

放射線像研究

VOL. 2. No. 4 (通巻33号) 1973年2月

目次

研究会記事・会告	1頁
特別講演資料 第三回 国際医用物理会議(ICMP)の報告	
東大医学部 竹中栄一氏, 京都工芸繊維大 金森仁志氏	5頁
論文	
3 4-2 X線管の管電圧, 管電流とその波形による放射X線の強度変化	
京大原子炉実験所 佐藤孝司	12頁
3 4-3 軟X線領域におけるテストチャート	
芝 電 山口奉頼, 佐藤英久, 木嶋伸一, 三井記念病院 秋貞雅祥 東大医学部 藤本吉秀, 小岬義尚 東 芝 吉田熙宣	22頁
学界ニュース	29頁

賛助会員名簿

従来の名簿に代えて大きく扱わせて頂くことにしました。

目次裏，裏表紙にもあります。

Beautiful Color
フジカラー



FUJI FILM
Film & Cameras

医療用機器



富士電機製造株式会社

本社 (100) 東京都千代田区有楽町1丁目11番地 電話 東京 (211)7111(大代表)

✧電子技術で未来をひらく 松下通信工業

高品質・高信頼性を誇る———!

ナショナルX線テレビジョン装置



松下通信工業株式会社

電波機器事業部

松下通信 千222 横浜山手区綱島町880 電話045-531-1231(大代表)

第 3 4 回 研 究 会 記 事

第 3 4 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 4 7 年 1 2 月 2 日 (土) 1 0 : 3 0 ~

場 所 東京・第 6 興和ビル

特別講師 富士フィルム 田 島 又 一 氏

京都工芸繊維大 金 森 仁 志 氏

東 大 竹 中 栄 一 氏

出 席 者 (敬 称 略)

青柳泰司, 岡本紀久夫, 小泉勝三, 金森仁志, 木嶋伸一, 木下幸次郎, 斎藤一彦,

佐藤孝司, 神保昌夫, 関川 正, 高野正雄, 竹中栄一, 田島又一, 西岡敏雄,

袴田祐治, 橋本光二, 長谷川 伸, 速水昭宗, 平川宗市, 三浦典夫, 山口奉頼,

山本 昭, 吉田熙宣, 他数名

プログラム (* 印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

① 感材の最近の傾向

富士フィルム 田島又一氏

* ② 第 3 回 I C M P の報告

東大 竹中栄一氏 ; 京都工芸繊維大 金森仁志氏

③ I A E A のシンチグラフィーに関するシンポジウムの報告

東大 竹中栄一氏

研究発表

① フォトシンチグラムの濃度特性 (リニアリティーと S/N)

芝電 木嶋伸一, 山口奉頼 ; 東大医 宮前達也

* ② X 線管の管電圧, 管電流とその波形による放射 X 線の強度変化

京大原子炉実験所 佐藤孝司

* ③ 軟 X 線領域におけるテストチャート

芝電 佐藤英久, 山口奉頼, 木嶋伸一 ; 三井記念病院 秋貞雅祥 ;

東大医 藤本吉秀, 小嶋義尚 ; 東芝 吉田熙宣

会 告

—— 第 3 5 回 研 究 会 に つ い て ——

第 3 5 回 研 究 会 は 下 記 の よう に 開 催 い た し ま す。

日 時 昭 和 4 8 年 3 月 1 0 日 (土)

場 所 名 古 屋 大 学 医 学 部

—— 新 入 会 員 ——

下 記 の 方 々 を 会 員 と し て 迎 え ま し た。

氏 名	〒	勤務先および所在地	Tel
吉 田 熙 宣	2 1 3	東芝玉川工場レントゲン部 川崎市高津区久本30	044-83-1111
K. Rossman		Arrgonne Cancer Research Hospital The University of Chicago 950 East 59th Street Chicago, Illinois 60637	

—— 住 所 変 更 ——

氏 名	〒	勤務先および所在地	Tel
吉 本 清 一	8 1 2	九大病院放射線部 福岡市東区大字堅粕1276	
青 柳 泰 司	1 4 3	東邦大医学部放射線科 東京都大田区大森西6-11	
松 本 達 周	1 0 0	日本生命東京診療所 東京都千代田区有楽町1-12	03-503-0311 ☎291
宮 前 達 也	350-04	埼玉医大放射線科 埼玉県入間郡毛呂山町	
土 井 邦 雄		Arrgonne Cancer Research Hospital The University of Chicago 950 East 59th Street Chicago, Illinois 60637	

— 第 16 回 委員会 議事録 —

日 時 昭和47年12月2日(土)16:00～

場 所 東京・第6興和ビル

出席者(敬称略)

金森仁志, 木下幸次郎, 高野正雄, 竹中栄一, 長谷川 伸, 山口奉頼

議 事 1) 次回予定

第35回研究会は2月下旬～3月上旬, 名古屋において開催することとした。

2) 会費について

繰越赤字対策として会費増額が議題となり、会員の意向をアンケート調査することとした。

3) 賛助会員について

赤字対策として賛助会員をふやすよう関係会社と交渉することにした。

Canon

キヤノン株式会社

東京都中央区銀座5-9-9〒104

☎ 572-4251 (大代表)

情報化時代をになう感材製品



小西六写真工業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電 (270) 5311 大代表

<営業所> 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731

札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

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
宇 部 21-5486 札 幌 231-8811 仙 台 21623131
鹿児島 22-7087 秋 田 33-7844 松 山 43-3088
放射線事業部 京都市中央区西ノ京築原町1 (075) 811-1111

東京(03) 292-5511
名古屋 563-8111
広島 43-4311
高 松 31-2726

技術のシバデン!!

X線 TVカメラ装置
患者監視用 TVカメラ装置
電子顕微鏡用 TVカメラ装置



芝電気株式会社

本社 〒100 東京都千代田区内幸町2-1-6 日比谷会館ビル T E L 03 591-4241 代表
八王子事業所 〒192 東京都八王子市大和田町1644 T E L 0426 42-0111 大代表

第3回国際医用物理会議（ICMP）に出席して

東大医学部放射線医学教室 竹 中 栄 一

1. ICMPとIOMP

昨年、7月30日～8月4日、スウェーデン、ゲーテボルグで開催された第3回国際医用物理（医用工学を含む）会議（ICMP）に出席したので、その会議について一部報告する。著者はこの会議に出席するまでICMPとかIOMPについてよく知らなかった。ただ3年位前、志賀達雄教授（駒沢大学）が日本医学放射線学会関東部会で参加報告されたのを覚えている位である。

IOMP (International Organization for Medical Physics) は1966年第1回、1969年第2回で今回が第3回である。Delegate を送っている国は、1972年現在 Canada, DDR, Hungary, Israel, Poland, South Africa, Sweden, United Kingdom, U.S.A. である。（米、英は代表2名ずつ）従って正式参加国は少なく、国際的な規模で Organization しようとしてIOMPがある。（会長 J.S. Laughlin—Prof, Memorial Sloan—Kettering Cancer Center, U.S.A. 副会長 R.I. Magnusson, Prof of Appl, Electronics, Chalmers 工科大）である。その他代表を送っている国は、ギリシャ、ポーランド、ブラジル、アルゼンチン、ベルギー、日本、メキシコ、チェコスロバキヤである。IOMPの下でICMP (International Conference on Medical Physics, including Medical Engineering) が開催され、発表論文の範囲は、放射線物理として、線量測定、放射線診断、核医学、放射線生物学を含み、一方医用工学の臨床的応用として、コンピューター臨床応用、医学的運動補具、超音波医学、トランスジューサー、患者のモニタリング、テレメトリーモデリングおよび生理学的機器に関するものを主なテーマとしている。今回の論題のテーマ中シンポジウムは、ME関係3テーマ、放射線物理関係は① clinical neutron dosimetry, ② Cyclotron production and medical application of short-lived Radionuclides, ③ 骨髄物質の測定、④さらに Pattern recognition と数学的 image processing の7つである。全論題群はシンポジウムを除き39群である。内ME関係9群、放射線

治療 4, 防護 1, コンピューター関係 3, 線量測定 5, 核医学 4, 放射線生物 2, 共通その他 7, 診断関係 4 である。

日本からの出席, および発表者は金森仁志(京都工繊大, 電気工学放射線像の情報量), 奥村寛(愛知ガンセンター, 細胞増殖の放射線効果の数学的解析), 齊藤正男(東大工学部電子工学, 生化学研究室オートメーションの実験的研究), 野瀬幸彦(北大出身, Cleveland Clinic Foundation, 人工臓器科)(biocompatible 物質を作る仮定的プロセス—"biolization")である。

学会は1日5会場で行なわれ, 見学, エクスカーションもあり, 十分な報告をすることはできないが, 2, 3, 気付いたことを書く。

(2・2) XeroxをX線用にするのに感度が悪いので Plane-parallel ionization chamber を使用して感度を補うとする方法の基礎的実験である。現在のフィルム増感紙系に代りうるのはまだ遠い。

(2・3) 診断用X線管電圧を測定したもので, Ardran の Crook の Penetrator による方法を用いて, その他の測定方法と比較した。80 KVp の施設では±1.5 KV, の差があった(60 KVp ~ 100 KVp 迄)。外国では診断用X線質についていろいろ研究されており, 我国の学ぶべき所である。

(2・4) rare-earth フォイル($\frac{1}{2}$ mm)を用いて透過させコントラストを40%あげ皮フ線量を減少させることができたというが, 相対的な monochromatic X線である。

(2・5) XTVのとき毎秒コマ数と同期して, rotating shutter を使用して患者の被曝線量を減少させようとするものである。cylindrical shutter をX線管に付けるものであるが, TVの蓄積効果を利用できなくなること S/N の点が問題であろうと思う。

(2・6) Dümmling のTV技術を利用した新しい断層撮影法とホログラフィー技術を組合せたもので患者の被曝線量を少なくし, かつ任意の断面を抽出できる優れた方法である。

(2・8) TV技術を応用した新しいキモグラフィーである。ECG, PCGと心臓の腫瘍X線透視像と同時にVTRにとり, 再生像に電気的マスクを設定し, その中の光量を積分ピックアップし, ECG, PCGと同時に任意の点のKyGを抽出するものである。Lissnerの方法と同様であり, displayの改善のみにすぎぬ。

