

# 放射線像研究

VOL. 12. NO. 4. (通巻73号) 1982年12月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告	135頁
特別講演資料	
カナダのメディカルフィジックスとトロント大学における医用画像研究	139頁
信州大 滝沢正臣	
論文	
73-3 リング検出器形エミッション・コンピュータ断層装置を用いた3次元脳血流量の測定	145頁
島津製作所 和辻秀信	
74-2 X線コントラストと線質、その一つの解析法(仮称MUT法)	150頁
九大歯学部 小西圭介, 豊福不可依, 神田重信	
74-3 スクリーン・フィルム系における画像評価	156頁
朝日ヶ丘病院 戸崎安司	
千葉大工学部 犬井正男	
千葉大医放 田中 仁	
74-6 NMR-CTの開発について	162頁
島津製作所 津田元久	

## 第 74 回 研究会 記事

第 74 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 57 年 12 月 11 日 (土) 10:30~

場 所 東京大学医学部 3 号館 101 教室

特別講演 1. 日立中研 高見勝巳氏

2. 信州大 滝沢正臣氏

出席者 約 30 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

ポジトロン CT 装置について

日 立 中 研 高 見 勝 巳 氏

### 研究発表

1) 写真特性曲線を求める新しい方法とその X 線写真への適用

千 葉 大 工 犬 井 正 男, 久 保 走 一

\* 2) X 線コントラストと線質, その一つの解析法 (仮称 MUT 法)

九 大 歯 学 部 小 西 圭 介, 豊 福 不 可 依, 神 田 重 信

\* 3) スクリーン・フィルム系における画像評価

朝 日 ヶ 丘 病 院 戸 崎 安 司

千 葉 大 工 犬 井 正 男

千 葉 大 医 放 田 中 仁

4) NMR-CT における映像情報と診断情報

東 芝 総 研 井 上 多 聞, 佐 藤 幸 三, 巨 瀬 勝 美

東 芝 医 技 研 鈴 木 宏 和

東 芝 メ デ ィ カ ル 佐 藤 昌 孝

東 大 物 性 研 安 岡 弘 志

5) デジタルサブトラクション用アンジオイメージャー

日 本 ア ビ オ ニ ク ス 横 川 義 一

\* 6) NMR-CT の開発について

島 津 製 作 所 津 田 元 久

### 特別講演 2

\* トロント大学における医用画像の研究について

信 州 大 滝 沢 正 臣 氏

# 会 告

## ————— 第 7 5 回研究会について —————

第 7 5 回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 8 年 3 月 1 2 日 (土)

場 所 名 古 屋

### 第 7 6 回研究会演題伺い

第 7 6 回研究会を下記により開催いたしますので演題をお寄せ下さい。

日 時 昭和 5 8 年 6 月 1 1 日 (土)

場 所 東 京

演題切 昭和 5 8 年 5 月 1 4 日 (土)

申 込 先 〒 182 調布市調布ヶ丘 1 - 5 - 1

電気通信大学電子工学科内 R I I 研究会

長谷川 伸

電話 0424-83-2161 内 420

## ————— 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
戸 崎 安 司		朝日ヶ丘病院	
	2 8 1	千葉県花園町 4 4 - 3 2	0472-71-0351
塩 沢 隆 広		横河電機製作所	
	1 8 0	東京都武蔵野市中町 2 - 9 - 3 2	

## ————— 所 属 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
山 本 義 憲	5 8 5	近畿大学ライフサイエンス研究所 大阪府南河内郡狭山町西山 3 8 0	

訃

報

越谷市立病院放射線科

近田真視氏

11月11日 逝去されました。 慎んで哀悼の意を表します。

# Canon

キヤノン株式会社  
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地

☎ 044-733-6111

情報化時代をにう感材製品



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

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

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

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)

## カナダのメディカルフィジックスと トロント大学における医用画像研究

信州大学病院放射線部 滝 沢 正 臣

### はじめに

X線CTイメージによる癌の3次元放射線治療計画を中心とした医学物理研究のため、カナダ、トロント(オンタリオ州)にあるトロント大学 Medical Biophysics および、オンタリオ癌研究所に、Post doctoral fellow として1年間留学したので、その知見を中心として述べることにする。

トロント大学は、北米でもアイビーリーグとして知られる総合大学であり、トロント市内の3つのキャンパスに約45,000人の学生と、数千人の教育スタッフを持っている。

特にMedical Biophysicsは、カナダの中でも医学物理、生物研究の中心的存在であり、オンタリオ癌研究所との協力による癌関連研究は名高い

カナダは、その豊富な天然資源故に、日本とはアメリカにも劣らないほどの貿易に関する密接な関係がありながら、日本にはアメリカほどには知られていないが、今後学術研究その他文化交流において、もっと密接な関係を保つことが大切と思われるので、この一文が、そのさゝやかな一助となれば幸いと思っている。

### 1. トロント

トロントはカナダで最も大きな都会であり、モントリオール(ケベック州)と並んでカナダの近

代都市の典型といわれる。アメリカの都市との最も大きな差異は、安全であること、交通網が完備していることである。北米大陸中東部5大湖の対岸はニューヨーク州、オハイオ州であり、最も近いアメリカの町、バッファロー(ナイアガラ)まで130km、車でわずか1時間半である。カナダの都市の中では、西海岸のバンクーバーと並んで

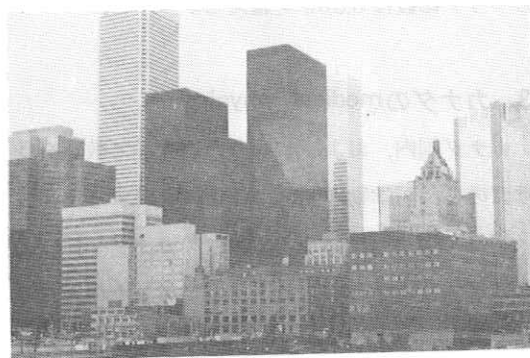


写真1. トロント

最も南に位置し、割合暖く、また、交通の便は、カナダの各地に行くよりも、ニューヨーク、ボストン、シカゴ等の方がはるかに近い。300万に近い人口のうち、本来のイギリス系のカナダ人は少なく、イタリー人、スペイン・ポルトガル人、中国人、ギリシャ人が多いが、日本人は少数派である。

## 2. カナダの医学教育

医師になるため必要な教育は日本とそれほど大きな差がないが、州による自治が大巾にみとめられているため、州によって多少の差がある。オンタリオ州では、大学進学には高校を4年(G13)までゆくことが必要で、これが大学入学資格となっている。大学への進学率は平均14%とのことである。入学試験は原則としてなく、高校の内申書が重視される。医学部は平均点が85点以上といわれるから、やはりエリートコースである。

医学部には附属病院がないので、臨床教育は教育病院が行う。トロント大学医学部では、10以上の教育病院(teaching hospital)があり、そのベッド総数は6,000を超える。

## 3. カナダのmedical physicist

カナダ国内、およびアメリカの大学で教育を受けたのち、医学物理関係の仕事に従事するmedical physicist(MP)の数は、カナダ全体で200名程度ということである。アメリカのAAPM(American Association of Physicist in Med.)の会員数2,000名に較べれば $\frac{1}{10}$ 程度で少ない。このため、独立した組織を持つに至らず、CAP(Canadian Association of Physicist)の一部門となっている。年1回meetingを開くが、多くはCAPと共催である。しかし、時には、日本と同じように放射線医学会と共催することもあるようである。

昨年(1982年)6月に行われた第37回CAP総会から、イメージングに関する報告を抽出したものを文献<sup>1-7)</sup>に掲げる。モンリオールのMcGillを中心とした脳神経核医学の活動はRut-

herford以来のもので世界に名高い。これに対し、トロント大では超音波イメージングが研究されている。

## 4. トロント大学

メインキャンパスは、トロントのダウンタウン、ユニバーシティ通りにある。このあたりには、オンタリオ州政庁、王立オンタリオ博物館等由緒ある建物と、広いQueens Parkがある。よく見なければ、どこからが大学かよく判らない。

キャンパスには、Kings Circleを囲んで、大学本部や、各種ホール、医学部ビル(Medical Science)が並んでいる。このビルは最近建てられたもので新しいが、他の学部はイギリス風の古色蒼然としたものが多い。医学に関連するものとしては、Medical Engineering(ME)の学部がある。この学部は、医学関連の専門知識を持った高度の技術者の養成を主目的としている。この教育内容を表1に掲げた。この学部はまだ小さく、十分な教育、研究スタッフを持たないので、医学

