

# 放射線像研究

VOL. 12. NO. 3. (通巻72号) 1982年9月

## \*目次\*

研究会記事・会告	92頁
特別講演資料	
デジタルサブトラクション アンギオグラフィー	96頁
高宮 誠, 西村 玄, 小塚隆弘, 木村晃二	
論文	
73-1 連続変数のエントロピー解析	106頁
京都工繊大 金森仁志, 中森伸行	
73-2 情報量スペクトルによる画質評価	113頁
京都工繊大 金森仁志	
大阪府立高専 松本政雄	
73-4 Ge検出器の応答の入射位置依存性	120頁
京都工繊大 中森伸行, 金森仁志	
73-5 X線イメージインテシファイアのMTFの測定	127頁
東芝電子技研 鈴木明秀, 荒牧成光	

## 第73回 研究会 記事

第73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57年9月25日(土) 10:30～

場 所 富士フィルム(株) 大阪支店

特別講演 国立循環器病センター 小塚隆弘先生

出席者 約40名

プログラム (\*印のものは本誌に論文が掲載されています。)

### 特別講演

- \* デジタル・サブトラクション・アンジオグラフィーの臨床応用  
国立循環器病センター 小塚隆弘先生

### 研究発表

- \* 1) 連続変数のエントロピー解析  
京都工繊大 金森仁志, 中森伸行
- \* 2) 情報量スペクトルによる画質評価  
京都工繊大 金森仁志  
大阪府立高専 松本政雄
- 3) シングルフォトンECTを用いた脳血流測定  
島津製作所 和逐秀信
- \* 4) Ge 検出器の応答の入射位置依存性  
京都工繊大 中森伸行, 金森仁志
- \* 5) X線 I.I. の MTF の測定  
東芝電子研究所 鈴木明秀, 荒牧成光
- 6) ハンブルグ医用物理国際会議に出席して  
東大医放 竹中栄一

# 会 告

## ——第74回研究会について——

第74回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和57年12月11日(土)

場 所 東 京

## ——第75回研究会演題伺い——

第75回研究会を下記により開催いたしますので演題をお寄せ下さい。

日 時 昭和58年3月12日(土)

場 所 名 古 屋

演題〆切 昭和58年2月10日(木)

申 込 先 (〒182) 調布市調布ヶ丘1-5-1

電気通信大学電子工学科内 R I I 研究会

長 谷 川 伸

Tel. 0424-83-2161 内線 420

## ——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
酒 井 芳 雄	1 0 4	富士エックスレイ(株) 技術サービス部 中央区銀座7-13-8	
松 本 政 雄	5 7 2	大阪府立工業商業専門学校 電気工学科 大阪府寝屋川市幸町26-12	0720-21-6401 (内) 514
和 逐 秀 信	6 0 4	島津製作所(株) 医用機器事業部技術部 京都市中京区西ノ京桑原1	075-811-1111
浅 田 朋 宏	5 5 3	大阪大学附属病院 中央放射線部 大阪市福島区福島1-1-50	

——— 所 属 変 更 ———

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
山 本 英 明	3 3 9	埼玉県小児医療センター放射線部 岩槻市大字馬込 2100	

——— 所 在 地 変 更 ———

内 田 勝	5 0 1 - 1 1	岐阜大学電気工学科 岐阜市柳戸 1 - 1	0582-30-1111
阿 部 宏		同 上	
田 中 嘉津夫		同 上	



安全と健康を願う心から  
X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

●東京都港区浜松町 2 丁目 7 番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381  
●大阪市東区伏見町5 丁目1 番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868-4869

# Canon

キヤノン株式会社  
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地

☎ 044-733-6111

情報化時代をになう感材製品



小西六写真工業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電 (270) 5311 大代表  
〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731  
札幌(261)0261 広島(91) 5246 仙台(21)1651

# SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

本 社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号  
(五反田藤倉ビル)

電話 東 京(03) 490-2181 (代表)

## 前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



### 島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京 都 211-6161	大 阪 541-9501	福 岡 27-0331	東 京(03)292-5511
宇 部 21-5486	札 幌 231-8811	仙 台 21623131	名 古 屋 563-8111
鹿 見 島 22-7087	秋 田 33-7844	松 山 43-3088	広 島 43-4311
放射線事業部	京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高 松 31-2726

## デジタル サブトラクション アンギオグラフィー

高 宮 誠\* 西 村 玄\*  
小 塚 隆 弘\* 木 村 晃 二\*

最近、デジタルということばを見聞きすることが大変多い。デジタル表示の時計や自動車のスピードメータ、デジタル録音のレコード、デジタル画像処理などである。前2者は指針によるアナログ表示を単に数値に表示したもので、これの利害得失あいなかばするものであるが、後2者は録音や録画とその再現に大きなメリットがあるといわれている。人工衛星から撮影された地表や惑星の電送写真は、遠いところから送信されてきたものとは思えないほど鮮明であるが、これはコンピュータを駆使したデジタル画像処理による雑音除去と画像調整の成果なのである。

最近、医学画像診断の分野でなされたもっとも偉大な発明はX線CTであり、デジタル画像処理の高度の応用例である。これの大成功が、一般のX線撮影や透視、血管撮影のデジタル画像処理化をうながし、digital radiography, digital fluorography, digital subtraction angiography などの新しい撮影法を生むことになった。

Digital radiography はデジタル処理的なX線撮影法すべてをあらわす技術用語であり、X線CTの出現後、現在もっとも期待され、臨床利用ははじめられているのが digital subtraction angiography (以下 DSA) である。

### 1. Digital subtraction angiography

この新しい血管撮影法は1979年 Wisconsin 大

学の研究グループが発表して以来<sup>1)</sup>、この2年の間にもうれつなブームをひきおこしている。

従来から film subtraction は血管造影の後処理としてさかんにもちいられてきた。造影剤注入前の被写体のX線写真を黑白反転し、これをマスク像として造影像と重ねて焼付けると、診断上邪魔な骨や軟部組織は消去され、造影された血管のみを差分として残すことができる。この操作はちょうど造影写真から造影前の写真をひき算したことになるので、subtraction angiography と言う。

同じことをデジタル画像処理的に行うのが digital subtraction angiography である。原理を簡単に述べると以下のごとくである。X線テレビ透視下に血管造影を行い、毎秒30フレーム(60フィールド)のビデオ信号をA/D変換器をとおしてデジタル化し、2枚のデジタルメモリに一方をライブ像、他方をマスク像として連続的に録画し、前者から後者をデジタル的にひき算し、その差分をD/A変換し、電子的な画像強調を加えてテレビモニタに実時間で表示する(図1)。

デジタル・ビデオ・サブトラクション法ではマスク像とライブ像を各々適当枚数積算して、画像のS/N比をよくすることが容易なので、フィルム法にくらべコントラスト分解能を格段に高めることができるのが大きな利点でもある。

この撮影法では、1回の造影経過のうちたがいに異なった時相の画像どうしをひき算するので、原理的には temporal subtraction の範ちゅう

\* 国立循環器病センター放射線診療部

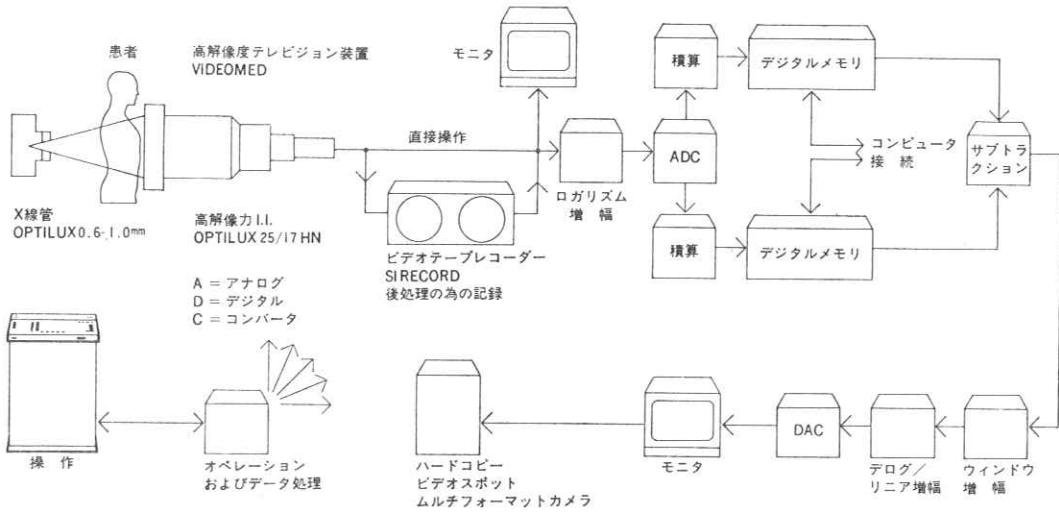


図1 DSA 画像処理システムの1例 (Siemens社 Angiotron 技術資料より)

に属する。DSA はX線フィルムでは撮影不可能な低濃度の造影血管も描出できるので、静注による動脈造影が可能となり一躍注目をあびるようになった。詳しい技術的な解説はほかにゆずる<sup>2)3)</sup>。

## 2. 装 置

われわれは昨年10月、試作のデジタル・プロセッサ Digiformer II (東芝) で DSA を開始し、本年4月から Angiotron (Siemens) も用いている。両者ともデジタルメモリ容量は同じであるが、X線発生装置の出力、テレビカメラのS/N比とダイナミックレンジは後者がまさっている。コントラスト分解能は両者とも約1%である。撮影法は前者は毎秒1枚のレートの連続撮影モード (serial mode) と連続X線ばく射による透視モード (continuous mode, fluorographic mode) それに時間差分表示法 (time interval difference, TID) である。後者は透視モードとTIDモードのみで、連続撮影モードはない。前者は連続撮影モードが標準の撮影法であり、後者は透視モードで静止画像を作る。画像処理は前者がオンライン・リアルタイム画像処理なのに対して、後者はオンライン・後処理、なかでも re-masking の機能を重視している。Re-masking とはマスク像がライブ像と差分が適正でない

とき、マスク像を選びなおしてサブトラクションすることを言う。前者には最近 re-masking の機能が追加された。前者は外部メモリに VDR を用いている。後者はこれと同レベルの S/N 比をもつ高性能の VTR を使用しているの、画像貯蔵容量が大きく、オンライン後処理が自在にできる。

## 3. 造影方法

造影剤の注入は、当初は前肘部皮静脈を穿刺し18Gのテフロン静脈留置カテーテルを挿入し、これを介して、76%ウログラフィン 30~40ml を10~13 ml/sec の速度で注入し、造影剤注入直後に20ccの生食でフラッシュしていたが、高速注入による造影剤の血管外漏出と静脈炎発症の危険性が不可避であることを経験し、本年4月より Angiotron での撮影に際しては全例カテーテルによる中心静脈注入に切り換えた。前肘静脈あるいは大腿静脈より端・側孔付5Fの薄壁テフロンカテーテルを上・下大静脈あるいは右房にすすめ、65%アンギオグラフィン 35~45 ml を20ml/sec の速度で注入している。造影回数が検査目的によっては3~4回になるので、これにそなえて造影剤を76%ウログラフィンから65%アンモニオグラフィンに変えた。後者は前者にくらべ組織毒

性が低く、熱感も軽く、造影能に顕著な差が認められなかったからである。

撮影はつぎのように行った。撮影部位が造影剤注入部位より遠くない頭頸部とか腹部動脈ならば、マスク像、造影剤注入、造影像の順序で撮影する。撮影部位が腸管動脈や下肢動脈のように、中枢部から遠いときや、心機能が低下している症例では最初に造影剤注入を行い、適当な時間をおいてマスク像、つぎに造影像を撮影した。撮影中に体動があると、マスク像と造影像とで被写体の解剖学的な位置のずれによる misregistration artefact を生ずるので体動のコントロールが極めて重要である。頸・胸・腹部の撮影では、通常、15～25秒の呼吸停止を要する。頸部撮影では嚥下、腹部撮影では腸内ガスの動きが misregistration artefact の最大原因となる。腸内ガスは圧ばく筒で圧排し、時に臭化ブチルスコポラミンあるいはグルカゴン静注で腸管ぜん動を停止させた。体動を最少限にとどめるために患者に不自然な体位をとらせないようにし、頭部撮影では頭部の固定、下肢撮影では下肢の固定が必要であった。

以上のように体動に対してさまざまな配慮をしてもなお完全にはこれをなくすことはできないので、misregistration artefact 低減させる機能が必要で、これが re-masking であり、後処理のうち最も重要なものである。Angiotron では全例に re-masking を行い、window/level と電子的コントラスト強調で画像の調整を行い、こ

れを 100 ミリスポットフィルムにコピーし、最終画像とした。心臓や冠血管など拍動性の器管の描出には時間差分表示法、TID を用いた。Digiformer II のプロトタイプは re-masking ができなかったので、撮影は一発勝負であった。

#### 4. 臨床適用

Digiformer II を用い 1981年10月から 1982年5月末までに 226 症例に対し 356 回の造影を行った。1982年4月 Angiotron を使用しはじめ、後5月末までに65症例に対し 163 回の造影を行った。計291例、519回の経験である。撮影の成功率は Digiformer II で74% (Re-masking 機能追加後90%に向上)、Angiotron で96%であった。DSA の撮影部位は全身におよんだ。

##### 4-1 胸腹部動脈病変の DSA

Digiformer II を用いて腎動脈狭窄病変のスクリーニングのために行った腹部大動脈造影は70例である。ほとんどが rapid sequence IVP と併用したものである。当初、連続撮影モードによる腎動脈造影の成功率は76%であったが、re-masking ができるようになってから90%に向上した。撮影失敗のおもな原因は体動と腸内ガスの移動による misregistration であった。とくに男性の被検者は腹筋がつよく、腸内ガスの圧排がうまくゆかないためであった。Angiotron による経験は少ないが腎動脈造影の成功率は100%であった(図2)。腎提供者の腎動脈造影にも適用でき、外来でも検査できるメリットは大きかった

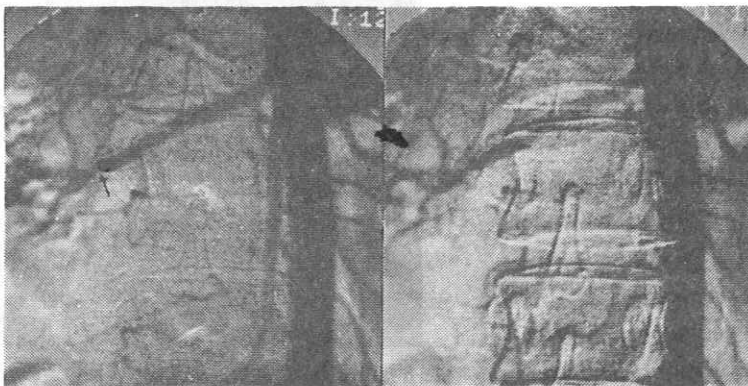


図2 静注 DSA. 右腎動脈狭窄(↑)。Post-processing の効果を示す。

a) Re-masking 後の像,

b) Re-masking 前の像





図3 静注 DSA. 腎提供者に対する腎動脈造影。  
検査は外来扱いで行われた。

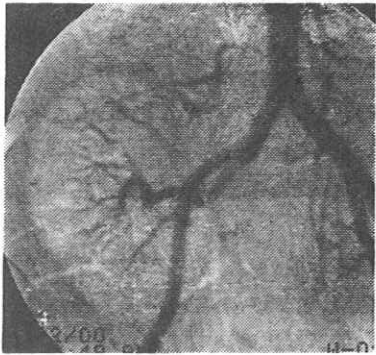


図4 静注 DSA. 移植腎動脈造影。2本の吻合血管  
が鮮明に造影されている。



図5 静注 DSA. 大動脈弓遠位部から下行大動脈に  
かけての動脈瘤。内壁に血栓の付着もみとめ  
られる。



図6 静注 DSA. 腹部大動脈瘤, 2回の造影の複合  
写真。動脈瘤は総腸骨動脈に及んでいる。

(図3)。腎移植後の造影にも有用であった(図4)。大動脈瘤のうち非開離性大動脈瘤の血管造影検査は DSA のみで十分であった(図5, 6)。開離性大動脈瘤では、病型診断には不足はなかったが、entry の局在診断は DeBakey III型では容易であったが I, II型では困難なことがあった(図7)。腹部大動脈の解離形態と循環動態をみるのには極めて有用であった。総腸骨動脈以遠の re-entry の局在診断は困難なことが多かった。