(2・9) 原理は上と同じ様な方法である。

(2・10) MTFの名称をつけた唯一の発表だが, 断面像でMTFを多軌道のときと linear では差がなく装置の精度できまり, 軌道差は関係しないという。これは著者の実験

2. DIAGNOSTIC RADIOLOGY: EQUIPMENT AND METHODS

HALL VB, Monday, July 31, afternoon

Chairman: H. Wallman

Co-chairman: N. A. Bailly

- 2.1 A multiple image subtraction technique for enhancement of periodic fluoroscopic images
J. R. Cameron, C. A. Mistretta, M. G. Ort, P. R. Moran (ワイスコンサス大. 米)
- 2.2 Electrostatic imaging methods in diagnostic radiology
H. E. Johns, J. W. Boag (カナダ. 英)
- 2.3 The measurement of diagnostic X-ray tube kV
J. Law (ロイヤル・インフヰー. 英)
- 2.4 Monochromatic radiation in diagnostic radiology
A. Hue, E. J. Sternglass (ペンシバーク大. 米)
- 2.5 Fluoroscopic dose reduction by scanning X-ray beams
F. B. de Friess, T. F. Walser (北カリフォルニア大. 米)
- 2.6 Tomosynthesis: Holographic methods for variable depth display
H. J. Schmitt, M. Kock (GmbH. 独)
- 2.7 A video-roentgenography system for special procedures and the acquisition of quantitative data
N. A. Bailly, E. C. Lasser, R. L. Crepeau (カリフォルニア大. 米)
- 2.8 Video kymography: An improved method for electrokymography
B. Lindberg (ホルマール工科大学. 瑞)
- 2.9 Technical principles of a new cinodensitographic equipment
P. Tarkka, C. G. Standertskjöld-Nordenstam (ヘルシンキ大. フィンランド)
- 2.10 Modulation transfer function in the study of thin cut tomographic motions
E. I. Holodny, R. A. Brinker, W. P. Kowalsky, R. L. Van Heertum (聖ビニセント病院. 米)

9. METHODS IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

HALL VB, Tuesday, August 1, morning

Chairman: F. O'Foghludha

Co-chairman: P. Edholm

- 9.1 The airgap technique and its effect on radiographic detail and contrast
M. A. Greenfield, N. Chitchakkol, A. M. Y. Young (ベトナム・アドミニスツレーション. 米)
- 9.2 A critical look at radiographic magnification
G. U. V. Rao (ジョン・ホプキンス大. 米)

- 9.3 The dependence on photon energy and exposure of the X-ray pattern derived from a simple phantom
I. A. Lerch (シカゴ大. 米)
- 9.4 Comparison of the calculated object X-ray pattern with its radiographic image intensity distribution
I. A. Lerch, A. G. Haus (シカゴ大. 米)
- 9.5 The evaluation and selection of optimum factors for cine-radiography
P. N. Goodwin (コロンビア・ユニヴァーシティー. 米)
- 9.6 Rapid thrombosis of intracranial aneurysms with electronic radiography
D. Sashin, P. Zanetti, A. Porti (ペンシバーク大. 米)
- 9.7 A fluoroscopic polaroid technique for dose reduction in pelvimetry
D. Sashin, J. Mazer, S. S. Yaniv, E. J. Sternglass (ペンシバーク大. 米)
- 9.8 Earth-satellite transmission of fluoroscopic and radiographic images
F. O'Foghludha, R. G. Lester, D. S. Friedman, H. R. Pedolsky (デューク大. 米)
- 9.9 Thermography as a screening test for breast cancer: Physical problems
C. Jones (ロイヤル・アースタン病院. 英)

25. SCANNERS AND GAMMA CAMERAS: EQUIPMENT

HALL VB, Wednesday, August 2, afternoon

Chairman: G. J. Hine

Co-chairman: K. J. Vikterlöf

- 25.1 Radio nuclide imaging — with particular reference to display performance
J. R. Mallard, W. I. Keyes, P. F. Sharp (バークマン大. 英)
- 25.2 A dedicated fully-automated gamma imager
G. J. Hine (ベトナム・アドミニスツレーション. 米)
- 25.3 Three dimensional imaging of radionuclides by detection of cascading gamma rays in coincidence at 90°
M. D. Powell, W. G. Monahan (カリフォルニア大. 米)
- 25.4 Physical evaluation of a tomographic scintillation camera
S. R. Amtey, M. E. Read, R. R. Sankey, A. Miale, Jr. (マリアミ大. 米)
- 25.5 Absolute organ activity scanning with positron-emitting radionuclides
W. G. Monahan, L. P. Clarke (スローン・ケタリング病院. 米)
- 25.6 Automatic scanning speed modulation
S. P. Tsialas, A. S. Sgouridis, D. Ikkos, C. C. Alevizaki (原子力委員会. キリニア)
- 25.7 An annular collimator for scanners
L. T. Kosnik, J. Mantel, F. C. Stebner (アインスタット大. 米)
- 25.8 A new rapid sequence imaging device for use with a gamma camera
P. W. Walton, R. F. Gramm (バージニア大. 米)
- 25.9 Wire spark chamber gamma rays imaging system for bio-medical use
D. P. Dubey, S. K. Jain, U. Nath, R. Singh (バンジャラ大. 印)

27. IMAGE PROCESSING IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

HALL VM, Wednesday, August 2, afternoon

Chairman: H. Kanamori

Co-chairman: C. Carlsson

- 27.1 Electronic and optical methods of information processing applied to X-ray photography
W. H. Bloss (Stuttgart, BDR)
- 27.2 Information capacity of radiographic images
H. Kanamori (Tokyo, Japan)
- 27.3 Spatial frequency spectra of the radiographic images by the use of analogue computer and laser light diffraction with ITV
E.-I. Takenaka (Tokyo, Japan)
- 27.4 Dose and image quality calculation for chest X-ray examinations
L. Koblinger, P. Zaránd (Budapest, Hungary)
- 27.5 Advantages of the use of a dodger in roentgen diagnostic examinations. Calculations by a Monte Carlo technique
L. Kusoffsky, C. A. Carlsson, P. R. Edholm (Linköping, Sweden)

31. SCANNERS AND GAMMA CAMERAS: METHODS

HALL VB, Thursday, August 3, morning

Chairman: J. R. Mallard

Co-chairman: Y. Naversten

- 31.1 A system for processing scintigraphic images and evaluation of organ parameters
Y. Naversten, T. Gustafsson, T. Möller (Lund, Sweden)
- 31.2 Computer processing of gamma camera images in batch mode at a commercial computer center
A. Skretting, T. Björnerud (Oslo, Norway)
- 31.3 Improving the sensitivity of brain scanning by computer analysis
D. J. Dowsett, B. J. Perry (Aachen, Germany)
- 31.4 Versatile computer systems for analysis of scintigrams
K. J. Vikterlöf, E. Berne, B. Liljenfors, K. W. Beckman (Elekta, Sweden)
- 31.5 Temporal and spatial analysis of liver and pancreas scans using a gamma camera and small computer systems
A. Balasubramanian, C. J. Hayter, A. H. Smith (Zemlin, USA)
- 31.6 Important aspects of liver investigation in nuclear medicine
R. F. Iñouid (Westminster, USA)
- 31.7 Area and profile scanning for the estimation of thyroidal uptake of ^{125}I
R. Oliver, H. I. Glass, A. W. G. Goolden, E. D. Williams (Birmingham, USA)

- 31.8 ^{67}Ga studies for tumour localisation
K. C. H. Blake, M. Berelowitz (Fulda, Germany)
- 31.9 Dynamic scanning studies on canine osteosarcomas
M. Goldman, A. C. Dixon (California, USA)
- 31.10 Advantage of sequential scintigraphy with a gamma-camera in renal diseases of children
J. Holan, V. Galanda, J. Buchanek, J. Péc (Prague, Czechoslovakia)

36. SYMPOSIUM ON PATTERN RECOGNITION AND MATHEMATICAL IMAGE PROCESSING

HALL VB, Friday, August 4, morning

Chairman: R. S. Ledley

Co-chairman: P. D. Lawrence

- 36.1 Instrumentation for pattern recognition and associated software
R. S. Ledley, L. S. Rotolo (New York, USA)
- 36.2 Computers in nuclear medicine
H. N. Wagner, Jr., T. K. Natarajan (Chicago, USA)
- 36.3 A computer system for digital image processing
K. Hedström, H. Lundquist (Stockholm, Sweden)
- 36.4 A simple physiological and statistical model for perception of objects in a noisy image
P. R. Moran (New York, USA)
- 36.5 Semiautomatic recognition and analysis of synapses
J. A. Ungerleider, F. E. Bloom, R. S. Ledley (New York, USA)

43. PATTERN RECOGNITION IN MEDICINE

HALL VM, Friday, August 4, afternoon

Chairman: P. W. Neurath

Co-chairman: K. Hedström

- 43.1 Computer system for differential white blood cell counting
P. W. Neurath, G. Gallus, E. Vastola
- 43.2 Colour measurement and white blood cell recognition
E. S. Gelsema, B. W. Powell
- 43.3 Pattern classification of irradiated chromosomes
S. Shipkovitz, C. C. Li, R. Ranshaw, N. Wald
- 43.4 The identification of patients and the categorization of diseases. Some applications of discriminant and cluster analyses to medical problems.
D. Herbert, F. Gydesen, D. Venzon

などと異なる。

(9・1) Groedel 技術をSFD, 110KVp, SFD, 10フィート, 150KVp で比べたものであり, 目新しいものではないが, 我国でも見直されている(徳大, 河村)。

(9・2) 0.3×0.3の焦点を用い, 運動, スクリーン, Groedle 法などを検討したものでとくに新しいものではない。

(9・3)(9・4) A₀柱(厚さ20cmのルサイト中)のX線光子のエネルギーをかえたときの一次線の透過率, コントラストを測定し実測値と quantum sensitivity の変動を比較している。診断の線質は我国では余り研究されていないが, 米国, 英国, スウェーデンでも良く研究されているのは学ぶべき事だろう。

(9・7) polaroid 使用で胎児被曝を減少させるというもの。

(9・8) 人工衛星(ATIS-1)と50,000マイルはなれたNASA基地との間の電送透視像とX線写真像に関する実験報告である。

(25・1) RI系はdisplay系が多様なので, 診断心理学的にその性能を定めるために, オシロ像, ポラロイド像, デジタルに蓄積された再生像などで再生像視覚試験を行なっている。提示系の評価は最近の新しい方向で各所で行なっている。

