

放射線像研究

VOL 9 . No. 1 . (通巻58号) 1979年3月

目次

研究会記事・会告	1頁
シンポジウム	
2 X線CT装置用検出器	
日立メディコ 佐藤 茂, 矢仲重信	
日立中研 早川孝之, 関原謙介	7頁
II CT技術の展望——米国における研究を中心に	
放医研 飯沼 武	14頁
解説講演	
I 放射線画像系におけるゆらぎの理論的取り扱いについて	
岐阜大工学部 田中嘉津夫	22頁
論文	
59-3 放射線写真の信号と雑音の関係	
国際医学総合技術学院 小島克之	
岐阜大工学部 田中嘉津夫, 亀山庸広, 水野 豊, 内田 勝	28頁
59-4 循環器シネ撮影における自動現像機の管理について	
東芝那須工場 青木久敏	33頁
59-5 反転X線フィルムの相反則不軌特性	
岐阜工業高専 藤田広志	
西濃運輸健康管理センター 横山三吉	
岐阜大工学部 安田 満, 内田 勝	42頁
59-6 エントロピーによる粒状性の評価	
岐阜工業高専 藤田広志, 汲田富久美, 杉山弘幸	
西濃運輸健康管理センター 横山三吉	
岐阜大工学部 内田 勝	49頁

第 59 回 研 究 会 記 事

第 59 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 54 年 3 月 10 日 (土) 10:30~

場 所 岐阜大学医学部教育棟

出席者 49 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。)

解説講演

- *1) 放射線画像系におけるゆらぎの理論的取り扱いについて

岐阜大工 田中嘉津夫氏

- 2) NMR による断層撮影

岐阜大工 内田 勝氏, 末吉武広氏, 桂川茂彦氏

研究発表

- 1) TLD の発光強度解析による線量測定の精度向上

京大原子炉研 佐藤孝司

- 2) ウィナースペクトルの零周波数での値について

京都工繊大 金森仁志, 中森伸行

- *3) 放射線写真の信号と雑音の関係

国際医学総合学院 小島克之

岐阜大工 田中嘉津夫, 亀山庸宏, 水野 豊, 内田 勝

- *4) 循環器シネ撮影における自動現像機の管理について

東芝玉川 青木久敏

- *5) 反転 X 線フィルムの相反則不軌特性

岐阜大工 安田 満, 内田 勝

岐阜高専 藤田広志

西濃運輸健康管理センター 横山三吉

- *6) エントロピーによる粒状性の評価

岐阜高専 汲田富久美, 杉山弘幸, 藤田広志

西濃運輸健康管理センター 横山三吉

岐阜大工 内田 勝

会 告

—— 第 6 0 回研究会について ——

第 6 0 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 4 年 6 月 9 日 (土)
場 所 東 京 大 学

—— 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
城 戸 典 孝	8 1 1 - 3 1	国立療養所福岡東病院 福岡県粕屋郡古賀町久保 1 6 1 2	
西 村 克 元	3 5 0 - 0 4	埼玉医科大学放射線科 埼玉県入間郡毛呂山町大字毛呂本郷	
川 上 克 幸	8 3 4	八女公立病院放射線科 福岡県八女市大字高塚 5 4 0 - 2	09432-3-4131 ☎ 28
桂 川 茂 彦	5 3 0	行岡保健衛生学園放射線科 大阪市北区浮田 2 - 8 - 1 1	06-372-2456
末 吉 武 広	5 9 0	清恵会第二医療専門学院放射線科 堺市向陵西町 4 - 2 1 4	0722-22-6226
桑 原 秋 夫	1 7 1	癌研病院放射線治療部 東京都豊島区上池袋 1 - 3 7 - 1	03-918-0111
星 考 葦	9 6 3	東北歯科大学歯科放射線学講座 福島県郡山市富田町三角堂 3 1 - 1	0249-32-8931 ☎ 312, 320
田 島 義 孝	4 4 6	安城厚生病院放射線科 愛知県安城市御幸本町 1 2 - 3 8	05667-5-2111
山 田 功	5 0 1 - 3 2	国際医学総合技術学院放射線技術科 岐阜県関門市平賀字長峰 7 9 5	05752-2-9401
河 合 保	1 0 1	日本歯科大学第二口腔外科 東京都千代田区富士見 1 - 9 - 2 0	

藤原 明	663	兵庫医科大学病院 兵庫県西宮市武庫川町1-1	0798-45-6258
足立 晋		同 上	
佐野 幸男	113	東京大学工学部電気工学科羽鳥研 東京都文京区本郷7-3-1	03-812-2111
今野 広一	973	いわき市立総合磐城共立病院 いわき市内郷御厩町久世原16	
本田 規		同 上	
林 敏幸		同 上	

————— 住 所 変 更 等 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
斉藤 誠	170	東京都豊島区池袋保健所エックス線室 東京都豊島区東池袋1-39-2	03-987-4171
松岡 順之介	840	佐賀県立病院放射線科 佐賀市水ヶ江1-12-9	
大久保 寿男	329 -26	東芝医用機器事業部那須工場 放射線システム部 栃木県大田原市下石上1385-1	02872-9-6307
斉藤 雄督		” C T技術部	02872-9-6203
朝比奈 清敬		” ”	02872-9-6207
松林 孝行		” ”	02872-9-6207
神保 昌夫		” ”	02872-9-6206
大野 英丸		” 医用機器放射線技術部	02872-9-6228
伊東 克俊		” ”	02872-9-6315
青木 久敏		” ”	02872-9-6315
藤本 祐一		” ”	02872-9-6374
安原 弘		” 医用機器研究開発部	02872-9-6265
杉本 博		” ”	02872-9-6265
吉田 熙宣	100	東芝医用機器事業部X線事業担当部 千代田区内幸町1-1-6 日比谷電々ビル	03-501-5411(代)

——— 会費納入のお願い ———

昭和53年度会費を未納の方はお納め下さい。

納 入 先 郵便振替 1-151980

放射線イメージ・インフォメーション研究会

年度会費 1,500円

委員会議事録

日 時 昭和54年3月10日(土)16:30~

場 所 岐阜大学

出席者 岩崎賢二(杉本代), 内田 勝, 金森仁志, 木下幸次郎, 佐々木常雄, 竹中栄一,
長谷川伸

議事 (1) 委員改選について

現在の委員構成で特に問題ないため1年間このまゝ延長することとした。

(2) 会費改訂について

印刷費, 通信費等の値上がりにより53年度は相当額の赤字決算が見込まれる。現
会費は賛助会費については昭和48年から, 正会員会費は昭和51年からすえおき
となっているため, 次回総会に値上げをはかることとした。

nac

ナック

映像システム

株式会社 ナック

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

X 線 C T 装 置 用 検 出 器

佐藤 茂* , 矢仲重信* , 早川孝之** , 関原謙介**

* 株式会社 日立メディコ 柏工場

** 株式会社 日立製作所 中央研究所

1. X 線 C T 用 検 出 系 の 構 成

C T 装置は、被検体透過後の多方向からの X 線プロジェクションデータを、高速、高精度で計測し、演算器を用いて断層像の再構成を行うもので、X 線検出系の性能が画質を大きく左右する。検出系の一般的な構成を図-1 に示す。被検体透過後の X 線信号は、X 線検出器で電流に変換後、積

分し、アナログスイッチを経て A/D 変換して取り込みを行う。

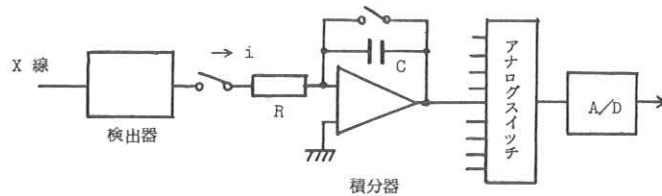


図1. CT用検出系原理図

被検体での吸収量を測定する

ので計測値の対数変換を行う必要があるが、これはアナログ量で行う場合とデジタル変換後に行う場合がある。本稿では、検出系の中で、X線検出器に範囲を絞って概要を述べる。

2. 検出器に要求される性能

C T 装置には、現在各種の走査方式があり、走査方式により検出器精度の画質に対する寄与の程度が異なるが、基本的に要求される性能を表-1 に示した。表-1 以外に多素子化が容易で、加工、製作のし易いことも必要である。

しかし、走査方式との関連で考えると、直線走査と回転の繰り返しである two motion方式

表-1 CT装置用検出器の要求性能

X線エネルギー範囲	;	40~150kV
量子効率	;	100%
ダイナミックレンジ	;	$10^4 \sim 10^5$
直線性	;	<1%
立ち上り, 下降特性	;	0.1ms
残光	;	10^{-4}
安定性	;	0.1~0.01%

(第1世代, 第2世代)では, 検出器数は数十個であり, 直線走査の両端で検出器の校正が可能で長時間の安定性はそれ程問題でなく, 一般にシンチレータと光電子増倍管(以下P.M.T)の組み合わせが多く用いられている。two motion方式では検出器は直線走査の両端位置において走査方向が反転するため, 加速, 減速を受けるので機械的に耐振性の強い構造が必要である。

次に, ファンビームが回転しながら走査を行う rotary fan beam方式(第3世代, 第4世代)では検出器数は数百個から千個以上に及ぶが, X線源と検出器が対向したまゝ被検体の周りを回転する rotary detectors方式(第3世代)では特に安定性が重要である。

すなわち, 図2に示すように第3世代では, 1個の検出器が計測する領域は, ファンビームの回転につれて, 被検体の円形の領域であり, もし検出系に定常的な誤差が存在すると画面上にリング状のアーチファクトとなって現われる。しかも被検体の中心部程同一の検出器の寄与の程度が高く周囲の検出器に比べて精度が必要である。

更に第3世代では, 走査中に検出器の校正を行うことができないので, 被検体を走査する以前に予めファン

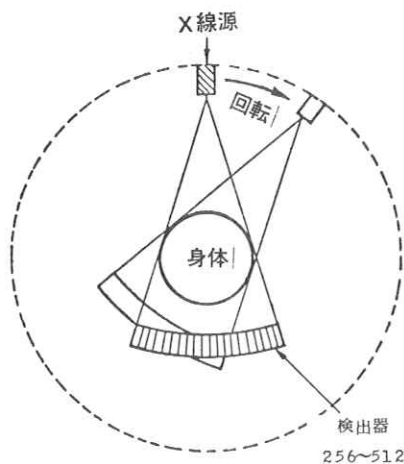


図2 第3世代CTの走査方式

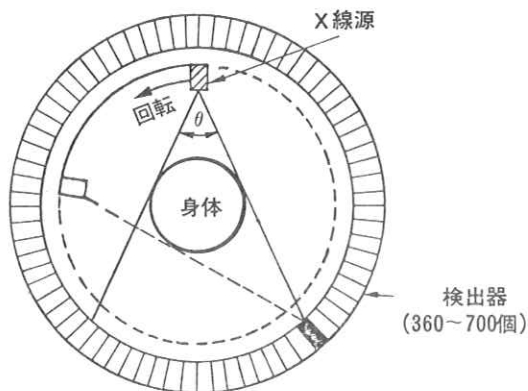


図3 第4世代CTの走査方式

トームにより各検出器の校正を行い, そのデータを用いて計測値の補正を行うので, 上記したように長時間の安定性が特に重要となる。このため第3世代では多素子のXeガス電離箱を用いた装置が多い。

一方, 円周上に 360° に亘って数百個の検出器を配列し, その内側でX線源だけが回転する

stationary detectors 方式（第4世代）では図-3に示すように、被検体上の計測領域と検出器との対応関係は走査と共に順次変化し、しかも検出器の校正は、走査中に、計測直前に個々に行うことができ、第3世代ほどの安定性は要求されない。

しかし第4世代では、検出器のX線源に対する見込み角が、走査と共に変化するので他の方式のように検出器直前に長いコリメータをつけることができず、第3世代のようなXe 検出器を用いることはできない。一般にシンチレータとP.M.Tの組合せが多い。

上記したように検出器の選択は走査方式との関連が深い、現在市場で使用されているT装置を対象に走査方式と使用検出器の種類をまとめると表-2の通りである。

表-2 走査方式と使用検出器の種類

Two MOTION	ROTARY FAN BEAM	
	ROTARY DETEC.	STATIONARY DETEC.
Nal (Tl) + P.M.T. ⁽¹⁾ B.G.O. + P.M.T. ⁽²⁾ Xe gas ⁽³⁾	Xe gas ⁽⁴⁾ CsI + P.D. ⁽⁵⁾	B.G.O. + P.M.T. ⁽⁶⁾ CsI + P.D. ⁽⁷⁾

(1)EMI (1010, 5005), Shimazu (SCT-100N), (2)Hitachi (CT-H), (3)CGR (ND-7000)
(4)Hitachi (CT-W), GE (CT/T), Varian, Toshiba (TCT-60A), Philips (TOMOSCAN-300), (5)Siemens (SOMATOM), (6)Pfizer (△-2020), AS&E, Picker SYNERVIEW 600), (7)EMI (CT-7000).

註 B.G.O. = $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, P.M.T. = Photo multiplier, P.D. = Photo diode

3. シンチレータと光電子増倍管 (P.M.T.) による検出器

γ 線によるシンチレータの発光をP.M.Tで受光し、電流出力を得るシンチレータとP.M.Tの組合せは広く用いられている。検出器性能として、 γ 線計測の場合はエネルギー分解能が重要であるが、X線CTの場合には、一般に直流計測であり波高分析は行っていない。

CT検出系としての必要性能は表-1に記した通りであるが、残光特性は特に重要であり、他に発光スペクトルがP.M.Tの分光感度特性とマッチングがとれていること、光出力が大きくとれることが必要である。

1969年に最初に登場した頭部用CT装置では、

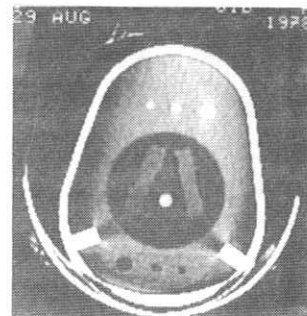


図4. 検出器残光の画質への影響（空気レベルから骨部へ吸収量が急減しても残光部が加算され、骨の内側、此处では左側に low density の artifact が発生）

検出系のダイナミックレンジの制限，被検体吸収によるX線質の変化の補正をねらいとして，頭部周辺に水バックを設け，シンチレータとしてはNaI(Tl)を用いたものであった。その後操作性や患者の処理能力を向上させるため，走査時間を早め，air scan方式に移行するにつれて残光の少ないB.G.Oが多く用いられるようになってきた。

しかしNaI(Tl)ではTl濃度により残光特性が異なり，残光を低減させるためTl濃度の範囲を重量比で $(25\sim 200)\times 10^{-6}$ が適しているとの提案もある。¹⁾

検出器の残光特性の面質への影響の1例を図-4に示した。B.G.Oは，NaI(Tl)に比べて感度が数分の一以下であるが，残光が遙かに少なく，潮解性もないことから多素子化を進める上でバックングが容易であり，多くのCT装置で使用されつゝある。

その他に，最近ではシンチレータとしてCsI(Tl)を用いたものも見受けられる。CsI(Tl)を用いた場合は，発光色が緑色に近いため受光素子としてはフォトダイオードを結合し，固体化を可能にしている(表-2，参照)

シンチレータとしては上記3種類が現在用いられているがその物理特性を表-3にまとめた。またNaI(Tl)とB.G.Oについて感度の線質特性，X線パルス遮断後の残光特性について実測した結果を図-5，図-6に示す。

