

画像通信

Vol. 6 No. 2 (通巻11)

目 次

第14回 画像分科会研究発表会抄録

The design and performance of a scanning
multiple slit assembly (抄訳)

Gary. T. Barnes

昭和58年10月

社団法人 日本放射線技術学会
画 像 分 科 会

第15回 画像分科会の予告

日 時 : 昭和59年3月31日(土) 17:00 ~ (予定)

場 所 : 長野県松本市内

《自由討論の集い》

「画像について語ろう」

問題提起:

「ディジタル・X-レイ・イメージングは、どこまで従来の撮影法に代わり得るか」

講師 : 佐々木 常雄 先生 (名古屋大学)

座長 : 山崎 武 先生 (滋賀医科大学)

パネラー : (分科会常任委員全員)

内田 勝, 津田元久, 滝沢正臣, 金森仁志

田中俊夫, 川村義彦, 若松孝司, 山下一也

今回はとくに、佐々木先生の参加を得て、画像技術における焦眉の課題であるディジタル・イメージングを日常の臨床の場に視点をすべて、広く多角的討論をします。ご参加を期待します。

第14回 画像分科会御案内

日 時 : 昭和58年10月29日(土) 13:30 ~ 18:00 (予定)

会 場 : 神戸国際会議場 501会議室(5F)

学会兵庫支部後藤支部長のご好意で、上記のように会場を設定いたしました。

教育講演 13:30 ~ 15:30 座長 津田元久先生

「デジタルイメージングの先がけとなったもの」

信州大学医学部 龍沢正臣先生(分科会常任委員)

一般研究発表会 15:30 ~ 18:00

1. 臨床撮影におけるMTF

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部

畠川政勝, 小堺和久, 吉田梨影, 岩本健治

2. 雑音の発生する検出器の検出能について

国立循環器病センター 放射線診療部

若松孝司, 横山博典, 粟井一夫, 田中勲

3. モーメントによるX線焦点の性能評価

産業医科大学病院放射線部

中野務

4. 画像研究のためのX線スペクトル測定 I ——高純度Ge検出器——

大阪府立工専 松本政雄

京都工織大 金森仁志

〃 中森伸行

◦発表は15分以内、討論は15分以内でお願いします。

◦スライドは一面です。

【 第14回 画像分科会研究発表会予稿 】

1. 臨床撮影におけるMTF

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

畠川政勝, 小堺和久, 吉田梨影, 岸本健治

頭部, 四肢等, 各撮影部位に用いられているシステムのMTFを3次元で表示し, 目的部位に応じたシステムの選択を検討する。

また同時にテストチャート像と MTFとの比較も行なう。

2. 雑音を発生する検出器の検出能について

国立循環器病センター放射線診療部

若松孝司、横山博典、栗井一夫、田中 獻

スペクトル S/N 比をもちいた検出能による総合画像評価の理論によって、理想的検出器による検出能スペクトルおよび検出能に対する理論式を導出し、実際面への適用を明らかにしたが、今回これを発展させ雑音を発生する一般の検出器による検出能スペクトルと検出能について報告する。

3. モーメントによるX線焦点の性能評価

産業医科大学病院放射線部 中野 努

従来、X線焦点寸法はそのX線強度分布の幅、あるいは焦点のMTFが最初に0になる空間周波数の逆数をもって表わしてきた。

しかし、焦点の分布の形が異なる場合、これらの測定から得られた焦点寸法と画像性能が一致しないことが言われてきた。

今回、X線焦点の性能を焦点のX線強度分布の二次、三次および四次のモーメントによって表わすことを考えた。それぞれのモーメントは異なった性質の画像性能を表わし、焦点の画像特性はこれらの低次のモーメントの中に集約されている。

