

放射線像研究

VOL 9 . No. 4 . (通巻 61 号) 1979 年 12 月

* 目 次 *

研究会記事・会告	138 頁
パネル討論講演資料	
2. CT装置における視野外の被検査体の取扱いについて	142 頁
日立中研 河野秀樹, 塩野英己, 山本真司	
日立メディコ 堀場勇夫, 矢仲重信	
3. 不完全データからのCT画像再構成アルゴリズム	148 頁
線型演算子による試み	
帝京大医学部 早川吉則, 柄川 順	
放医研臨床 遠藤真広, 飯沼 武	
東大医学部 竹中栄一	
5. IMAGE RECONSTRUCTION WITH LIMITED ANGLE PROJECTION DATA	154 頁
東芝総研 井上多聞	
討論まとめ	158 頁
論文	
62-2 非定常ポアソン過程を用いた医療用X線像の解析	161 頁
岐阜大工学部 田中嘉津夫, 内田 勝	
国際医学総合技術学院 山田 功	
62-3 水ファントムでの散乱線スペクトル分布とMTF	168 頁
京都工繊大 中森伸行, 金森仁志	
62-5 光学的フーリエ変換によるX線フィルムの画像解析	175 頁
城西歯科大 山田英彦, 丹羽克味, 金井良雄	
62-6 二重造影像からの輪郭抽出	183 頁
東大工学部 羽鳥光俊, 佐野幸男	
62-7 オートアカウンタシステムのペーパーノイズ対策	191 頁
三井記念病院 山本英明, 田口逸夫, 薄 英子	
仙貫忠夫, 木下幸次郎	
62-8 吸収係数値への散乱線の影響	199 頁
単色X線でのモンテカルロ法によるシミュレーション	
名大医学部 小原 健, 佐々木常雄	
62-10 多層増感紙のエネルギー依存性について	205 頁
東北歯科大 大坊元二, 星 考葦, 鈴木陽典	

第 6 2 回 研 究 会 記 事

第 6 2 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 4 年 1 2 月 1 日 (土) 1 0 : 3 0 ~

場 所 東京大学附属病院好仁会会議室

出席者

プログラム (*印のものは本誌に論文が掲載されています。)

パネル討論 「不完全データのある場合の CT の画質とその処理」

講 演 1) 異常画像の紹介

島津製作所 伊藤 忠

* 2) CT 装置における視野外の被検査体の取扱いについて

日立中研 河野秀樹, 塩野英己, 山本真司

日立メディコ 堀場勇夫, 矢仲重信

* 3) 不完全データからの 2 次元画像再構成アルゴリズム

— 線型演算子による試み —

帝京大放射線 早川吉則, 柄川 順

放医研臨床 遠藤真広, 飯沼 武

東大医放射線 竹中栄一

4) CT における不完全データ

放医研臨床 遠藤真広

* 5) 画像再構成のためのデータ必要条件

東芝総研 井上多聞

討 論 司 会 東大医放射線 竹中栄一

研究発表 1) ウィナースペクトルの数値計算法の信頼性

岐阜大工学部 阿部 宏, 内田 勝

清恵会第二医専 蔡 篤儀

* 2) 非定常 Poisson 過程を用いた医療用 X 線像の解析

岐阜大工学部 田中嘉津夫, 内田 勝

国際医学総合技術学院 山田 功

- * 3) 水ファントームでの散乱線スペクトル分布とMTF
京工繊大電気 中森伸行
- 4) ネガおよび反転フィルムにおけるX線写真モトルの比較
岐阜大工学部 森 秀夫, 内田 勝
岐阜工専 藤田広志
西濃運輸健康管理センター 横山三吉
- * 5) 光学フーリエ変換によるX線画像の骨梁解析
城西歯科大放 丹羽克味, 山田英彦
- * 6) 二重造影像からの輪郭抽出
東大工学部 羽鳥光俊, 佐野幸男
- * 7) オート γ -カウンターシステムのペーパーノイズ対策
三井記念病院 山本英明, 田口逸夫, 薄 英子
仙貫忠夫, 木下幸次郎
- * 8) CT値への散乱線の影響のシミュレーションについて
名大医学部放 小原 健, 佐々木常雄
- 9) COMPUTED RADIOGRAPHYの画質
日立メディコ 堀場勇夫, 矢仲重信
日立中研 関原謙介
名古屋保健衛生大学 古賀佑彦, 沢田武司
- * 10) 希土類増感紙のエネルギー依存性と画質について
東北歯科大歯放 大坊元二, 星 考葦, 鈴木陽典

会 告

—— 第 6 3 回研究会について ——

第 6 3 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 5 年 2 月 1 6 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
羽 田 教 雄	5 7 0	関西医科大学医学部附属病院放射線科 大阪府守口市文園町 1	06-992-1001
山 田 英 彦	3 5 0 - 0 2	城西歯科大学歯科放射線学教室 埼玉県坂戸市けやき台 1 - 1	0492-85-5511
青 木 雄 二	2 5 0	化成オプトニクス小田原工場技術課 小田原市成田 1060	0465-36-1111

—— 賛 助 会 員 社 名 変 更 ——

本会賛助会員の日本シーメンス株式会社は社名を次のように変更されました。

シーメンス・メディカル・システムズ株式会社

(〒 1 4 1) 東京都品川区西五反田 2 - 1 1 - 2 0 五反田藤倉ビル

Tel 03-490-2181

—— 住 所 変 更 ——

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
岩 崎 賢 二	3 2 9 - 2 6	東芝医用機器事業部医用機器研究開発部 栃木県大田原市下石上 1385-1	02872-9-6267
木 村 俊 夫	2 7 7	㈱日立メディコ柏工場 柏市新十余=2-1	0471-31-4151
福 井 達 雄	1 4 1	シーメンスメディカルシステム ㈱営業本部営業技術部 東京都品川区西五反田 2-11-20 五反田藤倉ビル	03-490-2181



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

情報化時代をになう感材製品



小西六写真工業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電(270)5311 大代表
〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731
札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

医療用機器

シーメンスメディカルシステムズ株式会社

本社 東京都品川区西五反田2-11-20(五反田藤倉ビル)
〒141 電話(03)490-2181(大代表)

C T装置における視野外の被検査体の取扱いについて

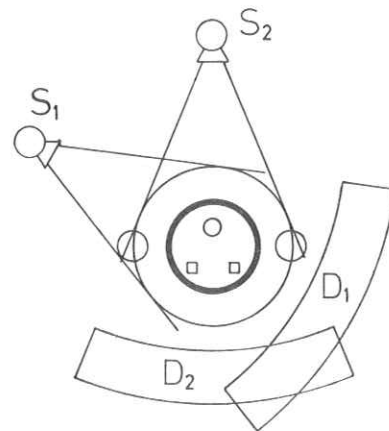
日 立 中 研 河野秀樹, 塩野英己, 山本真司
日立メディコ 堀場勇夫, 矢仲重信

1. 緒 言

C T装置において不完全データが発生する場合には, a)いくつかの方向の射影が全く存在しない, b)いくつかの方向の射影,あるいはすべての方向の射影内において射影を構成するデータの1部が不完全である,の2種類がある。前者は心電同期で心臓のC T像を得ようとするときに解決しなければならない問題である¹⁾また後者は視野外に被検査体の一部が存在するとき,あるいは関心領域の走査のみで目的とする領域のC T像を再生する場合に起る問題である²⁾ここでは視野外に被検査体の一部が存在するとき,すなわち,いくつかの方向から計測された射影のうちの一部が不完全であるとき,それが再生像の画質に及ぼす影響を検討するとともに,データの補正方法,補正実験について述べる。

2. 視野外物体の再生像へ及ぼす影響

視野外に置かれた物体が再生像へ及ぼす影響を調べるために,第1図に示すごとく,視野中心に断層像を得ようとする物体が置かれており,さらに視野の外周上に半径20mmの2本の円柱(骨相当のX線吸収係数を持つ)が存在する状況を仮定した。すなわち第1図において,X線管と検出器がそれぞれ S_1, D_1 の位置にあるとき,断面の情報は全て射影内に含まれる。これに対してX線管と検出器がそれぞれ S_2, D_2 の位置にくると,視野の外周上に置かれた2本の円柱の情報の一部が欠落する。以上述べた条件で計測される射影を計算機により発生し,像再



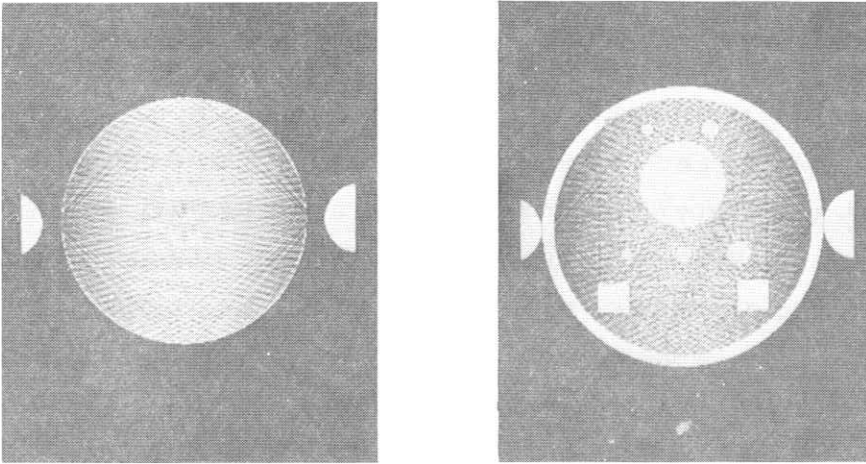
S_1, S_2 : X ray Source
 D_1, D_2 : Detector

第1図 実験モデル

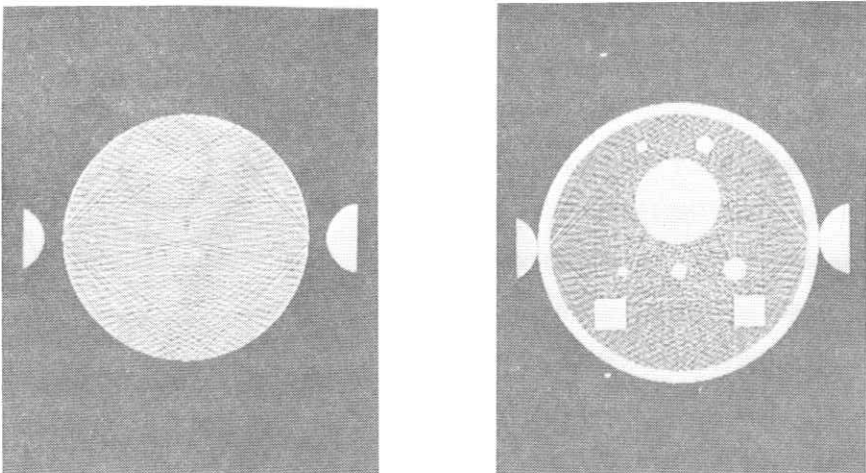
生を試みた。実験条件は

射影の数	360
射影内サンプル数	256
サンプリングピッチ	1mm
再生像マトリクス	256×256

である。また比較のために、射影内サンプル数を増すことにより、実効的に視野を広げ、第1



第2図 視野外物体が再生像に及ぼす影響



第3図 シミュレーション実験に用いたモデル

図と同じ物体の配置で、全ての情報が射影内に含まれる場合についても同様の実験を行なった。

第2図、第3図に実験結果を示す。第2図は視野外に物体が存在する場合の再生像であり、第3図は視野内に全ての物体が存在する場合の再生像である。第2図、第3図より、視野外に存在する物体は再生像に対して、一様なCT値を持つ物体の再生像のCT値が一定にならないという現象（シェーディングと呼ぶ）を引き起こす。また両者とも再生像に放射状雑音が多いが、これは視野の周辺にX線吸収係数の高い物体が存在するためで、射影の数を増すことにより、この雑音を減少させることが可能である。

3. 視野外物体の影響の補正

視野外に物体が存在するとき、その影響は再生像上でシェーディングとなって現われる。ここでは、視野外物体の影響を補正し、視野内の像を完全に再生する方法につき検討する。式を簡略化するために、ここで用いる射影は平行ビームで計測されたものと仮定するが、ファンビームの場合も全く同様である。

いま、 $f(x, y)$ を求めようとする断面のX線吸収係数の分布とし、 $x-y$ 座標系を θ だけ回転させた $v-u$ 座標系への $f(x, y)$ の射影を $P(u, \theta)$ とする。すなわち、

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dv = \int_{-r}^r f(x, y) dv \quad \dots\dots\dots (1)$$

ただし、 r ：視野半径

$$\begin{aligned} u &= x \cos \theta + y \sin \theta \\ v &= -x \sin \theta + y \cos \theta \end{aligned}$$

で与えられる。そこで射影の u に関する積分を S とすると、

$$\begin{aligned} S &= \int_{-r}^r p(u, \theta) du = \int_{-r}^r \int_{-r}^r f(x, y) du dv \\ &= \int_{-r}^r \int_{-r}^r f(x, y) dx dy \quad \dots\dots\dots (2) \end{aligned}$$

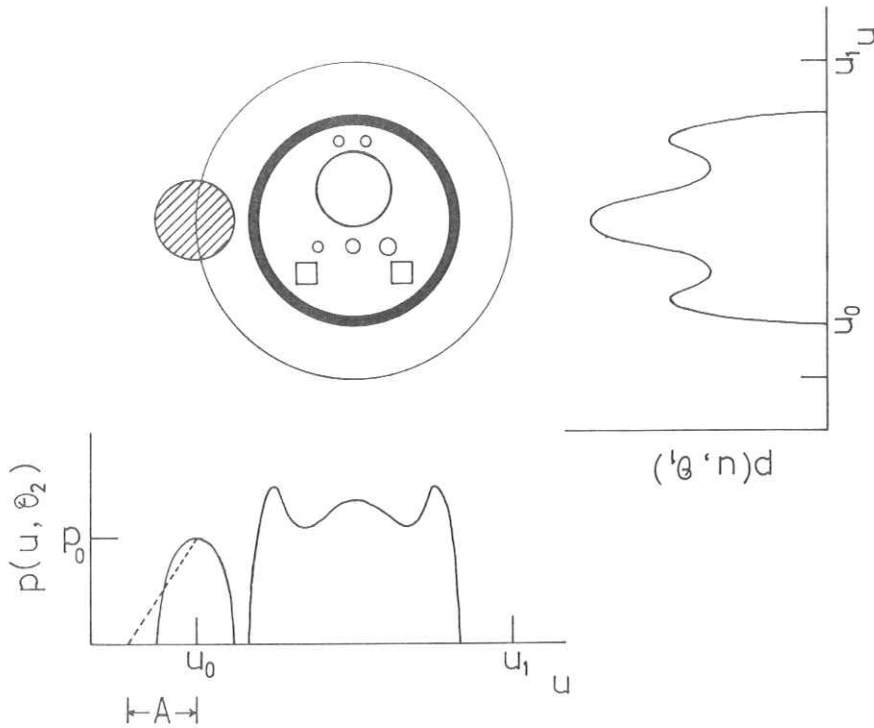
となる。第(2)式は断面の視野内に含まれる領域の体積に相当する量であり、もし $f(x, y)$ が完全に視野内にのみ存在するという条件下では、 S は θ の値によらず一定となる。逆に、射影の u 方向の積分値が一定となるように $p(u, \theta)$ を補正すれば、視野外物体の影響を除去することが可能となる。

第4図は視野外の物体の影響を除去する方法を示す図である。すなわち同図において、視野

を $u_0 \leq u \leq u_1$ の範囲と仮定すると、 θ_1 方向の射影 $p(u, \theta_1)$ は物体の情報を含んでいるが、 θ_2 方向の射影は $u < u_0$ まで広がっており不完全である。いま S_1, S_2 を、

$$S_1 = \int_{u_0}^{u_1} p(u, \theta_1) du$$

$$S_2 = \int_{u_0}^{u_1} p(u, \theta_2) du \quad \dots\dots\dots (3)$$



第4図 視野外物体の影響の補正方法

で与えると、 $S_1 > S_2$ となる。そこで S_2 が S_1 に等しくなるように、 $p(u, \theta_2)$ を $u < u_0$ の領域において直線で外挿することを考える。すなわち $u = u_0$ のとき $p(u, \theta_2)$ の値を p_0 とし、射影の値が0となる点までの距離を A とすると、 A は、

$$\frac{1}{2} A p_0 = S_1 - S_2 \quad \dots\dots\dots (4)$$

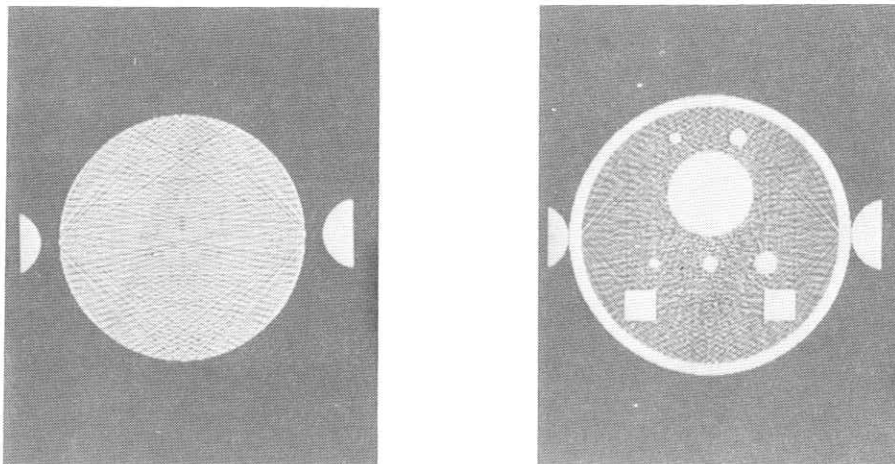
より、

$$A = \frac{2(S_1 - S_2)}{P_0} \dots\dots\dots (5)$$

で与えられる。以上の補正を視野外物体の影響を受ける全ての射影に対して行なえば、射影が持つべき必要条件、すなわち第(2)式の値が θ によらず一定という条件を満足する。

4. 実験結果

以上に述べた視野外物体の影響の補正方法の有効性を確認するために、第2図と同じパターンを用いた実験を行なった。実験結果を第5図に示す。第5図は骨と空気の間を2000段階に分割したCT像をCT値1が1つのグレースケールに対応するように表示してある。本方法は簡単な処理ではあるが、第2図に示したシェーディングがCT値1以下のレベルまで完全に補正でき、有効な方法である。



第5図 視野外物体の影響の補正結果

5. 結 言

CT装置において、視野外に被検査体の1部が存在するとき、再生されたCT像に及ぼす影響を明らかにし、さらにその補正方法、補正結果について述べた。本方法は射影の積分値は、その射影がどの方向から計測されたかによらず一定であるという条件に基づいており、これは必要条件である。また補正関数には直線を用いており、補正方法としては不完全である。補正

関数として高次曲線を用いる方法、あるいは全ての射影を用いて不完全な部分を推定する方法等も考えられるが、ここで述べた方法は実用的なレベルでは充分使用に耐えうる。さらにこの補正方法は視野の境界にまたがって物体が存在する場合についてのみ述べたが、視野の外側にある場合、複数個の物体のある場合、さらに関心領域のみの走査でCT像を得る場合などの問題についても解決していく必要がある。

参 考 文 献

- 1) W.H. Berninger et al : Gated Cardiac Scanning : Canine Studies : Journal of Computer Assisted Tomography, 3, 2, pp 155~163, (1979), April .
- 2) W.Wagner : Reconstructions from Restricted Region Scan Data - New Means to Reduce the Patient Dose : IEEE Transactions on Nuclear Science, NS-26, 2, (1979) April .