表1. トロント大MEのテーマ

- 1) Clinical Engineering
- 2) Engineering Models in Biology
- 3) Computers in the Practice of Medicine
- 4) Transduction of Physiological Events
- 5) Quantum Imaging Systems in Medicine
- 6) Medical Data Processing
- 7) Small Computers in Biomedical Instr.
- 8) Ultrasound: An Introduction in Med.
- 9) Clinical and Biological Instrument
- 10) Mathematical Theory of Tracer Kinetics
- 11) Bioengineering for Life Scientist
- 12) Rehabilitation Engineering
- 13) Human Physiology as Related to Bio-engineering

部やMedical Biophysics Dept. の協力によって研究を行なっているようである。

## 5. トロント大学Medical Biophysics

私のいたトロント大学(UT)のMedical Biophysics(TMB)は、UTのメインキャンパスから東に歩いて10分程度のSherbourn St.にある(写真2)。



写真2. TMBとOCI/PMH

このあたりはdown townとの境界に近く、正面は高層アパート群を中心とした住宅街に面している。1つのビルの中に、TMB(7階)とOCI(Ontario Cancer Institute)とPMH(Princess Margaret Hospital), WH(Wellestey Hospital)が同居している。

OCI/PMHは、オンタリオ州のがんセンターであるが、Ontario Cancer Foundationの下にあり、その研究活動を通してカナダ各地の同種施設への指導的立場にある。研究はがん研究のすべてにわたり、また診療は放射線治療を主体として、化学療法、温熱療法(hyper thermia)が活発に行われている。PMHは200床で癌患者を、WHは600床で一般患者を診療している。

TMBはUTの大学院であり、学部学生は持た

ない。同種のはカナダにも数ヶ所しかないため、物理、生物関係の学部を卒業した学生が、MPを目指して入学して来る。毎年15~20名のMasterの学生と4~5名のDoctor(Ph. D)の終了者が生まれるとのことである。

教育スタッフの多くは、OCIと兼任の形をとっているが、Medical Physicsだけでも50名近い教育スタッフが活動している。

TMBの研究テーマは大変に広い。TMBは、BiophysicsとGeneticsに分けられるが、前者だけをとっていても表2のようなものがあげられている。

Biophysicsは更にPhysicsとBiologyに分けられる。またPhysicsは研究、職務分担上からのMedical PhysicsとClinical Physicsに分けられるが、前者はImaging、放射線生物などの研究を行ない、後者は最もオーソドックスな放射線物理に関する日常業務を行っている。すなわち、癌の放射線治療に関する物理、放射線治療計画、測定、防護等である。

表2. TMBの研究テーマ

- 1) Cell Biology
- 2) Radiation Physics
- 3) Immunology
- 4) Special Topics in Biophysics
- 5) Mathematical Biophysics
- 6) Molecular and Medical Genetics
- 7) Somatic Cell and Human Genetics
- 8) Selected Topics in Biophysics
- 9) Oncology

## 6. TMBにおけるイメージング研究

大きく分けて5つのグループが研究を行なっ



いる。すなわちDigital radiography (DR), CT, 超音波, NMR, 電子顕微鏡画像の処理である(表3)。DRはTGH (Toronto General Hospital)にあるRRL (Radiological Research Lab)と協力して行われているが、主として検出器の開発にウエイトが置かれている。Xe高圧ガスを用いた検出器, シリコンアレイを用いたもの等がある(表3)。

表3. TMBの研究テーマ

**PHYSICS:**

High resolution digital radiography  
Dual kVp xray CT scanning  
High resolution ultrasound detector  
Electron microscope image processing

**CLINICAL PHYSICS:**

3D radiation treatment planning  
Quantitative measurment of lung CT  
Automatic designing of filter

**AVER ALL:**

Basic and clinical studies of NMR

これらのうちHunt, Patterson を中心とした超音波イメージングの分野では, annular array type や conical type の焦点型 transducer の開発によって, 空間分解能1mmのイメージングを実現しており, 欧米に多い乳癌のスクリーニング検査に威力を発揮するものと期待されている。

また, Henkelman, Bronskillらが中心となって進めているNMRのグループは, Technicare社の常電導マグネットを用いた全身用NMR CTの導入(予定本年1月)を機に, これまで行われて来たフーリエ変換NMRによる基礎的検討から癌の早期発見のための臨床プロジェクトに進む予定となっている。

NMRは現時点ではカナダに2台あり, 癌による代謝異常の測定や, tomochemistryの成果が期待される。

また, 放射線像と異なったイメージングの分野では, Ottensmierらによる電子顕微鏡のスペクトロスコピーによるDNA chainの解析がある。特殊なエレクトロンフィルタを用いて, スペクトル別のイメージングを行なうことによって, DNAラセンの内部構造の抽出を行なっている試みは, 画像に興味を持つものとしては実に面白い。OCIのOhensmier galleryのdisplayの一部を写真3に示した。

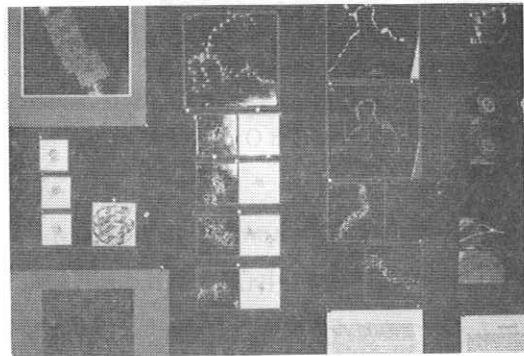


写真3. 電顕の spectroscopy によるDNA分析

## 7. X線CTと治療

本来医用画像はそれが診断に使われるとしても, 結果は何らかの形で治療に役立たなければ意味がない。そういった意味では, CT像による癌の放射線治療計画は, 最もその意にかなうものといえる。

PMHは世界でも最も大きい癌の診療施設といえる。年間の癌新患数は, ほぼ8,000人に達する。参考までに1981年の新患の部位別統計を

表4に掲げた。表からは、肺と乳房の癌が他に較べて大変に多いことが知れる。

表4. PMHにおける癌新患の部位別分類

Cases of Malignant Disease – Distribution by Site of Malignancy and Sex							
April 1980 – March 1981							
Site	Male	Female	Total	Site	Male	Female	Total
Lip	24	2	26	Cervix uteri	0	224	224
Tongue	54	23	77	Other uterus	0	253	253
Rest of Mouth	92	45	137	Ovary, tubes & ligament	0	215	215
Pharynx & Tonsil	93	46	139	Other female genital organs	0	32	32
Oesophagus	55	33	88	Prostate	237	0	237
Stomach	48	23	71	Other male genital organs	89	0	89
Intestine except rectum	100	106	206	Bladder	128	49	177
Rectum & anal canal	155	130	285	Kidney, ureter & urethra	60	34	94
Other digestive system	49	45	94	Brain & nervous system	100	74	174
Nose, middle ear & Acc. sinus	23	9	32	Thyroid gland	21	31	52
Larynx	173	28	201	Secondary carcinoma	122	104	226
Lung, bronchus & trachea	833	298	1131	Hodgkin's disease	71	60	131
Other respiratory system	12	11	23	Other lymphomas	123	106	229
Bone	21	9	30	Leukemia	81	79	160
Connective & other soft tissue	34	18	52	Other sites	75	73	148
Malignant melanoma (skin)	80	95	175	<b>Total malignant cases</b>	<b>3483</b>	<b>3678</b>	<b>7161*</b>
Other cancer of the skin	516	350	866	Cases of non-malignant disease	254	415	669+
Breast	14	1073	1087	<b>Total</b>	<b>3737</b>	<b>4093</b>	<b>7830</b>

X線CTを用いた癌の放射線治療計画は、精度向上のため立体化の方向に進みつつあるが、OCIのCunninghamらは、彼らの開発した治療計画システムを立体化するプロジェクトを進めている。私もこの計画の一部を分担している。やはり一番の問題点は、表示方法、装置に、立体表示のための十分なものがないということである。

具体的な研究としては、コンピュータ化アフターローダーの開発(Leung)、CT像の解析による肺の放射線障害の定量評価(Van Dyk)、3次元フィルタの自動設計(Takizawa)らがある。

## 文 献

- 1) Quantitative PET imaging. Thompson CJ et al. Montreal Neurol. Institute.
- 2) Positron emission tomography detector

design by Monte Carlo techniques. Keller NA, AECL.

- 3) Towards high resolution positron emission tomography for small volumes. McKee BTA, Queen's Univ.