(25・2) autoimagerはコリメーター検出系(スキャン型)の自動化をすすめたものでシンチカメラに代りうるという(5インチNaI(T_L), 長焦点コリメーター1250 cm/min, 走査自動化などにしたもの)。

(25・3) γ - γ coincidence を75Seのdetectに利用したもの。相当よい解像力を示す。

(25・4) シンチカメラ・トモのときの画質の評価を静止のときのMTFとの比較で行なったものである。トモのMTFを静止のMTFから計算して比較している。

(25・5) 単孔ホールコリメーター(20cm深さでFWHM 2.5cm)を囲い, ポジトロンスキャンをして, 臓器の activity をはかる。

(25・6) 統計変動に応じ速度を加減する。結果として所要時間の短縮になるという。

(25・7) 多数の環状コリメーターを使用すると, 従来のものより解像力良好, 焦点面の感度大になるとのこと。

(25・8) カメラは35mモーター駆動, シネ・VTR手動ホラロイド, マグネチックテープなどで連続に撮影できるが, 電氣的に画像をマトリックス状に撮影するようにした。

- (3 1 ・ 1) Metz のフィルタリングに工夫をしている。
- (3 1 ・ 3) 正常パターン・ライブラリーから選んだもので、サブトラクションをとり一定限度内の異常を検出するもの。
- (3 1 ・ 4) マニュアルで任意点をえらびその摂取率を比較するもの。
- (3 1 ・ 6) 形状の因子分析とファントムによる2つのシンチカメラのプロセッシングの比較である。
- (3 1 ・ 7) ^{99m}Tc の使用は1971年IAEAパネルで報告されているし、我国でももっと使用されてよい。
- (3 1 ・ 8) ^{67}Ga の0.09 MeV γ を使用した報告である。
- (3 6 ・ 1) 全ての医用画像処理システムでX線像FIDAC (デジタルオートマチックコンピュータへのフィルム入力) を介する。これはF.S.S. による。ソフトウェアは不明、標本像の方が優れている。
- (3 6 ・ 2) 皆承知の通りで特に新しいものはない。
- (3 6 ・ 3) 核医学用のもので周波数領域でFFTで低周波、バンドパス・フィルタを行なう。他にウィナーフィルタなど自由にできるとのこと。
- (3 6 ・ 4) 放射線像におけるRoseの式の応用である。所謂S/N閾値に関する新しい提案である。
-
- (4 3 ・ 1) フライイング・スポットスキャナーを使用し、走査弁別する。その特徴により鑑別するものである。
- (4 3 ・ 3) 染色体のパターン認識においてCRT使用、シングルスキャン系を用いて面積、累積濃度、周囲、主中心、副中心に関するモーメントなどの組合せによる第一分類後の第二分類に強度プロファイルのFFTによるスペクトルを用いている。Fragmentの分類、区別に用いている。

第 3 回 I C M P 報 告

京都工芸繊維大学 金 森 仁 志

筆者は、折よく、スイスに滞在していたので、この会議に参加する機会を得た。会議の内容については、竹中氏が報告されているので、ここでは、筆者が座長を仰せつかったセッション 27 の内容と、全般的な感想をのべる。

このセッションは *Image Processing in Diagnostic Radiology* と題するもので、5つの講演がおこなわれた。

1. は特別講演で、フラウンホーファー回折像で周波数空間でフィルターをかけて、さらに計算機で補正をおこない、最後に出てきた濃淡であらわすかわりに、色を変えてカラーテレビに写し出す研究の紹介であった。殆どが発表者の研究室の成果であった。カラーを使うと、白黒よりも見易く、情報量も増加するであろうから、今後、この方式が発展するものと思われた。中でも、腎臓結石を色を変えて写し出した像が印象に残っている。

2. は、筆者の論文、3. は竹中氏の論文で、本会でも、研究発表されたり、将来されるものであるから説明を省略する。

4. は題目の割には内容がとぼしく、像質を表示する方法が不明確であった。

5. は、水ファントムを使ったとき、散乱線によって、像のコントラストが如何に悪くなるかと云う事を、モンテカルロ法で計算し、実験値と比較したものである。いずれ *Acta Radiologica* に発表される筈である。

この会議は内容が広すぎて、各々のセッションで、その方面の世界中の研究者が集まると云う性質のものではなかった。国際会議も数がふえたので、一流の学者がいつも関係ある国際会議に出席すると云うわけにはいかない。むしろ放射線像だけの小規模な国際会議が開催される事を切に望んだ次第である。シカゴの Rosman 研も参加予定であったが、種々の事情で来れなかったとの事で、非常に残念であった。

R I I 研究会での地味な研究は、国際舞台に出しても決して恥しくないと思うので、次回（1976年、オタワ）には、是非、誰かが参加されて、本研究会の海外紹介に役立ててほしいものである。

今回は、名古屋の奥村寛氏も参加された事をつけ加えておく。

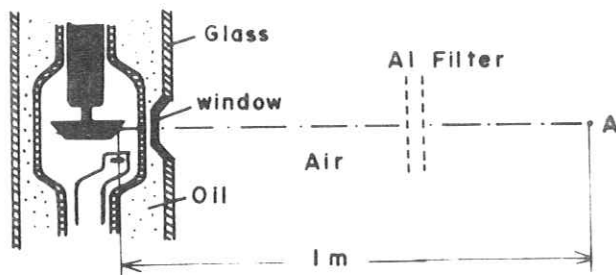
X線管の管電圧、管電流とその波形による 放射X線の強度変化

京都大学原子炉実験所 佐藤孝司

X線診療時にX線管球より種々の動作条件のもとに放射されるX線の物理量（X線の強度、照射線量、及びそれらのエネルギースペクトル、平均エネルギー等）は、X線の撮影理論の解明や、画像の研究に不可欠のものであるが、実際には条件により複雑に変化するので、いまなおよく知られていない。今回、これらの物理量をX線の発生、吸収理論をもとに多群エネルギー計算により数値解析を行ない、X線管の管電圧、管電流とその波形による特性の違いにつき比較検討を加えた。

1. 計算方法及び計算条件

1) 計算処理に使用するX線管として一般診断に広く用いられている第1図、第1表の構造の油浸式回転陽極X線管を選び、X線管ガラス、油、放射窓、空気、アルミフィルターについて厚さ（ x ）、及び各エネルギーでの吸収係数 $\mu(E)$ の値を計算機に入力する。



第1図 標準X線管

2) 管電圧及び電圧波形は波高値20KVp から150KVp までの直流、12パルス、6パルス、単相全波（単相半波、自己整流も結果は同じになる）の4種類とする。

3) 管電流は平均値で表わし、管電流波形は管電圧波形とX線管のV-i特性（主として加熱状態により変化）により変化するので管電圧波形に比例する場合（p）、と管電圧波形で飽和する場合（s）の2条件とする。したがって各管電圧について管電圧波形、管電流波形で7種

第1表 標準 X 線管の構造

陽 極	タングステン	
ガ ラ ス 窓	硼硅酸ガラス	
	B ₂ O ₃ 22.5%	ρ = 2.25
	Al ₂ O ₃ 2.8%	d = 1.5 mm
	SiO ₂ 68.2%	
	Na ₂ O 3.6%	
	K ₂ O 3.0%	
油	ナフテン系鉱物油	ρ = 0.88 d = 7.0 mm
放 射 窓	エポキシ樹脂	ρ = 1.17 d = 3.0 mm
空 気		ρ = 0.0012 d = 1 m
フ ィ ル タ ー	ア ル ミ	ρ = 2.7 d = 0 ~ 20 mm

類の組合せとなる。

- 4) 計算の基準は管球焦点より 1 m 離れた空間点とし、値は管電流電気量 1 m AS に統一した。
又 X 線吸収体からの散乱附加は加わらないものとし、焦点外 X 線も考えない。

X 線管の焦点より発生する X 線は制動 X 線と特性 X 線があり、この中で主役をしめる制動 X 線の発生強度スペクトル $\psi(E)$ は診断用 X 線の範囲では Kramers¹⁾ の理論式(1)がスペクトルの実測値とよく一致しているのが確かめられている。^{2,3)}

$$I_{\nu} = i \frac{8\pi}{3\sqrt{3}} \frac{e^2 h}{\ell e^3 m} Z(\nu_0 - \nu)$$

$$= i \times 4.95 \times 10^{-50} Z(\nu_0 - \nu) \quad (\text{erg}) \quad (1)$$

但し i : 電子数, m : 電子の質量,
 ℓ : 管電圧により定まる定数 ≈ 6
 Z : 陽極材料の原子番号

これを管電圧 (E_{ϕ}), 管電流 (i_{ϕ}) により変数変換すると

$$\psi(E) = 1.45 \times 10^{-4} \times Z(E_{\phi} - E) \quad (\text{erg/cm}^2 \cdot \text{mA} \cdot \text{keV}^{-2} \cdot \text{at } 1 \text{ m}) \quad (2)$$

となり管球動作条件がきまれば $\psi(E)$ を計算できる。

又、管電圧70KVp以上でタングステン陽極から同時に発生する4本の単色X線の含有量については Hettinger⁴⁾等の直流での実測値があり、この値に管電圧、管電流、フィルターの修正をして含有量を計算し制動X線のスペクトルに加えた。

