

放射線像研究

VOL. 13. NO. 2. (通巻75号) 1983年6月

* 目 次 *

研究会記事・会告	69頁
特別講演会資料	
医学NMR法の諸特徴について	75頁
浜松医大 真野 勇	
論 文	
76-1 増感紙-フィルム系の識別能の濃度依存性	80頁
京都工繊大 中森伸行, 金森仁志	
76-2 フォトンカウンティング・イメージング	86頁
浜松ホトニクス 黒野剛弘, 土屋 裕, 犬塚英治	
山本晃永, 木下正雄	
76-3 NMR・CTファントムの基礎的検討	92頁
旭メディカル 山崎達夫	
旭 化 成 古田忠昭	
機械技研 本間一弘	
東大医学部 竹中栄一	
76-6 デジタルラジオグラフィ装置について	95頁
ア ロ カ 吉野暖地	

第 7 6 回 研 究 会 記 事

第 7 6 回 R I I 研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和 5 8 年 6 月 1 1 日 (土) 1 0 : 3 0 ~ 1 7 : 0 0

場 所 東京大学附属病院 好仁会 大会議室

出席者 約 4 0 名

プログラム (* 印 : 本誌に論文を掲載しています)

特別講演 1 0 : 3 0 ~ 1 2 : 0 0

* 医学 NMR 法の諸特徴について

浜松医大 真野 勇先生

総 会 1 3 : 0 0 ~ 1 3 : 3 0

研究発表

* 1) 増感紙-フィルム系の識別能の濃度依存性

京都工繊大 中森伸行, 金森仁志

* 2) フォトンカウンティング・イメージング

浜松ホトニクス 黒野剛弘, 土屋 裕, 犬塚英治,
山本晃永, 木下正雄

* 3) NMR・CTファントムの基礎的検討

旭メディカル 山崎達夫

旭化成 古田忠昭

機械技研 本間一弘

東大医学部 竹中栄一

4) NMR 映像法における計算イメージング

東芝総研 井上多門

東大医学部 荒木 力

5) G E 社の CT / T 9 8 0 0 について

横河メディカルシステム 松本 勲

* 6) デジタルラジオグラフィ-装置について

アロカ 吉野暖地

ご 挨拶

昭和58年7月1日

梅雨明けも近い今日このごろ、皆様にはお変わりなくお過ごしのことと存じます。

お蔭様で私どものR I I研究会も創設以来20年に近づき、この分野でのパイオニアの役割を果たし得たと確信しております。

さて、去る6月11日の総会で、下記のように役員の改選を行ない、事務局も併せて別記のように改定しました。何とぞ倍旧にも増してご援助、ご協力をお願い致します。

前会長 高橋信次、(前事務局) 竹中栄一、長谷川 伸

新会長 内田 勝、(編集担当) 金森仁志、(事務局担当) 山下一也

新事務局 〒560 豊中市待兼山町1-1 大阪大学医療技術短期大学部

R I I研究会(放射線イメージ・インフォメーション研究会)

振替口座：第一勧業銀行 507-1229876 (賛助会員用)

郵便振替番号：大阪 8-311316 (正会員用)

TEL (06) 855-1281

新 役 員

会 長 内田 勝 (岐阜大)

顧 門 立入 弘 (公立学校共済組合近畿中央病院)、高橋信次 (愛知がんセンター)

委 員 (〇印 常任委員)

飯沼 武 (放医研)、〇金森仁志 (京都工繊大)、木下幸次郎 (三井記念病院)、

〇佐々木常雄 (名大)、佐藤孝司 (京大)、佐柳和男 (キャノン)、

杉本 博 (東芝)、高野正雄 (富士フィルム)、滝沢正臣 (信州大)、

〇竹中栄一 (東大)、〇津田元久 (島津)、中森伸行 (京都工繊大)、

〇長谷川 伸 (電気通信大)、三浦典夫 (化成オプトニクス)、

矢仲重信 (日立メディコ)、山崎 武 (滋賀医大)、〇山下一也 (阪大)

監 事 速水昭宗 (阪大)、光田秀雄 (大阪市大)

会則にしたがって、会長が顧門と常任委員を依頼しました。

会費納入についてのお願い

研究会活動の原動力は、会員の研究意欲とあわせて、経済基盤であろうかと思えます。私どものR I I研究会が約20年に亘って会活動を継続できたのは、会運営に直接かかわった方々の努力もさることながら、会員の皆様方のあふれるばかりの熱意があったためと思えます。同時に会費の納入、徴収が、大変順調であったことも見逃せません。

このたび、事務局を変更し、新しい体制になりましたが、上記2点について、これまで以上に、ご支援、ご協力を切にお願いしたいと思う次第です。

同封しました振替用紙によって、今すぐ振込みをお願いします。充分チェックしたつもりですが、納入済みの方があれば、お許しを願います。また、未納分が別にございましたら、恐縮ですが別記へ振込みをお願い致します。

事務局は不慣れで、何かとご迷惑をかけていると思えます。しばらく大目に見て頂きたいと存じます。以上、会費納入について、とくにお願い致します。

連絡先 〒560 豊中市待兼山1-1

大阪大学医療技術短期大学部 山下一也

TEL. (06) 855-1281

振込先 郵便振替 大阪 8-311316 R I I研究会

会 告

第77回研究会 演題伺い

第77回研究会を下記のように開催します。演題を多数お寄せ下さい。

日時 昭和58年11月5日(火)(13巻1号の予告では11月26日でしたが、都合で変更します。)

場所 京都工芸繊維大学電子工学科3階会議室

特別講演 京都工芸繊維大学情報処理センターの画像処理システムについて

電気工学科助教授 宮下豊勝

見学 京都工芸繊維大学情報処理センター(昭和56年創設)

(色彩画像処理に重点を置いて創設したセンターです。)

演題〆切 昭和58年10月8日(研究会開催日を繰上げたので変更しました。)

申込先 〒560 豊中市待兼山1-1 大阪大学医療技術短期大学部 山下一也

TEL (06) 855-1281 なるべく、文書でお願いします。

— 新 入 会 員 —

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
宮崎 吉行	879-56	大分医科大学附属病院 放射線部 大分県大分郡狭間町医大ヶ丘1丁目1506	0975-49-4411
西川 慶一	260	東京歯科大学千葉病院 放射線学教室 千葉市真砂1-2-2	
吉野 暖地	181	アロカ株式会社 第三技術部 東京都三鷹市牟礼6-22-1	
船越 猛	879-56	大分医科大学附属病院 放射線部 大分県大分郡狭間町医大ヶ丘1丁目1506	
西野 高敏	100	電々公社 東京中央健康管理所 東京都千代田区一ツ橋1-2-1	

— 所 属 変 更 —

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
鈴木 隆	100	科学技術庁原子力局技術振興課 東京都千代田区霞ヶ関2-2-1	03-581-5271
藤田 広志		Dept. of Radiology, The University of Chicago, 950 East 59th Street, Illinois 60637, USA	
井上 光二	604	株式会社島津製作所 航空産機事業本部 開発部 京都市中京区西ノ京桑原町1	075-811-1111
塩沢 隆広	180	横河北辰電機株式会社 研究開発第二部 東京都武蔵野市中町2-9-32	
星 考葦	986	星齒科医院 宮城県石巻市八幡町2-5-1	0225-94-1368
足立 晋	003	札幌徳洲会病院 札幌市白石区栄通り18-4-10	

大 保 公比己 215 川崎市麻生区虹ヶ丘3-1-9-303(自宅)
 河 内 千代子 233 済生会横浜市南部病院 中央放射線部
 横浜市港南区港南台3-2-10
 新 谷 明 久 663 兵庫医科大学病院 中央放射線部
 西宮市武庫川町1-1

— 賛 助 会 員 変 更 —

代表者氏名	会 員 名	
西 岡 茂 211	キャノン株式会社 光学機器事業部	
(事業部長)	川崎市中原区今井上町53	044-733-6111

— MTF測定用の金属用スリットについて —

シカゴ大学土井教授のご好意により、シカゴ大学特製の金属スリットが入手できます。ご希望の方は、下記により申し込んで下さい。

材質：W = 90%，Ni，Cu，Fe = 10%のタングステン合金(Kennertium W-10)

材料の厚さ：4mm，スリット部の厚さ：2mm，幅：10μm，

スリット間口比：200：1

価格：800～850ドル，11月頃に頒布予定（個数に制限あり），当時のレートで日本円に換算して，現物が入手してから頂きます。

申込み：604 京都市中京区西ノ京北壺井町88 二条プラザ

(社)日本放射線技術学会

TEL075(801)2238 山下



総合医用画像診断の未来へ挑戦する
 サクラ医療用製品

○ 小西六写真工業株式会社

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

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社
本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)
電話 東京(03) 490-2181(代表)

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器
医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

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

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

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

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

医学 NMR 法の諸特徴について

浜松医科大学医学部放射線科 真野 勇

わが国におけるここ約3年間のNMR(Nuclear Magnetic Resonance)熱は、正に異常ともいえるほどであった。筆者が知っているだけでも30数人におよぶ、外国人による招待講演が行われている。もっともこの傾向は米国にもみとめられ、北米放射線学会(RSNA)やNMR映像法の学会、研究会、その他関連の学会等では、いずれも参加者が多いことで有名である。何故この様に高い注目をうけるのであろうか?

それは一言でいえば、この方法が全くユニークで限りない可能性を持っているからであるということが出来るかもしれない。一方、わが国で現在、本格的に移動している人体用NMRスキャナはほんの数台であり、その多くは臨床テストを初めたばかりである。それ故、NMR法の臨床について全く経験されていないことが、かえってブームを増強している可能性もある。そこで本文では、筆者のUCSF(University of California San Francisco)での1年4ヶ月の経験、並びにこの間、同僚や学会、カンファレンスや文献等を通じて得た知識に基づいて、NMR法の利点、欠点についてまとめてみたいと思う。

(以下はUCSFのNMRスキャナに概当することではあるが、一部のスキャナを除き、ほぼ一般化して述べてもよいことであると思う。)

1. NMR映像法の特徴

①無侵襲、無障害の検査。 もっともこの2点は、現在までの使い方と報告に基づく結論である。

②形態情報。 スライス当りの撮影時間は一般に1~2分を要するが、組織コントラストが強いいため、結果的には十分な空間分解能が得られている(図1)。

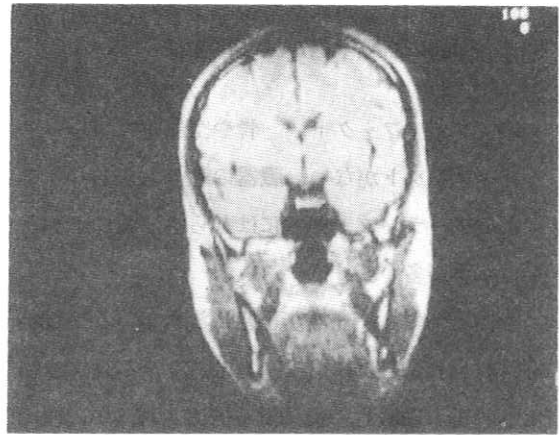


図1 UCSFのNMRスキャナ(Diasonics社)で撮られた正常人頭部冠状断層像(1981年末頃撮影)

③濃度情報。 組織コントラストが強いため、濃度分解能は極めて優れている(図2)。例えば、軟部組織のX線CT値は、0~100HU(Hounsfield Unit)の間にあるが、NMRの T_1 値は、ほとんど-1000~+1000HUの範囲にわたって分布しているといえる。 T_1 値以外に、 T_2 値やプロトン密度並びに流速情報等でコントラストがつくこともある。

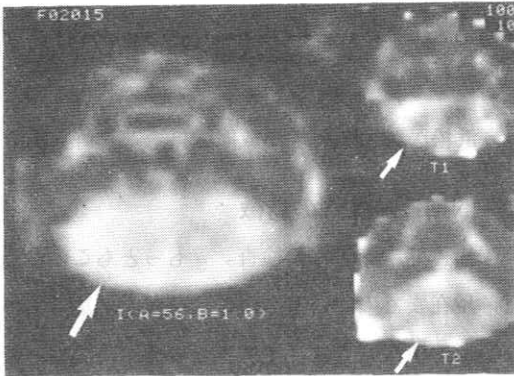


図2 実験的脳梗塞巣のNMRイメージング実験。実験動物はジャービルで右内頸動脈結紮後、約5時間目における信号強度像(左)、T₁像(右上)、およびT₂像(右下)である。ジャービルは仰臥位となっているため、矢印部の右脳半球が梗塞巣となっている。

④アーティファクト。骨や空気部分からのアーティファクトがない。臓器の動きもストリークなどのアーティファクトにはならず、巢にボケとなる場合が多い。

⑤血流情報。血液が正常に流れている動脈からはNMR信号はなく、したがって、そこは黒く描出される。静脈も一般に黒く描出されるが、血流が遅い場合には白くなる。この場合、撮影条件を選ぶことによって、血流をある程度推定することができる。

