

Communication of the Imaging group of the JJRT

画像通信

1995年10月

Vol.18 No.2(通巻35)

☆第39回 画像分科会予告

☆第38回 画像分科会プログラム

1. 招待講演

「デジタルX線画像系の感度に対する考察」

シカゴ大学 土井邦雄教授

2. パネルディスカッション

「デジタルX線画像の画質と被曝」

1) X線計測における問題点

京都医療技術短期大学 西谷源展

2) CT画像の画質と被曝 (フィルム法によるX線CTの線量測定)

NTT東北病院 大久敏弘

3) DF画像の画質と被曝

(財)癌研究会附属病院 小倉敏裕

岐阜大学 藤田広志

4) CR画像の撮影実態

熊本大学 肥合康弘

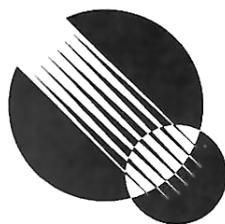
5) デジタルX線画像系の感度に対する一提案

近畿大学 小寺吉衛

☆デジタルX線画像系の感度に対する一提案

近畿大学 小寺吉衛 他

☆第10回リフレッシャー・スクールの報告と感想文



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

社団法人 日本放射線技術学会
画像分科会

第39回画像分科会予告

年月日：1996年4月1日（月）午後（予定）

会場：パシフィコ横浜会議センター（神奈川県横浜市）

テーマ：（未定）ICカードおよびコンピュータ支援診断システム関係の予定

第6回計測分科会・第38回画像分科会合同分科会 (学術委員会後援) プログラム

日時：1995年10月20日(金) 12:30~15:30

会場：山梨県立県民文化ホール(第2会場)

