

放射線像研究

VOL. 12. NO. 1. (通巻70号) 1982年3月

目次

研究会記事・会告	1頁
特別講演資料 デジタルラジオグラフィー 富士フィルム 高野正雄	5頁
論文	
71-1 第3, 第4世代CT像への散乱線の影響 — 単色X線の場合 —	10頁
京都工繊大 井上光二 中森伸行 金森仁志 東大医放 竹中栄一	
71-2 エントロピー法による画質評価における伝達情報量 $T(x; y)$ と Detectivity	16頁
岐阜高専 藤田広志 岐阜大 内田勝	
71-5 フラウンホーファー法によるX線写真の粒状のウィナースペクトル の測定	20頁
京都工繊大 尾崎吉明 中森伸行 金森仁志	
71-7 超高圧・透過電子顕微鏡による極微3次元像の撮像と再構成	24頁
東大生技研 濱崎襄二 石田洋一 岡田三男	
71-8 高解像ガンマ線用格子による3次元分布線源の撮像	30頁
東大生技研 濱崎襄二 横田和丸 佐藤乙丸	
71-9 CTにおけるデータサンプル数と空間分解能	36頁
名工大 岩田彰 山岸信敏 石井直宏 鈴木宣夫 日立メディコ 堀場勇夫	
71-10 少数投影からの3次元情報抽出の理論と計算機実験	43頁
東大生技研 濱崎襄二 塩沢隆広	

—放射線イメージ・インフォメーション研究会—

第 71 回 研 究 会 記 事

第71回RII研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和57年3月13日(土) 10:00~

場 所 名古屋大学医学部 共済団大会議室

特別講演 富士フィルム 高野正雄氏

出席者 約60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

デジタルラジオグラフィ

富士フィルム 高野正雄氏

研究発表

- * 1) 第3, 第4世代CT像への散乱線の影響—— 単色X線の場合 ——
京都工繊大 井上光二 中森伸行 金森仁志
東大医放 竹中栄一
- * 2) エントロピー法における画質評価における伝達情報量 $T(x; y)$ とDetectivity
岐阜高専 藤田広志
岐阜大 内田 勝
- 3) エントロピー法による医療用X線デュープフィルムの画質評価
岐阜大 土井博志 内田 勝
岐阜高専 藤田広志
西濃運輸健康管理センター 横山三吉
阪大医短大 山下一也
- 4) 医療用X線デュープフィルムのエントロピー解析
岐阜高専 藤田広志 笠井日出夫 中本郁男
西沢浩文 野原光久
西濃運輸健康管理センター 横山三吉
岐阜大 内田 勝
- * 5) フラウンホーファ法によるX線写真の粒状のウィナースペクトルの測定
京都工繊大 尾崎吉明 中森伸行 金森仁志

- 6) デジタル画像における濃度分解能の解析
 日立メディコ 堀場勇夫
 名 工 大 岩田 彰 石井直宏 鈴木宣夫
- * 7) 超高圧・透過電子顕微鏡による極微3次元像の撮像と再構成
 東大生技研 濱崎襄二 石田洋一 岡田三男
- * 8) 高解像ガンマ線用格子による3次元分布線源の撮像
 東大生技研 濱崎襄二 横田和丸 佐藤乙丸
- * 9) CTにおけるデータサンプル数と空間分解能
 名 工 大 岩田 彰 鈴木宣夫 石井直宏 山岸信敏
 日立メディコ 堀場勇夫
- * 10) 少数投影からの3次元情報抽出の理論と計算機実験
 東大生技研 濱崎襄二 塩沢隆広

会 告

——— 第72回研究会について ———

第72回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和57年6月12日(土)
 場 所 東京大学 好仁会

第73回研究会演題伺い

第73回研究会を下記により開催いたしますので演題をお寄せ下さい。

日 時 昭和57年9月25日
 場 所 大 阪
 演題〆切 昭和57年8月27日(金)
 申 込 先 〒182 調布市調布ヶ丘1-5-1

電気通信大学電子工学科内 R I I 研究会

長谷川 伸

電話 0424-83-2161 内420

—— 新 入 会 員 ——

下記の方を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
岡 田 三 男		東京大学生産技術研究所第3部	
	1 0 6	東京都港区六本木7-22-1	03-402-6231

—— 会 費 納 入 の お 願 い ——

昭和56年度会費を未納の方はお納め下さい。

納 入 先 郵便振替 1-151980
放射線イメージ・インフォメーション研究会
年度会費 2,000円

診断から治療まで
NECメディカル



CGR NEC varian

—— 取 扱 機 器 ——

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

NEC
日本電気

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

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

(旧日立レントゲン株式会社)

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立ビルディング ● 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

Beautiful Color
フジカラー



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

キヤノン株式会社
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地

☎ 044-733-6111

新しい Computed Radiography Fuji Intelligent Diagnostic X-ray System

●富士写真フイルム株式会社 宮台技術開発センター

高野正雄

1. はじめに

X線画像形成システムの技術的進歩のエポックは、歴史的にみてもその数は多くなく、「レントゲンの発見」に始まり、「蛍光増感紙を使う直接X線写真システム」、「IIチューブとTVカメラを使ったII間接写真システム」や最近の「CTシステム」等があげられる程度である。

この中で現在最も多く使用されている直接X線写真システムの分野では、稀土類の蛍光体を使った「オルソシステム」が最近の進歩と言えるが、X線写真画像形成システムを根本から変えるものではない。このように進歩が遅れている原因の一つは、直接X線写真システムの持つ画質の良さにあると思われる。このシステムは感度が高く、また診断能から言っても最高の画質を持っており、手軽に撮影できるシステムになっている。そのため、進歩したIC技術を駆使しても、またIIチューブの高度な技術改良を行っても容易に直接X線写真システムに置き換えるシステムを作り出すことは、かなり困難なことに思われる。仮りに達成できるとすれば、現在の放射線診断装置が進んでいる方向でなく、別の全く新しい発想と、それを可能にする高度な技術的ブレークスルーが必要であろう。

今回、富士写真フイルムで開発された Computed Radiography, Fuji Intelligent Diagnostic X-ray System (以後、Fuji IDX systemと記す)は、従来の考え方にとらわれず、全く新しい発想のもとに開発されたX線写真形成システムで、今後のX線写真による診断方法の流れをかえるものになるのではないかと考えられる。

2. Fuji IDX system の基本的考え方

このシステムの基本的な考え方は、あくまでも「画質重視」にある。「診断」というものが肉眼で観察し、パターン認識と診断経験とによる情報処理の結果と考えると、被写体を透過したX線画像情報を正確にとらえ、画像処理して、視覚系で検出しやすい方法で提示すればよい。そのため、X線像の検出器に半導体素子アレイやIIチューブ-TVカメラ等を使わず、また最終であるX線写真もCRTカメラ等で撮影することをせず、高精密度なレーザー記録機を使用している。システム構成の基本としては、

- (1) X線画像の情報をできるだけ高感度で、高画質に記録検出するため、アナログのX線エネルギー蓄積型イメージングプレートを開発し、使用する。
- (2) 信号の読出しと時系列信号化には、画質低下をきたすTVカメラ等を使わず、高精度な光走査型読出し機構を使用する。
- (3) 診断確度を上げるため、X線写真の画質研究結果と視覚系の特性とを生かした画像処理のアルゴリズムを開発し、ハード化して使用する。
- (4) 出力のX線写真（ここでは従来の写真と異なるため、Computed Radiographyと呼ぶことにする。）はX線画像の情報をもれなく記録するため、高精度なレーザー光走査記録機構を使用する。

等を重点に開発されたものである。

3. X線像検出の原理

第1図にイメージングプレートのX線像の記録と読出

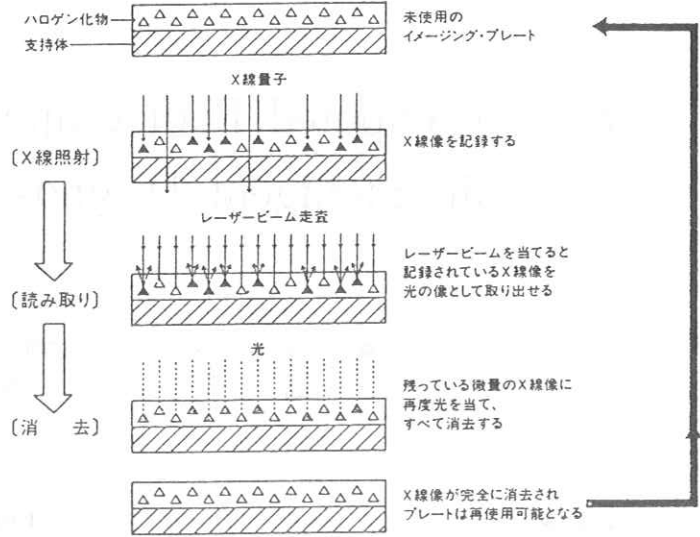
しの原理を示した。基本となるX線像の検出器は、イメージングプレートと呼ばれるもので、高分子材料の支持体上にハロゲン化物の結晶を高充填に塗布したものである。X線照射が行われると、結晶内にそのエネルギーが一旦蓄積され、次に赤色のレーザービーム走査光を照射すると、結晶内に蓄積されているX線エネルギーが青色光の蛍光として取り出される。この光を光電子増倍管で時系列の〔光信号→電気信号〕に変換して、〔A/D変換〕→〔画像処理〕→〔D/A変換〕→〔電気信号→光信号〕へと変換して、フィルム上にレーザービームで高精度にX線画像を記録する。イメージングプレート内に残っている多少のX線残像は光を照射して消去し、繰り返し何度でも使用することができる。

イメージングプレートあるいは支持体上に塗布されている結晶は、以上のような機能を持っているため、「X線エネルギー蓄積型プレート」あるいは「X線エネルギー蓄積型結晶」と呼ぶことにする。

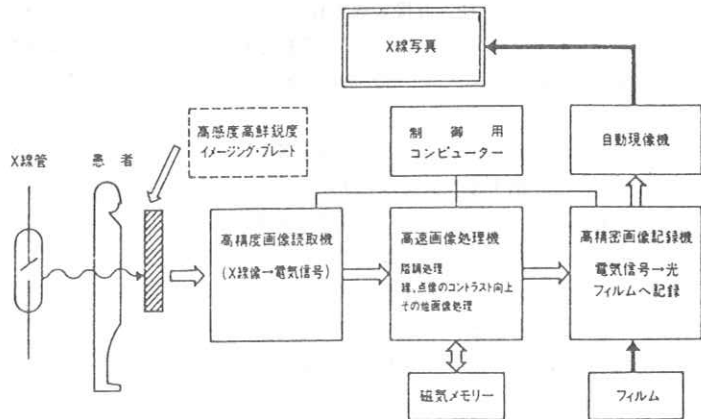
4. 全体のシステム構成

X線撮影から、最終の Computed Radiography を得るまでの基本システムを第2図に示した。イメージングプレート上に記録されたX線像は、第3図に示したような、高精密のレーザー光走査機構の「画像読取機」により、〔X線像→光信号→電気信号〕へと変換される。この信号はアナログであるため、デジタル信号に変換され、次の「画像処理機」へと送られる。画像処理機は各種のアルゴリズムをハード化した一種の専用高速計算機で、次のような画像処理を行うことができる。

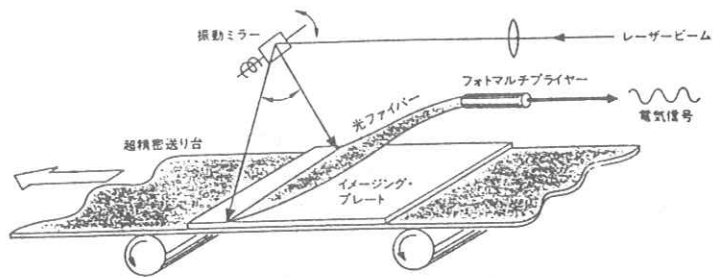
(1) 診断能の高い、ワイドラチ



第1図 記録と読出しの原理



第2図 Fuji IDX system の基本構成



第3図 画像読取機の構造

チュードな画像を作るための非線形階調処理と、線像や点像のエンハンスを行う空間周波数処理機能。

(2) 静置などの時間差画像のサブトラクションやX線エネルギー差画像のサブトラクション処理機能。

(3) 多層断層画像の多数枚重ね合わせ処理機能。

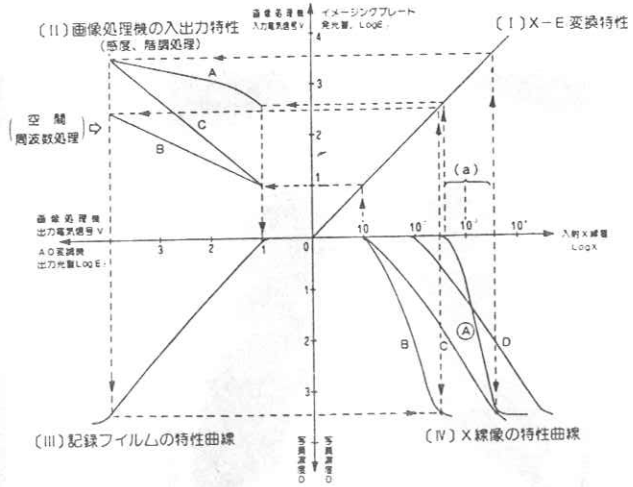
これらの他に、画像の露光量分布の解析やコントラスト分布等の計算処理を行い、いかなるX線露光が行われても、最良のX線写真ができる出力ができるよう、フィードバック制御が実行されるようになっている。

画像処理された信号は次の「画像記録機」に送られ、[デジタル信号→アナログ信号→光信号]へと変換され、画像読取機と同じような高精度レーザー光走査機構を使って銀塩フィルム上に記録され、現像処理される。

イメージングプレートが入射してくるX線量と再生されたX線写真像の関係を第4図に示した。入射X線量 X とレーザー光の照射を受けてイメージングプレートから発光される蛍光量とは線型な関係にあり、そのダイナミックレンジは4桁以上ある。現行の直接X線写真システムでは、写真フィルムの特性曲線Aで固定的に決められてしまうため、被写体の撮影ラチチュードは(a)のように非常に狭い。

一方、このシステムでは被写体のラチチュードに合わせて、また、入射X線量に合わせて、B、C、Dのように第[II]象限の画像処理機の計算で第[IV]象限内ならば、いずれの位置および傾斜の曲線にも再生することができる。BおよびCはAに比較して軟調な写真像として再生されるが、画像処理機のもう一方の重要な処理「空間周波数処理(エンハンス)」により診断に必要な空間周波数領域の増幅が行われ、視覚的には鮮鋭でコントラスト分解能の高い、広ラチチュードな画像として出力される(第6図参照)。

以上のように、このシステムは高度な材料技術、レーザー光学技術、精密な機械技術、画像評価とアルゴリズム、エレクトロニクス技術など多分野にわたる技術を駆使して開発されたものである。



第4図 X線像の再生曲線

- (I) 入射X線量とイメージング・プレートの発光光量の関係
- (II) 画像処理機の入出力特性特性(感度・階調を計算処理)
- (III) 記録フィルムの特性曲線
- (IV) X線像の再生特性曲線
- Ⓐ 現行、直接X線写真撮影システムの特性曲線

5. システムの特性

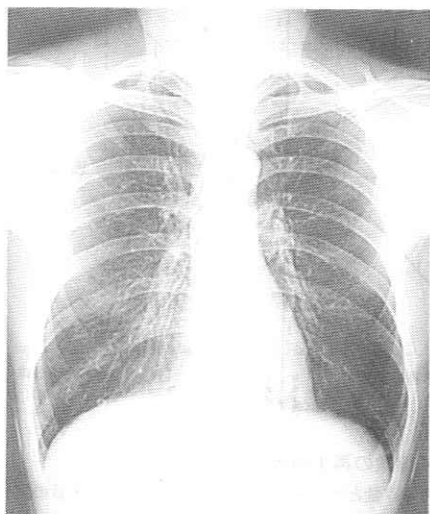
感度——現在の直接X線写真システムの被曝線量を1とすると、その50分の1の被曝線量で撮影することができる。但し、感度は連続的に任意に設定することができるので、目的に合わせて撮影感度を決定する必要がある(最大100分の1も可能)。

分解能——空間分解能は目的に合わせ、1.ミリ当り、5~10本である。また、コントラスト分解能は画像処理などにより、現行の二倍以上で、総合的にデジタルフローグラフィ(Digital Fluorography)、デジタルラジオグラフィより優れた画質が得られる。

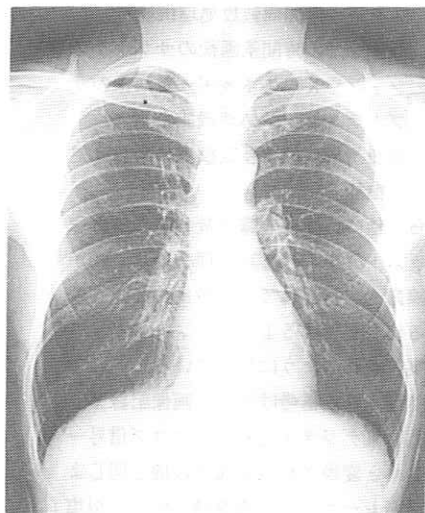
処理能力——半切の大きさで1時間当り約50枚。

6. 今後の方向

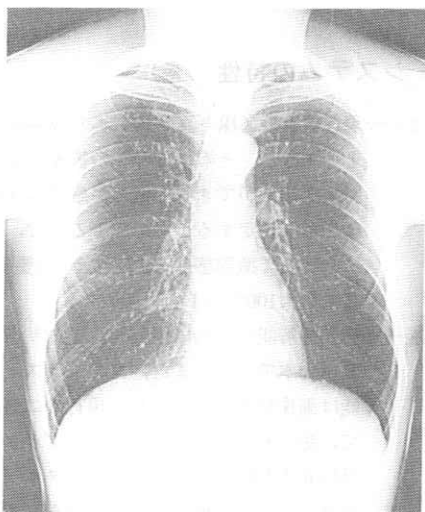
この新しいシステムは基本的な技術開発と初期の臨床研究が終った段階で、まだ十分な診断能の評価は完了していない。しかし、昨年11月の北米放射線医学会での放射線医の反響の大きさや関心の深さからみて、これからのX線画像診断に大きな変換をもたらすシステムである



