

画像通信

Vol. 15 No. 1 (通巻28)

目 次

- ★ 第31回画像部会(横浜)案内
総会
1991年度経過報告、1992年度事業計画案、役員改選
- ★ 「画像について語ろう」
――――「分かりにくい画像のX線強度表示」をめぐって――――
- ★ 第32回画像部会(山形)予告
- ★ 画像セミナー
- ★ 第6回画像リフレッシャー・スクール資料から
国立福知山病院 岩松孝司

1992年4月

社団法人 日本放射線技術学会
画像部会

〒604 京都市中京区西ノ京北壱井町88
二条プラザ内

第32回 画像部会予告

日 時 : 1992年10月16日(金)

場 所 : 山形市民会館

プログラム : ① 教育講演 午前

テーマ 未定

② 「画像について語ろう」 午後

未定

画像セミナー開催予告

第7回画像リフレッシャー・スクールの画像セミナーの開催を予定しています。開催場所および開催日程は、未定です。案内の詳細は、おって学会誌に掲載いたします。

第31回 画像部会のご案内

日 時 : 1992年4月2日(木) (15:00~18:00)

場 所 : パシフィコ横浜・T-3-5

プログラム : (1) 総 会 15:00~15:30

1991年度事業経過報告

1992年度事業計画案

役員改選

その他

(2) 「画像について語ろう」 15:30~18:00

画像討論 : 『X線強度』って何?

――「分かりにくい画像のX線強度表」をめぐって――

話題をまとめる人 東京工芸大学工学部 津田 元久

話題を提供する人 京都大学原子炉実験所 佐藤 孝

話題にからむ人 1 名古屋大学医療技術短期大学部 前越 久

〃 2 広島大学歯学部 小寺 吉衛

〃 3 NTT東北病院放射線科 大久 敏弘

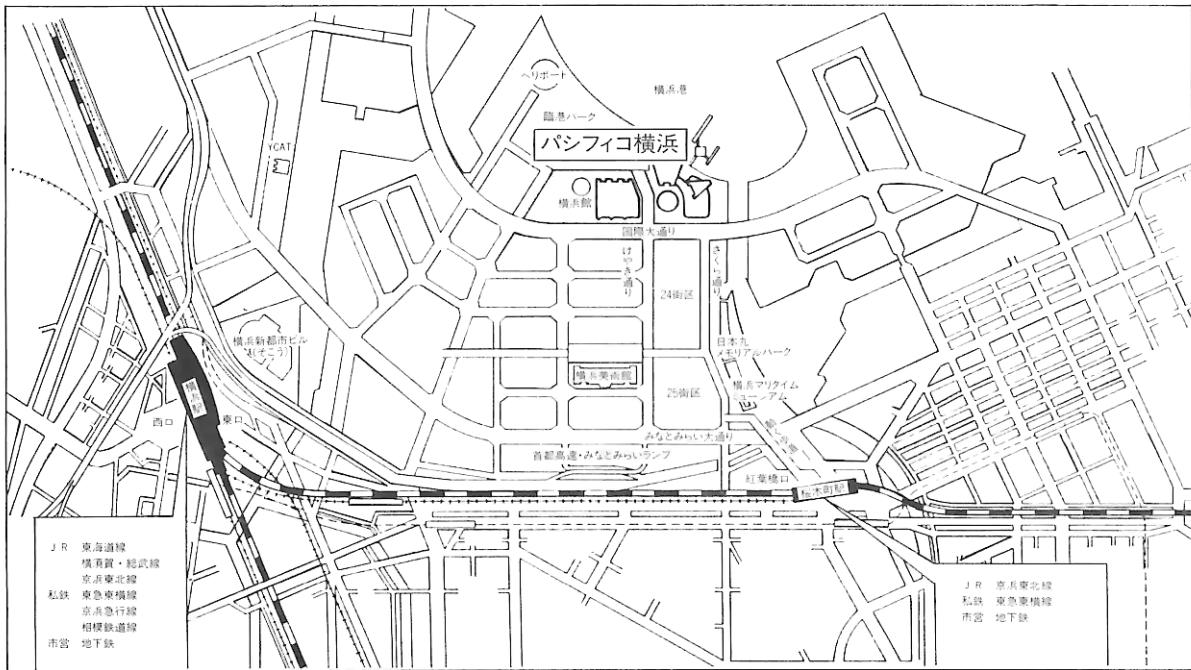
〃 4 会場の多くの方々



学会誌47-12(pp2113-2115)に掲載されている佐藤孝司先生の「分かりにくい画像のX線強度表示」は、「画像」と「X線(放射線)」の「分かりにくい」関係を広い視野にたって、大胆に問題提起されています。この問題は単に画像に限らず、X線(放射線)を手段として何らかの目的を達成しようとするときに、大なり小なり煩くつきまとう問題でもあります。

この機会に、佐藤先生を囲んで、それぞれの立場でそれぞれに『X線強度』を語りあっていただこうというわけです。もちろん単に、X線強度に限らず関連するいろんな問題を「話題」にしたいと考えています。

パシフィコ横浜周辺図



桜木町駅	徒歩	(動く歩道)		→	パシフィコ横浜	15分
	バス	横浜駅東口 バスターーミナル(3番)		↔	パシフィコ横浜	5分
横浜駅東口	タクシー		タクシー	→	パシフィコ横浜	10分

1991年度 画像部会 事業報告

1. 平成3年4月4日 第29回画像部会開催
会場 京都パークホテル 第2会場 参加者数 167名
 1. 画像部会総会開催 (1) 1890年度事業経過報告
(2) 1991年度事業計画提案 いずれも承認
 2. 教育講演「胸部X線画像のコンピュータ支援診断」
講師 大阪大学バイオメディカル教育研究センター教授
田村 進一 先生
 3. 「画像について語ろう」 画像・なんでも相談室

司会	山口大学	大塚 昭義
分担者	宮崎医科大学	稻津 博
	広島大学	小寺 吉衛
	大阪市立大学	畠川 政勝
	岐阜大学	藤田 広志
	国立福知山病院	若松 孝司
2. 平成3年8月23日-8月25日 第6回画像リフレッシャースクール開催
会場 関西地区大学セミナーハウス 受講者 17名

講習	「デジタル画像評価とニューラルネットワーク」 岐阜大学 藤田 広志
	「コンピュータ支援診断と最近のトピックス」 岩手医大 桂川 茂彦
	「ファジー測度論による画像評価」 阪大医短 山下 一也
	「CRとPACSの最近の動向」 阪大医短 稲邑 清也
演習	「画像処理の基本演算」 国立循環器・研究所 柳原 圭雄
	「ROC演習」 畠川 政勝
	「NEQ解説」 若松 孝司
	討論会・画像雑学・画像讃歌 司会 小水・段床
経費	総収入 575,000円 剰余金 22,870円
3. 平成3年10月25日 第30回画像部会開催
会場 熊本市民会館 参加人員 126名
 - (1) 教育講演「ファジー理論の医療への応用」 川崎医大 有田 清三郎 氏
 - (2) 一放射線画像の現状と将来 アンケートからみた管理の現状と将来
「専門委員会・画像管理システム班からの報告」

座長	信州大学 滝沢 正臣
報告者	慶應大学 安藤 裕
	神戸大学 今井 方丈
	聖マリアンナ医科大学 今村 恵子
	富山医科薬科大学 倉西 誠
	大阪大学 森 嘉信・祐延 良治
 - (3) 第30回記念懇親会 熊本共済会館 五峰閣 参加者 26名
4. 画像通信発行 4月 1日 Vol. 14 No. 1 (通刊 26) 12P
10月 1日 Vol. 14 No. 2 (通刊 27) 12P
5. 常任委員会開催 4月 4日, 8月 1日, 8月23日, 10月25日,
全委員会 開催 6月22日, 2月21日