- 4) The influence of scattered radiation on the CT numbers of bone. Chenery SG et al. McGill Univ.
- 5) High resolution ultrasound imaging with conical transducers. Patterson M et al. Univ. of Toronto
- 6) Non-invasive thermometry with a clinical x-ray CT scanners. Fallone BG, McGill Univ.
- 7) Evaluation of new ultrasound diagnostic systems to detect and characterize breast neoplasms. Hunt JW et al, Univ. of Toronto
- 8) Johns HE and Cunningham JR : The physics of Radiology. Thomas, 1980
- 9) Fenster A. Split Xe detector for tomography in CT. J Comput Assist Tomogr. 2: 243, 1978
- 10) Rutt B, Fenster A : Split-filter computed tomography: a simple technique for dual energy scanning. J Comput Assist Tomogr. 4: 501, 1980
- 11) Drost D, Fenster A : Experimental dual xenon detectors for quantitative CT and spectral artefact corrections. Med Phys 7: 101, 1980
- 12) Bronskill MJ, Harautz G, Ege GN : Computerized internal mammary lymphoscintigraphy in radiation treatment planning of patient breast carcinoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys 5: 573, 1979

- 13) Henkelman RM : Increased CT tube life with additional cooling. *J Assist Tomogr* 5: 142, 1981
- 14) Henkelman RM, Priess BR : A nonuniform aperture for CT scanning. *J Comput Assist Tomogr* 5: 401, 1981
- 15) Nunnary RL : Localized measurements of metabolism NMR method: some current and potential applications. *Proc Intern Symp on Nuclear Magnetic Resonance Imaging*. pp181-184, Winston-Salem, NC USA, 1981
- 16) Davis LP, Kaufman L, Crooks LE, et al. : Potential diagnostic specificity of NMR. Same as 10) pp101-105, 1981
- 17) Herkins R, Davis PL, Crooks LE, et al. : NMR imaging of the abnormal live rat and correlation with tissue characteristics. *Radiology* 141: 211, 1981
- 18) Foster FS, Hunt JW : The focussing of ultrasound beams through human tissue. In: Mettrel AF ed. *Acoustical Imaging*. Proc of the 8th Intern Sympo on Acoustical Imaging, Key Biscayne, Florida, 1978, New York: Plenum Press, pp709, 1980
- 19) Foster FS, Arditì M, Hunt JW : The cylindrical transducer scatter scanner. *J Acoust Soc Am* 68: 85, 1980
- 20) Foster FS, Patterson MS, Arditì M, Hunt JW: The conical scanner: a two transducer ultrasound scatter imaging technique. *Ultrasonic Imaging* 3: 62, 1981
- 21) Cunningham JR, Van Dyke J, Battista JJ, Rider WD : The application of CT scanning to radiotherapy treatment planning. In: Garsou J, et al. eds. *Foundamentals in Technical Progress*, Vol. 2., Liege, Belgium: University Press of Liege, II.5.1, 1979
- 22) Cunningham JR, Van Dyke J : The practical implementation of CT for radiotherapy scanning. In: Husband JE, Hobday PA, eds. *Computerized Axial tomography in Oncology*. Proc of 2nd European Seminar on Computerized Axial Tomography. New York: Churchill Livingstone, pp134, 1981
- 23) Van Dyke J, Battista JJ, Cunningham JR, Rider WD, Sontag MR: On the impact of CT scanning on radiotherapy planning. *Comput Tomogr* 4: 55, 1980
- 24) Van Dyke J, Leong PMK, Talor B, Webb J, Johns HE: A technique for the treatment of large irregular fields. *Radiology* 134: 153, 1980
- 25) Umegaki Y ed: *Computers in Radiotherapy*. 7th Intern Conf. on Use of Computers. Tokyo-Kawasaki 1980, Japan Radiological Society: 1981
- 26) Rider WD : CT x-ray measurement of lung density. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 6: 956, 1980
- 27) 滝沢正臣, Cunningham JR : OCI/PMH におけるCT放射線治療計画システムTP-11, 映像情報 14 : 353, 1982

## リング検出器形エミッション・コンピュータ 断層装置を用いた 3 次元脳血流量の測定

佃島津製作所 医用技術部 和 逸 秀 信

### 1. 緒 言

放射性医薬品を用いた脳血流量測定は、マルチプループ法<sup>1)</sup>、シンチレーション・カメラによる方法<sup>2)</sup>などが広く実用化されているが、本法は、リング検出器形エミッション・コンピュータ断層装置を用いて、3次元局所脳血流量を求める方法である。血液脳関門を通過し、脳組織に拡散する拡散性トレーサ<sup>133</sup>Xeを用いて、単位脳組織重量当りの血流量を測定した。本文では、脳血流量算出の原理特にソフトウェアについて報告する。

### 2. 測定装置

#### 2.1 装置の概要

3次元脳血流量測定に用いた装置は、秋田県立脳血管研究所と島津製作所が共同開発したリング検出器形エミッションCT装置 HEADTOME - II<sup>3)4)5)</sup>で、その装置の外観を図1、図2に示した。検出器としては、16×28×70mmの寸法を有するNaI結晶と光電子増倍管の組み合わせたものを64個、直径420mmの円周上に配列した。円周方向の各検出器間には先端の厚みが2mmのくさび状鉛ブロックを入れ、

$\gamma$ 線の透過を防いでいる。

有効視野は、直径210mmの円内とした。本装置はポジトロン測定も可能になっているが、脳血流量測定はシングルフォトンでの測定を行なったので、シングルフォトン用コリメータについてのみに記述する。シングルフォトン用コリメータは、図3に示した様にターボファン形コリメータになっており、図3a)の状態からコリメータが矢印1)の方向に回転した場合、最初は放射線入射方向が矢印1)の方向を向いていて、回転にともなって徐々に中心O)の方向になっていき(図3(b), 矢印2)),

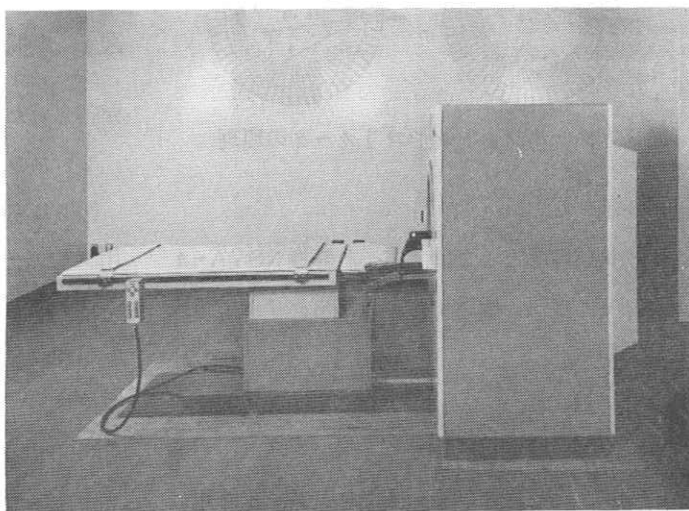


図1. HEADTOME - II 外観  
(ガントリ及びベッド)

180°近く回転した図3(d)の状態では矢印4の方向となる。すなわち、検出器Iの $\gamma$ 線入射方向が矢印1の方向から矢印4方向まで角度 $2\theta$ 振れたことになる。このことは他の検出器についても全く同様であるから、コリメータを180°回転させるだけで多数の検出器のそれぞれが、角度 $2\theta$ の範囲をスキャンしたことになる。なお、コリメータは高分解能用と高感度用が用意されており、脳血流量測定では、

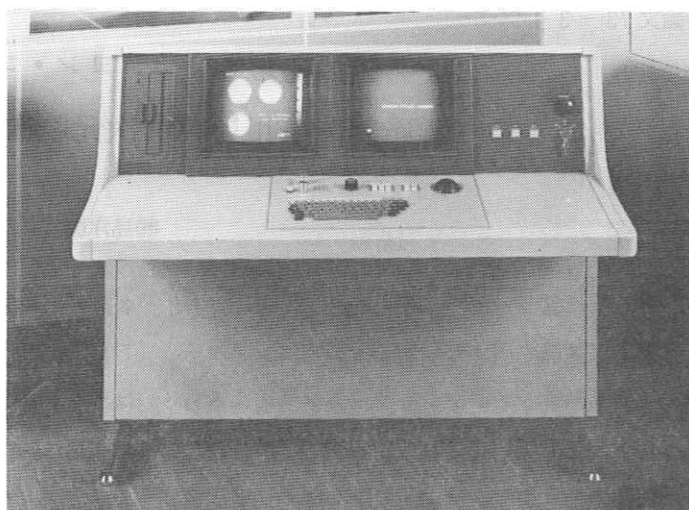


図2. HEADTOME-Ⅱ 外観  
(コンソール部)