不完全データからのCT画像再構成アルゴリズム

— 線型演算子による試み —

帝京大学医学部放射線科 早川吉則, 柄川 順
放射線医学研究所臨床 遠藤真広, 飯沼 武
東京大学医学部放射線科 竹中栄一

従来のCT(コンピュータ断層装置)は体軸横断々層しかできない¹⁾。この理由は被検体の断層面が長くなると、この長さに対するX線の減弱が大きくなりすぎ、この方向のデータが得られず、従って像再構成法として確立されているフィルタードバックプロジェクション法がつかえないためである。しかし180度未満の角度内(例えば100度)でのデータ(以下不完全データと記す)から良質な像を再構成することができれば人体の任意断面を直接描出できるようになる。そのためのX線CT装置の原理図を図1に示す²⁾。

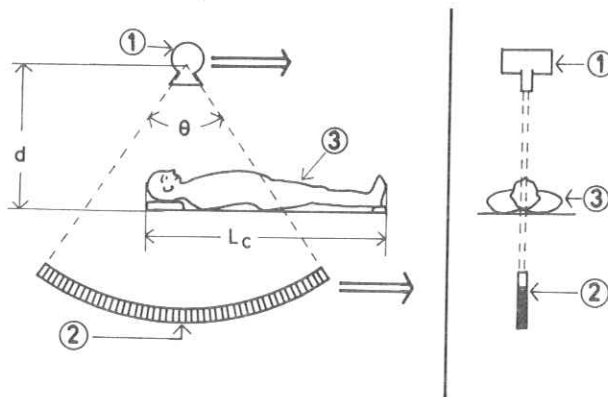


図1. 人体の任意断面を直接描出するためのX線CT装置

①X線管 ②検出器群 ③被検者

図1中①から出るファンビームX線を被検体③を透過させた後、検出器群②で検出し、X線源①と検出器群②を矢印の方向に直線的にスキャンすることにより、ファンビームの角度 θ 内でのX線吸収データが得られる。この原理は全く同じように放射型コンピュータ断層装置にも

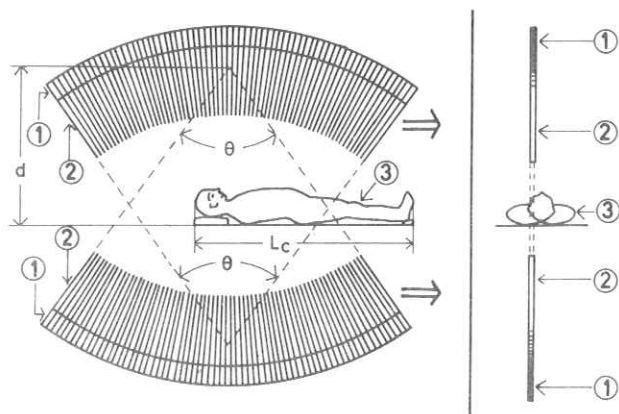


図2. 人体の任意断層を直接描出するための Emission CT装置

①ガンマ線検出器 ②コリメータ ③被検者

適用できる(図2)。粒子線CTでも人体断面の長軸に近い角度のエネルギー損失のデータをとらずにCT像が再構成できれば、入射粒子のエネルギーを大巾にへらす事ができ、加速器を安価にしたり、粒子エネルギー検出器を簡単にすることができる。またNMRによるCTでも同様に不均一磁場をつくる距離を短かくすることができ、装置の簡単化がはかれると思われる。以上効能書きを先に述べたが、問題は以上のような装置で得られた不完全データから良質な像を再構成するアルゴリズムである。不完全データから適度の忠実度で像再構成を行いうことは数学的に証明されている。^{3) 4)}

従来からある不完全データからの像再構成アルゴリズムの代表的な方法としては、データをフーリエ変換してから位相空間で解析接続を行い、完全データを得てこれからフーリエ逆変換ないしフィルタードバックプロジェクション法を用いて像を再構成する方法^{3) 4)}と逐次近似法^{5) 6)}がある。しかし再構成像がきたない、計算時間がかかるなどの短所があり、完全に満足のいく方法とはいえない。そこで我々は重ね合せの原理を用いた、線型演算子による像再構成法を考案してコンピュータシミュレーションによる実験を行っている⁷⁾。いまのところ満足のいく結果が得られているとはいえないが諸賢の助言と御批判をいただきたく、中間報告を行う次第である。報告する方法はデータを角度依存性を持たせて逆投影して得られたスカラー場にラプラス演算子を作用させて局在性を改良し、さらに補正関数と二次元コンボリューションを行なっ

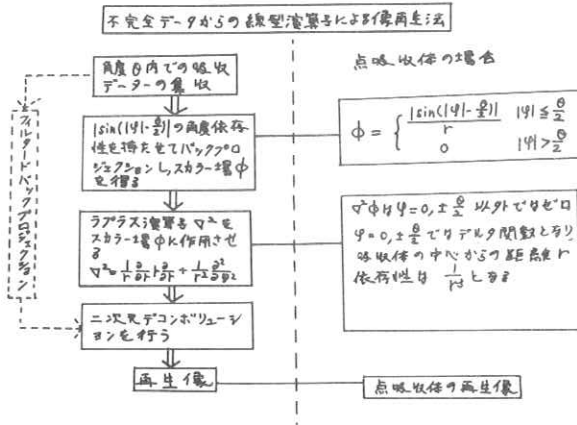


図3. 線型演算子によるCT像再構成アルゴリズムのフローチャート

て像再構成を行うものである。図3に計算のフローチャートを示す。この場合には逆投影の角度依存性として $|\sin(|\varphi| - \frac{\theta}{2})|$ を採用しているが、この角度依存性が最適という根拠があるわけではない。図の左は任意の物体についての像再構成であり、点吸収体の場合はどうなるかを図の右に示した。点吸収体の場合、角度依存性を持って逆投影して得られたスカラー場は点吸収体のある画素の値とそれ以外のところにあるスカラー場（障害陰影）の合計値を比較すると後者の方が無限大に大きい。ここでラプラス演算子（X方向とY方向の2階偏微分係数の適当な一次結合でもよい）を作用させると、点吸収体のある画素のところのスカラー場の値とそれ以外のところのスカラー場の値の合計値は符号が反対で絶対値は等しくなり、障害陰影はずっと小さくなる。あとは適当な大きさのマトリックス数の補正関数と二次元コンボリューションを行って障害陰影を補正関数のマトリックスの大きさのワクの外に追い出せば、このワクの中では忠実な再構成像が得られるというわけである。

コンピュータシミュレーションでは画素数として 64×64 のマトリックスを用い、この中心に直径10画素の円を原像として仮定した（図4）。データは画素寸法の半分の間隔で1度ごとに100度の範囲で収集した。前述の角度依存性で、線型補間を用いて逆投影して得られたスカラー場を図5に示す。以下の図ではいずれもスカラー場の値をその大きさにより8段階に分類してプリントアウトしている。図5のスカラー場に数値微分によるラプラス演算子を使用した結果を図6に示す。図から判るように原像の輪郭が大体において描出されている。こ



図4. 原画像



図5. 図4の原画像から得た不完全データを角度依存性を持って逆投影して得られたスカラー場

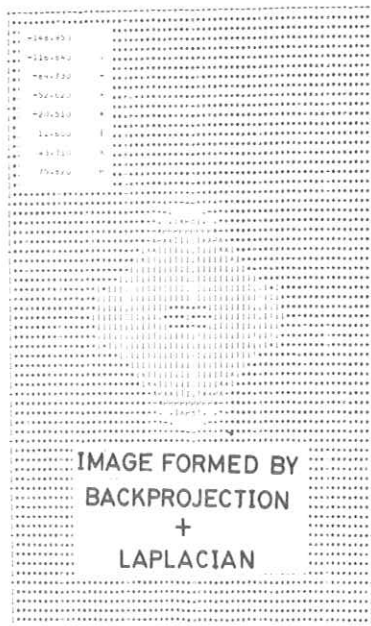


図6. 図5のスカラー場にラプラス演算子を作用させて得たスカラー場



図7. 図6のスカラー場と補正関数のコンボリューションを行って得た再構成像

のスカラ-場と 53×51 の大きさのマトリックスの補正関数とのコンボリューションによって得られた再構成像を図7に示す。もとの原像の形が大体において描出されているが、それ以外のところにも障害陰影があらわれている。これは補正関数のマトリックス数が 53×51 と小さいため、 64×64 のマトリックスのワクの外に障害陰影を追い出し得なかったということも一因であるが、補正関数自体にも問題があることが判った。以下これについて述べる。話のすじ上あらかじめことわらなかったが、補正関数は理論的に求めることができなかったので逐次近似法により数値的に求めている。すなわち、点吸収体について得たスカラ-場とコンボリューションを行った結果が点吸収体として再構成されるように負のフィードバックをかけて逐次近似を行っている。この方法により、逐次近似を41回行って収束することを確認している。ところで点吸収体のスカラ-場は前に述べた通り線型補間を用いた逆投影によって求めているが、この逆投影が不正確であるためにスカラ-場に誤差を生じ、このため正確な補正関数が求まらないことが判った。そこで線型補間によるのではなく、データに対する画素ごとの重みを計算してもっと正確な逆投影を用いたコンピュータシミュレーションを目下進めている。

文 献

- (1) Computed Transverse Axial Scanning (Tomography) Part I. Description of System, G.N. Hounsfield, Brit. J. Radiol. 46 (1973) 1016~1022
- (2) A Proposal of a New Computed Tomograph for Direct Reconstruction of Arbitrary Cross-Section of the Body, Y. Hayakawa, J. Egawa, and T. A. Iinuma, Nippon Acta Radiologica (日本医学放射線学会雑誌) 38 №.5 (1978) 403-407 (in English)
- (3) Image Reconstruction with Limited Angle Projection Data, T. Inoue, IEEE Trans, Nucl. Sci, NS-26 №.2 (1979) 2666-2669
- (4) Reconstruction of Three-Dimensional Refractive Index Fields from Multidirectional Interferometric Data, D.W. Sweeney and C.M. Vest. Appl. Opt. 12 (1973) 2649-2664
- (5) Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for Three-dimensional Electron Microscopy and X-ray Photography, R. Gordon, R. Bender, and G.T. Herman J. Theor. Biol. 29 (1970) 471-481

- (6) Iterative Reconstruction Algorithms, G. T. Herman and A. Lent, Comput. Biol. Med. 6 (1976) 273-294
- (7) Image Reconstruction from Incomplete Data for Obtaining Arbitrary Cross-Section of the Body (A Method Using Linear Operators)
Y. Hayakawa, M. Endo, J. Egawa, E. Takenaka and T. A. Inuma, Symposium on Physical and Technical Aspects of Transmission and Emission Computed Tomography - Abstracts (第2回シンポジウム CTの物理技術的諸問題 報文集)
B-20~B-22 Jan. 1979, Tokyo (in English)

IMAGE RECONSTRUCTION WITH LIMITED ANGLE PROJECTION DATA

Tamon Inouye *

ABSTRACT

A new image reconstruction technique for computed tomography is described. Projection data obtained by a smaller angle rotation less than 180 degrees around the object are used to make the image. The main feature of the method is the estimation of missing region in the Fourier transformed domain by extrapolation employing analytic continuity. Numerical simulations were carried out using computer generated pattern data. The results show strong effects of the content of noisy component on the reconstructed image. The method might be, however, practically applied to some real fields for medical diagnosis.

I. INTRODUCTION

The technique of computed tomography is now being extensively used for medical diagnosis. Many types of CT scanners have been developed. However, their image reconstruction processes are carried out by applying a simple mathematical principle, originally conceived by Radon¹). This image reconstruction principle may be alternatively described as follows:
The one-dimensional Fourier transform of projection data at angle θ with spatially fixed direction gives the component on a line with direction angle θ of two-dimensional Fourier transform of the image distribution.

In order to obtain complete information for the image reconstruction, therefore, projection data for the whole angle around the object are needed. In an ideal case, where the mono-energetic X-ray beam is used to obtain the projection data, the symmetric characteristic of X-ray intensity decay in the material in both directions on the same line can be assured, so that the needed projection angle range is $0 \leq \theta < \pi$. In actual cases, however, the scanning X-ray beam is not mono-energetic. For this reason, different data are taken at the antipodal position of the object. After obtaining such distribution, the effective projection data with symmetry are calculated. These data are actually used for processing, where the mathematical procedures for the image reconstruction are to be applied to the whole data in the $0 \leq \theta < \pi$ range.

In this paper, a discussion on the problem of the necessity for a set of projection data obtained by a smaller angle rotation less than 180 degrees is proposed. This kind of approach for image reconstruction was first suggested by Ramachandran²) and a similar trial was reported by Kowalski³). This type of image reconstruction seems to have very practical applications, because a new type of computed tomography is feasible, if a fan-beam scanning method is applicable.

* Toshiba Research & Development Center, Kawasaki 210, Japan

II. MATHEMATICAL THEORY

The image pattern is expressed by $f(x, y)$ in the Cartesian coordinate. The Fourier transformed image $F(\omega, \theta)$ in the polar coordinate is given by

$$F(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)] dx dy \quad (1)$$

This function is analytic in the whole (ω, θ) plane. Therefore, even if a part of data for $F(\omega, \theta)$ is missing, it can be estimated by using the analytic characteristic of the function.

Since the object is a real value distribution, the real part of the Fourier transform $F(\omega, \theta)$ is symmetric with respect to angle θ as

$$\text{Re}F(\omega, \theta + \pi) = \text{Re}F(\omega, \theta) \quad (2)$$

In the same way, the antisymmetry for the imaginary part of $F(\omega, \theta)$ is stated as follows:

$$\text{Im}F(\omega, \theta + \pi) = -\text{Im}F(\omega, \theta) \quad (3)$$

Accordingly, these Fourier transformed functions can be expanded into the Fourier series of projection angle θ of even and odd orders, respectively.

$$\text{Re}F(\omega, \theta) = \sum_{m=0}^{\infty} [a_m(\omega) \cos 2m\theta + b_m(\omega) \sin 2m\theta] \quad (4a)$$

$$\text{Im}F(\omega, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} [c_n(\omega) \cos (2n+1)\theta + d_n(\omega) \sin (2n+1)\theta] \quad (4b)$$

These expansions of $F(\omega, \theta)$ with respect to parameter θ converge everywhere in the finite range of (ω, θ) . Consequently, in the approximated expression, summations in Eqs.(4a) and (4b) are carried out over limited numbers of terms, as:

$$\text{Re}F(\omega, \theta) \approx \sum_{m=0}^N [a_m(\omega) \cos 2m\theta + b_m(\omega) \sin 2m\theta] \quad (5a)$$

$$\text{Im}F(\omega, \theta) \approx \sum_{n=0}^N [c_n(\omega) \cos (2n+1)\theta + d_n(\omega) \sin (2n+1)\theta] \quad (5b)$$

If the data for $F(\omega, \theta)$ are given for a certain region of θ as

$$\theta_\alpha \leq \theta \leq \theta_\beta \quad (6)$$

the coefficients $a_m(\omega)$, $b_m(\omega)$, $c_n(\omega)$ and $d_n(\omega)$ in Eqs. (5a) and (5b) for the Fourier expansions can be determined. This is accomplished by the following procedures.

Presuming that the data are given at the following L points on radius ω as

$$\theta_1 = \theta_\alpha, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_L = \theta_\beta,$$

then, it is possible to obtain the coefficients $a_m(\omega)$, $b_m(\omega)$, $c_n(\omega)$ and $d_n(\omega)$ by solving

$$\sum_{i=1}^L \left| \sum_{m=0}^M [a_m(\omega) \cos 2m\theta_i + b_m(\omega) \sin 2m\theta_i] - \operatorname{Re}F(\omega, \theta_i) \right|^2 = \min., \quad (7a)$$

$$\sum_{j=1}^L \left| \sum_{n=0}^N [c_n(\omega) \cos (2n+1)\theta_j + d_n(\omega) \sin (2n+1)\theta_j] - \operatorname{Im}F(\omega, \theta_j) \right|^2 = \min. \quad (7b)$$

Solutions of these equations are uniquely obtained, when the number of angular sampling points L exceeds the number of expansion coefficients $2M+1$ for Eq. (7a) and $2(N+1)$ for Eq. (7b), respectively. In actual cases, in order to obtain the smooth connection between the given and estimated regions, the following conditions are added when solving Eq. (7a) and (7b):

$$\operatorname{Re}F(\omega, \theta_i) = \sum_{m=0}^M (a_m(\omega) \cos 2m\theta_i + b_m(\omega) \sin 2m\theta_i), \quad i=\alpha, \beta \quad (8a)$$

$$\operatorname{Im}F(\omega, \theta_j) = \sum_{n=0}^N [c_n(\omega) \cos (2n+1)\theta_j + d_n(\omega) \sin (2n+1)\theta_j], \quad j=\alpha, \beta \quad (8b)$$

After obtaining coefficients $a_m(\omega)$, $b_m(\omega)$, $c_n(\omega)$ and $d_n(\omega)$ by such procedures, the data for $F(\omega, \theta)$ in the missing region of θ is easily calculated by substituting the required value of θ into Eqs. (5a) and (5b). Once this process to estimate the missing range of Fourier transformed function has been set up, the image reconstruction can be carried out by the two-dimensional inverse Fourier transform.

III. NUMERICAL SIMULATIONS

In order to confirm the effectiveness of the method, numerical simulations were made using a computer. First, a computer generated simple pattern was used for the purpose. Using such an artificial pattern, projection data were calculated at each sampled projection angle θ_i in the allowed region of $\theta_\alpha \leq \theta \leq \theta_\beta$. Then, the one-dimensional Fourier transform of projection data was calculated to obtain a part of the two-dimensional Fourier transform $F(\omega, \theta)$ in the region of $\theta_\alpha \leq \theta \leq \theta_\beta$. Further, the missing part of $F(\omega, \theta)$ was estimated by the methods described in the preceding section.

Once the whole projection data had been

obtained, the image reconstruction was easily carried out by applying the usual algorithm. In this example, the filtered-back projection method⁴⁾ was applied to obtain the reconstructed image. This procedure is equivalent to calculating the following inverse Fourier transform of $F(\omega, \theta)$:

$$f(x, y) = \frac{1}{8\pi^2} \int_0^{2\pi} \left(\int_{-\infty}^{\infty} F(\omega, \theta) |\omega| \exp [i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)] d\omega \right) d\theta. \quad (9)$$

Some examples are shown in Figs. 1 to 4. Figure 1 is an original computer generated pattern that consists of some superimposed circular distributions.

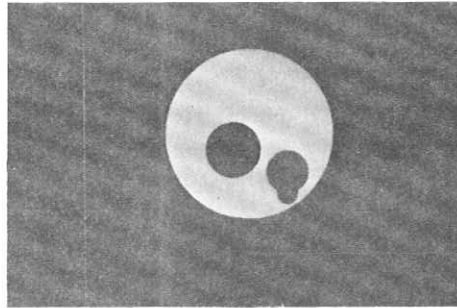


Fig. 1. Computer generated pattern for simulation calculation. Radius of object: 512 units

In the first simulation, three quarters of the whole projection angle data between 0 and $3\pi/4$ of θ were taken into the calculation. The estimation of missing portion of data for the

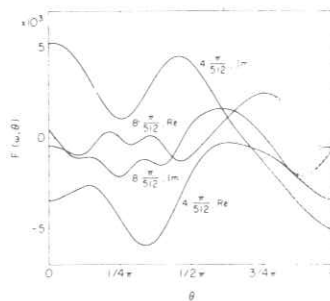


Fig. 2. Comparison between real and estimated Fourier transforms of object distribution shown in Fig. 1. $\omega = 4\pi/512$, and $8\pi/512$ rad/unit length. — : real distribution. - - - : estimated distribution

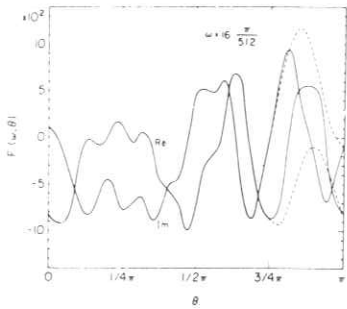


Fig. 3. Comparison between real and estimated Fourier transforms of object distribution shown in Fig. 1. $\omega = 16\pi/512$ rad/unit length.

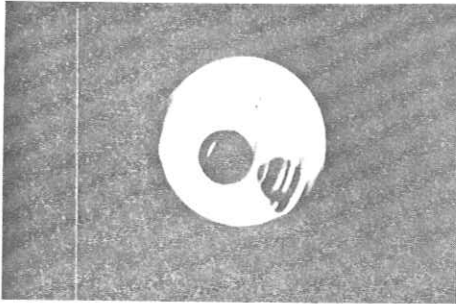


Fig. 4. Reconstructed image of the object shown in Fig. 1, using $3/4$ projection data and estimation.

angle $3\pi/4 < \theta < \pi$ were made by taking the Fourier series terms in Eqs. (7a) and (7b) up to $M=9$, and $N=9$. In the simulation, the data obtained by estimation can be compared with the true distribution. Figure 2 and 3 show the comparison between the thus obtained guessed distribution and the real one at certain points of frequency ω . Figure 4 shows the thus obtained reconstructed image using the limited projection data at $0 \leq \theta \leq 3\pi/4$. For the same object using different amounts of projection angle data, results of image reconstruction are shown in Fig. 5 and 6.

The same technique was applied to the processing of real CT scanner data. The raw data were obtained by a TCT-60A TOSHIBA body scanner. Since this is a fan-beam scanning machine, the projection data for the simulation calculation was obtained after the fan-to-parallel-beam transformation. Of these data the component corresponding to the region $0 \leq \theta \leq 3\pi/4$ was chosen and the missing region

data were estimated. The reconstructed image of this real object was obtained as shown in Fig. 7. Parameters for this processing were the same as in the case shown in Fig. 4.

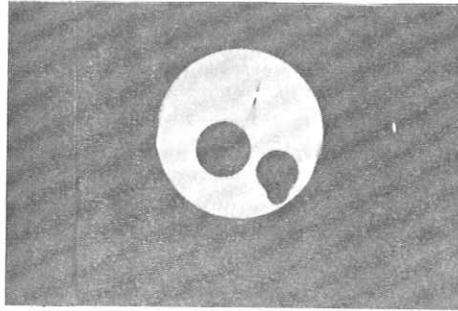


Fig. 5. Reconstructed image, using $7/8$ projection data and estimation.

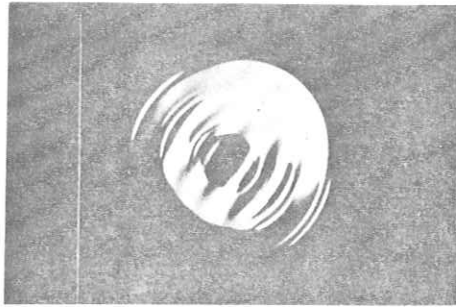


Fig. 6. Reconstructed image, using $5/8$ projection data and estimation.

