

# 放射線像研究

VOL. 11. NO. 2. (通巻67号) 1981年6月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告 .....	48 頁
特別講演資料	
最近の超音波診断装置について .....	52 頁
武蔵工業大学教授 井出正男氏	
論 文	
68-2 角度制限投影からの画像再構成 .....	57 頁
東芝総研 井上多門	
68-4 第3, 第4世代CTでの散乱線含有率のモンテカルロ計算 .....	59 頁
-形状因子と散乱関数の影響-	
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	
68-5 二次元自己相関関数のオンライン測定 .....	69 頁
電 通 大 長谷川伸, 小山裕一, 諏訪昭夫,	
佐野敏一	
東 京 高 専 浅野光彦	

—放射線イメージ・インフォメーション研究会—

## 第 68 回 研 究 会 記 事

第 68 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 56 年 6 月 13 日 (土) 10:30 ~

場 所 東京大学附属病院 好仁会 3 階大会議室

特別講師 武蔵工業大学教授 井出正男氏

出席者 約 30 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

- \* 最近の超音波診断装置について

武蔵工業大学教授 井出正男氏

### 研究発表

- 1) NMR CT の医学利用について

東大医放 竹中栄一

- \* 2) 角度制限投影からの画像再構成

東芝総研 井上多門

- 3) 連続 X 線の線質の平均減弱係数による定義

池袋保健所 斎藤 誠

- \* 4) 第 3, 第 4 世代 CT での散乱線含有率のモンテカルロ計算

— 形状因子と散乱関数の影響

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

- \* 5) 二次元自己相関関数の測定

電 通 大 長谷川伸, 小山裕一, 諏訪昭夫, 佐野敏一

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町 1-9 TEL.03-257-1911(代)

# 会 告

## ————— 第 6 9 回 研 究 会 に つ い て —————

第 6 9 回 研 究 会 を 下 記 の よう に 開 催 い た し ま す。

日 時 昭 和 5 6 年 8 月 2 9 日 ( 土 )  
場 所 京 都 市 内

## ————— 第 7 0 回 研 究 会 演 題 伺 い —————

第 7 0 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 5 6 年 1 1 月 2 8 日 ( 土 )  
場 所 東 京  
演 題 〆 切 昭 和 5 6 年 1 0 月 2 8 日 ( 水 )  
申 込 先 ( 〒 1 8 2 ) 調 布 市 調 布 ヶ 丘 1 - 5 - 1  
電 気 通 信 大 学 電 子 工 学 科 内 ( 電 話 0 4 2 4 - 8 3 - 2 1 6 1 内 線 4 2 0 )  
R I I 研 究 会 長 谷 川 伸

# 総 会 議 事 録

第 6 8 回 研 究 会 の 休 憩 時 間 を 利 用 し , 総 会 - 昭 和 5 5 年 度 会 計 報 告 が 行 わ れ た 。 ( 参 加 3 0 名 )

( 昭 和 5 5 . 4 . 1 ~ 昭 和 5 6 . 3 . 3 1 )

収 入		支 出	
費 目	金 額 ( 円 )	費 目	金 額 ( 円 )
前 年 度 繰 越 金	6 6,2 1 9	交 通 費	9 1,2 5 0
賛 助 会 費	7 5 0,0 0 0	会 合 費	5,9 0 0
一 般 会 費	6 4 1,5 0 0	印 刷 費	1,0 4 0,9 1 0
利 子	1,5 7 0	通 信 費	2 2 6,4 3 5
雑 収 入	1 0 6,0 0 0	事 務 雑 費	7,4 1 0
		人 件 費	5 0,0 0 0
		謝 金	6 5,0 0 0
		次 年 度 繰 越 金	1,5 7 8,3 8 4
計	1,5 6 5,2 8 9	計	1,5 6 5,2 8 9

————— 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
田 仲 隆	1 0 4	国立がんセンター放射線部 東京都中央区築地5-1-1	
中牟田 孝 雄	8 6 9 - 3 2	国立戸馳療養所 熊本県宇土郡三角町戸馳2568	09645-2-3133
荒 木 不次男	8 6 3 - 2 5	社会福祉法人慈永会 はまゆう学園 熊本県天草郡苓比町志岐ハツ尾原1059	09693-5-1258
鈴 木 隆	6 0 6	京都大学工学部原子核工学科 京都市左京区吉田本町	075-751-2111 (内) 5820
木 田 道 隆	3 2 9 - 2 6	東芝医用機器技術研究所開発担当 栃木県大田原市下石上1385-1	02872-9-6234
藤 井 清 文	1 4 1	シーメンスメディカルシステムズ(株) 東京都品川区西五反田2-11-20 五反田藤倉ビル	03-490-2171
武 藤 昭 男		同 上	

————— 所 属 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
関 口 昌 道	2 6 0	放射線医学総合研究所 障害基礎研究部内部被曝実験準備室 千葉市穴川4-9-1	0472-51-2111 (内) 360
橋 詰 雅	2 2 9	麻布大学獣医学部放射線科 神奈川県相模原市淵野辺1-17-71	



**THOMSON-CSF**

電子管事業部

### 取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管 (第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル  
 トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

**nac**  
**ナック**

**映像システム**  
**株式会社 ナック**

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル  
 電話 (904) 2321-4

診断から治療まで  
 NECメディカル

### 取扱機器



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

**NEC**  
**日本電気**

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

### ● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



**総合医療機器の**  
**株式会社 日立メディコ**

(日立システム株式会社)

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立ビル総合ビル ● 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111(代表)

## 超音波診断装置の最近の進歩

井出正男  
武蔵工業大学

### 1. はしがき

最近の超音波の医学的応用の発展はめざましく、診断、治療の両面にわたって活発な研究が続けられているが、特に診断方面への適用は著しく、超音波診断装置<sup>1)~3)</sup>は日常の臨床診断において高く評価されており、今や病院において必要欠くべからざるものとなっている。

超音波診断装置は現在数 MHz 程度の超音波パルスを生体に入射させ、生体内からの反射エコーを受信して生体情報を得る。超音波パルス反射法が主力となっているほか、ドブラ効果を利用する方式も用いられている。

今回は超音波パルスの反射を用いる断層像装置の最近の進歩<sup>4)</sup>について述べることにする。

### 2. 超音波診断装置の種類<sup>5) 6) 7)</sup>

超音波診断装置の種類と応用分野を表-1に示す。現在これらの装置のうち超音波パルスの反射を用いる方式とドブラ法を用いる方式が臨床応用に用いられているが、超音波パルス反射法を用いる方式が主要を占めている。

超音波パルス反射法は超音波パルスを生体に入射させ生体内からの反射超音波を受波して、受信器で増幅した後ブラウン管などの表示器に表示させるが、ブラウン管などへの表示の方式によって、Aモード、Bモード、Mモードなどに分類される、これらの方式は

Aモード：ブラウン管などの時間軸上にエコーを振幅の変化で表示する方式。

Bモード：ブラウン管上にエコーの振幅に応じた明るさの強弱で表示する方式。

Mモード：探触子は固定しておき、運動するエコー源までの距離の時間的変化を表示させる方式である。

Aモード方式は、パルス反射法の基本的な方式である

が、これは一方向の超音波パルスの送受波を行うもので、超音波ビームの向いている一方向のみの情報しか得られないが、エコーの振幅成分を分析するには便利である。Bモード方式は超音波ビームを走査して2次元的な断層像を得るもので、各種の装置が開発されている。Mモード方式は反射対象の動きを表示させる方式で、心臓の動きを調べるのに利用されている。

### 3. Bモード方式超音波診断装置

Aモード方式では探触子を一つの方向に向けたときの反射波を波形としてブラウン管などに表示させるのに対

表 1 超音波診断装置の分類と応用の概要

超音波診断装置分類			応 用 分 野
大分類	中分類	小分類	
反 射 法 (パルス波)	Aモード (エコーパ ルス表示)		正中線エコー計測、脳室計測
			眼軸長計測、異物計測など
	Bモード (断層像 表示)	リニア走査	甲状腺、乳房等の断層像
		ラジアル走査	生体内内部検査、例えば直腸内よりの前立腺像
		セクタ走査	眼球、心臓などの断層像
	コンパウンド走査	臓器一般に用いる、産婦人科、腹部臓器など	
	高速走査	動く臓器、例えば心臓などの実時間像	
	Mモード	心弁膜疾患の診断	
透 過 法	映像表示	映像変換	各種臓器の平面映像
		ホログラフィ	手、腕、脚、乳房など
		CT	乳房など
ドブラ法	連続波ド ブラ法	胎児心音計測	胎児の心音を聴取したり心拍数を計測する。
		パルスド ブラ法	血流計測

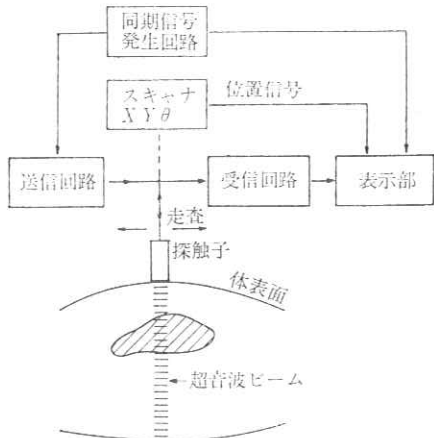


図 1 Bモード方式の動作原理

して、Bモード方式は生体内からの反射エコーによって生体の断層像を描かせるものである。

この方式の装置は、超音波用探触子を機械的な機構や手動的方法によって動かすことにより、超音波ビームを走査して、断層像を得る方式が最初に開発された。この走査方式では、一枚の断層像を得るのに数秒程度を必要とするが、この方式の装置は広い範囲の断層像が一回の走査で得られることや、表示像の画質が優れているなどの特長のため現在でも主要な装置として使用されている。