表-3. CT用として現在使用中のシンチレータの諸特性²⁾

項目 シンチ レータ	光出力 (2mm t, 60keV)	残光 (初期) 時定数	残光量 (3ms後)	放射光の 最強波長	密度	潮解性
NaI(Tl)	100 (%)	0.23(μ s)	0.5~5 (%)	415(nm)	3.67(g/cm^3)	有
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	10	0.30	<0.005	480	7.13	無
CsI(Tl)	85	1.05	0.5~5	550	4.53	無

4. Xe ガスチャンバ

Xeガス封入のX線電離箱は，X線検出器として古くから用いられているが，CTの分野では多素子化の容易さ，安定性に優れていることから第3世代用として採用されている。構造としては，平行平板形電極を並列に配置し，交互に高電圧電極，信号電極として用いるものであり，チャンネル数は256~512，サンプリング開口は1~2mm，封入ガス圧は数kg/cm²のものが実用に供されている。

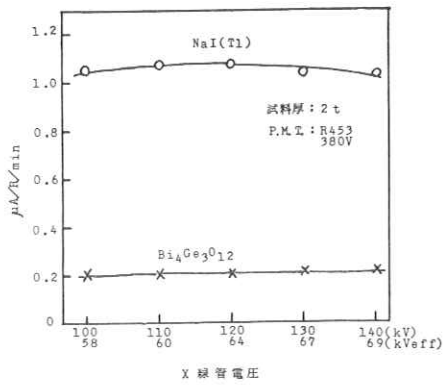


図5. NaI(Tl)と $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ の感度の線質特性

検出器の基本的な動作原理は省略するが、一定X線入力の場合、高電圧電極と信号電極間の印加電圧と出力電流の関係は、当初は電離により発生したイオン対の再結合領域が存在するが、印加電圧の上昇と共に再結合が消失し、両電極で定められた空間で発生した一次イオン対は全て電極で集められる電離箱(I.C.)領域へ移行する。

更に、電界強度を強めてゆくと、最初に発生した電子が電界で加速中に、ガスの電離電圧以上のエネルギーを受け電離を行い、新たに生じたイオン対の電子もまた同様の加速、衝突、電離を繰り返すことにより、ガス増幅が行われる比例(P.C.)領域が存在する。

出力電流の点から比例領域での動作

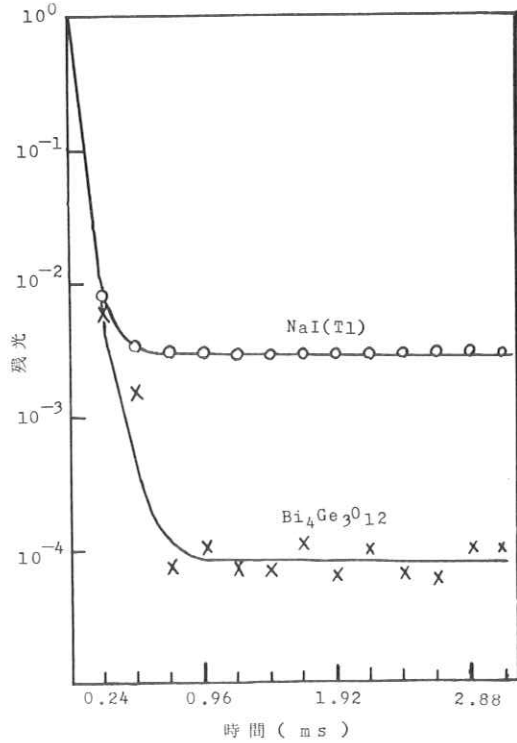


図6. NaI(Tl) , $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ の残光特性

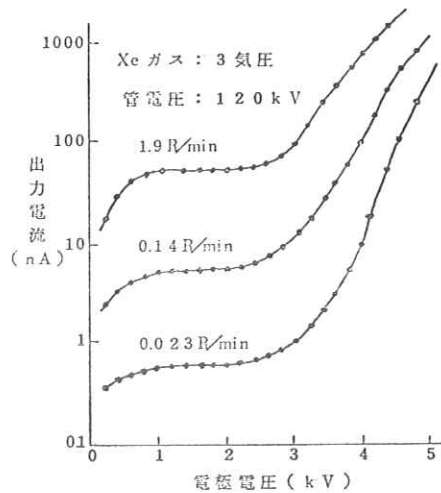


図7. Xeチャンバの入出力特性

が有利であるが、安定性、直線性の点からCT装置用検出器としては電離箱領域での動作が多いと推定される。入射X線強度をパラメータとし、電極間印加電圧を上昇させた場合の出力電流特性の実測値の1例を図-7に示した。図-7の例では電極電圧1.0(kV)以内では線量の高いレベルで再結合が生じているが、1.0~2.5kV範囲で、電離箱領域で動作していることが判る。

またXeガスチャンバのX線検出効率は、図-8(a)に示したように、入射窓の厚さ(t)、チャンバ内での入射窓から電極迄の距離(D)、電極長さ(L)、封入ガス圧(P)の関連で決定されるが、上記パラメータを変化させた場合の検出効率の管電圧依存性を図-8(b)に示した。X線CT装置の使用X線エネルギー、約60~70keVで60%の効率を得ることができる。

その他、Xeガスチャンバの重要な特性として、XeでのX線吸収過程における蛍光X線の放射による検出器線像強度分布の広がりがある。air scan方式では被検体の周囲は空気であり、線像強度分布の広がり、空気に接する被検体端部でのCT値の低下をもたらす。シミュレーション結果から線像強度分布の広がり、5チャンネル目で 10^{-3} 程度に抑える必要があるがこの値の達成には平板電極の厚さ、材質の選択が重要である。³⁾

5. 緒言

X線CT装置

用として用いられている検出器の概要、特に走査方式との関連、シンチレータ、Xeガスチャンバについて報告した。検出器は、X線情報の入力変換部であり、検出器性能が、CT画質に与える影響は大きい。

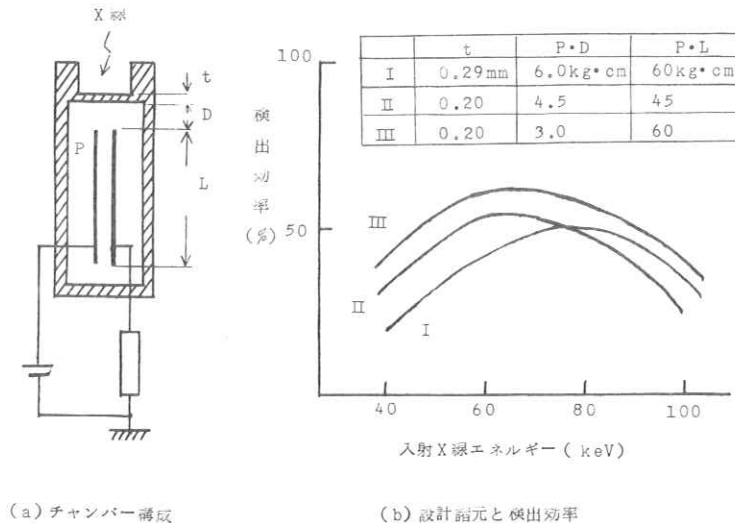


図8. Xeチャンバの検出効率

この意味で検出器系の開発，とり分け半導体化に関する研究が最近では盛んである。一方 double kV technique 用として，一度の計測で高エネルギー領域，低エネルギー領域の情報を分離してとり出そうという試みも報告されている。

本稿では，紙面の都合上，現状の製品で使用されている代表例に限ってまとめた。

参 考 文 献

- 1) E. M. I. ; 特公開昭 5 0 - 7 8 3 7 5
- 2) M. R. Farukhi ; Scintillation Detectors for CT Applications An Overview of the History and State - of - the - art.
- 3) 佐 藤 他 ; ファンビームCT用検出器の検討，第1回CTの物理技術的諸問題シンポジウム予稿，(昭53.1)

CT技術の展望——米国における研究を中心に

放射線医学総合研究所 飯 沼 武

1. はじめに

X線の透過を用いたCT(XCTと略)の最大の特徴は微少なX線吸収係数の差を識別して表示できる点にあり、水と軟部組織を明瞭に区別できる。XCT装置は1972年に第1号機が開発されて以来、その技術開発のテンポは誠に急速である。開発の方向はXCT画像の空間解像力の向上と横断面撮影時間の短縮に向けられた。初期のXCTでは画像を構成する画素の数が 80×80 で、1画素の大きさが $3 \times 3 \text{ mm}$ 位であったものが、最新の装置では画素数が 512×512 、大きさ $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ に向上している。撮影時間の短縮は最初の装置の約5分から1秒に到達しており、その変化は非常に速い。XCT装置はその撮影方式によって第1世代から第4世代に分けられているが、その間の移行は僅か3年であった。

本稿ではこれまでのXCTの発達の過程から予測される目標の1つである心臓用の超高速XCT装置についてのいくつかのプロジェクトを紹介し、続いてX線以外のCTのうち、荷電粒子を用いたCTの試みについて述べる。

2. 超高速XCT装置の開発

XCT装置の最終目標の1つは心臓の横

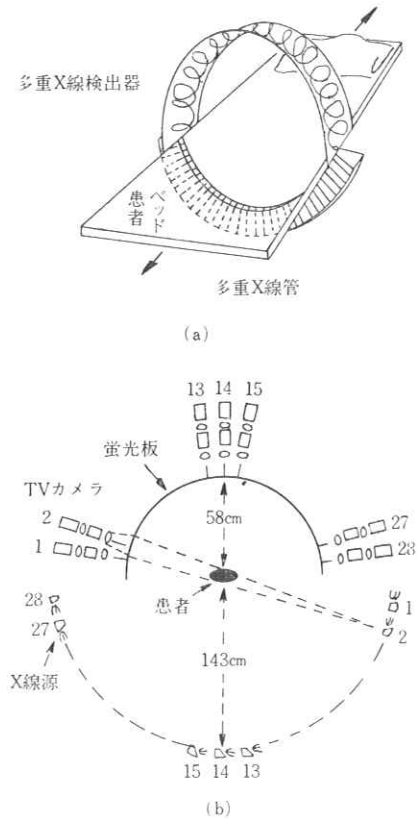


図1. Mayo Clinicの超高速心臓撮像用のXCT¹⁾(Dynamic Spatial Reconstructor)
(a)外観図 (b)動作原理図

断面の静止状態における撮像である。このためには1断面の撮影が理想的には10ミリ秒以下で完了しなければならない。現在の最も速いCTが約1秒であるので、 $1/100$ の超高速であり、今用いているようなX線管や検出器を機械的に動かすような方式では全く不可能である。

米国のMayo Clinicの研究グループはX線管・蛍光板およびイメージ増倍管という系を用いて、心臓用の多層面のXCTを建設すべく予備実験を続けてきたが、1977年に図1の如きシステムを発表した。このCTはDynamic Spatial Reconstructor (DSR)と名付けられ、多重X線管と多重X線検出器の組合せを用いており、移動する部分がない。図1(a)のように、患者ベッドをはさんで、下側に28個のX線管、上側に半円状の蛍光板がおかれ、28ヶのX線テレビ系が受光する。同図(b)に見られるように、X線がNo.1から順にパルス放射され、患者の身体を透過した後、蛍光板・テレビ系により強度が測定される。放射されるX線は円錐状のビーム (cone beam) であるため、撮影可能な横断面は複数である。X線管No.28まで放射されれば、ほぼ 180° の投影データが28方向から得られ、CT像の再構成が可能となる。実際に設計された図面は図2に示すような構造となっており、28ヶのX線管とテレビ系を用いるという基本構成は変わらないが、全体がスリップ・リングによって患者の周りを回転できるようにになっている。¹⁾ 回転を可能とした理由は投影を求める方向の数を増やして、画質を向上させるためであるが、これによって撮影時間は延びる。回転を行わない場合は28方向から撮

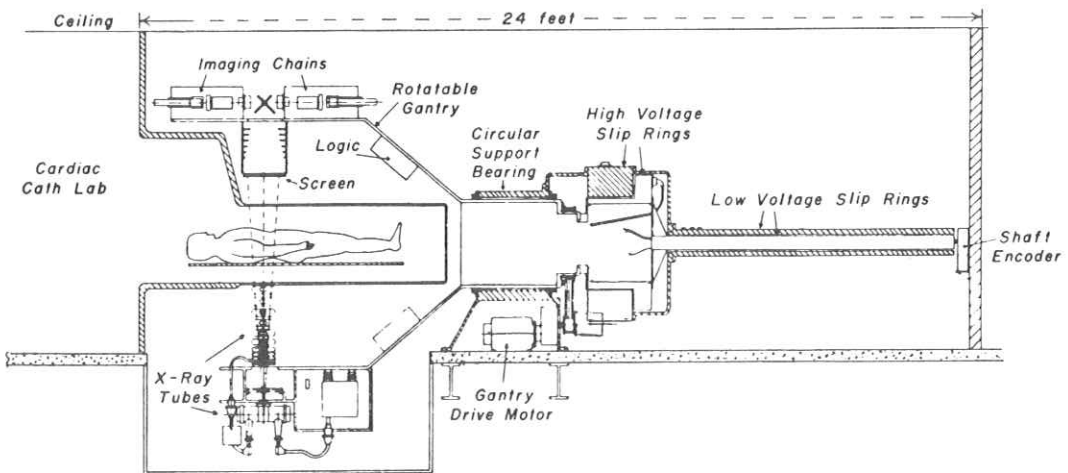


図2. Mayo ClinicのDynamic Spatial Reconstructorの詳細設計の横断面図。ガントリーとスリップ・リングの構造¹⁾

影し、時間は10ミリ秒であるが、2個のX線管の間の角度が6°もあって、投影方向のサンプリングがあらくなり、再構成された画像の吸収係数分解能は水の10%位であろうと推定されている。そこで、第2のモードとして回転を行なうことにより、6°の間を4分割して1.5°づつX線を放射して、投影方向を112(28×4)に増やす。この時撮影時間は60ミリ秒となるが、画質は向上し、吸収係数分解能も3%位になるであろう。この2つのモードによる撮影は60枚/秒の繰返しで可能となっている。更に、画質を向上させるためには360°の回転で240方向から投影を求める第3のモードもある。この方式では撮影時間は2.14秒となるが、吸収係数分解能は1%に改善される。本装置のもう1つの特徴は多層の横断面を同時に撮影できる点にあるが、最大250枚で1mm厚の断面が再構成可能な仕様となっている。このように、DSRは超高速のXCTだけではなく、回転機構を附設することによって、その性能にフレキシビリティをもたせている。

他の超高速CTとして提案されているものは、電子ビームを電氣的に走査することによってX線を多くの方向から照射しようとする方式である。この方式の原型は館野らによるX線マイグロビーム走査方式のCT²⁾である。更に、筆者らはこれを拡大して超高速XCT装置を提案した³⁾もう1つの電子ビーム走査方式のXCT装置はUCSFのBoyd⁴⁾によって提案されている⁴⁾この装置はDynamic Cardiac 3-D Densitometerと名付けられており、その基本構成図を図3に示す。左端の電子銃より放出される電子ビームがscan tubeといわれる半円状のターゲット上を2重偏向によって走査しX線を放射する。X線は後述するコリメータ系を

