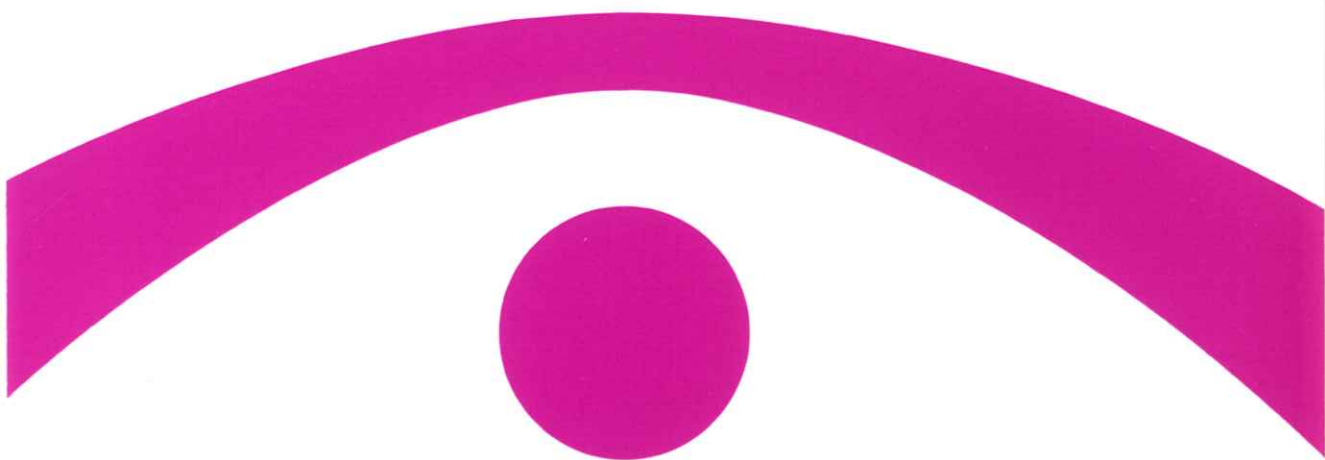


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻102号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 9 No. 3 September 1992



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第9巻第3号 1992年9月

目 次

会 告

第104会研究会のご案内	会告 1
事務局の電話とFAXの変更について	会告 3
第105会研究会予定および演題伺い	会告 3
平成4年度会費納入のお願い	会告 3

特別講演資料

Research and Development Activity of Medical Image Information Systems

in College of Biomedical Technology, Osaka University

..... Kiyonari INAMURA, Tokuo UMEDA, Hajime HARAUCHI, Katsumi

SATO, Kazuo INAMOTO, Atsushi TAKIGAWA, and Kazuya YAMASHITA..... 101

胃癌X線像の画像処理 稲本一夫 110

論 文

X線管電圧波形の新しい評価法の提案

— 周波数解析による評価の試み — 千田浩一, 有馬宏寧 119

シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察II

— 計算誤差と収束性 —

..... 小島克之, 蔡 篤儀, 田中嘉津夫, 内田 勝 126

モンテカルロ法を用いた制動放射X線スペクトルの計算

— 電子のエネルギー損失のパラツキとして Gauss 分布および Landau

分布を用いたときの比較 —

..... 中森伸行, 山野 要, 山田正良, 金森仁志 134

会 報

研究会記事 144

理事会議事録 — 総会議事録 145

特別功績賞の推薦について 147

功績賞の推薦について — 平成4年度内田論文賞の表彰選考について 148

新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿 149

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会内日本複写権センター支部

〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704

Phone 03-3475-4621・5618. Fax 03-3403-1738

Japan Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 9 No. 3 September 1992

Contents

Invited Lectures

- Research and Development Activity of Medical Image Information Systems
in College of Biomedical Technology, Osaka University
..... Kiyonari INAMURA, Tokuo UMEDA, Hajime HARAUCHI, Katsumi SATO,
Kazuo INAMOTO, Atsushi TAKIGAWA, and Kazuya YAMASHITA 101
- Image Processing of the Gastric Cancer Radiographs
..... Kazuo INAMOTO 110

Original Papers

- A New Approach for Assessment of Tube Voltage Waveforms
(An Attempt at Evaluation by Using Frequency Analysis)
..... Koichi CHIDA and Hiroyasu ARIMA 119
- Study on Coltman's Correction by Simulation II
—Computation Error and Convergency—
..... Katsuyuki KOJIMA, Du-Yih TSAI, Kazuo TANAKA, and Suguru UCHIDA 126
- Calculation of Bremsstrahlung Spectra Using Monte Carlo Method
—Comparison of Gaussian Distribution and Landau Distribution
for Energy-Loss Straggling of Electron—
..... Nobuyuki NAKAMORI, Kaname YAMANO, Masayoshi YAMADA, and
Hitoshi KANAMORI 134

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 9 No. 3)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.
27 Congress St.
Salem, MA 01944
Phone (508) 744-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

第104回研究会のご案内

第104回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 平成4年10月10日(土) 14:00～11日(日) 12:00

場 所 新潟大学医療技術短期大学部(地図参照)

〒951 新潟市旭町通2番町746

TEL 025-223-6161

10日 14:00～17:00 4階D41講義室(予定)

教育講演 講師 山下 一也 先生(大阪大学):放射線画像評価の系譜

藤田 宏志 先生(岐阜大学):

ニューラルネットワークとその医用画像解析への応用

10日 17:30～19:30

懇 親 会 花もと(地図参照)

新潟市寄居町697-1(北陸マンション1F)

TEL 0120-265040

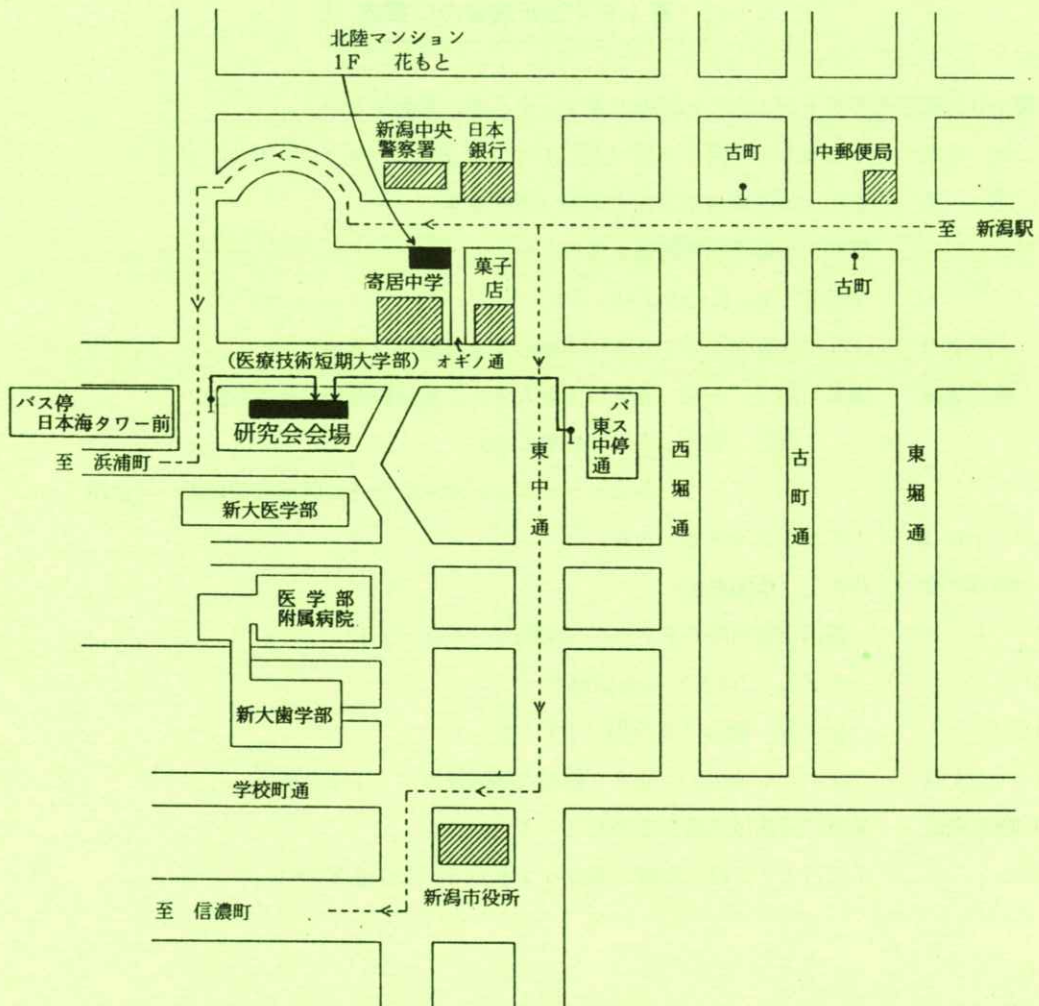
会 費 約8,000円(予定)

11日 9:00～12:00 新潟大学医技短大 1階会議室

研究発表 発表の演題は別紙を参照して下さい。

1日目と2日目の会場が異なりますので、ご注意下さい。

研究会会場（新潟大学医療技術短期大学部）案内図



備考

1. 交通（バス）案内

- 新潟駅前発「12A系統西循環線＜浜浦町先回り＞」または「12系統浜浦町・西部営業所行き」に乗車し、「日本海タワー前」下車、徒歩1分。
- 新潟駅前発「11A系統西循環線＜信濃町先回り＞」または「11系統信濃町・西部営業所行き」に乗車し、「東中通」下車、徒歩5分。

2. 案内図中-----線はバス路線を、I印はバス停留所を示す。

3. 案内図中→線は徒歩を示す。

———— 事務局の電話とFAXの変更について ————

平成4年8月31日から京都工芸繊維大学の電話がダイヤルイン方式になるために事務局の番号が下記のように変わります。

FAX 075-724-7400 (学科共通)

TEL 総務(金森, 深見) 075-724-7412

編集(山田) 075-724-7422

庶務(中森) 075-724-7436

学科事務室へ伝言を頼むとき 075-724-7401

なお、大学の代表番号は従来どおりです 075-791-3211

———— 第105回研究会予定および演題伺い ————

第105回研究会を下記のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成5年2月6日(土)

場 所 電気通信大学(東京都調布市)

特別講演 画像関連の講演の予定

見 学 画像関連の装置の予定

演題締切 平成4年12月10日

申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-724-7422 (山田) 7436 (中森)

FAX 075-724-7400 (学科共通)

(なるべく文書またはFAXをお願いします。)

———— 平成4年度会費納入のお願い ————

平成4年度会費納入をお願いします。送金には、会誌9巻2号に同封した郵便振替用紙等をご利用下さい。郵便振替口座番号は京都1-32350 医用画像情報学会です。

会費は年3,000円です。

なお、平成3年度会費未納の方は、未納が続きますと退会扱いとなりますので、本年度分と併せて、至急御納入下さい。

Research and Development Activity of Medical Image Information Systems in College of Biomedical Technology, Osaka University

Kiyonari INAMURA*, Tokuo UMEDA*, Hajime HARAUCHI*

Katsumi SATO**, Kazuo INAMOTO*, Atsushi TAKIGAWA* and Kazuya YAMASITA*

*College of Biomedical Technology, Osaka University

**School of Medicine, Osaka University

Machikaneyama-cho 1-1 Toyonaka-city Osaka, JAPAN

Outline of recent activities of research and development in the field of medical image information system is reported. The results of our activity are listed in references (1)-(30). Repertory of our activities is extended from medical image processing to PACS development, PACS for radiotherapy, diagnostic reporting system, image perception practice and database construction for radiation oncology.

Feature of our R&D is medical application of existed technology factors, rather than basic research. Cooperation with School of Medicine and Faculty of Engineering of Osaka University are deployed recently for clinical application of technologies and physics at large.

As an example of our recent activities, design and development of PACS for Osaka University Hospital is described. Also importance and significance of technology assessment is stated.

(Received June 6, 1992)

1. Outline of R&D

student from School of Medicine, and students from Faculty of Engineering.

Table 1 lists recent themes of our activity of R&D in the field of image information system.

The recent results of our activities are listed in references (1)-(30).

Table 2 is the list of main equipments for our activities. All systems are connected by our local area network system.

Member of researchers are 2 professors, 1 associated professor, 3 assistants, 1 master course

2. Design, development and technology assessment of PACS in new Osaka University Hospital

Table 1. Recent themes of R&D for image information systems in College of Biomedical Technology, Osaka University

1988:	Special Research Grant; Feature extraction from chest film.
1989:	Special Research Grant: Three dimensional processing of medical images
1990:	Grant-in-Aid for Scientific Research (C): PACS for radiotherapy planning
1990:	Cancer Research Grant: PACS for radiotherapy
1990:	Special Research Grant: Image storage and communication
1990:	MEDIS-DC, MITI: IS&C (image save and carry)
1990:	Grant Aid by the President of Osaka University: Application of speech recognition for medical image diagnosis
1991:	Grant-in-Aid for Developmental Scientific Research: PACS workstation with digitized oral reports
1991:	Grant-in-Aid for Scientific Research (C): PACS for radiotherapy planning
1991:	Cancer Research Grant: PACS for radiotherapy
1992:	Grant-in-Aid for Developmental Scientific Research: PACS workstation with digitized oral reports
1992:	Grant-in-Aid for Co-operative Research (A): Recognition and Thinking in image diagnosis
1985-1992:	Image processing of double contrasted administration in stomach examination
1991-1992:	Cooperation with Faculty of Engineering, Osaka University: Automatic recognition of identification number printed in X-ray film
1990-1992:	IS&C (image save and carry) standardization
1988-1992	Cooperation with Faculty of School of Medicine: Development of PACS in Osaka University Hospital
1991-1992	JASTRO Grant Aid : Radiation Oncology Greater Area Database
1990:	Winer spectra for FCR

1991:	Analysis of trabecular patterns
1991:	Image quality evaluation by fuzzy measure

Table 2. Equipments for R&D of image information system in College of Biomedical Technology, Osaka University

1. Engineering workstation HP-9000/425S (22MIPS)
2. Engineering workstation Apollo DN-4000
3. Image processing system Nexus-6800
4. Three-dimensional super graphic processor NWX-340
5. IS&C (image save and carry) KI-1000
6. Konica film digitizer
7. Konica film printer
8. Ethernet (TCP/IP) LAN (local area network)
9. Speech recognition system
10. Speech ditizer and synthesizer
11. Teleradiology system using telephone lines
12. Personal computers: Macintosh x2, PC-9800 x3
13. Konica micro densitometry system
14. TVIP-2000 image processor

Table 3. Components and procedure of system design of PACS

SYSTEM DESIGN

1. Survey of Present Status
2. Problem Finding→Solution
3. Checklist package
4. Optimization

Technology Assessment Begins with System Design!!

2.1 System design

We are designing our PACS according to four items of components and procedures shown in the

Table 3.

(1) Survey of present status of our system.

(2) Problem finding and its solution.

Namely, problem oriented expression of present status were tried and its solution were written in the form of system specification.

Sometimes we had the problems that we didn't have any problem at all. But this is not unusual. If you find one problem of little importance, and also if you solve that problem with great effort and cost, another unpredicted serious problem might appear. In case of Radiology Dept. Osaka University Hospital, the present diagnostic system of before PACS operation is rather completed system as it is, so we had only at most 8 items of problems.

(3) Checklist package was prepared for collecting more concrete data from hospital people in every department. This checklist sheet involves every stage of survey of present situation. We are going to develop standardized checklist package which could be applicable to hospitals at large.

(4) Optimization or tuning up of system design and operation planning is the most important. These have to be done in terms of: flow chart of data, patient and hospital staff, time chart, and layout.

These actions of system design is deeply related to technology assessment which comes

later. But I dare say, on the contrary, technology assessment begins with system design.

Table 4 shows survey of present situation.

In order to design and develop PACS for Osaka University Hospital which will move to new University campus in September 1993, we have surveyed present situation of the University Hospital.

Let us introduce several examples listed in Table 4.

Fig. 1 shows the good correlation between number of films taken in each department and film loan by the same department. This good correlation can proceed our system design of workstation distribution.

Table 4. Example of survey of present situation of diagnostic system in Radiology Department, Osaka University Hospital

SURVEY OF PRESENT SITUATION

1. Interface with Diagnostic Machines
2. Light Box Screens
3. Flow Studies of: Images, Patients, Orderings & Reports
4. Reservation and Control
5. Film Loan
6. Waiting Time
7. Description Analysis of Ordering, and Reporting
8. Number of Images per Patient (per Modality)
9. Image Reading Time Study

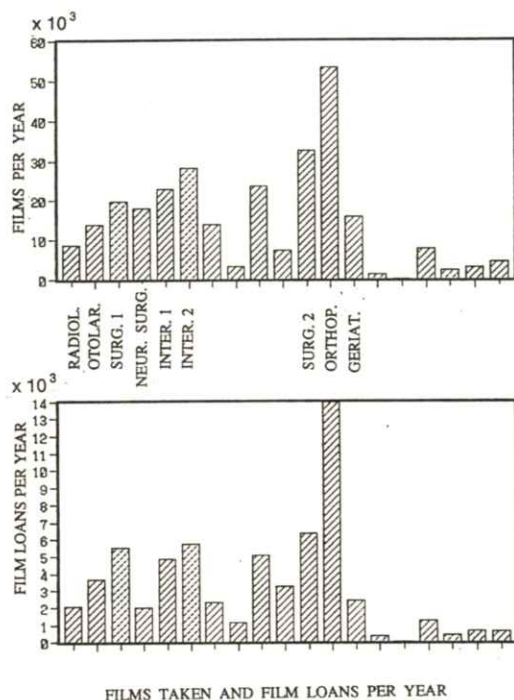


Fig.1. Good correlation between number of films taken per year in each department (upper figure) and film loans per year by the same department (lower figure)

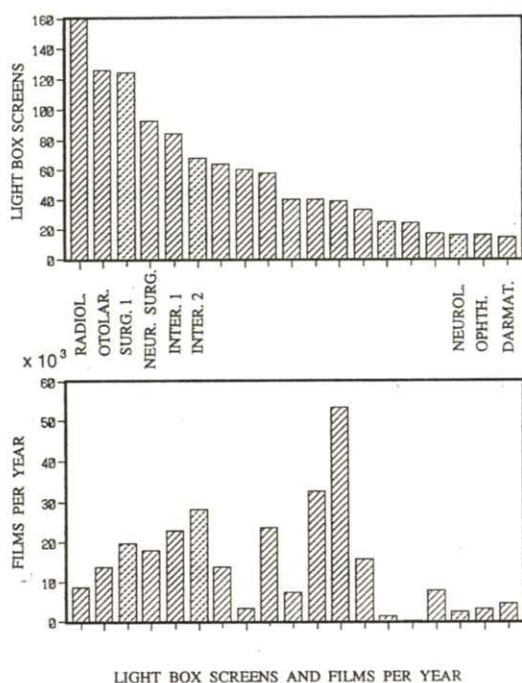


Fig.2. Bad correlation between number of light box screens installed in each department (upper figure) and film loans per year by the same department

The study shown in **Fig. 2** was done for the purpose of minimizing number of image display workstations and optimizing layout and distribution of them throughout the University Hospital. If we accept all numbers of expensive workstation which are required by each department or ward, cost of PACS will be skyrocketed. **Fig. 2** shows numbers of light box screens in each department (outpatient clinic and ward) in the University Hospital. One screen is defined as an area for displaying a adult's chest film of 14" by 17". These data must be compared with those of number of film loan in each department, shown in

Fig. 1.