テーマ「デジタルX線画像の画質と被曝」

1. 招待講演

「デジタルX線画像系の感度」

講師 シカゴ大学 土井邦雄教授
司会 山口大学医学部附属病院 大塚昭義

2. パネルディスカッション

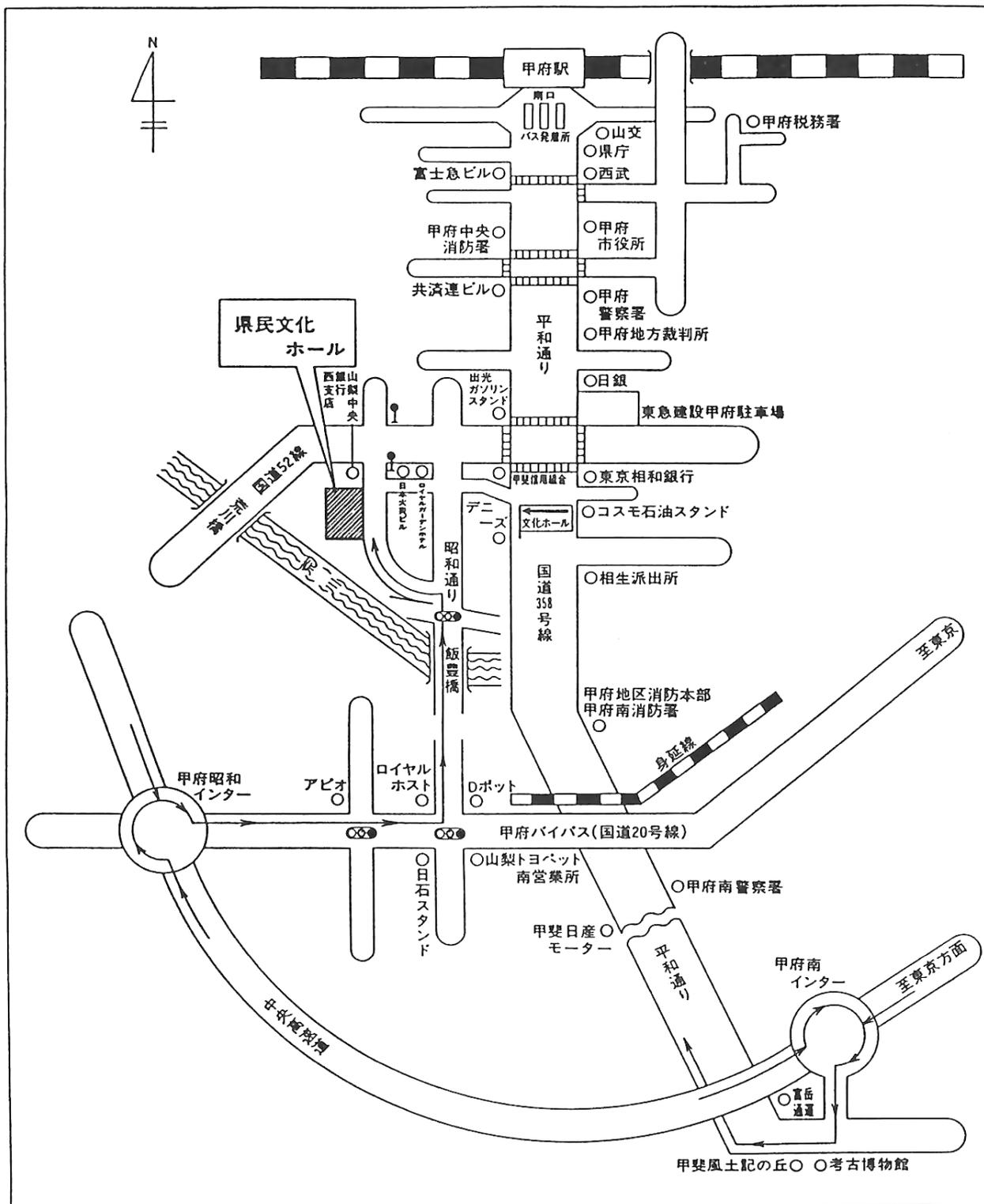
「デジタルX線画像の画質と被曝」

司会 名古屋大学医療技術短期大学部 前越 久
近畿大学 小寺吉衛
1) X線計測における問題点 京都医療技術短期大学 西谷源展
2) CT画像の画質と被曝 NTT東北病院 大久敏弘
3) DF画像の画質と被曝 ④癌研究会附属病院 小倉敏裕
岐阜大学 藤田広志
4) CR画像の撮影実態 熊本大学 肥合康弘
5) デジタルX線画像系の感度に対する一提案 近畿大学 小寺吉衛

~~~~~

CRの開発当初、その広いダイナミックレンジのため被曝線量が格段に低減されるとの記述があちこちで見受けられた。その後の詳細な研究で、それほど大きな被曝軽減は望めないことが明らかになったが、逆に、個々の撮影ではどのような線量のX線を与えても画像が得られ、むしろ画質の点からは多い目の線量を与えたほうがよいことから、撮影者が意図しているかどうかは別として増感紙フィルム系に与える照射線量より多い線量をCRに与えているのではないかと危惧が言われ始めている。この問題はCRのみならずいわゆるデジタル放射線画像すべてに対して本質的にかかわってくるものであり、今後の医療被曝を考える上で重要である。今回は、画像分科会と撮影分科会の初めての合同分科会としてこのテーマを取り上げることとした。招待講演でシカゴ大学土井邦雄教授に「デジタルX線画像系の感度」について新たな提案をしていただくとともに、パネルディスカッションで「デジタルX線画像の画質と被曝」と題して撮影分科会と画像分科会がデジタルX線画像の被曝と画質をそれぞれの視点で考え、デジタルX線画像の撮影条件はどうすればよいのか、画質はどう考えればよいのか、またそれらの測定はどのようにすればよいのかについて討論する。会場からも幅広い意見を期待したい。(小寺)

# 案内図



交通案内

- ※ J R 線 甲府駅南口下車 徒歩20分位
- ※ バス 甲府駅南口バスターミナル⑥番乗降場より山梨交通バス買川方面行で「県民文化ホール前」下車 1区間料金
- ※ タクシー 甲府駅より約5分
- ※ 中央道 甲府昭和インター下車、甲府方面に500mもどりロイヤルホスト(国母交差点)横を左折3km直進、左側レンガ色の建物(文化ホール)  
甲府南インター下車甲府駅前方面へ7km(文化ホール案内板左折)

● 〒400 甲府市寿町21番1号 ☎ (0552) 28 9131 FAX 28 9137  
 財団法人 山梨県県民文化振興協会 山梨県立県民文化ホール

# Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems

Charles E. Metz<sup>a)</sup>

*Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago, Chicago, Illinois 60637*

Robert F. Wagner

*Office of Science and Technology, Center for Devices and Radiological Health, Food and Drug Administration, Rockville, Maryland 20857*

Kunio Doi

*Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago, Chicago, Illinois 60637*

David G. Brown

*Office of Science and Technology, Center for Devices and Radiological Health, Food and Drug Administration, Rockville, Maryland 20857*

Robert M. Nishikawa

*Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago, Chicago, Illinois 60637*

Kyle J. Myers

*Office of Science and Technology, Center for Devices and Radiological Health, Food and Drug Administration, Rockville, Maryland 20857*

(Received 1 March 1994; accepted for publication 27 May 1994)

Consensus has been developing over the past few decades on a number of measurements required for the laboratory assessment of medical imaging modalities. Nevertheless, understanding of the connection between these measurements and human observer performance in a broad range of tasks remains far from complete. Focusing primarily on projection radiography to provide concrete examples, this overview indicates areas in which consensus on methodology for physical image-quality measurement has been established. Concepts such as "noise equivalent quanta" (NEQ) and "detective quantum efficiency" (DQE) have been found useful for normalizing physical measurements on an absolute scale and for relating those measurements to the decision performance of a hypothetical "ideal observer" that effectively performs decision tasks from the image data. The connection between ideal observer performance and human performance, as determined by receiver operating characteristic (ROC) analysis, remains to be understood for many clinically relevant tasks.

Key words: detective quantum efficiency (DQE), ideal observer, image quality, noise equivalent quanta (NEQ), receiver operating characteristic (ROC) analysis

Although there is a growing consensus among investigators concerning many concepts and methods of image assessment, recent discussions among ourselves and with our colleagues indicate that some issues still require clarification. The purpose of this communication is to summarize briefly our understanding of the present status of some of these matters, indicating areas in which consensus exists and areas where further research is needed. In this way, we hope to stimulate further movement toward consensus concerning the definitions, phantoms, and measurement methodologies that are needed for meaningful, quantitative evaluation of medical imaging systems. Although our comments can be applied, in principle, to many imaging modalities, we focus primarily on projection radiography to provide a concrete example.

Several conferences during the 1960s and 1970s considered the possibilities for objective medical image assessment, documented efforts to reach consensus on measurement methodology, and addressed the complicated issues that such consensus entails.<sup>1-3</sup> Publication of ANSI Standard PH2.43 in 1982 was a major landmark in this regard.<sup>4</sup> ANSI Standard PH2.43 prescribed a simple phantom set con-

structed from aluminum and Lucite, and it set standards for several representative beam qualities that could be used with the phantom set to assess the speed and contrast of radiographic screen-film systems. A very large study of the speeds of screens, film, and screen-film systems subsequently employed the ANSI phantoms to demonstrate an efficient approach to such measurements.<sup>5,6</sup>

At the time of its publication in 1986, ICRU Report 41 described the state of the art of modulation transfer function (MTF) theory and measurement in screen-film radiography.<sup>7</sup> Despite its specific focus, that report approached resolution-related concepts in a general way and, hence, is relevant to other medical imaging modalities as well. Consensus measurement methodology for screen-film system MTFs is being addressed currently by ANSI Committee PH2-31 and by the German Standards Institute (DIN). Contemporary methodology requires a level of complexity beyond that which was sufficient just a few years ago, due to the arrival in the marketplace of significantly asymmetric near-zero-crossover screen-film systems.<sup>8,9</sup>

No consensus committee has addressed the measurement of radiographic noise power spectra (NPS), often referred to

as Wiener spectra. [An AAPM Task Group on Standards for Noise Power Spectra Analysis was formed in the Autumn of 1994, for this purpose.] Nevertheless, substantial effort has been devoted to interlaboratory comparisons of radiographic NPS measurements, with good results.<sup>10,11</sup> Screen-film NPS of fluctuations in microdensitometric density or transmission have been found to correlate well with observers' visual impressions of quantum mottle on radiographs.<sup>6</sup>

Two methods have been developed to "calibrate out" the instrument dependence of NPS measurements in order to yield results that can be reported on a universal or "portable" scale. One such calibration technique requires that microdensitometric measurements be made on a step tablet of well-defined diffuse densities. The slope of this calibration function can then be used to present the measured fluctuations in terms of diffuse density, the commonly used *output* unit.<sup>11</sup>