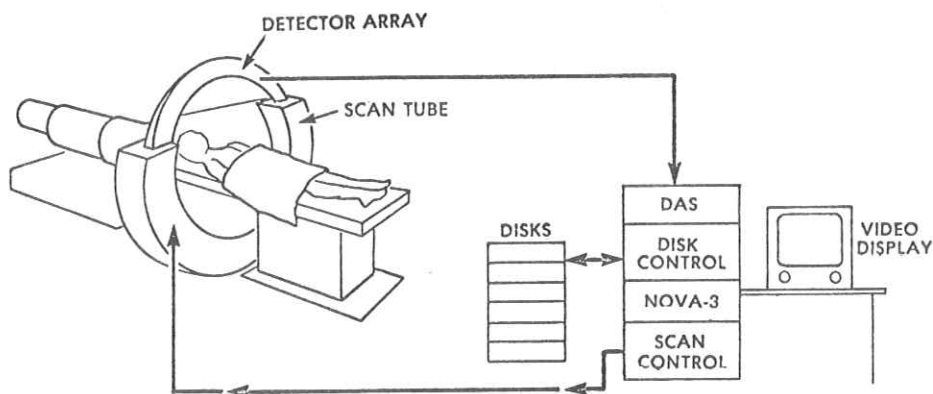


図3. 心臓用デンシトメータのシステム系統図⁴⁾

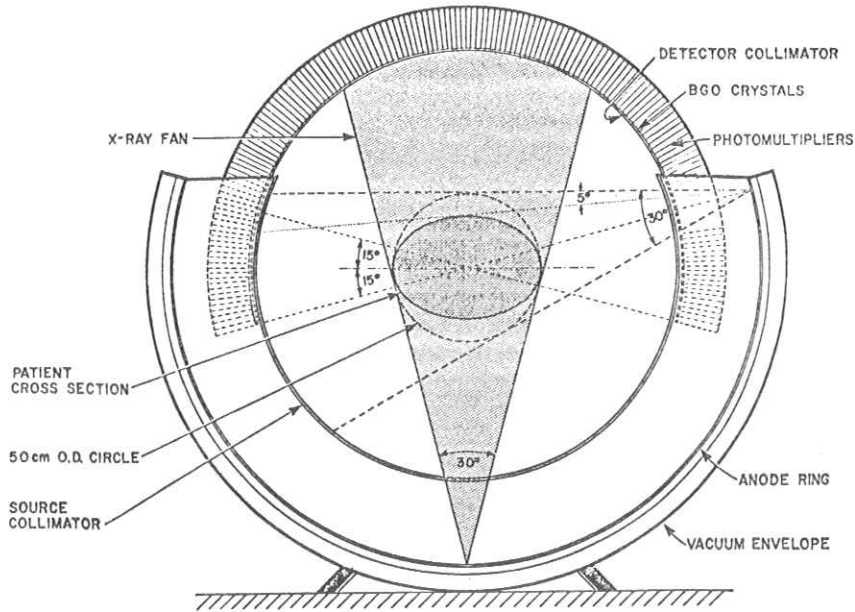


図 4. 心臓用デンストメータの端面の図。陽極ターゲットと検出器リングは一部重なっている。扇状X線ビームが走査する。⁴⁾

經由、人体を透過後、半円周上に配置されたX線検出器で測定される。電子ビームの走査は電氣的に計算機制御の下で行なわれるので、可動部分は全くない。電子ビームの加速電圧は100～150kV，電流は500～1,000mAといわれている。図4には本装置の軸方向の断面図を示している。人体の下側の scan tube は真空容器であり、その中に半円状の陽極（ターゲット）がある。電子ビームがターゲットの1点にあると、X線が放出されるが、コリメータによって扇角30°のX線となって人体を透過し、上側のB.G.O (Bi₄Ge₃O₁₂) シンチレーション検出器でその強度が計測される。電子ビームが衝突するターゲット上の点が変わると、扇状X線ビームの方向が変わり、人体を180°方向にわたって照射する。この方式では2枚の断面を50ミリ秒で撮影し、200ミリ秒で8断面を得る。或る2断面だけについては、1秒当り20フレームの動態画像が得られるので、造影剤静注後の定量的計測が可能となる。

この他、XCT装置の最近の動向として注目されるものが、不完全投影データからのCT画像の再構成に関する問題である。これは投影データの方向が180°以下のデータからCT像を求めようとするもので、適当なアルゴリズムが見つければ、任意の断面を撮影できるXCT装

置を製作することができる。⁵⁾ XCT装置としては現実の装置のハードおよびソフトを改善する仕事も熱心に進められており、今後も進歩の速度は大きいであろう。

3. 多様化するCT装置——特に荷電子を用いたCTについて

CTは或る断面の変量の多方向からの投影を用いて、その断面の変量の分布を再構成する技術であり、その原理は非常に広い応用範囲にわたっていることに気付く。実はXCT装置の開発に端を発し、多様な原理を用いたCTが研究され始めており、それらが医学診断の現場に取入れられる日もそれ程遠い将来ではない。新しい原理のCTには、①人体に投与された放射性同位元素(RI)から放出される γ 線によるCT、この中には通常の γ 線を用いる single photon counting 方式と陽電子放射性RIの消滅放射線を用いる annihilation coincidence detection 方式の2種がある。②体内の超音波の減衰特性や伝搬速度特性を用いるCT、③人体構成物質の核磁気共鳴特性を利用した磁場によるCT、④人体物質の電気抵抗の分布を測ろうとする Impedance CT

(ICT)というアイデア、⑤荷電粒子(陽子、 α 粒子、C、O、Neなどの重粒子)の残留エネルギーを利用するCTなどが研究されており、このうち、①のRIのCTはほぼ実用化の段階に入っている。ここではこれらの新しいCTについて紹介する紙数はないので、今後放射線治療の発展の目標と考えられる重荷電粒子によるCTに関する研究を解説しよう。

荷電粒子を充分高いエネルギーに加速して、人体を透過するようにすると、X

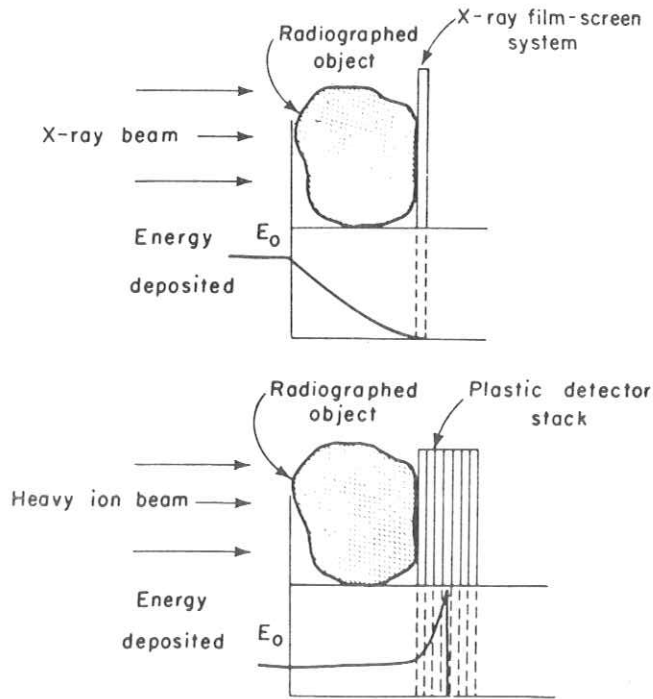


図5. 物体におけるX線と重イオンビームのエネルギー損失の相異

線とは異なった性質を示す。図5はX線と重イオン線が物体を透過する時のエネルギー吸収特性を示す。X線は入射側から吸収され、指数関数的に減衰し、透過したX線の一部がフィルム・増感紙系で吸収され、フィルムを感光する。一方、重イオンは単位長さ当りのエネルギー損失がほぼ一定のまま物体を透過するので、透過後の残留エネルギーは物体の通過経路に沿った電子密度の和に反比例する。また、重イオンの飛程は直線的であり、しかもエネルギーによって一定であるので、同一エネルギーであれば、同一の深さで停止することが知られている。図5の下のようにプラスチック・フィルムの重なりをおいておくと、同じ厚さの物体を通過すると、同一のフィルム上で停止する。更に、飛程の最後においてブラッグ・ピークが生じ、多くのエネルギーを失うので、停止したフィルムに孔があいて画像を得ることができる。この重荷電粒子の停止位置(プラスチック

フィルム・フィルムの数)は物体の電子密度に非常に鋭敏であり、高精度の厚み計とも言える。

このような秀れた特性を用いたCTが試みられた。

その1つとして、Lawrence Berkeley Lab. のCrowe らによる α 粒子を用いたCTを図6に示す⁶⁾

その実験では184インチ・サイクロトロンで加速した910MeVの α 粒子(Heイオン)を巾23cmの平行ビームにしぼって、water bathに囲まれた頭部に入射させる。 α 粒子は生体組織で一部エネルギーを失なって透過してくるが、透過後の残留エネルギーを13個あるプラスチック・シンチレータ・スタックの最終発光位置(α 粒子が停止したシンチレータの位置)によって決める。入射する α 粒子の位置情報は多線式比例計数管(multi-wire proportional chamber)によって決定される。一定時間の測定が終わると、人体をビームの方向に対して、一定角度だけ回転させ、同様な測定が行われる。この操作を多数回繰り返すことによって多方向からの投影(損失エネルギーの分布としての)を求め、 α 粒子によるCT像を再構成する。

この方法で作成された頭部のCT像をXCTで得た同一人の像と対比させて、図7に示す。EMIスキャナで撮られたXCT像は180°の180方向からの測定で、被曝線量は1600mradであった。一方、 α 粒子による像は180°、64方向からの測定で、線量はわずか30mradであった。画素数は前者が160×160、後者は110×110である。 α 粒子によ

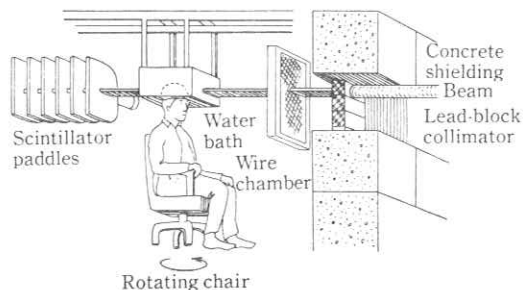


図6. α 粒子による頭部の横断層撮影⁶⁾

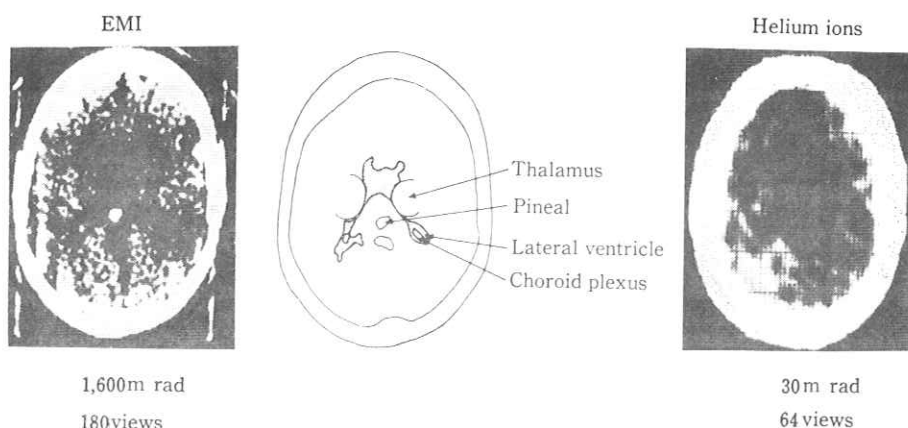


図7. 頭部の横断面におけるX線CT像と α 粒子によるCT像の比較⁶⁾

る像がこのように低線量である理由は、X線の頭部透過後の強度測定には多数のX線光子が必要であるのに対し、 α 粒子の場合には原理的には1個の粒子が頭部を透過した残りのエネルギーを計ればよく、1個の α 粒子の生体に与えるエネルギーは大きいですが、測定する必要がある数が少なくて済むので、生体に付与される全エネルギーはX線の場合に比して少なくてよい。重イオンCTの他の特徴は計測される量が電子密度である点で、XCTのように原子番号と電子密度の両者に関係した吸収係数とは異なる。放射線治療計画に際しては電子密度の分布は重要な情報となる。

4. おわりに

米国における新しいCTの動向について一部だけを述べた。我国におけるCTの研究はやゝ遅れているが、今後は超高速CTの提案もなされているので、近い内にその方向に進むことが期待されている。RCTについても、医用サイクロトロンの数が少ないため、普及がおくれており、早急な対策が必要ではないかと考えられる。一方、多くの種類の医用画像が臨床の場に導入されてきた現在、これらの画像間の特徴を生かした総合画像診断という新しい画像診断学が建設されなければならない。これによって、CTのような非常に高価な診断の道具が真に有効に生かされるのではなからうか。

文 献

- 1) Ritman EL, Robb RA, Johnson SA et. al. : Quantitative imaging of the structure and function of the heart, lungs and circulation. Mayo Clinic Proc. 53 : 3-11, (1978)
- 2) Tateno Y, Tanaka H : Low-dosage X-ray imaging system employing flying spot X-ray microbeam(dynamic scanner). Radiology 121 : 186-195, (1976)
- 3) Iinuma TA, Tateno Y, Umegaki Y, Watanabe E : Proposed system for ultrafast computed tomography. J. Comput. Assist. Tomography 1 : 494-499, (1977)
- 4) Boyd DP, Gould RA, Quinn JR et.al. : A proposed dynamic cardiac. 3-D densitometer for early detection and evaluation of heart disease. A paper read at Irvine workshop on CT, Jan. 17, 1979
- 5) Hayakawa Y, Egawa J, Iinuma TA : A proposal of a new computed tomograph of arbitrary cross-section of the body. Nippon Acta Radiologica
- 6) Crowe KM, Budinger TF, Cahoon JL et. al. : Axial scanning with 900 MeV alpha particles, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-22 : 1752-1754(1975)

放射線画像系におけるゆらぎの 理論的取り扱いについて

岐阜大学工学部電気工学科

田 中 嘉津夫

1. ま え が き

医療検査用放射線画像系（増感紙-フィルム系）においては、各種の「ゆらぎ（雑音）」が存在し、得られるX線画像に種々の影響をおよぼす。各種ゆらぎ成分の中で、原因となる成分は、フィルム粒状性ゆらぎ、量子ゆらぎ、および、増感紙構造ゆらぎであり、得られたX線画像の質は、これら三種類のゆらぎ、および、それらが組み合わさったゆらぎにより大きな影響を受ける。本報告は、その中で、フィルム粒状性ゆらぎ、および、X線量子ゆらぎの二つについて、その性質を主として理論的な方向から述べたものである。これらのゆらぎについては、種々の一般的な物理的性質、あるいは数学的な関係式が知られている。増感紙-フィルム系を取り扱う場合、これらの性質、および、その物理的背景を知っておくことはきわめて重要なことと考えられる。

2. ゆらぎの測定

通常、X線フィルムに存在する濃度ゆらぎ、あるいは透過率ゆらぎの測定において問題とされる量としては、平均値、分散、自己相関関数、ウィーナスペクトルがよく用いられる。そ

真 の 量	開口を用いて測定された量
透過率分布 $T(x, y)$	$T'(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} T(x', y') S(x-x', y-y') dx' dy'$ $= t(x, y) \otimes S(x, y)$
自己相関関数 $\phi_{tt}(\xi, \eta)$	$\phi_{t't'}(\xi, \eta) = \phi_{tt}(\xi, \eta) \otimes S(-\xi, -\eta) \otimes S(\xi, \eta)$
分 散 $\sigma_t^2 = \phi_{tt}(0, 0)$	$\sigma_{t'}^2 = \phi_{t't'}(0, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \phi_{tt}(\xi, \eta) \phi_{ss}(\xi, \eta) d\xi d\eta$
ウィーナスペクトル $W_t(\omega_x, \omega_y)$	$W_{t'}(\omega_x, \omega_y) = \tau(\omega_x, \omega_y) ^2 W_t(\omega_x, \omega_y)$