Correlation between these two data of the **Fig. 1** and **Fig. 2** tells availability and throughput of light boxes in their position.

Our comparison tells very loose correlation between them, which mean a department having large number of light box screens does not necessarily have large number of film loan. So, we can decrease number of light boxes. These method of availability check will lead to minimization or optimization of expensive display workstations.

2.2 Optimization

The result of survey of light box screens mentioned here was very helpful to fundamental design of layout of image display workstation.

Our peculiar idea in order to optimize workstation distribution is that to divide type and function of workstations into two categories. First one is the standard image display workstation for diagnosis by radiologists. This has higher resolution power and rather expensive. The second one is the optimized image display of medical images associated with radiological reports which are also delivered and displayed by the same terminal. This has the averaged image quality and less expensive, but connected to HIS (hospital information system).

The second example is the measurement of member of images read out in terms of time of day in the depart. of radiology. In **Fig. 3** solid bars show read out images which were taken on the same day. Dotted bars show referred images which were taken in previous days. Peaks which appear in **Fig. 3** reflected to the system design of maximum image transmission to diagnostic workstation.

In **Fig. 4**, the thicker line is the number of images read out which is the same data of the left slide. It has the two peaks. The thinner line shows number of images which were taken on the same day. It also has the two peaks. The time difference of these peaks of the thicker curve and thinner curve is reflected to the design of maximum

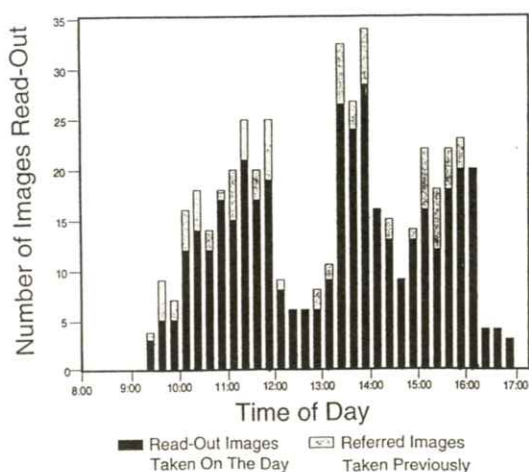


Fig. 3. Number of images read out in terms of time of day as the average of 5 days measurement. Solid bars are for the read-out images which were taken on the day and dotted bars are for the referred images which were taken in previous days.

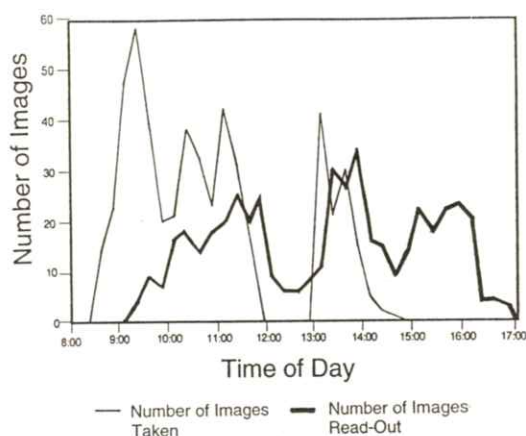


Fig. 4. Comparison of number of images read-out (thicker line) with number of images taken (thinner line) in terms of time of day. Time delays of the peaks between two curves are shown.

speed of image acquisition.

Fig. 5 shows the volume of outside films at clinics and wards of all departments, and number of stored outside films at clinics and wards of all departments, and number of stored outside films and returned outside films.

Fig 6 shows ratio of outside films to all medical image taken inside and outside of the hospital. Also, the lower graph of **Fig. 6** shows the dependency on the days of the week and on the modality of images. The result of outside film study taught us about film digitization, namely, number and location of film digitizers.

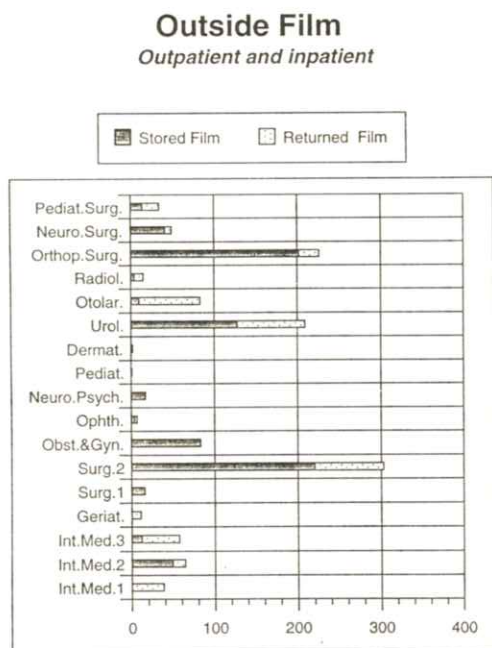


Fig.5. Number of outside films brought to each department in an day as the average of those in 5 days.

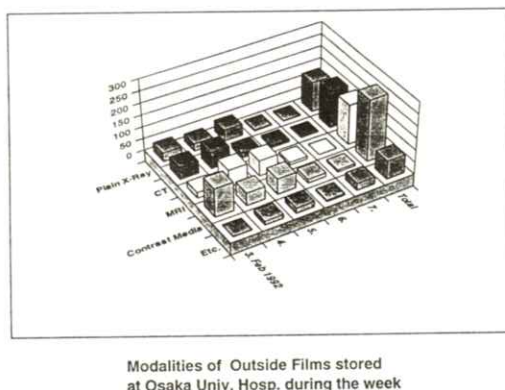
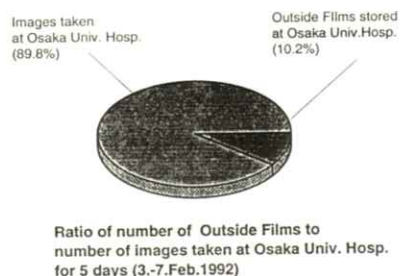


Fig.6. The upper figure is the ration of number of outside films to number of all medical images taken inside and outside of the hospital in 5 days, 3rd (Mon.) to 7th (Fri.) of Feb. 1992. The lower figure is the number of outside films stored at the hospital in terms of modalities and of days during the week.

About 10% of ratio shown in the Fig. 6 will not be changed even after the University Hospital is moved to the suburbs of Osaka City. This figure of 10% is the critical number for decision making whether outside films should be stored in the central file of radiology department or be distributed to the every department in the hospital.

2.3 Medical technology assessment in PACS

Medical technology assessment has to be done in terms of both efficacy and effectiveness. The efficacy and effectiveness is completely different thing.

Here, efficacy is the performance or the ability of tools such as hardware or software. On the other hand, effectiveness is the result of performance in the field conditions. Efficacy almost always exceeds effectiveness.

The difference of efficacy and effectiveness in case of PACS are shown by **Fig. 7** and **Fig. 8**.

Fig. 7 shows three axes of efficacy, namely, speed of communication function, capacity of image storage and image quality.

Example of the system of teleradiology must have enough speed, but moderate capacity and image quality. A teaching file must be equipped with enough image quality, but with rather small capacity and less speed. PACS in a large hospital must have complete three dimension.

I illustrate axes and space of effectiveness of PACS in **Fig. 8**. Diagnostic accuracy is the most important axis which is related to the image quality axis of efficacy space.

Economy is the result of capacity in efficacy, and the less waiting time or clinical good timing or efficiency is the result of speed in efficacy. Our theory of PACS technology assessment is in the three axes transformation from the space of efficacy to the space of effectiveness.

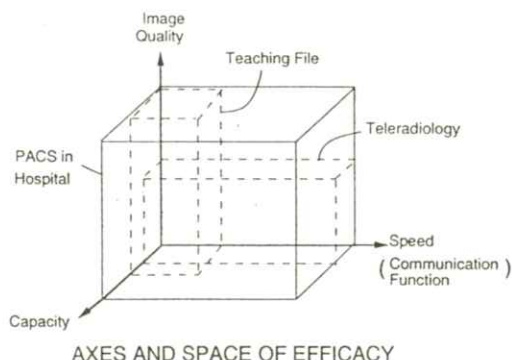


Fig.7. Three axes of component of efficacy in medical technology assessment of PACS, and the space made by three axes

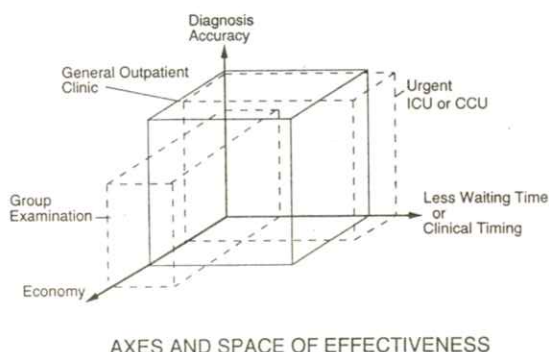


Fig.8. Three axes of component of effectiveness in medical technology assessment of PACS, and the space made by these axes

Fig. 9 shows an idea of comparison between before and after PACS by the illustration of three axes of time, efficacy and effectiveness. Efficacy and Effectiveness are orthogonal each other. But Effectiveness is the fraction of efficacy as I mention before. Area or cross section made by these two dimension have to be increased after PACS operation.

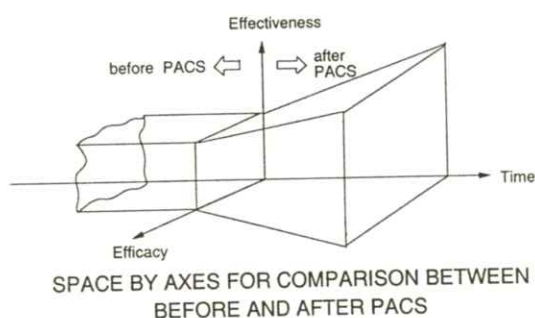


Fig.9. Change of area made by two axes (efficacy and effectiveness) in terms of time between before and after PACS

Table 5. Technology assessment of CR

TECHNOLOGY ASSESSMENT OF CR

1. Efficacy: Signal Detection
(ROC, CDD, Ranking)
2. Effectiveness: Accuracy
Throughput
Economy

As a concrete example of technology assessment we are doing now is on the computed radiography as shown in **Table 5**.

Efficacy study we are doing is on the signal detection by the study of ROC.

On the other hand, the effectiveness have to be assessed in terms of diagnostic accuracy, throughput compared with that of film/screen system, and, of course, economy referred to the present system.

As a conclusion, we want to emphasize following point. It is sometimes said that PACS is nothing more than tool for radiological practice. It is true, when we stop our technology assessment

at the efficacy evaluation. But when we extend our technology assessment into the effectiveness evaluation, PACS is a part of radiological practice itself, because, diagnostic accuracy, economy and efficiency are the result of operation of PACS.

References

- 1) K. Inamura: Administrative Radiology 3 41 (1989)
- 2) K. Inamura: Med. Imag. Tech. 7 129 (1989)
- 3) K. Inamura: Proc. IMAC '89, IEEE Comp. Sci. Press 292 (1989)
- 4) K. Inamura: Symposium Digest of Kobe Intern. Symp. on Electronics and Information Science 2 (1989)
- 5) K. Inamura, et al: SPIE **1234** 50 (1990)
- 6) K. Inamura: 1st Japan Nordic IMACS Symposium Tokyo 29 (1990)
- 7) K. Inamura: Standards in PACS in Europe Workshop, Greece (1990)
- 8) K. Inamura: Medical Physics Bulltin **15** 200 (1990)
- 9) K. Inamura, et al: SPIE **1446** 199 (1991)
- 10) K. Inamura: Image Management and Communication Proc. IMAC 91, IEEE Comp. soci 154 (1991)
- 11) T. Maeda: Image Management and Communication Proc. IMAC 91, IEEE Comp. soci 22 (1991)
- 12) K. Inamoto et al: ibid 199 (1991)
- 13) T. Umeda et al: ibid 357 (1991)

- 14) K. Inamura: Proc. CAR 91, Springer-Verlag 383 (1991)
- 15) K. Inamura: Medical and Biological Engineering and Computing **29** Suppl. Part 1. SY-14-0282 (1991)
- 16) K. Inamura et al: ibid, Supple. Part 2 OP-3-PHT-1-03 (1991)
- 17) K. Inamura et al: ibid OP-4-PHT-2-04 (1991)
- 18) K. Inamoto et al: ibid OP-3-PHT-2-05 (1991)
- 19) K. Kondoh et al: ibid OP-3-PHT-2-01 (1991)
- 20) Y. Andoh et al: ibid OP-3-PHT-2-04 (1991)
- 21) K. Miyasaka et al: ibid OP-1-PHT-3-04 (1991)
- 22) S. Terae et al: ibid OP-4-PHT-3-07 (1991)
- 23) T. Saitoh et al: RSNA 77th Scientific Assembly and Annual Meeting. infoRAD Space 9418 (1991)
- 24) K. Inamura: Med. Imag. Tech. **9** 558 (1991)
- 25) K. Inamura et al: Computer Methods and Programs in Biomedicine. Elsevier Science Publishers **36** 147 (1991)
- 26) K. Inamoto et al: Advances in Gastrointestinal Radiology 2. in press (1992)
- 27) H. Fujita, A. Takigawa et al: J.J. Rad. Tech. **47** 653 (1990)
- 28) A. Takigawa et al: ibid **47** 1659 (1991)
- 29) K. Yamashita: ibid **48** 616 (1991)
- 30) K. Yamashita: ibid **48** 648 (1991)

胃癌 X 線像の画像処理

稲本 一夫

大阪大学医療技術短期大学部 〒560 豊中市待兼山町1-1

(1992年6月6日 受理)

Image Processing of the Gastric Cancer Radiographs

Kazuo INAMOTO, M.D.

Department of Radiological Technology

College of Bio-Medical Technology

1-1 Machikaneyama-cho, Toyonaka city, 560 Osaka Japan

(Received June 6, 1992)

Image processings were applied to enhance gastric cancer radiographs for better visualization of the malignant lesion. Utilized image processings were grey scale transformation, histogram equalization, edge enhancement (Sobel operator) and high-pass filter (unsharp masking). Grey scale transformation improved image quality for survey of a gastric lesion. Histogram equalization improved image quality of the underexposed or thin barium coating mucosa. Sobel operator was able to enhance linear or curved margin and consequently suppress the rest. High-pass filter with unsharp masking was superior to visualization of texture pattern on the gastric mucosa. The image enhancement contributed to clarify tumor occurrence on the non-pathologic or pathologic mucosa. The results suggest that, with these image processings, malignant changes on the gastric mucosa may be detected in their early stage. Further clinical application will be expected in the mass survey radiological examination for gastric cancer.

1. はじめに

画像処理技術は、今日医療分野で広く用いられるようになってきた。しかし依然として高級機種のコンピュータで行われているケースが多い。画

像処理をより身近なものにするには、医療の現場で簡便かつ効果的に利用できるようにせねばならない。

X線診断のなかでも、我が国では胃のX線診断は最も普及しているものである。それは病院での

検査だけに止まらず、一般住民を対象とした集団検診にまで広がっている。

すでに胃癌をX線像で発見する技術は完成に近づいたといえる。小さい早期胃癌を見逃さないためには、胃粘膜にバリウムを十分に付着させ、病変を描写していることが必要となる。しかし多数の人達を短時間に検査し読影していかねばならない胃集団検診できわめて難しい場合が多い。

いわゆる写りの悪いX線画像を画像処理によってみやすくし、胃癌の早期発見に貢献できないかを目的として、我々はこの数年間、胃X線像の画像処理の研究を行ってきた。本稿では胃癌像についての実験結果を報告する。

2. 対象と方法

2. 1 胃癌症例

(財) みどり健康管理センターの協力を得て集めた胃癌症例より、22例を抽出した。これらは内視鏡、手術、病理で悪性所見が証明されているものである。人間ドック検査を行う本センターの性格上、これらの症例はいずれも数年にわたり毎年ほぼ同一時期に検査を受けていて、追跡調査として比較対照が可能なものである。症例は早期胃癌18症例、進行癌4症例より成っていて種々のパターンを示す (Table. 1)。

2. 2 胃X線像の読影条件

これらの症例は撮影はいずれも遠隔操作ロール・フィルム方式X線テレビ (島津-MS・2)、自動撮影条件、コダックX-オマティック・レギュラースクリーン、コニカ・New-A タイプ・フィ

Table 1. Cases with image processing: type of the gastric cancer.

CASES WITH IMAGE PROCESSING

Type	Number
1) Early G.C.	
I	1
Ila + Ilc	1
Ilc	12
Ilc + III	4
2) Advanced G.C.	
Borr II	1
Borr III	2
Borr IV	1
Total	22

Note : G.C. = Gastric Cancer Borr. = Borrmann Type

ルムで、およそ1症例につき10画像を撮影している。スポットサイズは最大25.4×30.4 cmから最小12.6×15.2 cmまで10種類あり、自由に選択できるようになっている。

読影は縦30.4 cmの長尺ロールフィルムを回転しながら行っているが、画像処理に当たっては最適の画像を切り離して使用した。

バリウムは140% (バリトゲン・デラックスとウムブラゾルAを1:1に混合)・300 ccを服用させている。ブスコパン等の副交感神経遮断剤は使用していない。

2. 3 画像処理装置

研究に用いたシステムは、テレビカメラ (CCD)、パソコン、ハードディスク (イメージコマンド搭載)、画像処理装置 (イメージングプロセッサ)、白黒CRT、カラーCRT、イメージングカメラで構成され、EXCEL System と呼称している (Fig. 1)。

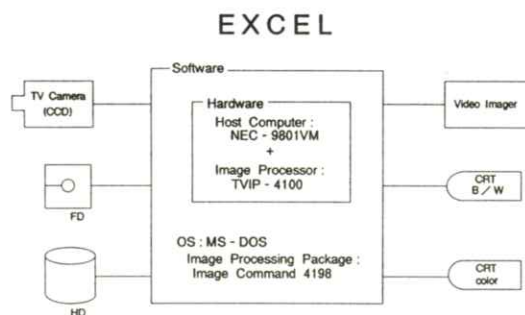


Fig. 1 Configuration of the experimental system (EXCEL)

2. 4 画像処理手順

画像入力は等輝度シャウカステンの上にのせた胃X線フィルム画像をCCD-TVカメラ（NTSC方式）で撮影する。パソコンと画像処理装置で $512 \times 512 \times 8$ ビットのデジタル画像に変換し、プロセッサのソフトウェア（イメージコマンド）で画像処理をする。処理後の画像は白黒CRTとカラーCRTに映し出される。出力はビデオ・イメージングカメラで6つ切フィルムを4分割で撮影する。保存は5.25インチ・フロッピーディスクに蓄積される。

これらの操作はきわめて短時間に行われる。TVカメラよりの入力は、リアルタイムで瞬時であり、画像処理も特に手法も組み合わせるなどをしてない限り、1分以内である。

2. 5 画像処理方式

画像処理方式は大きく次の4方法に分類される。

- 1) 濃度変換: grey scale transformation
- 2) ヒストグラム平坦化: histogram equalization
- 3) フィルター処理: filtering
- 4) ボケマスク処理: unsharp masking

第1の濃度変換は、CRTに表示される種々の濃度変換曲線をみて選択して行う（Fig. 2）。

CRTに表示される一覧表をLook Up Table (LUT)と称することから、LUT処理とも言われる。画像処理としては点処理(point operation)に属するものである。¹⁾

第2のヒストグラム平坦化は、関心領域の濃度分布カーブを平坦化するものである。これによって画像をよりよく見やすくする。

第3のフィルタリングには、ゾーベル(Sobel)、ラプシアン(Laplacian)などの方法がある（Fig. 3）。 3×3 のマトリックスに値を設定し画像にかぶせるようにするフィルターは自分で適当にパターンを作成することも可能である(arbitrary filtering)。我々は胃ファントム（京都科学TMP）を用いた予備実験でゾーベル法が胃の解剖学構造を壊すことなく、病変を描出するのに最もよいと評価したので今回の研究に採用することとした。

第4のボケマスク処理は、画像の加減乗除を行う代数的方法(algebraic method)である。今回使用した方法はフィルタ技術でぼかした画像（低

GREY SCALE TRANSFORMATION

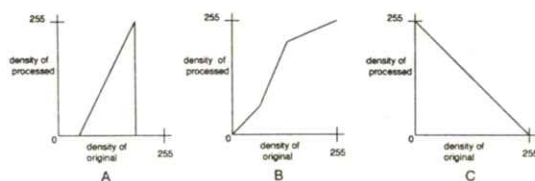


Fig. 2 Patterns of the grey scale transformation displayed in the Look-Up Table (LUT) on the CRT. **A.** Enhancement of specific density levels of the original image. **B.** Enhancement of a middle density levels. **C.** Reverse of the density levels of the original image.

