベッセル関数})$$

であることを証明する。

[証 明]

$S(x, 0)$ を点 $(x, 0)$ における半径 a のピンホール領域とすると

$$g(x, 0) = \iint_{S(x, 0)} f(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad \dots\dots\dots (1)$$

が半径 a のピンホールで検出された結果である。ここで

$$\alpha = x - \xi, \quad \eta' = -\eta$$

と変数変換し, $g(x, 0) = \iint_{S(0, 0)} f(x - \alpha, -\eta') d\alpha d\eta'$ から更に

$$(\alpha, \eta') \rightarrow (r, \theta)$$

と極座標に変換すれば

$$g(x, 0) = \int_0^{2\pi} \int_0^a f(x - r \cos \theta, -r \sin \theta) r dr d\theta \quad \dots\dots\dots (2)$$

一方

$$\varphi(x, y) = \begin{cases} 1 : S(x, 0) \text{ の内側} \\ 0 : S(x, 0) \text{ の外側} \end{cases}$$

なる関数と $f(x, y)$ とのたたみ込み $f \circledast \varphi$ は次の如くなる。

$$\begin{aligned} f \circledast \varphi &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x - \xi, y - \eta) \varphi(\xi, \eta) d\xi d\eta \\ &= \int_0^{2\pi} \int_0^a f(x - r \cos \theta, -r \sin \theta) r dr d\theta \quad \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

$(\xi, \eta) \rightarrow (r, \theta)$ とし $y = 0$ とおく。

したがって(2)と(3)から

$$f \otimes \varphi = g(x, 0)$$

ところで $f(x, 0)$ のフーリエ変換 $F(u, v)$ は次のように書ける。

$$\begin{aligned} F(u, v) &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, 0) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \\ &= F(u) \cdot \delta(v) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (5)$$

同様に $g(x, 0)$ のフーリエ変換 $G(u, v)$ は

$$G(u, v) = G(u) \delta(v) \quad \dots\dots\dots (6)$$

である。(4)式の空間周波数空間上の表現は

$$F(u, v) \cdot \pi a^2 \frac{J_1(2\pi\rho a)}{\pi\rho a} = G(u, v) \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$\text{ここで } \rho = \sqrt{u^2 + v^2}$$

であるが、(5)、(6)を用いると

$$F(u) \cdot \delta(v) \cdot \pi a^2 \frac{J_1(2\pi\rho a)}{\pi\rho a} = G(u) \cdot \delta(v) \quad \dots\dots\dots (8)$$

(8)式は $v \rightarrow 0$ でしか意味がないから、 $\rho = u$ となり

$$F(u) = G(u) \left\{ \frac{J_1(2\pi ua)}{\pi ua} \cdot \pi a^2 \right\} \quad \dots\dots\dots (9)$$

である。

証明終り

以上によって半径 a のピンホールでの検出によるボケの補正は強度分布検出方向の空間周波数を u とするとき $\frac{J_1(2\pi ua)}{\pi ua}$ で割ってやればよいことが保証された。

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

放医研臨床 遠藤真広・飯沼 武

1. はじめに

コンピュータ断層撮影(Computed Tomography, CTと略)は,最近,臨床医学の広汎な分野で多大の関心呼び,爆発的に普及しつつある。それにつれて,この撮像法の原理をなす投影による2次元像の復元のアルゴリズムもさかんに研究されるようになった。しかし,非常に急速に発展した分野であるので,統一した見通しのもとに進められた研究は意外に少なく,多くの混乱が見られる。

一方,この2次元像復元のアルゴリズム,及びそれによって再構成された画像の性質を研究する際に,シミュレーションが大変に有効な方法として利用されている。シミュレーションとは,この場合,計算機により投影を作り出し,それを再構成し,復元像を得ることを意味する。そこで,できるだけ統一した展望のもとに,像復元アルゴリズムのうち,最も有効な方法である重畳積分法のいくつかの性質をシミュレーションにより調べた。