腸骨動脈の ASO の診断にも DSA は有用であった(図8)。Leriche syndrome の DSA を 5例経験した。側副血行路の描出が従来の血管造影法よりまさっており、検査の安全性、容易さで



図7 静注 DSA. DeBakey III型開離性動脈瘤。真腔と偽腔が明かである。テレビモニタで動画像でみると大動脈弓上部の entry と intimal flap の動きをよく観察できる。



図8 静注 DSA. ASO. 左総腸骨動脈閉塞。左内および外腸骨動脈が側副血行路で造影されている。右内腸骨動脈も閉塞。

も DSA は極めて有用であった(図9)。

#### 4-2 閉塞性下肢動脈疾患の DSA

標準の造影剤注入量を増さなくても下肢動脈の静注 DSA が可能であった(図10)。DSA の照射野の大きさは I. I. の直径で制限され、10インチ I. I. では 25cm と小さい。したがって、下肢全体を撮影すると造影回数が多くなり好ましく

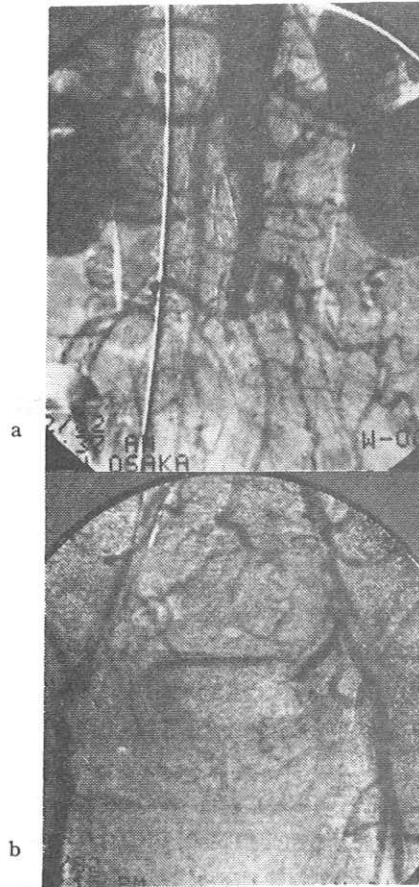


図9 静注 DSA. Leriche 症候群

- a) 大動脈は分岐部で閉塞。腸腰動脈、下腸間動脈などが著明に発達している。
- b) 同症例の大腿部撮影。両側の外腸骨動脈および大腿動脈は側副血行路により filling され、総腸骨のみが閉塞していることがわかる。

ない。われわれは高齢者や外来患者の ASO, 急性下肢動脈血栓症の診断に本法を適用している。造影剤注入量を考慮し、腸骨動脈、大腿動脈近位部、下腿動脈三叉部をふくむ膝窩動脈の3カ所の撮影ですませるようにしているが、これでスクリーニングの役割は十分はたせた。下肢動脈造影は撮影のタイミングがむずかしいが、Angiotron の X線発生装置は低線量透視モードでも管電圧60~90KV, 管電流 20mA で50秒間の長時間連続曝射ができるので、タイミングをはずすことはなかった。



図10 静注 DSA. 下腿動脈造影。急性血栓症を疑って造影を行ったが、下腿三叉部には閉塞は認められず。



図11 静注 DSA. 右内頸動脈 buckling. 動脈瘤を疑われ造影を行った。外来で検査は行われた。

#### 4-3 脳血管障害の DSA

本年4月 Siemens 社 Angiotron を使用し始めてから、同装置の血管描出能が非常にすぐれていることが明らかとなり、脳血管障害に対する DSA がさかんになった。年齢30~79歳の脳血管障害およびその疑診症例35例の経験がある。

静注 DSA による大動脈弓および頸・椎骨動脈の描出は極めて良好で、撮影の成功率は92%であり、この部位の血管病変の診断能は従来の直接連続撮影やシネ造影法とくらべてそんな色はなかった(図11)。撮影不成功例は患者の体動がコントロールできず、re-masking によって修正しきれなかったものである。脳動脈の描出もすぐれ(図12)、主幹部動脈のみならず、M<sub>2</sub>レベルの比較的末梢の動脈の狭窄性病変の診断も可能なものもあった(図13)。上行大動脈注入による大動脈弓および頸・椎骨動脈撮影は従来の直接連続撮影やシネ造影法より血管描出能ははるかにまさり、65% Angiografine を3~4倍に稀釈しても十分造影できた(図14, 15)。

#### 4-4 DSA による AC バイパスの開存性の評価

10例の ACBG の術後評価を DSA で行った。DSA ではグラフトの大動脈側はよく造影されるので、開存性を評価するには十分であった(図16)。冠動脈側の吻合部は拍動によってゆれ動く



図12 静注 DSA. 左視床下梗塞。左中大腿動脈の壁不整のほか著変は認められず。

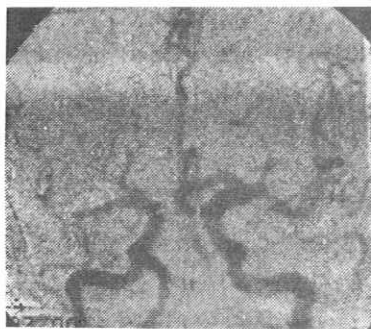


図13 静注 DSA. 右脳梗塞。右中大脳動脈 M<sub>1</sub>, M<sub>2</sub> 移行部の高度狭窄。

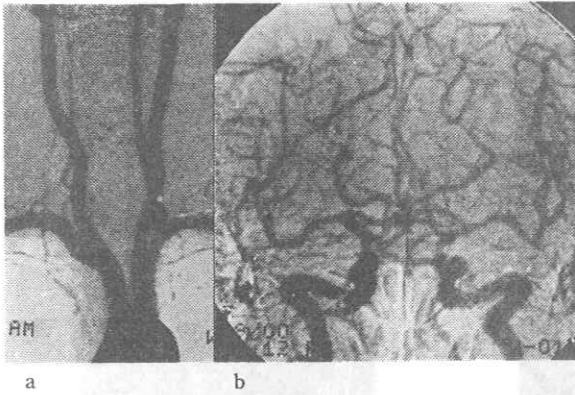


図14 動注 DSA. a) 4倍稀釈の65%アンギオグラフィンによる大動脈弓分枝造影。鮮明な造影は直接連続撮影にまさる。b) 同じ症例の脳血管造影。造影剤は前と同じ。静注法にくらべるとかなり鮮明である。

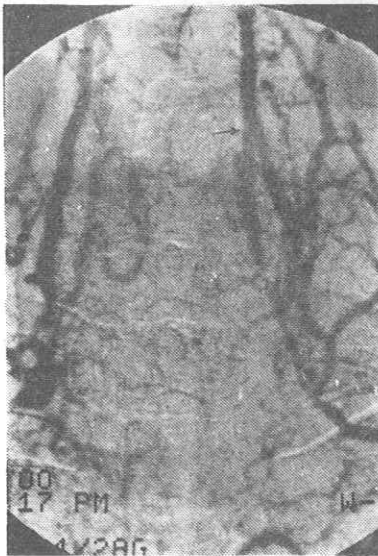


図15 動注 DSA. 重症大動脈炎症候群。頸部動脈造影。上行大動脈で2倍稀釈の65%アンギオグラフィンを放つ。腕頭動脈、総頸動脈と椎骨動脈は両側とも閉塞。多数の傍頸部側副血行路が発達し、遅い時相で左椎骨動脈が造影される(→)。

ため不鮮明で、吻合部の状態を診断することは困難であった。グラフトは拍動し、大動脈と心臓に重なるので、時間差分表示 (TID) が有効なことが多かった (図17)。CT はスライス面に平行に走るグラフトの検出は不得手であり、この点で DSA はグラフトの走行全体をみることができるので、診断上有利であり、しばしば CT では開存が不明なものを開存ありと診断できることがあった。

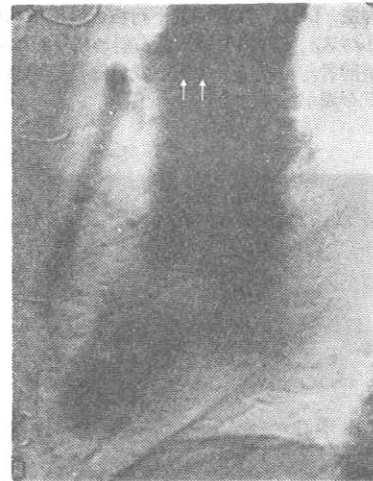


図16 静注 DSA. 冠動脈前下行枝と後側枝への2枝バイパス。側面撮影。前胸壁に沿って下行するのが前者、上行大動脈を巻くようにして下行するのが後者(↑)。

#### 4-5 DSA による血行再建術後評価(ACBG を除く)

21症例の血行再建術後の評価を静注 DSA で行った。頸・鎖骨下動脈吻合術 (図18) やバイパス術腹部大動脈の Y グラフト (図19)、腎や腸骨動脈の PTA、胸部大動脈瘤空置術、大腿・大腿動脈バイパス (図20)、や腋窩・大腿動脈バイパスなどである。後2者のように extra-anatomical bypass を施した症例では撮影部位をよく検討し造影回数を最小限にとどめる配慮が必要であった。いずれにしても Angiotron による造影は極めて鮮明で、直接連続撮影やシネ造影法で追加検査をする必要は殆どなかった。

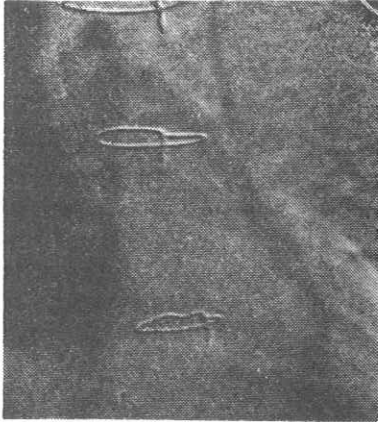


図17 静注 DSA. 冠動脈前下行枝と後側枝へのバイパス。右前斜位撮影。右斜めに下行するのが前者、垂直に下行するのが後者。TIDモードを表示。



図19 静注 DSA. 腹部大動脈瘤 Y-グラフト吻合術後。Y グラフトは開存し血流障害はない。



図18 静注 DSA. 大動脈弓部偽性動脈瘤。下行大動脈空置術および腕頭→左頸動脈バイパス、左頸→鎖骨下動脈吻合術後症例。造影は極めて良好である。

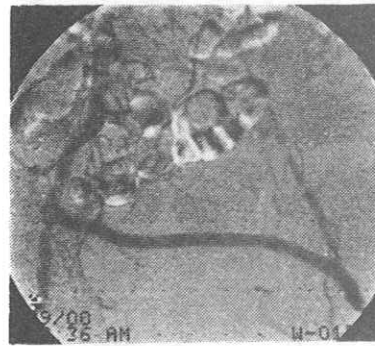


図20 静注 DSA. 腸・腸骨バイパスグラフト吻合術後。吻合部に狭窄はなく左大腿動脈への血流も良好である。

#### 4-6 心臓疾患の DSA

経静脈注入で右心系、左心系の心房・心室を造影し時間差分表示 (TID) でこれらの拍動を観察することができるし、選択的造影では4倍稀釈の造影剤でも左室や冠動脈を鮮明に造影することが可能であった。

DSA は空内分解能と時間分解能がシネ撮影よ

り劣っているので、形態診断のみでは本法の優位性はない。これらの造影が functional image としてオンラインあるいはオフラインで画像分析や濃度分析がなされ、各種の心機能のパラメータが算出されるようになれば、いっきよにその有用性は増すものと思われる。

#### 5. 考 察

静注 DSA が始まった当初は、造影できる血管は大動脈と主要分枝のせいぜい第2次分枝までであったが、今や装置の進歩はめざましく、上は脳動脈、下は下腿動脈の血管病変の診断も可能になっ



た。我々は本邦では比較的早期にこれを行う機会にめぐまれ、前項で述べたごとく今までにはほぼ全身の血管を造影し、その診断的有用性について諸家の報告とほぼ一致する結果を得ている<sup>41-44</sup>。形態的な診断に関する限り、DSAは臨床ベースにのる検査法としての立場を得たと考えられるが、心臓造影に関しては機能検査としての性能を備えなければ有意義な検査法としての評価は得られないであろう<sup>15,16</sup>。現在、盛んにこれに関する研究開発が行われているので、将来に期待したい。心筋の血流分布に関しても同様のことが言える<sup>17</sup>。

Temporal subtraction法では体動による misregistration artefact を避けるために、装置は re-masking の機能を備えていなければならない。連続撮影モードより透視モードの方が適正な re-masking ができる確率が高いことを知っておかねばならない。従来、DSAで良好な画像を得るには、S/N比が500以上の高品質のテレビカメラと高出力のX線発生装置が必要とされてきた。装置としては非常に高価なものになる。一方、画像信号を巡回型フィルタ型の時間軸フィルタ (time domain filtering) で処理する方式を用いるとS/N比が50~100の標準的なテレビカメラとX線発生装置による低線量の連続X線透視で前者と同程度の良好な画像を得ることができるとい研究もある<sup>18</sup>。これは一種の帯域通過フィルタ法であり、原理的には体動やその他の組織の動きも除去できるので、これが完全に成功するかどうかは極めて興味深い。

Energy subtractionは原理的には motion artefact を除去するのによい方法であるが、実現するにはまだ大きな問題があると思われる<sup>19</sup>。我々の病院内でDSAの臨床的有用性の評価が高まったのは、高品質の画像が出せるようになってからである。その後は各科の検査依頼は増加する一方であり、これと逆比例して直接連続撮影件数は明らかに低減してきた。画質に不満があれば、結局従来の血管造影法で再検査するはめになり、患者にも診療側にも負担をかけることになるので、装置の購入にあたっては十分このことを考慮すべきであろう。

今、血管造影剤は世代交代の時期で、長く続いたイオン性ヨード造影剤から非イオン性で低透圧のものに変わろうとしている<sup>20</sup>。イオパミドールもその1つである。これが使用できるようになると、造影剤注入量が多くなりがちなDSAは、安全性を増し診断能もさらに向上する可能性がある。

## 6. 結 論

1. DSAの診断的有用性は291症例の臨床経験を通じ確信し得た。
2. 装置は経静脈性造影で主要脳動脈病変の診断が可能なレベルの血管描出能を持たねばならない。
3. 装置には体動による misregistration artefact を低減させる機能が必須である。
4. 静注のみならず動注DSAの有用性も大きい。
5. 心臓のDSAには機能検査的性能が加わるべきである。
6. Temporal subtraction以外の digital angiography について解説した。

