

放射線像研究

VOL. 13. NO. 1. (通巻74号) 1983年3月

* 目 次 *

研究会記事・会告	1 頁
総会案内	2 頁
論 文	
74-1 センシトメトリーの新しい方法とそのX線写真への適用	9 頁
千葉大工 犬井正男, 三宅洋一, 久保走一 東工大情報研究施設 小門 宏	
75-1 情報量スペクトルを用いた乳房X線写真の画質評価	16 頁
大阪府立高専 松本政雄 京都工繊大 金森仁志	
75-2 Computed Radiographを用いたDual Energy法の検討	21 頁
名工大 松尾啓志, 岩田 彰, 鈴木宣夫 日立メディコ 堀場勇夫 名古屋保健衛生大学 沢田武司, 梶原孝彦, 立木秀一, 古賀佑彦	
75-3 第3, 第4世代CT像への散乱線の影響 — 低コントラスト被写体 —	28 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	
75-4 エックス線断層像に含まれる障害陰影の軽減法の検討	33 頁
名工大 伊藤清嗣, 岩田 彰, 鈴木宣夫 日立メディコ 堀場勇夫	
75-5 改良型三次元写真機による撮像・再生実験	41 頁
東大生研 濱崎襄二, 岡田三男, 宇都宮昇平, 横田和丸	
75-6 透過電頭三次元像の画質改善の実験	48 頁
東大生研 濱崎襄二, 石田洋一, 岡田三男	
75-7 頭部CT像の三次元表示	55 頁
名工大 横井茂樹, 鳥脇純一郎	
75-8 CT装置を利用した心臓壁動態像の再構成法	62 頁
名工大 北川弘之, 岩田 彰, 鈴木宣夫 日立メディコ 堀場勇夫 名古屋保健衛生大 宮城 裕, 菱田 仁 沢田武司, 梶原孝彦	

第 7 5 回 研 究 会 記 事

第 7 5 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 5 8 年 3 月 1 2 日 (土) 1 0 : 3 0 ~
場 所 名古屋大学大型計算機センター 5 階 演習室
見 学 1 0 : 3 0 ~ 1 1 : 2 0

名大計算機センターの説明と見学

1 1 : 2 0

同上に関する質疑

プログラム (* 印のものは本誌に論文が掲載されています。)

- * 1) 情報量スペクトルを用いた乳房 X 線写真の画質評価
大阪府立高専 松本政雄
京都工織大 金森仁志
- * 2) Computed Radiograph を用いた Dual Energy 法の検討
名 工 大 松尾啓志, 岩田 彰, 鈴木宣夫
日立メディコ 堀場勇夫
- * 3) 第 3, 第 4 世代 C T 像への散乱線の影響 — 低コントラスト被写体 —
京都工織大 井上光二, 中森伸行, 金森仁志
東大医放 竹中栄一
- * 4) エックス線断層像に含まれる障害陰影の軽減法の検討
名 工 大 伊藤清嗣, 岩田 彰, 鈴木宣夫
日立メディコ 堀場勇夫
- * 5) 改良型三次元写真機による撮像・再生実験
東大生研 濱崎襄二, 岡田三男, 宇都宮昇平, 横田和丸
- * 6) 透過電顕三次元像の画質改善の実験
東大生研 濱崎襄二, 石田洋一, 岡田三男
- * 7) C T 画像の三次元表示アルゴリズムについて
名 大 工 横井茂樹
豊橋技科大 鳥脇純一郎
- * 8) C T 装置を利用した心臓壁動態像の再構成法
名 工 大 北川弘之, 岩田 彰, 鈴木宣夫
日立メディコ 堀場勇夫
名古屋保健衛生大 宮城 裕, 菱田 仁, 沢田武司, 梶原孝彦, 古賀佑彦

会 告

—— 総 会 開 催 案 内 ——

下記のように総会を開催いたしますので御案内申し上げます。

日 時 昭和58年6月11日(土) 第76回研究会当日午後
場 所 東京大学 好仁会
議 題 (1)昭和57年度決算報告
(2)規約改正(改正案 別記)
(3)役員改選(案別記)
(4)その他

なお、総会に出席されない方は同封の委任状をお送り下さい。

—— 規 約 の 改 正 に つ い て ——

当研究会につきましては、昭和45年以来事務局を東京大学内に置き、会員諸氏の御指導御協力のもとに東大竹中、電通大長谷川常任委員の手により事務万端をとり進めて来ましたが、諸般の事情により今後の継続が困難となりました。そこで事務局を当会発祥の地大阪大学に移し、関西グループのお力により今後の会の運営をはかることを計画いたしました。また、これを機に会長・委員も変更し新指導部のもとに活力ある運営を期すこととしました。

上記に伴う規約の改正並びに会長・委員の選出については次回研究会(6月11日)のさい総会を開催し審議に附すこととしましたので、御案内申し上げます。

尚、総会に御欠席の方は同封の委任状を5月末日迄に御投函下さるようお願い申し上げます。

R.I.I 研究会

会長 高 橋 信 次

放射線イメージ・インフォメーション研究会規約(案)

第一章 総 則

- 第 1 条 本会の名称：放射線イメージ・インフォメーション研究会（略称R.I.I.研究会）と称する。
- 第 2 条 本会の目的：放射線による像の研究，解析とその応用に関して，情報理論等を通じて医学に寄与することを目的とする。
- 第 3 条 本会は，前条の目的を達するために次の事業を行なう。
- 1, 年三回以上定期研究会の開催
 - 2, 会誌の発行
 - 3, その他，委員会によって適当と認められた事業の遂行
- 第 4 条 本会は事務所を，大阪府豊中市待兼山町1の1，大阪大学医療技術短期大学部内に置く。
- 第 5 条 この規約の実行に必要な細則は，委員会の決議によって定める。

第二章 役 員

- 第 6 条 本会の円滑な運営と第一章第2条の目的達成のため会長1名，監事2名，常任委員および委員若干名を置く。
- 第 7 条 会長，監事は，本会の会員中から会員の選挙によって決定し，総会の承認を受ける。
- 第 8 条 会長は，会を代表する。
- 第 9 条 監事は民法第59条の職務を行い，本会の他の職務を兼ねることはできない。
- 第10条 委員は，会員が選任する。
- 第11条 常任委員は，会長が委員中より指名する。
- 第12条 会長，常任委員，委員，監事の任期は3年とする。
- 第13条 顧問は，会長が依嘱しこれを決める。
- 第14条 名誉会員は，本会に功労のあった人を委員会で定め，総会で承認する。

第三章 会員および賛助会員

- 第15条 本会の会員は，正会員および賛助会員とする。
- 第16条 本会に入会しようとする者は，本会の正会員または賛助会員の推薦を必要とする。
- 第17条 正会員は，第一章第2条の目的に関心を持つ個人で資格は別にこれを定めない。
- 第18条 賛助会員は，第一章第2条の目的に賛同し，その事業を援助する者，または団体とする。
- 第19条 正会員，賛助会員の会費は細則に定める。

第20条 正会員および賛助会員でなければ、本会の研究発表会に参加することはできない。

第21条 退会は自由とする。

第四章 総会、常任委員会および委員会

第22条 年1回総会を行なう。総会は会員の $\frac{1}{10}$ 以上の出席をもって成立する。

第23条 本会の事業を行なうために、常任委員により作られた常任委員会と委員により作られた委員会を置く。

第24条 常任委員会は、会の運営について審議し、その事業を行なう。

第25条 常任委員会は、会長が欠員であるか、会長に事故があるときには、会長の任務を代行する。

第26条 常任委員会および委員会は、常任委員または委員 $\frac{1}{3}$ 以上の出席をもって成立する。

第27条 規約の改定などの重要事項は、常任委員会、委員会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第五章 資産および会計

第28条 本会の資産は、会費および寄附金をもってこれに当てる。

第29条 本会の事業遂行に要する費用は、前条によって生ずる資産をもって支弁する。

第30条 本会の収支決算は、常任委員会が作成し、委員会の審議を経て総会の承認を得るものとする。

第31条 本会の会計年度は、4月1日より翌年3月末日までとする。

第六章 規約の変更ならびに解散

第32条 本会の規約の変更は、常任委員会及び委員会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第33条 本会の解散は、常任委員会および委員会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第34条 本会の解散に伴う残余財産は、委員会の議決を経て処理方法を決定し、総会の承認を得るものとする。

この規約施行についての細則は常任委員会の決議を経て別に定める。

細 則

第1条 正会員の会費2,000円/年、賛助会費60,000円/年（2分割払い）とする。

第2条 会費を2年以上滞納したときは原則として退会とみなす。

————— 役 員 改 選 案 —————

昭和58年度以降の役員候補者は次の通りです。（50音順）

会長候補 内田 勝（岐 阜 大）

監事候補 速水昭宗（阪 大），光田秀雄（大阪市大）
委員候補 飯沼 武（放医研），金森仁志（京工織大），木下幸次郎（三井記念病院），
佐々木常雄（名大），佐藤孝司（京 大），佐柳和男（キャノン），
杉本 博（東 芝），高野正雄（富士フィルム），滝沢正臣（信州大），
竹中栄一（東 大），津田元久（島 津），中森伸行（京工織大），
長谷川伸（電通大），三浦典夫（化成オプトニクス），矢仲重信（日立メディコ），
山崎 武（滋賀医大），山下一也（阪 大）

————— 第 76 回 研 究 会 に つ い て —————

第76回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和58年6月11日（土）
場 所 東 京

第 77 回 研 究 会 演 題 伺 い

第77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58年11月26日（土）
場 所 京 都
演題〆切 昭和58年10月29日（土）
申 込 先 〒560 大阪府豊中市待兼山町1-1
大阪大学医療技術短期大学部
山 下 一 也
TEL.06-855-1281

————— 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
鈴木 敦		帝京大学医学部附属病院放射線科
	173	板橋区加賀2-11-1
船木新壽		同上

所 属 変 更

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T F L
菅原 謙三	532	大阪市淀川区三津屋南1-1-35 (自宅)	
鳥 脇 純一郎		名古屋大学工学部電子工学科	052-481-5111
	464	名古屋市千種区不老町	⑨ 3308
斉藤 一彦		日本鋼管病院放射線科	044-333-5591
	210	川崎市川崎区鋼管通1-2-1	
嶋 孝治		愛知県知多市市民病院放射線部	
	453	名古屋市中村区大宮町3-28	
桂川 茂		岩手医科大学放射線科	
	020	盛岡市内丸19-1	
関口 昌道		放射線医学総合研究所 内部板曝研究部	
	260	千葉市穴川4-9-1	
横田 和丸	176	練馬区豊玉北5-24 内野ビル1002	



総合医用画像診断の未来へ挑戦する
サクラ医療用製品

○ 小西六写真工業株式会社

本社 / 160 東京都新宿区西新宿1-26-2 ☎03(348)8111(大代)
 関西支社 / 542 大阪市南区周防町28-1 ☎06(252)5246(大代)
 名古屋営業所 ☎052(231)6241(代) / 福岡営業所 ☎092(451)4811(代)
 札幌営業所 ☎011(261)0261(代) / 仙台営業所 ☎0222(21)1651(代)
 広島営業所 ☎082(244)5246(代) / 高松営業所 ☎0878(22)8366(代)

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

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

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京(03)292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高松 31-2726	

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 TEL03-257-1911(代)



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 東京都千代田区麴町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

センチメートルの新しい方法とそのX線写真への適用

千葉大学工学部 犬井正男, 三宅洋一, 久保走一
東京工業大学像情報工学研究施設 小門 宏

1. まえがき

写真感光材料への露光量の対数 $\log E$ とそれによって得られる写真濃度 D との関係を表わす写真特性曲線は、感光材料の特性表示、写真測光などに広く利用されている。しかし、写真特性曲線を得るには、画面中にグレイ・スケールのような輝度あるいは反射率が既知の物体が記録されている必要がある。

著者らは、このような従来からの方法とは異なっており、グレイ・スケールを用いることなしに、同一画面に対する露出の異なる2枚の写真画像から写真特性曲線を得るための新しい方法を開発し、すでに報告した。^{1,2)} この方法は、X線写真における Boot-strap 法に類似しているが、³⁾ これとはまったく独立に開発したものである。

本報告において、著者らが開発した写真特性曲線を求める方法をスクリーン・フィルム系 X線写真に適用するとともに、Boot-strap 法によって得られた結果との比較を行った。

2. 理 論

同一シーンに対する露出の異なる2枚の写真画像から写真特性曲線を得る方法を述べる。^{1,2)}

写真特性曲線の階調度 g は、定義により、

$$g = \frac{dD}{d \log E} \quad \dots\dots\dots (1)$$

である。ここに、 D は濃度、 E は露光量である。

この微分方程式より

$$\log E = \int \frac{dD}{g} + C \quad \dots\dots\dots (2)$$

となる。ここに、 C は積分定数である。

Boot-strap 法と同様に、異なる露出でステップ・ウェッジの撮影を行ない、同一シーンに対する2枚の写真画像を得たとする。³⁾ 後述するが、このときの被写体はステップ・ウェッジである必要はない。2枚の画像について、ステップ・ウェッジの各レベルの露光量の比は一定である。この比を露光量比 r とし、レベル i に対する画像1, 2への露光量をそれぞれ E_{1i} , E_{2i} とすると、

$$E_{2i} = r E_{1i} \quad \dots\dots\dots (3)$$

である。このときの2枚の画像の濃度を、それぞれ D_{1i} , D_{2i} とする。これらの濃度間の平均階調度 g_i は、

$$g_i = \frac{D_{2i} - D_{1i}}{\log r} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$(i = 1, 2, 3, \dots, n)$$

である。ここに、 n はレベル数である。この平均階調度 g_i と等しい階調度に対応する濃度 D_i は D_{1i} と D_{2i} の間に存在するから、

$$D_i = \frac{w_{2i} D_{1i} + w_{1i} D_{2i}}{w_{1i} + w_{2i}} \quad \dots\dots\dots (5)$$

とする。ここに、 w_{1i} , w_{2i} は重み係数であり、 D_i は D_{1i} と D_{2i} の間を $w_{1i} : w_{2i}$ に内分する。これらの関係を図1に示す。

式(2)から、レベル i に対する露光量の対数は、

$$\log E_i = \int_0^{E_i} \frac{dD}{g_i} + \epsilon \quad \dots\dots\dots (6)$$

となる。定数 k の存在は $\log E_i$ が相対値しか得られないことを意味する。

式(5), (6)によって, 2枚の画像の濃度および露光量から, 露光量の対数とそれに対応する濃度の関係を, すなわち, 写真特性曲線を得ることができる。

ステップ・ウェッジだけでなく, 一般被写体の写真画像に対しても, この方法を適用することができる。このとき, シーン中の n 点の位置にお

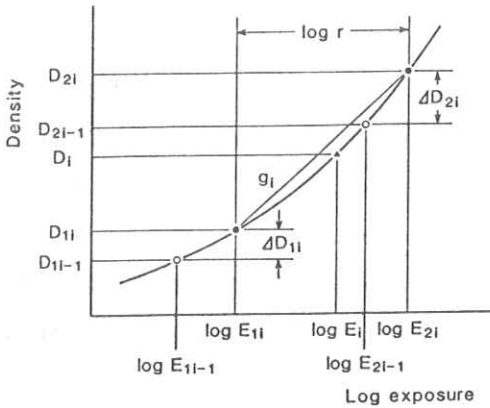


図1 写真特性曲線とこの研究において用いられる変数

表1 シミュレーションに用いた5種のスクリーン・フィルム系

Screen-film system	D_m	D_f	$\log s$	a
X-omatic regular - XRP	3.29	0.17	-0.63	1.96
Lanex medium - OG	3.58	0.15	-0.60	2.05
Lanex fine - OH	3.16	0.22	-0.54	1.70
Lanex regular - OH	3.25	0.22	-0.09	1.66
imaginary system	3.30	0.20	-0.60	2.00

る2枚の画像の濃度を用いる。または, ノイズすなわち粒状度の影響を除去するため, 2枚の画像における濃度の累積頻度分布を求め, n レベルの累積頻度に対応するそれぞれの画像の濃度を用いる。

3. X線写真への適用

前述の方法を高コントラストなX線写真に適用するにあたり, 露光量比の最適な値, 式(6)の数値積分の方法, そして式(5)における重み係数の定め方を検討しておく必要がある。そこで, 写真特性曲線の数式モデルを用いて, これらを定めるためのシミュレーションを行った。

3.1 シミュレーションの方法

X線写真の写真特性曲線の数式モデルとして, 次式を用いた。^{4,5)}

$$D = \frac{D_m - D_f}{1 + (sE)^a} + D_f \quad \dots\dots\dots (7)$$

ここに, D_m は最大濃度, D_f は最小濃度, s は感度因子, そして a は階調度因子である。著者らが用いてきた3種の数式モデルのなかで, この数式モデルは, X線写真に対して最も良好な結果を示し

た。5種のスクリーン・フィルム系の写真特性曲線について, シミュレーションを行った。各系に対するパラメーターの値を表1に示す。仮定の系の値は $\log s$ を除き, 実際の系の

平均的な値とした。仮想の系の写真特性曲線を、図2に示す。

シミュレーションは、つぎのように行った。まず、レベル数は $n=20$ 、つぎのレベルとの露光量の対数の差は $\Delta \log E = 0.2$ とした。つぎに露光量比 r を定め、各レベル i の露光量 E_{1i}, E_{2i} に対する濃度 D_{1i}, D_{2i} を、数式モデルを用いて得た。これらの値から、前述の方法を用いて、式(5)、(6)から濃度と露光量の対数を求めた。

式(6)から明らかなように得られた露光量は相対値であるから、その値の対数と真の露光量の対数との差は一定であることが望まれる。そこで、この差が一定となるような条件を求めた。

なお、次節以降の各節において、調べている条件以外の条件は、他の節で決定された条件を用いた。5種のスクリーン・フィルム系に対してシミュレーションを行ったが、結果はほとんど同じで

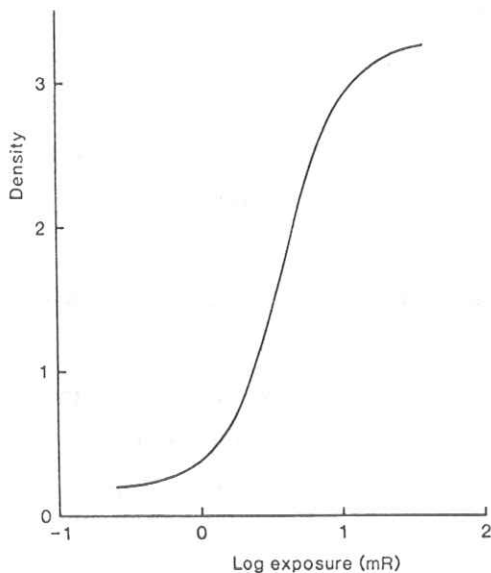


図2 仮想の系の写真特性曲線

あった。そのため、仮想の系に対する結果のみを示す。

3.2 露光量比

式(4)によって得られる平均階調度 g_i は、露光量比の対数 $\log r$ の絶対値が小さいほど、階調度に近くなる。そのため、 $\log r$ は0に近いことが望ましい。 $\log r$ を変化させたときの、式(6)によって得られた露光量の対数とその真の値との差を、図3に曲線で示す。ただし、この差は相対値のみが必要であるため、各曲線は縦軸方向に適当に平行移動されている。各曲線内における差が一定であること、すなわち、曲線が横軸と平行な直線となっていることが望まれる。

濃度 D_{1i}, D_{2i} を小数点以下2桁に丸めたばあい、同様なシミュレーションの結果を、図3においてドットで示す。 $\log r$ が小さいほど、直線から大きく離れ、誤差による影響が大きいことがわかる。

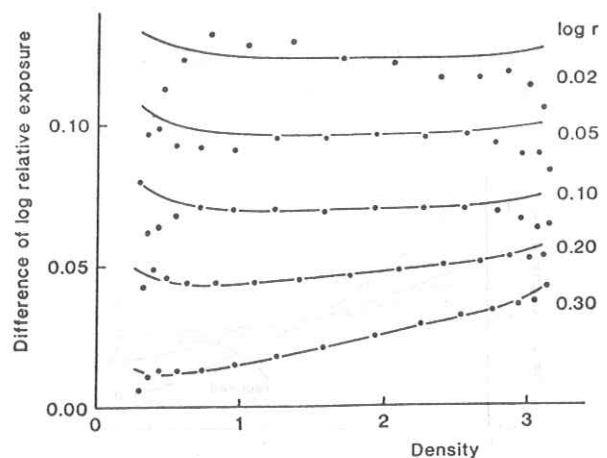


図3 露光量比の変化にともなう、露光量の対数の計算値とその真の値との差。曲線は濃度を丸めたときの、ドットは丸めなかったときの結果を示す。

以上の結果から、露光量の相対値がより正確に得られ、誤差の影響が比較的小さい、 $\log r = 0.1$ となるような露光量比を用いることとした。

3.3 積分の方法

濃度 D に対する階調度 g の曲線は、上に凸である。このため、 $1/g$ の曲線は下に凸となるから式(6)における数値積分に台形則を用いると、露光量の対数 $\log E_i$ は、真の値よりやや大きくなってしまふ。この積分は濃度に対して行われるが、濃度値は等間隔ではない。そのため、この積分に Simpson 則を用いると、計算がやや複雑になる。

式(6)の積分に台形則および Simpson 則を用いたときの、求められた露光量の対数とその真の値

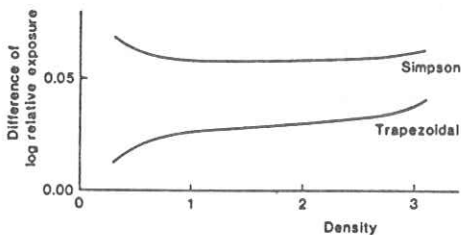


図4 2種の数値積分法によって求めた露光量の対数とその真の値との差

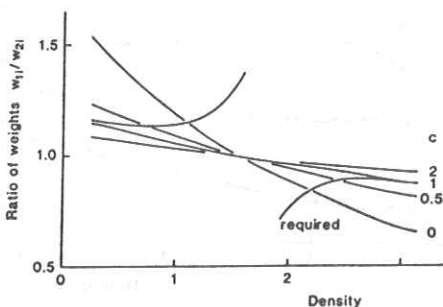


図5 式(10)における c の変化にともなう重み係数の比、および必要とされる重み係数の比

との差を、図4に示す。台形則を用いたとき、 $\log E_i$ が大きくなる傾向が顕著である。このため、計算はやや複雑となるが、式(6)の積分に Simpson 則を用いることとした。

3.4 重み係数

前述の新しい方法において、実験的に得られるデータは、露光量比 r と濃度 D_{1i}, D_{2i} のみである。そのため、階調度 g_i に対応する濃度 D_i を求めるのに用いられた式(5)における重み係数 w_{1i}, w_{2i} は、これらのデータから得なくてはならない。