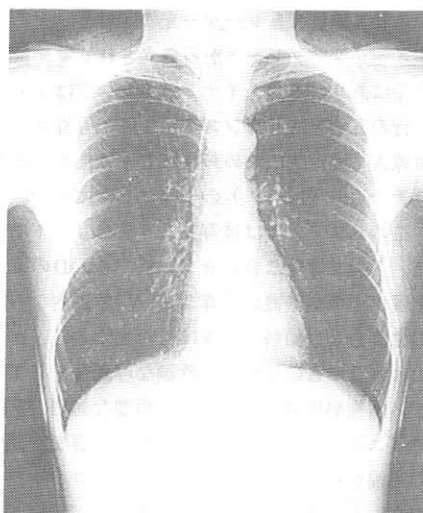
5-1 皮膚線量15mR (80kVp) 相対線量1
(フジSTDとフジRXとの組み合わせ線量に相当)



5-2 皮膚線量3.8mR (80kVp) 相対線量1/4



5-3 皮膚線量0.9mR (120kVp) 相対線量1/16



5-4 皮膚線量0.3mR (120kVp) 相対線量1/50

第5図 臨床写真例 高感度撮影

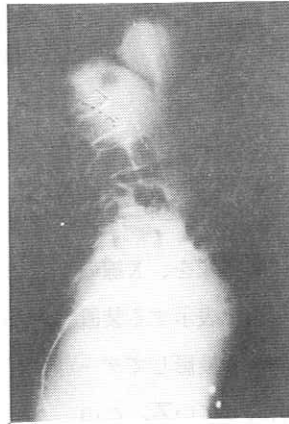
ことは確かなようである。例えば、次のようなことが考えられる。

- (1) 患者への被曝線量の軽減は言うまでもないが、さらに大きな期待は、初期診断の確度が高まることや、静注法や各種造影剤の減量が可能になり、X線撮影時の危険度や苦痛が軽減される。

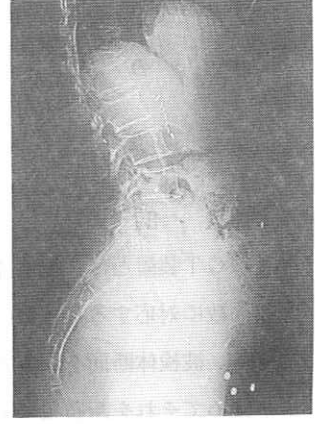
- (2) 高画質のX線写真が、時系列の電気信号化されることにより、病院間の高画質な画像通信やマイクロファイリング(オプティカル・ディスク・メモリー使用)が可能となり、理想としている「ホスピタル・オートメーション化」へ一歩ふみ出すことができる。



7-1 造影前の像



6-1 通常のスクリーン/フィルムの組合せによるX線写真



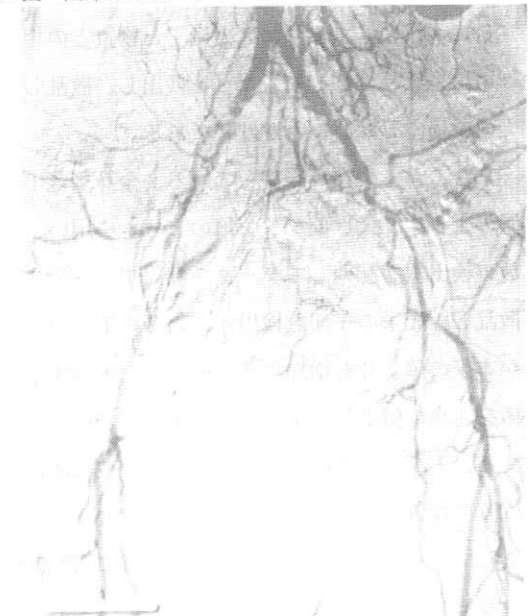
6-2 Fuji IDX システムによるX線写真

☆いずれの写真も撮影条件は同一: 95kVp, 200mA, 0.15 sec, FFD 120cm, GRID 10:1 40 $\frac{1}{2}$ /cm

第6図 臨床写真例 ワイドラチチュード



7-2 造影後の像



7-3 サブトラクション像

第7図 臨床写真例 時間差のサブトラクション
(腕より静注し、腹部大動脈血管像を撮影した。)

最後にこのシステムの実用化をはかる上で、より有効な臨床実験が多くの方々の御協力を得ながら進められること、また同時に、「新しい医療診断研究」が世界の医

学会で注目されるよう、関係各位の御協力をお願いする次第である。

第3, 第4世代CT像への散乱線の影響

— 単色X線の場合 —

京都工芸繊維大学工芸学部

井上 光二 中森 伸行 金森 仁志

東京大学医学部

竹中 榮一

1. 目的

X線CT装置とは、被検体の断層像を、X線の吸収係数に対応するCT像の分布で表示する装置である。被検体断面を、多方向から投影してデータを集めてそれを断層像に再合成している。このとき、被検体を通過してきたX線強度の測定結果から、投影データを吸収係数の線積分という形で求めている。この測定では、直接X線だけを検出するのがよい。つまり、X線光子と物質との相互作用で、吸収される光子だけを検出し、散乱した光子を検出しないことが理想である。

ところが、現在多く使っている、全身用CT装置のように、大きいファン角のビームを用い、多数の検出器を配列してデータを収集するものでは、散乱X線光子の一部も検出器に入るので、測定値が本来の値よりも増加する。従って、吸収係数の値を、真の値よりも小さく測定することになる。また、實際上、連続X線を使うので、被検体内の位置で線質が異なり、散乱線も複雑になっている。そして、その散乱線が、再生像の画質に悪い影響を及ぼしていると考えてよい。

我々は、前に¹⁾、散乱線が再生像に及ぼす影響を調べる前段階として、単色X線を使って、モンテカルロ法で計算機シミュレーションを行ない、透過X線強度に含まれる散乱線の割合を求めた。

その結果、散乱線が10%程、投影データに加わることがわかった。今回は、その結果を使って断層像を再合成して、散乱線の影響を調べた。その結果を報告する。

2. シミュレーションと再合成

前に¹⁾、モンテカルロ法を使った計算機シミュレーションで、検出光子の直接線と散乱線の割合を計算した。第3及び第4世代CT装置について、その幾何学的配置を図1、2に示す。第3世代、第4世代共に、被検体には直径20cmと30cmで、無限長の水ファントムを使い、X線源から、70 keVの単色X線を出した。そして、電子の束縛を考慮した場合と、考慮しないで自由電子に対する場合とに分けて結果を出している。第3世代には、検出器に深さ1cmのコリメータをつけ、第4世代

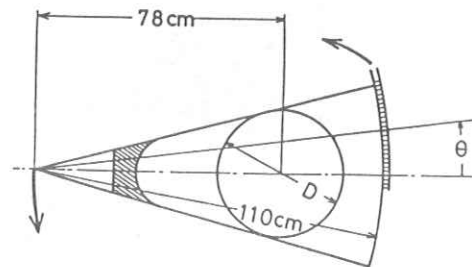


図1 第3世代CT装置の幾何学的配置

にはつげなかった。その他、詳細は文献1)の通りである。

散乱線含有率は表1に示すようになった。自由電子の場合よりも、電子の束縛を考慮した実際の場合の方が、散乱線含有率が大きく、また、被検体の直径が大きい程、散乱線含有率が大きくなる事がわかった。そして、第3世代では、端の検出器よりも中央の検出器で散乱線含有率が大きくなり、第4世代では、検出器の位置での差はあま

りないことがわかった。

このデータを用いて断層像を再合成した。画像再合成には、Convolution法²⁾を使っている。1ビューあたりのサンプリング数は500であり、再合成を50ビューで行なった。フィルター関数として、Shepp and Loganフィルター³⁾を用いた。そして、逆投影には線形補間をし、Pixel数を80×80にした。実際のCT装置では、Pixel数は256×256程度であるが、ここで使用した計算機の都合上、80×80で再合成した。

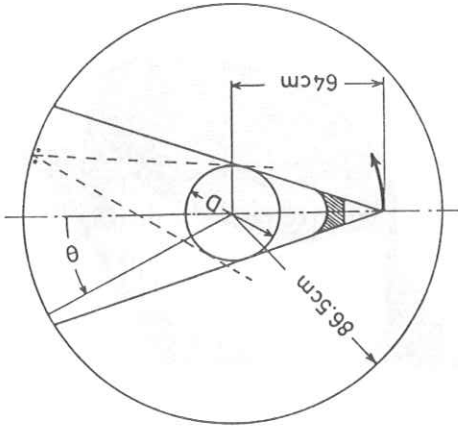


図2 第4世代CT装置の幾何学的配置

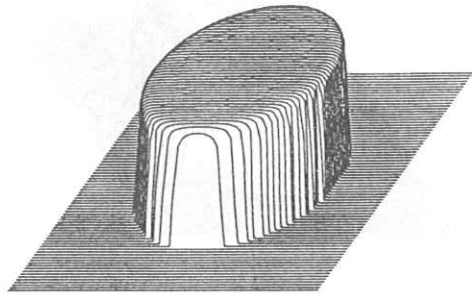


図3 直接線だけの再生像(直径20 cm)

表1 散乱線含有率

scatter/direct

		3rd gen.		4th gen.	
D	b. or f.	center	edge	center	edge
20cm	bound el.	4.0 %	0.06 %	4.0 %	1.2 %
	free el.	2.0 %	0.06 %	2.0 %	0.8 %
30cm	bound el.	14 %	1.0 %	10 %	5.0 %
	free el.	9.0 %	1.0 %	7.0 %	5.0 %

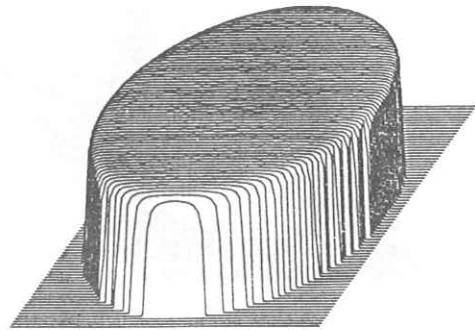


図4 直接線だけの再生像(直径30 cm)

3. 再合成の結果

散乱線を考えずに、直接線だけで断層像をつくると、図3、4になる。図3は水ファントムの直径が20 cmの場合であり、図4は水ファントムの直径が30 cmの場合である。縦方向には吸収係数をとって、3次的に表わしている。直接線だけであるから、被検体内で吸収係数の値は一定となり、図3、4の上面が平らになっている。

図5、6は、第3世代で、水ファントムの直径

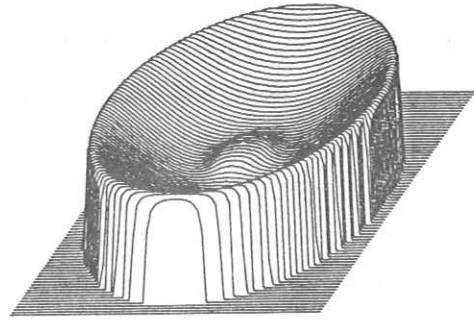


図7 第3世代の再生像
(直径30 cm:束縛電子)

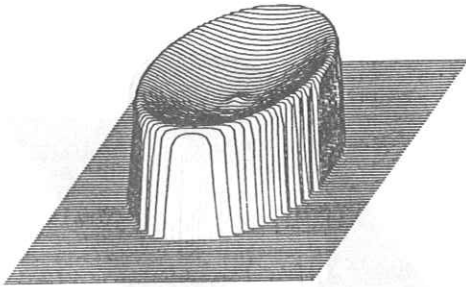


図5 第3世代の再生像
(直径20 cm:束縛電子)

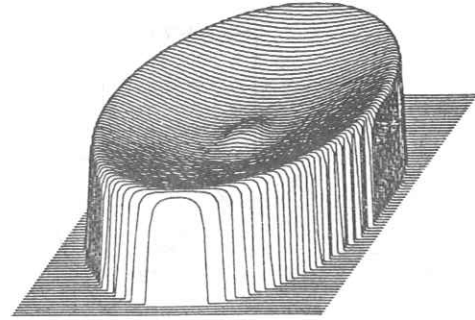


図8 第3世代の再生像
(直径30 cm:自由電子)

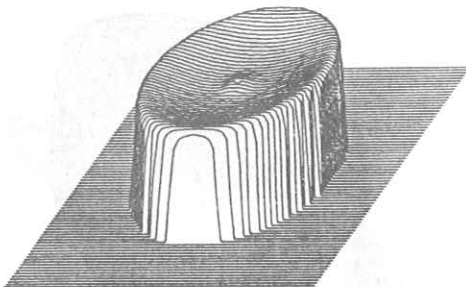


図6 第3世代の再生像
(直径20 cm:自由電子)

が20 cmのときの再生像である。図5は束縛電子、図6は自由電子に付するものである。

図7、8は、第3世代で、水ファントムの直径が30 cmのときのものである。図7は束縛電子、図8は自由電子に対するものである。

第3世代の場合、散乱線の含有率は被検体の中央で大きく、端で小さくなっていた。そのために、再生像では、被検体の中央で吸収係数が小さくなる。

図9、10は、第4世代で、水ファントムの直

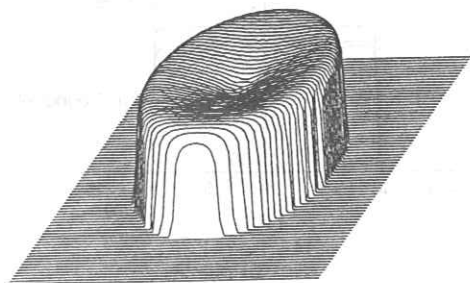


図9 第4世代の再生像
(直径20 cm:束縛電子)

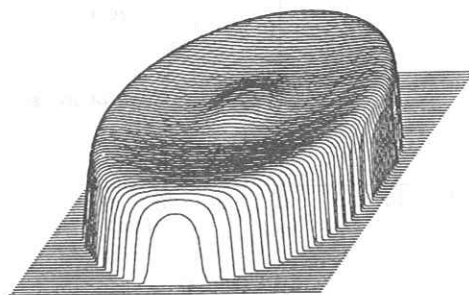


図11 第4世代の再生像
(直径30 cm:束縛電子)

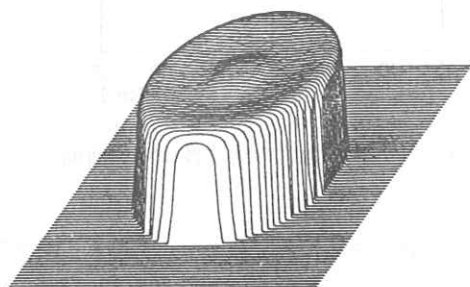


図10 第4世代の再生像
(直径20 cm:自由電子)

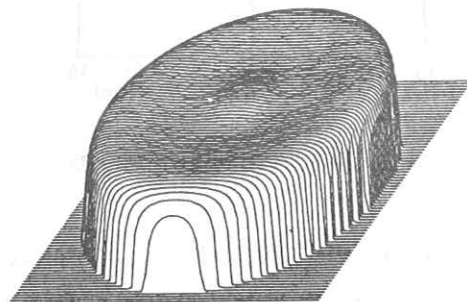


図12 第4世代の再生像
(直径30 cm:自由電子)

径が20 cmのときの再生像である。図9は束縛電子、図10は自由電子に対するものである。

図11、図12は、第4世代で、水ファントムの直径が30 cmのときのものである。図11は束縛電子、図12は自由電子に対するものである。

第4世代の束縛電子の場合で、直径が20 cmと30 cmでは再生像の形が異なっている。これは、再合成に用いた散乱線データが滑らかではないために、十分に滑らかなデータにしたときの誤差が原因である。

第4世代の場合、散乱線の含有率は、被検体の中央と端とで、あまり変化がなかった。そのために、再生像では、一様に吸収係数が小さくなり、被検体の周辺部分で角がとれて丸みを帯びることがわかる。

図13、14は、再生像の中央断面図であり、図13は第3世代、図14は第4世代のものである。それぞれ、(a)は直径20 cmの場合であり、(b)は直径30 cmの場合である。縦軸はCTナンバー(-1000、1000)で示してある。

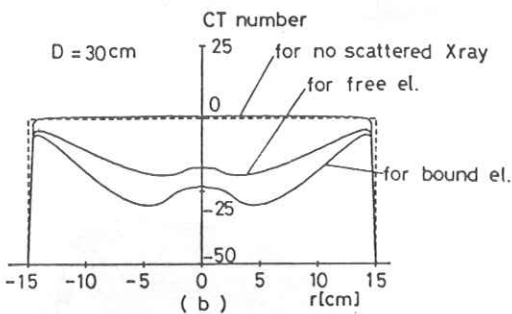
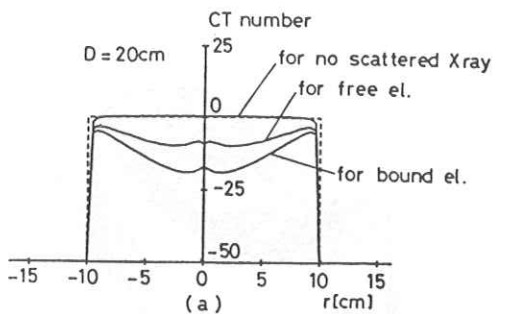


図13 第3世代の再生像の中央断面

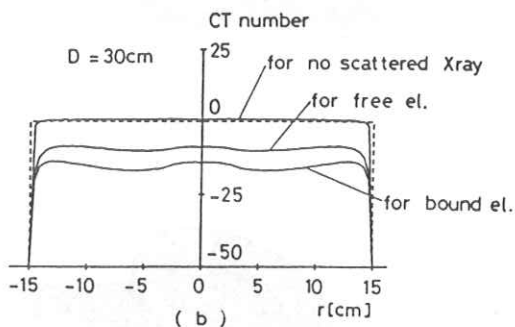
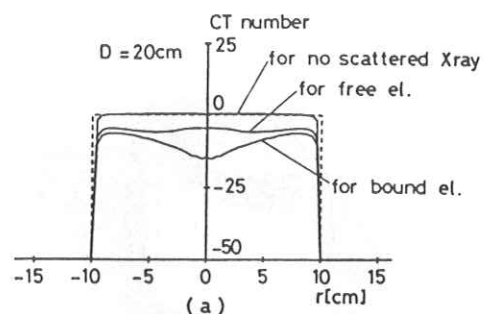


図14 第4世代の再生像の中央断面

束縛電子の場合、第3世代では、中央付近のCTナンバーは、真の値より20～25程度低下することがわかった。また第4世代では、束縛電子の場合、CTナンバーは一様に15程度小さくなることがわかった。

被検体の直径が大きくなれば、散乱線含有率も大きくなった。しかし、第3世代、第4世代共に被検体の直径が大きくなっても、CTナンバーの低下はあまり変わらないことがわかった。これから、被検体の部分的な吸収係数に及ぼす散乱線の影響は、直径が大きくなっても、ほぼ一定であると考えてよい。

4. 結 言

我々は、70 keV の単色X線について、モンテ

カルロ法で求めた散乱線のデータから、断層像を再合成して、断層像に及ぼす散乱線の影響を調べた。

その結果、第3世代では、被検体の断層像は、中央部分がCTナンバーで20～25程度小さくなることがわかった。また、第4世代では、被検体全体に、CTナンバーで15程度小さく再合成してしまうことがわかった。そして、被検体の直径が大きくなれば、散乱線含有率は大きく増加したが、再生像のCTナンバーの真の値からの低下は、被検体の直径には、あまり関係ないことがわかった。

文 献

- 1) 井上、中森、金森、竹中：放射線像研究、

11(2) 63(1981)

2) Ramachandran and Lakshminarayanan :

Proc. Nat. Acad. Sci. USA

68(9) 2236(1971)

3) Shepp. and Logan : IEEE Trans.