EDGE_FILTER

Sobel Operator			Laplacian Operator		
1	0	-1	0	1	0
2	0	-2	-1	4	-1
1	0	-1	0	-1	0
Sx			Sy		

1	2	1	-1	-1	-1
0	0	0	-1	+8	-1
-1	-2	-1	-1	-1	-1

A

B

Fig. 3 Patterns of the edge filter: Sobel operator and Laplacian operator.

周波域画像)を原画像より差引き、得られた画像を原画像に加えることで、結果として画像の高周波領域を強調 (high-pass filtering) する。予備実験で原画像のもつ解剖学的、病理学的パターンを損なうことなく強調するには最小値フィルタが最もよいと評価し、本研究では最小値フィルタで2回処理したボケ像を差引した画像を原画像に加える方式を採用した (Fig. 4)。

3. 結 果

3. 1 画像処理方式の選択

それぞれの画像処理には特徴がある。濃度変換は原画像の濃度を適宜変換してみやすくする。部分的な濃度幅を強調 (濃度変換) する。画像処理の最初のきっかけとして病変をサーベイするのによい。

ヒストグラム平坦化は、露出不足の写真や、胃にバリウムが非常にうすく着いた写真の改善にはよい。しかし、ゾーベル法や高周波領域強調のよう

に病変を強く強調するには到らない。ゾーベル法に代表されるエッジ強調法は線状や曲線状の病変輪郭を強調する。そして残りの部分を平坦化する。従って病変の存在を強調すると

もに広がり (範囲) を特定するのによい。

ボケマスク処理を応用した高周波領域の強調は胃粘膜の微細構造 (texture pattern) の描出に優れているので、粘膜の中に生じた変化、すなわち隆起や陥凹をみやすくする (Fig. 5)。

結局、これらの方法を試みた後、ゾーベル法、高周波領域強調法が最も癌病変の強調に役立つと考え、以下の癌病巣のフォローアップ研究に用いた。

3. 2 癌発生の追跡研究

22症例のX線像を画像処理をして検討してみると、4形式に分かれることがわかった (Table. 2)。

(1) 正常粘膜に発生

正常の判定は困難ではあったが、一応、粘膜面に何等異常がないものとした。2例にみられ、1例は陥凹型 (II c + III) (Fig. 6)、他の1例は隆起型 (I) であった。2例とも病変の発生と知るのはゾーベル法が非常に役立った。

(2) 異常粘膜に発生

粗大または萎縮した粘膜に発生するもので、5例にみられた。その内の4例は陥凹型 (II c) で残りの1例は隆起と陥凹の混在型である II a + II c である (Fig. 7)。

(3) 胃潰瘍瘢痕の近隣に発生

胃潰瘍瘢痕は集中像が描出され、胃X線像でわかる。毎年、検査の際にその所見がみられていたところ、その近くに胃癌が発生してきた例である。この形式は7例にみられた。

(4) 見 逃 し

よくみれば前回の写真にみられるものである。特に画像強調でよく見え、わかる症例であって、8例にみられた。

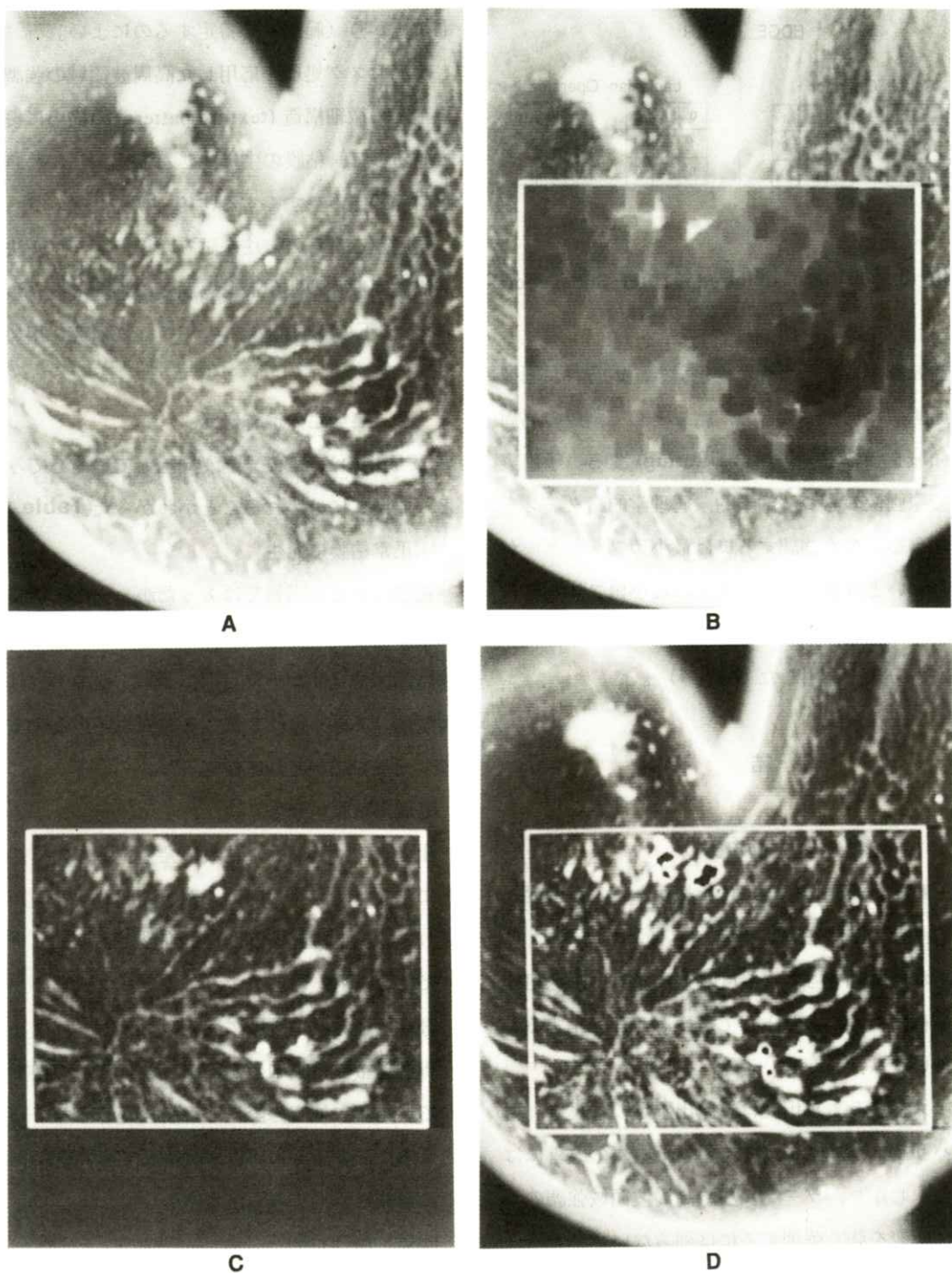
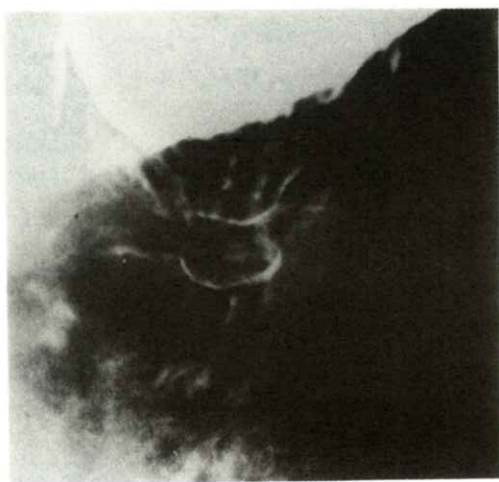
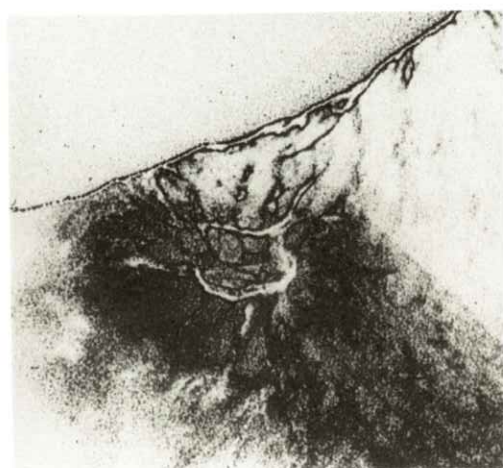


Fig. 4 Unsharp masking method using minimum grey value in the ROI. **A.** Original phantom image. **B.** Two times minimum value filtering on the ROI. **C.** Subtraction of B from A. **D.** Addition of C on A shows enhancement of texture pattern of the mucosa.



A



B

Fig. 5 Early gastric cancer, Type IIc (tumor size: 1.3x1.0cm, depth: mucosa).

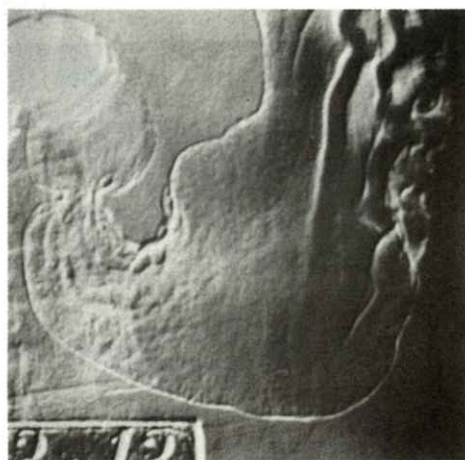
A. Ulcerated lesion is found on the posterior wall of gastric body. **B.** High-pass filter shows uneven bottom of the excavated lesion clearly.

Table 2. Patterns of tumor occurrence classified after the image processings.

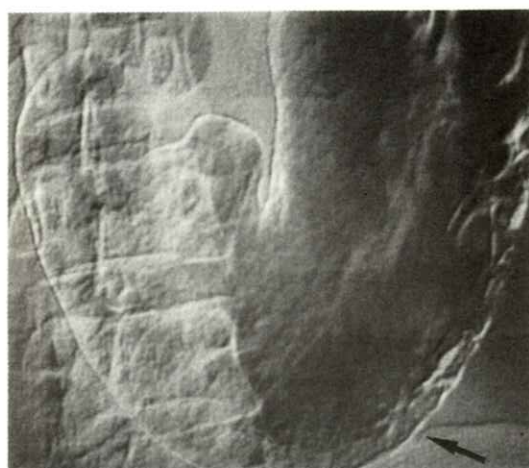
Tumor occurrences are roughly divided into four groups.

(cases)

1. On the non-pathologic mucosa 2
2. On the atrophic mucosa or gastritis 5
3. Near the gastric ulcer scar 7
4. Progress from overlooking shallow lesions suggestive of malignancy 8



A



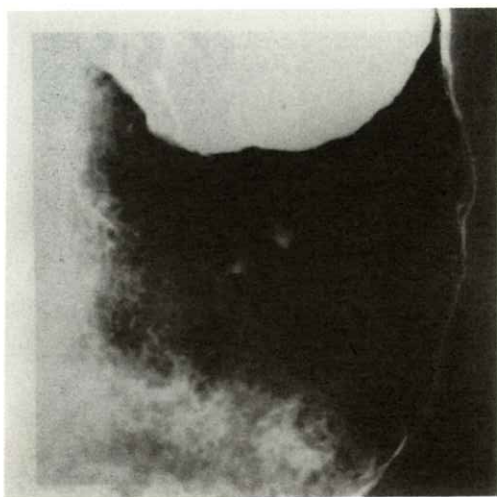
B

Fig. 6 Early gastric cancer, Type IIc+III (size: 0.9x0.9cm, depth: mucosa).

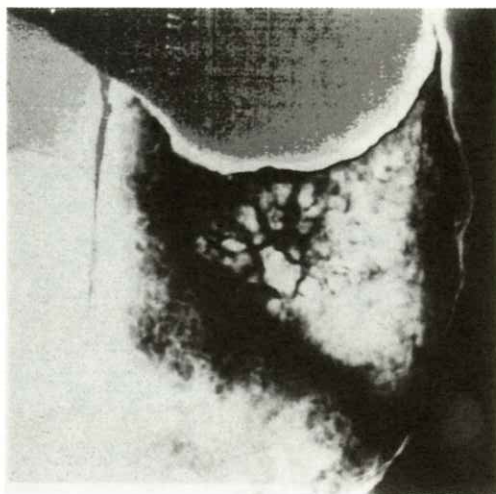
A. Sobel operator on July 1982. No lesion is found on the posterior wall near the gastric curvature of gastric body. **B.** Convergence of mucosal folds suggestive of a tumor lesion (arrow) appears on July 1984. This case shows tumor development on non-pathologic mucosa in two years.

3. 3 画像処理の困難な場合

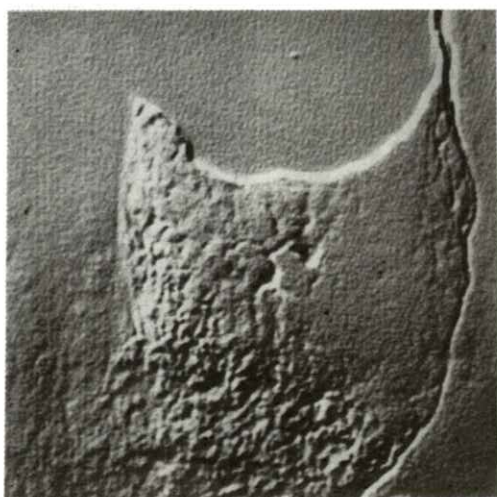
画像処理によって、かえって見えにくくなった



A



B



C

Fig. 7 Early gastric cancer, Type IIa+IIc (depth: submucosa). **A.** original. **B.** Grey scale transformation image. **C.** Sobel operator image. Tumor extent on the posterior wall of gastric body is clearly visualized by arbitrary edge filter.

り、見誤ることもある。その例として、隆起病変が強調される際に、周囲のバリウムのたまりが強調され、病変の大きさを実際より大きく見誤ることである。また、実際には陥凹性病変Ⅱc+Ⅲであるものが、ゾーベル法で隆起病変のように見え、形状を誤ってしまうこともある。

特に困難を感じるのは、病変があまりに小さく、内腔の狭い前庭部にあってⅡa+Ⅱcの如く隆起と陥凹が混在し、さらに周囲の顆粒状粘膜や肥大した粘膜に埋没している場合で、しばしば周囲の粘膜をも強調し、病変が実際より大きくみえる場合がある。

4. 考 察

デジタル画像で画像の精細さは常に問題となる。**Kastan**等の大腸粘膜像の実験では0.4 mmの画素サイズで十分であると述べ²⁾、**Mac Mahon**等が胸部X線像で、0.1 mmが必要であると述べているのと随分差がある³⁾。**Kastan**の0.4 mmの画素サイズは20×20 cmのフィルムを512×512でデジタル化したのに相当する。この点につき、**Feczko**は消化管では512×512で十分であると述べている⁴⁾。濃度階調についても、**Feczko**等は、消化管診断では階調数を多く必要としないとしている。その理由として二重造影ですでに高いコントラストがあることをあげている。

我々の研究の過程で、胃X線像について画素サイズと画質の関連については厳密な研究を行っていない。しかしCCD-TVカメラを用いて入力した512×512×8ビットのデジタル画像に不満を感じていない。何故なら、消化器X線検査にはスポット撮影が多用され、特に15.8×15.2 cm以下で撮影されていることが多く、さらにTVカメラを適宜近づけターゲットの部分撮影すると画素サイズ0.3 mm以下となり、結果として画素サイズを小さくすることができることと、データ量がレーザスキャナー入力の高精細画像より少なくなり、画像処理時間が短くなり、パソコンで処理可能となるからである。

手軽に画像処理を行うには、パソコンレベルで安価な装置ながら、画像処理ソフトが豊富なものがよい。そして読影室において気軽にかつ頻繁に使える方がよい。胃癌の追跡に画像処理が役立つのは、フィルター処理等で病変を鮮明にするから

である。その応用として、胃の粘膜にバリウム付着の悪い写真を改善するのに役立つこともできる。このことはバリウムをよく付着させて、よい写真をとろうとして多くのフィルムを消費し、患者の被曝線量を増加させてきた従来の胃X線検査の方法を改めることもできる。またバリウムの濃度を下げ飲みやすくして患者の苦痛を軽減し、経済的に有利にすることもできる。

胃癌のX線所見はかなり特徴的なことがわかっている。陥凹性病変では、(1)びらんと再生粘膜で構成される多彩な像、(2)陥凹の不整な辺縁、(3)集中する粘膜ひだ像、(4)陥凹のスロープを問題としている⁵⁾。隆起性病変では腫瘍の大きさが胃壁への癌の深達度を知る主要な手がかりとされている⁶⁾。

このような所見は、画像処理によってきわめてよく強調されるので胃癌のX線診断研究には画像処理は非常に有益であると言える。

胃癌の追跡で、4つのパターンがあることも興味あることである。胃癌がどのような粘膜変化を母地として発生するか今後の研究に待たねばならないのは当然である。癌発生についての研究は、従来、病理的手法しかなかったことを考えると、今回の試行的研究によって画像処理を研究ツールとして採用できる可能性を示したものと言える。今後症例数を増加させ研究していきたいと考えている。

5. 要 約

1) 胃X線画像をデジタル化し、コンピュータ画像処理による画像強調を胃癌症例で行い、その効果を評価した。

2) CCD-TVカメラで、X線像をリアルタイムで入力し、512×512×8ビットのデジタル画像とし、パソコンに直結した画像処理装置のソフトウェアで処理した。

3) 画像処理は濃度変換、ヒストグラム平坦化、フィルタリング（ゾーベル法）、高周波領域強調（ボケマスク処理）を試み、特にゾーベル法と高周波領域強調を基本的処理と位置づけた。

4) 胃癌22例の追跡研究で、その発生形態からみて4型に分類した。

5) 胃X線画像の画像処理には高精細画像は必ずしも必要ではなく、手軽にパソコンレベルで行えることが望ましい。

6) コンピュータを用いた画像処理を放射線科医が胃X線像を読影する際に利用すれば、よき診断支援となりうることがわかった。

文 献

1. G. T. Barnes and K. Lauro: J. Digital Imaging **2** 132 (1989)
2. D. J. Kastan, L. V. Ackerman and D. J. Feczko: Radiology **162** 853 (1987)
3. H. MacMahon, C. J. Vyborny and C. E. Metz: Radiology **158** 21 (1986)
4. P. J. Feczko, L. V. Ackerman, D. J. Kastan and R. D. Halpert: Gastroint Radiol. **13** 191 (1988)
5. 馬場保昌, 杉山憲義, 丸山雅一, 他: 胃と腸 **10** 37 (1975)
6. 中井昭子, 谷口春生, 岩永剛, 他: 胃と腸 **7** 739 (1972)

X線管電圧波形の新しい評価法の提案 一周波数解析による評価の試み

千田 浩一・有馬 宏寧

東北大学医学部附属病院放射線部 〒980 仙台市青葉区星陵町1-1

(1992年2月8日, 最終1992年7月6日 受理)

A New Approach for Assessment of Tube Voltage Waveforms (An Attempt at Evaluation by Using Frequency Analysis)

Koichi CHIDA and Hiroyasu ARIMA

Department of Radiology, Tohoku University Hospital

1,1, Seiryō-machi, Aoba-ku, Sendai 980

(Received February 8, 1992, in final form July 6, 1992)

For the evaluation of tube voltage waveforms, the tube voltage ripple and tube voltage peak number have been used. However, for high frequency waveforms of tube voltage such as those of an inverter type X-ray generator, ripple and peak number are insufficient. Then, we suggest the frequency analysis method of tube voltage waveforms. In this method, waveforms are analyzed by using fast Fourier transform (FFT). The method is convenient to the assessment of distortion and frequency of tube voltage waveforms, especially useful for the detailed evaluation of an inverter type X-ray generator. We also measured the overall value of power spectra by using FFT analysis, and there is a good possibility that it is useful for the evaluation of X-ray beam quality.