濃度のデータから、

$$\Delta D_{mi} = D_{mi} - D_{m(i-1)} \quad \dots\dots\dots (8)$$

$(m = 1, 2)$

$$w_{0i} = \Delta D_{1i} + \Delta D_{2i} \quad \dots\dots\dots (9)$$

とし、重み係数を

$$w_{mi} = C \cdot w_{0i} + \Delta D_{mi} \quad \dots\dots\dots (10)$$

とした。式(10)の右辺に第2項がないと、重み係数 w_{1i}, w_{2i} は等しく、式(5)から得られる濃度 D_i は、 D_{1i} と D_{2i} の中点となる。 D_i は、写真特性曲線の傾き、すなわち階調度が大きい方に、図1における例では D_{2i} の方に、近くなくてはならない。式(9)の右辺第1項は、階調度の大きい方に D_i を移動させるための項である。その移動する大きさは、係数 c に依存する。

階調度が式(4)から得た g_i となるときの濃度を、式(7)を $\log E$ で微分した式から直接求めた。その濃度を D_{1i}, D_{2i} から得るために必要な重み係数の比 w_{1i}/w_{2i} を求めた。また、式(10)における係数 C の値を変化させたときの重み係数の比を求めた。これらを図5に示す。

この図より、中間の濃度部を除いて、 $C = 1$ のとき、必要とされる値に近いことがわかる。その

ため、 $C = 1$ としたときの重み係数を用いることにした。

4. 実験および結果

2種のスクリーン・フィルム系に対して、前述の新しい方法を適用した。これらの系は、表1に示される系の一部と同じであるが、フィルムの乳剤番号および実験実施日は異なる。

X線管の電圧を60kV、電流を50mAとし、段差1mmで25段階のアルミニウム製のステップ・ウェッジの撮影を、異なる露出で行った。X線管とスクリーン・フィルム系の距離を一定とし、照射時間を0.8および1秒とすることにより、ステッ

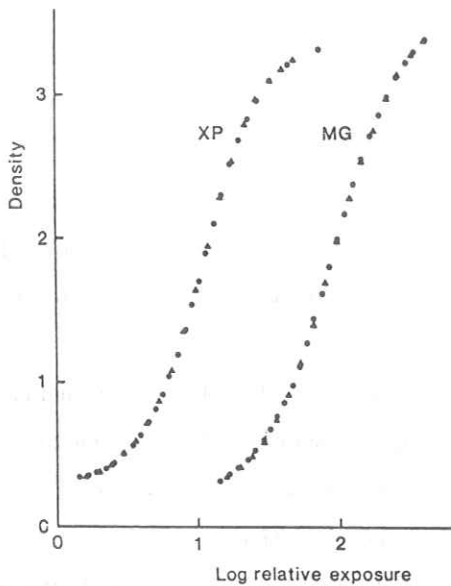


図6 2種類の方法で求めた写真特性曲線。円はこの研究において述べた方法により、そして三角はBoot-strap法により得られた結果を示す。また、XPはX Omatic regular-XRP system, MGはLanex medium-OG systemである。

プ・ウェッジへの照射線量を変化させた。このとき、線量測定を行ったところ、露光量比の対数は、 $\log r = 0.087$ であった。現像後の画像から、濃度測定を行い、濃度 D_{1i}, D_{2i} を得た。これらのデータから、前述の方法によって、露光量の対数とそのときの濃度を求めた。これらを、図6に円で示す。全く同じデータからBoot-strap法によって、露光量の対数と濃度を求めた。これらを、図6に三角で示す。繁雑さを避けるため、曲線は描かれていない。

5. 検 討

この研究において決定された条件を用いて、シミュレーションを行ったときに得られた露光量の対数とその真の値との差は、図3における $\log r = 0.10$ のばあい、および図4におけるSimpson則を用いたばあいとして示されている。前述したように、この差は一定であることが望ましい。低および高濃度部において、この差は中間濃度部よりやや大きくなっている。濃度が0.30のとき中間濃度との差は、約0.01である。しかし、このときの階調度は0.43であるから、濃度に関する計算誤差は、約0.004であり、非常に小さい。

図3における $\log r = 0.30$ のばあい、中間濃度部において、曲線は横軸に対して最も大きく傾いている。濃度が1と2の間における露光量の対数の差は約0.01である。この濃度間の平均階調度は3.20であり、濃度差にして約0.03すなわち約3%の誤差しかもたっていない。他のばあいは、曲線の傾きがより小さいため、それ以下の誤差であることがわかる。

シミュレーションにおける濃度を小数点以下2

桁に丸めたとき、図3に示されるように、 $\log r$ が小さくなるにしたがって、丸めの誤差が大きくなり影響している。これは、丸めの誤差が $\log r$ に反比例して階調度 g_i に影響するためであることが、式(4)からわかる。

この研究において述べた方法は、実験データを得る段階までは、Boot-strap法と同じである³⁾。つまり、Boot-strap法の特徴が、そのままこの研究において述べた方法にあてはまる⁶⁻⁸⁾

Boot-strap法は、図的方法により、露光量の対数と濃度の関係を求める³⁾。一方、この研究において述べた方法は、計算的方法のみにより、それらの関係を求める。コンピューターが手軽に利用できる今日では、後者の方が便利である。

ステップ・ウェッジへの照射線量を変化させるには、照射時間を一定とし、X線管とスクリーン・フィルム系との距離を変化させることが望ましい。これは、相反則不軌の大きさが一定であるため、その違いを考慮する必要がないためである⁹⁻¹²⁾。しかし、幾何的配置が変化するため、好ましくないときがある。

図6に示されているように、この研究において述べた方法によって求めた結果は、一般的に用いられているBoot-strap法によって求めた結果とほとんど一致する写真特性曲線をもたらす。

6. むすび

異なる露出によって得た2枚の画像から、写真特性曲線を計算的に求める方法を開発した。この方法をX線写真に適用するときの条件、すなわち露光量比、積分の方法、そして重み係数を、シミュレーションによって定めた。これらの条件を用

いて、この方法を2種のスクリーン・フィルム系に適用した。その結果、Boot-strap法によって得られたものと殆んど同じ写真特性曲線が得られることがわかった。これにより、この研究において述べた方法をX線写真に適用できることが確認された。

参 考 文 献

- 1) 犬井正男：千葉大学工学部研究報告, 30(57) 85-89(1978)
- 2) 犬井正男：日写誌, 43, 22-26(1980)
- 3) Radiograph Market Division, Eastman Kodak Co., "Sensitometric Property of X-Ray Films", Rochester N.Y., p.27
- 4) B.E.Bayer, J.L.Simonds and F.C. Williams: Photogr.Sci. Eng., 5, 35-40 (1961)
- 5) 犬井正男, 柏 修司：日写誌, 39, 123-130(1976)
- 6) A.G.Haus, L.Marsh, J.Bencomo and C.Vyborny: Proc. SPIE, 127, 76-86 (1977)
- 7) A.G.Haus: "The Physics of Medical Imaging": American Association of Physicists in Medicine, New York, pp.83-104, (1979)
- 8) L.K.Wagner, A.G.Haus, G.T.Barnes, J.A.Bencomo and S.R.Amtey: Proc. SPIE, 233, 7-10(1980)
- 9) T.H. James: "The Theory of the Photographic Process, 4th ed.", Macmillan, New York 1977, pp.133-142

- 10) B.A.Arnold, B.E.Bjarngard and H.
Eisenberg : Proc. SPIE, 127, 114-119
(1977)
- 11) 藤田広志, 浜島一男, 堀口和裕, 小寺吉衛,
内田 勝 : 放射線像研究, 7, 18-23 (1977)
- 12) J.A.Bencomo and A.G.Haus : Proc.
SPIE 173, 21-27 (1979)
- 13) 藤田広志, 安田 満, 横山三吉, 内田 勝 :
放射線像研究, 9, 42-48 (1979)

情報量スペクトルを用いた乳房X線写真の画質評価

京都工芸繊維大学

金森仁志

大阪府立工業高等専門学校

松本政雄

1. 緒言

乳房X線撮影は乳ガンの早期発見や良性、悪性の鑑別診断に利用されている。このためには、微小な石灰化像を検出せねばならない。従来はスタンダードコーンと微粒子タイプのフィルム（たとえばコダックのRP/Mなどの工業用フィルム）に直接撮影するノンスクリーン撮影法が多かった。しかし、ノンスクリーン撮影法は、一般的に焦点-フィルム間距離が非常に短いので、X線管の焦点寸法のために大きな幾何学的ぼけができる。また、感度が極端に低いため、ほとんどX線管の最高出力状態で使用しなければならない。そのため、患者の被曝線量が増大するという欠点があった。

1975年に土井^{1,2)}はロングコーンと片面増感紙と片面乳剤のフィルムを組み合わせた受光系（たとえば、デュボンのLo-dose系）を発表した。これを用いるとスタンダードコーンのRP/Mフィルム系と比較して感度が約15倍に上昇することができ、幾何学的ぼけを小さくできる。また、患者の被曝線量も減らすことができる。

今回は、土井、等が上記2種類の系で撮影した乳房X線写真の画質を、前に発表した情報量スペクトル³⁾を用いて評価してみる。また、類似の評価尺度である雑音等価量子（NEQ）と情報量ス

ペクトルとの比較も行なう。

2. 情報量スペクトル

情報量スペクトルの定義式は

$$I(\nu) = \log_2 \sqrt{1 + p(\nu)/n(\nu)}$$

である。この式からわかるように、情報量スペクトルの特徴は、画質の基本的要因であるコントラスト、ラチチュード、鮮鋭度、粒状を組み入れていることである。すなわち、

- (1) ダイナミックレンジは、ほぼフィルムガンマとラチチュードの積である。これが大きければ $p(\nu)$ が大きくなり情報量スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。
- (2) MTFは鮮鋭度を表し、この2乗が $p(\nu)$ に比例する。したがって、MTFがよければ情報量スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。
- (3) 粒状のウイナースペクトル $n(\nu)$ は第2項の分母に来るので、粒状が小さいほど、情報量スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。

結局、情報量スペクトル $I(\nu)$ は特性曲線、MTF、粒状のウイナースペクトルの特徴を総合的に組み入れた空間周波数の関数である。この情報量スペクトル $I(\nu)$ を使えば、個々の被写体の重要な周波数成分に応じて、X線写真の画質や撮影系の性能を総合的に評価し比較することができる。

3. 乳房X線写真の画質評価

以下情報量スペクトルの計算に使用する特性曲線, MTF, 粒状のウイナースペクトルの測定データ及び乳房X線写真として, 土井, 等の論文^{1,2)}のものを使用する。

図1に, 乳房X線撮影装置の幾何学的配置を示す。左はスタンダードコーンを用いたRP/Mフィルム系の系を示し, 右はロングコーンを用いたLo-doseの系を示している。

RP/Mフィルム系ではスタンダードコーンを用いるので, 焦点-皮膚間距離が28cmとなる。いま, 乳房の厚さを5cmと仮定すると, 被写体-フィルム間距離が5cmの時, 焦点の拡大率は0.18になる。同様に, スタンダードコーンの2倍の長さのロングコーンを用いると, 焦点の拡大率は0.08となる。したが

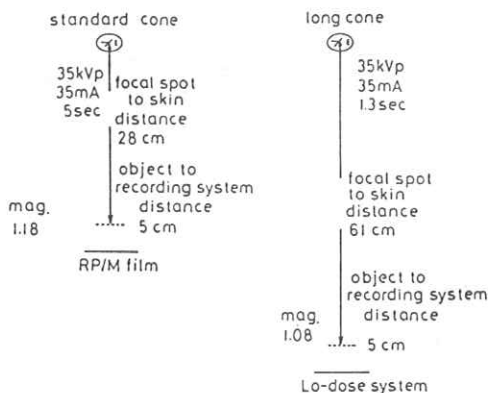


図1 乳房撮影の幾何学的配置^{1, 2)}
(左) スタンダードコーンのRP/Mフィルム系
(右) ロングコーンのLo-doseの系

Standard Cone RP/M Long Cone Lo-dose system

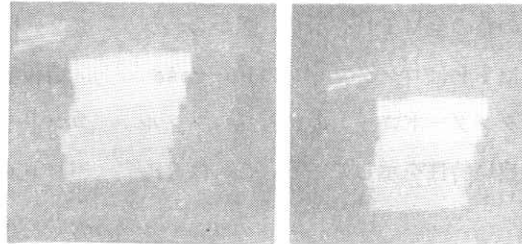


図2 テスト用被写体のX線写真¹⁾
(被写体-フィルム間距離5cm)

って, 焦点の幾何学的ぼけは約半分となる。

図2に, この二つの系を用いて撮影したテスト用被写体(メッシュとワイヤー)のX線写真を示す。左がスタンダードコーンとRP/Mフィルムの系で, 右がロングコーンのLo-doseの系である。各像の五つのメッシュの周波数は, 上から, 4, 8, 13, 16, 20mm⁻¹である。メッシュもワイヤー

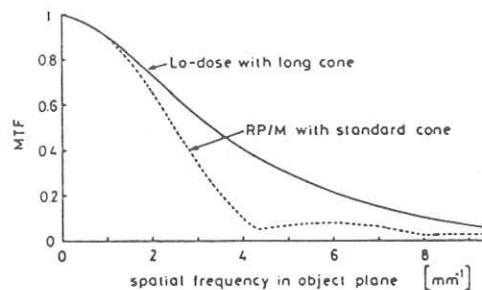


図3 スタンダードコーンのRP/Mフィルム系の系と
ロングコーンのLo-dose系のMTF^{1, 2)}

も、右のロングコーンの系の方がシャープに写っている。スタンダードコーンの系の方がよりぼけているのは幾何学的ぼけが大きいためである。

3.1 従来の評価法

土井、等はMTFを使って、この画質を以下のように評価している。

図3に二つの系の全MTFを示す。図からわかるように、全MTFはロングコーンのLo-doseの系の方がスタンダードコーンのRP/Mフィルムの方がより良い特性を示している。これはRP/

MフィルムのMTFは 10 mm^{-1} の範囲でほぼ1であるが、スタンダードコーンを用いるために幾何学的ぼけが大きく影響したためである。この2つの全MTFの比較から、ロングコーンのLo-doseの系の画像の鮮鋭度がよくなるのがわかる。

3.2 情報量スペクトルを用いた総合評価法

情報量スペクトルの計算には、MTFの他に、コントラスト、ラチチュード、粒状のウィナースペクトルも重要な因子となる。図4にRP/MフィルムとLo-dose系の特性曲線と勾配曲線を示す。

図4から、Lo-dose系の方がダイナミックレンジが広いことがわかる。

次に、RP/MフィルムとLo-dose系のウィナースペクトルを図5に示す。図5でLo-dose系のウィナースペクトルは、増感紙を用いているため全般に渡ってRP/

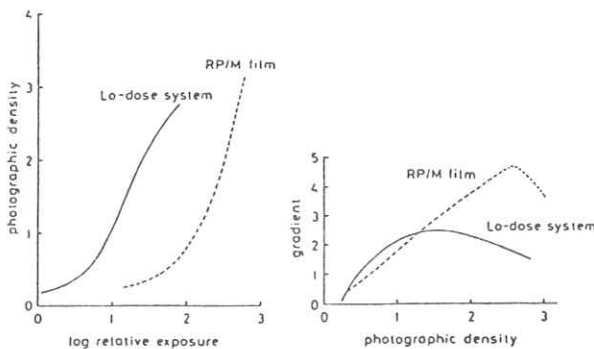


図4 特性曲線と勾配曲線²⁾

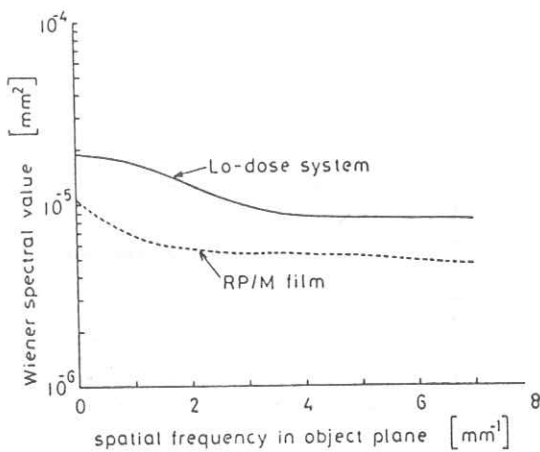


図5 RP/MフィルムとLo-dose系のウィナースペクトル²⁾

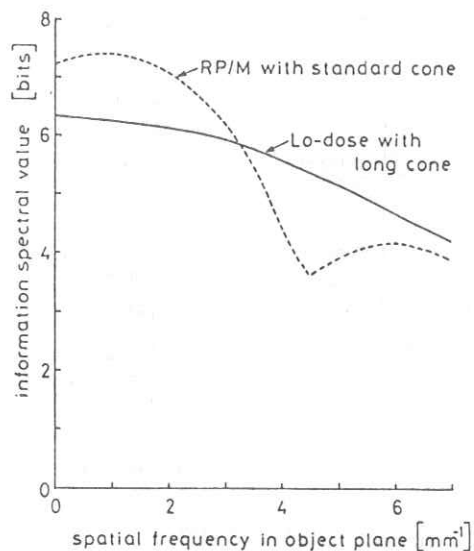


図6 情報量スペクトル

Mフィルム Weiner スペクトルに比べて値が大きくなっている。

このような全MTF, 特性曲線, 粒状のWeiner スペクトルを使って前報の方法³⁾で計算した情報量スペクトルを図6に示す。

図6を見ると, 周波数が 3.2 mm^{-1} 以下ではスタンダードコーンのRP/Mフィルムの系の値が大きくなっているが, 3.2 mm^{-1} 以上ではロングコーンのLo-doseの系の値が大きくなっている。

図2のメッシュもワイヤーも高コントラスト被写体であるから, エッジのぼけが画質に大きく影響する。このような場合には線像分布関数(LSF)のひろがりの逆数以上の高周波成分が重要である⁴⁾。焦点のLSF(文献1のFig.3)のひろがり画像面に換算すると, スタンダードコーンで $1.2 \text{ mm} \times (5/28) = 0.21$ であるから, その逆数は約 4.8 mm^{-1} である。ロングコーンではこれより高周波になる。

図6に示した情報量スペクトルを見ると, 4.8 mm^{-1} 以上でロングコーンのLo-doseの系の方が大きな値を示している。この比較結果は, 図2のX線写真の比較結果と一致する。図2のメッシュを, 周波数 $4, 8, 13, \dots \text{ mm}^{-1}$ の被写体と考えない方がよい。図2で, メッシュの周波数を $2, 1, \dots \text{ mm}^{-1}$ と低くしても, ロングコーンの方がエッジがシャープに出て画質が良くなると推定できる。メッシュは高コントラスト被写体であるから, メッシュの周波数よりも, むしろエッジの再現性の方が重要である。従って, メッシュの繰り返し周波数は低くても, 4.8 mm^{-1} 以上の高周波成分が重要である。

乳房内の石灰化部分も高コントラスト被写体で

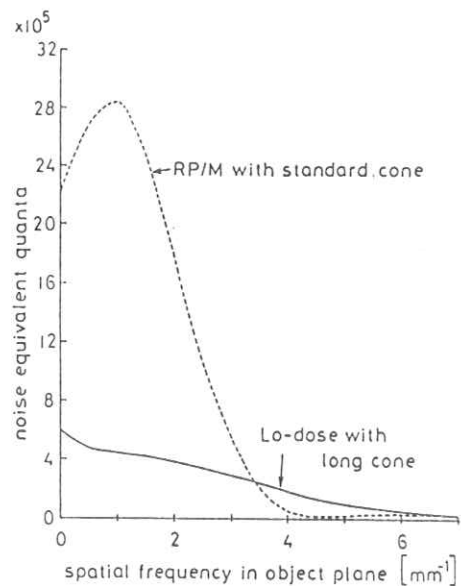


図7 NEQ

あるから同様に考えてよい。土井, 等^{1,2)}は, 実際の乳房X線写真で微小な石灰化像を検出する場合もロングコーンの系の方がよい事を確かめている(文献(1)のFig.9,13)。このことから, 情報量スペクトルを用いて実際の乳房写真の評価に成功したと云える。

4. 情報量スペクトルとNEQとの比較

情報量スペクトルと類似の評価尺度として雑音等価量子(NEQ)がある。これは次式のように, フィルム γ , MTF, 粒状のWeiner スペクトル(濃度表示)を数学的に結合した評価尺度とした周波数の関数である⁵⁾

$$NEQ(\omega) = (\log_{10} e)^2 \gamma^2 MTF^2(\omega) / n(\nu)$$

この式を使い, NEQを計算した結果を図7に示す。このNEQと情報量スペクトルの相違点を述べると,

- (1) 情報量スペクトルでは, 周波数変化に対して,

二つの系の値の差異はそれほど大きくない。しかし、NEQでは、両者の値の差異が約4～6倍と大きく、これは、図2や文献(1)のFig. 13などのX線写真の画質を評価した時の心理的差異に比べると大きすぎる。この原因は、情報量スペクトルでは、心理的な効果が物理量の対数で変化するということを反映しているのに対し、NEQでは、この事を考慮していないからである。

(2) 情報量スペクトルでは、スタンダードコーンのRP/Mフィルムの系の値も、ロングコーンのLo-doseの系の値も両方とも高周波領域まで十分に伸びているに対し、NEQでは、特にスタンダードコーンのRP/Mフィルムの系が低周波領域で急激に減少してしまっている。この事もやはり、心理的な結果と大きく異っている。

以上の点で、NEQよりも情報量スペクトルの方がX線写真の画質を評価するための尺度として、すぐれていることがわかる。

5. 結 言

- (1) 石灰化部分は高コントラスト被写体であるから、高周波側で情報量スペクトルを比較した結果テスト用被写体や乳房のX線写真の画質及び撮影系の性能を総合的に評価することができた。
- (2) 情報量スペクトルを用いた乳房X線写真の画質の評価結果は、土井、等の論文の評価結果と一致した。

参 考 文 献

- 1) A.G.Haus, K.Doi, et al : Investigative Radiology. **10**, 43 (1975)
- 2) K.Doi, K.Rossmann, and A.G.Haus : Photo. Sci. Eng. **21**, 5 (1977)
- 3) 金森, 松本 : 放射線像研究, **12**, 113 (1982)
- 4) 金森, 松本 : 日本放射線技術学会誌 投稿中
- 5) J.M.Sandrik and R.F.Wagner : Med. Phys., **9**, 540 (1982)

Computed Radiographyを用いた Dual Energy法の検討

名古屋工業大学情報工学科 松尾啓志, 岩田 彰, 鈴木宣夫
日立メディコ研究開発センター 堀場勇夫
名古屋保健衛生大学 沢田武司, 梶原孝彦 立木秀一, 古賀佑彦

