

# 放射線像研究

VOL 10. No. 2. (通巻 63号) 1980年6月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告	72 頁
特別講演資料	
1. 胸部CTより単純像への還元 —腫瘍にまつわる線状影について— 信州大学医学部 小林敏雄	78 頁
2. 電子写真技術によるレリーフ像とその応用 信州大学工学部 米沢義道	85 頁
論 文	
64-2 CT用キセノン電離箱の特性解析 日立中研 関原謙介, 村山精一, 早川孝之, 河野秀樹 日立メディコ 山田憲治	90 頁
64-3 循環器用メタルI I 東芝電子事業部 佐野 哲, 杉山正弘, 石渡久男, 上邑芳和 荒牧成光, 原尾紀男	97 頁
64-4 新しいコーデッド・アパーチャーを用いたガンマ線イメージング 東工大像情報 大山永昭, 本田捷夫, 辻内順平 放医研臨床 飯沼 武 日立メディコ 石松建二	104 頁
64-5 胃部二重造影像における粘膜皺襞集中の検出 東大工学部 羽鳥光俊, 佐野幸男, 相本 毅	111 頁
64-6 アナログ方式による断層撮像装置の基礎研究: 第1報 島津医用技術部 吉村公男, 橋詰辰夫, 木村雄太郎	116 頁
64-8 核磁気共鳴(NMR)による水素原子核濃度分布のCT 東芝総研 井上多聞, 遠藤経一 東芝医用機器 佐藤幸三, 杉本 博 東大物性研 安岡弘志	122 頁
64-10 CTの画像処理 —輪郭抽出の検討とその応用— 埼玉がんセンター 三塩宏二, 松川収作, 横山 俊, 中島哲夫	125 頁
64-11 小型X線マイクロビームスキャナによるデジタル画像 信州大医学部 滝沢正臣, 小林敏雄, 丸山 清, 渡辺俊一	132 頁

—放射線イメージ・インフォメーション研究会—

## 第 6 4 回 研 究 会 記 事

第 6 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 5 年 6 月 2 1 日 ( 土 ) 9 : 0 0 ~

場 所 信州大学理学部

特別講師 信州大学医学部 小林敏雄氏

信州大学工学部 米沢義道氏

出席者 5 0 名

プログラム ( \* 印のものは本誌に論文が掲載されています。 )

### 特別講演

- \* 1) 胸部 C T 像から胸部 X 線像への還元  
信州大学医学部 小林敏雄氏
- \* 2) 画像の立体処理  
信州大学工学部 米沢義道氏

### 研究発表

- 1) 写真濃度予測型蛍光量計 ( F / D meter ) の特性  
東芝医用機器 杉本 博, 安原 弘  
神奈川成人病センター 松田秀治, 村西久幸, 有村貞実, 松浦博文, 伊勢俊秀
- \* 2) C T 用キセノン電離箱の特性解析  
日立中研 関原謙介, 早川孝之, 村山精一, 河野秀樹  
日立メディコ 山田憲治
- \* 3) メタル I I  
東芝電子事業部 佐野 哲
- \* 4) 新しいコーデッド・アパーチャーを用いた  $\gamma$  線イメージング  
東工大像情報 大山永昭, 本田捷夫, 辻内順平  
放医研臨床 飯沼 武  
日立メディコ 石松建二
- \* 5) 胃部 X 線写真二重造影像における粘膜皺襞集中の検出  
東大工学部 相本 毅
- \* 6) アナログ方式による断層撮像装置の基礎研究: 第 1 報  
島津医用機器 吉村公男, 橋詰辰夫, 木村雄太郎

- 7) 2次元Fourier変換法によるCTの高速画像再構成  
 東芝総研 井上多聞
- \* 8) 核磁気共鳴(NMR)による水素原子核濃度分布のCT  
 東芝総研 井上多聞, 遠藤経一  
 東芝医用機器 佐藤幸三, 杉本 博  
 東大物性研 安岡弘志
- 9) コンピューテッドラジオグラフィーの新しい応用  
 名古屋保健衛生大 宮城 裕, 沢田武司, 古賀佑彦  
 日立メディコ 堀場勇夫, 矢仲重信, 小池功一
- \* 10) CTの画像処理  
 —輪郭抽出の検討とその応用—  
 埼玉がんセンター 三塩宏二, 松川収作
- \* 11) 小型X線マイクロビームスキャナによるデジタル画像  
 信州大学医学部 滝沢正臣, 小林敏雄, 丸山 清

## 会 告

### ————— 第65回研究会について —————

第65回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和55年8月30日(土)  
 場 所 大阪大学工学部

### ————— 会費納入のお願い —————

昭和55年度までの会費を未納の方はお納め下さい。

納 入 先 郵便振替 東京 1-151980  
 放射線イメージ・インフォメーション研究会

年度会費 昭和55年度 2,000円  
 昭和54年度以前 1,500円

————— 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
辻 内 順 平	2 2 7	東京工業大学工学部情報工学研究施設 横浜市緑区長津田町4259	045-984-1111
本 田 捷 夫		同 上	
大 山 永 昭		同 上 (大学院生)	
中 島 真 人	2 2 3	慶応大学工学部 横浜市港北区日吉4-13-1	
駒 谷 昭 夫	9 9 0 - 2 3	山形大学医学部放射線科 山形市蔵王飯田字西の前	0236-33-1122
岡 田 秀 基	8 1 6	福岡市博多区諸岡1-1-4 (自宅)	
入 口 利 幸	4 4 6	更生病院放射線科 愛知県安城市御幸本町12-38	05667-5-2111
後 藤 良 蔵		同 上	
新 谷 明 久	3 9 1	諏訪中央病院放射線科 茅野市塚原2-5-45	
山 田 憲 治	2 7 7	日立メディコ柏工場システム設計部CTグループ 柏市新十倉22-1	0471-31-4151
林 三 樹	1 7 0	癌研究会附属病院レントゲン診断部 東京都豊島区上池袋1-37-1	03-918-0111 ⑨ 2110
寺 沢 操		同 上	
菊 地 弘 義		同 上	
鶴 田 重 彦		同 上	
佐 藤 伸 雄		同 上	
佐 藤 正 人		同 上	

————— 所 属 変 更 —————

所 属	〒	新勤務先および所在地	T E L
高 橋 信 次	4 6 4	愛知県がんセンター総長 名古屋市千種区田代町鹿子殿81-1159	
小 川 史 顕	6 0 5	第一日赤病院放射線科 京都市東山区本町15	
佐久間 貞 行	4 6 6	名古屋大学医学部放射線医学教室 名古屋市昭和区鶴舞町65	052-832-1466

# 総 会 議 事 録

6月21日行われた第64回研究会の休憩時間を利用し、参加会員数40名を得て総会が行われた。

## 1. 昭和54年度会計決算報告について

昭和54.4.1～昭和55.3.31

収 入		支 出	
費 目	金 額 (円)	費 目	金 額 (円)
前年度繰越金	41,250	交 通 費	126,600
賛助会費	749,600	会 合 費	26,100
一般会費	433,520	印 刷 費	773,100
利 子	1,904	通 信 費	149,675
雑 収 入	21,200	事 務 雑 費	7,780
		人 件 費	43,000
		謝 金	55,000
		次年度繰越金	66,219
計	1,247,474	計	1,247,474

## 2. 一般会計改定について

諸経費の上昇により会費を年間2,000円にすることとした。

## 3. 論文ページ数超過料金について

今年に入ってから印刷費の急騰のため、雑誌刷上りが6ページを越す論文については著者から原則として超過分の印刷実費(ページ単価5,000円, 8ページ論文は1万円)を申し受けることとした。

尚画質の重要な写真については筆者の申し出によりアート紙印刷とする。この場合も印刷費増加分の実費(ページ単価5,000～10,000円, 写真の枚数等による)を申し受ける。

## 医 療 用 機 器

### シーメンスメディカルシステムズ株式会社

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

## 胸部CTより単純像への還元

—腫瘍にまつわる線状影について—

信州大学医学部 放射線医学教室 小林 敏 雄

### はじめに

肺・縦隔疾患へのCTの応用は、全身用CTが実用化すると同時に始められ、肺癌に対する効用については、特に縦隔内リンパ節、肺末梢胸膜下病巣に関する報告が多くみられている。しかしそれ以外にはあまりみるべき報告がないようである。著者は最近5年間の信大放射線科における肺癌症例のX線写真をレビューし、CT応用例については普通断層写真と入念な対比を行なった結果、いさゝか興味ある点に気づいた。また、肺癌の肺内進展過程も示唆されるのではないかと思われる点などをとり上げて問題提起の機会としたい。今後新しい症例を観察するに際しても大いに参考になるものと期待している。

### 研究材料および研究方法

昭和55年3月末までの満5年間に121例の肺癌症例があり、その単純X線写真、断層写真、気管支造影写真、一部に血管造影（肺動脈、気管支動脈）が行なわれたが、それらを総べてレビューした。CTが行なわれたものは17例（14%）であった。但し、CTはEMI-5005で、スライス厚みは1.3mm、スキャン時間は20秒であり、断層撮影は振角42°の直線運動である。

病理組織学的には扁平上皮癌が49例（40.5%）、腺癌15例（12.4%）、小細胞癌14例（11.6%）、大細胞癌9例（7.4%）その他であった。他に、CT例の参考的対照例として肺梗塞2例、肺結核、肺膿瘍、肺炎、塵肺各1例を観察した。

肺癌のX線所見を示唆する記述用語はいろいろあるが、こゝでは腺癌とくに細気管支肺泡型bronchiole-alveolar typeに特徴的とされるwell defined linear streak, tail sign(rabbit ears)および胸膜陥入pleural indentationに関連する所見をとり上げ、6症例を供覧する。

### 研究結果—症例示説

#### 1. 発端となった症例のX線像

症例1, S.K. 56才. 女. 図1

図1Aで、左肺門部下極付近に腫瘤状影があり、それを中心に3本の線状ないし索状影が認められる。

図1Bは左前斜位像であるが、上の2本は接近して1本にしかみえなくなり、垂直に下方に延びた線状影は全くみえなくなったが、腫瘤状影は明瞭となり空洞のあることがわかった。こゝで、空洞をつく

った腫瘤状影から延びる長い線状影 long line shadow は何を意味するか、問題となり、また空洞をつくっている腫瘤が腫瘍か炎症性肉芽腫かの鑑別のために、この長い線状影が役に立つかどうか問題となる。図1Aで心臓影内に透けてみえた線状影は肺横隔靱帯 lig. pulmodiaphragmale であり、こゝでは問題にしない。

## 2. 胸膜の牽引と血管の巻き込み

症例2. Y.W., 75才, 男. 図2

図2Aは右S<sup>6</sup>の断層像で、上下葉間の線状影が腫瘤の方向に牽引されていることがわかる。この病巣の病理診断は未分化癌ということであった。図2Dの模写図参照(p1は胸膜が牽引されていることを示す。)

図2Bは左S<sub>b</sub><sup>1+2</sup>の断層像で、肺尖部の血管A<sup>1</sup>, V<sup>1</sup>が巻込まれた状態を示し、かつ腫瘤は空洞を形成している。こちらは扁平上皮癌ということであった。

図2Cは左S<sub>b</sub><sup>1+2</sup>病巣の側面断層で、左肺尖部の動・静脈が腫瘍に集束されていることが示されている。こゝではさらに、その反対側すなわち末梢側にみられる線状影が何であろうかを問題にする。

## 3. 脈管の巻き込みと梗塞像

症例3. M.M., 67才, 女. 図3

右下葉S<sup>8</sup>を占拠する腫瘤があり、腫瘤はnotching(あるいはumbilication)と、放射状脈管 radiating vessels を伴う。最も拡張した樹枝状管状影は血管か気管支か、血管ならば動脈か静脈かが問題になる。末梢の胸壁に接した細長い三角形の楔形陰影は、従来の知識からすれば肺梗塞像とみなされるべき所見である。

## 4. CTに求めたもの、その1.

症例4. T.E., 58才, 男. 図4

左上舌区を占拠する腫瘤(扁平上皮癌)があり、その中から前胸壁のtに向って延びる樹枝状管状影があり、僅かな高さの差で見え難かったり(図4A)、よく見えたり(図4B)している。これが血管か気管支かが問題になることは図3の普通断層の最も拡張した樹枝状管状影の場合と共通する。

## 5. CTに求めたもの、その2.

症例5. S.O., 68才, 男. 図5.

図5Aは原発巣(右S<sup>6</sup>)のPから肺門リンパ節までの転移巣がみえて、気管分岐部から4cm下方に相当する高さであり、組織診は小細胞未分化癌とされている。

図5BはAより上隣の層で、胸壁から肺門まで連続した病巣の配列を示している。

図5Cは図5Bと同じ高さのまゝでウインドーレベルを下げてみたものであり、図5Dは更に下げて観察されたものである。胸壁より肺門に続く塊状影の変化と、中に樹枝状影が現われたことに注目したい。この樹枝状影の意味するものは何か。

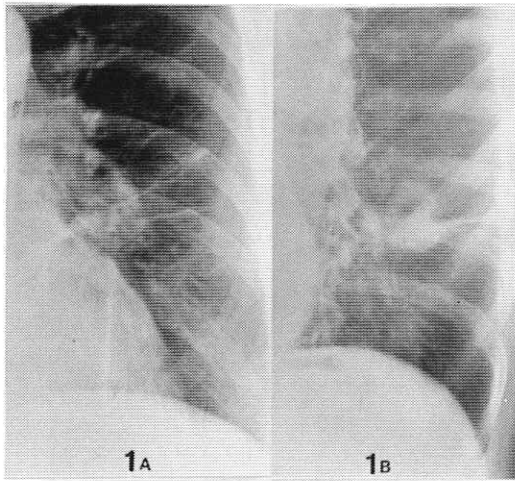


図1. いとぐちとなった症例(56才,女)

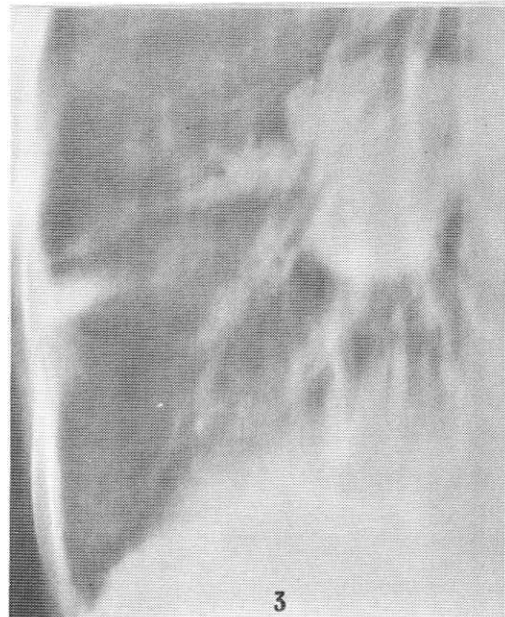


図3. 扁平上皮癌(67才,女)

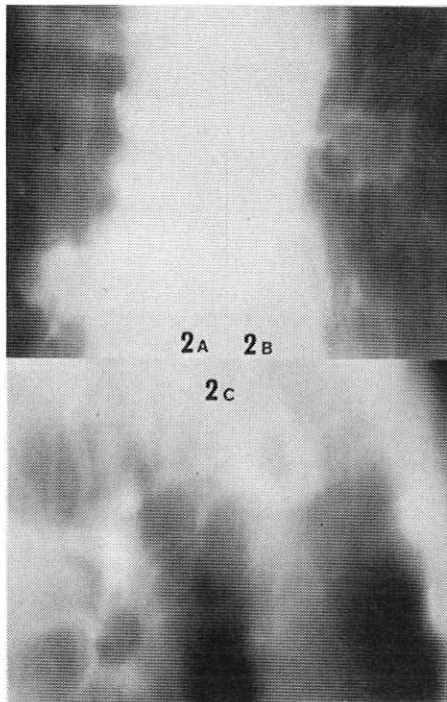


図2. 扁平上皮癌(75才,男)

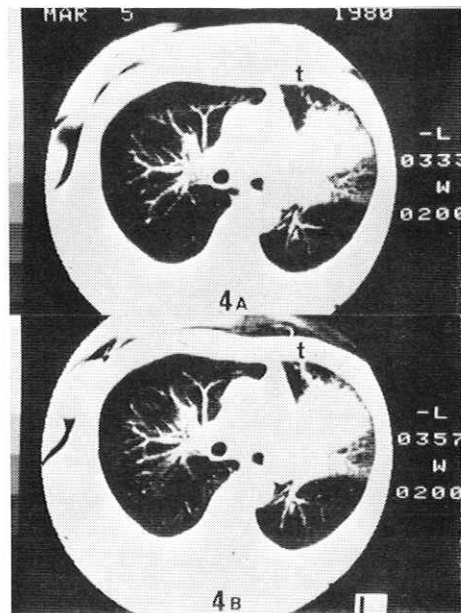


図4. 扁平上皮癌(58才,男)

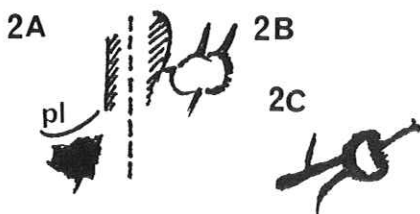


図2D 図2A~Cの模写図

図1~図6 腫瘤状ないし塊状陰影にまつわる線状ないし樹枝状陰影(本文参照)

図1:例1, 図2:例2, 図3:例3,  
図4:例4, 図5:例5, 図6:例6.



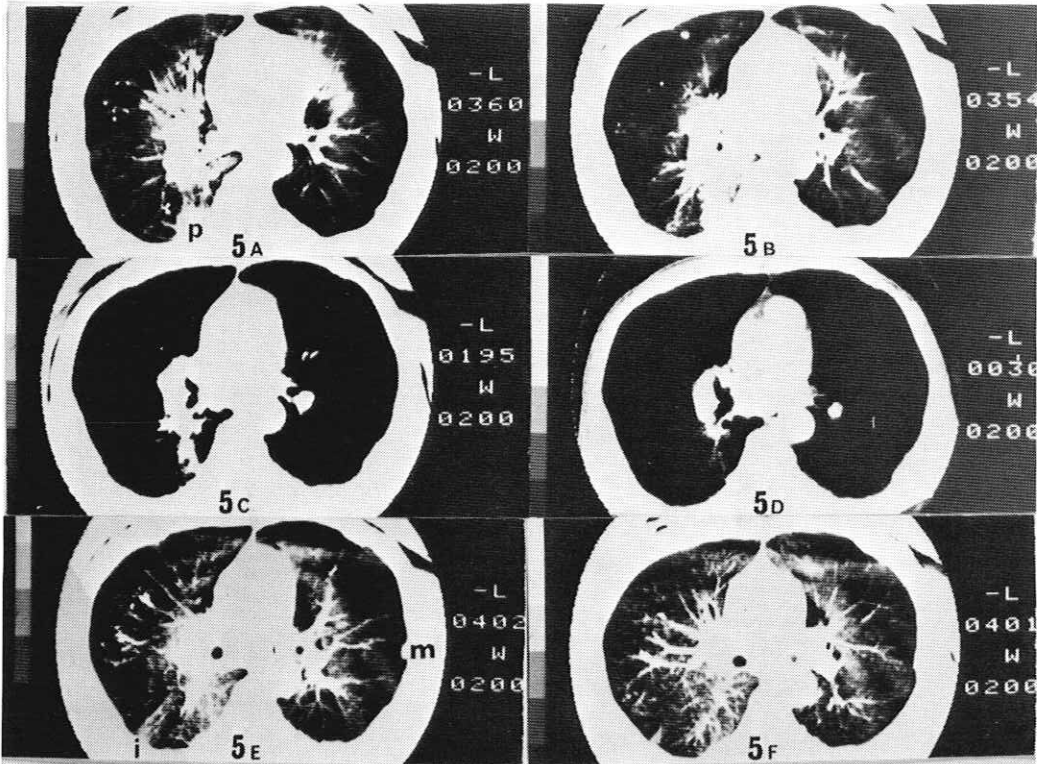


图5. 小細胞未分化癌(68才,男)

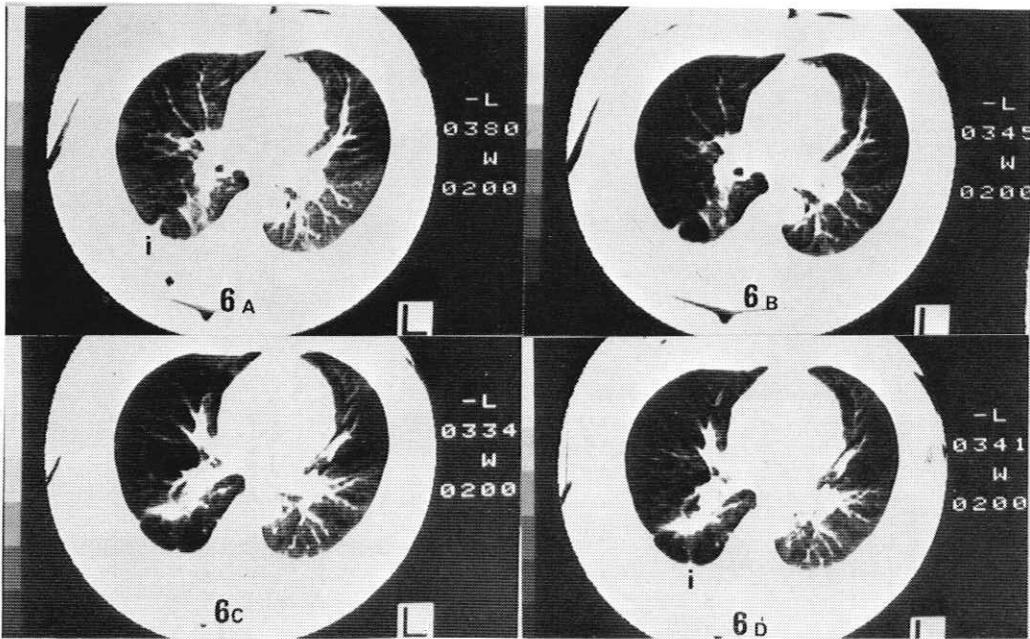


图6. 結核(56才,女)

図5 Eは、B～Dの上隣りの層であるが、左肺の胸膜下転移巣が1個（*m*）みえている。右肺後壁の細長い三角形（*i*）の配列を示す索状影は何を意味するか。これはさらに上の隣りの層図5 Fでは明瞭な三角形の楔形陰影を示すのである。

6. CTに求めたもの、その3.

症例6. Y.N., 56才, 女. 図6.