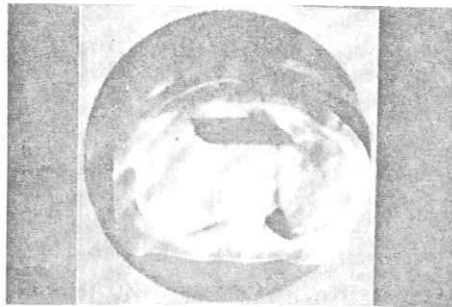


Fig. 7. Reconstructed image of a real object using $3/4$ projection data and estimation.

The calculation was made by using a TOSBAC-5600 computer. Average processing for the estimation of missing region data took 250 seconds.

IV. DISCUSSION

This method to obtain a reconstructed image from limited angle projection data is based on the analytical characteristic of the Fourier transformed function of the object. The technique for the estimation of missing region is actually carried out by continuing the function. This extrapolation is, therefore, strongly affected, when the analytical characteristic is disturbed by the fluctuating component. Accordingly, the effectiveness of this method is restricted mainly by the content of noisy component in the data. The results in the previous section seem to explain the relationship between the image quality and the fluctuating component involved in the data.

The accuracy of the guess concerning the missing region is also affected by the method used for the estimation. In this example, the analytical characteristic with respect to the angular parameter θ in the Fourier transformed domain is used. The missing region data are more effectively estimated, if the same characteristic with respect to the radial parameter ω in the Fourier transformed domain is jointly taken into the calculation. This is accomplished by applying the Fourier-Bessel expansion to the Fourier transformed function in Eqs.(4a) and (4b).

This technique seems to be very practically applied, if the data acquisition is made by using fan-beam scanning. In this case, the information concerning different projection angle is simultaneously obtained simply by the linear movement of X-ray source and detector array. Therefore, a quite different type of CT scanner might be established using this image reconstruction technique.

ACKNOWLEDGEMENT

Thanks are due to Mr. H. Mizutani of Toshiba Research and Development Center for his help in making numerical simulations.

REFERENCES

1. J. Radon, Berichte über die Verhandlungen der königlichen sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig, Vol.69, p.262, 1917.
2. G. N. Ramachandran, Reconstruction of Substance from Shadow, Proc. Indian Acad. Sci., Vol.73A, p.14, 1971.
3. C. Kowalski, Fast 3-D Scanning Systems Using a Limited Tilting Angle, Applied Optics, Vol.16, No.6, p.1686, June 1977.
4. L. A. Shepp and B. F. Logan, The Fourier Reconstruction of a Head Section, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol.NS-21, No.3, P.21 June 1974.

[パネル討論]

討 論

井上氏(河野氏に)……視野から外れた部分について投影データの面積を合わせる補正法は良い着想だが、この部分を近似する方法はフィルタリングによりその影響がすべての部分に及ぶため、必ずしも正しい答が得られるとはかぎらないのではないか。実用上どれ程可能性があるか。

河野氏……本来はもっと良い近似が望ましい。しかし直線近似でも肩や腕など特に吸収率の大きなものでないからこれまでのシミュレーション実験から十分実用に耐えると思う。

齊藤氏(東芝)(河野氏に)……一般にデータのどこを0に設定するのか? 両側欠けた場合どうするか?

河野氏……高さがわかっているのでデータを伸ばした端は自動的にきまる。今回は左右対称としてあるので特に問題なかった。高さが異なるときには、高さに応じて左右に伸ばす方法が考えられる。

西岡氏(日大)(伊藤氏に)……異常画像が出た場合対策は?

伊藤氏……原因と結果(異常画像)の対応関係はほぼ判っており、対策も揃っている。尚スキャンごとの生データを機械の中に保存してある場合は計算上の異常ならば患者に再曝射をすることなく再構成が可能。ハードウェアの決定的故障に基く異常画は困るが、検出器の少数の故障の場合は近隣のデータで補完できる。

竹中氏(伊藤氏に)……検出器が故障した場合用の自動補正機構を備えているか?

伊藤氏……SCT-100Nには備えていない。ある程度の故障まではソフトで補正できると思う。例えば30本の検出器を備えた第2世代のCTで1本の検出器が故障しても臨床上実用になる画像を再構成する装置は存在している。

早川氏(井上氏に)……提示例の計算時間、ノイズ、実用化の可能性などについてききたい。

井上氏……処理時間は計算機の能力や精度が関係する。ふつうの filtered back-projection 法で約20分かかる程度のシステムで欠落部分の補正処理に数分要した。この場合実部、虚部の展開を各9項ずつとって計算した。ノイズについて、今日提示の例はシミュレーションだからデータの丸め誤差(16ビット演算)のみ含まれている。最近のCTでは信号のSN比もよくノイズは殆んど問題にならないだろう。

実用の可能性はあると思う。遠藤・早川氏の説明にあった縦断断層機などに採用できる。

西岡氏（早川氏に）……ラプラス演算の方法は？ そのような演算をしてよいか？

早川氏……演算は数値微分でやっている。輪郭強調の意味を持つ。ラプラス処理は線形演算であり、重ね合せの原理がつかえるのでこのような処理をしても差支えないと思われる。

早川氏（井上氏に）……私の処理は井上さんの意見と異なる。井上さんは欠落部分のデータを周波数領域で推定して埋めているのに対し、私の処理では欠落部分を埋めていない。

井上氏……若干誤解があるようだ。投影データに欠落があれば、これに対応した周波数領域での欠落部分が直接発生することになる。本来人体断面の像はその部分にも一義的に与えられる周波数成分を持っているので、いかにしてそれを作り出すか否かだけの問題だ。いかなる方法でも周波数空間でのデータを作成する操作が必ず対応する。周波数空間と実空間のデータは1:1に対応しているのであり、explicitに欠落データを埋めない場合でも欠落部に像が生じたのであれば欠落部の周波数成分を補ったことになる。

早川氏……その意見には承服し難い。

遠藤氏（井上氏に）……最小2乗法を解くための連立方程式の解を求めるのは容易ではあるまい？

井上氏……この例のように9×9項程度の逆行列の計算を扱うのは今日では簡単な。

竹中氏（井上氏に）……現在のCTのデータは十分すぎると思われるか？ もっとサンプリング間隔をあけてデータを取りこんでも現在並みの出力像が得られるか？

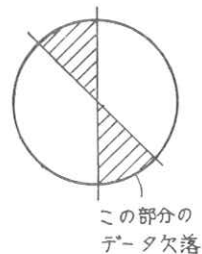
井上氏……数学上ではその通り。現在のデータとりこみは十分すぎる。

竹中氏（遠藤氏に）……縦断断層の場合データを取りこむ角度は最低どの位必要か？

遠藤氏……未検討である。

竹中氏（井上氏に）……どのような欠落を扱ったか？ この処理は伊藤氏の示されたようなデータにも応用可能か？

井上氏……先に示した例では右のように連続 $\frac{1}{4}$ 欠の場合などを計算した。伊藤氏の示されたようなものにも場合によっては応用できるだろう。



河野氏（井上氏に）……連続データ欠落でなくプロジェクションがバラバラとぬけたときにも井上氏の方法はあてはまるか？

井上氏……原理的に適用可能である。見たい部位の再現精度に応じて考える必要があろう。

遠藤氏……係数を推定するのだからバラバラ欠けたデータにも適用できるだろう。心臓用の高

速OTに有効かもしれない。

長谷川(電通大)(早川氏に)……ラプラシアンは周波数の2乗に比例するハイパスフィルタである。処理上どのような意味を持つか？

早川氏……奇数次微分では方向性が問題であり、4次微分では雑音が多く、2次微分では心配が少ない。微分-復原の手法は思いつきのだ。逆投影してから二次元コンボリューションにより再構成像を得ようとしたが、このための補正関数が逐次近似法により求まらなかった。これは障害陰影が強すぎるためと判断して障害陰影を少なくするためラプラス演算子を採用した。1次元で考えればわかることだが2次微分してから補正関数 $f(x) = -|x| + a$ ($|x| \leq a$), $f(x) = 0$ ($|x| > a$) とのコンボリューションによる復元処理をすると低周波のほしい部分の像は正しく求められ、高周波に基く偽像は遠くへ追いやられる。2次元でも似たようなことをねらっていて2次元コンボリューションにより障害陰影を補正関数のマトリックスのワクの外に追いやってしまおうということだ。

竹中氏(井上氏に)……間引き曝射により生ずるデータ欠落をソフトで補充することにより線量低減が可能か？

井上氏……可能であろう。どの程度の線量低減が可能かについて検討したい。

長谷川(井上氏に)……各パネリストの発表は手法が違うが結局同じフィロソフィーに基くものか？

井上氏……不完全データから真に近い像が得られたならば数学的にはそのように言えよう。フーリエ面で考えれば手続きは違っても欠除したスペクトルを決定する意味を持つから。

竹中氏……時間もすぎ、一応結論らしい話も出たので終りとしたい。御多用中貴重なデータを発表され、長時間討論を頂いた各パネリストに篤く御礼申上げたい。

(文責 長谷川)

非定常ポアソン過程を用いた医療用 X 線画像の解析

+ 田中嘉津夫, †† 山田 功, † 内田 勝

+ 岐阜大学工学部電気工学科

†† 国際医学総合技術学院

1. まえがき

X 線を用いた医療用画像は、医療診断にきわめて有用な情報を与える手段であり、現在非常に広範囲にわたる医療分野において用いられている。このシステムにより得られた画像には、各種の「ゆらぎ（雑音）」が存在し、得られる X 線画像に種々の影響を及ぼすことが知られている^{1) 2)}。本論文は、低線量、微小被写体という条件下で撮影された X 線画像の画質に大きな影響を与えると言われる量子モトルの解析について、非定常ポアソン過程³⁾を適用することにより、信号成分を含めた形で取り扱うことができることを示す。従来、X 線画像システムを評価する指標として、それぞれ別個に用いられていた MTF、ウィナースペクトル、受信機動作曲線（ROC 曲線）という量を、信号成分を含めた形で総合的に取り扱えることを示す。

2. 非定常ポアソン・ランダムパルス過程

図 1 に増感紙、蛍光板-フィルムシステム、及び I.I-フィルムシステムの模式図が示されている。

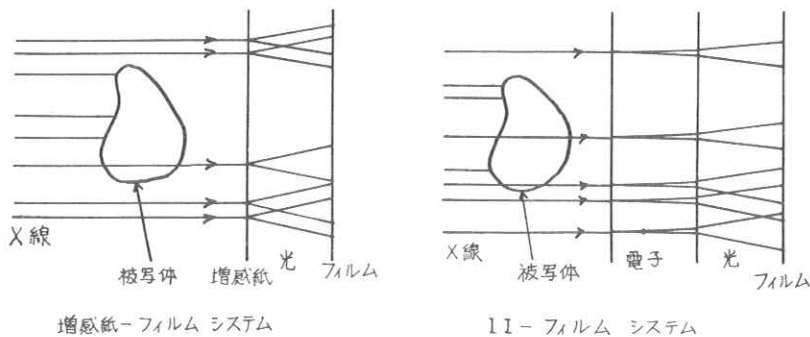


図 1

被写体を通過した X 線量子は、増感紙、蛍光板においては、蛍光物質により、I.I においては

二次電子を経て蛍光物質により光量子に変換され、システムの点像分布関数 (Point Spread Function, PSF) にしたがって広がり、光エネルギー分布を形成する。このエネルギー分布は直接肉眼観察されたり、あるいは写真フィルム濃度に変換される。通常フィルムのPSFは増感紙、I.IのPSFに比べはるかに半値幅が狭く、したがってシステム全体のPSFはほとんど増感紙、I.IのPSFのみによって決定される。本論文においてはフィルムのPSFは無視することにする。増感紙、蛍光板、あるいはI.I面に入射するX線量子の分布を、単位面積当り $\lambda(x, y)$ 個と考え、本論文では、この個数分布を信号成分と考える。すなわち入射X線量子がポアソン分布に従って分布し、 x, y 平面において変換された光エネルギー分布 $U(x, y)$ は次式で表わされるものと仮定する。

$$U(x, y) = \sum_{k=1}^{N(x, y)} A_k p(x-x_k, y-y_k) \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $p(x, y)$ は系のPSF、 A_k は系の増感率に比例した量である。 $N(x, y)$ は入射X線量子の個数を表わす。今、光エネルギー分布が存在する十分大きな領域 R ($|x| < a, |y| < b$) を考え、 R における光エネルギー分布を考えるとき、式(1)より

$$U(x) = \sum_{k=1}^{N(R)} A_k p(x-x_k) \quad \dots\dots\dots (2)$$

と書き表わすことができる。領域 R に入射するX線量子の個数分布 $N(R)$ は、次式で与えられる非定常ポアソン分布に従う。すなわち

$$P(n; R) = \text{Prob}(N(R) = n) = \frac{\left\{ \int_a^b \int_c^d \lambda(x) dx \right\}^n}{n!} e^{-\int_a^b \int_c^d \lambda(x) dx} \quad \dots\dots\dots (3)$$

で与えられる。但し、 $x = (x, y)$ 、 $dx = dx dy$ を表わす。

ここで、領域の座標 x が $x = \pm a, y = \pm b$ で与えられる領域 R の境界から十分離れており、かつPSF、 $p(x)$ が有効な値を有する範囲が領域 R に比べ十分小さいと仮定すると、光エネルギー分布における諸量は次式以下で与えられる。まず、平均値 $E\{U(x)\}$ は

$$E\{U(x)\} = E(A) \iint_{-\infty}^{\infty} p(x-x') \cdot \lambda(x') dx' \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$= E(A) p(x) \otimes \lambda(x) \quad \dots\dots\dots (4)'$$

で与えられる。相関関数 $\phi(x_1, x_2)$ は

$$\phi(x_1, x_2) = E(A^2) \iint_{-\infty}^{\infty} p(x_1-x') p(x_2-x') \lambda(x') dx'$$

$$+ E^2(A) \iint_{-\infty}^{\infty} p(x_1, -x') \lambda(x') dx' \iint_{-\infty}^{\infty} p(x_2, -x') \lambda(x') dx' \dots \dots \dots (5)$$

となり，したがって，分数 $\sigma^2(x)$ は，

$$\sigma^2(x) = \phi(x_1, x_2) - E^2\{U(x_1)\} = E(A^2) \iint_{-\infty}^{\infty} p^2(x_1, -x') \lambda(x') dx' \dots \dots \dots (6)$$

で与えられる。但し， \otimes は合成演算 (convolution) $E(A)$ は A の平均値を示す。

式(2)で与えられるような光エネルギーの空間周波数特性を表わす次式の様なウィナースペクトルを考える。

$$W(\omega_1, \omega_2) = \iiint_{-\infty}^{\infty} \phi(x_1, x_2) e^{-j(\omega_1 x_1 - \omega_2 x_2)} dx_1 dx_2 \dots \dots \dots (7)$$

但し， $\omega_1 = (\omega_{1x}, \omega_{1y})$, $\omega_2 = (\omega_{2x}, \omega_{2y})$

式(5)を式(7)に代入すると

$$W(\omega_1, \omega_2) = E(A^2) M(\omega_1) M^*(\omega_2) S(\omega_1 - \omega_2) + E^2(A) M(\omega_1) M^*(\omega_2) S(\omega_1) S^*(\omega_2) \dots \dots (8)$$

ただし， $M(\omega)$ は系の OTF (Optical transfer function), $S(\omega)$ は信号成分のスペクトルでそれぞれ

$$\begin{cases} M(\omega) = M(\omega_x, \omega_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} p(x, y) \cdot e^{-j(\omega_x x + \omega_y y)} dx dy \\ S(\omega) = S(\omega_x, \omega_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \lambda(x, y) e^{-j(\omega_x x + \omega_y y)} dx dy \end{cases} \dots \dots \dots (9)$$

で与えられる。さらに信号成分 $\lambda(x, y)$ が原点に対して回転対称であり， $p(x, y)$ がその中心の回りに回転対称であるとき，式(8)は次のように変形することができる。

$$\begin{aligned} W(\omega_r) &= W(\omega_{1r}, \omega_{2r}) \\ &= 8\pi^3 E(A^2) M(\omega_{1r}) M^*(\omega_{2r}) S(\omega_{1r} - \omega_{2r}) \\ &\quad + 16\pi^4 E^2(A) M(\omega_{1r}) S(\omega_{1r}) M^*(\omega_{2r}) S^*(\omega_{2r}) \end{aligned} \dots \dots \dots (10)$$

但し， $\omega_{1r} = (\omega_{1x}^2 + \omega_{1y}^2)^{\frac{1}{2}}$, $\omega_{2r} = (\omega_{2x}^2 + \omega_{2y}^2)^{\frac{1}{2}}$ であり，

$$\begin{cases} M(\omega_r) = \int_0^{\infty} p(r) J_0(\omega_r r) r dr \\ S(\omega_r) = \int_0^{\infty} \lambda(r) J_0(\omega_r r) r dr \end{cases} \dots \dots \dots (11)$$

ここで， J_0 : 0次 Bessel 関数， $r = (x^2 + y^2)^{\frac{1}{2}}$ であり，さらに，式(2)で表わされるような光エネルギー分布を，PSFが $h(x)$ で与えられるような系に入力した時の出力は

$$V(x) = \sum_{k=1}^{N(x)} A_k g(x - x_k) \dots \dots \dots (12)$$

$$g(x) = p(x) \otimes h(x) \quad \dots\dots\dots (13)$$

で与えられ、 $V(x)$ の平均値、 $E\{V(x)\}$ 、自己相関関数 $\phi_V(x_1, x_2)$ 、およびウィナーспекトル $W_V(\omega_1, \omega_2)$ は次式で与えられる。

$$E\{V(x)\} = \iint_{-\infty}^{\infty} E\{U(x')\} h(x-x') dx' \quad \dots\dots\dots (14)$$

$$\begin{aligned} \phi_V(x_1, x_2) &= E\{V(x_1)V(x_2)\} \\ &= \iiint_{-\infty}^{\infty} \phi(x_1', x_2') h(x_1-x_1') h(x_2-x_2') dx_1' dx_2' \quad \dots\dots\dots (15) \end{aligned}$$

$$W_V(\omega_1, \omega_2) = W(\omega_1, \omega_2) H(\omega_1) H^*(\omega_2) \quad \dots\dots\dots (16)$$

で与えられる。ただし、 $H(\omega)$ は $h(x)$ のフーリエ変換であり、この系のOTFである。

3. フィルム濃度領域への変換

光エネルギー分布 $U(x)$ およびフィルム濃度分布 $D(x)$ は次の式で関係づけられる。

$$D(x) = \gamma \log_{10} U(x) \quad \dots\dots\dots (17)$$

ここで γ はフィルムの階調である。今、光エネルギー分布の変化が十分小さいと仮定すると、 γ はほぼ一定と考えられ、濃度領域における平均値 $E\{D(x)\}$ 、および自己相関関数 $\psi(x_1, x_2)$ は、式(17)を光エネルギー分布の平均値 $E\{U(x)\}$ のまわりにTaylor展開し、一次の項のみで近似することにより、次式のように求めることができる。

$$E\{D(x)\} = \gamma \log_{10} \{p(x) \otimes \lambda(x)\} \quad \dots\dots\dots (18)$$

$$\begin{aligned} \psi(x_1, x_2) &= E\{D(x_1)D(x_2)\} \\ &= \gamma^2 (\log_{10} e)^2 \frac{E(A^2) \iint_{-\infty}^{\infty} p(x_1-x') p(x_2-x') \lambda(x) dx'}{E^2(A) \{p(x_1) \otimes \lambda(x_1)\} \{p(x_2) \otimes \lambda(x_2)\}} \quad \dots\dots\dots (19) \\ &\quad + \gamma^2 \{ \log_{10} \{p(x_1) \otimes \lambda(x_1)\} \} \{ \log_{10} \{p(x_2) \otimes \lambda(x_2)\} \} \end{aligned}$$

$\lambda(x_1) = \lambda(x_2) = \text{const}$ の場合は、Rossmanらによって導出されたものに一致する。

4. 単純な図形の検出

被写体として孤立した単純な形状をもつ図形を考え、対応するX線画像におけるその図形の検出問題を通信理論の手法を用いて判定する。信号を含む適当な座標 x_s 、信号を含まない

座標 x_N におけるそれぞれの光エネルギーの (図2に示す) 確率密度関数 $P_V(V; x_s)$, $P_V(V; x_N)$ を求める。そして, ある閾値 ξ において, x_N, x_s それぞれの座標において信号があると判定する確率は

$$P(S|S) = \int_{\xi}^{\infty} P_V(V; x_s) dV$$

$$P(S|N) = \int_{\xi}^{\infty} P_V(V; x_N) dV$$

で与えられ⁴⁾ ξ を適当に変化することにより, 系の検出特性を示す図3のような曲線 (受信機動作曲線) を得ることができる。 $P_V(V; x_s), P_V(V; x_N)$ の導出はここでは省略する。