4. 画像研究のためのX線スペクトル測定 I —— 高純度Ge検出器 ——

○松本政雄（大阪府立工専）

金森仁志（京都工織大）、中森伸行（京都工織大）

最近の半導体検出器の発達により、画像研究に重要なX線スペクトルの測定が多く行われるようになってきた。われわれも、高純度Ge検出器を用いてX線スペクトルの測定を行っている。

今回は、画像に影響を及ぼす散乱線が高純度Ge検出器に斜め入射する場合を想定し、その時の高純度Ge検出器の応答を、 ^{241}Am を用いて測定したので報告する。使用した高純度Ge検出器はORTEC社製のGLP-1113-06180で、その活性領域は、直径が6mm、厚さが5mm（カタログ値）である。

測定の結果、活性領域の有効径は直径の半分の3mmであり、この有効径内で、斜め入射角が25度までは、中心での応答との誤差が5%以内であることがわかった。

「多スリット走査方式(Scanning Multiple slit Assembly, SMSA)の設計と性能」 G. T. バーンズ 他

The design and performance of a scanning multiple slit assembly

Gary T. Barnes and Ivan A. Brezovich^{a)}

SAMAは、放射線医療における散乱線の低減を目的として開発され、組み立てられた装置である。

I 序論

散乱線は画像のコントラストを低下させ、画質を劣化させる。一般に scatter degradation factor (SDF, 散乱劣化因子^{*})は次の式で表わす。

$$SDF = (1 + S/P)^{-1} \quad (1)$$

ここで、S/Pは散乱線/直接線比である。比較的小線量の散乱線でもコントラストに大きく損失を与える事実を図1に示す。

アラバマ大学では、多スリット走査方式の装置を作り、高度の散乱線除去を行ない、より多くの直接線透過率を得ている。本論文は、この装置の設計上の考察と、グリッド方式との定量的、定性的な比較をしたものである。

II 設計上の考察

A. 一般的必須条件

SMSAが腹部撮影に有用であるためには、次の一般的必須条件が必要である。(1)患者との密着性、(2)走査の均一性、(3)短照射時間(1/2秒以下)。

この装置に設備される後スロット(aft slots)は、一般的のグリッドよりスペースを多くとるので、カセット面より~8cmの位置に撮影台表面があり、121.9cmのSID(焦点-像面間距離)を用いればよいことがわかっている。

焦点と前スリット(fore slits)間を50cmとすれば、患者までの距離(間隔)は60cmまでよい。

X線装置は、均一照射を行なうことから、3組12ピークの装置がよい。脈動率は~

FIG. 1. Plot of the fraction of primary beam contrast imaged or SDF vs s/p.

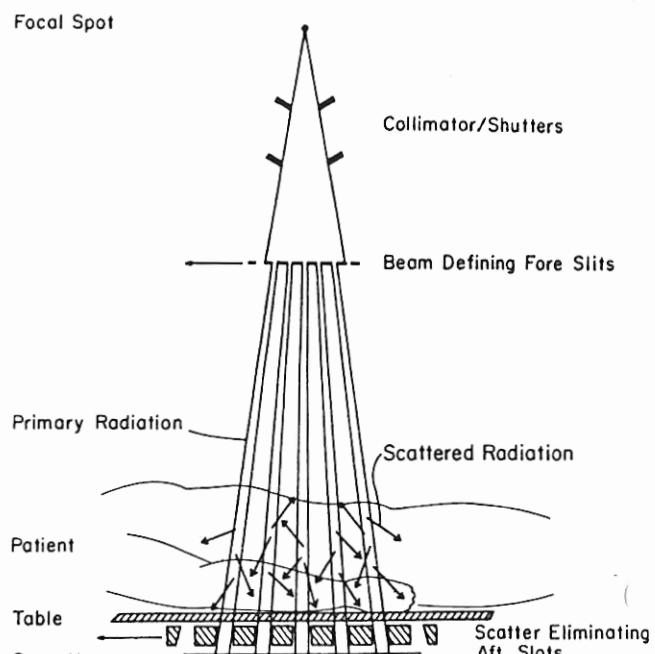
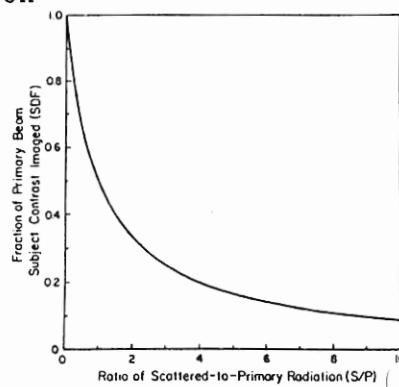