その後、探触子は固定したままで、超音波ビームを電子的手段によって走査する電子走査式や探触子の駆動機構を工夫して、高速走査を可能にした機械走査方式などの高速走査超音波診断装置が実用されるようになった。これらの高速走査方式では毎秒30枚程度の断層像を得ることができるので、動きのある対象をリアルタイムで視ることができる。

### 3.1 低速走査Bモード装置

図1はBモード装置の基本的構成を示す。この方式では、得られたエコー信号によりブラウン管を輝度変調すると共に、探触子を機械的あるいは手動的に走査させて超音波ビームを動かすと同時に、ブラウン管上の掃引も超音波のビーム軸と相対関係を保つようになっているので、超音波ビームで生体を横断した断層像が得られる。

図2はBモード方式における各種の走査方式を示す。リニア、サーキュラ、アーク、セクタ、ラジアルなどが用いられているほか、このような単純な走査を二つ以上組み合わせて探触子の位置と方位を同時に変化させるコンパウンド走査も用いられている。

コンパウンド走査方式では、目的とする範囲をいろいろの方向から走査し、得られた像をブラウン管上で重ね合わせられるので、単一方向からではエコーが得られない部分も表示でき、形状の描写に優れる特長がある。

表 2 高速走査法の種類

走査方式	走査方法	振動子系	生体への接合	主なる用途
リニア	機械式	回転振動子と反射鏡	小型水槽式	腹部・産婦人科・心臓
	電子式	短冊振動子のアレイ(横長)	小型水槽式、直接接触式	腹部・産婦人科・心臓
セクタ	機械式	平板振動子	小型水槽式、直接接触式	心臓、腹部
	電子式	短冊型素子のアレイ(小型)	直接接触式	心臓

Bモード方式での実際の走査は、生体に密着させた水袋に探触子を入れ、この水袋を介して機械的に走査させたり、小型の探触子を体孔に入れて回転させたり、コンパウンド走査方式では、探触子を伝達媒質を塗った生体表面に密着させ滑らせながら手動で走査するなどの方法が用いられている。

Bモード方式の装置において、低速走査方式では1枚の断層像を得るのに数秒を必要とするので、初期の頃の装置では、残光性のブラウン管を用いたり、写真的に記録したりする方法が用いられていた。その後2定位型の蓄積型ブラウン管が用いられた。これは明室で表示像を視ることができ便利であるが、階調の表示が不十分であった。

その後筆者等の階調性断層像装置の研究<sup>9)</sup>などもあり、階調特性の優れた装置が実用されるようになった。

### 3.2 高速走査Bモード装置

高速走査法<sup>9)</sup>には超音波ビームで一定面内を平行に走査するリニア走査と扇状に走査するセクタ走査とがある。表2は高速走査法の方式とその特徴を示す。

#### (1) 高速機械走査

振動子を機械的に高速で駆動させるものである<sup>10),11)</sup>。

##### a. 回転振動子と放物面反射器による方式

図3はこの方式の原理を示すが、脱気水を満した探触子ヘッド部の回転振動子から放射された超音波ビームを放物面反射器によって反射させ、一定方向に揃え高速リニア走査させるもので、超音波ビームは探触子ヘッドに張られた薄膜を介して生体中に放射される。生体からのエコーは送信のときと逆の経路を通して再び振動子で受信される。

この方式では振動子回転ヘッドの回転速度を調節することにより走査速度を変えることができ、毎秒15枚から30枚の断層像を得ることができる。

##### b. 高速セクタ機械走査<sup>10),11)</sup>

図4は高速セクタ機械走査の駆動方式<sup>12)</sup>を示す。(A)は探触子をオイルバッグ中で高速で首振り運動させるもので、オイルバッグを生体に密着させて超音波の送受を行っている。(B)は複数の振動子を回転させてセクタ走査を

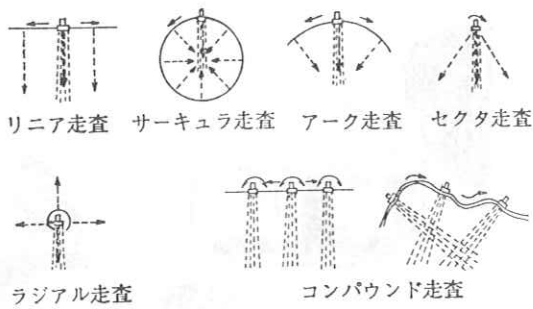


図 2 各種の走査方式

させるが、この回転振動子はハンド型の探触子のヘッド部分のオイルバッグ中に組み込まれていて、プラスチックの薄膜を介して超音波の送受がされる。

図 5 は 4 個の回転振動子を用いた高速セクタ機械走査超音波診断装置の例として EMI 社製の 4290 型を示す。

(2) 電子走査

電子走査方式にはリニア走査<sup>13)</sup>とセクタ走査<sup>14)</sup>が実用されている。

a. リニア走査方式

図 6 のように幅の狭い短冊型の振動子素子(幅 1 mm, 長さ 10 mm 程度)を数十本横に近接して配列させた振動子群を用いるもので、図 7 はリニア走査方式の基本構成を示す。この方式の動作原理は、振動子素子の一端より 10 本程度の素子を 1 組として同時に送信パルスで駆動して超音波パルスを放射する。この超音波パルスの音場は 10 本の振動子素子群と同一の寸法の長方形平面振動子とほぼ同じになる。そして対象から反射してきたエコーは送信に用いた 10 本の振動子で受波される。次の送信は 1 本ずらした新たな 10 本を励振することによって超音波ビームを直線的に走査していくものである。1 回の励振ごとに得られるエコー信号を増幅・検波して掃引信号と共にブラウン管に加えて、断層像を構成して行く。

1 枚の断層像を構成する走査線数は端まで走査するときの素子組数で決まる。また毎秒当りの断層像の数は最大診断深さを一定とすれば、走査線に反比例する。例えば、診断深さを 25 cm とし走査線数を 100 本とすれば、毎秒得られる像は約 30 枚となる。

図 8 はリニア電子走査装置の例として ADR 社製の US-101 型を示す。

b. セクタ走査方式

セクタ電子走査はリニア電子走査に比べて探触子が小型であるという特長があり、直径 25 mm 程度の円筒型の探触子の先端部に肋間に当て、心臓の診断を行うことができる。

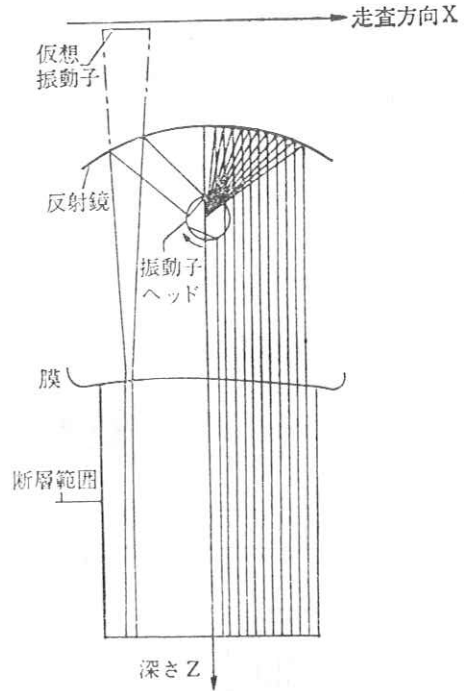


図 3 回転振動子と放物面反射器による方式

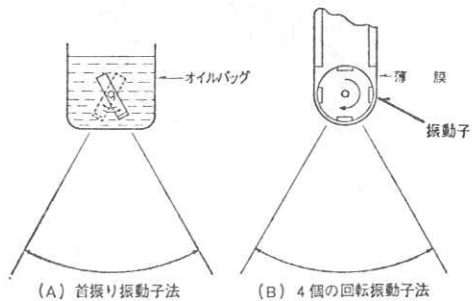


図 4 高速セクタ機械走査方式の原理

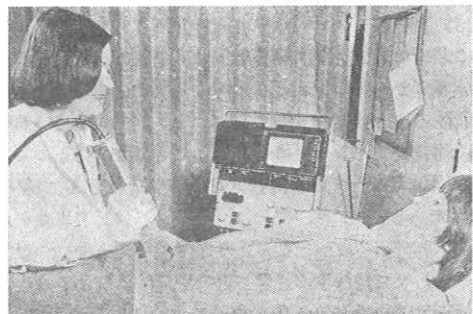


図-5 高速セクタ機械走査超音波診断装置の例(EMI 社製)  
探触子は幅 0.4 mm, 長さ 10 mm 程度の棒状の振動子素子 30 本程度を狭い間隔で密に並べたものを用いる。セクタ走査の原理は、図 9 に示すように各振動子素子