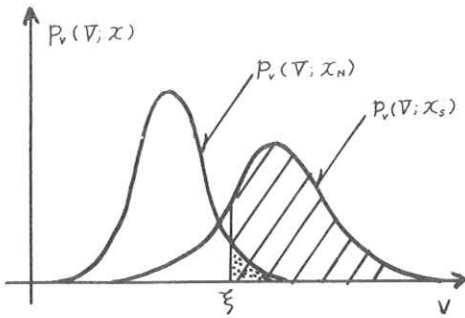


図 2

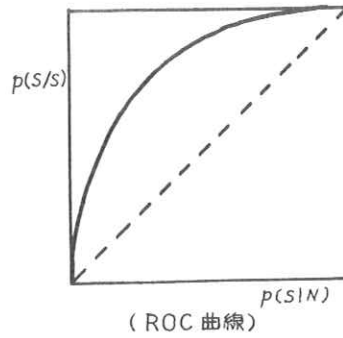


図3 ROC 曲線

5. 一次元モデルの数値計算例

種々のパラメータが, 系の周波数および検出特性におよぼす影響を調べるために, 最も簡単な例として, 信号成分 $\lambda(x)$, 線像強度分布 (LSF) $l(x)$, 検出器の LSF $h(x)$ がそれぞれ図4, 図5, 図6 で示される一次元モデルについてそのROC 曲線の数値計算例を図7, 図8に示す。

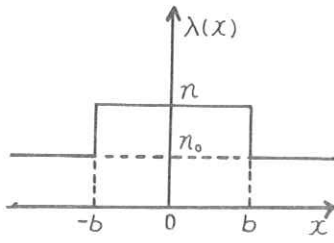


図 4

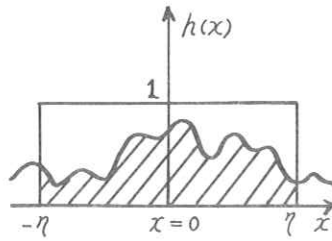


図 5

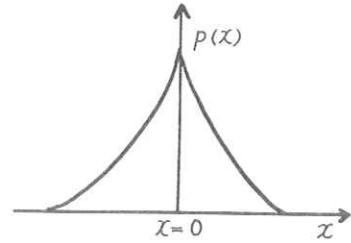


図 6

$$\lambda(x) = \begin{cases} n; & |x| \leq b \\ n_0; & |x| > b \end{cases}$$

$$p(x) = \frac{\alpha}{2} e^{-\alpha|x|}$$

$$M(\omega) = \frac{\alpha^2}{\alpha^2 + \omega^2}$$

$$h(x) = \begin{cases} 1; & |x| \leq \gamma \\ 0; & |x| > \gamma \end{cases}$$

$$H(\omega) = 2\gamma \operatorname{sinc}(\gamma\omega)$$

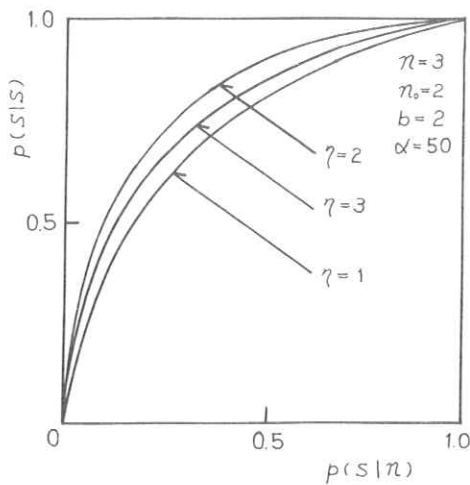


図 7

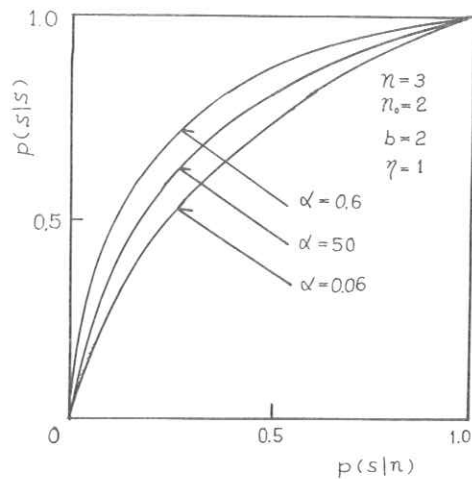


図 8

6. むすび

少量のX線量子で構成されている画像の解析問題に、二次元非定常ポアソン過程を適用した。MTF, ウィナースペクトル, ROC曲線といった、従来個々に使用されてきた指標を統一的に、信号スペクトルを含んだ形で記述することができた。

文 献

- (1) G.Lubberts : J.Opt. Soc. Am. 58 , 1475 (1968)
- (2) K.Rossman : J.Opt. Soc. Am 52 , 1162 (1962)
- (3) Y.K.Lin : "Probabilistic Theory of Structural Dynamics" Mc Graw-Hill , Inc. (1967)
- (4) S.Stein and J.J.Jones : "Modern Communication Principles" Mc Graw-Hill , Inc (1964)

水ファントームでの散乱線スペクトル分布とMTF

京都工繊大 中 森 伸 行
金 森 仁 志

1. 緒 言

X線は、物質内を通過するとき、物質と相互作用する。この相互作用の大小は、物質内部の物理的性質により異なり、空間的に一様な入射強度分布のX線は、被写体を通過後、被写体の内部構造を反映した空間強度分布となる。この通過X線は、増感紙との相互作用により、光の強度分布に変換され、さらに、通過X線の空間強度分布に対応した濃度分布として、写真フィルム上に記録される。

このようなX線写真像の画質の良否は、撮影条件・増感紙・写真フィルムなどの各要素の特性によって複雑に変化する。特に、X線と物質との相互作用の大小がX線光子エネルギーに依存すること、X線写真像を得るためにX線が被写体および増感紙との2度の相互作用の過程を経ること、を考えれば、照射X線のスペクトル分布が、少なからず、写真像の画質の良否に関係している、と考えている。

X線が物質と相互作用したとき、X線の一部は物質内で吸収され、一部は物質外に散乱される。外部に散乱されたX線は、一次線と重なり、写真像画質の解像力やコントラストを劣化させる原因となる。

写真像の画質を評価するとき、X線写真撮影系の各特性について調べ、その上に総合の系として考察する必要がある。我々は、まず、被写体により散乱されたX線が写真の画質にどのような影響をおよぼしているかを考察した。

本報告は、被写体として水ファントームを考え、モンテカルロ法を用いて、水ファントームを通過したX線スペクトルを解析した。また、散乱線の線像分布関数 (line spread function 以後LSFと略す) を求め、さらに、MTFを計算した。

2. 計算方法

1) 水ファントームの構造やモンテカルロ計算法は、参考文献¹⁾²⁾と同じである。ただし、ファントーム厚を10, 20 および 30 cm, 入射X線光子エネルギーを50, 100 および 150

keVの単色X線とし、計算に用いた入射X線光子数を1,000,000個にふやした。

2) ファントム裏面の中心から片側を1,024本の50μmの帯に分け、その帯を通過するX線光子エネルギーを積算して、LSFとした。

3) MTF $[M(f)]$ は、LSF $[L(x)]$ のフーリエ変換

$$M(f) = \int_{-\infty}^{\infty} L(x) \cdot \exp(-2\pi i f(x)) dx / \int_{-\infty}^{\infty} L(x) dx \quad (1)$$

である。計算機では無限区間の積分を実行することは不可能である。したがって、散乱線が広範囲に分布することを考慮し、LSFを図1のように3つの部分に分けた。

S_1 は中心から1024本目(ファントム上の距離にして5.12cm)の散乱線の値 $L(1024)$ を $L(x)$ から一様に取り除いたものである。

S_2 は、1024本目の散乱線の値 $L(1024) \times$ 測定点2048の囲む領域である。

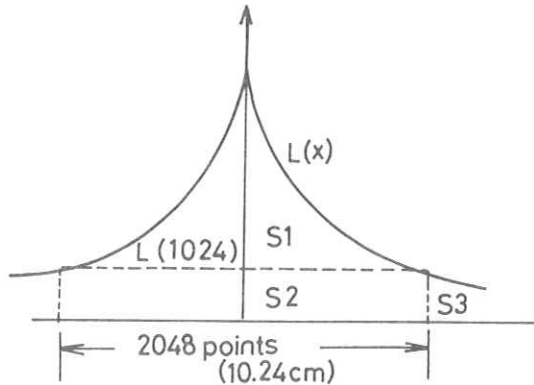


図1. L S F

S_3 は、中心から5.12cm以上離れた帯に散乱したX線を積算した領域である。

Aの方法： S_1 の領域のみを考える。この時のMTF $[M_A(f)]$ は

$$M_A(f) = \left[\sum_{i=-1023}^{1024} \{L(x_i) - L(1024)\} \cdot \exp(-2\pi i f x_i) \right] / \left[\sum_{i=-1023}^{1024} \{L(x_i) - L(1024)\} \right] \quad (2)$$

である。

Bの方法：領域 S_3 の散乱線を除き、 $L(x)$ を-1023から1024までフーリエ変換する。

$$M_B(f) = \left[\sum_{i=-1023}^{1024} L(x_i) \cdot \exp(-2\pi i f x_i) \right] / \left[\sum_{i=-1023}^{1024} L(x_i) \right] \quad (3)$$

Cの方法：領域 S_3 の散乱線も考慮する。このとき、 S_2 、 S_3 の領域の散乱線が一様に分布していると考え、LSFを次のように書きかえる。

$$L'(x) = \{L(x) - L(1024)\} + \mathcal{E} \quad (4)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \mathcal{E} dx = S_2 + S_3 \quad (5)$$

直流成分 ϵ のフーリエ変換は

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \epsilon \cdot \exp(-2\pi ifx) dx = (S_2 + S_3) \cdot \delta(f) \quad (6)$$

である。したがって、式(4)のフーリエ変換は、 $M_A(f)$ を用いると

$$M_C(f) = \frac{S_1 \cdot M_A(f) + (S_2 + S_3) \cdot \delta f}{S_1 + S_2 + S_3} \quad (7)$$

と書ける。

式(2)(3)(7)から、 $M_A(f)$ 、 $M_B(f)$ 、 $M_C(f)$ の関係は $f = 0$ を除くと

$$\frac{1}{M_A(f)} : \frac{1}{M_B(f)} : \frac{1}{M_C(f)} = 1 : 1 + \frac{S_2}{S_1} : 1 + \frac{S_2 + S_3}{S_1} \quad (8)$$

となり、各MTFの値の比をとることにより、散乱線がどのように分布しているか検討することができる。

3. 結果

3-1 水ファントム通過後の光子数スペクトル

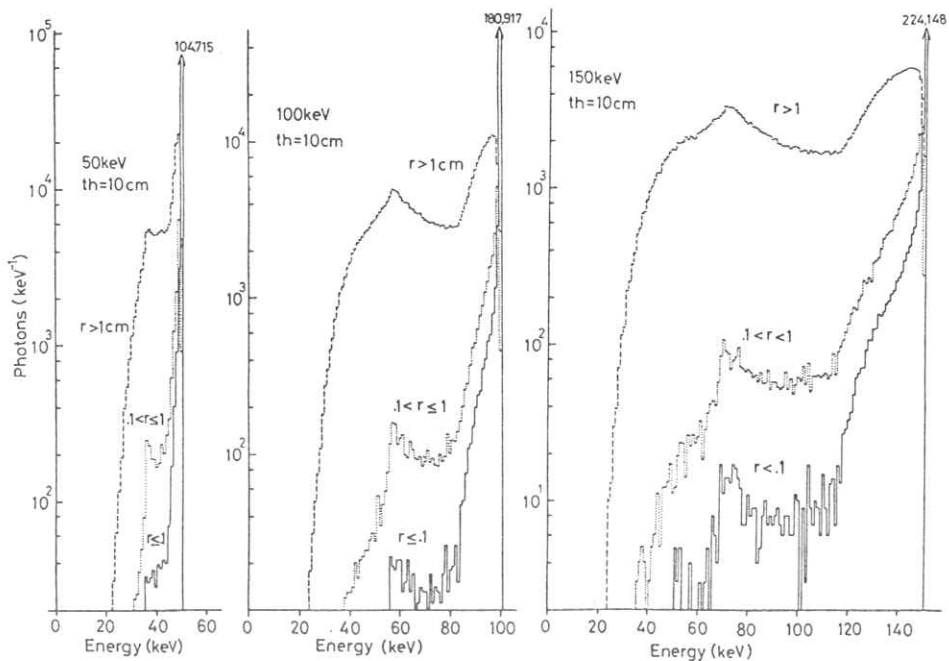


図2. 光子数スペクトル分布

図2は、50, 100 および 150 keVの単色X線を10 cm厚の水ファントームに入射させたとき、水ファントーム裏面上で、中心から距離0.1 cmの円内、0.1 cmから1 cmの同心円内および1 cm以上の領域を通過する光子の数スペクトルを示している。入射X線光子は、Compton 効果によって、入射方向に対し180度方向に散乱するような後方散乱のとき、電子に最大のエネルギーを与える。その値は、エネルギー50, 100 および 150 keVの光子に対して、8.2, 28.1 および 55.1 keVである。したがって、50, 100 および 150 keVの光子が1回だけ散乱された時、散乱光子は、それぞれ、41.8, 71.9 および 94.5 keV以上のエネルギーを持っている。しかし、図2から分るように、上記の値より小さいエネルギーを持つ光子が数多く存在している。また、それら低エネルギー光子の数は、ファントームの中心から遠ざかる程、多くなっている。これは、低エネルギーの光子が水ファントーム内で多重散乱され、その結果広い領域に分布しているためと考えられる。

3-2 散乱線の広がり

図3は、光子エネルギー150 keV、ファントーム厚10 cmに対するファントーム通過後の光子数空間分布である。これは、ファントーム裏面を100 μm 平方に区分し、各領域を通過する光子数を積算したものである。

図から分るように、光子数は中心から1 cmの位置までは急激に減少している。特に、ファントーム中心での光子数は224,148個(ほとんどが一次線)であり、1つ隣りの領域を通過した光子数は613個である。しかし、1 cm以上離れると、散乱線が様に広がっていることが分る。

図4, 5はLSFである。図4は、入射X線エネルギー100 keVで、ファントーム厚を10, 20 および 30 cmと変えたものである。図5は、厚さ10 cmのファントームに対し、入射X線エネルギーを50, 100 および 150 keVと変えたものである。両図の縦軸の

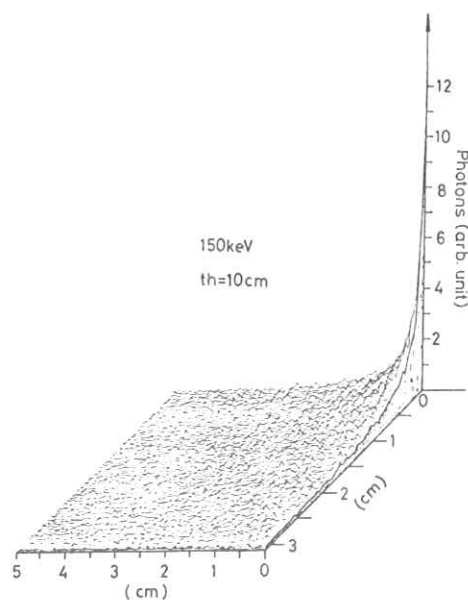


図3. ファントーム通過後の光子数空間分布

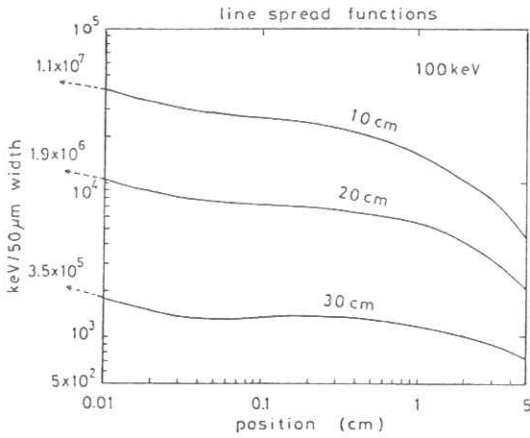


図4. 単色X線100 keVに対するLSF

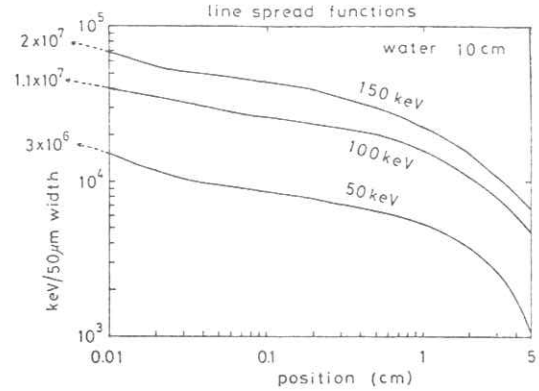


図5. ファントム厚10 cmに対するLSF

位置に記入した 1.1×10^7 等の数値は、ファントム中心帯を通過したX線エネルギーの総和である。

両図から分るように、散乱線は広範囲に分布している。ファントム厚が増すほど、また、X線エネルギーが小さいほど、散乱線は一次線とともに減少しているが、散乱線の広がり、ファントム層が増すほど、また、X線エネルギーが大きいほど、大きい。

3-3 MTF

図6は、2の3)で述べたような計算方法の違いによるMTFの差を、X線光子エネルギー

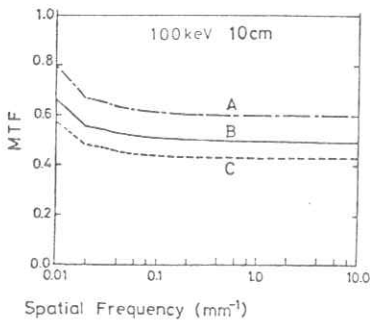


図6. 計算方法の違いによるMTFの差

100 keV, ファントム厚10 cmを例にとって示したものである。式(8)から当然予想されるように、零周波数を除いて、 $M_A(f) > M_B(f) > M_C(f)$ である。この例では三者の値の比は

$$M_A(f) : M_B(f) : M_C(f) = 0.601 : 0.505 : 0.443$$

である。また、式(8)より S_1, S_2 および S_3 の領域の比は

$$S_1 : S_2 : S_3 = 1.0 : 0.19 : 0.17$$

である。

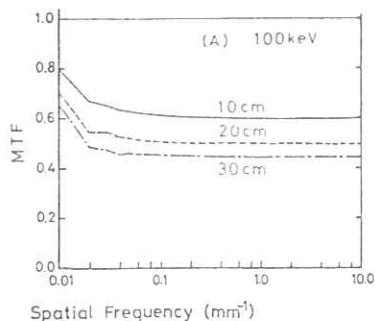


Figure 7: MTF curves for a 100 keV monochromatic X-ray. The plot shows MTF on the y-axis (0.0 to 1.0) versus Spatial Frequency (mm⁻¹) on the x-axis (0.01 to 100). Three curves are shown for different phantom thicknesses: 10 cm (solid line), 20 cm (dashed line), and 30 cm (dotted line). All curves show a sharp drop at low frequencies and then level off. The 10 cm curve is the highest, followed by 20 cm, and then 30 cm.

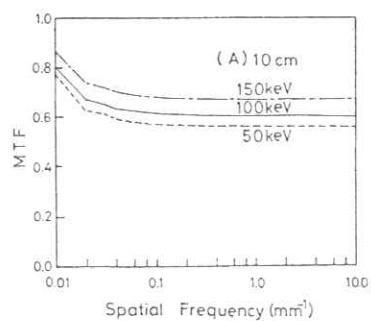


Figure 8: MTF curves for a 10 cm phantom. The plot shows MTF on the y-axis (0.0 to 1.0) versus Spatial Frequency (mm⁻¹) on the x-axis (0.01 to 100). Three curves are shown for different X-ray energies: 150 keV (solid line), 100 keV (dashed line), and 50 keV (dotted line). All curves show a sharp drop at low frequencies and then level off. The 150 keV curve is the highest, followed by 100 keV, and then 50 keV.

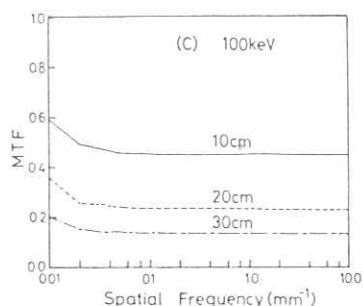


Figure 7 (C): MTF curves for a 100 keV monochromatic X-ray using method C. The plot shows MTF on the y-axis (0.0 to 1.0) versus Spatial Frequency (mm⁻¹) on the x-axis (0.01 to 100). Three curves are shown for different phantom thicknesses: 10 cm (solid line), 20 cm (dashed line), and 30 cm (dotted line). All curves show a sharp drop at low frequencies and then level off. The 10 cm curve is the highest, followed by 20 cm, and then 30 cm.