Another method of presenting NPS measurements is to use a common scale of *input* units. In this approach, the theory of noise propagation through linear systems<sup>12</sup> is used to express radiographic output noise, which is measured in optical density units, in terms of the number of Poisson-distributed input photons per unit area that would produce the output noise variance measured at each spatial frequency. In this referral, or scaling, of output noise to effective input fluctuations, the effective number of "noise equivalent quanta" (NEQ) as a function of spatial frequency is calculated from the relationship<sup>13,14</sup>

$$\text{NEQ}(f) = \frac{(\log_{10}e)^2 \gamma^2 \text{MTF}^2(f)}{W(f)}, \quad (1)$$

where  $f$  is spatial frequency,  $\gamma$  is the slope of the density vs log-exposure sensitometric curve (expressed in the density units used for the NPS) at an operating point of interest, and  $W(f)$  is the NPS of optical density fluctuations measured at the same operating point. [The scaling described by Eq. (1) is exact only in the limit of small fluctuations in local exposure to the film, due to the nonlinear relationship between optical density and exposure, but it provides a useful approximation in many practical radiographic situations.] The NEQ spectrum expressed by Eq. (1) depends upon beam quality and exposure level, and its study over the latter variable leads, in principle, to a quantitative description of the useful dynamic range of the system.<sup>15-17</sup> Formulation of NEQ in computed tomography has been described by Wagner *et al.*<sup>18</sup> and by Hanson,<sup>19</sup> and its extension to other modalities including Fourier methods of magnetic resonance imaging has been proposed by Wagner and Brown.<sup>20</sup>

When NEQ is divided by the actual number of exposing quanta per unit area,  $Q$ , that is used to acquire the noise sample image, the result is the "detective quantum efficiency" (DQE),<sup>21,22</sup> which has the upper limit of unity for a perfect detector system. Thus the efficiencies of various detection schemes in extracting information from a radiation beam can be compared in terms of their measured DQE values. This approach conceives of the radiographic system as a photon counter. Departures from this mode for broad-spectrum imaging of bone and iodine, for example, require the radiographic system to be analyzed as an energy measurement device.<sup>23</sup> In such situations, it is necessary to define

a task-dependent DQE that accounts for the noise penalty which is incurred when a broad spectrum of photon energies is employed.<sup>24</sup> DQE analysis has been used by many investigators to optimize or to understand the image acquisition processes of both analog and digital imaging systems.<sup>15,16,25-28</sup>

The arrival of digital imaging fostered the point of view that any imaging process consists of two (at least conceptually) distinct stages, image detection and image display,<sup>13</sup> and it facilitated various applications of that perspective.<sup>18-20</sup> A logical consequence was assessment of the detection stage in terms of signal detection theory,<sup>29</sup> where NEQ plays an important role. We sketch that approach briefly here.

Suppose that a signal discrimination task can be formulated as one of distinguishing between two alternative objects whose spatial frequency spectra differ by a known amount  $\Delta S(f)$ —the so-called signal-known exactly, or SKE, task. When the data in such situations are detected by a linear (or linearized) imaging system and corrupted by stationary Gaussian noise, the performance of the ideal observer of Bayesian signal detection theory<sup>29</sup> can be characterized very simply by a signal-to-noise ratio expressed as

$$\text{SNR}^2 = \int |\Delta S(f)|^2 \text{NEQ}(f) df. \quad (2)$$

(The dimensionality of  $f$  and the integral are obvious in each application.) This ideal-observer SNR represents the level of decision performance that can be achieved in a particular task by an observer who uses prior knowledge of the signal and statistical properties of the noise to determine an optimal operation on the image data for detection of signals of the known kind; hence, it provides an upper bound on the performance that can be achieved with a system's images. [Equation (2) is exact for linear detection systems and provides a good approximation for nonlinear detectors, such as radiographic screen-film systems, when noise magnitude is sufficiently small.] An advantage of the ideal-observer SNR is that it summarizes the intrinsic quality of the detected image; no account is taken of the manner in which the image data are displayed or of the eye-brain characteristics of any human observer who would view the image.

Distinction between the detection stage and the display stage of an imaging process is directly relevant in evaluations of digital imaging systems, where use of appropriate hardware and software allows the separation to be realized in practice. The conceptual distinction may be important also for understanding the steps through which images are formed by an analog system such as screen-film radiography and, thereby, may lead to improved designs of such systems. However, in practice, a ranking of systems that is obtained on the basis of NEQ or related descriptors of the detection stage alone may not agree with the ranking that would be obtained from displayed imagery, for a variety of reasons that involve characteristics of real display devices and the human visual system.

Ideal-observer performance, as specified by Eq. (2), has been shown to correlate well with the performance of human observers in some specific applications. For example, in the situation where known objects at known possible locations

are to be detected in uniform white-noise backgrounds, Burgess and colleagues<sup>30</sup> showed that the levels of performance achieved by human and ideal observers agree to within a constant factor, which represents the “efficiency” of the human observer.<sup>31,32</sup> Similar results were obtained by Loo and colleagues for the task of detecting small low-contrast spheres in radiographs.<sup>33</sup> Thus to the extent that human observer efficiency is known to be approximately the same for two imaging systems (i.e., for two combinations of an image detection process and an image display process) in a given situation, NEQ measurements can be used confidently to predict the *ranking* of the two imaging systems that would be found in a human observer performance experiment involving the detection of simple, known objects in uniform backgrounds of white noise. Models of human observer performance have been found for some more complicated tasks and more clinically relevant backgrounds.<sup>34,35</sup> However, since human observer efficiency can depend strongly on contrast<sup>36</sup> and noise texture,<sup>19,37</sup> for example, rankings based on NEQ may not successfully predict the relative usefulness of two imaging systems for human observers who must detect variable objects in the complicated backgrounds that are typical in clinical images. Hence, system rankings that are based solely on NEQ and ideal-observer performance—without regard to image display, image background, and the characteristics of human observers—must be interpreted with caution.