1992年度 画像部会 事業計画

1. 第31回画像部会開催 1992年4月2日
横浜市 パシフィコ横浜
総会開催 1. 1991年度経過報告
2. 1992年度事業計画提案
3. 役員改選
「画像について語ろう」討論会
一分かりにくい画像のX線強度表示をめぐって
話題提起 佐藤孝司 京都大学原子炉研究所
話題討論 前越 久 名古屋大学医療技術短期大学部
小寺吉衛 広島大学
大久敏弘 NTT東北病院
会場参加者
座長 津田元久 東京工芸大学
2. 画像セミナー開催
関東での開催の予定（会場と費用のめどがつけば計画する）
3. 第32回画像部会開催 1992年10月16日 山形市
講演 画像解析 講師 桂川茂彦氏 岩手医大
討論 治療画像と核医学画像 (予定)
4. 技術学会誌上講座「画像評価法」共同執筆
5. 画像通信発行 Vol.15 No.1(春), No.2(秋)
6. 常任委員会開催 4月, 7月, 8月, 10月, (4回)
全国委員会開催 6月, 1月 (2回)

討論

分かりにくい画像のX線強度表示

京都大学原子炉実験所 佐藤孝司

X線写真の撮影、読影に端を発した放射線画像の研究はレスポンス関数、情報理論を基に画像のMTF、ROC評価から観察者の学習機能までも数値化し、今や技術学会の主要な学問領域となっている。私も幾度かこの研究仲間に加わろうと参考書を読むのだが、使われている言葉の内容の多くが物理屋の感覚になじめずいまだにもたついている。

医療での画像研究の大きな目的は得られた被写体像から最大限に医療情報を引き出すことで、X線撮影系ではビーズ玉やX線チャートを撮影し、この像との比較で撮影系全体の特性を数値評価しようとする試みが続けられている。

本来、X線写真の画像は各種の物理・化学現象が集まり成り立つもので、この過程をたどる被写体内部の物理情報はX線で抽出されてX線強弱のイメージ像と変わり、さらにこれが増感紙の発光像、写真潜像、フィルム銀粒子像と次々と形態を変えて最後に観察できる写真像が得られる。この間には像を保持する媒体もX線／光／電子密度／銀と変化し、この度ごとに複雑な物理現象が関与して情報伝達に歪が現われてくる。

これからもわかるように、一枚のX線写真像から個々の物理現象を復元してもとの情報を正確に引き出すには電気工学、放射線物理、応用物理、光学、写真、医学の膨大な知識が必要となり、現実には不可能に近い。

したがって、目に見えない像の変換過程をすべてブラックボックスと考え、被写体とそのX線像の相関をいち速く研究対象に取り上げたのは立派と言える。

X線実験に使われる用語

X線画像の研究分野では『X線管からの放射されるX線強度』『MTFは写真濃度からX線強度に変換』『写真像の中のX線強度』などの表現がよく使われる。この表現は特に測定量を限定しない時には便利な言葉だが、実験で物理量の測定が伴う場合にはしつくりしない。

画像に限らず種々の物理現象を評価するには実験による裏付が必要で、これには必ず物理量の計測が伴う。計測の基本となる量と単位には国際的な取り決めがあり、これに従った計測をしなければ実験の再現性は得られず、他で行った実験とも整合が取れなくなってしまう。

画像の研究の基本となるフィルム像は明らかに物理量の変換過程を経て作られたもので、個々の現象については関連する学問分野の定義や言葉使いを重んずる必要がある。

1) X線の照射条件

X線照射を伴う実験の多くは照射条件としてX線装置にプリセットされている管電圧、管電流、照射時間の値が記録される。

これは「明朝7時にセットした目覚まし時計が実際には7時5分にベルが鳴った場合、ベルが7時に鳴った」と真実を無視して言うのと同じで、実測値を重視する実験で真のX線管の動作条件を記録しないのは片手落ちとも言える。しかし、X線管の管電圧、管電流が定義通りの測定ができるても、これらの波形やX線フィルタの状態が分からないと放射X線の性質は決まらない。プリセットの照射条件を単にX線強度や線質の目安と考えるならこれでも良いが、画像をX線の照射条件まで含めて議論しようとするなら個々のX線装置の表示誤差はやはり気になる。

医療用X線装置はあくまで診療に便利なように作られており、精度を要求する実験装置としては向かないのが現状と思う。

2) 放射線場のX線強度

X線管からX線が放射されれば、次は放射されたX線の強さをどのように表現するかが問題となる。

現在、物理量として定められているX線強度は今までの効果を表す『照射線量』『吸収線量』の他に、他の放射線や電波、光強度と互換性を持つ『粒子フルエンス』『エネルギーフルエンス』のフルエンス強度があり、どれかに単位を決めなければ計測ができない。

放射線物理では連続スペクトルを持つX線強度の表現に理論や実験でスペクトルが求まるときにはフルエンスで、またスペクトルが得られないときは照射線量や空気吸収線量と線量半価層（実効エネルギー）の組み合わせが広く使われる。また放射線場に置かれた増感紙やフィルムが吸収したX線エネルギーは物質名を併記した吸収線量が用いられる。

X線強度を単にX線装置の照射条件や線量だけで表示するのは、実験値を理論や数値解析で検証ができなくなり避けるのがよい。

3) 蛍光体の発光強度

医療では被検者のX線被曝量を低減するため、直接フィルムをX線で感光させるのではなく蛍光体を塗布した増感紙と重ね合わせ、X線を光に変換してからフィルムに感光させている。

この蛍光体の発光特性（発光効率、分光特性）は像の感度、コントラスト、鮮鋭度に大きく関与するため重要な計測で、この仕事は応用物理光学の範疇に入る。

今まで光学で使われていた光束、照度、輝度の基本単位はすべて人間の視感度を考慮して定めたもので紫外線、赤外線の目に見えない光はこの単位を使って表せなかった。しかし、SI単位の導入で新たに放射線、放射強度、放射輝度のフルエンス量が導入され幅広いスペクトル領域の光強度が表示可能となった。

これに従い画像でも広い分光特性を持つ希土類増感紙、イメージングプレート、I. I. の発光は放射強度、放射輝度による計測を必要とし、また目の視感度が関与するCRTやフィルム観察器の明るさは、照度、輝度による計測も合わせ行うことが必要となる。このように種々の装置を組み合わせたX線撮影系では単独の特性も重要だが、次に組み合わせる受光系の分光感度も考慮にした測定方法も考えねばならない。

4) X線フィルムの感度曲線

増感紙で述べたように医療ではX線フィルムを増感紙と組み合せて使うことが多く、X線像に関与する総合的なX線感度、コントラスト、鮮鋭度もこの両者を一体として考える必要がある。しかも増感紙、フィルムともにX線吸収や分光感度の違った多くの種類があり、これらを組み合わせて総合特性を調べることはX線画像研究の第一歩とされている。

フィルム増感紙を組み合わせた系のX線感度測定は系に入射するX線強度と現象処理後の写真濃度の関係（HD曲線）を調べることだが、普通写真の露光量に相当するX線単位が明確でない。しかも2桁以上もX線強度を変化させて測定する方法も難しく、いまだに標準測定法が定められていない。またX線フィルムの濃度測定でも、使う濃度計の光源スペクトル規格化が遅れている。

露光量に代わる単位としては照射線量が一番近い性質を持つが、単に言葉を変えるだけでは単位のディメンジョンが合わず、またこれだけでは照射中の線質変化に対応できないので線質をどのように考慮するかが問題となる。