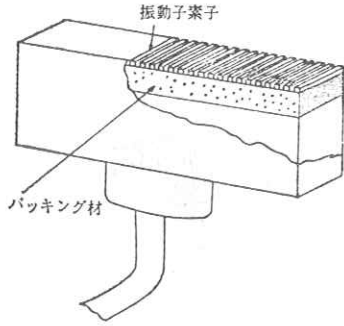


図 6 リニア電子走査用探触子

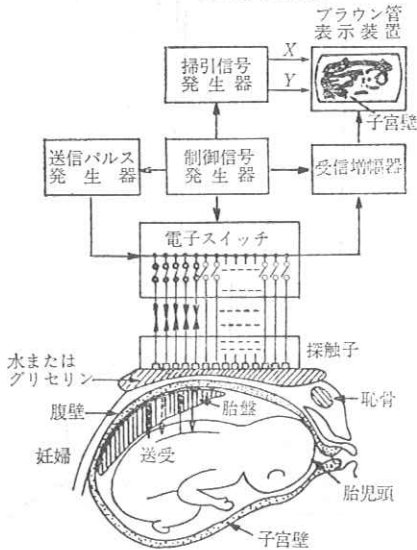


図 7 リニア電子走査方式の動作原理図

に加える駆動パルスの位相（時間）をそれぞれわずかずつ変えて（遅延させて）加えることにより探触子から放射する超音波ビームを偏向させることができる。各送信ごとに各素子に加える送信パルスの位相（遅延時間）を変えることにより超音波ビームの偏向角を変えることができ、超音波ビームをセクタ走査することができる。受信の場合はこれと反対に探触子に超音波が受波されたとき各素子から得られた受信信号を送信のときと同じ遅延時間を与えた後加算することにより、送信のときと同じ偏向方向からのエコーを受信することができる。

図 10 はセクタ電子走査方式の動作原理を示す構成図<sup>15)</sup>である。

#### 4. デジタル技術の導入

最近のデジタル技術の発達にともない超音波診断装置にもこれらの技術が導入されている。

##### a. 画像メモリ

Bモード装置には近年シリコンターゲットを用いた電子管式蓄積管を用いたスキャンコンバーターが用いられ

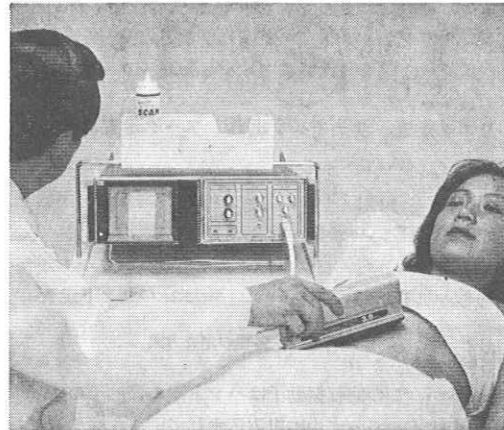


図 8 リニア電子走査超音波診断装置の例（ADR社製）

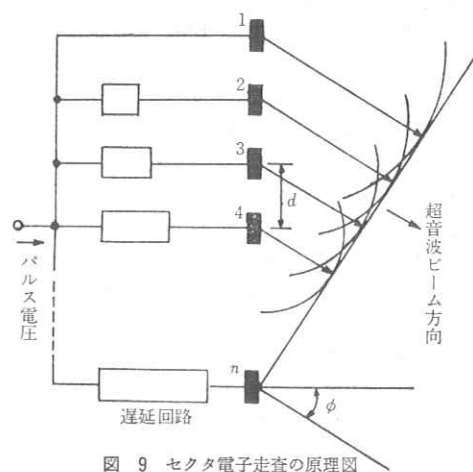


図 9 セクタ電子走査の原理図

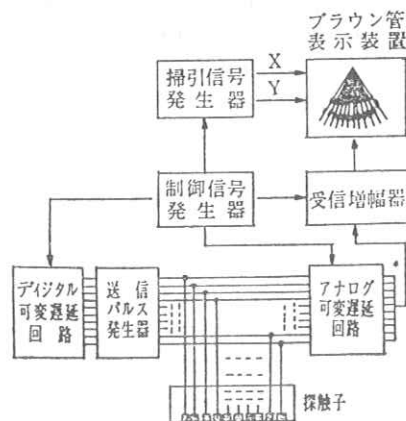


図 10 セクタ走査式装置の基本構成

ていた。これは超音波ビームの走査によって得られるエコー信号を走査中順次書き込んで行き、走査完了後標準テレビ方式で読み出すもので、実用上多くの利点をもた

らした。しかし走査速度によって書込濃度が異ったり、画面に多少シェーディングが現れるなどの難点があった。最近では電子管式のスキャンコンバーターに変わってデジタル式のスキャンコンバーターが用いられるようになった。

これは高速 A-D コンバーターで、エコー信号をデジタル化し、画像メモリに蓄えるものであるが、画素として 512×512, 4~6 Bit 程度のものが用いられている。

デジタルスキャンコンバーターでは、マイコンを用いることにより書込時あるいは読出時に階調特性の補正や強調などの画像処理を容易に行うことが可能になる。

高速走査方式ではデジタルスキャンコンバーターを用いることにより、任意の瞬間の動画像を静止像として表示することができ、表示像の読影上便利である。これをフリージングと呼ぶ。

#### b. 電子走査の制御

電子走査方式では振動子素子群の制御を行う必要がある。特にセクタ走査では、例えば 32 素子の探触子を用いたとすると、一つの走査方向に対して 32 種類の遅延時間を与える必要があり、走査線数を 128 本とすれば 4096 種類 (32×128=4096) の遅延時間を選択させる必要があるため、マイコンなどのデジタル回路で制御させる必要が生じる。

#### c. 電子集束

超音波診断装置の横方向の分解能を改善するため集束型の振動子が用いられている。電子走査式の装置では細い振動子素子群を用いているので、この素子群の各素子に凹面振動子やレンズ等価の波面を作るような遅延を与えることにより電子的に集束させることができる。この方法を電子集束と呼んでいる。電子集束は遅延時間を変えることにより焦点距離を変えることができるので、マイコンなどで制御することにより、超音波の伝搬に応じて連続的に焦点距離を変えて行き、診断距離(深さ)全域で横方向の分解能を向上させるダイナミックフォーカスと呼ばれる方法も実用されている。

#### d. 画像処理

コンピュータを用いて、超音波像の処理<sup>16), 17)</sup>が行われている。エコー信号の尖頭値の抽出、平均化、像の近傍値の処理として、微分、平滑化、等高線処理など読影を容易にするための処理や、立体画像処理などが行われている。

## 4. むすび

現用されている超音波診断装置は、パルス反射法を用いた装置が主要を占めている。特に断層像を得ることができる B モード装置の発展は著しい。

超音波診断法は、生体組織に傷害を与えることが無く、軟部組織の診断や、心臓のように動きのある臓器の診断に優れている。

超音波診断法の普及にともない、機器および使用方法に関する標準化の必要を生じている。現在、医用電子機器の JIS 化計画にもとずき、主要な超音波診断装置の JIS 化<sup>18)</sup>が進められている。

### 文 献

- 1) 井出正男編, 超音波診断法 (電波実験社, 東京, 1973).
- 2) 井出正男, “最近の超音波医学的応用,” 音響学会誌, 30 (10), 586 (1977).
- 3) 井出正男, “超音波診断法の原理と適応,” 3 (2), 142 (1979).
- 4) 井出正男, “超音波診断装置の最近の進歩,” 超音波研究会資料 US 79-3, (1979).
- 5) 井出正男, “基礎 I. 超音波医学,” 1 (1), 58, (1974).
- 6) 井出正男, “超音波医学の進歩,” 臨床婦人科産科, 30 (8), 13 (1976).
- 7) 井出正男, “基礎 II. 超音波医学,” 2 (1), 53 (1975).
- 8) 井出正男, 増沢信義, “超音波診断装置の階調特性の改善” 日本超音波医学会 12 回論文集, 49 (1967).
- 9) 井出正男, 現代産婦人科学大系 (中山書店, 東京 1977) 1977-C, 77-90.
- 10) 竹村端彦, 中川和雄他, “高速度超音波心臓断層法,” 1 (1), 24 (1974).
- 11) 田中元直他, “心臓断層法における 2 方位断面同時描写法,” 超音波医学, 5 (2), 27 (1978).
- 12) 井出正男, “進歩著しい超音波診断法(2),” モダンメディスン, 80 (1), 35 (1980).
- 13) 内田六郎他, “電子走査超音波診断装置,” 日本超音波医学会 19 回論文集, 65 (1971).
- 14) J. C. Somer, “Electronic sector-scanning for ultrasonic diagnosis,” Ultrasonics, 6 (7), 153, (1968).
- 15) 奥島基良, “電子走査型超音波診断装置のあらまし,” 電子医学, 25, 2 (1978).
- 16) 伊藤健一, 伊東正安他, “超音波像の処理,” 電子通信学会誌, 59 (11), 1250 (1976).
- 17) 尾上守夫, “画像処理・コンピュータ診断,” 超音波医学, 6 (3), 33 (1979).
- 18) 井出正男, “超音波診断情報と Standardization,” 超音波医学, 6 (1), 28 (1979).

Direct Image Reconstruction with Limited Angle Projection Data  
for Computerized Tomography

T. Inouye

Toshiba Research and Development Center  
Kawasaki 210, Japan

Abstract

Discussions are made on the minimum angle range for projection data necessary to reconstruct the complete CT image. As is easily shown from the image reconstruction theorem, the lack of projection angle provides no data for the Fourier transformed function of the object on the corresponding angular directions, where the projections are missing. In a normal situation, the Fourier transformed function of an object image holds an analytic characteristic with respect to two-dimensional orthogonal parameters. This characteristic enables uniquely prolonging the function outside the obtained region employing a sort of analytic continuation with respect to both parameters. In the method reported here, an object pattern, which is confined within a finite range, is shifted to a specified region to have complete orthogonal function expansions without changing the projection angle directions. These orthogonal functions are analytically extended to the missing projection angle range and the whole function is determined. This method does not include any estimation process, whose effectiveness is often seriously jeopardized by the presence of a slight fluctuation component. Computer simulations were carried out to demonstrate the effectiveness of the method.