1. はじめに

X線像は、現在の医療診断の中で最も広く用いられているが、従来方法で撮影された画像では骨構造の影に隠れた軟部組織病変はその特長が識別しにくくなっている。そこで本研究では既存する装置で、物質のX線吸収係数がX線のエネルギーに対して非線形であるという性質を利用したデュアルエネルギー法の基礎研究を行ない、処理の問題点および装置の技術課題を検討したので報告する。

2. デュアルエネルギー法

生体組織（筋肉や骨）や造影剤のX線吸収係数は、エネルギー依存性があり（図1参照）この性質を利用して吸収特性の差を画像化する方法が提案されている。すなわち同一部位をエネルギーを迅速に変化させて撮影し、その2つに適当な処理を行なった後、差画像を作ると吸収特性の差が画像となる。今、撮影するX線を単色と仮定する。そして、X線エネルギー120keVと80keVで撮影し、その差画像を作る。つまり80keVと120keVの間のX線吸収変化率を画像にすると、図1の筋肉のエネルギー特性と骨のエネルギー特性を

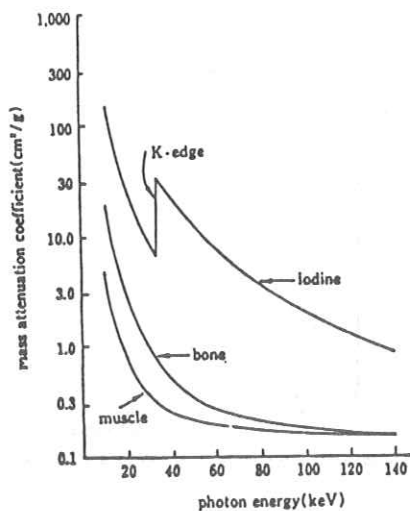


図1 X線エネルギーと質量吸収係数の関係

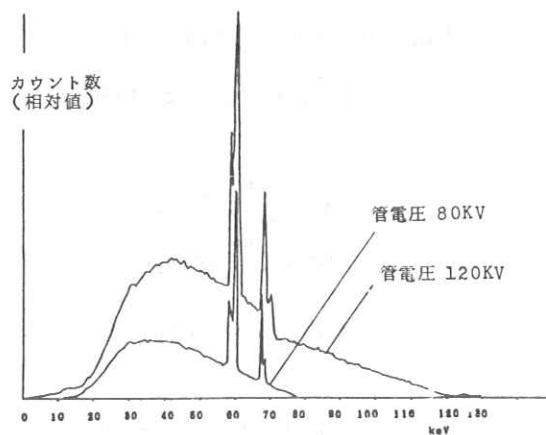


図2 管電圧変化とエネルギースペクトル

見てわかるように、変化率の小さな骨はコントラストが小さく表現され、それに比べて骨は大きなコントラストとして表現される。また画像に適当な係数をかけてやることにより骨だけの画像や、骨のない画像を作ることも可能である。

しかし現実の医用X線は、仮定したような単色X線ではなくて、図2に示すような連続スペクトルをもったX線である。図に示された2つの曲線は本研究の実験に用いた、管電圧120kVと80kVの時のX線スペクトルである。

このような連続X線を撮影に用いるため、管電圧80kVと120kVの時の実際に得られる、X線質量吸収係数は図1のグラフとは異なる。そこで、120kVと80kVの白色X線を用いた時のX線質量吸収係数を図1と図2をもとに、計算した。

管電圧80kVの時の骨のX線質量吸収係数を $\mu'_B|_{V=80}$ 、筋肉のX線質量吸収係数を $\mu'_M|_{V=80}$ 、管電圧120kVの時の骨のX線質量吸収係数を $\mu'_B|_{V=120}$ 、筋肉のX線質量吸収係数を $\mu'_M|_{V=120}$ とすると、

$$\mu'_B|_{V=80} = \int_0^{80} f_{80}(E) \cdot \mu_B(E) dE / \overline{f_{80}} \quad (1)$$

$$\mu'_M|_{V=80} = \int_0^{80} f_{80}(E) \cdot \mu_M(E) dE / \overline{f_{80}} \quad (2)$$

$$\mu'_B|_{V=120} = \int_0^{120} f_{120}(E) \cdot \mu_B(E) dE / \overline{f_{120}} \quad (3)$$

$$\mu'_M|_{V=120} = \int_0^{120} f_{120}(E) \cdot \mu_M(E) dE / \overline{f_{120}} \quad (4)$$

ただし、

$$\overline{f_{80}} = \int_0^{80} f_{80}(E) dE$$

$$\overline{f_{120}} = \int_0^{120} f_{120}(E) dE$$

$f_{80}(E)$: 管電圧80kVの時のX線エネルギースペクトル

$f_{120}(E)$: 管電圧120kVの時のX線エネルギースペクトル

$\mu_B(E)$: 骨のX線質量吸収係数(cm^2/g)

$\mu_M(E)$: 筋肉のX線質量吸収係数(cm^2/g)

式(1)(2)(3)(4)より得られた結果は

$$\mu'_B|_{V=80} = 0.72 \text{ cm}^2/\text{g}$$

$$\mu'_M|_{V=80} = 0.31 \text{ cm}^2/\text{g}$$

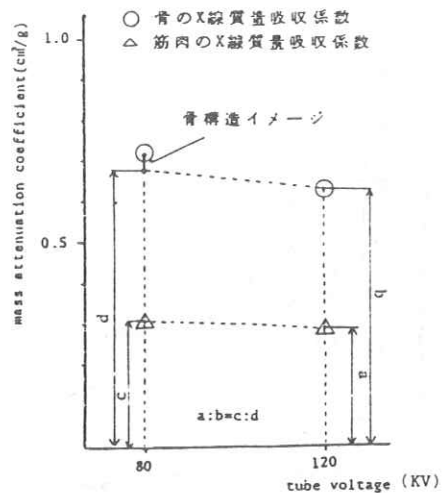
$$\mu'_B|_{V=120} = 0.63 \text{ cm}^2/\text{g}$$

$$\mu'_M|_{V=120} = 0.29 \text{ cm}^2/\text{g}$$

この4つのデータをもとにして、白色X線を用いてエネルギー差の像を求める手法を図3に示す。

ここで用いた手法は、管電圧120kVの時の、筋肉のX線質量吸収係数を a 、骨のX線質量吸収係数を b として、その比、すなわち $a:b$ を、適当な係数をかけて、 $c:d$ に変換してから、(ただし c は、管電圧80kVの時の筋肉の質量X線吸収率)80kVの時のイメージから引く手法をとった。すなわち図3の実線部分が骨構造イメージを得るための情報量である。

しかし、骨構造イメージを得るための情報量は



連続X線を用いた時の骨と筋肉のX線質量吸収係数

図3 連続X線を用いた時の骨と筋肉のX線質量吸収係数

もとの骨の情報量とくらべると約1/15しかない。この少ない情報量の中でいかに画質のよい像を得るかが問題である。

3. 実験装置

少ない情報量でよい画質を得るための条件として

- (1) 広いダイナミックレンジにわたり、直線性がよいこと。
- (2) コントラストがよいこと。
- (3) 散乱線の影響が少ないこと。
- (4) デジタル処理をするため、容易にデジタル像が得られること。

などが問題となる。

そこで本研究では、この条件に比較的適していると思われる、スリットスキャノグラフィを実験に用いた。図4にスリットスキャノグラフィの構

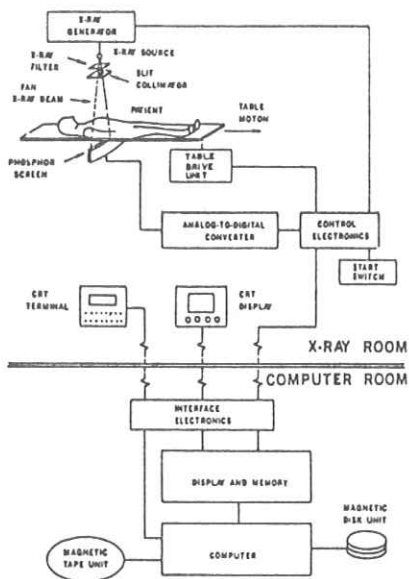


図4 スキャノグラフィの構成

成図を示す。

4. 組織像分離の方法

図5に処理手順を示す。まず画像に加わっているノイズを除去するために、ローパスフィルタ処理を行った。また高エネルギーイメージと低エネルギーイメージの撮影時間にかなりの時間差があるため、その時間内の患者の体動や呼吸のため、2画像間にずれが生じ、そのまま差画像を作ると、そのずれがアーチファクトとなり画質が悪くなる。そこでそのずれを除去するために、

相互相関関数を用いたひずみ補正を行なった。くわしくは、後に述べる。次に、前記したように画像に係数をかけて、その後2枚の画像から差画像を得ることによって、骨構造イメージを得る。軟部組織イメージは、原イメージ（高エネルギーイメージまたは低エネルギーイメージ）から、骨構造イメージに適切な係数をかけたものを引いて得る。

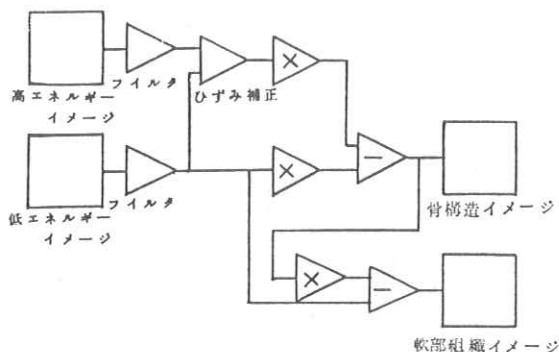


図5 骨構造と軟部組織の分離方法

5. 相互相関関数によるひずみ補正

ここでおこなったひずみ補正の方法を図6に示す。

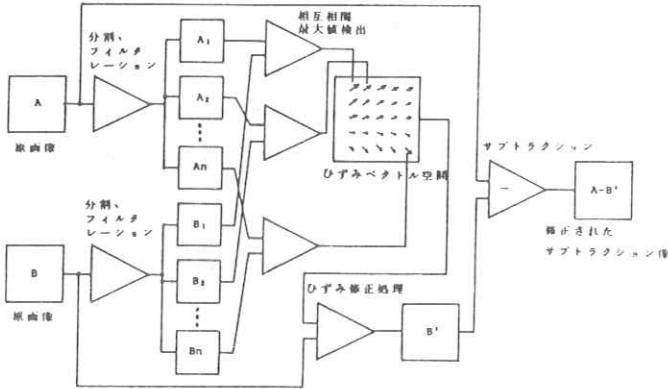


図6 デジタル画像間のサブトラクション処理におけるひずみ補正法

2つの画像 $V(N_1, N_2)$, $U(N_1, N_2)$ の間の相互相関関数 $C(m, n)$ は一般に(5)式で表わされる。

$$C(m, n) = \sum_{i=-\frac{N_1}{2}}^{\frac{N_1}{2}} \sum_{j=-\frac{N_2}{2}}^{\frac{N_2}{2}} V(i, j) \cdot U(i+m, j+n)$$

$$\text{ただし } -\frac{N_1}{2} \leq m \leq \frac{N_1}{2}$$

$$-\frac{N_2}{2} \leq n \leq \frac{N_2}{2}$$

N_1, N_2 : 画素数

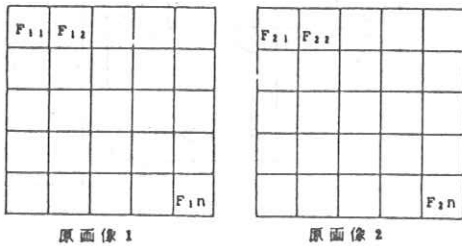


図7 画像の分割

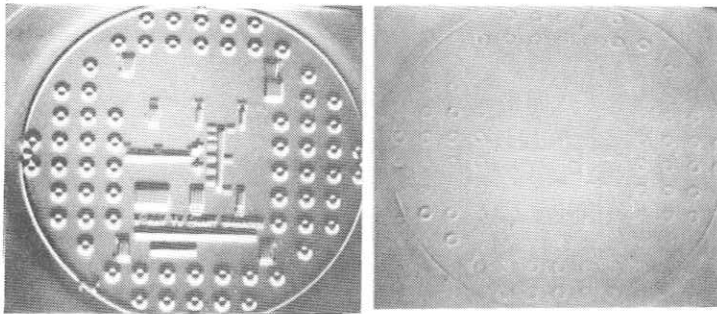
得られた相互相関関数のピーク点を見つけて、そのピーク点の中心画素からのずれを画像の移動量とする。しかし、移動量を相互相関関数でとらえた場合、すべての画素を平行移動としてとらえてしまうために、回転、拡大、縮小などの移動の補正はできない。そこで図7のように画像を分割し(ここでは 8×8 分割)、それぞれの画素 (256×256) の移動量を、分割によっておのおの得られた移動量を用いて、高次補間によってとめる方法を行った。これによって、回転、拡大、縮小などの補正も可能となった。

図8にテストパターンによって、このひずみ補正をおこなった結果を示す。

左の写真は、ひずみのある2枚の画像をそのまま引いた、単純サブトラクション像であり、白黒ペアのアーチファクトがでていることが、確認できるが、ひずみ補正をおこなったのちのサブトラクション像のアーチファクトは、著しく軽減されており、この補正の効果が表われている。

6. ファントムシミュレーション

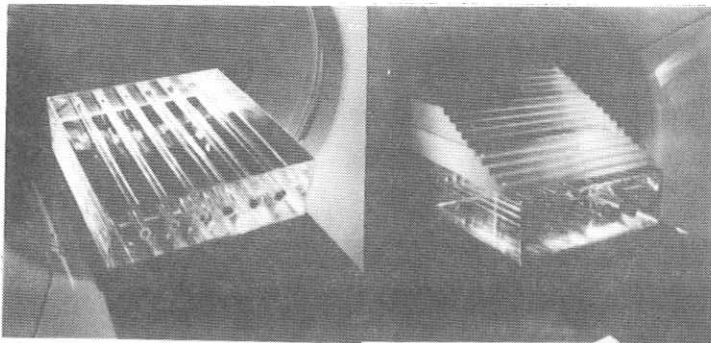
本方式の実験を、ファントムシミュレーションによって行なった。図9は実験に用いたファントムである。アクリルで作った水の容器の中に、2種類の異なった半径のパイプを挿入し、この中にヨー素系造影剤ウログラフィンを濃度を変えて充填した(写真左)。その上にアクリルでできた階段状ファントムをのせて実験した(写真右)。



(a) 単純サブトラクション像

(b) ひずみ補正された
サブトラクション像

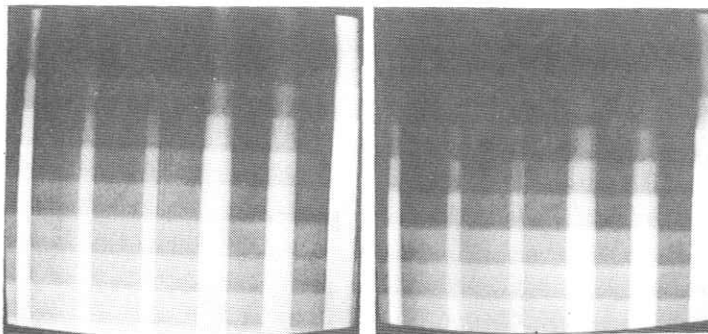
図8 ひずみ補正処理の効果
(テストパターンによる
例)



実験用ファントム

実験用ファントム+階段ファントム

図9



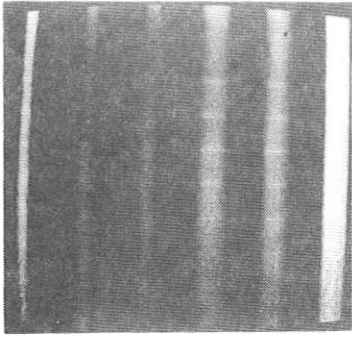
管電圧 80kV

管電圧 120kV

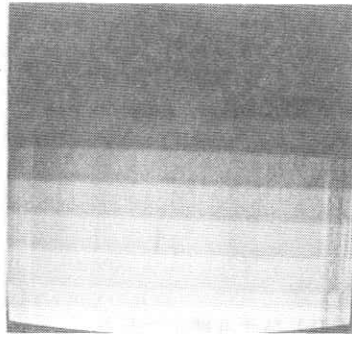
図10

図10はそれぞれこのファントムの管電圧80kVと120kVの時のスリットスキュノグラフィ像であ

る。この2枚の画像をもとにして、本方式により処理した結果を図11に示す。左の写真は、遠影剤



造影剤イメージ

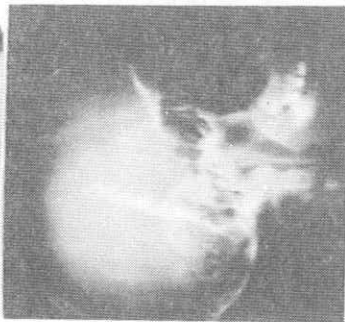


アクリルイメージ

図11

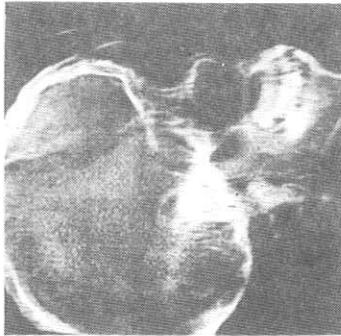


管電圧 80kV

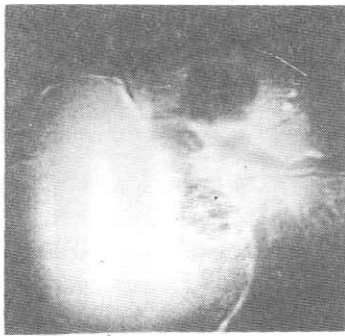


管電圧 120kV

図12



骨イメージ



軟部組織イメージ

図13

イメージであり、階段状ファントムの像が消えて 写真はアクリルイメージで、造影剤が消えている。
造影剤だけのイメージとなっている。また、右の

7. 人体によるエネルギーサブトラクション

以上の結果をもとにして、人体による実験を行なった。なお実験は、正常人で行なった。

図12は、頭部側面のスリットスキヤノグラフィ像である。それぞれ管電圧80kV、120kVで撮影して。この2枚の画像をもとに、骨構造と軟部組織を分離した像が図13である。

軟部組織イメージでは、副鼻腔、外耳道付近の空気層、脊髄の構造がわかる。

8. ま と め

(1) アクリルフェントムを用いた実験では、造影剤とアクリルの分離ができた。

(2) 人体による軟部組織像を求めた。

(3) 人体の像から骨構造をとりのぞき、軟部組織像を良好に得るためには

① X線源のエネルギー分布差を大きくする。
具体的には、よりシャープな軟線カットフィルタの使用や、エネルギー特性の異なった検出器の使用など。

② 少ない情報量から画質のよい像を得るため

に、検出能の高い検出器を用いてSNの向上。

③ 今回の結果では、体動、呼吸からくるひずみが、差画像の画質を低下させたので、それを防ぐような、体動の影響の少ない撮影方法の開発。

以上が重要な技術課題である。

参 考 文 献

1. エックス線作業主任者用テキスト、(1975)
社団法人 日本非破壊検査協会
2. Generalized image combination in dual KVP digital radiography
L.A.Lehmann, R.E.Alvarez Macovsky,
W.R.Brody: Medical Physics Vol 8
No.5 Sept/Oct (1981)
3. Computed Radiographyの評価と応用,
宮城 裕, 古賀佑彦, 沢田武司, 堀場勇夫,
矢仲重信, 福田幾夫 映像情報(MEDICAL)
Vol 13, No.3 (1981)

第 3、第 4 世代 C T 像への散乱線の影響

——— 低コントラスト被検体 ———

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 竹中栄一

1. 緒 言

現在, 全身用の C T 装置としては, 第 3 世代, 及び第 4 世代方式が主流である。この二つの方式のように, 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, 見かけ上, 吸収係数を小さく測定することになる。そこで, 散乱線が, 再構成画像に及ぼす影響が, 問題になってきた。

この問題については, Joseph と Spital¹⁾が, 散乱線の実験を行なって断層像への影響も検討し, Johns と Yaffe²⁾は, 実験と簡単な計算を行ない, また Glover³⁾は, 散乱線を, 実験と解析的に求めた。以上のいずれもが, 画像におよぼす散乱線の影響として, X 線が単色でないために起こるビームハードニング・アーティファクトと同じようにカップリングが生ずると結論している。

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い, この問題を解析した。前に, 水ファントムを使って, 第 3 世代と, 第 4 世代 C T 装置の再構成画像に及ぼす散乱線の影響を報告した。その結果から第 3 世代ではカップリングが起り, 第 4 世代では, 像が丸くなることがわかった⁴⁾

今回は被写体のコントラストが低い場合に, 散乱線が再構成像に及ぼす影響を示す。さらに, 光子数の統計変動のために生ずる検出器データの変動が再構成像に及ぼす影響を検討する。

2. 検出器データに統計変動がない場合

被検体には, 図 1 ~ 3 のように C T ナンバーが 5 で, 直径が 5 cm の異物を, 直径が 30 cm の円筒形の水の中に 7 個入れたものを考えた。臨床的には, 病変部は正常組織から変化するので, 初期には C T ナンバーが正常組織と余り変らない。C T の性能評価には C T ナンバーが -5 のファントム (xyron-bar-in-xyron) を使用しているので⁵⁾ C T ナンバーが 5 の異物を入れた。

文献 4) で水ファントムだけの場合の散乱線のデータを求めてある。今回は, 水中に C T ナンバーが 5 の異物を入れたが, その吸収係数が水と 0.5 % しか違わない。従って, 水の中に入れた異物の C T ナンバーが小さい場合には, 散乱線は, 水だけの場合と変化しないと考えてよい。以上のことから, 今回も文献 4) のデータを使って, 画像を再構成した。

画像再構成には, Convolution 法⁶⁾を使った。1 ビューあたりのサンプリング数を 500 とし, フィルタ関数として, modified Shepp and

Logan フィルタ⁷⁾を用いた。逆投影には、180 ビューで線形補間をし、pixel 数を 128×128 とした。

散乱線を考えないときの、直接線だけの断層像が図1である。水を0、空気を-1000とするCTナンバーを使い、 $[-5, 20]$ の範囲を濃淡で示してある。左側に示した白い曲線は、断層像の中央での断面のCTナンバーを表わし、左から右へ行く程