いずれにしてもX線強度の定義が固まるとそれを満足する測定法は必然的に決まり、当技術学会のセンシティメトリ班で議論されている距離法、時間法、フィルタ法は標準測定との誤差で良否を決めることができる。

このようにして個々に実測されたHD曲線を逆に使えば写真濃度からX線強度を算出することができ、画像のMTF計算もこの方法でX線像に対してX線強度の変換が行われている。しかし、この場合はHD曲線を実測した時のX線質と画像のX線質が同一でないともとに戻せないのは当然で、像の場所場所で変わるX線質をどのように評価し補

正するのか気になる。

現在X線TVやCRのように計算機処理で自由に濃度やコントラストが変えられるものも実用化されている。こうなるともはやフィルム、増感紙の感度特性を議論するのは意味が薄れ、電気特性を含めた広域のセンシティメトリ研究が必要ではなかろうか。

5) X線強度は放射線場が測定量なのか

撮影されたX線写真像のカブリを見て放射線の専門家はフィルムの置かれていた場所の散乱線の存在をすぐに考えるが、画像の専門家はフィルムの黒化度から間接的に場の散乱線を評価する。これは一見同じように見えるが、濃度の効果を通して見る場合には黒化度に現われない微弱な散乱線は存在が確認できず散乱線の含有率の数値が違ってしまう。

これと同じ表現はX線スペクトルにもあり、ゲルマの波高分析で得られたスペクトルをすぐX線スペクトルとしてフルエンス表示することも行われる。測定器が表示するのは計数値であり光子数ではないはずで検出器の効率、分解能を補正してはじめてフルエンスとなる。極端な場合には像のカブリを散乱線と見て写真濃度に対する影響を散乱線含有率の語で示すこともあり理解に苦しむ。

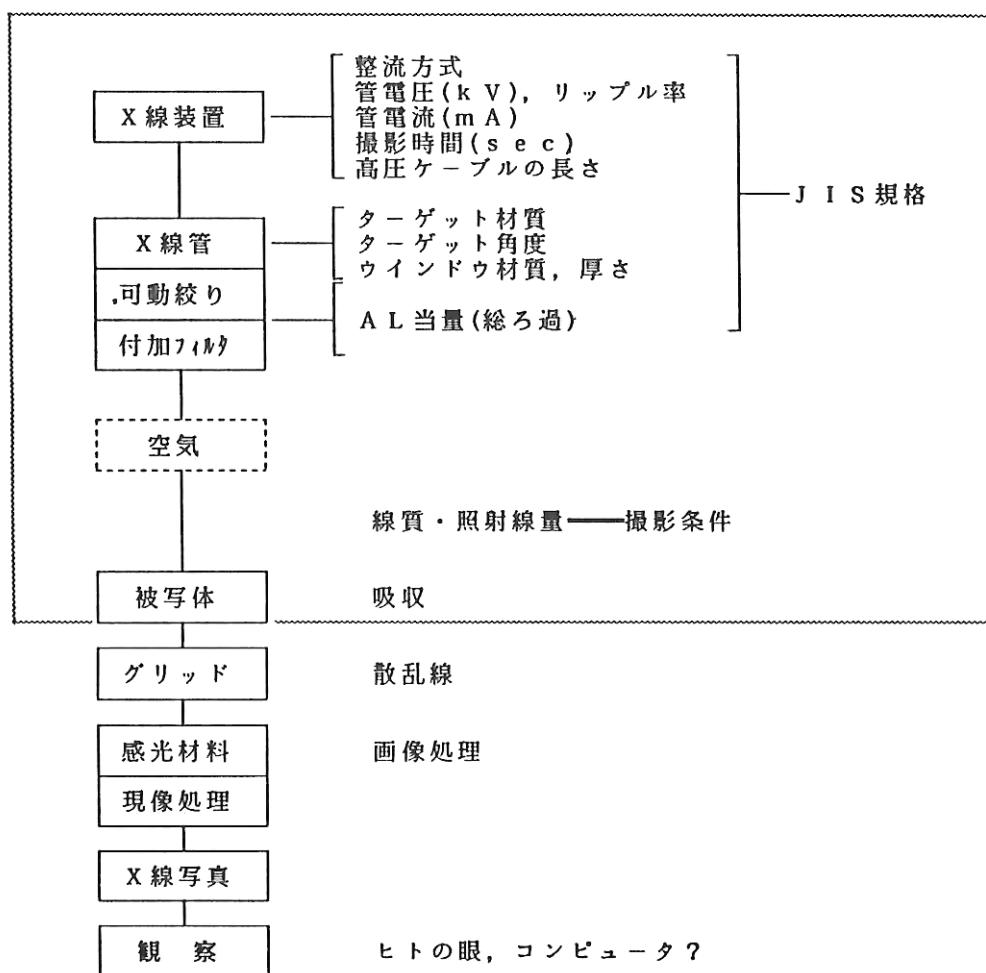
放射線画像では同じ表現でも他の専門分野と意味の違う言葉が多く、その分野ではすでに一般化した用語であっても他の専門家も読む専門書や学会誌の中では学問間の整合性が取れるように注意が必要と思われる。

以上、X線の実験に關係した言葉と意味について気にしていてることをいろいろ述べた。この多くは放射線画像研究を実験で検証するときの基本となる問題であり、何らかの統一が望まれる。近年計算機の発展で何でも計算ですませ実験を軽視する風潮があるが、理論はあくまで理論であって実験の裏付けがないと正当化されない。精度良く実験を行うには測定しようとする量の定義、測定器の選択、得られたデータの解析などに理論家以上の精通した知識を必要とする。

幸い技術学会には画像や写真の専門家も多く、該当する部会も設置され検討されている。紙上でいろいろとご意見を聞かせていただけることを期待します。

話題にからむ人 1. 前 越 久 (名古屋大学医療技術短期大学部)

後悔先に立たず、山下先生の口車に乗ってしまったのが間違いの始まりでした。従って、"話題にからむ人"ではなくて"話題にからまされた人"として何とか責任を果さなければと苦慮しています。画像のことは山下一門におまかせして、できるだけ遠ざかっていようと心に決めていただけに、にわか勉強を露呈することになることを御容赦下さい。次のブロック図の指定した領域(-----枠内)について、X線画像と結びつけて述べてみようと思っております。



確かに佐藤氏の言われる如く、画像に関し「X線強度」を厳密に記載した論文は少ない。これは上図の「観察」をヒトの眼で行なうときは Weber-Fechnerの法則の教えるところにより $(\text{感覚}) = K \log(\text{刺激})$ なる式により観察しているからなのであろうか。

分かりにくい画像の話

広島大学歯学部 小寺吉衛

画像と言って、すぐに何を思い浮かべるだろうか。ある人は、すぐにテレビ画像を思い浮かべるかも知れない。ある人は写真の世界を考えるだろう。ある人はコンピュータグラフィックスのことを考えるかも知れない。あなたと私が画像という言葉に同じイメージを持っているという保証は何もない。画像とは、これほどさように身近に満ち溢れ様々な側面を我々に提供してくれている。この画像に我々は何を期待しているのか。