⑥撮影法の自由度が高い。したがって、同一部位を撮影法を変えて撮ったり、撮影のパラメータを変化させることにより、全く異種の情報を得ることがある。また多層断層や三次元撮影を、さらには冠状および矢状断層撮影などを、電気的操作のみで直接行うことができる。

⑦撮影効率。縦走している臓器、例えば脊椎については、撮影効率を上げることが可能である。

通常の横断撮影でも、多層断層法などの採用により、X線CTより相対的に早い撮影時間とすることが可能である。

⑧心電図や、他の臓器の動きに関する信号との、同期撮影による効果大きい。NMR撮影はすべてが電気的に行われるため、タイミングがとり易いのである。

⑨拡大撮影モード。脊髄などの撮影に当たっては、撮影野を縮小し、磁場勾配をとくに強くするという、高解像撮影法を採用しうる。

⑩超高速スキャン。画質は未だ十分ではないが、エコー・プラナー法などにより、ウサギ心臓の超高速撮影が可能となっている。

⑪映像用スキャナによる化学シフト情報。NMR映像研究の最新情報によれば、すでにこの課題が具体化されており、2~3の試みが行われている。すなわち1.5~2Tの高磁場、高均一磁場を持つ人体用スキャナが開発されているわけで、例えばGE社は、1.5 Tの磁場下で人体の頭部撮影に成功し、さらに³¹P-NMRスペクトルを得たという。

⑫NMR映像用造影剤。一部の施設で本格的に開発されている。この場合、X線CTのヨード造影剤のごとく、診断能が一部の疾患で一段とアップすると考えられる。

⑬故障が少ない? 世代交代があっても少ない費用で改良が可能? 前者は、NMRスキャナ本体に機械的可動部分がないため、恐らく正しいことであると思われるが、後者については疑問である。世代交代があっても磁石本体はそのまま、ソフトウェア、または小部品を交換すれば、追従が可能であるとみているのであるが、磁場の強さを含め、磁石本体の仕様を大幅に変えざるを得な

い事態が、起こりうるわけである。

以上であるが、NMR映像法は本格的な研究開発が始められてから、まだ日が浅い。潜在的可能性に富む技術である。今後の研究次第によっては、意外な程の特徴が引き出されてくる可能性がある。

2. NMR映像法の欠点

いつの時代にも共通することがあるが、新しい技術の紹介には必ずといってよいほど、誇張が伴うようである。意識的に誇張するわけではないが、その研究者の目には、従来の技術を越えた特徴が特に強く印象づけられるわけで、この点は避け難いことであるかもしれない。

筆者もNMR映像の動物実験を始めるに当たって、文献を読み予備知識を得ておいた。T₁、T₂の癌特異性、癌感受性の高さがとくに印象として強く残り、早速2種類の移植癌についての、薬物治療実験を行った。初めの見込みでは、抗癌剤の癌に対する作用が、T₁、T₂像上で認められると考えたのであるが、実際に行なってみると、形態上の変化が追えるのみで、緩和時間上では統計的有意差が得られないのである。この理由は画像のノイズについて無知であったためである。すなわち、T₁やT₂像は計算画像であって、それ自体ノイズが大きいのが、一方、6分半の撮影時間（この間にT₁、T₂の計算に必要な4種類の信号強度像が得られる）中に起きる臓器の動きに由来するノイズが、さらに重大であった。移植癌はマウスの下腹部に植えられ、麻酔によってある程度静止しているのであるが、画素の大きさは1mmである。とても理解し難い部位で、T₁やT₂が高いものと

して描出されるのである。結局、T₁やT₂に著明な変化があれば統計的に有意差を出し得るのであるが、効果が緩やかな抗癌剤では有意差を得ることは無理であると結論された。この経験を踏まえ、次のテーマは固定の容易な頭部病変にすることとし、良好な結果を得ることに成功した。NMR映像法の特徴にばかり目を奮われ、欠点についての検討が不足していたと反省した次第である。

そこで以下に本法の欠点をまとめてみる。

①撮影時間。現状では1～2分は不可欠であり、したがって、部位によっては分解能の低下が著しくなる。

②疾患特異性。病変検出率が高いものの、疾患特異性は意外に低い。例えば癌の組織診をT₁やT₂で行うことは、ほとんど不可能なようである。また、癌であればT₁やT₂が延長するか、さらには良性より悪性の方が延長するという命題は、必ずしも真理ではない。

③データの互換性がない点。これは撮影法や撮影パラメーターのとり方が、施設によって異なっているからである。さらに同一スキャナであっても、信号強度値はその都度調整を行うことが多いため、比較をすることは難しい。一方計算値であるT₁は、用いる周波数にほぼ比例して大きくなるが、ここには明確な法則は成立していない。したがって、同一のプロトン周波数を採用する場合は（すなわち静磁場の強さが等しい時は）、比較は可能であるが、異なる周波数のスキャナ間では、換算によって大体の比較ができる程度である。

④石灰化巣、緻密骨、ガス体、の三者間の区別がつかない点。いずれも無信号物だからである。

⑤NMRスキャナによる生体NMR分析。現在、

国内の各社が開発を進めている常電導磁石のスキヤナはもちろん、数千ガウスの超伝導磁石をもつスキヤナであっても、この点についてはほとんど不可能であるといつてよい。少なくとも1 T (テスラ) の磁場は必要であるといわれる。

⑥撮影対象の制限。ある大きさ以上の磁性体物質をもっている患者や(例えば外科用クリップの75%は磁性体であるといわれる)、ペースメーカー保持患者は撮影できない。また、人体障害の関係で、てんかん、心疾患、妊婦、乳幼児等については、現時点においては撮影しないようにと指導されている。

⑦ファントム実験。現状では T_1 、 T_2 などを独自に制御し得る物質がないため、適切なファントムができていない。したがって、ファントムによる画質評価が難しい状況にある。

⑧NMRスキヤナの価格および維持費。現在、電磁石形式のスキヤナでは2~3億円、超伝導磁石形式のものでは数億円といわれており、X線CTスキヤナよりかなり高価である。また、これを稼動させるために前者では、電気および水が必要であり、後者では液体ヘリウムと液体窒素が必要である。この費用は前者では200~500万円前後、後者では日本の場合、それより3倍以上するといわれている。(もっとも最近、永久磁石を用いるNMRスキヤナが米国の2社から発表された。この場合には維持費はほとんど不要である。また超伝導磁石では、液体ヘリウムの消費量を減らす研究が進められており、かなりの成果をあげている。)

⑨NMRスキヤナ設置に伴う問題点。ある種の電気機器は磁場によって機能が影響されるため、

スキヤナから一定以上離さなければならない。また、磁場の均一性を乱すような事態、たとえばエレベーターが近くにあるようなことは避けなければならない。そのほか外部からの電波ノイズを防ぐためのシールドが必要である。超伝導磁石については、クエンチング(超伝導現象が何らかの理由で破れ、常伝導状態となること)に伴う事故についても、対策がとられなければならない。

⑩緊急時の問題。通常の救命具は持ち込めない。それらがほとんど磁性体だからである(そのため救命具を要する患者は、今のところ撮影できない)。緊急時にはその場で処置を行うのでなく、まず患者を外へ運び出すことが原則となろう。高磁場に伴う事故、たとえば、ガスボンベと主磁石との間に作業者が挟まれたとか、動脈瘤手術後の患者で外科用クリップがはずれたという事故が、実際に生じている。

⑪NMR法一般やその映像法が難解である点。NMR法はX線や γ 線が中心である放射線医学の延長ではない。磁気、電磁波によるものであって、基礎理論と撮影法は根本的に異なる。したがって、画像の意味する内容も、X線、 γ 線のそれらとは根本的に異なる。

以上、これまた多数羅列することになったが、著者が診断学的にとくに強調したい点は、①と⑤についてである。①については、著者の失敗談で具体的に理解していただけたらと思うが、この点幹部検査にとっては、大変重要な問題である。NMR画像では組織コントラストが大きく、アーチファクトが出ない。そのため、第1世代X線CTよりは優れた画像となっているが、今後その能

力を十分に発揮するには、どうしても撮影時間を短縮する必要がある。幸いNMR映像法は自由度が高く、可能性が幾つか残っている。Mansfieldらのエコー・プラナー法、Bruker社 RatzelらのCarr-Purcell修飾法と、実現性の高い方法が開発されてきており、今後が楽しみである。

一方、⑤についてであるが、NMR法の真の魅力は、生体NMR分析である。それによってわれわれは、組織の代謝、機能を真に把握できることとなる。現在のNMR映像法は、緩和時間情報は持てど、未だ形態診断の域を脱していない。この点は意外に正しく認識されていないように思う。NMRスキャナを持てば、いずれ ^{31}P の化学シフト診断が可能であるかのごとく誤解されているのである。つまり現状では、NMR映像と生体NMR分析の機能とははっきり二分され、両機能を1つの装置で実行することは不可能なのである。磁場の強さと均一性に関する仕様が、大幅に異なる

からである。しかし、この両機能の一体化は、臨床医の宿願である。開発担当者もそれをよく理解しているため、近い将来、実現する可能性が高まってきた。

3. おわりに

以上、医学NMR法には多くの特長と欠点、並びに期待があることがわかったかと思うが、何といっても開発の歴史はまだ浅い。本法の将来については、一般的には洋々たるものとして受けとられているように思われるが、一方、周知のごとく、わが国の医療経済の事情が増々厳しくなるという現実もある。そのため本法は今後、医学と技術、並びに社会経済という、三者の複雑な相互関係の中におかれることは必至で、将来予測もこの点で大変難しい状況にある。

増感紙-フィルム系の識別能の濃度依存性

京都工芸繊維大学 中森伸行 金森仁志

1. はじめに

医用放射線診断では、患者の被曝線量を最小限におさえ、かつ、放射線画像の質を向上させることが最大の課題であろう。そのため、多くの研究者が、被曝線量の軽減を考えに入れて、放射線画像の評価を行なっている。

X線写真の画質を決定する物理的要因として、ラチチュード、コントラスト、鮮鋭度、粒状がある。

本研究では、これらの要因を考慮し、特性の違う増感紙とフィルムの組合せで、物体を識別できる能力がどう変わるかを調べた。このとき、写真濃度の影響にも注目した。

2. 計算モデル

図1のように、吸収係数 μ_0 (cm^{-1})の均一物質中に、吸収係数 μ (cm^{-1})、厚さ L (cm)、幅 a (cm)の無限長の角棒を入れたものを被写体とする。

この被写体のX線写真の濃度変動を測定した結果を図1の下の図とする。均一部分の写真濃度の平均値を D 、均一部分と角棒部分との濃度差の最大値を ΔD_s とする。また、平均濃度での濃度変動の標準偏差を $\sigma(D)$ とする。

このX線写真の濃度変動で、濃度差 ΔD_s と標準偏差 $\sigma(D)$ の間に

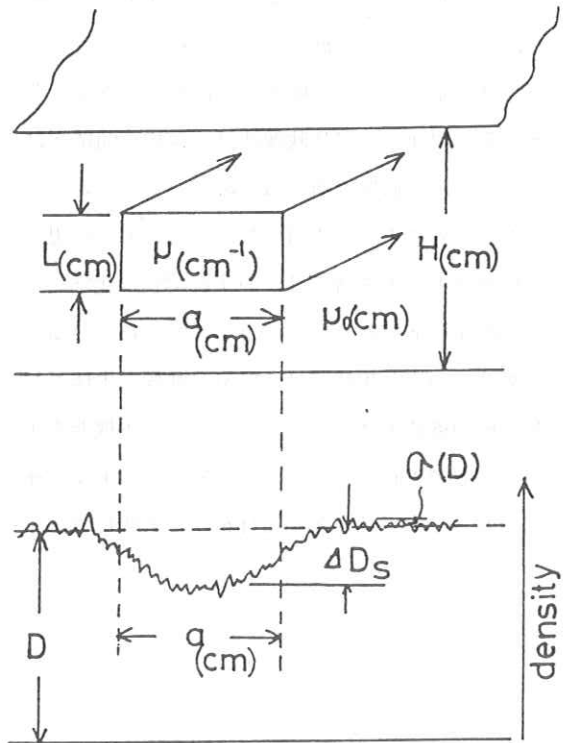


図1 被写体モデルと写真濃度変動

$$\Delta D_s \geq K \cdot \sigma(D) \quad (1)$$

の関係が成立するとき、角棒の像が識別できるとする。(1)式で K は定数である。

3. 濃度差 ΔD_s の計算

図1で、被写体に強度 I_1 のX線が入射したとき、均一部分での透過X線強度 I_0 は

$$I_o = I_i \exp(-\mu_0 \cdot H) \quad (2)$$

となる。ここで、 H は被写体の厚さである。

また、角棒部分を透過したX線強度 I は

$$\begin{aligned} I &= I_i \cdot \exp\{-\mu \cdot L - \mu_0 \cdot (H-L)\} \\ &= I_o \cdot \exp\{-(\mu - \mu_0) \cdot L\} \end{aligned} \quad (3)$$