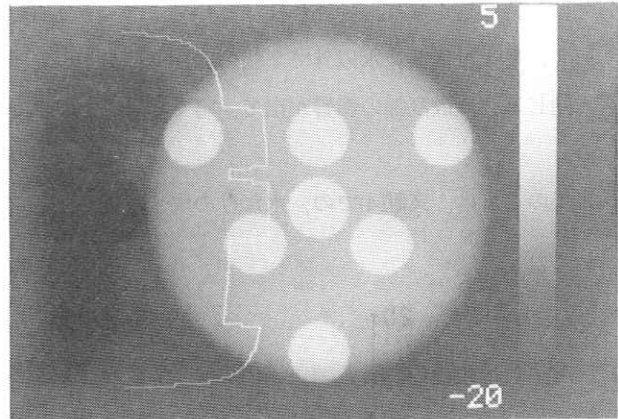


図3 第4世代の再構成像

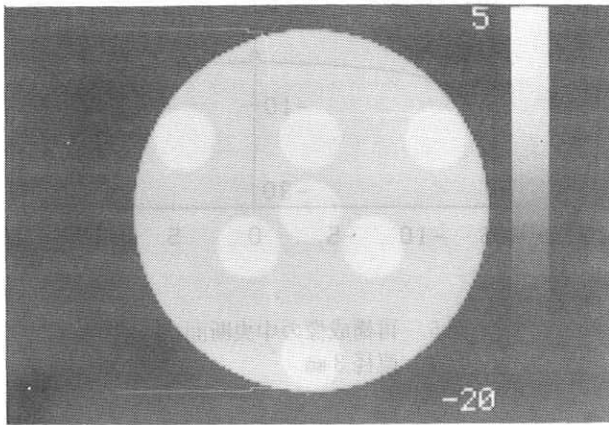


図1 直接線だけの再構成像

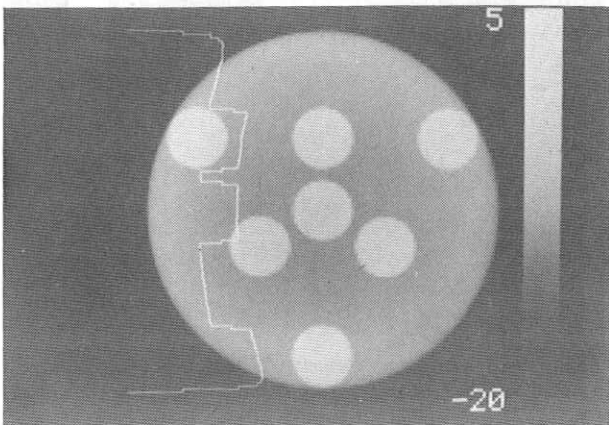


図2 第3世代の再構成像

CTナンバーが大きくなる。

CTナンバーが5の異物が、7個の白い円として現われている。それ以外の部分は水であり、直接線だけであるから、一様な値となっている。

図2は、第3世代の再構成像である。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て⁴⁾そのため、再構成像では、被検体の中央でのCTナンバーが小さくなり、図では、中央部分が暗くなる。また、散乱線の影響で、CTナンバーが全体的に小さくなり、像全体が暗くなる。

図3は、第4世代の再構成像である。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はあまり変化がなかった⁴⁾そのため、再構成像では、一様にCTナンバーが小さくなり、像が全体に暗くなる。それと共に、水ファントムの周辺部

分では、特に暗くなり、輪郭がぼけている。

第3、第4世代共に水以外で7個の異物の部分も、同じように散乱線の影響が出て、暗くなっている。

以上のことは、文献4)での、水だけの場合と同

Tナンバーの大きい方が直接線だけの場合である。

再構成像の pixel 数が 128×128 (寸法 2.6 mm) であり、しかも異物の直径が 3 mm であるから、直接線だけの場合も CT ナンバーが 5 より小さくなっている。また、散乱線を含んだ場合も、同様に、

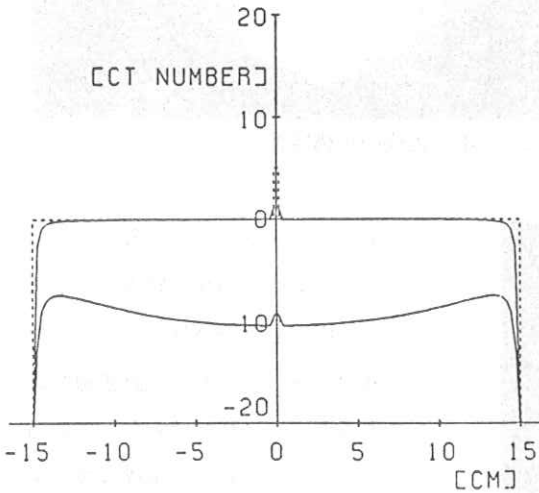


図4 再構成像の中央断面(第3世代)
直径 3 mm

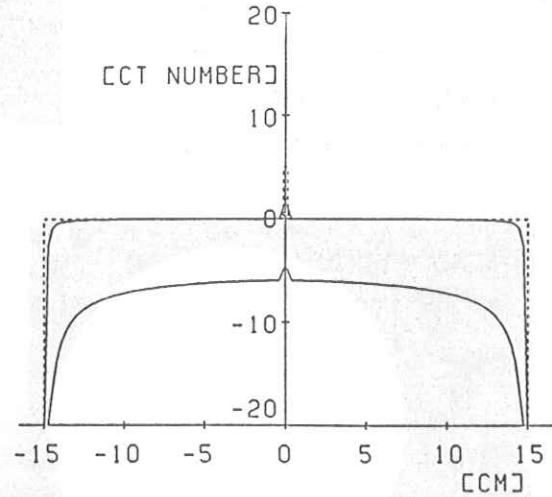


図5 再構成像の中央断面(第4世代)
直径 3 mm

様である。従って、水の中に、低コントラストの異物が入っている場合も、散乱線の影響は水だけの場合と同じであることがわかる。

次に直径 30 cm の円筒形の水の中心に、直径が 3 mm で、CT ナンバーが 5 の異物を 1 個入れた場合の再構成像の中央断面を示す。図 4 は第 3 世代で、図 5 は第 4 世代の場合である。両図とも、破線は元の形であり、実線は直接線だけの場合と、散乱線を含んだ場合とを示す。どちらも、C

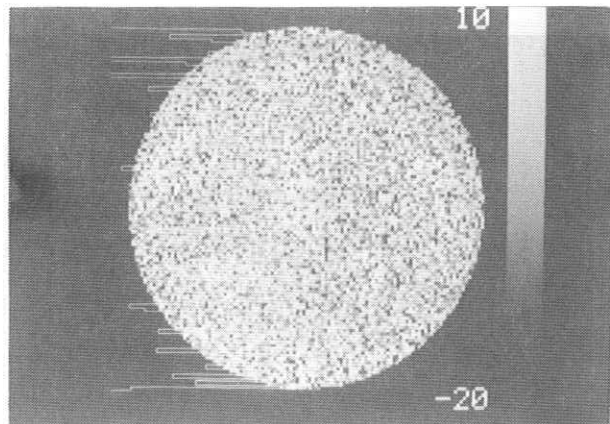


図6 統計変動がある場合の再構成像
(直接線：スムージングなし)

異物のコントラストが小さくなっている。

第3世代, 第4世代共に, 散乱線の影響は, 水だけの場合と同じであった。



図7 統計変動がある場合の再構成像
(直接線: スムージング)

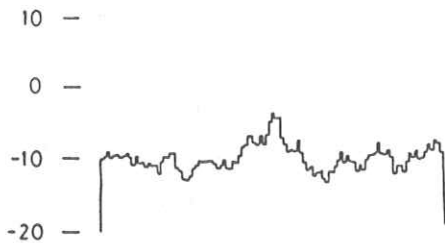


図8 統計変動がある場合の再構成像
(第3世代: スムージング)

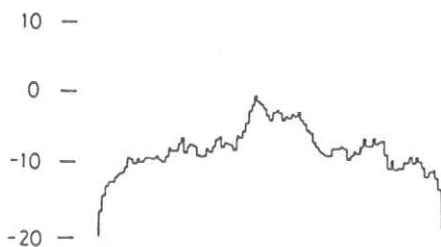


図9 統計変動がある場合の再構成像
(第4世代: スムージング)

3. 検出器データの変動の影響

実際のCT装置では, X線光子の統計変動, 等のために, 検出器に入るX線光子数がばらつく。そこで, 各検出器で検出する量(2.で使った)に, 平均値が0のガウス分布乱数を加えて画像を再構成した。標準偏差を直接線(一定値)の0.03%から1%迄変化させた。以下0.8%のときの再構成像を示す。

図6は, 直接線だけの場合である。直径が30cmの水の中央に, 直径が5cmでCTナンバーが5の異物が入っている。このままでは見づらいため, すべての再構成点の周囲25点を平均して, スムージングした像の中央断面を示す。

図7は直接線だけの場合, 図8は第3世代, 図9は第4世代の場合の再構成像である。いずれの場合も, 中央に直径が5cmでCTナンバーが5の異物が入っているが, かるうじて見えている。以上, 変動が0.8%の例を示したが, 実際の装置で検出器でのデータの変動がわかれば, 再構成像での変動を求めることができる。

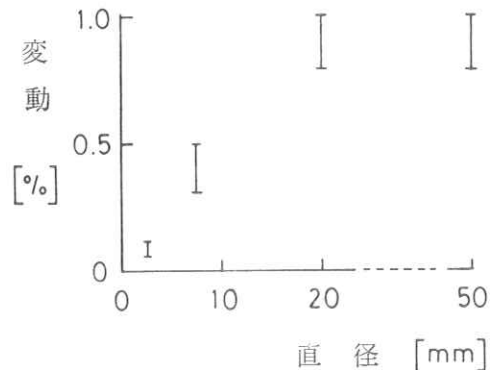


図10 小物体の直径と, 識別限界の検出データ変動の標準偏差の直接線に対する割合

図10に、CTナンバー5の小物体の直径とそれを識別できる限界の変動の関係を示した。これは、小物体像のピークと再生像の変動とを別々に求めて比較推定した結果である。直径が小さくなると小物体像のピーク値が下がるので、急激に見えにくくなる。

4. 結 言

我々は、モンテカルロ法で求めた散乱線のデータを使って、低コントラスト被検体の再構成像を作った。

その結果、第3世代、第4世代共に、低コントラスト被検体に及ぼす散乱線の影響は、被検体の水だけの場合と同じであった。これから、散乱線のデータとして、水だけの場合の結果が使えることがわかり、再構成像に散乱線の影響を消すような補正を行なう場合も、水だけの場合を考えて補正しておけばよいことがわかる。

実用的には検出器データの変動の影響も重要であり、さらに検討せねばならない。

最後に、卒業研究として、計算の一部を担当さ

れた川合 毅氏に謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) P.M. Joseph and R.D. Spital : Med Phys. **9**(4) 464 (1982) .
- 2) P.C. Johns and M. Yaffe : Med. Phys. **9**(2) 231 (1982) .
- 3) G.H. Glover : Med. Phys. **9**(6) 860 (1982) .
- 4) 井上光二, 中森伸行, 金森仁志, 竹中栄一 : 放射線像研究, **12**(2) 61 (1982) .
- 5) E. Takenaka, Y. Yagi, T. Ijnuma, M. Endo and M. Inoue : 第1回医用画像シンポジウム報文集 p57 (1982) .
- 6) G.N. Ramachandran and A.V. Lakshminarayaman : Proc. Nat. Acad. Sci. USA **68**(9) 2236 (1971) .
- 7) L.A. Shepp and B.F. Logan : IEEE Trans. Nucl. Sci. **NS-21** (3) 21 (1974) .

エックス線断層像に含まれる障害陰影の軽減法の検討

名古屋工業大学情報工学科 伊藤清嗣, 岩田 彰, 鈴村宣夫
日立メディコ研究開発センター 堀場勇夫

1. まえがき

X線CTは体軸横断断層像を得るためのシステムとして急速に普及している。X線CTにより体軸方向断層像を得るためには横断断層像を数10回にわたって計測し、これらを並べ換える方法が一般に用いられているが、この方法は被ばく線量が増大するという問題がある。体軸方向断層像を得る装置としては、フィルムを用いたX線断層撮影装置がある。この装置は希望する断層以外の断層像をぼかすことにより断層像を得る装置で、ぼけとして混入した障害陰影は本質的に除去されないため、良質の画像は得られない。また1回の計測で1断層像しか得られない。

これら従来の断層像再構成法の問題点に対し、本研究では、被検査体の3次元的連続性を有効に利用して

1. 多方向から照射されたX線投影像を各投影角度独立に取込んで、体軸方向断層像を複数枚得ること。
2. 複数の断層像間の相互補正演算、あるいは投影像からの逐次近似演算により障害陰影を除去すること。

を目的とした体軸方向断層像再構成法につき2つの方法で検討を行った。第1の方法は、水平断面上で障害陰影を軽減する水平断面反復修正法、第2の方法は垂直断面上で障害陰影を軽減する垂直

断面反復修正法である。なお本論文では水平に寝ている人体を想定して、水平断面、垂直断面という言葉で表現している。

2. 計測システム

像再構成に必要なデータを得るための計測システムを図1に示す。X線源よりX線を照射し、X線源に同期して反対方向に移動する2次元検出器により被検査体の投影像を計算機に入力する。投影像は各投影角度ごとに独立に取り込む。図に示したシステムでは被検査体に対して 180° すべての方向から投影データを得ることは困難であるため、得られるデータは角度制限データとなる。ここではこのシステムによって得られる投影像と等価な像を計算機上で発生させ、再構成法の検討を行なった。

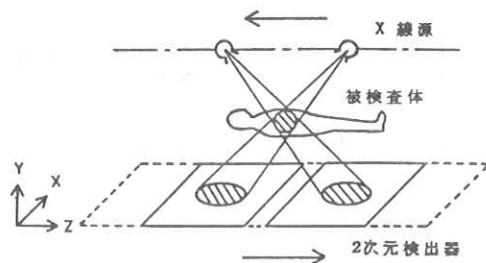


図1 計測システム

3. 被検査体モデル

シミュレーションに用いた被検査体モデルを図2に示す。大きさとX線吸収係数の異なる3つの球を図のように設定した。球2は球1,3に比べてX線吸収係数が2倍である。

水平断面反復修正法では、さらにX線吸収係数の大きい球をX、Y方向独立に置き、Y軸方向の断層を分離するための指標とした。このうち、下から4番目の指標によって切取られる断層をスライス4、6番目の指標によるものをスライス6とし、以下この2つのスライスについて再構成像を示す。

垂直断面反復修正法では像再構成に指標を用いないため、被検査体から指標を除いた。また障害陰影修正処理を垂直断面上で行うが、この様子を $X=49$ で切取られる垂直断面について示す。

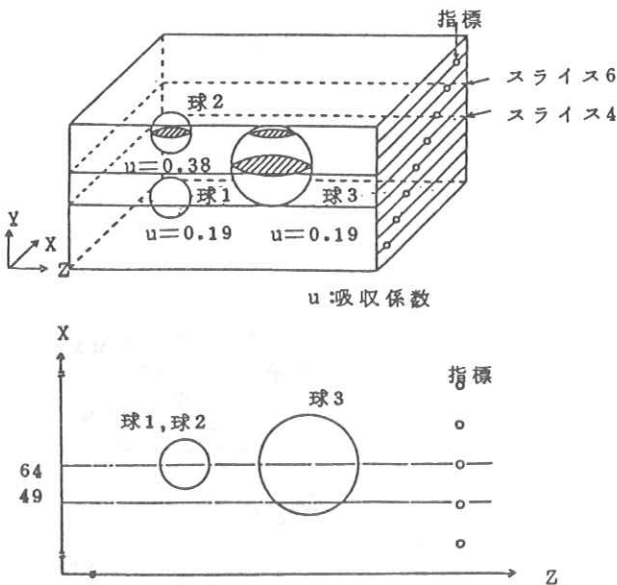


図2 被検査体モデル

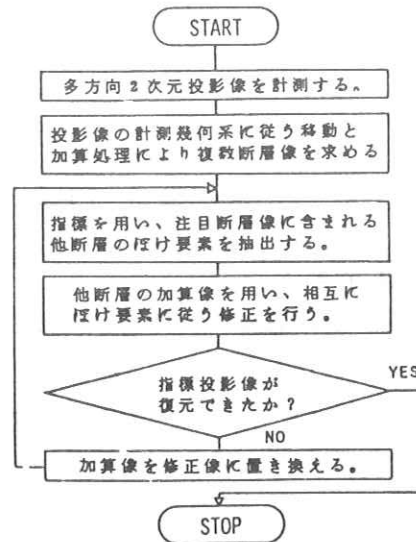


図3 水平断面反復修正法フローチャート

4. 水平断面反復修正法

4.1 処理手順

水平断面反復修正法は水平断層像間の相互演算により障害陰影を軽減する方法である。この方法のフローチャートを図3に示す。まず多方向からの2次元投影像を計測し、投影角度と走査軌跡に従う像の移動を伴った投影像の加算を行い、あらかじめ設定した複数の指標の位置における単純断層像を求める。次にこれらの単純断層像について、注目する断層像に含まれる他の断層によるばけ要素を抽出し、断層像相互のばけ要素の修正を行う。ここまでの処理が1次反復修正処理である。1次反復修正像に同様の処理を繰り返し、2次反復修

正像を求め、さらに障害陰影を軽減することを検討したが、2次反復修正像では良好な結果が得られなかったため、ここでは1次元反復修正像のみを示す。

4.2 単純断層像

図4 aは56方向からの投影像を求める断層像の指標に合わせて加算した単純断層像である。この像は、X線断層撮影装置による像に対応しているが本方式では1回の計測で複数の断層像が得られる。図で、スライス4の中央の像は球3の中心断面、左側は、スライスにはない上下の球による障

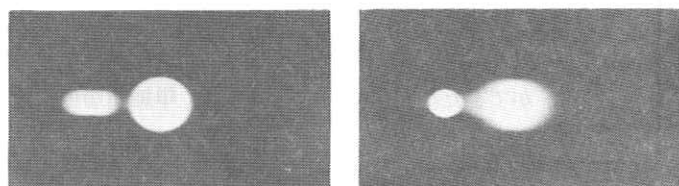
害陰影である。左の像は球2の中心断面である。このような単純断層像では良好な像は得られない。

図4 aの右側には各断層の指標像が混在しており、この状態をより明確にするため、図4 bに応答波形として示した。図のZ軸、X軸はそれぞれ写真の横軸、縦軸に対応し、図の縦軸でX線吸収係数を表わす。吸収係数は写真では輝度に対応する。図の右側の波形は、注目断層像における各指標像の応答波形で注目断層像に含まれる他の断層像の混入成分を示す。従って断層中に他の断層の指標を含まず、注目断層の指標像のみになった時、障害

陰影を含まない完全断層像が得られたことになる。

4.3 障害陰影修正像

図4 bスライス4では、単純断層像4における単純断層像1の混入の様子は応答波形b41によって示される。そこで応答波形b41と単純断層像1とのコンボリューションにより



スライス4 スライス6
図4 a 水平断面反復修正法 単純断層像

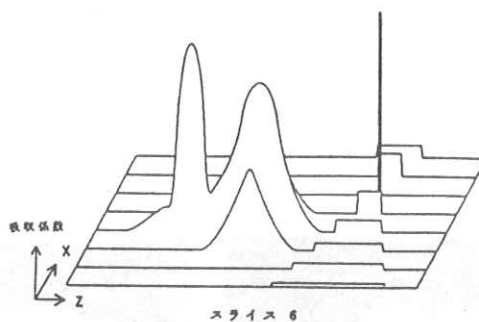
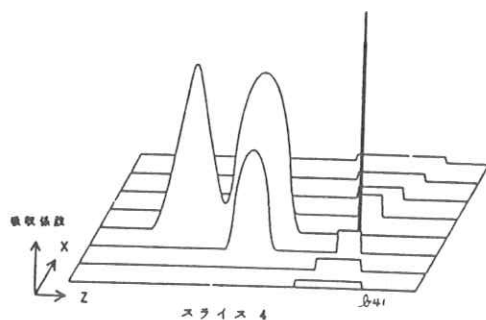
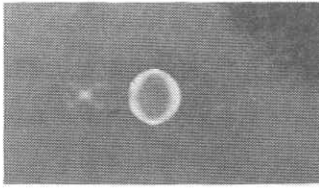


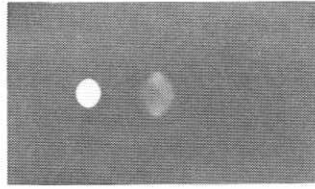
図4 b 水平断面反復修正法, 単純断層像応答波形

害陰影である。スライス6の中央の像は、球3の上部断層で、実際の断面のまわりにぼけが混入し

得られる像を単純断層像4に混入した単純断層像1のぼけ要素とした。この方法で注目断層以



スライス 4



スライス 6

図 5 a 水平断面反復修正法, 障害陰影修正像

きた。スライス 6 では球 2 と球 3 の X 線吸収係数の差が輝度の差となって表われている。しかしスライス 4 では、左側に障害陰影が残っている。他の断層の指標像の応答波形は、単純断層像に比べかなり軽減できたが、完全には除去できない。

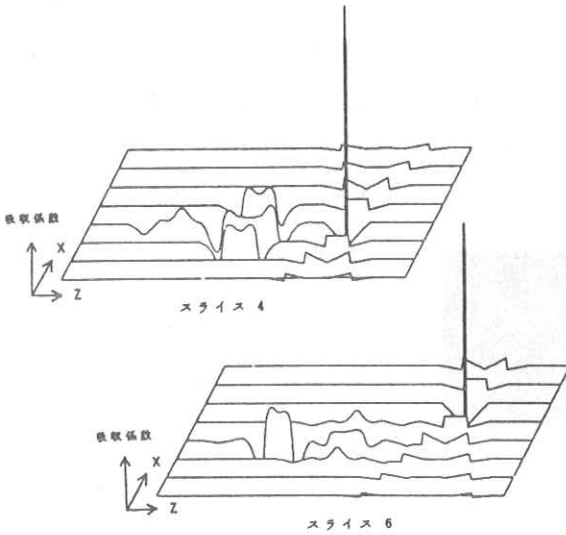


図 5 b 障害陰影修正像, 応答波形

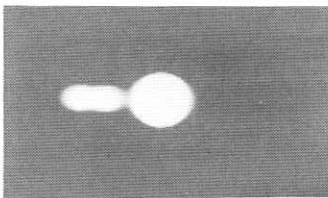
4.4 指標応答補正像

注目断層指標像が示すように、注目断層に対して引き過ぎの成分があり、これは他の断層の相互演算では本質的に回復できない成分である。そこで注目断層像がインパルスにもどるように周波数空間上で補正を行った。この結果を図 6 a, 図 6 b に示す。注目断層像をインパルスにもどすことができたが、全体の応答波形は、単純断層像に近いものとなった。しかし単純断層像に比べて応答波形誤差が減少している分だけ障害陰影を軽減できた。