## 1. Introduction

Gamma-ray emission from injected radio-isotopes in the human body or x-ray transmission through the body provides useful information for medical diagnosis. This diagnostic information is actually obtained by using emission or transmission type computerized tomography (CT) scanners. In a CT scanner, projection data through the object concerning gamma-ray emission or x-ray transmission are supplied to solve integral equations and the original source intensity distribution is calculated using a computer. Many sophisticated computer algorithms have been proposed for this purpose. However, in the commercially available CT scanners, only analytical reconstruction algorithms based on two-dimensional Fourier transform method are used. These analytical algorithms are mathematically equivalent and can provide high resolution images in relatively short processing time. This mathematical principle for image reconstruction is described as follows:

A component of two-dimensional Fourier transform of object pattern on an oblique line is obtained by one-dimensional Fourier transform of projection on the oblique line in the same direction.

In the conventional method using this mathematics, the whole two-dimensional Fourier transform function of the object pattern is obtained by taking the whole angle projection data around the object. For this reason, in any kind of CT scanner, projection data have to be collected for angles between 0 and 180 degrees around the object. However, the Fourier transformed function of an object holds an analytic characteristic, so the function can be uniquely prolonged from the partial data employing a sort of analytic continuation. By applying this principle, it seems to be possible to reconstruct an image from projections for smaller angle range less than 180 degrees around the object.

The author previously reported a method for image reconstruction from partial projection angle data<sup>1)</sup>, which obtains angular parameters for analytic continuation by estimation. This estimating process is often seriously affected by the presence of a slight fluctuation component in the real data.

This paper proposes a new image reconstruction algorithm using smaller angle range projections less than 180 degrees, which does not include any estimation process. This deterministic image reconstruction method from partial projection angle data can be applied to any reconstruction problem, provided the object pattern is confined within a finite range area.

## 2. Mathematical Theory

The object pattern distribution is expressed in polar coordinates as  $f(r, \theta)$ . As indicated in Fig. 1, projection  $g(p, \phi)$  for this function is obtained by integrating  $f(r, \theta)$  along a line  $\ell(p, \phi)$ , where  $p$  and  $\phi$  are the length and direction of normal line to  $\ell$  from the origin:

$$g(p, \phi) = \int_{\ell(p, \phi)} f(r, \theta) ds \quad . \quad (1)$$

Since  $f(r, \theta)$  and  $g(p, \phi)$  are periodic functions with respect to angle  $\theta$  and  $\phi$  with a period of  $2\pi$ , both functions are able to be expanded into a Fourier series as follows:

$$f(r, \theta) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f_n(r) \exp(in\theta) \quad , \quad (2-a)$$

$$g(p, \phi) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n(p) \exp(in\phi) \quad . \quad (2-b)$$

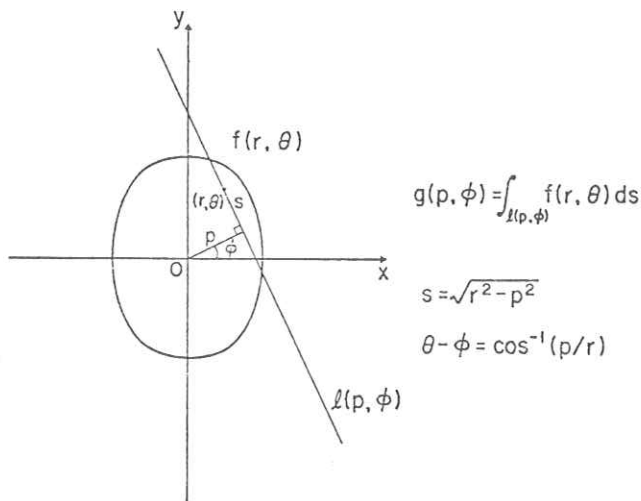


Fig. 1 Relationship between object and its projection.

By substituting these expressions into Eq. (1), the following relationship holds:

$$g_n(p) = 2 \int_p^\infty \frac{f_n(r) T_n(p/r)}{\sqrt{1-(p/r)^2}} dr \quad (3)$$

where  $T_n(\cdot)$  is a Tschebyscheff polynomial of  $n$ -th order. A solution for this integral equation with respect to  $f_n(r)$  was presented by Cormack<sup>2)</sup> as follows:

$$f_n(r) = -\frac{1}{\pi} \frac{d}{dr} \int_r^\infty \frac{g_n(p) T_n(p/r)}{\sqrt{(p/r)^2 - 1} \cdot p} dp \quad (4)$$

By substituting these equations into Eq. (2-a), the original image distribution  $f(r, \theta)$  is obtained.

It should be noted that the reconstructed image  $f(r, \theta)$  at radius  $r$  is uniquely determined using projections  $g(p, \phi)$  at higher radial length  $p$  than  $r$  only. For this reason, if the object pattern is located within the innermost tangential lines of projection missing angles, the projection data outside of the limited angular range are not taken into the calculation.

Presuming that the projection data are missing at indicated angular range in Fig. 2, the object pattern within the hatched area is uniquely determined by applying Eq. (4). This process to allocate the object is always possible, if the original object distribution is confined within a finite range area. In Fig. 2, the center circle can be so chosen to contain the object distribution area, and the projection data at allowed angular region  $g_0(X, \phi)$  is able to be shifted without changing the projection angle  $\phi$ . This modification of projection data is attained by parallelwise shifting  $g_0(X, \phi)$  to  $g(p, \phi)$  according to the relationship

$$g(p, \phi) = g_0(p - s \cos \phi, \phi) \quad (5)$$

as shown in Fig. 3, where  $s$  is shifted pattern center in the allowed area.

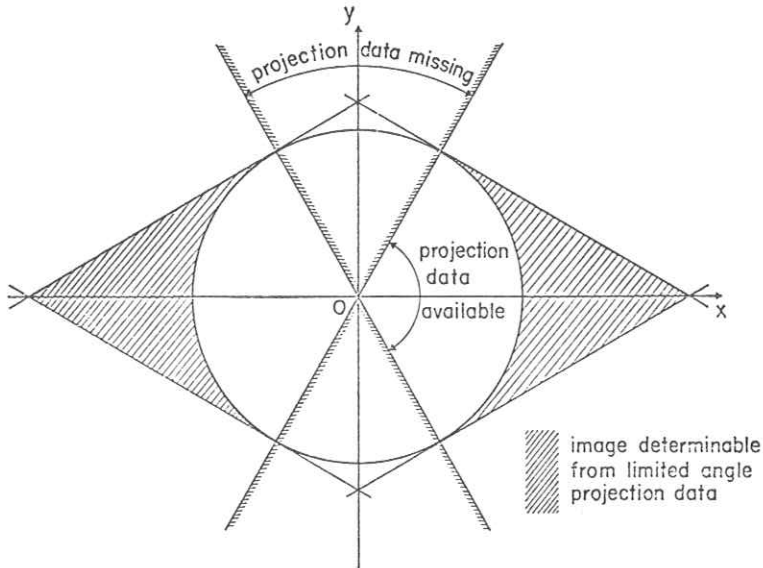


Fig. 2 Object area where image is reconstructed from limited angle projection data.

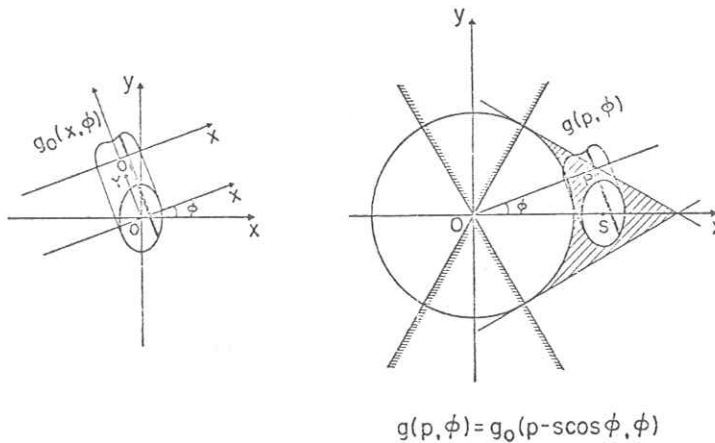


Fig. 3 Shift of projection for object confinement within area where image can be reconstructed from limited angle projection data.

After obtaining these modified projection data, Eq. (4) is applied to calculate the Fourier series coefficient of the object distribution. Mathematically speaking, this process expressed by Eq. (4) is a sort of analytic continuation in the radial direction using Tschebyscheff polynomials.

Another image reconstruction based on this method is also attained by calculating projections for missing angular range. If Fourier series component of the object pattern  $f_n(r)$  is substituted into Eq. (3), projections are calculated by a simple integration operation for angular regions, where original projections are missing. Since the position of object is limited within the designat-

ed outside area of a circle with radius  $p_0$  in this instance, the integration in Eq. (3) is actually performed on a definite range as follows:

$$g_n(p) = 2 \int_{p_0}^{p_{\max}} \frac{f_n(r) \cdot T_n(p/r)}{\sqrt{1-(p/r)^2}} dr \quad (6)$$

where  $p_{\max}$  is the maximum value for  $p$  of the object pattern.

The projection data for missing angular range are obtained by calculating  $g(p, \phi)$  using Eq. (2-b). The thus obtained projections all around the object can provide necessary data for a conventional image reconstruction method, such as the filtered-back projection algorithm. This combined method for image reconstruction is practically effective, because projection data at allowed projection angles are directly taken into calculation.

### 3. Numerical Calculations

Some typical calculation examples are shown in Figs. 4 and 5. In the case shown in Fig. 4, a cylinder is put on the indicated area, where 67% projection angle range between  $-60^\circ$  and  $+60^\circ$  is sufficient to reconstruct an image. In an actual calculation, the maximum expansion order has to be limited. In the case shown in Fig. 4, Fourier series and Tschebyscheff coefficients up to the 16-th order are taken into calculation. Using Eqs. (4) and (2-a), a cross-section of reconstructed image is obtained and plotted. The result at  $\theta = 0^\circ$  is shown in comparison with the exact value. A similar comparison is made for the calculated projection data at  $\phi = 90^\circ$  for the same cylinder in Fig. 4. For the same object pattern, the result of reconstructed image with higher order Fourier series and Tschebyscheff coefficients up to the 24-th order is shown in Fig. 5.