表 1. 測定における開口 $S(x, y)$ の影響

れらを測定する装置としては、マイクロフォトメータ、あるいはマイクロデンシトメータが用いられる。これは、フィルムの透過率分布 $T(x, y)$ を、開口面積 A の大きさを持つ開口 (Aperture) を用いて走査測定する方法であり、したがって、測定結果には本質的に開口の影響を考慮する必要がある。この関係は、線形システム理論の結果を用いてとらえることができ、その結果が表 1 に示されている。表 1 において、 $S(x, y)$ は開口の点像分布関数 (PSF)、 \otimes はたゞみ込み積分 (Convolution) および $\tau(x, y)$ は開口 $S(x, y)$ のフーリエ変換されたもの、すなわち開口の OTF を表わしている。これらの関係式を用いて、測定された量から元の量を求めることができる。

3. フィルム粒状性ゆらぎ

a, Nutting のモデル¹⁾

フィルム粒状性ゆらぎは、X線フィルム画像のみでなく通常の写真フィルム画像においても現われるものであり、その性質はよく調べられている。これらの性質を説明するために、種々の数学的モデルが提案されている。Nutting のモデルはその中で最も直観的で簡単なモデルであり、このモデルより、次の三つの関係式を導出することができる。今、フィルム濃度を D 、走査測定に用いられる開口面積を A 、黒化銀粒子が開口 A の中に含まれる平均個数を \bar{n} 、黒化銀粒子のフィルム面投影面積を a とすると、

$$D = \log_{10} e \frac{\bar{n} a}{A} \dots\dots\dots (1)$$

なる関係式を得ることができる。これは Nutting の関係式と呼ばれ、フィルム濃度と黒化銀粒子の大きさ、その数との関係について述べている。また濃度ゆらぎの分散を $\sigma^2(D)$ で表わすと、

$$\sigma^2(D) = \log_{10} e \cdot D \cdot \frac{a}{A} \dots\dots\dots (2)$$

なる関係式が得られる。これは Siedentopf の関係式と呼ばれ、フィルム濃度ゆらぎの分散が、フィルム濃度に比例するという重要な関係を述べている。また式(2)の両辺に A を掛けると、次式が得られる。

$$\sigma^2(D) \cdot A = \log_{10} e \cdot D \cdot a = G \dots\dots\dots (3)$$

この式は、Selwyn の関係式と呼ばれるもので、 G の値は測定に用いた開口の大きさに無関係な量で、フィルムの性質のみに依存した量となり、Selwyn の G 値としてよく用いられているのである。以上の関係式は、Nutting のモデルから、低濃度領域、すなわち $D \ll 1$ という仮定

のもとの近似的に得られるものであるが、比較的実験結果とよく一致することが知られている。

b. Checker Board モデル²⁾

高次の統計量，すなわち自己相関関数あるいは，ウォーナースペクトルのような量を取り扱

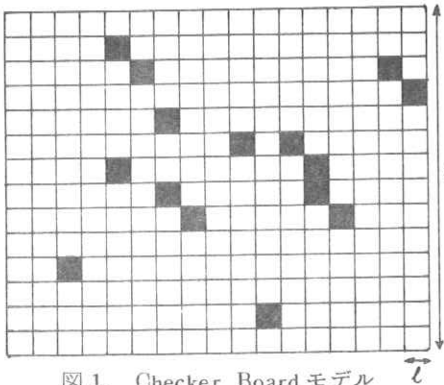


図 1. Checker Board モデル

うには，Nutting のモデルに比べ，より数学的に完全なモデルが必要となる。Checker Board モデルは，その中でも最も簡単なモデルで，図 1 に示されているようなものである。図において，黒い部分が，黒化銀粒子がモデル化されたものであり，一辺 L の正方形開口の中において 2 項分布にしたがって分布しているものと仮定する。このモデルの透過率ゆらぎの自己相関関

数 $\phi_{tt}(\xi, \eta)$ は次式で与えることができる。

$$\phi_{tt}(\xi, \eta) = \begin{cases} \bar{T}(1-\bar{T})(1-\frac{|\xi|}{L})(1-\frac{|\eta|}{L}) & |\xi| < L, |\eta| < L \\ 0 & |\xi| > L, |\eta| > L \end{cases} \dots\dots\dots (4)$$

\bar{T} ; 平均透過率

したがって，そのフーリエ変換したもの，すなわちウィーナースペクトル $W_{tt}(w_x, w_y)$ は

$$W_{tt}(w_x, w_y) = \bar{T}(1-\bar{T})L^2 \operatorname{sinc}^2 \frac{w_x L}{2} \operatorname{sinc}^2 \frac{w_y L}{2} \dots\dots\dots (5)$$

$$\operatorname{sinc} x = \frac{\sin x}{x}$$

で与えられる。

c. Overlapping Circular Grain モデル²⁾

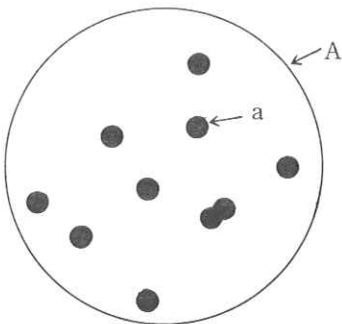


図 2. Overlapping Circular Grain モデル

このモデルは，Random Dot モデルとも呼ばれるもので図 2 に示されているように，面積 A の円形開口の中に光学的に完全に不透明な円形粒子が Poisson 分布にしたがって分布しているものと仮定して得られるものである。このモデルの透過率ゆらぎの自己相関関数 $\phi_{tt}(\ell)$ は次式で表わすことができる。

$$\phi_{tt}(\ell) = \begin{cases} (\bar{T})^2 e^{\frac{\bar{T}}{\log_{10} e} \cdot F(\ell/2R)} - (\bar{T})^2 & ; \frac{\ell}{2} < R \\ 0 & ; \frac{\ell}{2} > R \end{cases} \dots\dots (6)$$

ただし，
$$F(\ell/2R) = \frac{2}{\pi} \left(\cos^{-1} \frac{\ell}{2R} - \frac{\ell}{2R} \sqrt{1 - \left(\frac{\ell}{2R}\right)^2} \right) \quad ; R : \text{粒子半径}$$

である。式(6)をフーリエ変換すれば，このモデルの透過率ゆらぎのウィーナスペクトルが得られるが，今 $D \ll 1$ という仮定のもとで式(6)をテイラー展開し，フーリエ変換を行なった後に，濃度ゆらぎのウィーナスペクトルに変換すると，次式が得られる。

$$W_D(\omega) = \log_{10} e \cdot \alpha \cdot D \left\{ \frac{J_1(2\pi\omega R)}{\pi\omega R} \right\}^2 \quad \dots\dots\dots (7)$$

ただし， J_1 は1次のBessel関数であり， $\omega = (\omega_x^2 + \omega_y^2)^{1/2}$ である。この表式は，解析的に簡単に表現されているため，フィルム粒状性ゆらぎのウィーナスペクトルのモデルとしてよく用いられているものであり，また式(2)のSiedentopfの関係式の拡張になっていることもわかる。

4. 量子ゆらぎ³⁾

このゆらぎは，X線強度が小さい時，X線の粒子性から生じるものであり，最近の高感度増感紙システムにおいて特に画質に大きな影響を与える。このゆらぎの持つ性質は，電子管システムにおけるショットノイズと全く同じものであり，したがってその理論がそのまま適用することができる。今増感紙面に入射するX線が増感紙により光に変換された時のエネルギー分布を $E(x, y)$ とすると，その平均値は

$$E(x, y) = g \bar{n}_x \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} p(x, y) dx dy \quad \dots\dots\dots (8)$$

で与えられる。ただし， g は増感率に比例した一定の値であり， \bar{n}_x は単位面積当りの入射X線粒子の数， $p(x, y)$ は増感紙フィルム系のPSFである。また，エネルギーゆらぎ $\Delta E(x, y)$ の自己相関関数 $\phi_{\Delta E}(\xi, \eta)$ は

$$\phi_{\Delta E}(\xi, \eta) = g^2 \bar{n}_x \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} p(x, y) \cdot p(x+\xi, y+\eta) dx dy \quad \dots\dots\dots (9)$$

で表わすことができる。これらの結果は，ショットノイズ理論における，Campbellの定理⁴⁾の二次元化に他ならない。式(9)で与えられる量をフィルム濃度ゆらぎの量に変換すると，次式が得られる。

$$\phi_D(\xi, \eta) = A(\log_{10} e)^2 \frac{I^2}{\pi_x} \iint_{-\infty}^{\infty} p(x, y) \cdot p(x+\xi, y+\eta) dx dy \quad \dots\dots\dots (10)$$

ただし、 I はフィルムの階調である。式(10)からもわかるように、平均X線粒子数 n_x が大きくなる。すなわち、X線強度が大きくなれば量子ゆらぎは小さくなる。式(10)をフーリエ変換すると、量子ゆらぎのウィーナスベクトルとして

$$W_D(\omega) = A(\log_{10} e)^2 \frac{I^2}{\pi_x} |M(\omega)|^2 \quad \dots\dots\dots (11)$$

が得られる。ただし $M(\omega)$ は $p(x, y)$ のフーリエ変換されたもの、すなわち系のOTFである。式(11)からもわかるように、量子ゆらぎは、フィルム粒状性ゆらぎに比べ、低周波領域において問題となる。

5. 信号と雑音との関係

以上の議論は、すべて、フィルムに信号を全く含まない場合、すなわち、雑音のみの性質を取り扱ったが、実際のX線写真においては、これらのゆらぎ(雑音)の他に信号成分が入ってくる。最近の電子計算機、および、光学的装置を用いた画像処理においては、信号と雑音との関係が重要な問題となってくる。たとえば、フィルム粒状性ゆらぎと信号 $D_s(x, y)$ の関係は

$$D_r(x, y) = D_s(x, y) + C D_s(x, y)^\alpha n(x, y) \quad \dots\dots\dots (12)$$

で表現できることが知られている。⁵⁾ ただし、 $D_r(x, y)$ は信号が入ったフィルムの濃度分布であり、 C は定数、 $n(x, y)$ は信号とは独立なゆらぎ成分である。 α は、式(2)のSiedentopf関係式から $\alpha = \frac{1}{2}$ と考えられるが、実際には $\alpha = \frac{1}{2} \sim \frac{1}{3}$ の値がとられている。式(12)のようなゆらぎは、信号依存雑音あるいは信号変調雑音とも呼ばれる。量子ゆらぎも、その性質上、簡単な加法性雑音とは考えられず、今後の大きな問題と考えられる。

6. おわりに

医療検査用放射線画像系(増感紙-フィルム系)における、フィルム粒状性ゆらぎ、および量子ゆらぎの性質についての理論的な取り扱いについて述べた。今後は、信号成分を考慮したゆらぎの性質が問題となるものと考えられる。

最後に、日頃御指導、御検討を頂く、岐阜大学内田勝教授を始めとする、研究室の方々に深く感謝します。

文 献

- 1) J. C. Dainty, R. Shaw : Image Science, PP41~42, Academic Press (1974)
- 2) E. L. O'Neil : Introduction to Statistical Optics, Addison Wesley, Inc., (1967)
- 3) K. Rossman : J. Opt. Soc. Amer., 52, P774 (1962)
- 4) 小倉久直 : 確率過程論, P89, コロナ社 (1978)
- 5) J. F. Walkup, R. C. Choens : Opt. Eng., 13, P258, (1974)

放射線写真の信号と雑音の関係

小島克之⁺, 田中嘉津夫⁺, 亀山庸宏⁺, 水野 豊⁺, 内田 勝⁺
国際医学総合技術学院
⁺岐阜大学工学部電気工学科

§ 1. まえがき

放射線写真の信号と雑音の関係については, シカゴ大学の土井邦雄等の研究¹⁾がある。しかし, 信号と雑音の関係については, まだ十分に説明されていない。われわれは Binary Filter による空間周波数フィルタリングで放射線写真の信号と雑音の関係について研究を行なった。

§ 2. レンズを使ったフーリエ変換およびフーリエ逆変換

図 1 はレンズを使った 2 次元のフーリエ変換およびフーリエ逆変換の方法である。レンズ L_2 に平行なコヒーレント光を入射し, このレンズの前側焦点の位置 P_2 に物体 (半透明) を置けば,

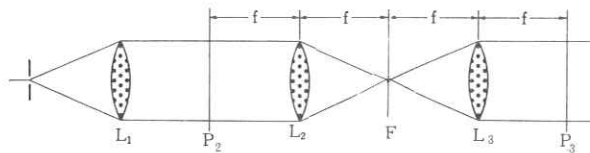


図 1. レンズを使ったフーリエ変換およびフーリエ逆変換

無限遠に置いたのと同じであり, レンズの後側焦点の位置 F に, この物体の 2 次元フーリエ変換が得られる*。レンズ L_3 を焦点の位置が F にくるように置けば, このレンズの後側焦点の位置 P_3 にフーリエ逆変換されたもとの物体の像が得られる。

図 2 は「L」を写した X 線写真に横じま (周期 2.9 mm) の写真を重ねた像である。図 2 をフーリエ変換したのが図 3 である。中心の白い部分が L と横じまの空間周波数スペクトルである。周りに広がっているのはフィルムによる散乱光である。図 3 の中心部分を拡大したのが図 4 である。横じまのフーリエ変換スペクトルが縦方向に出ており, L のフーリエ変換スペクトルが

* これはフラウンホーファー回折として厳密に証明されている。

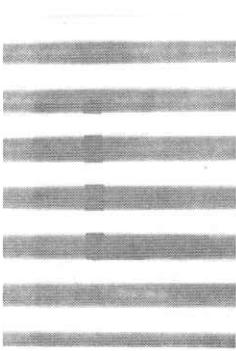


図2. X線フィルムに写したLと横じまの写真を重ねた像

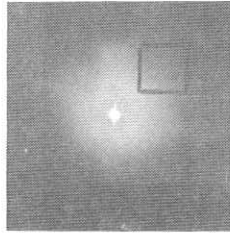


図3. 図2のフーリエ変換

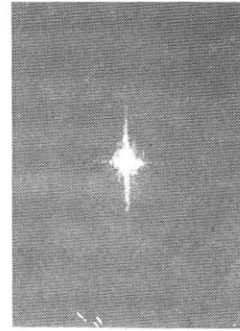


図4. 図3の中心部分の拡大

これに重なって、縦方向と横方向に出ている。図5は図3をフーリエ逆変換した像である。図2と同じ像が再生される。

図6は束ねた針金のX線写真に縦じま(周期 2.9mm)を重ねた像である。図7は図6のフーリエ変換である。横方向に線のように見えるのが縦じまの空間周波数スペクトルである。周りに広がっているのはフィルムによる散乱光である。図8は図7をフーリエ逆変換した像である。図6と同じ像が再生される。