2. 原理及び方法

CTスキャナーにおいて直接測定されるデータは,各方向からのX線強度分布である。これを入力側X線強度で割るとX線の透過度が得られる。その逆数の対数 $p(s, \theta)$ は,X線の経路 $L_{s, \theta}$ に沿った吸収係数の積分値となる。ここで, s, θ は図1に示すパラメータである。

$f(x, y)$ を横断面の吸収係数分布とすれば,

$$p(s, \theta) = \int_{L_{s, \theta}} f(x, y) dl \quad \dots\dots\dots (1)$$

(1)式を用いて,投影 $p(s, \theta)$ から,原分布 $f(x, y)$ を求めるのがCTスキャナーの画像再構成の問題である。それには数多くの方法があるが,重畳積分法では, $f(x, y)$ を次のようにして求める。

n を投影方向(view)の数, m を一つの方向での標本点数, a を $p(s, \theta)$ の標本間隔とす

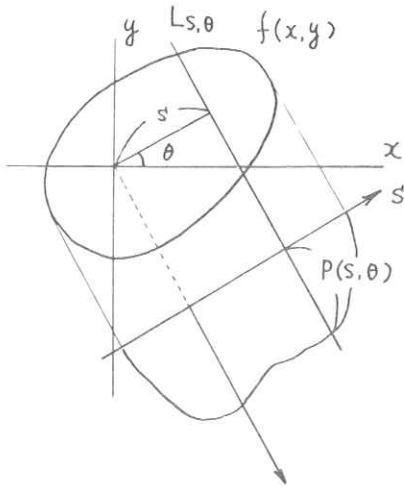


図 1. 横断面と投影

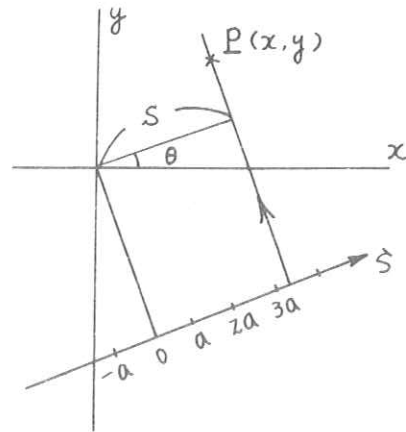


図 2. 逆投影

ると,

$$f(x, y) = \sum_{j=1}^n p_1(s, \theta) \frac{\pi}{n} \dots\dots\dots (2)$$

但し,

$$p_1(s, \theta) = \begin{cases} p_1(ka, \theta) & (s=ka, k=0, \pm 1, \dots) \\ S \cong ka \text{ のときは線型補間} \end{cases} \dots\dots\dots (3)$$

$$p_1(ka, \theta) = \sum_{k'=-m/2}^{m/2} p(k'a, \theta) g((k-k')a) \cdot a \dots\dots\dots (4)$$

(2)式のSは図2に示すように点(x, y)を通る投影から決めることができる。g(ka)は補正関数であって、後に詳述する。この方法では、まずサンプルされた投影p(ka, \theta)に補正関数を重畳積分し、それを(2)式に従いがい加え合せることによりf(x, y)を求める。その際、必要なp_1(s, \theta)をp_1(ka, \theta)の線型補間により求めている。

補正関数としては、連続的な投影に対して正確な結果を与えるRamachandranの関数¹⁾、周波

数空間で高周波をはまらせることに対応する Shepp²⁾の関数, Chesler³⁾の関数等がある。これらは次で与えられる。

(Ramachandran)

$$g_R(ka) = \begin{cases} \frac{1}{4a^2} & (k=0) \\ -(1/\pi ka)^2 & (k = \text{奇数}) \\ 0 & (k = \text{偶数}, k \neq 0) \end{cases} \dots\dots\dots (5)$$

(Shepp)

$$g_S(ka) = \frac{2}{\pi^2 a^2 (1 - 4k^2)} \dots\dots\dots (6)$$

(Chesler)

$$g_C(ka) = \frac{1}{4} g_R((k-1)a) + \frac{1}{2} g_R(ka) + \frac{1}{4} g_R((k+1)a) \dots\dots\dots (7)$$

