

画像通信

Vol. 12 No. 1 (通巻22)

目 次

☆ 第25回画像部会(神戸)案内

総 会

「画像について語ろう」

—— DQEとNEQについて ——

広島大 小 寺 吉 衛

岐阜工専 藤 田 広 志

☆ 第26回画像部会(札幌)予告

☆ 画像セミナー(仮称)開催予告

☆ 新委員のことば

☆ 第3回画像リフレッシャー・スクールに参加して

1989 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壺井町88
二条プラザ内

第26回 画像部会 予告

日 時 : 1989年10月13日(金)
場 所 : 札幌市教育文化会館
プログラム : 午前講演(柱川先生)
午後講演(Charles E. Metz, Ph. D.)
研究発表(一般演題)

第26回画像部会にて一般演題を募集します。

締切りは8月末とします。

画像セミナー(仮称)開催予告

今回より、実験演習中心の従来の画像リフレッシャー・スクールに変えて、画像理論や画像処理などについての講演、解説を中心としたセミナーを計画しています。

日 程 : 8月下旬 3日間程度

詳細は、おって学会誌に案内を掲載します。

第25回 画像部会のご案内

日 時：1989年4月5日（水）15：45～18：15

場 所：神戸ポートピアホテル（大輪田）

プログラム：(1) 総 会 15：45～

事業報告・事業計画

(2) 画像について語ろう 16：00～

テーマ：「DQEとNEQ」について

座長 広島大歯学部 小寺 吉衛 先生

演 者

—— その背景と理論（アナログ系への適用）——

広島大歯学部 小寺 吉衛 先生

—— デジタル系への適用 ——

岐阜工専 藤田 広志 先生

昭和63年度 画像部会事業報告

1. 4月1日 第23回画像部会開催 東京国際貿易センター
pm 5：30～7：30 会場内参加者数 142名
総会開催 昭和62年度経過報告、昭和63年度事業計画提案、承認
役員改選 会長選出
全国委員会推薦により山下氏再任提案 拍手承認
画像について語ろう
「デジタルラジオグラフィーの特性曲線の測定」
話題提供 岐阜高専 藤田 広志氏
2. 7月28日（木）～30日（土）
第3回画像リフレッシュスクール開催
内容は前回とほぼ同様であった 参加20名
教育講演
1) 高速フーリエ変換（FFT）について：津田 元久先生
2) 放射線画像処理：滝沢 正臣先生
3. 10月8日 第24回画像部会開催 松山市総合コミュニティセンター
10：00～15：30 参加人数 198名
教育講演 「CRT診断について」 高知医大 前田 智穂先生
シンポジウム 「CRT画像の評価」

高精度 C R T 装置の画像特性

三菱電気鎌倉製作所応用機器部 北原 照義氏

C R T の物理特性 広島大学歯学部 小寺 吉衛氏

C R T 読影診断の客観的評価 放医研技術部 福久健二郎氏

C R T 診断システム 高知医科大学放射線部 遠山 坦彦氏

4. 画像通信発行 昭和 6 3 年 4 月 1 日 vol. 1 1 No. 1 (通巻 2 0) 2 0 頁
昭和 6 3 年 1 0 月 1 日 vol. 1 1 No. 2 (通巻 2 1) 2 2 頁
5. 全国委員会 昭和 6 3 年 6 月 1 1 日、平成元年 3 月 4 日
常任委員会 昭和 6 3 年 4 月 1 日、6 月 2 3 日、7 月 2 8 日、1 0 月 6 日
平成元年 1 月 1 9 日

1 9 8 9 年度 画像部会 事業計画

1. 第 2 5 回画像部会開催 1989 年 4 月 5 日 15 : 45 ~ 18 : 15
神戸市ポートピアホテル (大輪田)
- 総会開催 1. 会 長 挨拶
2. 1988 年度経過報告
3. 1989 年度事業計画提案
4. 会員数、会費納入状況、財務報告
- 「画像について語ろう・D Q E と N E Q について」
—— その背景と理論 アナログ系への適用 ——
広島大学 小寺 吉衛先生
—— デジタル系への適用 ——
岐阜工専 藤田 広志先生
2. 画像セミナー(仮称)開催
3. 第 2 6 回画像部会開催 1989 年 10 月 13 日 札幌市
午前 教育講演
午後 シンポジウム
4. 画像通信発行 vol. 1 2 No. 1 (春)、No. 2 (秋)
発行部数を 800 部とする。
5. 常任委員会開催 4 月、6 月、7 月、8 月、10 月、1 月(6 回)
全国委員会開催 6 月、1 月(2 回)

検出量子効率 (D Q E) と雑音等価量子数 (N E Q)

Detective Quantum Efficiency (D Q E)

and Noise — Equivalent Number of Quanta (N E Q)

広島大学歯学部歯科放射線学教室 小 寺 吉 衛

は し め に

放射線画像を得ることを目的とした放射線検出器の特性を表わす方法にどんなものがあるだろうか。ここでいう検出器は単に放射線を計測するだけでなく画像をとらえるものであるから、その特性も画質に関するものが含まれる。また、放射線に対する感受性を表わす感度の特性もある。特に放射線画像では、後に述べるように感度と画質の間には密接な関係がある。画質の因子を大きく分ければコントラストと鮮鋭度、粒状性の3つに分けることができるであろう。これらの特性を表わす方法としては種々のものが研究・報告されている。代表的なものとしては、コントラストを特性曲線 (H & D 曲線) で、鮮鋭度、粒状性を周波数特性 (M T F , Wiener spectrum) で表わす方法がある。このうち、コントラストは、その特性を表わす方法として入力と出力の関係を表わす特性曲線を用いるため、種々の入力パターンに対してこの特性曲線を用いて出力のパターンを知ることができる。鮮鋭度の表記である M T F も入力としてパルス波形を考えており、出力はこれに対応する波形であるため、種々の入力波形をパルス波形に分解することによって M T F を用いて出力波形を知ることができる。ところが、粒状性を表わすウィナーспекトルでは、たとえば検出器がフィルムの場合には、入力は均一な露光 (照射) を受けたフィルムサンプルで、その時の出力 (濃度) のゆらぎを測定しているだけであり、種々のパターンの入力に対する粒状性の性質を知ることとはできない。ウィナーспекトルはまた、出力のゆらぎを表わしているため、その値は出力の値の次元 (単位) に依存する。仮に検出器がフィルムの場合には出力は濃度であり、I. I. — TV 系の場合には、その表示装置により出力は輝度であったり濃度であったりする。すなわち、検出器 (と表示装置) が異なれば、そのウィナーспекトルを直接比較することは困難である。このように、ウィナーспекトルは粒状性を評価するには解析的でない方法であるが、機種が異なる場合に比較できないという欠点がある。これを補うものとしてこれから述べる D Q E と N E Q を考えることができる。

グラディエント

先に、ウィナーспекトルのフィルムサンプルを作成するために、均一に放射線を照射すると述べた。では、均一照射の放射線は全くゆらいでいないかというと、これがそうではないことはよく知られているであろう。後述するように、この入力と出力のゆらぎの比に関係した量

としてDQEは定義されている。しかし、放射線検出器では、入力と出力の次元が異なっていることが多く、そして、しばしば非線形の関係をもつことから、どちらか一方をもう一方に合わせなければ比較できない。そこで、DQEでは出力の次元を入力の次元に合わせている。例として、放射線を対象とした写真過程の場合を考える。写真過程では検出器はフィルムである。放射線画像系では増感紙フィルム系を用いる場合が多く、実質的な検出器は増感紙であるが、出力はフィルム画像を用いており濃度となる。入力放射線である。今、単位面積当りに入射する放射線量子の数を q とする。出力は前述のように濃度 D である。入力 q と出力 D の関係を考える場合に dD/dq というような比をとることは有用である。比 dD/dq は数学的には濃度 D を量子数 q で微分したものであるが、物理的な意味を考える場合には、入力と出力の微小な変動の比 $\Delta D/\Delta q$ の極限の状態であり、横軸に q を、縦軸に D をとった場合に、この比は q と D の関係を表わす曲線の傾き（グラディエント）を表わすことになる。