1. は じ め に

近年のX線診断の進歩は著しいものであり、科学技術の発達とあいまって、より高出力でかつX線管電圧、管電流の変動が少なくX線撮影時間が

正確な、精度の高いX線装置が望まれている。そのためX線発生装置も、単相装置から三相装置そして定電圧装置へと移行しているのは、周知の事である^{1,2)}。

最近、高周波インバータ方式によるX線装置

(以下インバータ装置)が普及しつつある。インバータ装置は、装置の小型化や高速フィードバック機構(マイクロプロセッサ制御)による優れた再現性、そして低コスト等の理由で、今後、X線装置の主流になることが予想される。インバータ装置は、従来のX線装置に比べ管電圧波形が著しく高周波であることや、インバータ方式およびその周波数が種々存在し、各機種固有の様々な特徴を呈することから、その正確な性能の把握は難しいと言える^{3, 4)}。

一方、X線管電圧およびその波形は、X線画像を左右する因子の中で、最も重要なもののひとつであり、その正確な測定、評価は放射線医学の発展に欠くことの出来ないものである^{5, 6)}。X線管電圧は2次側波高計や、測定は難しいがスペクトル計測等により評価されている^{7~11)}。また管電圧波形に関しては脈動率(リップル)や、そのピーク数で比較されているが、^{12~14)} X線装置、言い換えれば管電圧波形の多様化により、それらだけによる評価では充分でないことが多いと思われる。そこで我々は、脈動率やピーク数の比較だけにとどまらない、より詳細なX線管電圧波形の新しい評価法として、その周波数解析法を提案する。本論文では、その方法論について述べると共に、単相、三相、定電圧そしてインバータ装置について管電圧波形の周波数解析を試み、有用性について検討を行った。

2. 方 法

Fig. 1に、X線管電圧波形の周波数解析法の測定ブロック図を示す。X線管の両端にかかる管電

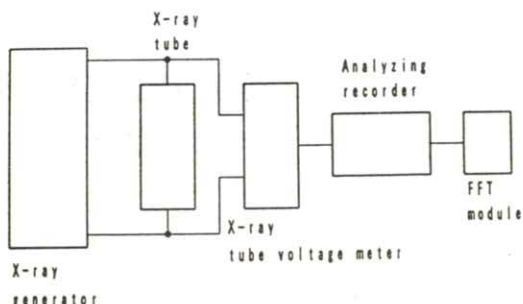


Fig. 1 Block diagram of a measurement system for frequency analysis of X-ray tube voltage waveforms.

圧を、2次側波高計(ALCO, デジタル X線管電圧計 KV-201D)により測定し、その出力波形信号をアナライジングレコーダ(YOKOGAWA, Model 3655E)に取り込み、そしてFFTモジュール(YOKOGAWA, Model 3659 20A)を使用し、パワースペクトル等を求めることにより、X線管電圧波形の周波数解析を行った。ここで本システムにおける、解析周波数バンドは最高20kHzであり、通常の管電圧波形の周波数解析を行うには、充分であると考えられる。またFFT解析を行う際のWINDOW関数は、出来るだけスペクトラムが裾を引かないものを選択した。結果として、単相装置と定電圧装置は、ほとんどが周期的なX線管電圧波形であるのでレクタンギュラ関数を、三相装置とインバータ装置は、非周期的なものが多いのでハニング関数を使用した。

X線発生装置は、単相装置(日立, DR-155)、三相装置(東芝, KXO-1250および日立, DH-158 HM)、定電圧装置(島津, SHD-150G)、そしてインバータ装置(東芝, KXO-50Fおよび東芝,

KXO-80F)を使用した。管電圧は60, 80, 100 kVにて測定を行い、管電流は基本的に200 mAとし

た。実験中は絶えず管電圧をチェックし、 ± 0.5 kV の範囲にある事を確かめながら測定した。

3. 結 果

Fig. 2に単相装置において、管電圧波形の周波数解析を試みた一例を示す。上段は、FFT解析の結果（パワースペクトル）であり、横軸が周波数、縦軸がデジタル値（強度）の相対量を示し、両者とも対数軸で表示してある。下段はそのとき解析を行った管電圧波形であり、横軸が時間、縦軸が管電圧であり、以下に提示するものも同様である。本装置は単相全波整流装置であり、50 Hz の交流を全波整流（20msecで2ピーク）しているため、FFTによるパワースペクトルは、100 Hz に高いピークが現れている。

Fig. 3は三相装置での、管電圧波形の周波数解析を試みた一例である。本装置は三相12ピーク装置であり、本来なら20msec間に12個の管電圧波

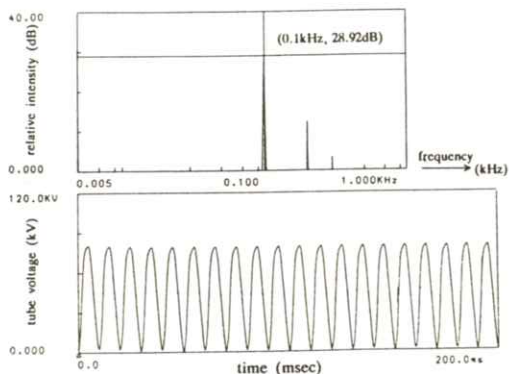


Fig. 2 Frequency analysis of tube voltage waveform in single phase X-ray generator.
Upper:FFT analysis
Lower:X-ray tube voltage waveform

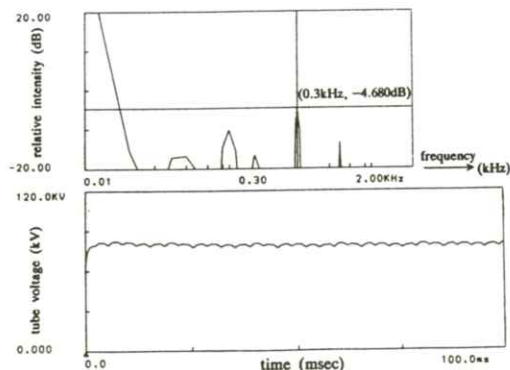


Fig. 3 Frequency analysis of tube voltage waveform in three phase X-ray generator. (KXO-1250)
Upper:FFT analysis
Lower:X-ray tube voltage waveform

形のピークが存在し、パワースペクトルは理論的には、600 Hz に高いピークが現れるはずである。しかし実際の管電圧波形は、**Fig. 3**のごとく12ピークを認識することは困難であり、パワースペクトルも300 Hz に一番高いピークが現れた。このことから、本装置は三相12ピーク装置でありながら、現実的には三相6ピーク程度の性能しか有していないと言える。

Fig. 4に別の三相装置での測定結果を示す。本装置は立ち上がり時に、管電圧のオーバーシュートが強く見られるものの、その波形は12ピークであり、FFT解析の結果も理論どおり600 Hz に高いピークが現れている。

Fig. 5は定電圧装置での、管電圧波形の周波数解析を試みた一例である。定電圧装置であるので管電圧波形に、ほとんどリップルがなく基本的にはどの周波数においても、パワースペクトルに、高いピークは現れないはずである。実際は**Fig. 5**のごとく、管電圧の立ち上がり部分が、パワースペクトルの比較的低周波に現れ、また管電圧のオ

ーバースhootによる成分も存在しているのが分かる。

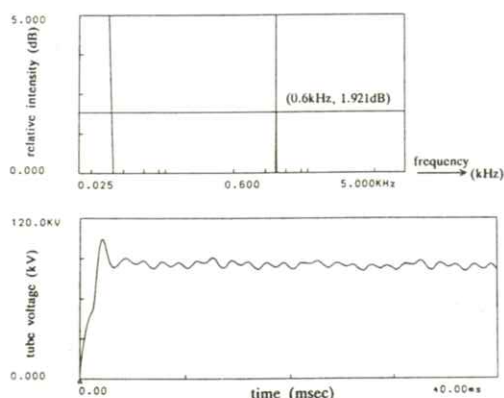


Fig. 4 Frequency analysis of tube voltage waveform in three phase X-ray generator. (DH-158HM)
Upper:FFT analysis
Lower:X-ray tube voltage waveform

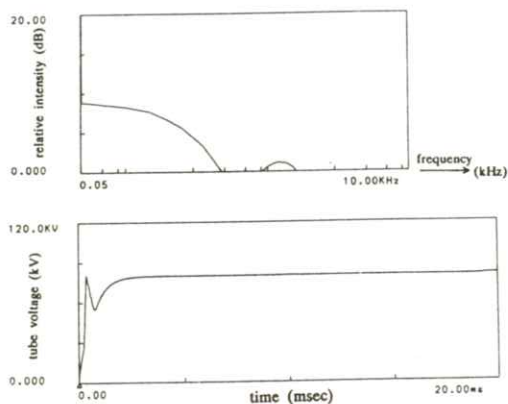


Fig. 5 Frequency analysis of tube voltage waveform in constant potential X-ray generator.
Upper:FFT analysis
Lower:X-ray tube voltage waveform

Fig. 6 はインバータ装置での、測定結果の一例であり、管電圧 80 kV と 100 kV を同時に表示したものである。このインバータ装置は、管電圧の高低により、管電圧波形の周波数が変化すること

が、FFT解析の結果から良く分かる。

Fig. 7 は別のインバータ装置において、周波数解析を試みた一例である。本装置の管電圧波形は比較的low周波なものと、高周波成分が混在しており、FFT解析の結果から 500 Hz に大きなピークを示す他に、5 kHz にも高いピークが存在しているのが分かる。

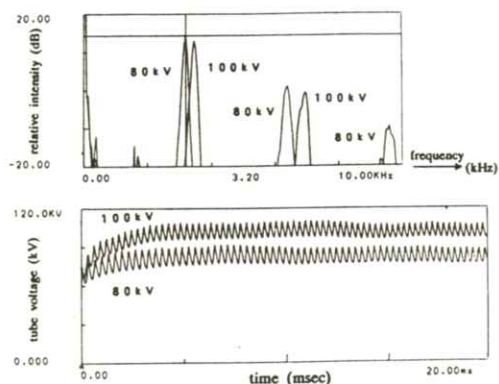


Fig. 6 Frequency analysis of tube voltage waveform in inverter type X-ray generator. (KXO-50F)
Upper:FFT analysis
Lower:X-ray tube voltage waveform

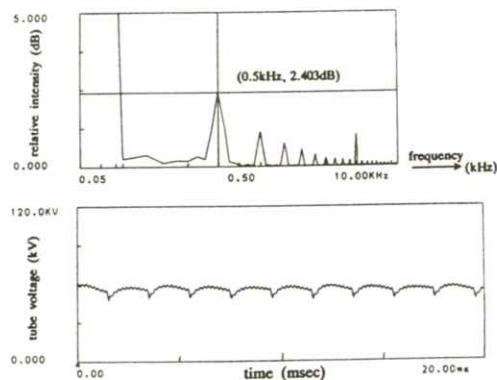


Fig. 7 Frequency analysis of tube voltage waveform in inverter type X-ray generator. (KXO-80F)
Upper:FFT analysis
Lower:X-ray tube voltage waveform

4. 考 察

4.1 管電圧波形の周波数解析

今まで、管電圧波形の評価としては、ほとんどリップルやピーク数によるものであり、逆に言えばそれらだけによる評価でも、ある程度満足出来ていたと考えられる。しかし、インバータ装置の普及等に代表されるように、管電圧波形は複雑化の様相を呈しており、リップル等の比較だけにとどまらない、別の新しい評価法が必要であるとの認識が、強まってきていると言える。そこで我々は、電圧波形の周波数解析の手法を、はじめてX線装置の管電圧波形の解析に応用した。本手法の測定法はそれほど難しくなく、今まで以上に詳細な管電圧波形の解析が可能である。

単相装置において100 Hzに高いピークが現れているが、管電圧の高低や管電流の大小により、歪んだ形の管電圧波形になるものも多く、その際管電圧波形の周波数解析を行うことで、波形の歪み具合が、より客観的に評価出来るものと考えられる。(100 Hzの他に、高周波側にピークが存在する)。

今回解析を行った三相装置の中には、Fig. 3のように三相12ピークと称しながら、実際は三相6ピーク程度の性能しか有していないものもあった。これは、X線装置の経年劣下または装置調整の不備が原因として考えられるが、この事も管電圧波形の周波数解析を行うことで、容易に判別可能である。

定電圧装置は、管電圧波形にそれほど周波数成分有していないため、周波数解析を行ってもあまり効果的でないかも知れないが、Fig. 5のような、

管電圧にオーバーシュートがある時や、管電圧波形の立ち上がり(および立ち下がり)の程度の評価には、有用であると思われる。例えばオーバーシュートを比較するとき、それが何Hzの周波数成分で、どの程度の強度を有しているかということも簡単に分かり、より丁寧に客観的評価が可能である。

インバータ装置は、管電圧波形の周波数解析による評価が、最も有効であるところの一つであると言える。インバータ装置は既述のごとく、種々のタイプがあることや、装置の負荷の状態で性能が著しく異なる場合もある等、その特徴を正確にとらえる事は難しく、リップルやピーク数だけでは単純に比較出来ない。しかし周波数解析を行う事により、詳細な性能の把握が出来得るし、インバータ装置間の特性の評価や、負荷状態の変化における性能の比較など、総合的な判断がより行い易いと考えられる。

4.2 パワースペクトル・オーバーオール値による評価

我々は、管電圧波形のFFT解析結果から、どの周波数成分が一番多いかについて着目してきたが、今度はパワースペクトルのオーバーオール値を求め、X線の線質評価に使用可能か検討を行った。

ここでオーバーオール値とは次式で表される。

$$\text{OVERALL VALUE} = (\text{全周波数域でのパワースペクトルの積分値の平方根}) / k$$

k : 定数

これは、信号に含まれる周波数スペクトルからトータル実効値を求めたもので、パワースペクトル

の各周波数での値を合計し、そしてその平方根演算であり、時間軸でのRMSと同等である。つまり、オーバーオール値は管電圧波形の面積に、ある程度近似出来ると言え、ピーク管電圧が等しい時で、オーバーオール値が大きい（管電圧波形の面積が大きい）場合は、X線の線質が硬いということを示していると考えられる。

Fig. 8に管電圧をパラメータ（60, 80, 100 kV）とした時の、各X線発生方式とオーバーオール値の関係を示す。各電圧において単相装置は、一番低いオーバーオール値であり、定電圧装置は最も高い。三相装置は定電圧装置より、各電圧において少し低い値である。これは、単相、三相、定電圧装置の順に線質が硬くなる事を示し、各装置の管電圧の脈動の程度を反映した結果であると思われる。つまり、同じピーク管電圧でも、脈動率が大きいと低電圧成分の占める割合が多くなり、結果として線質は軟らかくなるという事である。インバータ装置は低電圧時、三相より低いオーバーオール値であるが、100 kVではそれと同等にな

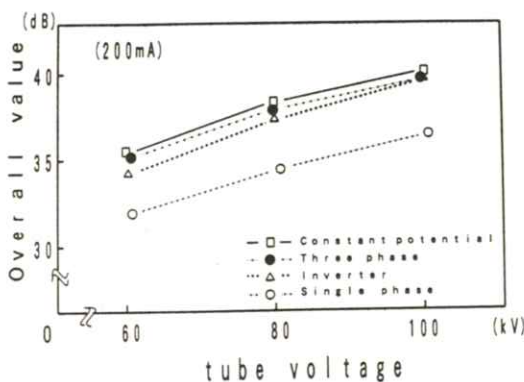


Fig. 8 Relationship between overall value of power spectra and four types of X-ray generators at 60kV, 80kV and 100kV.