となる。

被写体を透過したX線は増感紙に入り、蛍光物質に吸収されて光に変換される。この光がフィルムを感光する。すなわち、被写体を透過した後のX線強度分布は、増感紙で光強度分布となり、その光で感光したフィルムを現像すると写真濃度分布として記録される。

増感紙でのX線吸収係数を ϵ 、光への変換効率を η 、像のボケを表わす点像分布関数を $p(x \cdot y)$ とする。ただし、今回の計算では、 ϵ 、 η および $p(x \cdot y)$ はX線光子エネルギーに依存しないと

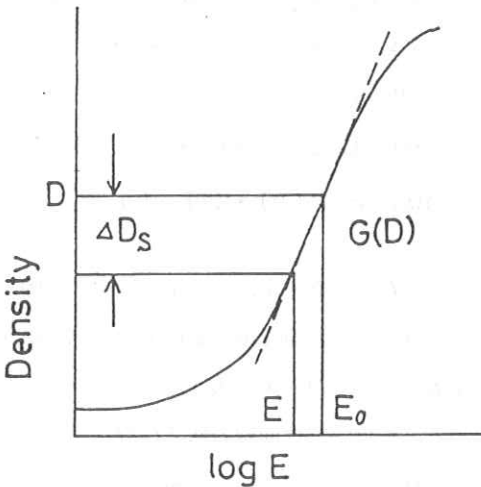


図2 写真の特性曲線

最初、像がボケない時、すなわち

$$p(x, y) = \delta(x, y) \quad (4)$$

の場合について考える。

均一部分、角棒の部分に対応する光強度分布をそれぞれ E_o 、 E とすると

$$\frac{E_o}{E} = \frac{\epsilon \cdot \eta \cdot I_o}{\epsilon \cdot \eta \cdot I} = \exp\{-(\mu - \mu_0) \cdot L\} \quad (5)$$

となる。今、被写体のコントラスト $[(\mu - \mu_0) \cdot L]$ が小さいとき、 E_o と E の差は小さい。したがって、図2のように、写真の特性曲線を直線として近似することができる。その傾きを $G(D)$ とすると、角棒部分での濃度差は

$$\begin{aligned} \Delta D_s &= G(D) \cdot \{\log_{10} E_o - \log_{10} E\} \\ &= \log_{10} e \cdot G(D) \cdot \ln(I_o / I) \\ &= \log_{10} e \cdot G(D) \cdot (\mu - \mu_0) \cdot L \end{aligned} \quad (6)$$

となり、被写体コントラスト $(\mu - \mu_0) L$ と写真の特性曲線の傾き $G(D)$ だけに依存する。

つぎに、像のボケを考慮する。

関数 $f(x \cdot y)$ で表現できる像が、点像分布関数 $p(x \cdot y)$ に従ってボケ、 $g(x \cdot y)$ になったとする。 $g(x \cdot y)$ は、重量積分で、

$$\begin{aligned} g(x, y) &= \iint f(x, y) p(x - x_1, y - y_1) dx_1 dy_1 \\ &= \iint F(u, v) \text{MTF}(u, v) \\ &\quad \times \exp\{2\pi i (ux + vy)\} du dv \end{aligned} \quad (7)$$

となる。ここで、 $F(u, v)$ 、 $\text{MTF}(u, v)$ はそれぞれ $f(x \cdot y)$ 、 $p(x \cdot y)$ のフーリエ変換である。

いま、関数 $f(x, y)$ を図 1 から

$$f(x, y) = \begin{cases} A & |x| \leq a/2 \\ 0 & |x| > a/2 \end{cases} \quad (8)$$

とする。このフーリエ変換 $F(u, v)$ は

$$F(u, v) = A \cdot a \cdot \text{sinc}(au) \cdot \delta(v) \quad (9)$$

となる。したがって $g(x, y)$ は

$$g(x, y) = A \cdot a \int \text{sinc}(au) \text{MTF}(u, 0) \exp(2\pi iux) du \quad (10)$$

となる。 $g(x, y)$ は x だけの関数で $x=0$ で最大値をとり、

$$\begin{aligned} g(0, y) &= g(0, 0) \\ &= A \cdot a \int \text{sinc}(au) \text{MTF}(u, 0) du \quad (11) \\ &= f(0, 0) \cdot a \int \text{sinc}(au) \text{MTF}(u, 0) du \end{aligned}$$

となる。像がボケない時、すなわち

$$\text{MTF}(u, 0) = 1, \quad 0 < u < \infty \quad (12)$$

の時には、

$$\begin{aligned} g(0, 0) &= f(0, 0) \cdot a \int \text{sinc}(au) du \\ &= f(0, 0) \end{aligned} \quad (13)$$

となる。

したがって、像が点像分布関数でボケるとき、 $g(0, 0)$ の値は、像がボケない時に比べて

$$a \int \text{sinc}(au) \text{MTF}(u, 0) du \quad (14)$$

だけ小さくなる。この(12)式の値を CRF (Contrast Reduction Factor) と定義する。

(6)式の濃度差にボケを考慮すると、濃度差 ΔD_s は、

$$\Delta D_s = \log_{10} e \cdot G(D) \times (\mu - \mu_0) L \cdot \text{CRF} \quad (15)$$

となる。

写真をサンプリングするとき、そのサンプリング開口の寸法を変えると、像のボケが変化する。このことを考慮すると CRF は、

$$\begin{aligned} \text{CRF} &= a \int \text{sinc}(au) \text{MTF}_s(u) \\ &\quad \times \text{MTF}_a(u) du \end{aligned} \quad (16)$$

となる。 $\text{MTF}_s(u)$, $\text{MTF}_a(u)$ はそれぞれ、増感紙-フィルム系の MTF, およびサンプリング開口の MTF である。すなわち、CRF は、増感紙-フィルム系の MTF, サンプリング開口の寸法および角棒の幅に依存した値である。

4. 濃度変動の標準偏差 $\sigma(D)$ の計算

X線写真の粒状は一般に、フィルム粒状 (film granularity), 増感紙の構造モトル (structure mottle), X線光子数の統計変動が原因の量子モトル (quantum mottle) に大別できる。今回の計算では比較的寄与の小さい構造モトルを無視した。

このとき、X線写真の粒状を表わすウィナースベクトル $W(u, v)$ は

$$\begin{aligned} W(u, v) &= \log_{10} e \cdot (D \cdot a_g) \\ &\quad + \{ \log_{10} e \cdot G(D) \cdot \text{MTF}_s(u, v) \}^2 / n_x \end{aligned} \quad (17)$$

となる。右辺の第一項はフィルム粒状が原因の項で、写真濃度 D と現像後の銀粒子の平均面積 a_g に比例する。右辺の第二項は、量子モトルが原因の項で、写真の特性曲線の傾き $G(D)$, 増感紙に吸収された光子の数 n_x , 増感紙-フィルム系のボケを表わす $\text{MTF}_s(u, v)$ に依存する。

X線写真をマイクロデンシトメータなどで走査

してその濃度変動を調べると、濃度変動の分散

$$\sigma^2(D) = \iint \text{MTF}_a^2(u, v) W(u, v) du dv \quad (18)$$

となる。ここで、 $\text{MTF}_a(u, v)$ はサンプリング開口のMTFである。

以上、(15)、(17)、(18)式から、被写体の形状、写真濃度、増感紙—フィルム特性、サンプリング開口の寸法をパラメータに、濃度差 ΔD_s と濃度変動の標準偏差 $\sigma(D)$ を計算する。(1)式で $K=1$ とおき、等号の成立する条件から、角棒を識別できる限界値として

$$\begin{aligned} & (\Delta\mu \cdot L) \text{ threshold} \\ & = \frac{\sigma(D)}{\log_{10} e \cdot G(D) \cdot \text{CRF}} \quad (19) \end{aligned}$$

が求まる。ここで、 $\Delta\mu = \mu - \mu_0$ である。

5. 計算結果

ここでは、増感紙に duPont Cronex Hiplus とフィルム Kodak XRP の組合せについて計算した結果を報告する。

まずX線写真の粒状を計算した。(17)式から、計算に必要なデータは、現像後の銀粒子の平均面積 a_g 、写真の特性曲線の傾き $G(D)$ 、増感紙で吸収された光子の単位面積あたりの個数 n_x 、増感紙—フィルム系のボケを表わす $\text{MTF}_s(u)$ である。銀粒子の大きさは、Barnes¹⁾の論文から直径を $2.6\mu\text{m}$ として計算した。特性曲線の傾きとして、Doi 等²⁾のデータを用いた。吸収されたX線の平均光子数は Barnes¹⁾のデータで、写真濃度が1のとき、 $n_x = 4.75 \times 10^4$ 個/ mm^2 から計算した。それぞれの写真濃度に対する依存性を図3に示す。

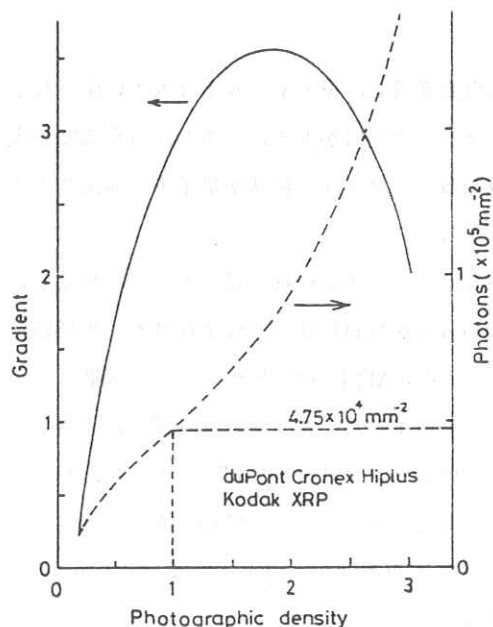


図3 特性曲線の傾と吸収光子数

増感紙—フィルムのMTFの差を検討するため、図4のように、2つがガウス型と2つのローレンツ型のMTFを仮定して計算を行った。

図5に、フィルム粒状と量子モトルに対する粒状の濃度依存性を示す。これは、増感紙—フィルム系のMTFが $\exp-(0.1 \cdot \pi \cdot u)^2$ であるものの結果である。フィルム粒状は写真濃度の増加に対して単調増加しており、量子モトルの方は、写真の特性曲線の傾きの影響が大きい。また、サンプリング開口が 0.1×0.1 (mm^2) では、フィルム粒状は、

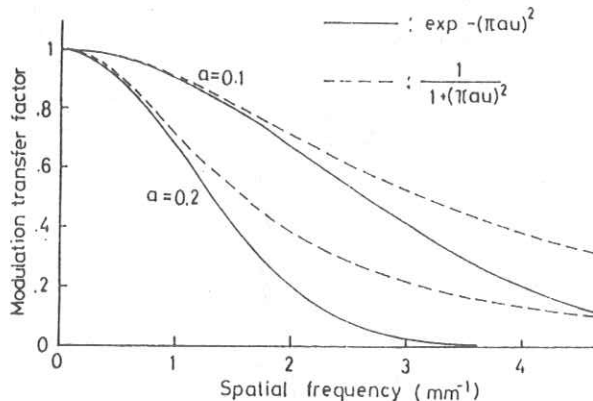


図4 増感紙—フィルム系のMTF

全写真濃度域で、量子モトルより大きい値となる。サンプリング開口が大きいかも、写真濃度が大きい領域で、フィルム粒状が量子モトルより大きな値となる。

図6は、フィルム粒状と量子モトルを加えた、すなわちX線写真粒状の濃度依存性を、増感紙-フィルム系の $MTF_s(\nu)$ とサンプリング開口をパラメータに示した。サンプリング開口が小さいとき、増感紙-フィルム系のMTFの差による違いが顕著になる。サンプリング開口が大きいかも、写真粒状は写真濃度が1以上ではほぼ一定の値となっている。

図7は、CRFが1のときの、角棒の識別限界値の写真濃度依存性を示している。この結果、

- 1) サンプリング開口が小さいときほど、写真濃度の変化に対し識別限界値がより大きく変化する。
- 2) 各サンプリング開口で、識別限界値が最小となる写真濃度は、サンプリング開口の寸法が大きいほど、濃くなる。
- 3) 同一サンプリング開口では、

MTF_sが悪いと、写真濃度の薄い方で識別限界値が最小となる。同図の右側のたて軸は、X線光子エネルギー50 keV ($\Delta\mu = 0.367 \text{ cm}^2/\text{g}$)のとき、識別できるAlの厚さを示している。