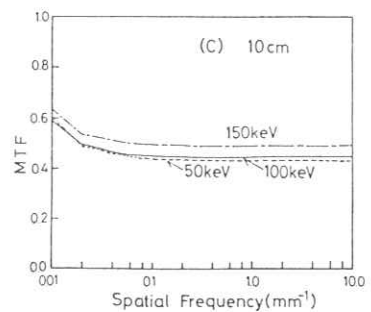


Figure 8 (C): MTF curves for a 10 cm phantom using method C. The plot shows MTF on the y-axis (0.0 to 1.0) versus Spatial Frequency (mm⁻¹) on the x-axis (0.01 to 100). Three curves are shown for different X-ray energies: 150 keV (solid line), 100 keV (dashed line), and 50 keV (dotted line). All curves show a sharp drop at low frequencies and then level off. The 150 keV curve is the highest, followed by 100 keV, and then 50 keV.

MTF 曲線は、周波数 0.02 mm^{-1} までに急激に下り、 0.1 mm^{-1} より高い周波数では、ほぼ一定である。

図 7 および図 8 は、それぞれ、図 4 および 5 の LSF に対する MTF で、A および C の方法で計算したものである。

すべての MTF 曲線の特徴は、図 6 と同様、零周波数から低周波数領域で急激に減少し、 0.1 mm^{-1} 以上の周波数でほぼ一定で、高周波数領域まで伸びている。このことは、水ファントームのような被写体での散乱は、解像力よりも、低周波コントラストをより低下させると考えられる。すなわち、厚さ d_1 、 d_2 の被写体を通過した後の X 線強度を I_1 、 I_2 とすると、被写体コントラスト C_r は $C_r = I_1 / I_2$ である。今、一様に広がった、強度 I_s の散乱線が存在すると、このときコントラスト C_r' は

$$C_r' = (I_1 + I_s) / (I_2 + I_s) \quad (9)$$

となり、 $C_r > C_r'$ である。

図4のLSFでは一次線と散乱線とも、ファントム厚の増加につれ減少しているが、図7のMTFの結果から、厚さが増すと、一次線よりも散乱線の減少の方がより小さいことが分る。また、AとCとの計算方法の違いによる結果から $M_C(f)/M_A(f)$ を求めると、ファントム厚10, 20 および30 cmに対して、それぞれ、0.74, 0.46 および0.31と、厚さが増すほど値が小さくなり、散乱線が広範囲に広がることが分る。

図5のLSFでは、エネルギーが高いほど、一次線も散乱線も大きくなっている。図8のMTFの結果からさらに、エネルギーが高いほど、一次線の増加する割合が、散乱線のそれよりも大きいことが分る。しかし、 $M_C(f)/M_A(f)$ の値は、エネルギー50, 100 および150 keVに対し、0.77, 0.74 および0.73で、厚さに対する変化ほど顕著ではないが、エネルギーが高いほど小さく、このことから、エネルギーが高いほど散乱線が広範囲に分布することが分る。

4. 結 言

X線写真像の画質の評価は、撮影条件・増感紙・写真フィルムなどの各特性を総合的に重ね合せた結果である。

今回の結果で、被写体内での散乱線は広範囲に分布し、低周波コントラストを低下させていると考えられる。しかし、写真フィルム系を含む系を考えたとき、フィルムの特性から低線量のときカブリ領域が存在し、一様の散乱線が存在しても、式(9)のようにそのまま写真像のコントラストを低下させるとは考えられない。逆に、散乱線が存在しないとき、情報を持つX線はフィルムの特性曲線のカブリ領域あるいは低ガンマ部に在り、コントラストが悪いが、散乱線が存在することにより、フィルムの特性曲線の高ガンマ部に移行し、コントラストが良くなることも考えられる。

しかし、最終的に散乱線は、X線情報において雑音であり邪魔者であろう。

今回、被写体内の散乱線がどのように分布しているか、MTFを計算して報告した。今後は増感紙・写真フィルムなどの特性を考慮し、被写体の形状とX線スペクトルの関係がどのようにX線写真像の画質に影響をおよぼしているか、検討する必要があると考える。

文 献

- 1) 中森, 鳥居原, 金森 : 放射線像研究, 8, 197(1978)
- 2) 中森, 金森 : 日放技学誌, 36(1), 1(1980)

光学的フーリエ変換によるX線フィルムの画像解析

城西歯科大学 歯科放射線学講座

山田英彦, 丹羽克味, 金井良雄

1. はじめに

コヒーレント光学系によるフラウンホーファー回折を用いることによって、物体の振幅透過率分布のフーリエ変換が求められることは画像情報処理の基本的手法の一つであり、この手法を診断に利用したものに Kruger¹⁾ら、また細胞診断に利用したものに Kopp²⁾らがある。我々も歯科X線口内法写真の振幅分布分析から、各種骨梁パターンの特徴抽出を計ろうと考えているが、今回はこの方法を利用するにあたっての基礎的な問題点を検討したのでここに報告する。

2. フーリエ変換光学系および実験装置

この二次元フーリエ変換光学系は図1に示す通りである。

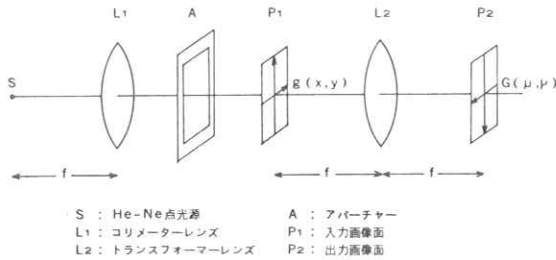


図1. 二次元フーリエ変換光学系

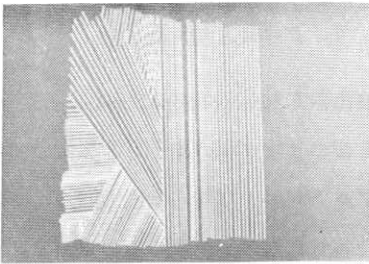
入力画像 $g(x, y)$ の分布範囲が、使用した光学系装置等の制約上、 $2x_0 \times 2y_0$ の大きさのアパーチャーで切り取られると、そのフーリエ変換スペクトル $G(u, v)$ は次式で与えられる³⁾

$$G(u, v) = \text{const} \int_{-x_0}^{x_0} \int_{-y_0}^{y_0} g(x, y) \exp[-2\pi i(\mu x + \nu y) / \lambda f] dx dy$$

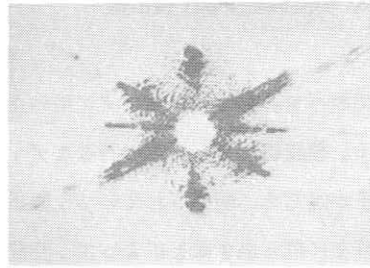
$$G(u, v) = \text{const} G\left(\frac{u}{\lambda f}, \frac{v}{\lambda f}\right) * K\left(\frac{u}{\lambda f}, \frac{v}{\lambda f}\right)$$

$$K\left(\frac{u}{\lambda f}, \frac{v}{\lambda f}\right) = \left[\frac{\sin 2\pi x_0 u / \lambda f}{2\pi x_0 u / \lambda f} \right] \left[\frac{\sin 2\pi y_0 v / \lambda f}{2\pi y_0 v / \lambda f} \right]$$

このとき、本来のフーリエ変換 $G(u/\lambda f, v/\lambda f)$ が開口のフーリエ変換 $K(u/\lambda f, v/\lambda f)$ によってゆがめられる。この影響を除くため、入力画像を縮小し、開口に比して十分小さい透過入力画像を作成し、また開口を大きな円形とすることで、フーリエ変換面での開口により方向性成分を除去することも含め、その低周波数成分を0次に混入させる方法で対処した。また一般に、レンズによる物体の振幅透過率分布のフーリエ変換は位相項を伴うが、今実験の場合回折像の強度分布のみを必要としたため、図1に示すように物体をレンズの物体焦点に一致させることにより、位相項を1にしてこれを補償する方法をとった。図2はこのようにして求めたフーリエ変換の例である。P₁面に入力画像(a)を置くと、P₂面にそのフーリエ変換スペクトル(b)が現われる。



(a) 入力画像



(b) 出力画像

図2. フーリエ変換の例

このとき、P₂面で観察できる回折像の強度分布は定数係数を別にすることにより、

$$|G(\omega_x, \omega_y)|^2 = F[g \star g^*]$$

となり、 $g(x, y)$ の自己相関関数のフーリエ変換、すなわちWiener スペクトルに相当する⁴⁾。ここで、P₂面の座標 (u, v) は空間周波数 (ω_x, ω_y) に比例し、また、 \star と $*$ をそれぞれ相関とコンボリューションの記号とする。

フーリエ変換によるスペクトルパターンは左右対称であるから、その光強度分布を調べるためには左右どちらか半分で充分である。したがって、出力面でのフーリエ変換パターンを円環状と放射状とに二等分されたスリットでサンプリングし、各スリットを通過する光強度をプロットしたグラフにより、出力パターンを認識することが可能である。図3は本実験で出力面

Schematic Pattern
of
Polar Co-Ordinate Photodetector Array

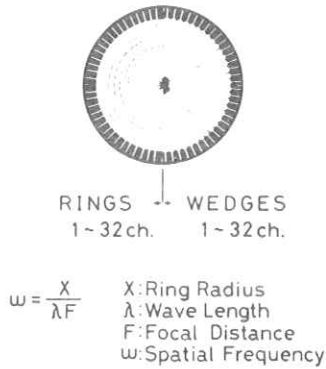


図3. 極座標型多素子検出器

Dimensions

Ring Number (channel)	Ring Radius [mm]	Ring Frequency at F=810 [L/P/mm]	Ring Number (channel)	Ring Radius [mm]	Ring Frequency at F=810 [L/P/mm]
1	0.004	0.087	17	2.590	5.052
2	0.183	0.357	18	2.932	5.721
3	0.281	0.548	19	3.320	6.477
4	0.380	0.741	20	3.758	7.332
5	0.480	0.937	21	4.252	8.295
6	0.584	1.140	22	4.806	9.376
7	0.693	1.353	23	5.424	10.582
8	0.809	1.578	24	6.116	11.933
9	0.933	1.821	25	6.888	13.439
10	1.069	2.086	26	7.746	15.112
11	1.219	2.379	27	8.697	16.967
12	1.386	2.703	28	9.749	19.019
13	1.571	3.065	29	10.907	21.279
14	1.781	3.474	30	12.182	23.766
15	2.018	3.937	31	13.581	26.497
16	2.286	4.460	32	15.113	29.485

図4. 検出器の各チャンネルにおける
リング半径と空間周波数

像面でのパターンサンプリングに用いた極座標形多素子検出器 (Recognition System 社製) である。極座標形をしたこの特殊なディテクターは、32個のリング状の素子と32個の楔状の素子が点対称に配列されていて、回折パターンをラジアル方向および同心軸円方向のエネルギー分布に取り出すことによって、空間スペクトル分布を電気信号に変換するものである。リング状素子のディメンションは図3下の式から各チャンネルの空間周波数 ω が求められるが、実験ではXはリング半径 (mm) , λ はHe-Neガスレーザーの波長632.8 (nm) , Fはトランスフォーマーレンズの焦点距離810 (mm) で行なったので、その各チャンネルのリング半径およびその空間周波数は図4のようになる。尚、リング状素子のパターン配列は光のガウス分布を直線的にとらえることができるようになってきている。また、図1にも示してあるアパーチャーA (開口) は、 22ϕ (mm) である。

3. 実験方法

入力画像として、実際に直接デンタルフィルムの骨梁成分を入力すると、光学系やディテクターの性格上、出力パターンの特徴が出にくいことが判明した。すなわち、高周波の画像成分の判別がしにくいこと、また、中間濃度におけるパターンが直接0次に混入してしまうため、本来、視覚認識できる骨梁成分が出力されないこと、フィルムの粒状性がスペクトル成分に入ること等のためである。これら装置等の制約上、入力画像としてデンタルフィルムの骨梁成分

を二値化した前処理画像を作成し、これを実験に使用した。これは原画像をリスフィルムで密着反転してつくったネガ・ポジフィルムを二枚重ね合わせ、 45° の入射光をその全周方向から入射させ、重ね合わせたネガ・ポジフィルムのフィルムベースの厚みからもれる斜入射光によって、下に置かれたリスフィルムに感光させるという、いわゆるフィルムによるアナログ処理を行なったものである。実際には、この歯牙部分を除去した画像を、さらに一辺を $\frac{1}{4}$ に縮小したものを用いていて、本実験装置で読みとり易くさせているが、この骨梁部分の処理画像は開口の直径に対し十分に小さい大きさである。実験では、このようにして作成した前処理画像を入力画像として用い、これによって出力されたデータを開口による回折成分で補正したものを使用している。また、今回の実験で用いた骨梁画像においては、方向性成分の特徴があまりなかったため、これを一応除外し、周波数成分のみで実験を行なった。データは図3に示したディテクターにより、各チャンネルごとにサンプライヤーでモニタリングを行いながらその光強度分布に比例した直流出力電圧を測定した。

4. 実験結果

実際に骨梁画像を入力する前に、既知テストチャートを入力し、その二次元フーリエ変換の周波数成分を出力させると図5のようになる。すなわち、0次成分を除き 4.05 (LP/mm) のスペクトルが15チャンネル(3.937 LP/mm)でピークの強度に達し、同様に 5.56 (LP/mm)

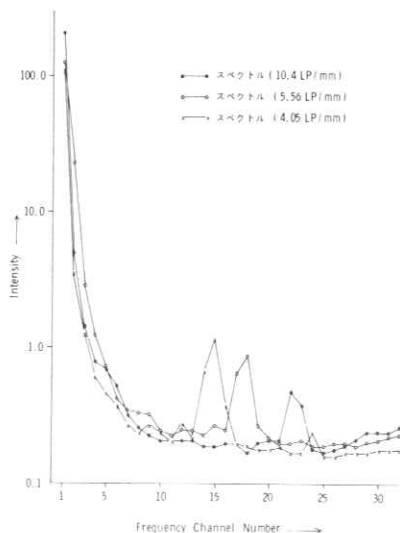
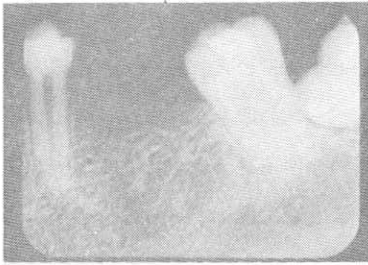


図5. テストチャートによる
二次元フーリエ変換の周波数成分

が18チャンネル(5.721 LP/mm)で、 10.4 (LP/mm) が23チャンネル(10.582 LP/mm)でそれぞれピークになっている。このように、ほぼ正確にディテクターが周波数成分表示をしていることが確認された。次に骨梁画像を入力した結果を以下に述べる。

図6(a)は左下顎大臼歯部のデンタルフィルムであり、図6(b)はその骨梁成分の二値化画像である。図6(c)は(b)の画像の二次元フーリエ変換の周波数成分である。

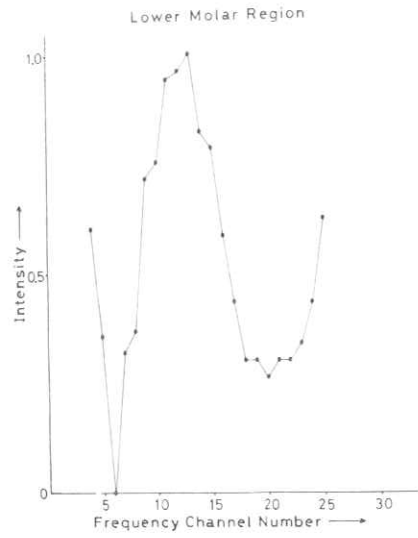
図7(a)は左上顎大臼歯部の悪性腫瘍のデンタルフィルムで、図7(b)はその骨梁成分の二値化画像である。図7(c)は(b)の画像の二次元フーリ



(a) デンタルフィルム



(b) 骨梁成分の二値化画像



(c) 二次元フーリエ変換の周波数成分

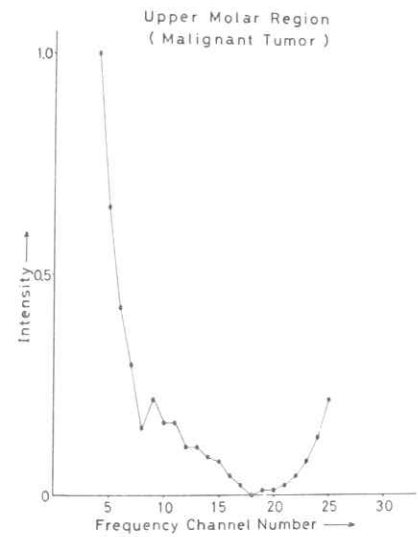
図6. 左下顎大白歯部



(a) デンタルフィルム



(b) 骨梁成分の二値化画像

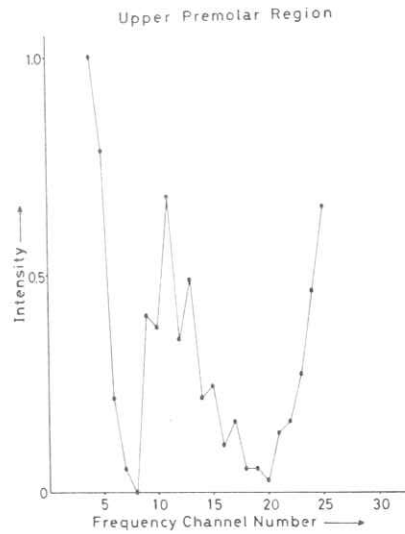


(c) 二次元フーリエ変換の周波数成分

図7. 左上顎大白歯部 (悪性腫瘍)



(a) デンタルフィルム



(b) 二次元フーリエ変換の周波数成分

図8. 右上顎小臼歯部

エ変換の周波数成分である。

図8(a)は右上顎小臼歯部のデンタルフィルムであり、図8(b)はその骨梁成分の二値化画像の二次元フーリエ変換における周波数成分である。

以上の実験結果から、周波数範囲は6チャンネル(原画像で 0.285 (LP/mm))、以下周波数値はすべて原画像換算値である)から20チャンネル(1.833 LP/mm)までであり、 0.285 (LP/mm) 以下は直流成分内に信号成分が混入するために判読できないように思われ、一方 1.833 (LP/mm) 以上に一様に現われてくる高周波数成分は二値化画像にするための前処理でできてくるアーティファクト(本実験の場合は粒状様構造物)と考えられる。したがって、 0.285 (LP/mm) から 1.833 (LP/mm) までの範囲で周波数成分を各フィルムについて比較すると、左下顎大臼歯部では 0.766 (LP/mm) にピークがあり、右上顎小臼歯部では 0.6 (LP/mm) 近辺にピークがあるが、左上顎大臼歯部の悪性腫瘍の画像では 0.3 (LP/mm) 以下にそのピークが出現し、それぞれの画像における骨梁の周波数成分分解が可能であることがわかった。

5. 考 察

骨梁の光学的二次元フーリエ変換を、原画像(デンタルフィルム)からフィルムによるアナ

ログ処理によって二値化した画像で行なってきた。この方法をとることにより、骨梁を構成する縞状の組織の輪郭を鮮明に出すことができたが、原画像の持つ本来の骨梁とどの程度マッチングしているかが問題となろう。この場合においては、骨梁を構成する組織の周波数成分が、フィルムベースの厚みだけ高周波数に移行することが考えられ、ネガ・ポジフィルムのそれぞれの濃度差、リスフィルムのガンマー等の問題はあるが、原理的にはリニアに原画像に比例していると考えられる。したがって、この処理をすべてのデンタルフィルムに行うことにより、定量評価が可能と思われる。また、この処理方法のもう一つの問題点は、二値化処理上、骨梁部分が原画像で小さい場合に断片的な画像となり、これがスペクトル成分で高周波領域に出現し、20チャンネル以上に現われる成分に相当するものと考えられることである。一方、原画像の濃度変化の偏曲点部分を線画として表わすことも考えられるが、この方法をとると濃度の太い骨梁成分も一本の線となってしまう、本来の骨梁とは違ったものになってしまうと思われるが、それなりに利用の価値はあると思う。

今後は、デジタル処理による方法も含め、二値化のための前処理を如何にするかが重要となろう。

6. 結 論

口内法X線写真の光学的二次元フーリエ変換により、骨梁成分の振幅分布分析から数種のX線写真の骨梁の定量評価を試みたが、一応、フィルムの前処理等の問題もあるが、パターン分析は可能であると思われる。これからは、このような前処理法を含めて、骨梁の増齢変化や種々の病的疾患の骨梁パターンの抽出を行ないたい。

終わりに、本研究に対し、資料作成について御助言を戴いた、富士写真光機株式の鈴木正根氏、金谷元徳氏に深謝致します。

文 献

- 1) Kruger, P., Thompson, W.B. and Turner, A.F., Computer Diagnosis of Pneumoconiosis, IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Vol. SMC-4 No.1, January (1974).
- 2) R.E. Kopp, J. Lisa, J. Mendelsohn, B. Pernick, H. Stone and R. Wohlers, "The Use of Coherent Optical Processing Techniques for Automatic Screening of Cervical Cytologic Samples", The Journal of Histochemistry

and Cytochemistry, Vol. 22, No. 7, (1974)