NS-21(3) 21(1974)

エントロピー法による画質評価における 伝達情報量 $T(x; y)$ と Detectivity

岐阜工業高等専門学校電気工学科 藤田 広 志
岐阜大学工学部電気工学科 内 田 勝

1. はじめに

2変量エントロピー法による増感紙-フィルム系の画質評価について、これまでに数例の報告を行ってきた¹⁾⁻⁵⁾ この解析法によって、系の画質は伝達情報量 $T(x; y)$ と、条件つきエントロピー $H_X(y)$ により評価される。前者はシミュレーション等によって、コントラストとRMS粒状度の両方の因子に関係していることが明らかになっている⁴⁾ 後者は理論的解析によって、RMS粒状度の相乗平均に関連しており、エントロピー粒状度を表わしていることがわかっている⁶⁾ 本研究では、 $T(x; y)$ と Detectivity との相関についてシミュレーションと実験データにより解析を行なった。

2. シミュレーション

シミュレーションの方法は、各入力に対する出力分布はすべて標準偏差 σ のガウス分布であると仮定し、それぞれの分布の広がりには $\pm 3\sigma$ まで考慮した。また、隣り合う出力分布の平均値間の差をすべて m で一定と仮定した⁴⁾

図1は計算機シミュレーションの結果で、入力数 X をパラメータにとり、伝達効率 η (伝達情報量を入力エントロピーで割ったもの) と m/σ の関係を表わしている。このとき、 m と σ の値の組み合わせが変化しても、その比 m/σ の値が同一

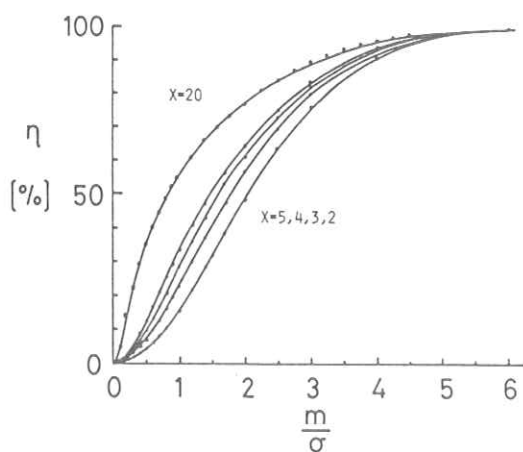


図1 入力数 X をパラメータとした $\eta - m/\sigma$ の関係のシミュレーション結果

ならば、 η は変化しない。

このシミュレーションにおいて、 m は隣り合う入力に対する出力濃度の平均値の差 (ΔD と表わす) であり、 σ は出力濃度の標準偏差 (σ_D と表わす) で RMS 粒状度とよばれる。

一般の写真学において、フィルムのガンマ γ と濃度の標準偏差の比は Detectivity と定義されており、 $\Delta D/\sigma_D$ と比例関係にある (図2)⁷⁾⁻⁸⁾

以上より、伝達効率あるいは伝達情報量は、Detectivity と関連したファクターであることがわかる。

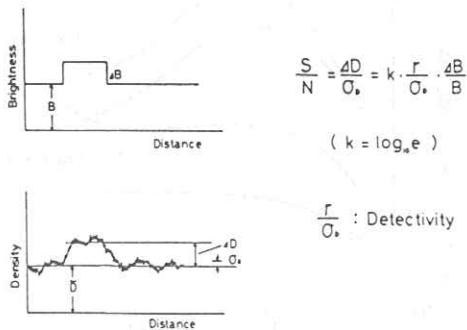


図2 ノイズの中の微小信号のS/N比と Detectivity

3. 実験と結果

離散的入力として厚さの異なるアクリル板(1~5mmまで厚さが1mm厚で変化する5段階ステップ)によって変化させられたX線量、離散的出力としてそれぞれの入力に対するフィルム濃度をとり、使用した増感紙-フィルムの組み合わせは、LTII-QSとHS-Aであり、現像はタンク処理(20°C、4分)した。曝射条件は、単相全波整流40kVp、98mA、FFD=170cmで、曝射時間は1/120秒~0.12secである。濃度測定はPDS-15によって、スリット面積が $8 \times 700 \mu\text{m}^2$ サンプル間隔が $10 \mu\text{m}$ で行ない、各入力に対して1000点の出力濃度を測定した。

タイムスケール法によって得たLTII-QSとHS-Aのシステムの特性格線とグラジエント曲線を図3に示す。濃度はすべてマイクロデシメートルPDS-15による平行光濃度で示す。

図4に、エントロピー解析の計算結果を濃度に

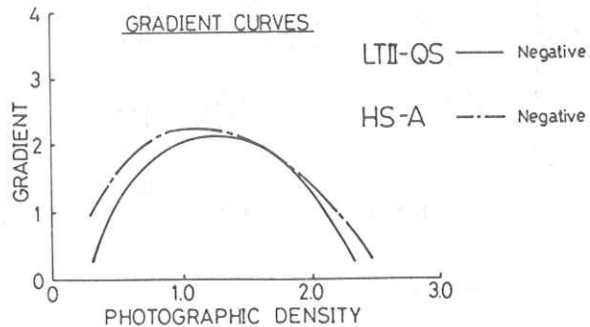
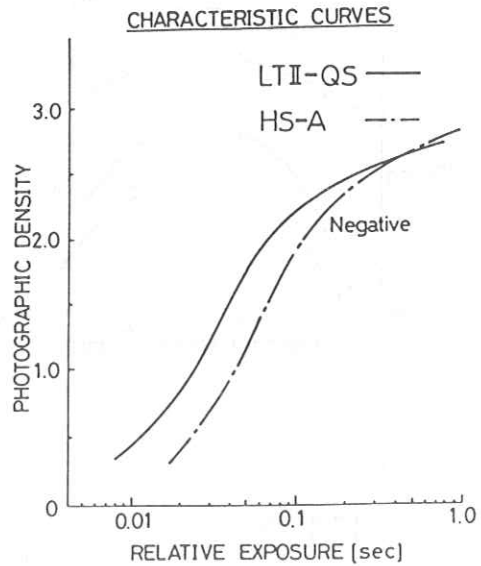


図3 2つのシステムの特性格線とグラジエント曲線

対する伝達効率 η [%] および条件つきエントロピー $H_x(y)$ [bits]として表わした。

図5(a)に、LTII-QSシステムにおける、濃度に対する伝達効率および $\bar{m}/\bar{\sigma}$ の関係を表わした。ここで、 \bar{m} は隣り合う平均値間の差の平均をとったものであり、 $\bar{\sigma}$ は各入力に対する出力濃度

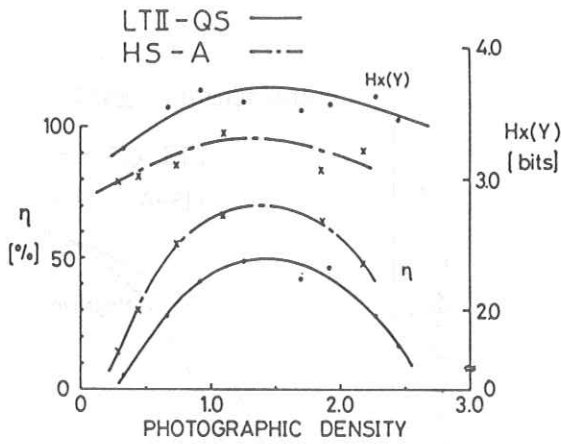


図4 濃度に対する η および $H_x(y)$ の関係を表わす

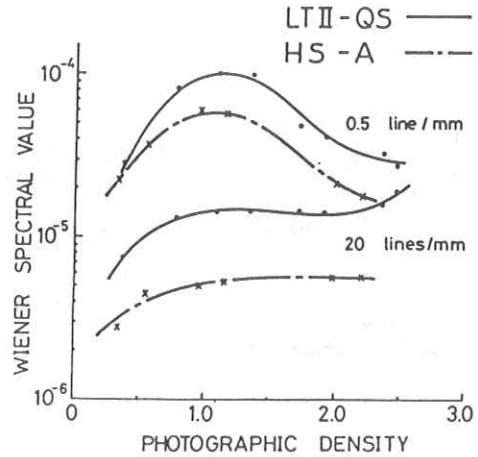


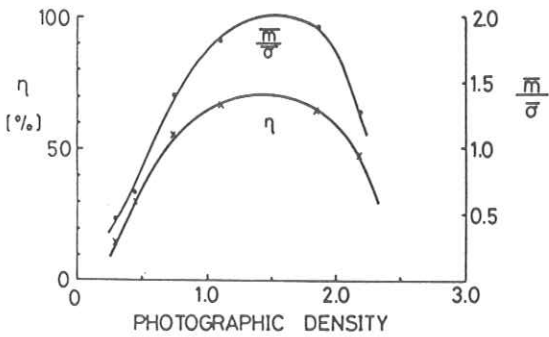
図6 濃度に対するウィーナスpekトル値

の標準偏差の平均をとったのである。図5(b)は、HS-Aシステムにおけるものである。

また、参考のために、ウィーナスpekトルを測定した。マイクロデンスitメータ(2406型フラットベツトスキャナ)の走査条件は、スリツ面積が $8 \times 1000 \mu\text{m}^2$ 、サンプリング間隔 $10 \mu\text{m}$ 、サンプリング点数2048である。FFT法によって計算処理し、5回の平均をとった。このようにして求まったウィーナスpekトルを単一評価するために、低空間周波数の代表値として0.5 line/mmのpekトル値を、高空間周波数の代表値として20 line/mmのpekトル値を選んだ。これらを濃度に対してプロツしたのが図6である。



(a) HS-A



(b)

図5 濃度に対する η および $\bar{m}/\bar{\sigma}$ の関係

4. 考 察

実験によって得た図5(a)および(b)から明らかのように、 η と $\bar{m}/\bar{\sigma}$ とが大きな相関をもっていることがわかる。両者のピークも一致している。このように、前記のシミュレーションおよび実験結果から、情報理論における伝達情報量あるいは伝達効率は空間領域における Detectivity と相関があ

ることが明らかになった。実験では入力にアクリル階段を使用しており、この微小厚差のアクリル階段をどの程度識別できるかを伝達情報量によって定量的解析を行なっている。

図5(a)、(b)あるいは図4の η グラフから明らかのように、伝達効率は濃度に対して $D = 1.4$ 付近で最大値をとる。Detectivityの定義、 γ/σ_D のうち、 σ_D に関連したファクターである $H_x(y)$ が $D = 1.4$ 付近で最大となっているにもかかわらず η がその濃度付近で最大となるのは、図3に示す特性曲線の傾きであるグラジェント(あるいは γ とここではよぶ)の寄与が大きいためである。ウィーナスペクトル(図6)、特に低空間周波数の量子モトルを表わす部分(代表値として0.5 line/mm)についてみると、 $D = 1.2$ 付近で最大値をもっている。以上より、粒状が悪いにもかかわらずガンマの寄与が大きいため、識別能は逆に良くなっていることがわかる。信号検出能力の最大値は、ガンマの最大値付近で起こることは、Burgessらも心理物理実験によって最近報告している⁹⁾

5. 結 言

シミュレーションおよび実験によって、情報理論領域の伝達情報量あるいは伝達効率が空間領域の Detectivity と大きな相関があることを示した。

実験に使用した二つのシステムの伝達効率は濃度依存性があり、 $D = 1.4$ 付近で最大値をとりこれは粒状よりもガンマ(グラジェント)の影響を大きく受けている。

文 献

- 1) 藤田広志、横山三吉、内田 勝 他：放射線像研究 9(1979) 49.
- 2) 藤田広志、横山三吉、内田 勝 他：放射線像研究 10(1980) 38.
- 3) S. Uchida and H. Fujita : Jpn. J. Appl. Phys. 19(1980) 1403.
- 4) 藤田広志、稲津 博、内田 勝 他：放射線像研究 11(1981) 26.
- 5) S. Uchida, H. Fujita and H. Inatsu : Jpn. J. Appl. Phys. 21(1982) 319.
- 6) H. Fujita and S. Uchida : Submitted to Jpn. J. Appl. Phys.
- 7) E. R. Davies : J. Photogr. Sci. 16 (1968) 217.
- 8) T. H. James : The Theory of the Photographic Process (Macmillan, New York, 1977) 4th ed., p. 638.
- 9) A. E. Burgess and K. Humphrey : Med. Phys. 8(1981) 646.

フラウンホーフ法を用いたX線写真粒状の ウイナースペクトルの測定

京都工芸繊維大学

尾崎吉明 中森伸行 金森仁志

1. 緒 言

近年、希土類増感紙が出現し、X線写真の感度が増加したが、反面粒状が悪化して画質が低下するという問題が生じている。

粒状を評価するのに、Rossmann¹⁾以来、ウイナースペクトルをよく用いるが、量子モトル等の原因別の寄与割合、濃度依存性、高周波部分の正確な形状、等の重要な事がまだ充分にわかっていない。また実際にスペクトルを測定してみると多くの困難な問題点がある事がわかる。

測定法として、マイクロフォトメータで様に露光したフィルムの透過率変動または濃度変動を測定し、標本化定理にしたがってサンプリングして、計算機で自己相関関数とウイナースペクトルを求めるのが、今日では、もっとも一般的な方法である。この方法の問題点はつぎのような事である。

(1) 測定時間がかかること。

(2) 高濃度フィルムの高周波数成分を測定するには、光強度が弱くなる上にスリットを細くせねばならないので、普通のマイクロフォトメータでは測定不可能である。

(3) 同一の試料でほとんど同じ場所をくり返して走査しても、スペクトルの再現性が低く、全周波数域にわたって大きくばらつく。

(4) 自己相関関数が充分収束しない状態でフーリエ変換をせねばならない。

今回、我々は、他の一つの方法として、レンズのフーリエ変換作用を利用して粒状のウイナースペクトルを測定する方法を試みたので報告する。

2. 測定法

図1のように、定格出力、連続 50 mW の He-Ne レーザ光ビームを顕微鏡用接眼レンズで広げ、カメラ用ズームレンズ(焦点距離 200~600 mm、 f 9.5)で焦点を結ばせる。ズームレンズの焦点距離と図1の距離 a 、 b を調整し、また試料フィルムをレンズの前後に置きかえて、測定周波数領域を調整した。

焦点面には、透過率変動の2次元フーリエ変換像が複素振幅として分布しているので、その絶対値の2乗の強度を測定すれば2次元ウイナースペクトルとなる。この測定では零点(焦点)を通る線上を光ファイ

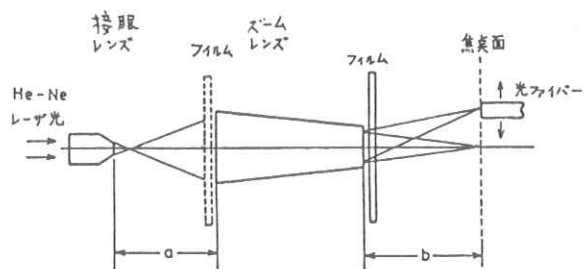


図1 実験装置

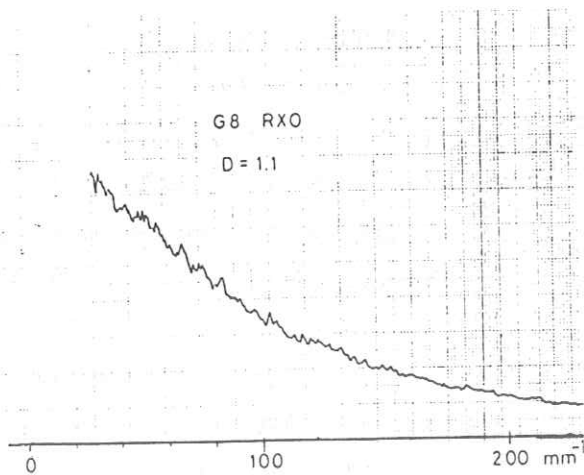


図2 ウィナースペクトルの測定例

パーで走査して、零点を通る断面を測定した。これはマイクロフォトメータで細長いスリットで測定した(2次元)ウィナースペクトル(の断面)に対応する。

200 mm^{-1} までの範囲の測定結果の一例を図2に示す。こまかいスペックルのために上下に変動しているが、多くのデータの集合平均をとるかわり

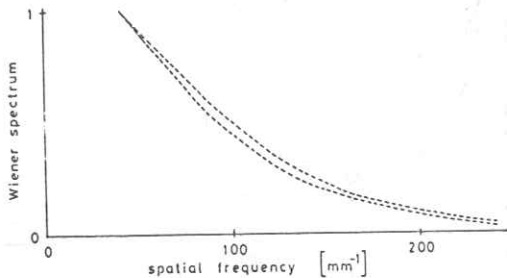


図3 200 mm^{-1} まで測定したときのばらつきの範囲(MS-RX、 $D=1.8$)

に、一つのデータで、変動を平均して滑らかな線で結び、同一試料の数個のデータについて平均をとってウィナースペクトルとした。

零周波数付近では、焦点の強い光に妨害されて、正確に測定できないので、測定領域を変えて、40-200と8-40 mm^{-1} の二つのデータを求めて接続した。それぞれの領域で100 mm^{-1} の回折格子と4 mm^{-1} の網目を使って周波数を校正した。