ここに1枚の医用X線画像がある。ある人はその画像の質を調べようとする。それもマイクロデンシトメータを用いて濃度を調べそこからX線強度の世界に入り込もうという人や、視覚で観察して心理的な尺度を用いて評価する人がいる。ある人はその画像を良くしようと種々の処理を施す。ある人はそこから客観的な情報を求めようとする。ある人はその画像から医学的な情報を抽出しようとする。ある人はその画像を転送しようとする。また、ある人は圧縮しファイルしようとする。立場の全く異なる人達が1枚の画像を取り巻き種々の研究を行っている姿がそこにある。そこに共通するものは何か。「X線を用いて作られた人体の画像」である。画像はそれにどのように関わっているのかの程度は別にして、ほとんどの人が極く身近に接しているものであるから、その人個々人の立場と感じ方というものから派生した学問がある。それをどのようにまとめればよいのか。画像工学の難しさの一つはまずここにあるのではなかろうか。

さらに、今回のテーマであるX線強度について、佐藤氏はX線と画像の関係に触れ、X線に対する種々の概念をもう少し厳密に考えることを指摘された。X線は、それが生体に入るとき、増感紙で吸収されるとき、散乱するとき、電離箱で計測されるとき、様々な様相をみせる。また近年のCRに代表されるディジタルX線画像の特性は、これまでのアナログ系の概念だけでは説明できない部分がある。したがって、1枚の画像の中にX線がその姿をみせるとき、それは決して単純な形では現われないであろう。そこにX線画像の難しさがあり、かつ、面白さがあると思う。

以上のこと踏まえて、私はここで3つのことを提示し、皆さんと一緒に議論を進めたい。すなわち、1. 増感紙フィルム系の特性曲線の横軸は何か 2. 散乱線含有率とは何か 3. 画像の評価・解析とは何か。である。いまさら、と考えられる方も多いかと思うが、普段我々が何気なく用いている手法が、あるいは用語が、どのような考え方のもとにどのような過程を経て今日の姿になったのか、そこに先人は何を思い、どのような苦労をしてきたのかを考えることは決して無駄なことではないであろう。

画像の実験を日常的に行なっている立場から

N T T 東北病院 大久敏弘

測定系を整備した上で、緒条件を変えてX線センシトメトリーを行なってみると、(1) X線管電圧の変化、同一組成の蛍光体で感度の異なるスクリーンの使用において、特性曲線の形状が一致することが確認できる。また、(2)距離法とアルミ階段を用いたブート・ストラップ法による両者の特性曲線の形状も良く一致する。このような特性曲線の基本的な特徴を確認した上で、(3)矩形波チャートを用いたMTF測定を行なうと、管電圧の変化や、チャート像の平均濃度の変化においても、良く一致した結果が得られる。

これらの例からも、特性曲線の相対露光量が規格化される前の物理量の定義が不明確である、実際の画像解析における現在の特性曲線の合目性と有用性は否定できない。

ただし、相対感度については用いる線質の影響を受けるが、国内においてX線センシトメトリーにおける線質の標準化の積極的な動きはなく、絶対感度の定義もなされていない。また、X線出力および濃度計の校正法も統一されてはいない。

国内では信頼できる機関が一定の手法により求めた標準値を公表するということもないでの、フィルム・メーカー各社のカタログ・データが目安となるが、測定法が各社とも異なることからカタログ・データによるメーカー間の比較は現在でも難しいままである。

臨床で用いることができるX線フィルム、レーザー(CRT)・フィルム等の種類はかなりの数にのぼるため、臨床の現場でも使用フィルムの合理的な選択理由を明らかにすべきではあるが、センシトメトリーを実際に施行している病院は少なく、前述した(1)～(3)の内容を自施設の測定系において確認している施設はさらに限られている。

そして、露光量に対する明確な単位が定義されていないとなれば、実際に医用X線像を扱っていない他の分野からは異様なものとして受け止められるのだろう。

以上のような医用X線像測定の背景が変わることなく続いてきたのは、それらによつて不合理が生じることもなかったのだと考えることもできるが、はたしてそうだろうか。

実際のセンシトメトリーに限ってみても、測定系の様々な誤差因子の存在を理由に、メーカー、病院を問わず、施設間の測定結果の相互比較に関して積極的な動きがないまま、施設間の共通した判断基準を設定することさえ困難なものとされてきた。

整備された測定系を有する複数の施設を設定し、その中で測定法の標準化(含標準試料作成)を進め、周辺施設の測定結果の評価を行なえる体制を構築し、そこで一定の機能を果たすようになれば施設間の相互比較が可能になり、さらに整合性を改善する具体

的な方法も見いだされるものと思われる。その時点を迎えるにあれば、絶対値を用いる測定法確立の難しさのみが先行し、積極的に取り組む姿勢は生まれないのではなかろうか。

資料

雑音等価量子数について

国立福知山病院 若松孝司

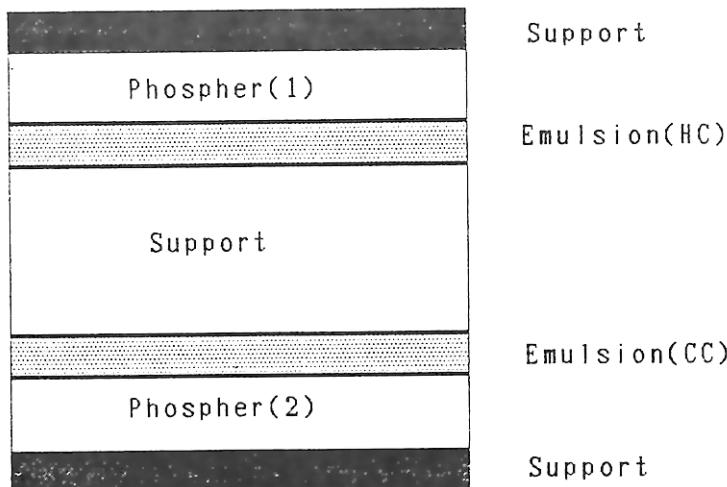
- 1、増感紙・フィルム系の最近の話題 Sunrise Systemについて
Insight thoracic imaging system (asymmetric screen-film)
特徴 Technical factor"
 - 1)Up to 12 lp/mm resolution
 - 2)Kilovoltage range same as conventional
 - 3)Anatomy-specific contrast

Clinical advantage"

- 1)Superior spatial resolution of lung fields
- 2)Significant increase in mediastinal and retrocardiac information
- 3)Overexposure tolerance of 50%
- 4)Improved nodule detection vs. Ortho C
- 5)Improved visualization of interstitial disease

Insight thoracic imaging system

asymmetric screen-film



留意点 1)特性曲線について (濃度の加法性)

$$D = D_1 + D_2$$

2)階調度の加法性

$$G = G_1 + G_2$$

3)MTFについて (並列結合)

$$MTF(u) = g_1 * MTF_1(u) + g_2 * MTF_2(u)$$

$$g_1 = G_1 / G, \quad g_2 = G_2 / G, \quad g_1 + g_2 = 1$$

従って、MTFの濃度依存性がある。

2) 粒状性について (前面増感紙面と増感紙の事象の独立性)