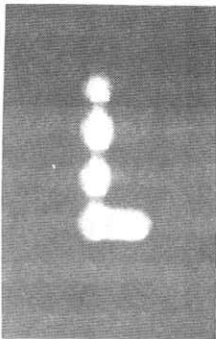


図5. 図3のフーリエ逆変換

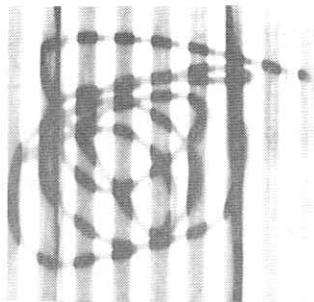


図6. X線フィルムに写した束ねた針金と縦じまの写真を重ねた像

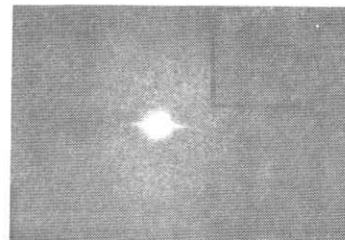


図7. 図6のフーリエ変換

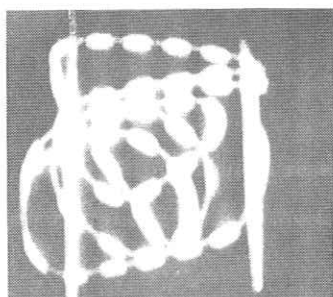


図 8. 図 7 のフーリエ逆変換

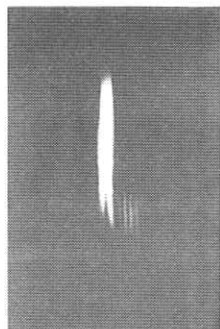


図 9. 空間周波数フィルタリング (幅 0.05 mm のスリット) により図 2 の横じまを薄くした像

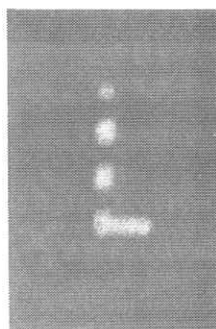


図 10. 空間周波数フィルタリングを行なったが図 2 の全体が再生された像

§ 3. Binary Filter による空間周波数フィルタリング

図 3 のフーリエ変換面に幅 0.05 mm のスリットを横方向に入れ、縦方向の空間周波数スペクトルを遮断し、横方向の空間周波数スペクトルだけを透過させ、フーリエ逆変換したのが図 9 である。横じまが薄くなっている。L の横棒も薄くなっているのは、横じまのスペクトルと同時に、横棒のスペクトルも遮断されているためである。

このように空間周波数フィルタ (Binary Filter) の入れ方によっては、像の特定の部分を薄くすることができる。

図 3 のフーリエ変換面において、図に示すように $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ の部分からフィルム of 散乱光を取り出してフーリエ逆変換したのが図 10 である。そのままフーリエ逆変換した図 5 と比べて、全く同じ像が再生される。全体に像が薄いのは光量が減るためである。図 11 も同様に図 7 のフーリエ変換面において、 $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ の部分だけ光を通し、フーリエ逆変換した像である。この場合にも図 8 と同一の像が得られた。

§ 4. 考 察

§ 3 で述べたように、フーリエ変換面の一部分からでもフーリエ逆変換して像の全体が再生される理由として、つぎのように考えることができる。すなわち、フィルムの信号と雑音が透

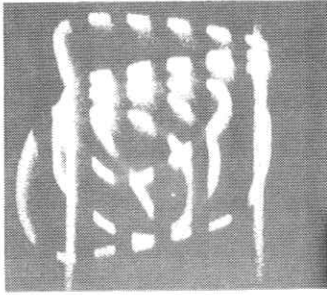


図 1.1. 空間周波数フィルタリングを行なったが図 6 の全体が再生された像

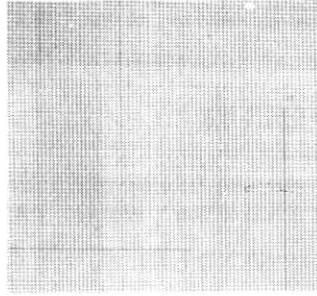


図 1.2. 横じまと縦じまを重ねた像

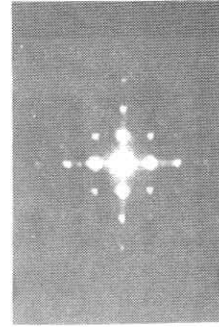


図 1.3. 図 1.2 のフーリエ変換

過光の強度において積（濃度で和）になっているため，フーリエ変換面で信号と雑音の空間周波数スペクトルはコンボリューションとなっている。図 1.2 は横じまと縦じま（それぞれ周期は 0.26 mm ）の写真を重ね合せたものである。これをフーリエ変換したのが図 1.3 である。横じまだけの場合は真中の縦方向の空間周波数スペクトルだけ現われる。縦じまだけの場合，真中の横方向の空間周波数スペクトルだけ現われる。しかし，横じまと縦じまを重ねた場合，フーリエ変換した空間周波数スペクトルはコンボリューションになるため，互いに重なり合って格子縞のようになる。したがって，一部分の透過だけでも，フーリエ逆変換すれば全体の像が再生できる。数式で表わせば，

$$\begin{cases} g(x) = f(x) \cdot h(x) & (4.1) \\ G(w) = \int_{-\infty}^{\infty} F(w') H(w-w') dw' & (4.2) \end{cases}$$

$$\begin{cases} g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x') h(x-x') dx' & (4.3) \\ G(w) = F(w) \cdot H(w) & (4.4) \end{cases}$$

となる。ただし， $g(x)$ ， $f(x)$ および $h(x)$ はそれぞれ信号と雑音，信号および雑音の強度分布， x ， x' は座標， $G(w)$ ， $F(w)$ および $H(w)$ は $g(x)$ ， $f(x)$ および $h(x)$ のフーリエ変換^{*}， w ， w' は空間周波数である^{**}。

* $G(w) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x) e^{-i2\pi wx} dx$ 等

** 文献 1) では搬送波の振幅変調の理論から説明されている。

§5. あとがき

フィルムにおいては信号と雑音の関係が、透過光の強度において積（濃度では和）になっていることがわかった。したがって、フーリエ変換すれば信号と雑音の空間周波数スペクトルがコンポリューションとなり、空間周波数フィルタリングを行っても雑音を完全には消すことができない。

信号とコンポリューションされる雑音は、放射線フィルムの場合、量子モトル、フィルムの graininess およびフィルム面の凹凸が考えられる。これらのうち、どれが大きくコンポリューションに寄与しているかは、今後の研究を必要とする。

文 献

- 1) D. J. Goodenough, K. Doi and K. Rossmann : Radiology 111 (1974) 433.

循環器シネ撮影における自動現像機の管理について

東芝那須工場 青木久敏

1. はじめに

診断価値の高いX線シネ造影像を提供するためには、X線装置管理と同時に現像処理過程の管理が重要である。高価な装置を使用し、専門のスタッフが細心の注意を払って得たシネ画像が、現像処理過程の不具合のために、その診断価値を損うこともある。現像処理過程の管理は専門的な知識を必要とする。本稿では、X線シネ撮影システムに於ける現像処理過程の重要性を述べると共に、その管理方法について若干の考察を行う。

2. 現像処理過程の重要性

写真感光材料の諸特性は現像処理過程に於いて極めて変化し易く、この変化の要因として次の様なものがある。

- (1) 現像液の化学組成 (2) 現像時間 (3) 現像液の温度
- (4) かくはんの方法 (5) 乾燥条件

常に同一の品質を有する写真を得るためには、これ等の要因を全て厳密に管理する必要がある。この管理が充分に行なわれないと現像された写真の平均階調度、感度、ベース濃度等が変化し、画像の鮮明度、写真コントラストを低下させる原因となる。現在のシネ撮影システムでは、自動現像機による現像が一般的であるため、現像処理過程の重要性は即ち自動現像機の管理の重要性でもある。

シネX線写真は、撮影システム構成要素相互間の特性を充分吟味した上で、一定の撮影条件が決定されて得られるものであり、撮影システム構成要素の特性の劣化は、そのままシネX線写真の画像品質の劣化となる。特に現像処理過程は、最終的な画質を決定する重要な要素であり、循環器シネ撮影の様に繰り返し撮影が殆んどできない場合には充分な注意が必要である。適切な露出条件の下で十分な情報量を担った潜像が現像処理過程の不具合によって、その情報量の一部、又は全部を失う様な事は絶対に避けるべきであり、その意味で循環器シネ撮影に於ける自動現像機の管理の重要性は繰り返し強調されるべきものである。

3. 自動現像機の管理方法

自動現像機の管理の一般的な方法はセンチメートルを行う方法である。センチメートルは大別すると次の4つの基本ステップから成立っている。

- (1) 露光 (2) 現像処理 (3) 濃度測定 (4) 評価

標準露光器によって露光された感光材料（コントロール・ストリップ）を自動現像機に流し、現像を行う。次に、この現像されたコントロール・ストリップの濃度を測定し、その結果を用いてH-D曲線を描き、その時の平均階調度、ベース濃度、感度等を標準値と比較して変化の度合を調べる。測定値が標準値より変化していれば現像状態の変化を示すものであり訂正を必要とする。このセンチメートルは毎日実施して、常に同一状態での現像が可能であるようにする必要がある。

ところで、センチメートルの評価のために、平均階調度、ベース濃度、感度等を測定する必要があるが、自動現像機の管理に於いて、それ等の値がどの程度変化したら状態変化と認めるかという問題に関して定量的な評価が行なわれたことは殆んどない。現実的には、基準のH-D曲線と測定されたH-D曲線とを重ねて、2つの曲線が大きく異っているとき、何等かの状態変化があったと判断しているに過ぎない。毎日、同じ様な曲線を描き、それを基準の曲線と比較し、状態変化があったかどうかを判定する作業は非能率的であり、又、計算機等を使用して管理の自動化を行う場合にも大きなネックとなる。基準のH-D曲線は、最初に詳細なデータとして各パラメータ（平均階調度、ベース濃度、感度等）は測定されている訳であるから、それ以後の自動現像機の管理は基準のH-D曲線からのずれを測定すれば充分である。そこで今回、センチメートルの評価法として次の様な方法を考案した。

4. センチメートルの評価法

一般的にH-D曲線は、ガンマ値、ベース濃度、感度の3つの量で規程される。この3つの量は1つのH-D曲線を規定するために有効であるが、2つのH-D曲線を比較する場合2つのH-D曲線の差が写真濃度に及ぼす影響について直感的に捕えにくい。このため、自動現像機の管理に於いて、H-D曲線がどの程度変化したら自動現像機の状態変化と認めるかという問題に関して、上記3つの量は即座に解答することができない。そこで、H-D曲線の変化が写真濃度に及ぼす影響の度合を計る量として、“平均濃度距離”を用いた。そして、この平均濃度距離を管理することにより自動現像機の状態変化をチェックすることを試みた。

〔平均濃度距離 $\|\sigma\|$ による現像状態の管理法〕

i) 平均濃度距離 $\|\sigma\|$ の定義

コントロール・ストリップの各濃度を変数とした濃度関数 f_A, f_B を考える。

$$f_A = f_A(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots, \alpha_n)$$

$$f_B = f_B(\beta_1, \beta_2, \beta_3, \dots, \beta_n)$$

ここで, α, β はコントロール・ストリップの各ステップの濃度, m はコントロール・ストリップのステップ数とする。濃度関数 f_A と f_B との距離 $\|f_{AB}\|$ は

$$\|f_{A,B}\| = \left\{ \sum_{i=1}^n (\alpha_i - \beta_i)^2 \right\}^{1/2} \dots\dots\dots (1)$$

f_A と f_B の各ステップが濃度 1 だけずれた場合 $(\alpha_i - \beta_i)^2 = 1$ であるから

$$\|f_{A,B}\| = \sqrt{n}$$

そこで距離を \sqrt{n} で除した値は各ステップの平均濃度距離と考えることができる。

$$\|\sigma_{A,B}\| = \frac{1}{\sqrt{n}} \|f_{A,B}\| = \left\{ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\alpha_i - \beta_i)^2 \right\}^{1/2} \dots\dots\dots (2)$$

ii) 限界平均濃度距離

適切な露出条件と現像処理によって得られた濃度関数を f_A とする。次に現像状態管理のために現像したコントロール・ストリップの濃度関数を f_B とする。

f_A と f_B との平均濃度距離 $\|\sigma_{A,B}\|$ が, ある値 σ_0 より大きいとき基準状態が変化したと決定する。

$$\|\sigma_{A,B}\| < \sigma_0 \Rightarrow \text{状態変化なし}$$

$$\|\sigma_{A,B}\| > \sigma_0 \Rightarrow \text{状態変化あり}$$

この σ_0 を限界平均濃度距離と名付ける。

iii) 限界平均濃度距離 σ_0 の決定

限界平均濃度距離 σ_0 は種々の誤差による変化の和であると考えられる。

$$\sigma_0 = \delta_1 + \delta_2 + \delta_3 \dots\dots\dots (3)$$

δ_1 は標準露光器の露光誤差による濃度変化量, δ_2 は感光材料の感度の誤差による濃度変化量, δ_3 は濃度計による測定誤差とする。

一般的に σ_0 は次の条件を満たすことが好ましい。(現状では満たされていない)

$$\sigma_0 < \varepsilon$$

ここで ε は濃度差の視認限界 (≒ 0.01 ~ 0.02) である。(3)式のそれぞれの量について

は更に詳しく検討する必要があるが、本稿では、便宜的に次の数値を採用した。又、不可抗的な現像条件の変化に対する余裕分を加味した。

$$\begin{aligned}d_1 + d_2 &= 0.02 \\d_3 &= 0.01 \\d_4 &= 0.01 \quad (\text{余裕}) \\ \sigma_0 &= d_1 + d_2 + d_3 + d_4 = 0.04\end{aligned}$$

5. 自動現像機の再現性の確認

自動現像機の状態を調べるために、コントロール・ストリップを任意時に数回現像して、その濃度関数を求めた。次に最初に現像したコントロール・ストリップを基準として、それぞれの平均濃度距離を求め、状態変化の有無を調べた。

測定装置	○自動現像機	: 長瀬Nx-2
	○フィルム	: Kodak CFS
	○現像機	: Kodak KLXD
	○定着液	: Kodak KRF
	○標準露光器	: ナルミ商会 汎用センシトメータ
	○濃度計	: TOBIAS Model TBX
	○現像温度	: 20℃
測定条件	○フィルム送り	: 15 ft/min

測定結果は次のようであった。

(1) コントロール・ストリップ No.1 ~ No.5

コントロール・ストリップは現像した順に No. を付けた。No.1 のコントロール・ストリップを基準として、他のコントロール・ストリップとの平均濃度距離を求めた。参考のために No.1 と No.2 のコントロール・ストリップによる H-D 曲線を Fig.1 に示す。