以下に示すことの一つの目的はこの3つの関数の優劣を比較することである。いくつかの投影データ(円, δ 関数, 雑音等)を計算機により作り出し, この節で示したアルゴリズムを用いその再構成を行なった。結果は次の節に示す。

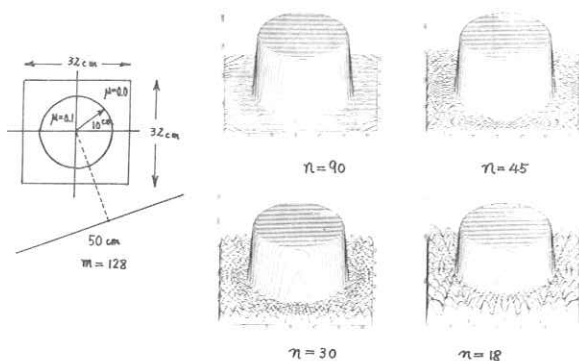


図 3. 円形分布の再構成
n を変化させた場合の画質の変化

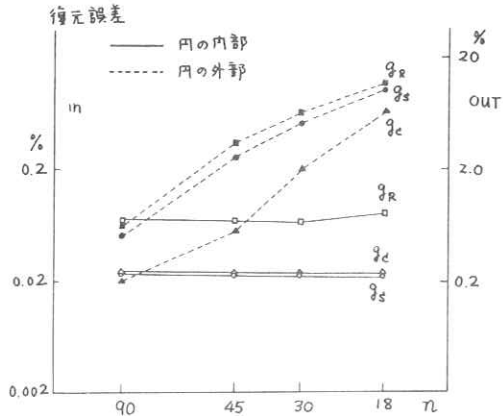


図 4. 射影方向数と復元誤差
 実線は円の内側（左側の目盛），破線は円の外側（右側の目盛）
 の復元誤差。 g_R, g_S, g_C は本文の式(5)～(7)。

3. 結 果

3-1 投影方向数 (n) の画質におよぼす影響

第一に、 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10cmの一樣な円形分布に対し、一つの投影方向での標本点数(m)を128と固定し、 $n=90, 45, 30, 18$ の投影データを計算機で作成し、それを再構成した。ここでサンプル間隔は $a=50/128$ cmとした。式(6)の補正関数を用いた結果を図3に示す。図に見るように、円の内側は n を小さくしても一樣な値をとるが、円の外側は n を小さくすると、急激に復元誤差が大きくなる。式(5)及び(7)の補正関数を用いた結果もほぼ同様である。これをもう少し見やすくしたものが図4である。縦軸は復元誤差の root mean square (RMS) であって、円の内側の値に対する%で示してある。横軸は投影方向の数(n)である。円の内側と外側に対して、それぞれプロットしてあり、内部では m が小さくなくても誤差に変化はないが、外部では急激に誤差が大きくなっていく様子が良くわかる。また3つの補正関数の性格もこの図に示されている。

すなわち式(5)の関数が内部でも外部でも復元誤差が最大であり，内部では式(6)の関数が，外部では式(7)の関数が最小であることがいえる。

3-2 分解能と雑音の関係

<分解能>再構成処理をした画像の分解能を知るためには，原画像として δ 関数を考え，それらの投影を再構成すればよい。このようにして得られた復元像は，ちょうど再構成処理に対する点拡がり関数(PSF)となる。2節で示した方法により，原点での δ 関数を再構成したものを図5に示す。この場合， $n=90$ としている。PSFは円対称であるから，その2次元的な形は一つの方向の切り口を見れば十分であり，図5はそれを示している。特徴的なことは中心で鋭角な形をすることであって，これは2節で述べた線型補間処理に対応している。もし補間が多項式補間となればそれに対応した形となってくる。もう一つ注意することは，横軸の単位が a となっていることであって， m を小さくすれば， a が大きくなり分解能が悪くなることを意味する。