## 文 献

- 1) Kruger, RA, Mistretta, CA, Honk, TL, et al.: Computerized fluoroscopy in real time for noninvasive visualization of the cardiovascular system, *Radiology*, **130**, 49-57 (1979)
- 2) 西村玄, 内藤博昭, 木村晃二他: Digital angiographyの現状と問題点, *映像情報*, **13**, 1290 (1981)
- 3) 飯沼武: 新しい映像診断法, デジタル・ラジオグラフィを中心に, *外科診療*, 1155-89 (1981)
- 4) Mistretta, CA, Crummy, AB & Strother, CM: Digital angiography, A perspective, *Radiology*, **139**, 273-276 (1981)
- 5) Buonocore, E, Meaney, TF, Borkowski, GP, et al.: Digital subtraction angiography of the abdominal aorta and renal arteries. *Radiology*, **139**, 281-286 (1981)
- 6) Hillman, BJ, Ovitt, TW, Nudelman, S, et al.: Digital video subtraction angiography of

- renal vascular abnormalities, *Radiology*, **139**, 277-280 (1981)
- 7) Hillman, BJ, Ovitt, TW, Capp, MP, et al. : The potential impact of digital video subtraction angiography on screening for renovascular hypertension, *Radiology*, **142**, 577-579 (1982)
  - 8) Chilcote, WA, Modic, MT, Pavlicek, WA, et al. : Digital subtraction angiography of the carotid arteries : A comparative study in 100 patients, *Radiology*, **139**, 287-295 (1981)
  - 9) Crummy, AB, Strother, CM, Lieberman, RP, et al. : Digital video subtraction angiography for evaluation of peripheral vascular disease, *Radiology*, **141**, 33-37 (October, 1981)
  - 10) Takamiya, M, Nishimura, G, Kozuka, T, et al. : Clinical experiences of digital subtraction angiography using digiformer II, *Toshiba Medical Review*, **7**, 1-8 (1982)
  - 11) 西村玄, 内藤博昭, 山口敏雄他 : Digital video subtraction angiography (DSA) の臨床, 画像診断, **2**, 19-24 (1982)
  - 12) Pond, GD, Osborne, RW, Capp, MP, et al. : Digital subtraction angiography of peripheral vascular bypass procedures. *AJR*, **138**, 279-281 (1982)
  - 13) Modic, MT, Weinstein, MA, Chilcote, WA, et al. : Digital subtraction angiography of the intracranial vascular system : Comparative study in 55 patients, *AJR*, **138**, 299-306 (1982)
  - 14) Eisenberg, H, Beach, R, Arnold, B, et al. : Intravenous angiography in the evaluation of patients with coronary artery bypass grafts, 67th Annual RSNA Meeting, Chicago, (1981)
  - 15) Kruger, RA, Anderson, RE, Koehler, PR, et al. : A method for the noninvasive evaluation of cardiovascular dynamics using a digital radiographic device, *Radiology*, **139**, 301-305 (1981)
  - 16) Gerber, KH, Higgins, CB, Bhargava, V, et al. : Quantification of left ventricular function using digital intravenous ventriculography, 67th Annual RSNA Meeting, Chicago, (1981)
  - 17) Radke, W, Bursch, JH, Brennecke, R, et al. : Assessment of myocardial mass and infarction size by digital angiography, International Symposium and Tutorial of Digital Radiography, Kiel, (1982)
  - 18) Kruger, R, Liu, P, Bateman, W & Nelson, J : Time domain filtering using computerized fluoroscopy-intravenous angiography applications, *SPIE Vol.314 Digital Radiography*, 319-326 (1981)
  - 19) Sommer, FG, Brody, WR, Gross, D, et al. : Renal imaging with dual energy projection radiography. *AJR*, **138**, 317-322 (1982)
  - 20) 日本シェーリング社 : "Iopamidol" 参考資料

## 連続変数のエントロピー解析

京都工芸繊維大学 金森仁志，中森伸行

### 1. 従来の問題点

内田，等は1978年にエントロピー解析に関する最初の論文をJJAPに発表し，<sup>1)</sup> その後も多くの成果をJJAPに発表している。<sup>2-9)</sup> この方法の問題点はつぎのような事である。

放射線学で取り扱う大部分の物理量は，被写体の厚さ，密度，線量，蛍光量，写真濃度のように連続変数である。連続変数に対しては，エントロピー解析を次の手順で行なう。

- (1) 入力，出力ともに，連続量を適当に区切って，離散的な量に変えて，番号をつける。
- (2) 入力と出力の組み合わせの頻度または確率を実験で求める。
- (3) この結果を頻度マトリックスまたは確率マトリックスにまとめる。
- (4) 確率マトリックスから，以下の量を計算する。

$$\text{入力エントロピー： } H(i) = -\sum_i P_i \log_2 P_i \quad [\text{bit}] \quad (1)$$

$$\text{出力エントロピー： } H(j) = -\sum_j P_j \log_2 P_j \quad [\text{bit}] \quad (2)$$

$$\text{複合エントロピー： } H(i,j) = -\sum_{ij} P_{ij} \log_2 P_{ij} \quad [\text{bit}] \quad (3)$$

$$\text{伝達情報量： } T(i,j) = H(i) + H(j) + H(i,j) \quad [\text{bit}] \quad (4)$$

$$\text{伝達効率： } \eta = T(i,j)/H(i) \quad (5)$$

ここで， $P_i$ ， $P_j$ はそれぞれ入力，出力が，それぞれ  $i$ ， $j$  になる確率， $P_{ij}$  は入力  $i$  で出力  $j$  になるような複合確率である。

実際に計算をしてみると，これらの量は，入力，出力の間隔を変えれば変わるということが，経験からわかっていた（たとえば，文献の2の表2，文献6の表2，表4）。経験によれば，間隔が減少すると，(1) $H(i)$ ， $H(j)$ ， $H(i,j)$ は増加，(2) $T(i,j)$ は少し増加，(3) $\eta$ は減少する。しかも実際の物理量は連続変数であるから，間隔が0になった極限での値が真の値である。この真の値を求めなければ，絶対的な比較はできないが，極限での値が果して存在するのかということも，存在したとしてもその求め方はどうするのかという事も，まだわかっていなかった。

我々は，これらの問題点を解決した結果，連続変数に対しては伝達情報量  $T(x; y)$  が有効な量であることがわかった。<sup>10)</sup>

### 2. 間隔が0になる極限での（すなわち連続変数に対する）エントロピーの振舞い

連続量  $x$  に対して，生起確率を表わすのに確率密度関数  $p(x)$  を使う。 $p(x)$  は  $x$  の単位幅あたりの



生起確率を表わすので， $x$ と $x + \Delta x$ の間に来る確率は $p(x)\Delta x$ である。これが，離散変数に対する(1)式の $P_i$ にあたる。確率の総和

$$\sum_i P_i = 1 \quad (6)$$

の代わりに

$$\int_{-\infty}^{\infty} p(x) dx = 1 \quad (7)$$

が成立する。従って，離散変数 $i$ を $x$ に変えて(1)式をかきなおすと，(7)式を使って

$$\text{入力エントロピー} : H(x) = -\int_{-\infty}^{\infty} p(x) \log_2 p(x) dx - \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \log_2 \Delta x \quad [\text{bit}] \quad (8)$$

となる。出力変数 $j$ を $y$ にかえると(2)式は

$$\text{出力エントロピー} : H(y) = -\int_{-\infty}^{\infty} p(y) \log_2 p(y) dy - \lim_{\Delta y \rightarrow 0} \log_2 \Delta y \quad [\text{bit}] \quad (9)$$

となる。さらに，(3)式の代わりに

$$\text{複合エントロピー} : H(x, y) = -\iint_{-\infty}^{\infty} p(x, y) \log_2 p(x, y) dx dy - \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \log_2 \Delta x - \lim_{\Delta y \rightarrow 0} \log_2 \Delta y \quad [\text{bit}] \quad (10)$$

となる。あとは(4)(5)式と同様に

$$\text{伝達情報量} : T(x; y) = H(x) + H(y) - H(x, y) \quad [\text{bit}] \quad (11)$$

$$\text{伝達効率} : \eta = T(x; y) / H(x) \quad (12)$$

である。

(8)–(10)式の第1項(積分項)は有限な値になるので，間隔 $\Delta x$ ， $\Delta y$ を0に近づけてもあまり値が変わらない。しかし第2項は間隔が0に近づくと無限大に発散する。これに反して，(11)式の $T(x; y)$ では，無限大の項 $\log_2 \Delta x$ ， $\log_2 \Delta y$ は両方とも打消し合って消えるので，有限な積分項だけが残る。従って $T(x; y)$ は間隔が0になっても有限な値である。最後の(12)式では，分母 $H(x)$ が無限大になるので， $\eta$ は0に近づく。これで(5)式の次のパラグラフで述べた経験的事実を説明することができた。結局，連続変数に対して本当に使えるのは $T(x; y)$ だけであることがわかった。間隔 $\Delta x$ ， $\Delta y$ をそれぞれ固定して求めた $H(x)$ ， $H(y)$ ， $H(x, y)$ ， $\eta$ は，相対的比較には使えるが，絶対的比較には使えない。

5節では，実験できる程度の小さな間隔で確率を測定して(1)–(4)式で $T(x; y)$ を求め，外挿法で $T(x; y)$ の真の値を求める方法を述べる。

### 3. 連続変数に対する便宜的なエントロピーの表式

情報理論の教科書を見ると，連続変数の確率分布関数 $p(x)$ ， $p(y)$ ， $p(x, y)$ の形がわかってい

るならば，エントロピーとして(8)–(10)式の第1項だけをとればよいと書いてある。すなわち，

$$\text{入力エントロピー} : H'(x) = -\int_{-\infty}^{\infty} p(x) dx \quad (13)$$

$$\text{出力エントロピー} : H'(y) = -\int_{-\infty}^{\infty} p(y) dy \quad (14)$$

$$\text{複合エントロピー} : H'(x, y) = -\int_{-\infty}^{\infty} p(x, y) dx dy \quad (15)$$

これらはいくまでも，無限大の第2項を除いたものであるから，これらの項を打消すような使い方をしたときだけ意味がある量である。伝達情報量 $T(x; y)$ も無限大の項を打消した形であるから

$$T(x; y) = H'(x) + H'(y) - H'(x, y) \quad (16)$$

で計算した値は，(11)式で真の値（無限大）の差をとって計算した値と一致する。

$$\text{伝達効率} : \eta' = T(x; y) / H'(x) \quad (17)$$

は無意味である。すなわち，(13)–(15)の便宜的な式を使っても， $T(x; y)$ だけが意味がある。他の4つは，単独では，無意味である。

#### 4. 伝達情報量 $T(x; y)$ と系の信頼性との関係

系の信頼性が大きいほど， $T(x, y)$ も大きくなることを示す。簡単のために，入力 $x$ と出力 $y$ の平均値 $\bar{y}$ とが勾配 $m$ で直線関係にあって，各 $x$ に対して $y$ が標準偏差 $\sigma$ でガウス分布しているものとする。この場合の $T(x; y)$ の式は文献5に示してある。この結果を使って，2，3の数値例をあげて，説明する。信頼性を，精密さと正確さとに分ける。

##### 4.1 精密さ

標準偏差 $\sigma$ が小さいほど， $y$ のばらつきが小さく，精密で，信頼性が高いので， $T(x; y)$ が大きくなってほしい。Fig. 1(a)は， $x$ の範囲 $x_2 - x_1 = 5$ ，勾配 $m = 1.0$ として， $\sigma$ が1.0と1.5の場合とを比較している。 $T(x; y)$ は0.701と0.367である。図の実線は $x$ と $\bar{y}$ （平均値）との関係を示し破線，点線は $y \pm \sigma$ を示す。 $\sigma$ が小さいほど $T(x; y)$ は大きくなることを示した一つの例である。とくに， $\sigma$ が0ならばきわめて精密である。この場合は，(13)(14)は有限であるが(15)式の $H'(x, y)$ がマイナス無限大になるので， $T(x; y)$ はプラス無限大になる。

##### 4.2 正確さ

勾配 $m$ が大きいほど，出力 $y$ を見て入力 $x$ を推定するときの信頼性が高い，つまり正確さが高いといえる。測定値（出力）が真の値（入力）からずれている場合も，正確さが低いというが，このずれはここでは問題にしない。一般には，入力 $x$ と出力 $y$ との物理量が違うので， $x$ と $\bar{y}$ との関係があらかじめわかっていると話をしている。勾配 $m$ が大きいと， $y$ が少しずれても，それに対する $x$ のずれが小

さいので、正確さが高いと表現している。従って $m$ が大きいほど $T(x; y)$ が大きくなってほしい。実際に図 1(b)では $\sigma = 1.0$ を等しくして、勾配が1.0と0.5の場合を比較している。 $T(x; y)$ はそれぞれ0.701と0.564であり、信頼性をうまく表している。

### 4.3 勾配の一様性

$x$ の範囲が $y$ の一定範囲に現れる場合、勾配の一様な場合の方が折れ曲っている場合よりも $T(x; y)$ が大きくなる。この例を Fig. 1(C) に示す。正確さが一様な場合に $T(x; y)$ が最大になる。

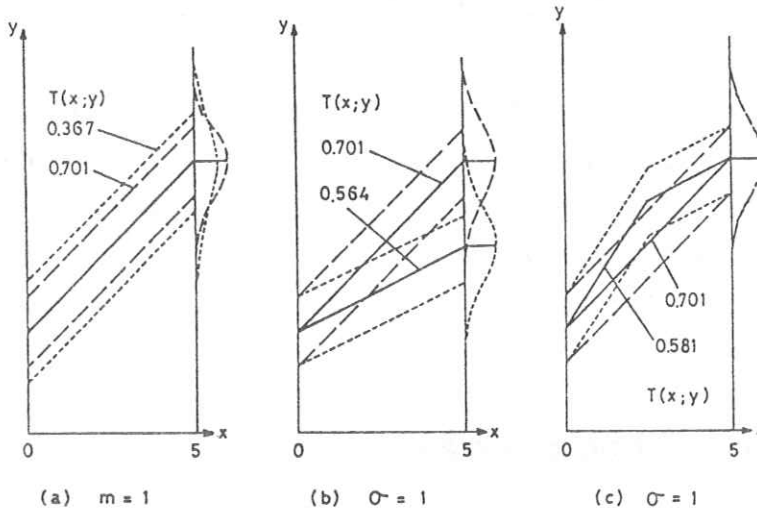


Fig. 1

## 5. $T(x; y)$ の真の値をきめるための外挿法

確率密度関数  $p(x)$ ,  $p(y)$ ,  $p(x, y)$  の形が連続変数  $x$ ,  $y$  の関数としてわかっているならば、解析的あるいは数値積分で(13) - (15)式を計算し、(16)式で $T(x; y)$ を求めればよい。一般には、これらがわからないので、 $x$ ,  $y$ を区切って頻度を実験で求めなければならない。この場合には、間隔 $\Delta x$ ,  $\Delta y$ が0のときの値を外挿法で求める。

1例としてアクリルの階段の厚さを20種類えらぶそれを入力 $x$ とする。この階段を撮影して、各階段が写っている場所の濃度 $y$ を1000点ずつ測定して、濃度を35段階にわけて表示するものとする。その結果から頻度マトリックスを作るとTable 1のようになったとする。この頻度マトリックスを使って、外挿法で真の $T(x; y)$ の値を求める方法を説明する。

まず、間隔 $\Delta x$ ,  $\Delta y$ とエントロピーとの関係を述べる。

$\{x\}$ ,  $\{y\}$ をそれぞれ入力, 出力の個数とする。Table 1の例では

$$\{x\} = 20 \quad \{y\} = 35$$

である。 $\Delta x$ ,  $\Delta y$ をつぎのように、それぞれ、7通りと10通り作る：

$$\Delta x = 1, 2, 3, 4, 5, 7, 10$$

$$\Delta y = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 12, 18$$

ただし、割り切れない場合には、最後の区分の数が少なくなっている。たとえば、 $\Delta x = 7$  の場合は 20 個を 7, 7, 6 個と分けた。

この場合には  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  の組み合わせが 70 通りできる。そこで、まず、Table 1 のマトリックスを 70 枚コピーする。つぎに、このコピーの、縦 ( $y$ ) を  $\Delta y$  で、横 ( $x$ ) を  $\Delta x$  で区分する。これが 70

Table 1. The frequency matrix produced by the generation of Gaussian random numbers.