右S<sup>6</sup>に陳旧性の結核病巣があり、結核菌は現在検出されていないものであるが、胸部単純X線像に比較すると可成り異なった印象を与える像を示す。

図6 A, Bは同じ高さで、ウインドーレベルを変えてみたものであるが、右後の胸壁に三角形の陰影（*i*）を認める。

図6 C, Dは前図の下隣りの層であるが、3個の小さい三角形の陰影が胸壁より突起状に現われている。Dの*i*では、線状影によって肺門側の陰影につらなっていることを示しているが、他のものも同様なのであるが、これらは何を意味するであろうか。

### 総括と考察

過去のX線写真をレビューし、CT応用例との対比により、腫瘤影に関連する線状影の問題をとり上げたが、太いものでは管状影と表現する方がよいものがある。それらは腫瘤を中にして中枢側と末梢側とに分けられる。末梢側では単に直線のみでなく樹枝状の分岐状態を示すものがあり、中枢側では線状影と管状影とがある。末梢側では胸膜下に達するものが多く認められた。腫瘤を中心として、一口でいえば、これらの線状管状影が病態生理学的に何を意味するかを整理しておく必要があると考えたことからこの研究が始められた。

図1では上の2本は同一性状のものである。著者はこれを梗塞血管像と考えたい。しかし、これを胸膜陥入 pleural indentationだとする人、板状無気肺 plate atelectasisとする人があった。胸膜陥入ではないが、胸膜牽引とみなされる現象は図2 Aでみられる。図2 B, Cは腫瘍による血管の巻込みとして統一的解釈が可能であると思うが、図2 Cの末梢線状影を胸膜陥入だとする人がある。図3では上部の拡張樹枝状影は気管支か。血管ならば静脈であろうかと思う。胸膜下の楔状影はA<sup>8</sup>の梗塞像と考えたい。著者は胸部X線像と断層像とから得られた所見の説明をCT像で説明することができないであろうか考えた。そこで、別なCT応用例の中に証拠となる所見を求めてみた。

図4の腫瘤中から出る樹枝状影は図3上部の拡張樹枝状影に近い。図5では、肺癌の肺内進展には核あるいは芯となる樹枝状構造のありうることを示唆する（図5 B～D）ものがある。また、図5 E, Fの三角形（*i*）は気管支狭窄後の炎症像か、血管閉塞に伴う梗塞像か、肺癌病巣の分布とは少々離れた位置にあるが故に興味ある所見である。図6では、A～Eすべてにみられる小三角ないし突起状の胸壁側陰影は血管閉塞に伴う胸膜の牽引部とみるのが可能であろう。従来は単純像や断層像で漫然と癒着などと呼称して来た所見の芯にはそのような病態生理学的基礎があったのではないかと推測する。ブラ

様病巣の壁としての所見も一応鑑別の対象とはなるではあろうが、こゝでは考え難い。

胸膜陥入は、癌病巣内の線維化あるいは癒痕性収縮による陥凹部に向って胸膜が陥入し、その際の胸膜の折込みによって線状影が現われるものとして説明されているようである<sup>1)</sup> Shapiroら<sup>2)</sup>によると腫瘍内を走る線状影の意義づけは Rigler によってなされたということであり、手術時癌病巣に接する臓側胸膜が皺寄り puckering を示すのをみることがあるとし、rabbit ear あるいは tail sign と呼ぶことにしたという。Theros<sup>3)</sup> はその後、1267例の末梢肺癌の病理学的所見とX線像の関係について詳細な報告をしたが、胸膜牽引については触れたが皺寄りや折込みについては触れず、濃い線状影は線維反応 (desmoplastic reaction?) で経過の長さを示すものとした。田坂は昭和53年日本医事新報における臨床医学の展望、臨床放射線医学診断面においてTherosの業績を紹介したが、これらのことには触れず、また、その著胸部X線読影テキスト中にも、これらのことは一切触れられていない。所見の記述用語は、その文字の表意作用から、ときとしては漠然とした使い方で、必ずしも厳密な定義づけなしに普及されることがある。すなわち、人間の意識が行う連想作用の土台となる暗示作用により、暗黙の了解という程度で使用されていることがある。従って、ときには不確実なものとなり、流行語的用語が嫌われる場合もあろう。

肺のX線写真読影の基礎は肺紋理にあるといわれ、肺紋理は血管影とされているが、CTにそのまゝあてはまる原理となるものであろうか。CTには、高コントラスト分解能と低空間分解能をはじめ、partial volume effect、スライス厚さ、undershootとovershoot、再現性、CTナンバーなどの技術的問題が多い<sup>4)</sup> 従って、従来のX線診断学的思考がそのまゝ適用できない場合もあるかも知れないので、今後なお検討したい。しかし、癌、ときには炎症性疾患でも、その増殖・経過の過程においても、血管、気管支などの巻込、狭窄、閉塞、圧排、結合織増殖などの諸変化が起こる可能性如何を意識した所見の解析が必要であろう。

資料は未だ不十分であり、CTに関しては経験に乏しい。しかし、僅かなCT資料ながら、百数十例のX線写真とともに短時日の間に行なったレビューによって、かつて気付いたことのない所見の読みを指摘しえたと思う。Simon<sup>5)</sup>によれば、かの有名なFleischnerのplate atelectasisでさえ、その説明には未だ不十分なものがあるとのことである。結論を出すことを控え、敢て問題提起の機会としたいゆえんである。

## 結 語

CT応用例を含め、最近5年間の肺癌を主とする症例のX線写真をレビューして幾つかの所見に気づき、若干の問題を提示した。とくに、腫瘍内の線状影の一部には、CT像との対比観察を通して、血管の梗塞像を示唆するものがあることの可能性を指摘した。

## 文 献

- 1) 鈴木 明, 他: 肺と心 18:160-171, (1971)
- 2) Shapiro, W. et al: Amer. J. Roentgenol. 114:516-524, (1972)
- 3) Theros, E. C.: Amer. J. Roentgenol. 128:893-914, (1977)
- 4) 竹中榮一: 放射線像研究 8: 125-139, (1978)
- 5) Simon, G.: Br. J. Radiol, 43:327-332, (1970)

## 電子写真技術によるレリーフ像とその応用

米 沢 義 道

### 1. はじめに

レリーフ画像とは平面より隆起あるいは沈下している部分が画像の意味を持つものを言う。レリーフ画像は通常の平面光学像に比べて次のような特徴を有している。

(1)立体感があり視覚的に迫力があるので画像の強調効果がある。(2)版として複数枚のレリーフ画像の複製あるいは平面像の印刷の可能性を有している～印鑑、印刷用版。(3)マイクロレリーフ像は透過光、反射光に光学的な差が生ずるので光学像の記録が可能である～サーモプラスチックレコーディング。(4)機械的なガイドとしての性質～レコード。(5)実物像と平面像の中間的な性質を持ち立体物のシミュレーション効果がある～メダルの人物。(6)触覚により認識できる可能性を有する～点字、サーモフォーム。

従来、この種の画像の製作には、複雑なプロセスと時間を要した。たとえば物理的には、母型を作りプレスによって作る方法、プラスチック等の成形法、化学的にはエッチングによる方法などで行なわれた。作りがたいというイメージで印鑑のような真物の証のために用いられたりしている。

最近、各種の目的のレリーフ画像が簡易な写真法である電子写真プロセスの応用で作られつつある。電子写真は其の容易性から現在非常な勢いで普及して、文書の現寸コピーが一般的になっている。周知のことと思うがそのプロセスを簡単に述べるとつぎのようである。まず①抵抗の高い光導電体層の表面に一樣に帯電を行ない、②表面に光学像を投影して、層の光導電性により部分的に異なった導電率を発生させ、帯電電荷を放電させることにより光学像を表面電荷の濃淡像に変換させ(静電潜像)、③表面電荷と反対の電荷を有する微粉末の静電吸着により電荷像を可視像として現像し(トナー像)、④この像をさらに紙に転写して加熱により定着する。

現在普及している PPC (普通紙) コピーは大略このようである。これから述べる電子写真を用いた各種レリーフ像形成は、材料や方式は異なるがこのプロセスの途

中形態である静電潜像あるいはトナー像(未定着、定着後)から出発している。静電潜像では、電荷の持つクーロン力、トナー像ではトナーの遮光性、耐薬品性、光吸収性等に注目してプロセスを進めている。ここでその諸方式について概説してみよう。

### 2. レリーフ像形成法

#### 2.1 静電潜像を用いる方式

静電潜像は前述のように高抵抗シートの層表裏面に形成されるのでクーロン引力によりシートを薄くするような方向の力が印加されているから、この状態でシートを軟化させると電荷量に応じた厚みの変化が起る。

この現象を用いて画像記録を行なおうとする試みは古くから行なわれており、シートを薄くすると高分解能の記録が可能なることからホログラム記録<sup>1,2,3)</sup>、また最近ではビデオディスク<sup>4)</sup>への応用が試みられている。この方式のプロセスを図で示したのが Fig. 1 である。

シートの構造は、電子写真プロセスが可能な高抵抗光導電層と熱可塑性樹脂の二層構造が多いが、これを双方の特性を兼ね備えた一層にする方法もある。まず、暗の中にシートを表裏面にコロナ放電等により一樣な帯電を行ない、ついで画像を露光する。光の当たった部分は電荷が光導電層を移動して電荷の配置が図のように変化する。再帯電により以後の現象が起りやすいようにバイアス帯電し、最後に全体を加熱して、熱可塑性樹脂の軟化点以上に加温すると前述のクーロン引力により厚さ変形が起るのでそのまま冷却すると画像が固定される。

このプロセスは各処理を逐次行なうので逐次法と呼ばれるが、他に加熱、帯電、露光を同時に行なう同時法<sup>3)</sup>、同時法の後半で白色光を照射する PLA 法<sup>5)</sup>などがある。このプロセスの特徴は、図の最後に示してあるように静電潜像を消去後、再加熱すると記録面の変形は元に戻り再使用が可能なることである。

L.H. Lin<sup>2)</sup>はこの可逆性に注目してホログラム記録を試みている。光導電層は厚さ 2.5 $\mu$  の増感 PVK (ポリビニルカルバゾール)を用い、熱可塑性樹脂層には 1 $\mu$

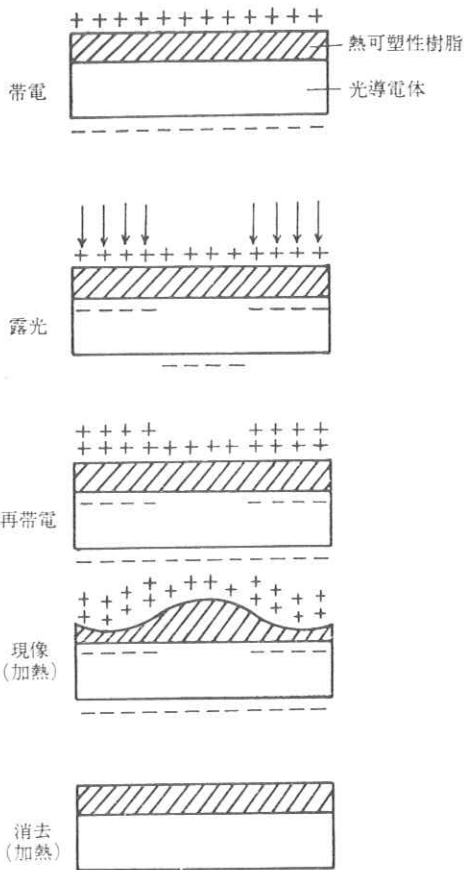


Fig. 1 Thermoplastic electrophotography process.

厚のロジン層を塗布形成している。また最後の加熱現像のためにはこれらの層と支持ガラス層間にネサ膜電極を設け、通電加熱方式をとっている。サンプル面は  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  で逐次法処理を行なっている。このセルで、最大回折効率 12.5% が干渉縞の空間周波数 1000 サイクル/mm で得られている。この回折率は図で示したクーロン力によるマクロな変形他に起るフロスト変形（微小な高密度の“くぼみ”ができて霜がついたように見える）の中心空間周波数において最大値として得られたものである。フロストの空間周波数は変形層の厚さ、材料に依存しているので、ホログラムの記録に際しては般送空間周波数との整合を十分考慮する必要がある。また、回折率は同時法処理で 40%、PLA 法では 34% が得られている。処理時間は、書込み 150 msec、消去 1 sec、冷却 1~2 sec を要し、プロセスの繰返しは 100 回以上が可能とされている<sup>2)</sup>。

最近、この方法を応用して反復記録再生ができるビデオディスクの検討も行なわれている<sup>4)</sup>。材料はほぼ Lin と同様だが PVK の増感には 2-6 ジクロロベンゾイルジ

イミドを用いて高感度としている。試料は 30 cm 径のディスクとして、基板、導電体層、光導電体層、熱可塑性層の複合構造となし、回転させながら帯電、ビーム露光 (He-Ne レーザー) を行なう逐次法により、加熱現像処理は温風で行なっている。画像は約  $2 \mu$  のビットで、 $1.7 \mu$  厚のロジン層に深さ  $1600 \text{ \AA}$  で記録された<sup>9)</sup>。ビデオディスクの課題の一つは反復使用だけに実用化が期待される。

また記録材料にエラストマーを用い表面に金属コーティングしたものはルチコンと呼ばれ加熱現像の処理が不要で記録でき注目されている<sup>7)</sup>。

## 2.2 トナー像をエッチングマスクに用いる方法

原稿からネガフィルムを作ることなく電子写真方式によるダイレクト製版技術が実用化ははじめている<sup>8)</sup>。これは製版においての省力化、省資源、省時間の上で大きなメリットとなっている。そのプロセスを Fig. 2 に示す。

まず酸化亜鉛の感光層を持つマスターペーパーにトナー画像を形成する。いっぽう、アルミ板表面を砂目だてにした上に樹脂層を設けた版材を用意し、トナー像をこの表面に転写する。この場合、金属ロールと導電性ゴムロール間に双方を重ねて入れ電圧印加するバイアスロール式の転写が効率が良い。トナー像は転写後、加熱定着する。さらに、トナー材は溶けず樹脂層のみが溶出する溶出液に浸すと、画像部を残して樹脂層は無くなり、砂目の保水性の部分が現われる。樹脂層は砂目の中にも入っているので版の高さは最大で  $10 \mu$  位と云われる。残留トナーおよび樹脂層は親油性であり、樹脂層の存在により耐刷力は 15 万部以上となっている。また、分解能は 10 本/mm 程度である。従来もトナー像のみによるオフセットマスターはあったが数千部がやっとな樹脂層の

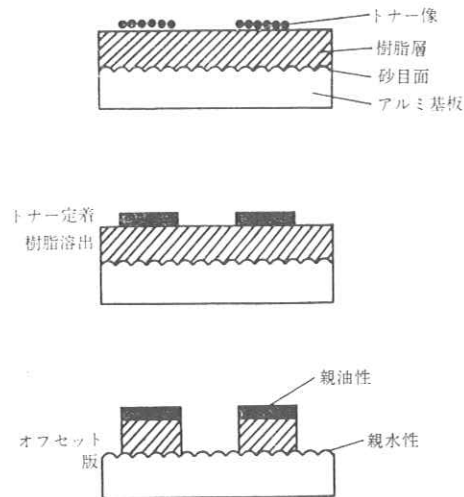


Fig. 2 Relief process for Offset printing master.

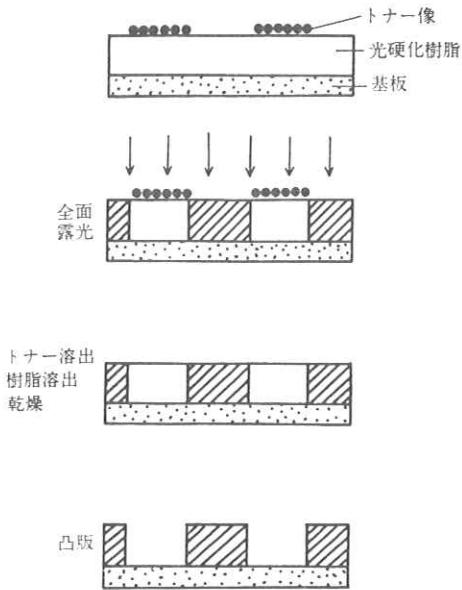


Fig. 3 Relief process for Anastatic printing master.

介在による耐刷力の著しい増大は製版技術の大きな進歩と云えよう。

### 2.3 トナー像を光学的マスクに用いる方法

トナーは通常カーボンブラックを含むプラスチック粒子であるので遮光性が大きい。これをそのままネガフィルムに代るマスクとして用いれば、感光性樹脂凸版の製版が可能である<sup>9,10</sup>。Fig. 3にその工程を示した。

トナー像を光硬化性樹脂層面に転写する場合には、樹脂層の厚さから静電転写は難しくロールによる加圧転写法が採用されている。またトナーについては、微粒子でかつ、遮光性の大きなものが望ましい。滝本ら<sup>9</sup>は市販のトナーの粒径(10~20 $\mu$ )が大きいので5~10 $\mu$ 径のトナーを試作して、版の解像力12.5本/mmを実現し、網点再現範囲もLPIで5~95%のトナー像を得ている。感光性樹脂版は通常用いられるものを使用して高圧水銀灯で全面露光している。この場合、トナー像は網点画像に限られ、遮光が中間的になる画像は用いない。この後、表面のトナーを溶剤で溶出した後、トナー部の未硬化部を溶出する。この方式には、感光性樹脂として従来の水およびアルコール溶出タイプが用いられ、凸版マスターとしての濃度特性などの細かな検討から十分な実用性が認められている。

この他に、ほぼ似たプロセスであるが、シート自体に発泡体を含ませておき、露光処理後全体を加熱処理して未硬化部(画像部)で発泡体の発泡を許し、画像部を隆起させる方法も試みられている<sup>11</sup>。

### 2.4 トナーを熱源として用いる方法

今までのものは、マイクロなレリーフによる光学像の記録や、平面性を重要視した印刷版を目ざしたものであったが、マクロな意味での触覚的レリーフ像を目標としている筆者等の仕事の一端を示したい<sup>12,13</sup>。この画像は、盲人に画像情報を容易に提供することの一手法として通常のコピーの延長プロセスとして考えているものである。このレリーフ像には次のような条件が必要となる。

(1)レリーフの高さは、基礎的な指先による認識実験から0.1~1mmが必要である。(2)認識は指先の触覚によるが、この部の認識分解能は0.5~1本/mmであるので、作製される画像の分解能は5本/mmもあれば十分である。(3)画像は指先の圧力を受けて認識される。このため画像はベースあるいは非画像部に堅固に付着している必要がある。(4)画像の固さは、触覚に対し刺激となるものである必要がある。(5)このためさらに画像部は切れが良いことが望ましい。これらの条件が全部満たされることは難しいが、筆者らが試みた三種のレリーフ像作製法をFig. 4に示す。これらの方法はいずれも通常のトナー粒子が光吸収の良好なカーボンブラックを含むため、光照射により発熱して熱源となり得る効果を利用している。

Fig. 4(a)はトナー像を既発泡のシート材上に形成して凹形のレリーフ画像に変換する方式である<sup>12</sup>。この場合、既発泡体には、微小発泡セル(0.1mm以下)により構成され、かつ発泡倍率が小さくて固い発泡ポリエチレンシートが望ましい。トナー像はこの場合静電転写が難しく、機械的な圧着転写による。つづいてハロゲンランプを数センチから照射して $10^4\sim 10^5$  luxの照度によりトナー像を加熱する。非画像部のポリエチレンは発泡構造のため光散乱が顕著で発熱が少なく、トナー部のみが選択的に発熱し、この熱は直下のポリエチレンの発泡構造を軟化、消失させるのでシート表面の沈下が起こる。発熱源のトナーは表面と一緒に沈むので深さ5~6mmまでの沈下が可能である。問題点は分解能で、トナーからの放熱は水平方向にもあるので画像の“太り”が発生し、その大きさは、様々な工夫を施しても深さの10%以上発生する。

盲人による認識テストでは、大きな画像は凹部がガイドとなるため画像のトレースに都合が良いが、比較的細かな線などは指が入らず認識が難しい。図最下部に写真を示した。トナー像は処理中に定着されて可視像の性質も保持している。

Fig. 4(b)は、熱可塑性シートを用いる方式<sup>13</sup>である。主に材料は0.1~0.2mm厚の塩ビあるいはポリエチレンシートを用いており、転写は静電方式で可能である。光照射処理は前記法と同様で0.2~1secである。

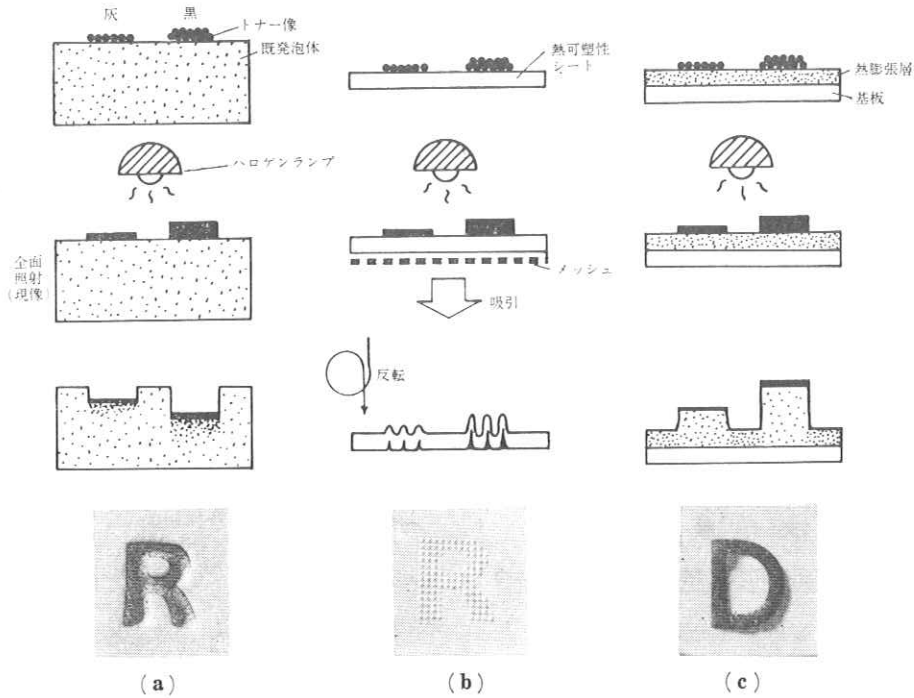


Fig. 4 Relief process for Tactile sensing image.