3) 辻内順平, 村田和美 : “光学情報処理” (朝倉書店, 東京, 1974) P. 37

4) 滝 保夫, 他 : “画像工学” (コロナ社, 東京, 1972) P. 111

二重造影像からの輪郭抽出

東京大学 羽鳥光俊
佐野幸男

1. はじめに

本稿では、胃部二重造影像の自動診断を念頭に置きながら、そのための前処理として診断対象領域の切り出し、すなわち胃部輪郭抽出の方法について述べる。本稿で提案する輪郭抽出アルゴリズムは、従来はあまり考慮されていなかった輪郭の構造的情報（セマンティック情報）を“接続表”および“記号列パターン”などの形で表現し、積極的に利用しているところに大きな特徴がある。なお、本アルゴリズムは、複雑な画像からの線抽出という意味で、画像処理上の手法としても有用である。

2. 輪郭抽出アルゴリズムの概要

本輪郭抽出アルゴリズムを実現するシステムは、基本的には、図1のような3つのプロセスから成り立っている。

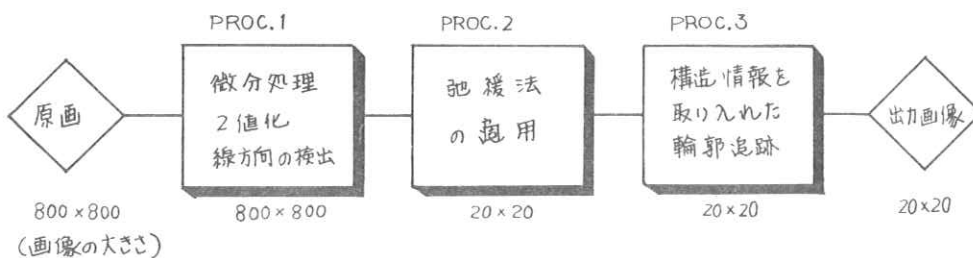


図1. 輪郭抽出システム

プロセス1では、まず、 800×800 画素の入力画像に対して微分処理を行い、そのあとテクスチャを考慮して閾値を求め、それにもとづいて2値化処理を行う。その際、検出された各画素に対して、微分方向から線要素の方向を求めておく。

プロセス2では、プロセス1の結果に対して弛緩法を適用する。その際、計算時間、メモリ

容量，線の視覚的スケールを考慮して対象画像の大きさを，予め800×800から20×20に変換しておく。

プロセス3では，プロセス2の結果から胃部輪郭に対応する線を抽出する。そのために，胃部輪郭の構造情報を“接続表”および“記号列パターン”の形で表現し，応用性の高いコントロール・システムを構成している。

3. 各プロセスの説明

3-1 プロセス1

このプロセスは，さらに次の2つのステップから成り立っている。

◇ ステップ1：微分処理

入力画像に図2のようなラプラシアン・オペレータをかけて線要素を検出する。ラプラシアン・オペレータは感度の良いオペレータである反面，雑音に弱いので $3 \times 3 = 9$ 画素で平滑化も同時に行う。

◇ ステップ2：2次元動的閾値法による2値化閾値処理としては，微分値のほかに濃度値も考慮に入れた2次元動的閾値法を用いる。まず微分値に対しては800×800の入力画像において40×40の小領域毎にオーバーラップした80×80の大領域を考え，その大領域内の平均濃度を考慮して大領域と

してのラプラシアン閾値をその中央点上に求める。一方，濃度値に対しては大領域の濃度ヒストグラムから大領域としての閾値を求める。さらに，各画素における閾値を大領域の閾値から内挿によって算出し，これを用いて各画素で閾値処理を行う。その結果，“線要素”が存在すると判定された画素に対しては，さらに，図3の8方向に対応した8つの1次元ラプラシアン・オペレータをかけ，その最大値から各画素における線要素の方向を求める。

3-2 プロセス2

このプロセスでは，雑音^{*}などのために埋もれている輪郭線を相互の適合性を考慮して，繰り

*注 本稿で用いている“雑音”とは，抽出しようとする対象以外のものを総称して呼んでおり，通信理論などで使われている意味とは異なることに注意されたい。

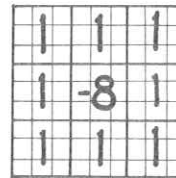


図2. ラプラシアン・オペレータ

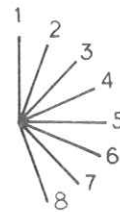


図3. 線要素の方向

返し計算により明確にしていこうとするものである。

弛緩法を用いるために、計算時間、メモリ容量および視覚的な線のスケールなどを考慮して、対象画像の大きさを800×800から20×20に変換する。したがって、40×40の大きさを1つの単位領域と考える。さらに、各単位領域には、(8近傍連結を考慮して作成された)図4のような21個の線ラベルのうちどれかが存在すると仮定する。どれであるかは、その単位領域内に含まれる画素が持つ線方向の数から各線ラベルの存在確率の形で求めておく。これが弛緩法の初期確率となる。

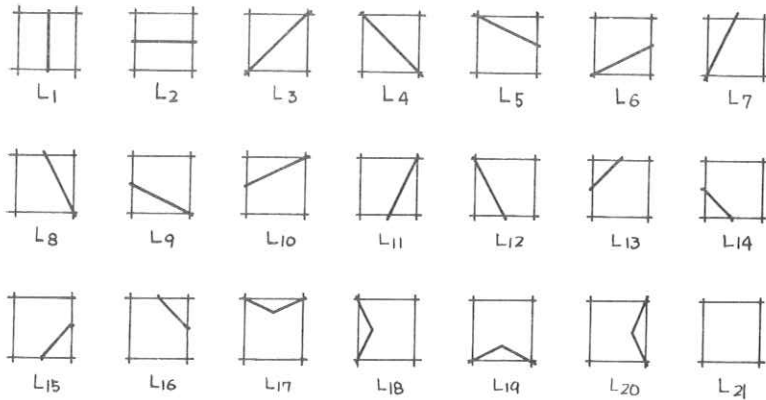


図4. 単位領域に存在し得る21個の線ラベル

いま、単位領域の集合を $A = \{a_1, \dots, a_{400}\}$ とし、その単位領域に存在し得る線ラベルの集合を $L = \{L_1, \dots, L_{21}\}$ とする。このとき、次の条件を満たす適合係数 r_{ij} を導入し、式(1)、(2)の繰り返し計算を行えば、各単位領域(たとえば a_i)において周囲と適合性の高い線ラベル L の存在確率 $P_i(L)$ が大きくなっていく。

条件1. 単位領域 a_i が線ラベル L を持ち、単位領域 a_j が線ラベル L' を持つことが適合しているならば、 $r_{ij}(L, L') > 0$ 、矛盾しているならば $r_{ij}(L, L') < 0$ 、互いに何の制限も与えないならば、 $r_{ij}(L, L') = 0$ 。

条件2. r_{ij} の大きさは適合性の強さを表わす。

$$P_i^{(k+1)}(L) = P_i^{(k)}(L) \{1 + Q_i^{(k)}(L)\} / \sum_{L' \in A} \{P_i^{(k)}(L') \{1 + Q_i^{(k)}(L')\}\} \quad (1)$$

$$Q_i^{(k)}(L) = \sum_j d_{ij} \left\{ \sum_{L' \in A} r_{ij}(L, L') P_j^{(k)}(L') \right\} \quad (\sum_j d_{ij} = 1) \quad (2)$$

式(1)、(2)の計算は、任意の単位領域 a_i で、 $P_i(L_i) > 1 - \epsilon$ (ϵ : 0.5より小さい正の数)

となるような線ラベル L_i がみつかるまで続け、最大存在確率を示す線ラベルをその単位領域の線ラベルとする。

この結果、互いに適合性のある線ラベル同志の存在確率が強められ、意味のある線が明確化される。ただし、胃の輪郭に関する構造情報が考慮されていないので、背骨や他の背景などの雑音の存在によって誤った接続や切断が起こる。

3-3 プロセス3

このプロセスでは、胃の輪郭構造に関する情報を考慮して、プロセス2の結果における線ラベル・ペアの接続性をチェックし、真の輪郭線を抽出する。このプロセスは、次の4つのステップから、成り立っている。なお、胃部輪郭の構造的特徴を考慮して、図5のように5つのパートに分けておく。

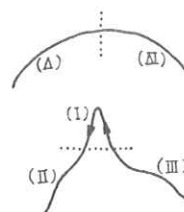


図5. 胃輪郭のパート分け

◇ ステップ1：連の作成

プロセス2の結果から隣接する単位領域間の線ラベル同志の接続性を調べ、接続する線ラベルの組（連続部分線）の集合を求める。この連続部分線、すなわち線ラベルを次々と接続したものを“連”と呼び、これ以後の被処理要素の基本として取り扱う。なお、得られた連を識別するために“連ラベル”をつけておく。たとえば、連 r_i の k 番目の要素（すなわち線ラベル）を $\lambda_k^{(i)}$ とすれば、 $r_i(k) = \lambda_k^{(i)}$ と表わす。また、連の各要素は、各单位領域（ i 位置）と対応がついており、その対応表は連を求めるのと同時に作成しておく。

◇ ステップ2：胃角パターンの検出

胃の輪郭線の中で最も特徴的な構造を持っているのは胃角部である。そこで、はじめに胃角部に着目し、その構造パターンに対応した連またはその一部を検出する。小彎部分の輪郭は、これをもとにして追跡される。胃角部の構造を構文法的に表現すると次のようになる。なお、胃角パターンを表現するために、予め胃角輪郭の追跡方向を図5の矢印のように決めておく。

<胃 角 部> → <下向き線部> <線方向変換部> <上向き線部>
 <下向き線部> → <下向き線素> | <下向き線素> <下向き線部>
 <上向き線部> → <上向き線素> | <上向き線素> <上向き線部>
 <線方向変換部> → <下向き線部> <水平線部> <上向き線部>
 <水平線部> → <水平線素> | <水平線素> <水平線部>

胃角パターンの種々のバリエーションに対応するために、また、表現の簡単化のために、線ラ

ベルの代わりに“線素”を定義し、それを用いる。線素というのは、ステップ1で求めた連 r_i において、 k 番目の要素に対応した単位領域から、 $(k+1)$ 番目の要素に対応した単位領域へ移るときの変化の方向ベクトルに対応している(図6参照)。

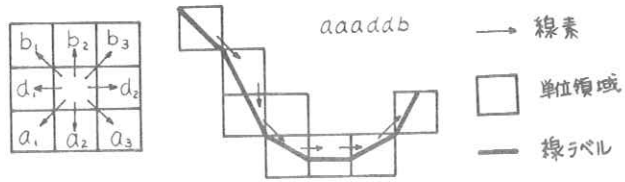


図6. 線素の記号列の求め方

いま、<下向き線素>、<水平線素>、<上向き線素>をそれぞれ $a = \{a_1, a_2, a_3\}$, $d = \{d_1, d_2, d_3\}$, $b = \{b_1, b_2, b_3\}$ とすると胃角パターンは $\{a^l d^m b^n\}$ (l, m, n は正の整数) (3)

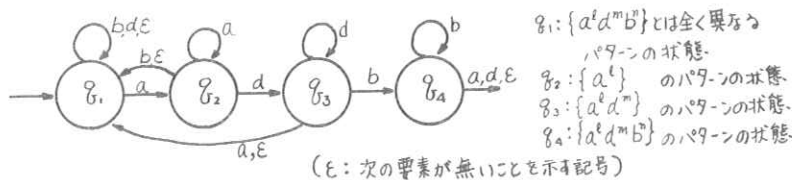


図7. 胃角パターンを検出するオートマトン

となり、これは文脈自由文法によって導かれる。式(3)および画像の物理的制限条件から胃角部に対応するパターンを受理する決定性有限オートマトンが図7のように構成される。図7のオートマトンで2つ以上のパターンが受理された場合には、 m の大きさおよび l と n の比の制限条件のもとで $(l+n)$ の最も大きいものを胃角部に対応したパターンと判定する。さらに、このパターンが存在する連を求め、それをもとに小彎部分の輪郭追跡を行う。なお、一般に、二重造影像の雑音は、図7のオートマトンで受理されるようなパターンを持たない。

◇ ステップ3：胃角パターンから小彎輪郭の追跡

ステップ2で発見された連またはその一部をもとに小彎部分の輪郭(図5の(II),(III)のパート)の追跡を行う。基本的な追跡アルゴリズムは次のとおりである。

- * まず、同一連内の隣接する線ラベル・ペア間の接続性をチェックし、接続性が妥当であると認められた場合には、次の線ラベル・ペアのチェックに移る。
- * 接続性が却下された場合または連の最後の要素に達した場合には、単位領域の境界線を通しての接続性および他の連の途中の要素への接続性がチェックされる。接続の回復が

可能な場合には、新たな連に制御が移り、輪郭追跡が続行される。

(II), (III) の各パートの輪郭追跡は、基本的には図8のようなコントロール・システムによって行われる。

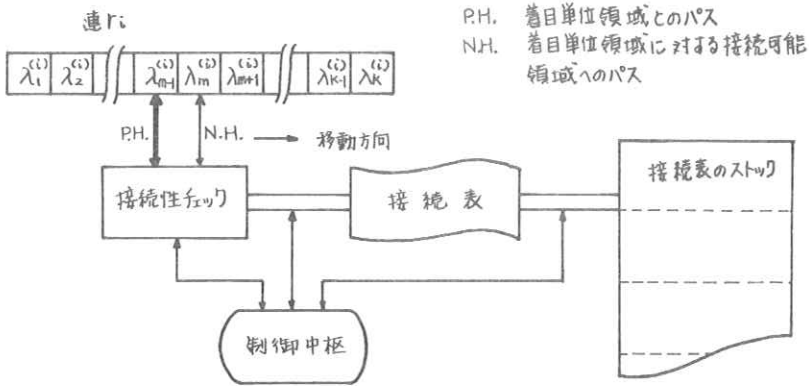


図8. 基本的なコントロール・システムの概念図

着目単位領域 の線ラベル	接続可 能方向	接続可能方向にある単位領域 に存在し得る線ラベルの集合
-----------------	------------	--------------------------------

図9. 接続表の作成

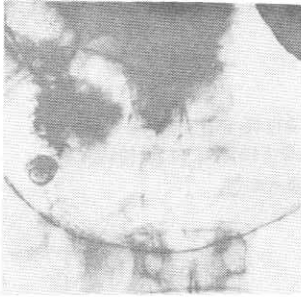
図8のコントロール・システムにおいて、接続性をチェックするための評価基準として、図9のような“接続表”という形成を導入する。この接続表の中に胃部輪郭の各パート(図5参照)の構造情報が集約され、セマンティックな評価が行われる。

◇ ステップ4: 大彎輪郭の抽出

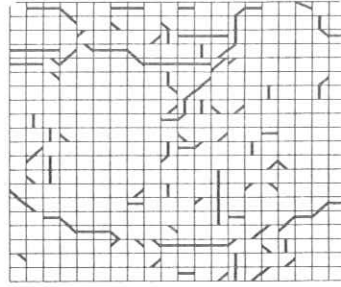
このステップは、ステップ3で用いた手法とほぼ同じ原理で行われるので、説明は省略する。

4. 結 果

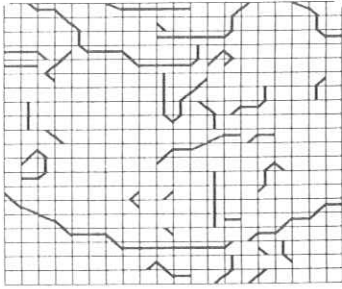
本輪郭抽出アルゴリズムを実際の二重造影像に適用して求めた結果を図10に示す。なお、(b), (c), (d)の図におけるメッシュは単位領域を表わす。



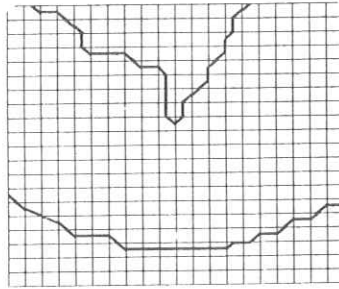
(a) 原 画



(b) プロセス2の前



(c) プロセス2の後



(d) 最終結果

図10

5. おわりに

二重造影像のような複雑な画像に対しても本アルゴリズムを適用することにより、比較的良
好に輪郭が抽出できた。接続表という形で輪郭の構造情報を取り入れることにより、より視認
識に近い輪郭抽出が可能となった。また、この形式のコントロール・システムは、基本的な部
分を変えることなく、接続表の内容を書きかえるだけで、他の医用画像（または、その他の一
般的な画像）に対しても適用できるという利点を持つ。

参 考 文 献

- 1) 滝, 羽鳥, 田部: 胃部二重造影像における胃部領域切り出し, 信学技報 Vol. 78, No. 282, pp. 85-88, (1979)
- 2) 羽鳥, 佐野, 滝: 二重造影像における円状疾患部の検出の一方法。昭和54年度 電子通信学会情報・システム部門全国大会, p. 76
- 3) A. Rosenfeld, R. A. Hummel et al.: Scene Labeling by Relaxation Operations, IEEE Trans., Vol. SMC-6, No. 6, pp. 420-433, June (1976)
- 4) K. S. Fu: Syntactic Methods in Pattern Recognition, Academic Press, (1974)
- 5) G. Y. Tang, T. S. Hung: A Syntactic - Semantic Approach to Image Understanding and Creation, IEEE Trans., Vol. PAM-1, No. 2, pp. 135-144, (1979)

オート γ カウンタシステムのペーパーノイズ対策

三井記念病院 山本英明, 田口逸夫, 薄 英子
仙貫忠夫, 木下幸次郎

1. はじめに

病院の各種検査のデータ処理は、初めは測定者の手書きであったが、最近では検査の省力化と能率の向上をはかり取り扱いの簡単な小型コンピューターを用いたデータ処理法が多く取り入れられるようになってきている。そのデータ処理装置中に広帯域の弱い電気信号を取り扱う部分があると、いろいろな事故や障害が発生しているようである。特に第 6 1 回 R I I 研究会での伊藤¹⁾の報告によると、超音波診断装置ではこのような障害をペーパーノイズとよびその防止対策がそれぞれ講じられているようである。当施設でも昭和 5 4 年 4 月に実験台の上に設置し手軽に操作できる目的で購入した卓上型オート γ カウンタシステム (以下 γ システムと略記する) でこうした障害が発生し、その対策をメーカーの協力の下で行なった結果解決できたので報告する。

2. γ システムと測定室

γ カウンタはアボット社製, AUTO LOGIC 201 型のウエル型シンチレーションカウンタである。前面パネルでオート, マニュアル, エレベーター上下, サンプル送りなどが選別可能になっている。

ミニコンはオリベッティ社製パーソナルミニコンピューター P 6 0 4 0 型で基本構成はシステム用 RAM 1KB, ユーザー用 RAM 3KB, ファーム・ウェア用 ROM 18KB, 主に科学計算用に設計されている。

上記の γ カウンタをミニコンに図 1 のように接続しオンライン・IN VITRO テスト・データ処理システムを構成し一度に 100 サンプルまで自動的に標準曲線を決定し、未知検体の濃度値を算出し、プリントアウトする。

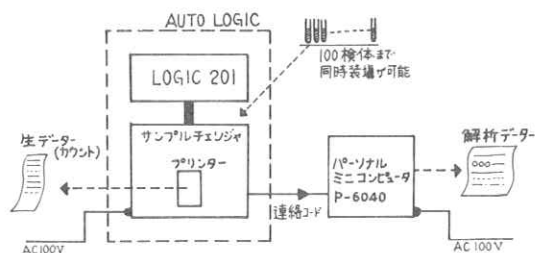


図 1. オート γ カウンタシステムの構成

図2は縮尺1:200の測定室の略図である。電源の室内配線は1階B棟分電盤より当施設の入口にあるPOOL BOXに配線され、それより1B-19, 1B-20, 1B-23各室内配線系に分かれている。 γ システムは1B-19室内配線系にミニコンの電源, 1B-20室内配線系に γ カウンタの電源を供給できるようにメーカーに設置してもらった。なお既に1B-19室内配線系には小型遠心分離機, また1B-20室内配線系には蛍光灯が接続されていた。

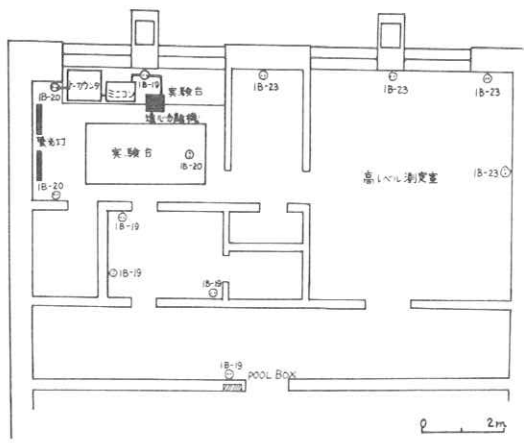


図2. 測定室と機器の配置 (縮尺1:200)

3. γ システムの誤動作の状態

γ システムの誤動作は, (A)システム内のミニコン電源開閉時, (B)蛍光灯電源開閉時, (C)遠心分離機作動中に発生した。誤動作は見かけ上 γ カウンタのサンプルチェンジャー部に集中して発生する。症状は (1)エレベータ突然移動 (2)サンプルチェンジャー突然移動 (3)ジャム警報ブザー連鳴 (機械的な障害発生時の警報) などの誤動作が発生するため, 1分計測の条件で自動測定中のサンプルが途中でプリントアウトされる事により, (4)プリンターの○○○○表示または誤値。このためミニコン自動入力されるサンプル番号やデータが異常値で入力されそのまま解析される。