微小な量子の変動 Δq にこの比 dD/dq をかけた場合には対応する濃度の変動 ΔD を得ることができる。逆に、この比の逆数である dq/dD を出力濃度の変動 ΔD にかけることにより入力次元の量子の変動 Δq に変換することが可能である。しかしながら、通常濃度は照射量の対数の関数として表記（H&D曲線）されるので、この比はいわゆる γ （gamma）で定義するほうが適しているであろう。ここで、 γ は、一般に定義されているH&D曲線の直線部の傾きではなく、任意の濃度 D に対して

$$\gamma = \frac{dD}{d(\log_{10} q)} \quad (1)$$

で定義できるものとする（図1参照）。したがって、(1)式で定義した γ の値を濃度 D の関数として表わしたものが、いわゆるグラディエント曲線となる。(1)式の右辺の分母の()の中は、 $\log_{10} q$ が常用対数であることから、自然対数へ変換して

$$\log_{10} q = \log_{10} e \cdot \log_e q \quad (2)$$

のように書くことができる。 $\log_{10} e$ は常用対数と自然対数の比で一定の値（ $\approx 0.4343 \dots$ ）である。したがって、右辺の分母の微分は

$$d(\log_{10} q) = \log_{10} e \cdot d(\log_e q) \quad (3)$$

と表わすことができる。いま、

$$y = \log_e q \quad (4)$$

とおくと、その微分 dy/dq は公式より

$$\frac{dy}{dq} = \frac{1}{q} \quad (5)$$

となる。また、(1)式は、(3)式と y を用いて

$$r = \frac{1}{\log_{10} e} \cdot \frac{dD}{dy} \quad (6)$$

と書くことができる。これより

$$\frac{dD}{dy} = r \cdot \log_{10} e \quad (7)$$

となる。(7)式の両辺に(5)式の両辺をそれぞれかけると

$$\begin{aligned} \frac{dD}{dy} \cdot \frac{dy}{dq} &= \frac{r \cdot \log_{10} e}{q} \\ \frac{dD}{dq} &= \frac{r \cdot \log_{10} e}{q} \end{aligned} \quad (8)$$

となる。したがって、(1)式の r は

$$r = \frac{q}{\log_{10} e} \cdot \frac{dD}{dq} \quad (9)$$

と表わすことができる。(8)式は、出力と入力の変動の比 dD/dq を r を用いて表わしたもので、入力あるいは出力の微小変動を出力あるいは入力の変動に変換する変換係数と考えることができる。

ゆらぎの定義

ゆらぎを議論するのであるから、まずゆらぎを定義しなければならない。ゆらぎとは真の値からの変動成分を指す。しかし、測定した値から真の値を知ることとはどんな場合においても不可能であろう。したがって、ここでは測定した値の平均値を一応真の値とし、平均値からの変動をゆらぎとすることにする。

今、 i 番目の測定値を x_i とするとその平均値からの偏差 Δx_i は

$$\Delta x_i = x_i - \bar{x} \quad (10)$$

で表わすことができる。ここで、 $\bar{x}$ は x_i の平均値で

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (11)$$

である。 n は測定値の個数を示す。ゆらぎの代表値として Δx_i の平均をとることがまず考えられる。しかしながら、個々の Δx_i は平均値のまわりで+と-の値をとり、その平均値 $\frac{1}{n} \sum$ は 0 になってしまう。そこですべての値が正になるように Δx_i の自乗をとりその平均値でゆらぎを表わすことにする。式で書くと、

$$\overline{\Delta x^2} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta x_i^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (12)$$

である。 $\overline{\Delta x^2}$ は自乗平均ゆらぎ (mean - square fluctuation) でいわゆる分散として知られている。この値の平方根をとったものが **rms** ゆらぎ (root-mean-square fluctuation) となり、標準偏差に対応する。

入力と出力のゆらぎ

具体的な例として検出器がフィルムの場合を考えてみよう。マイクロデンシトメータでフィルムを走査すると出力は濃度となる。走査されたフィルムは均一に X 線を照射されたもの (すなわち濃度が一定のもの) を用いる。マイクロデンシトメータで走査する場合、アパーチャ (走査開口) の形と大きさをどのように設定するかという問題が常にある。濃度のゆらぎについても同様である。後述するように、濃度のゆらぎは用いるアパーチャの形と大きさに大きく依存する。そこで、ここではまずアパーチャの面積 (開口面積) を A として話しを進める。この開口部をもつマイクロデンシトメータで走査したときの濃度のゆらぎを $\overline{\Delta D_A^2}$ すると、 $\overline{\Delta D_A^2}$ は

$$\overline{\Delta D_A^2} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (D_i - \bar{D})^2 \quad (13)$$

で定義される。これは先の自乗平均ゆらぎ (分散) に相当する。 $\overline{\Delta D_A^2}$ を入力の照射 X 線量子のゆらぎに等価な値に変換するためには、濃度と量子数のグラディエント値の逆数である $d q / d D$ の自乗を $\overline{\Delta D_A^2}$ にかければよい。自乗をするのは、分散の次元が濃度の次元の自乗であるため、(8) 式より、

$$\overline{\Delta D_A^2} \left(\frac{d q}{d D} \right)^2 = \overline{\Delta D_A^2} \left(\frac{q_A}{r \cdot \log_{10} e} \right)^2 \quad (14)$$

となる。ここで、 q_A は面積 A の検出器表面に照射される量子の数の平均値で、

$$q_A = A \cdot q \quad (15)$$

である。

入力として照射される X 線量子がポアソン (poisson) 分布すると仮定すると、この照射量子数と関連する入力のゆらぎ $\overline{\Delta q_A^2}$ は

$$\overline{\Delta q_A^2} = q_A \quad (16)$$

となる。なぜなら、ポアソン分布ではその分散は平均値に等しいからである。

入力と出力のゆらぎの比 D Q E

以上のことから、入力と出力のゆらぎ (分散) の比を ϵ とすると

$$\epsilon = \frac{\overline{\Delta q_A^2}}{\overline{\Delta D_A^2} \left(\frac{dG}{dD} \right)^2} = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2}{q_A \cdot \overline{\Delta D_A^2}} \quad (17)$$

となる。 ϵ は comparative noise level と呼ばれていたが、1946 年 Rose により detective quantum efficiency (DQE) と呼ばれるようになった。 $\overline{\Delta D_A^2}$ は、開口面積 A のマイクロデンシトメータで走査したときの出力である濃度のゆらぎであり、一般には σ_A^2 で表わされている。したがって、DQE は、

$$DQE = \frac{1}{q_A} \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{G_A} \right)^2 \quad (18)$$

と書くことができる。これが DQE の定義である。

濃度のゆらぎ σ_A^2 に開口面積 A をかけたもの

$$G = A \sigma_A^2 \quad (19)$$

は、 A がある範囲の間にあるときは一定であることが知られている。 G はノイズパラメータ (noise parameter) と呼ばれ、フィルムの粒状度を表わし、用いたマイクロデンシトメータの走査開口面積に依存しない値である。特に

$$S = \sqrt{2G} \quad \left(\text{or } S^2 = 2G \right) \quad (20)$$

としたときの S は Selwyn の粒状係数 (Selwyn granularity coefficient) として知られている。
 (15) 式と (19) 式により、DQE は、

$$DQE = \frac{(r \cdot \log_{10} e)^2}{\hat{q} \cdot G} \quad (21)$$

と書くことができる。

(21) 式は、DQE が走査開口面積に依存しない値であることを示している。

DQE と S/N 比

DQE はまた、S/N 比の概念を用いて解釈することができる。入力ノイズが量子のゆらぎによるノイズのみであるとき、面積 A に対して平均 q_A 個の照射 X 線量子があったとしたとき、その S/N 比を、X 線量子の平均値と量子のゆらぎの平方根である rms ゆらぎ (標準偏差) の比として定義することにする。すなわち、

$$(S/N)_{IN} = \frac{\text{平均値}}{\text{rms ゆらぎ}} = \frac{\hat{q}_A}{\sqrt{\hat{q}_A}} = \sqrt{\hat{q}_A} \quad (22)$$

である。したがって

$$(S/N)_{IN}^2 = q_A \quad (23)$$

となる。

出力の S/N 比は、入力の信号 q_A に対応する濃度 D を、その濃度で測定した濃度のゆらぎ σ_A^2 の平方根で割ったもの D/σ_A として定義できるが、濃度 D は X 線量子数 q に対して非線形の関係にあり、この値をそのまま用いることはできない。そこで D と σ_A の値をそれぞれ X 線量子数の値に換算したもので比をとることにする。D の値は簡単に q_A と置くことができる。 σ_A の値も DQE のときと同じように σ_A に濃度と量子数のグラディエント値の逆数である $d q / d D$ をかければよい。すなわち、

$$(S/N)_{OUT} = \frac{\hat{q}_A}{\sigma_A \left(\frac{d \hat{q}}{d D} \right)} = \frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \quad (24)$$