これにより画像部のみシートを加熱軟化し、この直後に金属メッシュ（穴径 0.5~1.2 mm $\phi$ 、ピッチ 0.8~1.0 mm）を介してシートを吸引する。シートの軟化の程度はトナー密度の高い部分において著しいから、深い凹形に成形される。冷却後シートを裏返せば原画の光学濃度は 0~1 mm 程度の高さを有するメッシュの穴径の外径とする突起群に変換されている。この方式は堅固な像の作成が可能で触覚認識も良好であったが、プロセス的に連続操作が難しいのと、メッシュによって画像の分解能が定まってしまう欠点を有している。

Fig. 4 (c) は加熱により膨張するシートを用いる方法<sup>13)</sup>である。トナー像は、紙等の基板の上に形成した熱膨張層表面に静電的に転写される。つづいて前二法と同様に高輝度ランプ照射を行ないトナー部を選択的に発熱させ、この熱により直下の熱膨張層を膨張させてシート表面を隆起させることにより凸形画像を形成するものである。

熱膨張剤はアゾビスジイソブチロニトリル等の通常の有機発泡剤でも原理的に可能であるが、独立発泡セル構造により熱膨張画像の分解能が高められ、熱処理時間も短かくてすむマイクロカプセル発泡体が望ましい。特に熱可塑性の塩化ビニリデン-アクリロニトリル共重合体でボタンを包みマイクロカプセル化した平均粒径 15 $\mu$ 、膨張温度 110~130 $^{\circ}$ C の微小球が最適である。この微粒子 20% と酢酸ビニルポリマー 80% を結着剤として混

合して膨張層とした。結着剤はカプセルの膨張温度付近で軟化しカプセルの膨張を許さねばならない。また基材シートはカプセルの動作温度でも軟化しないものであって、かつ結着剤とよく結合して上層の膨張による歪にも耐え、また静電転写特性も良好なことが望ましい。

マイクロカプセルは動作温度を越えると 100~150 倍に非可逆的に体積増加を起こし、このため層厚としては 5~7 倍の増加として現われるから、触覚像の条件のためには層厚を 0.1~0.2 mm 程度としておけば良い。このシートは適当な条件で光処理されるとトナー濃度に応じた隆起を持つレリーフ像を形成する。分解能は隆起高に依存するが点字 (0.3~0.4 mm 高) と同程度の高さでは 3~4 本/mm である。トナー像はこの場合も処理中に定着されており、可視像としての性格を有するとともに、その粒子性から非画像部面と異なって少しザラついた感触になっており触覚認識に好都合である。また画像の堅さも発泡構造にもかかわらず結着剤の選択で触圧に耐え得るものとなっている。ただ本画像は、熱を用いるため、画像端において熱放散のため加熱効率が悪く、エッジが丸み (0.3~0.5 mmR) を有しており、さらにこの効果は、1 mm 以下の画像についてトナー濃度と画像高の関係が乱れる欠点となっている。ともあれ、この画像は点字に似て凸画像であることや画像部の感触の違いから盲人の認識程度が高く、プロセスが簡単でかつ、通常のコピー機を適用できるため実用化にもっとも近いものであ



る。また一般的な応用としても、簡単な印刷版や機械加工ガイドあるいは容易にできる立体物として種々の応用が考えられている。

### 3. おわりに

紙面の都合でくわしい紹介はできなかったがレリーフ像作成技術は電子写真技術の通常の応用法である文書コピーにかかれて、これまであまり目立たない応用技術の一つである。用いられる材料について、電子的な特性はもとよりさらに化学的、機械的な特性を総合的に検討する必要があるため、広い分野の知識を要する技術と言えよう。この技術は電子写真法の簡便さを生かすことにより今後、さらに応用分野が広がり発展するものと期待される。

### 文 献

1) J. C. Urbach and R. W. Meire : Appl. Opt. 5

- (1966) 666.
- 2) L. H. Lin and H. L. Beauchamp : Appl. Opt. 9 (1970) 2088.
- 3) T. L. Credelle and F. W. Spong : RCA Rev. 33 (1972) 207.
- 4) 加藤秀雄 : イメージング (1979) No. 28, p. 14.
- 5) T. Saito, S. Oshima, T. Honda and J. Tsujiuchi : Opt. Commun. 16 (1976) 90.
- 6) 加藤秀雄 : 私信.
- 7) N. K. Sheridan : IEEE, Trans. Electron Devices 19 (1972) 1003.
- 8) 高橋, 坂田, 立花, 大塚, 西部, 永松 : 電子写真学会第 44 回研究討論会予稿集 (1979. 11).
- 9) 田辺, 斎藤, 滝本 : 第 8 回画像工学コンファレンス論文集 (1977) 81.
- 10) 滝本 : イメージング (1979) No. 28, p. 2.
- 11) Kazuo Matsunaga, Hideo Ishizawa and Kenichi Kurata : U. S. Patent 4, 113, 487.
- 12) 米沢, 中沢 : 第 8 回画像工学コンファレンス論文集 (1977) 77.
- 13) 米沢 : イメージング (1979) No. 28, p. 11.

## CT用キセノン電離箱の特性解析

日立製作所 中央研究所  
関原謙介, 村山精一, 早川孝之, 河野秀樹  
日立メディコ 山田憲治

### 1. 緒 言

X線CTでは検出器の性能が画質に大きく影響する。特に、ファンビーム方式(第3世代)のCTでは検出器の各素子間に感度差が存在すると、画像にいわゆるリング状アーチファクトを生じてしまう。従って、このリング状アーチファクトのない画像を得るためには、電離箱各素子における入出力特性が何によって決定されるかを知らなければならない。

本報告はこの電離箱入出力特性の入射X線強度依存度と、入射X線エネルギー依存性について理論的に解析し、電離箱各部の幾何学的パラメータおよびキセノンガス圧力と検出器感度との関係を求めたものである。

### 2. X線CT用のキセノン電離箱検出器

図1にファンビーム方式X線CTに使用されるキセノン電離箱検出器の概念図を示す。この検出器はX線ビームの扇の弧に沿って配列された多数の素子から成っており、図に示すように、平板状の高圧電極Aと信号電極Bが交互に、かつ、X線ビームと平行に配列されている。そして、高圧電極と信号電極に挟まれた空間が1つの電離空間を形成しており、信号電極を挟んだ2つの電離空間が1個の素子として動作する。以下の解析はこの電離空間に対して行なわれるものであり、そのための座標、記号を図2に示す。(簡単のため、電離空間は直方体とする。)

### 3. 入出力特性の入射X線強度依存性

まず、入射X線は単色(60 keV)であるとして、入出力特性の入射X線強度依存性を議論する。

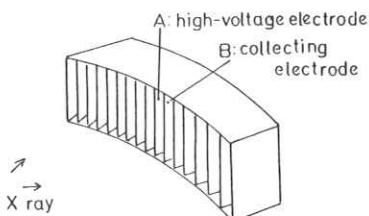


図1. X線CT用キセノン電離箱概念図

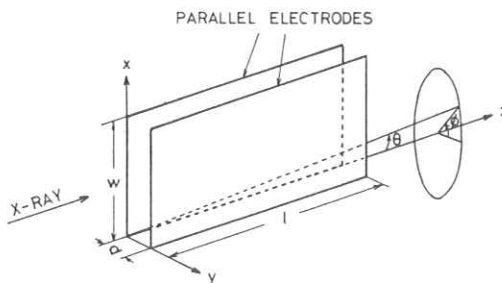


図2. 計算に用いた座標系と電極部分の記号

この場合に問題となるのは電離空間内に微量存在する不純ガス特にH<sub>2</sub>Oなどの電子付着気体による電荷再結

合であり、これによる出力電流の損失を計算するための、各電荷の粒子密度に関する基本方程式を以下の仮定により導く。

- 1) 入射X線強度はx方向およびy方向に対して一様であるとする。
- 2) 不純ガスとしてH<sub>2</sub>Oを仮定し、これが電離空間内に一様に分布しているとする。
- 3) 光電効果により放出される1次電子の飛程は十分小さいとする。
- 4) 高圧電極から信号電極に電界Eが印加されており、空間電荷の影響は無視する。

これらの仮定のもとに、各電荷の生成、消滅に関する連続の式から以下の方程式を得る。

$$\nu_0 e^{-\mu z} + k_e E \frac{\partial n_e}{\partial y} - a n_a n_e - \beta_e n_+ n_e = 0 \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$\nu_0 e^{-\mu z} - k_+ E \frac{\partial n_+}{\partial y} - \beta_+ n_- n_+ - \beta_e n_e n_+ = 0 \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$a n_a n_e + k_- E \frac{\partial n_-}{\partial y} - \beta_- n_- n_+ = 0 \quad \dots\dots\dots (3)$$

各記号の意味は以下の通りである。

- $n_e$ : 電子密度                       $n_+$ : 正イオン密度                       $n_-$ : 負イオン密度                       $n_a$ : 不純物密度  
 $k_e$ : 電子のモビリティ       $k_+$ : 正イオンモビリティ       $k_-$ : 負イオンモビリティ       $a$ : 電子付着定数  
 $\beta_e$ : 電子, 正イオンに対する再結合定数       $\beta_+$ : 正, 負イオンに対する再結合定数  
 $\mu$ : キセノンガスのX線吸収係数                       $\nu_0$ :  $z=0$ での初期発生イオンペア密度

式(1)~(3)を解き、 $n_e, n_+, n_-$ を用いて出力電流*i*, 再結合による損失 $\Delta i$ は、

$$\Delta i = e\beta_- \int_0^d \int_0^w \int_0^l n_-(y,z) n_+(y,z) dx dy dz + e\beta_e \int_0^d \int_0^w \int_0^l n_e(y,z) n_+(y,z) dx dy dz \quad (4)$$

$$i = i_s - \Delta i \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$i_s = e w d \nu_0 \frac{1 - e^{-\mu l}}{\mu} \quad \dots\dots\dots (6)$$

より計算できる。ここで*i<sub>s</sub>*は再結合損失がないとした場合の出力電流で、飽和電流と呼ばれる。また、 $E_f$ を次式

$$E_f = \frac{\Delta i}{i_s} \quad \dots\dots\dots (7)$$

で定義する。

式(1)~(7)の数値計算結果を、図3~5に示す。

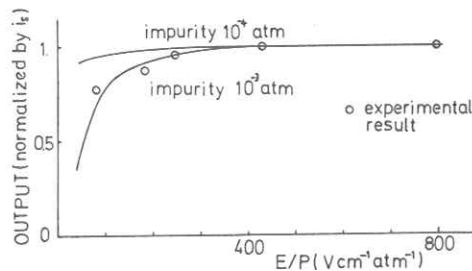


図3. 電離箱飽和特性の計算結果と実測値

図3は出力電流  $i$  を  $E/P$  (印加している電界とキセノンガス圧力の比)をパラメータとして計算したもので、この結果は電離箱の飽和曲線と呼ばれるものである。図には不純物分圧が  $10^{-3}$  atm,  $10^{-4}$  atm の2つの場合につき示してある。図の○印はある電離箱における実際の測定結果であり、これからこの電離箱には不純物が  $10^{-3}$  atm

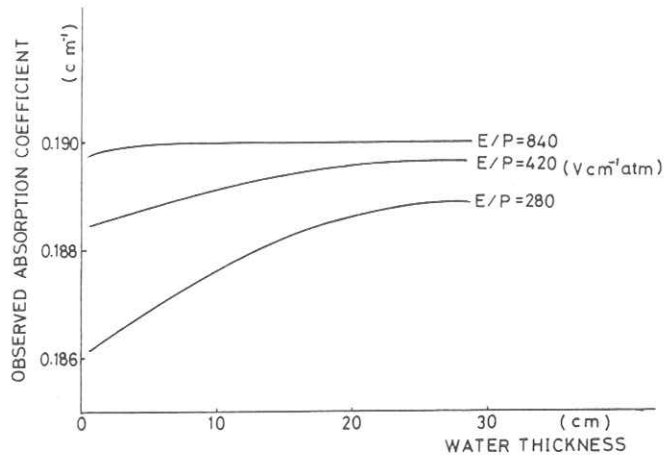


図4. 水に対するみかけのX線吸収係数の計算結果

ほど混入していることが考えられる。このような電離箱では、同図からわかる通り、 $E/P$ の値が400 ( $Vcm^{-1} atm^{-1}$ )以下では、 $E/P$ の変化、すなわち印加電圧の変動により出力電流も変動を受ける。したがって、動作条件としては  $E/P \geq 500$  ( $Vcm^{-1} atm^{-1}$ ) でなければならないと考えられる。

図4には、水に対する見かけのX線吸収係数を透過する水の厚さに対して計算した結果を示す。(水のX線吸収係数は  $0.190/cm$ として計算した。)

見かけのX線吸収係数  $\mu_M$  は、減弱前のX線による出力電流  $i^0$ 、被検体透過後のX線による出力電流  $i$ 、水(被検体)の厚さを  $L$ として、

$$\mu_M = -\ln(i/i^0)/L \quad \dots\dots\dots (8)$$

で表わされる。同図は不純物分圧  $10^{-3}$  atmの場合における  $E/P$ の3通りの値について計算してあるが、いずれの場合も、 $\mu_M$ は真の値  $0.190$  ( $cm^{-1}$ )よりも小さくなっており、透過する水の厚さ  $L$ の小さな部分で誤差がより大きくなっている。すなわち、再結合の大きな電離箱で被検体を計測した場合、像の空気との境界付近における画像濃度がより小さく再生される。つまり空気との境界付近にシェーディングを生じることが予想される。

図5に式(7)で定義した  $E_f$ の電極間々隔  $d$ に対する依存性についての計算結果を示す。式(7)より

$$i = i_s(1 - E_f) \quad \dots\dots\dots (9)$$

を得る。また、X線減弱のない場合について、各記号にスパスクリプト0をつけて表わすとこの場合についても同様の式

$$i^0 = i_s^0(1 - E_f^0) \quad \dots\dots\dots (10)$$

が成り立つ。式(9)、(10)より

$$-\ln(i/i^0) = -\ln(i_s/i_s^0) - E_f^0 \quad \dots\dots\dots (11)$$

を得る。すなわち、射影データに入り込む再結合に起因する誤差はほぼ  $E_f^0$  で表わされる。図5はこの  $E_f^0$  の電極間々隔依存性を不純物分圧  $10^{-3}$  atmの場合について計算したものであり、横軸は  $d = 0.6$  (mm) を1とした規格化値である。図から  $E_f^0$  は  $d$  により異なることが示され、隣り合う2つの素子において  $d$  が異なれば  $E_f^0$  も異なり、再生像にリング状アーチファクトを生じてしまうことがわかる。

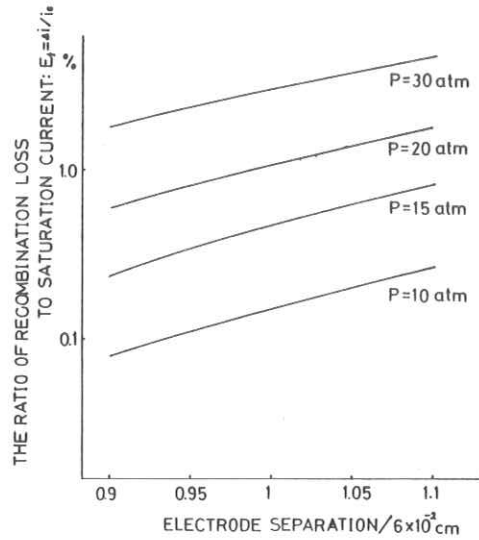


図5.  $E_f^0$  の電極間々隔依存性

#### 4. 入出力特性の入射 X 線エネルギースペクトルに対する依存性

次に、電離箱特性の入射 X 線エネルギースペクトルに対する依存性を導く。次の様な仮定を行なう。

- (1) 入射 X 線はある確率でキセノンガスに吸収され、光電効果により高速電子を放出する。
- (2) 蛍光 X 線の出力への寄与は無視する。(蛍光 X 線は等方的に放出され、ほとんどが電極材で吸収され、出力には寄与しないと考えられる。)
- (3) 光電効果による放出された高速電子は他のキセノン原子と衝突し、これを電離しながらエネルギーを失なう。この高速電子が電極に到達したとき保有しているエネルギーは電極中で熱に変わり出力電流への寄与とはならない。
- (4) 再結合による電荷の損失はないとする。

以上の仮定のもとで、エネルギー  $E$  の photon が検出器開口の単位面積に、単位時間当たり 1 個入射すると、出力電流は次式で与えられる。

$$I(E) = ew \int_0^d \int_0^d \sum_j \mu_j(E) \frac{E - \Phi_j - \xi(E - \Phi_j, y)}{\zeta} \exp\{-\mu_T(E)Z\} dy dz \dots\dots\dots (12)$$

ここで、 $\mu_j(E)$ 、 $\Phi_j$  : それぞれ第  $j$  番目の殻の電離に関する光電吸収係数とそのときの仕事関数

$\mu_T(E)$  : エネルギー  $E$  の光子に対する全吸収係数       $e$  : 素電荷 ( $1.6 \times 10^{-19}$  クーロン)

$\zeta$  : キセノンセンガスに対する平均のイオン化エネルギー

$\xi(T, y)$  : 電極から  $y$  の距離で発生したエネルギー  $T$  の高速電子が電極に到達したとき持っているエネルギーである。

今、エネルギー  $E$  がすべて電流に変わったとすると、出力電流は  $ewdE/\zeta$  となる。変換効率  $\eta(E)$

を次式で定義する。

$$\eta(E) = \frac{I(E)}{ewdE/\xi} = \frac{1}{d} \int_0^d \sum_j \mu_j(E) \frac{E - \Phi_j - \xi(E - \Phi_j, y)}{E} \exp\{-\mu_T(E)z\} dy dz \dots\dots (13)$$

この $\eta(E)$ を用いると $I(E)$ は次式のように表わされる。

$$I(E) = ewdE \eta(E) / \xi \dots\dots\dots (14)$$

ここで、 $\xi(T, y)$ は次式で計算できる。

$$\xi(T, y) = \frac{1}{2\pi} \left\{ \int_0^\pi p(\theta) \int_{-\pi/2}^{\pi/2} T_s(T, \frac{y}{\sin\theta \cos\phi}) d\phi d\theta + \int_0^\pi p(\theta) \int_{\pi/2}^\pi T_s(T, \frac{d-y}{\sin\theta \cos\phi}) d\phi d\theta \right\} (15)$$

ここで、 $p(\theta)$ は光電放出の角度分布を表わす式であり、 $c$ 、 $v$ をそれぞれ光、高速電子の速度として、 $\beta = v/c$ とすれば、<sup>1)</sup>

$$p(\theta) = \frac{3}{4} (1 - \beta^2) \frac{\sin^3 \theta}{(1 - \beta \cos \theta)^4} \dots\dots\dots (16)$$

また、 $T_s(T, S)$ は初期エネルギー $T$ の高速電子が距離 $S$ 進んだときに持っているエネルギーを表わす式であり、次式で与えられる<sup>2)</sup>

$$T_s(T, S) = (T^{5/3} - \frac{5}{3} kNS)^{3/5} \dots\dots\dots (17)$$

ここでキセノンガスに対しては、 $k = 2.74 \times 10^{-32} (cm^2 \text{ erg}^{5/3})$ 、 $N$ はキセノン原子の粒子密度である。

図6に式(13)、(15)、(16)、(17)から計算した変換効率 $\eta(E)$ を示す。計算に際しては気体の温度を300°Kとし、電極長 $l$ を無限大とした。この仮定のもとでは $\eta(E)$ はキセノンガス圧力 $P$ と電極間々隔 $d$ の積に依存する。図では $Pd$ の3種類の値について計算してある。 $\eta(E)$ が $E=34.561$  (keV)において不連続となっているのはこのエネルギーにおいてキセノン原子のK殻の電離が起るためである。

さて、最終的な電離箱出力 $i$ はこの $\eta(E)$ より、式(14)を用いて、

$$i = \int \rho(E) I(E) dE = \frac{ewd}{\xi} \int E \rho(E) \eta(E) dE \dots\dots\dots (18)$$

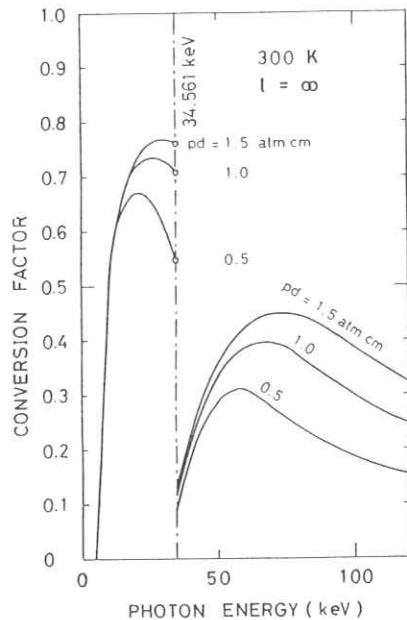


図6. 変換効率 $\eta(E)$ の計算結果

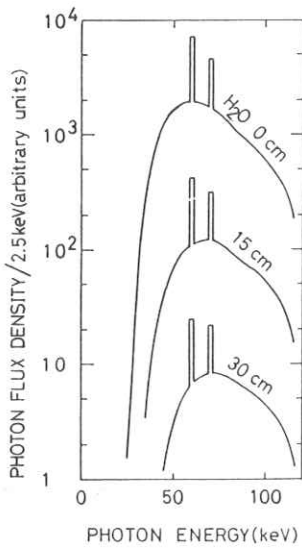


図7. 計算に用いた入射X線エネルギースペクトル

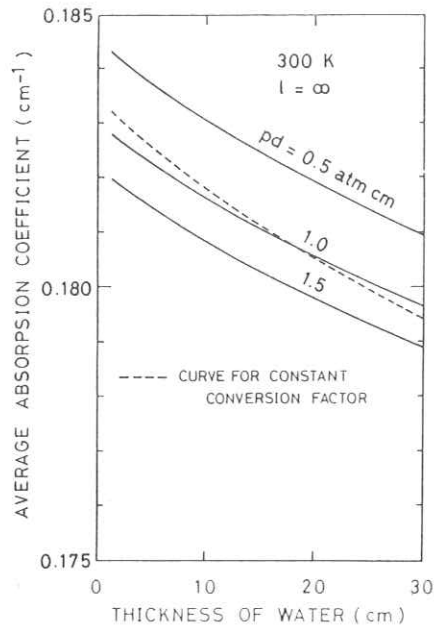


図8. 見かけの水に対するX線吸収係数

から求まる。ここで  $\rho(E)$  は入射X線のエネルギースペクトルであり、検出器開口の単位面積に、単位時間当たりエネルギー  $E$  の photon が  $\rho(E)$  個入射するとしている。

図7に計算に用いる  $\rho(E)$  を示す。水透過前データはタングステンターゲット、120 kV 加速電圧のX線管球からのアルミニウム 1.2 mm、銅 0.5 mm フィルター透過後の実測データであり、水 15 cm、30 cm 透過データはこの実測データから計算により求めたものである。

図8に式(13)~(18) および(8)から求めた、透過した水の厚さに対する見かけのX線吸収係数  $\mu_M$  を示す。図によれば、透過する水の厚さが増すにしたがい、見かけの吸収係数が減少するが、これは透過後のX線の線質が、水の厚さが増すにしたがい、より硬化するためと考えられる。図の点線に変換効率  $\eta(E)$  が一定な架空の検出器の場合を示す。図の点線と実線の差が  $\eta(E)$  のエネルギー依存性によるものである。

さて、図には  $Pd$  の3種類の値についての結果を示してある。ガス圧力  $P$  が一定とすれば電極板間隔  $d$  の差により見かけの吸収係数  $\mu_M$  に差  $\Delta\mu_M$  を生じる。ところで、式(8)から  $\mu_M L = -\ln(i/i^0)$  であり、隣り合う2つの素子で  $d$  に差がある場合、射影データに  $\Delta\mu_M L$  の差を生じやはりリング状アーチファクトの原因となることが示される。

## 5. 考 察

図5, 図8が示すとおり, 電極間々隔  $d$  のばらつきは射影データ,  $-\ln(i/i_0)$  に対し, 入射 X 線強度とエネルギースペクトルの両方に依存する誤差を生じる。今, 2つの素子の電極間々隔に 10% のばらつきがあるとして, この2つの素子による射影データ間の誤差を計算してみると, 電荷再結合による誤差は図5から,  $P=15\sim 20$  atm, 不純物分圧  $10^{-3}$  atmとして 0.3~0.4%であり, X線スペクトルに依存する誤差は水 30cm透過の場合, 図8から 0.3%程度となる。これらは像再生においては無視できない値であり, 再生像にリング状アーチファクトを生じてしまう。

現在, CT装置ではこのような素子間の感度差に対しては, あらかじめ取り込んだデータを用いて補正を行ないアーチファクトのない像を再生している。これまでの議論から明らかなように補正データ取り込みは被検体計測時と, X線強度, エネルギースペクトルともなるべく近い条件で行なわなければならない。人体と同程度の断面積の水またはポリエチレンファントムを使用する方法が知られている。

この補正データ取り込み時の条件が与えられれば図5, 図8より射影データに生じる誤差を計算でき, また, リング状アーチファクトを生じないための電極間々隔  $d$  に対するばらつきの許容基準も導出できる。

## 6. 参考文献

- 1) G. J. Hine and G. L. Brownell (ed) "Radiation Dosimetry" ) Academic Press, P. 59. (1958),
- 2) K. Kanaya and S. Okayama, "Penetration and Energy-Loss Theory of Electrons in Solid Targets", J. Phys., J. Phys. D: Appl. Phys. Vol. 5, PP. 45~48, (1972).