4. γ システムの配線と誤動作の関係

雑音がどのような経路で混入して誤動作につながるか, AC電源の供給点を変更し, また γ カウンタとミニコンを分離して測定した。表1はその経過を示した。①~③の γ カウンタとミニコンを接続してある状態ではすべて誤動作が発生した。

誤動作発生源 配線	蛍光灯電源の 開閉	ミニコン電源の 開閉	遠心分離機の 動作中	備考
①メカの設置した状態	×	×	×	
②1B-20室内配線系をシステム専用とした	×	×	×	1B-19室内配線系に蛍光灯遠心分離機を接続する。
③ミニコン電源コードとミニコン本体より取りはずす	×	/	×	ミニコン連絡コードは接続してある。
④ γ カウンタとミニコンを分離	○	/	○	誤動作はほとんど確認できなかった。

×…誤動作
○…異状なし

表1. 各配線と誤動作の関係

しかし④のγカウンタとミニコン間の連絡コードをミニコン本体より取りはずし、それぞれを単体で使用する場合異常値はみとめられなかった。したがって誤動作はミニコンを介して、γカウンタとミニコン間の連絡コードを通して侵入する電磁妨害源からの雑音で発生していることが確認された。

5. 電磁妨害源の測定方法

誤動作防止対策を立てるには、まず電磁妨害源の性質と雑音の帯域を確かめる必要がある。その方法としてスペクトルアナライザー形電界強度測定器で測定するのが最良の方法であると思われる。しかしそれを行なうには完璧な設備が必要なため、専門の研究所レベルでしか測定は不可能である。われわれは、もっと身近な測定器具を用いて容易に雑音の正体を知らうと考え、アイワ社製のカセットラジオレコーダー Model TPR-410 昭和52年製造を用いて、中波、短波、超短波の各周波数帯に於ける雑音をレコーダーに記録させ最大出力の受信機の帯域に障害波の主要周波数があると考えた。しかし、本法では測定する受信機レコーダーなどの影響により入力波形に対して観測する出力波形は変化する。たとえば立ち上り時間が数 n Sec のスパークノイズが数 μ Sec の波形

周波数(kHz)	600	1000	1400
実用感度(dB)	51(3.3)	50(2.9)	49(3.4)
選択度	帯域幅(-3dB幅) (KHz)	10kHz 離調時の セレクトンス(dB)	
	5.8(0.95)	22.5(5.5)	

()内の数値は標準偏差を示す。 調査台数 13台

表2. 受信機性能基準 (NHKハンドブック)

に変わってしまいが、われわれの測定目的の雑音の周波数帯域は測定可能である。

6. 受信機の性能試験

測定に使用する受信機の感度試験を、目黒電波測定器KK製標準信号発生器、

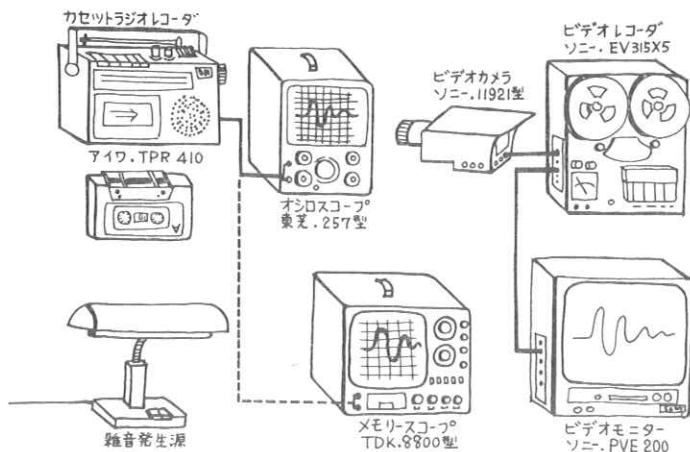


図3. 電磁妨害源の測定系統図

Model 230型で、0.5MHz～5MHzまで測定した結果、昭和42年版NHK技術ハンドブックの受信機性能基準相当の結果が得られた。

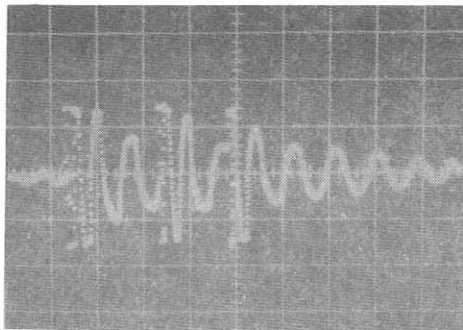
7. 測定手順

カセットラジオレコーダー（図3）を測定妨害源の存在する室内に置き、放送電波をさけた各周波数帯に於ける妨害源の発生する雑音をカセットテープに録音し、それを再生してオシロスコープで波形を画かせ、一法はその波形をビデオカメラを用いて、ビデオレコーダーに録画しビデオモニターの再生像をスチール・モードにしてモニター画面で波高値を測定した。もう一法は（図3点線系）録音テープ再生波形をメモリースコープに書き出し波高値を測定した。

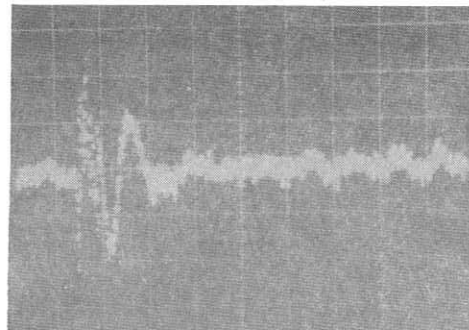
8. 各機器の発生する雑音の性質と帯域

各機器の発生する雑音をメモリースコープに書き出しそれをポラロイドカメラで撮影した波形が図4～6である。各図の（ ）内はサンプリング条件を表わす。

蛍光灯電源導入直後にスパークノイズが確認された。スパークノイズの後に続く波形は雑音によるものではなく受信機の共振回路などの影響によるものである（図4(1)(2)）。ミニコンのパルス波高は同電源導入直後に通常の約3倍の波高になることが確認された（図5(1)）。また同様にミニコン電源導入直後にスパークノイズの発生が確認された（図5(2)）。遠心分離機は作

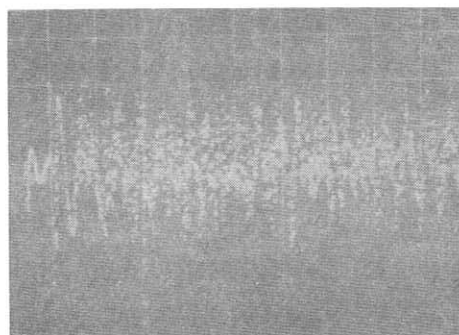
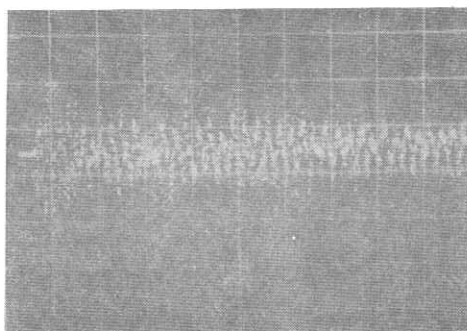


(1) 8 MHz (100 μ Sec 20V/div)



(2) 90 MHz (50 μ Sec 10V/div)

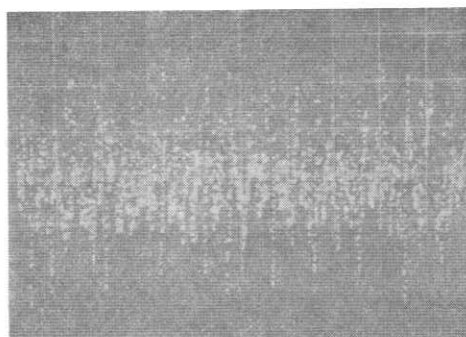
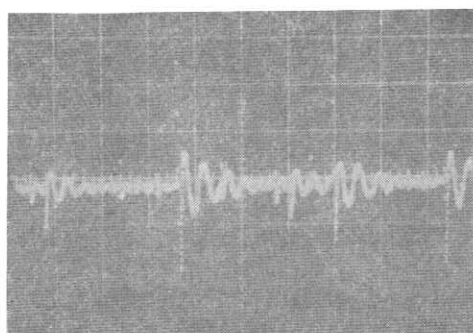
図4. 蛍光灯電源開閉時発生雑音の波形



(1) 1 MHz (200 μ Sec 20V/div)

(2) 12 MHz (100 μ Sec 20V/div)

図5. ミニコン電源導入時発生雑音の波形



(1) 1 MHz (100 μ Sec 10V/div)

(2) 12 MHz (100 μ Sec 20V/div)

図6. 遠心分離機作動中発生雑音の波形

動中つねに雑音の発生していることが確認された。しかし γ -システムの誤動作発生時の雑音は測定日時の関係で採取できなかった(図6(1)(2))。

放射妨害の距離依存性を蛍光灯電源閉閉時発生する雑音で、測定周波数1 MHzと4 MHzについて測定した結果、図7の如き結果であった。したがって、 γ -システムと同じ室内に存在する機器から発生する放射妨害は距離には関係なく影響することが確認できた。

各機器から発生する雑音は、図8のように広い周波数帯域にわたっていることが確認できた。

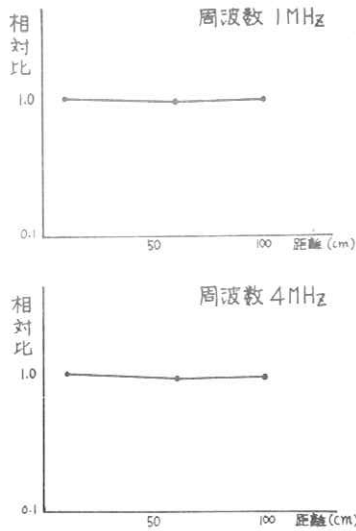


図7. 放射妨害の距離依存性

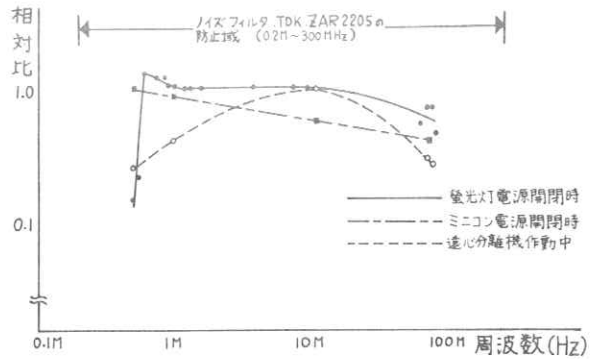


図8. 各機器の発生する雑音の帯域

同図中のノイズフィルタ TDK ZAR2205 型は広範囲にわたって防止域があり、 γ -システムのアC電源部に装備することによりノイズマージンが上がり誤動作防止効果があると考えられる。

9. 誤動作防止対策

測定結果に基づき誤動作の防止対策を立てた。表3にその経過を示した。②ミニコン連絡コードをアルミ箔でシールド、③ミニコン電源コードをアルミ箔でシールド、⑤ミニコン連絡コード及びミニコン本体をすべて電磁遮蔽することにより蛍光灯電源開閉時に発生する誤動作はほとんど確認されなくなった。そこでミニコン連絡コードをシールド線に変え、ミニコン電源部に岡谷電気製スパークキラー S1202型を装

種音源 対策	蛍光灯 スイッチ 開閉	ミニコン スイッチ 開閉	遠心分離 機作動	備考
①メーカーの取り付けた状態(対策前)	100%	100%	時々発生する	
②ミニコン連絡コードをアルミ箔でシールド	25%	変化なし	変化なし	連絡コードがアンテナになり放射誘導
③ミニコン電源コードをアルミ箔でシールド	変化なし	変化なし	変化なし	
④②と③でループをつくる	20%	80%	変化なし	
⑤ダンボール箱にアルミ箔を張りミニコンをシールド	時々発生する	0%	変化なし	連絡コードをシールド ミニコン電源部にスパークキラーを付ける
⑥r-カウンタの電源にラインフィルタを付ける	0%	0%	0%	ラインフィルタ TDK ZAR2205型 0.2~300MHzにおける非対称成分ノイズ防止用

※遠心分離機を交換した為。

表3. 対策と誤動作の状態

備した。⑥AC電源部から侵入する雑音を防止するため、 γ カウンタ電源部に図8の結果から適当であると判定したラインフィルターTDK ZAR 2205型を装備したところ、伝導妨害はほとんど確認されなくなった。またミニコンと同じ室内配線系より電源を供給している遠心分離機が耐用年数を過ぎ、昭和

54年11月に新型機と交換した結果、新型機には既にノイズフィルターが装備してあり遠心分離機の作動中に発生する雑音での誤動作は確認されなくなった。

以上の結果から、次のようにまとめることができる。

γ カウンターの電源、ミニコンの電源および各種の雑音源の電源を測定室内にあるAC100Vコンセントの供給点をいろいろ変更した組合せで誤動作の発生率を測定し、また γ カウンターとミニコン間の連絡コードの相互干渉を電磁遮蔽により防いだ結果、ほぼ表4のような伝搬経路にまとめることができる。

本実験の γ -システムは、同システム内のミニコン電源の開閉時、および室内に設置してある蛍光灯電源開閉時、遠心分離機の作動中発生する雑音が主な要因である事が確認された。

放射妨害は測定室が当施設(図2)の大きさでは、同じ室内に妨害源が存在すれば距離には関係なく妨害する可能性のある事が確認できた。

10. 結 論

本実験の γ -システムの誤動作、超音波診断装置に於けるペーパーノイズをはじめ広帯域の弱い電気信号を取り扱う装置では、種々の雑音になやまされているが、その雑音の性質や形状がわからない為に対策も大変困難なものである。しかし市販のラジオカセットレコーダーとVTR装置を用いて容易に電磁妨害波の正体をさぐり、その存在周波数帯域が、0.5MHz～90MHzにあることを確認し、これを防止するに適合したノイズフィルターTDK ZAR 2205型を採用することにより防止対策を容易に行なうことができた。

γ -システム、超音波診断装置など医療機器にも日本事務機工業会規格に準じ、医療装置の

雑音源	経路と対策	伝搬経路	対策
蛍光灯スイッチ開閉 ①	放射妨害	ミニコン → トーカウンタ 連絡コード	ミニコン連絡コードを電磁遮蔽する。
蛍光灯スイッチ開閉 ② *	伝導妨害 ミニコン連絡コード → トーカウンタ	ミニコン → トーカウンタ 電源コード	ミニコン電源コードにラインフィルターを付ける。
ミニコンスイッチ開閉	放射妨害 伝導妨害	ミニコン → トーカウンタ 連絡コード	ミニコン電源スイッチにスパークキラーを付ける。
遠心分離機作動中 ***	伝導妨害 ミニコン連絡コード → トーカウンタ	ミニコン → トーカウンタ 連絡コード	トーカウンタ電源コードにラインフィルターを付ける。

* 蛍光灯と遠心分離機のAC電源の供給点を変更しても同じ結果だった。

** 3)の第3章 P73

*** 現在市販されている遠心分離機はノイズフィルターが内蔵されている。

表4. 伝搬経路とその対策

性能に適合した基準をつくり，よりノイズマージンの高い機器の開発を望む一方，われわれ使用者側も，その基準に適合した環境設定が必要である。

終りに防止対策に協力して戴いた，ダイナボットラジオアイソトープ研究所，アボット，日本オリベッティ，またメモリースコープを貸して戴いた東大第二内科 毛利先生に誌上をかりて深謝する。

参 考 文 献

1. 伊藤 健一：超音波診断装置とICメモリー 放射線像研究 Vol. 9, №.2 (1979)
P.63
2. 伊藤 健一：アースと雑音 日刊工業新聞社 (1974)
3. 荒木 康夫：電磁妨害と防止対策 東京電機大学出版局 (1977), 7, 10 p.4
4. NHK放送協会編，NHK技術ハンドブック(3) 昭和42年版 p.257

吸収係数値への散乱線の影響 (単色X線でのモンテカルロ法によるシミュレーション)

名古屋大学医学部 放射線医学教室

小原 健, 佐々木 常雄

I 緒 言

吸収係数の値を正確に求めるためには、散乱線の影響が、どの程度あるか知ることが重要となる。ここでは、単色X線の細いビームについて、モンテカルロ法による計算機シミュレーションを行ったので、その結果の一部を報告する。

II 方 法

モンテカルロ法を用いるにあたって、光子の相互作用としては、干渉性散乱、コンプトン散乱、光電効果¹⁾を考慮した。主に前方散乱での散乱線量を見るため、一回目の衝突は全部、散乱として扱い、いわゆる強制衝突法を用い、相互作用から次の相互作用までの飛程から、光電効果分の透過確率を掛けて計算を続行させた。従って、入射光子の初期値を1とすればある吸収体の厚さLを相互作用なく透過してきた光子の値は、光電効果の吸収分だけ小さい値となっている。乱数は合同乗積法により10桁の乱数を発生させ一様性、相互相関係数、連のテストを行ってから使用した。想定したファントムの形状は、直方体水ファントム30×30cm厚さ1, 5, 10cm(入射光子エネルギー70keV, 100keV)と円筒形水ファントム長さ10cm, 半径2.5, 5.0, 7.5cmのものである。前者は中心に光子を入射し射出面上に0.5cmφ, 1cmφ及び15cmφのサンプリングエリアを設け、散乱光子数及びエネルギーを求めた。円筒形ファントムについては70keVの入射エネルギーについては半径2.5cm, 5cmでファントム内での相互作用は全部散乱として扱い、別の計算によって透過光子数を各々3000, 2000ケとした。100keVの入射エネルギーのものについては強制衝突法を使用せず、重み付けのみ行い、半径2.5cm, 5.0cm, 7.5cmのものについて入射光子数を50,000, 80,000, 150,000個として計算した。なお、空気の吸収は無視した。

III 結果

1. 直方体水ファントム

Fig.1 と Fig.2 に 70 keV , 100 keV の射出面半径 1.5 cm の散乱スペクトルを透過光子

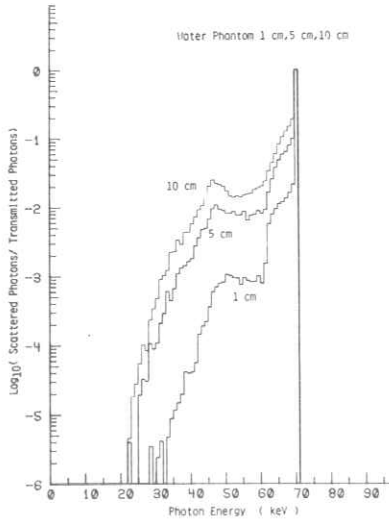


Fig.1

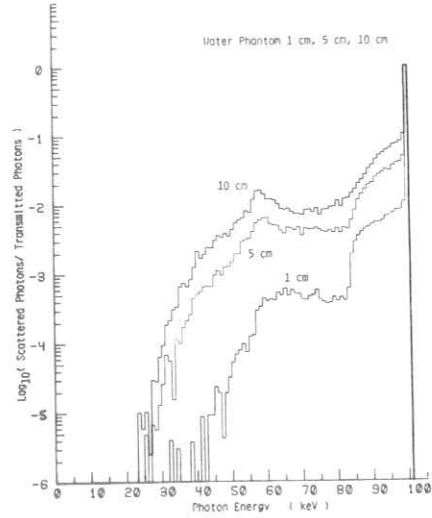


Fig.2

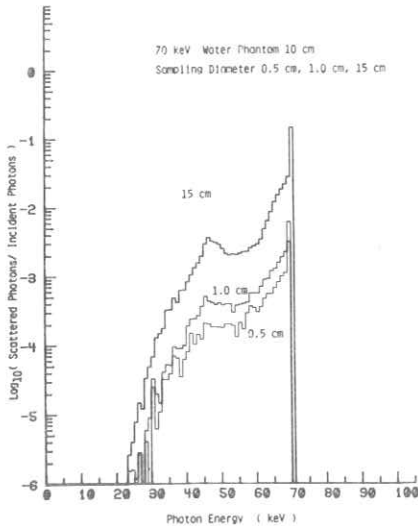


Fig.3

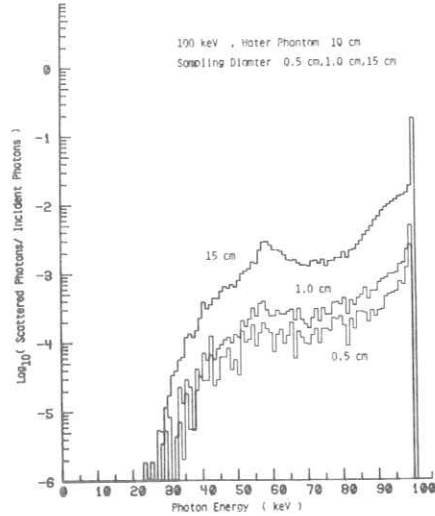


Fig.4

あたりの割合として示す。図中で71 keV, 101 keVの箇所が透過光子にあたる場所である。サンプリングされた散乱光子数は全て20,000個である。透過光子あたりの散乱光子数は厚さが増すにつれて増加している。また、70 keVでは45 keV, 100 keVでは60 keV付近にピークが見られ、多重散乱が起っていることがわかる。また、70 keVと100 keVと比較してみると、同一散乱体厚さでは、散乱光子数と透過光子数の比はわずかに100 keVの方がすくなくになっている。これは、光電効果による吸収のため、低いエネルギーでは相対的に散乱光子数と透過光子数の比は高まってゆくことによる。Fig.3とFig.4には、ファントム厚10 cm, 入射光子エネルギー70 keV,