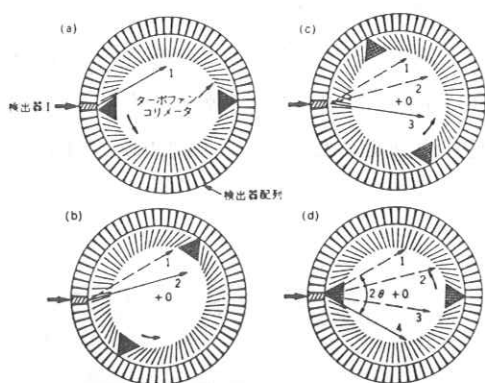


図3. ターボフォトン形コリメータの原理

後者を用いた。

データ処理部としては、電子計算機NOVA-4 X256Kバイト、磁気ディスク25Mバイトで構成されている。

## 2.2 性能

### 1) 空間分解能

図4に、高感度及び高分解能コリメータを用いた時の半径方向および接線方向の空間分解能を示す。高感度用で半値巾(FWHM)20mm以下の性能

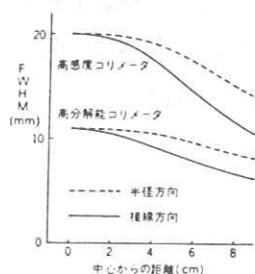


図4. 空間分解能

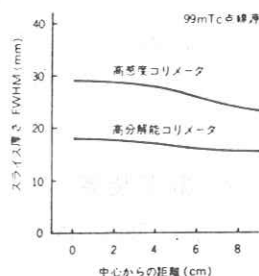


図5. スライス厚さ

が得られた。

### 2) スライス厚さ

図5にスライス厚さをFWHMで示した。高感度用コリメータで30mm以下のスライス厚さを示した。

### 3) 感度

脳血流量測定では、感度が重視されるが、本装置では、 $^{133}\text{Xe}$ を用いて高感度コリメータで23500カウント/ $\mu\text{Ci}/\text{ml}$ の値が得られた。カメラ回転形エミッションCTに比し、約9倍の感度があることがわかった。

なお計数率としては、最高計数率800kcpsの

値が得られる。

以上の性能のもとに、高感度コリメータを用いて、脳血流量測定を行なった。

### 3. 脳血流量測定原理

Kanno-Lassen<sup>6)</sup>により提案された方法を用いて、脳血流量を測定した。

<sup>133</sup>Xe 空気混合ガスを約1分間呼吸し、肺胞から血液に溶け込んだ<sup>133</sup>Xeおよび脳以外の組織からの再循環<sup>133</sup>Xeは、心臓、大動脈、左右頸動脈を経て、大脳両半球へ入力される。大脳両半球へ入力される<sup>133</sup>Xe濃度を $C_a(t)$ とする。 $C_a(t)$ としては、一般に動脈血<sup>133</sup>Xeと肺胞気<sup>133</sup>Xeの濃度が平衡状態になることを利用して、終末呼気<sup>133</sup>Xe濃度曲線を利用した。排泄される<sup>133</sup>Xe濃度を $C(t)$ 、血流量を $f$ 、クリアランス係数を $k$ とすると

$$C(t) = f \cdot C_a(t) * e^{-kt} \quad \dots\dots (1)$$

で表現できる。\*はコンボリューション積分を表わす。ここで $f$ は、分配係数 $\lambda$ を用いると

$$f = \lambda \cdot k \quad \dots\dots (2)$$

となる。

$C(t)$ としては、HEADTOMEで測定した断層像を用いた。一般に $C_a(t)$ は、時間的に広がりをもち(1)式が簡単に解けなくなり、次章に述べる方法で解いた。

### 4. ソフトウェア

(1)式の解法として、アーリィ・ピクチャ法とシーケンシャル・ピクチャ法が考えられる。

#### 1) アーリィ・ピクチャ法

アーリィ・ピクチャ法の原理を図6に示した。

呼吸をモニタして得られた $C_a(t)$ と、 $k$ は各種の値を与えてあらかじめ(1)式の右辺のコンボリューションを行ない、 $C(t)$ を計算する。 $k$ は $k = 0.05$ から $k = 2.00$ まで0.05単位の値を用いた。次に図6(c)に示したように、 $t_1 = 1$ 分、 $t_2 = 3$ 分の $C(t)$ の面積と $t_e = 10$ 分までの $C(t)$ の面積の比 $g$ を計算し、各 $k$ の値に対して図6(d)のノモグラフを作っておく。一方HEADTOMEで得られた各ピクセル $i$ 毎のクリアランス曲線(図6(c))についても同様の計算を行ない、図6中に示された $Q_i$ を計算する。あらかじめ作ったノモ

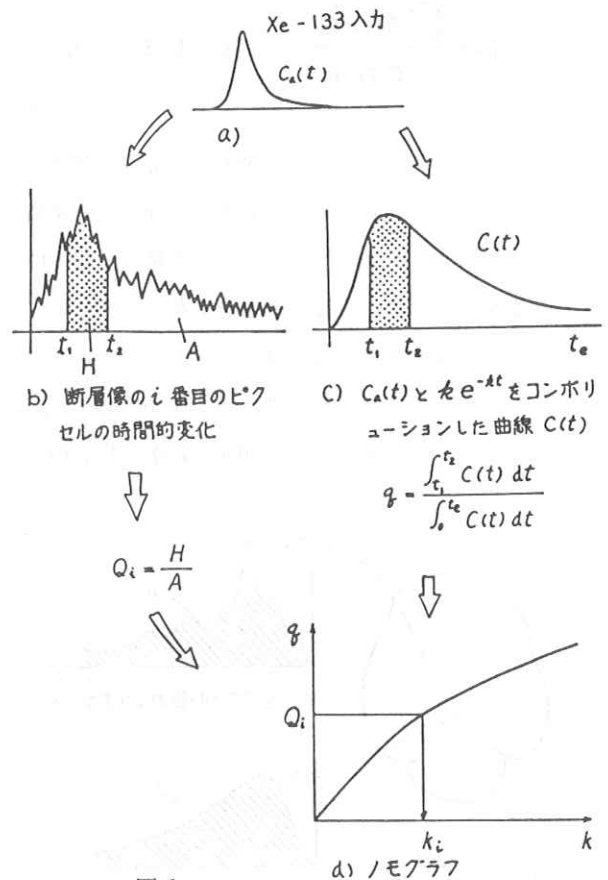


図6

グラフを用いて  $k_i$  を求める (図 6(d))。一方  $\lambda$  は、図 7 に示したように、各ピクセル毎のクリアランス曲線 (図 7 a) の面積  $A_i$  と、各時間毎の断層イメージの全カウントのクリアランス曲線 (図 7 b) の面積の比より求めた。  $\bar{\lambda}$  としては、1.15 という値を仮定した。以上の  $k_i$  と  $\lambda_i$  を用いて、(2)式より、各ピクセル毎の血流量  $f_i$  を計算した。

## 2) シーケンシャルピクチャー法

$C(t)$  の計算は、アーリーピクチャー法と同様に行ない、次に  $q_m$  ( $m = 1, 2, \dots, 7$ ) を計算する。

$$q_m = \frac{\int_{t_i}^{t_{i+1}} C(t) dt}{\int_0^{t_e} C(t) dt}, \quad i = 1, 2, \dots, 6 \quad \dots\dots(3)$$

図 8(d) に示した  $k_i$  と  $m$  に関して、 $q_m$  の表をつくる。HEADTOME で得られたクリアランス曲線 図 8(b) についても同様に  $Q_i(m)$  を計算し、図 8(d) の表を参照しながら最小 2 乗法で  $k_i$  を決定する。以下血流量を求める方法は、アーリー・ピクチャー法と同様である。我々は、図 8 (b)(c) の  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $\dots, t_7$ ,  $t_e$  として 30 秒, 1 分, 1 分 30 秒,

2 分, 4 分, 6 分, 8 分, 10 分を用いた。 $t_e$  を 10 分とするか、8 分, 6 分とするかは任意に指定できるようにした。一般に  $t_e$  を短くするほど、血流量は高い値を示すことがわかった。真値については、まだ判明していないが、今後検討していく必要があり、まだ検査可能な時間 (10 分は長いといわれている。) との関係も考慮する必要がある。

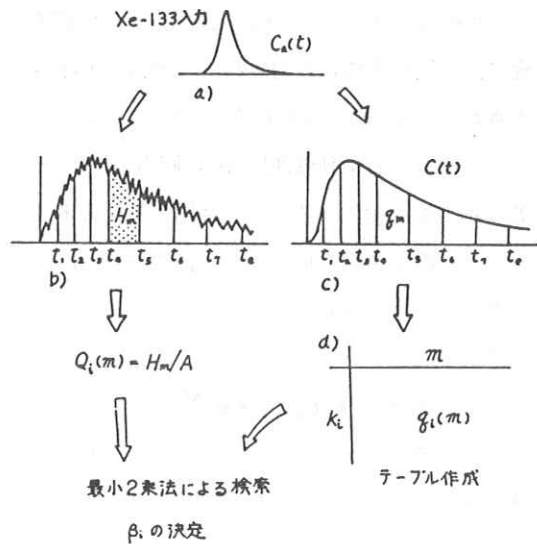


図 8

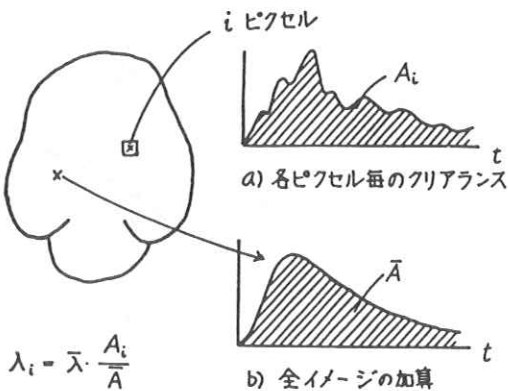


図 7

## 5. 臨床例

図 9 に  $Ca(t)$  の曲線 (静注法による場合), 図 10 に血流イメージを示した。シーケンシャルピクチャー法で  $t_e = 10$  分とした場合である。