である。したがって、

$$(S/N)_{OUT}^2 = \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (25)$$

となる。

(23)式と(25)式より、出力のS/N比の自乗と入力S/N比の自乗の比をとると、

$$\frac{(S/N)_{OUT}^2}{(S/N)_{IN}^2} = \frac{1}{\xi_A} \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (26)$$

となり、右辺は(18)式で示したDQEと等しい。すなわち、

$$DQE = \frac{(S/N)_{OUT}^2}{(S/N)_{IN}^2} \quad (27)$$

である。この関係を模式的に書くと図2のようになる。

図2は、写真過程において、DQEが入力S/N比の自乗に対して伝達特性として働いていることを示す。ただし、始めに仮定したように、入力のノイズは量子のゆらぎのみであるとしている。

ここで定義した信号とノイズの関係を図3(a)に示す。入力と出力のゆらぎは、面積Aの走査開口で測定されている。信号は、入力と出力それぞれの平均値で定義した。これは一般的な意味での信号とノイズの考えではないかもしれないが、入射したX線そのものが信号であると考え、なにもものを置かずに撮影した場合、あるいは均一なものを撮影した場合を想定すれば、入出力の平均値は信号であると考え、その周りのゆらぎをノイズと考えることができる。

実際の検出器の問題では、入力と出力のS/N比は図3(b)に示すような、二つの照射レベルを区別することと関係している。この場合、下側あるいは上側のレベルのどちらかがバックグラウンドであり、上側のレベルと下側のレベルの差が信号である。これは両側になにかものを置いて撮影するか、あるいは均一な厚みのX線減弱の大きな物体に穴をあけて撮影すればよい。ここで、下側と上側の二つの照射レベルをそれぞれ $q_A + \frac{S_A}{2}$ 、 $q_A - \frac{S_A}{2}$ とすると、信号Sは二つのレベル差

$$\text{信号} = q_A + \frac{S_A}{2} - \left(q_A - \frac{S_A}{2} \right) = S_A \quad (28)$$

で定義される。

二つのレベルが十分接近していれば、量子ノイズはそれらの平均のレベルのノイズと近似することができる。

$$\text{ノイズ} = \sqrt{q_A} \quad (29)$$

したがって、入力のス/N比は

$$(S/N)_{IN} = \frac{S_A}{\sqrt{q_A}} \quad (30)$$

となる。

二つの照射レベルに対応する出力の濃度レベルを D_1 、 D_2 とすると、平均の出力差 $D_2 - D_1$ は、特性曲線を用いて、 S_A 個の量子の入力信号に対応させることができる。出力濃度の範囲で dD/dq と出力ノイズ σ_A が一定であるならば、照射量における変動に戻した出力ノイズは $\sigma_A \frac{dq}{dD}$ であり、出力のス/N比は

$$(S/N)_{OUT} = \frac{S_A}{\sigma_A \frac{dq}{dD}} \quad (31)$$

となる。したがって、

$$\frac{(S/N)_{OUT}^2}{(S/N)_{IN}^2} = DQE \quad (32)$$

である。

実際のより一般的な状態として、いわゆる外部雑音が付加される場合がある（図3(c)）。入力と出力のス/N比の関係の正確な式は、外部雑音の統計的な性質（たとえば、システムに加算されるのか、積算されるのかなどの性質）に依存している。定義からもわかるように、ここで示したDQEはもともとシステムのゆらぎとして入力時の量子のゆらぎのみを考えている。したがって、図3の(b)や(c)のような状態をここで定義したDQEで説明するには無理がある。Wolfe は、実際の一般的な場合に但し書を付けて用いるより、量子のゆらぎに制限した場合のス/N比の伝達のみDQEを用いればよいとしている。

一般的な場合には、DQEの式はこんな簡単なものでなく、また、DQEはス/N比の簡単な線形演算子でもなくなる。しかし、通常、DQEの増加とともに、出力と入力のス/N比も増加するであろうし、DQEの最大値付近で像を記録したなら、その像は入出力のス/N比も最大になるであろう。

ところで、DQEはなぜゆらぎの比をとるのであろうか。1940年代、種々のタイプの放射線検出器の開発にともない、これら異なるタイプの検出器の特性を互いに比較し、クラスに分けようとする研究がRose、Jones、Fellgett など多くの人々によって行われた。これらの検出器にはTVカメラ、蛍光体、光伝導素子、写真過程、そして人の目などが含まれている。当時、検出器の特性を記述する最も一般的な方法は、出力の事象と入力の事象の比を測定して表わす量子効率（quantum efficiency）であった。たとえば、100個の量子が入力してそれが何個出

力されたかということで、これは応答量子効率 (responsive quantum efficiency : R Q E) と呼ばれた。Jones は、放射線検出器の評価に関するこれまでの研究に対して広範な調査を行い、R Q E の不備な点を調べあげた。R Q E の最も大きな欠点の一つは上限として 1 の値をもたないということであった。たとえば、光電子増倍管の R Q E は 1 よりはるかに大きな値となるであろう。このように、R Q E は量に関する入力と出力の比であって、質に関するものではなかった。これに対して D Q E が入力と出力のゆらぎの比に関係している量であることは前述の通りである。

雑音に等価な量子数 N E Q

入力信号の S / N 比の自乗は

$$(S/N)_{IN}^2 = q_A \quad (33)$$

であり、入射した量子の数 q_A になる。同様に、出力の S / N 比の自乗も

$$(S/N)_{OUT}^2 = q_A' \quad (34)$$

と置くことにより、仮想的な q_A' 個のゆらぎとして定義することができるのであろう。そうすると、 q_A' は

$$q_A' = \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (35)$$

となる。理想的な検出器では、一つ一つの量子が検出 (count) されるので、照射量が q_A の時には、その S / N 比は q_A 個の量子に対応した値になる。しかし、写真過程のような実際の検出器では効率が悪いので、その S / N 比は q_A より少ない量子の数 q_A' に関係した値とのみ等価である。

このことから、 q_A は雑音等価量子数 noise-equivalent number of quanta (N E Q) と呼ばれている。

画像の単位面積あたりの N E Q を q' とすると

$$q_A' = A \cdot q' \quad (36)$$

であるから

$$q' = \frac{1}{A} \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 = \frac{(r \cdot \log_{10} e)^2}{G} \quad (37)$$

となる。(37)式は、NEQが走査開口に依存しない独立した値であることを示している。

空間周波数特性としてのDQE、NEQ

前節で定義したDQE、NEQは、それぞれ

$$DQE = \frac{1}{\bar{c}_A} \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (38)$$

$$NEQ = \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (39)$$

であった。これを若松らは、マイクロデンシトメータの開口の空間周波数特性、および増感紙フィルム系のMTFを考慮して次の様に定義しなおした。

$$DQE = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot A^2 \left\{ 2\pi \int_0^\infty T_A^2(u) MTF(u) u du \right\}^2}{\bar{c} \cdot A \cdot 2\pi \int_0^\infty W(u) T_A^2(u) u du} \quad (40)$$

$$NEQ = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot A^2 \left\{ 2\pi \int_0^\infty T_A^2(u) MTF(u) u du \right\}^2}{2\pi \int_0^\infty W(u) T_A^2(u) u du} \quad (41)$$

Aはマイクロデンシトメータの走査開口面積であり、半径rの円開口とすると、 $A = \pi r^2$ となる。また、この円開口のMTFの断面は、

$$T_A(u) = \frac{2J_1(2\pi r u)}{2\pi r u} \quad (42)$$

で表わされる。ただし、 J_1 は第1種1階のBessel関数である。また、(41)、(42)式において

$$2\pi \int_0^\infty T_A^2(u) u du = \frac{1}{A} \quad (43)$$

の関係を利用している。(40)式において $MTF(u) = 1$ のときDQEは(38)式に等しい。しかし実際のMTFは $u \neq 0$ で $MTF(u) < 1$ であるから、(40)式の値は(38)式の値より小さくなる。同様のことは(39)式と(41)式についてもいえる。

さて、若松らは、(40)式と(41)式に対してSchwarzの積分不等式

$$\left\{ 2\pi \int_0^\infty X(u) Y(u) u du \right\}^2 \leq 2\pi \int_0^\infty X^2(u) u du \cdot 2\pi \int_0^\infty Y^2(u) u du \quad (44)$$

を適用して、以下に示す不等式を導いている。ただし、(44)式は一般的なSchwarzの積分不等式を2次元等方性の式に書き換えている。

$$DQE \leq 2\pi \int_0^\infty \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot A \cdot T_A^2(u) \cdot MTF^2(u)}{q \cdot W(u)} u du \quad (45)$$

$$NEQ \leq 2\pi \int_0^\infty \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot A \cdot T_A^2(u) \cdot MTF^2(u)}{W(u)} u du \quad (46)$$