8 mm^{-1} 以下のデータも測定したが、低周波部分だけを拡大する関係で、スペックルの寸法が大きくなり、また

データ自身のばらつきも大きかったので、今回は除外した。

3. 測定結果と検討

図3、図4に同じフィルムで少し場所を変えて測定したデータのばらつきを示した。この例のように、一般に、高周波領域を測定するほど、ばら

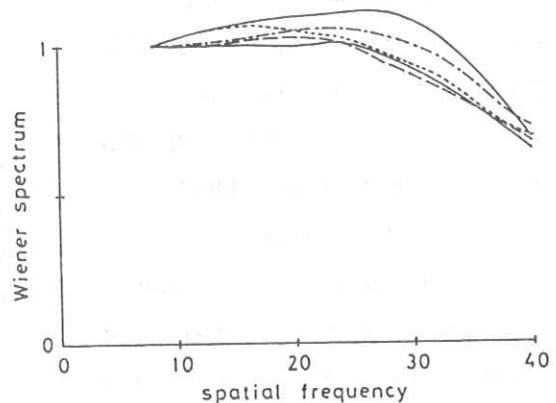


図4 40 mm^{-1} まで測定したときのばらつき(MS-RX、 $D=1.8$)

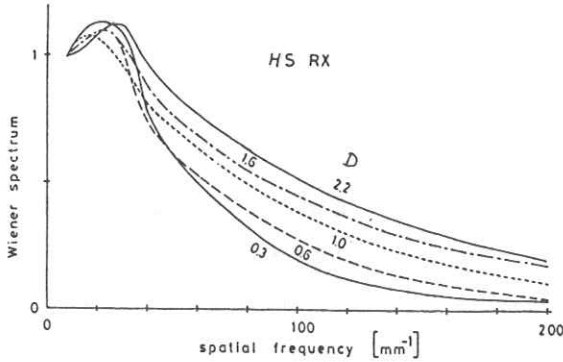


図5 フィルムRXのウィナースペクトルの濃度依存性

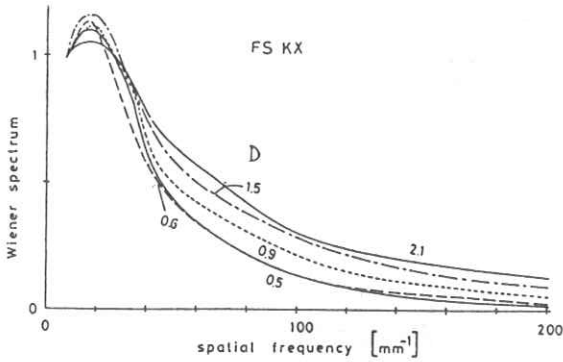


図6 フィルムKXのウィナースペクトルの濃度依存性

つきは少なかった。

図5、図6にCaWO₄系HS-RX、FS-KXで撮影したフィルムについて、図7に希土類系G4-RXOで撮影したフィルムについて、ウィナースペクトルの濃度依存性を示した。周波数8 mm⁻¹で規格化しているので、この図は、増感紙モトルを除いてフィルム粒状の部分を示している可能性がある。実際に、各図について増感紙を変えても類似の結果が出たので、フィルム粒状だけを表示していると考えて、各フィルムについて、一種類の増感紙と組合せたと

きの結果だけを示した。

この図からつぎのことがわかる。

- (1) KX、RXでは20 mm⁻¹付近に小さなピークが現れたが、RXOでは高濃度になると40 mm⁻¹付近にこぶが現れた。このこぶが現れた試料では、40 mm⁻¹付近で両領域のデータをオーバーラップさせてこぶを確認した。
- (2) 濃度が高くなると高周波成分が低周波成分と比較して増加し、スペクトルの形状が裾を引くようになる。

このうちで、(1)については原因が不明である。濃度変動を計算機処理する方法で求めても、少しこの傾向が出たこともあった。

(2)については、ホログラフィー用の微粒子フィルムで、浜崎、等^{2,3)}が同様な傾向を見出しモデルを作って説明している。

4. 結 論

この方法の特徴は、

- (1) 測定時間が短いこと
- (2) 高濃度フィルムの高周波成分の測定を容易にできること。

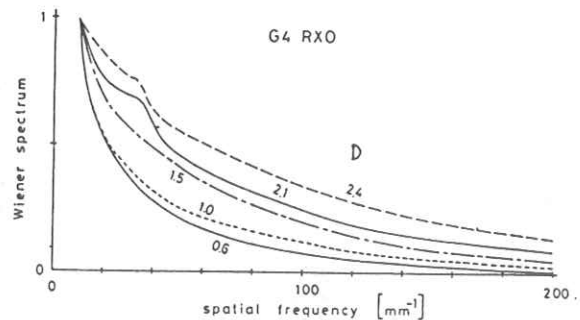


図7 フィルムRXOのウィナースペクトルの濃度依存性

(3) 高周波域になるほどばらつきが少くなること等である。

欠点としては、絶対値が出せないことと、低周波成分が焦点スポットでかくれてしまうので測定できないことである。後者については丹羽、等⁴⁾のように、フィルムを入れないときの焦点の分布を差引く方法を検討せねばならない。

文 献

- 1) K. Rosmann : Amer. J. Roent., **90**, 863(1963)
- 2) 浜崎襄二、鈴木修三：昭和48年画像コンファレンス論文集(2-6)、pp. 53~56
- 3) 浜崎襄二、鈴木修三：昭和47年度電子通信学会全国大会 948
- 4) 山田英彦、丹羽克味、奥村泰彦、高木 仁、川津泰一、金井良雄：放射線像研究、**11**、〔4〕、129(1981)

超高圧透過電子顕微鏡による極微三次元像の撮像と再構成

東京大学生産技術研究所

濱崎襄二 石田洋一 岡田三男

1. はじめに

金属結晶や生体組織中の極微世界を三次元的に裸眼観察することが可能となるならば立体構造を理解し計測する上において極めて有力な手段が提供されることになる。超高圧透過電子顕微鏡は、厚さ $1 \mu\text{m}$ 程度の試料中を単純な経路に従って透過した高エネルギー電子によって形成されるので、撮影されたフィルム上には試料中の極微三次元情報が正確且つ豊富に含まれている。従って、数枚の透過電子顕微鏡写真をデータとして極微三次元像を再構成し裸眼観察ができる筈である。三次元像の再構成法の中で最も単純明瞭な方法はレンズ板三次元像の手法である。

本論文では、透過電子顕微鏡内の試料の傾斜角を変化しながら一定拡大率（10,000～20,000倍）で撮影された数枚の写真を原画とし、レンズ板三次元像の方法によって、裸眼で直接観察可能な（60,000～240,000倍）程度に拡大された極微三次元像を再構成した実験について報告し、極微世界の三次元構造が容易に直接観察可能であることを新たに実証することを目的としている。また、観測時に生ずる若干の歪についても理論的考察を述べる。

2. 透過電子顕微鏡パララックス像の撮像方法

図1は、透過電子顕微鏡における電子光学像の

形成を示す模式図である。試料に入射する電子線は、直径 $10 \mu\text{m}$ 程度に絞られ平行度は 10^{-4} ラジアン以下であるので、試料の厚みの範囲では鏡筒に平行に入射すると考えてよい。試料を透過した電子線は、対物レンズ、第1中間レンズ、第2中間レンズ、投射レンズにより順次拡大結像され、最終の結像面におかれたフィルム上に記録される。電子光学像を撮影する場合には、対物レンズの後焦点面にアパーチャを挿入し、不用な回折電子線を除去して像の鮮明さを向上させる。レンズには通常電磁レンズが用いられ励磁電流によって焦点距離が調節される。これらの電磁レンズの焦点深

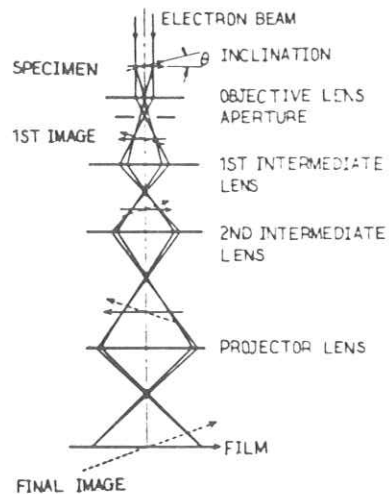


図1 透過電子顕微鏡による像形成

度は試料の厚さと比較して著しく深いので最終結像面においても電子像の経路は平行と考えてよい。

パララックス像を撮像するには、試料に到来する電子線の方向（鏡筒の軸方向）と垂直に傾斜軸を設定し、図1に示したように、この軸廻りに試料を僅かずつ回転し傾斜角を一定値ずつ変化させて露出を行う。この際には露出の均一性及び拡大率が一定に保たれる必要があり、また、像の鮮明さを保持する目的で電子レンズの励磁電流を微調整する場合には、磁界中の電子のサイクロトロン運動の変化により鏡筒の軸廻りに像全体が回転することに注意しなければならない。このようにして得られたパララックス像は、上述の試料に入射する電子線、フィルム上に到達する電子線のそれぞれの平行性の理由によって、近似的に平行投影像となっている。

3. レンズ板三次元像の作成

パララックス像からレンズ板三次元像を作成する場合、立体写真機²⁾を用いるならば容易に達成

される。図2は数枚のパララックス像からレンズ板三次元像を作成する実験配置を示したものである。この写真機の機能については文献2)3)を参照されたい。

電子顕微鏡によって得られたパララックス像は前述の通り電磁レンズの微調によって像全体の回転角が若干ずつ異っている場合が多い。この現象を補償するため、三次元像の原画となる数枚のパララックス像の中に含まれる複数箇の対応点を目視観察によって見出し、傾斜角変化にしたがって

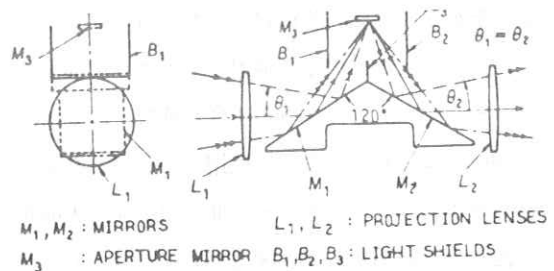


図3 LMSの構造

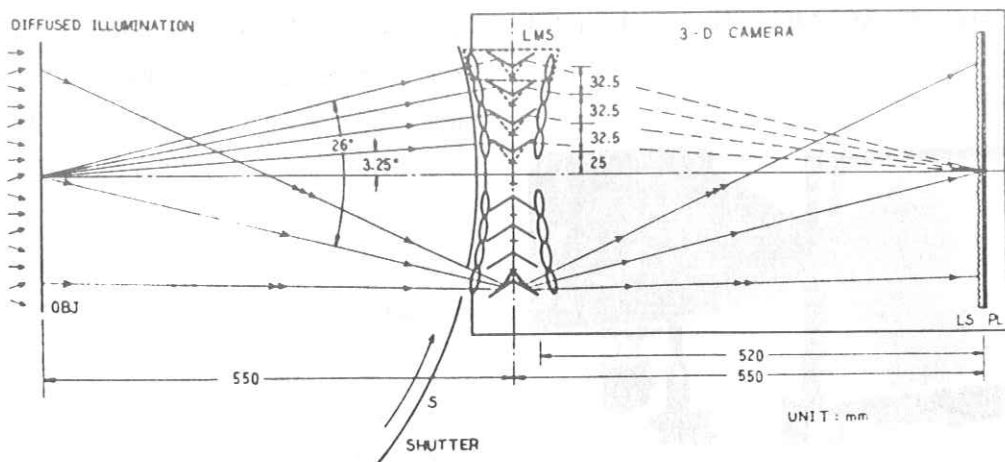


図2 レンズ板三次元像の作成時の平面配置図

これらの対応点が平行に移動していく方向を見つけ、この方向が水平方向となる（すなわち撮影時の傾斜角度変化の軸方向が鉛直方向となる）ように位置決めすることが必要である。この際に特定の対応点が全ての原画の上で移動しない（一定の位置に来る）ように位置決めするならば、三次元像の再生時において、この点を含む面がレンズ板の面と一致した形で観察される。

実際には、一連の原画を一定の倍率（3～12倍）で引き伸ばした後に上述の方針で位置決めを行いガラス板ホルダに固定する。位置決めされた写真は図2のOBJの位置に固定され、電子顕微鏡による撮影の際の傾斜角に対応した位置のレンズミラー系LMSのみが光を通過させるようにシャッターSを開く。このとき再生像が逆視（Pseudo-Scopic）像とならぬように使用するLMSを選ぶほうがよい。シャッターSを開きOBJの裏面から散乱光で照明すると、図2のレンズ板（レンティキュラシート）LSの後焦点面に密着されたフィルムPL上には、その傾斜角における像が線像形式で記録される。OBJを順次に取り換えてそれに対応したLMSを用いて同一フィルムPL上

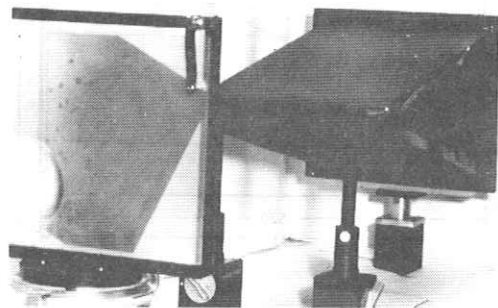


図4 レンズ板三次元像の作成装置全景

に撮像を繰返すことによって、PL上には三次元像全体が線像形式で記録される。このフィルムを現像定着の後、LSと同一のレンズ板に合わせて位置決めを行い、後方から散乱光で照明するならば、LSの前方60～100cmの位置に瞳を置いた観察者は明瞭な三次元像を認める。図3にレンズミラー系LMSの構造を示し、図4にレンズ板三次元像の作成装置全景を示す。

4. 平行投影像と中心投影像の関係

前々節2で述べたように、透過電子顕微鏡による電子光学像は平行投影像である。しかし、人間がレンズ板画像を裸眼で観察する場合、瞳は直径の小さな光学レンズと等価であるので、レンズ板画像は中心投影像となるように作成されなければならない。前節の写真機は中心投影像として三次元像を記録するものであるため、電子顕微鏡で撮像された空間と比較して観察される空間は若干歪を持っていることに留意しなければならない。

この歪は文献3)4)の手法によって容易に解析される。レンズ板の中心に原点を持つ直角座標をとり、レンズ板に対面している観察者の側にZ軸をレンズ板内の水平方向にx軸をとる。電子顕微鏡による撮影において試料に固定した座標系で考えるならば、試料に入射する電子線の方向は試料の傾斜角の変化によって変化することになる。即ち高エネルギー電子線によって試料を投影する方向は試料の傾斜角の変化分に等しい角度だけ変化する。前節の実験手法によって、試料の拡大された三次元像の中心付近をレンズ板上に持って来たとき、電子線による投影角はZ軸から測ることにする。レンズ板のピッチを a とし、相隣るパララ

ックス像の投影角の正接の差 β が一定の条件のもとでは平行投影空間の標本点の座標 $(z_l, x_{l,k})$ は次の通りとなる。

$$z_l = al\beta^{-1}, x_{l,k} = ka \quad (1)$$

但し、 l, k は上下限を持つ整数である。図5の上半分はこのようにして作られた平行投影空間（即ち拡大された試料空間）における標本点形成を示し、実線は電子線の経路（磁界によるサイクロトロン運動は無視している）を示す。平行投影空間では、標本面は等間隔で現れ、 x 方向標本間隔は常にレンズ板のピッチ a に等しい。

前節の写真機によって作られる再生像は中心投影空間に現れる。瞳面とレンズ板面との間隔を z_g 、眼点の間隔を b とし、(1)に対応する標本点の座標を $(z'_l, x'_{l,k})$ とすれば、

$$z'_l = z_g al(b+al)^{-1}, x'_{l,k} = ka_l \quad (2)$$

$$a_l = a(1 - z'_l z_g^{-1})$$

となる。したがって幾何学的な歪は次式で与えら

れる。

$$z'_l z_l^{-1} = \beta z_g (b+al)^{-1} \quad (3)$$

$$x'_{l,k} x_{l,k}^{-1} = b(b+al)^{-1}$$

もし、 $\beta = b/z_g$ と選ばれているならば、LS面 ($l=0$) の付近の歪は極めて小さいが、 l の値 $|l| \approx b/a$ に近づくと歪は大きくなる。図5の下半分は、前述の平行投影空間に対応した中心投影空間を示し、平行投影空間の太い破線で囲まれた部分は、対応する中心投影空間では実線の形に歪むことになる。この歪は β の選択と光学レンズを用いてある程度補正することが可能であるが、精密な補正が要求される場合には計算機に頼らなければならない。

5. 撮像及び再構成の実験

試料としては電子線の透過性がよく且つ微細な組織をもつものを選び、Al-10%Zn-0.5%Zr-0.1%Snの組織をもつ細粒超塑性合金を用いた

(500°Cで引張り変形させると

500%伸びる。)冷間圧延した薄板材(厚さ0.1mm)を500°Cで焼鈍再結晶させて粒径1 μ m以下の細粒(面心立方晶形)とし、過塩素酸アルコール液中で電解研磨して1 μ m程度の厚さとして電子顕微鏡用試料とした。撮影には、本学工学部総合試験所の、1MV超高压電子顕微鏡を用いた。試料結晶細粒が強い回折を起こす{111}あるいは{200}方向が試料台(1軸傾斜像回転方式)の傾斜軸と平行に近い結晶粒を選んで電子光学像の撮影を行った。この際に結晶粒中の転位線像