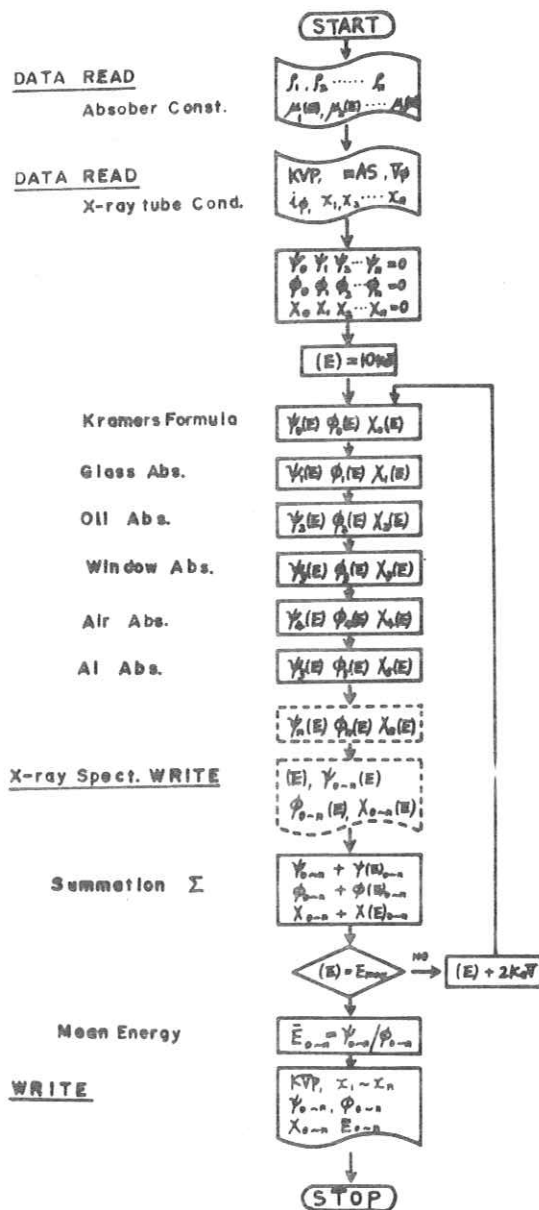
これら管球焦点より発生したX線は空間に放出されるまでにX線管ガラス、油、放射窓、フィルター等によるX線の減弱を受ける。この量は各吸収体の厚さ(x), とエネルギー吸収係数 $\mu(E)$ により計算でき、通過したX線の強度スペクトル $\psi(E)_n$ は(3)式となる。

$$\psi(E)_n = \psi(E) \exp(-\mu_1(E)x_1 - \mu_2(E)x_2 - \dots - \mu_i(E)x_i) \quad (3)$$

又全体のX線の放射強度 ψ は $\psi(E)_n$ を全エネルギーについて積分して得られ、照射線量はX線強度 $\psi(E)$ と線量 $X(E)$ の変換により、又X線の透過力を表わす平均エネルギーは全強度 ψ と全光子数 ϕ から求められる。

これらの数値計算はエネルギー ΔE は2KeV, 管電圧、管電流波形は1周期を60等分して行なった。

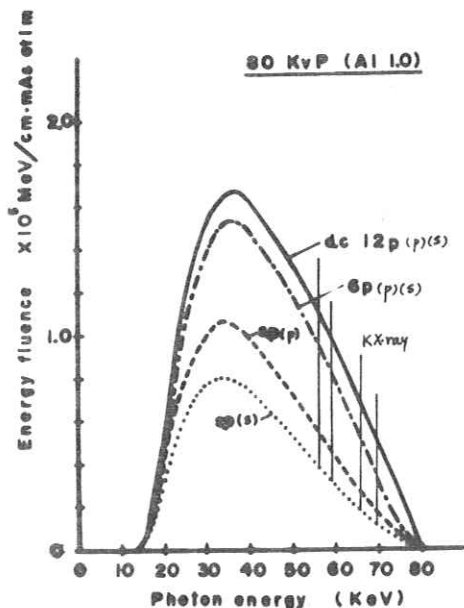
なお用いた計算機は OKITAC 4300, 言語は8K Fortranである。第2図に計算処理のフローチャートを示す。



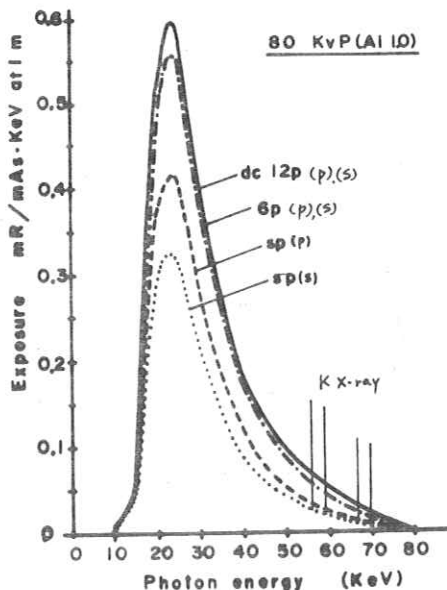
第2図 計算処理のフローチャート

2. 結果及び考察

X線スペクトル計算結果の1例として管電圧80KVp（附加フィルターA ϕ 1.0mm）での種々の電圧波形の放射X線強度を第3図に、同じく照射線量を第4図に示す。



第3図 エネルギースペクトル



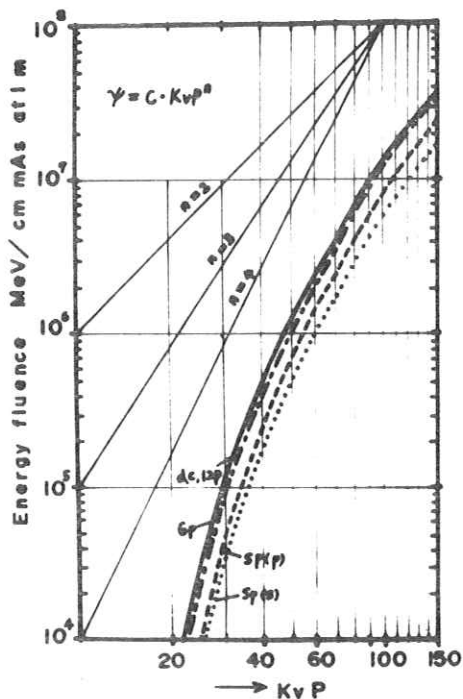
第4図 照射線量スペクトル

この図から明らかなように、各電圧波形と電流波形が変わるとスペクトルの形も変化している。特に高エネルギー部での変化の割合が大きく、平均エネルギーの値も変化している。又電流条件（p）と（s）では直流、12パルス、6パルスではスペクトルの形にほとんど変化がないが、単相全波では大きく差が現われ比例特性（加熱が大）の方が強度は強くなる。この現象は、同じmASでも管電流の大きい方がX線の放射の強いことを示している。

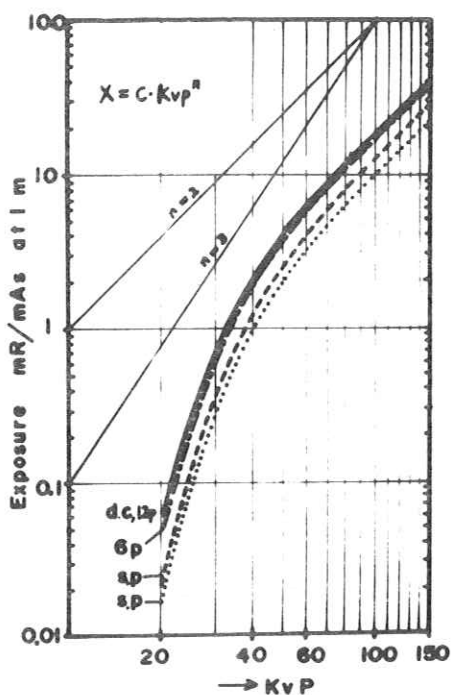
一方、照射線量スペクトルでは20KeVから40KeVまでの低エネルギーX線がスペクトルの大部分をしめており、この傾向は管電圧を高くしても変わらず、線量測定時に特に低エネルギー部が重要になることを意味している。

特性X線の含有量は、管電圧、管電流とその波形、フィルターにより変化するが、附加フィルターA ϕ 1.0mmの場合、最高の150KVpの直流においてX線強度で10%、線量換算で5.4%になり全体に大きく影響しない。

又、各管電圧で管球から放射するX線の強度、照射線量は一般に管電圧のn乗として知られ、強度についてはnは2として処理されている。しかし実際には附加フィルターA ϕ 1.0mmについて第5図、第6図に示すようにnの値はフィルター、管電圧の函数で波形によってはあまり



第5図 管電圧とX線強度



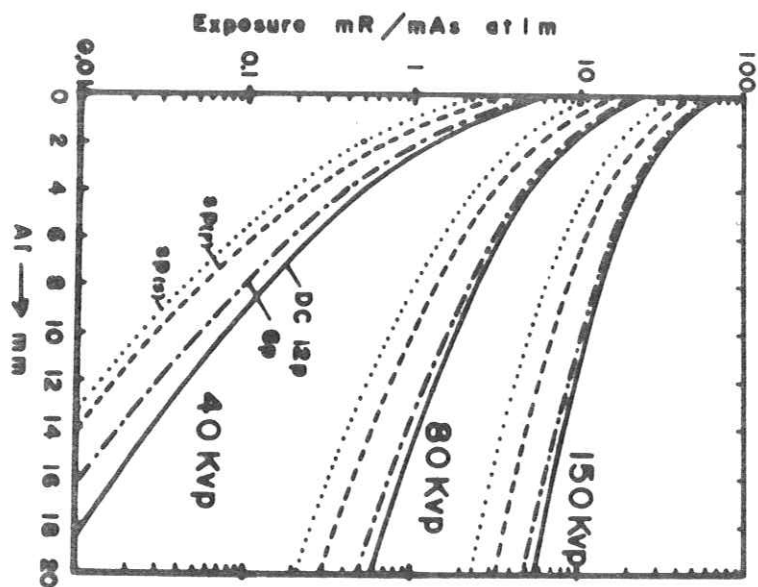
第6図 管電圧と照射線量

変化しない。即ち、X線強度は管電圧の3～4乗に比例し、線量ではほぼ2乗となっている。この理由は、理論的には焦点から発生するX線強度は(2)式で明らかなように、ほぼ管電圧の2乗となるが、管球の吸収体により低エネルギー部がより多く吸収され結果としてnは増加する。この傾向はフィルターを厚くするほど大きくなる。又、線量の乗数が強度より小さいのは、強度一線量換算係数(空気の吸収線量)が低エネルギー部で大きくなっているためである。