ここで、若松らは(45)式の右項の $(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot MTF^2(u) / q \cdot W(u)$ を系の独自の関数であるとして、 $DQE(u)$ と定義した。すなわち、

$$DQE(u) = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot MTF^2(u)}{q \cdot W(u)} \quad (47)$$

である。同様に、 $NEQ(u)$ を

$$NEQ(u) = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot r^2 \cdot MTF^2(u)}{W(u)} \quad (48)$$

と定義した。

J. C. Dainty と R. Shaw は、その著書 Image Science のなかで、また、R. F. Wagner は BRHのハンドブックの中で(47)式と同じものを導き、それぞれ $DQE(u)$ と定義して、 $DQE(u)$ に空間領域の DQE に対する空間周波数領域の関数という立場を与えている。しかし、(47)式、(48)式からわかるように、 $DQE(u)$ 、 $NEQ(u)$ は、従来の DQE 、 NEQ (38)式、(39)式)とは似て非なるものであり、両者の値を同等に扱うことはできない。なぜなら、 $DQE(u)$ は、その系が理想的な系であっても1になることはないであろうし、 $NEQ(u)$ も、その値が系の出力に対する仮想的な量子のゆらぎに対応していないからである。また、 DQE と $DQE(u)$ 、および NEQ と $NEQ(u)$ は互いにフーリエ変換の関係ではなく、あるいは $DQE(0)$ の値と DQE の値、あるいは $NEQ(0)$ の値と NEQ の値も異なることに注意が必要である。

DQEとNEQのための測定および計算方法

DQE と NEQ はそれぞれ

$$DQE = \frac{1}{q_A} \left(\frac{r \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (49)$$

$$NEQ = \left(\frac{\gamma \cdot \log_{10} e}{\sigma_A} \right)^2 \quad (50)$$

で定義されている。ここでDQEとNEQの違いは、DQEの右辺の中の QA だけである。したがって、以下の説明はDQEについて行うことにする。

NEQについては QA の項を考慮する必要はない。

さて、(49)式において測定しなければならない量は QA 、 γ 、 σ_A である。入力に関する量 QA については後述することにして、ここではまず入力と出力の比に関する γ と出力のゆらぎに関する量 σ_A について述べることにする。

γ は

$$\gamma = \frac{dD}{d(\log_{10} q)} \quad \left(= \frac{q}{\log_{10} e} \cdot \frac{dD}{dq} \right) \quad (51)$$

で定義されている。 σ_A は開口面積 A のアパーチャをもつマイクロデンシトメータで走査して得られる濃度データの標準偏差である。測定に用いるフィルムの濃度は任意である。というよりも必要と思われる濃度、興味のある濃度の範囲を測定すればよい。しかしながら、DQEの測定では、通常全濃度域を表示することが多いことから、フォグレベルから最大濃度までいくつかの濃度を測定することが望ましい。

ところで、濃度には、測定に用いる濃度計の光学系仕様により、拡散光濃度と平行光濃度がある。これから検討するDQEの計算のための濃度は、通常マイクロデンシトメータで測定することから平行光濃度である。したがって、得られる濃度のゆらぎも平行光濃度のゆらぎということになるが、種々の濃度のゆらぎの表示法の中には平行光濃度から拡散光濃度へ変換して表示しているもの（ウィナースペクトルなど）もあり、取り扱っている手法がどちらで表示してあるかを確認しておく必要がある。特に(49)式において、 γ と σ_A の計算に用いる濃度は同一のものでなければならない。これは、(49)式の γ が σ_A を濃度の値から量子数へ変換するときの変換係数 dq/dD の項から生じているためである。

通常のDQEの測定であれば、上記のデータとなんらかの方法で得た QA の値を用いて(49)式に代入すればDQEの値は求まる。

開口面積 A の領域に照射される量子の数を実際に測定することは困難である。したがって、実測のX線スペクトルと照射線量から量子の数を推定する方法が考えられる。表1は文献からの引用であるが、表中の 80 kV、20 mmAl filter (BRH canonical beam) の線質における photon fluence の値はこのようにて求めたものである。他の線質のデータは散乱線を含んでおり、X線スペクトルの推定にはモンテカルロ法を用いているが考え方は同じである。このBRH canonical の線質はウィナースペクトルの測定に用いるサンプルフィルムの作成に用いる

線質と同等であることから photon fluence のデータを QA の推定を用いることができるであろう。

表1 1 mRあたりの粒子フルエンスとエネルギーフルエンス

kV Setting	Phantom or Filter	Photon Fluence (mm ⁻²)	Energy Fluence (keV cm ⁻²)
60	ANSI Extremity	1.34×10^5	5.27×10^8
80	ANSI Chest	1.56×10^5	7.42×10^8
80	20 mm Al (BRH Canonical)	2.58×10^5	1.30×10^9
120	ANSI Chest (with air gap)	2.56×10^5	1.61×10^9

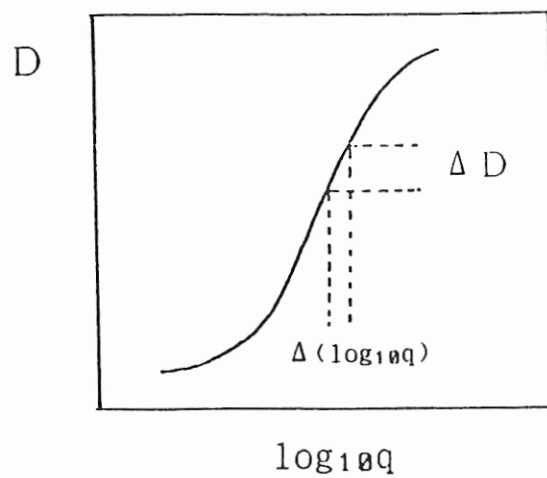


图 1

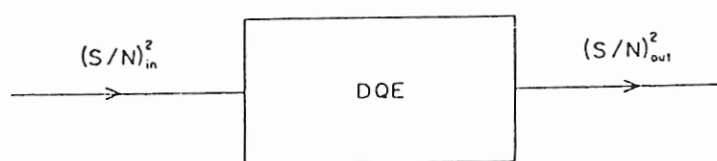


图 2

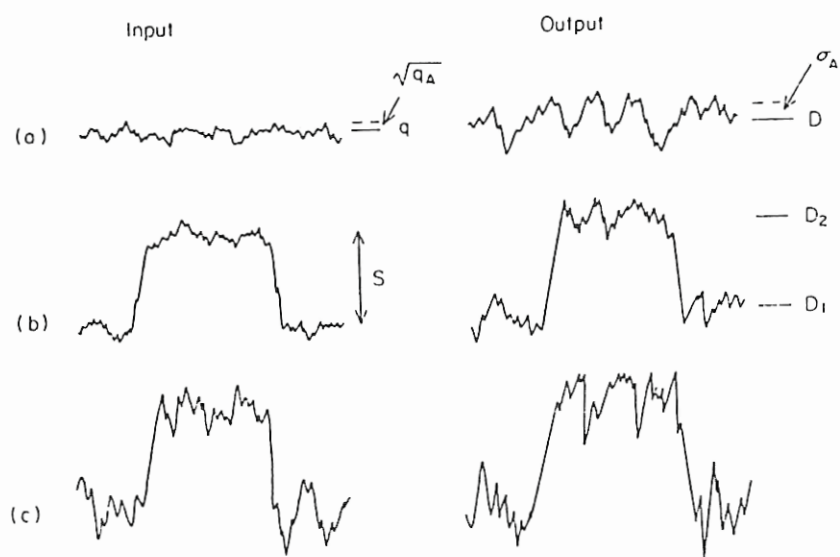


图 3

「DQE、NEQについてーデジタル系への適用」

岐阜工業高等専門学校 電気工学科 藤 田 広 志

新しいデジタルラジオグラフィ (DR) の開発が盛んであり、すでに商品化されたCR (computed radiography) に関する論文を初めとして、DR評価の論文が多く出ています。システムの線形性の評価、解像特性の評価、あるいは、ノイズ特性の評価がこれらの論文ではよく取り扱われていますが、しばしば見られるのがNEQやDQEによる評価です。

ここでは、興味あるいくつかのDRにおけるNEQ・DQE解析を紹介し、この“総合的”解析法について議論したく考えています。研究者によって異なった測定法・計算法をしていますし、先日ニューポートビーチ (ロサンゼルス郊外) でのSPIEの国際会議 (Medical Imaging III) ではセレン検出器を用いたDRで92%のDQE!が報告されていました。