ここで $\sigma_{1,2}$ は No.1 と No.2 との平均濃度距離を表わす。

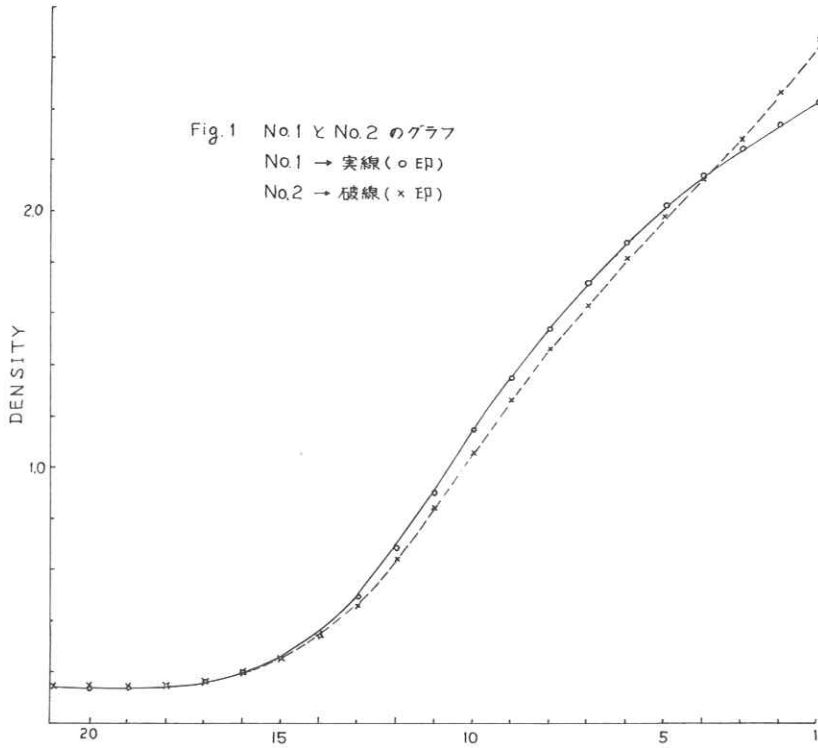
$$\sigma_{1,2} = 0.08 > \sigma_0$$

$$\sigma_{1,3} = 0.02 < \sigma_0$$

$$\sigma_{1,4} = 0.07 > \sigma_0$$

$$\sigma_{1,5} = 0.01 < \sigma_0$$

$$\sigma_{2,4} = 0.02 < \sigma_0$$



このことから測定結果は2つの状態に分けられることが判明した。2つだけの状態変化の原因として、コントロールストリップの現像方向が考えられた。このコントロール・ストリップの方向性を確認するために現像方向を統一して測定を行なった。

(2) コントロール・ストリップ No. 6 ~ No. 11

コントロール・ストリップの現像方向を次の様に決める。

方向 A → 高露光部より現像を行なう方向

方向 B → 低露光部より現像を行なう方向

No. 1 に対するそれぞれの平均濃度距離を求める。

$$\sigma_{1,6} = 0.08 > \sigma_0 \quad [\text{No. 6} \rightarrow \text{方向 A}]$$

$$\sigma_{1,7} = 0.08 > \sigma_0 \quad [\text{No. 7} \rightarrow \text{方向 A}]$$

$$\sigma_{1,8} = 0.02 < \sigma_0 \quad [\text{No. 8} \rightarrow \text{方向 B}]$$

$$\sigma_{i,1} = 0.02 < \sigma_0 \quad [\text{No. 9} \rightarrow \text{方向B}]$$

$$\sigma_{i,10} = 0.02 < \sigma_0 \quad [\text{No. 10} \rightarrow \text{方向B}]$$

$$\sigma_{i,11} = 0.01 < \sigma_0 \quad [\text{No. 11} \rightarrow \text{方向B}]$$

No. 2 に対する No. 6, No. 7 の平均濃度距離は

$$\sigma_{i,6} = 0.02 < \sigma_0$$

$$\sigma_{i,7} = 0.02 < \sigma_0$$

測定結果より明ら

かにコントロール・ストリップの方向性が確認された。このことから自動現像機の管理に於いて、コントロール・ストリップの現像方向は統一する必要があることが判明した。コントロール・ストリップを作成する作業、及びコントロール・ストリップを現像の

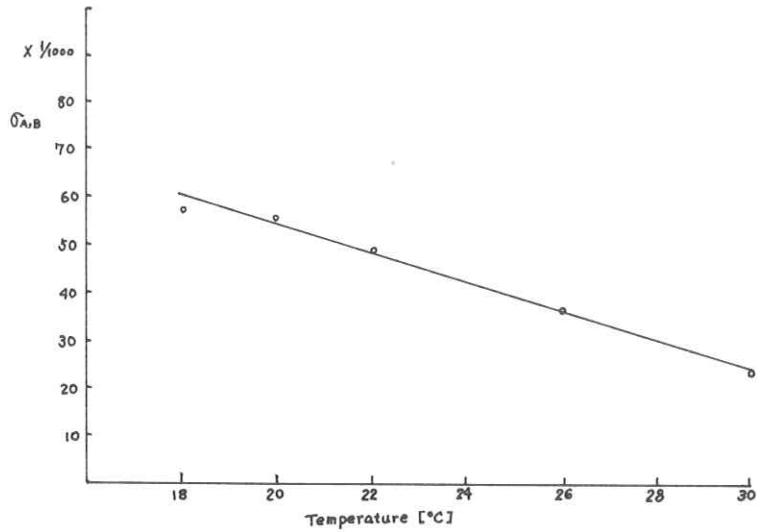


Fig. 2 温度変化に対する現像方向A, Bの平均濃度距離
〔送り濃度 15 ft/min 〕

ためのマガジンに収納する作業等は暗室にて行うため、ややもすればその方向性について確認を怠ることが多い。できれば標準露光器にてコントロール・ストリップを作成するとき、その方向を確認できるマークがコントロール・ストリップに付けられることが望ましい。

この方向性に関して、温度を変えた場合、送り速度を変えた場合の測定結果を Fig. 2, Fig. 3 に示す。温度を上げた場合及び送り速度を下げた場合に、コントロール・ストリップの方向性は減少する。又、フィルムの種類によっても、この方向性の程度は異なる。

6. コントロール・ストリップの方向性に関する検討

コントロール・ストリップは方向性を有することが確認されたが、どの現像方向が管理上望ましいかということに関しては考察しなかった。コントロール・ストリップの方向性の原因が

明らかでないため、どの現象方向が正しいかということについて結論を下すことはできないが、本稿では次に示す様な検討を行ない、実用上望ましいと思われる方向を採用した。

〔H-D 曲線近似式との対応〕

H-D 曲線の近似式として誤差関数を利用した実験式が提案されている。

(東芝：安原・杉本)こ

れはH-D 曲線が確率分布曲線に似ているところから求められたものである。H-D 曲線が近似式で表わし得ることは計算機によるデータ処理のためには特に重要なことである。

H-D 曲線の近似式

$$D(x) = (D_0 + D_m) + D_m \sqrt{1 - \exp\left\{-\frac{\pi}{2} \left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2\right\}} \cdot \operatorname{sgn}(x-x_0)$$

$$a = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \cdot \frac{D_m}{\gamma}$$

D_0 : ベース濃度

D_{\max} : 最大濃度

x_0 : $(D_{\max} - D_0)/2 = D_m$ に対応する露光量

γ : γ 値

それぞれの方向での計算結果を Fig.4 に示す。この計算結果と、コントロール・ストリップ No.1, No.2 との比較を行い、それぞれの方向での実際と計算結果との平均濃度距離を求める。

$$\sigma_{1,c1} = 0.06 > \sigma_0 \quad \text{〔方向 A〕}$$

$$\sigma_{2,c2} = 0.04 = \sigma_0 \quad \text{〔方向 B〕}$$

近似式との対応では方向 B (露光量の少い方から現象)の方が望ましいと思われる。但し、

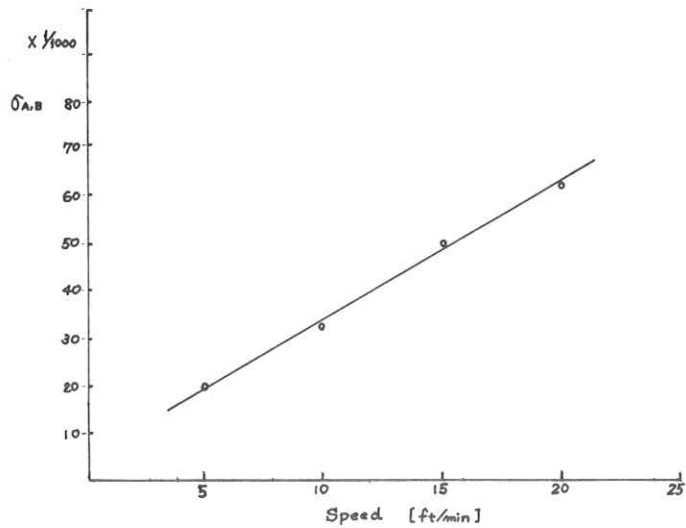
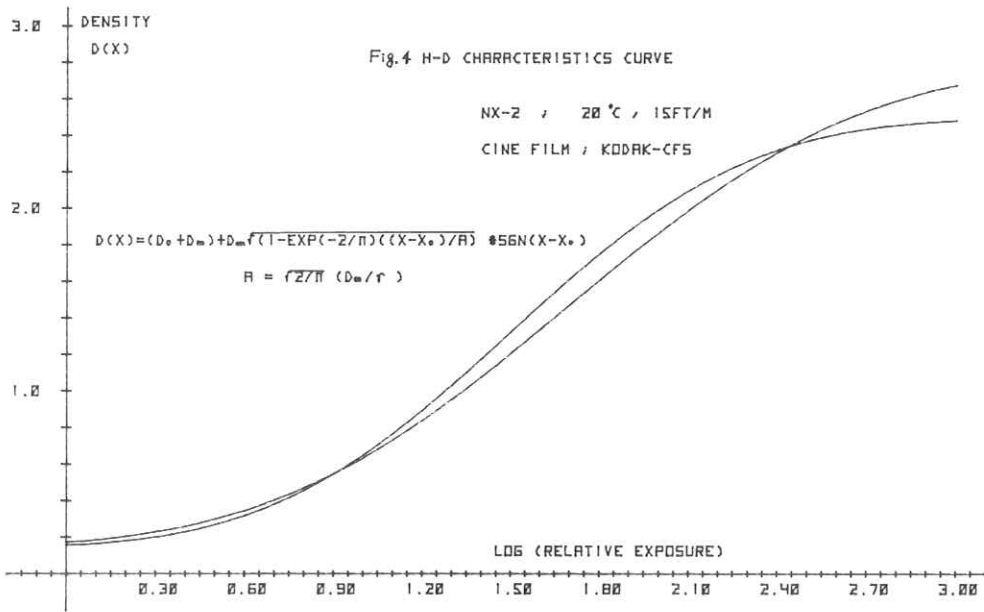


Fig.3 送り速度変化に対する現象方向 A, B の平均濃度距離 [温度 20℃]



近似式の各パラメータの決め方等に問題があり、この検討結果は絶対的な基準とはなり得ない。近似式との対応は参考のために行ったものである。

〔他のセンシトメータを使用した場合〕

本稿では一貫してナルミ商会の汎用センシトメータによるコントロール・ストリップを使用した。ここでは、他のセンシトメータによるコントロール・ストリップとの比較を行う。他のセンシトメータ（Wejex model RF）を使用した場合とナルミ商会の汎用センシトメータを使用した場合とのそれぞれの方向での平均濃度距離は次に示す通りである。

$$\sigma_{1,w1} = 0.07 > \sigma_0 \quad \text{〔方向 A〕}$$

$$\sigma_{2,w2} = 0.01 < \sigma_0 \quad \text{〔方向 B〕}$$

他のセンシトメータとの対応に於いても方向 B が望ましいと思われる。

7. まとめ

循環器シネ撮影に於ける自動現像機の管理は診断価値の高いシネ写真を常に得るために特に

重要であり、この自動現像機の管理に平均濃度距離を使用すれば、状態変化を写真濃度との類推に於いて定量的に判断することができる。自動現像機の管理のためのセンチメトリーに於いてコントロール・ストリップの方向性に注意する必要がある。

反転 X 線フィルムの相反則不軌特性

藤田広志^{*}・安田 満^{***}・横山三吉^{**}・内田 勝^{***}

^{*} 岐阜工業高等専門学校・電気工学科

^{**} 西濃運輸健康管理センター

^{***} 岐阜大学工学部電気工学科

1. はじめに

ハロゲン化銀感光材料の諸効果の中で、特に問題となるものの一つに相反則不軌の現象がある。ブンゼン・ロスコー¹⁾の相反法則とは、光化学反応の結果として生ずる生成物の量は全露光量すなわち露光強度と露光時間の積によって決定されるということであり、これは写真においては、露光強度が変化してもそれに応じて露光量の値が同じになるように露光時間を変化させれば得られる写真濃度は同じになる。ということの意味している。しかし、露光量を同じにしても露光強度が大きすぎたり、小さすぎたりすると得られる写真濃度が一定にならず、感度が低下するという現象があり、これを相反則不軌(前者を高照度相反則不軌、後者を低照度相反則不軌)という。高照度相反則不軌の原因としては、短時間に多量の光子がハロゲン化銀粒子に吸収されるので潜像形成効率が低下するためである。また低照度相反則不軌の原因としては、潜像形成の第一段階である前潜像が熱的に不安定であるためである。²⁾

ところで、X線写真(増感紙-フィルム系)では、黒化の約98%は増感紙の発する光によるものでわずか約2%だけが直接のX線によるものであるから、相反則不軌の現象はきわめて重要である。最近、放射線の医学的利用の増大に伴って増感紙-フィルム系は患者被曝量の軽減のために感度がより高くなってきた。しかしここで2つの問題点がある。一つは粒状性の有力な原因であると考えられるX線量子の統計的ゆらぎであり³⁾、他は一つの高照度相反則不軌の現象である。また、長い曝射時間・低強度で用いる携帯用X線装置などにおいては、低照度相反則不軌も起こり得る。

以前本研究会において、われわれは管電流を変化することによりX線強度を変化させる方法によって求めたネガの相反則不軌について報告した。⁴⁾しかしこの方法では、管電流・管電圧接形が管電流の値に応じて変形するので⁵⁾、得られた相反則不軌特性はこれら波形変化の影響が大きく付加されて適切なものではない。その後われわれは管電圧・管電流の影響を取り除くため

に、これらの値を一定にしてX線管焦点-フィルム間距離 (FFD) のみを変化させることによってX線強度を変化する方法でネガの相反則不軌特性を求めた⁶⁾。さて、本研究では現在臨床的に多く使用されている反転X線フィルム⁷⁻¹¹⁾に注目し、ネガX線フィルムの相反則不軌と比較しながら、反転X線フィルムの相反則不軌について検討した。

2. 実験方法と結果

2.1 FFDを変化させてX線強度を変化させる方法

フィルムにある濃度を得るためのX線エネルギーEは、近似的につきのように表わされる。

$$E = k \frac{V^2 i}{d^2} \cdot t = I \cdot t \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、Vは管電圧波高値、iは管電流平均値、tは曝射時間、dはFFD、kは比例定数、IはX線強度である。X線強度を式(1)のVやiで変化させるとき、曝射X線の線質を一定に保つことはできない⁵⁾。また、逆2乗の法則も厳密には成立しない。そこで、X線曝射量EとFFDとの関係を以下のようにして求めた。

フィルムにX線を直接曝射した場合は、ブンゼン・ロスコーの相反法則が成立する¹²⁾。ゆえにこのとき、X線フィルムは曝射エネルギーだけに依存し、強度や時間の大小には依存しない良好な受光器の働きをする。ある一定な濃度を得るのに必要なtとdの組み合わせを求めめるために、各々のFFDにおいてタイムスケール法で特性曲線を作成した。その実験配置を図1に示す。また、得られた特性曲線 (D-log t 曲線) を図2に示す。FFDは0.40 mから5.68 mの間で、13段階に変化させた。照射

野の大きさはそれぞれのFFDで11.0 × 13.5 cm (フィルム上) になるように照射野絞りで調節した。使用したX線装置は単相全波整流型 (60Hz) で、1.0 × 1.0 mmの実効焦点寸法であり、管電圧は55kVp、管電流は50mAである。また、フィルターとして0.2 mm Cuと0.5 mm Alを使用した。使用フィルムはQS (高感度) フィルムであり、すべてのフィルムを自現機 (QS-200) で3分30秒 (32 ± 0.3°C) 処理した。図2

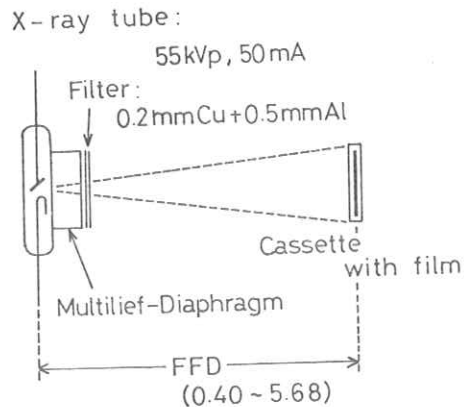


図1 実験配置

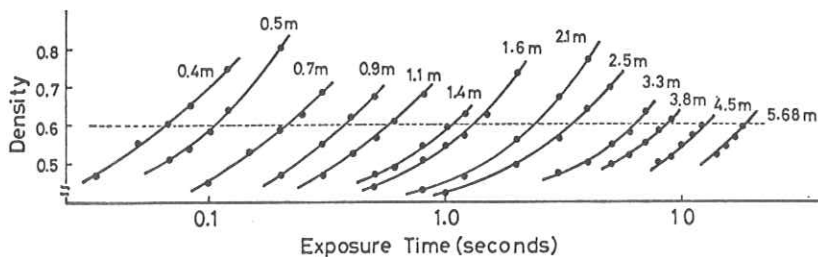


図2. タイムスケール法によって得られた特性曲線(D-log t curves).