## 6. おわりに

本ソフトウェア作成にあたり、ご援助、ご指導をいただいた、秋田脳血管研究センター、上村和夫博士、菅野巖博士、三浦佑子博士をはじめとして、島津製作所、医用事業部技術部の諸氏に深甚

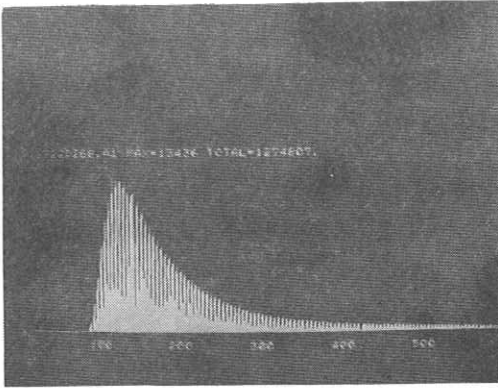


図9.  $Ca(t)$  曲線 (呼吸モニタ)

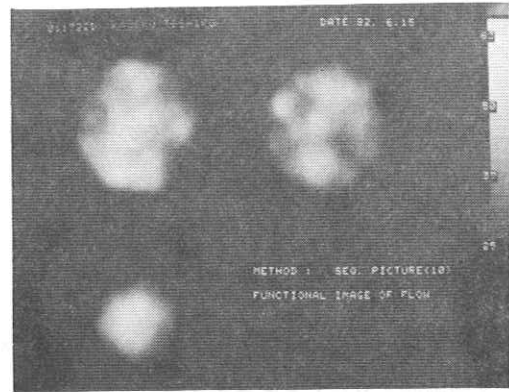


図10 血流量イメージ

の謝意を表わすしだいである。

## 文 献

- 1) Paulson, O. B., Cronqvist, S., Risberg, J., Jeppenson, F. I. : Regional Cerebral blood flow: A comparison of 8-detector and 16-detector instrumentation, J. Nucl. Med., 10, 164~173 (1969)
- 2) 菅野, 上村, 三浦: オートフルオロスコープと電算機による局所脳血流量測定システム, 核医学 13, 183~191 (1976)
- 3) Hirose Y, etc. "A Hybrid Emission CT-HEADTOME II", IEEE Trans, N. S. Vol NS-29, No. 1. P. 520~523, (1982)
- 4) Kanno, I etc, "HEADTOME: A Hybrid Emission Tomograph for Single Photon and Positron Emission Imaging of the Brain, J. Comput, Assist, Tomogr 5 (2) P. 216~226 (1981)
- 5) 上村他, "リング形エミッションCT装置

HEADTOME-IIの開発"島津評論Vol 39, No. 2 P. 83~93 (1982)

- 6) Kanno, I and Lassen A "Two Methods for Calculating Regional Cerebral Blood Flow from Emission Computed Tomography of Inert Gas Concentrations, J. Comput. Assist Tomogr Vol 3, No. 1. P. 71~76 (1979)



# X線コントラストと線質

その一つの解析法(仮称MUT法)

九州大学 歯学部 歯科放射線学講座

小西 圭介, 豊福不可依, 神田 重信

## 1. はじめに

X線画像は, X線の線質に大きく影響を受ける。

X線画像のなりたちを考える時, 3つの部分に分けて考えてみる。①X線が被写体により減弱される。②被写体を抜けたX線が二次元検出器に到達し, それが検出信号を作る。③二次元信号を何らかの処理で我々の目に映ずるように画像を構成する。

①に関しては, X線が厚さ  $t$  の物質によって減弱される関係はその物質の吸収係数を  $\mu$  として, 入力強度  $I_0$ , 出力強度  $I$  として周知のように

$$I = I_0 \exp(-\mu t) \dots\dots\dots (1)$$

となるが, この  $\mu$  は物質, X線の光量子エネルギーによって異なる値をとり, 生体に関して対象が骨と軟部組織の2種を考えれば良く, 図1に示すようなエネルギー依存性を示す。また②に関しては, 検出器の検出効率がやはりエネルギー依存性を示す。代表的な銀塩フィルムでは, 図2に示すように, この例はデンタルフィルムの感度を単色X線で調べたものであるが,<sup>1)2)3)</sup> 主剤のAgBrの銀のK吸収端に相応して鋭い感度上昇をみる事ができる。

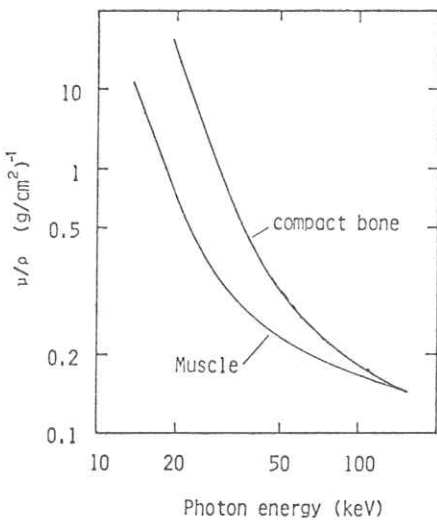


図1. 骨と軟部組織の質量吸収係数

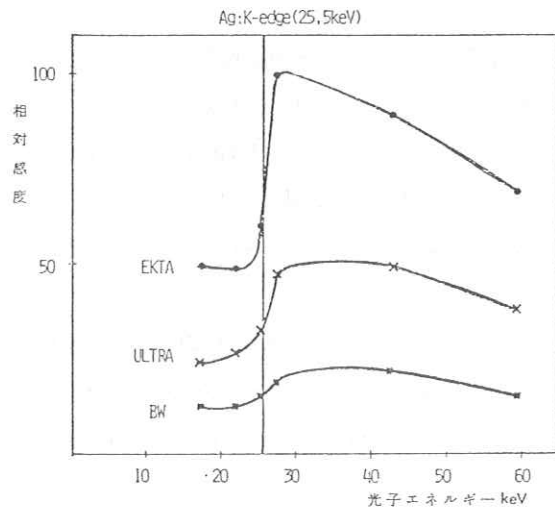


図2. デンタルフィルムの感度エネルギー依存性

また図3は、スクリーンフィルム系の感度であってVyborny, 土井らのデータである<sup>4)</sup> これをみると蛍光物質の主剤のX線吸収能に強く依存しているのがよくわかる。これら①, ②を通して得られる映像は光量子エネルギーすなわちX線線質に影響を大きく受ける。本論文ではこの映像のコントラストを③の処理をも含め解析して行くのが目的である。③の処理としては検出器にもよるが、ここでは現像処理によるフィルムの特性曲線の一つの表現として取り扱うが、最近、発表して来たDigital 画像では様々な柔軟な処理を含み得る。従ってそれらは機会を新に論じられる事になるであろう。

## 2. 単色X線での取扱い

議論を単純化する為に光量子エネルギーが単色に近い場合についてまず論ずる。

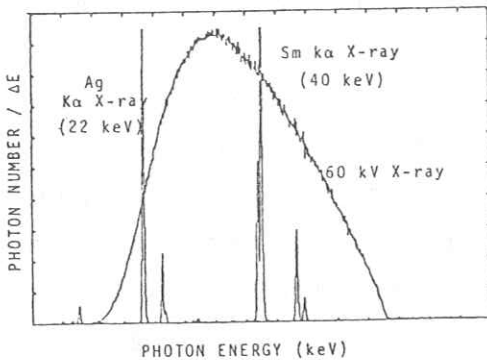


図4. 単色X線と日色X線  
エネルギースペクトル

の情報は十分であるが、歯槽骨あたりのコントラストは低下している。これらのコントラストを理論的に考えてみる。被写体が単一物質であれば(1)式のような関係になる。この場合、デンタルフィルムでは蛍光スクリーンを使わないので銀塩の吸収線量が検出器の情報という事になる。線質は単色であるから吸収線量への換算は単一の定数を掛ければ一次近似の感度が得られるであろう。従って吸収線量を  $D$  とし、換算定数を  $K$  とすれば、(1)式から