FIG. 3. Principle of SMSA.

TABLE I. Comparison of 3φ 12:1 grid and SMSA techniques.^{a)}

Patient thickness (cm)	X-ray tube voltage (kVp)	X-ray tube current × time (mA·s) 12:1 grid ^{b)}	SMSA ^{c)}
20	76	30	216
25	96	30	216
30	112	30	216

^{a)} For Kodak RPL film combined with DuPont Hi Plus screens.

^{b)} 101.6 cm SID.

^{c)} 121.9 cm SID and 20% field coverage by fore slits.

3.4 %でコンスタントな出力が得られる。

X線の曝射は、SMSAのスリットの作動が終えた瞬間に終えていなければならぬ。もしこれがうまくいかないときは、スリットのスタートとストップ位置でX線がオーバーラップして、スリットの線が現われる。このため、SMSAでは、装置自身で発動、終止が可能になるように仕組んでいる。図3はSMSAの原理図である。

SMSAは、通常のものと比べ、SIDが長く、コリメータによって、限定されたX線が前スリットによって減弱されるので、X線管負荷が実質的に増加する。また、照射時間を1/2秒以下にする必要から、管電流にも制約がある。表Iは、アラバマ大学でのSMSAが、必要とする管電流量(mAS)を示している。

B. スリット巾、スリット間隔、 スロット深さ

散乱線と直接線の割合と、フィルム面での散乱の分布は、ナロー、ビームの照射野におけるスリット巾とスロット深さから換算して測定できる。

図4は、0.5 cm巾と3.0 cm深さの後スロットを装備したSMSAにおいて、散乱線/直接線比の計算値と、スリット間隔を変えることで変化する照射野との関係を示したものである。

図5と図6は、後スロット深さと前スリット巾、後スロット巾を、それぞれ変えて、散乱線/直接線の透過の割合が照射野の前スリットを20%遮へいしたときにどうなるかを示したものである。図4～図6における計測値は、20 cm厚さで、36×43 cmのアクリル樹脂ファントムが80 kV(1φ)のX線での値である。また、12:1, 31.5本/cmグリッドを使用した場合も比較のため表示している。

図4では、遮へい照射野が50%から20%に減じたとき、散乱線低減の有意の結果が

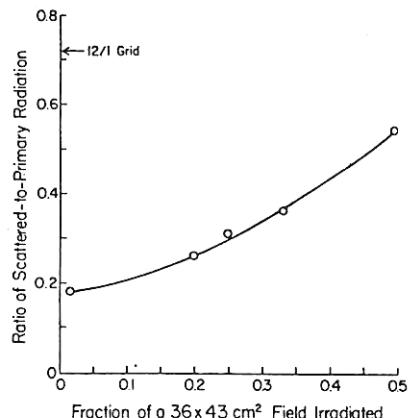


FIG. 4. Plot of imaged s/p vs fraction of a 36x43 cm field irradiated for SMSA with 5-mm-wide and 3-mm-deep slots illustrating the effect of varying the separation distance between slits.