## 循環器用メタル I I

東京芝浦電気株式会社 電子事業部

佐野 哲, 杉山正弘, 石渡久男, 上邑芳和  
荒牧成光, 原尾紀男

### 1. まえがき

循環器シネ撮影用として、X線入射窓材がメタルの9/7吋X線イメージ・インテンシファイア(メタルI I)を開発した。

近年心筋梗塞などの冠状動脈疾患による心臓障害が年々増加しており、心臓血管系X線診断撮影システムにおける診断能の向上が強く求められている。心臓血管等動きが速い被写体の診断には高速シネ撮影方式が採られている。またこれらの被写体は微細であるばかりか、コントラストの低い像であるため撮影システム自身に高画質が要求される。I Iはシネ撮影システムにおいて画質を決定する最も重要な要素である。

従来I Iの性能改善はもっぱら入力蛍光面、光電面、電子レンズ及び出力面に注がれていた。近年これらの性能が大巾に改善されてきたため、X線入射窓での画質低下を無視できなくなってきた。我々は各種の入射窓材を検討し、また実管に適用して好結果を得たので報告する。

### 2. X線入射窓材の検討

X線入射窓材は従来X線透過特性のみを考慮してきたが、高画質を要求されるI Iは窓材での画質低下を最小限に抑えねばならない。X線入射窓材の選択にあたって、主に特性面で循環器用途に適しているか、また製品化の可能性があるかどうか検討を行った。表1に検討結果の概略を示す。

ベリリウムは非常にX線透過特性は良いが高価であり、また毒性を有するため現状では製品化困難と考えられる。ステンレス、ニッケル合金等重金属はX線吸収が大きく実用的でない。その他樹脂等は真空特性、機械的強度及び耐熱性の問題で現状では実現困難である。従って我々はアルミニウム及びチタニウムを入力窓材として選び、特性面を検討した。

#### 2-1. X線透過特性

図1及び図2にガラス、アルミニウム及びチタニウムのX線エネルギー依存の計算値を示す<sup>1)</sup>

なお参考までに図1にはベリリウム及びニッケル合金の特性も示した。チタニウムは機械的強度が大きいため、250 $\mu$ m程度の薄板化が可能である。またアルミニウムは機械的特性から凸構造が可能で板厚は0.5~2mm程度が可能である。入力有効径9吋では1mmま

材 料	ガ ラ ス	ス テ ン レ ス	ニ ッ ケ ル 合 金	ア ル ミ ニ ウ ム	チ タ ニ ウ ム	ベ リ リ ウ ム	樹 脂
形 状	○	○	○	○	○	○	○
価 格	○	○	○	○	○	×	○
真 空 特 性	○	○	○	○	○	○	×
X 線 透 過	○	×	×	○	○	◎	○
薄 板 化	×	◎	◎	○	◎	△	△
そ の 他	爆 縮		酸素シールド 効果			毒 性	耐熱性悪

表1. X線入射窓材の検討

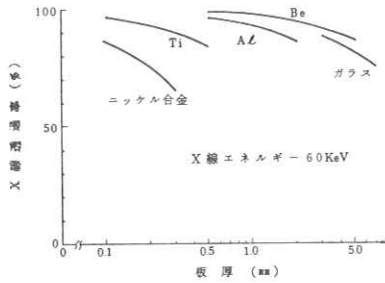


図1. X線透過率板厚特性

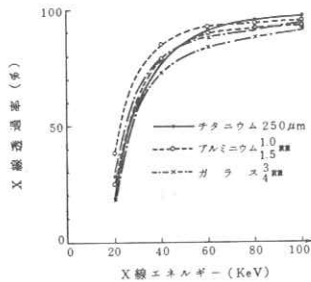


図2. X線透過率エネルギー特性

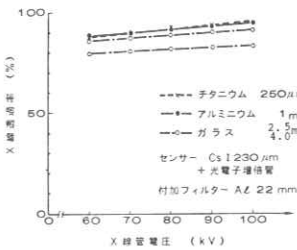


図3. X線入射窓材のX線透過特性

で薄板化できる。図1より60 keV ではチタニウム250 μm 及びアルミニウム1 mmは従来のガラス4 mm (9吋)と比較してX線透過特性がすぐれている。図3はX線入射窓材のX線透過率実測値を示す。センサーにCsI 230 μm を用いているので、実管に対応している。図2及び図3から

アルミニウムはチタニウムに比較して低エネルギーX線の透過率が良いが、わずかな差であるため被写体コントラストにはほとんど無影響と考えられる。

## 2-2. X線散乱特性

前述のX線吸収は、光電効果 $\tau(E)$ 、コヒーレント散乱 $\sigma_c(E)$ 及びブインコヒーレント散乱 $\sigma_{comp}(E)$ に起因するものの和であり、次式で表わされる。

$$\mu(E) = \tau(E) + \sigma_c(E) + \sigma_{comp}(E) \quad \dots\dots (1)$$

$$I/I_0 = \exp[-\mu(E) \cdot t] \quad \dots\dots (2)$$

$I_p$  : 入射X線強度,  $I$  : 透過X線強度,  $\mu(E)$  : 吸収係数, 及び  $t$  : 板厚を表わす。

ここで図2に示したX線透過特性を原因別に分解し、図4(a)~(c)に表わした。これらは細いX線ビームによる数値であるが、チタニウム250 μmは他に比較して散乱X線の少いことが予想される。図5はX線入射窓材での散乱X線の測定系である。X線照射野は9吋、またセンサーはCsI 230 μmを用いた。測定結果を図6に示す。散乱X線含有率を

$$B = 1 + I_s/I_p \quad \dots\dots (3)$$

で表わした。 $I_s$  : 散乱X線強度,  $I_p$  : 直接透過X線強度である。

測定結果からチタニウム250 μmは散乱X線含有率が他に比較して少いことがわかる。

## 2-3. 散乱X線によるコントラストの低下

散乱効果によって入射X線は運動方向及びエネルギー強度を変化する。従ってX線入射窓材で散乱されたX線は、近接している入力蛍光面の別の位置を発光させる。これはコントラストを低下させる。図7にX線入射窓材でのコントラスト低下

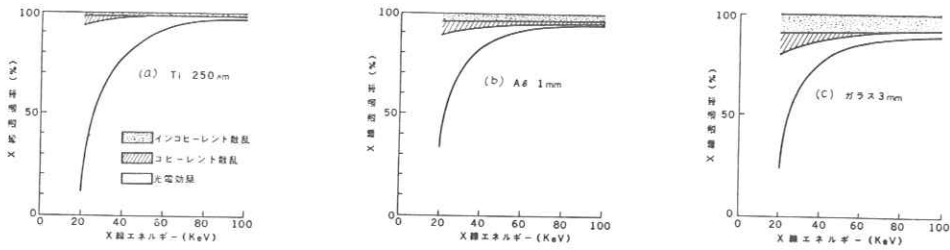


図4. X線透過特性

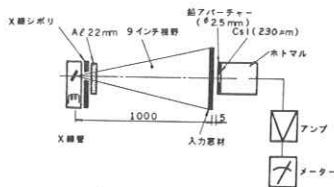


図5. 入力窓材散乱X線測定系

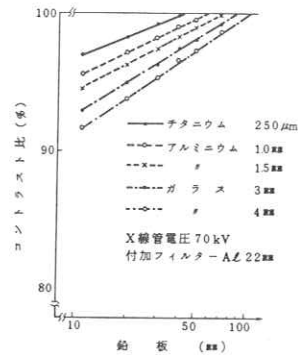


図7. X線入射窓材コントラスト

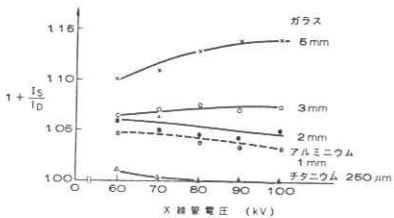


図6. 入力窓材X線散乱の管電圧特性

の測定結果を示した。測定法は図8に示す。

$$\text{コントラスト比} = \frac{B_1 - B_2}{B_1} \times 100(\%) \dots\dots (4)$$

$B_1$  : 鉛の無い部分のCsI輝度,  $B_2$  : 鉛でシールドされた部分のCsI輝度である。

測定結果からチタニウムはコントラストの低下が少い。これら結果は前節の散乱X線測定結果と

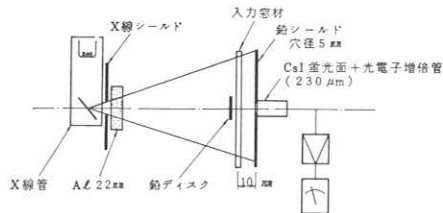


図8. X線入射窓材コントラスト測定系

一致する。

以上の結果から我々は循環器用IIのX線入射窓材としてチタニウム250 μmを選択した。

#### 2-4. 入射窓材での散乱X線除去効果

2-2節で測定した入射窓材での散乱X線を臨床での人体(ここではアクリルファントムを使用)

からの散乱X線と比較して画質への影響の程度を調べた。図9はその測定系を、また図10は測定結果を示す。図10の測定結果からチタニウム250 $\mu\text{m}$ は、入射された散乱X線を除去する効果があるが、ガラス2 $\text{mm}$ 及び3 $\text{mm}$ は散乱X線が増加することを示している。

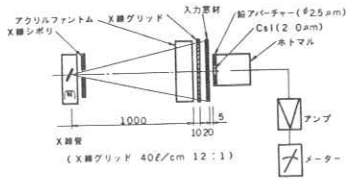


図9. アクリルファントム 散乱X線測定系

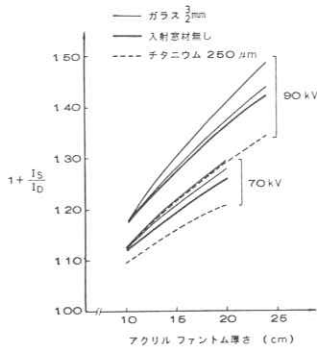


図10. 散乱X線含有率ファントム厚特性

### 3. RT 9204C(9/7吋メタルII)の開発

前記結果から我々はチタニウム薄板をX線入射窓材として使用したメタルII RT9204Cを開発し商品化した。表2は従来のガラスII RT9203Bと比較して構成を示す。

図11にRT 9204C及びRT 9203Bの外観写真を、図12に構成図と電子軌道(9吋)を示した。入力視野はユーザーの要望により

	RT9204C	RT9203B
X線入射窓	チタニウム 250 $\mu\text{m}$	ガラス 4mm
入力視野	9/7吋	9/6吋
入力蛍光面	ライトガイドCsI蛍光面 <sup>(3)</sup>	同 左
電子レンズ	5極	4極
出力蛍光面	窒素蛍光面 <sup>(4)</sup>	同 左
出力基板	ダークフェースプレート	同 左
出力像径	$\phi 25\text{mm}$	$\phi 20\text{mm}$

表2. II構成

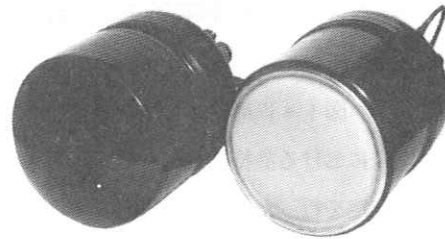


図11. 左 RT 9203B(ガラス) 右 RT 9204C(メタル)

9/7吋とした。出力径像は解像度の向上を計るため $\phi 25\text{mm}$ とし、また電子レンズはイメージ面のフラット化を目的として高性能5極電子レンズ系を開発した。

#### 3-1. RT 9204C静特性

表3にメタルII RT9204Cと従来のガラスII RT9203Bの主要特性を示した。

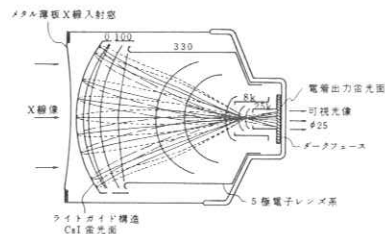


図12. RT 9204C構造図

	RT9204C	RT9203B
入力有効径 (mm)	230/170	230/152
中心視野解像度 (lp/mm)	42/50	37/43
変換効率 ( $\frac{cd \cdot S}{m^2 \cdot mR}$ )	150 ( $\frac{20}{234}$ 換算)	200
10%コントラスト比	17:1	12:1

表3. 主要特性

主にコントラストと解像度が改良されている。図13にコントラスト特性を詳細に示した。前に述べたX線散乱の減少によりコントラストが大巾に向上している。図14にMTF特性を示す。

ここで臨床における静特性をシュミレートするために次の測定を行った。心臓血管造影で診断の対象となる血管系は細く、コントラストの劣るX

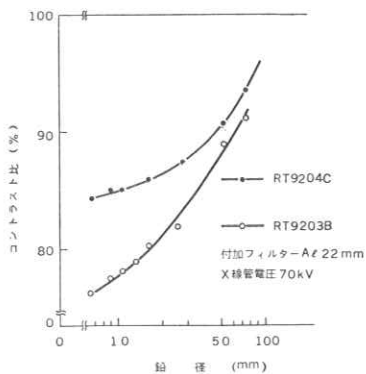


図13. コントラスト特性

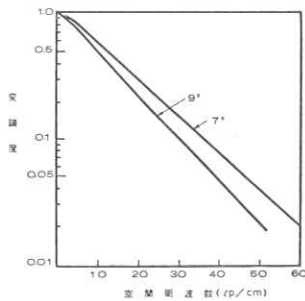


図14. RT9204C MTF

線造影であり厚い筋肉等に囲まれている。我々は実際の撮影条件に近い状態でコントラストを評価するため図15に示すアクリル造影剤チャート及びアクリル板を前後に付加して造影剤のコントラストを測定した。図16は測定系を、図17及び図18は測定結果を示す。図17では造影剤径をまた図18ではX線管電圧を変化させた。この結果からRT9204CはRT9203Bと比較して同じX線質ではコントラストが優れ、ま

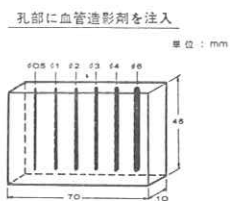


図15. アクリル造影剤チャートの構造

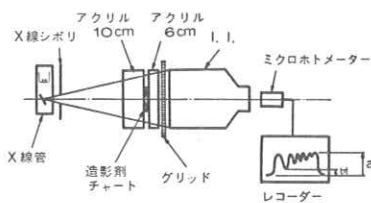


図16. 造影剤コントラスト測定系

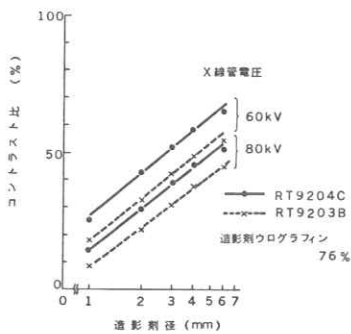


図17. 造影剤コントラスト

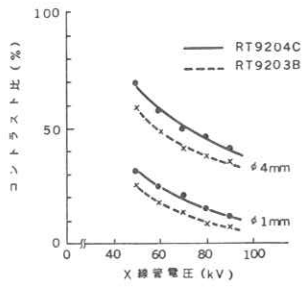


図18. 造影剤コントラスト管電圧特性

た15 kV 程度管電圧を上昇させても同程度のコントラストが得られることがわかる。

3-2. シネフィルム像による評価<sup>5)</sup>

図19に示す測定系を用い、RT 9204C及びRT9203Bを循環器シネシステムに組み込み、前述の造影剤チャートをシネフィルム濃度差にて評価した。図20はX線管電圧特性を、また図21には付加アクリルファントム厚依存を示す。いずれも前述同様メタルI Iは造影剤濃度差が大きく高X線質でもコントラストの良いシネ画像を得ることができた。

3-3. 臨床での評価<sup>5)</sup>

RT 9204Cを循環器シネシステムに組込んでの臨床テストの結果、心臓を取り巻く冠状動

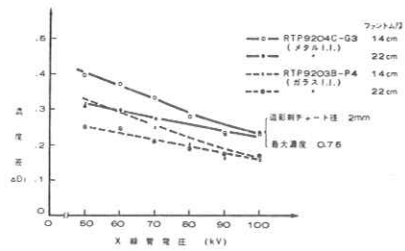


図20. 造影剤コントラスト差

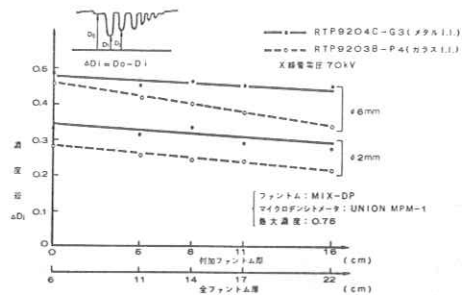


図21. 造影剤コントラスト差  
ファントム厚特性

脈の識別能が向上し、また心臓の隔壁の識別がより鮮明となった。図22に冠状動脈造影、図23に心室造影の35mmシネ写真を示す。

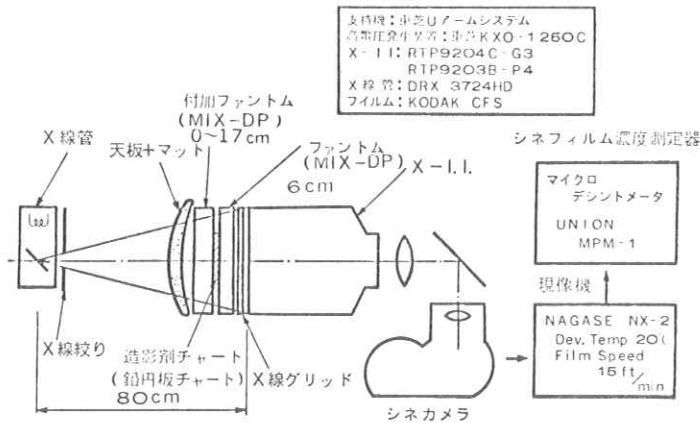


図19. シネフィルム測定系



図22. 冠状動脈造影シネフィルム



図23. 心室造影シネフィルム

#### 4. 結 論

循環器シネ撮影用X線イメージインテンシファイアとして9/7吋メタルI I RT9204Cを開発した。X線入射窓材にわずか250 $\mu$ mのチタニウム板を使用を可能にした。RT9204Cは、コントラスト及び鮮鋭度の向上したX線画像を得ることを可能にした。

臨床において冠状動脈から末梢血管までの識別能が向上し、また心臓の輪隔がはっきりと表現できるようになった。これは循環器シネ撮影による診断に大きく貢献すると思われる。

#### 5. 謝 辞

本実験に御協力くださった久留米大学宇津先生他の方々に深く感謝を致します。

#### 参 考 文 献

- 1) 鈴木他「循環器シネ撮影用I Iの画質評価 (第1報)」放射線研究Vol.9.No2(1979)
- 2) E.Storm,H. I. Israul, " Photon Cross Sections from 0.001 to 100Mev for Elements 1 through 100. "
- 3) 藺田他「高解像度X線I I用入力蛍光面」S52-8TV学会IPD-28-1
- 4) 寺島他「電着法による高品位蛍光面」S52-2TV学会RE-77-32
- 5) 白石他「新形メタルI Iを用いたシネ画像の評価」第36回日本放射線技術学会

# 新しいコーデッド・アパーチャーを用いたγ線イメージング

東京工業大学像情報 大山永昭, 本田捷夫, 辻内順平  
放射線医学総合研究所 飯沼 武  
日立メディコ株式会社 石松健二

## 1. はじめに

X線やγ線を用いた imaging system では、検出効率と位置分解能の向上が望まれている。これを実現するための1つの方法として符号化開口像法 (Coded aperture imaging) が、X線天文字の Mertz<sup>1)</sup>等によって1965年に始められた。そしてこの方法は、1970年頃から Barrett<sup>2)</sup>により、核医学の分野におけるγ線像の記録再生に応用され始めた。これらの方法は、いずれもインコヒーレントな放射体 (特にX線やγ線源) と検出器の間に、あらかじめ符号化された開口を置いてその影絵を記録し、その情報に何らかの演算処理を施してもとの分布を再生するものである。

記録された像からもとの像を再生する処理方法には何種類かあるが、本論文は、その1つであるピンホールアレイと相関法を用いた計算機による新しい処理方法について述べる。従来の相関法では、中心ピークのまわりに多くのサイドローブが現れてしまうために、満足できる再生像は得難かったが、本論文で提案する方法を使うことで、再生像の画質はかなり改善できると思われる。

## 2. 従来の方法

符号化開口を用いたシステムの記録・再生系を図1に示す。得られる記録像には、ピンホールの

数だけ物体が重ね合わさっているのです、これらをほどこくための後処理が必要となる。一般的にはこの後処理は、アパーチャーに用いたピンホールアレイの倍率を適当に変化させた再生関数と、記録像との相関をとることで行なわれる。

記録系の Point spread function (PSF) を  $P$ 、物体を  $O$  とすると、得られる記録像  $R$  は次式で与えられる。

$$R = O * P \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで  $*$  は畳み込み積分を表わす。この記録像  $R$  から  $O$  を再生する後処理として、 $R$  と再生関数  $P'$  との相関をとる。再生像を  $S$  とすると、

$$S = R \star P' = O * P \star P' \quad \dots\dots\dots (2)$$

となる。ここで  $\star$  は相関を示す。(2)式から  $S = O$  になるには、 $P \star P'$  がデルタ関数になればよいことが分る。すなわち、物体が完

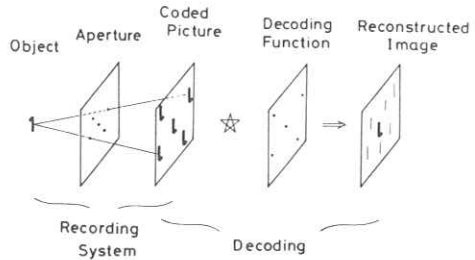


図1. 符号化開口システムの全系



完全に再生される為の条件は、次の(3)式で与えられる。

$$P \star P' = \delta \quad \dots\dots\dots (3)$$

この条件を満足する  $P$  と  $P'$  を見つけることができれば、重ね合わさった像は完全に再生され、1つのピンホールで記録した像に比べて、ピンホールの数だけ多くの gain を稼げるので、より SN 比の向上した像を得ることができる。しかし、(3)式を満足する  $P$  と  $P'$  で、実現できるものは存在しない。そこで、できるだけデルタ関数に近くなるような  $P$  と  $P'$  が考案された。そのいくつかの例を以下に示す。