図8は、サンプリング開口、増感紙-フィルム系のMTF、角棒の幅をパラメー

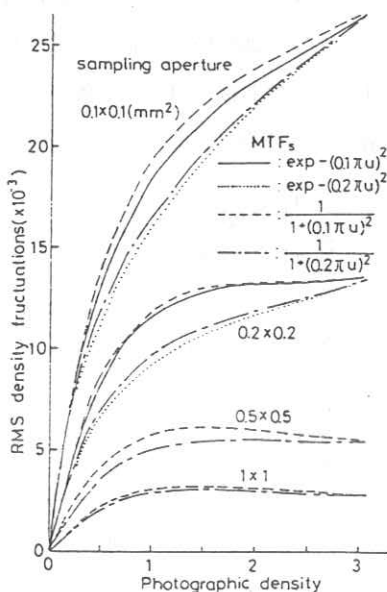


図6 写真粒状の写真濃度依存性

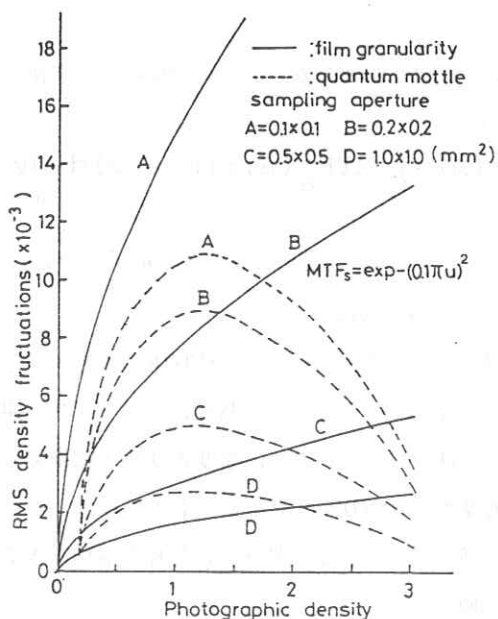


図5 フィルム粒状と量子モトル

タに、CRFの変化を示している。

図9は、幅0.2 mmの角棒についてCRFを考慮して、識別限界値の写真濃度依存性を示している。この場合、サンプリング開口が $0.5 \times 0.5 \text{ (mm}^2\text{)}$ と $1 \times 1 \text{ (mm}^2\text{)}$ の間には、識別限界値にほとんど差がない。ただ、 $1 \times 1 \text{ (mm}^2\text{)}$ では写真濃度が2.2付近

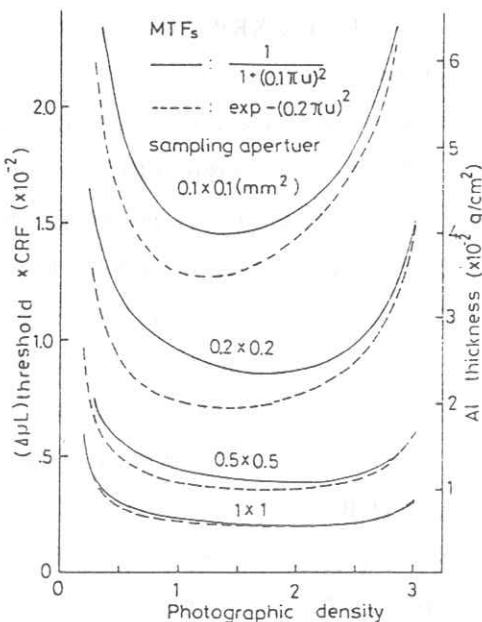


図7 CRF = 1のときの識別限界値

で、 0.5×0.5 (mm²) では、写真濃度が1.5付近で識別限界値が最小となっている。

図10は、識別限界値を、写真濃度1.0で、角棒の幅をパラメータに示した。この例では、角棒の幅が0.3 (mm)のところでは 0.5×0.5 (mm²)と 1×1 (mm²)の関係が反転している。

6. ま と め

今まで、X線写真の識別能が写真濃度にあまり依存しないとされて来た。今回の計算では、サンプリング開口の寸法が、 0.5×0.5 (mm²)や 1×1 (mm²)と云った大きいとき、写真濃度の依存性が小さかった。診断するとき、X線写真を目でサンプリングすることに相当する。目の解像力が2~5 (mm⁻¹)程度であることを考えると、サンプリング開口が大きいと考えることができ、今回の計算に合う。

しかし、今後ドラムスキャナなどで細かい像を処理するとき、識別能が写真濃度で大きく変化するため、写真濃度の設定が問題になるであろう。

また、現在X線写真の粒状は量子モトルが大きな割合であると考えられている。しかし、今回の計算から、サンプリング開口の寸法が小さいとき、写真濃度が大きいときには、フィルム粒状について、更に注意を向ける必要がでてくるであろう。

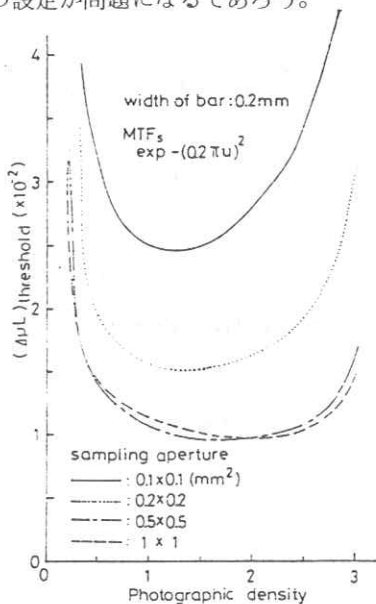


図9 幅0.2mmの角棒の識別限界値

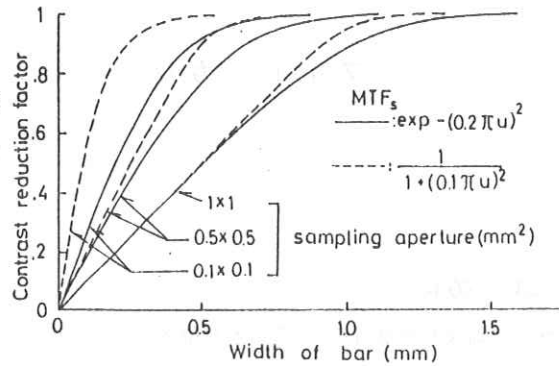


図8 角棒の幅とCRFの関係

参 考 文 献

- 1) G. T. Barnes: Med. Phys. **9**, 656 (1982)
- 2) K. Doi, et al.: "M-TF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems", HHS Publication FDA 82-8187 (1982)

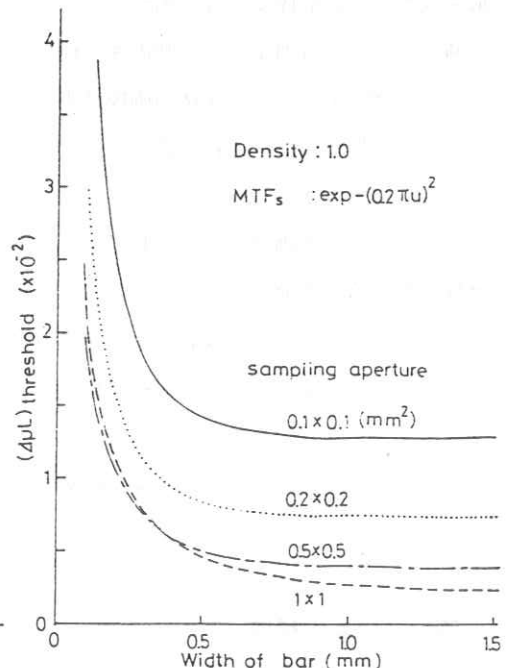


図10 角棒の幅と識別限界値の関係

フォトンカウンティング イメージング

浜松ホトニクス株式会社 黒野剛弘 土屋 裕 犬塚英治
山本晃永 木下正雄

1. はじめに

微弱な画像を構成する光子の入射位置をリアルタイムで検出し、その位置毎に計数して画像を再構成するフォトンカウンティングイメージング方式の二次元微弱画像計測システムを開発した。

フォトンカウンティングイメージング方式は、表1に示す如く蓄積型と非蓄積型に分類される。前者は検出器内のターゲットに電荷の形で蓄積されるために解像度やダイナミックレンジ及び蓄積時間等に制限がある。後者は読み出し方式によって更に三種類に分類される。並列型は最大計数率が最も大きい。解像度と読み出しのハードウェアに難点があり、直列型は光の利用率が極端に悪くなる。今回開発した二次元微弱画像計測システムはランダム型に属し、比較的簡単な位置演算回路で良好な解像度が得られた。

また、二次元微弱画像計測の分野では、高感度の特殊な検出器の開発ばかりでなく、得られたデータの処理も含めた総合的な計測システムの開発が強く望まれる。本システムの最終目標は、フォトンカウンティングのリアルタイム計測に重点を置くと共に、データ処理や微弱画像の解析を行うことである。

2. 本システムの構成

本システムは、図1に示すように、大型半導体

表1. ホトンカウンティングシステムの各種構成表

時間	空間	構成例
蓄積型	並列型	EBTマルチダイオード
	直列型	SIT, SEC DEGICON(CCD, RETICON) MCP+セルフスキャンアノード II+外付CCD, RETICON
非蓄積型	並列型	MCP+マルチアノード SPECTACON(電子出力)
	直列型 (ラスタ・ライン スキャン)	イメージ・ディセクタ
	ランダム型 (入射点の追従 した読み出し)	MCP+ <ul style="list-style-type: none"> ポジションセンサ(PSD) レジスティブアノード 4分割アノード コインシデンスアノード クロスドグリッド キャパシティブアノード

位置検出素子内蔵型画像増倍管、位置演算回路、フレームメモリ、及びコントローラより構成されており、これらは、微弱画像解析装置に接続されている¹⁾。

大型半導体位置検出素子内蔵型画像増倍管は、電子増倍を行うマイクロチャンネルプレート(以下MCP)と半導体位置検出素子(Position Sensitive Detector: PSD)²⁾とを内蔵した管である。入射光子は、MCPの入力面に設けた光電面で光電変換され、位置情報を保ったまま電子増倍される。

PSDは、電子広がりを持つスポットでも重心が求められ、位置演算回路によって入射電子の位置が求められる。位置演算回路により求めた入

射電子の座標は、フレームメモリに送られ、二次元の微弱画像を再生できる。そして、微弱画像解析装置で必要なデータ処理が行われる。

3. 光子位置検出演算方式の概要

3-1 光子位置検出デバイス

光子位置検出デバイスの構成及び外観をそれぞれ図2及び写真1に示す。入射した光子は、光電面にて光電子に変換され、MCP 3枚にて約 10^7 倍に電子増倍される。この電子群は、MCPを出た後に加速されてPSDのPN接合部に打ち込まれる。この時に、個々の電子の持つ運動エネルギーが半導体を構成する原子を励起して、打ち込まれた電子1個当たり約 10^2 個の原子を電離して、電子-ホール対を生成する。従って光電変換された光電子は、最終的にPSDにて約 10^9 個の電子電荷パルスとなって出力される。電子の電荷を 1.6×10^{-19} クーロンとすれば出力電荷量 Q_0 は、

$$Q_0 = 1.6 \times 10^{-19} \times 10^9 = 160 \text{ ピコクーロン}$$

となる。

MCPの有効径 $18 \text{ mm } \phi$ の範囲の画像を直線性歪を小さく検出するために、PSDは、信号取り出し電極の間隔が $27 \text{ mm} \times 27 \text{ mm}$ の大型のものを今回新たに開発した。PSDの内部等価回路は表面の層抵抗(電極間抵抗)とPN接合の接合容量の分布定数回路となっている。従ってPSDのパルス応答特性³⁾は電極間抵抗が小さいほど、またバイアス電圧を上げて接合容量を小さくするほど、立ち上がり時間及びパルス持続時間は短くなる。図3はPSDの中心に信号を入射した時のパルス応答特性を、電極間抵抗を横軸にとり、バイアス電圧をパラメータとしてプロットしたものである。