$y \setminus x$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	$\Sigma$
1	5										
2	74	1									75
3	242	14									256
4	394	137	4								535
5	223	364	61	2							650
6	54	310	213	25	1						603
7	7	153	399	126	8						693
8	1	20	251	360	67						699
9		1	71	313	237	23					645
10			1	149	377	167	4				698
11				25	238	323	60	1			647
12					64	326	240	22			652
13					8	135	372	123	3		641
14						25	260	337	68		690
15						1	53	355	225	22	656
16							11	135	381	141	
17								25	241	348	
18								2	75	337	see the lower part
19									6	135	
20									1	16	
21										1	
$\Sigma$	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	
$y \setminus x$	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	$\Sigma$
16	4										672
17	59	3									676
18	218	20									652
19	407	147	6								701
20	247	331	65	1							661
21	59	344	227	22	1						654
22	6	138	367	116	7						634
23		16	264	339	53	4					676
24		1	67	349	246	20					683
25			4	149	373	135	7				668
26				24	241	351	50	1			667
27					72	325	257	16	1		671
28					7	136	394	114	5		656
29						27	224	344	62	1	658
30						2	61	367	256	13	699
31							7	136	375	137	655
32								21	234	337	592
33								1	63	342	406
34									4	148	152
35										22	22
$\Sigma$	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000	20000

通りできる。つぎに分けた箱の中の頻度を加え合わせて、新しい表を作る（表の点線は  $\Delta x = 3$  ,  $\Delta y = 5$  ）。

この70通りの表について、 $H(x)$  ,  $H(y)$  ,  $H(x, y)$  ,  $T(x; y)$  を算出する。  $\Delta x$  ,  $\Delta y$  を  $(x, y)$  面上にとって、高さとして  $H(x, y)$  を画くと Fig. 2 の実線の網目の交点のようになる筈である。  $H(x)$  ,  $H(y)$  はこの図の端 ( $\Delta y = [y]$  ,  $\Delta x = [x]$  の線上) に出て来る。点線で示したように、どの線も  $\Delta x$  ,  $\Delta y \rightarrow 0$  の極限（連続変数）では無限大に発散する。

同様に  $T(x; y)$  を画くと Fig 3 のようになる筈である。今までに述べた方法で実線の網の交点の値

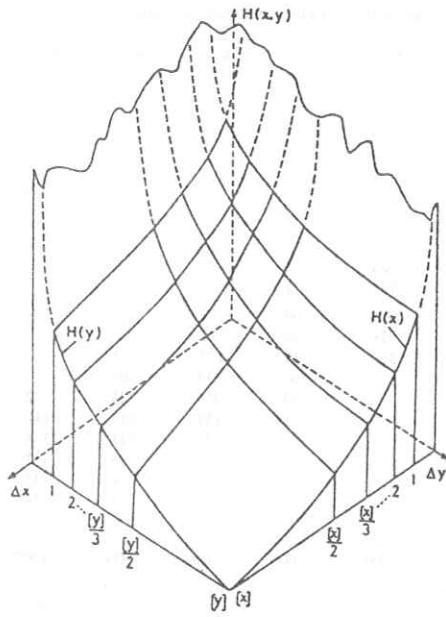


Fig. 2

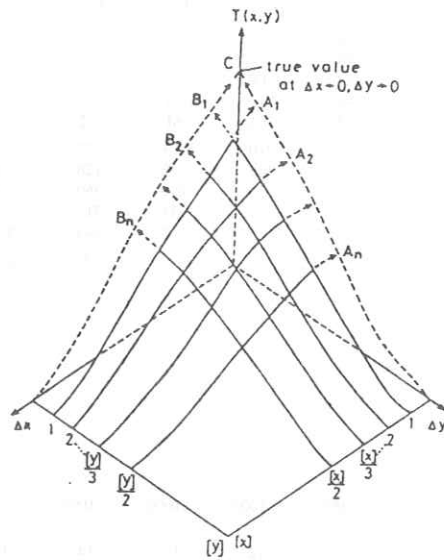


Fig. 3

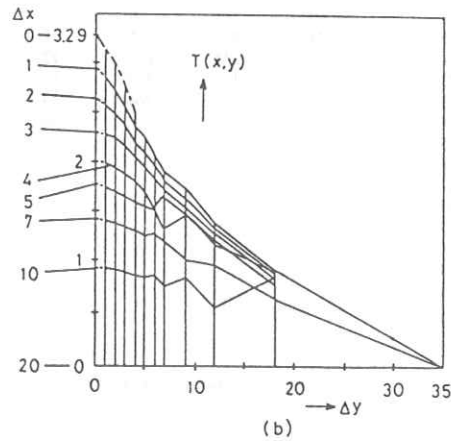
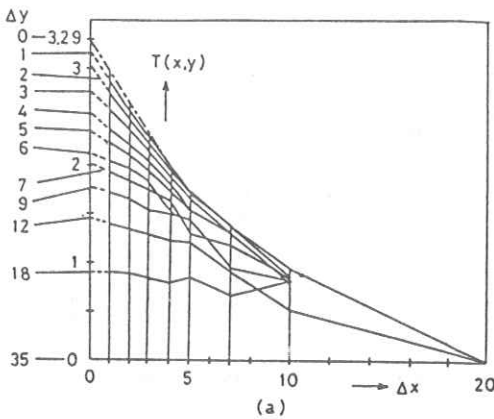


Fig. 4

を求める事ができたので、外挿法で  $\Delta x$ ,  $\Delta y \rightarrow 0$  での値を求めねばならない。この値は一般に有限である。外挿法として Fig.3 の点線と矢印で示した手順をとる。

- (1)  $\Delta x \rightarrow 0$  の極限  $A_1, A_2, \dots, A_n$  を外挿法で求め、つぎに  $A_n, \dots, A_2, A_1$  の線を外挿して  $\Delta y \rightarrow 0$  の極限值 C 点を求める。
- (2)  $\Delta y \rightarrow 0$  の極限  $B_1, B_2, \dots, B_n$  を求め、つぎに  $B_n, \dots, B_2, B_1$  を外挿して C 点を求める。
- (3) 確率密度曲線は本来滑らかで、特異点はない筈である。従って(1), (2)の両方から求めた C 点の値は一致する筈である。

Table 1 のデータから求めた  $T(x; y)$  をプロットすると Fig. 4 のようになる。Fig. 4 では(a)図での外挿点  $A_1, \dots, A_4$  を(b)図の一点鎖線で、(b)図での外挿点  $B_1, \dots, B_4$  を(a)図の一点鎖線で示し、それぞれをもう一度外挿し、両方とも 3.29 になったので、これを  $T(x; y)$  の真の値とした。

## 6. 結 論

連続変数に対しては、 $T(x; y)$  だけが有限で、信頼性を絶対比較するのに使うことができる。4 に示したように、信頼性が高い程  $T(x; y)$  も大きくなる。 $T(x; y)$  を求めるには 5 で例を示したように、外挿法を使えばよい。多分、今までに出た多くの文献の例よりは、もっと間隔を細かくとって、データ数をふやさねばならないであろう。データ数が少いと Fig.4 のようにデータが振動したりする。

## 謝 辞

岐阜大学内田 勝教授はこの問題を提示され、貴重な御意見を賜わった。ここに謝意を表する。

## 文 献

- 1) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. **17** 2029 (1978).
- 2) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. **18** 1571 (1979).
- 3) S. Uchida, H. Inatsu and H. Fujita : Jpn. J. Appl. Phys. **19** 1177 (1980).
- 4) S. Uchida and H. Fujita : Jpn. J. Appl. Phys. **19** 1403 (1980).
- 5) S. Uchida, S. Katsuragawa and T. Sueyoshi : Jpn. J. Appl. Phys. **19** 2257 (1980).
- 6) S. Uchida, D. Y. Tsai and H. Abe : Jpn. J. Appl. Phys. **19** 2477 (1980).
- 7) S. Uchida, A. Ohtsuka and H. Fujita : Jpn. J. Appl. Phys. **20** 629 (1981).
- 8) S. Uchida, M. Hatagawa, A. Abe and H. Fujita : Jpn. J. Appl. Phys. **21** 315 (1982).
- 9) S. Uchida, H. Fujita and H. Inatsu : Jpn. J. Appl. Phys. **22** 319 (1982).
- 10) H. Kanamori, N. Nakamori : Jpn. J. Appl. Phys. **21** 944 (1982)

# 情報量スペクトルによる画質評価

京都工芸繊維大学 金森 仁志

大阪府立工業高等専門学校 松本 政雄

## 1. 緒言

X線写真の画質を総合的に評価する1つの方法である情報容量<sup>1,2)</sup>について、簡単に説明する。

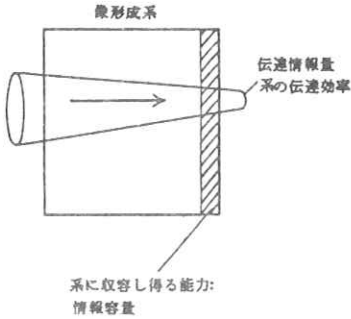


図1 情報容量と伝達情報量

図1に示すように、増感紙・フィルム系などの像形成系の情報容量は、識別できる濃度差を考えた出力側で何通りのX線写真を作れるかという収容能力に関する。すなわち単位面積当りの最大エントロピーとして表現される。<sup>1,2)</sup>一方、内田の伝達情報量<sup>1,3)</sup>は被写体の情報がどれだけ忠実にX線写真に写っているかを表す。この二つの量は全く別のものである。

## 2. 情報量スペクトル

情報容量を求める時に、単位面積当たりの最大エントロピーが問題となる。この計算には、標本

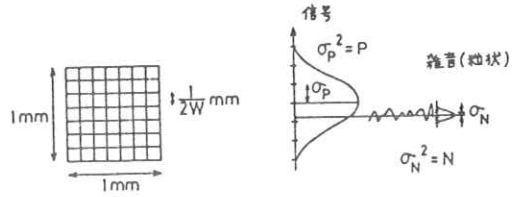
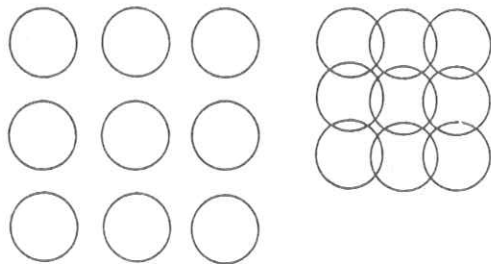


図2 標本点当りの最大エントロピー

化定理を使う。そのナイキスト周波数を $W$ とすると、図2のようにX線写真の単位面積当り $4W^2$ 個の空間標本点を取ることができる。この各々の空間標本点で、写真の濃度(信号)の確率密度分布がガウス分布していると信号のエントロピーは最大となる。また、増感紙・フィルム系の粒状(雑音)の確率密度分布もガウス分布している。この信号と雑音の標準偏差の2乗をそれぞれ $\sigma_p^2 = P$ ,



(a) 独立 (b) 独立でない

図3 空間領域での情報容量

$\sigma_s^2 = N$ とすると、一つの標本点当りの信号の最大エントロピーは

$$\log_2 \sqrt{1 + P/N} \quad (1)$$

となる。そして図3の(a)のように、各々の空間標本点が独立であればエントロピーが重ならず、単位面積当りの最大エントロピーすなわち情報容量  $I$  は、標本点数  $4W^2$ 個を掛けて

$$I = 4W^2 \log_2 \sqrt{1 + P/N} \quad (2)$$

となる。しかし、実際のX線写真では、各々の空間標本点は図3の(b)のように独立でなく、エントロピーが重なり合うため、空間領域で計算することが非常に困難となる。そこで、図4のように、空間領域からフーリエ変換を使って、周波数領域へ変換すれば、周波数標本点のエントロピーは、高周波に行くに従って小さくなる代わりに、重なりが取れて独立となる。従って、情報容量は、

$$I = 4 \frac{\pi}{2} \int_0^W \nu \log_2 \sqrt{1 + \frac{p(\nu)}{\pi(\nu)}} d\nu \quad (3)$$

となる。しかし、我々は、この情報容量  $I$  を計算するよりも、この式の中の被積分関数である

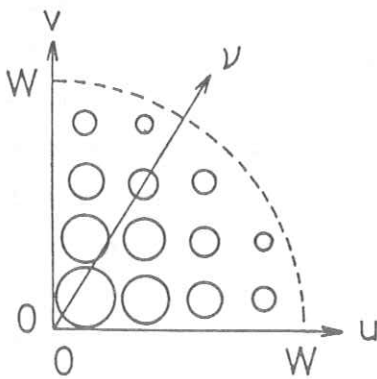


図4 周波数領域での情報容量

$\log_2 \sqrt{1 + p(\nu)/\pi(\nu)}$  というスペクトルがエントロピーの変化の様子を表わし、X線写真の画質評価に重要であることを見出した。そこで我々はこのスペクトルを情報量スペクトルと名づけ

$$I(\nu) = \log_2 \sqrt{1 + p(\nu)/\pi(\nu)} \quad (4)$$

と定義した。この式の中の  $p(\nu)$  はX線写真の濃度範囲(コントラスト)と鮮鋭度(MTF)に関係し、 $\pi(\nu)$  は粒状性(ウイナースペクトル)に関係する。

### 3. 情報量スペクトルの求め方

この情報量スペクトル  $I(\nu)$  を次のように計算して求める。まず  $p(\nu)$  を求める方法から説明する。

- (1) 撮影システムの全MTFを測定する。すなわち、増感紙・フィルム系などの像形成系のMTF, 焦点, 拡大などの影響で生ずる幾何学的ぼけを示すMTF, 等の要素がある場合, その要素の個別のMTFの積をとってもよく, 総合的MTFを直接測定してもよい。
- (2) 増感紙・フィルム系の特性曲線を測定する。
- (3) (2)で測定した特性曲線から仮想的被写体の集

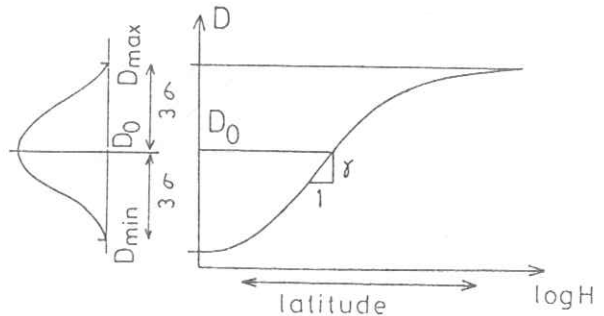


図5 特性曲線とダイナミックレンジ



合の標準偏差  $\sigma_p$  を次式で求める。

$$\sigma_p = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{6} \quad (5)$$

この場合、ダイナミックレンジが図5のように、 $3\sigma_p$ の範囲に入るようにする。

(4)  $p(\nu)$ の零周波数での値  $p(0)$  を、次式を使って求める。(図6) すなわち、

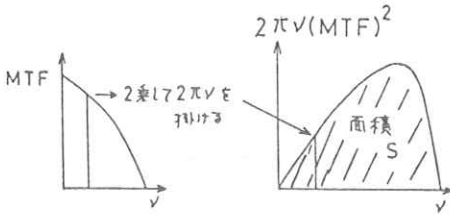


図6  $p(0)$ の計算図解

$$\sigma_p^2 = 2\pi \int p(\nu) \nu d\nu = 2\pi \int p(0) (MTF)^2 \nu d\nu$$

の関係から

$$p(0) = \sigma_p^2 / S \quad (6)$$

となる。ただし  $S$  はつぎの量である。

$$S = 2\pi \int (MTF)^2 \nu d\nu \quad (7)$$

まず、(1)で測定した全MTFを使って、式(7)で図6に示した面積  $S$  を求め、この  $S$  と(3)で求めた  $\sigma_p$  を使って、式(6)から  $p(0)$  を求める。