①インコヒーレント・コード<sup>3・4)</sup>

ピンホールをランダムに配置し、サイドローブの重なりを避けるコードである。

②ミスマッチ・コード<sup>5・6)</sup>

再生関数  $P'$  に負の要素を入れて、サイドローブの数を減らすことを目的としたコードである。

①, ②に属する  $3 \times 1$  コードの例を図2に示す。

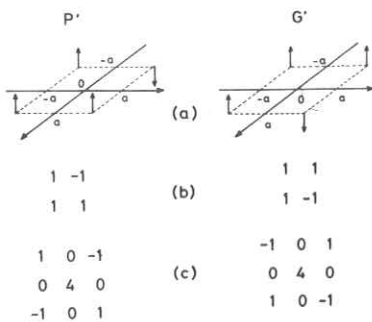


図2. (a)インコヒーレントコードとミスマッチコード  
(b)  $P$  と  $P'$  の相互相関

③コヒーレント・コード<sup>5・7)</sup>

②の方法をさらに発展させたもので、記録コード  $P$  にも負の要素を取り入れて、サイドローブの平均強度を0にするものである。この方法では、正・負両方の記録を一度でとることができないために、2回の撮影を行ない両者の差をとって、このコードによる記録像を得る。

③の例については次章に示すが、①~③のどの方法でもサイドローブを完全に消し去ることはできない。

3. 新しい方法

2種類のコヒーレントコードを用いて、サイドローブを完全に消し去るものである。まず、(3)式に対応する再生条件を求めてみる。物体を  $O$  ,  $P$  コードによる記録像を  $R_1$  ,  $G$  コードによるものを  $R_2$  とすると、次式が成り立つ。

$$R_1 = O \star P \quad \dots\dots (4-1)$$

$$R_2 = O \star G \quad \dots\dots (4-2)$$

後処理として、 $R_1$  に作用させる再生関数を  $P$  ,  $R_2$  に作用させるものを  $G$  とすると、得られる再生像  $S_1, S_2$  は、

$$S_1 = R_1 \star P = O \star P \star P \quad \dots\dots (5-1)$$

$$S_2 = R_2 \star G = O \star G \star G \quad \dots\dots (5-2)$$

となる。 $S_1, S_2$  は、それぞれ  $P, G$  というコヒーレントコードによる再生像になっている。これらの和をとって、互いのサイドローブによるゴースト成分を消し去ることを考えると、

$$S_1 + S_2 = O \star (P \star P + G \star G) \quad \dots\dots (6)$$

となるので、この式から再生条件は、

$$P \star P + G \star G = 2N\delta \quad \dots\dots (7)$$

であることがわかる。ここで  $N$  はピンホールの数

を示している。従って、(7)式を満足する  $P, G$  を見つければよい。

最も簡単な例として、 $2 \times 1$  コード (2 個のピンホール) の  $P, G$  を求めてみる。  $P$  として一方が正、他方が負の場合を考えると、  $P$  は、

$$P = \delta(x-a) - \delta(x+a) \quad \dots (8)$$

で与えられ、フーリエ変換をすると次式になる。

$$\begin{aligned} F\{P\} &= \exp(-2\pi jfa) - \exp(2\pi jfa) \\ &= -2j \sin(2\pi fa) \quad \dots (9) \end{aligned}$$

$f$  はフーリエ面の変数である。一方、(7)式をフーリエ変換すると、

$$F\{P\}F^*\{P\} + F\{G\}F^*\{G\} = 2N \quad \dots (10)$$

となり、(9)式を(10)式に代入すると次式を得る。

$$\begin{aligned} F\{G\} \cdot F^*\{G\} &= 4 - F\{P\} \cdot F^*\{P\} \\ &= 4 - 4 \sin^2(2\pi fa) \\ &= 4 \cos^2(2\pi fa) \quad \dots (11) \end{aligned}$$

(10)式から  $F\{G\}$  は

$$F\{G\} = 2 \cdot \cos(2\pi fa) \cdot e^{j\phi} \quad \dots (12)$$

となり、(12)式を逆フーリエ変換して

$$G = \delta(x+a) + \delta(x-a) \quad (13)$$

となる。こうして求めた  $P, G$  を図3に示す。

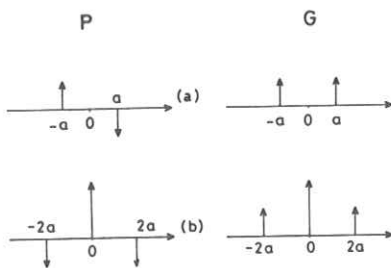


図3. (a) 1組のコヒーレントコード ( $2 \times 1$ )  
(b) 対応する自己相関

この図から、それぞれの自己相関の和をとることで、サイドローブを消せることがわかる。

#### 4. 一般解の算出

ここでは  $N$  個のピンホールコードから、 $2N$  個のピンホールコードを導く方法について述べる。

1組の  $N$  個のピンホールコードを  $P, G$  とし、それらは(7)式を満足しているものと仮定する。そして、 $2N$  個のピンホールコードを  $P', G'$  とし、次式のように与えるものとする。

$$P' = P + G \quad \dots (14-1)$$

$$G' = P - G \quad \dots (14-2)$$

但し、 $P$  又は  $G$  は、適切にずらして、ピンホールが重なり合わないようにする。 $P', G'$  の自己相関の和を求めると、次式のようになる。

$$P' \star P' + G' \star G' = 4N\delta \quad \dots (15)$$

(15)式から  $P', G'$  は再生条件を満たしていることがわかる。従って、(14-1)、(14-2)式によって、1組の  $N$  個のピンホールコードから  $2N$  個のコードを求めることができるわけである。

例として、先に求めた  $2 \times 1$  コードから、2次元コードである  $2 \times 2$  を求めてみる。既に得られている  $2 \times 1$  コードは、 $x, y$  平面上で次のように与えられる。

$$P = \delta(x-a, y+a) + \delta(x-a, y-a) \quad (16-1)$$

$$G = \delta(x-a, y-a) - \delta(x+a, y-a) \quad (16-2)$$

(14-1)、(14-2)式から、

$$\begin{aligned} P' = P + G &= \delta(x-a, y-a) - \delta(x+a, y-a) \\ &\quad + \delta(x-a, y+a) + \delta(x+a, y+a) \end{aligned} \quad (17-1)$$

$$G' = P - G = -d(x-a, y-a) + d(x+a, y-a) + d(x-a, y+a) + d(x+a, y+a) \quad (17-2)$$

を得る。こうして得られた  $2 \times 2$  コードとそれらの自己相関を図4に示す。

この方法をくり返すことで、 $2^m \times 2^n$  ( $m,$

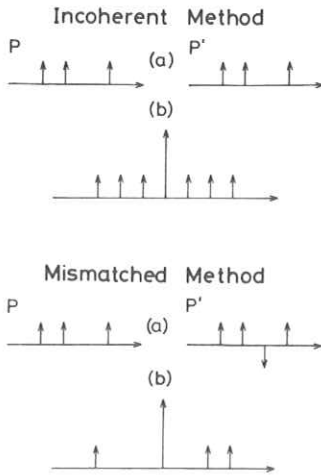


図4.  $2 \times 2$  コードの一例とその自己相関

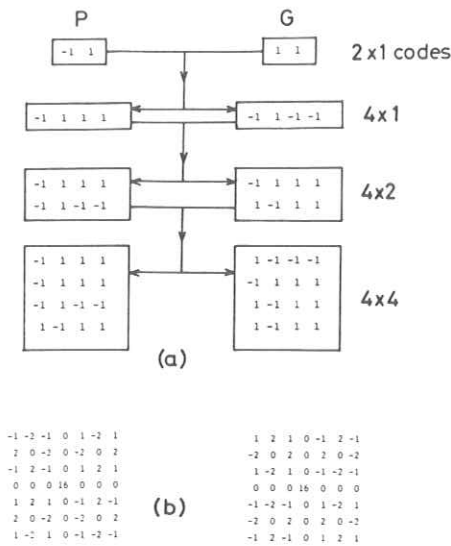


図5. (a)  $4 \times 4$  コードの一例とその導出法  
(b) それらの自己相関

$n$ は正の整数)の解を求めることができる。従って、ピンホール数は離散的であるが無限に増すことが可能であり、どの場合でも必要な撮影回数は、4回( $P, G$ それぞれのプラスとマイナスグループ)だけである。こうして求めた  $4 \times 4$  コードの1例と、その自己相関を図5に示す。それぞれの自己相関をみると、対応するサイドローブの符号が逆であるから、確かに和をとると中心ピークだけになることがわかる。

## 5. 甲状腺ファントムを用いた基礎実験

図5に示した  $4 \times 4$  コードを用いて、 $^{99m}\text{Tc}$ を入れた甲状腺ファントムの記録・再生実験を行った。直径  $3\text{mm}$  のピンホールを16個、 $1.5\text{cm}$  間隔で矩形状にならべたマルチピンホール・アパーチャと、ピンホールコードに対応した開閉を行なうための4種類のシャッターから成るコリメータを用いて、4種類の記録像を得た。この時、各記録像は  $256 \times 256$  でサンプリングされ、4枚の記録像のトータルカウントは約30万であった。検出された  $\gamma$  線はその位置 ( $X, Y$ ) 信号とエネルギー ( $Z$ ) 信号がミニコンピュータに送られコンピュータ内で全ての後処理を行ない、再生像を得る。その一例を図6に示す。(a), (b)はそれぞれ  $P, G$  コードで記録されたファントムの像であり、各記録像には正負合わせて16個の像が重なって記録されている。この時、物体はディテクタ面上に、約1.7倍に拡大されて記録された。得られた  $P, G$  コードによる記録像は、それぞれ  $P, G$  コードと相互相関をとられ、コヒーレント法による再生像(c), (d)を与える。(c), (d)にはサイドローブによるゴーストの影響が見られ満足できるも

のではないが、これらの和をとることで、ゴーストを完全に消し去った最終的な再生像(e)を得る。(e)を見るとかなりきれいに再生されていることがわかる。

同様な後処理を行なって得られた再生像を図7に示す。ここに示される再生像は、全て各ピンホールコードあたり1分間の記録で、合計4分の撮影時間をかけたものである。(a)は、散乱体なしで記録・再生したもの、(b)は、(a)に $^{99m}\text{Tc}$ のフォトピークだけを含むウィンドウをかけて再生したものである。従って、(b)では(a)にみられる $\gamma$ 線の

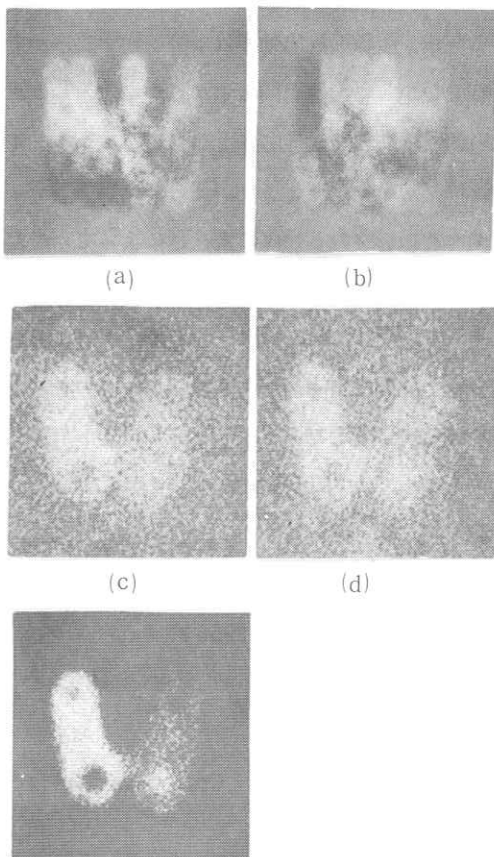


図6. 記録像と再生プロセス

コンプトン散乱の影響が、取りのぞかれている。(c)は、人体での散乱の影響をみるために、2cm厚のルサイト板を3枚入れて記録・再生したものである。(d)は(b)と同様に、(c)にフォトピークのウイ

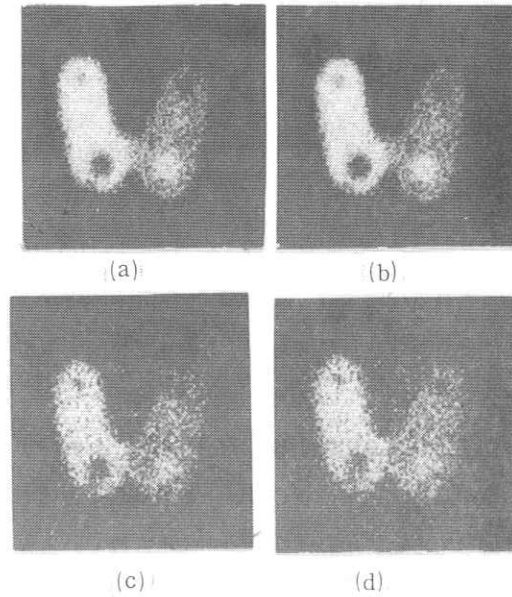


図7. 符号化開口システムによる各種再生像

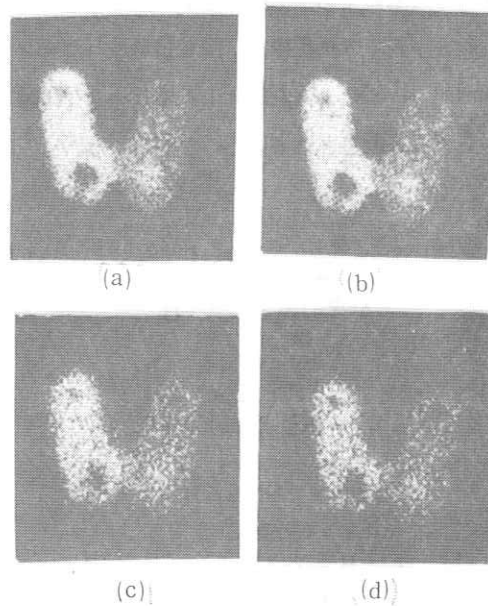


図8. シングルピンホールによる記録像

ンドウをかけて再生し

表 1. 再生像の数値評価

たものである。

図8には、マルチピンホール・アパーチャを用いた再生像との比較をするために行ったシングルピンホールに

散 乱 体 無 し			散 乱 体 有 り		
ウィンドウ	領 域	SN比の改善率	ウィンドウ	領 域	SN比の改善率
無	A	21(%)	無	A	29(%)
	B	10		B	12
有	A	26	有	A	39
	B	11		B	35

よる像を示す。従って、ここでの記録時間は全て4分間であり、ピンホール径、結像倍率、サンプリング間隔も同じになっている。(a), (b), (c), (d)に示される記録像は、図7の(a)~(d)と同様なウィンドウがかけられており、そのまま比較することができる。

図7と図8を比較すると、(a)~(d)のどれも図7の方がよく再生されているが、その割合を数値で評価してみる<sup>9)</sup>用いた点は図9に示されているA、Bそれぞれ144点である。ここで示されているSN比は、各領域内の平均値とその評価偏差との比をとったものであり、その結果を表1に示す。表1から、全ての再生像は、図9に示されたシングルピンホールによる記録像より10~30%程度、SN比が改善されていることがわかる<sup>10)</sup>

## 6. 結 論

サイドローブを完全に消去できる、新しい符号化開口像法を提案し、甲状腺ファントムを用いた基礎実験により、その有益性を確かめた。ピンホール数は、離散的であるが無限に増すことが可能であり、どの場合にも必要な撮影回数は4回であるから、 $\gamma$ 線の検出効率は十分に増すことができる。しかし、記録像間の重なりが増すと、SN比の改善率が悪化してしまうために、ピンホール数は制限を受けてしまう。従って、用いるディテクタと撮影される物体の大きさによって、最適なピンホール数とその配置がきまることになる。

さらに、符号化開口像法には断層再生効果があるので、今後は断層再生も可能としたシステムとして開発する予定である。



- Cold Spot
- Hot Spot

Sample points = 144

Time = 1 min.

A : B = 2 : 1

図9. サンプリング領域の指定

## 参 考 文 献

- 1) L.Mertz : Transformation in Optics  
Wiley, New York (1965)
- 2) H.H.Barrett : J.Nucl.Med., 13  
(1972) 382
- 3) G.W.Stroke et al : Opt. Comm. 3  
(1969) 138
- 4) F.Mandelkorn and H.Stark : Appl.Opt.  
17(1978) 175

- 5) C.Brown : J.Appl. Phys., 45(1974)  
1806
- 6) H.Stark and R.Naab : Appl. Opt. 17  
(1978) 3133
- 7) H.Weiss et al : Opt. Acta 24(1977)  
305
- 8) N.Ohyama, T.Honda, and J.Tsujiuchi :  
Opt. Comm, 27(1978) 339
- 9) T. Inuma, K.Fukuhara :Nippon Acta  
Radiologica 31(1972) 1270
- 10) Kenji Ishimatsu, Ken Ueda, Masatoshi  
Tanaka and Nobuyuki Mukai : Jap. J.  
Nuel. Med. 16(1979) 159

## 二重造影像における粘膜皺襞集中の検出

東京大学 羽鳥光俊  
佐野幸男  
相本毅

### 1. はじめに

画像処理の胃部X線写真への応用は多く成されているが、二重造影像への応用は、多くの困難を伴うためにあまりなされていない。しかし充満像等他の像に比べて有効な情報を多く持っている事、しかも専門検査技師養成には多くの時間を要する事から、プレスクリーニングとして二重造影像の処理ができる事のメリットは大きい。さきに二重造影像の胃部領域の切り出しについて報告したが<sup>1)</sup>、本稿では二重造影像における病巣の特徴抽出について述べる。本稿で採用したアルゴリズムは投影法に線要素ベクトルという概念を導入したところに特徴があり、重み付け投影法と言う。本方法は演算の複雑さのため必ずしも実用的な方法とは主張できないが、難しい画像の比較的簡単な処理法を提供するものである。

### 2. 患部抽出アルゴリズムの概要

本患部抽出アルゴリズムを実現するシステムは基本的には図1のような3つのプロセスより成立している。

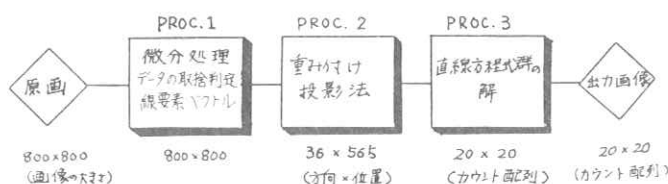


図1. 病巣検出アルゴリズムの概要

プロセス1では、まず800×800画素の入力画像に対して微分処理を行ない、その後テクスチャを考慮して閾値を決め、それに基づいて画素データの取捨判定を行なう。その際に検出された各画素に対して、微分方向から線要素の方向 $D$ 、又微分値から線要素の大きさ $W$ を求めておく。

プロセス2では、プロセス1の結果に対して投影法を適用する。その際、投影量として線要素の大きさ $W$ を採用する。

プロセス3では、プロセス2の結果得られた線の方程式群の交点をすべて求める事により皺襞集中を

検出する。その際、視覚的スケールを考慮して、対象画像の大きさを  $20 \times 20$  に変換して出力する。

#### ◇モデル化の概要

病巣の特徴は粘膜皺襞が病変部に向って集中している事である。従って病巣は皺襞を直線近似して、その直線の交点が集中している部分であると考えた。この時直線の検出方法として投影法を用いた。

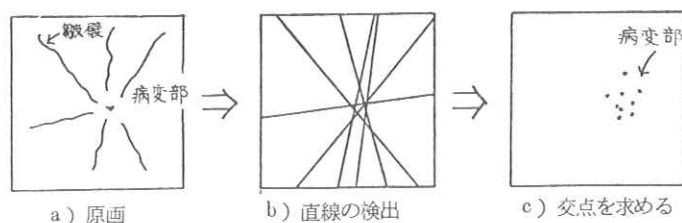


図 2. モデル化の概要

### 3. 各プロセスの説明

#### 3-1. プロセス 1

このプロセスは、さらに次の 2 つのステップから構成されている。

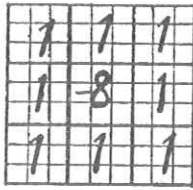
##### ◇ステップ 1；微分処理

入力画像に図 3 の様なラプラシアン・オペレータをかけて線要素を検出する。ラプラシアン・オペレータは、感度の良いオペレータである反面、雑音に弱い性質を持っているので、 $3 \times 3 = 9$  画素で平滑化も同時に行なう。

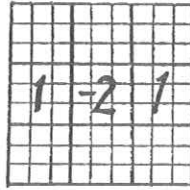
##### ◇ステップ 2；2次元動的法によるデータの取捨、及び線要素ベクトルの計算

閾値処理としては、微分値のほかに濃度値も考慮に入れた 2 次元動的閾値法を用いる。まず微分値に対しては、 $800 \times 800$  の入力画像において、 $40 \times 40$  の小領域毎にオーバーラップした  $80 \times 80$  の大領域を考え、その大領域内の平均濃度を考慮して大領域としてのラプラシアン閾値をその中央点上に求める。一方濃度値に対しては大領域のヒストグラムから大領域としての閾値を求める。さらに各画素における閾値を大領域の閾値から内挿によって算出し、これを用いて各画素で閾値処理を行なう。その結果“線要素”が存在すると判定された画素に対しては、さらに 2 方向の一次元ラプラシアン・オペレータより線要素の方向  $D$ 、及びラプラシアン・オペレータの値より線要素の大きさ  $W$  を求める。この  $D$ 、 $W$  を含めて線要素ベクトルと言う。

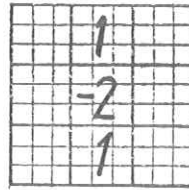




ラプラシアンオペレーター



X方向の一次元ラプラシアン  
オペレーター



Y方向の一次元ラプラシアン  
オペレーター

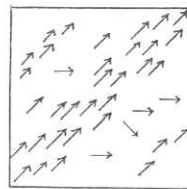
図3. ラプラシアン・オペレータ

### 3-2. プロセス2

このプロセスでは、プロセス1で求めた線要素ベクトル場より一種の統計的手法である重み付け投影法を用いて、直線の検出を行なう。

#### ◇重み付け投影法のイメージ

投影法のイメージを、図4に示す。これは投影軸と直交するベクトルのみをベクトルの大きさに応じて、加算していく事により投影軸上にヒストグラムを作り閾値を超えたか否かにより線の存在を判定するものである。



線要素ベクトルによる  
ベクトル場  
(微分処理後の画面)

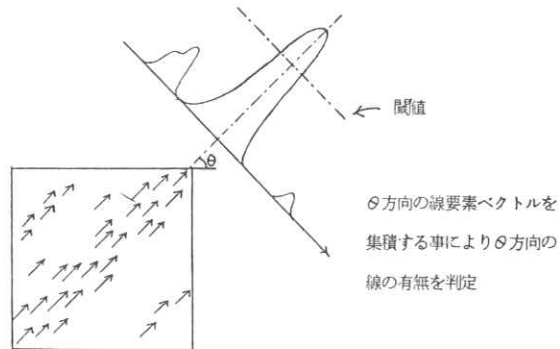


図4. 投影法のイメージ

このプロセスは、1つのステップで行なわれるが、その中で次の4つの処理を行なう。

#### (1) 投影 (図5参照)

5°おきに36°方向の投影軸  $P_i$  ( $i=1, 36$ ) を用意する。この時  $\theta_i$  と  $P_i$  は直交関係になっている。画素  $Z=(x, y)$  における線要素の方向  $\theta(Z)$  を  $\theta_i$  とすると、 $Z$  は  $\theta$  方向に走っている線の一