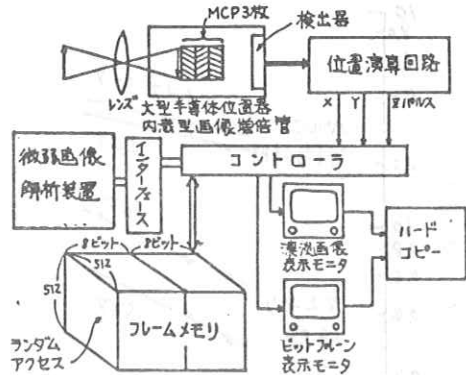


図1. 本システムの構成

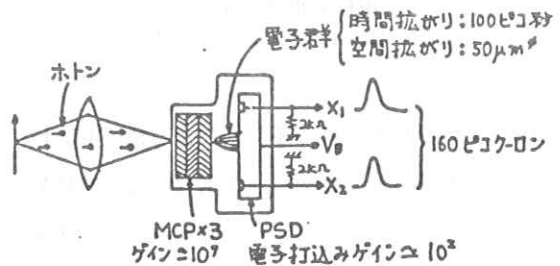


図2. 光子位置検出デバイスの構成

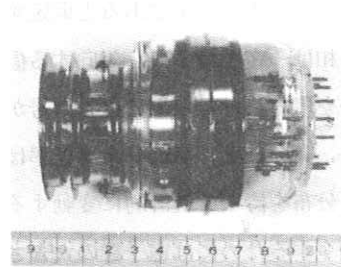


写真1

光子位置検出
デバイスの
外観

3-2 位置演算回路

PSDの4つの信号電極から出力される信号の大きさは、MCPで増倍された電子群が入射する位置と信号電極との間の抵抗値、即ち、距離に逆比例している。この信号を図4に示す如く加算、減算及び除算を行うことにより入射位置出力を得ることができる。

この場合、PSDからの信号出力はパルス信号であるため、そのまま上記演算を行うと、各演算

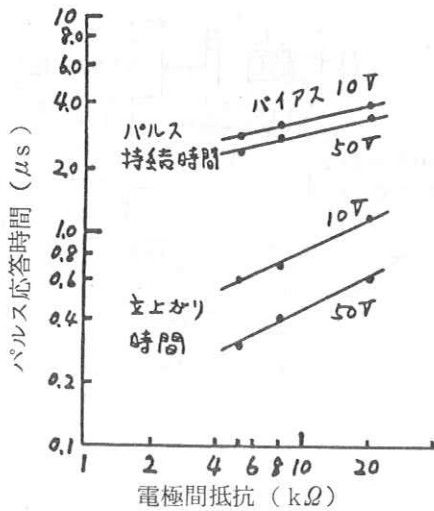


図3. PSDのパルス応答特性

回路のパルス応答特性の不均衡による位置演算精度が損われる。このためパルス信号の波形を積分してサンプルホールドし、一旦直流レベルに変換した後で演算する方式を採用し、精度を上げることができた。

仮にMCPの電子増倍率が一定であると仮定すれば、信号出力の和は一定となるから対向する信号電極の信号の差を取るだけで簡単に位置信号が得られる。しかし、実際には、MCPの増倍率は図5に示すような分布を持って統計的に変動する。位置演算精度を良くするためには電子群の大きさによって正規化する必要があり、上述のような加算、除算の演算を行っている。

信号出力の小さい部分は、MCPからのダークカウントの影響を除くため、及び除算の精度を高く保つために下限リミットを設け、これ以下のものは切り捨てる。更に、位置演算に要する時間は10μsであるが、ランダムに入射する光電子の時間間隔がこれよりも短かく重なる場合がある。この場合、位置の演算出力は、重なって入射した光

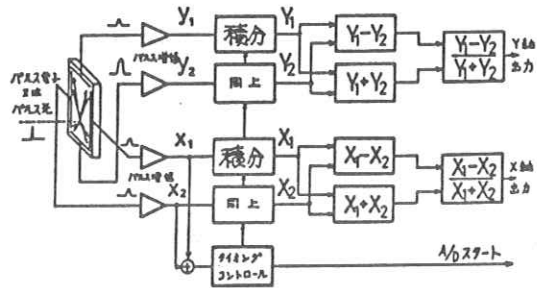


図4 位置演算回路のブロック図

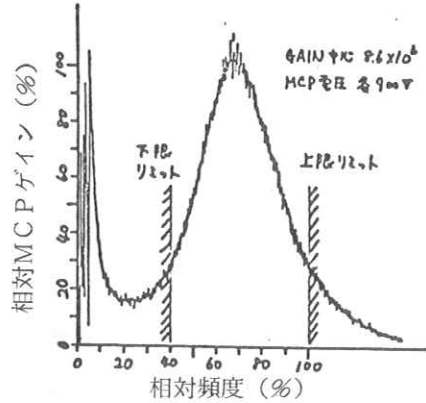


図5 MCPゲイン分布

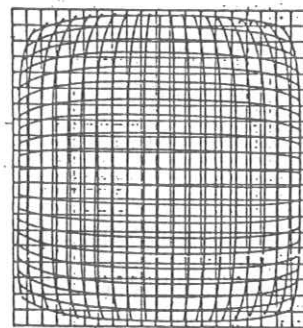


図6
片面分割型
PSDの位置
直線性
電極間抵抗
8 kΩ

電子の中間の位置を示してしまうため、これを除去するためにも上限のリミットを設けている。

3-3 位置分解能と直線性

信号入射位置を一定に保ち、信号の強度も一定に保った場合の位置演算出力はPSD及び演算回路で発生する雑音の影響によりある範囲でばらつく。更に入力信号の強さを変えた場合には、信号のオフセット及び演算回路の非直線性により位置出力が変動する。位置分解能は、このような位置

出力のばらつき及び変動によって決定される。このばらつきと変動を合わせた位置出力の分布の半値幅はPSD面上の寸法に換算して $2.24\mu\text{m}$ となる。PSDの有効検出領域が $27\text{mm} \times 27\text{mm}$ であることから位置分解能は $2.24\mu\text{m}/27\text{mm} \approx 1/1200$ が得られた。

一方、PSDの位置検出直線性を測定するため、 $20\text{mm} \times 20\text{mm}$ の範囲を 1mm ピッチで信号入射位置を移動させ、位置演算出力をXYレコーダに記録した。測定は、片面分割型PSDの電極間抵抗 $5\text{k}\Omega$ 、 $8\text{k}\Omega$ 、 $20\text{k}\Omega$ のものについて行ったが、図6には $8\text{k}\Omega$ のものデータを示す。

電極間抵抗 $5\text{k}\Omega$ 及び $8\text{k}\Omega$ のものは中心軸上の非直線性は約2%で比較的位置直線性が良いが中心軸からはずれた周辺部で直交歪が大きくなり、非直線性は5~10%になる。電極間抵抗 $20\text{k}\Omega$ のものでは、周辺部の直交歪は小さいが、非直線性は中心軸上で4%、周辺部では5~6%あった。位置直線性を改善するためにはPSDの電極形状の変更あるいは両面分割型PSDの使用が考えられる。

4. フレームメモリによる二次元カウンタ

位置演算回路より得られた光電子の入射座標は、二次元的にランダムとなるため、二次元的に配列したランダムアクセス可能なカウンタが必要となる。本システムでは、カウンタをフレームメモリを用いて構成した。このフレームメモリは、 512×512 画素、16ビット/画素の容量を持ち、ランダムアクセスが可能で、アドレスがアクセスされると内容が1つインクリメントされる機能を有している。

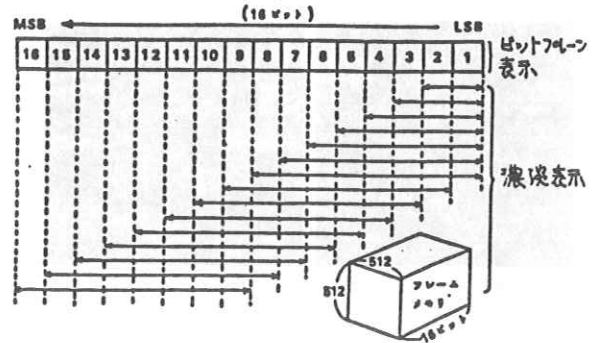


図7. フレームメモリの濃淡及びビットプレーン表示の選択の関係

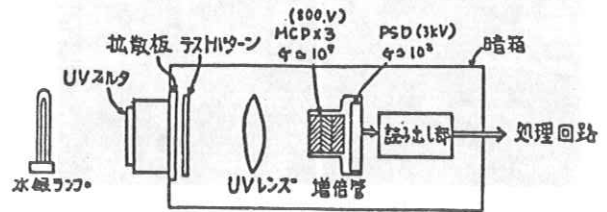


図8. 実験装置

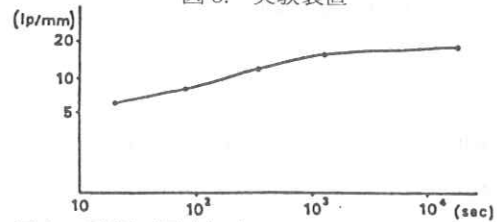
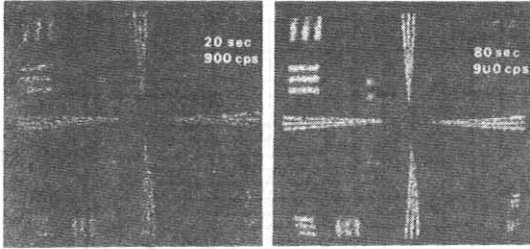


図9. 計測(露光)時間による分解能向上特性

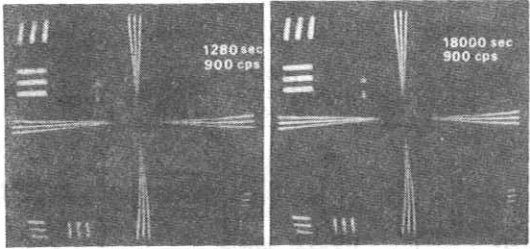
次々と入射された光子の位置とその計数値はフレームメモリに蓄積され、微弱画像が次第に形成されてゆく。これらのデータの状態は、リアルタイム(TVレート)の速度で読み出され、TVモニターで観測することができる。表示機能には、16ビット中の任意のビットプレーンをTVモニターへ2値画像として表示する機能と16ビット中任意の8ビットを選択して、TVモニターへ濃淡画像を表示する機能とがあり、2台のTVモニターに同時表示が可能である。フォトンカウンティングのような画像データは計測時間が短い間は、計数値が極めて少なく、濃淡表示(8ビット)でTVモニ

表2 本システムの総合性能

最大計数率	5×10^4 cps
位置分解能	18ラインペア/mm
有効面積	11.4mm×11.4mm
コレームメモリ	512×512画素 16ビット/画素
表示	濃淡及びビットプレーンの 同時リアルタイム表示



(a) 20秒間計測 (b) 1分20秒間計測



(c) 2分20秒計測 (d) 5時間計測

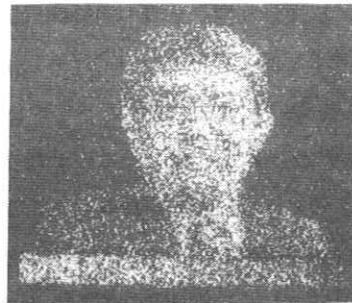
写真2. 計測時間(露光時間)に対する分解能向上

タを見てもよく見えない。そこで、7～2ビットまで選択して濃淡表示できる機能を付加した。以上、濃淡及びビットプレーン表示の選択の関係を図7に示す。

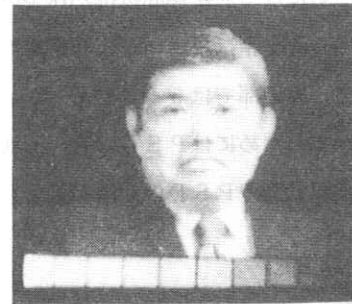
5. 本システムの性能評価実験

本システムを用いてフォトンカウンティングの計測時間を次第に長くすることによる二次元微弱画像の解像度向上特性を求める実験を行ったので報告する⁴⁾。

実験装置は、図8に示すように暗箱の中に拡散板、金属製テストパターン、UVレンズ及び試作した大型半導体位置検出素子内蔵型画像増倍管を設置した。この場合MCP表面を光電面として用いるため感度は、紫外領域にある。光源は、水銀ランプを使用し、UVフィルタによって波長253.7nmのみ透過し、これを使用した。画像増倍管は



計測時間
40秒



計測時間
42分40秒
シェーディング
補正後の
画像

写真3. 濃淡パターンのフォトン
カウンティング画像

下記の諸条件で使用した。

- MCP印加電圧…………… 800V (MCP×3ゲイン $\approx 10^7$)
- PSDのバイアス電圧…… 50V
- PSDの電極間抵抗………… 10k Ω (表面分割型PSD)
- 入力有効領域…………… 11.4mm×11.4mm
- MCP-PSD間電圧……… 3kV (ゲイン $\approx 10^2$)

カウンティングの計測時間（露光時間）は、① 20秒、② 80秒、③ 320秒、④ 1280秒、⑤ 18000秒で行った。この時のカウンティングレートは約900 cpsで、ダークカウントは15 cpsであった。