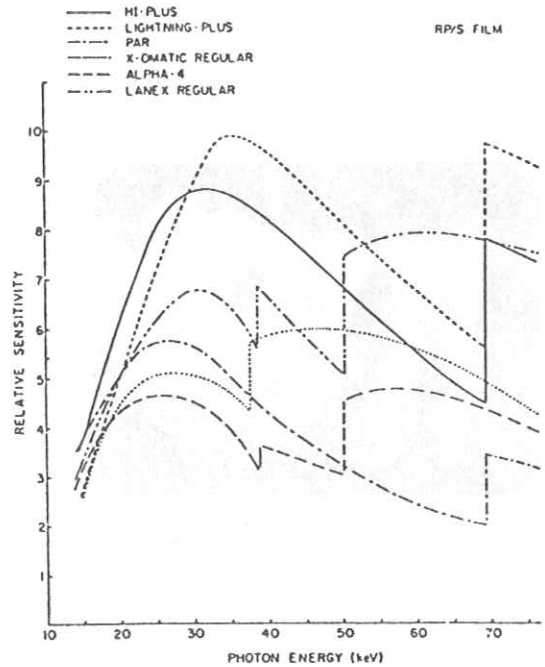


図3. フィルムスクリーン系の  
感度エネルギー依存性

我々は最近単色X線によるX線写真の研究を行っているが<sup>1)2)3)</sup> 図4に示すような銀のK X線(約22 keV)とサマリウムのK X線(約40 keV)を用い、乾燥下顎骨をMix-Dp で肉付けたファントムを撮影したものを図5, 図6に例示する。これらを見ると線質による違いがはっきりとわかる。つまり、図5のAgのK X線では、歯槽骨の部分は良好なコントラストを示すが、歯冠部などのX線学的に厚い部分は白く抜けて情報不足である。また、図6のSmのK X線の方では歯冠部で

$$D = kI = kI_0 \exp(-\mu t) \quad \dots\dots\dots (2)$$

となる両辺の常用対数をとって

$$\log D = \log(kI_0) - 0.4343\mu t \quad \dots\dots\dots (3)$$

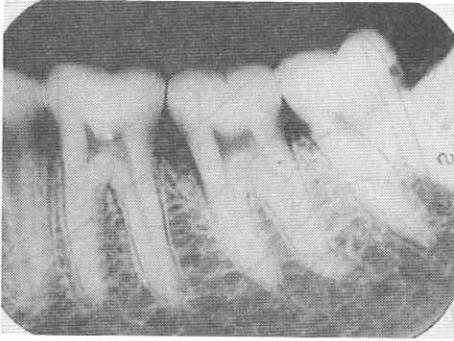


図5. 単色X線写真 銀KX線(22keV)



図6. 単色X線写真 サマリウムKX線(40keV)

特に銀塩フィルムの現像後の黒化度と線量の関係は線量を対数にとった特性曲線で示するのが一般的であるので、この(3)式を対応して考えてみると、右辺の第一項は定数であり不変である。変化し得るものは厚さ  $t$  が、その物質の吸収係数  $\mu$  の割合で、一次関係で、特性曲線の横軸に対応させる事ができる。もし被写体が2成分でも  $\mu_1 t_1 + \mu_2 t_2$  が(3)式の  $\mu t$  に代るだけで、一つのX線コントラストを示している。この量を  $M$  として、 $\mu t$  に対応するものとしMUT量と仮に呼ぶ事にする。これをわかりやすく図示する

と図7のようになる。

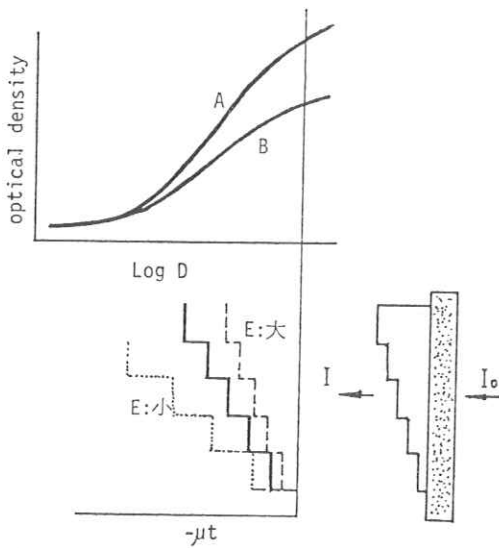


図7. MUT量の説明図

$I_0$  の強度のX線が被写体を通り抜け  $I$  の強度になるが線質が一定ならばX線コントラストは  $t$  のみで直線的に変化し、光量子エネルギーが変れば、その係数  $\mu$  が変化する。またMUT量は一定でもフィルムの種類や現像法等による特性が違い、A、Bなどのように写真コントラストが変わって来る。

しかしいずれにしろ、このMUT量を計算する事によってX線コントラストを予測する事ができる。そこでこの妥当性を確かめる為に図8のようなアルミニウムのステップとアクリル板を単色X線で写真を撮り、計算によるMUT量に対応させて時間スケールで作った特性曲線の横軸に目盛り、それぞれの黒化度を測り○印で示したところ、時

間スケールの特性曲線（実線）とは比較的良好一致をみた。少しのずれの原因は、色々考えられるが、一つには被写体から出る散乱線が全体にバックグラウンドとして効いているので、その効果を線量として盛込むと両者はより良く一致すると考えられる。

### 3. 白色X線での取扱い

実際のX線撮影では白色のX線が使われ、さらに被写体も複数の成分をもっている。従ってそれらのMUT量を計算するのは複雑になる。光子のエネルギーを $\epsilon$ 、 $i$ を被写体構成々分として

$I_0(\epsilon)$  : 光子エネルギースペクトル

$f(\epsilon)$  : 検出器のエネルギー吸収特性

とすればMUT量は次式ようになる

$$M = \log D = \log \left[ \int_0^E I_0(\epsilon) \cdot \epsilon \cdot f(\epsilon) \cdot \exp \left\{ -\sum \mu_i(\epsilon) \cdot t_i \right\} d\epsilon \right] \quad \dots\dots(4)$$

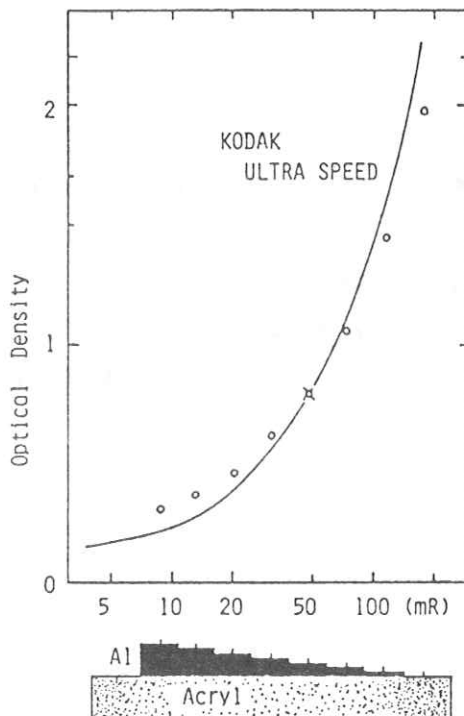


図8.

### 4. 種々の線質による特定の被写体のMUT量

こゝで特定の被写体として図5、図6で写したファントムをとりあげてみる。その被写体の厚みを(1)骨、顎骨を構成しているHydroxyl Apatiteと(2)Mix-Dpで代用しているSoft tissueの2成分とする。図9に示すような○印の点のそれぞれの量を我々が開発したPolychromatic Photon Abso-

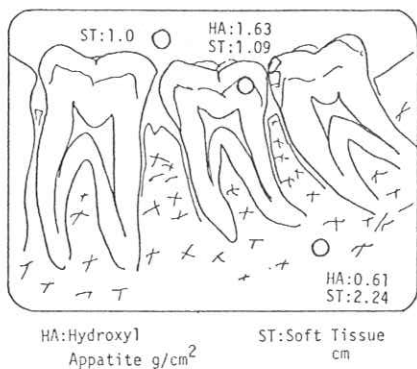


図9.