以下の、参考文献を使用する予定です。

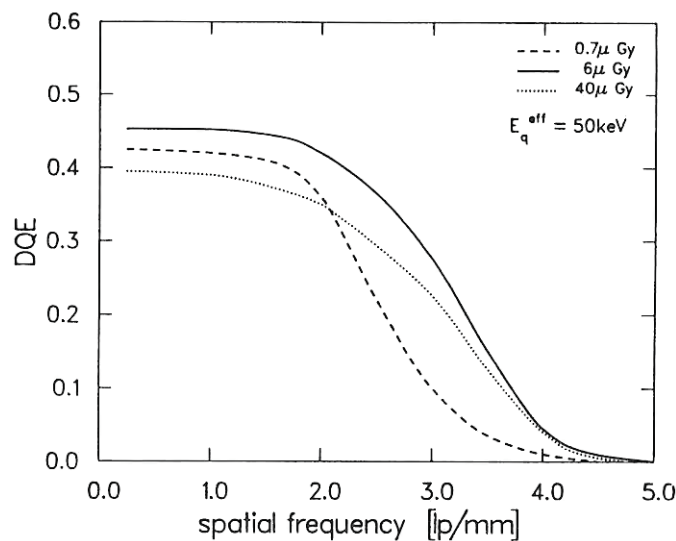


FIG. 1 文献3のselenium-based detectorによるデジタル・スロットラジオグラフィのDQE

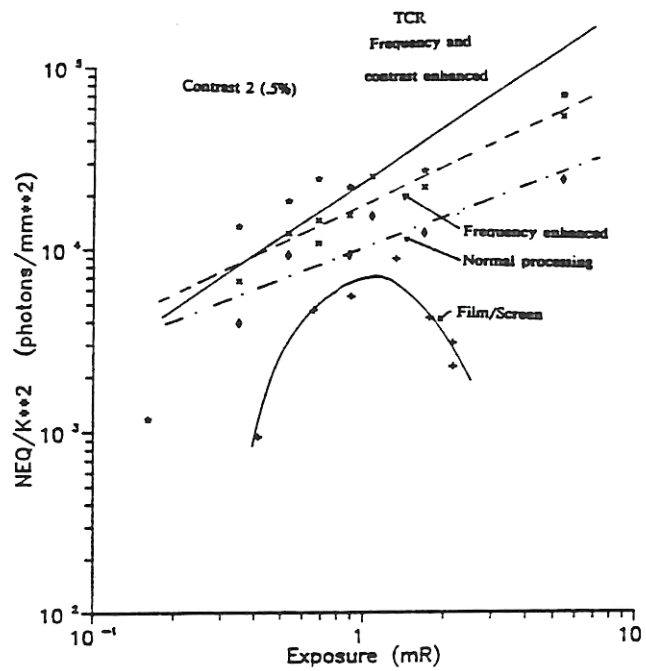


FIG. 2 文献7のTCRのNEQ

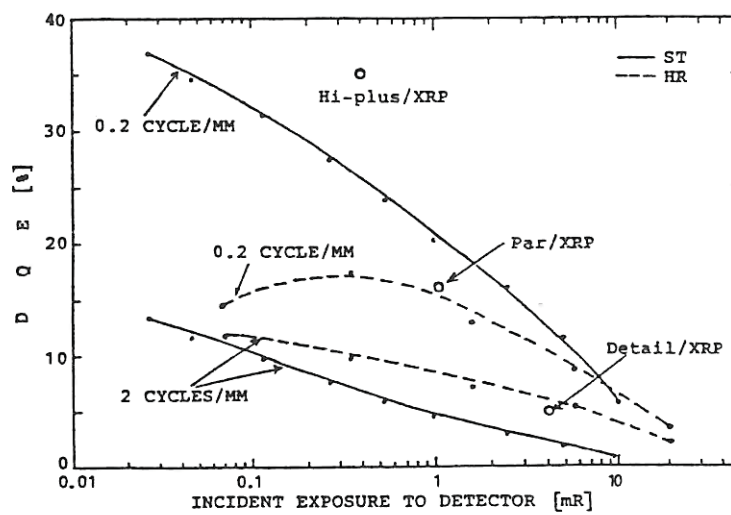


FIG. 3 文献8のFCRのDQE

【 参 考 文 献 】

- 1) R.A.Sones, D. R. Morgan, and M. M. Tesic : "Measured performance characteristics of a solid-state linear detector array" , Med. Phys. 12 , 135 - 142 (1985).
- 2) R. M. Nishikawa, G. E. Mawdsley, A. Fenster, et al. : "Scanned-projection digital mammography" , Med. Phys. 14 , 717 - 727 (1987)
- 3) W. Hillen, U. Schiebel, and T. Zaengel : "A selenium-based detector system for digital slot-radiography" , Proc. SPIE 914 , 253 - 261 (1988).
- 4) W. Hillen, S. Rupp, U. W. Schiebel, et al. : "Imaging performance of a selenium-based detector for high-resolution radiography" , Proc. SPIE 1090 (in press).
- 5) J. G. Yorker : "Photostimulated luminescence digital radiography system characterization II : Image-quality measurements" , Proc. SPIE 767 , 162 - 166 (1987).
- 6) A. R. Lubinsky, B. R. Whiting, and J. F. Owen : "Storage phosphor system for computed radiography : Optical effects and detective quantum efficiency (DQE)" , Proc. SPIE 767 , 167 - 177 (1987).
- 7) W. Hillen, U. Schiebel, and T. Zaengel : "Imaging performance of a digital storage phosphor system" , Med. Phys. 14 , 744 - 751 (1987).
- 8) H. Roehrig, D. A. Yocky, S. C. Liew, et al. : "Noise and contrast performance of the Toshiba Computed Radiography system TCR 201" , Proc. SPIE 914 , 153 - 165 (1988).
- 9) H. Fujita, K. Ueda, J. Morishita, et al. : "Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors" , Med. Phys. 16 (1989) (in press).

小寺先生に、論文を戴いて

国立循環器病センター 若 松 孝 司

放射線画像系に、DQEとNEQを適用するためには、それなりの準備が必要だと思います。放射線画像系は、理想系ではなくMTFも比較的悪く、また雑音もカントムモトル、構造モトルそして、フィルムの粒状モトルが積算されています。近書、イメージサイエンスにおけるDQEやNEQの定義は、まずMTF(u)=1の理想系で行われています。即ち、濃度変換系だけの定義から出発しています。

歴史的にみて、このような系は、一般写真、とくに湿板やガラス乾板写真が考えられ、天体観測なども、これらによりなされていたものとおもわれます。はじめに $G=A\sigma_A^2$ が、Aの実用的な範囲で一定であるのは一般写真においてのみ言えるのではないのでしょうか。放射線画像系では雑音のウィナースペクトルが低周波で急速に減衰しているからです。Aの実用的な範囲として、例えばビーズの直径 2 mm から瞳孔 0.08 mm 程度が考えられます。放射線画像系においてウィナースペクトルは、上記の開口のスペクトル範囲で大きく変化していて一定でなく Selwyn の式は適用できません。したがって、(37)式が一定である保証がなく放射線画像系では一般的に、NEQは走査開口の大きさに依存します。

つぎに、(38)と(39)式については、これは、前記のごとくあくまで理想系についての結果であります。理想系から現実の系への推定の式が、(27)式であり、これを手掛かりにして、放射線画像系についてのDQEを求めて行かなければなりません。この式こそが出发点であると考えます。そして、理想系が与えてくれる利用できる結果は、NEQ=qDQE、そして、(39)式から入力側の信号のコントラストをパワーにして1に規格化しておくことであります。これらを考慮して求めたのが(40)と(41)式であります。

したがって、(40)式においてMTF(u)=1、すなわち系が理想的な場合に(38)式に等しくなるのは(40)式が一般形で、その正しさの証明になると思われます。そのうえ、(41)式は Displayed amplitude model から出発していますが、被写体の開口と走査開口の大きさを等しくとっているので Displayed statistical decision theory model に近い形になっています。したがって、Loo および土井の論文により視覚系の検出能との相関が期待できます。

さらに、(40)と(41)式は、ウィナースペクトルは、結果的に測定する必要がありませんが、周波数解析的ではありません。そこで、(40)と(41)式に Schwarz の不等式を適用すると(45)と(46)式が得られます。これは、結果的に Matched filter model になり、Loo により、さらに視覚系と相関の強い model となります。

ここで、Schwarz の不等式の意味は、(45)と(46)式とを例にとれば、左項のように、信号と雑音の波形が個々に認識の出来ていない言わば、より原始的なS/N比に対して、右項は