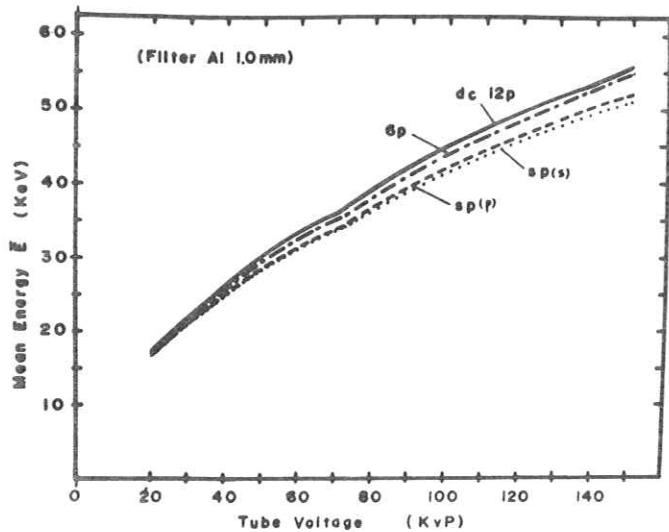
第7図に管電圧40, 80, 150 Kvpでの各種電圧波形のアルミフィルターによる照射線量の値を示す。管電圧波形の影響はフィルターの増加とともに増すことがわかる。又、アルミ0～2mm附近の線量の減少が、いちじるしく、被曝線量減少に、アルミ板挿入の有効性が現われている。この照射線量の値は、各人による実測値ともよく合っており、計算処理方法の妥当性を実証している。(5, 6, 7)

次に、X線管電法に対するX線の透過性を示す平均エネルギー(\bar{E}) (実効エネルギーとは表現が異なる)を第8図に示す。いずれも70 Kvp 附近にくびれがあるが、これは特性X線の影響で、70 Kvp 以上で60～70 KeV の特性X線が放射され平均エネルギーを高めている。この平均エネルギーはX線写真のコントラストに関係し、管電圧波形に関係なく同じ平均エネルギーを示す管電圧を選べば同じコントラストになるはずであるが、実際には被写体の

厚さにより平均エネルギーが変化するのですべての厚さで同じものは得られない。



第7図 管電圧40, 80, 150 KVPにおける各種波形でのアルミ線量透過度
(アルミ厚には附加フィルターを含む)



第8図 管電圧と平均エネルギー

第2表, 第3表, 第4表に各電圧と波形について計算したX線の強度, 照射線量, 平均エネルギーをまとめて示す。

第2表 各種管電圧，波形によるX線強度，線量，平均エネルギー（附加フィルターなし）

管電圧	直 流			12パルス (P)			6パルス (P)			単相全波 (P)			単相全波 (S)			
	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	
KVP																
30	2.37×10^5	2.39	20.4	2.25×10^5	2.31	20.3	1.92×10^5	2.05	20.0	1.14×10^5	1.30	19.6	8.76×10^4	1.01	19.6	
40	8.46×10^5	5.58	24.1	8.12×10^5	5.43	24.0	7.13×10^5	4.97	23.6	4.46×10^5	3.36	23.0	3.37×10^5	2.58	22.9	
50	1.92×10^6	9.33	27.3	1.85×10^6	9.12	27.2	1.65×10^6	8.47	26.7	1.07×10^6	5.98	25.9	7.94×10^5	4.55	25.7	
60	3.48×10^6	13.4	30.2	3.37×10^6	13.2	30.0	3.04×10^6	12.3	29.5	2.00×10^6	8.93	28.5	1.49×10^6	6.85	28.2	
70	5.55×10^6	17.8	32.9	5.37×10^6	17.5	32.7	4.88×10^6	16.5	32.2	3.26×10^6	12.1	31.0	2.43×10^6	9.32	30.6	
80	8.41×10^6	22.6	35.7	8.16×10^6	22.1	35.7	7.43×10^6	20.9	34.6	4.97×10^6	15.6	33.8	3.69×10^6	11.9	32.9	
90	1.19×10^7	27.6	38.5	1.16×10^7	27.1	38.4	1.06×10^7	26.7	37.8	7.15×10^6	19.3	36.2	5.26×10^6	14.7	35.5	
100	1.59×10^7	33.0	40.8	1.55×10^7	32.4	40.6	1.42×10^7	30.6	40.1	9.74×10^6	23.2	38.4	7.13×10^6	17.7	37.9	
110	2.07×10^7	38.6	43.4	2.01×10^7	37.8	43.0	1.86×10^7	35.9	42.6	1.27×10^7	27.3	40.5	9.37×10^6	20.8	40.0	
120	2.60×10^7	44.4	45.6	2.52×10^7	43.7	45.2	2.33×10^7	41.4	44.5	1.61×10^7	31.6	42.4	1.19×10^7	24.3	41.9	
130	3.18×10^7	50.5	47.6	3.10×10^7	49.6	47.3	2.87×10^7	47.1	46.6	2.00×10^7	35.3	44.5	1.49×10^7	27.2	43.4	
140	3.83×10^7	56.9	49.6	3.73×10^7	56.0	49.4	3.46×10^7	53.1	48.4	2.34×10^7	40.9	46.3	1.80×10^7	31.5	45.5	
150	4.55×10^7	63.7	51.5	4.44×10^7	62.5	51.2	4.12×10^7	59.4	50.4	2.91×10^7	45.8	48.1	2.16×10^7	35.4	47.3	

ψ : エネルギー強度 $\text{MeV/cm}^2 \cdot \text{mAS}$ at 1m

X : 照射線量 mR/mAS at 1m

\bar{E} : 平均エネルギー KeV

第3表 各種管電圧，波形によるX線強度，線量，平均エネルギー（附加フィルターA ϕ 1.0mm）

電圧 kVp	直 流			1/2 パルス			6 パルス			単 相 全 波 (P)			単 相 全 波 (S)		
	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}
30	1.07×10^5	0.809	22.2	1.00×10^5	0.771	22.1	8.27×10^4	0.662	21.7	4.71×10^4	0.394	21.4	3.58×10^4	0.302	21.4
40	5.04×10^5	2.39	26.4	4.80×10^5	2.31	26.2	4.13×10^5	2.07	25.8	2.48×10^5	1.33	25.3	1.86×10^5	1.01	25.1
50	1.30×10^6	4.46	30.0	1.52×10^6	4.34	29.8	1.10×10^6	3.98	29.3	6.86×10^5	2.68	28.6	5.07×10^5	2.02	28.4
60	2.25×10^6	6.85	33.2	2.45×10^6	6.69	33.0	2.19×10^6	6.20	32.5	1.40×10^6	4.32	31.5	1.04×10^6	3.73	31.2
70	4.26×10^6	9.50	36.1	4.12×10^6	9.29	35.9	3.70×10^6	8.67	35.3	2.42×10^6	6.17	34.2	1.79×10^6	4.69	33.8
80	6.81×10^6	12.5	39.5	6.52×10^6	12.2	39.2	5.88×10^6	11.4	38.6	3.86×10^6	8.26	37.4	2.83×10^6	6.27	36.6
90	9.86×10^6	15.8	42.6	9.56×10^6	15.4	42.3	8.67×10^6	14.5	41.4	5.72×10^6	10.5	40.0	4.19×10^6	7.99	39.5
100	1.35×10^7	19.3	45.3	1.30×10^7	18.9	44.6	1.19×10^7	17.8	43.7	7.99×10^6	13.1	42.7	5.80×10^6	9.86	42.0
110	1.77×10^7	23.1	47.7	1.71×10^7	22.6	47.1	1.80×10^7	24.0	47.7	1.06×10^7	15.8	44.5	7.77×10^6	11.9	44.1
120	2.24×10^7	27.1	50.0	2.18×10^7	29.4	50.8	2.00×10^7	25.0	48.6	1.37×10^7	18.6	46.9	1.00×10^7	14.2	46.3
130	2.77×10^7	31.4	51.8	2.70×10^7	30.8	51.6	2.49×10^7	29.0	50.8	1.71×10^7	21.7	48.5	1.26×10^7	16.6	47.3
140	3.36×10^7	36.0	53.9	3.27×10^7	35.2	53.5	3.03×10^7	33.0	52.7	2.10×10^7	24.9	50.6	1.54×10^7	19.0	49.5
150	4.02×10^7	40.9	55.9	3.92×10^7	40.1	55.6	3.63×10^7	37.8	54.7	2.54×10^7	28.5	52.5	1.87×10^7	21.7	51.5

第4表 各種管電圧，波形によるX線強度，線量，平均エネルギー（附加フィルター-A ϕ 2.0mm）

電圧	直 流			12 パルス (P)			6 パルス (CP)			単相全波 (P)			単相全波 (S)		
	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}	ψ	X	\bar{E}
30	5.62×10^4	0.365	23.2	5.24×10^4	0.345	23.1	4.20×10^4	0.288	22.7	2.33×10^4	0.165	22.5	1.76×10^4	0.126	22.5
40	3.34×10^5	1.32	27.8	3.17×10^5	1.27	27.6	2.68×10^5	1.12	27.2	1.75×10^5	0.696	26.7	1.17×10^5	0.524	26.6
50	9.61×10^5	2.69	31.6	9.19×10^5	2.61	31.5	7.99×10^5	2.37	31.0	4.88×10^5	1.55	30.3	3.59×10^5	1.16	30.1
60	2.00×10^6	4.36	35.1	1.92×10^6	4.25	34.9	1.70×10^6	3.91	34.3	1.07×10^6	2.65	33.4	7.85×10^5	1.99	33.1
70	3.47×10^6	6.27	38.2	3.35×10^6	6.12	38.0	2.99×10^6	5.67	37.4	1.92×10^6	3.95	36.3	1.41×10^6	2.97	35.9
80	5.73×10^6	8.40	42.1	5.57×10^6	8.33	42.1	4.91×10^6	7.74	40.8	3.17×10^6	5.46	39.4	2.32×10^6	4.10	39.0
90	8.45×10^6	11.0	44.9	8.19×10^6	10.8	44.7	7.40×10^6	10.0	44.0	4.81×10^6	7.17	42.1	3.50×10^6	5.38	41.7
100	1.17×10^7	13.7	47.5	1.14×10^7	13.5	47.6	1.04×10^7	12.5	46.6	6.84×10^6	9.07	45.0	4.94×10^6	6.77	44.7
110	1.55×10^7	16.7	50.0	1.50×10^7	16.3	49.5	1.38×10^7	15.4	49.1	9.25×10^6	11.1	47.4	6.72×10^6	8.37	46.6
120	1.99×10^7	19.9	52.3	1.93×10^7	19.5	52.0	1.78×10^7	18.4	51.5	1.20×10^7	13.3	49.3	8.78×10^6	10.0	48.3
130	2.47×10^7	23.4	54.4	2.41×10^7	22.9	54.2	2.22×10^7	21.6	53.6	1.52×10^7	15.8	51.7	1.13×10^7	12.2	50.2
140	3.02×10^7	27.1	56.7	2.94×10^7	26.6	56.3	2.72×10^7	25.0	55.5	1.87×10^7	18.4	53.4	1.41×10^7	13.8	52.6
150	3.64×10^7	31.2	58.8	3.54×10^7	30.5	58.4	3.27×10^7	28.8	57.5	2.27×10^7	21.3	55.2	1.67×10^7	16.0	54.3