部と考え、 $\theta_j$  ( $\theta(Z)$ を $5^\circ$ おきにデジタル化したもの)と垂直な投影軸 $P_j$ の $Z$ に対応する位置 $P_j(r)$ にカウントされる。

### (2) 投影量に対する評価

線要素ベクトル $V(Z)$ をそれに対応した投影軸 $P_j$ に投影した時、その投影量は単純にベクトルの個数をカウントする一様投影ではなく線要素ベクトルの大きさ $W$ を評価した値 $W(Z)$ を加える。

$$P_j(r) \leftarrow P_j(r) + W(Z)$$

$$\text{但し } r = t_r(\theta_j, Z)$$

### (3) 投影領域の規格化

各投影軸に対する投影領域の均等化の為、各投影軸に対してその投影領域を設ける。(図6参照)

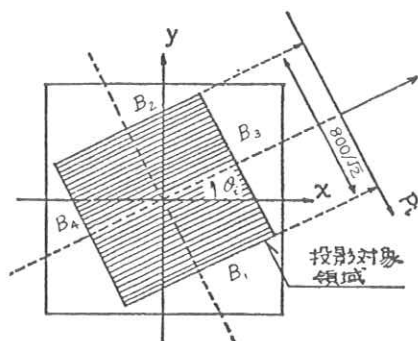


図6. 領域の規格化

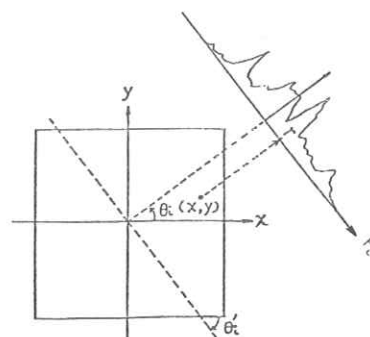
### 3-3. プロセス3

検出された直線全てに対して交点を求めて、その交点を原画の位置と対応したカウント配列 $A(i, j)$  ( $i, j = 1, 40$ )にカウントする。その後カウント配列の値を評価する事により粘膜皺襞の集中点が検出できる。

## 4. 結果

本論文病巣検出アルゴリズムを実際の二重造影像に適用して求めた結果を図7に示す。原画の中心に皺襞の集中している箇所が病巣である。病巣検出アルゴリズムを適用した結果を図7の(b)に示す。

(b)のカウント配列は原画の位置に対応している。実線で囲まれた四角の領域が高い出力を示しており、



$$r = t_r(\theta_i, Z) = \frac{y - x \tan \theta_i}{\sin \theta_i - \tan \theta_i \cos \theta_i'} \\ (\theta_i + \theta_i' = \frac{\pi}{2})$$

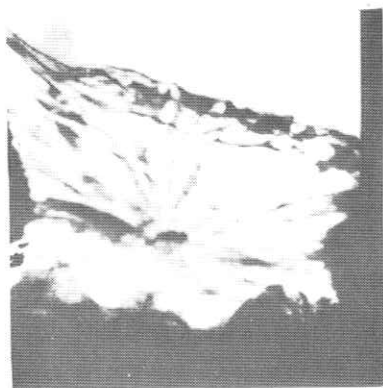
図5. 投影法による数値処理

### (4) 線方向の評価

原画の画質が雑音が多く存在する事から、 $\theta(Z)$ を求める計算が必ずしも正しい値とは言い切れない。従って一種のSmoothingとして $\theta(Z)$ を中心とした複数の投影軸に投影する。

以上の処理を行なって得られたヒストグラム $P_j(r)$ の値を閾値処理する事により、線の有無を判定する。

これは原画の病巣の位置と対応している。



(a) 原 画

CONCENTRATION OF LINE

	0	10	20	30	40
J# 40	.	.	.	.	.
J# 39	.	.	.	.	.
J# 38	.	.	.	.	.
J# 37	.	.	.	.	.
J# 36	11	.	.	.	.
J# 35	.	.	.	.	.
J# 34	1	11	.	.	.
J# 33	.	11121	.	.	.
J# 32	.	12321	.	.	.
J# 31	.	.	11111	.	.
J# 30	.	.	22121	.	.
J# 29	.	.	1	111	.
J# 28	.	.	.	.	.
J# 27	.	.	.	.	.
J# 26	.	.	.	.	.
J# 25	.	.	.	.	.
J# 24	.	.	.	.	121
J# 23	.	.	.	.	.
J# 22	.	.	.	.	1
J# 21	111	.	.	.	.
J# 20	1350	.	.	.	.
J# 19	94331	.	.	.	.
J# 18	12761	.	.	11	.
J# 17	1421 61	.	.	.	.
J# 16	1232661	.	.	.	.
J# 15	1531121	.	.	.	.
J# 14	.	.	1211	.	.
J# 13	.	.	.	.	7
J# 12	.	.	.	.	1 11
J# 11	.	.	.	.	.
J# 10	.	.	.	.	11
J# 9	.	.	.	.	.
J# 8	.	.	.	.	.
J# 7	.	.	.	.	.
J# 6	.	.	.	.	.
J# 5	.	.	.	.	.
J# 4	.	.	.	.	.
J# 3	.	.	.	.	.
J# 2	.	.	.	.	.
J# 1	.	.	.	.	.

(b) 集中検出の結果

図7. 病巣検出アルゴリズムの結果

## 5. おわりに

二重造影像の様な高度な画像に対しても、本アルゴリズムを適用する事により、比較的良好に病巣を抽出する事ができた。今後は決定性有限オートマトンの利用やより高度な構造情報の利用により、自動的に病巣を抽出できる方向に研究を進める事が必要である。

## 参 考 文 献

- 1) 羽鳥, 佐野; 二重造影像からの輪郭抽出, 放射線像研究会 Vol.9, pp183-190, (1979)
- 2) 羽鳥, 佐野, 滝; 二重造影像における円状患部の検出の一方法, 昭和54年度 電子通信学会情報・システム部門全国大会, p76

# アナログ方式による断層撮像装置の基礎研究

## ：第 1 報

(株)島津製作所 医用機器事業部

吉村公男, 橋詰辰男, 木村雄太郎

### 1. はじめに

X線CT, X線透視, 超音波そして核医学とある医学診断装置は, 多様化, 多目的化の動きがある。X線CTで言えば, スキャン速度の向上により, 筋・呼吸によるモーションアーティファクト除去を, そして可動部なしの未来CT<sup>1)</sup>により, 心筋運動にも追従できる超高速CTが開発される一方, 局部拡大撮影, キモグラフィ, そしてコンピュータドラジオグラフィといった新しい診断法を提供する機能を重ね持った多目的X線CTシステムが, 開発されつつある。

一方X線透視の分野でも, X線センサとしてイメージアンプリファイア(以下I.A.と略)を用い, そのTV透視信号から断層像を再構成を行なったり<sup>2)</sup>またI.I.のシネフィルムから得られた画像からホログラムを作り, 臓器の立体視を行なうという報告<sup>3)</sup>もなされている。このような単なる透視システムから, 多目的化を意識したシステムが, これからの動きと思われる。

超音波・核医学については割愛するが, 多目的化と同時にその融合化も今後の目標であろう。各診断装置から得られる物理的意味を互いに補い, 真の像に近づけるためにこれから期待されるところである。

我々は, 多目的X線透視システム化の第一段階

として, I.I.を用いたトモグラフィの簡単な基礎実験を行なった。I.I.による断層像でX線CT像におき換えるのではなく, 断層像をも出すことができることが, 目標である。

### 2. 構成

今回の実験の目的は, X線センサに高性能イメージアンプリファイア<sup>®</sup>(以下I.A.と略)を用ることと, 再構成過程におけるコンボルーションを光学的に処理することである。これらは, 現在の製品では, 各種シンチレータ+ホトマル, Xe電離箱, そしてデジタル的な手法にそれぞれ対応する。また逆投影過程と表示関係については, デジタル計算機の力を借りた。

構成を図1に示す。普通の透視システムの管球

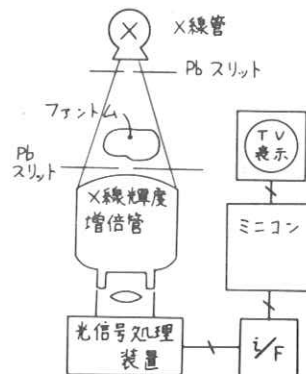


図 1

の前のPbスリットでX線を絞ってやり、その透視像をI.A.で検出しようというものである。特にTV透視信号を用いるのではなく、出力像を光学的にコンボリューションしている所が、新規な点である。センサのI.A.は、2次元X線像を正確に縮小可視像に変換する装置で、詳細は割愛し、コンボリューションの光学処理の原理について少しふれておく。

### 2.1 原理

スライス幅分だけ広げたPbスリットを通過したX線像に対応するI.A.出力像は、ファントムのX線吸収量に応じて、輝度変調された一次元の帯状の像( $f(x)$ )である。この帯の幅のみを光学的手段で広げてやり、ある形を持った補正関数に対応する光学マスク $g(x)$ 上に結像してやれば、(図2)光学マスクを通過する光量 $h(x)$ は、

$$h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s) \cdot g(x-s) ds$$

となり、ある位置 $x'$ でのコンボリューション値が得られる。従って何らかの方法で $f(x)$ または、 $g(x)$ を動かしてやれば、全体にわたってコンボリューションを実行することが可能である。但し

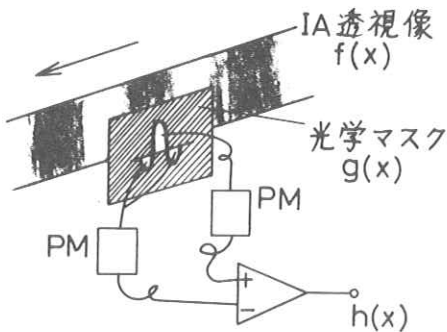


図 2

I.A. 出力光はコヒーレント光でないため、光学的に減算できない。従って光学マスクの正・負各領域を通過する光量を別々にホトマルで測定し、差動アンプを通すことにより、正負両領域を持つコンボリューションも行なうことができる。

### 2.2 ハードウェア

まずI.A.は、9インチ視野のものを用いた。出力像をシリンドリカルレンズで像幅を広げ、かつコリメートレンズで光学マスク上に結像させる。この時に、レンズ-マスク間に回転ミラーを設けミラーを回転させることにより、光学マスク上で像移動を図った。(図3)

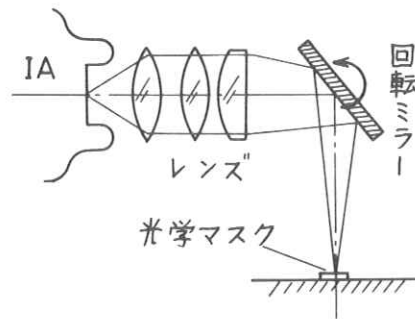


図 3

I.A. 出力像は、入力像の約10分の1に縮小されるため、光学マスクが非常に小さくなり、マスク通過光の分割もまた難しい。またスライス幅1cmに対応する透視像の出力像幅が1mmであるためシリンドリカルレンズで約10倍に拡大し、像全体もレンズの関係上1.12倍に拡大している。今回用いた光学マスクは、幅が数十~数百 $\mu m$ 、高さが1~2mm程度と小さいため、1cm角のガラス板に、縮小写真焼付けの方法で作成し、充分に精度が出る様にした。また光信号の分割も図4の様な、特別なプリズムを用いて行ない、各透過光

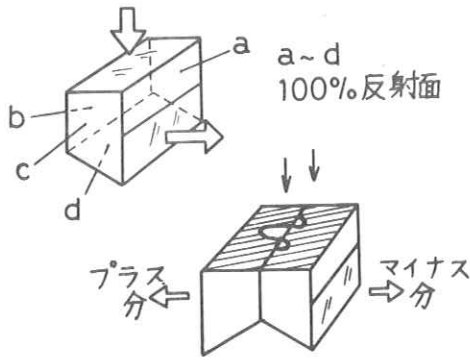


図 4

をホトマルで検出し、I/V変換後差動アンプにて減算を行なった。正負領域のホトマル感度のバラツキは再生像に影響を与えるため、等面積スリットを用いて正・負感度調整をした。

特に光学マスク系を組立てる時は、プリズムとマスク関数との相対的位置精度、マスク関数とI.A.出力像との垂直度の精度が要求されるため拡大器等を用いて、調整する必要がある。また、光学処理器は特に散乱光の影響を受けやすいので装置内面は反射防止のコーティングを施した。実験時には、念のため外側を暗膜で被い、外部光をシャ断した。

モータには、ロータリエンコーダを結合し、ミニコンへのデータ転送のタイミングをとった。ロータリエンコーダは、回転角に対応してパルスを出すため、モータの回転ムラの影響を無視することができる。

### 3. 実験方法と結果

今回の実験で用いた補正関数は Ramachandran と Lakshminarayanan の提案したものであるが、図5で示す様に正負各領域とも最大面積を持つ領

域のみで光学マスクを作成した。また、カットオフ周波数は、像周辺の光学マスク上での結像性が、光路差の違いにより悪くなるためI.A.の限界解像力より低い $10\text{ lp/cm} \sim 25\text{ lp/cm}$ (I.A.入力面上での値)の値を用い、各種変えて実験した。光学的に処理する場合、補正関数の変更は、単に光学マスクの変更のみで良く、時間的な影響を全く受けない。つまり今回用いた光学処理は、コンボリューション完了までの時間はミラーの回転速度できまり、補正関数の形状には、全然影響されないという特徴を持っている。

次に今回は、基礎実験であるため、実験条件を簡略化した。つまり、ファントムは高コントラストの回転対称ファントムを用い、かつ一方方向データを用いて、全方向データとし、逆投影過程を実行した。さらに、X線はファンビームではあるがその放射角が $15^\circ$ 以下であるため(X線管焦点とI.A.間を $1\text{ m}$ とした。)平行ビームと近似して<sup>4)</sup>計算をした。また装置としては $256 \times 256\text{ pixel}$ 用のデータを取込めるが、ミニコンの時間的な都合から、 $64 \times 64\text{ pixel}$ で行なった。但しミニコン内では、表示のためにデータの線型変換は行な

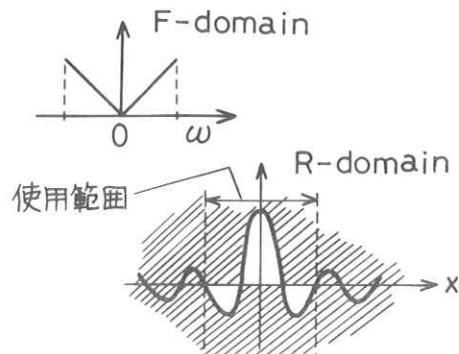
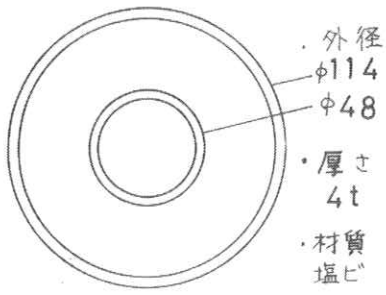
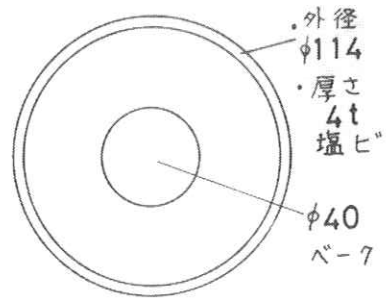


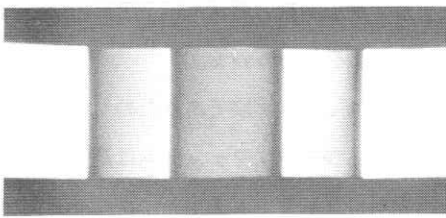
図 5



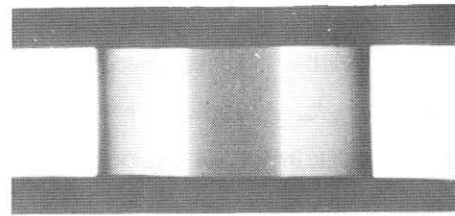
(a)



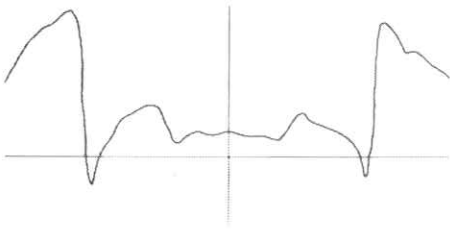
(b)



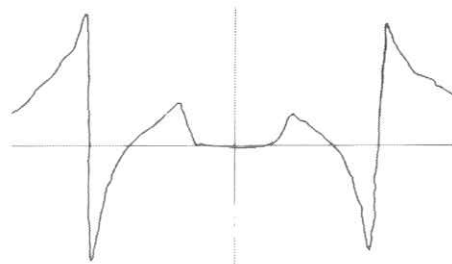
(c)



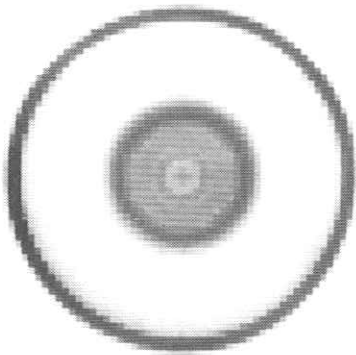
(d)



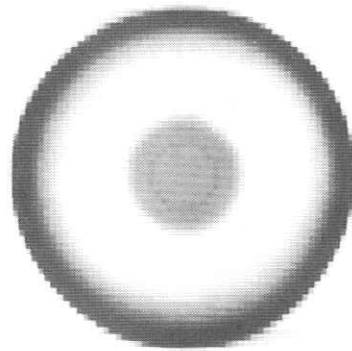
(e)



(f)



(g)



(h)

図 6

ったが、コンボルーション値のデータ補正等のデータ処理は行っていない。

ファントムは、塩ビパイプの筒(図6(a))とコントラストの違うファントム用に、ベークの棒が中心に入ったもの(図6(b))2つを作成、使用した。それぞれCT値は1300,260(管電圧120kVp,実効E75keVの時)である。ファントムのI.A.透視像を図6(c)(d)に示す。(管電圧67kVp)

但しこれは見易くするため、Pbスリットの幅をかなり広げて撮影してある。次に、このデータを光学コンボルーションを行なった結果のホトマル出力が、図6(e)(f),またこのデータから再構成をしたのが(g), (h)図である。

カットオフ周波数を低くして再生したものを図7に示す。図6(g)より一応の光学的コンボルーションの効果が出ているとみなせる。しかし補正関数の形状がまだ不十分で、像のシャープさに欠ける点の問題として残る。また図6(h)では、塩ビ、ベークのコントラストの差が、はっきりと再生されている。

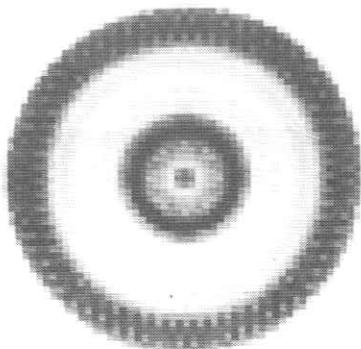


図 7

#### 4. 検 討

実験誤差として次の各点が考えられる。まず、

I.A.の発光強度が入射X線強度に対し、線型に変化するところを利用しているためlog変換の処置をしていないこと。このため、再生像は吸収係数の像ではない。次に、I.A.に関することで、出力像における輝度ムラ,歪,量子雑音がある。輝度ムラについては、輝度が一樣になる様に、入射X線量を調整するか、また計算機内での処置を必要とする。歪については、再生像においても同様のピンクッション歪を生じさせるものと思われる。これも補正が可能である。量子雑音についてはミラーの回転速度の影響が考えられる。ミラーの回転ブレによる出力データの変動も考慮し、データを平均化するのが適当と思われる。

今回はアナログ処理ということで光学的コンボルーションを行なったが、光学的手法以外の例えば電氣的にCCDを用いたコンボルバー等も、充分期待が持てる。また逆投影過程も電荷蓄積管,スキャンコンバータを用いることにより、全過程をアナログで高速に精度よく行なうことも可能である。

I.A.をX線センサとして用いるため、入力視野の狭いのが1つの問題ではあるが、これに対しては大視野I.A.を用いる他、Olderft社のHalf

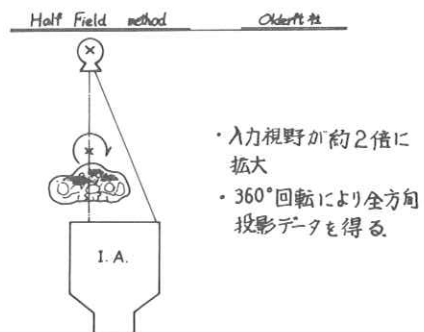
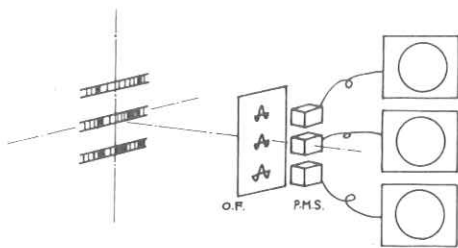


図 8



Field 法が有効である。(図8) これは、入力視野が約2倍になる方式で、O社はこれを用い、商品化している。I.A.を用いる利点は電子レンズのズーム拡大機能を用いることにより、局部拡大撮影が可能であること、またI.A.の2次元性を利用して、一度に多断層を同時に撮影することも可能であること(図9)である。特に、空間解像度をおとすことなく、簡単に拡大撮影できることは、今後、利用されることと思われる。



I.A.の2次元性を利用

図 9

### 参 考 文 献

1) T. Iinuma, Y. Tateno, Y. Umeqakj, E. Watanabe : " Proposed System for Ultrafast Computed Tomography " J. of

Computer Assisted Tomography, 1, pp. 494 - 499 ( ' 77 )

2) 滝沢正臣, 小林敏雄, 丸山 清, 矢野今朝人 : " X線ビデオCTの基礎的検討 データ収録と像復元, 拡大CTに関する実験 " シンポジウム CTの物理技術的諸問題 報文集 B-17 ( ' 78 )

3) " 臨床シンポジウム 「ホログラフィーによるX線像の立体視」 映像情報 Vol. 11, No.18, p 1128 ( ' 79 )

4) A.C.Kak, N.A.Baily, R.A.Keller : " Computerized Tomography Using Video Recorded Fluoroscopic Images " Tr. IEEE Vol. BEE-24, No.2. pp : 157 ~ 169 ( ' 77 )