波形スペクトルに対して完全な記憶と認識をもった弁別回路によって構築された実現できる最高の S/N 比を表しています。したがって、 DQE や NEQ が単にフーリエ変換によって $DQE(u)$ と $NEQ(u)$ に結合しているのではないのです。ここに、Schwarz の不等式の物理的意味があるものと理解しています。因に、弁別回路は、ある程度、視覚系をシュミレートしているものと考えられます。

(45) と (46) 式は、ウィナースペクトルを測定しなければなりません、周波数解析的であります。このようにして、先達によって与えられた、 $DQE(u)$ と $NEQ(u)$ とに新しい解釈を付加して到達しました。イメージサイエンスにおける $DQE(u)$ と $NEQ(u)$ にいたる理論展開は、ある仮定を行うことによってのみ成立しています。われわれは、自信をもってこの部分における展望を得たものと確信いたします。

われわれは、すでに画像の三要素に対する物理量の測定ができるようになりました。イメージサイエンスにおける理想的な系における DQE や NEQ に囚われることなく、新しい解釈をもって、もっと自由に DQE や NEQ 、そして $DQE(u)$ と $NEQ(u)$ を放射線画像系に適用して行けるものと思います。

<追 伸>

(39) 式における矛盾点、いま増感紙・フィルム系で MTF を悪くすると分母の σ_A^2 のうちカントムモトルの値が下がり σ_A^2 の値が全体に小さくなる。一方、信号の項は変化がないので NEQ が、ほぼ単調増加で大きくなります。ところが、(41) 式では (46) 式や (48) 式から良く分かるように、信号の形の大きさや周波数領域との兼ね合いから、 NEQ が大きくなったり、小さくなったりもすることが、ありうるということが分かります。すなわち、針とビーズの画質の違いを説明することが可能です。また、(39) 式によれば、ボケタ $I \cdot I$ の方が雑音が少なく NEQ が高くなるのであろうか。

さらに、増感紙をそのボケの領域まで小さくして検出器として、使用したとき DQE や NEQ は、開口の大きさに関係ないのであろうか。放射線画像系での X 線信号のおよぶ領域や走査開口は、まさに、このような領域を問題にしていると思われるのであります。

第3回画像リフレッシャー・スクールに参加して

(順不同)

豊田地域医療センター 荒 木 一 郎

センシトメトリー・MTF・RMS等のデータと臨床写真上での接点を求めて参加させていただきました。

私どものセンターには測定装置等、全く無くまた職場には画像解析の気運も無いため、参加したメンバーの皆さんが常日頃から画像解析に取り組んでいるとのことで、恐縮し、また場違いでは、とも思いました。

実験方法についてはメーカーの研修で概略学んでいましたが、理論についてはあまり深く学んでいなく、画像解析学の臨床写真への還元も理論が確立していなければできないので、私は実験はさて置いて、サンプルデータを用いての計算実習と計算しながらの理論とその応用を学びたいと思いました。

しかし、ウィナースペクトル・NEQ・DQEの理論は、難しく全く解からなく、今後戴いた資料や文献を参考にして理解に取り組みたいと思います。

今回の研修、特に『画像をビールと共に語ろう会』で、関西の画像解析への熱意に驚き、そして、「臨床を離れての画像解析は無い」「様々な実験方法のなかで、あくまでも目的を、何が知りたいのかを忘れてはならない」という先生方の言葉に感動しました。

私も現実の職場で、なんとか透視の装置に応用して客観的データを作り上げ、その実験方法と理論を確立したいと思います。

そして、それらのデータを臨床写真にどのように活かすのか、私なりに研究し、また勉強会に参加して研さんしていきたいと思っています。

宮崎市郡医師会病院 後 藤 和 道

1日目 各講師の方々の軽い紹介のあと、さっそく実験にかかる。皆異なる地域より来たためか、始めのうちはギクギクしていたが、そのうち同じ技師同志からか、話もパートナーから始まり、全体にひろまる。実験の方は講師の方々の準備がよかったためであろう多く失敗もなく事は進んだ。測定では時間がかかったが、それ以上に機材の立ちあげ、調整などにかかっただろうな、と思った。

午後より津田講師による講義があり、分り易くFFTを勉強することができた。しかし、今のところはFFTの利用の方法がまだ不用である。その後セミナーハウスに向かう。午後からの実験説明は三人の講師の方々の話に頭は飽和状態になる。その夜は、熱ばい頭をビールで冷やし、同部屋の青木君と自分の技師論などをぶっけあった。

2日目　きのうの微熱も取れすがすがしい朝を迎える。食事を終えるとさっそくコンピュータ処理だ。動作方法はテキストに記載しており、講師の方々に側でアドバイスをしてもらったため、ある程度スムーズに運んだ。

次の講義は自分が、十分に把握してない為か、不明瞭な点が多く日頃の勉強不足を嘆く結果と成る。教育講座も自分の理解の範囲が狭かったため、頭に入り切れない所が随所にみられた。ROCカーブは、山下先生の初めての講義で、緊張したが楽しくやれてROCカーブの奥深さを感じた。夜の部の語ろう会は、滝沢先生も交えて楽しく、次の日の苦しみを感じさせないものであった。この時間は、特に講師の方々といろんな面において親睦を深められた。

次の日　予想通り激痛の中、午前の講義を通過。午後からは頭が飽和状態で、スクールは終了となった。

このスクールでは、充実した勉強内容、多くの資料など、自分にとってはぜいたくすぎるものであり、本当にお世話になりました。

近畿大学医学部附属病院　森　元　英　夫

今回のリフレッシャースクールに参加させていただいてから、何をつかんだのか。今まで敬遠がちになっていた「画像」と言うものに、親しみをを感じるようになりました。暑い中にもかかわらず、どうもありがとうございました。

ここ一年ほど、勉強も何もせずにサラリーマン的に、五時になればすぐ帰宅という生活がつづいていました。そんな中、今年もスクールがあると知って「いっちょ気合い入れてみようか」と思い参加させていただきました。実験（センシトメトリー、スリット法、チャート法、RMS、ROCなど）は一通り、施設が恵まれているため測定を行なったことがありましたが、根本的なことがわかっておらず実験、それに平行してあった、実験内容説明、結果検討の講義が非常に勉強になり、喜こんでいます。それよりも先生方、および受講生の意気込みには圧倒され、自らの未熟さを痛感しております。

2日目の画像をビールと語ろう会および、ロビーでの二次会の時の山下先生、若松先生のお話して「これからの技師はどうあるべきか、画像をどのように考え、いかに臨床へ応用し取り組んでいくか」を聞き、身ぶるいいました。

以前、岡田さんに「若松先生が、『金魚から出るアブクがどう画像にむすびつくか』考えていると聞かされた時、頭が下った。」という話を聞かされた事がありましたが、この時なんのことかわからなかったが、今回の先生方の話を聞いてから、岡田さんの「頭が下がった」という意味がようやくわかったような気がします。常に画像というものを考え、考えるだけでなく、いかに臨床および他の事に結びつけようとしなければならないかを……。

最後に余談ですが、滝沢先生のビールの強いこと、ましてユニークなこと、講演だけを聞いて

ていると、一般的な大学教授というイメージでしたが、ビール片手に話されたらおもしろい！
そして我々と対等に話しかけて下さって光栄でした。

今回スクールに参加し学んだことを基礎に臨床に応用して行きます。また、わからない事があれば連絡させていただきますので、よろしくお願い致します。有難うございました。

東海大学病院 中 辻 博

不安と期待の中、大阪へ向かいましたが、実際に体験して見ると予想以上に内容があり、充実した3日間を送る事が出来ました。これも暑い中熱心に講義して頂いた山下先生始め多くの先生方のおかげです。早速、職場に帰り今まで試行錯誤で作っていた当院での画像評価法を検討しなおしているところです。

センチメートル、MTF、RMSといった画像評価の基礎は誰もが一通り学生時代に学んでいると思いますが、職場の中でそれを生かしたり、研究報告等の一部とする場合にはいろいろな意味で壁にぶつかると思います。特にその精度についてはどの施設も様々な工夫をこらしているはずですが。私達も技術学会等で報告されている実験法や処理法を参考に取り組んでいます。が設備に限られている点を除いてもよい結果が出ない時があります。