これらの条件で計測を行ったテストパターンの画像を写真2に示す。計測時間が長くなるに従って分解能が向上してパターンが明確になることがわかる。各計測時間における分解能をテストパターンのラインペアとして目視で推定した。測定結果より有効視野内では、測定時間を長くすれば約18ラインペア/mmの分解能が得られることがわかった。以上、本システムの主な性能を表2に示す。

次に、石英ガラスにクロム蒸着を行った人物の濃淡パターンを用いて、同じようにフォトンカウンティングの計測実験を行った。この時のカウンティングレートは約1.8kcpsであった。この実験で得られた画像を写真3に示す。

本システムで得られた微弱画像は、フレームメモリから微弱画像解析装置内のディスクに一担格納され、目的に応じた画像処理及びデータ処理を行うことができる。画像データは、情報処理学会標準画像データフォーマットに従ってMTへも蓄積することができる。

二次元微弱光計測で得られる画像は、次々と入射する光子を二次元的に計数したものであるため、計測時間が短かく、計数値が小さい場合ザラザラとした画像となる。このようなザラザラした低画質の画像に対して、見やすくするための処理も必要である。また、これらの画像を解析するための処理も必要となり、階調処理、空間フィルタリング、幾何学的歪補正、濃度ヒストグラム、プロフ

イル表示、統計処理、三次元表示（ワイヤーフレーム表示）、等輝線表示などの基本的プログラムを現在作成中である。

6. おわりに

以上述べた如く、二次元微弱画像計測システムの開発により、フォトンカウンティング領域での二次元画像解析を高い解像度とダイナミックレンジにてリアルタイムで行うことが可能となった。

本システムの応用分野としては、天文学、物理学、化学、生物学その他の広い領域での微弱画像解析が期待されている。今後の課題としては、現在紫外線領域に限定されている受光感度波長域を広げ、可視領域に感度を有するものを開発している。

最後に、本研究は、通産省重要技術開発費補助金を受けて行われているもので、関係者各位に深く感謝致します。

参考文献

- 1) 黒野, 犬塚, 山本, 木下, 土屋: “二次元微弱光計測装置” TV学会全国大会 (17-5) 1981
- 2) 山本, 大橋, 鈴木: “半導体光位置検出器” TV学会全国大会 (2-1), 1979
- 3) 犬塚, 黒野, 山本, 土屋: “半導体位置検出器のパルス入射に対する特性” TV学会全国大会 (17-4) 1981
- 4) 土屋, 黒野, 犬塚, 山本, 木下: “リアルタイム・フォトンカウンティング・イメージング” 第42回応物講演会 (秋季) 1981

NMR・CTファントムの基礎的検討

旭メディカル	山崎達男
旭化成	古田忠昭
機械技研	本間一弘
東大医学部	竹中栄一

1. はじめに

NMR・CTにより、生体内のプロトンの密度及び緩和時間の分布を映像化することができるようになり種々のパルス系列による撮像法が提唱され、実用化に至っている。生体内の物理、化学的環境は緩和時間に反映されるといわれ、また生体各組織の差や多くの病変が緩和時間を反映したNMR映像上において明確にとらえられることから計算された緩和時間像や緩和時間の寄与のある像が重要視され、すでに多数の臨床例が報告されている。

しかしこれらのNMR・CT画像の評価についてはまだ少数の報告しかない。

そこで我々はNMR・CTの画像評価用ファントムを作製するべく、素材として生体組織と構造や緩和機構が似ていることが期待でき形状保持性が良好で加工可能な点から含水性のポリマーゲルをとり上げて基礎的検討をおこなったので報告する。

実験は含水性ポリマーゲルの一例としてポリアクリルアミドゲルをとりあげて T_1 値の測定をIR (Inversion Recovery) 法でおこなった。またウサギの摘出組織や緩和機構についてすでに多くの研究がなされている常磁性イオン水溶液(硫酸

銅水溶液)の T_1 値測定もあわせておこなった。

2. 材料及び方法

硫酸銅水溶液は5水塩(特級)を蒸留水に溶解したものを用いた。ポリアクリルアミドゲルはアクリルアミドモノマーと架橋剤であるメチレンビスアクリルアミドを29:1の比で混合しPBS(リン酸バッファーPH7.4)に溶解し、重合解媒として過硫酸アンモニウムとTEMEDを使用し N_2 気流下でラジカル重合させたものを用いた。ウサギの摘出組織は摘出後水冷し4~5時間以内に測定をおこなった。

NMR測定機は旭化成NMR・CT MK-J (4.5MHz), Praxis Praxis II (10.72MHz), Bruker Minispec PC 20 (20MHz), 80φ NMR・CT (20MHz), 日本電子FX90Q (90MHz), GX-400 (400MHz)を用いた。測定は23-25°Cでおこなった。パルス系列はIR法 ($180^\circ - \tau - 90^\circ - Tr$)_nを用い、Trは T_1 値の5倍以上とした。

3. 結 果

常磁性イオン水溶液(硫酸銅水溶液)ではIRプロットは直線となり、 T_1 は一成分であることが

確認された (Fig.1)。また Bloembergen et al. (1948)によれば常磁性イオン水溶液の T_1 値の逆数は常磁性イオン濃度の一次式で近似されるが実験結果はほぼ直線となりこの理論と一致している (Fig.2)。また共鳴周波数が高くなるに従って T_1 値は大きくなる傾向がみられた (Fig. 2)。

含水性ポリマーゲル (ポリアクリルアミドゲル)

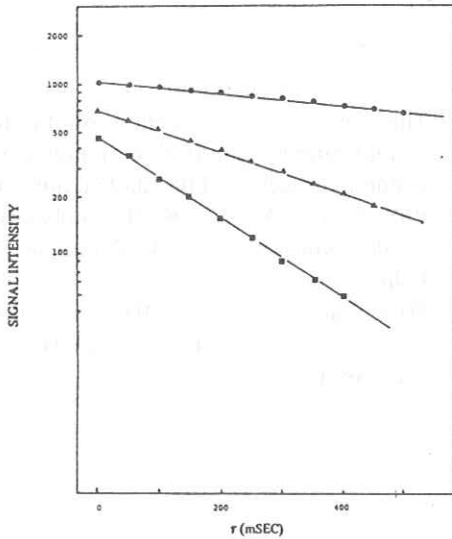


Fig. 1 Inversion recovery signals of CuSO_4 aq.:
●, 1.2mM; ▲, 2.4mM; ■, 3.6mM

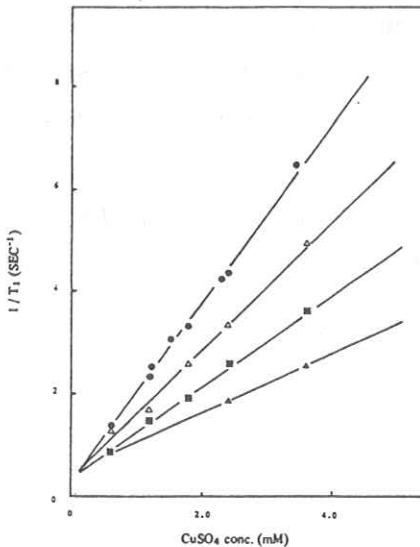


Fig. 2 CuSO_4 conc. vs $1/T_1$ at various frequency:
●, 4.5 MHz; △, 10.72 MHz; ■, 20 MHz; ▲, 90 MHz

においても IR プロットは直線に乗り、 T_1 は単一成分をもつことがわかった (Fig.3)。一方スルホン基をもつイオン交換樹脂 (ダウエックス 50 W-X 8, 粒径 < 0.1mm) を PBS で膨潤させた試料の IR プロットは直線とはならず T_1 が二成分以上あることを示した (Fig.4)。またゲルの含水率が高くなるほど T_1 値は急速に増加することがわかった (Fig.5)。

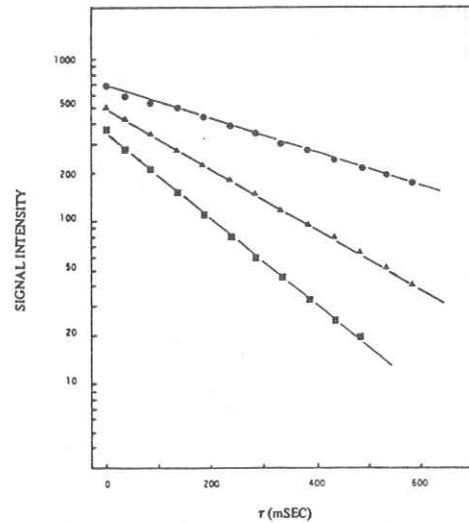


Fig. 3 Inversion recovery signals of polyacrylamide hydrogel:
●, 5%; ▲, 15%; ■, 30% polyacrylamide

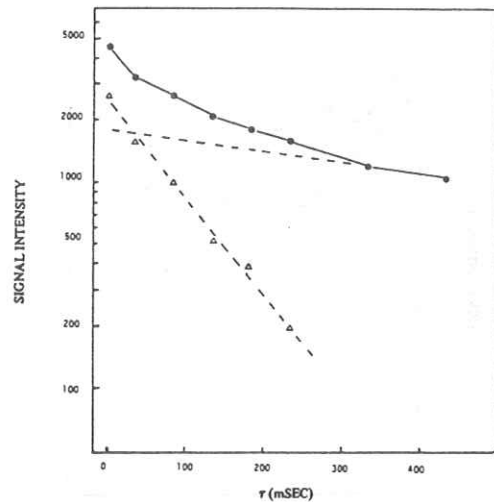


Fig. 4 Inversion recovery signals of ion exchange resin:
●, IR signals; △, fast T_1 component

ウサギの摘出組織のIRプロットもすべてがほぼ直線に乗り T_1 が一成分として測定された (Fig. 6)。ポリアクリルアミドゲル及びウサギの摘出組織の T_1 値は共鳴周波数の増加と共に高くなり類似の変化傾向が見られた (Fig. 7)。また共鳴周波数の低い領域では濃度を変えたポリアクリルアミドゲルの T_1 値域はウサギの摘出組織の T_1 値の領域をほぼ包括することがわかった (Fig. 7)。

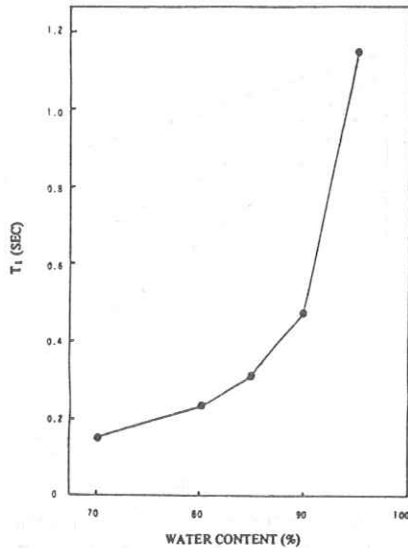


Fig. 5 Water content vs T_1 for polyacrylamide hydrogel

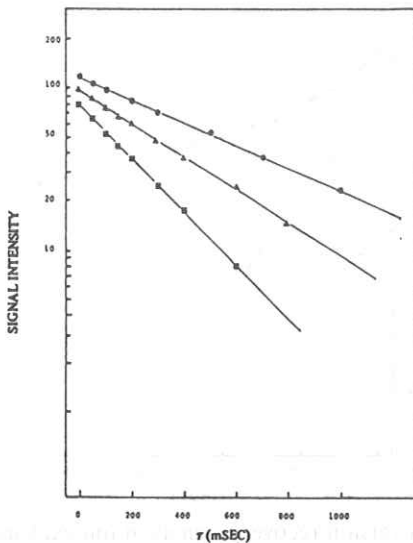


Fig. 6 Inversion recovery signals of various rabbit tissues: ●, skeletal muscle; ▲, kidney cortex; ■, liver

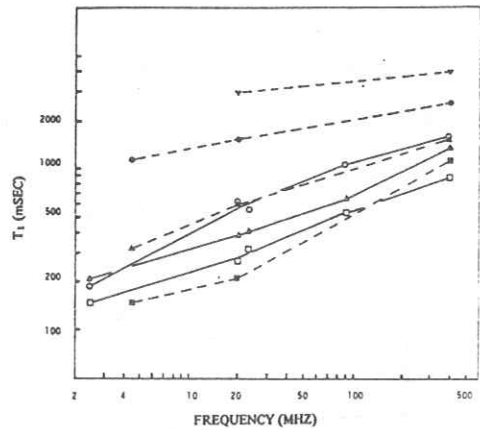


Fig. 7 The frequency dependency of T_1 for various rabbit tissue (full line), polyacrylamide hydrogel and PBS (dashed line): ▼, PBS; ●, 5%; ▲, 15%; ■, 30% polyacrylamide hydrogel; ○, skeletal muscle; △, kidney cortex; □, liver
Data points at 2.5, 24 MHz were taken from CR Ling, MA Foster, JMS Hutchison (1980)