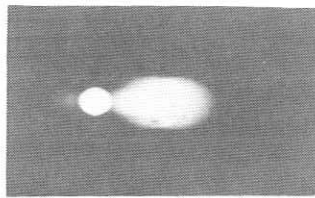
4.5 指標平均 2 乗誤差

外のすべての断層のばけ要素を抽出し、注目断層像から逐次重みを修正しながらひいた障害陰影修正像を図 5 a に、応答波形を図 5 b に示す。障害陰影修正像では、単純断層像に比べ、障害陰影が軽減でき、球の断面をより明瞭に表すことがで

水平断面反復修正法により求めた各断層像の障害陰影の軽減度を評価するために、指標平均 2 乗誤差を計算し比較した。表 1 の値は単純断層像の 2 乗誤差を 1 とした時の値である。単純断層像に対し、1 次障害陰影修正像で約 70% 障害陰影が軽減できた。しかし最上部、最下部スライスでは、



スライス 4



スライス 6

図 6 a 水平断面反復修正法, 指標応答補正像

良好な結果が得られなかったことがわかる。これはそのスライスの上下のスライスの情報が均等に得られなかったためと考えられる。また 2 次反復修正では、指標応答補正の際の補正関数に特異点が生じたため、良好な結果が得られなかった。

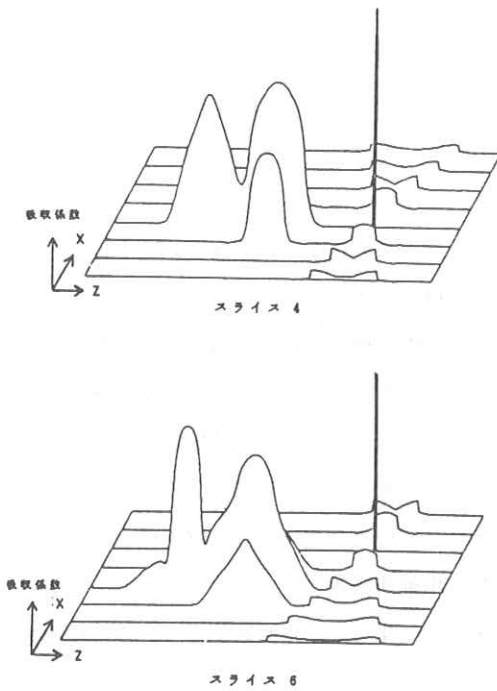


図6 b 指標応答補正像応答波形

表1 水平断面反復修正法
単純断層像に対する指標平均2乗誤差

水平断面反復修正法
単純断層像に対する指標平均2乗誤差

スライス	1次障害陰影修正像	1次指標応答補正像
1	0.39	3.47
2	0.30	0.90
3	0.29	0.81
4	0.29	0.80
5	0.29	0.80
6	0.29	0.81
7	0.30	0.87
8	0.39	3.74

4.6 反復修正演算子

次に処理の高速化を検討した。これまでの修正処理はすべて各断層像の線形演算であるため、修正処理を1つの演算子で表すことができる。そこ

で処理系のインパルス応答を調べることにより、この演算子を求めた。図7の g'' がスライス4に対する障害陰影修正演算子、 g' が指標応答補正演算子である。単純断層像 j を S_j ($j=1 \dots 8$)とすると

$$I_i = \sum_{j=1}^8 g''_{ij} * S_j \quad (* \text{はコンボリューション})$$

の演算により、障害陰影修正像 i (I_i)が得られることを確認した。同様の方法で g' を用い、指標応答補正像も得られる。このように演算子を用いることにより、反復修正処理を行わずに結果が得られるため、処理を大幅に高速化することができた。

4.7 水平断面反復修正法のまとめ

水平断面反復法の結果をまとめる。

1. 多方向2次元投影像から体軸方向複数断層像を再構成した。

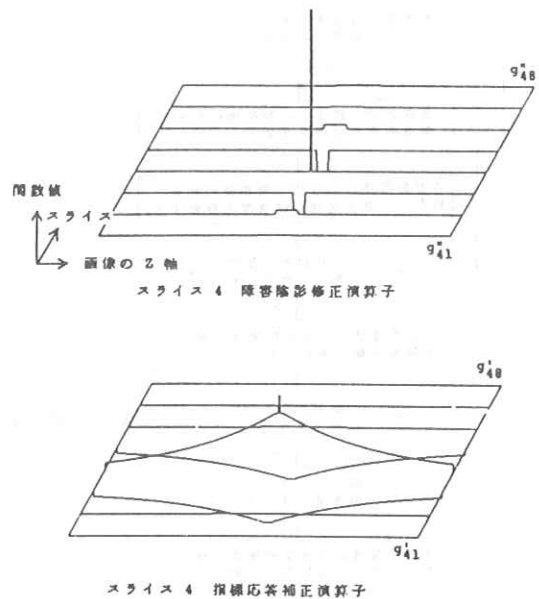


図7 反復修正演算子

- 単純断層像に対し、1次障害陰影修正像で約70%障害陰影を軽減できた。
- 障害陰影修正像では、単純断層像で識別できなかった被検査体の輪郭、X線吸収係数の差が識別可能になった。

一方水平断面反復修正法では、4.5節で示したように高次反復修正により、画像が収束しないことが最大の問題点であった。そこで、次に反復修正による収束性が保証されている方法として、垂直断面反復修正法の検討を行った。

5. 垂直断面反復修正法

5.1 処理手順

垂直断面反復修正法は、垂直断面上で投影デー

タに対する逐次近似を行うことにより障害陰影を軽減し、垂直断面から水平断面に並べかえて、目的とする断層像を構成する方法である。図8aにこの方式のフローチャートを、図8bに解説図を示す。

1次反復修正により障害陰影の除去が十分でない場合、さらに高次の反復修正処理を行い、障害陰影を軽減する。高次反復修正の前処理として各障害陰影修正像に2次元低減フィルタをかけ、これらを垂直断面に並べ換え、高次反復修正処理の初期像とした。以下に、単純断層像、逐次近似処理による2乗誤差の収束過程、そして反復修正を2回行って得た2次障害陰影修正像を示す。

5.2 単純断層像

図9は、すべての垂直断面について逆投影像を

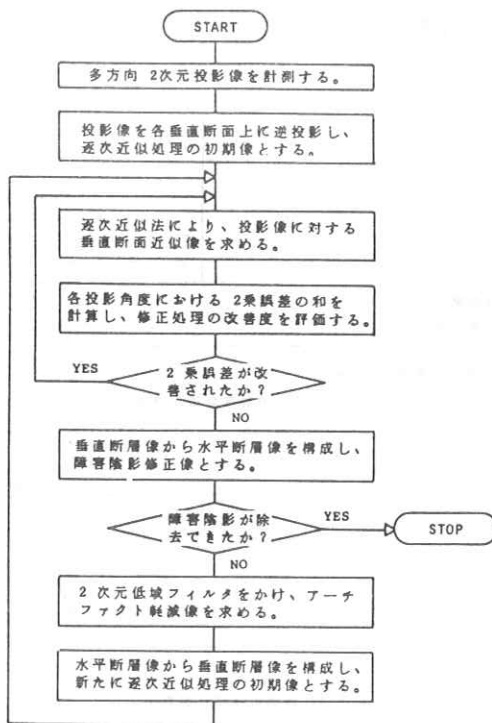


図8a 垂直断面反復修正法フローチャート

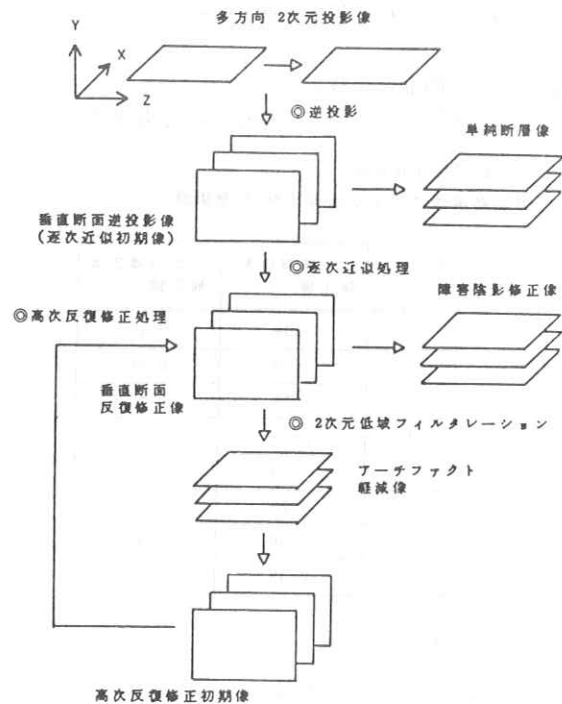


図8b 垂直断面反復修正法解説図

求め、これらを水平断面に並べ換えた単純断層像である。この像は水平断面反復修正法による単純断層像と本質的に同じものである。

5.3 逐次近似処理

逐次近似処理による障害陰影改善の様子を図10に示す。図10 aは被検査体の投影データを垂直断面上に逆投影した像である。この像を初期像として投影データとの逐次近似を行い、障害陰影を軽減した。逐次近似は投影データとの2乗誤差が収束するまで行う。

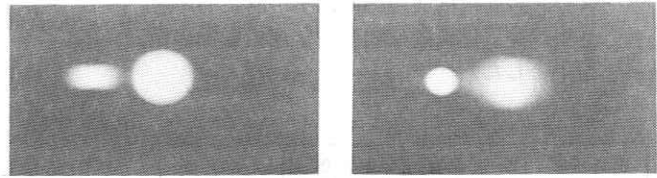
図10 bは5回逐次近似を行って得た垂直断面反復修正像である。逆投影に比べ大幅に障害陰影を軽減することができた。投影データとの2乗誤差で初期像（逆投影像）に対して8%とすることができた。

5.4 2次障害陰影修正像

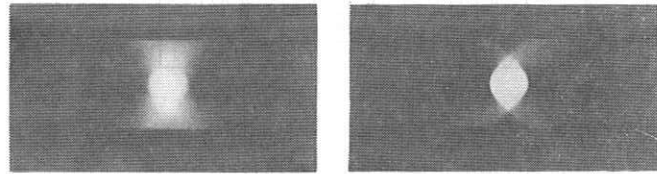
反復修正処理を2回行い得られた2次障害陰影修正像を図11に示す。単純断層像で見られた球の両側に広がった障害陰影をほとんど除去でき、球の断面の輪郭、X線吸収係数を明瞭に表すことができた。また球内のX線吸収係数の分布も一様に示されている。しかしスライス4では、球1、2の障害陰影が残っているなど、障害陰影の除去は完全ではない。また球の表面の両側に計測方向に広がった、負のアーチファクトが見られる。

5.5 投影データに対する2乗誤差

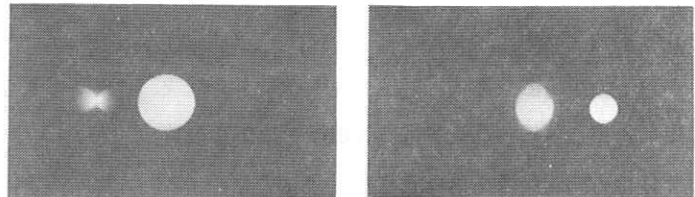
ここで反復修正処理の各段階における垂直断面再構成像の投影データに対する2乗誤差を表2に



スライス4 スライス6
図9 垂直断面反復修正法単純断層像



(a) 逐次近似初期像 (b) 5回逐次近似像
図10 垂直断面反復修正法



スライス4 スライス6
図11 垂直断面反復修正法2次障害陰影修正像

示し、反復修正処理による像の改善度を比較した。

逆投影像に対する改善度は2次障害陰影修正像で平均97.1%で、大幅に誤差が改善されたことがわかる。

5.6 垂直断面反復修正法のまとめ

垂直断面反復修正法の結果を以下にまとめる。

1. 多方向2次元投影データから体軸方向複数断層像を再構成した。
2. 垂直断面における逐次近似処理により、初期像（逆投影像）に対し、2次障害陰影修正像で

表2 垂直断面反復修正法
各垂直断面再構成像の投影データに対する
2乗誤差（逐次近似初期像=逆投影像の値
を1とした）

垂直断面 の Y座標	1次反復 修正像	2次反復 修正初期像	2次反復 修正像
46	0.028	0.53	0.020
49	0.040	0.37	0.028
52	0.046	0.52	0.042
55	0.034	0.33	0.026
58	0.033	0.33	0.023
61	0.036	0.30	0.025
64	0.037	0.29	0.033

平均97.2% 2乗誤差を改善した。

3. 垂直断面反復修正法により、被検査体の輪郭
X線吸収係数が明瞭に表された体軸方向断層像
を再構成した。

6. ま と め

以上の検討により、

1. 走査して得られた多方向X線投影像から複数
体軸方向断層像を再構成した。
2. 水平断面反復修正法では、走査軌跡に従った
断層像相互の修正処理と、被検査体に独立に設
定された指標の応答波形の補正処理により障害

陰影を軽減した。垂直断面反復修正法では、被
検査体投影像との逐次近似処理と、被検査体の
3次元的連続性を考慮したフィルタ処理により
障害陰影を軽減した。

の結果を得た。

垂直断面反復修正法では良好な断層像が得られ
たが、障害陰影の除去は完全ではない。また反復
修正演算子を求めることにより、処理の高速化が
図れると考えられる。これらの問題をさらに検討
すること。そして、被検査体の実際の投影データ
から3次元像を再構成することが今後の課題であ
る。

参 考 文 献

- (1) 医用画像処理 尾上守夫編
朝倉書店(1982)
- (2) CTスキャナ 岩井喜典編
コロナ社(1979)
- (3) R.M.MERSERAV and A.V.OPPENHIEM
"Digital Reconstruction of Multidimensional
signals from Their Projection",
Proc. of IEEE Vol.62, pp1319-1338(1974)

改良型三次元写真機による撮像・再生実験

東京大学 生産技術研究所

濱崎襄二, 岡田三男, 宇都宮昇平, 横田和丸

1. はじめに

通常照明光の下に置かれた被写体を撮像し、三次元像として再生・観察する方法の一つにレンズ板を用いる方法がある。この方法によれば、記録すべき情報量が少いことから記録媒体として普通のカラーフィルムを用いることができるほか、TV装置と組合せることにより三次元TV画像の実時間伝送も可能である。TV伝送に関しては現段階では解像度等に問題があるが、最近のこの方面の進歩は著しく将来が期待できる。また被写体のまわりより一定の角度おきに撮られた多数の写真が利用できるときには、三次元写真機を用いた再構成によって三次元像を組立てることができる。

著者らは先に、このような特色をもつレンズ板法による三次元映像直接撮像装置を考案・試作した。^{1) 3) 6)} しかしながら、その装置では、視野が狭いこと、光学的明るさが若干低いこと、距離調整ができないこと、という問題点があった。本文ではこれらの点を改善すべく考案・試作した三次元写真機の概要と、その中心をなす正逆視変換光学系(IC \bar{O})の構造、性能評価、計算機シミュレーション及び実験について報告する。

2. 写真機の概要⁴⁾

2.1 構成

図1は試作した三次元写真機の平面構成を示す。

P_i (i = 1, …, 11) は11個のDoveのプリズム(像反転プリズム)であって、中心間隔20mmで水平に配置されている。L Sはレンズ板(レンチキュラーシート: 一面は円柱面一次元配列, 他面は平面)で、その裏面は焦点面になっている。L 1, L 2は大口径レンズであって、被写体像がL Sの中心附近に結像されるように焦点距離が選ばれている。L 1, L 2とP 1, …, P 11が正逆視像変換光学系を構成している。Rは記録媒体で、普通のカラー又はモノクロフィルムを使用する。TV撮影を行う場合には、Rは拡散性の透過光型スクリーンで置き換えられる。なお、写真機には屋外撮影も可能なようにシャッターSと蛇腹、撮像される三次元像を観察するためのファインダーを備えており、全体は光学レール上に乗せられている。図2に写真機の外観を示す。

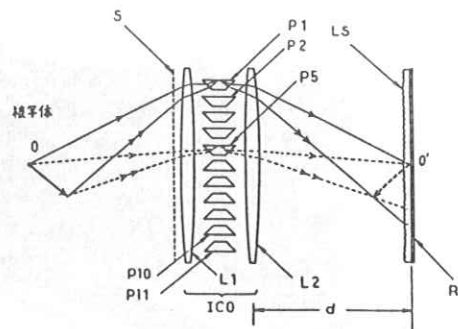


図1 写真機光学系の平面配置

2.2 結 像

図1において写真機の前方に置かれた被写体の中心Oを発した光はL1の作用によりPiにほぼ平行に入射し、プリズムの開口によって視域の標本化が行われ、11個の光束に分離されて出射するが、その際プリズムによって光線の進行方向の方向余弦の写真機の光軸と垂直な水平方向成分の符号が反転される。従ってL1とL2が同じ場合には、各光束は水平方向についてICOのプリズムの共通な対称面に関してOと対称な位置O'で交わる。つまり、正視像より逆視像への変換がなされたことになる。ただ注意すべきは、プリズムの作用によって光束が交わるということとレンズの作用によって各光束が収束するということは独立な問題であるということである。このことが像がぼける一つの要因となるので、プリズムの開口をあまり大きくすることはできない。

さて、LSの各レンズにはPiを通過した11個の光束が入射するが、LSの各円柱面に入射した光束は円柱レンズの方向選択性（フーリエ変換作用）によりその裏焦点面において水平方向に分離

した11個の点像となる。縦方向については視域の標本化は行われず、またLSの方向選択性もないから、結局、像は縦方向に連続した線像になる。LSの裏面にはRが密着して置かれているのでRには被写体の像が線像形式で記録される。Rを現像処理の後、撮影時と同じ寸法のLSを重ね、位置合わせを行い、背後より散乱光で照明すれば、LSの前方dの位置に眼を置いた観察者は再生された三次元像を観察できる。

3. 像変換光学系(ICO)⁵⁾

3.1 ICOの構成と改良点

今回試作したICOでは、従来の3平面鏡型の像変換素子を小型のDoveのプリズムで置き換え各素子当り2枚用いられたいたレンズを2枚の大口径レンズで置換した。これにより、視野の拡大とレンズ系の明るさを増大することが可能となり、また、再生像の裸眼観察を容易にし、更には写真機の構成、調整を単純化することができた。裸眼観察は、写真機の眼である像変換素子が小型になり、眼の間隔を小さく(20mm)、その個数を増や

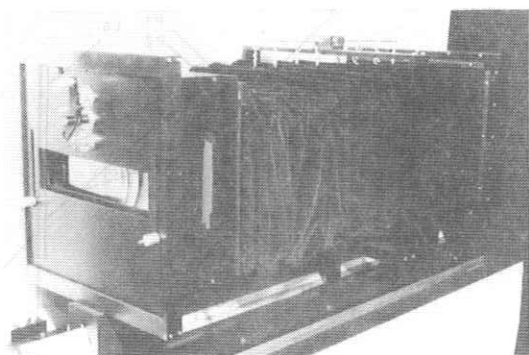


図2 写真機の外観(シャッター開放)

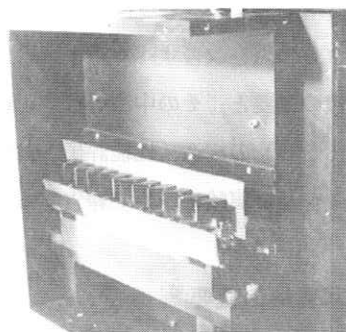


図3 プリズム群

すことができた
(11個) ことによ
って容易となっ
ている。更に、
レンズがすべて
のプリズムに共
通であるため簡
単に交換でき、
像質の劣化を考
えなければ、比
較的安価なフレ
ネルレンズを使
用することも可能である。また、焦点距離の違う
レンズを組合せることにより倍率変化(距離調整)
が可能となった。

図3はシャッターSと大口径レンズL1を除去し、プリズム群の配列が見えるようにした写真である。

3.2 Doveのプリズム

図4はプリズムの構造と光線の径路を示す。プリズムの一方の斜面上で屈折入射した光は底面で全

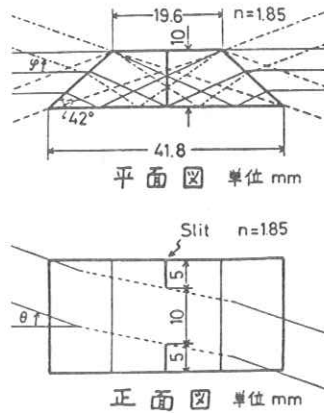


図4 プリズムの構造と光路

反射を受け、他方の斜面上で屈折出射する。このプリズムには、1回も反射されない光線および2回以上反射された光線が除去されること、視野が広いこと、視野内の色々な方向から到来する平面波に対して出射光Powerが一樣であること、などが要求される。屈折率が低い場合には出射光Powerが一樣とならないので、屈折率は高い方が好ましいが、中心附近の像の明るさは屈折率があまり高くない方が良好である。屈折率1.85のガラス材料を用いた時のこのプリズムの寸法、角度が図4に示されている。

図5には水平入射角 φ の平面波が水平入射した場合の出力Powerの角度依存性(計算値)を示す。 $\varphi = 0$ を中心とし、 $\pm 20^\circ$ 程度まではほぼ一樣とみられる。垂直方向については、図4においてプリズムの対称面に沿って切られたスリットの作用により垂直入射角 θ の $\pm 30^\circ$ の範囲にわたって一樣な出力Powerが得られるようになっている。

このプリズム材料は分散が大きいので色収差が懸念されるが、これは周知の通りプリズムの2つの屈折面(と1つの反射面)によって打ち消され

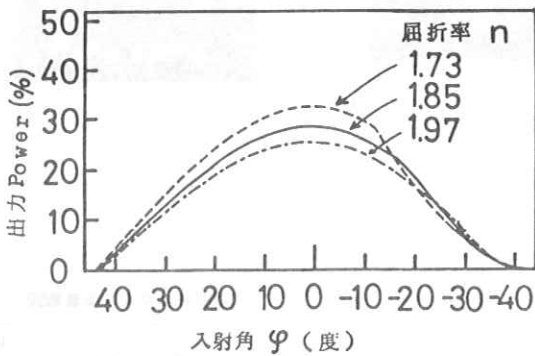


図5 出力Powerの角度依存性

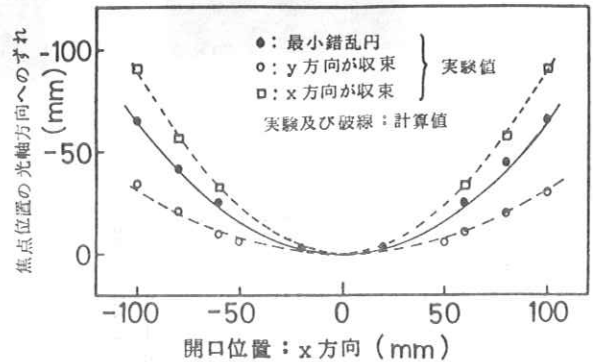


図6 球面収差による焦点位置のずれ

る。ただ出射点においては僅かな位置ずれが起きるが、これによる影響は無視できる。

3.3 大口径レンズ

このIC0ではプリズムの視野を減少させないため、すべてのプリズムに共通な大口径レンズを用いている。その作用は、被写体中心面上の1点から到来する光線がすべてのプリズムに対して平行になること、これらの光線がプリズムから出射した後に逆視像中心面上の1点に収束すること、である。大口径短焦点レンズでは球面収差が著しいため上記の要求は完全には満たされない。