In order to understand the proper role of signal detection theory in assessments of real medical imaging systems, one must recognize that the decision performance of the hypothetical ideal observer is unchanged by any noiseless monotonic transformation of image data; in effect, the ideal observer is able to optimize the displays of data from any two imaging systems being compared so that the information provided by each system can be utilized fully. However, a minimum of three conditions would be needed to achieve perfect display optimization of this kind in practice: (1) the two imaging systems in question must be truly linear or linearizable; (2) the spatial resolution and noise properties of the systems must be known exactly; and (3) any required linear filtering operation must be realized exactly. The degree to which these exact conditions must be approximated in practice in order to make the system-ranking prediction of an ideal-observer SNR analysis reliable for clinical imaging systems and diagnostic tasks generally will depend on a variety of factors that includes the characteristics of the objects to be distinguished and the extent to which the properties of the compared systems differ. As extreme examples, one may expect that a comparison of ideal-observer SNRs would reliably predict which of two roughly similar radiographic screen-film systems provides better human-observer performance, whereas a ranking based on ideal-observer SNRs would be tenuous in a comparison of imaging systems with substantially different spatial resolutions, contrast sensitivities and noise textures, such as conventional projection radiography and computed tomography. The degree to which imaging systems and testing conditions can differ before ideal-observer analysis fails to predict observer performance reliably remains an open question.

A practical and simple example of the difficulty of satisfying the third condition listed above is provided by considering an optical imaging device that involves a simple lens system. Let us assume that a single noisy image is copied with two different settings of the optical system: one in which the lens is focused and another in which the lens is grossly defocused. The two copies would differ obviously in appearance—one would be sharp while the other would be blurred—and human observer performance in any decision task would be reduced if the second copy’s blur were sufficient. The function  $NEQ(f)$ , and hence the ideal-observer SNRs, would be identical for these two image-copying conditions, however. [The  $NEQ(f)$  functions would be identical for the two conditions because, at each spatial frequency, a linear, shift-invariant blurring operation would multiply both the square of the system MTF (in the numerator of Eq. (1)) and the NPS (in the denominator) by the same factor,  $MTF_{blur}^2(f)$ .] The ideal observer is able to reverse completely the degradation due to defocusing and, thereby, is able to produce an image—and decision—identical to that obtained with good focusing. However, one cannot implement a complete image recovery process of this kind, because it would require enormous noise-free bandwidth and gain. Thus the difference between the two imaging systems may be insurmountable in practice, even though the difference is merely one of “display.” Further experiments are needed to determine confidently the ranges of situations over which human observer efficiency is approximately constant or various proposed models of human performance are reliable.

It is crucially important to recognize that all of the quantities on the right sides of Eqs. (1) and (2) must be determined at a specified exposure level and at a specified beam quality (analogous to the pulse sequence or timing parameters of magnetic resonance imaging). The beam-quality requirement assures that the NEQ spectrum obtained from Eq. (1) will correspond to the contrast represented by the quantity  $\Delta S$  in Eq. (2). Beam qualities for particular phantoms and methods for measuring the strength of a detected signal (as modulated by the energy-dependent sensitivity of intensifying screens) are given in ANSI PH2.43.<sup>4</sup> Expressed in appropriate units, this is the signal strength that is required in Eq. (2). Further work is needed to reach consensus on clinically relevant signal phantoms.

Investigators familiar with signal detection theory and image reconstruction may recognize that the expression for NEQ in Eq. (1) is a special case of a matrix commonly encountered in quantitative methods of image restoration.<sup>38</sup> In these methods, measurements of system response enter in the form of the matrix product  $H^T R^{-1} H$ . This product summarizes the contribution of noise to estimation and detection errors when inputs are transformed by a linear system that is characterized by a transfer matrix  $H$  [here, the quantity  $\log_{10} e \cdot \gamma \cdot MTF(f)$ ] and when measurement covariance is characterized by a matrix  $R$  [here, the quantity  $W(f)$ ].<sup>39</sup> Hence, the applicability of NEQ extends beyond the simple SKE problem, as can be appreciated from discussions of the “Fisher information matrix” in Van Trees,<sup>29</sup> for example.

Assessment of diagnostic imaging systems requires going

beyond phantom development and laboratory measurements and into the clinical setting. A large body of literature (reviewed by Metz<sup>40</sup> and by Hanley,<sup>41</sup> for example) now documents the use of receiver operating characteristic (ROC) analysis for ranking medical imaging systems empirically in terms of the levels of decision performance that image readers actually achieve in specified diagnostic tasks. ROC methodology can be used to analyze judgments from both human and automated<sup>42</sup> readers of images, so it provides common ground for the comparison of both to the theoretical performance of ideal observers.

Unfortunately, many published ROC studies have not reported the physical measurements that are needed to characterize the imaging system or systems which were studied. Such information would facilitate an understanding of the physical conditions needed to obtain the study's results in clinical practice, and it would serve to define the state-of-the-art of each modality studied. These have been ultimate goals of investigators in the field of diagnostic image assessment for several decades.<sup>43</sup>