3. む す び

以上、計算処理によりX線管より放射されるX線の種々の特性を数値的に表わし比較を行なったが、これらの数値はあくまで理想的な条件を仮定して得られたものであり、実際のX線装置で得られるものとは差がある。

しかし、X線撮影の自動化、画像の解析には有力な量として役立つものと考える。

文 献

- 1) H. A. Kramers ; *Phil Mag* 46, 836 (1923)
- 2) M. Ehrlich ; *J.R.N.B.S* 54-2 102 (1955)
- 3) E.R. Epp, H. Weiss ; *Phy.Med.Biol* 11-2, 225 (1966)
- 4) G. Hettinger, N. Starfelt. *Acta Radio*, 50, 381 (1958)
- 5) H. Kanamori 日.医.放会誌 24-50 (1964)
- 6) J. Sorrentino, R. Yalow, *Radiology* 55, 748 (1950)
- 7) E. D. Trout, J. P. Kelley ; *Am. J. Rönt*, 103, 681 (1968)

軟X線領域におけるテストチャート

芝電気：山口奉頼，佐藤英久，木嶋伸一

三井記念病院：秋貞雅祥

東大医：藤本吉秀，小嶋義尚

東芝：吉田熙宣

〔内容梗概〕

甲状腺や乳腺のX線検査には軟X線領域が用いられている。この領域のX線装置の分解能検査に、従来用いられた金や鉛のテストチャートで特性を得ると、結果が良くなりすぎるので実情にあわない。この原因は被検体の形状とそのX線吸収係数が考慮に入れられてないためであると推論した。そこでこれらを考慮に入れたX線チャートを作成し、推論の正しい事を実験的に確めた。軟X線装置の性能にはこれらを考慮に入れた MTF_w で評価するべきであることがわかった。

〔まえがき〕

甲状腺や乳房のX線検査に30KV程度の軟X線による撮影が行なわれており、その基礎データは著者の1人によって報告されている。¹⁾ 軟X線撮影の被検体の1例として甲状腺撮影があるがその被検体物質は甲状腺にできる砂粒状又は塊状の石灰沈着物である。従来一般に使用されている甲状腺用軟X線装置で得られたフィルムでは、検知できるカルシウム複合体である石灰沈着物体の寸法は最も小さくて500 μ 程度である。これを100 μ 程度に向上する事により、現在約50%の確率の甲状腺患者の診断が、もう25%程度向上することができる。

我々は軟X線撮影の診断精度向上を目的として、新しく作成したX線装置、分解能検査用のテストチャートの新しい知見を得たので報告する。

〔検査チャートの検討〕

軟X線撮影装置の分解能検査は1つの重要な問題である。分解能の試験には、通例、金や鉛で作られたテストチャートが用いられている。この金チャートを用いて、Mo管球付X線撮影装置の MTF の測定を行なったところ、第1図に示すように50%の MTF を与えるのは16.7

lp/mm であることがわかり、50 μ程度の物体はX線フィルムに容易に検知できるはずである。しかしながら、実際の甲状腺の石灰沈着物体の検知できる寸法は数百μ程度のものである。第2図は摘出した甲状腺を、X線フィルム上において撮影した写真である。これをマイクロフォトメータで測定した波形を第3図に示す。ミクロスキヤニングは第2図の中央部の2つの三角形の対向する頂点を結んだ線に沿ったところである。この線上に白い石灰沈着物がある。第3図の中央部には、この石灰沈着物に相当する約450 μの波形が濃度差約0.3で得られている。この波形の立上りは140 μ、立下りは85 μ程度である。この波形と金チャートで測定して得られた50 μまで見えるという結果とは大差がある。この原因を考えると、カルシウムが甲状腺内部にあるために散乱線による分解能の低下もあるという条件もあるが、チャートを製作する上に被検体の検出目的の材質とその形状を考慮に入れてない事が主因であると考えられる。すなわち、実際にX線が物体中を透過するX線量は物体が薄くなる程、対数的に大きくなっていくから、通例の被検体中の検出目的物形状が、球に近い事を考えれば、検査物体のX線透過厚みとそのX線吸収係数を考慮に入れて、従来得られたMTFを修正して分解能の評価をする必要がある。従ってある材質の被検体についてどこまで見えるかというX線装置の分解能測定用のテストチャートの形状は、通例の厚みの等しい原子番号の高い金や鉛のテストチャートではなく、第4図に示すような形状のもので、しかも、チャートのX線吸収係数が、検査物体のX線吸収係数に等しいか、それに近い材質でできたものである必要がある。

このような考えで被検体の吸収係数を与え、近似的に厚みによる重みづけをしたチャートの性能の見積りをしてみよう。厚さd、吸収係数 α_1 の透過X線量は、 $M_1 = \exp(-\alpha_1 d)$ で示される。それと同じ厚さの α_2 の透過量は $M_2 = \exp(-\alpha_2 d)$ で示される。 α_1 がX線チャートで、 α_2 が空気の場合

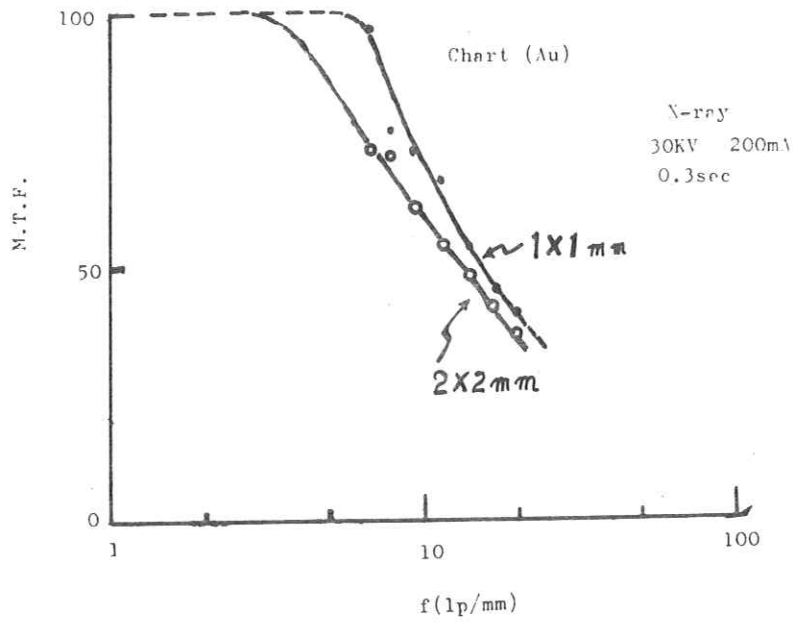
$$MTF_W (\%) = \frac{M_1 - M_2}{M_1 + M_2} \times 100 \dots\dots\dots(1)$$

で示される。ここに示した MTF_W は Weighted Modulation Transfer Function の略称である。(1)式に M_1 、 M_2 を代入して

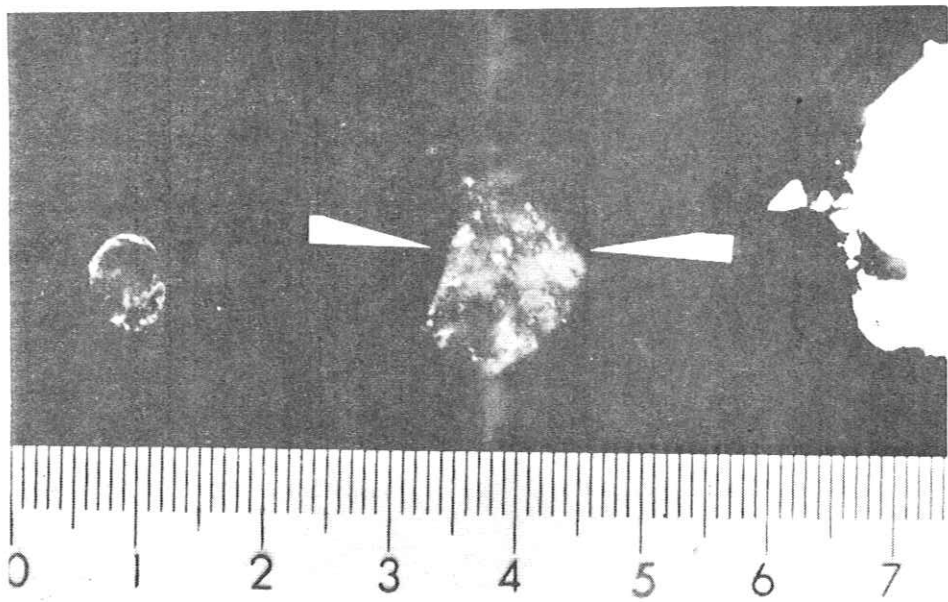
$$MTF_W (\%) = \tanh(\Delta\alpha \cdot \frac{1}{4} f_0) \times 100 \dots\dots\dots(2)$$

を得る。ここに $\Delta\alpha$ は α_1 と α_2 との差、 f_0 は $f_0 = \frac{1}{2}d$ の関係をもつ空間周波数である。