図6は球面収差による光軸方向の焦点位置のずれを示す。実験では、まずPiを除去する。2枚の大口径レンズは76mmの中心間距離を隔てて置かれており、光源としてはレーザービームを絞った形の疑似点光源を用いた。また2枚のレンズの間には小さな開口を置き、結像はスクリーン上で観

察した。

まず、開口を2枚のレンズの間の光軸上に置き、光源とスクリーンを2枚のレンズの中心に関して対称に移動してスクリーン上の像が最小になる位置を見出す。実験によれば、この位置は2枚のレンズの中心から728mmとなり、この位置は2枚のレンズ系の近軸対称結像位置である。次に光源をこの位置に固定し、開口を水平方向に移動し、各開口位置に対して像が最小となるようなスクリーン位置を見つける。これをプロットしたのが図6の各点である。レンズの厚さ(約18mm)と屈折率(約1.85)は既知であるので、これと先に実験で求めた近軸結像距離を用いて計算によりレンズの曲率半径(1162mm)が得られる。これらをレンズのパラメータとして計算機により光線追跡を行い、最小自乗法により像最小の位置を求めた。その結果を実線及び破線で示す。この実験と計算では光

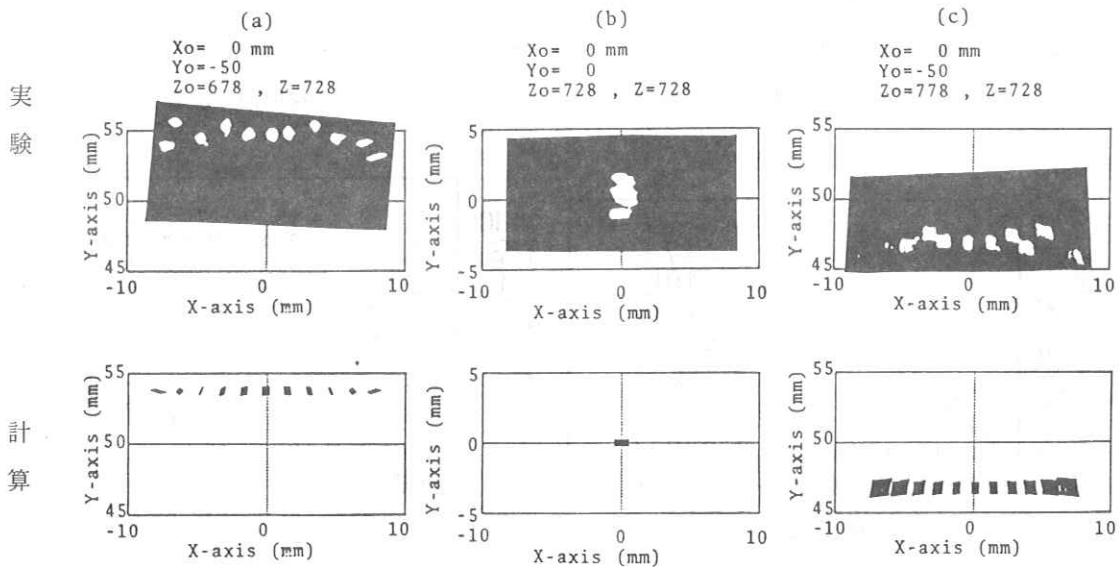


図7 スクリーン上における像の分離

源位置を固定しているため球面収差の影響は大きく現れているが、実際に撮像を行う際の収差の影響は図における値の約 $\frac{1}{2}$ になる。

また、このレンズ材料は分散が大きいため波長により焦点距離が変わり、色収差が現れる。しかし、プリズムがあることによりレンズL1とL2が同じ場合にはそれは相殺され無視できる。L1とL2が異なる場合には色収差が顕著になると考えられるが、レンズ材料を適当に選ぶことにより軽減が可能である。

4. 像の評価

4.1 スクリーン上にできる像

前節で述べたICOの性能を評価するために、計算機シミュレーションを行い、実験との比較を行った。図7はスクリーンをICOの後方に固定し、光源を被写体空間の中心から移動させたとき、ICOの各プリズムを通過した光束による像がスクリーン上で分離する様子を実験と計算を対応させて示す。ここでは、X軸を水平方向、Y軸を垂直方向、Z軸を光軸方向にとっている。 X_0, Y_0, Z_0 は光源位置、 Z はスクリーン位置である。この例は光源が光軸方向に ± 50 mm、垂直方向に -50

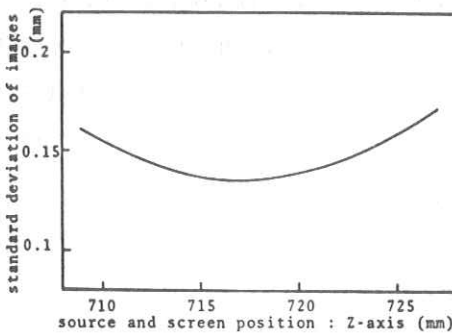


図8 光軸のまわりの像点の標準偏差

mm動いた場合であるが、このときスクリーン上で像は11個に完全に分離されている。像間隔は1mm弱でレンズ板のピッチ0.6mmより大きいから、各像はレンズ板の別々の円柱レンズに分かれて入ることになる。また各像の大きさは十分小さいので、レンズ板の裏焦点面で鮮明な線像が得られる。図の(a)では11個の像の形状が大きく変わっているが、これは光源位置からみた光源の形状、及びレンズの球面収差を反映している。この実験では、スクリーン位置をレンズ系の近軸結像位置にとっているので、実際に撮像する際に像の各点の拡がりか最小になるのはもっとICOに近い位置である。(a)において光源をICOに近づけた時、端のプリズムよりの光束が収束するのはそのためである。(c)のように光源をICOから遠ざけると各像は拡がってしまう。被写体の中心の像が最小となるような被写体位置、スクリーン位置は計算によれば717mmとなった。図7の上段の写真において像が若干不規則となっているのは、プリズムの精度と調整の誤差に起因するものである。図8は像が最小となる位置附近での像点のばらつきを示したものである。しかし、実際の撮像に当たってはこの程度のずれはほとんど影響しない。

4.2 計算機シミュレーションの方法

計算機シミュレーションに当たっては単純な幾何学的な光線追跡の手法を用いた。即ち、光源位置 (X_0, Y_0, Z_0) から方向余弦 (SX_0, SY_0, SZ_0) で発した光線について、レンズ面、プリズム面に入射するかどうかを判定し、有効なものについて反射、屈折の法則を適用して入射位置 (X_1, Y_1, Z_1) 進行方向 (SX_1, SY_1, SZ_1) を計算し光路を決定する。スクリーンに到達するまでこれをくり返す。

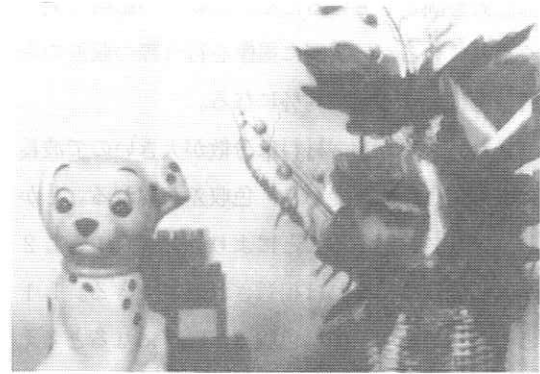
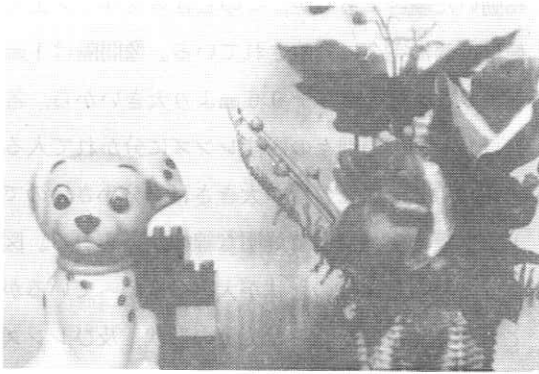


図9 再生された三次元像を左右2方向から撮ったもの

光源位置から発射される光線の方向を順次変え、ICO全面を走査し、ICOを通過したのについてスクリーンとの交点を求め、グラフィックターミナル上に表示する。それをハードコピーにとったものが図7の下段である。また、各プリズムを通過した光束による像ごとにその中心位置との標準偏差を計算する。4.1で述べた被写体の中心、スクリーン位置の最適位置を求める計算では、全光束によるスクリーン上の全像点の $x = y = 0$ のまわりの標準偏差を計算し、それが最小となるような位置を求めた。

5. 撮像実験

ファインダー面(約220mm×270mm)にはほぼ一様に明るい像が得られる。深さ方向については被写体中心より±100mm以上離れると目の位置を動かした時のとびが著しくなる。また焦点位置からずれることによる像のぼけが現れ、像質の劣化がみられる。図10は再生三次元像を2方向から撮った写真を示す。この実験では、約1mの距離から2個の300W写真電球で照明し、カラーフィ

ルム(エクタクローム6118)に撮影した。露出時間は約0.3秒とした。

6. 結 び

改良型三次元写真機を設計・試作した。これにより、視野は広く、レンズ系は明るくなり、撮像も容易となった。また再生像はとびが少く裸眼観察は容易となった。さらに、従来不可能であった撮像距離(即ち倍率)の調整がレンズ交換により可能になった。製作価格については、大口径レンズとしてフレネルレンズを用いることにより低減できる。

ICOについては、像変換素子がDoveのプリズムを用いたことにより小型化され、高密度配置が可能となった。今後、素子の光軸調整機構が簡単になれば、さらに高密度化、多眼化が可能である。

本試作三次元写真機によれば、一般三次元彩色映像の直接撮像のほか、順次撮像によるパララックス像を原画とした再構成によって裸眼観察可能な三次元像の作成・表示が可能である。実際、後者

の方法により、通常の方法によって撮られた視差を持った数枚のX線像、放射線源像、電子顕微鏡像を原画として用いて、裸眼観察可能な三次元像を得ている。この方法は今後、医用写真の分野でも活用が期待される。

本三次元写真機の試作にあたり、凸版印刷株式会社、株式会社富士通研究所、本所試作工場ならびに写真技術班の方々の多大な御援助を賜った。厚く御礼申し上げる。

7. 参考文献

- 1) H.Higuchi, J.Hamasaki, Appl. Opt. 17. p3895.(1978)
- 2) 濱崎, 岡田, 昭55信全大, 1133
- 3) 濱崎, レンティキュラ画像, 画像電子学会誌, 10-5, (1981)
- 4) 濱崎, 岡田, 宇都宮, 横田, 昭58信全大, 1200
- 5) 濱崎, 宇都宮, 岡田, 昭58信全大, 1201,
- 6) J.Hamasaki, "Autostereoscopic 3-D Television Experiments", AIP Conference Proceeding No.65, Subseries on Optical Science and Engineering No.1, Optics in Four Dimension-1980, pp. 531-556, (ICO Ensenada), American Institute of Physics, (1981)

透過電顕三次元像の画質改善の実験

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

電子顕微鏡写真は、金属結晶や生体組織中の極微構造の把握および、その解析手段として極めて重要である。最近では高倍率で良質な写真が得られるようになってきているが、それらは平面画像に限定されていたために立体構造を直接的に把握することができなかった。

極微世界の三次元構造を理解し計測する上においては、その三次元構造を裸眼観察することが極めて重要である。超高压透過型電子顕微鏡においては、 $1\mu\text{m}$ 程度の厚さの試料中を電子線は単純な経路に従って透過し、透過投影像が形成される。この像の中には、試料中の三次元情報が正確に、しかも豊富に含まれているが、それらは一つの面上への投影にすぎない。先に筆者等は、投影角の異なる数枚の電顕写真を原画とし、立体写真機を用いて、裸眼観察可能な極微世界のレンズ板三次元像の作成方法について報告したが^{1), 2)} その画質については若干の問題が残っていた。

本文では、透過電顕内の試料傾斜に関する固有な問題の検討を行って、撮像原画の視差規則性の改善を計り、さらに新しく試作した再構成装置（立体写真機）を用いてレンズ板三次元像の作成実験を行い、裸眼観察の容易な高倍率（12万～20万倍、画面寸法 $20\times 25\text{cm}$ ）極微三次元像が得られ

るようになったことについて報告する。

2. 透過電顕写真の撮像方法¹⁾

図1は、透過電子顕微鏡における電子光学像の像形成を示す模式図である。³⁾ 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} ラジアン以内であるので、試料の厚みの範囲内では鏡筒に平行に入射すると考えてよい。図1に示したように試料を透過した電子線は各々のレンズにより順次拡大され、最終の結像面に置かれたフィルム上に記録される。電子光学像を撮像する場合には、対物レンズの後焦点面にアパーチャを挿入し、

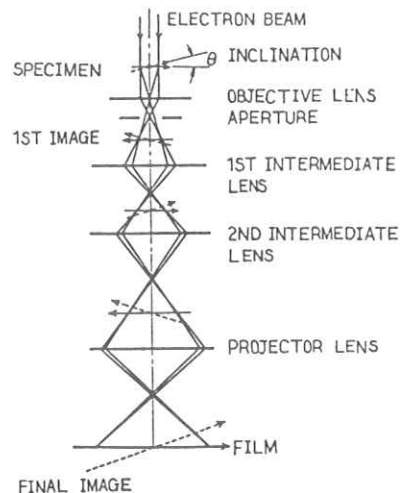


図1 透過電子顕微鏡による像形成

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るが、その焦点深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の経路は平行と考えてよい。

試料の透過投影パララックス像を撮像するには、図1に示したように、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、この軸の廻りに僅かずつ（ $1^\circ \sim 5^\circ$ の間の一定角度）試料を回転して（すなわち傾斜角を一定値ずつ変化させて）露出を行う。この際、拡大率は一定に保たれる必要があり、また、像の鮮明さを保持するために電磁レンズ系の電流を微調整する場合には、電子のサイクロトロン運動の変化により像全体が鏡筒の軸廻りに回転することにも注意しなければならない。

3. 転位線の撮像と試料台の調整

試料結晶中の転位線の三次元構造を撮像する場合には、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僅かだけ外れているため電子線は直進的に透過するが、転位線部分では強い回折を起こすような角度条件）を設定しなければならないので、撮像方法には固有の注意を必要とする。この問題は透過電顕内の試料部分の試料台ゴニオメータと関係するので、試料台ゴニオメータが1軸傾斜-像回転方式である場合について述べる。図2に1軸傾斜-像回転方式のゴニオメータの座標系を示す。ここに (x_0, y_0, z_0) は試料に固定された直角座標系であり、試料台と共に回転するものとし、 (x_1, y_1, z_1) は鏡筒に固定された直角座標系であって電子線は z_1 軸

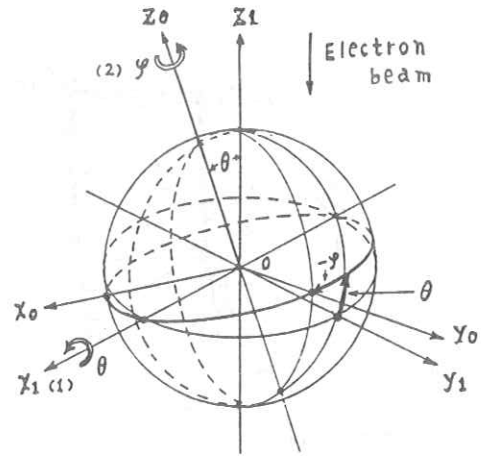


図2 1軸傾斜-像回転方式ゴニオメータの座標系

に平行に $-z_1$ 方向に入射するものとする。図示のように、これらの座標系において傾斜軸は x_1 軸であって、傾斜角は θ で表わし、像回転軸は z_0 軸であって、その回転角は φ で表わすものとする。

(x_0, y_0, z_0) 座標系において、試料結晶粒の g ベクトルの方向余弦を

$$(\sin \theta_2 \cos \varphi_2, \sin \theta_2 \sin \varphi_2, \cos \theta_2)$$

とし、弱ビーム条件は (x_1, y_1, z_1) 座標系において、単位 g ベクトルの z_1 座標の値が $\sin r$ ($r \approx 2 \times 10^{-3}$ ラジアン)に等しいときに満足される。このとき、傾斜角 θ において弱ビーム条件を満足するために必要な像回転角 φ は次式で与えられる。

$$\varphi = -\varphi_2 + \sin^{-1} \left\{ \frac{\sin r - \cos \theta \cos \theta_2}{\sin \theta_2 \sin \theta} \right\}$$

転位線のパララックス像の撮像においては、傾斜角 θ を変化すると一般には弱ビーム条件がくずれるので像回転角 φ を調整することによって、再び弱ビーム条件を満足させて撮像を繰返す。すなわち θ を変化する毎に φ を調整することが必要である。図3は (x_0, y_0, z_0) において $x_0 - y_0$ 面に平

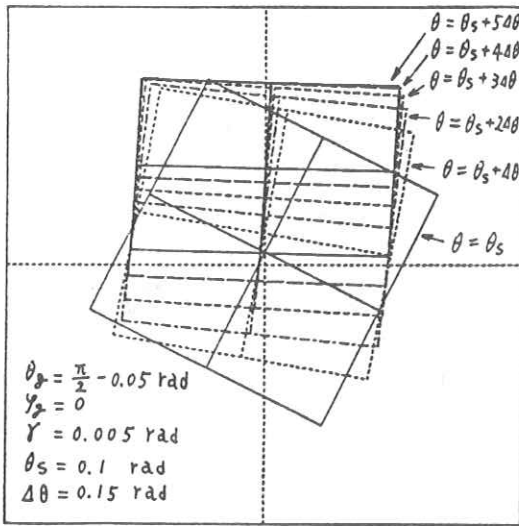


図3 $\theta_g \neq \frac{\pi}{2}$ に起因する像の回転と歪〔 z_0 軸を中心とし $x_0 - y_0$ に平行な正方形の投影像の変化〕

行な z_0 軸を中心とした正方形が結像面に投影される様子を例示する。また図4は、 g ベクトルと z_0 軸とを含む平面内に存在し且つ g ベクトルと垂直な線分(+ z_0 軸に近いものをとる)が、+ z_0 軸上で単位球面と接する平面と交わる点の軌跡を示す。但し、簡単のため $r = 0$ としている。図中の X_p, Y_p はそれぞれ x_1, y_1 と平行な直角座標であって、上記の交点の座標を表わす。パラメータ α は

$$\alpha = (\pi/2) - \theta_g$$

により定められた角度であり、 θ は前述の試料台傾斜角である。後述の立体写真機に適合した一連のパララックス像を得るためには、 α が与えられたときこの軌跡が直線となり、且つ11枚のパララックス像が撮像されることが必要である。しかし図4に見られる通り、 $\alpha = 0$ の場合を除いてはこの軌跡は直線とならないので、立体写真機を用いて三次元映像を再構成したときに歪が現れてくる。また実際には、試料台の機構上 θ, φ の可変範囲

は $\pm \pi/6$ 位に限られることもあって、良質の再生像を得るためには α の値が小さいことが必要である。したがって1軸傾斜-像回転方式のゴニオメータ付試料台を用いて結晶転位線の三次元構造を撮像する場合には、結晶の g ベクトルが傾斜軸に近いような結晶粒を選んで撮像することが必要である。

4. 立体写真機によるレンズ板三次元像の作成

裸眼観察のための三次元像は、超高圧透過型電子顕微鏡によって得られた投影像を原画として、立体写真機⁴⁾を用いて作成する。図5は11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図を示す。この写真機については文献⁴⁾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先の撮像方法において述べた種々の理由によって、像全体が若干ずつ回転している場合が多く、また同様な理由によって、傾斜角変化が一定値であ

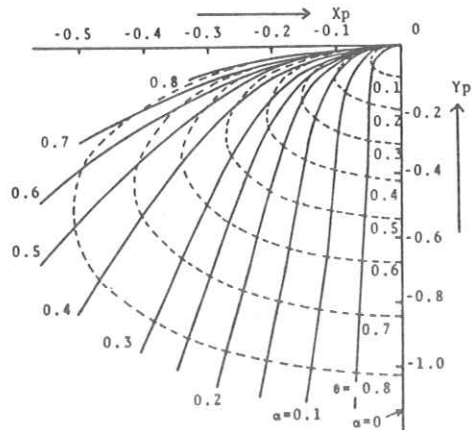


図4 g ベクトルと垂直な直線と単位球の接平面との交点の軌跡

ても、パララックス像としての眼点群は、定直線上の等間隔点群とならない。さらに透過型電子顕微鏡像は原理的に平行投影像であるから、裸眼で観察するためには中心投影像に変換しなければならない。使用した立体写真機は、この平行投影像を原画として中心投影像を作るものであるが、像に若干の歪を生ずることはまぬがれない。歪の問題に関しては解析の結果により、レンズ板に近い部分の再生像の歪は極めて少ないことがわかっている²⁾

再構成の手順としては、一連のパララックス像原画フィルムの中に含まれた撮像の対象となった部分を中心とし、一定倍率(6~12倍)で引き伸ばす。拡大された原画は11枚以上一定角度で段階的に変化し、露光状態が均一なものが望ましい。次に拡大原画パララックス像の中に含まれた複数個の対応点を目視観察によって見出し、傾斜角の変化にしたがって、これらの対応点が平行に移動していく方向を見出して、その方向が水平方向となり、しかも傾斜角の変化にしたがって対応点が等間隔となるように位置決めする。特定の対応点が不動点とな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再生される。以上のような位置決めは、透過型電子顕微鏡による撮像時において、傾斜角変化の軸方向が観察時においては鉛直方向となる状態になっている。位置決めされた拡大原画は、ガラス板ホルダーに固