る。これはこのインバータ装置の場合、低電圧時には管電圧の脈動が大きい、逆に高電圧になると周波数が高くなり、脈動も小さくなり、線質も硬くなるという事を示している。

以上のことから、今後更に検討を要するが、オーバーオール値は、X線線質の評価の一指標として、充分使用し得る可能性が示唆された。つまり、高電圧発生方式や管電圧波形の違いが、線質にどのような影響を及ぼすか、という評価が容易に行える可能性があると考えられる。

5. 結 語

我々はX線管電圧波形の新しい評価法として、周波数解析法を提案した。今回は主に方法論について述べたが、本法は管電圧波形をFFT解析するという、今までにない画期的なものであり、これにより、リップルやピーク数の比較だけにとどまらない、より詳細な管電圧波形の評価が可能であると言える。そしてインバータ装置は勿論の事、単相装置、三相装置、そして定電圧装置においても、本法は有用であると考えられる。また、パワースペクトルのオーバーオール値による比較を試みたが、X線線質の評価の一指標として、充分使用可能であることが示唆された。つまり、本手法を用いる事で、周波数解析による定性的な評価と、オーバーオール値による全体のパワーを求めることができ、よって、管電圧波形の総合的でより客観的な比較が可能であると思われた。

謝

辞

稿を終えるにあたり、日頃から御指導頂いている、東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科の片倉 剛先生、鈴木正吾先生、大石幹雄先生に心から感謝の意を表します。

参 考 文 献

- 1) 青柳泰司：日放技学誌 **44** 665 (1988)
- 2) 斎藤一彦：日放技学誌 **42** 1001 (1986)
- 3) 三代 忠，吉田熙宣，青柳泰司，他：日放技学誌 **46** 1880 (1990)
- 4) 千田浩一，榊田秀晴，佐藤正美，他：日放技学誌 **48** 625 (1992)
- 5) 宮崎 茂：日放技学誌 **44** 1639 (1988)
- 6) 上遠野昭：日放技学誌 **45** 1736 (1988)
- 7) Gilbertson J D and Fingerhut A G: Radiology **93** 1033 (1969)
- 8) JIS Z-4921, 管電圧測定器 (1983)
- 9) 松本政雄，中森伸行，金森仁志：医画情誌 **3** 39 (1986)
- 10) 高崎克彦，沢田武司，寺田 央，他：日放技学誌 **44** 1452 (1988)
- 11) 小原春雄，太田 温，鈴木正吾，他：日医放物理会誌 **9** 5 (1989)
- 12) T Porubszky : Phys. Med. Biol. **31** 371 (1986)
- 13) 松本政雄，金森仁志：医画情誌 **4** 12 (1987)
- 14) M Matsumoto, H Kubota, H Hayashi, and H Kanamori: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **7** 58 (1990)

[論文]

シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察Ⅱ —計算誤差と収束性—

小島克之*・蔡 篤儀**・田中嘉津夫***・内田 勝****

* 常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科 〒431-21 浜松市都田町 1230 番地

** 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

*** 岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1 番 1

**** 静岡理工科大学 〒437 静岡県袋井市豊沢 2200 番地の 2

(1992年 2 月 8 日, 最終 1992年 7 月 6 日 受理)

Study on Coltman's Correction by Simulation II —Computation Error and Convergency—

Katsuyuki KOJIMA*, Du-Yih TSAI**, Kazuo TANAKA*** and Suguru UCHIDA****

* Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration and Informatics,
Tokoha-Gakuen Hamamatsu University, 1230, Miyakodacho, Hamamatsu-shi, SHIZUOKA, 431-21

** Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu, 501-04

*** Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering,
Gifu University, 1-1, Yanagido, Gifu-shi, Gifu, 501-11

**** Shizuoka Institute of Science and Technology,
2200-2, Toyosawa, Fukuroi-shi, SHIZUOKA, 437

(Received February 8, 1992; in final form July 6, 1992)

We performed the Coltman's correction by computer simulation and investigated the number of terms should be used for correction as well as the computation error. In the range of up to 100 correction terms, we examined the difference between two computation methods, i.e., single precision and double precision, and compared the calculated results obtained with and without an arithmetic operation processor, also, order of addition operation. We found that the obtained MTF values at zero spatial frequency are similar. Therefore we may conclude that no error due to various computation methods occurs. Moreover, the calculated MTF values at zero spatial frequency are the closest to unity

when 58 terms, 60 terms, and 62 terms are used. And the corrected results obtained using 58 terms and 62 terms showed no significant difference. Thus we may state that 58 terms are sufficient for correction.

Keywords: Coltman's correction, MTF measurement, chart method, simulation, convergence, computation error

1. ま え が き

前回までの論文^{1~5)}では、コルトマン補正式⁶⁾の用いる項数によって生ずる問題点について報告した。この論文ではコンピューターの計算誤差と、用いるべき適当な項数について報告する⁷⁾。

2. コンピューターの計算誤差

計算に用いたコンピューターはNEC製のPC-9801UV11であり、プログラム言語はBasicである。

前回までの報告^{1~5)}での補正では単精度で数値演算プロセッサを用いて低周波の補正項から加算して計算した。ここでは計算方法の相違による誤差について比較する。

Table 1 は単精度と倍精度および数値演算プロセッサの使用の有無について、0周波数で第100項まで用いて補正した結果である。

(1) 単精度と倍精度

Table 1 から、単精度と倍精度について比較すると、単精度のけた数の範囲内で差がないことがわかる。

(2) 数値演算プロセッサの使用の有無

数値演算プロセッサを使用したときと使用しないときを比較すると、どちらの場合も計算結果には相違がない。

(3) 加算の順序

低周波の補正項からの加算でも、高周波の補正項からの加算でも、倍精度では一致している。単精度では用いる項数によって、最後のけたで1の差がでることがある程度である。差のする項について **Table 2** に示す。倍精度での計算結果と比較すると、高周波の補正項からの加算が正確である。これらの相違は補正結果には影響を与えるほどのものではない。

3. 用いるべき項数

コルトマン補正式で補正するときの適当な項数については、標準偏差から判断する限り、従来用いられている第4項まででよいことについては、前回報告した^{1,2,4,5)}。しかし、正確を期するため項数を多く用いると補正したMTFの値の大きさの関係が逆になることがある。そのため、正しい補正結果の判断には慎重を要することについても報告した^{1~5)}。

0周波数における補正したMTFの値が1であることは証明されている⁶⁾。Table 1 から補正に用いた項数と0周波数でのMTFの値の関係³⁾をみると、最初に最も1に近くなるのは第58項まで用いたときである。その次に1に近くなるのは第60項と第62項まで用いたときである。第100項ま

Table 1 (a)

Comparison of single precision and double precision, where an arithmetic operation processor was/wasn't used. (continued)

Term	Single precision	Double precision
1	.785398	.7853981633974483
2	1.0472	1.047197551196598
3	.890118	.8901179185171081
4	1.00232	1.002317656145315
5	1.07372	1.073717489181447
6	1.0133	1.013302245843181
7	.960942	.9609423682833515
8	.914742	.9147424763187957
9	.956079	.9560792217607667
10	.993479	.9934791343035023
11	1.02763	1.027626880538174
12	1.00054	1.000544185248607
13	1.02588	1.025879609874331
14	1.04968	1.049679554219708
15	1.02724	1.027239606694067
16	1.00601	1.006012629304947
17	.985874	.9858742148588581
18	.966718	.9667181620930667
19	.984983	.9849832356604492
20	1.00169	1.001693834881672
21	.986294	.9862938708934863
22	.971475	.9714750376218363
23	.957195	.95719507101461
24	.970974	.9709739861619336
25	.984286	.9842858194398565
26	.97141	.9714104397120295
27	.983493	.9834934883796825
28	.995216	.9952158490274056
29	1.0066	1.00659843110563
30	1.01766	1.017660377068974
31	1.0069	1.006901498118324
32	1.0171	1.017101474266343
33	1.02704	1.027043223170108
34	1.03651	1.036505851644776
35	1.04575	1.045745830037687
36	1.03672	1.036718264941165
37	1.02789	1.027893566476025
38	1.01926	1.019262817427701
39	1.02771	1.027707958969609
40	1.01944	1.019440609881215
41	1.01134	1.011343721598767
42	1.00357	1.003567502159188
43	1.01119	1.011192727046542

Table 1 (b)

Comparison of single precision and double precision, where an arithmetic operation processor was/wasn't used. (continued)

Term	Single precision	Double precision
44	1.00371	1.003712744537995
45	1.01105	1.011052914289373
46	1.00385	1.003847426551782
47	.996771	.9967717674220752
48	.989821	.989821341197319
49	.982991	.9829917919503847
50	.976391	.9763918073840196
51	.970006	.9700064564620891
52	.97619	.9761906939691556
53	.982279	.9822790518249498
54	.988274	.9882744576524112
55	.994179	.9941797070012642
56	.988447	.9884468736917938
57	.994097	.994097220191056
58	.999667	.9996674199314635
59	.994175	.9941751250825303
60	.999591	.9995916641404437
61	.99432	.994320535527038
62	.999521	.9995218478674184
63	.994454	.9944547629422736
64	.989452	.9894522268696784
65	.984512	.9845126157791284
66	.98939	.9893908652412244
67	.994209	.9942092588816995
68	.989449	.9894492700126241
69	.994152	.9941522530269801
70	.989612	.9896123792501162
71	.994049	.9940496570094238
72	.998437	.9984373562462811
73	.994098	.9940981398739195
74	.989806	.9898063466313105
75	.994051	.9940517421091345
76	.989851	.9898517519305385
77	.993963	.9939637841996351
78	.989894	.989894363663897
79	.993922	.9939220465531147
80	.989935	.9899352538455135
81	.993882	.9938819782846966
82	.997789	.9977894318339377
83	.99392	.9939204753639995
84	.997751	.9977516859171578
85	1.00151	1.001509571866428
86	1.00523	1.005231838043667

Table 1 (c)

Comparison of single precision and double precision, where an arithmetic operation processor was/wasn't used.

Term	Single precision	Double precision
87	1.00892	1.008919153364782
88	1.00527	1.005266138651305
89	1.00889	1.008885485026409
90	1.0053	1.005299192042859
91	1.00885	1.008853029886286
92	1.01237	1.012374994744571
93	1.01583	1.015834898548084
94	1.0124	1.012405212245038
95	1.0158	1.015805204294378
96	1.01243	1.012434396726148
97	1.00909	1.009092276881904
98	1.01241	1.012406193183159
99	1.01569	1.015692377967248
100	1.01243	1.01243346442618

Table 2 Comparison of order of addition operation.

Spatial frequency (mm ⁻¹)	Single precision		Double precision
	Addition from low frequency term	Addition from high frequency term	
47	.996771	.996772	.9967717674220752
49	.982991	.982992	.9829917919503847
50	.976391	.976392	.9763918073840196
62	.999521	.999522	.9995218478674184
63	.994454	.994455	.9944547629422736
66	.98939	.989391	.9893908652412244
75	.994051	.994052	.9940517421091345
76	.989851	.989852	.9898517519305385
77	.993963	.993964	.9939637841996351

の間ではこれら3つの項が最も1に近い。第58項および第62項まで用いて補正した結果を**Fig. 1**と**Table 3**に示す。

用いても補正結果は変わらないことがわかる。したがって、第58項まで用いれば充分であるといえる。

この図と表から第58項まで用いても第62項まで

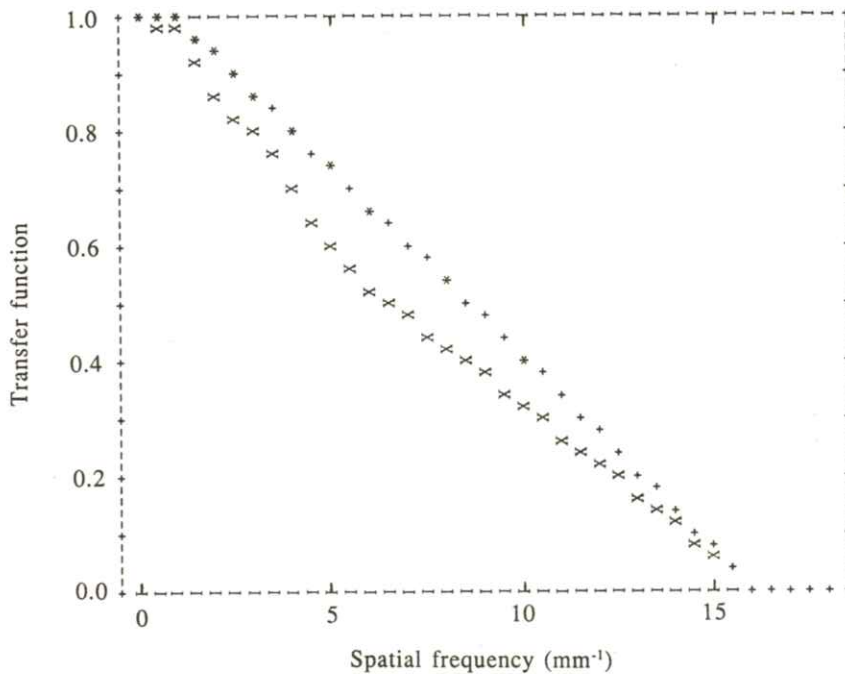


Fig. 1 The MTF determined from the straight-line-simulated square-wave transfer function by employing the Coltman's expression. The number of correction terms employed was 58 and 62.

- *: Transfer function measured by the chart method
- +: Transfer function obtained by using exponential approximation
- x: MTF obtained by employing the Coltman's expression for correction

Table 3 The MTF values determined from the straight-line-simulated square-wave transfer function by employing the Coltman's expression.

Spatial frequency (mm ⁻¹)	Corrected MTF value, the first 58 and 62 correction terms used	Spatial frequency (mm ⁻¹)	Corrected MTF value, the first 58 and 62 correction terms used
0.0	.999667	9.5	.346147
0.5	.989674	10.0	.316302
1.0	.973054	10.5	.294311
1.5	.912718	11.0	.268393
2.0	.860359	11.5	.242475
2.5	.81948	12.0	.216556
3.0	.793562	12.5	.190638
3.5	.751936	13.0	.16472
4.0	.699314	13.5	.138802
4.5	.648264	14.0	.112884
5.0	.594857	14.5	.0869658
5.5	.553492	15.0	.0610477
6.0	.526003	15.5	.0351296
6.5	.501656	16.0	9.99667E-03
7.0	.475738	16.5	9.99667E-03
7.5	.44982	17.0	9.99667E-03
8.0	.42076	17.5	9.99667E-03
8.5	.397983	18.0	9.99667E-03
9.0	.372065		

4. む す び

上述した結果から、単精度と倍精度および数値演算プロセッサの使用の有無，ならびに加算の順序は補正結果に影響を及ぼさない。

また、方形波伝達関数のMTFへの変換にあたっては第58項まで用いれば充分であるといつてよい。

しかし、0周波数での補正值の倍精度での値は小数点以下第4けたの値から、前回までの報告³⁾とはわずかではあるが異なってくる場合がある。これはプログラムの作り方の相違によるものと考えられることができるが、補正結果には大きな影響は及ぼさない。

以上数学的には正しいことが証明されているコルトマン補正式⁶⁾について、使用する上で生じる種々の問題点をシミュレーションで検討し、その有用性を実証した。

しかし、実際にチャートを用いてのMTFの測定では、高い周波数の補正項まで用いるとき、方形波伝達関数の値の高周波部分での近似方法が問題となる。この点は今後検討しなければならない。

謝 辞

有益な示唆をいただいた京都工芸繊維大学教授、金森仁志博士に深く感謝の意を表する。

計算については常葉学園浜松大学学生（現在：株式会社沖システム開発東海），鈴木規之君と小長井覚君に協力いただいた。ここに厚く感謝する。

文 献

- 1) K. Kojima and D. Y. Tsai: Bull. Gifu Coll. Med. Tech. No. 4 43 (1988)
- 2) K. Kojima, D. Y. Tsai and S. Uchida: Bull. Tokoha-Gakuen Hamamatsu Univ. No. 2 171 (1990)
- 3) K. Kojima, K. Tanaka, D. Y. Tsai and S. Uchida: Bull. Tokoha-Gakuen Hamamatsu Univ. No. 3 155 (1991)
- 4) 小島克之，蔡篤儀，田中嘉津夫，内田勝：医画情誌 8 35 (1991)
- 5) K. Kojima, D. Y. Tsai, K. Tanaka and S. Uchida: *Proc. (Vol. I) Int. Meas. Confed. Tech. Com. on Meas. Theory (TC7) 8th Int. Symp. on Art. Int. Based Meas. and Cont. (AIMaC'91) Kyoto 1991* p. 419 (The Soc. of Instrum. and Cont. Eng. of Jpn. (SICE), Tokyo 1991)
- 6) J. W. Coltman: J. Opt. Soc. Am. 44 468 (1954)
- 7) K. Kojima, D. Y. Tsai, K. Tanaka and S. Uchida: Bull. Tokoha-Gakuen Hamamatsu Univ. No. 4 193 (1992)

モンテカルロ法を用いた制動放射X線スペクトルの計算 電子のエネルギー損失のバラツキとして Gauss 分布および Landau 分布を用いたときの比較

中森伸行・山野 要・山田正良・金森仁志

京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 606 京都市左京区松ヶ崎

(1992年6月6日, 最終 1992年7月29日受理)

Calculation of Bremsstrahlung Spectra Using Monte Carlo Method — Comparison of Gaussian Distribution and Landau Distribution for Energy-Loss Straggling of Electron —

Nobuyuki NAKAMORI, Kaname YAMANO, Masayoshi YAMADA and Hitoshi KANAMORI

Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received June 6, 1992, in final form July 29, 1992)

The bremsstrahlung spectrum from a thick tungsten target is calculated using Monte Carlo method, taking into account energy-loss straggling of electrons in the target. Landau distribution and Gaussian distribution are applied to energy-loss straggling of electrons. The calculated spectra using Landau distribution are in good agreement with Birch-Marshall data of bremsstrahlung spectra, without any modification on the Bethe-Heitler cross section with an empirical correction factor discussed by Koch and Motz.

1. はじめに

医療診断でのX線撮影は、外科的な処置をすることなく人体内部を検査できる利点から、広く使用されている。しかし、X線被曝はガンを引き起こす要因になり、最近特に、被曝線量の低減化が

望まれるようになった。X線写真の画質の向上と、被曝線量の低減は、相反する関係にあるため、診断能に影響を及ぼすX線写真の画質を落とさず、患者の被曝量を最小限に抑える撮影条件を見つけることは、重要な課題である。この被曝線量および画質の良否には、使用するX線の線質が大きく

関係しているため、多くの研究者がX線のスペクトルを研究してきた。1923年クラマースは、電子が厚い膜に入射したとき発生するX線スペクトルを求める理論式を報告した¹⁾。彼のX線スペクトルの算出式は、簡便でかつ定性的に実験結果を説明できたため、広く使用されてきた。しかし、半導体検出器の出現でX線スペクトルを分解能良く測定できるようになると、クラマースの式で計算したスペクトルと実測したスペクトルとの違いが顕著になってきた。その後、量子論を考慮した制動放射断面積を求める公式が数多く報告された²⁾。しかし、これらの式が複雑であること、厚い層での電子の振る舞いが解析的に記述出来ないことのため、診断用X線管球からのX線スペクトルを計算する目的には、これらの公式は利用されなかった。その後、多くの研究者は、測定したX線スペクトルに一致するような半経験式を提案してきた^{3, 4)}。1979年、BirchとMarshallは多様な条件でX線スペクトルを測定し、様々な条件下で実験スペクトルを再現する経験式を報告した⁵⁾。この経験式は、現在最も広く利用されている。しかし、経験式は、ある特定の条件下で測定した結果に一致するようになっているため、Tuckerらの報告⁶⁾の様に、Birch-Marshallの経験式が適用できないものもでてくる。

Storm³⁾やBirch-Marshall⁵⁾は、経験式を導くとき、ターゲット内に入射した電子がターゲット内を浸透していくとともに、そのエネルギーが単調に減少していくと仮定した。ある深さでの電子のエネルギー値は、阻止能から計算され、一定の値となる。そのとき、Sommerfeld⁷⁾やBethe-Heitler⁸⁾などが量子論的に計算した色々な制動放射微分断

面積が検討されたが、計算されたX線スペクトルは、実測したスペクトルに一致しないと報告した。

電子がターゲット内を進むとき、電子は、原子核または原子に束縛した電子と衝突を繰り返す。ターゲットのある深さに到達した電子は、いろいろな経路をたどるため、その位置での電子のエネルギーは一定ではなく、分布していると考えるのが現実的である^{9, 10)}。

我々は、診断領域の多様な条件でのX線スペクトルを正確に計算するため、Monte Carlo法を用いて、ターゲット内に入射した電子を個々に追跡し、ターゲット内での電子のエネルギー分布を求め、その結果から制動放射X線スペクトルを計算するプログラムを開発した。

本論文では、ターゲット内での電子のエネルギー損失として、Gauss分布に従う方法とLandau分布に従う方法¹¹⁾でX線スペクトルを計算した。両分布で計算したX線スペクトルを比較するとともに、Birch-Marshallのデータ¹²⁾とも比較して、両分布の適用性を検討した。