In both examples, due to the limited number of expansion terms for Tschebyscheff polynomials as well as for Fourier series, the resolution of reconstructed image is rather deteriorated. However, this problem is easily overcome by increasing the maximum order of expansion.

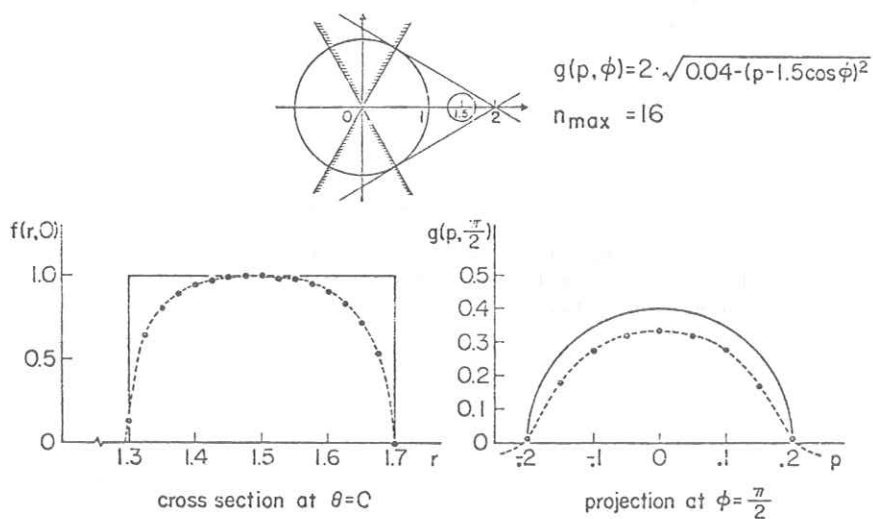


Fig. 4 Example of limited view angle reconstruction calculation. Projection data available between  $-\pi/3 < \phi < \pi/3$  around horizontal line.

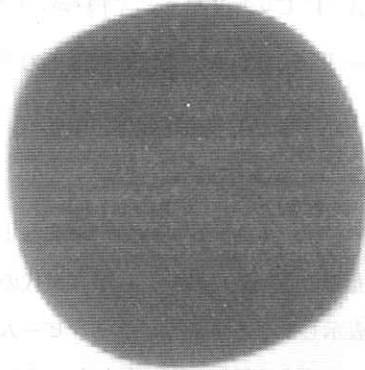


Fig. 5 Example of image reconstruction of cylinder. Maximum expansion order of Fourier series and Tschebyscheff polynomial: 24. Projection data available for 67% angle range between  $0 < \phi < 2\pi/3$ .

In the actual calculation of Eq. (4), the analytically extended Tschebyscheff polynomial is a rapidly increasing function of  $p/r$ . In a normal numerical integration method, this integral has to be carried out with a large number of intervals. This restriction determines the maximum order of Fourier series and Tschebyscheff polynomial expansion terms.

#### 4. Discussion

This image reconstruction technique with limited angle projection data provides a direct method to restore the original object pattern. It does not include any kind of estimating process, which is the case in other proposed methods.

Higher resolution is attained by increasing the number of expansion terms, whose process might take a longer computation time. The case shown in Fig. 5, a processing took about 4 minutes using a Cyber 176 computer. This drawback for practical applications would be solved by improvements in computer technology and this method for limited view angle reconstruction would be soon applied to practical cases.

Using this technique, a quite different type of CT scanner is feasible. For instance, a fan-beam scanning with a linear motion of x-ray source provides sufficient data for this method. Therefore, using this image reconstruction technique, a linear scan CT is attained. As for normal CT scanners, this technique provides a data collection method with smaller radiation dose, because the scanning range can be reduced to a smaller angle rotation.

#### References

- 1) T. Inouye, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26, No.2, 2666 (1979).
- 2) A. M. Cormack, J. Appl. Phys. 34, 2722 (1963), and J. Appl. Phys. 35, 2908 (1964).



### 第3, 第4世代CTでの散乱線含有率のモンテカルロ計算

#### —— 形状因子と散乱関数の影響 ——

京都工芸繊維大学工学部 井上光二 中森伸行 金森仁志  
東京大学医学部 竹中栄一

#### 1. 緒言

X線CT装置は、被検体の断面での各部分の吸収係数の違いを、断層像として表示しようとする装置である。被検体を通過したX線強度を計測して一次元の投影データを作り、多数の投影データから吸収係数の二次元分布という形で、被検体の断層像を再構成している。

全身用CT装置のように高速化を必要とする機種では、ファン角の広いビームを使用したり、検出器を多数個配列して、短時間に多数のデータをとっている。従って、直接線ばかりでなく、散乱線も検出器に入る割合が多くなり、再生像の画質、とくに低コントラスト解像力に散乱線が影響を及ぼしていると考えてよい。実際には、連続X線を使っているので、被検体内で少しずつ線質が変化して、散乱線も複雑である。

我々は、計算上、実効エネルギーとして、単色の70 keVのX線を使い、第3世代と第4世代CT装置で、散乱線がどれほどの影響を及ぼすかについて、モンテカルロ法を使って計算機シミュレーションを行なった。前回の文献1)の場合と異なり、実際のCT装置の寸法を使い、電子が束縛されていることを考慮して、散乱の角度分布の確率を求めた。その結果を報告する。

#### 2. シミュレーションに用いたモデル

第3世代のCT装置では、撮影領域を包含するファンビームをX線管から放射して、X線管に対向した、円弧状に配列した検出器で検出する。そしてX線管と検出器が一体となって被検体の周囲を回転し、一定角度ごとに投影データを集める。

この計算では、1パルスの放射での直接線と、散乱線の割合を求めた。

検出器として、10~20気圧のXeガス検出器を使い、X線管の焦点に向かってタングステン板を並べ、各検出器を区分するとともに、散乱線を阻止するコリメータの役をしている。このコリメータの深さは約5cmであるが、コリメータに対して斜めに飛び込んでくる光子も、壁にあたるまでは検出することや、10~20気圧のXeガスではX

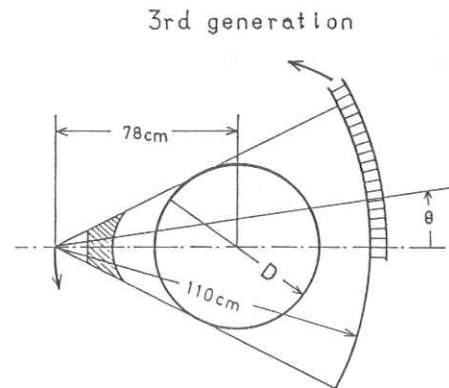


図1 第3世代CT装置の幾何学的配置

線光子の平均自由行路長が2~3cmであることを考慮して、計算の簡単のために、コリメータの深さを1cmにした。

コリメータの壁と壁の間隔は、約1mmである。そして、その壁面に当たったX線光子は、計数しないとし、後面まで達した光子を計数した。また、ビームの直角方向の厚さを0とし、検出器の幅を2cmにした。

第4世代のCT装置では、撮影領域を包含するファンビームをX線管から放射して、被検体を中心にした円周上に配列した検出器で検出する。そして、X線管だけが被検体の周囲を回転して、一定角度ごとに投影データを集める。

第4世代では、検出器がいつも被検体全体を見込んでいるので、検出器にコリメータをつけずに計算した。その他は第3世代と同様である。

第3世代、第4世代共に、被検体として直径が20cmと30cmで、無限長の水ファントムを使い、X線源から70keVの単色X線を出した。

実際の装置では、ファン角度内の検出器に達するX線光子の数が、ほぼ一定になるようにフィル

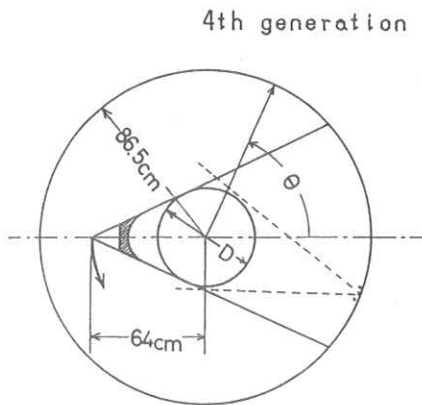


図2. 第4世代CT装置の幾何学的配置

タを入れているものが多い。計算では上記の条件を満たすように、被検体の中心に向う光子数が多く、端に行く程少なくなるような分布で、X線光子を被検体に入射した。

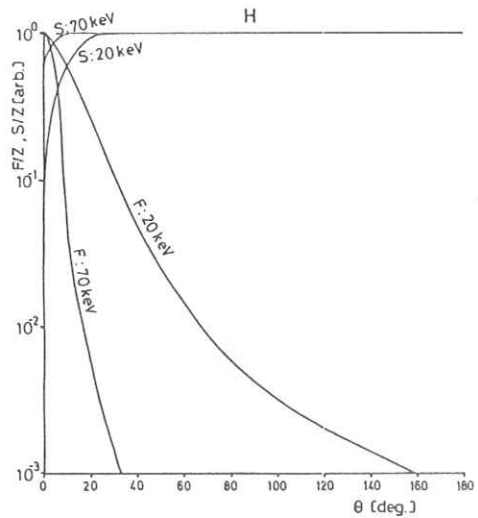


図3. 水素のForm factor と Scattering function

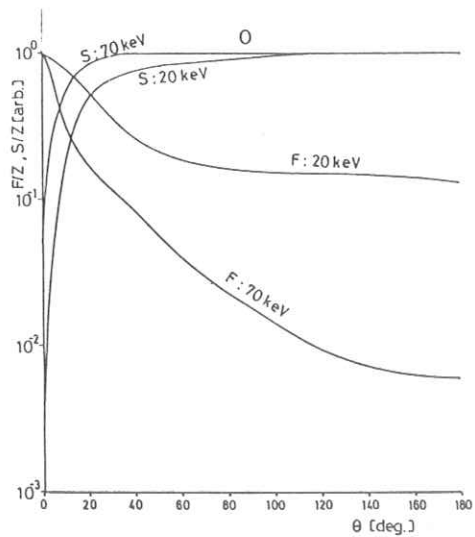


図4. 酸素のForm factor と Scattering function

### 3. 計算方法

計算方法は、下記の点が前回<sup>1)</sup>の報告と異なっている。

X線の散乱を扱うには、散乱の角度分布を乱数を使って表わす。しかしながら、角度分布の断面積としてThomsonの式と、Clein-仁科の式を一般によく使っているが、これは自由電子に対する式であり、原子に束縛されている電子を考えるには不十分である。そして、水の場合、全ての電子は束縛されている。