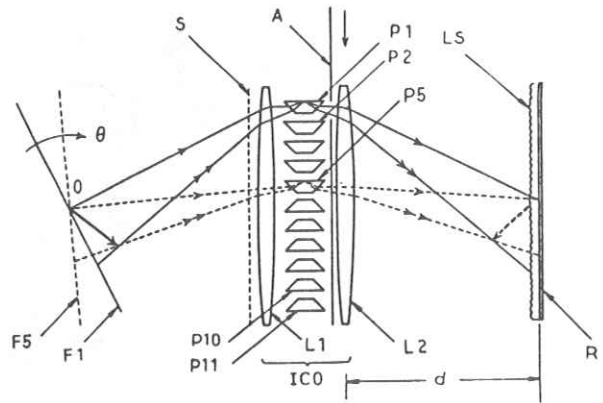


図5 レンズ板三次元像の作成

定される。

図5において L_1, L_2 は大口径レンズで直径寸法は240mm, 焦点距離67cmに設計されており, $P_1 \sim P_{11}$ は変形ダブのプリズムで高い屈折率の材料($n = 1.85$)を使用し $10 \times 20 \times 40$ mmの外形寸法を有している。LSはレンズ板(レンチキュラシート)で大きさ 250×300 mmピッチ約0.6mm, 厚さ1.6mmで、その背面(後焦点面)に三次元像を記録するフィルムRが密着される。位置決めされた拡大原画は、順次に $F_1 \sim F_{11}$ の位置に固定され、

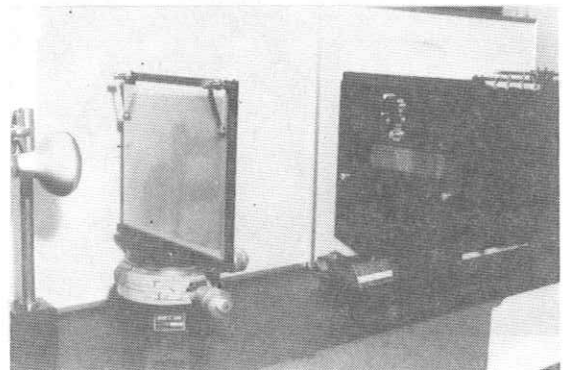


図6 三次元像の作成装置

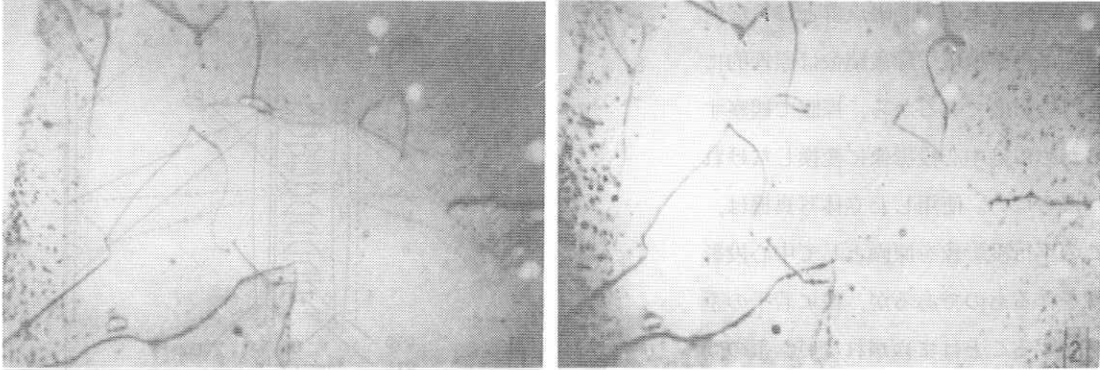


図 7.a. 120,000 倍に拡大された極微三次元再生像のステレオ・ペア写真
試料：Al-5% Sn, 急冷合金の結晶粒

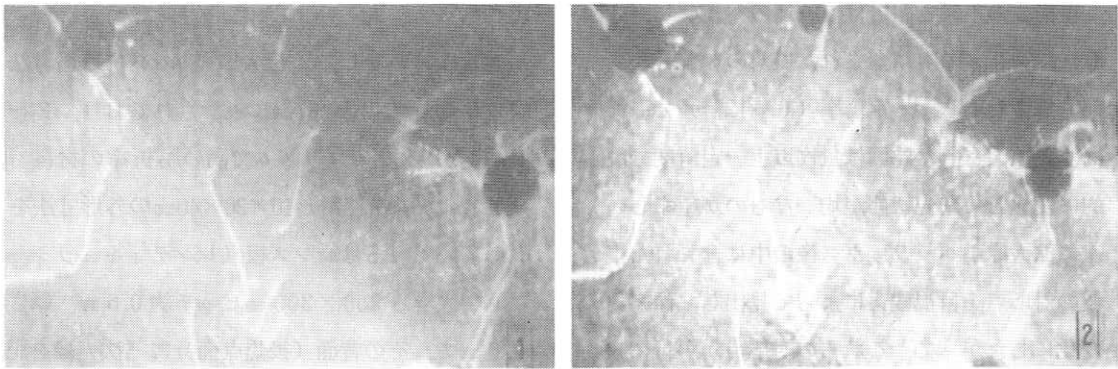


図 7.b. 200,000 倍に拡大された極微三次元再生像のステレオ・ペア写真
試料：Al-5% Sn, 急冷合金の結晶粒

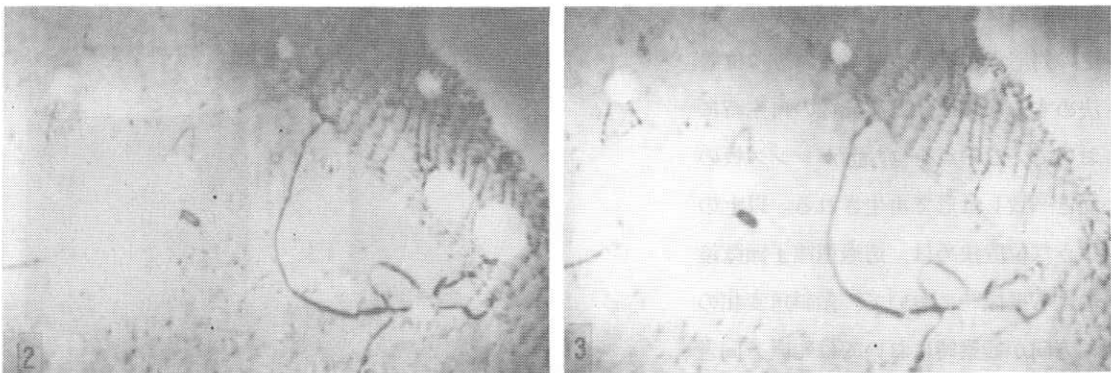


図 7.c. 200,000 倍に拡大された極微三次元再生像のステレオ・ペア写真
試料：Al-5% Sn, 急冷合金の結晶粒

透過電子顕微鏡による撮像の際の傾斜角に対応した位置のプリズム($P_1 \sim P_{11}$ の一つ)のみが光を通過させるようアパーチャAを調整した上で、シャッターSを開く。 $F_1 \sim F_{11}$ は後方から散乱光によって照明されており、フィルムP上には三次元像が線像形式で記録される。なお $F_1 \sim F_{11}$ の法線方向は、それぞれの $P_1 \sim P_{11}$ を向くように図示の回転角 θ を調整して、歪を若干軽減させている。図6にレンズ板三次元像の作成装置の全景を示す。記録されたフィルムを現像定着の後、LSと同一寸法のレンズ板に密着し、そのピッチ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60~100 cmの位置に瞳を置いた観察者は、明瞭な三次元像を認める。

5. 撮像及び再構成の実験

試料はAl-5% Snの組織をもつ細粒超塑性合金を用いた。これは電子線の透過性が良く、しかも微細な構造を持つものである。電解研磨によって1. μ m程度の厚さとしている。撮影には本学工学部総合試験場の1 MV超高压透過電子顕微鏡を用いた。試料結晶粒が強い回折を起こす{ 1, 1, 1 }あるいは{ 2, 0, 0 }方向が試料台の傾斜軸と平行に近い結晶粒を選んで傾斜角変化によって z_0 軸の φ の調整量を軽微にしながら転位線像に着目して撮像を行った。しかも均一露光状態を保つように注意し傾斜角変化(1° ないし 2°)を一定にした上で11枚以上連続して撮像した。電顕倍率は20,000倍とした。この倍率は三次元映像の撮像に対して本質的な制約によるものではないが、倍率を上げ過ぎると撮像に伴う制約が厳しくなる。

撮像された原画は普通写真拡大機で6倍及び10

倍に引き伸ばして、レンズ板三次元像作成装置の被写体とした。被写体は後方から300 W電球2個によって照明し、カラーフィルム(200 \times 250 mm)ASA (50)を用いた場合約0.3秒の露光時間を要した。

再構成されたレンズ板三次元像は極微析出細粒が立体的に散在し、転位線が交鎖している状態が明瞭に観察された。図7, a, b, cは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を示す。aは総合倍率120,000倍, b, cは総合倍率200,000倍で試料はAl-5% Sn合金の転位線に着目している。特にcは結晶内の傾斜した平面上に独立した転位線が網目状に発生している様子が立体的に観察される。

6. むすび

再生三次元像に及ぼす歪の検討結果によって、超高压透過型電子顕微鏡を用いて良質な転位線像原画が撮像され、改良されたレンズ板三次元像作成装置により極微世界の三次元像の裸眼観察における画質の改善を行うことができた。撮像及び再構成装置によって視差規則性が改善され、見易い立体像を得ることができたが、三次元像の撮像を容易にするためには電子顕微鏡の試料台ゴニオメータの調整の自由度を増す(3軸形式とする)ことが望まれる。この問題は、歪除去の問題と共に今後の検討課題としたい。

実験に御援助いただいた本所宇都宮技官、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。

参 考 文 献

- 1) 濱崎, 石田, 岡田: 放射線像研究, Vol 12
No 1, pp.24~29, (1982) .
- 2) Y. Ishida, J. Hamasaki, and M. Okada :
Three dimensional Electron Micrography
of a Thin Foil Using Parallax Stereo
panoramagram, MAT. SC, Congress
Proceedings 2, 10 th international
congress on electron microscopy,
Hamburg. August, (1982)
- 3) M.H. Loretto and R.E. Smallman :
Defect analysis in electron microscopy:
Chapman and Hall, Ltd, (1975)
- 4) 濱崎, 岡田, 宇都宮, 横田: 放射線像研究,
本号 (改良型三次元写真機による撮像, 再生実
験)
- 5) 濱崎, 石田, 岡田: 電子通信学会総合全国大
会, 昭和 56 年度, No, 1163.

頭部CT像の3次元表示

名古屋大学工学部 横井茂樹, 鳥脇純一郎

1. まえがき

3断面のCT像は本質的に3次元情報を有しているが、現在のところ医師がこれを判読する場合、断面像を単に並置させて頭の中で3次元構造を推定するのが主である。しかし、より正確な診断・治療のためには、3次元情報を医師にわかり易い形で提供する3次元表示システムの開発が望まれている。

3次元表示の目的は主として次の三つに大別されよう。

- ① 疾患の種類、疾患部の位置・形状等の正確な把握のための診断補助手段を提供する。
- ② 外科的治療(手術)の前にシミュレーションにより外科手術と同じような操作を表示し、実際の手術時の訓練をする。
- ③ 放射線治療における線量分布をCT像に合成して3次元表示し、放射線が目的部位に集中し、他の部位を損傷しないようにする。

これらの目的のために従来、種々の3次元表示方式が開発されてきている。以下のような諸方式である。(詳細は文献(1)参照)

- (1) 横断面像以外の断面像の再構成:横断面とは異なる方向の断面像を構成する。(文献(2)等)
- (2) 原断層像と再構成像の合成:原断層像と再構成した矢状断像,冠状断像を組み合わせる合成表示する³⁾
- (3) 成分抽出3次元表面表示:原断層像から画像処理あるいは人間の入力により特定の成分(臓器,疾患部など)を抽出し,これから3次元表面を構成して表示する³⁻⁶⁾
- (4) 再投影表示法:原断層像の濃度値(=CT値)を特定方向に積分することにより,この方向へ投影したとき得られる像を構成するもの⁷⁾
- (5) 特別の装置による立体視表示:ホログラフィ,あるいは目の残像効果を利用する特殊な装置を利用して立体視可能な像を生成するもの⁸⁻¹⁰⁾

我々が開発中の3次元表示システムは,主として(2)と(3)の方法を組み合わせるものである。すなわち,画像処理によって自動抽出された頭骨表面像と,原断層像及び再構成された断面像(任意方向垂直断面像,傾斜断面像)を合成表示することにより頭部の仮想切断層を得るものである。本方法は,断面の濃淡情報と,抽出された表面の形状情報を組み合わせている点に特徴があり,従来試みられていなかった方法であるが,この方法により抽出が難しい対象や,微妙な濃淡情報の3次元的分布を把握することを可能にできるという大きな利点があると考えられる。

さらに,我々のシステムでは,医師により正確な3次元情報を把握するために,いくつかの拡張機能,

すなわち、血腫表面像付加表示、縫合線付加表示、頭骨表面の部分除去表示などを追加している。以下で、その内容について説明する。

2. システム構成及び処理手順の概略

ハードウェア構成を図1に示す。CTスキャナには付属する磁気テープ装置により記憶された多断面のCT像の磁気テープを入力として、ミニコンピュータ（OKITAC システム 50/40 64 KW使用）で処理を行う。3次元表示は主としてラスタ型カラーグラフィックディスプレイ装置（グラフィカM 305S, RGB各5ビット, 512×320ドット）に表示されるが、XYプロッタを用いて線画表示も可能になっている。

処理手順の概略を図2に示す。入力画像は9～22スライスの頭部CT像である。

3. CT像3次元表示のアルゴリズム

処理手順の概略に示した各ステップでのアルゴリズムについて述べる。

(1) 輪郭線データの作成

各断面ごとに、画像処理により頭骨像を抽出する。具体的には、しきい値処理により対象成分を切り出し、これに対して境界線追跡アルゴリズムにより輪郭データを作る。

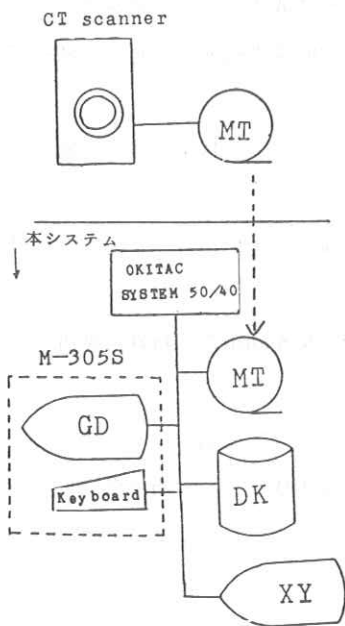


図1 システムのハードウェア構成

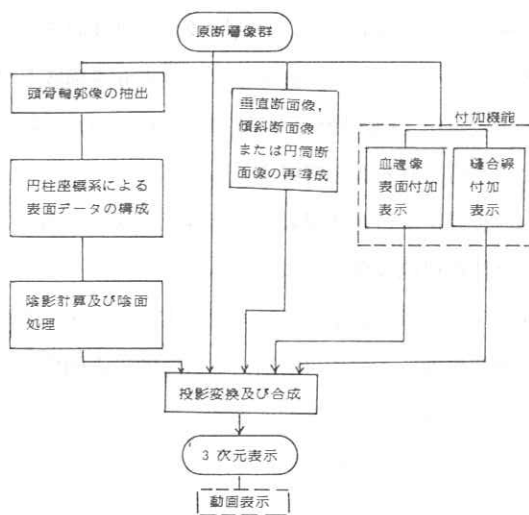


図2 処理手順の概略

(2) 円柱座標系による形状記述

断面ごとに抽出された頭骨像を円柱座標系関数の形でモデル化する、各断面に共通な中心点（軸）を頭骨の中心付近に定め、この点から一定角度ごとのサンプル角度 θ_i に対する半直線と頭骨輪郭線との交わり r_i を計測する。 r_i が2つ以上存在するとき外側を選ぶ。交点が存在しないとき、前後のサンプル角度の r_i から補間により推定して定める。（図3）

この操作で得られたサンプル点は、高さの異なる断面ごとに得られ、 i, j を添字とする2次元データとして記録される。

(3) 垂直断面像の再構成

多断面の原断層像を図3のように配置し、空間座標系を設定する。次に x, y 平面図に垂直な面（再構成面と呼ぶ）を設定し、この平面上の断面像を再構成する。再構成面の指定は中心線 l と x, y 平面の交点 $O' = (C_x, C_y)$ と x 軸からの角度 θ で行う。（図4(a)）

次に各断面ごとに再構成面と交わる画素を次の手法で抽出してゆく。

再構成像の1行分の画素数を n としたときの原断層像との交差部分考えた時、 i 番目の画素の原断層像上の対応位置 (x_i, y_i) は、

$$X_i = (i - \frac{n}{2}) \cos \theta + C_x$$

$$Y_i = (i - \frac{n}{2}) \sin \theta + C_y$$

で表わされ、横断面（原断層像）上で、この座標に近い4つの画素（格子点上）から線形補間により、濃度値を求める。（図4(b)）

原断層像内の画素（標本点）間隔に比べ、原断層像間（ z 方向）の間隔は通常大きい。従って、 z 方向、分解能を水平方向の分解能と等しくするために z 方向に画素を内挿して補充する。これらの画素の濃度値は、隣接した原断層像から抽出された画素の濃度値を用いて線形補間で求める。

図5に再構成像の例を示すが、左側にモニターされた原断層像が表示され、カーソルにより指定され

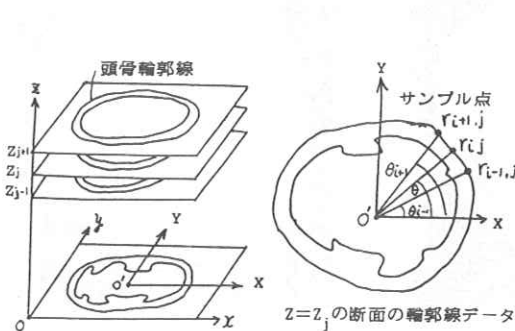


図3 円柱座標系サンプリング

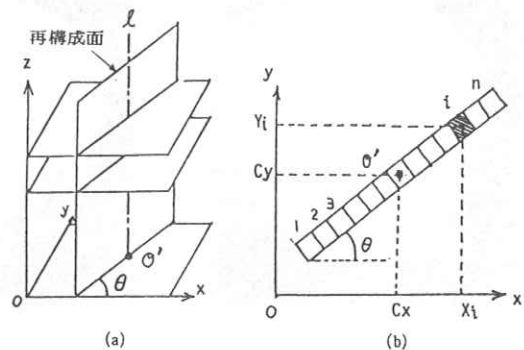


図4 再構成面の指定及び画素抽出

た線に垂直な面における再構成像が右側に表示される。

なお、現在のシステムでは垂直断面だけでなく、円筒面、傾斜した断面も再構成可能になっている。再構成の方法は垂直断面の場合とほぼ同様に行える。

(4) 合成表示

GD画面上に頭骨表面像と原断層像及び再構成像を合成して表示する。頭骨表面像の場合は、頭骨表面データ r_{ij} を基に、三角形面素に分解し、各面素における法線と光源（本システムでは視線と同じにした）の間の余弦によって陰影値を求め、画素を表示画面上に投影してできる領域内をこの値でぬりつぶすことにより実行される。一方、断面像（再構成像も含む）の場合は、断面像上の隣接3画素ごとに基本単位とし、この3画素で定まる三角形を投影してできる領域内を濃度値（CT値）でぬりつぶすことにより表示される。

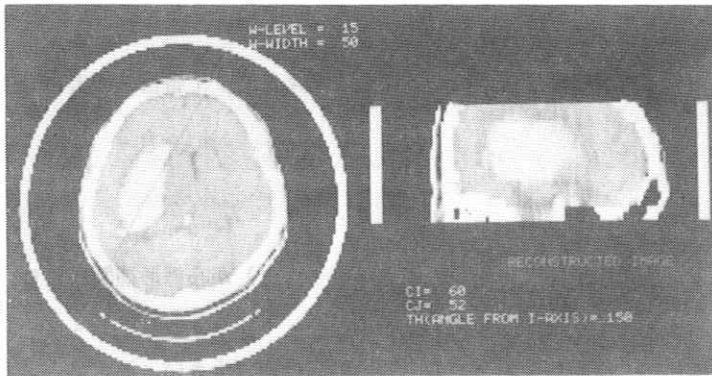
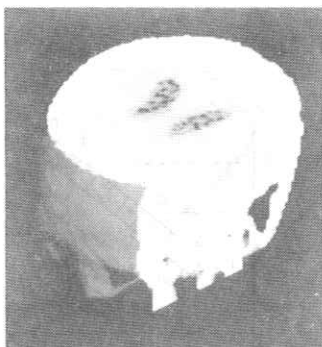


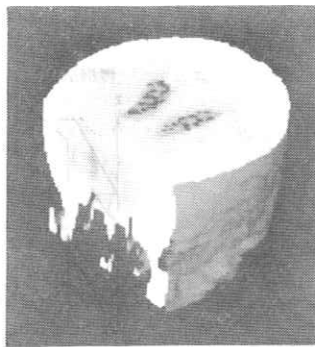
図5 再構成像

各々の像を合成表示するには、互いに他の像によって切断される部分を除去してやる必要がある。これは、各面素、基本三角形の投影の場合に、不要な部分に属するかどうか判定し、その場合に投影（表示）しないことにより簡単に実行できる。

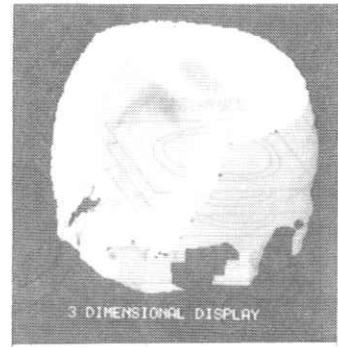
本方法によって得られた頭部の仮想切断表示像の例を図



(a) 矢状断による切断像



(b) 冠状断による切断像



(c) 傾斜断面による切断像

図6 仮想切断表示像

6 に示す。

4.3 3次元表示拡張機能

ここでは、医師らに更に有用な3次元情報を提供する目的で追加されたいくつかの拡張機能について述べる。

(1) 縫合線の付加機能

疾患部の空間的位置関係を与える上で縫合線は重要な基準となるとされている。縫合線は画像処理手法により自動的に抽出することが困難であるので、各断面像をGD上に表示して、クロスヘヤーカーソルで人手により入力するシステムを作った。ここで、縫合線部分は、頭骨の幅がやや狭くCT値もやや低い値をとる部分と考えられる。断面像の表示の場合に、頭骨の濃度(CT)レベル付近を拡げて、頭骨のCT値の変化を強調して表示するとわかりやすくなる。