から濃度 0.6 を得るために必要な FFD と t との組み合わせがわかる。このデータを図 3 のような $\log t - \log \text{FFD}$ のグラフに表わすと、 $\log t$ と $\log \text{FFD}$ の間には線形性があることがわかり、その傾きは約 2.15 である。よって、式(1)は近似的につぎのように書き直される。

$$E = k_1 \frac{t}{d^{2.15}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 k_1 は比例定数である。式(2)は図 1 のようなシステムでは、FFD が 0.40 ~ 5.68 m の間において、X線強度は FFD に関して近似的に 2.15 乗に逆比例することを表わしている。また、式(2)は空気中での X 線の吸収・散乱の効果や、X 線管焦点の大きさによる影響を含んでいる(曝射が真空中で点源からのものならば、逆 2 乗の法則は成立する)。

2.2 相反則不軌特性

通常の X 線フィルムから反転現象によって反転 X 線フィルムを作成するその処理過程を図 4 に示す。この過程で相反不軌が起こりうるのは、X 線曝射時と第 2 露光時である。第 2 露光時の相反不軌に関しては簡単な実験によって、通常の 20W ~ 200W のタングステン電球で第 2 露光を与える限り問

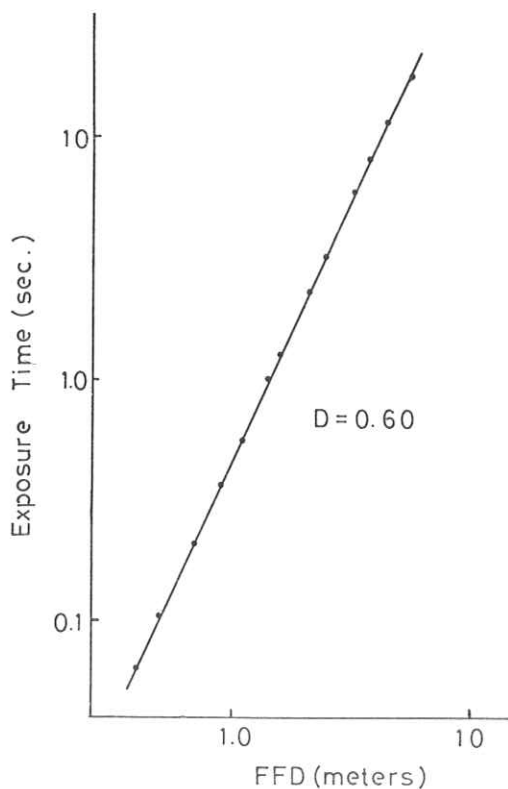


図3. 図2の特性曲線から得られた $\log t - \log \text{FFD}$ 曲線

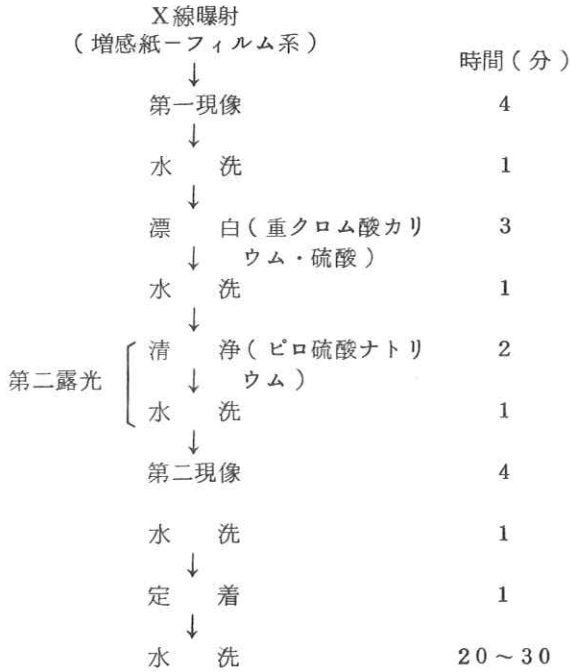


図4. 反転現像過程(残存法)

題にならないことを確認した。よって、X線曝射時の相反則不軌が反転X線フィルムにどのような影響を及ぼすか検討した。

実験配置は図1のカセット中に増感紙DD(低感度)を使用した他は同じで、曝射条件やネガの現像処理条件も同じである。リバーサルは現像液温20℃でタンク処理した(図4)。図5は3種類の異なったX線強度のタイムスケール法による特性曲線である(X線強度はFFDを0.5m, 1.8m, 5.68mと変えて変化させた)。FFDが5.68mの曲線は、X線装置の特性上(タイマーの最高が

5秒で、間欠曝射は避けた)完全なものでは得られなかった。図6は図5の特性曲線から作成した相反則不軌曲線で、一定の濃度を得るときの強度と露光量との関係を表わしている。45°の傾きの直線は曝射時間を示している。図7は一定の露光量を与えたときの曝射時間と濃度の関係を表わした曲線である。

3. 考 察

図5の特性曲線は、相反不軌の存在によって同一の曲線にならず3本の曲線に分かれている。ネガでは低照度(たとえば、FFDが5.68m)になるにつれて曲線のガンマ γ は小さくなり濃度が低下しており、リバーサルでは逆に上がっている。

図6の $\log \text{rel. } E - \log \text{rel. } I$ の相反則不軌曲線で横軸に平行な部分は相反法則が成立している領域である。ネガおよびリバーサルとも高照度不軌の存在はみられず、低照度不軌の存在が曝射時間約0.3秒以上でみられる。この低照度不軌によるフィルムの感度の低下は患者被曝線量の増大という結果をもたらす。図中で、曝射時間が1パルス(1/120秒)から5秒まで変化するとき、ネガでは最大約35%、リバーサルでは最大約80%の線量の増大がみられる。

図7の濃度と曝射時間で表わした相反不軌曲線は、等曝射量でも時間の大小によって相反則不軌効果のため得られる写真効果が異なることを示している。DD-A, DD-QSの組み合わせとも曝射時間が長くなるにつれて(低照度相反則不軌のため)濃度がネガでは低下、リバーサルでは増加している。また、増感紙なしで曝射したときには(No Screen-A), X線のフィルムへの直接作用であるからブゼン・ロスコーの相反法則が成立するので、ネガとリバーサルの相反不軌曲線は横軸に平行な直線になって

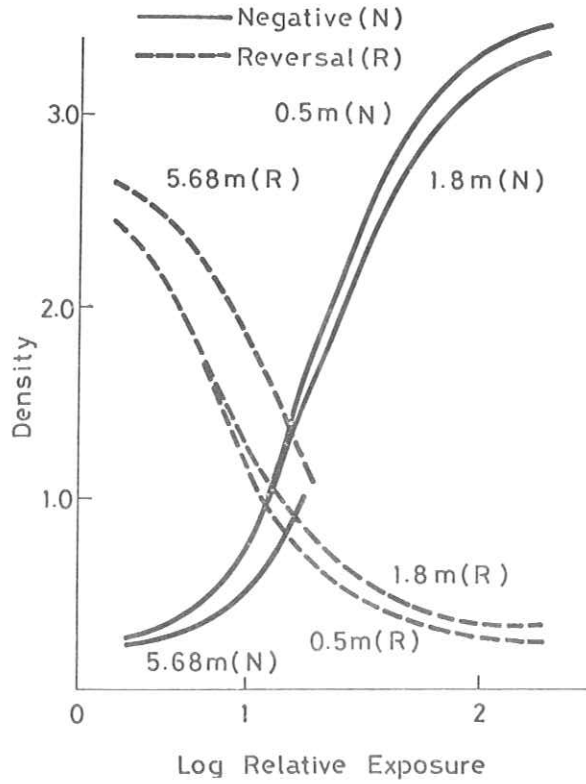


図5. ネガとリバーサルの3つのX線強度に対する特性曲線(Aタイプフィルム)。

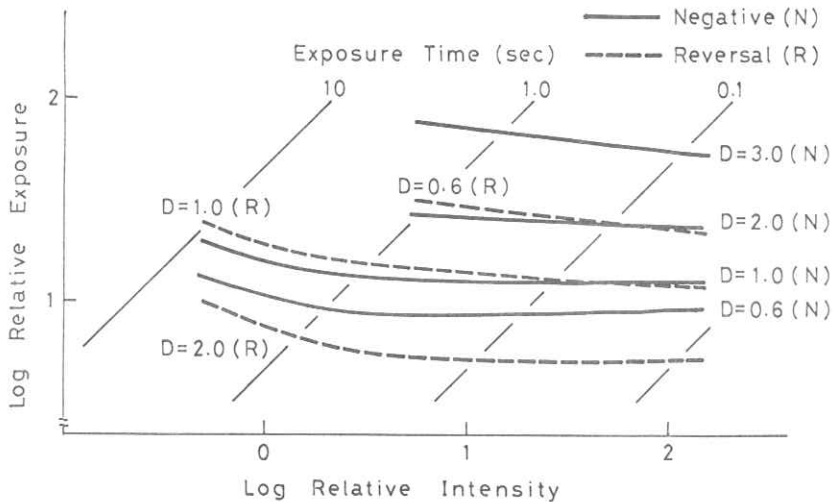


図6. ネガとリバーサルの $\log \text{rel. } E - \log \text{rel. } I$ ($D = \text{const.}$) で表わした相反則不軌曲線(Aタイプフィルム)。

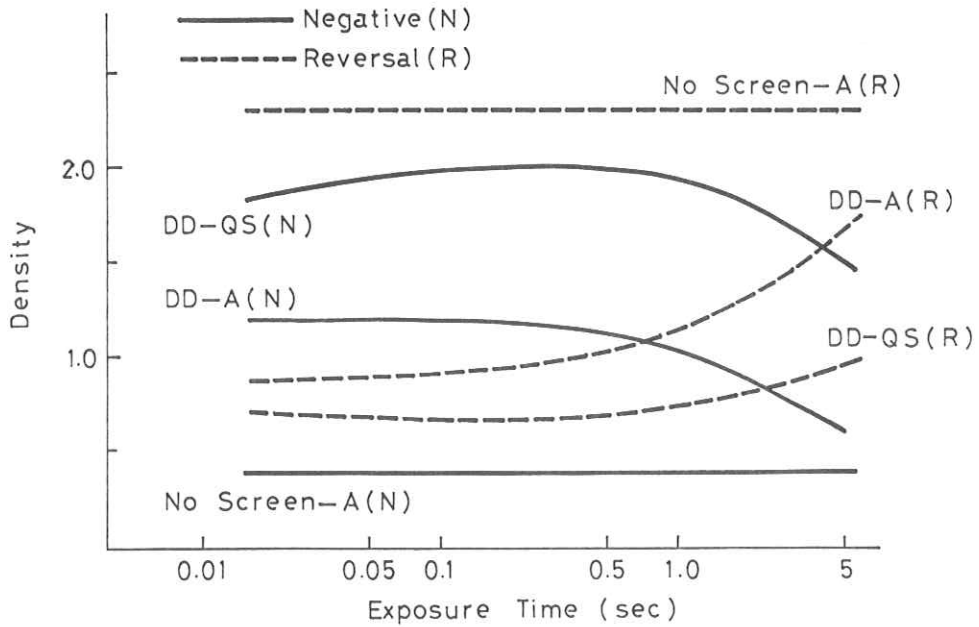


図 7. ネガとリバーサルの $D - \log t (E = \text{const.})$ で表わした相反則不軌曲線 (AおよびQSタイプフィルム)。

いる。

4. 結 論

反転X線フィルムの相反則不軌特性をネガのそれと比較しながら検討した。リバーサルの相反不軌はネガの相反不軌と同様に写真効果に影響を及ぼし、患者被曝線量の増大につながるということがわかった。本研究で使用した曝射時間1パルスから5秒までの間では、ネガでは最大約35%、リバーサルでは最大約80%の患者被曝線量の増大がみられた。

相反則不軌の現象は、携帯用X線装置による撮影や、マイクロ焦点管を用いた拡大撮影において特に考慮される必要がある。

本研究を行なうにあたり、有益な御討論、御激励いただいた岐阜大学 仁田昌二助教授、嶋川晃一助教授、田中嘉津夫博士に深く感謝致します。

文 献

- 1) R. W. Bunsen and H. E. Roscoe : Ann. Phys. Chem. (2) 117 (1862) 529.
- 2) C. E. K. Mees and T. H. James : The Theory of the Photographic Process (Macmillan, New York, 1966) 3rd. ed, Chap. 7.
- 3) 土井邦雄, 大頭 仁 : 応用物理, 35 (1966) 804.
- 4) 藤田広志, 内田 勝 他 : 放射線像研究 7 (1977) 18.
- 5) 青柳泰司 : 第 21 回日本放射線技術学会宿題報告 (1965).
- 6) S. Uchida and H. Fujita : Jpn. J. Appl. Phys. 18 (1979) 501.
- 7) S. Uchida, H. Inatsu and Y. Kodera : Jpn. J. Appl. Phys. 14 (1975) 1827.
- 8) 内田 勝, 稲津 博, 小寺吉衛 : 応用物理, 45 (1976) 417.
- 9) 御前博澄, 稲津 博, 内田 勝 他 : 放射線像研究 7 (1977) 13.
- 10) 小寺吉衛, 稲津 博, 内田 勝 他 : 日本放射線技術学会, 第 2 回画像分科会, 徳山 (1977).
- 11) 小寺吉衛, 内田 勝 他 : 日本放射線技術学会, 第 4 回画像分科会, 名古屋 (1978).
- 12) B. E. Bell : Br. J. Radiol. 9 (1936) 578.