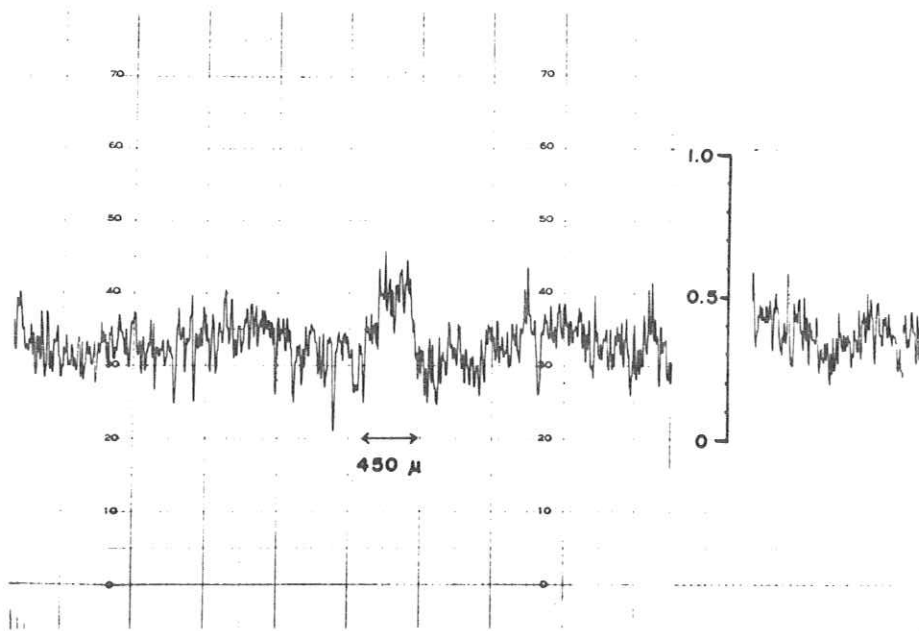
この(2)式に α_1 として、それぞれ、Ca, Al, Cu, Au の4種類の金属のX線吸収係数を、 α_2 として空気を代入して、厚さdを変えたときの $MTF_W (\%)$ を求めたところ第5図のようになった。計算に用いた吸収係数は、 M_0 管球に30KV をかけた時のX線の半価巾の



第 1 图



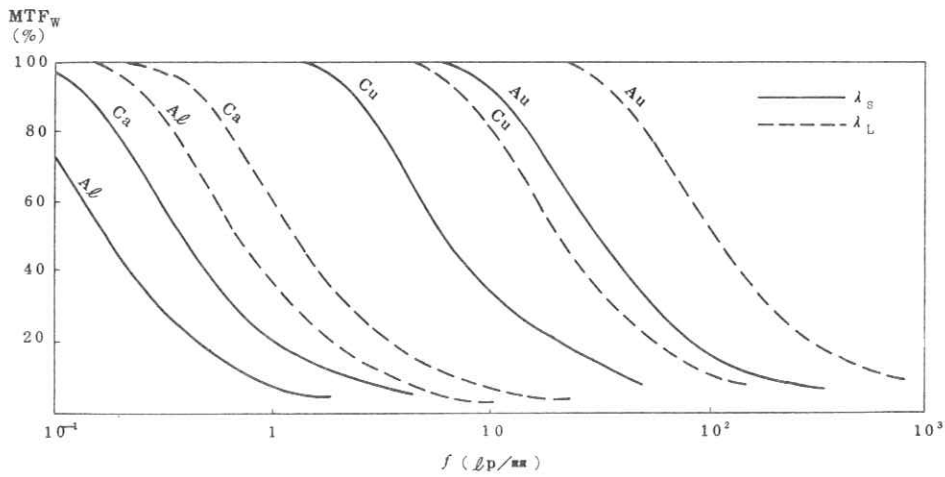
第 2 图



第 3 図



第 4 図



(注) 同じ元素の実線と破線の間は Mo 30 KVp の半価巾内である。

第 5 図

短波長側 λ_s と長波長側 λ_L のときのものである。第5図に破線で示されているものが λ_L 、実線で示されているものが λ_s による MTF_w である。第5図でわかるように金チャートでX線撮影装置の MTF_w を求めて、 10 lp/mm は楽に検知できるという結果が得られても、実際に 10 lp/mm に相当する寸法のCa塊状物体や $A\ell$ でできた線は検知できないという結果が得られることになる。

〔測定装置及び方法〕

そこで、以上の考察に基づいて、実現容易な銅ワイヤーで第6図に示す銅チャートを製作し、これを用いて MTF_w の測定を行なった、この銅チャートは、 0.04 、 0.07 、 0.1 mm の銅ワイヤーでできている。X線管球は、Mo管で、焦点は $1 \times 1 \text{ mm}$ 、 $2 \times 2 \text{ mm}$ である。これに装着したツープスのX線開き角は 8° でX線分布の偏差が 10% 以内で良好なX線平面波を与える。フィルムは KODAK の RP/M X-Omat Rapid Processing Film を使用した。X線管からのX線束は、ツープスによって必要な面積に絞られ、ツープスの先端の中心におかれたチャートを経てX線フィルムに到る。これを自動現像機にかけ、マイクロフォトメータで MTF_w を求めた。

〔測定結果〕

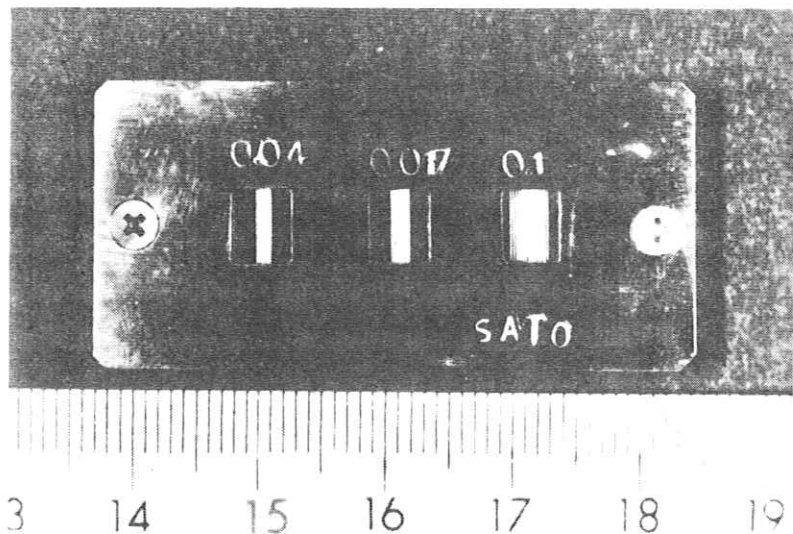
市販の金チャートを用いて得た結果は、前述の第1図に示したごとく 50% の MTF を与える空間周波数は 16.7 lp/mm である。次に製作した銅チャートに交換して測定した結果、第7図のようになった。これで明らかなように金チャートより銅チャートの MTF_w は低くなっている。第5図の金チャートの MTF_w をみると 10 lp/mm 以下は、ほとんど厚みの影響はないことがわかる。従って、実測された金チャートのカーブはX線管球の焦点寸法等の影響で低下する。銅チャートで実測した MTF_w を実測した金チャートのもので補正すると第7図の×印の MTF_w が得られる。これは銅についての λ_L の MTF_w と λ_s の MTF_w の間に入り、これらとはほぼ平行である。従って我々がはじめに検討して得られた推論は正しい。

〔結論〕

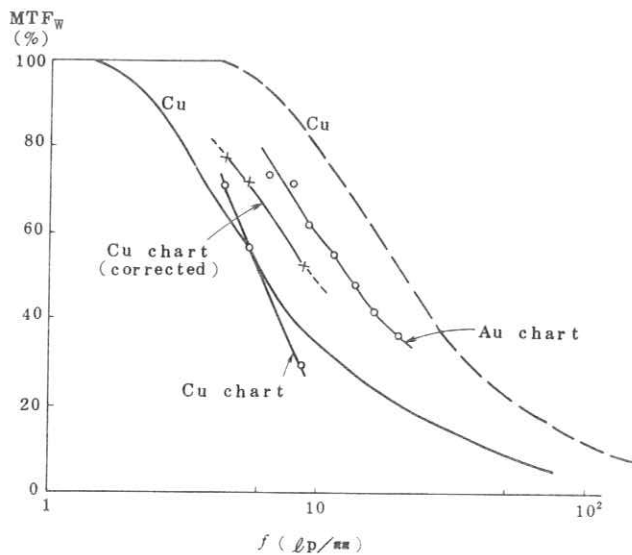
甲状腺や乳房検査のように砂粒状又は塊状のカルシウム複合体である場合には、軟X線が用いられる。この種のX線装置の性能の検査には、従来用いられた MTF 測定チャートではなく、被検体の吸収係数をかみした MTF_w を用いるべきであることが明らかとなった。チャート製作に当っては、カルシウムを用いればよいが、製作困難である。従って、実現容易なアルミニ

ウムチャートを用いるか、被検体の吸収係数と等しくした複合材料でできたチャートを用いれ
ばよい。

終りに、本実験に御協力下さいました三井記念病院放射線科の猪野技師長をはじめとして、
技師の各位に深く感謝いたします。



第 6 図



第 7 図

〔文 献〕

1) 秋貞ほか, 乳腺撮影に関する研究(第3篇)

— 基礎的研究ならびに乳癌における石灰沈着の特殊性に関して —,

日本医学放射線学会誌 第26巻 第4号 (1966) P1-20

— 学 界 ニ ュ ー ス —

ME学会画像処理研究会 (部長 宇都宮敏男)

48年2月23日 京大工学部情報工学教室

- | | |
|--|--------------|
| 1. 放射線像の光学変換 | 東大医 竹中 栄一 |
| 2. 横断シンチグラムの画像処理 | 放医研 田中 栄一 他 |
| 3. シンチカメラの画像処理 | 島津 木下 勝弘 他 |
| 4. デジタルフィルタを用いたR Iイメージ処理 | 阪大工 西村 博 他 |
| 5. 医用画像処理と読影の関係 | 東医歯大 寿田 鳳輔 他 |
| 6. 欧米の画像処理研究状況 | 京大工 坂井 利之 |
| 7. 胃X線像の計量的診断 | 京工織大 相馬 敬司 |
| 8. 間接撮影胸部X線写真における
心陰影の識別と特長抽出 | 名大工 鳥脇 純一 他 |
| 9. 眼底像の血管境界線抽出 | 日立 横内 久猛 他 |
| 10. ミニコンによる染色体解析の自動化 | 東大生研 行松 健一 他 |
| 11. 計算機による顔写真の解析と識別 | 京大工 坂井 利之 他 |
| 12. 位相不変連想記憶作用による画像情報パターンの
正規化及び計算機シミュレーション | 芝工大 鈴木 昇一 他 |