そこで、今回は電子の束縛を考慮して、Thomsonの式にはForm factor<sup>2)</sup>の2乗を、Clein-仁科の式にはScattering function<sup>2)</sup>をかけて補正する。これは原子ごとに異なる。

水に対するForm factorとScattering functionを、図3と図4の水素と酸素の重量配分で求める。図3と図4の横軸は散乱角である。これから、水に対しては、Form factorの効果が大きく、Scattering functionはあまり

効果を及ぼさないことがわかる。

散乱の角度分布に比例する乱数の発生方法としては逆変換法や棄却法があるが、Form factorやScattering functionの形は非常に複雑であり、この二つの方法では、莫大な計算を必要としたり、無駄が多くなったりする。モンテカルロ計算では試行回数を増やして統計的誤差を減らさなければならないので、この計算で最も困難である散乱の角度分布を乱数を使って発生させるには、上記の方法ではなくより高速で効率のよい方法が必要になる。

図5・aはThomsonの式に $\sin\theta$ とForm factorの2乗をかけたもの(実線)と、Form factorをかけていない、自由電子に対するもの(破線)である。

図6・aはClein-仁科の式に $\sin\theta$ とScattering functionをかけたもの(実線)と、Scattering functionをかけていない自由電子に対するもの(破線)である。

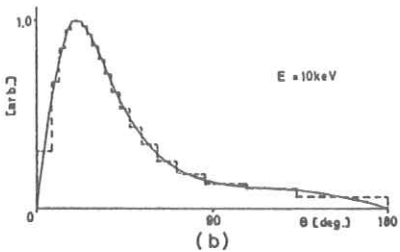
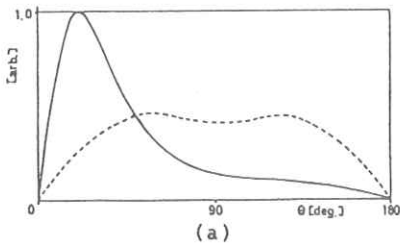


図5. コヒーレント散乱の角度分布

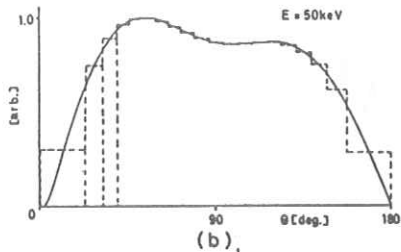
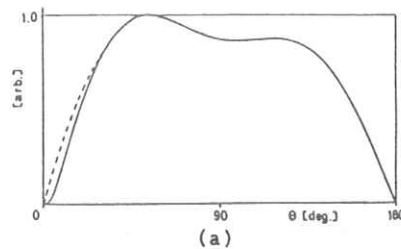


図6. インコヒーレント散乱の角度分布

このような形の分布を発生したいので、この分布を図5・b、図6・bのようにまず階段状の分布で近似させる。それぞれの階段の部分の面積を等しくするようにあらかじめ計算しておき、その区間を計算機に記憶させる。次に一様乱数で区間を選び、さらに区間内の点を一様を選ぶことで目的を達する。

この方法で乱数を高速に発生させることができ1回のシミュレーションに使用した入射X線の光子数を50万個にして計算した。

## 4. 結果

### 4・1 直接線と散乱線

図7は第3世代で被検体の直径が20cmのときの

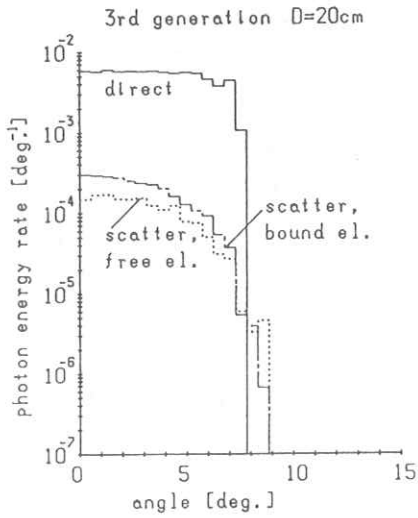


図7. 直接線と散乱線(1)

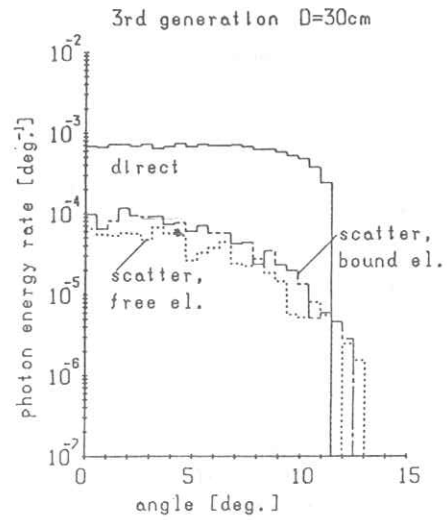


図8. 直接線と散乱線(2)

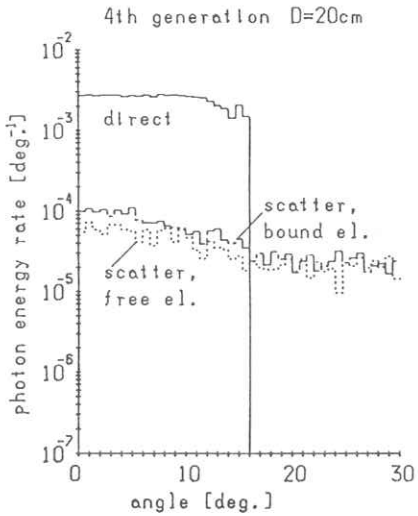


図9. 直接線と散乱線(3)

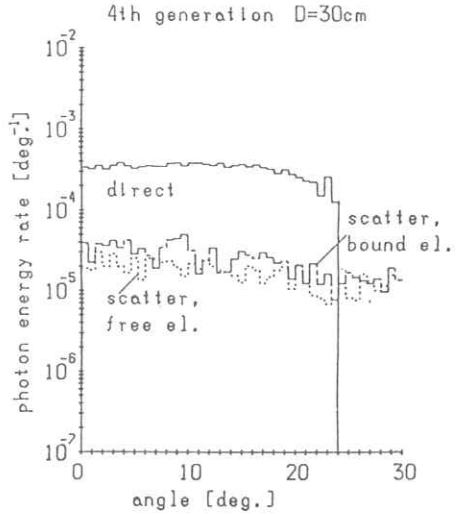


図10. 直接線と散乱線(4)

直接線と散乱線である。以下、横軸はX線管からみた被検体の中央からの角度であり、検出器の位置を示す。この図で一点鎖線は束縛電子に対するものであり、破線は自由電子に対するものである。

図8は第3世代で被検体の直径が30cmのときのものである。

両方とも、Form factor の効果で、前方散

乱の影響が出て、検出角度の小さいところで散乱線が約2倍になっていることがわかる。

また、検出角度が大きくなると、急激に散乱線が少なくなる。これは次の第4世代の場合から考えて、コリメータの効果であると言える。

図9は第4世代で被検体の直径が20cmのときの直接線と散乱線である。一点鎖線と破線の意味

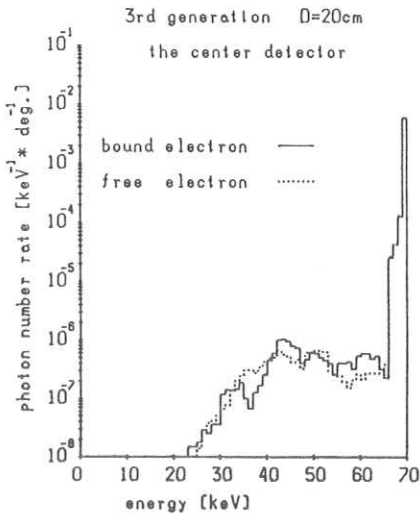


図11. エネルギースペクトル(1)

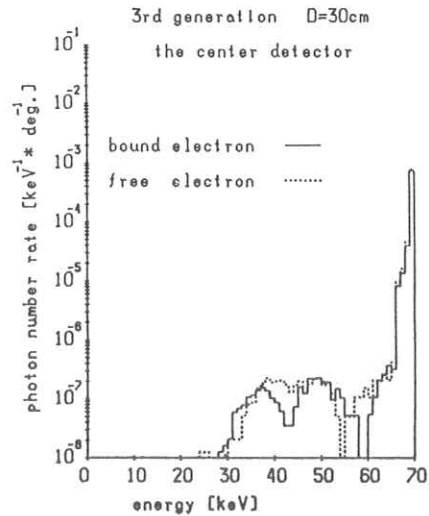


図12. エネルギースペクトル(2)