2. X線スペクトルの計算方法

Fig.1のように、エネルギー E [keV]の電子が、ターゲットの表面から x [g/cm²]の深さで制動放射X線光子を生成したとする。制動放射X線の角度依存性を無視すると、ターゲット外に放出されたエネルギー k [keV]の光子の数 dn_k は、

$$dn_k = \frac{1}{k} \frac{N_0}{A} Z_{\sigma}(E, k) \exp\left(-\frac{\mu(k)}{\rho} x \cot \theta\right) dx \quad (1)$$

となる。ここで、 N_0 はアヴォガドロ定数、 A , Z ,

ρ はそれぞれ、ターゲット物質の原子量、原子番号、密度である。 $\sigma(E, k)$ はエネルギー E [keV] の電子がエネルギー k [keV] の X 線光子を発生する割合であり、 $\exp(-\frac{\mu(k)}{\rho} x \cot \theta)$ は線減弱係数 μ の物質内を制動 X 線光子が距離 $x \cot \theta$ だけ進んでターゲット外に放出される割合である。したがって、初期エネルギー E_0 で電子がターゲットに入射したとき、エネルギー k [keV] の放出光子数 n_k は、

$$n_k = \int_0^{t_w} \frac{1}{k} \frac{N_0}{A} Z \sigma(E, k) \exp(-\frac{\mu(k)}{\rho} x \cot \theta) dx \quad (2)$$

$$= \int_{E_0}^k \frac{1}{k} \frac{N_0}{A} Z \sigma(E, k) \left(\frac{dE}{dx}\right)^{-1} \times \exp(-\frac{\mu(k)}{\rho} x(E) \cot \theta) dE \quad (3)$$

となる。ここで t_w はターゲットの厚さ、 $(\frac{dE}{dx})$ は電子の阻止能である。Birch-Marshall は、この方法を元に、実測スペクトルと一致するように、単位入射電子が 1 個の原子と相互作用して発生する X 線エネルギー強度 Q を求め、X 線強度スペクトル I_k を求める経験式

$$I_k = \frac{\rho N_0}{A} \int_{E_0}^k \left(1 + \frac{E}{m_0 c^2}\right) Q \left(\frac{dE}{dx}\right)^{-1} \times \exp\left\{\frac{-\mu k}{\rho C} (E_0^2 - E^2) \cot \theta\right\} dE \quad (4)$$

$$QE/Z^2 = 0.503 - 0.94597 \left(\frac{k}{E}\right) + 0.1553 \left(\frac{k}{E}\right)^2 + 1.1632 \left(\frac{k}{E}\right)^3 - 0.6818 \left(\frac{k}{E}\right)^4$$

を導いた⁵⁾。しかし、このモデルでは、ターゲット内のある深さでの電子のエネルギーは、阻止能

で決まり、常に一定値をとる。しかし実際には、電子は、原子核と弾性散乱衝突をしたり、原子に束縛された電子と非弾性散乱を起こすため、ターゲットのある深さに到達するのにもいろいろの道程をたどる。その結果、一定の深さでも電子のエネルギーは分布する。この電子のエネルギー分布を考慮すると、式(2)は、

$$n_k = \frac{1}{k} \frac{N_0}{A} Z \int_0^{t_w} \left[\int_k^{E_0} \sigma(E, k) f(E_0, E, x) dE \right] \times \exp(-\frac{\mu(k)}{\rho} x \cot \theta) dx \quad (5)$$

となる。ここで、 $f(E_0, E, x)$ は、運動エネルギー E_0 の電子がターゲットに入射したとき、深さ x での電子エネルギー分布である。我々は、次の節で述べる方法でこの電子のエネルギー分布 $f(E_0, E, x)$ を計算した。制動放射断面積として、対象とする X 線管電圧の範囲で Koch-Motz が推奨し²⁾、3BN と記号をつけた Bethe-Heitler の式⁸⁾

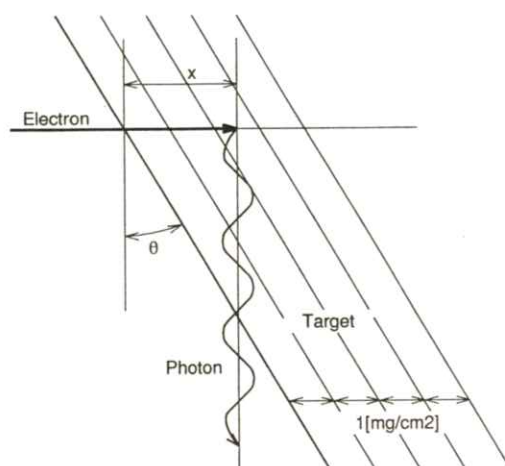


Fig. 1 Diagram showing the details of geometry of X-ray production.

$$\sigma(E, k) = \frac{Z^2 r_0^2}{137} \frac{1}{k} \frac{\rho}{\rho_0} \left\{ \frac{4}{3} - 2E_0 E \left(\frac{\rho^2 + \rho_0^2}{\rho^2 \rho_0^2} \right) \right. \\ + \frac{\varepsilon_0 E}{\rho_0^3} + \frac{\varepsilon E_0}{\rho^3} - \frac{\varepsilon \varepsilon_0}{\rho_0 \rho} + L \left[\frac{8E_0 E}{3\rho_0 \rho} \right. \\ + \frac{k^2 (E_0^2 E^2 + \rho_0^2 \rho^2)}{\rho_0^2 \rho^2} + \frac{k}{2\rho_0 \rho} \\ \times \left(\left(\frac{E_0 E + \rho_0^2}{\rho_0^2} \right) \varepsilon_0 - \left(\frac{E_0 E + \rho^2}{\rho_0^2} \right) \varepsilon \right. \\ \left. \left. + \frac{2k E_0 E}{\rho^2 \rho_0^2} \right) \right] \left. \right\} \quad (6)$$

$$L = 2 \ln \left[\frac{E_0 E + \rho_0 \rho - 1}{k} \right];$$

$$\varepsilon_0 = \ln \left(\frac{E_0 + \rho_0}{E_0 - \rho_0} \right); \quad \varepsilon = \ln \left(\frac{E + \rho}{E - \rho} \right)$$

を用いて、X線スペクトルを計算した。また、減弱係数 $\mu(k)/\rho$ として、文献13)のデータを使用した。

3. モンテカルロ法を用いた電子のエネルギー分布の計算

電子は、ターゲット物質内を通過する間に、原子核との弾性衝突や、原子に束縛した電子との非弾性衝突などの過程で、電子のエネルギーを失い、かつその進行方向を変える。本研究では、個々の衝突過程を追跡するのではなく、電子の減速過程を人工的に小区間に分割し、個々の入射電子のエネルギーがカットオフエネルギー 10[keV] 以下になるまで追跡を繰り返した。小区間進んだ後の電子のエネルギー損失を、Landau 分布または Gauss 分布として計算し、電子の進行方向を Molière の多重散乱公式^{14, 15, 16)}で決定した。

電子が1ステップに進む距離 l [g/cm²] を¹⁵⁾

$$l = \frac{\beta^2 A (1 + 3.34 \alpha^2)}{6680 (Z + 1) Z^{1/3}} \exp(B - \ln B) \quad (7)$$

$$\alpha = \frac{Ze^2}{\hbar v}$$

で計算した。ここで β は電子の速度 v と光速 c の比で、 B は Molière の多重散乱に関連した変数である。Molière の多重散乱公式を適用するためには、衝突が20回以上起こることが必要なため、 $B = 3$ とした。衝突後の電子の散乱方向の決定は、文献15)の Table II から変数 ϑ に対する累積密度関数を計算し、データテーブルとして用意した。各ステップ毎に一様乱数で変数 ϑ を計算し、式¹⁵⁾

$$\theta = \vartheta \frac{\sqrt{4\pi \frac{N_0 \rho}{A} l e^4 Z (Z + 1) B}}{\rho v} \quad (8)$$

で、各ステップでの電子の運動エネルギーに対応した実際の散乱角度に変換した。ここで、 e は電子の電荷、 ρ は電子の運動量である。電子と原子核または束縛電子との相互作用の回数は、電子の走行距離に比例する。ターゲットを Fig.1 のように 1 [mg/cm²] の厚さの層に分割し、 E_0 [keV] でターゲットに入射した i 番目の電子が、エネルギー $(E, E+1)$ [keV] で j 番目の層を l_i^j だけ進んだとき、

$$f(E_0, E, j) = \sum_i l_i^j$$

として求めた j 層での分布を、 j 層での電子のエネルギー分布とした。

3.1 Gauss 分布

入射電子と原子核との弾性散乱が原因のエネル

ギー損失は、非常に小さく、通常問題として、エネルギー損失の計算に、原子核との衝突の影響は無視する。軌道電子との衝突では、散乱電子が、入射電子か軌道電子かの区別がつかない。エネルギーの高い方を入射電子と定義すると、反跳電子への最大のエネルギー付与は、入射電子のエネルギー E の半分となる。しかも、衝突の微分断面積は、付与するエネルギーの自乗に逆比例するため、 $\frac{E}{2}$ よりはるかに小さいエネルギーを失う衝突の頻度が高いと考えられる。したがって、入射電子の進む距離が十分長い場合は、多数回の衝突が起きていると見なすことができ、電子のエネルギー分布は Gauss 分布になると予想する。原子番号 Z 、単位体積あたりの原子の数 N の物質を x だけ進んだ電子のエネルギー分布は、

$$f(E, \langle E \rangle) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\Omega} \exp\left[-\frac{(E - \langle E \rangle)^2}{2\Omega^2}\right] \quad (10)$$

となる。ここで、分散 Ω^2 を Mott の計算した原子阻止断面積¹⁷⁾から

$$\Omega^2 = \pi Z e^4 N x \left(\frac{5}{4} - \frac{3}{2} \ln 2 \right) \quad (11)$$

とした。また、電子の平均エネルギー $\langle E \rangle$ を、Bethe の阻止能の式¹⁸⁾

$$\begin{aligned} \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{\text{collision}} &= \frac{2C(m_0 c^2)}{\beta^2} \\ &\times \left[\ln \left\{ \frac{(E + m_0 c^2)^2}{2I^2} \beta^2 \frac{E}{m_0 c^2} \right\} \right. \\ &+ (1 - \beta^2) - (2\sqrt{1 - \beta^2} - 1 + \beta^2) \ln 2 \\ &\left. + \frac{1}{8} (1 - \sqrt{1 - \beta^2})^2 \right], [\text{MeV/cm}] \quad (12) \end{aligned}$$

$$C = \pi \left(\frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 \frac{N_0}{A} \rho Z$$

を使って計算した。ここで、 I は、電子の平均励起ポテンシャルで、タンゲステンでは、727eVである*。Gauss 分布を、ボックス・ミュラー法で発生させた。

3.2 Landau 分布

電子衝突を、確立は小さいが、エネルギー付与の大きい衝突（硬い衝突）と、エネルギー付与は小さいが確率の大きい衝突（軟らかい衝突）とに分けて考えることができる。入射電子の進む距離が小さいときは、エネルギー付与の大きい衝突を無視することができない。これを考慮して、最初に Landau¹¹⁾ が、さらに厳密には Vavilov¹⁹⁾ が、エネルギー E の粒子が衝突して、電子にエネルギーを付与する確率を計算した。Vavilov 分布は

$$\begin{aligned} f(\Delta, x) d\Delta &= \frac{1}{\xi} \frac{\kappa}{\pi} \exp[\kappa(1 + \beta^2 \gamma)] \\ &\times \int_0^\infty \exp(\kappa f_1) \cos(\gamma \lambda_v + \kappa f_2) d\gamma d\lambda_v \quad (13) \\ \lambda_v &= \frac{\Delta - \langle \Delta \rangle}{Q_{\max}} - \kappa(1 + \beta^2 - \gamma), \end{aligned}$$

(Vavilov パラメータ)

$$\gamma = 0.577216 \cdots \text{ (Euler 定数)}$$

$$Q_{\max} = \frac{E}{2}$$

$\langle \Delta \rangle$: 走行距離 s [g/cm²] での平均エネルギー損失

$$\xi = 0.30058 \frac{m_0 c^2}{\beta^2} \frac{Z}{A} s [\text{keV}]$$

* 平均励起ポテンシャルの値は文献で異なる。使用した値は文献 19) から引用した。

$$\kappa = \xi / Q_{max}$$

$$\lambda = \lambda_v / \kappa - \ln \kappa : (\text{Landau パラメータ})$$

である。計算では、文献 20) の付表 1.7 から、電子のエネルギー 1 [keV] 毎に、Vavilov 分布に対する累積密度関数を計算して Landau パラメータに対するテーブルを用意し、一様乱数で、散乱電子のエネルギーを決定した。

4. 結果および考察

Fig.2 は、初期運動エネルギー 100 [keV] の電子が、距離 0.75 [mg/cm²] 進んだ後のエネルギーの分布を、Gauss 分布および Landau 分布を使用して計算した結果である。Landau 分布で計算したエネルギーの分布は、非対称の分布で、そのエネルギーの最確値は、Gauss 分布で計算した分布

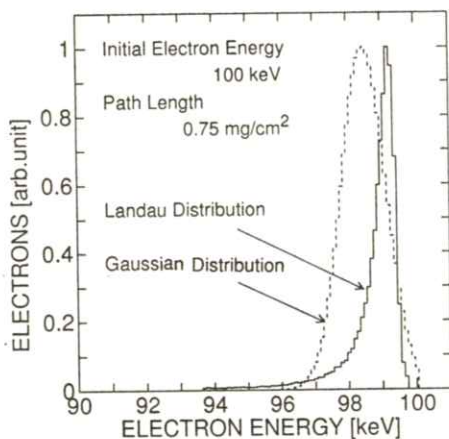


Fig.2 Energy distributions of electron after a target penetration of 0.75[mg/cm²] calculated with Landau distribution (solid line) and with Gaussian distribution (dotted line).

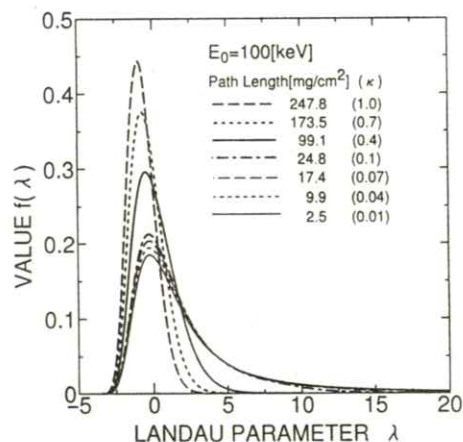


Fig.3 The change of Vavilov distribution with electron pathlength.

の値よりも 0.8 [keV] 高い。また、硬い衝突のため、短い距離を進む間にも大きなエネルギー損失を伴うことが分かる。**Fig. 3** は、エネルギー 100 [keV] の電子の進む距離を変えたときの Landau 分布の変化を示している。電子の進む距離が長くなると、Landau 分布は対称形となり、Gauss 分布に近づくことが分かる。しかし、Gauss 分布に近づくのは走行距離が 100 [mg/cm²] 以上で、エネルギー 100 [keV] の電子の飛程 29.8 [mg/cm²] 20) と比較すると、非常に大きな値である。

Fig.4 は、陽極ターゲット内の電子のエネルギー分布を示している。図では、ターゲット表面から 3 層目 (2-3 [mg/cm²]) および 10 層目 (9-10 [mg/cm²]) だけを示した。比較的表面に近い 3 層でも、深い層からの後方散乱などの多重散乱で、カットオフエネルギーまで広範囲に分布している。電子の各ステップでのエネルギー損失の最確値は、Landau 分布の方が Gauss 分布より小さいため、各層の分布の高エネルギー領域で、Landau 分布

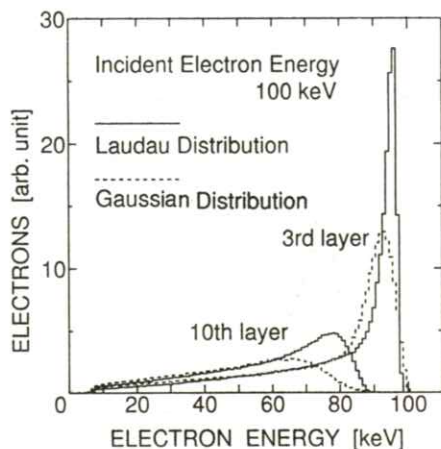


Fig.4 Comparison of energy distributions, calculated using Landau distribution (solid line) and using Gaussian distribution (dotted line), in 3rd and 10th layer of tungsten target.

の結果は Gauss 分布の結果より大きいが、多重散乱の効果で、低エネルギー領域では両者の差は小さい。**Fig.5**は、各層の電子のエネルギー分布を

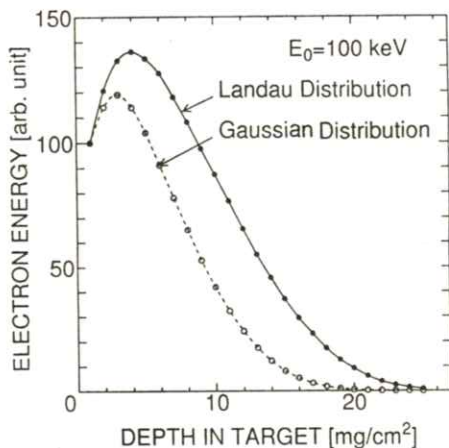


Fig.5 The variation of total electron energy at a layer with depth in the target.

積分したものを1層目の値で規格化したものである。エネルギーの積分値は1層目で最大になるのではなく、Landau 分布では4層目、Gauss 分布では3層目で最大となっている。この理由は、深い層からの後方散乱、また、表面付近では、電子は層を横切る方向(層に垂直)に進むが、内部の層では複数回の衝突で進行方向が曲げられ、同じ層内を進む電子の確率が増えるためである。

Landau 分布のエネルギー損失の最確値が Gauss 分布の場合よりも小さいため、電子は、Landau 分布では25層まで到達し、Gauss 分布での20層までと比べて、深い層まで到達していることが分かる。**Fig.6**は、各層の電子のエネルギー分布から最確エネルギー値と平均エネルギー値を計算したものである。最確エネルギー値と平均エネルギー値は、層が深いところでは、ほぼ同じ値となり、20層目で、Landau 分布では約40 [keV]、Gauss

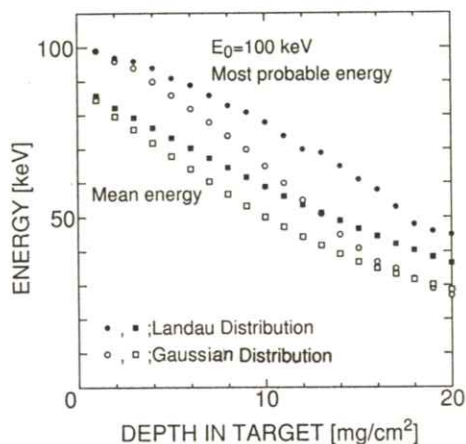


Fig.6 The variation of most probable energy and mean energy of electron at a layer with depth in target.