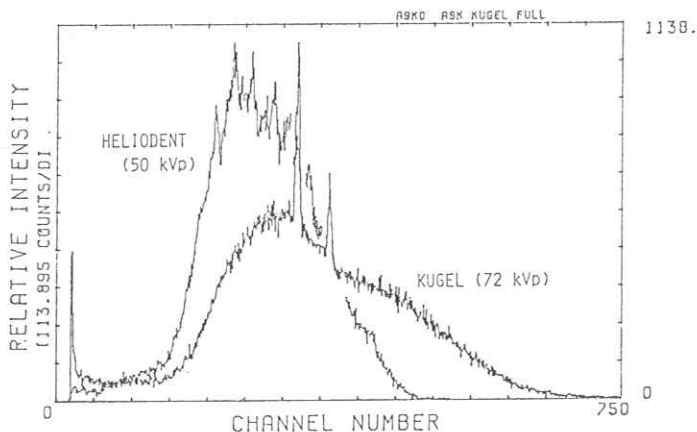


図10 白色X線エネルギースペクトル

rptiometry (PCPA法)によって実測した<sup>5)6)</sup>

それぞれの測定値は図9に示してある。これらを基に、検出器をデンタルフィルムとしてAgBrを主成分とみなし、色々な線質についてMUT量を計算した。注目した点は図9の中の○印で軟部組織(Soft tissue:ST)のみの部分、歯冠(Crown:CR)の一番X線学的に厚い部分、それにそれらの中間の歯槽骨(Alveolar)の部分とした。線質は単色X線ではAgのKX線(22keV), Snのそれ(25keV), Smのそれ(40keV)であり、白色X線は歯科用撮影に用いられるHeliodent(50kVp), Kugel(72kVp)の2機種のものを用いた。そのX線スペクトルは図10に示す。それらの計算結果は図11に示す。歯槽骨の部分の平均濃度が、KODAK, ULTR SPEEDのフィルムで濃度0.8になるように示してある。これをみるとAgの22keVでは歯冠部も軟部組織もそれぞれ露出不足、過度となり、情報量が十分でないことを示している。これは写真(図5)でも良く伺える。

次にSn(25keV)ではMUTの範囲がやゝ広がり過ぎていると考えられる。Sm(40keV)では逆に、MUTの範囲がせま過ぎてコントラストが低くなり、やはり情報量に損失をきたしている。

一方、白色X線の方はHeliodent(50kVp)はかなり有効な情報を持っているが、ULTR SPEED

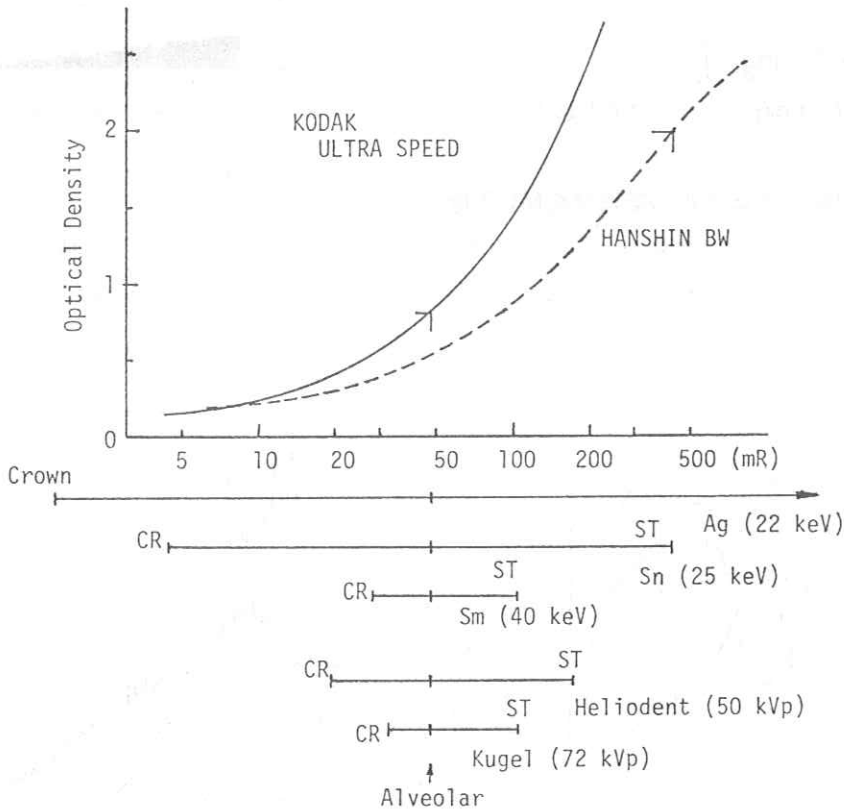


図11. 種々の線量による歯冠、歯槽骨、軟組織部それぞれのMUT量とフィルム特性曲線

のフィルムを使用する限り適正露出を要求される。露出が少ない場合、または多い場合、(その場合、それぞれのMUT量は左や右へそのまま平行移動するのみである。対数で考えているので、この点便利である。)写真濃度の点から情報が欠ける恐れがある。Kugel(72kVp)はSm(40keV)に近いコントラストを持つ。こゝで特長的なのは、白色X線の方は、歯槽骨と歯冠部のコントラストが、単色のものに比べ、軟部組織のコントラストよりも小さくなっている。これは白色X線がX線学的に厚い部分を通るために線質が硬くなった結果を良くあらわしている。歯槽骨、軟部組織のコントラストとの比率を単色X線のそれと比較すれば良くわかる。

## 5. 結 論

X線コントラストの一つの表現法としてMUT量なるものを考えたが、これは検出器の吸収線量をも加味した広義の意味のX線コントラストであり、フィルムの特性曲線の横軸からの導入であるので、線量の対数となっているが、一般化の意味で検出器の吸収線量と信号が比例していれば(FujiのFCRなどのように)、わざわざ対数を取る必要もないようであるが、放射線の強度が、厚みに対して指数関数という減弱の関係をとる限り、 $\log D$ が、実効的なX線学的厚みを意味すると考えられ、またDynamicrangeも広がるので、線量の対数という関係は捨てがたい。いずれにしろ、また特定の被写体に対して、色々な線質の最適化を調べる上に有効であろうと思われる。近い将来、様々な二次元検出器が出現すると予想され、それらは個々のX線エネルギー依存の感度を持つであろうし、またDRに代表されるように、検出器信号以後に加える処理によって画像に柔軟な加工を予測するとき、MUTのような量を考えて行くのも一つの解析法として有用な手段であろう。

## 文 献

- 1) 小西圭介, 豊福不可依, 神田重信: 単色白色X線発生装置について, 歯科放射線 21: 265~269 (1982)
- 2) 豊福不可依 他: デンタルフィルムにおける感度のX線エネルギー依存性, *ibid.* 22: 108. (1982)
- 3) 日高勝美: *ibid.* 22: 印刷中 (1982)
- 4) Vyborny C. J. et al: Screen/Film System Speed: Its Dependence on X-Ray Energy, *Radiology* 125: 811~816, (1977)
- 5) 小西圭介, 豊福不可依: 特定物質のみをX線像より抽出できる可能性をもつ Polychromatic Photon Absorptiometry (PCPA) について, 放射線像研究 9: 130~136 (1979)
- 6) 小西圭介, 豊福不可依: 複数の単色X線束による減弱を利用した多成分定量分析法 日医放会誌 40: 168~170, (1980)

## スクリーン・フィルム系における画像評価

朝日ヶ丘病院 戸崎 安司  
 千葉大学工学部 犬井 正男  
 千葉大学医学部 田中 仁

### 1. はじめに

X線撮影系における被曝線量低減の方法としてスクリーン・フィルム系の高感度化があるが、高感度化に伴う画質の劣化が問題になる。このため高感度かつ高品質画像である系への改良が必要とされている。

今回、高感度希土類増感紙とタングステン酸カルシウム増感紙、そして色素画像であるメディクロームフィルムと一般の黒白X線フィルムから成る4種類のスクリーン・フィルム系の画像特性を求め比較検討した。

従来の画質に関する物理的評価と、視覚による評価の対応を論ずることは難しい。このため本実験では、感度の依存性をも含めたSN比の伝達特性(DQE)と画像の相対的なSN比を画質評価に用いた。そして画像の相対的なSN比をX線用ランドルト環チャートを用いた信号検出能力の被験者実験の結果と比較検討し、それらの有用性を調べた。

### 2. 画質評価

#### 2.1 DQE

SN比の伝達特性DQE (Detective quantum efficiency) を空間周波数領域に拡張するおつぎのように定義される。<sup>1)2)3)4)5)</sup>

$$DQE = \frac{[SNR_{output}(u)]^2}{[SNR_{input}(u)]^2} = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot g^2 \cdot MTF^2(u)}{q \cdot NWS(u)}$$

ここに、SNRはSN比で、 $[SNR(u)]^2$ は信号のウイナースペクトルとノイズのウイナースペクトルの比である。 $u$ は空間周波数、 $q$ は単位面積あたりの入射X線量子数、 $NWS$ はノイズウイナースペクトル、 $g$ は階調度、すなわち特性曲線の傾きである。

#### 2.2 X線写真画像のSN比

医用X線写真画像のようにノイズの大きな系の信号検出能力は、信号対ノイズ比SNRと密接な関係にあるので、<sup>6)7)8)9)10)</sup> 信号の検出能力を、空間周波数におけるSN比によって客観的に評価することが可能であると考えられる。

出力のSN比は入力<sup>11)</sup>のSN比にDQEの平方根を乗ずることにより容易に求めることが可能である。

式(1)より

$$\begin{aligned} SNR_{output}(u) &= SNR_{input}(u) \times DQE^{\frac{1}{2}} \\ &= SNR_{input}(u) \cdot q^{\frac{1}{2}} \times DQE^{\frac{1}{2}} \\ &= S_{input}(u) \times \frac{\log_{10} e \cdot g \cdot MTF(u)}{[NWS(u)]^{\frac{1}{2}}} \end{aligned}$$