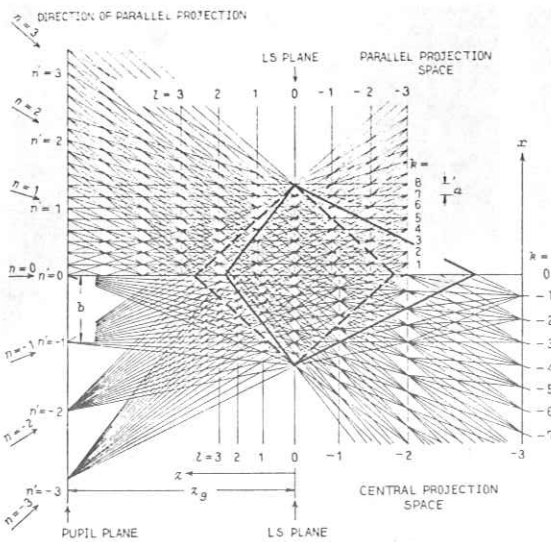


図5 平行投影空間と中心投影空間

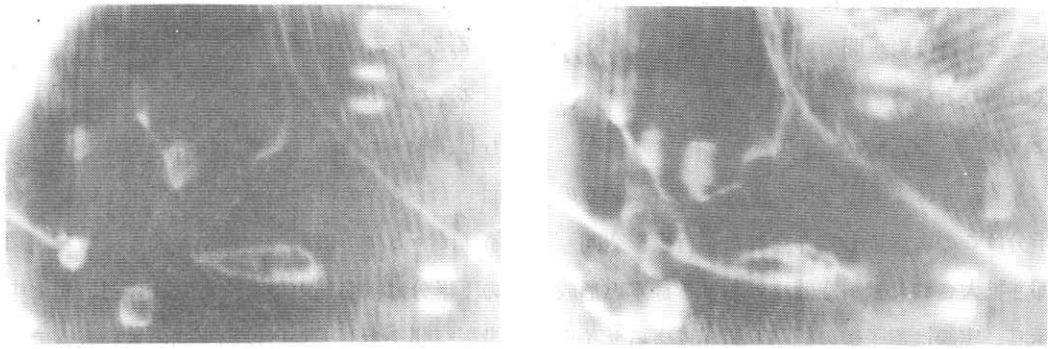


図6 再構成された極微三次元像の写真。Al-Zn-Zr-Sn. 240,000倍

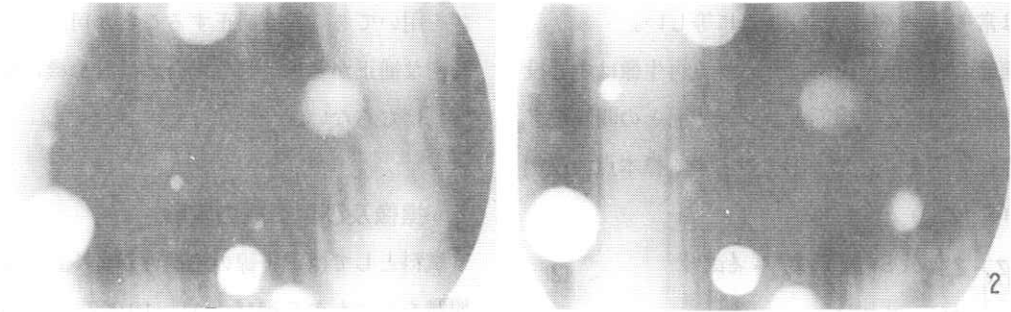


図7 再構成された極微三次元像の写真。Al-Sn. 240,000倍

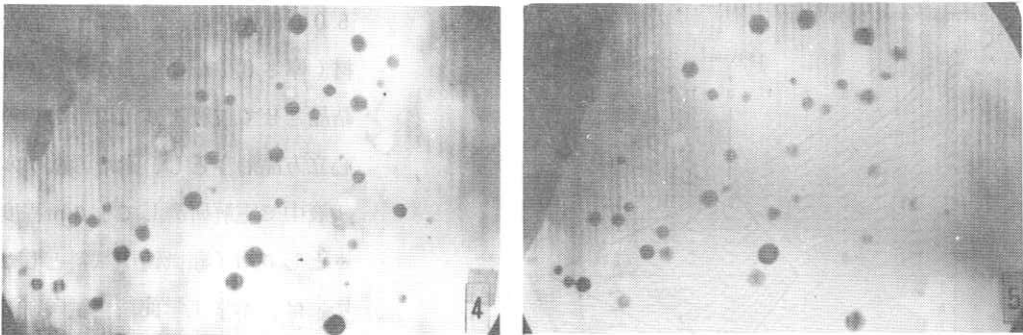


図8 再構成された極微三次元像の写真. Al-Sn. 60,000倍

が鮮明に現れるよう弱ビーム条件（弱回折条件、結晶粒の大部分に対してはブラッグ条件から極めて僅かだけ外れた条件）とし、材料の薄い部分に生ずる厚みフリッジや他の回折に由来する像の除

去に注意した。このような撮影方法によって、転位線の約半数が全ての写真にパララックス像として撮影されている。

図6は前々節3の方法でレンズ板三次元画像を

作成した時の、再生三次元像を通常写真機で左右両方向から撮った写真である。これは電子顕微鏡倍率 20,000 倍において、傾斜角変化を 5° づつとする条件で撮影されたパララックス像を、更に写真拡大によって 1.2 倍に拡大したものを原画としている。図 6 の写真の横幅全体はほぼ $0.9\mu\text{m}$ の長さに相当する。再生三次元像中には Zn 系の極微析出粒子が散在し、また複雑な転位線が三次元的に走っている状態が観察される。

図 7、図 8 は転位線の撮像を目的とせず、単に試料の傾斜角を変化して撮影したパララックス像を原画とし、レンズ板三次元像を作成しその再生像を左右二方向から撮った写真である。この試料は Al-5% Sn 急冷合金であり、再生三次元像には多数の析出粒子が散在し、結晶の粒界の近くに特に集っていることが観察される。図 7、図 8 とも電子顕微鏡の拡大率は 20,000 倍、写真拡大率は図 7 が 1.2 倍、傾斜角 1° 毎、図 8 は 3 倍、傾斜角 2° 毎になっている。なお、図 8 は再生三次元像フィルムにリバーサルを使用しているため図 6、図 7 とは白黒が反転している。

これらの三次元再構成像から粒子、転位線の位置を計測しようとする場合には、前節 4 で述べた歪の補正を行う必要がある。

6. むすび

超高压電子顕微鏡と立体像撮像用写真機を用いて、極微三次元像の撮像と再構成を行う方法、歪の理論結果及び再構成実験の結果を述べ、極微三次元像の撮像と再構成が容易に可能であることを実証した。

今後の問題としては、パララックス像の対応点

の発見方法の自動化、少数の投影像からの断層像計算の手法(6)を適用し歪を除去した極微三次元計測の確立、拡大率を更に大きくする研究等が残されている。

実験に御援助いただいた本所横田和丸助手、試作工場並びに写真技術班の各位に深謝する。

本研究は文部省科学研究費、56850106 の補助を受けた。

文 献

- 1) M. H. Loretto and R. E. Smallman :
Defect analysis in electron microscopy :
Chapman and Hall, Ltd, (1975)。
- 2) 濱崎, 岡田, 電子通信学会総合全国大会, 昭和55年度, 1133。
- 3) H. Higuchi and J. Hamasaki, Appl. opt.,
17, 24, 3895~3902, (1978)。
- 4) J. Hamasaki and K. Yokota, Appl. opt.,
17, 19, 3125~3132, (1978)。
- 5) 濱崎, 石田, 岡田, 電子通信学会総合全国大会, 昭和56年度, 1163。
- 6) 濱崎, 塩沢, 第12回画像工学コンファレンス,
9-11。

高解像ガンマ線用格子による三次元分布線源像の撮像

東京大学生産技術研究所

濱崎襄二 横田和丸 佐藤乙丸

1. 序 言

原子炉や放射線療法等において強力なガンマ線源を利用する際に、三次元的な線源分布の正確な把握が必要である。従来のアンガカメラ等では

用いられている格子の孔の分布密度が小さく且つ解像角が大きいために、三次元的な線源分布像を撮像すること

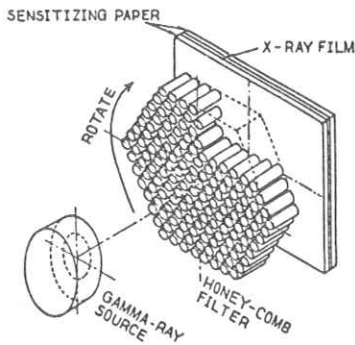


図1 格子構造の概略

は極めて困難であった。本論文は、新しく試作した所の、有効面積 9.55 cm^2 、孔密度 5.91 ヶ/cm^2 、解像角 0.49° を持った高解像格子の実験結果を述べ、これを用いることによって、三次元的に分布したガンマ線源像及びX線源像の撮像・再生が可能であることを実証することを目的とする。

2. 高解像ガンマ線用格子(蜂の巣格子)

2.1 格子の構造及び製作法

試作した高解像ガンマ線用格子の構造の概略を図1に示す。解像角を小さくするには、格子の孔の実効直径が孔の長さと比較して充分小さくなければならない。また、撮像の際のガンマ線利用率を高めるには、孔の密度が大きくなければなら

ない。更に、高エネルギーのガンマ線を有効に遮断するには、格子はガンマ線減衰定数大きな材料で製作されなければならない。以上の理由によって、直径 0.625 mm 、長さ 15 mm のタングステン円柱棒 $28,519$ 本を密に積んだ構造の格子を試作した。ガンマ線は、円柱と円柱との間隙を通過する。また、像の粒状性を

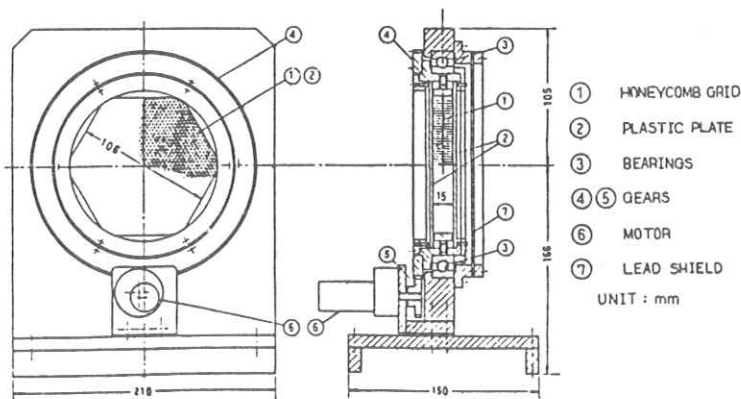
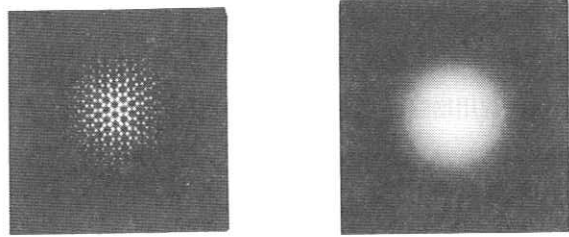
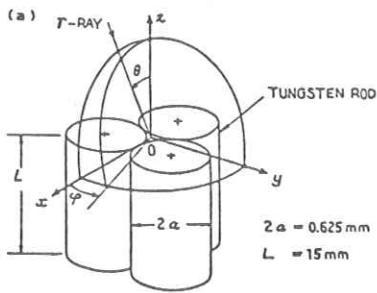


図2 試作格子の外形と断面構造



(a) $Z = 490 \text{ mm}$ (拡大率 4) (b) $Z = 2000 \text{ mm}$ (拡大率 1)

図6 点拡がりの写真

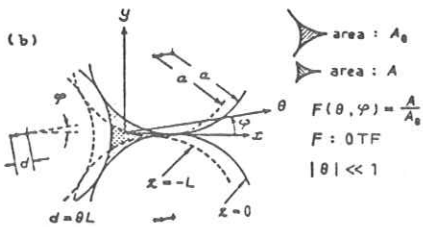


図3 φ と θ の決定とOTF

2.2 格子のOTF

試作格子の孔の断面形状は、正三角形の頂点を引き伸ばした形状であるので、OTF (Optical Transfer Function) は等方向ではない。図3(a)に示したように、孔の形状を基準としたときのガンマ線の到来方向を角度 φ 、 θ で表わし、タングステン棒に衝突したガンマ線は完全に吸収されると仮定して、幾何光学近似を用いて平行入射条件におけるOTFを求めると図4が得られる。OTFの求め方は図3(b)に示した。

軽減するために、孔の軸方向と平行な軸の廻りに格子全体がゆっくり回転する構造を持っている。試作した格子の外形及び断面構造を図2に示す。

図4の破線は、試作格子の孔と同一断面積の円形開口を仮定したときのOTFを示す。

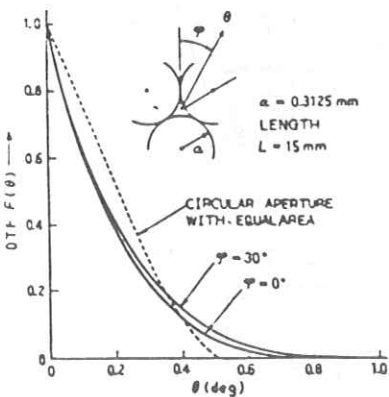


図4 平行入射条件のOTF

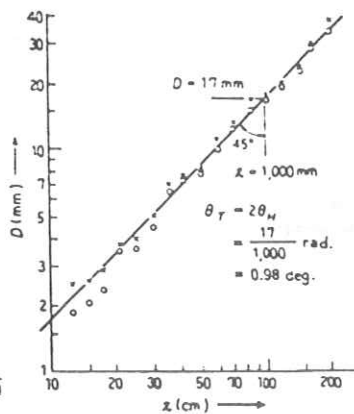


図5 解像角の測定

図4から、円形開口と比較して、 $\theta = 0^\circ$ に鋭いピークを持ち且つ裾の長い形となり、また、 $\varphi = 0^\circ$ と比較して $\varphi = 30^\circ$ で若干裾を引く形となる。

(1) OTFの実測値

解像角を実測するために試作格子の裏表面から26 mm離れた位置にX線用フィ

フィルム (Sakura、Medical、Type A) を置き、X線源 (Toshiba TR-812、歯科用、50Hz 半波整流、尖頭電圧 60kV、公称焦点直径 0.8 mm) とフィルムとの間隔 Z を変化して露出を行った。フィルムは X線用増感紙 (Toshiba DMS-9) で挟んで使用した。

格子の軸方向と一致した X線のみがフィルム上に到達するならば線源の完全な平行投影像が撮像されるが、実際には若干の角度拡がりを持つ X線が到達するまで、フィルム上には点拡がりを持つボケた像が得られる。現像定着後のフィルムの最大黒地が同程度になるように、 Z の変化にしたがって露出時間を調節しながら露出を行い、フィルム上で拡大鏡を用いた目視によって黒化が認められる最大直径 D を測定し、 Z と D の関係を図示すると図 5 が得られる。図 5 より解像角を求めると $\theta_H = 0.49^\circ$ が得られる。

図 6(a)、(b)には $Z = 490$ mm において格子の回転を停止したとき、及び $Z = 2000$ mm において格子を回転したときの黒化の情况进行を示す。増感紙の影響によるボケと回転による平均化がそれぞれ認められる。

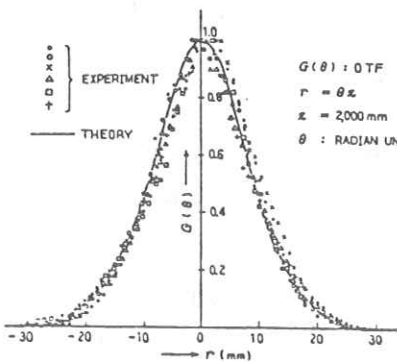


図 7 OTF の実測値と理論値

次に OTF の実測値を求めるため、 $Z = 2000$ mm に固定した条件下でフィルムの黒化と露出時間の間の正規化校正曲線を実験的に求め、これを用いて $Z = 2000$ mm で撮像されたフィルムの黒化をデータとして OTF を求めた。図 7 の各種の点は OTF の実測値を示す。但し横軸は θ (ラジアン) $\times 2000$ mm の単位で画かれている。

(2) OTF の理論値

OTF の理論曲線を求めるために、図 4 の平行入射条件の理論曲線 (実線) の ϕ 依存性を無視し次の式(1)で近似する。

$$F(\theta) \begin{cases} = \exp(-242 \cdot \theta) \cdot \cos(112 \cdot \theta), & |112 \cdot \theta| \leq \pi/2 \\ = 0, & |112 \cdot \theta| > \pi/2 \end{cases}$$

θ : ラジアン単位 (1)

X線源のコヒーレンシの影響を考慮するため、

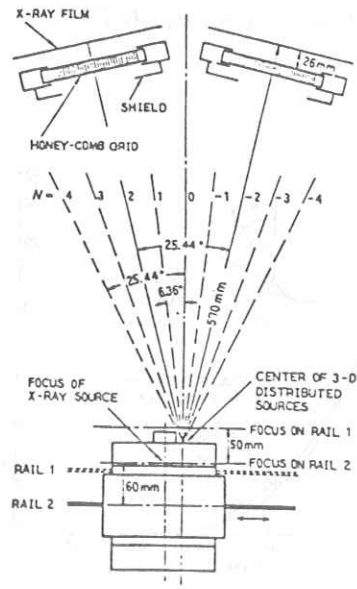


図 8 X線源を用いた実験配置

X線源は極めて小さなコヒーレンス半径 ω_0 を持ったガウスビームウエストの集合と考え、線源からZの距離の点のX線の波動振幅のフーリエ変換の絶対値の自乗が次の(2)式で示される関係数の一次結合であるとする。ここに λ はエックス線の波長($\lambda = 0.2 \sim 0.5 \text{ \AA}$)である。また、フィルムの黒化の測定に用いたデントメータの開口は次の式(3)で表されるガウス開口で近似する。

$$|A(\theta)|^2 = \exp(-2\pi^2\omega_0^2\theta^2\lambda^2) \quad (2)$$

$$S(\theta) = \exp(-r^2b^2) \quad (3)$$

$$r = \theta z$$

ここに r は開口中心からの距離を表わし、 $|\theta| \ll 1$ の近似を用いている。これらの式を用いると、図7の実測条件におけるOTFの理論値は次の通りである。

$$G(\theta) = F(\theta) \otimes |A(\theta)|^2 \otimes S(\theta) \quad (4)$$

ここに、 \otimes は畳み込み積分を表わす。 $\omega_0/\lambda \approx 100$ 、 $b = 2 \text{ mm}$ を用いて(4)式より求められた理論値を図7の実線で示す。OTFの実測値と理論値は良好な一致を示すことがわかる。

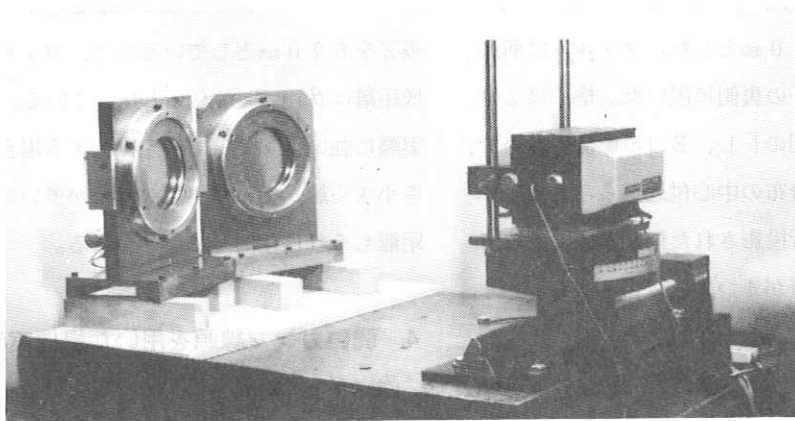


図9 X線源を用いた実験装置

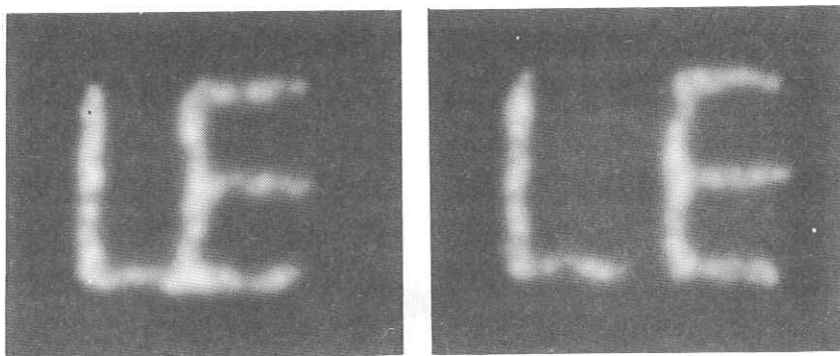


図10 撮像されたパララックス像 ($N = -1$ 、 $N = 1$)