分布では約 30 [keV]である。Fig.5 で示したように、20層目付近では電子の存在確率は非常に小さいが、そこに存在する電子の運動エネルギーは、比較的大きいことが分かる。最確エネルギー値も平均エネルギー値も、層が深くなるにつれて、両分布に対する結果の差は大きくなっている。Fig. 7 は、陽極ターゲット表面でのX線光子数スペクトルで、3層目および10層目で生成されたX線光子、および、全ての層で生成された光子（1/4に縮小して表示）に対する分布を示している。層が深いほど Landau 分布と Gauss 分布の相対的な差は大きくなっている。また、Fig.4 のように、電子のエネルギー分布は高エネルギー領域で差があったが、光子スペクトルでは、全エネルギー領域で差が生じスペクトルの形が小さくなる。Fig. 8 は全体の光子エネルギーに対する各層で発生した光子の寄与率を示している。Fig.5 で示したように Landau 分布では深い層まで電子が到達し

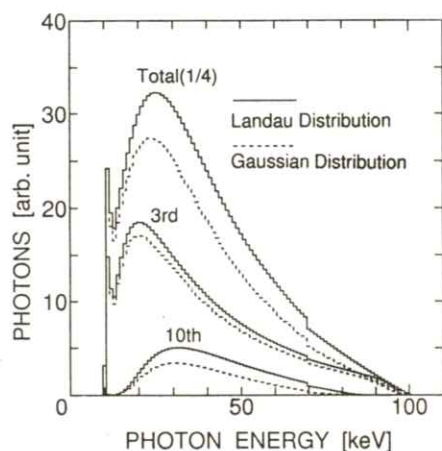


Fig.7 Photon spectra produced at 3rd layer, 10th layer and all layers, calculated using Landau distribution (solid line) and using Gaussian distribution (dotted line).

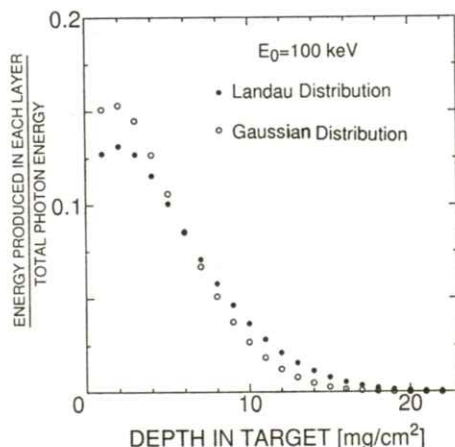


Fig.8 The fraction of photon energy produced at a layer to total photon energy.

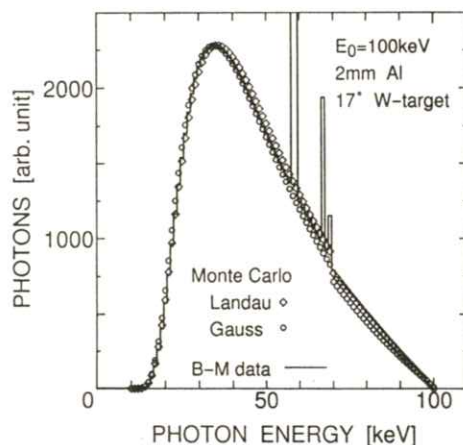


Fig.9 Monte Carlo simulation of Bremsstrahlung spectra using Landau distribution ($\diamond$) and using Gaussian distribution ($\circ$) Compared with Birch-Marshall's data ¹²⁾ (line).

ているため、深い層からの寄与があり、Gauss 分布の場合は浅い層の寄与が大きい。しかし、ターゲット内の自己吸収のため、深い層で発生した光子がより大きな割合で吸収され、電子のエネルギー分布の時と比較すると両者の差は小さくなっている。Fig.9 は、2mm-Al フィルタ通過後の光

子スペクトルの計算結果と Birch-Marshall のデータとの比較を示している。それぞれのスペクトルを、制動放射スペクトルの最大値が、Birch-Marshall のデータに一致するように変換して示した。Birch-Marshall のデータは特性X線を含んでいるが、本計算は制動放射X線だけである。Landau 分布およびGauss分布から計算したスペ

クトルを比べると、高エネルギー領域で Landau 分布が僅かに大きい。全体のスペクトルの形の差は小さい。また、Birch-Marshall のデータを比べると、Landau 分布の場合は全領域に渡って、非常に良い一致を示している。Gauss 分布の場合、高エネルギー領域で僅かに小さい値をとるが、その違いは小さい。Fig.10-a,b は、Landau 分布を用いて、それぞれ、電子の初期運動エネルギー 70keV, 140keV に対して計算した結果を、Birch-Marshall のデータと比較したものである。Landau 分布を使用した場合 Birch-Marshall の結果と非常に良く一致した。

5. 結 論

電子のエネルギー損失のバラツキを、Gauss 分布および Landau 分布としてモンテカルロ法で、X線スペクトルを計算し、Birch-Marshall のデータと比較した。本計算では、電子の進むステップをその間に電子が20回程度衝突を繰り返す距離とした。この距離は短く、電子のエネルギー損失のバラツキがGauss 分布になると仮定することはできない。そのため電子のエネルギー損失のばらつきをより正確に記述する Landau 分布と比較すると、Gauss 分布で計算した電子の分布はターゲット表面に片寄ることが分かった。しかし、X線光子スペクトルは、高エネルギー側で僅かに小さい値となることを除けば、Landau 分布の結果との差は小さい。Landau 分布で電子のエネルギー損失を計算するには、膨大な計算または、膨大なデータを用意する必要がある。厳密な計算結果を

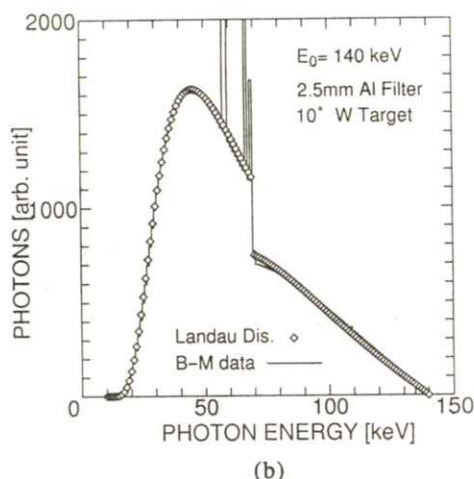
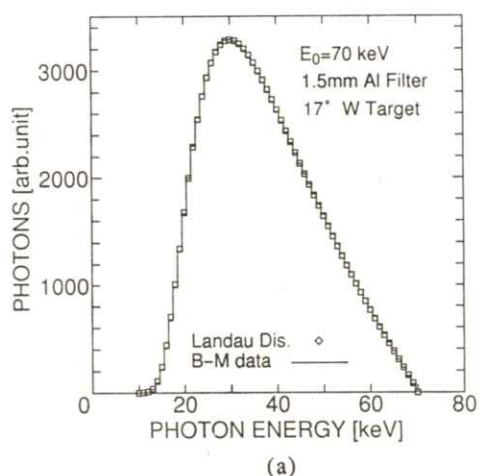


Fig.10 Monte Carlo simulation of Bremsstrahlung spectra using Landau distribution ($\diamond$) compared with Birch-Marshall's data¹²⁾ (line). (a); $E_0 = 70[\text{keV}]$, (b); $E_0 = 140[\text{keV}]$

必要としない場合は、Gauss 分布と用いても良い。Landau 分布を使用した計算結果は広い条件下で Birch-Marshall のデータと一致した。Storm や Birch-Marshall は、量子論的に導き出された制動放射断面積を用いて X 線スペクトルを計算しても測定結果と一致しないと結論し、実験に一致するように経験式を導いた。しかし、今回の計算から、微分断面積よりもターゲット内での電子のエネルギー分布を考慮することが大切であることが分かった。Birch-Marshall の経験式はいろいろな撮影条件での X 線スペクトルを簡便に求めるには大変有益である。しかし Tucker らが指摘したように条件が違えば、Birch-Marshall の式が適用できない場合が出てくる。現時点では、モンテカルロ法で各種撮影条件での X 線スペクトルを短時間で計算するのは不可能であるが、正確な解析には、モンテカルロ法を用いて、各撮影条件をシュミレーションすることが必要であると考えらる。

謝 辞

本研究は、一部、文部省科学研究費の援助を受けて行ったものである。ここに謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) H.A.Kramers: Phil. Mag. **46** 836(1923)
- 2) H.W.Koch and J.W.Motz: Rev. Mod.Phys. **31** 920 (1959)
- 3) E.Storm: Phys. Rev. **6** 6 2328 (1972)
- 4) B.W.Soole: J. Phys. B: Atom. Molec. Phys. **5** 1583 (1972)
- 5) B.Birch and M. Marshall: Phys. Med. Biol. **24** 3 505 (1979)
- 6) D.M.Tucker, G.T.Barnes and D.P. Chakraborty: Med. Pays. **18** 2 211 (1991)
- 7) A.Sommerfeld Ann. Phys. **11** 257 (1931)
- 8) H.A.Bethe and W.Heitler: Proc. Roy. Soc. **A146** 83 (1934)
- 9) L.V.Spencer and U.Fano: Phys. Rev. **93** 6 1172 (1954)
- 10) A.M.Hudson: Phys. Rev. **105** 11 (1957)
- 11) L.Landau: Phys. USSR **8** 201 (1944)
- 12) B.Birch, M.Marshall and G.M.Ardran: Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays (The Hospital Physicists' Association, London, 1979)
- 13) J.H. Hubbell: Radiation Research **70** 58 (1977)
- 14) G.Molière: Z. Naturforsch. **3a** 78 (1948)
- 15) H.A.Bethe: Phys. Rev. **89** 6 1256 (1953)
- 16) E.Hisdal: Phys. Rev. **105** 6 1821 (1957)
- 17) N.F. Mott: Proc. Roy. Soc. **A124** 425 (1929)
- 18) H.A. Bethe: Handbuch der Physik **Vol. 24** p.273 (Springer, Berlin, 1933)
- 19) P.V.Vavilov: Soviet Physics-JETP **32** 320 (1957); Transl. JJETP **5** 749 (1957)
- 20) ICRU Report 37 (1984)
- 21) 山崎文男：実験物理学講座 26 放射線 pp. 637-645 (共立出版, 1973)

I 第103回研究会記事

第103回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成4年6月6日(土) 10:30~17:00

場 所 大阪大学医療短期大学部

特別講演 10:30~11:50

本学の医用画像関連の研究と装置 大阪大学医療技術短期大学部 稲邑清也 教授
胃がんの画像処理 大阪大学医療技術短期大学部 稲本一夫 教授

見学会 11:50~12:30

同上装置の見学

研究発表 14:00~17:00

1) 虚血性心疾患における心筋SPECT画像の診断支援システムの構築(1)

SEVERITY画像の導入

藤田広志*, 片渕哲朗**, 植原敏勇**, 西村恒彦***

*岐阜大工, **国立循環器病センター, ***大阪大医

2) 虚血性心疾患における心筋SPECT画像の診断支援システムの構築(2)

画像前処理とニューロパラメータの効果

篠田光生*, 藤田広志*, 片渕哲朗**, 植原敏勇**, 西村恒彦***

*岐阜大工, **国立循環器病センター, ***大阪大医

3) 虚血性心疾患におけるファジィ医療診断支援システムの開発

片渕哲朗*, 浅居喜代治**, 松田掲三**, 和田博史**

*国立循環器病センター, **大阪工大

4) マンモグラフィにおける微小石灰化のコンピュータ自動検出

桐戸徹*, 藤田広志*, 遠藤登喜子**, 堀田勝平***, 木戸長一郎***,

佐久間貞行**

*岐阜大工, **名古屋大医, ***愛知県がんセンター病院

5) X線スペクトル測定用モニタ線量計の開発

津坂昌利*, 前越久*, 藤田広志**, 田中嘉津夫**, 堀場勇夫***, 田宮正*

*名古屋大医短, **岐阜大工, ***名城大理工

6) 陽極内での電子のエネルギー分布としてLandau分布を用いたX線スペクトルの計算

山野 要, 中森伸行, 山田正良, 金森仁志

京都工繊大

7) フラクタル次元による骨梁像の解析

石田隆行*, 山下一也**, 滝川 厚**, 荻屋公明***

*大阪中央病院, **大阪大医短, ***立命館大理工

8) パワースペクトルを用いたグリッドの散乱X線除去効果の評価

滝川 厚*, 山下一也*, 石田隆行**, 松本政雄***, 金森仁志****

*大阪大医短, **大阪中央病院, ***大阪府立高専, ****京都工繊大

Ⅱ 理事会議事録

日 時 平成4年6月6日(土) 12:00~13:00

場 所 大阪大学医療技術短期大学部

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 稲本, 松井, 山下, 田中, 樋口, 金森

- 議 題
1. 平成3年度事業報告, 決算, 平成4年度事業予定, 予算案を承認した。
 2. 第105回研究会を平成5年2月に電気通信大学で開催することに決定し, 竹中, 長谷川常務理事に企画を依頼した。第106回研究会と総会を平成5年6月に京都で開催することに決定した。
 3. 平成5年度から, 正会員の会費を値上げする理由を説明し, 年額4,000円に値上げすることに決定した。

Ⅲ 総会議事録

日 時 平成4年6月6日(土) 13:10~13:30

場 所 大阪大学医療技術短期大学部

出席者 180名(内委任状129名)

議 題 1. 上記理事会議事録1を承認した。

報 告 1. 上記理事会議事録3を報告した。

平成 3 年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	2,105,255	印刷製本費	879,620
一般会費	1,016,600	通信費	212,001
賛助会費	1,140,000	研究会費	80,000
研究会参加費	54,500	旅費交通費	446,860
雑収入	47,856	会議費	146,127
利息	27,431	人件費	84,000
		国際交流事業費	20,000
		図書雑誌費	42,843
		消耗品費	45,688
		雑費	60,148
		支出合計	2,017,287
		次年度繰越金	2,374,355
収入合計	4,391,642	支出繰越金合計	4,391,642

監 査 報 告 書

医 用 画 像 情 報 学 会

会長 内 田 勝 殿

監事 津 田 元 久 (印)

監事 小 島 克 之 (印)

平成3年度の収支に付いて、平成4年5月14日に監査を実施した。ここに、その結果を報告する。会計収支に付いては、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認める。

平成3年度内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
国 債	1,000,000	基 賞 金 費	1,000,000 30,000
繰越金及び利息	86,213	支 出 合 計	1,030,000
		次 年 度 繰 越 金	56,213
収 入 合 計	1,086,213	支 出 繰 越 金 合 計	1,086,213

Ⅳ 特別功績賞の推薦について

1. 候補者 竹 中 栄 一 氏

2. 推薦理由

竹中栄一先生は、昭和33年来、東京大学、防衛医科大学において放射線医学の研究、教育、診療に従事され、平成3年3月に退官されました。この間、本学会の基礎というべき放射線診断学（X線映画・X線TVの臨床応用、血管撮影）、がんの放射線治療、画像形成と画質など、医学放射線全般にわたり、優れた研究成果をあげられました。

本学会については昭和39年、前身の放射線イメージインフォメーション研究会の設立に力を尽くされ、以来27年の長きにわたり常任理事として会を育てることに尽力されました。とくに昭和45年から57年に至る13年間は同研究会の事実上の幹事長、財務部長として年間4回の研究会開催、その他庶務万端、会計全般を取り仕切って会の運営発展に力を尽くされました。とくに石油ショックの後には数回にわたり特別講演を実施され、その収益の寄付により学会の機関誌「放射線像の研究」の発行を継続することができました。

先生はさらに多数の学会、研究会などに関与し、会長、大会長、事務局長、創設委員など要職を勤めて、放射線医学関係の発展に顕著な業績を残されました。

ここに竹中先生の長年にわたる本学会の学術上、運営上の御功績を称え、特別功績賞をもって表彰されたく、推薦申し上げます。

V 功績賞の推薦について

1. 候補者 磯部 寛 氏

2. 推薦理由

磯部 寛先生は、昭和24年以来、42年の長きにわたって、東北大学、岩手医科大学において、放射線物理学の研究、教育に従事され、平成3年3月に定年退職されました。その間、一貫してフラッシュX線の研究に従事され、本会会誌をはじめ、Rev. Sci. Instr. 等に160編程度の論文を刊行され、放射線画像工学、放射線医学、高速度写真、等の分野に大きく貢献されました。

本会については、昭和59年に学会に昇格して以来、7年にわたって理事として本会の運営に参画され、研究会を2回東北地方で開催された他、毎回多数の演題を発表されて、本会の活性化に絶大な貢献をされました。

以上の理由により、先生が岩手医科大学を定年退職された機に、功績賞を贈呈し、その功績を称えたいと考えます。

VI 平成4年度内田論文賞の表彰選考について

1. 論文

小島克之、蔡 篤儀、田中嘉津夫、内田 勝：シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察 8巻、2号、35～42ページ

2. 推薦理由

画像装置の方形波伝達関数を測定し正弦波伝達関数すなわちMTFに変換するさいコルトマン補正が行われる。この際求めるべき補正項数については項数が多い程正確に補正が行われると考えられているが、これまで明確な基準はない。

本論文ではシミュレーションにより、適切な仮定のもとに計算に使用する補正項数とMTFの精度の関係を求めた。その結果一般には第4項までとれば十分な精度が得られること、さらに高次の項まで使用する場合、特定の項数のところで注意すべき精度の異常を生ずることを解明した。コルトマン補正はしばしば使われる便利な方法であり、実用上の問題を指摘した優れた論文である。

新 入 会 員

☆ 正会員

No	氏 名	勤務先および所在地	電 話, FAX
423	中 村 修	山梨医科大学医学部付属病院放射線部 〒409-38 山梨県中巨摩郡玉穂町下河東1110	TEL 0552-73-1111 FAX 0552-73-7108
424	関 谷 勝	新潟大学医療技術短大診療放射線技術学科 〒951 新潟市旭町通り2-746	TEL 025-223-6161 FAX 025-224-2821 内6149
425	高 山 裕 健	下関市立中央病院放射線部 〒750 下関市向洋町1-13-1	TEL 0832-31-3390
426	芦 田 信 之	大阪大学医療技術短大 〒560 豊中市待兼山町1-1	TEL 06-855-1281 FAX 06-843-7090
427	片 岡 哲 朗	国立循環器病センター 〒565 吹田市藤白台5-7-1	TEL 06-833-5012
428	佐 藤 和 彦	大阪大学医学部付属病院中央放射線部 〒551 大阪市福島区福島1-1-50	TEL 06-451-0051 内2405
429	若 松 孝 司	国立療養所宇多野病院放射線科 〒616 京都市右京区鳴滝音戸山町8	TEL 075-461-5121
430	小 山 博	㈱島津製作所医用機器事業部第二工場技術課 〒604 京都市中京区西ノ京桑原町1	TEL 075-823-1343 FAX 075-823-1369
431	原 内 一	大阪大学医療技術短大診療放射線技術学科 〒560 豊中市待兼山町1-1	TEL 06-855-1281
432	石 井 憲 一	奥羽大学歯学部歯科放射線学講座 〒963 福島県郡山市富田町字三角堂31-1	TEL 0249-32-8931 FAX 0249-33-7372