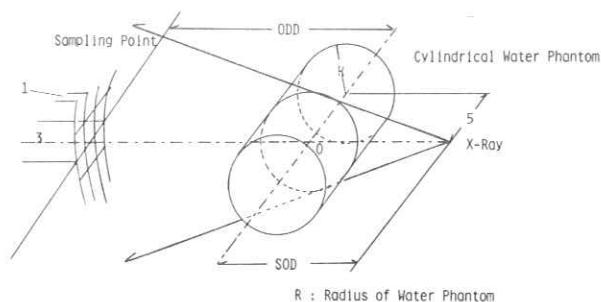


Fig.5

子エネルギー70 keV, 100 keVのものについて、0.5 cm φ, 1 cm φ, 1.5 cm φのサンプリングエリア内でのスペクトル分布を入射光子数を1として示した。各々71 keV, 101 keVの部分は透過率を示

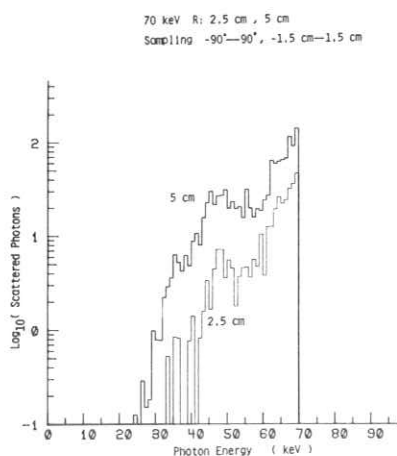


Fig.6

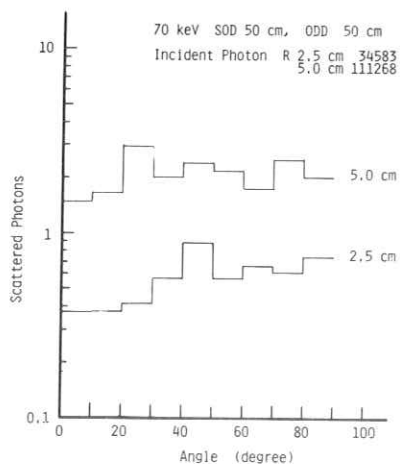


Fig.7

している。両者とも、散乱光子数はへるものの多重散乱による低エネルギー光子も含んでいる。70 keV, 100 keVとも真の吸収係数に対して0.5 cmφ, 1 cmφでの散乱線を含んだ透過率より計算した吸収係数は約4%及び8%程度低くなっている。

2. 円筒形ファントム

幾何学的配置をFig.5に示す。サンプリング点は巾3 cmで、-1.5 cmから1.5 cmまでを3分割し、ファントムの中心0より一度おきに-90°から90°までの領域を設定してある。SODはX線源からファントムの中心までの距離、ODDは、X線源とファントムの中心の延長線のファントム中心からの距離である。入射エネルギー70 keVについてはSOD 50 cm, ファントム中心からサンプリング点までの距離ODDを50 cmとし、円筒形ファントムの接線をなすビームから1度おきにファントム内に光子を入射させた。この場合、透過光子数が対応するサンプリング面で一定となる様に、入射光子数を変化させた。

Fig.6に全サンプリングエリア内での散乱線スペクトルを示す。2.5 cm, 5 cmとも光子数が少いため、変動が見えるが、45 keV付近にはピークがあると思われ、直方体ファントムの散乱スペクトルと類似している。Fig.7, 及びFig.8には10度ごとの平均値で、散乱光子数及び散乱線のエネルギーを、サンプリングエリア-90°~90°, -0.5 cm~0.5 cmについて示す。

ファントム半径2.5 cmではサンプリングエリア内-4°から4°に、透過光子の入る部分がある。

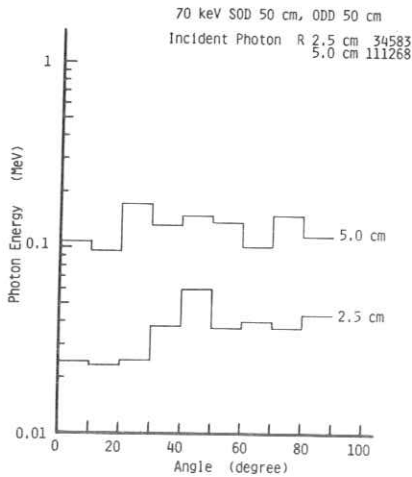


Fig.8

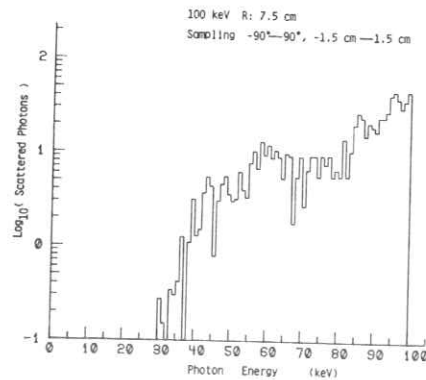


Fig.9

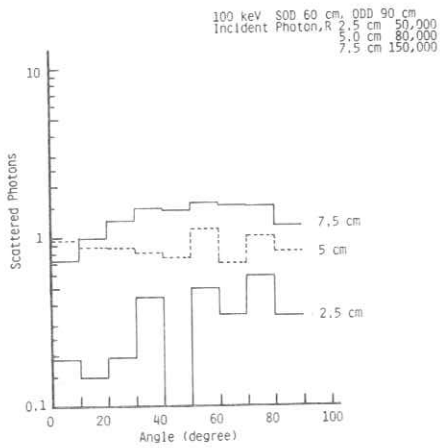


Fig.10

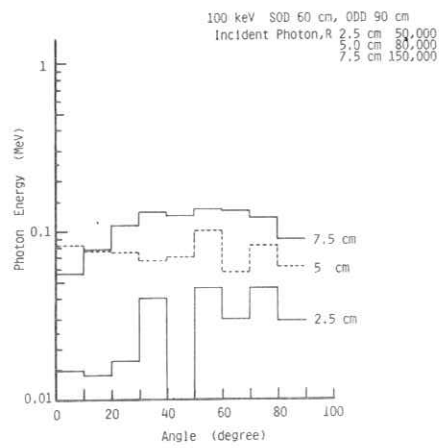


Fig.11

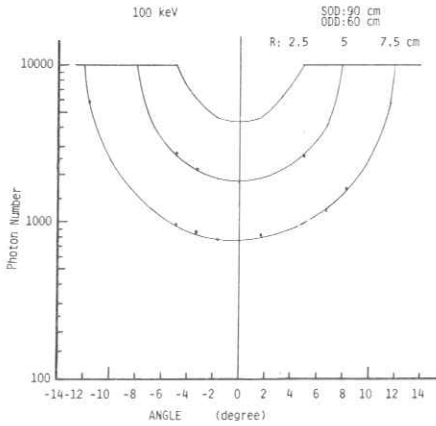
半径 5 cm のものは、 $-9^{\circ} \sim 9^{\circ}$ に入る。散乱光子数のばらつきをみても、透過率に及ぼす散乱線の影響は 0.1 % 程度である。これはハウスホルト数にするとファントムの厚さによっても異なるが、 ± 1 程度である。

Fig.9 は、強制衝突法を使わず、透過する光子もある様にした場合の散乱スペクトルで、SOD 60 cm, ODD 90 cm, 入射光子エネルギー 100 keV, 半径 7.5 cm のものである。

Fig.10, Fig.11 は各々 10 度おきの中心軸上 $-0.5 \text{ cm} \sim 0.5 \text{ cm}$ での散乱光子数及び散乱エネルギーを示している。Fig.12 には理論上の透過率と計算での散乱光子数と透過光子数の和を示した。黒点のものは特に大きくはずれている位置である。このシミュレーションでは散乱の影響よりも、乱数の変動の方が吸収値に与える影響が大きい。各半径に対するその割合を Table 1 に示す。

IV 考 察

直方体ファントムでは、 $0.5 \text{ cm} \phi$, $1 \text{ cm} \phi$ での散乱線を含めた場合の吸収係数値は厚さ 10 cm のファントムでは、各々、約 4 %, 8 % 程度小さい値となった。これを簡単のためファントム中心からの逆自乗則を仮定して、50 cm 及び 90 cm の所で計算してみると、同じ面積のサンプリングエリアがあるとして、各々散乱線量は、前者の 10^{-2} , 3×10^{-3} 程度となる。この時の吸収係数値は、0.01 % \sim 0.1 % のオーダーの変動でしかない。



Angle	R = 2.5 cm	R = 5 cm	R = 7.5 cm
-11°			-0.8 %
-9°			-1.1
-8°			-0.01
-6°		0.1 %	-0.08
-4°		2.7	3.1
-3°	-0.6 %	-1.9	-2.1
-1°	-0.05	0.6	1.7
0°	-0.4	0.9	1.3
1°	-0.6	-1.0	3.8
3°	0.2	-0.9	-0.3
4°		1.4	0.6
6°		0.7	2.3
8°			-0.8
9°			-0.7
11°			-1.0

100 keV, SOD 60 cm, ODD 90 cm

Table 1

V 結 語

単色X線を使って理想的な細いビームでの透過光子、及び入射光子に対する散乱線の影響をモンテカルロ法によるシミュレーションを行い評価した。

なお本研究は文部省科学研究費（総合A，竹中班）の援助の下に行われたことを記し，謝意を表する。

文 献

1. Evans, R. D. Gamma rays In "American Institute of Physics Handbook"
2nd Ed., Sect. 8. pp.81-106 McGraw-Hill, New York. (1963)

円筒形ファントムの場合も、入射方向が異なっているものの、ほとんど同じオーダーにある。但し、サンプリングエリアで20°以上では明らかに散乱線量が増えている。

また、100 keV、半径7.5 cmのデーターでも、X線の透過距離が短いへりの部分の方が、わずかのX線光子数の変動の影響を受けやすい。例えば、11°のものでは1%の吸収係数の変動から計算したハウスホールド数は-17程度になるのに比べ、0°の1.3%の変動では約6である。

実際のCTの場合は、ビーム自体制動X線のスペクトルをもち、各エネルギーでの吸収の違いから散乱線量も異なると考えられる。また、ビームも拡がりをもち、また散乱体もここで設定したよりも大きく、機器本体からの散乱線も寄与すると考えられる。従って、ここでのSimulationの値よりも、散乱線量は増加すると思われる。

多層増感紙のエネルギー依存性について

東北歯科大学放射線科

大坊元二・星 考章・鈴木陽典

1. はじめに

同時多層断層撮影法は、その必要性を認められながらも、あまり使用されていない。この原因として、表1、2に示す理由が上げられる¹⁾。我々は鮮鋭度の向上を計るために、片面多層増感紙について検討を行った²⁾³⁾。一般に多層増感紙は80kVp以上の設定電圧が多く使用されている。例えば、80kVp設定電圧に関して、相対的にX線エネルギー強度分布の最も多い25keV～35keVによってX線像は出現するが、25～35keVの範囲外のエネルギーは像出現に関与していないので、余分のX線と考えても過言ではない⁴⁾。これらのエネルギーはフィルター等により除去する事ができ、しかも被曝軽減にもなる⁵⁾。これらの点について、多層増感紙の各層のエネルギー依存性から検討し、従来の2mm間隔5層及び5mm間隔5層の多層増感紙よりも更によい画質を得る目的で、希土類の片面多層増感紙を試作した。

多層増感紙の使用状況			
	大学	その他	計
使用	2	1	3
一部使用	19	10	19
使用しない	24	24	48

表1¹⁾

使用しない理由	
鮮鋭度が悪い	32
コントラスト悪い	19
濃度がバラバラ	16
電圧幅が狭い	10
医師がきらい	8
取りつけない	23
取扱い不便	6

表2¹⁾

2. 各層間のX線減弱とエネルギー強度分布測定

X線量は各層を通過する毎に減弱され、下層の増感紙ほど高感度が要求されてくるので、当然下層ほど鮮鋭度は低下する。今回減弱をできるだけ少なくするために、螢光体層の薄い希土

類の増感紙を使用することにした。

希土類は一般に80 kVp 以上から発光効率が良くなり、90～100 kVp で最も発光効率が高くなる。このように希土類はエネルギー依存性は大きい。したがって、エネルギー強度分布は上層の増感紙でろ過され、一種のフィルター効果によって、下層に行くにつれエネルギーは高くなり、下層の増感紙では、発光効率も上昇するので、従来用いられていたCaWO₄ の多層増感紙ほど感度比を高くする必要はない。よって鮮鋭度も上層の増感紙より、余り低下しないと考えられる。

2-1 実験方法と結果

(1) 各層間のX線量減弱

X線装置は東芝KXO-150, DRX-190A総ろ過2 mm Al を用い、80 kVp における各層の減弱を測定した。線量測定はラドコンIIを用い、probeは10 LAで図1の方法で、従来のCaWO₄ の多層増感紙と希土類片面多層増感紙について測定した。図1は片面多層増感紙の第3層目に入射するX線量を測定している状態である。これらの結果は表3に示す通り、希土類では各層間において約20%づつ減弱している。一方従来の増感紙での減弱は均等でなく、下層に行くにつれて、減弱率も大きくなっている。

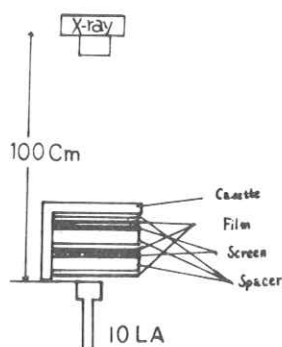


図1

Layer	Ca	Gd
1	100%	100%
2	91	80、9
3	54、3	64、2
4	24、5	51、9
5	17	40、4
6	6	30
7		23、3

表3

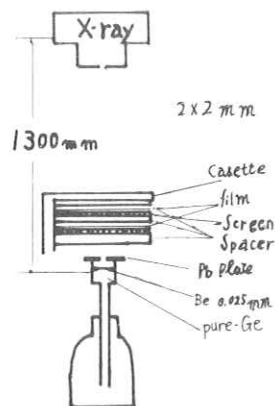


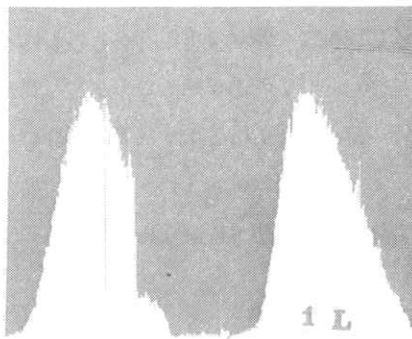
図2

(2) X線エネルギー強度分布測定

スペクトル測定はCanberra社, Multichannel Analyzer 30, pure-Ge 半導体検出器を使用した。測定方法は図2に示すように、多重絞り2×2 mm, 検出器前面に0.5 mm φピンホールをもつ厚さ5 mmの鉛板をおき、80 kVp, 0.4 mA の条件で測定した。尚エネルギーの校正は

^{241}Am を用いた。これらの結果のスペクトル分布を図3～6に示す。 CaWO_4 の増感紙は第1層で20～80 keVに分布し、相対的に光子数の多いpeakは30 keV付近にあり、タングステン陽極からの特性X線は57 keV, 59 keV, 67 keV, 69 keV付近に現われる。また第2層目からは70 keV付近に増感紙のタングステンによる吸収端が見られる。そして下層に行くにつれ、peakは高エネルギー側に移動し、増感紙の吸収端も明瞭に現われる。一方希土類片面増感紙は第1層目において、前者と同様な分布を示しているが、peakはやや低エネルギー側にあり、

CaWO_4

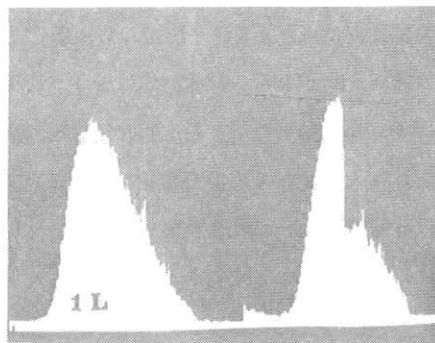


第5層

第1層

図3

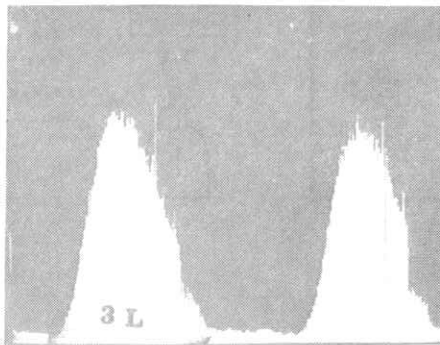
$\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$



第1層

第7層

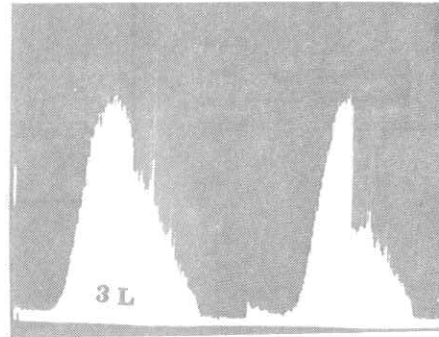
図5



第3層

第4層

図4



第3層

第4層

図6

下層に行くにつれ徐々に高エネルギー側に移動しているが前者より小さい。また2層目から増感紙のガドリニウムによる吸収端は約50 keV 付近に現われ、下層に行くにつれ明瞭に現われる。

(3) 0.03 mm鉛箔の効果

希土類多層増感紙は設定電圧80 kVpであるが、±10 kVp可変すると、第1層濃度1.05に合せた時、5層は濃度+0.25、7層は濃度-0.15となり、濃度のバラツキが大きく、小児頭部側面像では、濃度バラツキが大きくなった。これらの改善方法を検討した結果、0.03 mmの鉛箔を第1層スペーサー前面に入れた結果各層のスペクトル分布は高エネルギー側に移動し、各層の濃度バラツキも少なく、60 kVp 設定においては、第1層の濃度を1.05に合せた時±0.04以内であり、90 kVpでは5層がやや高く+0.20程度のバラツキになった。

3. まとめ

1) 希土類片面多層増感紙は通常の多層増感紙に比べX線減弱率も小さく、下層の感度も $\frac{1}{2}$ 程度であった。

2) スペクトル分布からみた場合、希土類は約50 keVに増感紙の吸収端が現われ、50 keV以下で帯状のスペクトル分布を示している。一方通常の増感紙は約70 keVに増感紙の吸収端が現われ、前者より広いスペクトル分布を示しており、両者とも下層に行くにつれエネルギー分布は高エネルギー側に移動している。

3) 0.03 mmの鉛箔を入れた事により増感紙に入射されるエネルギーは高くなり、設定電圧よりも15 kVp低い管電圧でも、下層の濃度低下は少なく、発光効率も余り減少していない。従って、実用管電圧を広げる事ができた。

4) なお臨床上、従来の多層増感紙に比べコントラスト、鮮鋭度ともに優れており、一枚撮影の組合せ（EMとA）と同程度の画質を得る事ができた。

文 献

- 1) 伊藤陸郎：断層撮影にあたって 日放技学誌 Vol 30-6
- 2) 上田 稔：多層増感紙の工夫 断層撮影会誌 Vol 1-1
- 3) 東田善治：X線斜入角度とレスポンス 日放技学誌 第34回予稿集
- 4) 中森伸行：使用X線の最適化とエネルギースペクトル 映像情報 7/1979
- 5) 佐藤孝司：各種フィルターによるX線特性の変化 放射線像研究 Vol 6

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 榮 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 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

暖冬のあと降雪・寒波と騒乱の1980年代を象徴するような日頃ですが皆様には御健勝のうち新しい年をお迎えと存じます。12月の研究会誌をお届けします。今回は特別講演にかわり、はじめての試みとして6人の先生方によるパネル討論を実施いたしました。対象がCTであり、面白い内容でもあって討論に熱が入りました。新しいデータを提供され、御討論いただいたパネリストの方々に御礼申し上げます。

今回は幹事の方からお願いを特にしませんでした。研究発表の演題のお申込が11件を数えました。つまり皆様の御研究が活発だったことの証明になります。今後もぜひ多数のお申込を下さるよう、御研究の盛んなことを祈ります。 (H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十四年十二月

編集者 長谷川 伸

〒182

調布市調布ヶ丘一―五―一
電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三―二一六―
内線 四二〇

発行所 R I I 研 究 会

発行者 竹 中 榮 一

〒113

東京都文京区本郷七―三―一
東京大学医学部放射線
医学教室内

電話 ○三一八―一五―五四―一
内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二―一―七
株式会社 コスモス
電話 ○三一八三一―〇九五五