$$RMS\text{粒状度} \quad \sigma = (\sigma_1^2 + \sigma_2^2)^{1/2} \quad *注$$

$$\text{ワイナースペクトル} \quad W(u) = W_1(u) + W_2(u)$$

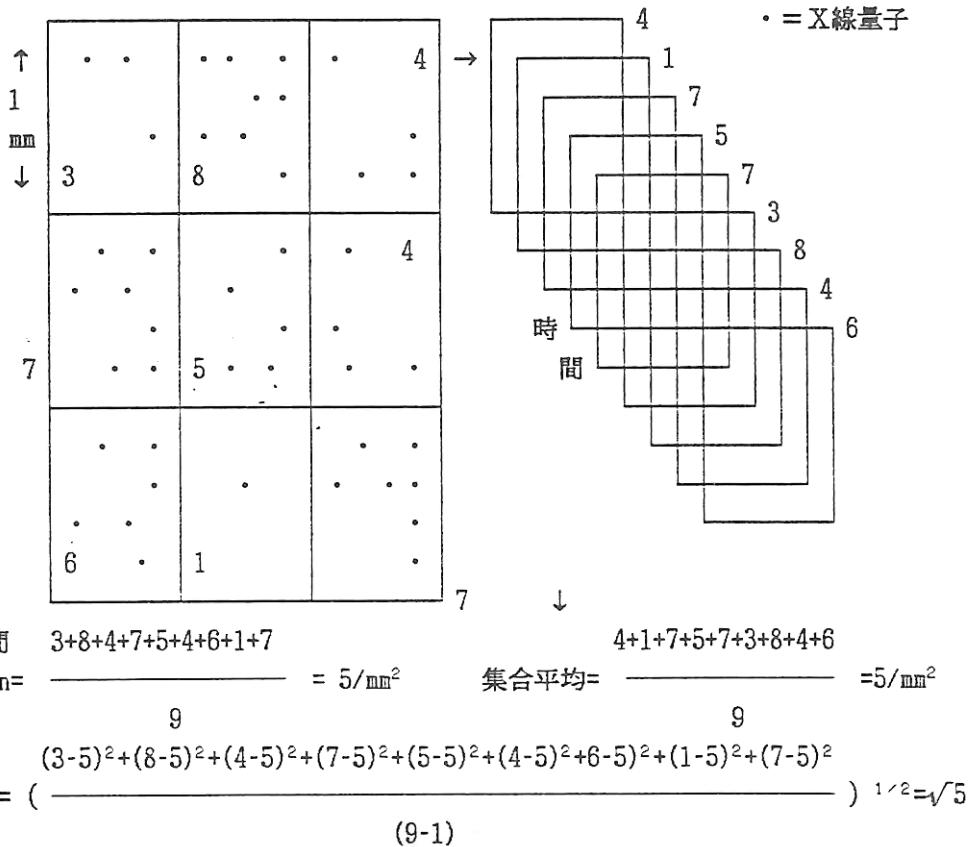
$$(*注) \quad \Delta D = D(x) - \text{Mean}D = D_1(x) + D_2(X) - \text{mean}(D_1 + D_2) = \Delta D_1 + \Delta D_2$$

$$\sigma^2 \text{ 分散} \quad \text{mean} \Delta D^2 = \text{mean}(\Delta D_1 + \Delta D_2)^2 = \text{mean}(\Delta D_1^2 + \Delta D_2^2 + 2\Delta D_1 \Delta D_2)$$

$$= \text{mean} \Delta D_1^2 + \text{mean} \Delta D_2^2 = \sigma_1^2 + \sigma_2^2 \quad (\text{独立性により mean} \Delta D_1 \Delta D_2 = 0)$$

2、雑音等価量子数・NEQ (Noise Equivalent Quanta) について

← 1mm →



空間平均=集合平均 → エルゴード性

○ Poissonの確率分布 平均値=分散=(RMS)² → $5 = (\sqrt{5})^2$

信号(S)=平均値

雑音(N)=RMS値 信号対雑音比 $(S/N) = 5 / (5^{1/2}) = 5^{1/2}$

信号対雑音比の2乗をとる。 $(S/N)^2 = 5 \rightarrow$ 平均値=単位面積当たりの量子数

信号対雑音比の2乗を考えると量子数に等しくなる。 $(S/N)^2$ が雑音の2乗に等しいと考えてもよい。→雑音等価量子数 = (S/N) の2乗

○放射線画像形成に使用されたX線量子数が単位面積当たり平均q個であれば $NEQ = q$

信号対雑音比をNEQで考えるのは放射線画像系の各系のS/N比を、量子数と言う統一した量で表すことができるからである。

3. 量子検出効率・DQE (Detective Quantum Efficiency) について

量子利用率 η

$$\text{平均入射量子数 } q_{in}/\text{mm}^2 \rightarrow \boxed{\text{画像系}} \rightarrow q_{out}/\text{mm}^2 \text{ 平均出力量子数 (画像形成)}$$

$$DQE = q_{out}/q_{in} = \eta : 0 \leq DQE \leq 1$$

入力側のNEQ: NEQ_{in}

出力側のNEQ: NEQ_{out}

入力信号 = q_{in}

q_{out} = 出力信号

入力雑音 = $(q_{in})^{1/2}$

$(q_{out})^{1/2}$ = 出力雑音

$$NEQ_{in} = (q_{in}/(q_{in})^{1/2})^2 = q_{in} \quad q_{out} = (q_{out}/(q_{out})^{1/2})^2 = NEQ_{out}$$

$$DQE = q_{out}/q_{in} = NEQ_{out}/q_{in}$$

$$DQE q_{in} = NEQ_{out}$$

$$\text{一般化して, } NEQ = q DQE$$

$DQE = (1/q) NEQ$ となり、 $(1/q)$ は感度に比例する量、NEQはS/N比を表すので、DQEは感度を含めた総合的な画像評価の量である事が判る。

4. NEQの一般化について

実際上、放射線画像系において雑音には、量子雑音（カントムノイズ）ばかりでなく、増感紙の構造モトルやフィルムの粒状モトルが加算されるが、これらのノイズも量子数に置き換えることができる。

σ_R : radiographic mottle

$\sigma_R^2 = \sigma_Q^2 + \sigma_{St}^2 + \sigma_F^2$ σ_Q : quantum mottle

σ_{St} : structure mottle

σ_F : film graininess

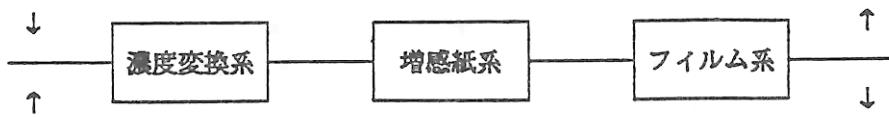
$$NEQ = \frac{(log_{10}e)^2 G^2}{\sigma_R^2} \quad \sigma_R: \text{濃度表現} \quad G: \text{特性曲線の階調度} \quad log_{10}e: \text{濃度変換係数}$$

5. NEQ (u) について NEQ (u) は、上で求めたNEQの周波数特性であり、NEQそのものがパワーであるので、NEQ (u) はパワースペクトルで表現される。

放射線写真濃度のモトルのウイナースペクトル $W_R(u)$

Rossmannの式 : $W_R(u) = W_Q(u) + W_{St}(u) + W_F(u)$

$$S^2(u) \quad (log_{10}e)^2 G^2 \quad MTF^2(u) \quad b^2 \mu^2 (log_{10}e)^2 G^2 S(u)^2 MTF^2(u)$$



スペクトルS/N比の2乗

$$SNR^2(u) = \frac{b^2 \mu^2 (\log_{10} e)^2 G^2 S^2(u) MTF^2(u)}{(1/\eta_q) (\log_{10} e)^2 G^2 MTF^2(u) + W_{st}(u) + W_F(u)}$$

$$\text{増感紙フィルム系のNEQ}(u) = \frac{(\log_{10} e)^2 G^2 MTF^2(u)}{(1/\eta_q) (\log_{10} e)^2 G^2 MTF^2(u) + W_{st}(u) + W_F(u)}$$

6. 画像の3要素について

- 1) 鮮銳度(Sharpness) MTF: スリット法(フーリエ変換法)、矩形波チャート法
- 2) 対照度(Contrast) 特性曲線: 強度スケール法(距離法)、タイムスケール法
、光露光法: 階調度曲線(グラディエント曲線)
- 3) 粒状度(Granularity) RMS粒状度: 標準偏差の測定、ウェーナースペクトル(直接法
- リエ変換法)