3. X線源を用いた三次元分布像の撮像と再生

図8はX線源を立体的に配置してその三次元分布を映像する際の実験装置の配置を示す。線源は前節で述べたものと同一であるが、焦点位置を中心とした回転角及びその高さが調整可能としてあり、また線源全体がレールの上を水平に移動可能である。まず、レールを図示の1の位置に固定し、線源の高さ及び水平位置を調整して「L」の字を画かせる。次にレールを図示の2の位置に固定して「E」字を画かせる。

文字を構成する各点の間隔は2mm、文字の大きさは縦38mm、横20mmとした。フィルムは前節の実験と同様に格子の裏側に置いた。格子は2個製作したので、一回の「L、E」の映像において、図示のように線源分布の中心付近からみて 25.44° 離れた2方向に平行投影された像が撮像できる。図において、 N の値が4つ異った組、即ち $(-4, 0)$ 、 $(-3, 1)$ 、 $(-2, 2)$ 、 $(-1, 3)$ 、 $(0, 4)$ の合計5回の撮像を行い、全体では、 6.36° ずつ離れた方向に投影された9枚のパララックス像を得た。図9はX線源を用いた実験装置

を示し、図10はこのようにして得られたものの中 $N=-1, 1$ の2枚を示す。文字を構成する各点の露出時間は0.8秒である。この写真には明瞭なパララックスが認められ立体視用眼鏡を用いて見るならば、「L、E」の三次元的配置が観察される。また、図11は、8枚のパララックス像を用いて、レンズ板三次元像を組立てた後の再生像を左右2方向から撮影した写真を示す²⁾この立体像は裸眼によって容易に観察することができる。

この実験では、線源の放射角に制限があり、且つ撮像された像をレンズ板立体像に組むことを意図したために、線源分布の中心とフィルムとの間隔 Z を570mmとしているので、フィルム上の解像距離は $\theta_H \cdot Z = 4.9\text{mm}$ となっている。しかし、実際に強いガンマ線源像を撮像する場合には、 Z を小さく選ぶことが可能な場合が多いので、解像距離もそれに比例して小さくなる。

4. 弱いガンマ線源を用いた撮像実験

強いガンマ線源の三次元分布を撮像する場合には、本試作の格子を多数用意して、これらを用いて線源分布を囲む正多面体或はその一部分を構成

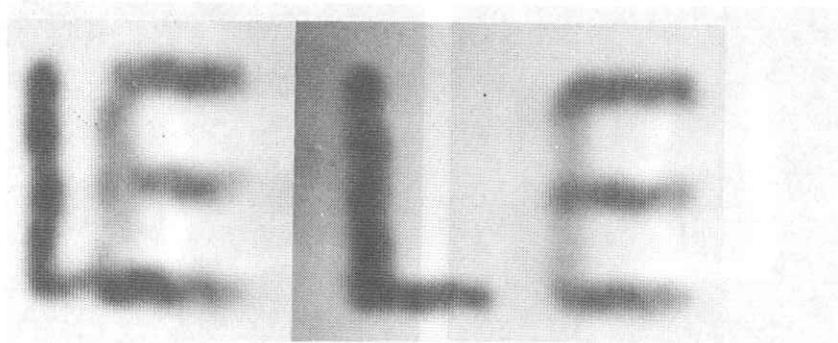


図11 レンズ板立体像の写真(左右2方向)

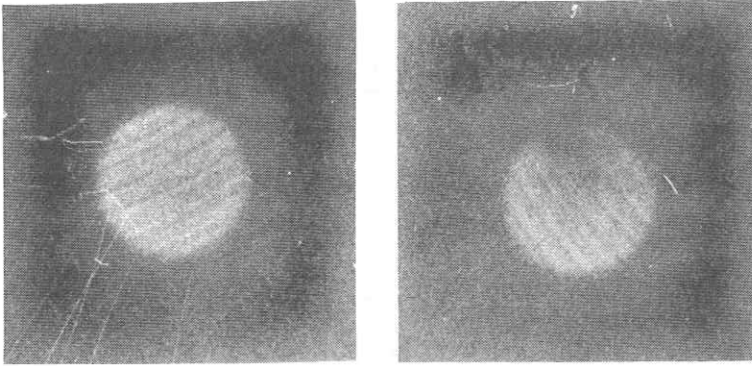


図12 ^{241}Am (10 mCi) の線源像

い、この格子は解像角 0.49° を持ち、線源分布の中心とフィルムの距離 200 mm において 1.7 mm の解像距離を持つ平行投影像の撮像を可能とすることを明らかにした。また、格子2個を使用する実験において、線源の三次元的分布をパララックス

することによって、多数の立体的方向に平行投影されたパララックス像を同時に取得することができる。これらのパララックス像をデータとして、少数の投影からの断層計算³⁾を行うならば、三次元分布を確定することが可能である。

本実験では、ガンマ線源が弱いため、多数のパララックス像の同時取得はできなかった。弱い線源の像を撮像するため、線源とフィルムとの距離を 29 mm とし、放置時間(露出時間)を長くして撮像を行った。

図12は、放射性同位元素 ^{241}Am (10 mCi) を含んだ開口直径 4.2 mm の円板を線源とし、放置時間 95 時間、及び 240 時間として撮像した結果である。フィルム及び増感紙は、前節の実験の場合と同一であるが、フィルムは格子の裏表面より 7 mm の所に置かれている。放射性同位元素を含む線源の円板形状が明瞭に撮像されていることがわかる。

5. 結 言

高解像ガンマ線源像を直接撮像するために新しく試作した格子についての実験的理論的検討を行

うることによって、多数の立体的方向に平行投影されたパララックス像を同時に取得することができる。これらのパララックス像をデータとして、少数の投影からの断層計算³⁾を行うならば、三次元分布を確定することが可能である。

今後の問題としては、撮像時におけるガンマ線利用効率を一層向上させるための格子の製作方法の改良が望まれる。また、この格子をアンガカメラの格子とすることによりアンガカメラの解像度の向上に寄与できると考えられるので、その方面の実験も望まれる所である。

本実験に御協力・御援助いただいた本所、岡田三男助手、本所写真技術班、試作工場の各位に深謝する。本研究は文部省科学研究費(00546119)の補助を受けて実施したものである。

6. 文 献

- 1) 入江、仙貫、木下; 放射線像研究 10, 4, 218~221 (1980)
- 2) 濱崎、石田、岡田; 画像コンファレンス 9-14 (1981)
- 3) 濱崎、塩沢; 画像コンファレンス、 9-11 (1981)
- 4) 濱崎、横田、佐藤; 昭和56信学会情報システム部門全大 223 (1981)

CTにおけるデータサンプル数と空間分解能

名古屋工業大学 岩田 彰・山岸信敏・石井直宏・鈴木宣夫
日立メディコ 堀場勇夫

1. まえがき

今日CTシステムによる検査対象は、計測時間の短縮に伴ない、全身にまで広がるに至った。このようにCT検査が幅広く適用されるのに伴って、たとえば、軟部組織中の微小病変部や骨内部の病変部など、さらに多くのより高度な診断情報を得ることのできるCTシステムが要望され、さらに高い画質がCT像に要求されている。これらのCTシステムに対する要望に答えるためには、高コントラスト空間分解能および低コントラスト濃度分解能のより一層の向上が必須であり、また画質劣化要因である種々のアーチファクトの軽減方式を確立する必要がある。本論文では、CT像の画質要因のうち、空間分解能とアーチファクトについて、それが、計測データのサンプル数とどのような関係にあるかについて定量的に検討した結果について報告する。

2. 計測方式と再構成演算

図1に第3世代ファンビーム方式CTシステムのスキャナー構成と計測方式を示す。投影データの収集は、被検査体領域を覆うファンビームX線管と、それと対面して配置された検出器列が一体となって、被検査体のまわりに180度あるいは360度回転し、その際パルスX線を一定角度ごと(以下これを角度サンプル β_p とする。)に曝射

し、被検査体を通過した透過X線を一定間隔(以下これを投影データサンプル間隔とする。)で並んだ検出器列で計測することによって行なわれる。現在実用化されている第3世代CTシステムでは、角度サンプル間隔 β_p は0.5ないし1度程度であり、投影データサンプル間隔は0.8mm程度である。ただし、図1ではスキャナー回転中心における値である。こうして得られた投影データを用いて、次のような手順により断層像を再構成する。すなわち、投影データにまず種々の前処理演算を施したあと、逆投影によるボケを補正するためのフィルタレーションを行ない、そのあと逆投影(バックプロジェクション)演算を行なうことによって断層像を得る。

3. 角度サンプル間隔と空間分解能・アーチファクトについて

ここでは、まず、角度サンプル間隔 β_p と断層像の空間分解能およびサンプル数に依存したアーチファクトの関係について検討を行なった結果について述べる。まず、空間分解能を評価するため、図2に示すような模擬検査体(ファントム)を想定して、計算機シミュレーションにより投影データをいくつかの角度サンプル間隔ごとに発生させ、このデータを用いて再構成演算を行ない、得られた像から点像変調度を求めた。今回検討を行なっ

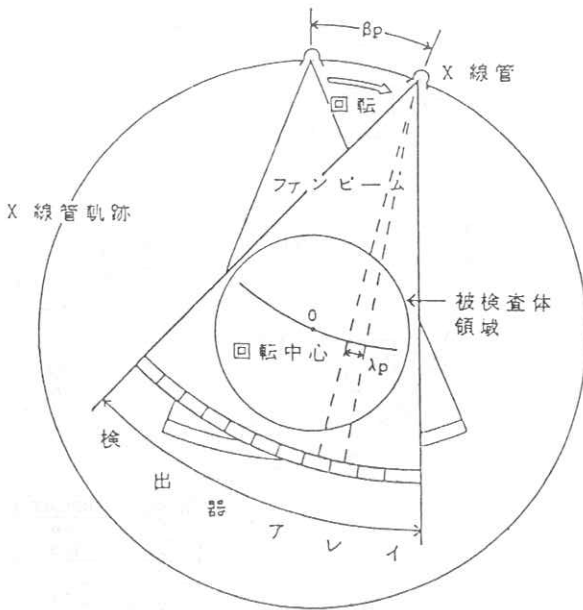


図1 ファンビーム方式CTシステムにおける
スキャナー構造と走査方式

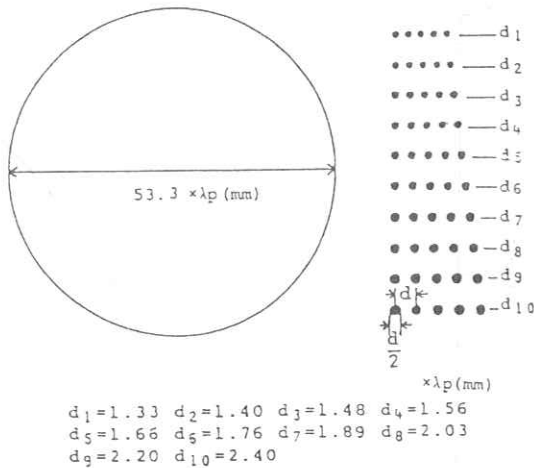


図2 空間分解能評価用ファントム

た角度サンプル間隔 β_p は、0.25度、0.5度、1.0度、2.0度、4.0度である。図3に $\beta_p =$

2.0度における再構成像から点像の変調度を各点像列の中央横ラインのプロフィールによって求めたものを示す。横軸は投影データサンプル間隔 λ_p で決まるナイキスト周波数によって正規化した空間周波数である。その他の角度サンプル β_p についても点像変調度曲線を求めたが、 $\beta_p = 4$ 度以外はすべて、ほとんど同一の変調度曲線が得られた。 $\beta_p = 4$ 度の場合は、角度サンプル不足によると思われるアーチファクトが著しくなり、そのために乱れた点像プロフィールとなり、点像変調度曲線を求めることは困難であった。このことから、角度サンプル間隔 β_p は、ある程度以上小さくなると、空間分解能に及ぼす影響は全くないことが明らかとなった。次に、角度サンプル数に依存したアーチファクトについて評価するため、図4に示すようなファントムを想定して先程と同様の手順で、各角度サンプル間隔ごとに、投影データの発生および再構成演算を行ない再構成像を得た。これらの像に発生したアーチファクトを定量的に評価するため、図4に示す area 5すなわち水相当領域におけるCT値の標準偏差を求めた。その結果を図5に示す。この図において、縦軸はCT値相当で、横軸は β_p で目盛ってある。この図から、 β_p がある程度以上小さいときは、アーチファクト量はあまり大差ないが、 β_p がそれよりも大きくなると、急激にアーチファクト量が増大することがわかる。

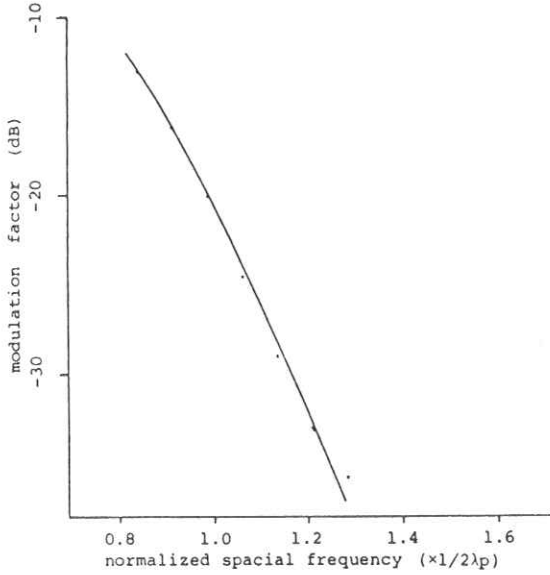


図3 $\beta_p = 2$ 度の場合の点像変調度曲線

これについて、次のような検討を加えた。まず、図6に示すように計測領域のあるところに、デルタ関数的な物体があると想定すると、投影データにフィルタレーションを施すことにより、図中右に図示したようにフィルタのインパルスレスポンスに相当したデータが得られる。これを逆投影演算では、その投影データを計測したときのX線ビームに沿って埋め込むことにより再構成を行なう。このとき、物体が存在する位置より遠ざかるほどインパルスレスポンスはまばらに埋め込まれることになる。この埋め込まれる間隔 Δr が検出器間隔 λ_p に一致したとき、インパルスレスポンスのピークがうまく打ち消され、誤差が最小となり、それよりも内側や外側では、インパルスレスポンスのピークが打ち消されずに残ってアーチファクトとなると考えられる。この量が物体の存在

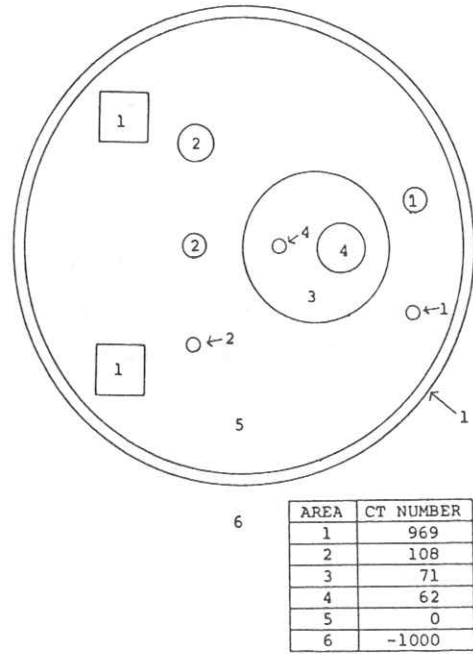


図4 アーチファクト評価用ファントム

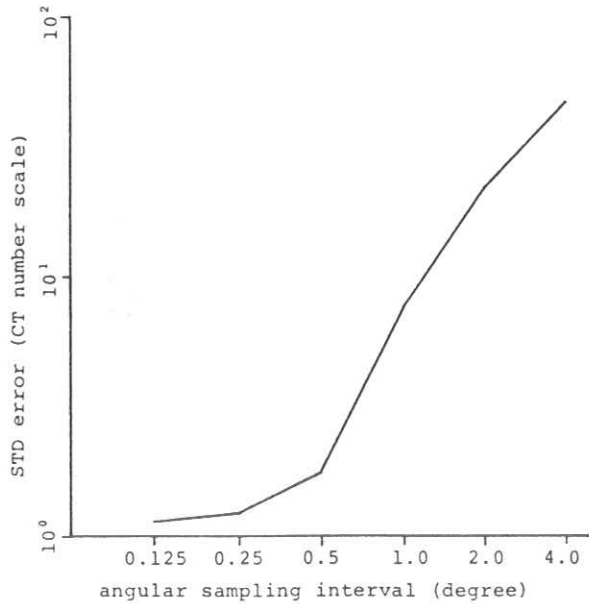


図5 角度サンプル間隔 β_p とアーチファクト量の関係

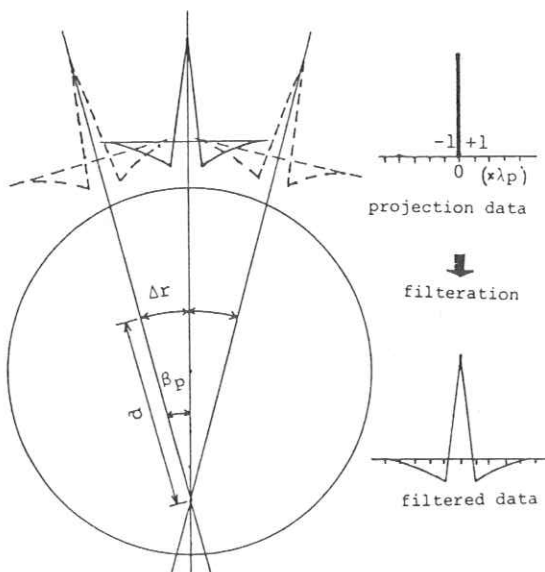


図6 アーチファクト発生モデル

する位置からの距離とどのような関係にあるかを数値計算により求めたものを図7に示す。これはフィルタ開数としてShepp-Lorgan型フィルタを用いたとき、そのインパルスレスポンスが

$$h(x/\lambda_p) = \frac{2}{\pi} \frac{1}{1 - 4(x/\lambda_p)^2} \quad (1)$$

により与えられることから (x/λ_p) が逆投影される時、物体位置からの距離 d により、 Δr 間隔でずれた関係で重ね合わせられることに基づいて計算をしたものである。この図の横軸は距離 d (mm) であるが、 λ_p (mm) / β_p (ラジアン) で正規化してある。この図から明らかなように、アーチファクト量は $d = \lambda_p / \beta_p$ のとき最小となり、 d がそれ以上になると単調に増大している。また、それ