4. まとめ

生体組織及び含水性ポリマーゲルの T_1 値は当報告の範囲ではいずれも一成分性を示した。含水性ポリマーゲルは生体組織 (ウサギ摘出組織) の T_1 値域のものを作製することができ、また共鳴周波数依存性も近い傾向を示した。含水性ポリマーゲルは FID 信号も生体組織と近似していることをあわせて NMR・CT 用ファントムの素材として適していると考えられる。

デジタルラジオグラフィ装置について

アロカ株式会社 吉野 暖地

デジタルラジオグラフィ装置はコントラスト分解能が大変優れているため、静脈からの造影剤注射によって血管像が観察できるという特長がある。また造影剤注入前後の減算像がリアルタイムで表示されるため、患者にとって検査が比較的楽に行え検査がスピーディになる利点がある。最近では単なる減算像を見るだけでなく、数値解析プログラムにより機能的診断にも応用されるようになった。

1. 原理

患者を透過したエックス線はイメージインテンシファイアーチューブで画像に変換されてテレビカメラでこの像を撮影する。この画像は、AD変換されて2つのメモリーへ記録される。造影剤注入前の画像をBメモリーへ記録し、造影剤注入後の画像をAメモリーへ導く。AからBを減算した画像は造影剤の入った血管像としてモニターに写し出される。図1は、デジタルラジオグラフィ装置の原理を示すブロック図である。

血管像影検査は、従来エックス線フィルム法により行われてきた。静脈による造影剤注入法では、フィルム上のコントラスト比が十分得られず動脈からのカテーテル造影が必要であった。図2はコントラスト比を縦軸に、認識できる物体の直径を横軸に選んだフィルム法とデジタルラジオグラフィ装置の分解能比較を表わす。フィルム法で

は、1%以下のコントラストでは、分解ができない。デジタルラジオグラフィ装置では、0.2%程度のコントラスト濃度でも分解ができる特長を持っている。

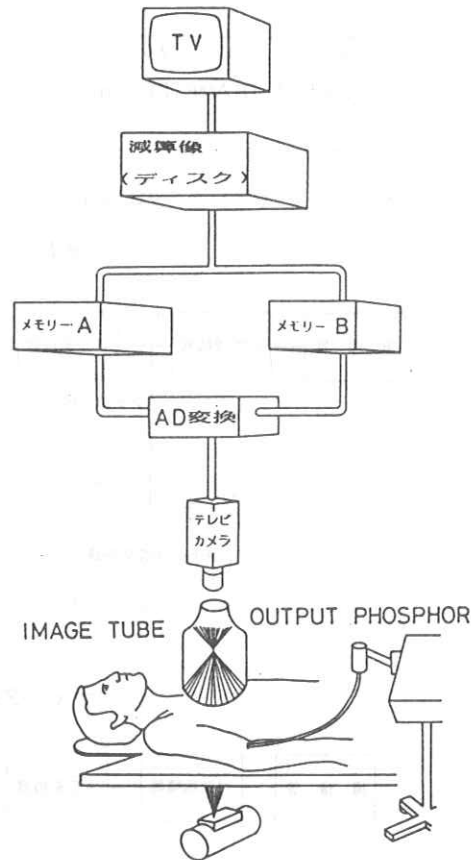


図1 デジタルラジオグラフィ装置の原理

2. アナログ記録とデジタル記録

現在製品化されているデジタルラジオグラフィ装置は記録方式の違いによりアナログ記録方式とデジタル記録方式がある。

A/D変換前又は、減算後の表示用の映像信号は、電圧の変化で表わされてアナログ信号と呼ばれている。この信号はテレビジョンの映像信号と同じでビデオテープレコーダーやビデオディスクの映像記録装置に記録する。この方法をアナログ記録方式という。

これに対し、A/D変換後の信号は1と0の数の組み合わせであり、デジタル信号と呼ばれる。このデジタルで表わされる映像信号は、コンピュータによる制御に適しており、磁気ディスク、磁気テープ又はフロッピーディスクに画像を記録する。この方法をデジタル記録方式という。

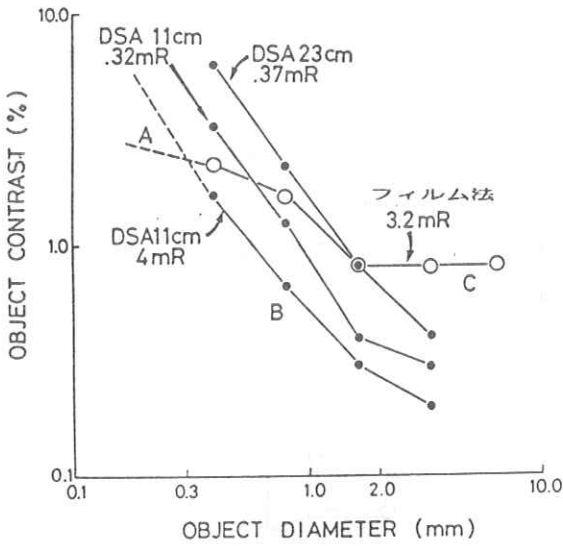
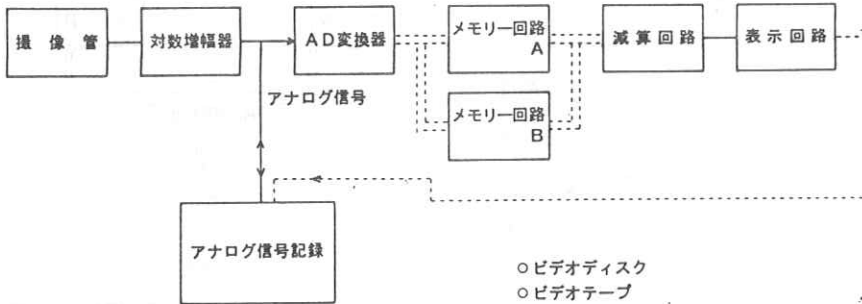
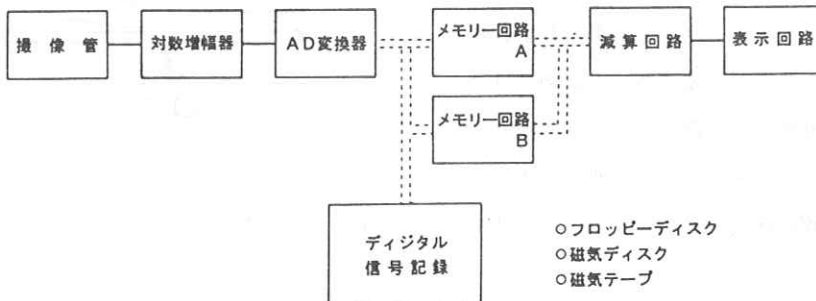


図2 フィルム法とデジタルサブトラクションアンジオグラフィ(DSA)の分解能の比較

アナログ信号記録方式



デジタル信号記録方式



(1) 忠実度記録再生

記録再生による画像の忠実度についてはデジタル記録方式が優れている。アナログ記録の場合は装置の持つS/N特性により制限を受けて記録再生により雑音成分が増加する。

デジタル信号記録の場合記録装置による忠実度再生は変らない特長を持っている。

(2) 記録速度

アナログ記録は、テレビ信号を基本としている。通常1秒間に30フレームを記録するためこれが最大記録速度となる。デジタル記録速度はマトリクス数に比例して記録転送速度は減少する。これはディスクの転送時間により制限されるためである。磁気ディスクに512マトリクス画像を記録するために、1秒間に約2枚程度が現在の技術水準である。しかし半導体メモリー及び高速デジタルディスクにより転送時間は30フレーム/秒以上も可能になってきた。

(3) データ入力方法

アナログ記録方式は、エックス線を連続照射してシネモードで観察する用途に適する。特に心臓の動きをビデオテープで再生表示する場合には有効的である。しかし高速にデータ収集することは可能であるが、1フレーム画像あたりのエックス線量は少なく画質はよくない。画質はピクセル当りの光子数が大きい程良い。このためアナログ記録方式では、通常連続エックス線により得られた画像を数枚加算して光子数を増している。画像の加算により画質は向上するが動きの大きい臓器に対しては、端部のボケを生ずる。

デジタル方式ではパルス状エックス線照射が適している。1回の照射で十分な光子数が得られ

る様に比較的大きな管電流で撮影する。パルス状の撮影のため、加算の必要はなくボケも少ない。エックス線の照射条件は、最高濃度レベルがデータ入力範囲に適合する様に設定する必要がある。1回に発生するエネルギーは比較的大きいため、高比率のグリットを用い散乱線の影響を少なくさせることができる。また大電流が繰り返し発生できる電圧発生装置が必要となる。

(4) 後処理

記録された画像に対して、数学的解析を行なう場合は、数値として記録しているデジタル方式の方が有利である。各種の画像処理を行なうためにデジタル記録方式が採用されているといつてよい。

後処理として、血流解析、左室駆出率測定、位相解析、タイムアクティビティー解析等がある。

3. マトリクスサイズ

デジタルラジオグラフィーの位置分解能はマトリクスサイズとI.Iのサイズによって決定される。9インチのI.Iによる像を512マトリクスで表示した場合には位置分解能は0.4mmとなり、細かな血管像の描出は難しくなる。この点フィルム減算法に比べ劣る。更に分解能を上げようとするならば、1024マトリクスも必要になってくる。この場合、0.2mmの分解が可能である。

位置分解能を向上させるためにマトリクスサイズを細かくすれば、当然の事ながらデータ量は2乗に比例して増大する。

高分解能画像を記録、転送するには装置は大型、高額化するだけでなく、データ入力系、表示系も高分解能化する必要がある。

表1 マトリクスサイズと分解能

マトリクス	9インチ I. I	12インチ I. I
128	1.8 mm	2.4 mm
256	0.9 mm	1.2 mm
512	0.4 mm	0.6 mm
1024	0.2 mm	0.3 mm

マトリクスサイズが512をこえるとその高精度走査を確実にこなうために、テレビカメラに特別な工夫が必要になる。

走査方法に関し、インターレース方式では線間の不均一性が減算後に表われてしまう。このためノンインターレース方式の走査方式が用いられる。

テレビカメラのターゲット面をノンインターレースで1024ライン以上走査するには、ターゲット面のライン分解能がこれ以上である事が必要である。

テレビカメラのターゲット面はなるべく大きい方が、走査の密度を高くとれるため2インチ直径程度が望ましい。

ターゲット面を広くすることにより、走査の電子ビームの電流を増すことができS/Nの増大が期待できる。テクニケア社DR 960は、2インチ径のプランビコン管を用いて1200ライン以上の分解能を有している。

表示に関しても512ライン以上の分解能のCRTが必要になり、装置が大型化になることは避けられない。

4. 動脈カテーテル法の利用

デジタルラジオグラフィ装置の大きな特長は、そのコントラスト分解能の良さから、造影剤

を静注によってもきれいな血管像が得られる点である。最近では、動脈注入によってデジタルラジオグラフィの利用が増加しはじめた。

動注法の場合は、入院が必要であり、カテーテル挿入時の危険があるが、デジタルラジオグラフィではフィルム減算法に比べて処理時間が早く、検査がスピーディーにおこなえるという利点を持つ。

動注法では、造影剤の濃度を薄めて使用できるため、検査の回数を増して、多くの情報を得ることができる。また、造影剤の濃度が高いため、細かな血管の描出が可能になる。

四肢の血管造影検査においては、動脈注入法により、高分解能像を多方面撮影が可能である。低マトリクスでは、分解能が制限されてしまうため、この点でも高マトリクス化が必要であろう。

5. インスタントフレーム

I. Iの出力窓に写る画像をテレビカメラで写す場合に、エックス線の発生とテレビカメラの走査開始時間を正しく合わせる必要がある。

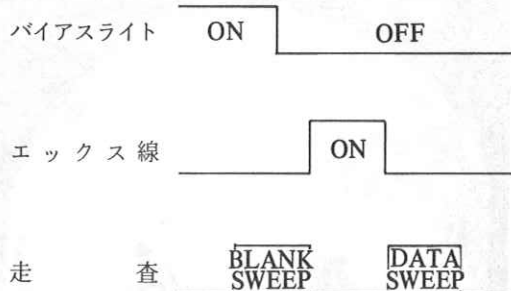
走査の途中にエックス線を照射した場合この画像は、一画像として完成されていないため、捨ててしまっていた。この分無効なエックス線照射がされた事になる。

特にパルスエックス線の場合、エックス線が発生されている時は、全ての画像情報をカメラチューブのターゲット面に蓄積を行なう。エックス線が停止した後に走査をして、ターゲットに蓄積された像を収集する。