7. 信号対雑音比モデルの種類について

- 1) Displayed amplitude model

$$SNR^2_{AD} = \frac{(2\pi \int S_s(u) u du)^2}{2\pi \int S_w(u) u du}$$

- 2) Perceived amplitude model

$$SNR^2_{AP} = \frac{(2\pi \int S_s(u) VRF(u) u du)^2}{2\pi \int S_w(u) VRF^2(u) u du}$$

- 3) Displayed quadratic content model

$$SNR^2_{QD} = \frac{2\pi \int S^2_s(u) u du}{2\pi \int S^2_w(u) u du}$$

- 4) Information capacity model

$$C = \pi \int \log_2 [1 + \frac{S^2_s(u)}{S^2_w(u)}] u du \quad \text{但し, } S_s(u) = (\log_{10} e) GS(u) MTF(u) b \mu$$

, $S_w(u) = W_R(u)$, $VRF(u)$ = 人の視覚系のMTFである。

- 5) Perceived quadratic content model

$$SNR^2_{QP} = \frac{2\pi \int S^2_s(u) VRF^2(u) u du}{2\pi \int S^2_w(u) VRF^2(u) u du}$$

- 6) Perceived statistical decision theory model

$$SNR^2_{SD} = \frac{(2\pi \int S^2_s(u) VRF^2(u) u du)^2}{2\pi \int [S^2_s(u) VRF^2(u) S_w(u) VRF^2(u)] u du}$$

- 7) Matched filter model

$$SNR^2_M = 2\pi \int \frac{S^2_s(u)}{S^2_w(u)} u du$$

5), 6), 7)のモデルが人の視覚系とつよい相関を有している。
○ 相関係数 5): 0.920 6): 0.917 7): 0.916 7)は、Matched filter modelであり、

$$SNR^2_M = 2\pi \int \frac{b^2 \mu^2 (\log_{10} e)^2 G^2 S^2(u) MTF^2(u)}{W_R(u)} u du \quad \text{であるから NEQ}(u) \text{ は、人の視覚系と}\newline \text{強い相関を持つ物理量で在ることが判る。}$$

8. 画像解析と画像評価の流れについて

1974年(昭和49年)のDavid J.GoodenoughおよびKurt RossmannによってRadiologyに発表された、ROC曲線による放射線画像の評価の論文は、大きな衝撃を与えた。

特に、針とビーズ玉の比較のX線写真と直径2mmのビーズ玉のX線写真の視覚評価によるROC曲線は、次の四つのこと示唆した。

- 1) 主観的な評価も統計的な手法を導入することによって客観的な物理量としての評価に変換できること。すなわち、人間の視覚系自体を一種の検出器として取り扱う思想の導入。
- 2) 感度を同じくした場合、低感度(MTFがよい)の増感紙と高感度のフィルムの組合せシステムに対する高感度(MTFが悪い)の増感紙と低感度のフィルムの組合せシステムとの画質の比較において、高コントラストで高周波成分を含む被写体の検出能、前者のシステムがよく、低コントラストで低周波の被写体の検出能は、後者がよいこと。(これを増感紙フィルムシステムの二重性と言う。)
- 3) 従って、画像系のMTF優先から、粒状性のバランスを考える思考の変革が必要であること。
- 4) 人間の視覚によるROC曲線は、検出器である人間が代われば変化するので、あくまでも相対値であり、したがって、階調度、MTF、ウイナースペクトルに被写体スペクトルを導入して、検出器の伝達関数、そして雑音まで含めた総合画像評価の新しい理論体系が必要になってきたこと。しかも、この体系が二重性を証明し、確率論的にROC曲線を説明し、次にきたる画像処理を取り扱う時代の理論に引き継がれていく必要があること。



1975年(昭和50年)後半より希土類増感紙の使用が始まった、昭和51年秋の第4回技術シンポジウムにおいて、「希土類増感紙システムの血管撮影への適用について」の演題の結論は、次の8つであった。

- 1) 血管造影撮影への希土類増感紙システムの適用について、現在での実用的な感度としては、従来使用のSpecial+普通感度フィルムシステムの2倍程度である。
- 2) G4+RX0については、粒状性とROC曲線による検出能との観点から使用について一工夫必要である。
- 3) Lanex Regular+OGは、粒状性に優れており、小焦点を使用することにより従来の画質を保持できる。また、拡大撮影を行うことによって総合的なMTFの改良ができる。
- 4) 増感紙フィルムシステムのテストは、MTFのみならず、できればROCを、実用的には、Burger's phantom法等の方法を付け加える必要がある。
- 5) Burger's Phantom法によれば心理的な粒状性は、フィルムの階調度に大きく依存するので、高感度化に伴う粒状性の悪化を抑えるために、フィルムの低濃度部の階調度を極力低くする必要がある。
- 6) Lanex R+OGは、適用のしやすさがあるが、G4+OGとLanex R+OGとの間でMTFおよび増感紙の感度で、Lanex R+OGよりも総合的に画質のよいシステムが考えられる。(これに対しては現在、Lanex Medium+OGが販売されている。)

7) G4+0Gの腹部血管造影撮影への適用は、被爆線量を一定として画質の向上をめざすための希土類システムの使用の指標となる。(F社、S社は、近年(約5年後)において低感度フィルムを 希土類増感紙のために製造開発を行ってきた。

8) 比較的面的な被写体で、コントラスト分解能を要求される心血管撮影にはLanex R+0Gを、そして腫瘍血管等、比較的細い血管を問題とする腹部血管撮影にはG4+0Gシステムを使用している。

9. 人の視覚系におけるノイズの存在の予想について

$$\frac{S^2_s(u)}{W_R(u)} \xrightarrow{\text{画像処理系 } \gamma^2, E^2(u)} \frac{S^2_s(u) \gamma^2 E^2(u) VRF^2(u)}{W_R(u) \gamma^2 E^2(u) VRF^2(u)} = \frac{S^2_s(u)}{W_R(u)}$$

γ : 階調処理 $E(u)$: 周波数処理

$$\frac{S^2_s(u)}{W_R(u)} \xrightarrow{\text{画像処理系 } \gamma^2, E^2(u)} \frac{S^2_s(u) \gamma^2 E^2(u) VRF^2(u)}{W_R(u) \gamma^2 E^2(u) VRF^2(u) + W_v(u)} = \frac{S^2_s(u) \gamma^2 E^2(u) VRF^2(u)}{W_R(u) \gamma^2 E^2(u) VRF^2(u) + W_v(u)}$$

γ : 階調強調 $E(u)$: 周波数強調 $\leftarrow W_v(u)$: 視覚系のノイズ

$$\frac{S^2_s(u) \gamma^2}{W_R(u) \gamma^2 + W_v(u)} = \frac{S^2_s(u) 4^2}{W_R(u) 4^2 + W_v(u)} = \frac{16S^2_s(u)}{16W_R(u) + W_v(u)} = \frac{16S^2_s(u)}{(16+1)W_R(u)}$$

$W_R(u) \approx W_v(u)$, $\gamma=4$ とおくと、 S/N 比がもとの S/N 比に飽和することが判る。

以上のことは、デジタル画像系において日常的に経験するので、 $W_R(u) \approx W_v(u)$ が予測される理論的背景になっている。

10. 濃度域にわたるNEQ(u)の数学モデルについて

1) 特性曲線のモデル式 (斎藤の多分子モデル式)

$$D(H) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \frac{D_{max} - D_{min}}{1 - (s_i H)^{-c_i}} + D_{min}$$