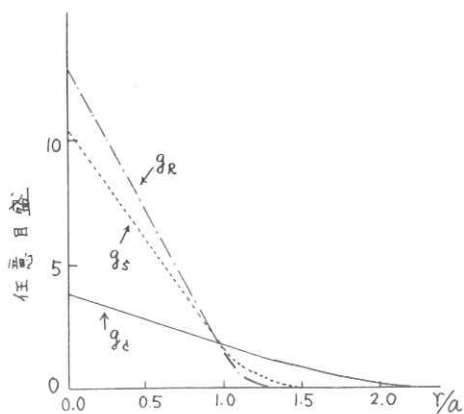


図5. δ 関数の再構成

この図は再構成の点拡がり関数を表わす。

<雑音>投影データに含まれる雑音が，再構成処理の結果，復元像にどのような影響を与えるかを考える。実際のデータに含まれる雑音の性質は不明であるので，ここでは分散 σ^2 の

Gauss 雑音と仮定する。2 節で述べた再構成処理によると、 $f(x, y)$ の値は各投影の線型結合となる。正規分布の再生性より、 $f(x, y)$ のそれぞれの値も正規分布に従い、分布の分散 σ_N^2 は投影の分散 σ^2 に比例する。

したがって

$$\sigma_N = \text{NAF} \cdot \frac{\sigma}{a\sqrt{n}} \dots\dots\dots (8)$$

ここで NAF は Noise Amplification Factor (雑音増幅因子) の略であって、補正関数の形によって異なる無次元の比例定数である。例えば、2 節の式(5), (6), (7)の補正関数に対応する NAF の値はそれぞれ、0.618, 0.500, 0.233 である。

NAF は補正関数から代数的に計算することができる。もっと一般的には、分散 1、平均値 0 の Gauss 雑音を計算機により発生させ、それを投影データとして再構成し、その分散の値 σ_N^2 から、(8)式を用いて求めることもできる。

<分解能と雑音の関係> 雑音を少なくするためには、補正関数として高周波を cut する形のものを用いる必要がある。そのようにすると、今度は分解能が悪くなる。分解能 W を線拡がり関数 (LSF) の RMS 巾で定義する。

$p(r)$ を PSF として、

$$q(x) = \int_{-\infty}^{\infty} p(\sqrt{x^2 + y^2}) dy \dots\dots\dots (9)$$

$$W^2 = \int_{-\infty}^{\infty} x^2 q^2(x) dx / \int_{-\infty}^{\infty} q^2(x) dx$$

実際には、PSF は δ 関数の再構成により求める。

このようにして求めた W と NAF を一つのグラフにプロットすると、雑音と分解能との関係を一目で見ることができる。図 6 は、種々の補正関数に対する W と NAF との関係を示している。

補正関数としては、式(5)~(7)以外に、Shepp²⁾ がしたように補正関数の相続く 3 項の線型結合により定義される新しい補正関数 (NAF が最小となるように係数を決める。) 及び式(5), (6) の関数に次のようにして Gauss 関数を重畳した関数を用いた。

$$\bar{g}(h) = C \sum_{h'=-\infty}^{\infty} g(h-h') \exp\left(-\frac{h'^2}{D^2}\right) \dots\dots\dots (10)$$

ここで、 C は正規化のためであり、 D は Gauss 関数の拡がりを表わす。

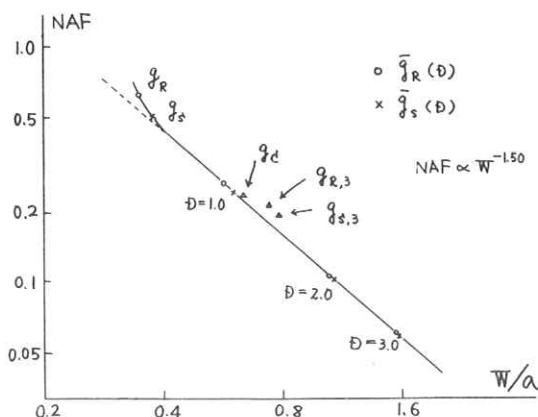


図6 NAFとWとの関係

$\bar{g}_R(D), \bar{g}_S(D)$ は本文式(10)参照

その点が右上に近い程、性能が悪く、左下に近い程、高性能であるという評価ができる。図の実線とは同じ性能を持ち、どこを動作点にするかは対象によって決めれば良い。その観点からすると、Cheslerの補正関数とSheppの補正関数はほぼ同性能であるが、Sheppのnoise filteringを行なった補正関数(図6の $\bar{g}_{S,3}$)は性能が落ちる。