会 員 移 動

No	氏 名	変更項目	勤務先及び所在地	電話, FAX
2	青 木 哲 夫	勤務先	岩手県立胆沢病院放射線科 〒023 水沢市西町1-5	
371	中 川 浩 三	勤務先	㈱東芝医用機器事業部 〒105-01 東京都港区芝浦1-1-1	TEL 03-3457-3151
243	長谷川 武 夫	勤務先	鈴鹿医療科学技術大学放射線技術学科 〒510-02 鈴鹿市岸岡町1001-1	TEL 0593-83-8991 FAX 0593-83-9666
265	福喜多 博 義	勤務先	国立がんセンター東病院放射線部 〒277 千葉県柏市柏の葉6-5-1	TEL 0471-33-1111
250	馬 場 末 喜	勤務先	松下産業機器㈱電子機器事業部 〒561 豊中市稲津町3-1-1	TEL 06-866-8614 FAX 06-862-1654
368	松 月 久 穂	住 所	〒662 西宮市仁川町2丁目1-21-101	TEL 0798-54-5734
50	内 田 勝	住 所	〒880 宮崎市高洲町268-10 マンションリブレ905号室	TEL 0985-26-8535
		勤務先	静岡理科大学	

贊助會員名簿

平成4年9月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。(五十音順)

エックスライド鳥栖研究所

化成オプトニクス(株)

コ ニ カ (株)

三 洋 電 機 (株)

シーメンス旭メディテック(株)

(株) 島津製作所

シ ャ ー プ (株)

セイコー・イージーアンドジー(株)

築地ソフト(株)

中 央 精 機 (株)

デュポンジャパンリミテッド

芝 東 株

東洋メディック(株)

東和放射線防護設備(株)

トムソン ジャパン (株)

(株) ナ ッ ク

日本コダック(株)

日 本 電 気 (株)

浜松ホトニクス(株)

(株) 日立メデイク

富士写真フィルム(株)

松下電器産業(株)

横河メディカルシステム(株)

(計23社)

役 員

- 会 長 内田 勝（静岡理工科大）
- 顧 問 立入 弘
- 総務理事 金森仁志（京都工繊大）
- 常務理事 〔企画担当〕竹中栄一（関東労災病院），長谷川 伸（電気通信大），
速水昭宗（大阪大）
- 〔庶務担当〕田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（大阪産業大）
- 理 事 〔大学関係〕磯部 寛（元岩手医大），稲本一夫（大阪大），
佐々木常雄（元名古屋大），滝沢正臣（信州大），
山崎 武（元滋賀医大），山下一也（大阪大），和田卓郎（広島大）
- 〔会社関係〕杉本 博（東芝），高野正雄（富士フィルム），中西 猛（島津），
松井美楯（コニカ），三浦典夫（化成オプトニクス），
矢仲重信（日立）
- 監 事 小島克之（常葉学園浜松大），津田元久（東京工芸大）

編 集 後 記

103回研究会では、稲本理事、稲邑先生、山下理事をはじめ、スタッフを総動員して頂きました。関係された方々に厚く御礼申し上げます。

今年は、梅雨が長かったので、祇園祭（京都）は大雨、天神祭（大阪）は梅雨あけの後の猛暑の中でした。今夏は祇園祭の時のように涼しくなることを期待しています。104回研究会は新潟です。多数御参加下さい（K）。

編 集 委 員

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

1992年9月5日発行

金 森 仁 志（京都工繊大）
佐々木 常 雄（元名古屋大）
竹 中 栄 一（関東労災病院）
長谷川 伸（電気通信大）
山 田 正 良（京都工繊大）

編集兼発行者 金 森 仁 志
発 行 所 医用画像情報学会
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科内
電話 075 - 724 - 7412, 7422, 7436
ファックス 075 - 724 - 7400（学科共通）
振替 京都1 - 32350
印 刷 所 （株）北斗プリント社
〒606 京都市左京区下鴨高木町38 - 2
電話 075（791）6125（代）

第2回 「基礎研究の振興と工学教育」シンポジウム

——大学の改革と学術法人活性化を目指して——

1. 日 時 平成4年10月12日(月) 13:00～17:30
2. 場 所 鹿島建設K Iビル地下大会議室
東京都港区赤坂6-5-30 (☎03-5561-2111)
- 主 催 日本工学会
- 共 催 日本工学アカデミー／材料連合フォーラム／日本工業教育協会
- 協 賛 177学協会
- 後 援 文部省／科学技術庁／通商産業省／(社)経済団体連合会／日本商工会議所
(予定) ／経済団体連合会／(社)経済同友会
- 幹事学会 高分子学会／資源・素材学会／情報処理学会／テレビジョン学会／電子情報通信
学会／土木学会／日本化学会／日本機械学会／日本建築学会／日本鉄鋼協会

〔シンポジウム開催の趣旨〕

わが国の科学技術による国際貢献の声が広く国民に浸透していく中で、具体的に国富をどのような機関を対象に投入すべきかが問われるようになって来ております。このような情勢の中、わが国の科学技術政策大綱を示す科学技術会議諮問第18号「新世紀に向けてとるべき科学技術の総合的基本政策について」が総理大臣へ答申されました。その中で科学技術が経済発展の原動力であり、社会の諸問題を解決する手段であること、知的創造力を資源として立国するわが国は将来へ向けて、独創的な理論や技術を自ら構築する使命があること等の認識と、科学技術に対する夢と情熱を持った人材が多数輩出し、あらゆる分野で存分に活躍できることへの配慮が示されております。本シンポジウムはこれらの視点に焦点をあてて、広くその重要性を産・学・官・政各界へ訴え、政策実現への結実を願って開催するものであります。

—— プログラム（敬称略） ——

13:00 ～ 13:10	開会の辞	日本工学会会長	石川 六郎
13:10 ～ 14:00	特別講演 「国際貢献と科学技術」	前外務大臣・衆議院議員	中山 太郎
14:00 ～ 14:50	講演（Ⅰ）「新世紀へ向けての大学の在り方」	東北大学長・日本学術会議会員 ＜座長＞ 東京工業大学長 日本工学アカデミー政策委員長	西澤 潤一 末松 安晴
	—— 休 憩 ——		
15:10 ～ 16:00	講演（Ⅱ）「産業界から大学へ期待するもの」	経済団体連合会一折衝中— ＜座長＞ 新日本製鉄㈱常務取締役 日本工学アカデミー理事	未 定 富浦 梓
16:00 ～ 16:50	講演（Ⅲ）「若者に理工学への夢と情熱を与えるために」	日本学術会議化学研究連絡委員長 ＜座長＞ 日本工学会副会長	田丸 謙二 田中 郁三
16:50 ～ 17:20	＜問題提起＞ 「大学の改革と学術法人活性化」	日本工学会政策委員長	内田 盛也
17:20 ～ 17:30	閉会の辞	日本工学会副会長	堀 幸夫
17:30 ～ 19:30	懇親会（会場：鹿島K I ビル）		

—— 参加申込みについて ——

参加費：1,000円

参加申込：往復ハガキに氏名・年令・勤務先・同住所・同電話番号・所属学協会名・会員番号を明記した上、返信ハガキ表に通信先住所・氏名を必ずご記入下さい。

（FAXでのお申込みは受付ません）

申込期日：平成4年9月末日必着

申込先：〒107 東京都港区赤坂9-6-41

社団法人日本工学会「10月シンポジウム」係宛

参加証：参加証（返信ハガキ）を順次お送りいたしますので、当日ご持参下さい。

社団法人 日本工学会

〒107 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階

電話 03-3475-4621 FAX 03-3403-1738

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。
なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバック
ナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学 識または経験を有する者	3,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年
会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内
医用画像情報学会 会員係
電話 (075) 724-7422 (山田) 7436 (中森)
郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修. 在. 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先

勤務先

自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)

PACS研究会プログラム

日 時： 平成4年11月4日 13:40～16:40

虎の門バストラル 竹の間

東京都港区虎の門4-1-1 Tel.03-3432-7261

共 催： PACS研究会

日本学術会議第5部医用生体工学研究連絡委員会

研連フォーラム

テーマ： 「PACSのテクノロジーアセスメント」

挨 拶 金井/秋貞

1. 「医療経済とテクノロジーアセスメント」

厚生省保険局医療課 企画法令係長 広井 良典 (25分)

2. 「最近のメディカルテクノロジーアセスメント」

洛和会ヘルスケアシステム本部 情報システム部部长 鎌江 伊三夫 (25分)

3. 「IS&C (ImageSave and Carry) 展示とその評価」

慶応大学医学部 安藤 裕

4. 放射線医学用語コード統一 (中間報告)

徳島大学医学部 西谷 弘

追加発言 久田 欣一

5. 一般募集演題

「小規模PACS (Picture Archiving and Communication System)・IS&Cの経験

-わが施設のわがPACS こうやって使っている-」

座長：黒田 知純、湊 小太郎

6. まとめ 小塚/秋貞

学術国際貢献特別委員会設置される

平成4年5月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る4月15日から17日まで第114回総会（第15期3回目の総会）を開催し、新たに「学術国際貢献特別委員会」を設置しました。今回の日本学術会議だよりでは、同総会の議事内容及び3月に開催されたAASSREC執行委員会等についてお知らせいたします。

旧ソ連邦の科学者に対する緊急の支援措置について（会長談話）

平成4年2月25日
日本学術会議
会長 近藤次郎

ソ連邦が解体したことに伴い、旧ソ連邦における多くの科学者は、研究の継続が困難となり、研究組織も崩壊の危機に直面していると伝えられており、これが事実とすれば、世界に与えるその影響は計り知れないものがあると思われる。

いうまでもなく、人類の進歩にとって科学の向上発展は不可欠のものであり、その意味で、今日の旧ソ連邦の実情は憂慮に堪えないところである。

この際、我々日本の科学者は、学協会等を通じる等の方法で、旧ソ連邦の科学者に対し、能う限りの支援を行う必要があると考える。

なお、旧ソ連邦の科学者と我が国の科学者との間の一般的な国際学術交流・協力をより一層充実するための方策等については、我が国の学術の分野における国際貢献の一環として、日本学術会議において引き続き検討することとしたい。

（注）

本談話は、日本学術会議において国際交流・協力問題について調査・審議を行っている第6常置委員会から2月14日（金）の連合部会に問題提起され、各部会で検討され審議を経た後、2月25日（火）の第785回運営審議会に提案され審議されたものである。

日本学術会議第114回総会報告

日本学術会議第114回総会（第15期3回目の総会）は、4月15日～17日の3日間開催された。

第1日（4月15日）の午前。まず、会長からの前回総会以後の経過報告及び各部・各委員会等の報告が行われた。次いで、今回総会に提案されている2案件について、それぞれ提案説明がなされた後、質疑応答が行われた。

第1日の午後。各部会が開催され、午前中に提案説明された総会提案案件の審議が行われた。

第2日（4月16日）の午前。前日提案された案件の審議・採決が順次行われた。

まず、「副会長世話担当研究連絡委員会の運営について（申合せ）の一部改正」が採択された。これは、「副会長世話担当研究連絡委員会運営協議会」という名称を「複合領域研究連絡委員会運営協議会」に改めるとともに、運営協議会のより円滑な運営を図るために、必要な措置を講じたものである。

次いで、「学術国際貢献特別委員会の設置について（申合せ）」が採択された。これは、学術の分野における我が国の国際貢献の在り方について検討するための特別委員会を設置したものである。

なお、審議・採決の終了後、さきに会長談話として発表した「旧ソ連邦の科学者に対する緊急の支援措置について（平成4年2月25日）」に関連して、旧ソ連邦の科学者の実情調査のために、当会議からロシアに派遣された第6常置委員会幹事の宅間会員から、その調査結果について報告が行われた。

第2日の午後。各部会が開催され、各部における懸案事項について審議が行われた。

第3日（4月17日）午前には、各常置委員会が、午後には、各特別委員会がそれぞれ開催された。

学術国際貢献特別委員会の設置

本会議は、昨年10月に開催した第113回総会における内閣官房長官からの学術の分野における我が国の国際貢献の在り方についての検討依頼を踏まえ、今回の第114回総会において学術国際貢献特別委員会を設置した。

AASSREC執行委員会の開催

去る3月23日から26日にかけて4日間、AASSREC (Association of Asian Social Science Research Councils) 執行委員会が日本学術会議の会議室で開催された。外国代表団は前AASSREC会長で現副会長のR・トリニダード教授(フィリピン社会科学協議会)、同じく副会長代行のJ・J・スモリッツ教授(オーストラリア社会科学アカデミー)、AASSREC事務局長のD・N・ダナガーレ教授(インド社会科学協議会)、同じく事務幹事のV・K・メータ博士(同上)のAASSREC側4理事と、タイ国バンコック駐在のUNESCO人間社会科学地域アドバイザーのY・アタル博士の5名。

日本側は、現AASSREC会長の川田侃日本学術会議副会長のほか、来年9月に川崎市でKSP(神奈川サイエンス・パーク)で日本学術会議が共催して開く予定の「AASSREC第10回日本総会」の組織運営委員会委員長山田辰雄教授(慶応義塾大学、アジア政経学会理事長)、同事務局長・平野健一郎教授(東京大学、アジア政経学会前理事長)、及び日本学術会議AASSREC専門委員会幹事浦田賢治会員(第2部)の3名がオブザーヴァーの資格で参加、連日、時間を惜しむかのように、AASSRECの運営や来たるべき第10回総会の打合せなどについて、熱心な討議が続けられた。

また討議の合間を縫うようにして、外国代表団は近藤次郎日本学術会議会長表敬訪問、日本学術会議運営審議会における挨拶などのほか、川崎市にも赴き市長表敬訪問、KSP視察などを精力的に行った。日本学術会議も、近藤会長主宰のレセプションを催し、関係諸国の東京駐在大使館スタッフなどを招いて、アジア・太平洋地域における学術交流と発展のための意見交換の場を設け、友好的な雰囲気の中で談話が風発、至るところで談笑の花が開いた。

AASSRECはアジア・太平洋地域の社会科学領域における国際学術上部組織で、いわゆるアンブレラ・オーガニゼーションである。1973年にインドのシムラで「社会科学の教育・研究に関するアジア会議」が開かれた際に設立が合意され、それ以来UNESCOの協力のもとに発展を遂げてきた。AASSRECは加盟各国それぞれの文化的伝統を尊重しつつ、社会科学の研究、教育、知識の普及などを促進することを通して、この地域における社会科学の発達を図ることを目的に、加盟諸国の社会科学協議会、またはこれに類する団体(1国1会員)により構成されている。

加盟国はオーストラリア、インド、中国、ニュージーランド、フィリピンなど、1991年8月現在、15か国であるが、国(くに)会員のほかに、準会員の制度もあり、将来この地域の各国の学協会や研究所等が準会員としてAASSRECの活動に参加する道も開かれている。出版活動としては、隔年に開催される総会における諸報告やシンポジウムなどの出版のほか、定期刊行物「aassrec panorama」が年2回出されている。

AASSRECには最高決定機関である総会のほかに、会長、副会長(2名制)、事務局長の4名で構成される理事会が置かれているが、これにさらにUNESCOの地域アドバイザーが加わって開かれる執行委員会に事実上の運営権限があるようにみえる。今回、日本学術会議で開かれた会議はAASSRECとしては極めて重要な会議であったといえる。AASSRECはUNESCOによって承認された「非政府機関(NGO)」の地位をもち、絶えずUNESCOと緊密な関係を保っているが、同じくUNESCOによって承認されたNGOの地位をもつIFSSO(国際社会科学団体連盟)とも相互協力関係にある。

平成4年(1992年)度共同主催国際会議

日本学術会議では、我が国において開催される学術関係国際会議のうち毎年おおむね6件について、学・協会と共同主催している。

本年もまた、6件の国際会議を共同主催することとしており、その概要は、次のとおりである。

◆第5回世界臨床薬理学会議(7月26日～31日)

この会議は、臨床薬理学に関する研究を進展させるため討議を行い、最新の研究情報を交換することを目的として横浜市(横浜国際平和会議場)において開催される。

参加予定人数は3,000人(国外1,500人、国内1,500人)、参加予定国数は49か国。

◆第14回国際平和研究学会総会(7月27日～31日)

この会議は、平和学に関する研究を進展させるため討議を行い、最新の研究情報を交換することを目的として京都市(国立京都国際会館及び立命館大学)において開催される。

参加予定人数は450人(国外250人、国内200人)、参加予定国数は45か国。

◆第8回国際バイオレオロジー会議(8月3日～8日)

この会議は、バイオレオロジー学に関する研究を進展させるため討議を行い、最新の研究情報を交換することを目的として横浜市(横浜国際平和会議場)において開催される。

参加予定人数は500人(国外150人、国内350人)、参加予定国数は26か国。

◆国際地質科学連合評議会及び第29回万国地質学会議

(8月24日～9月3日)

国際地質科学連合評議会は、同連合の最高決定機関であり、運営事項を協議、決定することを目的とするものである。また、万国地質学会議は、地質学に関する研究を進展させるため討議を行い、最新の研究情報を交換することを目的として京都市(国立京都国際会館)において開催される。

参加予定人数は5,300人(国外3,200人、国内2,100人)、参加予定国数は94か国。

◆第9回国際光合成会議(8月30日～9月5日)

この会議は、光合成に関する研究を進展させるため討議を行い、最新の研究情報を交換することを目的として名古屋市(名古屋国際会議場)において開催される。

参加予定人数は1,000人(国外500人、国内500人)、参加予定国数は41か国。

◆第11回国際光生物学会議(9月7日～12日)

この会議は、光生物学に関する研究を進展させるため討議を行い、最新の研究情報を交換することを目的として京都市(国立京都国際会館)において開催される。

参加予定人数は1,000人(国外600人、国内400人)、参加予定国数は52か国。

御意見・お問い合わせ等がありましたら、下記までお寄せください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291



安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Konica

総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする
コニカ医療用製品群

コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2
東京1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1 千代田生命衛堂ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル
仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル
福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3 大正海上高松ビル

SANYO 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

三洋電機株式会社

お問合せ： 三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03)490-2181(代表)

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

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

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**
応用機器事業部

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 ☎(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

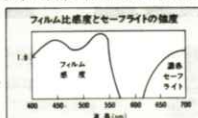
中央精機株式会社

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



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメタカレンコーティングフィルム、MRF 31とMRF 32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は欧米でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF 31とMRF 32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラストを低くせずに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、どんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF 31及びMRF 32は、デュポン製品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD : 放射線画像増感器
XMF : 放射線画像増感器
※デュポンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュポン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部
〈東日本〉 〒107 東京都港区赤坂1丁目11番29号 第2興和ビル
〈西日本〉 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興銀ビル別館

お問い合わせ、資料請求は電話で
Tel. (03) 585-5360

デュポン ジャパン



医療と健康に奉仕する東芝

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号
TEL 03(815)7211(大代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

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

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル

トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac
ナック

映像 システム
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

NEC

ネパックス



NEPACS



医用画像管理システム

NEPACS

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111 (大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



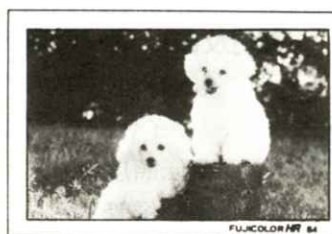
総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田 1-1-14 日立鎌倉橋別館

■ 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR



技術革新への限りない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06) 908-1121 (大代表)

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

YMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置

yms 横河メディカルシステム

本社／〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127 ☎(0425)85-5112(代表)

東北支社 (022)224-7011	北海道支店 (011)241-7613	京都支店 (075)231-3308
東部支社 (03)223-8511	北関東支店 (048)651-0301	関西支店 (06)831-7811
中部支社 (052)586-1665	東京支店 (03)223-8511	兵庫支店 (078)251-4881
西部支社 (06)831-7811	東東京支店 (03)5687-0681	中国支店 (082)230-1131
九州支社 (092)271-9800	南関東支店 (045)662-4078	西国支店 (0878)51-5875