以下でもアーチファクトは若干発生するが、その量は比較的小さい。また、実際に中心に高吸収物質があることを想定して投影データを発生し、再構成演算を行なったところ、図8(a)、(b)に示すごとく、ある領域内ではアーチファクトは小さく抑えられた。これらの結果より、角度サンプル間隔に依存したアーチファクトをある程度以下に抑制するためには、高吸収物質からの距離 d と β_p 、 λ_p の間には、

$$d \text{ (mm)} < 1.5 \frac{\lambda_p \text{ (mm)}}{\beta_p \text{ (radian)}} \quad (2)$$

なる関係を満たす必要があることが明らかとなった。図8中の円は上式によって求めたアーチファクトフリーエリアの大きさを示して

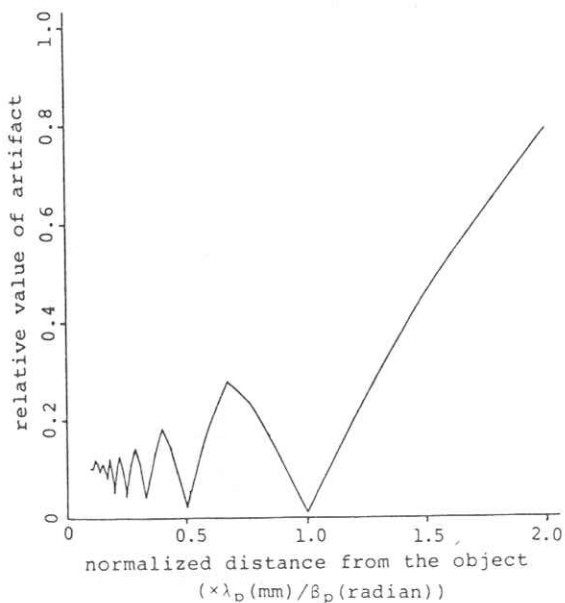
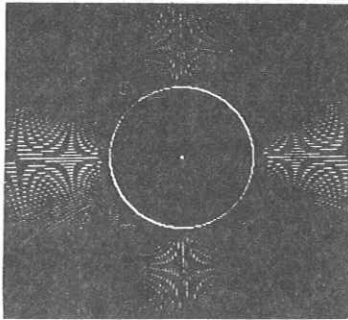
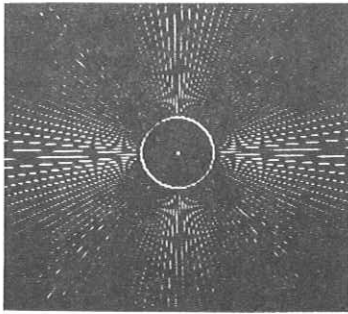


図7 図6のモデルにおいて発生するアーチファクトの相対値と物体位置からの距離 d との関係



(b) $d = 48\text{mm}$,

$$\lambda_p = 0.83\text{mm}, \beta_p = 2\pi/240\text{radian}$$

図8 アーチファクトフリーエリア

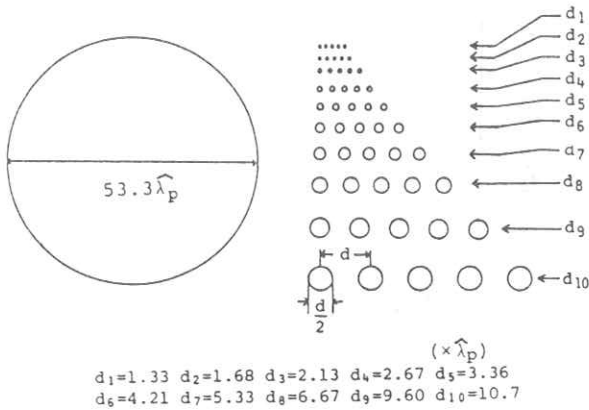


図9 空間分解能評価用ファントム2

領域と一致していることがわかる。また今回検討を行なった角度サンプル β_p について $d = 1.5 \lambda_p / \beta_p$ となる距離 \bar{d} を求めてみると $\beta_p = 4$ のとき $\bar{d} = 21.5 \lambda_p$ となり、 $\beta_p = 2$ 度のとき、 $\bar{d} = 42 \lambda_p$ となる。一方、図2に示したファントム中の最上の点像列と最下の点像列の距離 d_p は約 $43 \lambda_p$ である。このことから、 $\beta_p = 4$ 度の場合は、 $\bar{d} < d_p$ となるためアーチファクトの多い像となり、点像変調度を求めることが困難となったのに対して、 $\beta_p = 2$ 度以下では、 $\bar{d} \geq d_p$ となるためアーチファクトの少ない像となったものと理解できる。

4. 投影データサンプル間隔と空間分解能・アーチファクトについて

ここでは、投影データサンプル間隔 λ_p と再構成像の空間分解能およびアーチファクトの関係について検討を行なった結果について述べる。まず、

空間分解能を評価するため、図9に示すようなファントムを想定して、いくつかの λ_p について計算機シミュレーションにより投影データを発生させ、そのデータを用いて再構成演算を行ない、得られた像から点像変調度を求めた。今回、検討を行なった λ_p としては、現状実用化されている第3世代CTシステムにおける $\lambda_p = 0.8 \text{ mm}$ を $\hat{\lambda}_p$ として基準におき、 $\lambda_p = \hat{\lambda}_p$ 、 $2 \hat{\lambda}_p$ 、 $4 \hat{\lambda}_p$ の3種類を用いた。ここで、サンプルオーバーチャは、 λ_p と一致した幅を持つ方形波窓と角度サンプル間隔 β_p は 0.5 とした。これらの再構成像

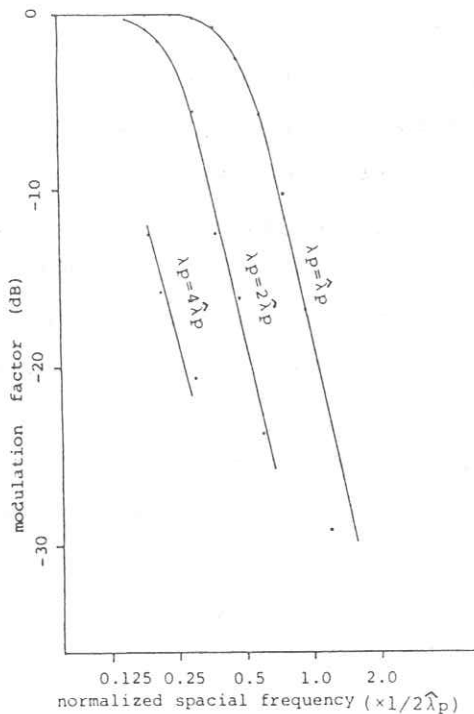


図10 投影データサンプル間隔 λ_p と点像変調度曲線

から求めた点像変調度曲線を図10に示す。横軸は $\lambda_p = \hat{\lambda}_p$ で決まるナイキスト周波数によって正規化した空間周波数で目盛っている。この図において、横軸をそれぞれの λ_p に対応したナイキスト周波数で正規化した空間周波数で目盛直すと、互いに同一の点像変調度曲線が得られる。したがって、点像変調度は、点像半径 r と λ_p の相対値のみで決定されることがわかる。一方、ナイキスト周波数付近では、 λ_p を $\frac{1}{2}$ にすると変調度は約 15 dB の改善効果のあることもわかる。次に、投影データサンプル間隔 λ_p とそれに依存したアーチファクトの関係について評価するため、図4に示したファントムを想定して計算機シミュレーションにより同様の処理を行ない、各 λ_p ごとに

再構成像を求めた。これらの像に発生したアーチファクトを定量的に評価するため、図4に示す area 5、すなわち水相当領域におけるCT値の標準偏差を求めた。その結果を図11に示す。この図の横軸は $\hat{\lambda}_p$ により正規化した投影データサンプル間隔 λ_p で、縦軸はCT値相当で目盛っている。この図より、両者にはきれいな正比例の関係があり、 λ_p を倍にするとアーチファクト量も倍になることがわかる。ただしこれは、被検査体の絶対的な大きさが一定の場合に言えることで、被検査体の大きさと λ_p が一定の比となる場合には、アーチファクト量は変わらないことになる。言い換えれば、 λ_p に依存したアーチファクトは λ_p で決まるナイキスト周波数以上の成分が折り返えされて、アーチファクトして表われる。つまり Aliasing によるアーチファクトであり、被検査体の持つ空間周波数成分のうち、ナイキスト周波

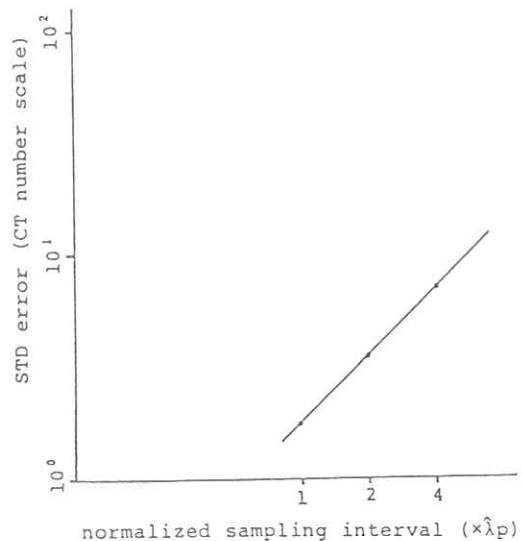


図11 投影データサンプル間隔 λ_p とアーチファクト量の関係

数以上の成分がどれくらいあるかによってアーチファクト量が決まることになる。

5. ま と め

以上、CT像の画質決定要因のうち、高コントラスト空間分解能とアーチファクトについて、それが計測データのサンプル数とどのような関係にあるかについて定量的に検討し、考察を加えた。その結果、次のようなことが明らかとなった。

- (1) 角度サンプル間隔は、ある程度以上小さくなると空間分解能には影響を与えない。
- (2) 角度サンプル不足によるアーチファクトの発生機序を明らかにし、このアーチファクトをある程度以下に抑制するために、高吸収物質からの距離、角度サンプル間隔、投影データサンプル間隔の間に一定の条件があることを示した。ま

た、この関係は、今回の実験結果ともよく一致した。

- (3) サンプルアパーチャサイズが投影データサンプル間隔と等しい第3世代CTシステムでは、フィルタ関数など他の再構成演算パラメータが同一の場合、空間分解能は投影データサンプル間隔によって一義的に決定される。空間周波数をこの投影データサンプル間隔で決まるナイキスト周波数で正規化すると、同一の点像変調を得る。
- (4) 投影データサンプル間隔に依存したアーチファクトは、そのナイキスト周波数以上の成分が折り返えされて発生するAliasingによるもので、投影データサンプル間隔とアーチファクト量は正比例の関係にある。

小数投影からの三次元情報抽出の理論と計算機実験

東京大学生産技術研究所

濱崎 襄二・塩沢 隆広

1. 序 言

複数方向からの投影を原データとして断層像を算出する手法は、X線CT等で用いられる重要な方法である。この際、被曝線量の軽減、装置の単純化、撮像時間の短縮などを指向するならば、データとして用いる投影の枚数を減少することが必要である。本文では、Llacerの方法¹⁾の拡張による少数投影断層計算法を提案し、計算機実験の結果を示す。

2. 最小自乗法による投影断層計算の定式化²⁾

被検体空間の標本点を指標 i 、投影データを指標 j で区別し、標本点 i の吸収量を P_i 、投影 j の大きさを A_j で表わすと、 P_i を要素とするベクトル \vec{P} と A_j を要素とするベクトル \vec{A} との間には次の関係が成り立つ。

$$\vec{A} = \tilde{P} \vec{p} + \vec{\varepsilon} \quad (1)$$

ここで、行列 \tilde{P} の要素 P_{ji} は、標本点 i の投影 j への寄与を表わす。また、ベクトル $\vec{\varepsilon}$ の要素 ε_j は、投影 A_j に重畳する誤差成分を示している。

誤差の自乗和

$$N = \sum_j \{A_j - (\tilde{P} \vec{p})_j\}^2 \quad (2)$$

を最小とする P_i は、正規方程式

$$\tilde{Q} \vec{p} = \vec{B} \quad (3)$$

$$\tilde{Q} = \tilde{P}^t \tilde{P} \quad (4)$$

$$\vec{B} = \tilde{P}^t \vec{A} \quad (5)$$

ただし、 \tilde{X}^t は、 \tilde{X} の転置行列

より得られる。

行列 \tilde{Q} は、(4)式より明らかなように実対称行列であり、その固有値 $\{\lambda_\mu\}$ は非負となる。またまた、行列 \tilde{Q} の固有ベクトル $\{\vec{q}^{(\mu)}\}$ は、完備な正規直交系を成すように選ぶことができ、以下ではこの完備正規直交系を成す固有ベクトルを用いる。

$\vec{q}^{(\mu)}$ の要素の数は、 \vec{P} 、 \vec{B} の要素の数と等しくしたがって、 \vec{P} 、 \vec{B} を $\{\vec{q}^{(\mu)}\}$ により次のように展開することができる。

$$\vec{P} = \sum_\mu a_\mu \vec{q}^{(\mu)} \quad (6)$$

$$\vec{B} = \sum_\mu b_\mu \vec{q}^{(\mu)} \quad (7)$$

ここで、 a_μ 、 b_μ は、展開係数であり、 b_μ は次式により決まる。

$$b_\mu = \vec{B} \cdot \vec{q}^{(\mu)} \quad (8)$$

ただし、 $\vec{X} \cdot \vec{Y}$ は、 \vec{X} と \vec{Y} の内積

次に $\vec{q}^{(\mu)}$ の投影 $\vec{u}^{(\mu)}$ を次式により決まる。

$$\vec{u}^{(\mu)} = \tilde{P} \vec{q}^{(\mu)} \quad (9)$$

で定義すると、 $\{\vec{u}^{(\mu)}\}$ には、次のような直交性があることがわかる。

$$\vec{u}^{(\mu)} \cdot \vec{u}^{(\nu)} = \lambda_\mu \delta_{\mu\nu} \quad (10)$$

ここで、零となる固有値と対応する量には、 μ の代わりに ν を、正となる固有値と対応する量には、 μ の代わりに ρ を用いて区別することにする。 (10)式より零となる固有値と対応する固有ベクトル $\{\vec{q}^{(\nu)}\}$ の投影 $\{\vec{a}^{(\nu)}\}$ は、すべて零ベクトルとなり、(6)式における $\{a_\nu\}$ をどのように選んでも投影に関係しないことがわかる。

(6)、(7)式を、(3)式に代入すると最小自乗法による $\{a_\mu\}$ の予測値 $\{\bar{a}_\mu\}$ が次式により得られる。

$$\lambda_\mu \bar{a}_\mu = b_\mu \quad (11)$$

ただし、 $\lambda_\nu = 0$ であるので、 $\{\bar{a}_\nu\}$ は、(11)式より決定することはできない。もし、 $\{\lambda_\mu\}$ がすべて正であるならば、 $\{\bar{a}_\mu\}$ は一義的に定まり、 $\{\bar{a}_\mu\}$ により再生像 \vec{p} は次のようになる。

$$\vec{p} = \sum_{\mu} \frac{b_\mu}{\lambda_\mu} \vec{q}^{(\mu)} \quad (12)$$

$$= \tilde{R} \vec{A} \quad (13)$$

ただし、行列 \tilde{R} の要素 R_{ij} は、 $u_j^{(\mu)}$ を $\vec{u}^{(\mu)}$ の要素、 $q_i^{(\nu)}$ を $\vec{q}^{(\nu)}$ の要素とすると次式で与えられる。

$$R_{ij} = \sum_{\mu} \frac{1}{\lambda_\mu} q_i^{(\mu)} u_j^{(\mu)} \quad (14)$$

しかし、少数投影の場合、後節で例示するように零となる固有値 λ_ν が多数存在し、 $\{\bar{a}_\nu\}$ は、最小自乗法以外の方法により決定しなければならない。

3. 直交状態を用いた少数投影断層計算法

人がレンズ板による X 線三次元再生像を観察するとき、データ量に相当な制約を受けているにもかかわらず高精度で位置の観測をすることができる。これは、人が 1) 吸収量は非負である。 2)

吸収量はあるいき値を待っている。 3) 吸収量は空間的に連続して分布している。などの知識を使って三次元像を創造しているためだと考えられる。人の行なっている像創造と同じことを計算機で行なうことは困難であるが、ここでは、1)~3) を考慮した断層計算を示す。

ここで扱う断層像は、被検体空間の限られた部分にあるいき値 t_m 以上の吸収量が分布するような断層像とする。このような断層像を算出しようとする場合、通常、初めから吸収量が t_m 以下の標本点のすべての位置は、わからない。しかし、本方法によれば、このような標本点が繰り返し計算により順次に決定される。ここでは、このような標本点を、 τ 標本点と呼び、指標 i の代わりに τ を用いて区別することにする。

3.1 初期値

$\{a_\mu\}$ の初期値として、 $\{a_\mu\}$ については最小自乗法(11)式により決まる値、 $\{a_\nu\}$ についてはすべて零(後述する評価関数 M を条件なしで最小にする値)とし、この $\{a_\mu\}$ より(6)式で決まる断層像を \vec{p}^* 、その要素を p_i^* とする。

3.2 評価関数

吸収量 P_i の自乗和 M を評価関数とすると、 M は次のように表わされる。

$$M = \sum_i p_i^2 \quad (15)$$

$$= \sum_{\mu} a_\mu^2 = \sum_{\mu} a_\mu^2 + \sum_{\nu} a_\nu^2 \quad (16)$$

ここでは、繰り返し計算における評価関数 M の働きを明確にすることはできないが、その有効性は、後述する計算機実験により示される。

3.3 断層計算法

繰り返し計算の回数を α 、 α 回目の近似再生像

を $\bar{p}^{(k)}$ 、その要素を $p_i^{(k)}$ とすると、断層計算は、次の2つの基本的計算から成る。

- 1) いき値 t に対して、 $p_i^{(k)} < t$ を満たす標本点を τ 標本点とし、 $\alpha - 1$ 回目の τ 標本点と比較して新しく増えた τ 標本点の数を、 n_τ とする。
- 2) $p_\tau^{(k+1)} = 0$ の条件付きで M を最小とする $\{a_\nu^{(k+1)}\}$ と $\{\bar{a}_\nu\}$ を用いて(6)式により決まる像を、 $\alpha + 1$ 回目の近似再生像 $\bar{p}^{(k+1)}$ とする。