\bar{g} として \bar{g}_R 、及び \bar{g}_S を用いて求めた \bar{g} である。Dは式(10)のDと同じ。 $\bar{g}_{S,3}$ 及び $\bar{g}_{R,3}$ は本文中で述べたSheppの雑音平滑化法を \bar{g}_S 及び \bar{g}_R に適用したものである。

この他、多色X線の際あらわれるartifactもシミュレーションにより示すことができるが紙数の関係で省略する。

4. 結 論

重畳積分法による2次元像復元の問題を計算機シミュレーションにより検討し、次の結果を得た。

- 1) 円形な一様分布の復元誤差は、射影方向数を減じた場合、内部では不変であるが、外部では急激に大きくなる。
- 2) 雑音と分解能との観点から種々の復元法を評価する方法を提案し、その提案に沿って重畳積分法のいくつかの補正関数を評価した。

補正関数に施した後の二つの処理は、NAFを少なくするための平滑化処理である。図6から、Gauss関数を重畳した \bar{g}_R, \bar{g}_S はほぼ $NAF \propto D^{-1.50}$ となることがわかる。このことは田中等⁴⁾が連続関数に対して示した結果と一致している。

また図6を用いて雑音と分解能との観点から、種々の復元法を評価することができる。

すなわち、 δ 関数の再構成によりWを求め、雑音の再構成によりNAFを求めて、図6にプロットする。

参 考 文 献

- 1) G.N.Ramachandran & A.V.Lakshiminarayan : Proc.Nat.Acad.Sci.,68,
2236 - 2240 (1971)
- 2) L.A.Shepp & B.F.Logan : IEEE Trans.Nucl.Sci., NS - 21, 21-43
(1974)
- 3) D.A.Chesler & S.J.Riederer : Phys.Med.Biol.,20,632 - 636(1975)
- 4) E.Tanaka & T.A.Iinuma : Phys Med Biol., 20, 789 - 798 (1975)

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

今回は特別講演として今日の画像処理の先端の話題を選び、日立中研・山本真司氏のコンピュータ・トモグラフィの像再生手法の比較、東大生産研・尾上教授の顕微鏡画像処理のお話をお伺いしさらに尾上教授の研究室を見学させて頂きました。質問も活発で好評の一日でした。両演者及び尾上研で実験の紹介を頂いた方々に御礼申し上げます。また休日をつぶして会場借用、運営などに御尽力頂いた榎ナックの方々にも感謝申し上げます。

医用画像処理は工学全体のうちでもかなり大きな比重を持ち、今秋の電気系連合大会では「医学における無侵襲計測」がシンポジウムとしてとりあげられています。また放射線技術学会に画像部会が新設されるとの話題もあり、この分野がますます光を浴びることになると思われれます。RIIの運営をあげる者として時宜に適した話題で講演、見学を企画するよう努力しておりますが、会員の皆様からの御希望をお伺い致したく存じます。御意見をお寄せ下さい。(S.H.)

| | | | | | | | |
|--|--|---------|-----------|--|-------|----------|--------|
| 印刷所 | 〒 113 | 発行者 | 発行所 | 〒 182 | 編 者 集 | 発行日 | 放射線像研究 |
| 東京都文京区湯島二一〇七 株式会社 コスモス 電話 ○三二八三一〇九五五 | 東京大学医学部放射線 医学教室内 電話 ○三一八一五一五四一一 内線 八六七六 | 竹 中 栄 一 | R I I 研究会 | 調布市調布ヶ丘一〇一五一一 電気通使大学電子工学科内 電話 ○四二四一八三一二一六一 内線 四二〇 | 長谷川 伸 | 昭和五十一年六月 | |