エントロピーによる粒状性の評価

藤田広志*・汲田富久美*・杉山弘幸*・横山三吉**・内田 勝***

* 岐阜工業高等専門学校電気工学科

** 西濃運輸健康管理センター

*** 岐阜大学工学部電気工学科

1. はじめに

一般に精度とは、正確さ (accuracy) と精密さ (precision) を合わせたものであるが、その一方だけをさすこともある。正確さの意味は誤差の大小から、精密さの意味は測定値のばらつきの大小からいう。通常正確さの高い測定はばらつきが小さいので、精度が高いという言葉の中にはこの両者の意味を含んでいると考えてよい。また、いくら精密であっても正確さがなくときには役に立たない。したがって、正確さと精密さの両面から評価することが望ましい。

放射線画像の画質を評価する方法はいくつかあるが、従来解像力が使われていた。この解像力では撮影系の特性を十分に表わすことができなかったが、この欠点はレスポンス関係 (MTF) によって解決された。また、粒状性の評価にはウィーナスpekトルが現在よく用いられている。しかしながら、MTF やウィーナスpekトルは忠実性という意味から正確さのみについての評価であるといえるので、画質を完全に評価できない。よって、精密さからの評価も必要と思われる。

昨年内田らはエントロピーによる新しい総合単一評価を提案し、digital information の典型的な例として自動現像とタンク現像による現像処理の評価に適用した¹⁾ また、continuous information の例として増感紙-フィルム系のMTFの信頼性の計算に応用した²⁾ この新しい評価法は精密さについての評価に相当するといえるが、測定値のばらつきからその系の情報伝達能力を評価するものである。本研究では、このエントロピーによる手法を用いて精密さの面から増感紙-フィルム系の画質評価を行なうものである。

2. 情報量の計算方法

離散的情報源のエントロピー (entropy) は、

$$H = - \sum_{i=1}^M p_i \log_2 p_i \quad (\text{ビット})$$

で定義され、ここで P_i はある事象が起こりうる確率である。エントロピー H は平均情報量を表現すると同時に、事象発生の不確度度 (uncertainty) または予測不能性 (unpredictability) をも表現している。すなわち、 H は問題にしている事象が確定的であるほど値が小さくなり、不確定的であるほど値が大きくなる。

いま、入力 x 、出力 y の 2 変量を取扱ったある系について考える (図 1)。系に対しど

れだけ情報が伝達されたか、その量を伝達情報量 (transmitted information) といふ、 $T(x; y)$ で表わす。入力および出力のエントロピーがそれぞれ $H(x)$ 、 $H(y)$ であるとき、 $H_y(x)$ 、 $H_x(y)$ という条件付エントロピーが



図 1. 系と入出力

定義され、それぞれ散失情報量、付加情報量 (出力情報のうち、無関係成分ないし雑音成分) と呼ばれる。このとき、結合エントロピー (joint entropy) $H(x, y)$ が、

$$H(x, y) = H(x) + H_x(y) = H(y) + H_y(x)$$

で定義され、伝達情報量 $T(x; y)$ は、

$$\begin{aligned} T(x; y) &= H(x) - H_y(x) = H(y) - H_x(y) \\ &= H(x) + H(y) - H(x, y) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (1)$$

で計算される。これを図示すると図 2 のようになる。もし情報が 100% すべて伝達されるとき、

$$H(x) = H(y) = T(x; y) = H(x, y) \text{ となる。}$$

ここで、離散的な入力 x_i と出力 y_j があるとき、伝達情報量は表 1 に示す相関表で計算できる³⁾ 表の縦の列は選択可能な入力を表わし、横の行は同じく出力を表わす。X と Y は、それぞれ入力カテゴリーの数と出力カテゴリーの数を表わしている。添字 i が用いてあるのは特定のしかも指定されない入力をすべて示すためであり、添字 j も同様に特定のしかも指定されな

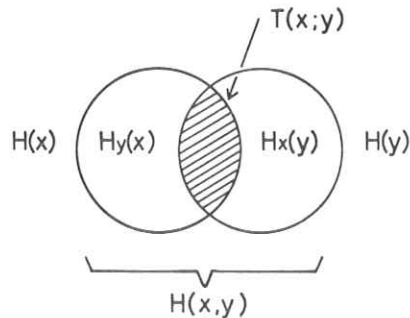


図 2. 入出力の情報量と伝達情報量の関係

い出力を示すのに用いる。
 入力 x_i が提示される回数
 は $n_{i\cdot}$ で表わし、出力 y_j
 の頻度は $n_{\cdot j}$ で表わす。ま
 た、入力 x_i が出力 y_j を引
 き起こす頻度は n_{ij} で表わ
 す。表1からつぎのことが
 明らかである。

$$\sum_j n_{ij} = n_{i\cdot}, \quad \sum_i n_{ij} = n_{\cdot j}$$

$$\sum_j n_{ij} = \sum_i n_{i\cdot} = \sum_j n_{\cdot j} = n$$

		Input x				
		x_1	x_2	x_i	X	
Output y	y_1	n_{11}	n_{21}	n_{i1}	n_{X1}	$n_{\cdot 1}$
	y_2	n_{12}	n_{22}	n_{i2}	n_{X2}	$n_{\cdot 2}$
	y_3	n_{13}	n_{23}	n_{i3}	n_{X3}	$n_{\cdot 3}$
	y_j	n_{1j}	n_{2j}	n_{ij}	n_{Xj}	$n_{\cdot j}$
	Y	n_{1Y}	n_{2Y}	n_{iY}	n_{XY}	$n_{\cdot Y}$
		$n_{1\cdot}$	$n_{2\cdot}$	$n_{i\cdot}$	$n_{X\cdot}$	n

表1から計算され情報理論
 的な量は、 $H(x), H(y)$

表1. 入力 x と出力 y の相関表

および $H(x, y)$ の3つであり、 $p_i = n_{i\cdot}/n, p_j = n_{\cdot j}/n, p_{ij} = n_{ij}/n$ の関係を用いて、

$$H(x) = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_i n_{i\cdot} \log_2 n_{i\cdot} \dots\dots\dots (2)$$

(入力 x が等頻数の場合は) $\log X$

$$H(y) = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_j n_{\cdot j} \log_2 n_{\cdot j} \dots\dots\dots (3)$$

$$H(x, y) = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_{ij} n_{ij} \log_2 n_{ij} \dots\dots\dots (4)$$

そして、伝達情報量は(2)~(4)式を(1)式に代入することによって計算できる。

情報理論をX線撮影系に導入するために、通信系(シャノンの通信模型)とX線撮影系を比較したのが図3である。

3. 実験方法・結果

本研究では上記のエントロピーによる2変量情報分析を、相対感度のほぼ等しい2つの増感紙-フィルム系の画質評価に適用した。2つのシステムとして、高感度増感紙HS-標準感度フィルムAの組み合わせと、中感度増感紙LTII-高感度フィルムQSの組み合わせを使用した。離散の入力 x_i として厚さの異なるアクリル板(0~5mmまで厚さが1mm厚に6段階に変化

Application of Information Theory to Radiographic Image

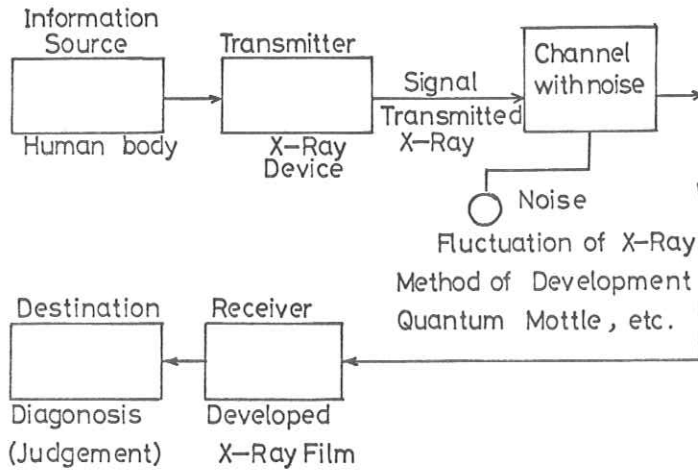


図 3. 通信系とX線撮影系の比較

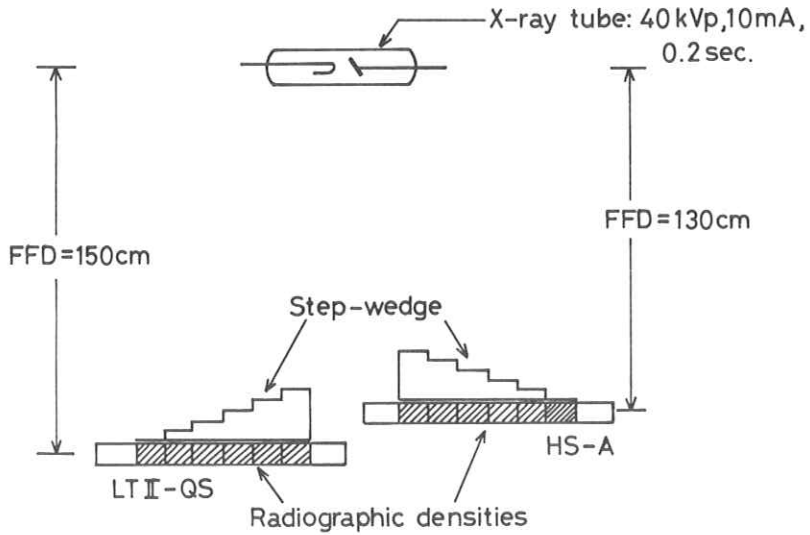


図 4. 実験配置

するステップ階段), 離散的出力 y_j としてそれぞれのフィルム濃度をとる。2つの増感紙-フィルム系は, できるだけ目的以外のばらつきを取り除くために図4のように配置して同時曝射された(曝射条件は図中に示すとおり)。現像はQS-200自現機(3.5分, 32 ± 0.3 °C)を使用して, すべてのフィルムを同時処理した。濃度の測定はデジタル透過濃度計PDA-15(測定アパーチャー: $0.5 \text{ mm } \phi$)で各階段の濃度をそれぞれ30回ランダムに行なった。表2にこれらの結果を相関表で示す。同じ実験を5回くり返し, その計算結果を表3に示す。ここで, η は伝達効率といわれ, $\eta = T(x, y) / H(x)$ をパーセントで表示したものでどれだけの情報が伝達されたかを表わしている。

HS-A system

LTII-QS system

x:アクリル(mm) y:濃度	HS-A system						合計	合計
	0	1	2	3	4	5		
0.58	5						5	0
0.57	9						9	0
0.56	15	3					18	0
0.55	1	15					16	0
0.54		10	1				11	0
0.53		2	4				6	0
0.52			8				8	3
0.51			15	2			17	12
0.50			2	5	1		8	24
0.49				13	2		15	36
0.48				9	15	5	29	34
0.47				1	10	7	18	17
0.46					2	14	16	38
0.45						4	4	12
0.44							0	4
合計	30	30	30	30	30	30	180	180

表2. 2つの組み合わせのそれぞれの測定された相関表

4. 考 察

HS-Aの組み合わせの伝達効率 η は平均71%, LTII-QSのそれは平均46%で, その差は25%である。すなわち, $D = 0.5$ 付近において, 高感度増感紙と標準感度フィルムの組み合わせHS-Aが, 中感度増感紙と高感度フィルムの組み合わせLTII-QSにより情報

HS-A system

No.	D_0	D_5	$D_0 - D_5$	$H(x)$	$H(y)$	$H(x,y)$	$T(x;y)$	η (%)
1	0.58	0.45	0.13	2.58	3.56	4.26	1.88	72.7
2	0.56	0.44	0.12	2.58	3.51	4.27	1.83	70.7
3	0.53	0.41	0.12	2.58	3.43	4.20	1.81	70.2
4	0.53	0.41	0.12	2.58	3.44	4.19	1.83	70.9
5	0.57	0.46	0.11	2.58	3.62	4.33	1.87	72.4

LTII-QS system

No.	D_0	D_5	$D_0 - D_5$	$H(x)$	$H(y)$	$H(x,y)$	$T(x;y)$	η (%)
1	0.52	0.43	0.09	2.58	2.92	4.31	1.19	46.2
2	0.52	0.43	0.09	2.58	2.82	4.33	1.08	41.7
3	0.50	0.42	0.08	2.58	2.86	4.23	1.21	46.7
4	0.49	0.42	0.07	2.58	2.82	4.14	1.27	49.0
5	0.50	0.42	0.08	2.58	2.84	4.29	1.14	44.1

表3. 2つの組み合わせのそれぞれのエントロピー $H(x)$, $H(y)$, $H(x,y)$, $T(x;y)$ [ビット] および、伝達効率 η (%) の計算結果を示す。 D_0 と D_5 はそれぞれ入力のアクリルが 0 mm と 5 mm のときの出力の濃度の平均値である。

伝達能力が 25% もすぐれていることがわかった。

前にも述べたように、エントロピーによるこの手法は測定値のばらつきからその系の情報伝達能力を評価するものである。実験では、同じ入力を使用しており、また同時曝射かつ同時現像されたものであるから、測定値のばらつきとは X 線写真の粒状性に他ならない。よって、エントロピーによる新しい手法で、2つの増感紙-フィルム系の粒状性の評価を総合単一的に行なったことになる。つまり、伝達効率 η から粒状性が情報伝達を妨げている割合がわかる。例えば、 $\eta = 71\%$ ならば、粒状性が情報伝達を 29% 妨げている、ということである。

ところで、出力 y_j に相当する各階段のフィルムの濃度の測定回数 30 の値は、実験的に求めた値である。濃度測定が 300 回、200 回、100 回および 30 回のデータを比較してみると、平均と標準偏差はほぼ同じ値をとり、およそ正規分布 (ガウス分布) 曲線になっている。よって、測定の簡単化のため測定回数は少ない程よいから、30 回と決定した。実際、100 回と 30 回のデータを使用してエントロピーを求めたものを比較しても、有意な差はみられない。

本研究では、2変量情報分析を使って2つの増感紙-フィルム系の画質を単一評価した。X 線写真は、管電圧や管電流あるいは現像条件というさまざまなファクターによって影響される

ので、今後この手法が多変量に拡張されて画質が総合単一的に評価されることが期待できる。

本研究を行なうにあたり、有益な御討論・御激励いただいた岐阜大学 仁田昌二助教授、嶋川晃一助教授、田中嘉津夫博士および蔡 篤儀氏に深く感謝いたします。

文 献

- 1) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. 17 (1978) 2029.
- 2) 蔡 篤儀, 阿部 宏, 横山三吉, 内田 勝 : 日本放射線技術学会, 第4回画像分科会, 名古屋(1978).
- 3) F. Attneave : Application of Information Theory to Psychology (Holt, Rinehart and Winston, New York, 1959)

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 栄一	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 栄一	高野 正雄	滝沢 正臣	津田 元久	
	杉木 博	長谷川 伸	松田 一	三浦 典夫	
	矢仲 重信				

編集後記

新緑の候、研究に診療に御活躍の事と存じます。第59回研究会は強い雨の中、岐阜大医学部を借りて行いました。特別講演は画像雑音の基本、NMRCTについて最近の状況を中心に解説願いました。研究発表は6件の殆んど全てがX線写真の画質に関するもので活発に質疑がありました。会場整理その他庶務を担当して頂いた岐阜大医学部土井教授、企画の内田教授に心から御礼申し上げます。次回は6月東京、特別講演はCTと並ぶ最近のMEの話題—超音波診断装置について予定しています。

現在当会では事務員をおかず、経費節減に努力していますが、諸経費の上昇により相当額の赤字決算を余儀なくされることとなりました。委員としては心苦しい事ですが54年度から会費1,500を2,000円に値上げする案を次回総会に提示する予定であります。御理解を賜わりたく存じます。

(H)

放射線像研究

発行日

昭和五十四年三月

編集者集

長谷川 伸

〒182

調布市調布ヶ丘一―五―一
電気通信大学電子工学科内
電話 ○四二―四一八三―二一六―
内線 四二〇

発行所

R I I 研究会

発行者

竹中 栄一

〒113

東京都文京区本郷七―三―一
東京大学医学部放射線
医学教室内
電話 ○三一―八一五―五四―一
内線 八六七六

印刷所

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