初めに、 t_m と計算精度により決まる適当な小さな定数 t を設定する。次に、3.2の初期値を用いて1)、2)を繰り返えし、 $n_\tau = 0$ となったとき、いき値 t に対する再生像が決定されたものとする。この t を適当な小さな値づつ増加させ、 t が t_m に達したときの再生像を最終的な再生像とする。

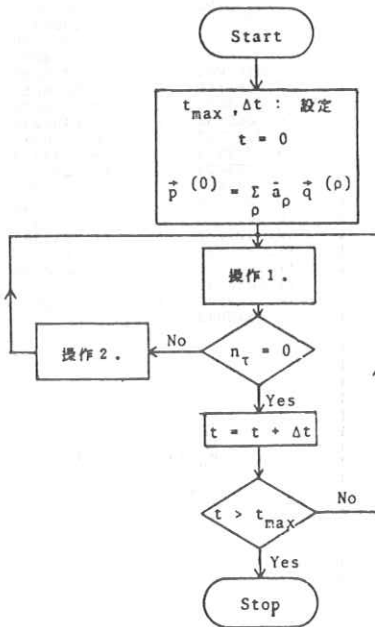


図1 断層計算の流れ図

(図1、参照)

3.4 $\{a_\nu^{(k+1)}\}$ の計算方法

$\{a_\nu^{(k+1)}\}$ を求める際の制約条件 $p_\tau^{(k+1)} = 0$ は、次のように書き直すことができる。

$$p_\tau^* + \sum_\nu a_\nu q_\tau^{(\nu)} = 0 \quad (17)$$

ここでは、この条件付きで M を最小とする $\{a_\nu^{(k+1)}\}$ を求めるのに、ラグランジュの方法を用いる。

$\Lambda_\tau^{(k)}$ を未定定数とすると、補助方程式は、次式のようなになる。

$$\sum_\tau \Lambda_\tau^{(k)} \sum_\nu q_\tau^{(\nu)} q_\tau^{(\nu)} = p_\tau^* \quad (18)$$

(18)式が $\Lambda_\tau^{(k)}$ について解けた場合、 $\{p_i^{(k+1)}\}$ は、次式で与えられる。

$$a_\nu^{(k+1)} = - \sum_\tau \Lambda_\tau^{(k)} q_\tau^{(\nu)} \quad (19)$$

$$p_i^{(k+1)} = p_i^* - \sum_\tau \Lambda_\tau^{(k)} \sum_\nu q_\tau^{(\nu)} q_i^{(\nu)} \quad (20)$$

また、(17)式の制約条件が一次従属である場合、その中の一次独立なものを適当に選び、 τ の代わりに ϕ で、残りのものは τ の代りに ϕ で、区別することになると、 p_ϕ^* 、 $q_\phi^{(\nu)}$ は、 $b_{\phi\theta}$ を係数として次のように表わされる。

$$p_\phi^* = \sum_\theta p_\theta^* b_{\phi\theta} \quad (21)$$

$$q_\phi^{(\nu)} = \sum_\theta q_\theta^{(\nu)} b_{\phi\theta} \quad (22)$$

このようにすると、(18)式の解は次式で与えられる。

$$\Lambda_\phi^{(k)} + \sum_\theta b_{\phi\theta} \Lambda_\theta^{(k)} = \pi_\phi^{(k)} \quad (23)$$

(21)、(22)、(23)式を、(19)、(20)式に代入した結果は、 $\Lambda_\theta^{(k)} = 0$ 、 $\Lambda_\phi^{(k)} = \pi_\phi^{(k)}$ を、(18)、(20)

式に代入した結果と同じになり、再生像は、

$\Lambda_{\phi}^{(e)} = 0, \Lambda_{\phi}^{(e)} = \pi_{\phi}^{(e)}$ により一義的に求まる。

3.5 再生可能な像

この方法を用いて再生できる断層像には制限があるが、この制限を解析的に明確にすることは、今のところ不可能であるので、後節でいろいろな例を示すことにする。ここでは、誤差の含まれないデータから、本方法により再生した像が、真の像と一致する場合、これを“完全再生可能な像”輪郭が真の像と一致する場合、これを“単純再生可能な像”と真の像と輪郭も一致しない場合、これを“再生不可能な像”と呼んで区別する。

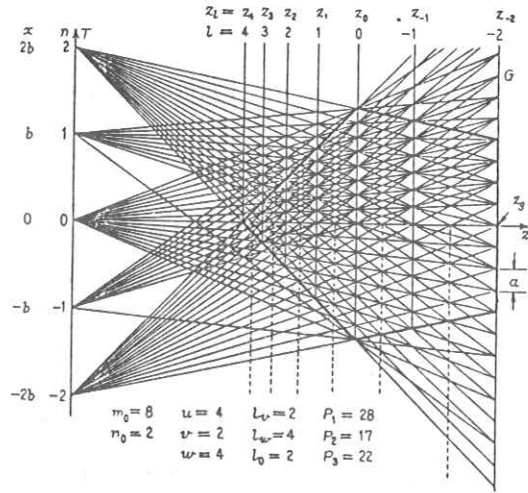


図2 P.P.空間の例³⁾

4. P.P.空間への応用

表1 ($l_0=5, m_0=19, n_0=1$ のP.P.空間)固有量

図2は、P.P. (Parallax Panoramagram)空間³⁾の一例を示したものである。線源は、左側のx軸上 $x = nb (b > 0, |n| \leq n_0; n, n_0: \text{整数})$ の位置に置かれる。また、記録面は、 $Z = Z_g$ の位置にx軸と平行に置かれ、間隔 $a (\bar{a} > 0)$ で標準化されている。ただし、記録面はその中心のx座標が $x = -nc (c > 0)$ となるように線源の位置に従って移動するものとする。したがって、記録面上の標本点のx座標は、 $x = ma - nc (|m| \leq m_0, m_0 \gg n_0, m, m_0: \text{整数})$ で表わすことができる。

EVEN-EVEN $s_1=105$	ODD-EVEN $s_2=99$	EVEN-ODD $s_3=85$	ODD-ODD $s_4=80$
0.0000000 66	0.0000000 62	0.0000000 66	0.0000000 62
.0311992 1	.2284228 1	1.2743409 1	4.1362615 1
.6385448 1	.9006511 1	1.4001551 1	4.4077096 1
1.3275500 1	2.2973521 1	5.9914880 1	6.4768291 1
3.0612383 1	3.8559470 1	6.0787063 1	6.5318699 1
4.9606090 1	5.7085156 1	7.0861740 1	7.5718255 1
6.0930634 1	6.1347189 1	7.1475096 1	7.6266971 1
6.1710315 1	6.3568126 1	8.1285496 1	8.6439037 1
7.0351329 1	7.0719638 1	8.2137327 1	8.7596045 1
7.1411238 1	7.2010369 1	9.2212979 1	9.8265476 1
7.2029676 1	7.9049501 1	9.5425739 1	10.0000000 1
7.9471121 1	7.9506321 1	10.1941986 1	10.4471769 1
8.0944643 1	8.1178637 1	10.2080919 1	10.4559393 1
8.5326853 1	9.0000000 2	10.5210419 1	10.5890565 1
8.7592525 1	9.4286566 1	10.5401379 1	11.3653364 1
8.9076071 1	9.4694166 1	11.4866332 1	11.6134243 1
9.2982264 1	9.6392117 1	11.5601239 1	11.6817408 1
9.5848303 1	9.9919999 1	11.6259333 1	12.4128733 1
9.9854356 1	10.0298514 1	12.3028641 1	12.4732084 1
10.1706991 1	10.3418608 1	12.4538918 1	
10.4813380 1	10.5913506 1		
10.6458101 1	10.6946030 1		
10.8390884 1	11.0000000 1		
10.9319229 1	11.1041622 1		
11.0000000 1	11.2444630 1		
11.1331711 1	11.4070234 1		
11.3998891 1	11.7754612 1	$l_0=5$	$s_t=369$
11.4438888 1	12.0019360 1	$m_0=19$	$r_t=113$
11.6463194 1	12.5259056 1	$n_0=1$	$z_t=256$
12.0455198 1	12.5941811 1		
12.4015674 1	12.7109713 1		
12.6172047 1	13.0000000 1		
12.7723227 1	13.0086679 1		
13.0000000 1	14.3197136 1		
13.0463715 1	16.9768314 1		
14.2767487 1	18.6838818 1		
15.4292116 1	27.5266961 1		
20.6720001 1			
22.0471737 1			
31.4467010 1			

X線の経路は、図中の細かい実

線で示され、太い実線で囲まれた領域が被検体空間となる。ここでは、被検体空間上で、 n の値にかかわらず記録面に記録される点を標本点とし、標本点を囲む微小空間の吸収量は、その標本点に集約して考えるものとする。このような標本点は図示のように x 軸と平行な標本面上に並び、この標本面を指標 l ($|l| \leq l_0$, l, l_0 : 整数)、同一標本面上の標本点は、中心を零とした指標 k ($|k| \leq k_0$; k, k_0 : 整数) で区別することにする。

この場合の行列 \tilde{P} の要素 $P_{(n,m), (l,k)}$ は、 P P 空間の幾何学的関係から次式のように表わすことができる。

$$P_{(n,m), (l,k)} = \begin{cases} 1 & (k = m + nl) \\ 0 & (\text{その他}) \end{cases} \quad (24)$$

前節の議論によれば、この \tilde{P} より \tilde{Q} を求め、 \tilde{Q} の固有値および固有ベクトルを計算する必要がある。P.P. 空間の場合、適当な c/b を選択すれば、 l と k に関する 2 つの対称性を得ることができる。固有ベクトルを 4 つの姿態に分類して計算することができる。表 1 は、 l_0, m_0, n_0 をそれぞれ 5, 19, 1 とした被検体空間の固有値を表にしたものである。表中の ODD, EVEN は、それぞれ奇姿態、偶姿態を意味し、類別は、(k に関する奇偶) - (l に関する奇偶) の順となっている。また、固有値の右側の整数は、その固有値の多重度を示している。標本点の総数すなわち固有値の総数 s_1 は、369 ケ、零となる固有数の数 z_1 は、256 ケ、零でない固有値の数 r_1 は、113 ケとなっていて、 $\{a_\mu\}$ の約 7 割が最小自乗法で決定できない係数 $\{a_\nu\}$ であることがわかる。

5. 計算機実験

本節では、前節で算出した固有値および固有ベクトルを用いて、計算機実験を行なった結果を示す。実験のための投影データは、最初に 0 および 3 ~ 10 の整数値で原画像を仮定し、(24) 式の \tilde{P} を用いて(1)式により作成した。

図 3 は投影総数 3 ($n_0 = 1$) のときの再生計算結果 3 例を示す。左半分は最小自乗法のみを用いて決定された像、右半分は本計算法によって再生された像である。図中の数字は画素の濃度を整数化したものであり、一は負値であることを表わす。図中の R_c は、原画と再生像の差の自乗和と原画の自乗和との比を百分率で示した数値であって再生の不完全さを示す指数である。(a) は完全再生可能な像の例である。図 4 は、図 3(c) の投影データに 2 組の初期値から振り出したランダム雑音が重畳された場合の再生結果を示す。

図 5 は、投影総数 3 のときには再生不可能な像の 2 例を示す。不規則な重なりが多い 3 枚の投影からの再生は困難を伴うことがわかる。

6. 結 言

本文では、少数投影から断層像を算出する場合の問題点を、直交姿態の理論によって数理的に明らかにし、この理論に基づいた少数投影断層計算法の一提案を行なった。また、計算機実験によりこの方法が有効であることを示した。再生可能な像の性質を明らかにすること、および、大きな雑音成分が重畳したデータを利用する方法の整理が残されている。

本研究を実施するに当たり、本所岡田三男助手の御援助に感謝する。本研究は、文部省科学研究費

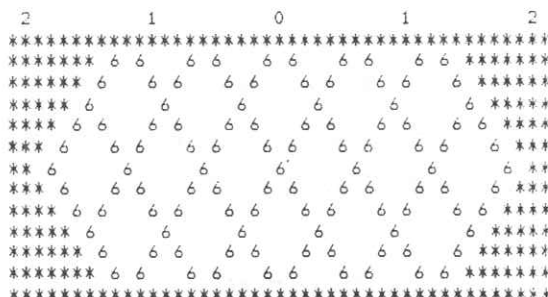
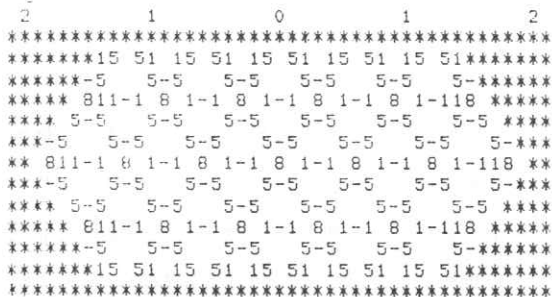
の補助を受けた。

参 考 文 献

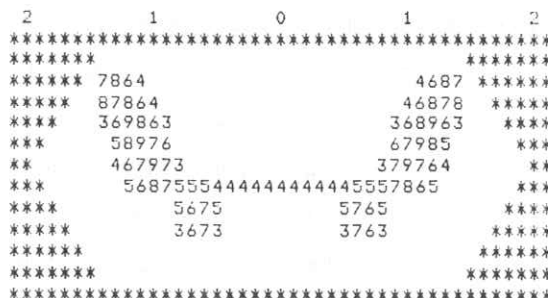
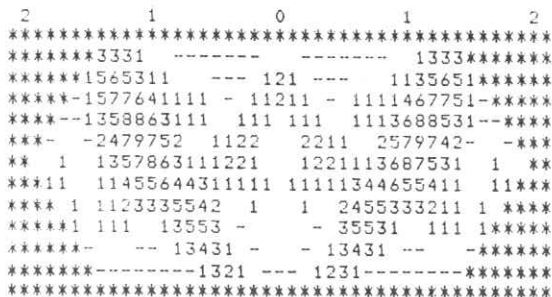
1) Llacer, J., IEEE Trans. Nucl. Sci.,
Vol. NS-26, pp596~602 (1979)

2) 濱崎, 塩沢, 第12回画像コンファレンス,
9-11, pp209~212 (1981)
3) Hamasaki, J., Yokota, K., Appl. Opt.,
Vol. 17, pp1532~3132 (1978)

(a) $R_c = 0\%$



(b) $R_c = 0.28\%$



(c) $R_c = 1.37\%$

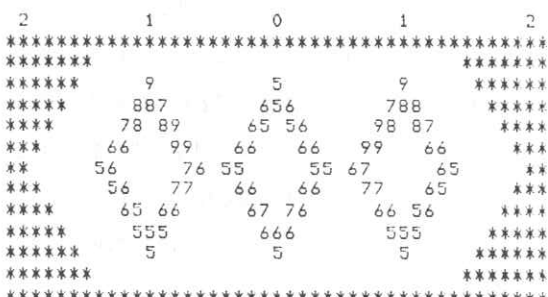
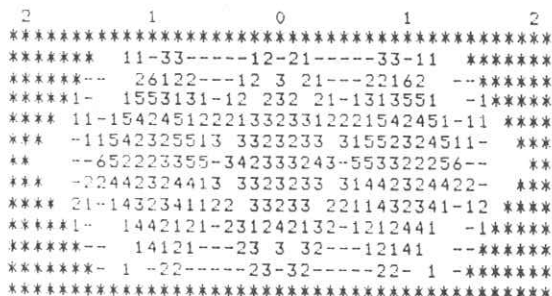


図3 再生可能な像の例 左: 最小自乗法のみから再生した像 ($a_v = 0$)
右: 本計算法を用いて再生した像

2	1	0	1	2	2	1	0	1	2
*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****
*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****
*****	7864			4687	*****	7852			3587
*****	87864			46878	*****	77963			36977
*****	469863			368964	*****	460962			269963
*****	58976			67985	*****	48985			58984
*****	467973			379764	*****	467985			489764
*****	5687656444443444446567865				*****	567656744656556447646765			
*****	5676			5765	*****	266902			209662
*****	2763			3673	*****	253			351
*****					*****				
*****					*****				
*****					*****				
*****					*****				
*****					*****				
*****					*****				

図4 雑音が重畳されたデータを用いた再生像 左：Rc=1.68% 右：Rc=7.00%
 (雑音分 ± 1.0)

2	1	0	1	2	2	1	0	1	2
*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****
*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****
*****	66666666666666666666666666666666			6	*****	5 7			7 5
*****	6			6	*****	3 9 5 9 5 5 9 5 9 3			*****
*****	6	444		444	*****	5 9 5 9 9 9 5			*****
*****	6	4 4 4 4 4 4 4 4 6		6	*****	7 3 9 9 5 5 9 9			7***
*****	6	4 4 4 4 4 4 4 4 6		6	*****	9 9 33 33 33 33 9 9 9			*****
*****	6	4 4 4 4 4 4 4 4 6		6	*****	7 5 5 5 9 5 5 5			7***
*****	6	444 4 4 444		6	*****	5 5 3 5 9 5 3 5 5			*****
*****	6	444 4 4 444		6	*****	3 7 5 7 3			*****
*****	66666666666666666666666666666666			6	*****	5 9 9 9 5 5 9 9 9 5			*****
*****					*****	5 9 9 9 5 5 9 9 9 5			*****
*****					*****				

図5 3枚の投影のみからは再生不可能な像の2例

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

連休がすんで東京は青葉の初夏です。夏の装いの沖縄、まだストーブの北海道を思いつく編集しています。R I Iの会員は全国殆どどの県に合計370名、米国、中国、カナダにも読者が居られます。

3月研究会は且つてのアクティブメンバ、しばらく遠ざかっておられた富士フィルムの高野正雄氏にお願いして、デジタルラジオグラフィーの御講演を頂きました。最近話題の研究成果だけに展示写真や内容をめぐって盛んな質疑がありました。貴重な御講演に感謝申し上げます。

特別講演として適当な話題、講演者にお気づきでしたらぜひお知らせ下さるようお願いします。

(H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十七年三月

編集責任者 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―二二六

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―五四二

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 ○三八三―一〇九五五