Committees of the International Commission for Radiation Units and Measurements (ICRU) are now formulating a series of reports that will summarize current consensus on the assessment of medical imaging technology. The first report in this series,<sup>44</sup> to be published in the near future, describes the elements of a joint approach that involves physical measurements, statistical decision theory, and ROC analysis, whereas subsequent reports will employ that approach to address particular medical imaging modalities. Successful implementation of this work will require additional consensus on appropriate phantoms, measurement methodology, and observer models, with particular attention to the difficulties of interpreting MTF, NPS, and NEQ for digital imaging systems.<sup>45-47</sup> We hope that our comments here will clarify and encourage such efforts.

## ACKNOWLEDGMENTS

The authors obtained valuable insight through discussions and correspondence with Phillip Bunch and Richard Van Metter of Kodak Research Laboratories. This work was supported in part by USPHS Grant No. CA24806.

<sup>41</sup>Address for reprints: Charles E. Metz, Ph. D., Department of Radiology, MC 2026, The University of Chicago, 5841 South Maryland Avenue, Chicago, IL 60637-1470.

<sup>1</sup>R. D. Moseley, Jr. and J. H. Rust, *Diagnostic Radiologic Instrumentation: Modulation Transfer Function* (Charles C. Thomas, Springfield, 1965).

<sup>2</sup>R. D. Moseley, Jr. and J. H. Rust, *Television in Diagnostic Radiology* (Aesculapius, Birmingham, 1969).

<sup>3</sup>K. Weaver, R. F. Wagner, and D. J. Goodenough (eds.), *Medical X-Ray Photo-Optical Systems Evaluation*, Proc. SPIE 56 (1975).

<sup>4</sup>American National Standards Institute, *Method for the Sensitometry of Medical X-Ray Screen-Film Processing Systems*, ANSI Publication PH.2.43-1982 (American National Standards Institute, New York, 1982).

<sup>5</sup>Y. Kodera, K. Doi, and H.-P. Chan, "Absolute speeds of screen-film systems and their absorbed-energy constants," *Radiology* 151, 229-236 (1984).

<sup>6</sup>K. Doi, Y. Kodera, L.-N. Loo, H.-P. Chan, and Y. Higashida, *Resolution and Noise Characteristics of Screen-Film Systems*, HHS Publication FDA 86-8257 (U.S. Food and Drug Administration, Rockville, 1986).

<sup>7</sup>International Commission on Radiation Units and Measurements, *Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems*, ICRU Report 41 (Inter-

national Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, 1986).

<sup>8</sup>R. Van Metter, "Describing the signal-transfer characteristics of asymmetrical radiographic screen-film systems," *Med. Phys.* 19, 53-58 (1992).

<sup>9</sup>P. C. Bunch, "Performance characteristics of asymmetric zero-crossover screen-film systems," *Proc. SPIE* 1653, 46-65 (1992).

<sup>10</sup>K. Doi, G. Holje, L. N. Loo, H.-P. Chan, J. M. Sandrik, R. J. Jennings, and R. F. Wagner, *MTFs and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems*, HHS Publication FDA 82-8187 (U.S. Food and Drug Administration, Rockville, 1982).

<sup>11</sup>J. M. Sandrik, R. F. Wagner, and K. M. Hanson, "Radiographic screen-film noise power spectrum: Calibration and intercomparison," *Appl. Optics* 21, 3597-3601 (1982).

<sup>12</sup>A. Papoulis, *Probability, Random Variables, and Stochastic Processes* (McGraw-Hill, New York, 1965).

<sup>13</sup>J. C. Dainty and R. Shaw, *Image Science* (Academic, London, 1974).

<sup>14</sup>R. Shaw, "Evaluating the efficiency of imaging processes," *Rep. Prog. Phys.* 41, 1103-1155 (1978).

<sup>15</sup>P. C. Bunch, K. E. Huff, and R. Van Metter, "Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination," *J. Opt. Soc. Am. A* 4, 902-909 (1987).

<sup>16</sup>P. C. Bunch, "Detective quantum efficiency of selected mammographic screen-film combinations," *Proc. SPIE* 1090, 67-77 (1989).

<sup>17</sup>J. Beutel, M. Yampolsky, and R. Shaw, "Film/screen system optimization through application of radiation transfer models to digitized phantoms," *Proc. SPIE* 1651, 62-73 (1992).

<sup>18</sup>R. F. Wagner, D. G. Brown, and M. S. Pastel, "Application of information theory to the assessment of computed tomography," *Med. Phys.* 6, 83-94 (1979).

<sup>19</sup>K. M. Hanson, "Detectability in computed tomographic images," *Med. Phys.* 6, 441-451 (1979).

<sup>20</sup>R. F. Wagner and D. G. Brown, "Unified SNR analysis of medical imaging systems," *Phys. Med. Biol.* 30, 489-518 (1985).

<sup>21</sup>R. Shaw, "The equivalent quantum efficiency of the photographic process," *J. Photog. Sci.* 11, 199-204 (1963).

<sup>22</sup>R. Shaw, "Photon fluctuations, equivalent quantum efficiency and the information capacity of photographic images," *J. Photog. Sci.* 11, 313 (1963).

<sup>23</sup>C. J. Vyborny, C. E. Metz, and K. Doi, "Relative efficiencies of energy to photographic density conversions in typical screen-film systems," *Radiology* 136, 465-471 (1980).

<sup>24</sup>M. J. Tapiovaara and R. F. Wagner, "SNR and DQE analysis of broad spectrum x-ray imaging," *Phys. Med. Biol.* 30, 519-529 (1985).

<sup>25</sup>J. M. Sandrik and R. F. Wagner, "Absolute measures of physical image quality: Measurement and application to radiographic magnification," *Med. Phys.* 9, 540-549 (1982).

<sup>26</sup>R. M. Nishikawa and M. J. Yaffe, "Signal-to-noise properties of mammographic film-screen systems," *Med. Phys.* 12, 32-39 (1985).

<sup>27</sup>R. M. Nishikawa, G. E. Mawdsley, A. Fenster, and M. J. Yaffe, "Scanned-projection digital mammography," *Med. Phys.* 14, 717-727 (1987).

<sup>28</sup>H. Fujita, K. Ueda, J. Morishita, T. Fujikawa, A. Ohtsuka, and T. Sai, "Basic imaging properties of a computed radiography system with photostimulable phosphors," *Med. Phys.* 16, 52-59 (1989).

<sup>29</sup>H. L. Van Trees, *Detection, Estimation, and Modulation Theory. Part I: Detection, Estimation, and Linear Modulation Theory* (Wiley, New York, 1968).

<sup>30</sup>A. E. Burgess, K. Humphrey, and R. F. Wagner, "Detection of bars and discs in quantum noise," *Proc. SPIE* 173, 34-40 (1979).

<sup>31</sup>H. B. Barlow, "The efficiency of detecting changes in density of random dot patterns," *Vision Res.* 18, 637-650 (1978).

<sup>32</sup>A. E. Burgess, R. J. Jennings, and R. F. Wagner, "Statistical efficiency: A measure of human visual signal-detection," *J. Appl. Photo. Eng.* 8, 76-78 (1982).

<sup>33</sup>L.-N. Loo, K. Doi, and C. E. Metz, "A comparison of image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads," *Phys. Med. Biol.* 29, 837-856 (1984).

<sup>34</sup>H. H. Barrett, J. Yao, J. P. Rolland, and K. Myers, "Model observers for assessment of image quality," *Proc. Nat. Acad. Sci. (USA)* 90, 9758-9765 (1993).

<sup>35</sup>A. E. Burgess, "Statistically defined backgrounds: performance of a modified non-prewhitening observer model," *J. Opt. Soc. Am. A* 11, 1237-1242 (1994).