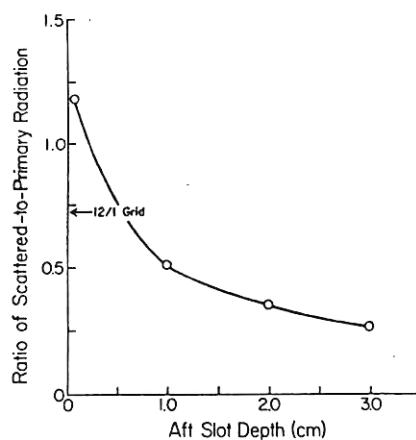


FIG. 5. Plot of imaged s/p vs aft slot depth for SMSA with 5-mm-wide and 3-mm-deep slots and 20% coverage of a 36x43 cm field.

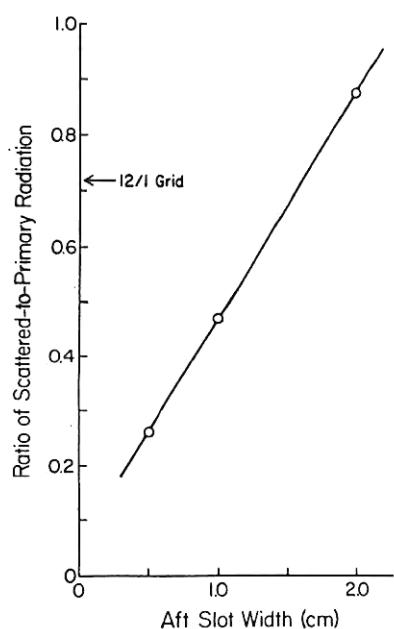


FIG. 6. Plot of imaged s/p vs aft slot width for SMSA with 3-mm-deep slots and 20% coverage of a 36x43 cm field.

得されることを示している。

図5は、ある後スロット巾と遮へい照射野に対して、後スロット深さを大きくすることによって、散乱線を減じることを示している。図6は、SMSAの性能上の主な効果が、後スロット深さ、遮へい照射野に関して、後スロット巾を減少することで実現できることを示している。この効果は、前スリットの幾何学的位置による不鮮鋭が、後スロットのレベルに表われる一次線の損失という問題によって限定を受ける。

この現象を図7(a)に示している。また、図7(b)において、前スリットで限定されたX線ビームの後スロットでの一次線の透過率が、SMSAの幾何学的のことと、1.4 mmの実効焦点に対応してどうなるかが示されている。そして、後スロットの巾が5 mmより小さいとき、一次線が著しい損失を起こすことを示している。

以上の要因を考察すると、後スロット巾と間隔がそれぞれ4 mm、即ち同心照射野が20%の遮へい率となる。

C. 前スリットと後スロットの整合性

後スロット深さが大きく、高グリッド比(7.5:1)のため、後スロットは3 cm離れた2枚の鉛板がセットになってできている。

鉛板にはスリットがあって、そのサイズや間隔は、それぞれ前スリットからの投影の具合によって決定される。

前スリットと後スロットの2枚の鉛板は、管焦点付近の位置に取付けられている連けい軸でつながっている。これによって、走査中の三枚の板の連けい動作が維持できる。

D. Motor-generator の接続部

(接続回路)

SMSAの作動には、直流式サーヴォモータとコントローラを使う。走査動作が照射の開始と停止の信号をコントロールするようX線装置に接続されている。照射ボタンを押す

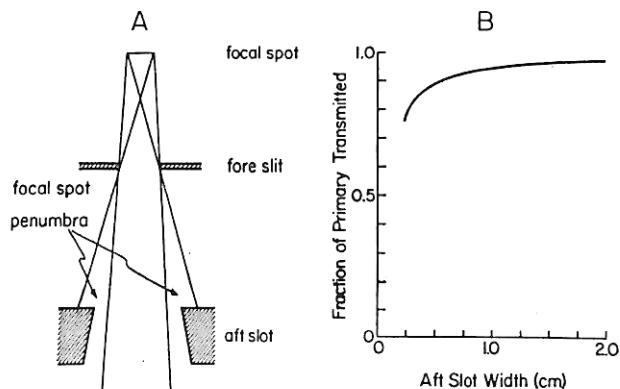


FIG. 7. Loss of primary due to unsharpness of fore slits at aft slots. (a) Geometry of focal spot, fore slit, and aft slot. (b) Plot of primary transmission vs aft slot width for 1.4 mm effective focal spot and 2.46 magnification of fore slit at aft slot.