$D(H)$: X線写真濃度 c_i : 反応因子
 D_{max} : 最大濃度 s_i : 感度因子
 D_{min} : 最小濃度

2) BurgessのMTFの関係式 erfc : 誤関数

$$MTF(u) = 0.5 * \text{erfc}\{\alpha \log_e(u/u_0)\}$$

α : 定数

RaoとFatouros の関係式 $Ne = (\text{Speed})^{1/2} = \text{Const}$; Speed: システム感度; $Ne = \int MTF^2(u) u$

3) Barnesのウイナースペクトル・モデル

$$W_R(u) = \frac{RS}{H} \cdot \frac{(\log_{10}e)^2 G^2 MTF^2(u) (Q + S_t) + \log_{10}e (D_{far} + D_{near})}{H}$$

RS : 相対感度
 H : 相対露光量 Q : 入射エネルギーの量子モトルに関する因子 S_t : 構造モトルに関する因子

現在、増感紙・フィルム系での画像論の対象は、NEQ(u)による系のシステム設計についてである。各撮影系に対するNEQ(u)を効率よく、高くするには系の各因子をどの様な値にしたらよいかシミュレートして行くことを目的にしている。したがって1. の項目の動向ともあいまって、放射線医療画像の管理には読影の知識が必要になる。

—濃度域にわたる解析一

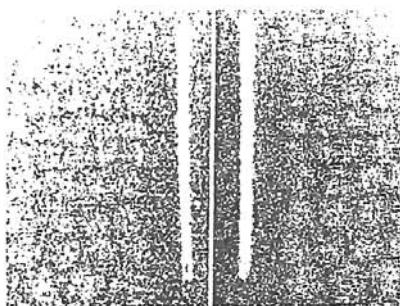


Fig. 5. Radiographs of beads and a needle.
right side: TF-2+RP screen-film system
left side: Par+RP/R screen-film system

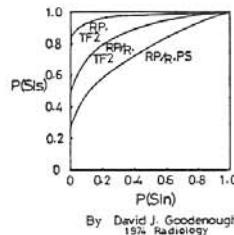


Fig. 6. ROC curves.
density 0.7 ± 0.03
(PS: Par Speed)
object: bead, diameter 2 mm
(by David J. Goodenough)

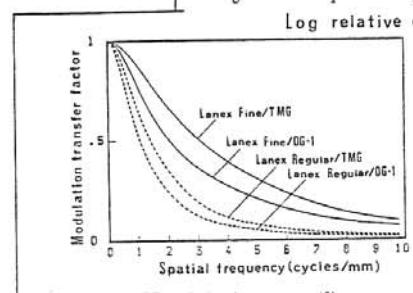


Fig. 3 MTFs of the four screen/film systems, Lanex Fine screens are combined with the anti-crossover film (TMG) or conventional film (OG-1), and the Lanex Regular screens with TMG or OG-1 film.

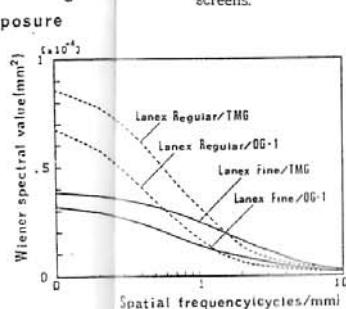


Fig. 4 Wiener spectra of the four screen/film systems. Lanex Fine screens are combined with the anti-crossover film (TMG) or conventional film (OG-1), and the Lanex Regular screens with TMG or OG-1 film, uniformly exposed to a density of 1.0 at 80 kV with an additional 20 mm aluminium filter.

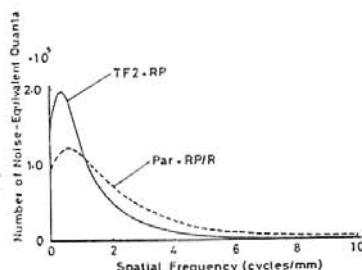


Fig. 14. NEQ(u)s of TF-2+RP and Par+RP/R screen-film system.

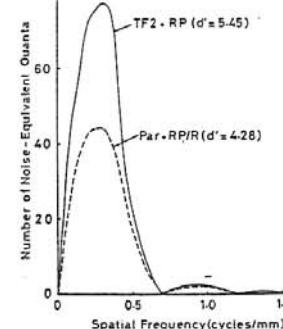
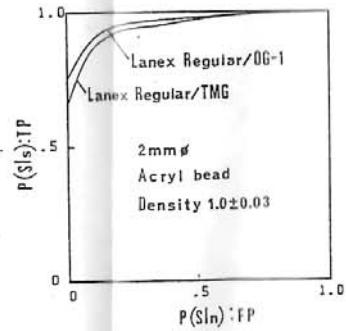


Fig. 13. Spectral detectivities and detectivities of radiographic bead image on TF-2+RP and Par+RP/R screen-film system.



P(S|s)/P(S|n)
2mm φ
Acryl bead
Density 1.0 ± 0.03

NEQ(u)によるクロスオーバ効果の画像特性の解析

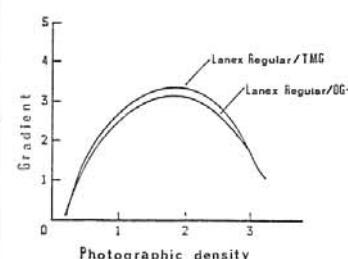
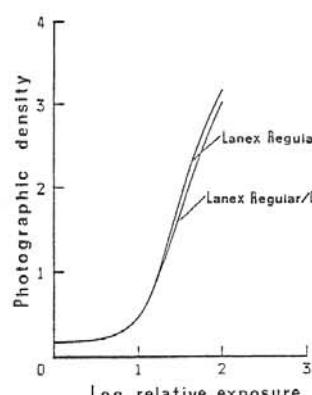


Fig. 2 Gradient curves of the anti-crossover film (TMG) or conventional film (OG-1) is combined with the Lanex Regular screens.



Fig. 1 H&D curves of wide latitude film (TMC) and conventional film (TMG) with Lanex Fine screens. The systems are exposed with additional film 20 mm aluminum at 80 kV.