- <sup>36</sup>J. P. Rolland, H. H. Barrett, and G. W. Seeley, "Ideal versus human observer for long-tailed point spread functions: Does deconvolution help?" *Phys. Med. Biol.* **36**, 1091–1109 (1991).
- <sup>37</sup>K. J. Myers, H. H. Barrett, M. C. Borgstrom, D. D. Patton, and G. W. Seeley, "Effect of noise correlation on detectability of disk signals in medical imaging," *J. Opt. Soc. Am. A* **2**, 1752–1759 (1985).
- <sup>38</sup>J. Skilling, "Quantified maximum entropy," in *Maximum Entropy and Bayesian Methods*, edited by P. F. Fougere (Kluwer Academic, Dordrecht, 1990), pp. 341–350.
- <sup>39</sup>A. D. Whalen, *Detection of Signals in Noise* (Academic, New York, 1971).
- <sup>40</sup>C. E. Metz, "ROC methodology in radiologic imaging," *Invest. Radiol.* **21**, 720–733 (1986).
- <sup>41</sup>J. A. Hanley, "Receiver operating characteristic (ROC) methodology: The state of the art," *Crit. Reviews Diag. Imaging* **29**, 307–335 (1989).
- <sup>42</sup>Y. Wu, M. L. Giger, K. Doi, C. J. Vyborny, R. A. Schmidt, and C. E. Metz, "Artificial neural networks in mammography: Application to decision making in the diagnosis of breast cancer," *Radiology* **187**, 81–87 (1993).
- <sup>43</sup>K. Rossmann and B. E. Wiley, "The central problem in the study of radiographic image quality," *Radiology* **96**, 113–118 (1970).
- <sup>44</sup>International Commission for Radiation Units and Measurements, *Medical Imaging: The Assessment of Image Quality*, ICRU Report No. 54 (International Commission for Radiation Units and Measurements, Inc., Bethesda, in press).
- <sup>45</sup>M. L. Giger and K. Doi, "Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function," *Med. Phys.* **11**, 287–295 (1984).
- <sup>46</sup>M. L. Giger, K. Doi, and C. E. Metz, "Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 2. Noise Wiener spectrum," *Med. Phys.* **11**, 797–805 (1984).
- <sup>47</sup>J. T. Dobbins, "Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems," *Med. Phys.* **22**, 171–181 (1995).

この抄録は

Medical Physics Vol.22,7,July,1995

からの抜粋です。

## 「デジタルX線画像の画質と被曝」

### (1) X線計測における問題点

京都医療技術短期大学 西谷 源展

近年種々の新しい放射線検査技術の開発によって、一部で放射線被曝が増大している傾向にある。一般撮影では現在1970年代に比較すると感光材料系の改良によって約1/2程度まで減少している。しかし、IVRなどの新しい技術ではかなり大量の放射線被曝をもたらしている。

診断領域X線による被曝線量の計測は種々の問題点をかかえている。また、被曝線量を表示するうえでの単位も統一されていないのが現状である。過去にはmR、mrad、mremが使用されている。現在はmGy、mSvが多く使用されている。現行の法令では1cm線量当量、3mm線量当量、7mm線量当量（単位 SvまたはmSv）で表示することを求めている。

生物学的影響を考慮した線量当量としての表示は最終的に評価する段階で使用しないと、被曝した放射線のエネルギーなどの情報が不明となってくる。物理量としてはmGyで表示した方が最も適切と考える。mGy → mSvへの換算は換算係数を乗じることによって求められるため、必要であればmSvでの表示も簡単である。

皮膚表面での吸収線量（Gy）を正確に求めるには次の手順によってなされる。

$$D \text{ (Gy)} = X \text{ (C/kg)} \times \text{BSF} \times F \text{ (Gy} \cdot \text{C/kg)}$$

(照射線量)                      (後方散乱係数)                      (換算係数)

$$F = (W_{\text{air}}(J)/e(C)) \times ((\mu_{\text{em}}/\rho)_{\text{tissue}}/(\mu_{\text{em}}/\rho)_{\text{air}})$$

照射線量X（C/kg）の測定器は、診断領域X線を正確に計測するためにできるだけ線質特性の良いものを選択しなければならないが、そのほかに国家標準と校正され校正定数が求められていなければならない。

BSF(後方散乱係数)は照射野の面積から過去のデータより求めることができる。

照射線量から吸収線量への換算係数F（Gy・C/kg）を求めるには、正確な線質を求める必要がある。線質の決定にはアルミニウムによる減弱曲線から求められるが、この際に使用されるアルミニウムの純度や光子減弱係数データにも注意しなければならない。

減弱曲線を計測する場合、計測のジオメトリーについては撮影室等では実験室系ほど十分でない場合が多い。これらについては、D.E.TROUTによって多くの研究成果が発表されている。

減弱曲線を計測する場合にもうひとつ考慮しなければならないのは、線量計プローブの壁厚による線質特性である。特に低エネルギーでは見かけ上で実効エネルギーが高くなる。

照射線量の計測と同様にできるだけ線質特性の良いものが必要となってくる。

今回は、実際に減弱曲線を撮影室を想定して測定した場合の誤差などについて言及するが、第一半価層から算出される実効エネルギーが正確な線質を表しているとは言いがたい。明らかに異なったエネルギースペクトルを持つと予想される場合においても、第一半価層が同じであるために、第二半価層が大きく異なっても実効エネルギーにおいては同じ値となる。実効エネルギーと言う表示も今後の検討課題のひとつであろう。

## (2) フィルム法による X 線 C T の線量測定

N T T 東北病院 大久敏弘

### 【目 的】

最近の C T 装置は、X 線管(および検出器)架台を連続回転させ、1~10mm厚さのファンビームを被験者の撮影横断面に沿って360度方向より連続照射し、同時に被験者を乗せたテーブルの移動も行う螺旋状スキンの機能が付加されるようになった。また X 線管球の大容量化と操作性の向上も加わり、3次元像の臨床応用も積極的に進められてきており、撮影回数が増え、撮影領域も広範なものになりつつある。そのため被験者の被曝線量の増加を懸念する声もあるが、被写体内の線量分布も明確にされてはならず、C T の被曝線量の評価法も一定していない。

C T における被曝線量評価の基礎データとするため、ノンスクリーンフィルムを X 線に対する面検出器として用い、360度方向から照射される X 線の被写体内での線量分布を求める。また C T における M T F およびウィナーズスペクトルを求め、さらに異機種間での比較も行い、X 線条件との関係を調べる。

### 【方 法】

両面乳剤のレギュラー X 線フィルム(new RX)を増感紙と組み合わせずに、いわゆるノンスクリーンフィルムとして使用した。遮光および防水を施したビニール製の袋にフィルムを装填し、ファントム内でのスライス面方向(以下トランスバース方向)およびスライス面に直角方向(以下アキシヤル方向)両者の線量分布とも同時測定が可能となるよう均一性評価用水ファントム内に固定した。このファントムについて条件を変えて C T スキャンを行った。次に、フィルムを現像し、マイクロデンシトメータにより濃度分布を測定した。またノンスクリーンフィルムの特性曲線を求め、濃度-線量の換算を行った。濃度と照射線量との関係を求めるために、電離槽式線量計を空中および水中に固定し線量測定を行ない、置換法により同一照射条件でフィルムを露光し、濃度から照射線量への換算が出来るよう特性曲線横軸のキャリブレーションを行なった。

異なるスキャン条件で得られた C T 像をデジタル画像データとして C T 装置の外部に取り出し、2次元の M T F およびウィナーズスペクトルを求めた。

### 【検討内容】

- ・ ノンスクリーンフィルムの特性曲線
- ・ ノンスクリーンフィルム感度の線質依存性
- ・ 異なるスライス厚での線量分布
- ・ 異なるスキャン条件下の線量分布
- ・ テーブルインクリメンタルスキャン及びヘリカルスキャン時の線量分布
- ・ テーブルインクリメンタルスキャン及びヘリカルスキャン時の線量分布についてのシミュレーションと実測との比較
- ・ 異機種間における線量とMTF、ウィナースペクトル
- ・ 異機種間における画像再構成関数とMTF、ウィナースペクトル

#### 【結果および考察】

当初フィルム感度の線質依存性を懸念したが、水ファントム中であれば電離層式線量計に比例した線量プロファイルが得られた。同一X線条件でも、スライス厚、テーブル移動量、スキャン範囲の違いにより、得られた線量プロファイルに大きな差がみられた。特にスライス面外への散乱線の影響は無視できず、テーブルインクリメンタルスキャンや螺旋状スキャンにおいて、スキャン領域内ではシングルスキャン時の数倍の線量に増加することになり、スキャン領域外ではシングルスキャン時のスライス面内線量を上回る散乱線の広がりがみられた。CTの線量評価はスキャン領域内を対象とする場合が多いが、スキャン領域外における散乱線にも注目すべきであると考ええる。同一設定管電圧、mA s値であっても被曝線量は機種にも依存した。シングルスキャン時の線量プロファイルからテーブルインクリメンタルスキャンおよび螺旋状スキャン時の線量プロファイルを計算シミュレーションで求めたが実測値とよく一致した。CT像のMTFは線量には依存せず、機種と画像再構成関数に依存した。ウィナースペクトルは線量、機種、画像再構成関数全てに依存した。CT像のMTFやウィナースペクトルによる周波数解析は一般的ではないが、有用な手法であった。

### (3) DF画像(II/TV-DR)の画質と被曝

財) 癌研究会附属病院放射線部 小倉 敏裕

岐阜大学工学部

藤田 広志

近年の画像診断には、デジタルイメージングシステムの利用が広まりつつある。II-TV方式のデジタルイメージングシステムを歴史的にみれば、1980年ごろから登場してきたDFが、今日のDSA装置として先行、普及しDRの先駆けとなった。II/TVシステムを用いたDRはリアルタイム性に優れる反面、空間分解能がscreen/film system (以下S/Fとする)に劣る。このため、II/TV-DRの利用は血管造影検査に限られていた。しかし、最近登場したII/TV方式2048×2048マトリクスDRは、二次蛍光面を60mmφに大口径化するなど解像特性の改善が図られたIIや、2100本TVカメラ(1インチ含浸型ダイオードガンサチコン)の搭載などによりシステムの解像特性が改善され、一般撮影領域にまで応用範囲を広げている[1-3]。最近のわれわれの研究によって、このようなDRシステムにおいては、装置の設定

条件や入射線量によって、解像特性が同一インチモードでも、変化することがわかった [4,5]。同時にノイズ特性も複雑に変化することがわかった。そこで、ここではII/TV-DRについての線量と画質特性の関係について報告する。

解像特性は、同一インチモードにおいても、アイリス径とピクセル値がそれぞれ大きくなると低下する。このことは、IIへの入射線量の増減により解像特性が変化することを意味する。アイリス径を一定に保ち入射線量を増すと、ピクセル値が上昇し解像特性が低下する。また、ピクセル値を一定に保つためにアイリス径を広くし、入射線量を減ざると解像特性が低下する。すなわち、高い解像特性の画像を得るためには、アイリス径を小さくし、低いピクセル値となるような線量で撮影する。逆に、あまり高い解像特性を必要としない場合、アイリス径を大きくすることによって被曝低減が可能である。

また、システムが高感度なため低線量撮影ができるようになり、ルーチンに小焦点(0.2mm)撮影が可能である。このため、小焦点拡大撮影の技法が応用でき、S/Fに匹敵する解像特性の有する画像が得られる。

ノイズ特性については、線量の低減によって量子モトルが増加し、低い周波数領域で悪くなった。そして、同時に低コントラスト被写体検出能の低下も顕著であった。また、ノイズ特性は、解像特性と密接な関係があり、アイリス径が大きくなると改善され、ピクセル値の上昇によっても改善されることがわかった。

このように、II/TV-DRの場合、入射線量と解像特性とノイズ特性の間には、複雑な関係があり、これらの特性を熟知したうえで撮影目的にあったDR装置のパラメータの設定、線量、撮影方法を決定する必要がある。

## 参考文献

- 1,小倉敏裕,岡村泰賢,丸山雅一,藤田広志: 高解像度X線イメージインテンシファイアを用いた上部消化管診断, 医用電子と生体工学 30(4), 290-296,1992.
- 2,小倉敏裕,藤田広志,岡村泰賢,濱島ちさと,丸山雅一: DRを用いた上部消化管集団検診-画像圧縮と1kマトリックスモードの検討-, 医用電子と生体工学 31(3), 289-294, 1993.
- 3,小倉敏裕,藤田広志: 上部消化管集団検診におけるDR化の得失-II/TV方式DRと100-mmロールフィルムとの比較, MIT 13(3), 239-245,1995.