## 核磁気共鳴 (NMR) による 水素原子核濃度分布の C T

東芝総研 井上多門, 遠藤経一  
東芝医用機器 佐藤幸三, 杉本 博  
東大物性研 安岡弘志

近年, 核磁気共鳴 ( Nuclear Magnetic Resonance ) の医学診断技術への応用が注目されている。とくに NMR-C T スキャナは, 従来の X 線 C T スキャナと比較して, (1) 放射線障害がない, (2) 人体の基本構成要素である水分の分布が顕著に検出できる, (3) 悪性腫瘍と正常細胞の区別など細胞レベルの情報を検出できる可能性がある, などの特徴があるために医学診断装置としての実用化の努力が続けられて来た。我々は人間の横断断層撮影が可能な NMR-C T スキャナの製品化を目標として研究開発に取り組み, 比較的小さな被検体についての断層撮影に成功し, NMR-C T スキャナの基本技術を確立した。現在, さらに大きな被検体についての断層像が撮影できる装置の試作を進めている。

### 1. NMR-C T の原理

NMR は一様な静磁場中におかれた原子核スピが行なう歳差運動 ( みそすり運動 ) の振動と一致する周波数の電磁波を共鳴的に吸収する現象である。この原理は 1946 年に米国の Purcell と Bloch によって発見されて以来, 物理, 化学の諸分野において物質に関する微視的知見を得るために広く利用されて来た。この原理を利用した NMR-C T においては, これまでに種々の方法が提案されているが, 今回の実験では一定時間内に得られる S N 比の点で最も優れている投影再構成 ( projection-reconstruction ) 法を用いた。これは Lauterbur<sup>1)</sup> により提案された方法で高周波磁場と磁場勾配を組合せ ( zeugma ) で用いることから zeugmatography とも名づけられている。この方法では, 一様な静磁場に線形傾斜磁場を重畳し, この方向に沿って原子核スピンの感じる磁場を直線的に変化させ, 被検体内の着目する原子核スピ密度の 1 次元的投影を測定する。この印加する磁場勾配の方向を変化させて多数の方向からの投影を得ることにより, 通常の X 線 C T の場合と同様の画像再構成アルゴリズムを用いて被検体のある断面の着目する原子核の密度分布が得られる。通常, 着目する原子核として水素原子核 ( 陽子 ) を選んでいる。

### 2. NMR-C T の特徴

NMR による断層撮影は, 従来の X 線を用いる方法に比べて放射線障害のおそれが全くないという点で無侵襲診断の理想にかなうものと考えられる。しかし NMR の場合には磁場の影響を考慮せねばなら

ない。この場合、高周波磁場と静磁場の影響をそれぞれ考えねばならない。前者の高周波磁場の人体に対する影響は主として熱的なものと考えて良いが、通常用いられている出力では発熱量は1ワット以下であり、無視できるものと思われる。後者の静磁場の人体に対する影響については種々の実験的検討が小規模ではあるが行なわれているが、未だ確定的な結論は得られていない。しかし、NMR-CTで用いられる数千エルステッド程度の磁場の場合には、生体に対して実験的に有意な効果は報告されておらず、障害は殆んどないものと想像される。

つぎの特徴はNMR-CTで得られる断層像の濃度分布は、水素原子核の共鳴に合せた場合、生体の基本的な構成要素である水の濃度分布を直接に示す点である。X線の場合には断層像の濃度はX線吸収係数を表わすので、骨などのX線吸収の大きい物質はきわめて顕著に現われるが、水分の濃度変化など明瞭ではない。これに対しNMR-CTの場合には、水素原子核の共鳴の測定を行えば、大部分H<sub>2</sub>Oの形で存在する体内水分が直接的に表示される。このような水というきわめて基本的な人体の構成要素の空間的分布は医学診断に直接的に有効な情報を提供するものと期待される。また、水素原子核のほか、<sup>23</sup>Na や <sup>31</sup>P など生物体の構成に密接な関係のある原子核の共鳴の測定がなされ、新たな医学診断情報が得られる可能性が考えられる。

NMR-CTスキャナで得られる情報の特徴として上記の例のほか、緩和時間の値が正常組織と悪性腫瘍とで異なるという事実である。この緩和時間とは高周波磁場をパルス状に照射して特定の方向にそろえられた原子核スピンの熱平衡状態に回復する迄の定数数を意味するが、1971年にDamadianによってラットを用いた実験でT<sub>1</sub>（スピン-格子緩和時間）が悪性腫瘍の発生とともにきわめて長くなることが検出されている<sup>2)</sup>その後、腫瘍の緩和時間について多くの実験的研究が続けられているが、未だこのメカニズムを見出すには到っていない。しかし、いずれにしてもNMR-CTの場合には、例えば水素原子核の緩和時間という生体の化学的状況についての情報がT<sub>1</sub>イメージという形で得られ、従来他の手法では全く不可能な情報が測定できることになる。

### 3. NMR-CTの実用化にむけての課題

NMR-CTを新しい医学診断装置として実用化するための大きな課題としては次のものがある。

- (1) NMR-CTにおいて扱うエネルギーはきわめて低いため、必要な信号を雑音から区別し高感度で検出する技術の開発。
- (2) 人体が入るだけの大きさを持ち、かつ磁場の均一性のすぐれたマグネットの開発。
- (3) NMR-CT像を診断に用いるに際しての診断ソフトウェアの確立。

### 4. 実験結果

筆者らが得た種々の動植物の水素原子核濃度分布の断層撮影像を図1～2に示す。今回の測定はCW

(連続波)法により行ない、1.で述べた投影再構成法により一様な磁場分布を示す磁極間に線形傾斜磁場を重畳し、各等磁場線上の水素原子核濃度の積分に対応した信号を投影として得た。磁極ギャップ間約6cmのマグネットを用い、静磁場4,000エルステッドを印加し、これに対応する周波数18MHzの水素原子核の共振周波数の領域で測定を行なった。得られた投影データに対し、X線CTの場合と同様なfiltered back-projectionによる再構成アルゴリズムと、これにRFコイルの影響による強度補正など各種の補正計算アルゴリズムにより再構成像を得た。図1および図2に示すものはそれぞれ蓮根とラットの腹部の断層投影像である。断面内の空間分解能は約0.3mmであり、かなりの高分解能が達成されている。投影角度数は180度あたり36方向、1方向の投影の標本点数は100個であり、全測定時間は約5分要した。

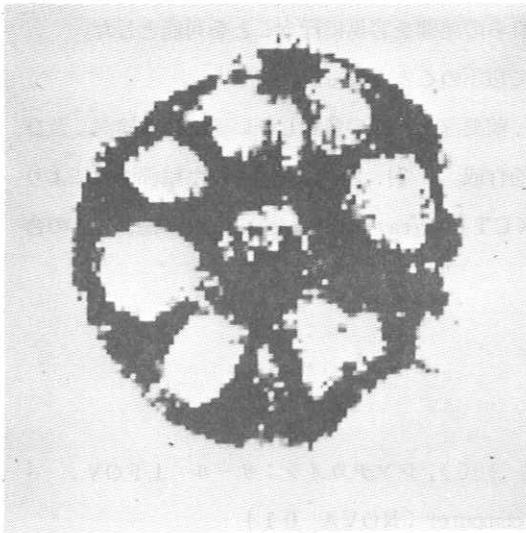


図1. 蓮根のNMR断層撮影例  
直径約2.5mm

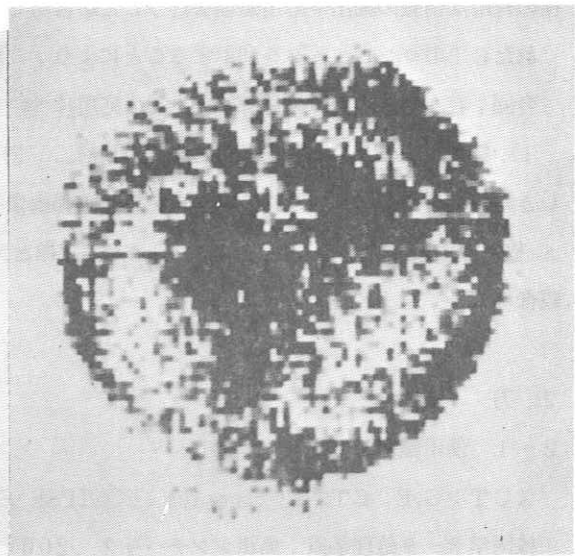


図2. ラットの腹部のNMR断層撮影例  
中央左は肝臓、中央右上は胃内容物と思われる。

## 5. 謝 辞

本研究にあたり動物の断層撮影に多大の協力をいただいた東大医学部病理学教室の長谷川章雄氏に感謝する。

## 文 献

- 1) P.C.Lauterbur, Nature 242,190(1973)
- 2) R.Damadian, Science 171,1151(1971)

# CT の 画 像 処 理

— 輪郭抽出の検討とその応用 —

埼玉県立がんセンター 放射線部

三塩宏二, 松川収作, 横山 俊, 中島哲夫

## 1. はじめに

近年, 多く利用されはじめた Digital Radiography は直接コンピュータによる処理が可能のため, 各種の有用な情報の抽出や応用処理を行うことが容易である。特にCTの急速な普及は画像処理機能のすぐれたCTのコンピュータを利用することにより, これらの処理を容易に行うことを可能とした。

今回, 我々はCT画像の輪郭抽出とその応用について以下のことを行った。

- 1). 特徴抽出のための各種微分処理式の検討。
- 2). 前処理としての各種しきい値処理の検討, 及びしきい値処理画像にラプラシアン処理を施し輪郭画像を作成。
- 3). 2). で作成された輪郭画像により
  - a. 放射線治療計画, b. ECT (Emission CT) 像とXCT (X-ray transmission CT) 輪郭像との合成画像作成。

## 2. 方 法

### 2-1. 使用機器, ソフトウェア

XCT: G.E. CT/T (computer: ECLIPSE S/200), シンチカメラ: サール LFOV.

核医学データ処理装置: 島津シンチパック 200 (computer: NOVA 01)

放射線治療計画装置: 兼松エレクトロニクス PC-12, Modulex

ソフトウェアはXCTのコンピュータシステムを管理するMRDOS (Mapped Real Time Disk Operating System), 及び言語はFORTRAN-5, マクロアセンブラ等を使用した。

### 2-2 手順1: 特徴抽出のための各種微分処理式の検討

画像の輪郭情報を得るために微分が通常用いられている。

今回, 我々は最適な微分処理式を得るために以下のことを行った。



3 × 3 画素

$$E = \sqrt{(A+B+C-G-H-I)^2 + (A+D+G-C-F-I)^2} \dots (1)$$

$$E = E - \min(A, B, C, F, I, H, G, D) \dots (2)$$

$$E = E - (A+B+C+F+I+H+G+D)/8 \dots (3)$$

$$E = \{[(C+2F+I-A-2D-G)/8]^2 + [(A+2B+C-G-2H-I)/8]^2\}^{1/2} \dots (4)$$

$$E = E - (B+F+H+D)/4 \dots (5)$$

式(1)~(5)に示される代表的な微分処理式<sup>1)</sup>を用いて, 原画像(図1-A)にラプラシアン処理を行

ない，式(1)~(5)に  
 対応するそれぞれの  
 微分画像（図1  
 ~B, C, D, E, F）  
 を得た。

図1からわかる  
 ように計算時間が  
 最も短かく，かつ  
 最も細い輪郭線が  
 得られる式(5)を微  
 分処理式として採  
 用した。図1-F  
 に示されるように  
 原画像の直接微分  
 では雑音が多く不  
 必要な輪郭線が抽  
 出され，今回の目  
 的には使用できな  
 いため次の手順2  
 を検討した。

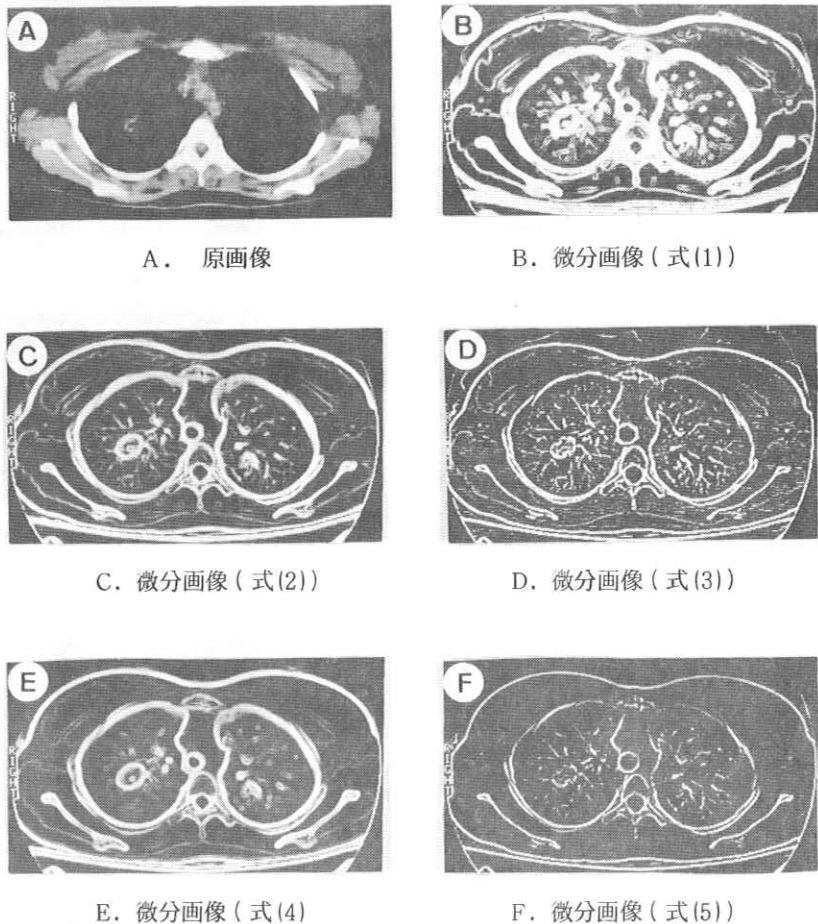


図1. 原画像，式(1)~(5)による微分画像

2-3. 手順2：しきい値処理<sup>2)</sup>と微分処理の組み合わせによる輪郭抽出の検討。

画像の擬輪郭<sup>3)</sup>を得る方法としてのしきい値処理と前述の微分処理を用いてシンプルな輪郭画像を作成した。図2のごとく原画像（図2-A，図3-A）において抽出する輪郭の任意のしきい値のCT値を2つ（Threshold 1，Threshold 2）設定する。2つのしきい値から図2-B，図3-Bのごとく3つの任意のCT値（a, b, c）より構成される三値画像<sup>4)</sup>（ステップ状プロフィールを持つ画像）を式(6)より作成する。

CTNO：原画像のCT値（±1000スケール）

IF CTNO > Threshold 1 then CTNO = a

IF Threshold 2 ≤ CTNO ≤ Threshold 1 then CTNO = b …………… (6)

IF CTNO < Threshold 2 then CTNO = c

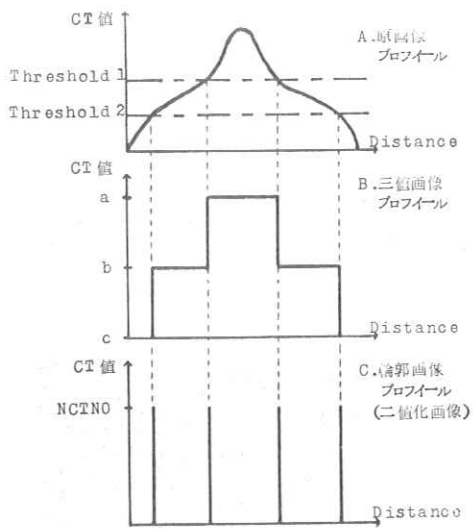


Fig. 2 三値画像，輪郭画像作成手順

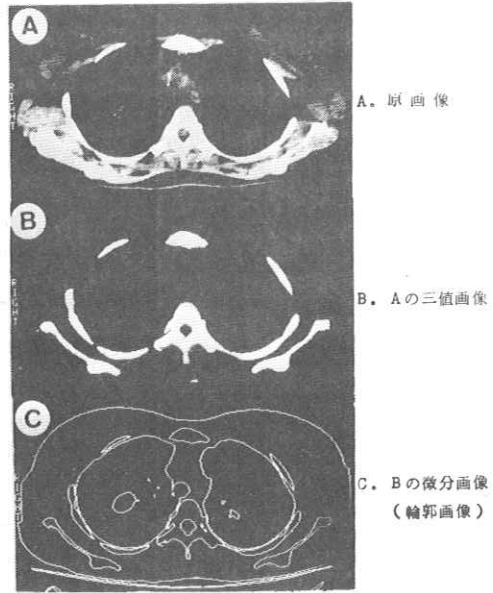


Fig. 3 原画像，三値画像，輪郭画像

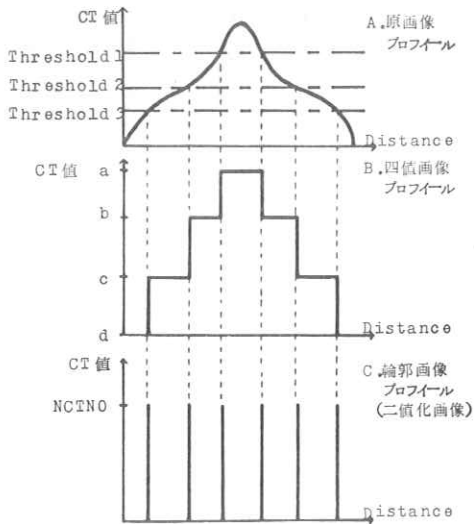


Fig. 4 四値画像，輪郭画像作成手順

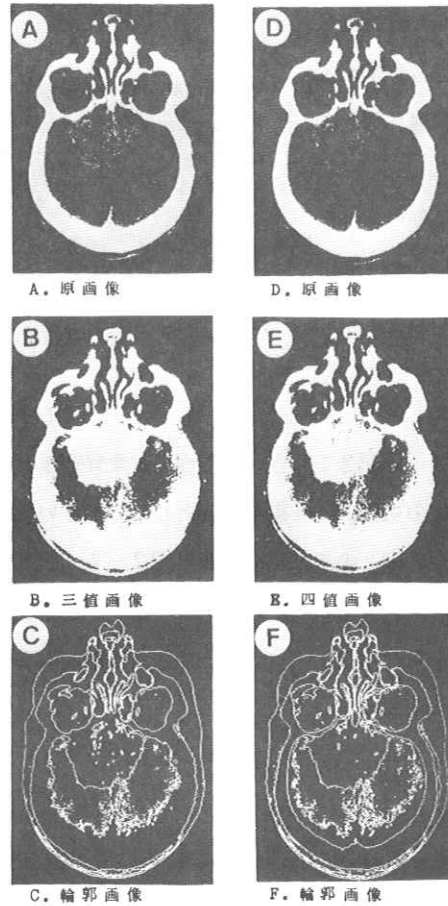


Fig. 5 原画像，三値，四値画像，輪郭画像

三値画像に式(5)を用いてラプラシアン処理を施し、式(7)より二値化を行ない輪郭画像(図2-C, 図3-C)を作成した。

NCTNO: 任意のCT値 (New CT値), E: ラプラシアン処理後のCT値 (±1000スケール)

$$\text{IF } E < -1024 \text{ then } E = -1024 \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$\text{IF } E \neq -1024 \text{ then } E = \text{NCTNO}$$

以上の手順により、原画像にしきい値処理を行ないラプラシアン処理を施すことで、細線化された輪郭像を得ることができた。

図3のように胸部の場合は空気、水、骨などのCT値から構成される三値画像より輪郭像を作成できるが、図5-A, B, Cのように頭部の場合は三値では必要な輪郭が抽出できない場合がある。したがって、空気、水、腫瘍、骨など四段階のしきい値処理が必要となってくる。その方法は図4に示す通りで、任意のしきい値を三つ(Threshold 1, Threshold 2, Threshold 3)設定することで三値化の時と同様に行なえる。四値化画像、及びそのラプラシアン処理による輪郭画像を図5-E, Fに示す。同様に、N値の時は(N-1)コのしきい値を設定することによりN値化画像を作成することも可能である。

### 3. 輪郭画像の応用

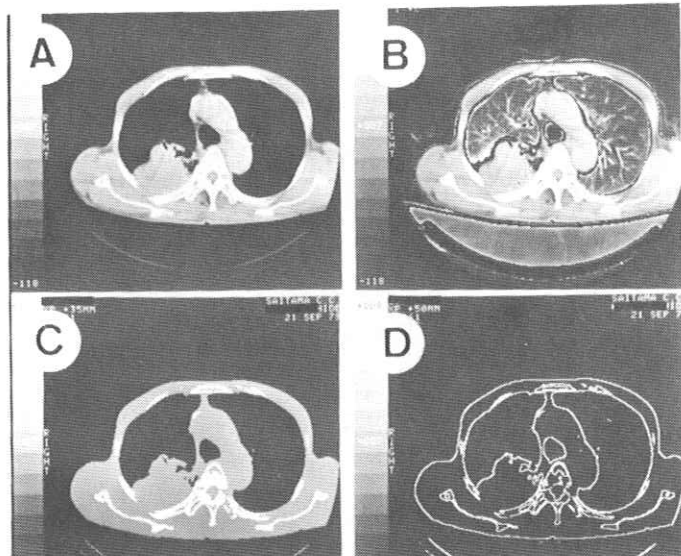
#### 3-1. 放射線治療計画への応用

治療計画に必要な体輪郭(外輪郭, 病巣輪郭, 決定臓器輪郭 etc.)を前述の画像処理により正確に

作成することができ、現在、多く用いられているライトペン、デジタサイザーなどによる輪郭抽出など、人手と注意力を要する作業を省略することができた。

図6は実際の治療計画に用いた患者の画像処理例である。

図7は図6-Dを等身大にして静電プロッターにBayerのパターン<sup>5)</sup>を用いて密度変調像として出力したものである。この方法により従来のフィルムなど縮小像から輪郭入力する時より入力誤差を小さくすることがで



A: 原画像  
B: マルチウインドウ画像  
C: 三値画像  
D: 輪郭画像

図6. 放射線治療計画用処理画像



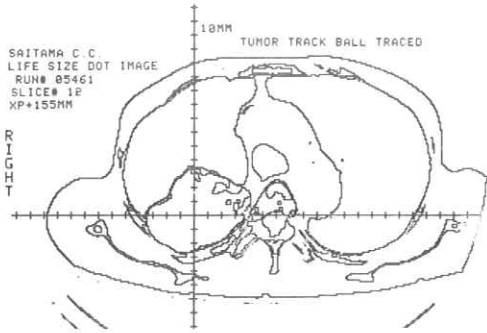


図7. 図6-Dの実物大密度変調画像

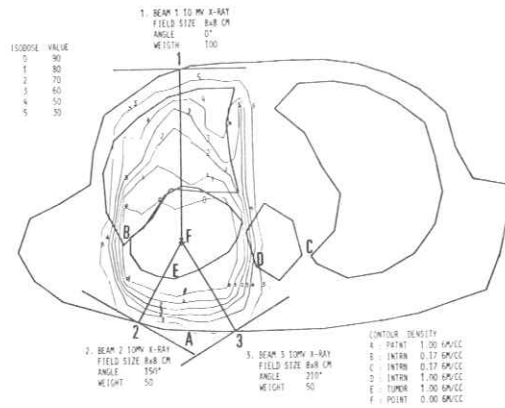


図8. 線量分布図(PC-12)