今回このスクールを希望した理由も画像部会の先生方や他の施設の方たちがどういった考えや方針を持っておられるか、またコツなどがあつたら是非教えて頂こうと思い参加しました。第1日目からかなりハイペースで実験や講義が進みましたが、基礎的な事から話が始まりデータ処理も手計算からみっちりやりましたのでとても理解しやすく、その後のコンピュータ処理も抵抗なく入り込めました。ただ、最終日の若松先生の講義は難しく、事前の勉強が足りなかったと反省しています。研修中、印象に残った事はたくさんありますが、そのうち講義中に出てくる質疑応答が面白く、少し上げてみますと、「今回実験に使ったスリットの幅は $10\mu\text{m}$ でとても高価で手に入らないのですが?」、「 $30\mu\text{m}$ までなら自分で作れる。我々も作った事があり、やる気が大切!」。「乳房撮影システムの特性曲線作成は使用電圧が低すぎるため距離法が使えないがどうすればよいか?」、「目的が特性曲線の形状を比較するのであれば誤差は覚悟の上でタイムスケール法でよい。特性曲線の作成は何が知りたいかをはっきりさせてからやる事!」。まだたくさんありますが、聞く方にも教える方にも情熱があふれていて、最近味わったことの無い不思議な感動と喜びがありました。きっと19人の方も何かを感じたと思います。今後ともこういったスクールには参加して行きたく、後輩達にも勧めていくつもりです。たくさんの人達と交流を持て刺激を受けたことに感謝しています。将来は私達がスクールを開けるよう努力していきたいと思います。どうも有難うございました。

滋賀県立成人病センター 高橋 昌章

このスクールに参加するまでにセンシトメトリーやチャート法によるMTFの測定などを何回か行っていました。センシトメトリーはブーツストラップ法、タイムスケール法、そして距離法と順に行ってきました。またMTFの測定は矩形波チャートを使って波形を読み電卓を使って行っていました。今回の演習では専用の装置があり、短時間で信頼度の高いデータが得られるのにはおどろきました。またスリット法によるMTFの測定については、以前から少し本など読んでいたもののあまり理解できていなかったが、今回の講義により理論がわかるようになりました。

今回のスクールに参加して画像解析の難しさ、奥の深さ、それにこの結果を日常我々が行っている業務にどのように応用していけば良いか、わかったような気がします。

このスクールに参加できることが決まり、手引書の内容を見て、大変きついスケジュールだという印象があり、実際つかれました。しかしその分得るものも多く、画像を勉強する中で大きな目標ができたとも思います。また、この経験を十分に生かし、職場の中にも反映していきたいと思います。

神戸市立西市民病院 古川 宗

チューターの先生方、3日間どうも御苦勞様でした。要領よく画像計測の三分野を演習できたのには驚きました。MTFにせよ、特性曲線にせよ、きっちりデータをまとめて検討するという貴重な体験をしました。

コンピュータのソフトもすばらしく良くできていました。しかし家に帰って、さて私も同じように作ってやろうと思うのですが、どうも細部でよくわからない事があります。ソフトウェアアルゴリズムや基礎理論に、もう少し時間を割りあてていただきたかったように思います。できれば、参考文献のリストを作ってくださいれば有難かったのですが……。

私にとって、今回のリフレッシュスクールに参加したことの収穫は2つありました。1つは、多くさんの人と知り合いになれたことです。チューターの先生方とも親しく話をさせていただきましたし、リフレッシュスクールのクラスメートとも親しくなれました。しかも、チューターの先生も、クラスメートも、学会発表を何回も行っている『実力者』なんですね。今後とも、どこかで会えば声をかけてもらえることを楽しみにしています。

第2の収穫は、MTFや特性曲線でもまだ理論的に説明できない現象があるということでした。画像論といえば、もう完成された理論であり、未知の分野などもうないと思っていましたので、これは意外でした。

そして、まだまだ勉強せならんという気持と、まだやれるんだなという気持がミックスさ

れて、とても元気になって神戸の街へ帰って行きました。

中津川市民病院・放射線部 新 田 優

私自身、CT、血管撮影、一般撮影等と、すべて臨床の画像情報を提供する立場にいらながら、MTFが伝々、ROC評価等と技術学会誌をみてはいるが、実際には良く読んでいないし、十分理解していないのが実情ではないかと考え、特に最近では、PACS を中心とした digital 画像の取り扱いについて議論が深まり、ますます画像理論というものを認識しなければいけないと思い、リフレッシュスクールに参加させて戴きました。

最初は比較的、安易な考え方でいたのですが、テキストブックが届いて、密なカリキュラムに驚き、恥しくないように予習したのですが、実際にはマイクロフォトメータもなく、あくまで机上の内容に終始してしまい実際の実験系のノウハウは知らないまま、当日に突入してしまいました。スクールに参加された大半の方は経験者で、測定の問題点、処理手法に関する質問が多く、先生方は丁寧にじっくりと discussion を進めて戴き、何も知らない私にとって、とても有意義で中身の濃い内容でした。また、MTF、RMS等の手計算による section があったのですが、時間が十分なく残念に思いましたが貴重な資料が配布されて有難く思いました。さらに、自分達で作成した資料については、すべてパソコンにより処理したわけですが、プログラムが完璧であるがゆえに、操作のみに終わってしまったような感じで残念でしたが、結果は他の班の結果と大差なく、実験系と目的を明確にすれば、かなりの精度がでることが実感できました。その他では、FFTの講義や教育講演と忙しいスケジュールの割には、充実した内容でもうあと一日分の余裕があればと感じましたが、体力の限界から考えて、これぐらいが適切なのかもしれません。

今回、得られた知識を今後に関し、さらに問題点がでた時に、第4回、第5回のスクールに参加したいと考えています。そして、山下先生をはじめとするスタッフ一同の画像に対する考え方、熱意によって、このスクールが発展することを期待しています。

国立循環器病センター 永 井 辰 江

私は、山下ゼミでもあったので、基本的な事は完全にマスターしているとして就職しました。しかし、就職して4年目、理解していた事に急に疑問を持ちました。それは、今年から実験を始めたシネ画像評価での例えば、走査速度、アパーチャサイズ、ウィナースペクトルの測定方法などです。色々と条件を変えて実験して、いきづまり、改ためて増感紙・フィルム系の測定を1から勉強しようと思い参加しました。

センチメートル、MTF(スリット法・コントラスト法)、ウィナースペクトル、RMS

粒状度、ROC、NEQなど、基本的画像評価から現在の評価まで幅広く充実した3日間でした。特に小水先生が“自分の足で、体力で実験していく。”という言葉で、私も1回のつまづきで落ちこまず、読めて実験していこうと思いました。先輩達の色々な実験や経験の積み重ねにより現在に至っているということも改めて実感しました。

全国から来られた人々と色々な話しができた事も良かったと思います。職人気質の方々がおられる所の話を聞くと、信じられない事がまだ続いていたり、関東の病院では技師が読影をして、例えば断層をしたり、撮影の追加をしているとの事でした。このリフレッシャースクールの参加には、立派な動機があり、施設に恵まれていなくても、頑張って色々工夫し、実験していることに感動しました。恵まれた施設がある私にとっては、とても刺激になりました。

昭和大学病院・中央放射線部 加藤 京一

1988年7月28日より7月30日の期間中、大阪大学医療技術短期大学部、関西地区大学セミナーハウスにおいて、第3回画像リフレッシャースクールに参加。私の技師生活において最も充実した日々の一つに上げられる事は言うまでもなく、やる気と元気と情熱の心を持った人々と同じ屋根の下で、実験、演習、そして講義を受ける事ができ大変うれしく思っている。

今回の参加の目的として、現在まで自分なりに勉強してきた事の確認と、今、画像における最新の知識並びに最もすぐれた解析等を修得する事にあった。3日間の限られた時間という事もあり、全てが時間充分というまでにはいかなかったが、スタッフの方々の知識、経験の豊富さにより、よりわかりやすい解説を得る事ができたと思う。

私自身、今回のリフレッシャースクール参加を確かなワンステップとして、物理的評価、視覚評価等の総合的な画像解析をいかにすぐれた画像の提供に結びつけていくか、また装置、機器関係、撮影手技等との関係も含めてよりよい画像をと考えている。今回のスクールのメンバーも全国各地より集まり、学会等でもめったに話題にならない苦労話や、失敗談、最近の研究やめざしている技師像等、画像だけでなく限らないディスカッションができ、もう一つの目的でもあった全国の情熱あふれる人達との交流ができ、大満足している。前述の通りまさに充実した3日間であった。

最後に、「関東でもリフレッシャースクールだ！／＼」を胸に、お世話下さったスタッフの方々への感謝と、朝4時半まで語り合った熱い人々をはじめとする仲間にお礼を言いたい。まさに「リフレッシャースクール」であった。