- 4,小倉敏裕,藤田広志: 新しい2K×2KマトリクスII/TV方式のデジタルラジオグラフィの解像特性, MIT 9(5), 569-574, 1991.
- 5, Toshihiro Ogura, & Hiroshi Fujita: Resolution properties of a 2048x2048 matrix image intensifier-TV based digital radiography system. Med. Phys. 21(3), 463-469, 1994.

## (4) CR画像の撮影実態

熊本大学医学部附属病院 肥合 康弘

【はじめに】CRシステムは、画像処理を行うことにより出力される画像の濃度や階調な

どを自由に変える事ができる。従来の増感紙－フィルム系（以下S/Fシステム）では、そのシステムの種類により撮影条件なども決定されていたが、CRシステムでは使用する施設において自由に条件を設定することができるようになった。このことは当初、被曝線量の低減につながるのではないかということで関心を集めた。しかし、逆に高画質を求めたり、安易な条件設定などにより被曝線量の増加の恐れも含んでいる。そこで、今回われわれは、CRシステムの導入により胸部撮影における撮影条件がどう変化したかを調査した。

【方法】CRシステムを導入している施設の、胸部被曝線量をフィルムバッジを用いて測定した。測定は、胸部のX線撮影において、通常その施設において使用している幾何学的配置で、CRシステムおよびS/Fシステムの撮影条件でフィルムバッジを照射してもらいおこなった。また、撮影条件も別紙に記載してもらった。なお、測定対象は九州各県および山口県においてCR装置を使用している施設約150施設に協力をお願いし、了解を得た74施設である。

フィルムバッジによる測定で、1cm、3mm、70 $\mu$ m線量当量およびX線エネルギー(KeV)が測定できる。今回は被曝線量として1cm線量当量を用い比較検討をおこなった。

撮影条件は、撮影管電圧、管電流、時間、距離、X線管球の総濾過、付加フィルター、電源の種類（単相、3相）、整流方式、グリッドの格子比および密度、増感紙－フィルム系の種類を記載してもらった。

検討は、S/Fシステムを使用していた施設が、CRシステムを導入したことにより、撮影条件をどのように変化させたか、両システムそれぞれの平均被曝線量、各システムにおける施設間の線量のばらつき等を中心におこなった。

【結果】詳細については当日発表するが、代表的な結果について以下に記す。

1. それぞれのシステムの平均被曝線量は、CRシステム0.22mSv、S/Fシステム0.19mSvとCRシステムがわずかに高い値を示している。
2. CRシステムとS/Fシステムにおける被曝線量は、両システムとも0.1mSvの施設が最も多くなっているが、最大と最小の被曝線量の比は、10倍以上はなれており施設間の差が大きい。
3. S/Fシステムに対するCRシステムの被曝線量の比は、減少もしくは同等の施設と、CRシステムが増加している施設がほぼ50%ずつにわかれていた。
4. 両システムにおける撮影電圧は、S/Fシステムで130kV前後の高圧撮影が最も多かったのに比較して、CRシステムは100kV前後のやや低い電圧で撮影している施設が多かった。

【結論】フィルムバッジを用いた測定により、多くの施設の胸部撮影線量を測定することができた。測定結果より、CRシステムの導入が被曝線量の減少に寄与していないことがわかった。この原因については、現在検討中であるが撮影管電圧の低下が一因と考えられる。施設間の線量のばらつきは、撮影条件に自由度の大きいCRシステムが大きいのでは

ないかと考えていたが、必ずしもそうはなっておらず、撮影電圧を低下させるなど画質を考慮したと考えられる撮影条件の調整がなされていた。

今後、撮影条件と画質の関係等について、より一層の検討を重ねていかなければならない。

## (5) デジタルX線画像系の感度に対する一提案

小寺吉衛，大塚昭義\*，西原貞光\*，吉田 彰\*\*，朝原正喜\*\*\*，隅田博臣+，東田善治++  
近畿大学工学部，\*山口大学医学部附属病院，\*\*岡山大学医療技術短期大学部  
\*\*\*香川医科大学，+広島大学歯学部附属病院，++熊本大学医療技術短期大学部

### 【はじめに】

computed radiography (CR) の開発により増感紙フィルム系の領域にデジタル画像系が適用され、その広いダイナミックレンジのため被曝線量が格段に低減されることが期待された。しかし、個々の撮影現場ではどのような線量のX線を与えても画像が得られ、むしろ画質の点からは線量を多く与えた方がよいことから、増感紙フィルム系に与える線量以上で撮影しているのではないかと危惧がもたれている。これはCRのみならずいわゆるデジタル放射線画像すべてについて考えなければならないで問題であろう。この問題を整理すると、デジタル画像の適正感度はいくらか。デジタル画像の感度とは何かという問題になる。ここでは、デジタル画像系の感度を定義し、その定義にしたがって得られたCR系の感度と増感紙フィルム系の感度を比較することによりデジタル画像の適正感度について考察する。

### 【方 法】

デジタル画像系ではどのような照射線量であっても適正濃度（あるいは輝度）の画像を得ることができることから、ここではデジタル画像系の感度として次の二つの考えを提案する。一つは撮影毎の感度で、実際に得られる画像のその時々感度である。もう一つはシステムとしての感度で、撮影に依存せず、そのシステム固有の感度として定義する。そして、それぞれを表1のように定義する。

表1 デジタル画像系の感度

|             |   |                 |
|-------------|---|-----------------|
| ・撮影毎の感度     | — | 用いた照射線量の逆数      |
| ・システムとしての感度 | — | 同じ画質を与える照射線量の逆数 |

初めに述べたように、撮影中にいつのまにか照射線量が上昇するということを防ぐためには、撮影毎の感度を測定しなければならない。CRにはこれに相当するものとしてS値があるが、これは撮影の条件により変化することが知られておりこれをそのまま用いるわけには行かない。したがって、何らかの方法で照射線量あるいはそれに相当するものを撮影毎に測定し表示しなければならない。これについては興味ある議論がいくつかできることと思うが、ここではデジタル画像系の感度としてシステムとしての感度を考え、これを「同じ画質を与える照射線量の逆数」と定義することにする。また、画質としてSN比の概念を持つNEQ (noise-equivalent number of quanta: 雑音等価量子数) を考えることにする。

ここで、MTF(u)は画像系のmodulation transfer function(MTF), W(u)はウィナースペクトル(WS)を表す。CR系はFCR101(富士写真フィルム(株)), イメージングプレート(IP)はST V型とHR V型, 増感紙フィルム系は33組を用いた。増感紙フィルム系の感度はANSIの定義に従い, BRH線質(管電圧80kV, 20mmAlフィルタ付加)のもとで求めた。増感紙フィルム系のMTFとWSはそれぞれBRHレポート[2]と日本放射線技術学会専門委員会班報告[3,4]に従って求めた。IPのWSはいくつかの照射線量レベルで求めた。画像系に入射するX線量子の数qはDRHレポート[1]に報告されているBRH線質における1mR当たりの数 $2.58 \times 10^5 \text{mm}^{-2}$ を用いて系に照射した線量から計算して求めた。

【結果と考察】

空間周波数0.3cycle/mmと3.0cycle/mmのときのNEQ(u)と感度(X線量子数qの逆数)の関係を図1, 2にそれぞれ示す。0.3cycle/mmではST V系が他の系に比べて若干高いNEQ(u)の値を示しているが, 量子数100,000/mm<sup>2</sup>程度で増感紙フィルム系の値と交差している。3.0cycle/mmではこれらの関係は逆転し, 増感紙フィルム系のNEQ(u)が一番高く, ついでHR V系, ST V系となる。以上のことから, CR系は低空間周波数では低感度の領域で増感紙フィルム系に比べて感度が高く, 増感紙フィルム系と同じ感度領域ではほぼ同等の感度を示した。また, 中程度の空間周波数領域では逆転していることがわかった。

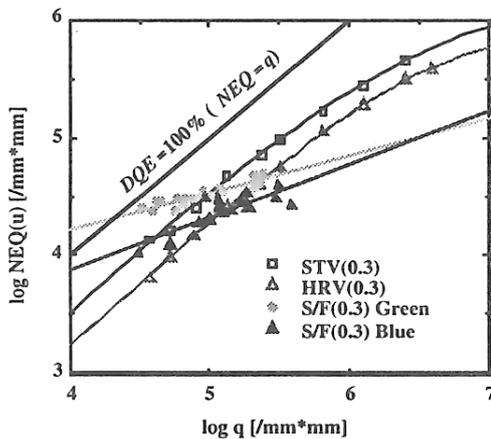


図1 NEQと感度(1/q)の関係  
(空間周波数0.3cycle/mm)  
図中の斜線はDQE=100%  
(NEQ=q)の位置を表す  
S/F:増感紙フィルム系

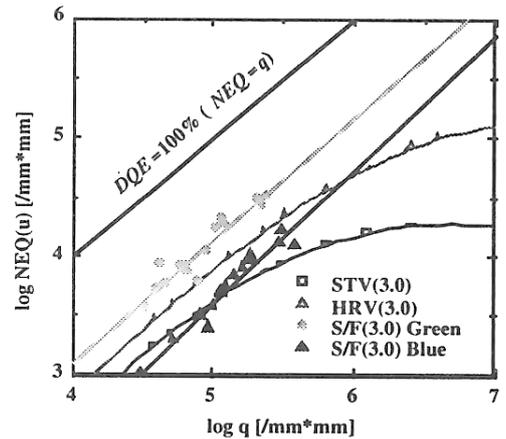


図2 NEQと感度(1/q)の関係  
(空間周波数3.0cycle/mm)  
図中の斜線DQE=100%  
(NEQ=q)の位置を表す  
S/F:増感紙フィルム系

参考文献

[1] Doi K, Kodera Y, Loo LN et al : MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems volume II (including speeds of screens, films, and screen-film systems). FDA 86-8257, HHS Publication Rockville, ML U.S.A. 1986, pp1-100  
 [2] Doi K, Holje G, Loo LN et al : MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. FDA 82-8187, HHS Publication Rockville, ML U.S.A. 1982, 1-77  
 [3] 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中 勲他:放射線画像系の粒状性の測定法 (I). 日本放射線技術学会雑誌 43 : 1743-1768, 1987  
 [4] 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中 勲他:放射線画像系の粒状性の測定法 (II). 日本放射線技術学会雑誌 44 : 44-62, 1988

## デジタルX線画像系の感度に対する一提案

小寺吉衛, 大塚昭義\*, 西原貞光\*, 吉田 彰\*\*, 朝原正喜\*\*, 隅田博臣†, 東田善治\*\*  
近畿大学工学部, \*山口大学医学部附属病院, \*\*岡山大学医療技術短期大学部  
\*\*\*香川医科大学, †広島大学歯学部附属病院, \*\*熊本大学医療技術短期大学部

### はじめに

computed radiography (CR) の開発により増感紙フィルム系の領域にデジタル画像系が適用され, その広いダイナミックレンジのため被曝線量が格段に低減されることが期待された。しかし, 個々の撮影現場ではどのような線量のX線を与えても画像が得られ, むしろ画質の点からは線量を多く与えた方がよいことから, 増感紙フィルム系に与える線量以上で撮影しているのではないかとの危惧がもたれている。これはCRのみならずいわゆるデジタル放射線画像すべてについて考えなければならないで問題であろう。この問題を整理すると, デジタル画像の適正感度はいくらか。デジタル画像の感度とは何かという問題になる。ここでは, デジタル画像系の感度を定義し, その定義にしたがって得られたCR系の感度と増感紙フィルム系の感度を比較することによりデジタル画像の適正感度について考察する。

### 方 法

デジタル画像系ではどのような照射線量であっても適正濃度 (あるいは輝度) の画像を得ることができることから, ここではデジタル画像系の感度として次の二つの考えを提案する。一つは撮影毎の感度で, 実際に得られる画像のその時々感度である。もう一つはシステムとしての感度で, 撮影に依存せず, そのシステム固有の感度として定義する。そして, それぞれを表1のように定義する。

表1 デジタル画像系の感度

|             |   |                 |
|-------------|---|-----------------|
| ・撮影毎の感度     | — | 用いた照射線量の逆数      |
| ・システムとしての感度 | — | 同じ画質を与える照射線量の逆数 |

初めに述べたように, 撮影中にいつのまにか照射線量が上昇するということを防ぐためには, 撮影毎の感度を測定しなければならない。CRにはこれに相当するものとしてS値があるが, これは撮影の条件により変化することが知られておりこれをそのまま用いるわけには行かない。したがって, 何らかの方法で照射線量あるいはそれに相当するものを撮影毎に測定し表示しなければならない。これについては興味ある議論がいくつかできることと思うが, ここではデジタル画像系の感度としてシステムとしての感度を考え, これを「同じ画質を与える照射線量の逆数」と定義することにする。また, 画質としてSN比の概念を持つNEQ (noise-equivalent number of quanta : 雑音等価量子数) を考えることにする。

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

ここで、 $MTF(u)$ は画像系のmodulation transfer function(MTF),  $W(u)$ はウィナースペクトル(WS)を表わす。CR系はFCR101(富士写真フィルム(株)), イメージングプレート(IP)はST V型とHR V型, 増感紙フィルム系は33組を用いた。増感紙フィルム系の感度はANSIの定義に従い, BRH線質(管電圧80kV, 20mmAlフィルタ付加)のもとで求めた。増感紙フィルム系のMTFとWSはそれぞれBRHレポート[2]と日本放射線技術学会専門委員会班報告[3,4]に従って求めた。IPのWSはいくつかの照射線量レベルで求めた。画像系に入射するX線量子の数 $q$ はDRHレポート[1]に報告されているBRH線質における1mR当たりの数 $2.58 \times 10^5 \text{mm}^{-2}$ を用いて系に照射した線量から計算して求めた。

## 結果と考察

空間周波数0.3cycle/mmと3.0cycle/mmのときの $NEQ(u)$ と感度(X線量子数 $q$ の逆数)の関係を図1, 2にそれぞれ示す。0.3cycle/mmではST V系が他の系に比べて若干高い $NEQ(u)$ の値を示しているが, 量子数100,000/mm<sup>2</sup>程度で増感紙フィルム系の値と交差している。3.0cycle/mmではこれらの関係は逆転し, 増感紙フィルム系の $NEQ(u)$ が一番高く, ついでHR V系, ST V系となる。以上のことから, CR系は低空間周波数では低感度の領域で増感紙フィルム系に比べて感度が高く, 増感紙フィルム系と同じ感度領域ではほぼ同等の感度を示した。また, 中程度の空間周波数領域では逆転していることがわかった。

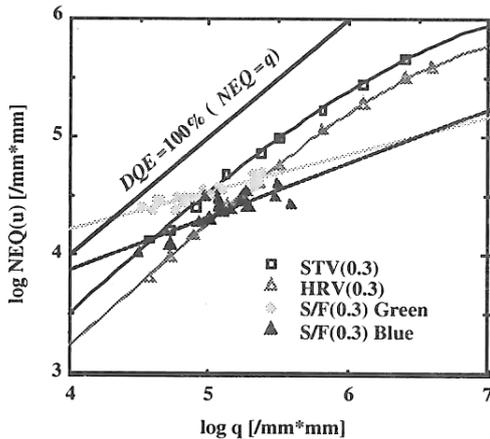


図1 NEQと感度(1/q)の関係  
(空間周波数0.3cycle/mm)  
図中の斜線はDQE=100%  
(NEQ=q)の位置を表わす  