き，CRT表示の欠点である画像の歪みの影響を無視<sup>4)</sup>することができた。

図8は図7をもとにして治療計画装置(PC-12)で作成した線量分布図である。

現我，我々が使用しているシステムでは，画像処理で抽出した輪郭を一度ハードコピーにして再度PC-12に手動入力せねばならないが，治療計画，XCTシステム間でMT，Disketなどの共通の記録メディアが使用可能な場合は上記のように手作業によらなくても，直接，輪郭情報を入力することができる。図9はMTを介して輪郭情報を直接入力し，線量分布計算を行なったものである。

### 3-2. ECT像とXCT輪郭像との合成表示<sup>6)</sup>

現在，XCTとは異なった観点から，生理学的機能を表わすものとしてECTが注目され実用化しつつある。図10-Aはγカメラを用いた回転椅子方式で収集した1°毎の肺シンチグラムを使用して画像再構成を行ない作成したシングルフォトンECT像である。

しかしながら，ECT像は本質的な欠点として解像力が劣っている。この欠点を補ない，解剖学的位置関係を明確にするために，図10-Aと同一断面のXCT像(図10-B)に前述の画像処理を施して得た輪郭画像(図10-D)とECT像(図10-A)を重ね合わせ図10-Eの合成像を作成した。

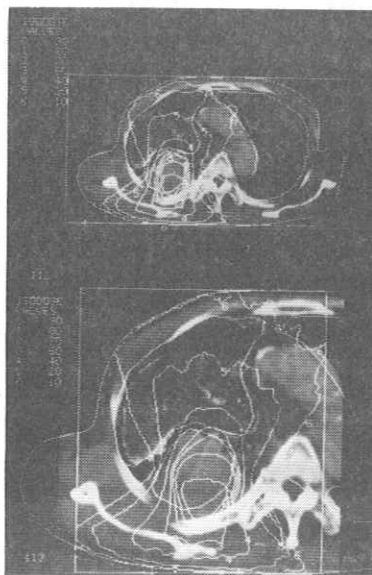
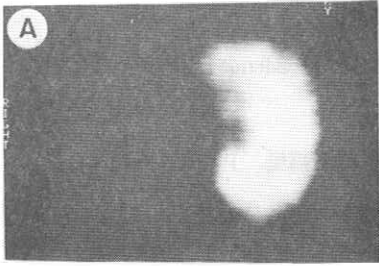
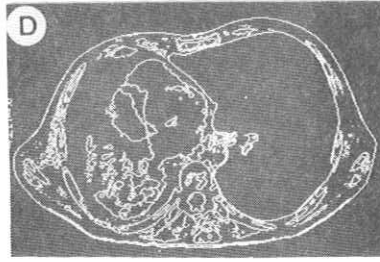


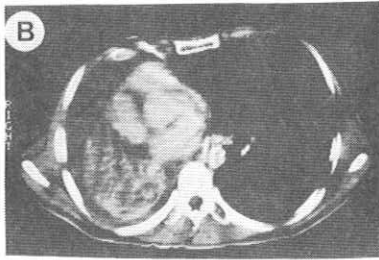
図9. 線量分布図(Modulex) 振子照射例



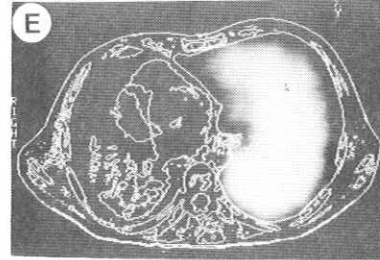
A. シングルフォトンECT画像



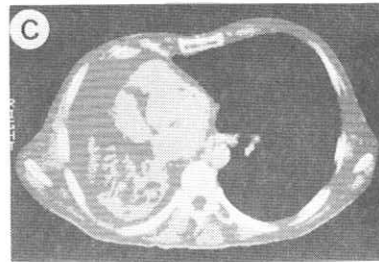
D. Bの輪郭画像



B. 胸部XCT画像



E. ECT像とXCT像の合成像



C. Bの四値画像

図10. ECT像, XCT像, ECT像とXCT像の合成表示例

#### 4. ま と め

1) XCT像に適当なしきい値処理, 及びラプラス処理を施すことで, 不要な輪郭線を消去し単純で明確な輪郭を抽出することができた。

2) XCT像より抽出された輪郭情報により治療計画の省力化, 精度の向上をはかることができた。

3) ECT像とXCT輪郭像との合成像により, 解像力にすぐれる病理形態学的なXCT像と, 生理学的機能を表わすものとしてのECT像が相補的に, また1画像として観察でき, 有用であった。そしてこの合成像は, ECT像の臨床的有用性をさらに増加させるものと思われる。

また, RIシンチグラム (ECTも含む), XCT像を同時に表示して読影できることは, 総合画像診断の将来を示すものとして期待できる。

## 文 献

- 1) 榎本, 高木他: 画像の情報処理, P272, コロナ社, (1978)
- 2) A.Rosenfeld: Picture Processing by Computer, P138, Academic Press (1969)
- 3) 榎本, 宮原他: 画像の情報処理 P93, コロナ社(1978)
- 4) 三塩, 松川他: CTの画像処理, 第36回日本放射線技術学会予稿集 P150, (1980)
- 5) 飯塚, 沢井: 活発化する視覚特性の画像工学への応用, 日経エレクトロニクス, 1974, No.79, P88 (1974)
- 6) J.Christopher, Y.Thompson et al: Positrome II: A High Efficiency Pet Device for Dynamic Studies, J.Computer Assisted Tomography, 2, P650 (1978)

## 小型 X 線 マイクロビームスキャナによるデジタル画像

信州大学病院中央放射線部 滝沢正臣, 小林敏雄  
丸山 清, 渡辺俊一

### はじめに

これまで、形態学的情報抽出を中心として行われた X 線診断は、CT スキャナ開発を一つの契機として、デジタル画像の持つ数値情報と、X 線吸収の定量性を生かした各種測定を診断精度向上のために用いることが注目されはじめた。

X 線、 $\gamma$  線を利用した生体の X 線吸収測定は、これまでも、X 線学的肺機能測定<sup>1,2)</sup> 骨塩量測定<sup>3-5)</sup>、等に用いられその有用性が示唆されている。このような測定のうち多くはフィルムを用いたものであるが、定量性に問題がある。また、その他の方法では、イメージングと、定量的計測の双方が可能な方法が少ない。CT スキャナを用いて生体計測を行う方法もいくつか試みられはじめている<sup>6)</sup>

マイクロビームの X 線管の開発は比較的早く、1950 年とされているが<sup>7)</sup> 実用的な開発がなされたのは桐谷、藤村らによってである<sup>8-9)</sup> その特長は低放射線被曝<sup>10)</sup> であり、動態計測が可能である等の利点があり、コンピュータと結合して発声時の舌運動の解析や、CT スキャナ<sup>10)</sup> 先天性股関節脱臼の自動診断<sup>11)</sup> に関する応用が試みられた。しかし、これまでの X 線マイクロビームスキャナは、本体、コンピュータシステム共規模が大きく、一般化され難い欠点を有している。

著者らは、通常撮影に用いられている X 線装置

と同じ程度に小型で、かつ低コストの X 線マイクロビームスキャナを開発し、そのシステムについて報告した<sup>12)</sup> ことでは、本スキャナを用いて、デジタルイメージングを行うためのデータ収録システムをマイクロコンピュータにより製作し、データの収録と表示を試みたので報告する。

### 装置および方法

X 線マイクロビームスキャナは、走査型 X 線管 (図 1)、高電圧発生器、制御装置 (図 2)、X 線検出器、データ収録・処理システム (図 3) およびディスプレイ装置より構成されるが、X 線管内部を  $10^{-7}$  Torr に保つ真空ポンプが別に附属している。X 線管の最大印加電圧は 100 kV、5 mA である。電子銃からの電子ビームは電子光学系により集束、偏向され、径 70  $\mu$ m のタングステンターゲットに衝突する。発生した X 線は、ター

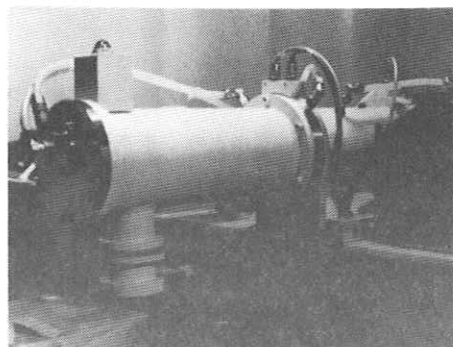


図 1. 走査型 X 線管および架台

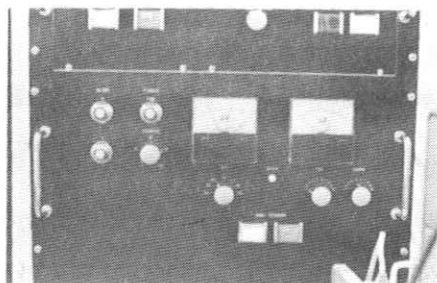


図2. X線走査制御装置

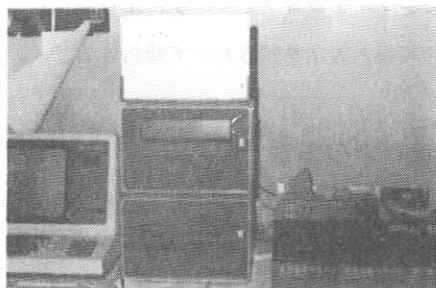


図3. マイクロコンピュータによる  
データ集録・処理システム

ゲットより、160mmの位置にあるピンホールレンズにより、径200, 500, 1,000 $\mu$ mのサイズに絞られる。X線の検出器は直径8インチ、厚さ $\frac{1}{4}$ インチのNaI結晶と、5インチのフォトマルで構成される。結晶とフォトマルはガラスファイバにより結合されている。

X線制御系は、ハードウェア的にラスタースキャンを行う走査切替器により、走査速度を1, 10, 100秒およびコンピュータ制御の切替を行う。また、走査エリアは1,  $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{1}{4}$ ,  $\frac{1}{8}$ の切替が可能であるが、デジタルイメージ収録に当っては、コンピュータによる制御が中心となる。XおよびY方向の走査精度は、10ビット(1024)である

X線管のピンホールおよびターゲット，電子銃は任意に交換が可能である。

X線束の広がり，電子ビームの集束精度，ピンホールレンズの性能により決まる。電子ビームの走査停止によるターゲット損傷を防ぐために，走査が1秒以上停止すると自動的に電子ビームを退避させる安全回路が附属している。

データ収録・処理システムは，マイクロコンピュータ8080(インテル)を中心とした小型システムであり，64kBのメモリ，ディスプレイコンソール，2台のフロッピーディスクシステムより構成される。フロッピーディスクは，1台はプログラム用として，また1台はデジタルイメージデータのファイル用として用いられるが1台当たり256kBのメモリを持っている。従って，256 $\times$ 256のイメージマトリクスでは，1データ当たり12ビットとして2枚の画像データがファイルされる。

処理システムのAD変換器は，12ビット8 $\mu$ secで，X線吸収データは4096分割で標準化される。スキャナの精度は，10ビットであるため，最大の画像データは，2MBを要する。しか

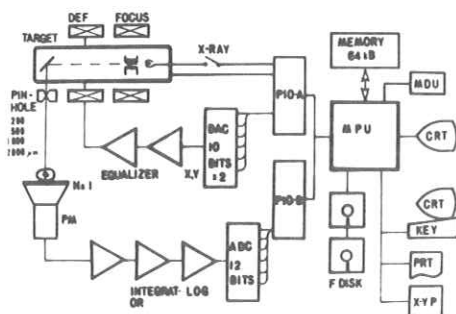


図4. システムのブロックダイアグラム

し、このように多量のデータは、処理、ファイル等に多くの負担を与えるため、実際の処理では  $256 \times 256$  のイメージマトリックスを採用した。従って、画像の表示は  $256 \times 256$  のものでよいこととなる。こゝで用いているシステムは 3 2 段階のグレイスケールを表示することができる。

### 実験結果

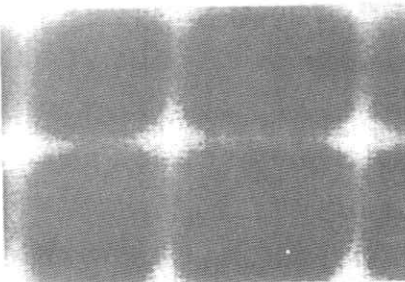
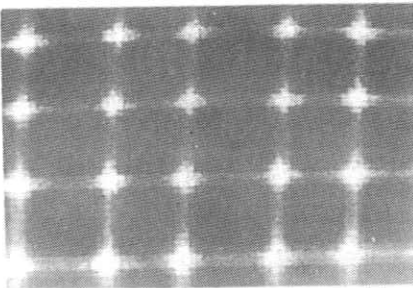
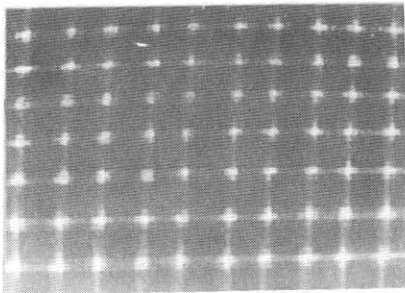


図 5. 網目のデジタル画像 (70 kV, 0.5 mA) :  
 (a) 普通サイズ    (b)  $\times 2$  拡大  
 (c)  $\times 4$  拡大

図 5 は金網のデジタル像である。(a)~(c)は、走査エリアのサイズを標準サイズ (a)、2 倍拡大 (b)、4 倍拡大 (c) でそれぞれデータ収録を実施した結果を示す。金網のサイズは  $0.9 \text{ mm}$  であるが、半影がかなり大きい、データ収録時間は、1 枚当り 30 秒である。

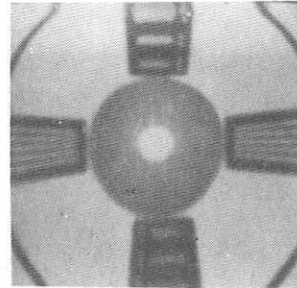


図 6. X線TV用テストパターンの撮像：  
 80 kV, 0.8 mA で収録

図 6 は X 線テレビ用パターンの撮像を行った結果である。最も内側のラインチャートは  $0.4 \text{ lp/mm}$  である。図 7 は、Al 板を 1~20 枚重ね、5 枚毎に識別のための鉛線を入れたものゝ撮像であり、各 Al の階段があまり明瞭ではないが識別できる。これ等の画像に対しては、いずれも、対数補正、指数補正が実施されている。

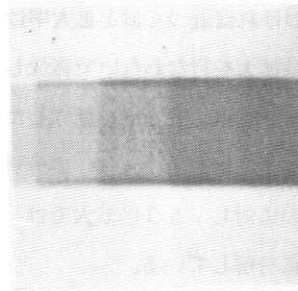


図 7. Al 板 1~20 枚のデジタルイメージ

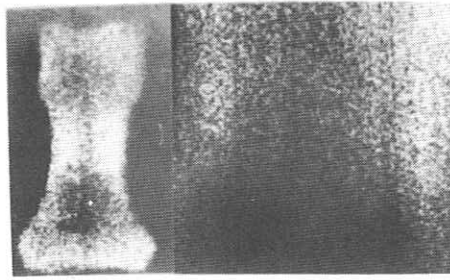
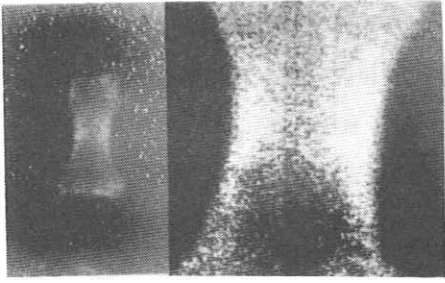


図8. 乾燥骨のデジタルイメージ(70 kV, 1 mA) : (a) 1, (b)  $\times 2$ , (c)  $\times 4$ , (d)  $\times 8$

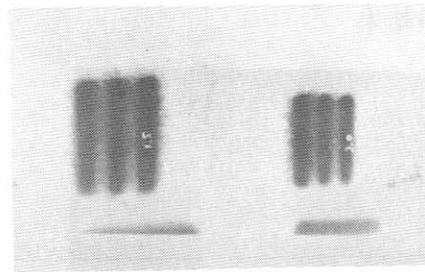
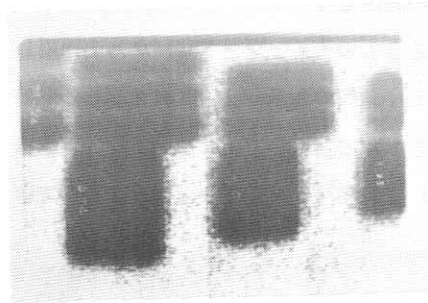


図9. 幾何拡大による分解能の向上 : (a) 非拡大, (b) 5.3倍拡大

図8は手指の乾燥骨のデジタル像である。走査エリアの拡大を行っているが、単にエリアの拡大を行ったのみでは高精度化は望めない。

被写体をピンホールに近づけて拡大を行う。いわゆる幾何拡大撮影を、空間周波数特性測定用チャートにより実施し、その効果を調べた。ピンホールレンズから16 cmの位置での走査エリアは70 mmであり、この位置から被写体をピンホールレンズに近づければ近づくほど拡大率は大きくなる。図9 aは拡大を行なわないで撮像したイメージであり、図9 bは、5.3倍に拡大したイメージである。非拡大では、1 lp/mmの分解が限界となっているのに対し、5.3倍拡大では、3.13 lp/mmも十分に分解している。

## 考 察

Moonにより1950年開発された走査X線管<sup>7)</sup>は、その安定性、機構上の問題の故に大きな発展が得られなかった。桐谷、藤村らは、音声研究における舌運動のX線学的動態解析にこれを利用することを考え、X線マイクロビームスキャナを試作し、発声時の舌運動の解析に多くの成果をあげた<sup>8-9)</sup>。館野、田中らは、X線マイクロビームスキャナの被曝線量の少いことに着目し、このX線スキャナを利用したCTスキャナにより、体軸横断像の作成、心ゲート像のCTスキャンを試みた<sup>10)</sup>。また遠藤らは先天性股関節脱臼の自動診断に応用した<sup>11)</sup>。小林、滝沢らは、これまでのX線マイクロビームスキャナが大型で、かつコストの高価であることから、低線量下での生体計測の普及を実現するため、小型X線マイクロビームスキャナを

試作し<sup>2)</sup>骨塩計測等に用いられる可能性を示唆した。これは、かつて小型スリットを用いて生体を走査し、呼吸機能や、骨塩計測を行ったX線走査キモグラフィの高精度化、実用化にもつながった。

X線マイクロビームスキャナによるイメージングに関する問題点は、1つに空間分解能、1つにX線量子の利用効率の低いことによる量子ノイズの関与がある。空間分解能の低いことは、これまでのスキャナに共通の問題点として考察されている。空間分解能の低い原因については諸種の因子が考えられているが、これを掲げてみると、電子銃形状、集束コイル性能、イコライザ精度、偏向精度、ピンホールレンズ形状、検出器のうち特にNaI結晶の残光特性、フォトマル暗電流、積分器を含めた信号入力回路の特性等多くの因子が関係すると思われる。

このように多くの因子を直ちに改良することはできないが、今後、電子銃形状、集束コイル性能、ピンホールレンズ構造等に主眼をおいてその性能向上を図りたいと考えている。

一方X線量子の少いことに起因するノイズに関しては、X線管容量の増大による電圧、電流の増加が最も直接的に効果を示すと考えられるが、電流を増加させると電子ビームサイズが大きくなると考えられるため、他の方法によらなくてはならない。従って検出器性能の向上、データ収録時間の延長等が実現できるノイズ減少の手段ではないかと思われる。画像精度向上のためには、未だ数多くの問題点があり、今後これ等の改良により、生体、特に骨構造の分析画像等の実現に向け努力したいと考えている。

データ収録システムにマイクロプロセサを用い

た理由は、コストの点からであるが、これまで、マイクロプロセサは、医用画像の如く、データ量の多いものには向かないと考えられていた。しかし、最近の半導体技術の進歩は著しいものがあり、高速化、高精度化が著しい。現在は8080を用いているが、このマイクロプロセサでも、数値演算素子を用いれば、比較的容易に高速処理が可能となる。加えて、16ビットマイクロプロセサの採用や、小型アレイプロセサの利用により、ミニコンピュータの性能を上まわるものも現われて来ているため、近い将来に16ビットマイクロプロセサを持ったマルチプロセッシングシステムの移行による画像処理を考えている。

#### おわりに

小型X線マイクロビームスキャナを用いた、生体デジタルイメージングおよび計測の可能性について検討を行った。X線写真に比較して、画質は、現在のところあまり充分とはいえないが、得られた画像は定量性を持ち、画像診断の客観化のためのシステムに役立つものと考えられた。

#### 文 献

- 1) Cobb, S, et. al.: Determination of total lung capacity in disease from chest roentgenograms. Amer. J. Med. 16:39, (1954)
- 2) Steiner, R.E. et. al.: Radiological lung function studies. Lancet 7159:1051, (1965)
- 3) 梅垣洋一郎他：X線走査キモグラフィについて、臨放7:275, (1962)



- 4) Kobayashi, T. et al.: Quantitative diagnosis of osteoporosis by x-ray scanning kymography. Proc ICR Vol.1: 226, (1973)
- 5) Cameron, J.R. et al.: An improved technic for the measurement of bone mineral content in vivo. Radiology 78:117,(1962)
- 6) Genant, H.K. et al.: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Investigative Radiology 12: 545, (1977)
- 7) Moon, R. J.: Amplifying and intensifying the fluoroscopic image by means of a scanning x-ray tube. Science 112:389, (1950)
- 8) 藤村靖: 音声研究とオンライン計算機, 東京医学雑誌 75:235, (1974)
- 9) Kiritani, S. et al.: Tongue-pellet tracking by a computer controlled x-ray microbeam system. J. Acoust. Soc. Amer. 5:1516, (1975)
- 10) Tateno, Y. et al.: Low dosage x-ray imaging system employing flying spot x-ray microbeam(Dynamic scanner). Radiology 121:181, (1976)
- 11) Endo, M. et al.: Automatic diagnosis of congenital dislocation of the hip. Radiology 122:25, (1977)
- 12) 小林敏雄, 滝沢正臣他: 定量的X線診断のための小型X線マイクロビームスキャナの試作  
日本医放会誌 39:304, (1979)

#### 謝 辞

この研究は1977/78および1980年文部省科学研究費(一般研究AおよびB, 代表者小林敏雄)により行われた。

# 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

6月研究会の雑誌ができました。風爽かな信州大で、各種の放射線画像機器からデータを入力し、線形加速機による最適な治療を計画するための計算機装置、走査X線ビームによるデジタル画像装置等を拝見し、小林、米沢両先生による“兎の耳”状の陰影に対する新しい考え方、盲人の触覚用の1種のレリーフ像作成装置開発の特別講演を頂きました。特別講演の先生、滝沢先生はじめ見学や準備に心づかいを頂いた信大放射線教室の方々に篤く御礼申し上げます。

当会の運営には合理化を心掛けておりますが、印刷費等の値上りにより已むを得ず会費を値上げさせて頂きます。また雑誌のページ数が6ページをこす論文については印刷実費(5,000円/1頁)を申し受けることとしました。悪しからず御了承下さい。(H)

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十五年六月

編集者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘二―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三―二一六一

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―四一―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