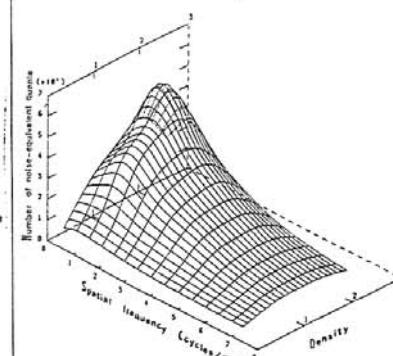
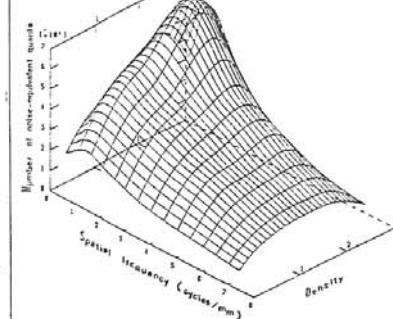
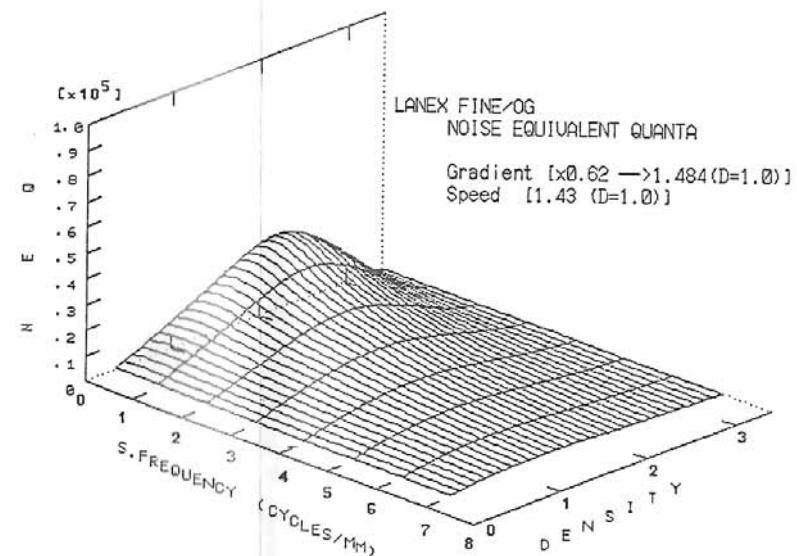
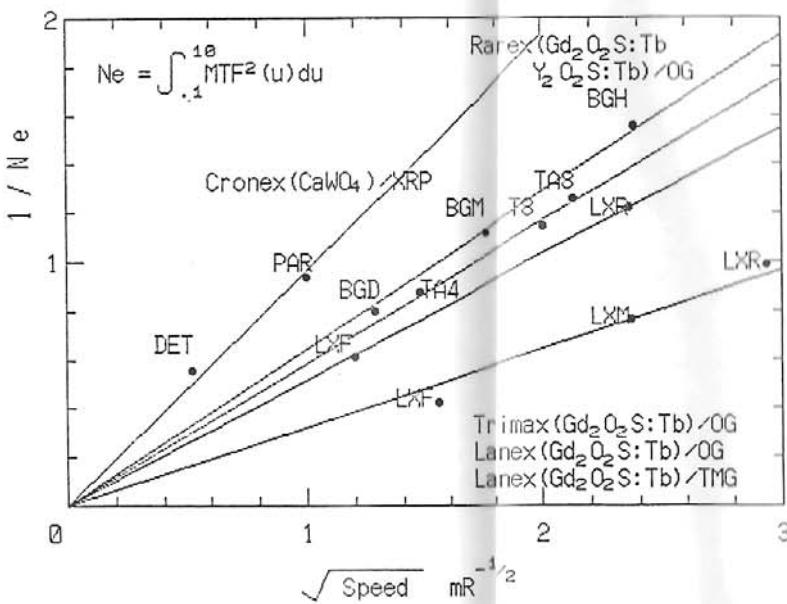
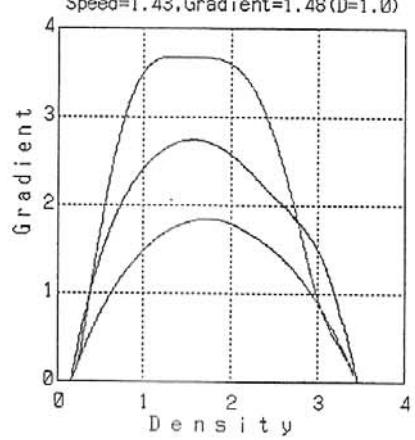
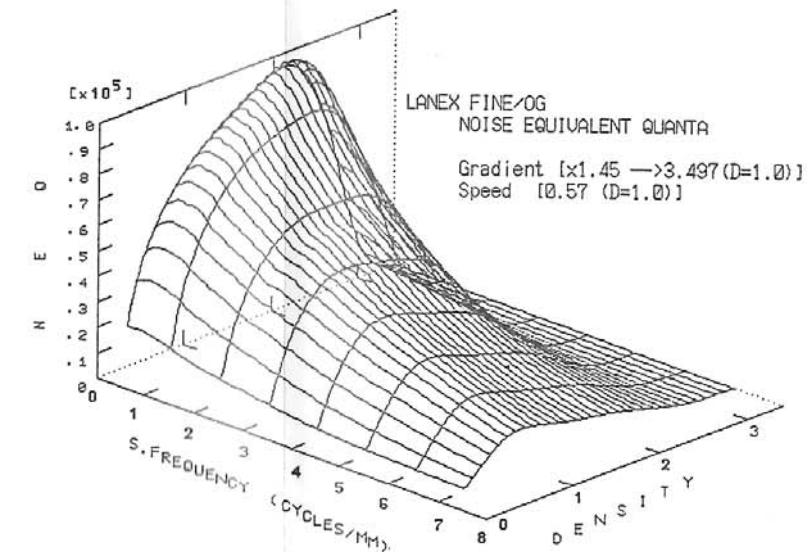
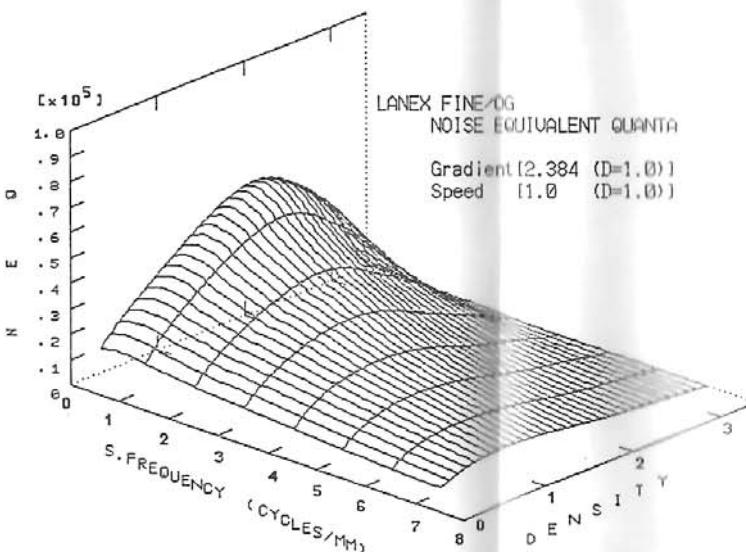
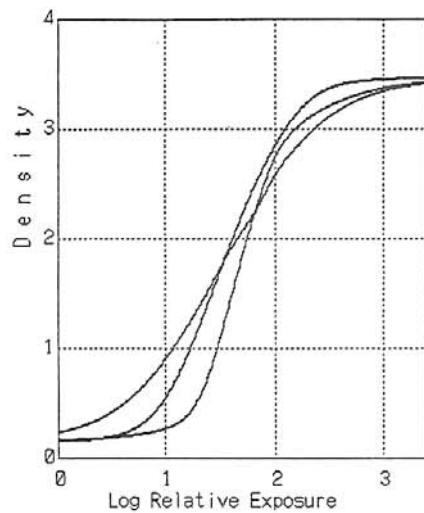


Fig. 6 Three-dimensional display of NEQ(u) in density area.
a) Lanex Fine/TMG (density 0.3~3.0)
b) Lanex Fine/TMC (density 0.3~2.5)

濃度域にわたる雑音等価量子数・NEQ (u) のモデルについて



あとがき

画像に限らず広い放射線の各分野において、それぞれに確立されていると思っている手法・手段・表現の多くは、同じ分野では、ごく当たり前のごとく捉え・処理されていることも決して少なくない。今回、取り上げられる「X線強度表示」は、ごく一端であるように思われます。実際、立場によっては立証が不可能なこともありうるであろうが画像を広い視野に立って理解し、評価・処理する上での問題解決に参考になるものであると思われます。

問題はいろいろな立場で多くの方の参加と意見によって処理できるものであると考えます。直接的な疑問や話題の提供を期待しています。

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。

1992年4月1日 発行

(社) 日本放射線技術学会

画像部会々長 山下一也

〒604 京都市中京区西ノ京北壱井町88

二条プラザ内

TEL (075)801-2238(代)

FAX (075)822-1041