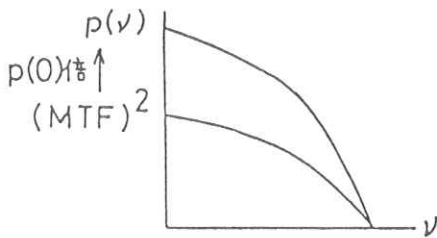


図7  $p(\nu)$ の決定

(5)  $p(\nu)$  を求める。すなわち図7に示すように、(4)で求めた  $p(0)$  を(1)で求めた全MTFの2乗に乗じて、 $p(\nu)$  を求める。

(6)  $n(\nu)$  を求める。これは、増感紙・フィルム系のウィナースペクトルを測定し、その値を  $n(\nu)$  とする。

このようにして求めた  $p(\nu)$ 、 $n(\nu)$  を式(4)に代入して、情報量スペクトル  $I(\nu)$  が求まる。

#### 4. 画質評価

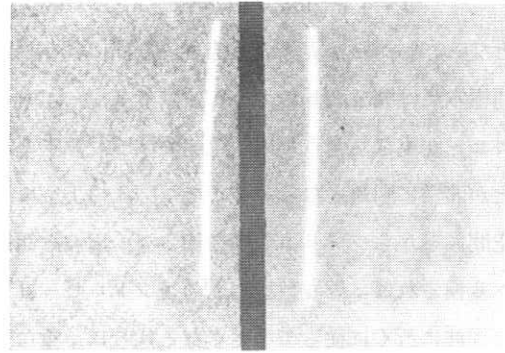


Figure 18. Test object radiographs made with two different screen-film systems. The exposure speeds of the two systems are the same. (Left) medium-speed screens and fast film (Par-RP/R); (Right) fast screens and medium-speed film (TF2-RP).

図8 K. Rossmannの針とビーズのX線写真<sup>4)</sup>

##### 4.1 Rossmannの針とビーズの写真について

情報量スペクトル  $I(\nu)$  を使って、図8に示す有名なK. Rossmannの針とビーズのX線写真<sup>4)</sup>の画質を総合的に評価している。左の写真は中感度増感紙(Par)と高感度フィルム(RP/R)を使用したもので、右の写真は高感度増感紙(TF2)と中感度フィルム(RP)を使用したものである。この2枚のX線写真を比較すると、高周波の被写体である針は左のPar-RP/Rの系の方がエッジがシャープに出ている。一方、低周波の被写体であるビーズは、右のTF2-RPの系の方がハッキリしている。この結果を土井ら<sup>4)</sup>は

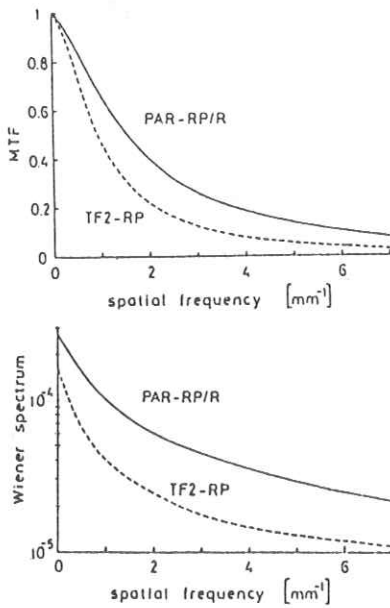


図9 MTFとウィナースペクトル<sup>4)</sup>

図9に示すMTFとウィナースペクトルから説明している。すなわち鮮鋭度を示すMTFでは、針のエッジがシャープに見えるPar-RP/Rの系の方が良い特性を示している(値が大きい)。しかし一方、粒状性を示すウィナースペクトルはビーズがハッキリ見えるTF2-RPの系の方が良い特性を示している(値が小さい)。

それゆえ、従来は針のような高周波の被写体はMTFの良いPar-RP/Rの系で撮影した方が良く、ビーズのような低周波の被写体はウィナースペクトルが良いTF2-RPの系で撮影した方が良いと評価されていた。しかし、X線写真の画質はMTFとかウィナースペクトルといった量が独立に作用するのではなく、それらが総合的に作用するものであるか

ら、総合的に評価できる方が良い。そこで我々は図9に示したMTFとウィナースペクトルに加えて図10のコントラストを示す特性曲線<sup>4)</sup>をも含めた情報量スペクトルを使って、X線写真の画質を総合的に評価することを試みた。図11が式(4)を使って計算した情報量スペクトルである。これを見ると、低周波領域では、ビーズがハッキリ見えるTF2-RPの系の値が大きく、良い特性を示し、高周波領域に行くに従って、針のエッジがシャープに見えるPar-RP/Rの系の特性が良

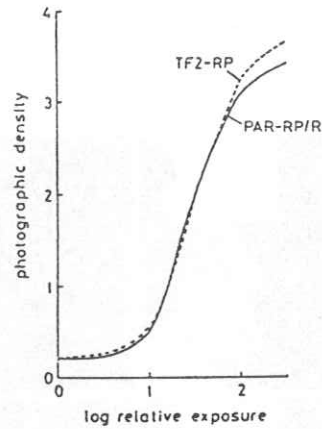


図10 特性曲線<sup>4)</sup>

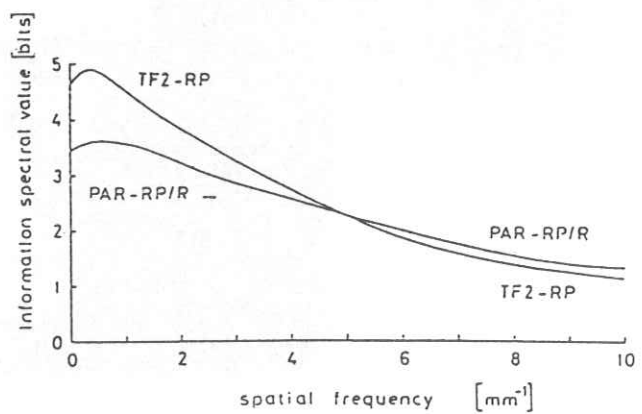


図11 情報量スペクトル

くなっていることがわかる。このように、被写体のスペクトルに対応する情報量スペクトルの成分を比較すれば、その被写体のX線写真の画質を簡単に評価することができる。

土井, 等の論文<sup>4)</sup>では, 診断用X線写真の例について, 脳血管の写真(針に相当)および胆のうの写真(ビーズに相当)でも, 同じ効果があることを示している。

#### 4.2 直接拡大法の写真について

次に直接拡大法で撮影された写真を情報量スペクトルを使って評価してみる。図12は土井, 等<sup>5)</sup>の論文に出ているテスト用被写体のX線写真であ

る。この図でAはPar-RPの増感紙・フィルム系を使って接触撮影したものである。BはAlpha 8-XMの系で接触撮影したものである。Cは50 $\mu$ の微少焦点のX線管とAlpha 8-XMの系を使って, 2倍に直接拡大撮影したものである。このCを接触撮影で撮った写真と比較できるように, 光学的に縮小したものがEである。FはEと同様の方法で撮影して縮小したものであるが, この場合は拡大率を3倍にしている。これらの写真を見比べると, メッシュやワイヤーなどの高周波の被写体は, BのAlpha 8-XMの系の写真よりもAのPar-RPの系の写真の方がハッキリしている。また, AよりもEの2倍拡大撮影の方が良く, さ

らに, Fの3倍拡大撮影の方がよりハッキリしていることがわかる。しかし, 低周波の被写体であるビーズは $B < E < F < A$ の順に良くなっていてAのPar-RPの系で接触撮影したものが一番ハッキリしている。この結果もMTF<sup>5)</sup>, ウィナーズスペクトル<sup>5)</sup>, 特性曲線<sup>5)</sup>及び情報量スペクトルを使ってつぎのように評価できる。図13の(a)は幾何学的ぼけを示すMTFと増感紙・フィルム系のMTFを総合した全MTFを示している。図12の写真を比較した結果と

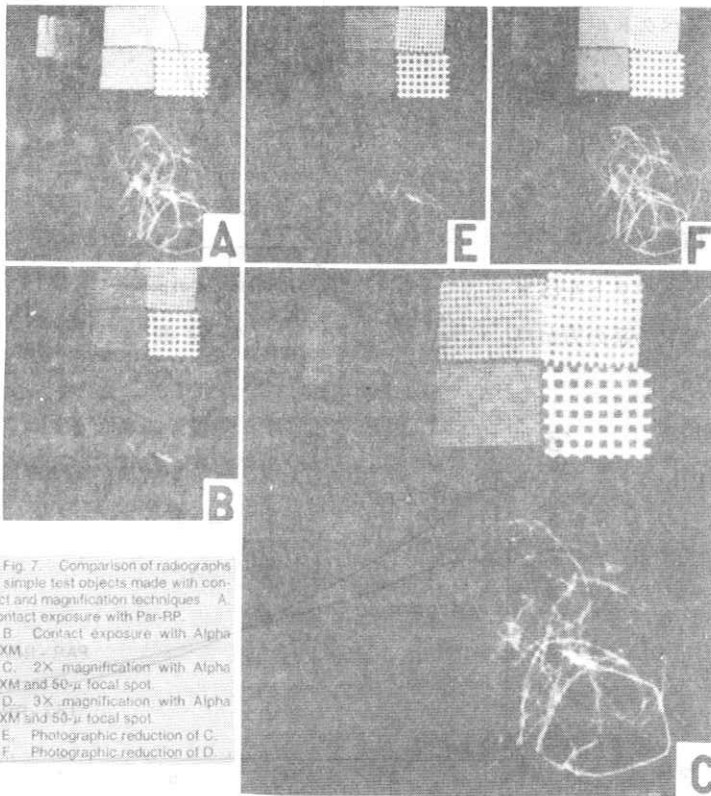


Fig. 7. Comparison of radiographs of simple test objects made with contact and magnification techniques. A. Contact exposure with Par-RP. B. Contact exposure with Alpha 8-XM. C. 2X magnification with Alpha 8-XM and 50- $\mu$  focal spot. D. 3X magnification with Alpha 8-XM and 50- $\mu$  focal spot. E. Photographic reduction of C. F. Photographic reduction of D.

図12

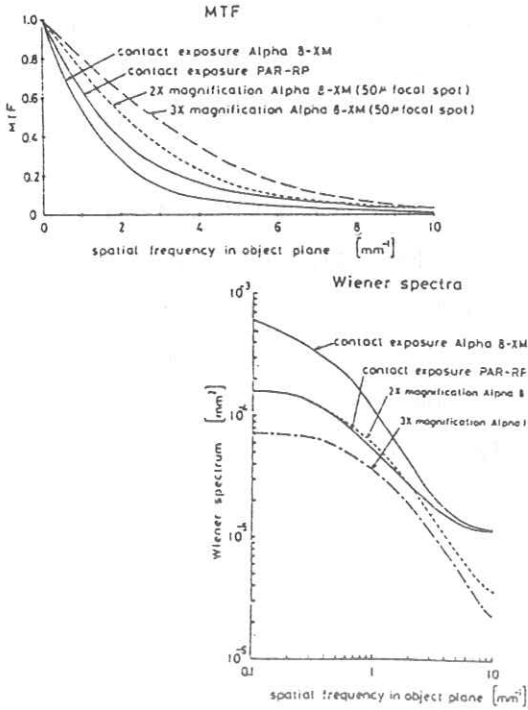


図13 MTFとウィナスペクトル<sup>5)</sup>

同じように、BのAlpha 8-XMの系が一番悪い特性を示し、AのPar-RPの系、Eの2倍拡大撮影、Fの3倍拡大撮影の順に特性が良くなっていることがわかる。これを分析的評価の立場からみると、MTFの特性が良いものが、高周波の被写体であるメッシュやワイヤーがハッキリしていることに対応する。また同図の(b)はウィナスペクトルを示している。これを見ると、BのAlpha 8-XMの系が一番悪い特性を示している。一方ピーズのような低周波の被写体が一番ハッキリしていたPar-RPの系は、Eの2倍拡大撮影やFの3倍拡大撮影に比べて、必ずしも良い特性を示していない。ここで一番良い特性を示しているのは3倍拡大撮影の場合である。従って、分析的評価からは、Fの3倍拡大撮影が一番ハッキリとピーズが見えるはずで

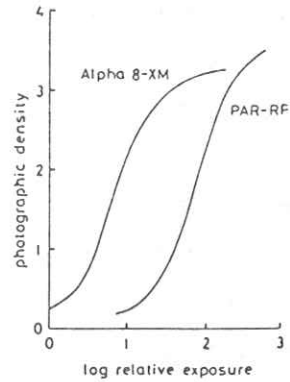


図14 特性曲線<sup>5)</sup>

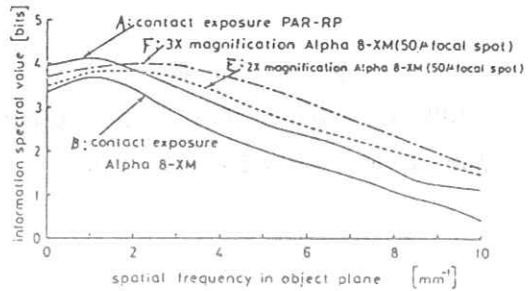


図15 情報量スペクトル

あるが、図12ではそうはなっていない。それに対して総合的評価の立場である情報量スペクトルでは、どうなるかを調べてみる。その前に特性曲線を図14に示す。特性曲線は、Par-RPの系の方が、Alpha 8-XMの系よりも濃度範囲が広がっている。この特性曲線と図13のMTF、ウィナスペクトルを使って計算した情報量スペクトルを図15に示す。この図から低周波領域では、ピーズが一番ハッキリ見えるAのPar-RPの系の特性が一番良いことがわかる。その順番はB<E<F<Aの順に特性が良くなっていることがわかる。一方、メッシュやワイヤーなどがハッキリ見える高周波領域では、B<A<E<Fの順

に特性が良くなっている。この結果は、図12で写真を評価した時の結果と一致する。すなわち、総合的評価を示す情報量スペクトルを使えば、写真の画質を直接的に評価できることを示している。

## 5. 結 言

ここで示した情報量スペクトルを使えば、被写体のスペクトルに対応して、写真の画質の総合評価が簡単に出来る。それゆえ、被写体のスペクトルがわかれば、その被写体を撮影するために、最適な撮影システムを見出すことができる。

## 参 考 文 献

- 1) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博:放射線画像情報工業(II), 通商産業研究社, 1980
- 2) H. Kanamori and M. Matsumoto : Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. (Hamburg. 1982) Ed. W. Bleifeld et al., 19.39
- 3) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. 17, 2029 (1978)
- 4) K. Doi, K. Rossmann, and A. G. Hans : Photo. Sci. Eng. 21, 5 (1977)
- 5) K. Doi and H. Imhof : Radiology 122, 479 (1977)