S/F: 増感紙フィルム系

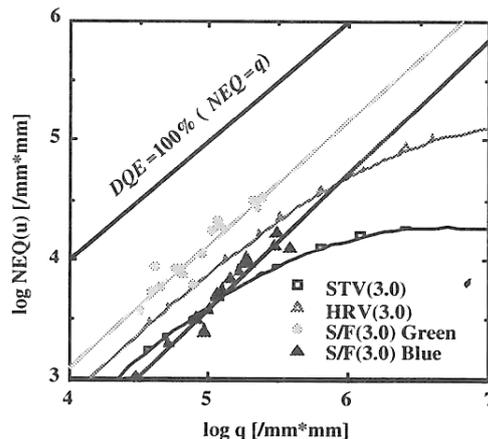


図2 NEQと感度(1/q)の関係  
(空間周波数3.0cycle/mm)  
図中の斜線はDQE=100%  
(NEQ=q)の位置を表わす  
S/F: 増感紙フィルム系

## 参考文献

- [1] Doi K, Kodera Y, Loo LN et al: MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems volume II (including speeds of screens, films, and screen-film systems). FDA 86-8257, HHS Publication Rockville, ML U.S.A. 1986, pp1-100
- [2] Doi K, Holje G, Loo LN et al: MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. FDA 82-8187, HHS Publication Rockville, ML U.S.A. 1982, 1-77
- [3] 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中 勲他: 放射線画像系の粒状性の測定法 (I). 日本放射線技術学会雑誌 43: 1743-1768, 1987
- [4] 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中 勲他: 放射線画像系の粒状性の測定法 (II). 日本放射線技術学会雑誌 44: 44-62, 1988

# 第10回画像リフレッシュ・スクール日程表

日 程：1995年9月1日（金），2日（土），3日（日）

研修会場（宿泊施設）：愛媛県立中央青年の家

## 9月1日（金）

ガイダンス

〈講習1〉「特性曲線の作成」

吉田 彰（広島県立保健福祉短期大学）

〈講習2〉「手作りのMTF」

畑川政勝（大阪市立大学）

夕 食

〈夜学1〉画像評価の周辺1

小寺吉衛（近畿大学）

1. 画像の評価？画像系の評価？

2. Exposure—露光量or照射線量？

引き続き：「画像賛歌・ビールとともに」

全員参加

## 9月2日（土）

朝 食

〈講習3〉「MTF - コンピュータとともに」

朝原正喜（香川医科大学）

〈講習4〉「ウィナースペクトルの読み方」

小寺吉衛（近畿大学）

昼 食

〈テーマ討論〉

1. マンモグラフィにおける各社S/Fシステムの性能評価

寺本桂子（鳥取赤十字病院）

2. 新オルソタイプフィルムの検討

天野雅史，富永正英（徳島大学）

3. デジタル画像のモニタ評価及びフィルム評価

面谷耕司（広島原対協）

夕 食

〈夜学2〉画像評価の周辺2

吉田 彰（広島県立保健福祉短期大学）

3. 特性曲線—感度情報のないセンシトメトリ

4. コントラストは3つある

## 9月3日（日）

朝 食

〈講 義〉「時系列的な画像を用いたコンピュータ支援診断」

加野亜紀子先生（コニカ株式会社技術研究所）

自由討論—質疑応答

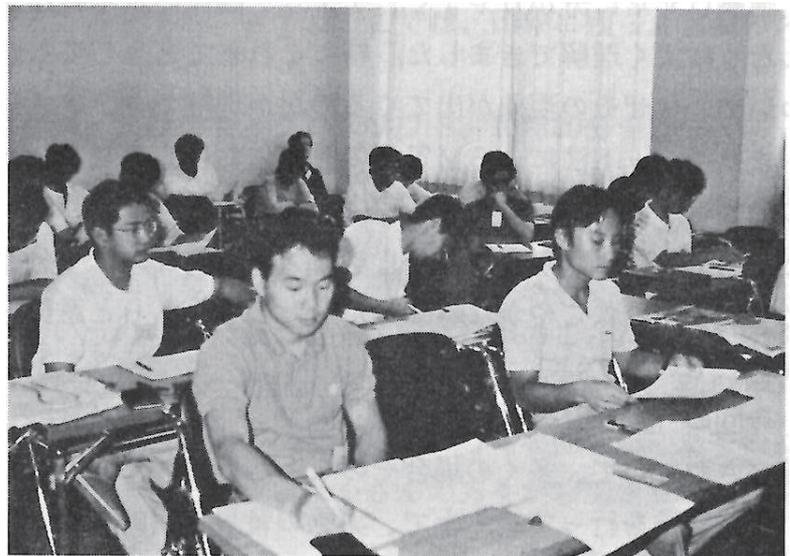
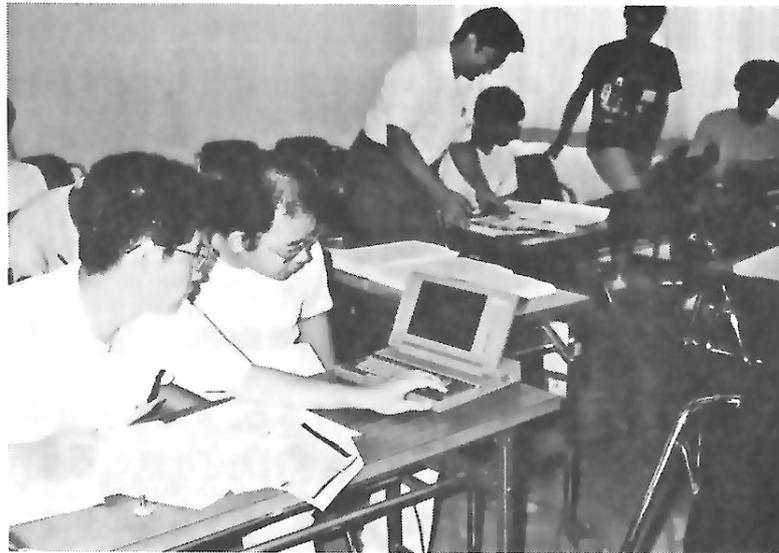
昼 食

解 散

## 第10回画像リフレッシャースクール報告

平成7年9月1日～3日まで松山市の愛媛県立中央青年の家にてリフレッシャースクールが開催された。参加者は21名で四国を中心に北は栃木、南は九州からの参加があった。プログラムは、別記の内容である。全体にはアナログの画像評価が主で、特性曲線、矩形波チャート法のMTF、そしてスリット法のMTFを実習した。今回は特に実習設備がなかったので、松山中央病院はじめいくつかの施設よりラップトップのコンピュータをお借りし、MTF計算の実習を行うことができた。ここでお礼申し上げます。また今回の特徴として、参加者の中から3名各自1時間半の持ち時間でそれぞれの研究している内容を発表してもらい、皆で検討するテーマ討論を行った。以上の内容であったが、例年のように参加者の感想文を掲載しますので、それによって”リフレッシャースクールの正体”をご想像願います。





## 第10回画像リフレッシャースクール感想文

鳥取赤十字病院 寺本 桂子

9/1～9/3の3日間、松山の青年の家にて行われたリフレッシャースクール。  
青年の家にかんずめになってというより、監禁状態だったように思いますが、とにかく、みっちり勉強させていただきました。

去年にひきつづき今年も参加させていただいて、なにも分からないまま実習をやっていた去年とは違って、今年は基本のお話から聞かせていただいて、去年よりは少しは賢くなったのではないかと思ったりしていますが、実際はどんなものでしょうか。

WS、MTF、特性曲線について、あらためて分かったことも多く、どうしたものかと考えていたことが、なるほど！と分かたり。

そして、大きく広がった仲間の輪と言うんでしょうか、が、本当に大きな収穫だったと思います。

これからまだまだ勉強しなくてはならないことが山ほどありますが、先生方からのアドバイスを忘れないように肝に銘じて、がんばろうと思います。

本当にありがとうございました。

国立療養所東徳島病院 安友基勝

松山で行われた今年の「画像R. S.」に参加すると、いきなり食事のしかたの説明から始まりました。宿舎である「青年の家」で用意された「生活の心得」に規律が書かれていて、起床・ラジオ体操・消灯……と、何となく肩ぐるしさを感じつつのスタートとなりました。

講義は非常に分かりやすく、アナログ画像の基本特性とその測定方法の基礎を中心にほんとうによく理解できました。特にこれまでどうしても理解できなかったエリアシングについて、なぜその現象が出てくるのかが理解でき、まさに「目からウロコ」状態です。

またスリット法によるMTFの測定における、スリット像の取り込みピッチ、特性曲線の横軸は「照射線量」とする理由、等々あげればきりがなほど多くのことを学びました。ただ自分の積極さが足りなく、ディスカッションに十分参加しきれていなかったように感じています。なごやかな雰囲気だったので、もっと意見・質問を出せばよかったと少し反省しています。

今回の「画像R. S.」全体を通して、画像系の特性の評価については、厳密に手法が確立されていて、多くの場合そのことが理論的に検証されていることが分かりました。

今後実験を行っていく上で、実験の背景と目的を明確にしながら、実験の手法を検討する必要を感じています。

クラシックと共に6時半起床。続いて朝のつどい。何年ぶりでしょう、こんな規則正しい生活をしたのは。特に、君が代を聞いた時は、金メダルをもらったら、こんな気持ちなのかなと涙したものです。

一方講義の方ですが、基本からより深いものまでと、私のように、実験回数の少ない者にとっては、非常に有意義な3日間でした。講義もさることながら、夜学や食事、ロビーでの立ち話など、どれをとっても、実に楽しいものでした。

また、恥ずかしながらテーマを出した訳ですが、今思えば、テーマを頂いた事が私にとってどれだけプラスになったか計り知れません。確かに時間がなかったことは事実ですが、なかったからこそ取り組めたのだと思います。今後不十分な点を検討して、学会に出せたらと考えています。

更に、スクールの中で、ある先生がおっしゃった、「君達も論文を見て、すぐにその内容を理解できる様になれば、一人前」という言葉に深く感銘しました。いかに知識が必要かを知らされました。明日と言わず、今日から取り組まねばいけません。

実り多い3日間、次回はうちの後輩にも参加する様、勧めるつもりです。

最後に、皆さん、ラジオ体操は毎日やりましょう。また、学会等で私を見かけたら「原対協のめんちゃん」と気軽に声をかけて下さい。今後ともよろしくお願ひします。

#### 岡大三朝分院 中 井 睦 郎

『ひよんなきっかけで、参加することになった、初めての参加である。きっと楽しい出来事も起こるだろう、カメラなど持参で出かけた、しかし写真のほうは、チュータの方々が、たくさん撮ってくださった。もしかしたら、写真をいくらかでも送ってくださるかもしれない??とかってに期待しているところである。さて、ここでは、印象に残った言葉のスナップをい録しておきたい。

外出禁止令、2回目、ラジオ体操、K社のマイクロソフト、10時30分+15分

うがい用コップ、来たときよりもXXXX、県民歌、じゃんけん、きのうまでの冷房、  
天気予報...

講義に関する言葉が入っていないが、凜とした環境の中で講義もみんなが集中しきっていたようであった。3日の缶詰状態というのに、最後には充実感だけがのこった、チュータの方々の気さくさと、成松先生をはじめとする愛媛県の方々のおかげであった、私自身、上の言葉のスナップを通して、参加された皆さんの顔や、いろいろな場面を思い返すのは楽しいことである。このスクールがいつまでも続き、たくさんの方々が参加されることを期待しているところである。』

DRsystemの画像評価はどの様に行えば良いのか、私の悪戦苦闘の日々が続いていた。

ある日このスクールの存在を知らされて、デジタルと言えどもアナログの知識なしでは画像評価は行えないだろうとの考えから少しでも自分のテーマの解決の糸口が見つければと思い参加させて頂いた。

講習は実習も含まれていたが今回の施設では時間的余裕が無く、もう少し講習の方に時間割いて物事の考え方、まとめ方等実践的な事をやって欲しかった。

それと講義中にチューター同士が討論をしまして話がわき道にそれる事が多かった。それはそれでいいがもう少し解説的に行って欲しかった。

全般的に講習の内容のレベルは高く、3日間の短期間では残念ながらテーマ解決の糸口は見つけられず、力の無さを痛感している次第です。しかしながら焦らず気長に研究を続けていきたいと思っております。

その他にこの様な集まりでは他の施設の方々との交流も出来それはそれで、将来の自分の財産の一つになるのではないかと思います。

最後にスクールでお世話になった方々にお礼申し上げます。

此度、初めてリフレッシュスクールに参加させて頂いて学習面、社会面すべてにおいて表題のとおりリフレッシュすることができました。

初めてでありながら私のテーマにつき、数々の御意見、考えを聞く事ができ大変光栄に思っております。又、自分が研究してきた方法に問題点がいくつかあるのにも気づき、今後の課題とすることができました。

これからさらに研究を進めていく上の手段として、ソフトを用いてMTFの講義は大変よかったので、次回の時にもこのような講義を増やして欲しいと思っております。

このような勉強をさせて頂く機会はなかなかないので、これからまたチャンスがあればどんどん進んで参加したいと思っております。

チューターの方々や参加者の方には大変お世話になりありがとうございました。

次期開催を楽しみにしています。

私は、画像について1からやり直すつもりで、今回参加させて頂きました。地元からということで、半分気楽に参加しましたが、チューターの方々の顔ぶれを見てすごく緊張して

しまいました。

今回チュータの方々の講義を聞いて、よく理解できた所とできなかった所がありました。特に、スリット法については、当院で試した事がなかったのでよく理解できませんでした。しかし、これから論文を書いたり、学会で発表したりする上での実験のあり方、考え方、言語の使い方等、大変参考になりました。

これからこのリフレッシャー・スクールに参加した事を機に、画像について理解を深め、また、CRの事についても勉強していきたいと思っています。

チュータの方々、大変ありがとうございました。

### 愛媛県立中央病院 佐々木 宗 明

特性曲線、MTF、ウイナースペクトルについて、今まで違った理解をしていたこと、新しい知識が加わったこと、自分にとって得たものは多かったと思う。また、デジタル画像を扱うためには、アナログ画像が基礎になくなくてはならないので、CR導入されている現在の仕事をするうえで、欠落していた知識を少しは補えたと思う。

また、テーマ討論という題の授業では、計4名の方の発表について、それぞれ何が問題点か、それはどうしてなのか、先生方の的確な御指摘に、自分の無知さを再確認させられました。

全体を通して時間が少々短く、もう少し時間があれば、まだもっとお話が聞けたように思う。実質2日間であるため、集中して授業にむかえたのかもしれないが、得るものが多く、質問するどころか、ただ感心するだけで終わったような気がする。今後の研究、実験での考え方について少しは理解できたと感じる。もし、このスクールに参加するならば、実際に行っている研究テーマを、持参し参加者に活発な討論をして頂くことによって、最高の身のあるものに出来るのではないかと感じた。

### 兵庫医大病院中央放射線部 青 山 信 和

今まで何気なく使っていた、特性曲線の横軸 (Log Relative Exposure) の Exposure が、露光量なのか照射線量なのかについて詳しく説明して頂いたり、特性曲線の作成を実習したり、MTFを手計算により作成したりと本当に画像の基本の部分を再び学ぶことが出来、画像リフレッシャースクール参加は本当に良かったと思います。また、テーマ討論での4名の演者の方々の熱心さと、それぞれに適切なアドバイスをされるチュータの先生方の熱意に感心しました。

技師免許を取得して9年目ですが、ここ数年臨床面ばかりを追いかけ、画像評価を忘れていた自分自身が恥ずかしく感じました。これからは、画像評価を臨床にフィードバック

させていくよう努力していきたいと思います。最後になりましたが、3日間本当に親切にご指導下さいましたチュータの先生方に深く感謝しますと共に、今回お知り合いになりました方々には、今後も良くお付き合いさせていただきたく思いますので宜しくお願いします。

徳島大学歯学部放射線 坂野 啓 一

第10回画像リフレッシャースクールに参加して特性曲線の作成・手作りMTF・EXP OSURE—露光量or照射線量など実習と講義の両面からのアプローチをさせていただき、私など初心者にはとても理解しやすかったと思います。研修生活の規則正しいタイムスケジュールに洗面、寝具の整理、朝のつどい、トイレの清掃があり、心の中にあったノイズがクリアに清掃された気分になり、精心的に充実して研修にのぞめました。又、マンモグラフィーにおける各社S/Fシステムの性能評価、新オルソシステムフィルムの検討については、RMSなど測定に関するマイクロデンシトメータのアパーチャサイズやサンプリングピッチの適正な設定値など教えていただき今後の発表等に大変プラスになりました。

最後にチュータの先生方には、御多忙にもかかわらず、私たちの為に御骨折りいただき誠にありがとうございました。

以下次号に掲載します。

## 編集後記

本年度より画像部会が画像分科会と名称変更になりました。活動内容は従来とほとんど変わらないと思いますが意見があれば分科会長までお願いします。

今年のリフレッシュスクールは松山で健康的に行いました。来年はどこで開催しようか検討中です。日本国中いろいろ回ってみたいと思っていますが希望があれば聞かせて下さい。

ROCユーザーズグループは紙面の都合により休載させていただきました。

(H)

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。

1995年10月1日発行

社団法人 日本放射線技術学会  
画像分科会長 小寺吉衛

〒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(代)

FAX (075) 822-1041