愛媛県立中央病院 川 又 功

我病院では、マイクロデシトメータがなく、また、画像に強い技師がいないということから画像評価については、ほとんどなされていないのが現状です。そこで最近、パーソナルコンピュータも導入されたことで、少数ではありますが、我病院でも、画像評価について力を入れようという声があがってきました。まずそれには、正確で、再現性のよい特性曲線の作成方法、その他、画像解析の方法を考えねばなりません。先にも書きましたが、不勉強の為、画像工学に弱く、論文を読んでもなかなか理解できない状態でそのヒントをつかむ為、参加した次第です。

いざ参加してみると、驚くことの連続でした。実験内容に関しては、1日間という厳密には半日という時間しかなかったため、よいデータが得られないまま、次の日のコンピュータによる解析に入るという感じで慌しかったような気がします。よい実験装置がありながら残念でしたが、今後の我病院での実験に確かなヒントは得られたと思っています。

また、諸先生方の熱心な講義により、ウィナースペクトル、MTF等々の理解ができていなかった問題が、だいぶ取り除かれた感じです。しかし、新たな問題、残った問題をどう理解していくか大変です。それと画像解析のソフトの開発を急がねばなりません。まだまだ勉強をしていかなければならないということです。この3日間、大変短かったような気がしました。でも得られたものは大きく、特に画像解析を旨とする多くの仲間が得られたということです。各病院での実験方法、解析について話すことによって自分の遅れを感じ、これから一層の努力が必要です。そして、多くの仲間と情報を交換しながら頑張っていきたいと思っています。

亀田総合病院 岡 崎 弘 明

矩形波チャート法によるMTF測定の実験実習を教わったのは技師学校3年のとき、9年前のことである。その理論に大変興味を持ったが、就職して仕事に追われて、今日まで画像解析の勉強はやらずにいた。

最近、ある雑誌に小寺吉衛氏の画像論が連載されていて興味深く読んだ。そして「リフレッシュスクール」の受講を思いついた訳である。郵送されて来た“実験と演習の手引き”を捲ってみたが解らないことだらけである。一時は受講を断念しようかと思ったが、当って砕けろと云う気持で大阪行を決めた。

第1日目、スリット像、矩形チャート像、センシトメトリ像の作成とデシトメータによるスキャン、初めて目にするデシトメータである。これを駆使して色々なMTFを心ゆくまで測定してみたいと思った。また、センシトメトリ像撮影装置のシステムには感激した。

第2日目、コンピュータ処理、センシトメトリ、矩形、スリットの手計算による演習、勉強

不足のため演習が良く解からなかった。そのまま下を向いて居ようかと思ったが、85才にもなる男がそのようなことでどうするか、と気を取り直して、チューター先生の協力を得て、辛うじてその時行なわれている内容について理解することが出来た。講義や演習のとき、その場に居合わせていて、そのとき進行している事柄が分らないことほど面白くないことはない。

R O C解析の方法と応用演習はその思想と方法論がユニークであった。基礎理論を勉強して、サンプルを作成して、わが施設でもデモンストレーションしてみようと思っている。

津田先生のFFT講義は、その事柄について具体的に、的確に述べられ大変勉強になった。先生の資料にもとづいて演習を試みるつもりである。

今回のリフレッシュスクールでは自分の画像解析に関する勉強不足を痛感した。このたびの経験と資料をもとに、今一度勉強し直して、来期、再び受講させて頂こうかと考えている次第である。

福島労災病院 青 木 誠

昭和63年7月28日から30日までの3日間、大阪大学医療技術短期大学部及び関西地区大学セミナーハウスにおいて、画像リフレッシュスクールが開かれた。

私がこのスクールに参加した目的は、画像工学の基礎かつ具体的な事柄をできるだけ多く吸収すること、及び現在画像工学を支えている著名な方々、さらにはその地区の現状に触れてみようという2点の希望があるからです。

現在、国家試験の中に「画像工学」が組み込まれてわずか4、5年ではありますが、近年の学会発表及び技学誌上をにぎわさないことはないほどの盛況ぶりです。また、これから巣立つ放射線技師の資質を考えますと、既卒の方々の受皿が容易でないことは確かであり、私自身危機感をもっています。

さて、スクールの日程は、実験及びデータ抽出、その整理及び理論という過程。構成から成り、理論の実践及びその検証の意味から理解し易く、短期に成果をあげることができ、大変良いと思われます。

実験設備は、放技誌に写真等が載せられており、いかに簡便にオートマチックに行なわれていることを見た事は感激であり、さらにフィルム上精確に（正確ではない！）その像が写し出されることも驚きでありました。

セミナーハウスでは、市販パソコンを用いたデータ処理及びその解説が主に行われ、データ処理する立場にたつプログラムの動きは大変すばらしく、作成した方の苦勞がしのべれます。また、解説は、実験する立場からの指導が行なわれ、解析のノウハウが得られました。

最後に私自身の今後の希望としては、解析上の数学的処理の詳細の解説が得られれば幸いです。これらに関する成書は、地方ではなかなか入手しにくく、また理解しがたく、私自身へ

の課題となっています。

駒沢短期大学・放射線科 佐藤 昌 憲

素人の私にとって画像リフレresherスクールは、大変充実した3日間であり多くの事を教えられました。そのなかでも、これからの放射線画像技術学を発展させるためには、実践と理論の両面からの構築が必要であり、全体を一貫したシステムとして考えなければならない事を学びました。

さらに、実験結果のデータは問題を残した1班ではありましたが、画像解析や画像の評価を自分の手と足で測定したことは、たいへん貴重な体験でした。

また、画像をビールと共に語ろう会では、若松先生から色々とアドバイスを頂き、有難うございました。「これからの放射線技師をどう育てたら良いのか？」の問いに対して、若松先生は「一の事をやり遂げる、執念に燃えた技師を年に一人でいいから育ててほしい。」、また、山登りに例えられて、「一度でいいから山の頂上に登らせてあげなさい、その山の素晴らしさを知れば、さらに高い山を目指す意欲が出るであろう。」と教えられ、忌憚ない意見を述べられ、たいへん勉強になりました。

愛知県がんセンター病院・放射線診断部 松 島 秀

夏とは思えないほど涼しく絶好？のセミナー日和に恵まれ楽しく受講でき、喜しく思います。

さて、セミナーの内容はというと種々の画像因子の計測から評価にいたる基本的な事項についての実験、演習、講義でした。医療短大卒業後他大学に通っていたこともあり放射線技師としての仕事及び研究を疎かにしていた私にとって懐かしいと思われる単語が飛びかうなど、名実共にリフレresherスクールでした。以前から「関西の画像」ということをよく耳にしましたが、山下先生を中心とする「山下ファミリー。」とも思える画像部会のまとめ及び努力には、本当に驚きました。先輩技師より中部はレベルが低いと言われていましたが、身に染みる思いでした。我々中部地区の技師も「中部の〜。」と言われるように何か特徴を持てればよいな、などとも思いました。又、今回全国から集まった20名は、第3回画像リフレresherスクールの同期生として横のつながりをもって情報交換などできれば良いと思います。

このリフレresherスクールを修了して、名実共にリフレッシュして明日からの仕事及び研究に頑張りたいと思います。

常任委員になって

大阪大学医療技術短期大学部 滝川 厚

昨年度より、常任委員をやらせていただいています。

第1回の画像リフレッシャー・スクールに参加した時、ある程度理解していたつもりでも、画像評価の基本的なことがまだわかっていないと痛感しました。第2回、第3回のリフレッシャー・スクールでは、お手伝いする側で参加しましたが、私自身が勉強するよい機会を与えてもらったと思っています。

臨床の現場に10年いて、一昨年4月から医短に移りましたが、未だに学生に教えるというより一緒に勉強しているという感じです。

会員の皆様の教えを乞いながらやっていきたいと思っておりますので、よろしくお願いいたします。



あ と が き

元号が昭和から平成と移り、益々幅広い画像の知識とより高度な画像処理が求められ、医用画像のニーズは日々厳しいものであります。

過去3回行って来ました画像リフレッシュ・スクールは全国的に他にも似たような催しができ、目的が達せられたようです。今年度から少しハイレベルな画像処理などを中心とした画像セミナーを予定しています。

また、常任委員の津田先生が今年度より東京工芸大学の教授に赴任されることになり関東の会員と共に「画像を語る」機会が多くなることでしょう。

今回のテーマである「DQEとNEQ」が、神戸の百万ドルの夜景の中にその美しさを如何にして見い出すか、会員の皆さんと共に語り合おう。

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。

1989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壺井町88

二条プラザ内

TEL (075)801-2238