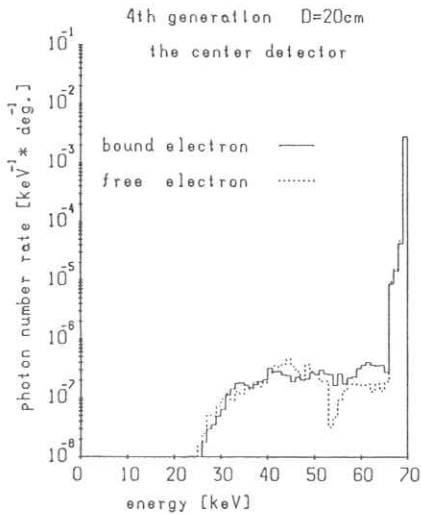


図13. エネルギースペクトル(3)

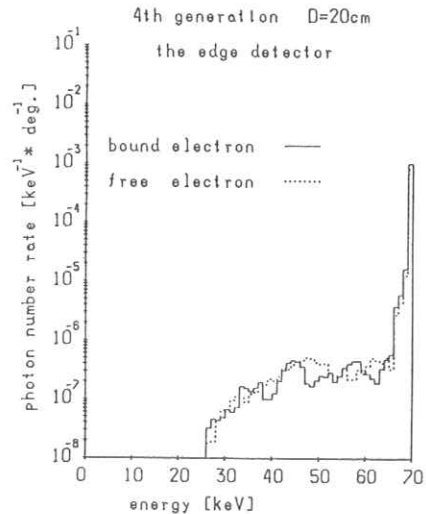


図14. エネルギースペクトル(4)

は、第3世代の場合と同様である。

図10は第4世代で被検体の直径が30cmのときのものである。

この場合も、前方散乱の影響が出て、散乱線が約2倍になっていることがわかる。また、コリメータがついていないために、検出角度が大きくなっても散乱線は少ししか減少しないことがわかる。

#### 4・2 エネルギースペクトル

図11、図12は、第3世代で、中央部分の検出器でのエネルギースペクトルで、束縛電子に対するものと、自由電子に対するものである。70 keV未満の部分はすべて散乱線であり、70 keVの部分は、直接線と、一部の散乱線である。

60 keV付近でスペクトル分布が少ないところがあるのは、散乱の角度分布の少ない角度に対応している。

図13、図14は第4世代で、中央部分の検出器と、被検体の端の部分の検出器でのエネルギースペクトルであり、同様に束縛電子と自由電子に対するものである。

#### 4・3 散乱線の割合

散乱線の直接線に対する割合は、表1に示すようになる。第3世代、第4世代のそれぞれに、束縛

縛電子に対する場合と、自由電子に対する場合を検出する位置の違いで示してある。

第3世代と第4世代の幾何的寸法の違いで、直接線の量は、第3世代の場合の方が少なくなる。その他の影響などの為に、被検体の直径が30cmのときの中央部分の検出器での散乱線の割合は、第3世代の方が大きくなっている。

また、被検体が大きくなれば、散乱線は非常に多くなることがわかる。

### 5. ま と め

我々は、モンテカルロ法を使った計算機シミュレーションを行なって、第3世代と第4世代CT装置で断層像を再構成するのに必要な投影データの中にどの程度散乱線を含んでいるかを調べた。

今回の計算で、被検体の直径を20cmから30cmに変えると、散乱線含有率は、大きく増加することがわかった。

また、束縛電子の場合の散乱と、自由電子の場合の散乱との違いから、散乱線含有率は、約2倍程の差があることがわかった。これより、散乱の角度分布には、Form factor は考慮しなければならないと結論する事ができる。

表 1.  
scatter/direct

		3rd ge.		4th ge.	
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%

### 文 献

- 1) 中森, 川上, 金森, 竹中: 放射線像研究, 10(1) 48(1980)
- 2) Hubbell et al.: Journal of Physical and Chemical Reference Data, 4(3) 471(1975)

## 2次元自己相関関数のオンライン測定

電気通信大学 長谷川 伸, 小山裕一, 佐野敏一, 諏訪昭夫  
東京高専 浅野 光彦

### 1. ま え が き

画像の性質, 特に粒状性を定量的に解析するには, その自己相関関数を測定することが有効な手段である。この測定は一般にはデジタル処理で行うが, 2次元方向すべての自己相関関数を得るには演算時間がかかり, また経済性を考えても常に最良の手段であるとは限らない。また光学相関器は簡便で広く用いられているが, 2枚の全く同じ画像を必要とすることその他の欠点がある。筆者らの作成した画像蓄積管を用いた相関器<sup>1)</sup>も直線性に問題があり, 2値画像以外では必ずしも良い結果が得られなかった。

そこで本研究では高速度の光学演算とテレビジョン技術を併用し, 1枚の原画を用いて2次元自己相関関数をリアルタイムに測定し, それをビデオ信号で出力することによってオシロスコープ上に3次元表示できる装置を試作し, その測定を行なったのでここに報告する。

### 2. 原 理

画像  $f(x, y)$  の2次元自己相関関数  $\Phi(\xi, \eta)$  は

$$\Phi(\xi, \eta) = \lim_{X, Y \rightarrow \infty} \frac{1}{4XY} \int_{-X}^X \int_{-Y}^Y f(x, y) \cdot f(x-\xi, y-\eta) dx dy \dots \dots \dots (1)$$

である。ここではまず光学相関器の基本原則とそ

れを改良した試作装置の原理について述べる。

[1] 基本原理 上記の自己相関関数を光学的に測定する基本的な方法を図1に示す。

被測定画像として全く同じ透過率  $f(x, y)$  を有する画像2枚の位置を正しく合わせて置き, 平行光を与える。透過光は2枚のスライドの透過率分布の積となり, 2枚のスライドの相対位置をずらせながら光電管の出力を測定することにより (1) 式の自己相関関数を測定することができる。

この方法には次のような欠点がある。

- ① 全く同じ画像2枚を必要とする。
- ② 2枚の画像の機械的な整合が困難で, 不整合のある場合測定誤差となる。
- ③ 2次元的な測定を行なうと処理時間が長い。

上記③の欠点をさける方法として図2の装置が

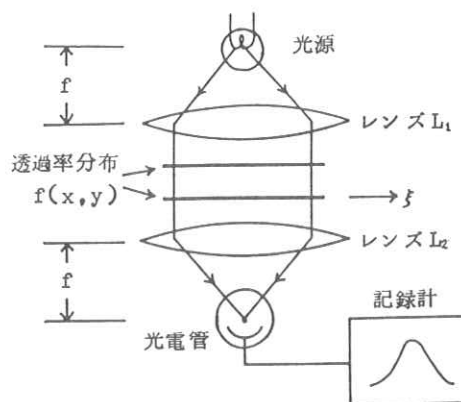


図1. 光学相関器





スポット装置（以下FSS）を使用した。レンズにより平行となった光はスライド原画を透過し、 $d$ だけ離れた位置にある鏡により反射され、スライド上でズレを生じる。ズレの値は前項同様原画上で $x$ 方向に $2d x_0/f$ 、 $y$ 方向に $2d y_0/f$ である。反射光も平行光であるから再びレンズを通ることにより光軸対称な位置に焦点を結ぶ。このままでは出力を取り出せないでビームスプリッタをFSSとレンズの間に入れることによって光を反射させて光電子増倍管（PM）に入射させる。

この改良により、スライド、レンズが共に1枚で良くなり、また光源としてラスタ走査のFSSを使用することにより、自己相関関数がビデオ信号で取り出せるため、後の処理の面で有利である。

なお、得られた自己相関関数は、スライドと鏡の距離を $d$ とすると前述の式(2)と同様である。

### 3. 試作装置の構成

本装置のブロック図を図4に示す。

水平方向500Hz、垂直方向1Hzでラスタ走査されたFSSから出た光は、光学系で演算が行なわれた後PMに入射する。この出力のビデオ信号をLPFに通してオシロスコープのチャンネル1に入力し、また垂直偏向ののこぎり波をチャンネル2に入力し、この2つの入力を加算して、水平同期信号でオシロスコープにトリガーをかけることにより自己相関関数の3次元表示をしている。

装置の諸元を表1に示す。

走査レートはS/Nを良くするため緩速走査とした。自己相関関数は一般画像のように信号が急

走査レート	$\left\{ \begin{array}{l} \text{水平 偏向} \\ \text{垂直 偏向} \end{array} \right.$	500 Hz 1 Hz
LPFの帯域		100KHz(可変)
レンズの焦点距離 $f$		約240mm
レンズの口径		90mm
スライドと鏡の距離 $d$		約32mm
ラスタの大きさ(縦×横)		約27mm×27mm
ずれの最大値(スライド上)	$\frac{2d}{f} x_0$	約3.6mm

表1. 装置の諸元

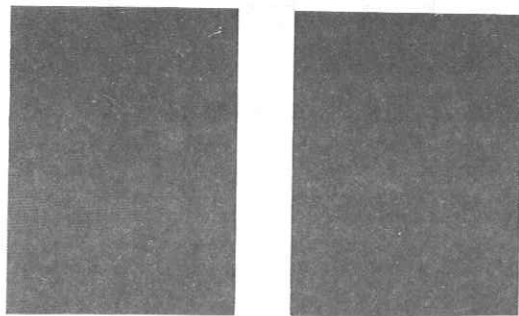


写真1. 原画(スリット)