## Ge 検出器の応答の入射位置依存性

京都工芸繊維大学 中森 伸行, 金森 仁志

### 1. 緒 言

X線写真の画質を研究する場合、一次X線の特  
性だけから論じるのではなく、散乱線の影響も調  
べる必要がある。医療分野では、散乱線を除去す  
るため一般にグリッドを用いている。しかし、坂  
本、長および小山田<sup>1)</sup>の測定によると、グリッド  
を用いても散乱角が15°以内の散乱線を完全に除  
くことができない。

我々が散乱線のスペクトルを測定していると、  
測定条件によって結果が異なるといった問題が生  
じた。すなわち、X線やγ線の検出器に入射する  
位置や角度によって、検出器の応答が変化した。

図1は、<sup>57</sup>Co  
のスペクトルを  
γ線を検出面全  
体に入射した条  
件(左)と鉛の  
コリメータでγ  
線のビーム径を  
1mmに制限した  
条件(右)で測  
定した結果を示  
している。右図  
から鉛の特性X  
線を除いても、  
両スペクトルは

大きく違っている。

一次X線スペクトルを測定する場合には、一般  
にコリメータを用いてビームを細く絞り、そのビ  
ームを検出器に垂直に入射するため、測定スペク  
トルを補正して真のスペクトルを求めることは、  
比較的容易である。しかし、散乱線スペクトルの  
測定では、広いX線ビームを被写体に入射し、透  
過X線から一次X線を差し引いて散乱線スペクト  
ルを求めることが多い<sup>2)</sup>。この場合、検出器の応  
答が入射位置や入射角度で異なることは、測定ス  
ペクトルを補正して真のスペクトルを求める上で  
大きな問題となる。

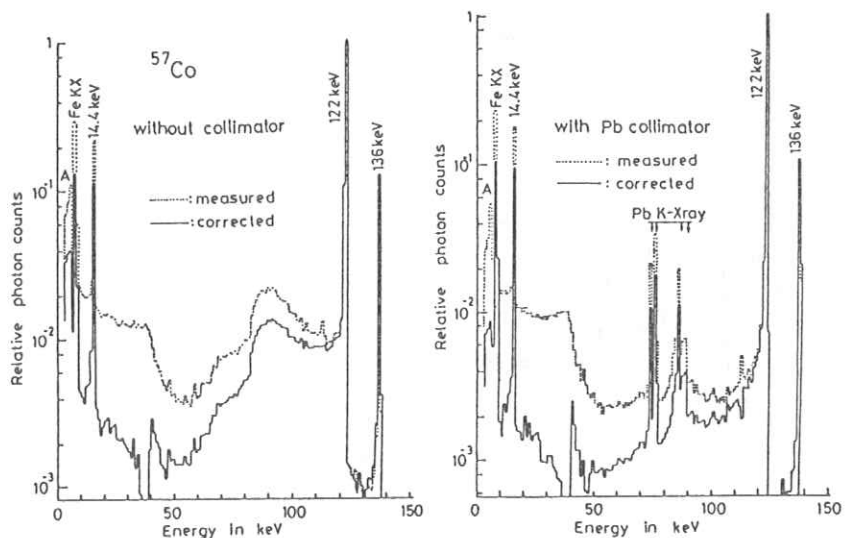


図1 <sup>57</sup>Coの測定スペクトル

以上の見地から、我々は検出器の応答が、X線や $\gamma$ 線の入射位置や入射角度でどのように変わるかを測定したので報告する。またこの結果をもとに、スペクトルを測定したり、その結果を補正する上での注意点について考える。

## 2. 入射位置による測定スペクトルの変化

図2に示す測定系で、入射位置を変えて検出器の応答がどう変わるかを測定した。

検出器はORTEC社製のピュアGe検出器

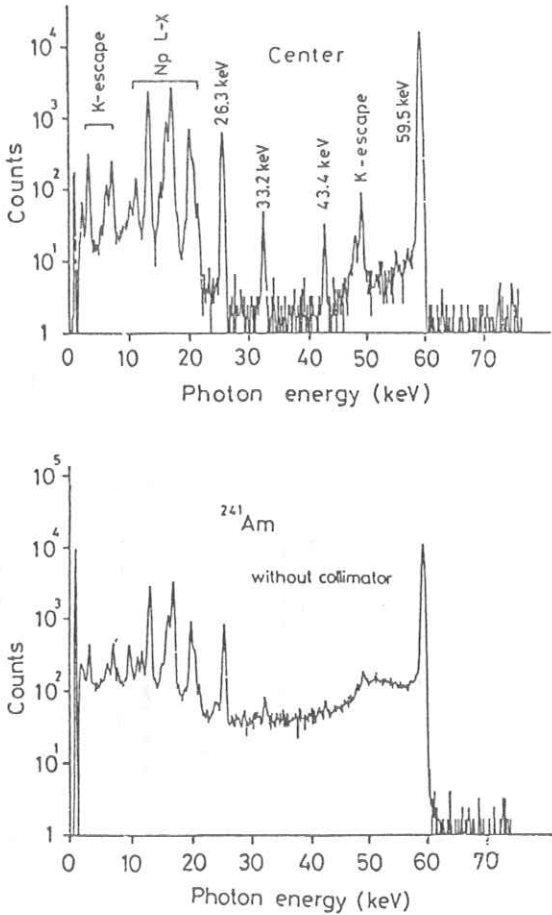


図3 測定条件の差によるスペクトルの変化

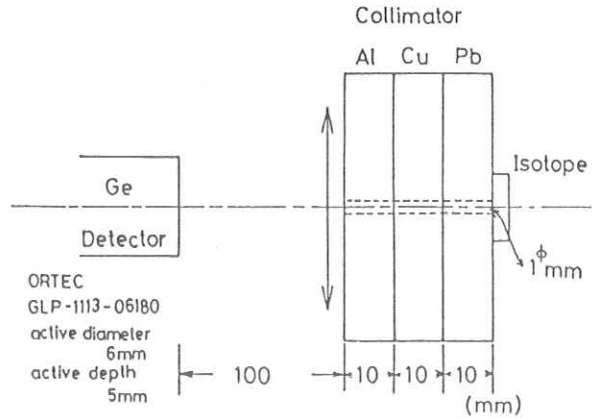


図2 実験配置図

GLP-1113-06180である。カタログでは検出器の活性領域は、直径が6mm、厚さが5mmである。その前面10cmの位置に直径1mmのピンホールをもつコリメータを置いた。コリメータは、ピンホール以外からの透過線やコリメータ物質からの特性X線および散乱線を除去するため、線源から鉛、銅およびアルミの板を並べ、その厚さは全て1cmにした。測定の際として $^{241}\text{Am}$ を用いた。図3はコリメータの有無によって、スペクトルがどう変わったかを示したものである。上の図はコリメータを用い、ビームを検出器の中心に垂直入射したときのスペクトル、下の図はコリメータを除き検出器の検出面全体に $\gamma$ 線を入射したときのスペクトルである。

コリメータを用いた場合には、

59.5 keV のピークの下側にすその広がりが見られるのと、20 keV 以下でコンプトン連続分布域が存在するが、各 $\gamma$ 線やNpのL X線をはっきりと観測できる。これに対し、コリメータを用いない場合は、単一散乱あるいは多重散乱のため、59.5 keVのピークに対する計数値の1/100の大きさで、このピーク以下のエネルギー域にわたってバックグラウンド的に計数されている。このため、33.2 keVや43.4 keVの強度の弱い $\gamma$ 線はかくれてしまっている。また50 keV以上のエネルギー範囲では後方散乱のため高い計数値を示している。

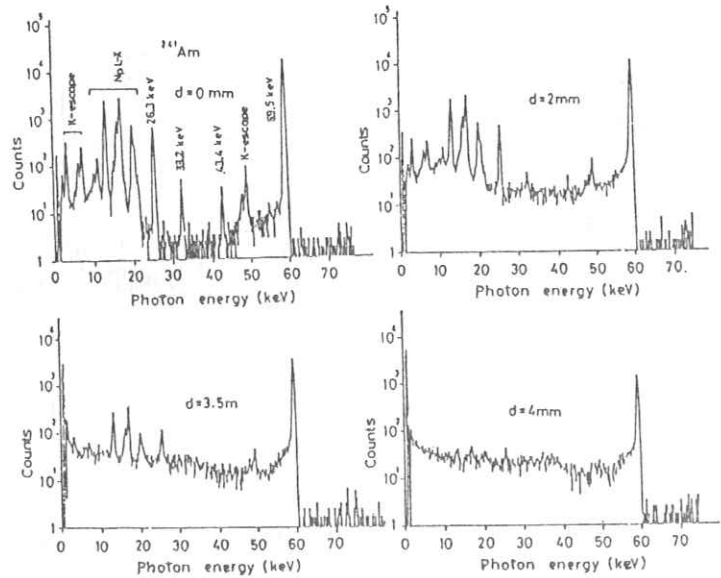


図4 入射位置の違いによるスペクトル変化

図4は、コリメータを用い、ビームの入射位置（中心からの距離を $d$  mm）を変えたときの $^{241}\text{Am}$ のスペクトルの変化を示したものである。左上の図は図3の上の図と同じである。入射位置が中心から2 mmはなれるとスペクトルはかなり変化する。検出器内での散乱のためにバックグラウンドが増し、強度の弱い $\gamma$ 線はかくれてしまう。活性領域の半径はカタログ値では3 mmである。この値より大きい $d = 3.5$  mm（左下）の位置でのスペクトルは、バックグラウンドが非常に大きいですが、まだ強度の強い $^{241}\text{Am}$ の $\gamma$ 線やNpのL X線を観測することができる。さらに入射位置を4 mm（右下）にすると、59.5 keVのピークのみが観測できる。

以上の測定から、各 $\gamma$ 線あるいはX線の相対強度が、入射位置により大きく変化すること

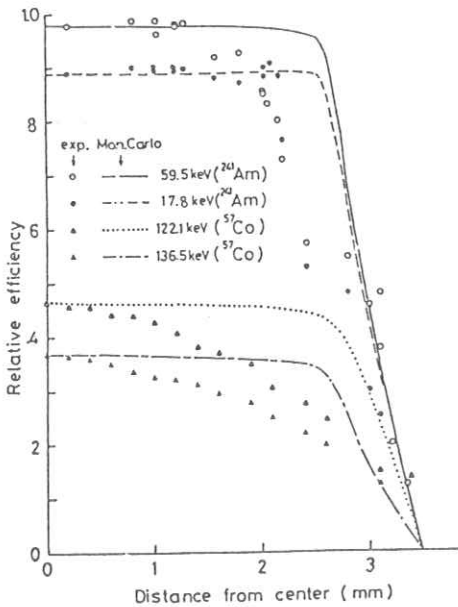


図5 入射位置と効出効率の関係



とが分る。

図5は、 $\gamma$ 線の検出効率が検出器の入射位置でどう変化したかを示したものである。図中の曲線はモンテカルロシミュレーションの結果である。シミュレーションのモデルは、検出器の活性領域をカタログ値とし、半径3mm、厚さ5mmとした。後で考える不活性領域はこの計算では考慮していない。また入射するビームの直径は実験値に合わせて1mmとした。入射位置が2.5mmのところからシミュレーションの効率が

が急激に低下しているのは、このビーム径のためである。

実験結果として、 $^{241}\text{Am}$ の59.5keV、17.8keV、

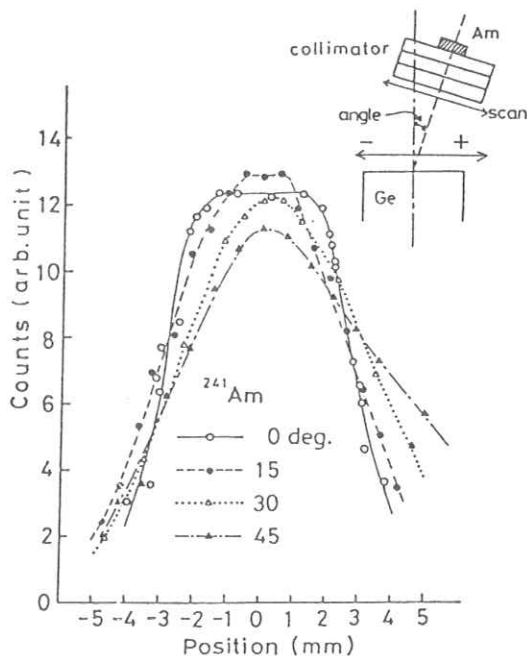


図7 入射条件と計数値の関係

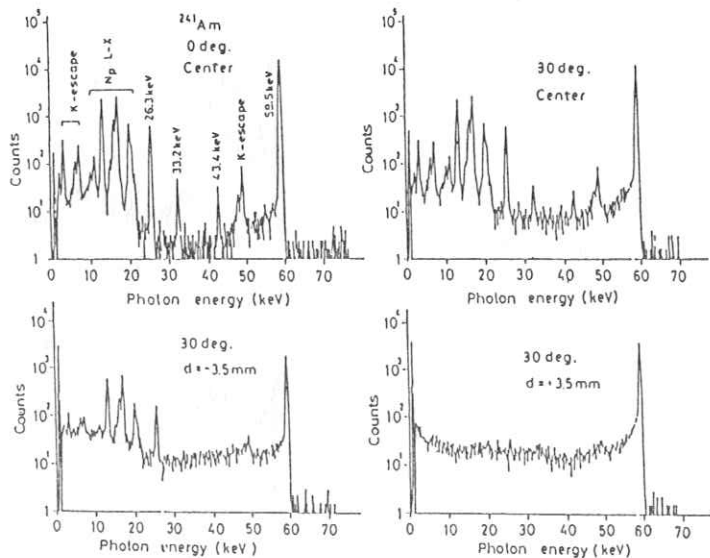


図6 入射角度30°での測定スペクトル

$^{57}\text{Co}$ の122.1keVおよび136.5keVの $\gamma$ 線について示した。また、中心( $d=0$ mm)での効率がシミュレーションの値に一致するように実験値を補正した。

シミュレーションおよび実験結果とも、 $\gamma$ 線エネルギーが高くなる程、入射位置 $d$ の増加とともに効率の低下する割合は大きくなる。しかし、この効率の低下は実験の方が顕著である。実験結果では、17.8keVの $\gamma$ 線の時効率は2mm付近まではほぼ一定でシミュレーションの値と一致し、それより大きい $d$ で急激に低下する。59.5keVの $\gamma$ 線では、1.5mm付近までシミュレーションの値と一致し、それ以上の $d$ で低下する。 $^{57}\text{Co}$ の $\gamma$ 線では、中心から徐々に低下し、シミュレーションの結果と一致しない。 $d=1.5$ mmの位置で考えると59.5keVと17.8keVではシミュレーションの結果とほぼ一致するが、122.1keVと136.5

keVの $\gamma$ 線ではシミュレーションの結果より10%以上低下している。

この結果から、検出器の活性領域は実際にはカタログ値と違うこと、検出器の不活性領域からの散乱を考慮する必要があること、が推定できる。

G. Svahn<sup>3)</sup>は、彼の測定に用いたGe(Li) 検出器(活性領域の直径16mm)で、ビームの入射位置の違いによる効率の変化を調べている。その結果から彼は、正確にスペクトルを測定するときには、直径11mm以上のビーム径に対して、検出面の応答の不均一性を補正する必要があると云っている。すなわちビーム径を活性領域の半径より2.5mm小さくすることを指示している。