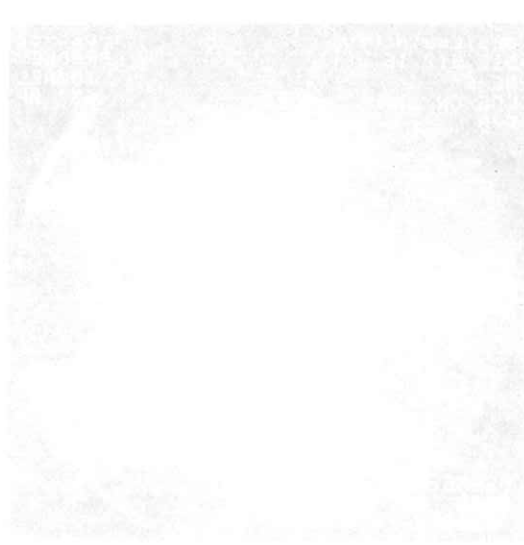
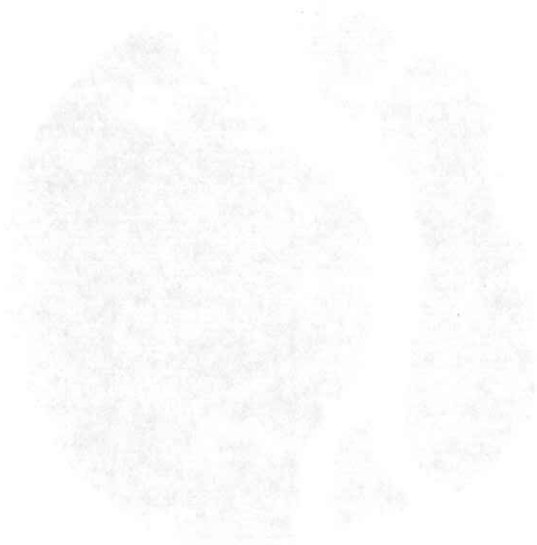
次々と発生するパルスの為、テレビカメラは、前回の照射の影響がわずかづつ残り、これが一連

画像に積み重ねられてゆき、濃度が徐々に変化してしまふ。これを避けるため、エックス線照射前まで、テレビカメラ前面に配置したバイアスライトを点灯させてカメラのターゲット面を均一照射しておく。エックス線照射直前にバイアスライトを消して、今度は、真っ暗な画像を走査する。

これは、エックス線が照射されていない時間にターゲットを明るく均一に照射して、前の照射により残った情報を完全に消去してしまう。これによりDR値の安定性を増す事ができる。この方式をインスタントフレーム又は、**Ready-State**方式と呼ばれるもので、テクニケア社のDR-960装置に使用されている。



インスタントフレームのデータ収集



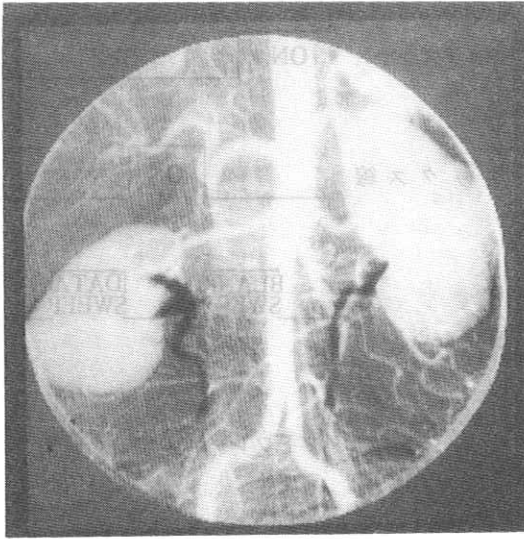


写真1. 腎臓と腹部大動脈静脈造影法による。

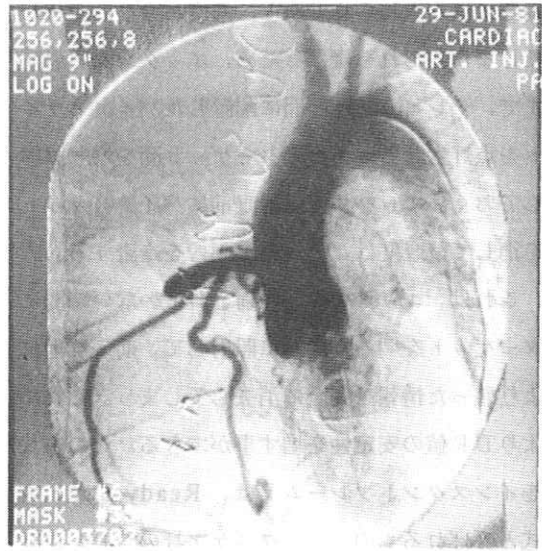


写真2. 大動脈弓部と冠状動脈
動脈からのカテーテル造影，バイパス手術後の経過を見ることができる。

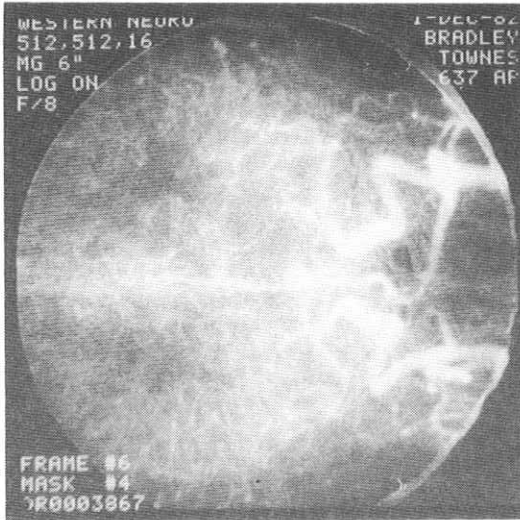


写真3. 頭部正面像
静脈造影法による。

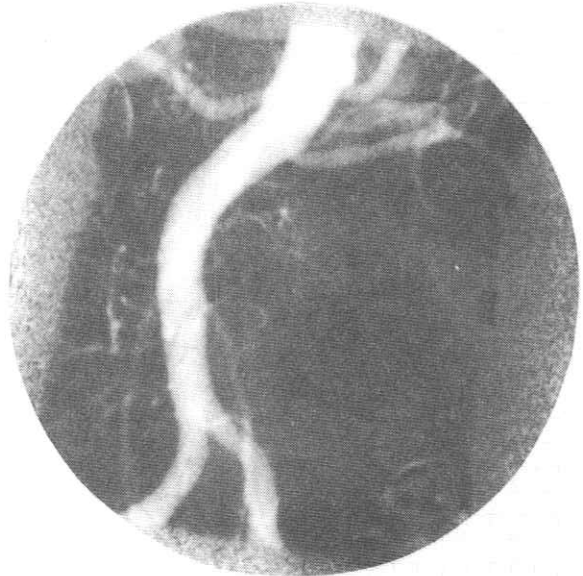


写真4. 腹部大動脈からの分岐部
静脈造影法による。

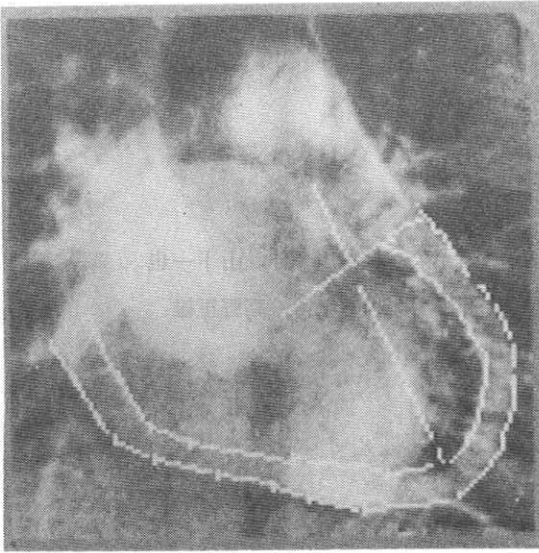


写真 5. 左室壁の描出。拡張末期像で心壁造影前と後の減算を行ったもの。

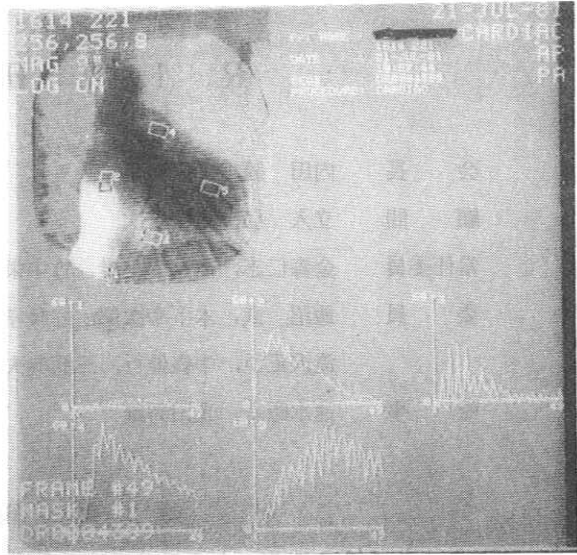


写真 6. 血流解析プログラムによる心臓各部の造影剤濃度をプロットしたものの。

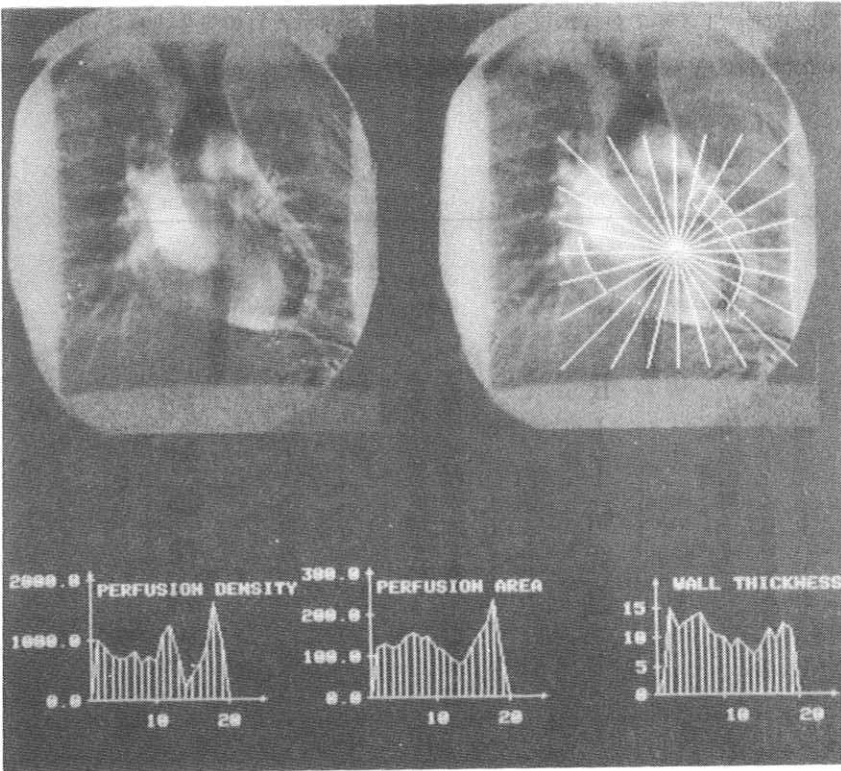


写真 7.

左室壁の拡散解析心尖部と大動脈弁の中心より15度の角度で左室の拡散状態を調べたもの

下右は各セクター上の左室厚(ピクセル数)下中は各セクターにより囲まれた面積。下左は各セクターの密度を調べたもの。

R. I. I. 研究会

会 長 内田 勝
顧 問 立入 弘, 高橋信次
常任委員 金森仁志, 佐々木常雄, 竹中栄一, 津田元久, 長谷川 伸, 山下一也
委 員 飯沼 武, 木下幸次郎, 佐藤孝司, 佐柳和男, 杉本 博, 高野正雄
滝沢正臣, 中森伸行, 三浦典夫, 矢仲重信, 山崎 武
監 事 速水昭宗, 光田秀雄

編 集 後 記

3年続きの冷夏のあと、今年は久しぶりに猛暑となって面喰っています。

今回、13年ぶりに、事務局がもとの阪大に戻り、編集責任がまわってきました。昭和39年3月の本研究会発足当時から、何時かはお鉢がまわってくるものと覚悟していたものの、改めてこの仕事の困難さと責任の重大さを痛感しています。13年の長きに亘って事務局を担当された竹中先生と長谷川先生に心から敬意を表するとともに、皆様方の絶大なるご協力をお願い申し上げます。(K)

放射線像研究

発行 昭和五十八年六月

編集者 金森仁志

〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電気工学科内

電話〇七五―七九一―三二二―

内線 五八五

発行所 R I I 研究会

発行者 山 下 一 也

〒560 豊中市兼山町一―一

大阪大学医療技術短期大学部

電話〇六一八五五―二二八―

印刷所 京都市左京区下鴨高木町

有限会社 北斗プリント社

電話〇七五―七九一―六二二五