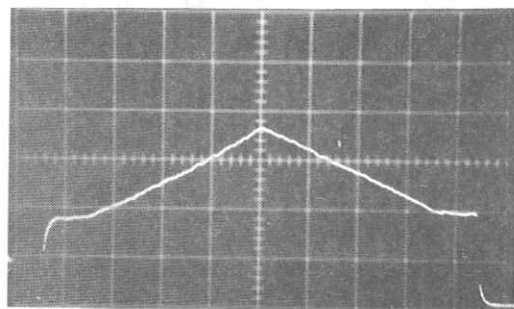


写真2. スリットの自己相関関数  
(2次元表示 横方向1ライン)

変することなく、そのビデオ帯域はある程度狭いのでLPFの帯域幅を可変した。FSSとレンズの間にビームスプリッタが入るためレンズの焦点距離はあまり短かくできず、また近軸領域を使うため、口径の大きいレンズを使用した。ラスタの大きさはPMの光電面に入る光の領域と同じ

大きさであるため、PMの光電面の有効直径40φ以内で決定した。ラスタ上の1点がPMの光電面上の1点と対応するため光電面の感度むらを心配したが、実験した結果問題はなかった。スライド上でのずれの最大値は、ラスタの大きさ又はスライドと鏡の距離 $d$ を変えることで変化する。

#### 4. 自己相関関数の測定

試作装置にスリット、画像雑音などを入力し、その自己相関関数を計測表示した結果を示す。

##### (1) スリット (幅2.95mm)

写真1に原画、写真2に横方向1ライン、写真3に3次元表示した自己相関関数を示す。

理論値としては、3次元表示した場合横方向には三角形で、縦方向には一様な値が得られるはずであるが、測定では多少右上りの波形で三角形の頂点がやや丸味を帯びている。これは装置内での反射及び光学系の焦点ずれによってスライドに入射する光が平行光となっていないためと思われる。

写真2のオシロスコープの目盛より、スライドのずれの最大値は片側約4.4目盛であり、また自己相関関数が定常値となった時の目盛は中心から約3.6目盛である。これらと表1に示したスライド上でのずれの最大値(約3.6mm)より計算されるスリットの幅は約2.95mmであり、この値は実際のスリットの幅とほぼ等しいものである。

##### (2) 格子 (白、黒の幅が共に0.95mm)

写真4に原画、写真5に結果を示す。これは縦方向にも変化する画像の例として作ったものであるが、前出のような3次元表示では見にくいので写真5は $\theta(\xi, \eta)$ を2次元画像として表示した

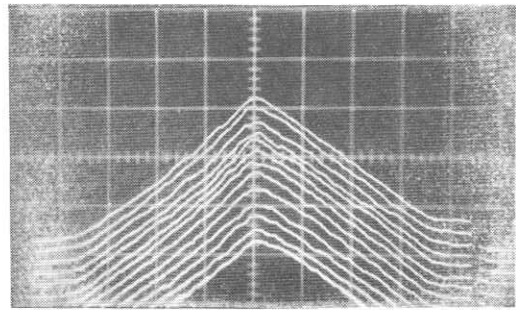


写真3. スリットの自己相関関数  
(3次元表示)

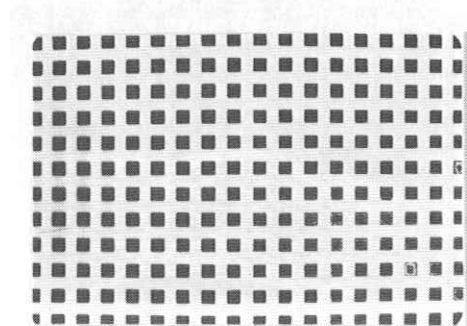


写真4. 原画(格子)(ネガ)

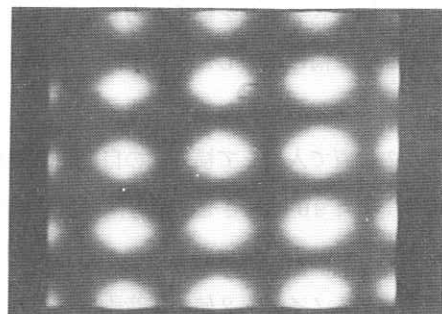


写真5. 格子の自己相関関数  
(2次元表示)

ものである。FSSのラスタの縦が若干長く、すなわち縦方向のずれが大きいためこの方向の周期が短くなっているが、2次元の自己相関関数が全面にわたって一様に得られている。

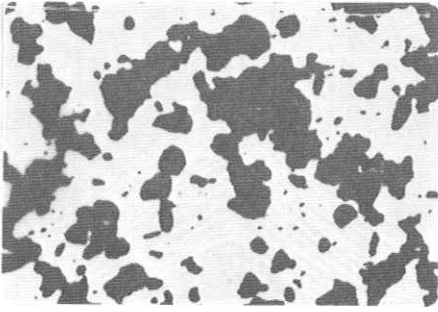


写真6. 原画（画像雑音の6.3倍撮影）（ネガ）

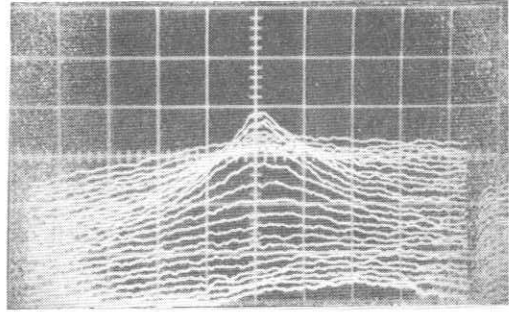


写真7. 画像雑音（6.3倍撮影）の自己相関関数（3次元表示）

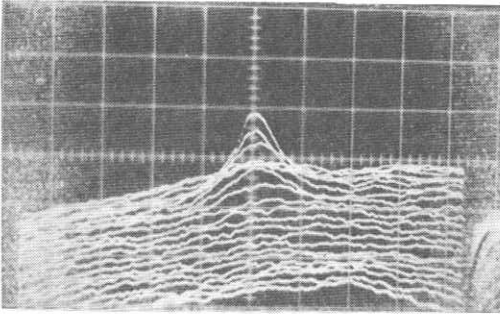


写真8. 画像雑音（2.0倍撮影）の自己相関関数（3次元表示）

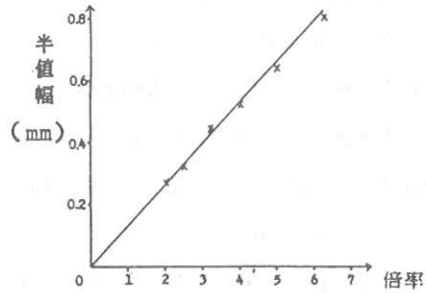


図5. 試料の撮影倍率と自己相関関数測定値の半値幅の関係

つぎに、同じスライドを縦に入力した場合と90°回転させて横に入力した場合で同じ出力が得られるかどうかを調べるために、格子パターンをノーマルの位置で入力して横方向の自己相関関数を測定し、また90°回転させて縦方向の自己相関関数を測定した結果、ほぼ同じ波形が得られた。

- (4) ランダムノイズ（2値の雑音画像を作り、この原画を2倍～6.3倍の間で種々の倍率で撮影した6種のスライド）

写真6に6.3倍撮影の試料の原画、写真7にこの雑音画像を入力した時の3次元表示、写真8に2.0倍撮影の試料を入力した時の3次元表示像を示す。6.3倍のものについては粒子が粗いので

その広がりが広くなり、2.0倍のものでは狭くなっている。この関係を定量的に求めるために、倍率と自己相関関数の半値幅の変化を測定した結果図5に示すようにほぼ直線関係となり理論に近い結果が得られた。

## 5. む す び

従来の光学相関器を改良し、フライングスポット装置と簡単な光学系を用いることにより、画像の2次元自己相関関数をオンライン測定表示する装置を作ることができた。

本装置の得失として

- (1) 1秒間で2次元自己相関関数 $\phi(\xi, \eta)$ を

得る。

- (2) 3次元表示を行っているため、自己相関関数の全体の形がつかみやすい。
  - (3) 出力がビデオ信号で得られ、後処理に有利。
  - (4) 入力が1枚の画像ですみ、2枚の画像の濃度の違いなどに基く誤差がない。
  - (5) 装置が簡単で取扱いが手軽。
  - (6) 精度、雑音に問題がある。
  - (7) 自己相関関数の専用機となってしまう柔軟性に欠ける。
- 等があげられる。

本論文では、試料製作の都合上2値画像のみを扱ったが、今後中間調を持った画像についても測

定を行なう予定である。また、装置内での反射を抑える必要があり、その方策を検討している。

#### 文 献

- 1) 橋向, 川口, 大坪, 佐野, 長谷川. "蓄積管を用いた画像の空間周波数スペクトルの測定" 第8回画像工学コンファレンス, 1-1, (1977)
- 2) M. A. Monahan, K. Bromeley and R. P. Bocker "Incoherent Optical Correlators" Proc. IEEE. 65, PP121~129(1977)

# 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

今回は超音波診断装置についてつとに有名な井出先生をお願いして初歩的な話から最新の動向に至る迄の解説をして頂き、たいへん参考になりました。御礼申し上げます。

さて当会も昭和39年以来17年を経過し、また会の事務局を内田先生から引きついで東京に移してからも11年経過しました。すでに研究会発足時の目的は達したと思われまじ、諸般の事情から会の運営もやりにくくなってきました。他の研究会から合体の申入れもあります。会の運営についての御意見などお聞かせ下さい。

暑い折、御健勝を祈ります。

(H)

## 放射線像研究

発行日 昭和五十六年六月

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―八三一―二二六一

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