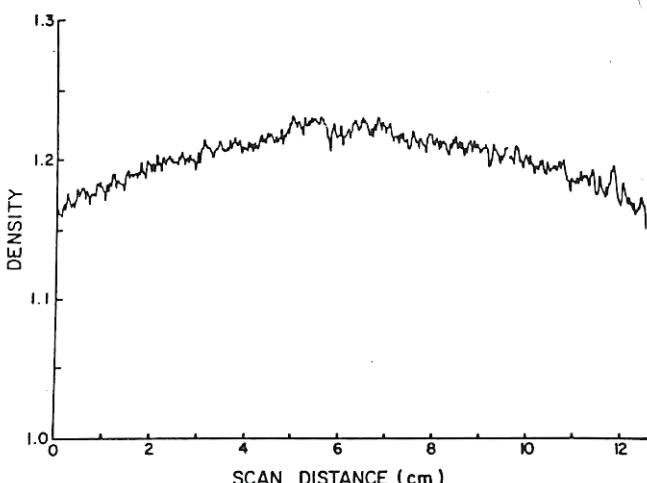


FIG. 9. Microdensitometer trace of SMSA radiograph (Kodak RPL film/DuPont Hi Plus screens) of Lucite phantom illustrating scan uniformity achieved. Technique factors were 90 kVp, 600 mA and $\frac{1}{3}$ s. The trace was obtained with a Joyce-Loebl microdensitometer having a 0.2, \times 4 m² aperture with the former dimension aligned with direction of SMSA and microdensitometer scanning movement.

TABLE IV. Ratio of scattered-to-primary radiation transmitted by SMSA and commonly used grids for different x-ray tube voltages.^a

Scatter reduction technique	X-ray tube voltage			
	60 kVp	80 kVp	100 kVp	120 kVp
None	5.5	6.6	7.2	7.1
8:1 grid ^b	0.72	1.0	1.2	1.4
12:1 grid ^b	0.48	0.62	0.76	0.87
SMSA	0.16	0.20	0.22	0.22

^a Determined employing an 18-cm-thick, 30 \times 30 cm Lucite phantom.

^b Fibre interspace grids having 31.5 lines/cm and respective lead contents of 363 and 572 mg/cm².

と、X線管のロータが操作速度に達するまでの遅れ時間を保った後で、走査が始まる。後スロットの部分が~7cmまでの距離を動いて均一速度に達すると、位置のセンサーがX線装置に入る。16cmの距離(すなわち、低い方の後スロット鉛板における8スロット間隔と等距離)を走査すると、2番目の位置センサーによって照射が終る。

E. 均一走査の問題点

初期テストの段階で、不均一な露光の問題が多少認められた。それは、(1)振動の問題、(2)照射開始時のモータ速度の過速、(3)照射中のmAの低下、などの問題である。

上記(2)と(3)の問題が改善された後でも、均一走査は得られなかった。それは、X線管からの放射線強度が指數関数的に減じ、照射開始後、~400msで平衡に達することを観察した。

放射線強度の低下は、管電流の低下に符号するという結論が出された。

このたとえは、フィラメントからの電子の熱放射、または、熱蒸発による冷却効果によるものと断定した。この影響を補正するための簡単なmAスタビライザーを作った。

図9は、以上の結果得られた均一走査の状況を示したもので、いろいろの間隔でのマイクロデンシトメーターで観察した濃度の分布である。ここで、僅かの、しかし臨床以上ほど重要でない2.0cm間隔での周期的な濃度の変動が表われている。しかし、これは、数カ月にわたる期間中、さしたる困難も起こらず調整も不要であった。