### 3. 入射角度の違いによるスペクトルの変化

次にビームの入射角度の違いで、測定スペクトルがどう変化するかを測定した(図7右上の測定配置図参照)。

図6に入射角度30°の時の測定スペクトルを示す。右上の図で中心のスペクトルとしたものは、検出器の中心にビームを入射させたものではなく、検出効率が最大となった位置でのスペクトルである。この位置でのスペクトルを垂直入射の時のスペクトルと比較するとバックグラウンドが5倍程度増加している。この位置から両側に3.5mm入射位置を移動したときのスペクトルが図6の下の方である。左の図では59.5keVとともにNpのLX線が観測できる。それに対し右の図では59.5keVの $\gamma$ 線が観測できるだけである。

図7は、入射角度0°、15°、30°および45°について、測定時間を一定にして計数した全パルスの数を、入射位置を横軸にとって示した。15°

30°および45°の0mmの位置は、前述のように検出器の効率が最大となる点である。

垂直入射の場合には、 $\pm 1.5$ mmの範囲で計数値は一定で、その外側では対称に減少する。15°入射の場合には、 $\pm 1.0$ mmの範囲で計数値が一定でその値は垂直入射の計数値より数%大きい。これは斜入射で光子が斜入射して光子の検出結晶を通る距離が増加する。このため光子の相互作用を起す確率が大きくなるためと考えられる。入射角度が30°、45°では、計数値の一定となる範囲がなく、計数値の低下も非対称である。また計数の最高値は垂直入射の値と比較して小さい。これは窓材や前面の電極で減弱される割合が大きくなるためと考えられる。

### 4. 検 討

検出器内で光子が結晶と相互作用を起す。この光子の全エネルギーが電子・正孔対に変換され、その電子・正孔対を電流として全て集収したとき光子のエネルギーに一対一対応した波高のパルスを観測することができる。しかし、光子のエネルギーの一部は検出されず、真のスペクトルと測定したスペクトルが異なる原因となる。その要因としてつぎのような事が考えられる。

- (1) 検出器と相互作用せずに通りぬける。
- (2) 検出器との相互作用の結果散乱線が生じ、その一部が検出器外へ出る。
- (3) 検出器との相互作用の結果特性X線が生じ、その一部が検出器外へ出る。
- (4) 検出器の活性領域以外で散乱した光子が活性領域で吸収される。
- (5) 検出器内の相互作用の結果生じた電子・正孔

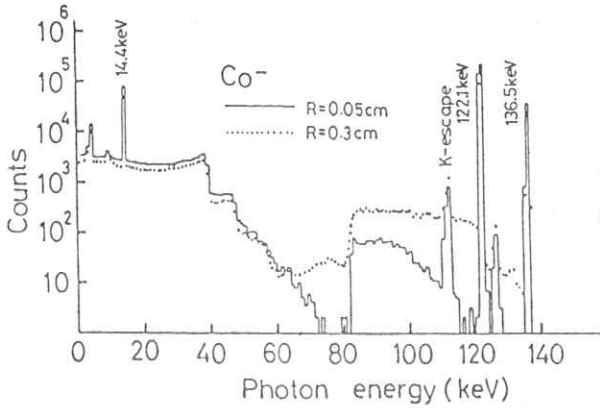


図8 シミュレーションで求めた<sup>57</sup>Coのスペクトル

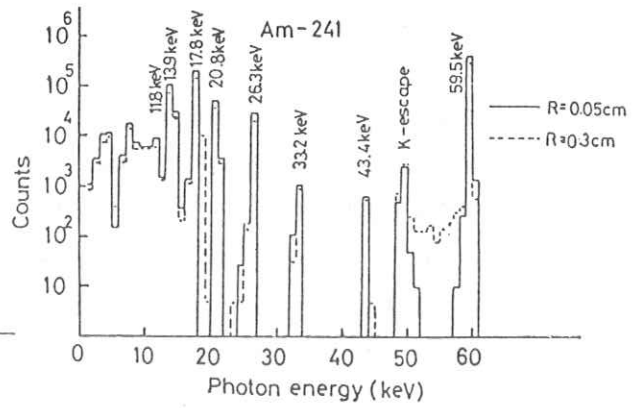


図9 シミュレーションで求めた<sup>241</sup>Amのスペクトル

対がそれぞれ電極に達する前に再結合等をし、見かけ上、光子のエネルギーが低く観測される。  
(6) 他に測定に使用する電子回路内で発生する雑音などの影響でスペクトルが乱れる。

(5)の要因について少し考えてみる。今厚さ $d$ の検出器で表面から $x$ の位置で光子が相互作用し、その点で電子・正孔対が生じたと仮定する。電子および正孔は、正または負電極に引き寄せられるが、電極に達する前にその一部は再結合や衝突を起す。表面側の電極を負、電子と正孔の平均自由行程をそれぞれ $l_e$ 、 $l_h$ とすると電極に集まる電荷量 $Q$ は、

$$Q = e \cdot n (e^{-\frac{x}{l_e}} + e^{-\frac{d-x}{l_h}})$$

となる。 $e$ は素電荷、 $n$ は相互作用で生じた電子正孔対の数である。この式から、スペクトルは真の値より下側に分布すると予想できる。

現在のところ、我々は(5)の要因を的確にシミュレーションできないので、(1)から(4)の要素を考慮して、検出器の応答をシミュレーションした。このときの検出結晶モデルは、(1)散乱効果の少ない低エネルギー光子の検出効率の測定結果から、活

性領域の半径を2.5mm、(2)中心から4mmはなれた入射位置でも高エネルギー光子のピークが観測でき、それを不活性領域からの散乱と考えて、不活性領域まで含む結晶の半径を4mm、(3)表面電極がイオン打込み法で薄く形成できること、厚くするとシミュレーションの結果10keVの位置に特性X線のピークが現われ実験と合わないので、電極を含む表面の不活性領域の厚さを10 $\mu$ m、(4)裏面の不活性領域の厚さは、後方散乱の大きさから100 $\mu$ mとした。

図8、9にそれぞれ<sup>241</sup>Amと<sup>57</sup>Coに対するシミュレーションの結果を示す。 $\gamma$ 線、特性X線の強度は文献4)の値を引用した。ただし、<sup>57</sup>Coは6.4keV付近に強い鉄の特性X線を示すが、データがなかったため今回のシミュレーションでは省略した。

入射ビームの半径を0.5mm(細いビーム)と3mm(活性領域全面をおおう)としてシミュレーションを行った。<sup>241</sup>Am、<sup>57</sup>Co両者とも、低エネルギーの領域では入射半径の違いによる差は少ない。高いエネルギー領域では、後方散乱や多重散乱の

ため、入射半径の違いが差になって表われている。これらを図1および図3などと比較すると、その傾向は一致するが、ピークの下側でのすその広がり、後方散乱ピークの形状など一致しない点も多い。検出器の応答をシミュレーションで正確に求めるためには、(1)検出器の結晶寸法や構造を正しくつかむ、(2)結晶内の電界分布を正確に計算し、活性領域と不活性領域を正しく定義する。(3)検出器内で生じた電子正孔対の動きを正しくシミュレーションし、再結合などによるエネルギー損を考慮する、などの点を改善する必要がある。

## 5. 結 論

今回の実験結果でGe検出器の応答が入射位置や入射角度で大きく変化することがわかった。

散乱線スペクトルを測定する場合、坂本、長、小山田<sup>1)</sup>の測定のように、コリメータを用いて散乱角度を固定し、多くの角度での測定から積分す

る方法が最も正確であろう。しかし、大きなデュアをつけた半導体検出器を正確な角度で動かすことは大変な作業と考えられる。

一般に医療分野では、グリッドを散乱除去のために用いている。このとき、散乱線の角度が $15^\circ$ 以内であることを考えれば、今回の結果から、検出器内の中心部(我々の検出器で半径1mm以内)で入射角度を $15^\circ$ 以内に制限して散乱線スペクトルを測定すれば、細いビームが垂直入射する場合と比較して数%程度の誤差ですむと考えられる。

## 参 考 文 献

- 1) 坂本,長,他:九大医短部紀要, 6, 43(1979)
- 2) 古巻,他:日放技学総会予稿集# 240(1979)
- 3) G. Svahn: "Diagnostic x-ray Spectra (1977)
- 4) C.M. Lederer, et. al.: Table of Isotopes (7th ed)

## X線イメージインテンシファイアのMTFの測定

東芝 電子技術研究所 鈴木 明 秀  
荒 牧 成 光

### 1. まえがき

X線イメージインテンシファイア(以下I.I.と略す)のMTF(Modulation Transfer Function)はこれまで空間周波数が増すにしたがって、値が100%から徐々に低下するのが一般的であった。一方、W. Kühn<sup>1)</sup>はI.I.のMTFが空間周波数の極く低い部分で値が急激な低下(low frequency drop, 以下LFDと略す)をするものでなければならぬし、LFDを持たなければI.I.をひとつの構成要素として考えたシステムにおいて誤った結果をもたらすと述べている。これに類した観点で、極く低い空間周波数のみのMTFやLFDが含まれたMTFの測定値はこれまでいくつかの報告例<sup>2-5)</sup>がある。

MTFに関しては我々もLFDを持つものでなければならないという考えで、低空間周波数域から高空間周波数域まで正確に測定できる装置を検討してきた。とりわけ低空間周波数域のMTFを正確に測定するには、I.I.の出力蛍光面上に表われる強いピークの光強度に対する相対的な値を押さえながら微弱なハレーション部分の光強度が測定できなければならない。

測定装置はできるだけ操作やデータ取りに個人差が出ないように、また測定装置の操作が煩雑となるのを避けるためマイコンで計測器やプロッタなどのGPIB制御を行ない、操作の簡略化を意

図した。I.I.の出力光の測定は短時間で終るようにデータは全て一度メモリに収納し、スムージングなどの信号処理後MTFに変換する方法をとった。

### 2. LFDが含まれたMTF

図1はLFDを考慮した場合および無視した場合のそれぞれについてI.I.のMTFを模式的に示した例である。

LFDが含まれたMTFを得るには、等価的にline spread function(以下LSFと略す)と見做せるスリットもしくはpoint spread function(以下PSFと略す)と見做せるピンホールをチャートとして用い、I.I.の出力蛍光面に得

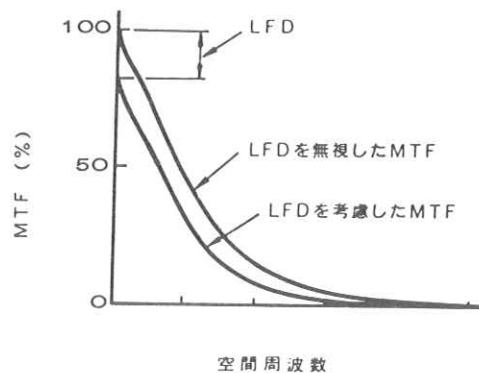


図1 LFDが含まれたMTF

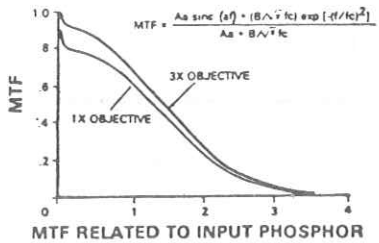
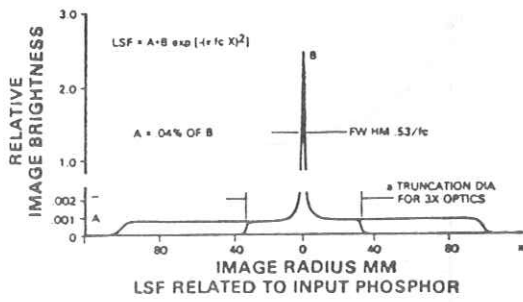


図2 ハレーションとMTFの関係

られた像の光強度分布をハレーションに至る非常に低いレベルの光まで測定しなければならない。

C. Sheid<sup>4)</sup>が入力視野9"のI.I.についてハレーションの部分も測定したLSFと、それから得られたMTFを図2に示した。ここではピーク値に対して0.04%のハレーションのレベルは約20%のLFDを生ずると述べている。

### 3. LFDとコントラスト特性

図3はLeunen<sup>5)</sup>等が1975に発表したレポートに掲載されたものであるが、ここにもLFDが含まれたMTFの例が示されている。ここで彼らはMTFの低空間周波数域における低下すなわちLFDはI.I.のコントラスト比(文中ではglare figure)と密接な関係がある(比例する)と述べている。

荒牧, 鈴木<sup>6)</sup>等はこの点についてさらに詳しく検

討した。コントラスト比を測定するような低空間周波数域の測定結果がMTFに理論的に対応づけられた点でより重要であり、ここにその概況を示す。

まず図4に示したようにコントラスト比CR(R<sub>0</sub>)を円板チャートの半径R<sub>0</sub>の関数として定義し直す。LFDをA<sub>1</sub>とすると低空間周波数域

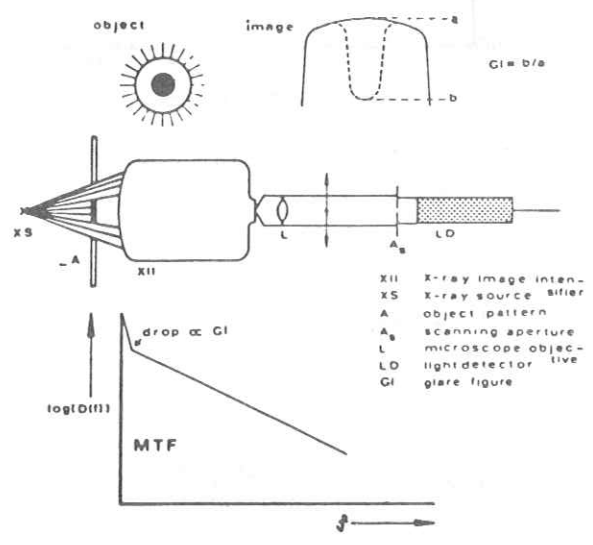
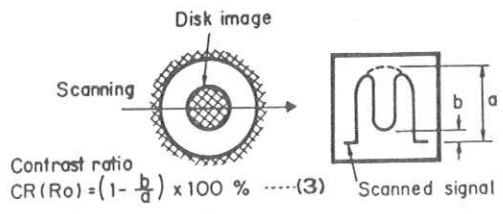


図3 LFDを持つMTF



a: Center brightness without a lead disk  
b: Center brightness with a lead disk

図4 鉛円板チャートの関数としたコントラスト比

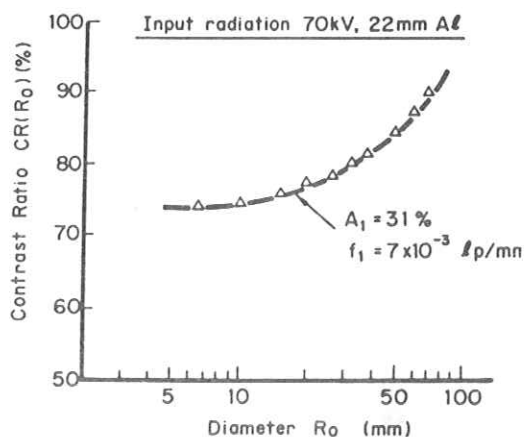


図5 コントラスト比の実測値(△印)と理論値(実線)のマッチング

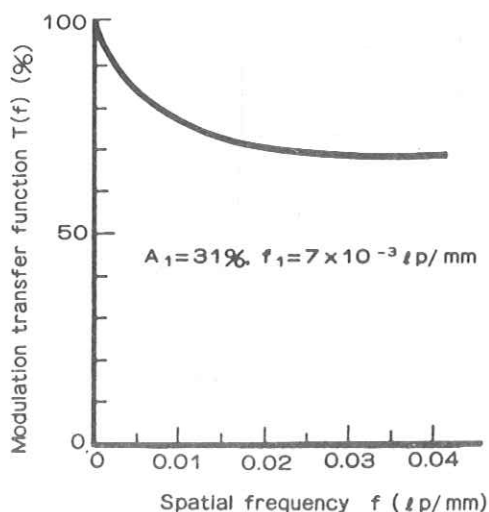


図6 コントラスト比の測定から得られた低空間周波数のMTF

のMTF  $T(f)$  は

$$T(f) = A_1 \exp(-f/f_1) + (1 - A_1) \quad (1)$$

となるが、このパラメータを用いてコントラスト比  $CR(R_0)$  の理論式は次のように表される。

$$CR(R_0) = \frac{1 - A_1 / (1 + 4\pi^2 f_1^2 R_0^2)^{1/2}}{1 - A_1 / (1 + 4\pi^2 f_1^2 R^2)^{1/2}} \quad (2)$$