第1回断層撮影法研究会

48年2月16日 福島市飯坂町赤川屋旅館会議室

- | | |
|--------------------|---------------|
| 1. 胆道系断層撮影の回転角 | 杏林大 古屋 儀郎 |
| 2. 胆道系断層撮影の検討 | 大阪成人病 稲本 一夫 他 |
| 3. 胆道系断層撮影の有用性 | 下谷病 竹中 清次 他 |
| 4. 胆管系断層撮影の臨床的検討 | 新大放 山崎 岐男 他 |
| 5. 慢性腎不全における腎実質像抽出 | 北里大放 高原 斉 他 |
| 6. 多軌道断層撮影法の解析 | 東大放 竹中 栄一 他 |
| 7. 断層撮影法の研究 II | 名市大 佐久間 貞行 他 |
| 8. 穴あきファントムの量け像の解析 | 九大中放 吉本 清一 他 |

9. 多軌道断層撮影装置について	九大中放	吉本清一	他
10. 截面厚と線質及び被写体密度の関係	弘大放	岩崎晃	他
11. 多軌道断層撮影による患者の被曝線量	東大放	吉沢康雄	他
12. 多層増感紙の工夫	福医大放	松川明	他
13. 各種軌道断層法の吟味	徳島市	牧野利三郎	
14. 間接断層撮影法に関する研究	神大放	河野通雄	他
15. 多軌道断層装置による立体撮影	長大放	本保善一郎	他
16. 断層面が起倒可能であることの必要性	日医大放	小林直紀	他
17. 断層撮影における自動露出の試み	阪大医放	大原由紀子	他
18. 日立製 ORBITOME の使用経験	群大放	松本満臣	他
19. 断層撮影の障害陰影除去 (I)	都放技学	中里勝雄	他
20. 胸部の高圧断層撮影法 (障害陰影除去)	福医大放	松川明	他
21. 胸部円軌道高圧断層撮影法の利用	大阪市大	志村達夫	他
22. 胸部の円軌道断層撮影に関する研究	奈良ガンセンター	浜田信夫	他
23. 遺残気管支造影剤に基因した異常陰影	群大放	加藤敏郎	他
24. 側頭骨断層撮影の臨床的価値及び問題点	東大医	竹中栄一	他
25. AXIAL TOMOGRAPHY	名市立東市民病	林文子	他
26. 断層撮影法の研究 II	名市大放	横井武	他
27. 回転横断撮影装置の現況	東芝玉川	湯浅三男	他
28. 上顎癌の回転横断撮影	国立名病	松田忠義	他
29. 悪性腫瘍の骨転移の断層	東北労災	三品均	

— S P I E セ ミ ナ ー —

医学における光学機器の応用

4 7 . 9 . 2 9 - 3 0 シカゴ市にて

このセミナーは数年前にも日本で開催され本研究会の何人かが出席している。今回はシカゴ大の土井邦雄氏が出席された。彼によると日本における研究者に馴染みの多いテーマばかりであり、日本の方からも出席してほしいとのことであった。中には日本のレベル以下のものもあり意を強したとのことである。詳細は追って発表されよう。 (竹中)

(1) 電子的, 光学的 機器

A REVIEW OF ELECTRO-OPTICAL IMAGING DEVICES FOR MEDICAL APPLICATIONS

C.B.Johnson, Bendix Research Laboratories

DESIGN, EVALUATION AND PERFORMANCE OF X-RAY IMAGE INTENSIFIERS
Stan Grossel, Machlett Laboratories

THE PERFORMANCE OF PICTUREPHONE IN TRANSMITTING MEDICAL DATA
C.D.Stockbridge, Picturephone Division, Bell Telephone Laboratories

AN X-RAY OMNICON— A NEW TOOL IN RADIOLOGY
A.B.El-Kareh, Cullen College of Engineering, University of Houston

HIGH PERFORMANCE CONTINUOUS ZOOM X-RAY IMAGE INTENSIFIERS
C.D.Robbins, Varian LSE

USE OF A MICROCHANNEL PLATE FOR FAST AUTORADIOGRAPHIC READOUT
Clive E.Catchpole, Bendix Research Laboratories and R.H.Liss, Arthur D.Littel Company

MEDICAL IMAGE INTENSIFIERS IN 1980?
S.Balter, St.Vincent Hospital, Worcester, Mass.and L. Stanton, Hahneman Hospital

(2) 像解析, 強調, 評価

NOISE AND IMAGE TRANSFER CHARACTERISTICS OF IMAGE INTENSIFIER TUBES

Herbert K.Pollehn, U.S.Army Electronics Command, Night Vision Laboratory

A SYSTEM FOR THE AUTOMATIC ANALYSIS AND ENHANCEMENT OF MEDICAL IMAGERY

Peter N.Street, Optronics International Inc.and Glen D.Wilson,

President, Information Design Inc.

NON-LINER DIGITAL TECHNIQUES FOR ENHANCEMENT OF RADIO NUCLIDE IMAGES

D. Stern, Veterans Administration Hospital, Denver, Colo.

IMAGE ANALYSIS IN MEDICINE

Ronald A. Image Analysing Computers, Inc.

EVALUATION OF RADIOGRAPHY IMAGE QUALITY

K. Rossman, University of Chicago

AN ASSORTMENT OF IMAGE QUALITY INDEXES FOR RADIO-GRAPHIC FILM-SCREEN COMBINATIONS—CAN THEY BE RESOLVED?

Robert F. Wagner, Department of HEW, Bureau of Radiological Health X-Ray Exposure Control Laboratory

MODULATION TRANSFER FUNCTION DEGRADATION AND FALSE RESOLUTION IN RADIOGRAPHIC IMAGING SYSTEMS

Joel E. Optical Sciences Center, The University of Arizona

THE APPLICATION OF SHAPE ANALYSIS TO DIAGNOSIS IN RADIOLOGY
Geoffrey F. Walker, School of Dentistry, University of Michigan

COMPUTER ANALYSIS OF RADIOGRAPHIC IMAGES

D.A. Ausherman, University of Missouri-Columbia

(3) プログラフィーとビデオ像

DYNAMIC COMPUTER GENERATED DISPLAYS FOR STUDY OF THE HUMAN LEFT VENTRICLE

F.Greenleaf, Mayo Foundation

VIDEODENSITOMETRY — A CLINICAL APPROACH TO LEFT VENTRICULAR VOLUME CALCULATION

D.A. Winter, University of Manitoba, Canada

VIDEO TECHNIQUES IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

D.Sashin, University of Pittsburgh

PRACTICAL USE OF ROENTGEN MAGNIFIED IMAGE INTENSIFIED 70MM FILMING IN NEURORADIOLOGY

Ray A. Brinker, Hospital and Medical Center, New York City

IMAGING WITH INCOHERENT HOLOGRAPHY

W.Rogers, University of Michigan

CHOOSING AND SETTING UP TELEVISION CAMERAS FOR FLUOROSCOPY
M. Siedband, University of Wisconsin

MEDICAL IMAGING CAPABILITY OF LIQUID SURFACE ULTRA-SONIC HOLOGRAPHY

Howard R.Curtin, University of Utah Medical Center

(4) トモグラフィ

TOTAL TOMOGRAPHY — A REAL TIME-RESOLVED SYSTEM FOR IMPROVED SECTIONAL RADIOGRAPHY

John J. Baum, Analog Technology Corp. and James D. Collins,
University of California at Los Angeles

USE OF CODED MASKS TO OBTAIN INCREASED RESOLUTION AND 3-D
INFORMATION FROM A SINGLE X-RAY OR GAMMA RAY PHOTOGRAPH
Jack D. Gaskill, Optical Sciences Center, The University
of Arizona 他

FRESNEL ZONE PLATE IMAGING IN RADIOLOGY AND NUCLEAR MEDICINE
H.H. Barrett, Raytheon Company 他

VISUALIZATION OF PION STOPPING REGION
P. Dean, Los Alamos Scientific Laboratory, University of
California

BONE DENSITOMETRY USING PHOTON IMAGING WITH A MULTIWIRED
PROPORTIONAL CHAMBER
Paul L. Carson and Everett W. Staub, University of Colorado
Medical Center

IMAGE ENHANCEMENT BY OPTICAL COMPUTING
George W. Stroke, State University of New York

パネル

REQUIREMENTS AND AVAILABILITY OF DIAGNOSTIC RADIOLOGIC
EQUIPMENT

司会

JACK S. KROHMER, Radiology Associates of Erie

R. I. I. 研究会

会 長	高 橋 信 次		
顧 問	足 立 忠,	立 入 忠,	宮 川 正
常任委員	佐々木 常雄,	竹 中 栄 一,	津 田 元 久, 長谷川 伸
委 員	飯 沼 武,	一 岡 芳 樹,	内 田 勝, 梅 垣 洋一郎,
	金 森 仁 志,	木 下 幸次郎,	久 保 栄太郎, (代理 松川収作)
	佐 柳 和 男,	佐々木 常雄,	竹 中 栄 一, 高 野 正 雄,
	滝 沢 正 臣,	津 田 元 久,	恒 岡 卓 二, 長谷川 伸,
	松 田 一,	三 浦 典 夫,	矢 仲 重 信

編 集 後 記

春近く、会員の皆様には御健勝で研究に、診療に或いは教育に御活躍のこととお喜び申し上げます。今号も発行が大巾におくれましたことおわびします。

第34回研究会には色ページに記してありますように富士フィルム株田島部長の感材の動向に関する特別講演のほか、竹中、金森両幹事による海外学会出席報告、金森幹事からは1年間チューリヒ在住期間中のスライドをもとに海外市民生活の断面を御披露頂き、研究会のあい間に楽しい一時をすごしました。会員を代表して講演者にお礼申し上げます。

研究会後の委員会では会の経済状態が問題となりました。現在の個人会員の会費は会員の通知のさいの郵送料、雑誌送料で手一ぱいで、雑誌の印刷製本費、研究会開催に伴う費用は法人会員持ちの形になっております。また会員あての宛名書き、その他相当大量の事務はアルバイトなしの幹事の負担となっております。また「放射線像の研究第2巻」の残部の販売など含め名案がありましたらお寄せ下さい。(S. H.)

印刷所 東京都中央区宝町三―三 タナカ印刷株式会社 電話〇三―五六七―二五五一	〒113 東京都文京区本郷七―三―一 東京大学医学部放射線 医学教室内	発行所 R I I 研究会	〒182 調布市調布ヶ丘一―五―一 電気通信大学電子工学科内 電話〇四二四―八三―二二六一 内線四二〇	編集責任者 長谷川 伸	発行日 昭和四十八年二月 日	放射線像研究
--	--	-------------------------	---	----------------	-------------------	--------