III S M S Aの性質

A. 定量評価

S M S Aの定量的性能評価には、S M S Aによる散乱線の相対強度と、同条件下での一般的グリッド使用時の散乱線の相対強度とを比較する。

それはファントム(アクリル樹脂、18cm厚さ、30×30cm)の中央に小さな鉛板をおく。X線ビームは小鉛板のところではストップし、散乱線のみが、他の部分では直接線と散乱線とが像を作る、という方法である。

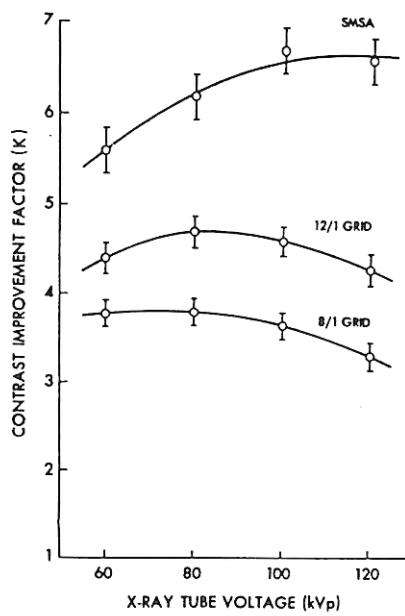


FIG. 10. Plot of contrast improvement factor (K) of commonly used grids, and SMSA vs kVp.

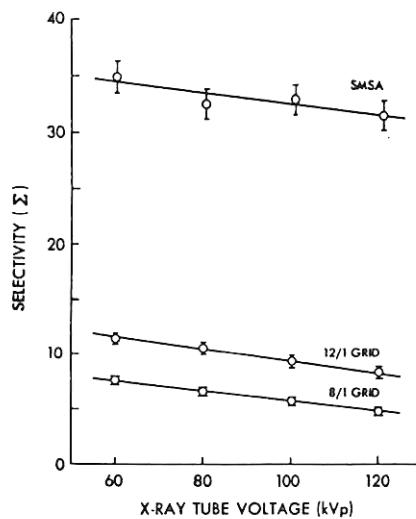


FIG. 11. Plot of selectivity (Σ) of commonly used grids, and SMSA vs kVp.

増感紙／フィルム系によって得られた濃度を、センシトメータで得られた特性曲線で比照射量に変換した。6回照射して、その平均値を出した。

以上 の方法は、小銘板でX線ビームをストップして散乱線を求めるため、検査方法によって生じる誤差を補正する目的で、直径が7から12mmまでの一連の小銘板を6個使用した。

8:1と12:1のグリッドと、SMSAにおいて、使用管電圧は、60kV, 80kV, 100kV, 120kVで測定した。測定結果を表IVに示した。各散乱線／一次線化に対して試みた6回の標準偏差は6%であった。X線ビームのストップ補正は、それぞれ8:1は8%, 12:1は11%, SMSAは15%であった。

SMSAでは、12:1のグリッド(～1/3)または、8:1グリッド(～1/5)よりも散乱線量は非常に少ない。

コントラスト改善能 η は、グリッドまたはSMSAを使用するSDFと、使用しないときのSDFとの割合であり、表IVのデータから計算できる。図10は、コントラスト改善能 η の計算値と、管電圧との関係をグラフに示したものである。kVによって、SMSAのコントラストの向上は、8:1のグリッドのそれより～50%～100%, 12:1のグリッドのそれよりも～25%～50%大きくなることがわかる。

また、選択能 Σ (グリッドの一次線対散乱線透過率)も、表IVのデータを使って計算できる。図11はkVと Σ の関係を示したものである。SMSAの選択能の方が大きい。それはSMSAの一次線透過率が大きく、散乱線透過率が小さいからである。SMSAの選択能が、60から120kVの域でX線ビームの線質にはほとんど影響されないという事実は興味がある。