ただしここで  $R$  は I.I. の入力視野の半径である。

図5は鉛円板の直径をかえて測定したコントラスト比  $CR(R_0)$  の実測値(図中の△印)とコントラスト比  $CR(R_0)$  の理論式にパラメータ  $A_1$  と  $f_1$  の値を適当に選び  $R_0$  の値を変えて描いた理論計算値(図中の実線)とを一致させたグラフである。

このようにして決定されたパラメータ  $A_1$  と  $f_1$  の値を(1)式に代入して得られた低空間周波数域のMTF特性を図6に示す。このグラフはMTFを指数関数で近似したため後で示す実測値とはやや形が異なっているが、コントラスト比が低空間周波数域のMTFに理論的な関連づけがなされた意

義は大きい。

#### 4. MTFの測定

実際に行なったLFDが含まれたMTFの測定は測定技術上の観点から2つのチャートを用いて行なった。

先に述べたようにLFDを含む極めて低い空間周波数域のMTFの測定は、ピーク値に対して極めて微小なレベルでかつ広範囲な分布を持つハレーションを正確に捕える必要があり、測定系のダイナミックレンジおよびゲインによって生ずる制約からハレーション測定用のチャート(φ3mm円形開孔)を特に設け、高空間周波数域の測定とは別に行なった。

すなわち、直径3mmの円形開孔を用いてPSFを測定した低空間周波数域のみのMTFを導き出し、続いてスリットを用いてLSFを測定しフーリエ変換して高空間周波数域のMTFを求め、双

方の測定結果から全空間周波数域にわたるMTFを求めるといふものである。

なおこの測定は今回I.I.の中心部分のみについて行なったが、いずれのチャートともI.I.の入力視野に対して相対的に小さく、中心部以外のMTF測定が容易に行なえる。

#### 4-1. 低空間周波数域のMTF

測定に円形開孔を用いたのはI.I.が軸対称構造であり、かつI.I.へ入射するX線ビームの偏倚した強度分布の影響を受けにくいと考えるからであ

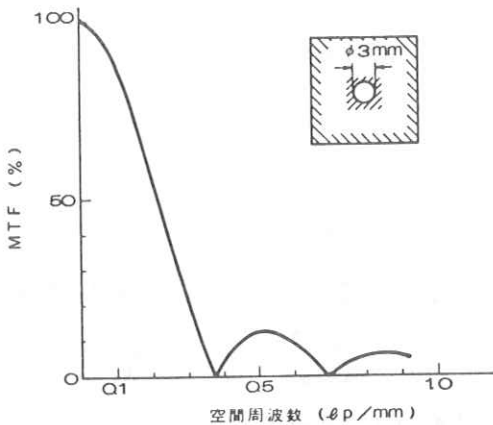


図7 円形開孔のMTF (計算値)

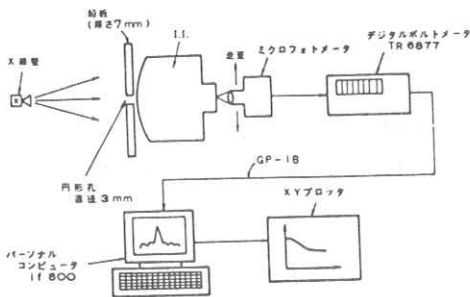


図8 低空間周波数域のMTF測定系

る。

図7は直径3mm円形開孔自体のMTFの理論計算値である。これを用いて行なう測定対象の周波数範囲は0~0.05lp/mmであり、現在のI.I.の測定には十分な周波数特性を持っている。

ハレーションの測定レベルを出来るだけ大きくして測定を容易にするため、円形開孔自体の周波数特性は測定する周波数の範囲であり落ちない範囲で直径を大きくとる必要がある。

低空間周波数域のMTFの測定は直径3mmの円形開孔を用いて図8のような構成で行なう。図には示していないが、I.I.の直前におかれたチャートはX線が照射されたときI.I.の出力部でチャート像がマイクロフotメータ部のファインダで観測でき、さらにマイクロフotメータを経て電気信号出力の大小の判別をして光軸合わせができるように

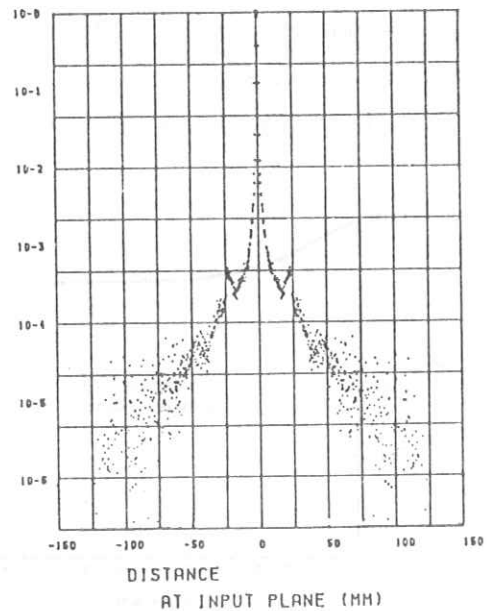


図9 信号処理後の point spread function (PSF)



なっている。

この系の信号の取り出しはマイクロフォトメータを連続的に I.I. の出力蛍光面の中心部を走査し、取り出された電気信号はパーソナルコンピュータで GPIB 制御されて働くデジタルボルトメータでサンプリングし、パーソナルコンピュータのメモリに次々と入力される。この系では出力信号をリアルタイムで MTF に変換せず、全て生のデータを一時記憶しておき、後で十分な時間をかけて信号の処理や演算を行なう。このようにすると MTF の特性が得られるまでに時間は多くを必要とするが、ノイズや再現性に優れた特性を得ることができる。

図 9 は電気信号としてメモリーに収納された PSF データを信号処理した後プロッタで描かせた測定データの一例である。この図を見ると信号のダイナミックレンジが数桁以上に及び、ハレーションがピーク値に対して  $10^{-4} - 10^{-6}$  のレベルまで広がっているのがわかる。

この得られた光強度分布  $h(r)$  は  $J_0$  を 0 次のベ

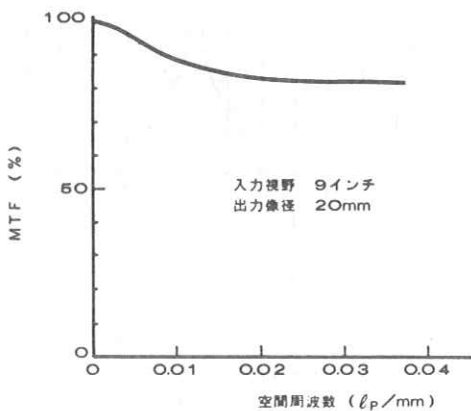


図 10 低空間周波数域の MTF (図 9 の PSF をフーリエ・ベッセル変換)

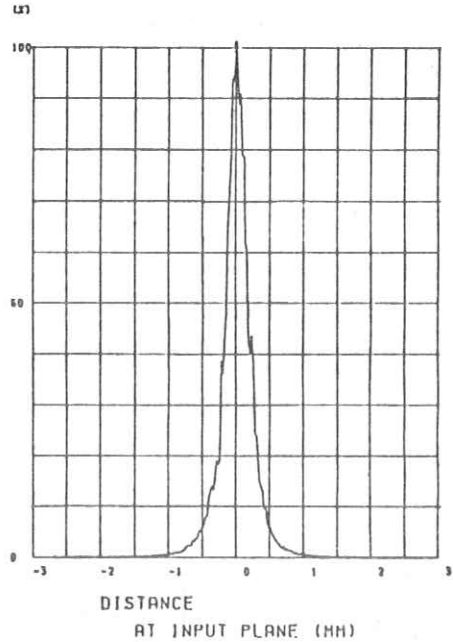
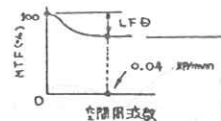
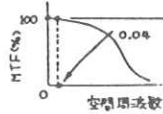


図 11 line spread function (LSF)

低周波 MTF の測定結果



高周波 MTF の測定結果



全体の MTF

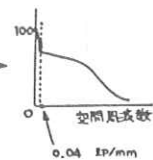


図 12 全空間周波数の MTF の導出方法

ッセル関数とすると、

$$H(f) = 2\pi \int_0^{\infty} r \cdot h(r) \cdot J_0(2\pi fr) \cdot dr \quad (3)$$

でフーリエ・ベッセル変換を行い、さらに次式

$$T_1(f) = \frac{H(f)}{2\pi \int_0^{\infty} r \cdot h(r) \cdot dr} \times 100 (\%) \quad (4)$$

で規格化した低空間周波数域の MTF  $T_1(f)$

を計算する。

図10はこうして得られた低空間周波数域のMTFを示す。図からわかるように0～0.04 lp/mm程度までの間にMTFの値は0ではない有限の空間周波数のところで低下するのがわかる。

#### 4-2. 高空間周波数域のMTFの測定

高空間周波数域のMTFを測定するのに用いられる系は低空間周波数域のMTFを測定するものと基本的には変わらない。ただチャートが円形開孔のものから2～3mm幅のスリットに置き換えられ、ソフトウェアがスリットで得られたLSFをフーリエ変換するプログラムに変化する。

図11は測定されたLSFをプロッタで描かせたもので、これにはハレーションが測定されておらず、したがって得られるMTFにはLFDが含まれていない。

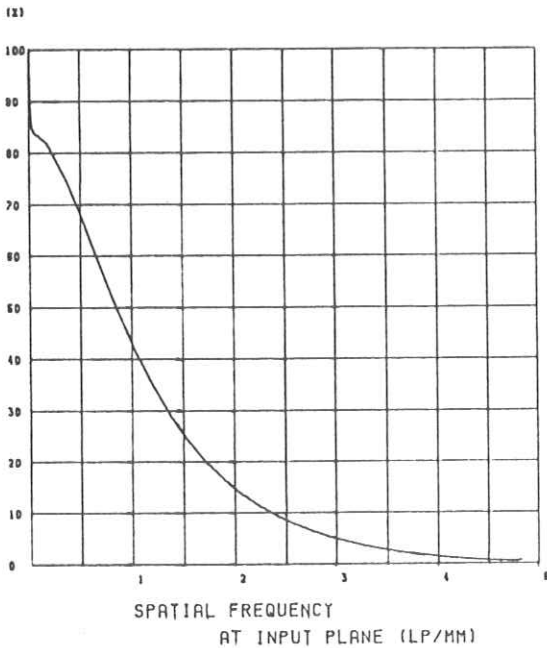


図13 測定して得られた9" I.I.のMTF

#### 4-3. 全空間周波数域のMTFの導出

これまで述べたようにして低空間周波数域のMTF  $T_1(f)$  と高空間周波数域のMTF  $T_2(f)$  とが得られた後、全空間周波数域のMTF  $T(f)$  は図12のようにして求める。

低空間周波数のMTF  $T_1(f)$  がLFDとしては一定の値  $T_1(f_1)$  に落ち着く空間周波数  $f_1$  (今回の場合0.04 lp/mm) を境として、これより低い空間周波数域は

$$T(f) = T_1(f) \quad (\text{ただし, } f \leq f_1) \quad (5)$$

となり、これより高い空間周波数域はLFDの値  $T_1(f_1)$  を基準として次式のようにMTFの値を決める。

$$T(f) = T_2(f) \times T_1(f_1) / T_2(f_1) \quad (6)$$

(ただし,  $f > f_1$ )

図13はこのようにして得られた9" I.I. のLFDが含まれたMTFである。

### 5. まとめ

I.I.のMTFはこれまでLFDが含まれないものが一般的であったが、低空間周波数域のMTFやLFDが含まれたMTFの測定が行なわれつつある。

ここで報告したものはすでに別途報告した低空間周波数域のMTFの測定方法に若干の改良を加え、高空間周波数域のMTFの測定が可能となる改造を行ない、さらにおのおの独立して測定した各周波数域のMTFを後で合成して全空間周波数域のMTFが得られるようにした。

I.I.のPSFやLSFの測定データは一度全てパーソナルコンピュータのメモリに収納した後、十分な時間をかけて信号の処理や演算を行なって

MTFを求めた。この結果所要時間はやや長く要するものの、広い空間周波数域にわたってスムーズな特性を得ることができた。

ハードウェア上ではLFDの測定に係わるI.I.の出力蛍光面のハレーションの光強度分布の測定は特に広いダイナミックレンジの確保とノイズの低減に注意を払った。

この装置によるMTFの測定結果は、I.I.の特性を比較的正確に表現しているのではないかと思われる、新しいI.I.の開発やI.I.間接系などの構成を行なう上で有効なI.I.のデータが得られるものと期待できる。

#### 参 考 文 献

- 1) W.Kühl, "Image Intensifier Systems", Proceedings of SPIE, Vol. 56, Columbia, October 21-23, (1974), 119.
- 2) W.Kühl, "Design Consideration on X-ray Image Intensifier Systems", Proceedings of SPIE, Vol. 56, Columbia, October 21-23, (1974) 80-84.
- 3) 鈴木, 荒牧 "真のMTF特性による入力窓材の異なるX線I.I.の比較", 第37回日本放射線技術学会総会, 予稿集, 福岡, 1981-4, 402.
- 4) C.Scheid, "Performance Measurement of Fluoroscopic Systems", Real-Time Radiologic Imaging: Medical and Industrial Application, ASTM STP 716. (1980), 168-179.
- 5) J.A.J. Van Leunen and J.C. Pennings. "Measurement of Sharpness and Noise Characteristics of X-ray Image Intensifiers, Optica Acta, Vol. 22, (1975) No 4, 301-315.
- 6) Y. Aramaki and A. Suzuki, "Comparison between X-ray Image Intensifiers with Different Window Materials", Proceedings of ICR 81 (to be published), Section 1, TPO 24, Brussels. June 24-July 1, (1981).

# 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 伸 重 信				

## 編 集 後 記

冷夏，台風の当たり年となりました。皆様お元気でしょうか。

この夏の例会は大阪の国立循環器病センターの小塚先生にお願いしてデジタルサブトラクション・アンジオグラフィの臨床応用について最近のデータの解説をいただきました。アナログ時代とは違ったすばらしい画質であり，今後一層の進展が期待されます。小塚先生及び会場のお世話を頂いた富士フィルム大阪支社の須長主任，阪大の速水先生に御礼申し上げます。

今年も最後の研究会が近づきました。カレンダーのスピードもそうですが，年々世の中があたたしくなるのは私だけでしょうか。科学の進むのが早すぎるような気がします。御健勝のほど。（H）

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十七年九月

編集者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三―二二六―

内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 榮 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三一八一―五―五四―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―八三―一―〇九五五