表示画面上で左右1点ずつカーソルで入力し、これを上下の断面間で接続し、頭骨表面に重ねて表示する。表示例を図7に示す。

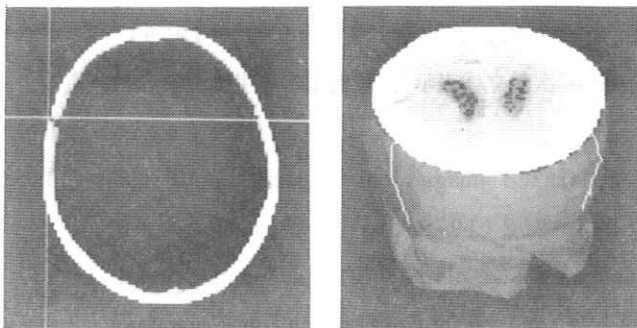
(2) 疾患部の立体表面付加機能

放射状に広がった物体は、頭骨表面と同様な方法で3次元表面の記述を行うことができる。疾患部をこの方法で表現し表示すると、その形状の把握に有用であろうと考えられる。ここでは血腫像の表面の記述を求め、仮想切断表示像に付加して表示する方法について述べる。

血腫像は、頭骨表面と同様にして抽出し円柱座標系データに変換する。但し、円柱座標系の中心軸は血腫のほぼ中心にとる。血腫表面の記述から陰影計算・投影により表示像を得る。ここで、再構成面に関し、頭骨表面と反射側の部分のみを表示すれば合成表示される。(図8)

(3) 頭部表面の部分除去表示

頭部の外科手術の場合、頭骨の一部を除去して、そこから疾患部の切除手術などを行う。ここでは



(a) カーソルによる左右 2点入力 (b) 縫合線表示例

図7 縫合線入力表示

頭骨の除去位置の判定：疾患部の位置の把握に有効な一表示方法を試み

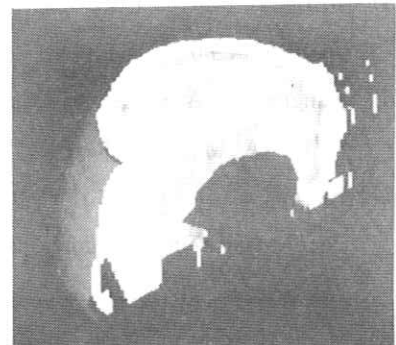


図8 血腫表面付加表示

た。すなわち、頭骨表面像データのうち、指定された部分を表示せず、疾患部が観察できるという表示法を開発した(図9)。

5. あとがき

頭部CT像の3次元表示の一方法を開発した。本文で述べた方法は、他の医用断層像の表示にもある程度応用可能と考えられる。頭部の疾患には種々の形状・位置に生じるものがあり、より有用な3次元情報を医師に提供するためには、今後ともより一層機能の拡張を計っていく必要があると考えている。

最後に有益な御助言を頂いた名古屋大学福村教授、三重大学三宅教授、名古屋保健衛生大学片田和広博士に感謝する。また本システムの開発作業を担当して頂いた現日本電気萬淳一君、三重大学宅田孝美君にも謝意を表す。

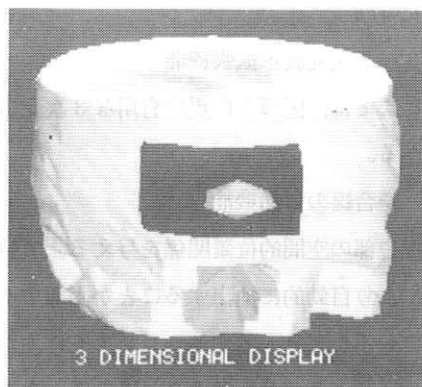


図9 頭骨表面の部分除去表示例
(内部に見えるのは腫瘍像)

参 考 文 献

- (1) 横井他：“X線CT像の3次元表示に関するサーベイ”，情報処理学会コンピュータビジョン研資，18-5(1982-5)
- (2) Glenn, W.V. Jr. et al. “Image generation and display techniques for CT scan data……”，Investigation Radiography, 10, 5, pp403~416(1975)
- (3) 小川他：“CT画像の3次元表示”，臨床ME，4, 3, pp233~242(1980)
- (4) Herman, G.T. et. al.：“Three-dimensional display of human organs from Computed tomograms, Computer Graphics and Image Processing, 9, pp1~21(1979)
- (5) 金田他：“頭部CT像からのパターン抽出と三次元立体表示”，医用電子と生体工学，19, 4, pp.265~270(1981)
- (6) Sunguroff, A. et. al.：“Computer generated images for medical applications”，Proc. ACM SIGGRAPH '78, pp.196~202(1978)
- (7) Harris, L.D. et. al.：“Visual enhancement and display of three-dimensional reconstructed anatomic morphology”，Proc. 6th Conference on Computer Application in Radiology, pp.278-284(1979)
- (8) Mark, H. et. al.：“Three-dimensional viewing of tomographic data—the tomox system”，Proc. Society of Photo-optical Instrument Engineerings, 20, pp.192-194(1977)

- (9) Montebello, R.L.: "The synthalyzer for three-dimensional synthesis, and analysis by optical dissection", *ibid*, pp. 184~191 (1977)
- (10) 鈴木他: "ホログラフィックディスプレイの応用", 電子通信学会技術報告, 画像工学, IE 77-57 (1977)

CT装置を利用した心臓壁動態像の再構成法

名古屋工業大学情報工学科 北川弘之, 岩田 彰, 鈴木宣夫
 日立メディコ研究開発センター 堀場勇夫
 名古屋保健衛生大学 宮城 裕, 菱田 仁, 沢田武司, 梶原孝彦

1. はじめに

本研究では、第3世代CT装置を用いて、比較的簡便に心臓壁運動を抽出する方法を考案した。また、本方式を拡張し、直交する2方向のみからの心臓壁運動計測データから、心臓外壁2次元動態像を再構成する新しい方法を開発し、臨床的な実験も行った。この方法によれば、2方向からだけの計測データを使用し、かつ造影剤を使用せずに、心臓外壁2次元像を、12.5msの時間分解能で求める事ができ、虚血性心疾患等の検査を簡便かつ能率よく行うことができる。

子に到達したX線ビームに沿う被検査体の厚さの変化量に対応し、また、同時に測定された検出素子の吸収量の等しい素子を時系列的にたどったデータ列 $L(t)$ はX線ビームの直角方向の動きの量に

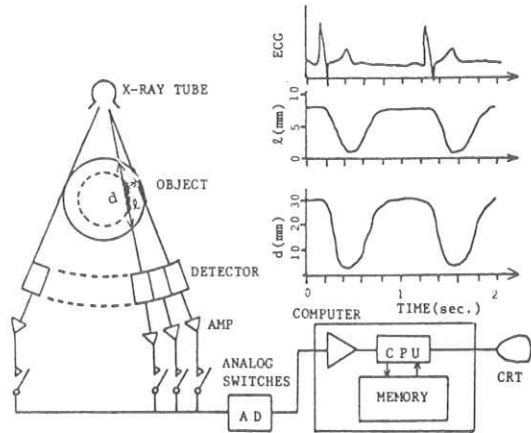


図1 心臓壁運動計測システム構成図

2. CT装置による心臓壁運動の抽出

2.1 測定方法と特徴

第3世代CT装置においてX線管と検出器を固定し、一定時間間隔でX線を照射し、被検査体透過後のX線吸収量を時系列的に測定すると、その関心部のX線吸収量の時間的な変化を得ることができる。図1に本方式の構成図を示す。図1で示された各検出素子ごとのデータの時系列的配列 $a(t)$ は、その検出素

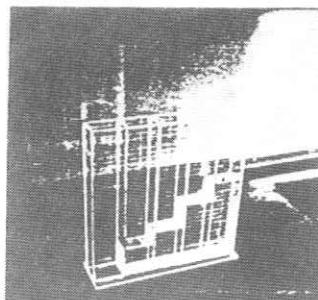


図2 ファントム

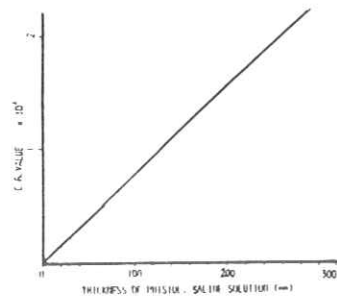


図3 直線性結果

応する。このように一度の測定で、X線ビームに沿う被検査体の厚さの変化量とX線ビームの直角方向の動きの量の2つを得ることができる。

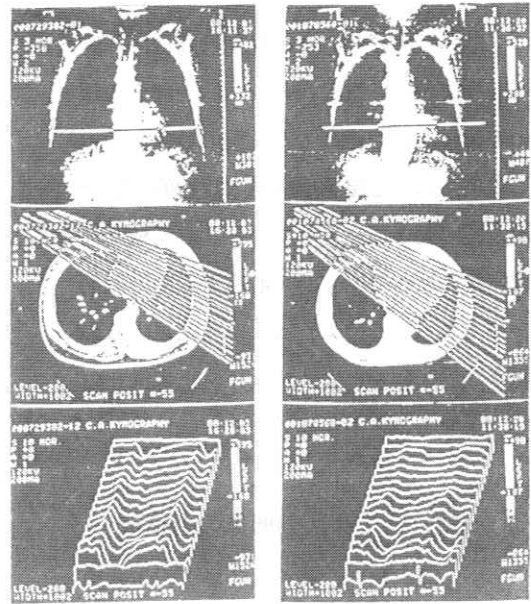
2.2 測定精度

本方式の計測値の精度をファントムを用いて評価した。図2は直線性を評価する為のファントムで、各容器に生理食塩水、血液などを厚さ(深さ)を変えて入れ、各物質につきその厚さと吸収量との関係を求めた。図3は生理食塩水による測定結果を示したもので、290mmの範囲で定常誤差0.4mm、ノイズの標準偏差0.7mmであった。また動きを模擬するファントムでダイナミック特性を評価し、動きのある測定系でも1mm以内の精度が得られることを確認した。またビーム直線方向精度については検出素子ピッチに依存し、本システムでは0.8mmである。

2.3 表示法と臨床例

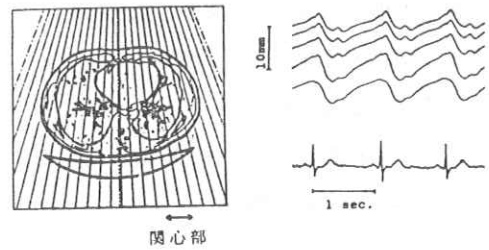
(a) X線ビーム平行方向の動きの表示

健常例と心筋梗塞例の心臓壁運動表示例を図4に示す。上段はX線透過像で画面上白線で示された位置におけるCT像を中段に示した。心臓壁運動を測定したX線ビームを扇状直線で示し、下段にその動きの量をグラフ表示した。グラフ上、横軸は時間方向であり、心電図を下方に表示した。奥行きがX線ビームに対応し手前が中段CT像上の心臓後部を通過するビームである。また各時間、各ビームにおける心臓壁動きの量を縦軸に表示した。図で左が健常例、右が左室前壁のDyskinesisを認めた心筋梗塞例であり、本方法によって明らかに異常を記録できた。

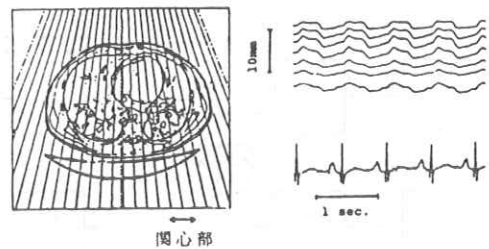


(a) 健常例 (b) 心筋梗塞例

図4 ビーム平行方向の動き



(a) 健常例



(b) 心筋梗塞例

図5 ビーム直角方向の動き

(b) X線ビーム直線方向の動きの表示

X線ビーム平行方向の動きと同様に、健常例と心筋梗塞例の心臓壁運動表示例を図5に示す。図の左側に計測を行なった位置のCT像を示した。この例では、心臓動態機能で比較的問題となる心臓左室の動きに注目している。心筋梗塞例では、健常例に比べて明らかに心臓壁運動の低下が見られる。このように、本方法による心臓壁運動の観測によって、正常と異常との区別をすることが可能である。

3. 心臓外壁2次元動態像の再構成

以上、本方式の計測データはその精度において優れていることが確認された。次にこれを発展させ、本方式による2方向からの計測データを利用して心臓外壁2次元動態像を再構成する手法を開発し検討した。

3.1 関心部のみのデータ収集 (前処理)

本方式による計測データ (キモグラムデータ) から心臓のみのデータを得る方法について述べる (図6参照)。

① キモグラムデータ $k_1(\lambda, t)$, $k_2(\lambda, t)$ とその時間平均 $\bar{k}_1(\lambda)$, $\bar{k}_2(\lambda)$ との差 $\Delta k_1(\lambda, t)$

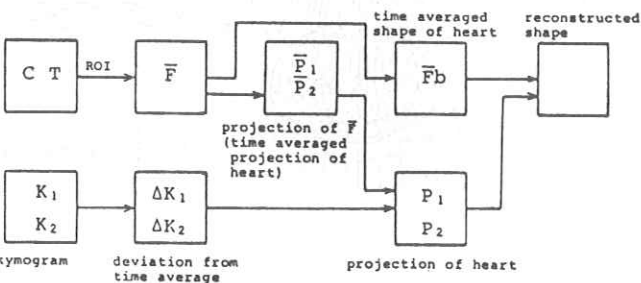
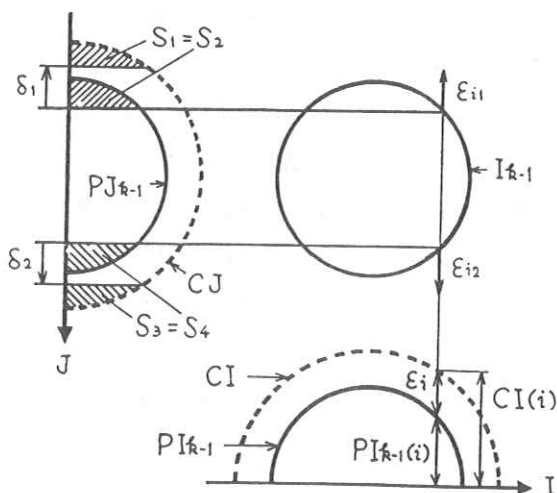


図6 関心部データ収集方法

$\Delta k_2(\lambda, t)$ を求める。この量は心臓の動態変化量に対応する。

② CT像の心臓領域を切り出し心臓の時間平均像 \bar{F} を得る。そして、この像についてキモグラムデータを得たのと同じ方向の投影データ $\bar{P}_1(\lambda)$, $\bar{P}_2(\lambda)$ を算出する。この量は心臓の時



PI_{k-1}, PJ_{k-1} : I_{k-1} の投影データ
 CI, CJ : キモグラムデータ

図7 再構成法

間平均投影に対応する。

③ $\bar{P}_1(\lambda)$, $\bar{P}_2(\lambda)$ と $\Delta k_1(\lambda, t)$, $\Delta k_2(\lambda, t)$ を加算することにより心臓の時々刻々の投影データ $P_1(\lambda, t)$, $P_2(\lambda, t)$ を得る。

④ 時間平均像 \bar{F} の2値化像 \bar{F}_b を初期形状として、投影データ $P_1(\lambda, t)$, $P_2(\lambda, t)$ を利用し時々刻々の心臓壁2次元像を求める。

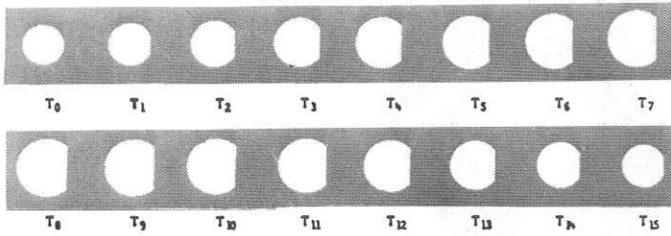


図8 計算機シミュレーション結果

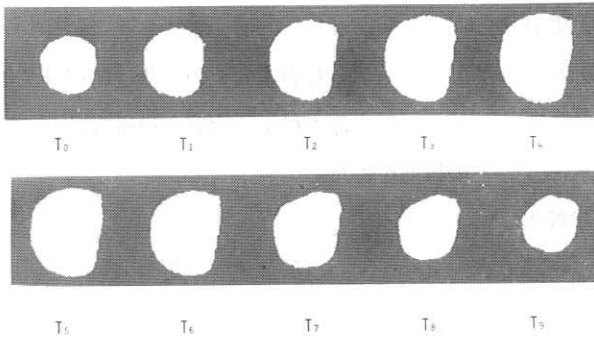
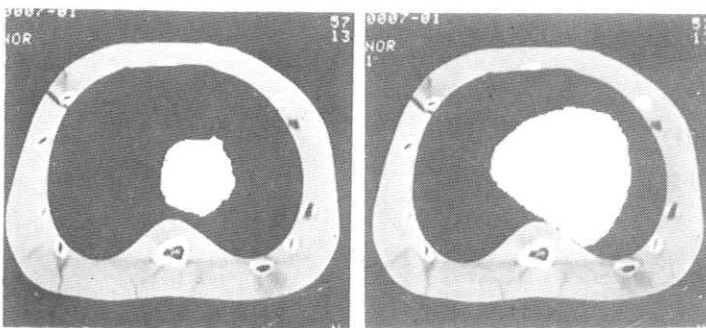


図9 ファントム結果 - 1

3.2 再構成法

CT像と2方向キモグラムデータを利用した再構成法について述べる。(図7参照)

- ① 初期形状を繰り返し修正した像を I_{k-1} とする。
- ② 像 I_{k-1} の投影データ PI_{k-1} , PJ_{k-1} を求める。
- ③ キモグラムデータと修正像の投影データとを



(a) 収縮終期

(b) 拡張終期

図10 ファントム結果 - 2

一致させるように像を修正する。修正像の投影データとI方向のキモグラムデータの差 ϵ_2 をJ方向を参考として ϵ_{i1} , ϵ_{i2} とに割り振って像を修正する。

④ I, Jを入れ換えて同様にこなう。

⑤ 以上の手順を交互に繰り返し修正していき、その都度2方向の誤差を求め改善が成されなかった時に修正を終了したものとみなして再構成像を得る。

3.3 シミュレーション結果

① 計算機シミュレーション

球状に拡大縮小を繰り返す

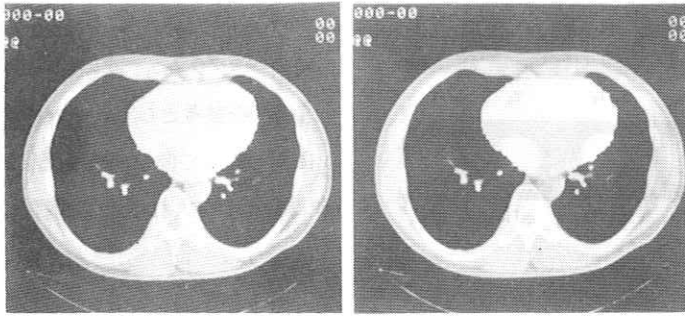
臓器の右側壁の動きが停止した様子を模擬した形を再構成した。(図8参照)

② ファントムシミュレーション - (1)

計算機シミュレーションとほぼ似た形状を示すファントムを用いてCT装置によって得られたデータにより再構成を行なった。本結果は、収縮後期の再構成像に歪が認められるが、全体としてほぼファントムの形状を再構成することができた。(図9参照)

③ ファントムシミュレーション - (2)

以上ファントムのまわりに人体の胸部を模擬したファントムを取り付けその状態でCT装置によりデータを計測し再構成を行なった。図10がその結果であり、このように関心部のまわりに他の胸部があっても関心部の像を再構成することが可能である。



(a) 収縮終期

(b) 拡張終期

図11 臨床結果(健常例)

(4) 臨床結果

人体のある水平スライス面においてCT像と2方向のキモグラムデータを求め健常例、梗塞例について、心臓外壁の2次元像を再構成した。図11が再構成結果であり、この例は、健常例を示したものである。

4. まとめ

- (1) CT装置によって測定された時系列投影データにより心臓壁運動量を測定した。
- (2) 本方式による測定精度は1mm以内であることを確認した。
- (3) 本方式による測定データによって心臓壁の異常運動を記録することが可能であった。
- (4) 本方式による2方向測定データを用いて、心臓外壁2次元像を再構成するアルゴリズムを開発した。
- (5) シミュレーションおよび実験により本アルゴリズムの妥当性を確認した。
- (6) 本アルゴリズムを臨床に適用し、心臓外壁2次元動態を再構成した。

5. 今後の課題

- (1) 心臓外壁の動きの量が数mm程度であるので、再構成時の画素の量子化や表示上の量子化の影響をさらに軽減する必要がある。
- (2) 造影剤を併用することにより、心臓機能と直接関係のある心臓内壁の2次元動態像を算出する。

なお本研究の一部は昭和57年度文部省科学研究費一般研究(C)57550249

の援助を得た。

参 考 文 献

- (1) 堀場, 北川, 岩田, 石井, 鈴木, 宮城, 水野, 沢田, 古賀, 「CT装置を用いた心臓壁運動抽出 — 方法と特徴について —」日本ME学会雑誌 第19巻特別号その1 p.108~109 (May 1981)
- (2) 北川, 岩田, 石井, 鈴木, 堀場, 宮城, 水野, 沢田, 古賀, 「CT装置を用いた心臓壁運動抽出 — 動態像再構成について —」日本ME学会雑誌 第20巻特別号 p.397 (May 1982)

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

3月例会では、名大の鳥脇先生のお骨折りで、名大大形計算機センターの見学、特に画像関係の実演を見せて頂きました。同教授の国際的な業績が多くこゝで生まれたわけですが、外人も多く、立派な設備に目を見はりました。同先生はじめ、名大の方々の至れりつくせりのお世話に御礼申し上げます。

会告欄のような次第で本誌の東京での刊行は本号を以て終了します。13年間何とか続きましたのは全て会員皆様の御指導・御援助のおかげですが、この間各研究者には原稿やメ切など直接に、委員・常任委員には発表推進や資金面など運営について、又当初畑川先生には印刷について大きな力を尽されました。この間印刷会社コスモスの木下様、加藤様には日程や印刷技術で無理をお願いしましたが、前月迄本誌を担務された木下幾子様には最終号刊行を前に3月急逝されました。御冥福を祈ります。

雑誌発行のさい、図表作成や発送は電通大の研究室をあげての仕事でしたが、歴代職員 浅野・佐野・諏訪の諸氏、特に坂入・茂木両嬢には細かい事務を遺漏なく進めて頂きました。篤く御礼申し上げます。今後は事務を引きつぐ大阪グループに倍旧の御助力をお願いすると共に、皆様の御健勝と御活躍、研究会の一層の発展を祈ります。長い間有難うございました。(H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十八年三月

編集者 長谷川 伸

〒112 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