B. 定性評価

SMSAの臨床的性能を調べるために、通常のグリッドで撮影した一連の患者のフィルムと比較する。

SMSAでは、腰椎側方向のように大きい被写体のX線写真でのコントラストの向上が最もよかつた。

SMSAの皮膚入射線(ESE)は、グリッドのそれの60%～140%の間で変動した。すぐれた散乱線減少の技術を用いれば、照射線量を少なくしてすぐれた画像も可能であることは文献などでも明らかである。SMSAで、グリッドの場合より30kV高い管電圧で、同等コントラストの画像を得る試みをした。

その結果、グリッド使用時(12:1, 40.6本/cm, 70kV, 600mA, 0.15sec, 102cm, 700mR)に比べて、SMSAの場合(106kV, 600mA, 1/3sec, 122cm, 255mR)は、ESEでは1/2以下になった。そして、コントラストも僅かにすぐれていて、グリッド使用時のフィルムと見比べて、診断的にもすぐれていると、放射線医が判定をしている。

同じkVにおけるX線撮影に関して、SMSAのブッキー・ファクターは、グリッドのものより3.3から9.5倍大であった。一方、同等コントラストのX線撮影に関しては、2.3倍大であった。

IV 結論

定量的、定性的にみれば、SMSAは腹部撮影の場合のように、散乱の影響が大きいとき好効果を得る。このような装置は、乳房撮影においても有効であろう。乳房撮影では、散乱がコントラストの低下を起こし、通常のグリッドは低電圧で、X線透過率が悪いので使用できない。SMSAは通常のグリッド法に比べ少量のX線照射で同質の画像を作る。また、同量のX線照射でより良質の画像を作る。

表IVのデータに、(1)式を当てはめてみると、可能なコントラストの80%より僅かに良質の画像が得られ、さらにそれ以上の改善さえ望み得る。

また、この装置では、X線管の負荷を僅かに増やすだけで、散乱線の低減効果を増大することができる。さらに別の方法として、直線状スリットでなく波状スリットで走査する方法が提案できる。

〔注〕

1) 本論文は、画像通信 10 号 6-13pp に掲載した「The design and performance of a scanning multiple slit assembly」(G. T. Barnes, I. A. Brezovich) [Med. Phys. 6(3), May/June 1979] の日本語訳である。完訳ではなく、その大意を伝えているにすぎない。

2) 訳に不充分なところが多くあると思うが、概略、論文の伝える内容は理解できると考える。

3) 文責は山下である。

4) 原文は、図 1~13, 表 I~IV である。写真は、本文の性質上割愛した。

※ SDF は、(1)式からも明らかなように直接線含有率と同義である。

〔MEMO〕 Department of Diagnostic Radiology, University of Alabama School
of Medicine, The University of Alabama in Birmingham, Birmingham—
ham, Alabama 35233

(Received 14 April 1978; accepted for publication 24 October 1978)

<あとがき>

4月の第1・3回分科会では、Dr. Barnes の講演を中心に、質疑あり討論ありで盛会でした。シカゴ大学土井教授の大変適確な通訳ぶりには目をみはる思いがしました。そのお蔭で、全体にわかりやすく、突っこんだ討論がなされたと思います。土井先生の3人分のお働きに心から感謝します。

本号は、第1・4回分科会の研究発表会の予稿集を中心にまとめましたが、演題数がすくなくて一寸ガッカリでした。それでも、それぞれの内容が、いずれもしっかりしていて、当日の討論が期待されます。

画像分科会に対する要望、注文、その他ありましたら、ご遠慮なくご連絡下さい。

(山)

* 会費を納めて下さい。
* 1,000円です。
* 学会事務局宛お願いします。

昭和58年10月1日発行

(社)日本放射線技術学会

画像分科会々長 内田 勝

〒604 京都市中京区西ノ京壱井町88

二条 プラザ内

TEL (075)801-2238