つまり $DQE^{\frac{1}{2}}$ に $S_{input}(u) \cdot q^{\frac{1}{2}}$ を乗ずることにより $SNR_{output}(u)$ が求まる。

### 2.3 信号検出能力

微小な信号の検出能力を評価するためのチャートは多くある。<sup>11)12)13)</sup> X線用ランドルト環チャートを用いると、つぎのような利点がある。ランドルト環写真画像による被験者実験は、ランドルト環の欠落部の位置する方向を答えることによって、検出能力を判定するため、他の解像力チャート等を用いる場合より個人差が少なく、より正確な判定ができる。矩形波チャートを用いた場合、粒状モトルが条線に重なり、条線の一部が欠落した状態となっても、その前後関係より検出可能であると判定してしまう可能性が大きい。これに対し、ランドルト環の場合では、粒状モトルが重なった個所に、新たな欠落部が存在するかのように知覚されるため、粒状モトルの影響による検出能力の低下を正答率の低下として適確に判定することができる。

以上より、ランドルト環写真画像による被験者実験は、X線写真画像のようなノイズの大きな系の信号検出能力の評価に適している。

## 3. 実験及び結果

### 3.1 実験装置及び材料

X線装置	東芝KXO-12-03	
X線管	東芝DRX-61A	
現像機	GEVAMATIC60, 250U	
現像液	G153, G43	
定着液	G353, G334	
増感紙	MR-400	(M4)
	Universal	(UN)
フィルム	Curix-RP1	(CU)
	Medichrome S・M1	(ME)

(Agfa - Gevaert)

濃度計 小西六PDA-65

マイクロデンストメーター

小西六PDM-5B

ランドルト環チャート

[307(18-8)ステンレス 20 $\mu$ m厚,  
線幅1.250~0.078mm, 22段階]

計算機 日本電気PC8001

ラドメーター 応用技研AE131DW

### 3.2 写真特性曲線

X管電圧60kV, X管電流50mAとし、タイマーの各目盛に対する照射線量をラドメーターで測定し、タイムスケール法によって4種類のスクリーン・フィルム系の特性曲線を求めた。この曲線を微分することにより階調度 $g$ を求めた。

これらの結果を、図1, 2に示す。

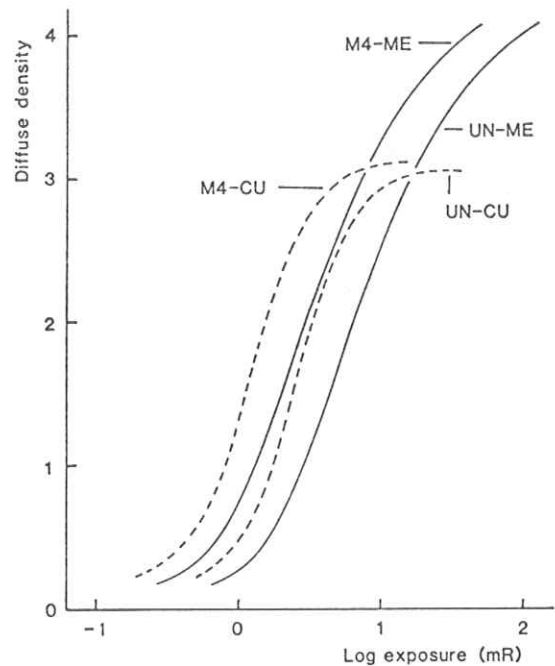


図1. 写真特性曲線



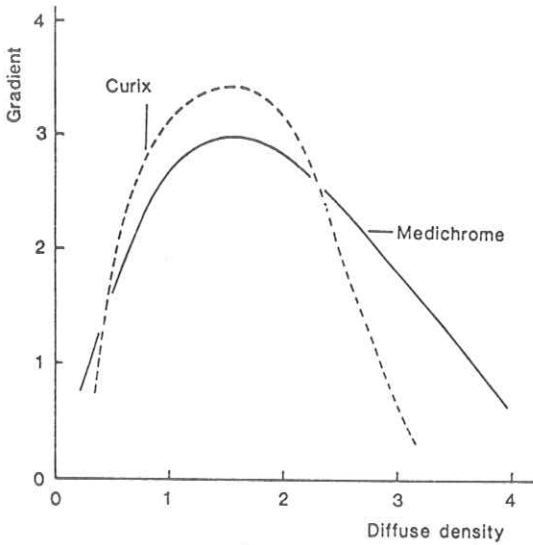


図2. フィルムの階調度対拡散濃度曲線

濃度 1.0 における相対感度はUM-MEを100とするとUN-CUは160, M4-MEは200, M4-CUは330である。増感紙としてMR-400を使用した系は約2倍の感度が得られた。フィルムとしてメディクロームを使用した系は、カブリ濃度が低く、高濃度域が伸びているため有効濃度範囲が広く、露光許容範囲も広い。

### 3.3 RMS粒状度

試料をマイクロデンシトメーターで走査し、得られたデータを計算機で処理してRMS粒状度を求めた。マイクロデンシトメーターのアーチャーサイズは幅  $10\mu\text{m}$ 、高さ  $1000\mu\text{m}$  で、サンプリング点数 500 で、15回走査して測定した結果を図3に示す。この図よりメディクロームを使用した系はRMS粒状度が低く、濃度による変動も少ないことがわかる。

### 3.4 ノイズウイナースペクトル

RMS粒状度を求めるのに用いた走査データから計算機で装置濃度ノイズウイナースペクトルを

求めた。さらに装置濃度ノイズウイナースペクトルから拡散濃度ノイズウイナースペクトルに変換した。濃度約 1.5 に対する各系のノイズウイナースペクトルを図4に示す。

メディクロームを使用した系の方が低いことが

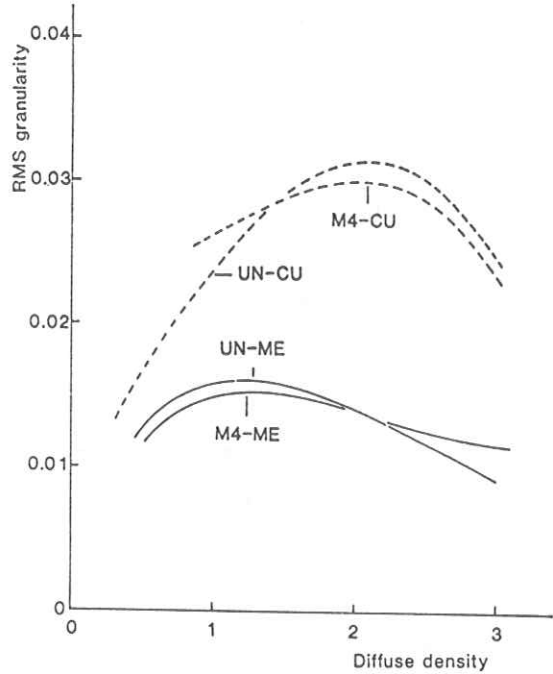


図3. RMS粒状度対拡散濃度曲線

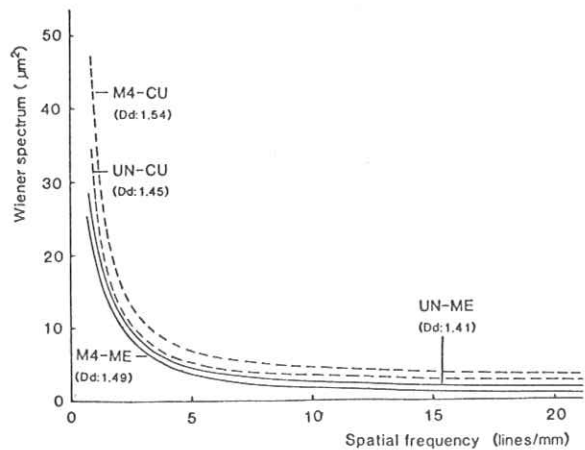


図4. ノイズウイナースペクトル

わかる。

### 3.5 MTF

スリット法によりスクリーン・フィルム系のMTFを求めた。スリットは厚さ0.1mmのタングステン板をアクリル板に固定したもので、幅は気温16°Cのとき15μm、高さ30mmであった。FFD189cmでX線照射して得られた線像をマイクロデンシトメーターで走査した。走査条件は粒状度のときと同じで、サンプリング点数は256、走査回数は5であった。得られた走査データを計算機で装置濃度から有効照射線量に変換してLSFを求め、これをフーリエ変換してMTFを求めた。得られた結果を図5に示す。

増感紙としてUniversalを使用した系が低周波数域から高周波数域まで高いスペクトルである。

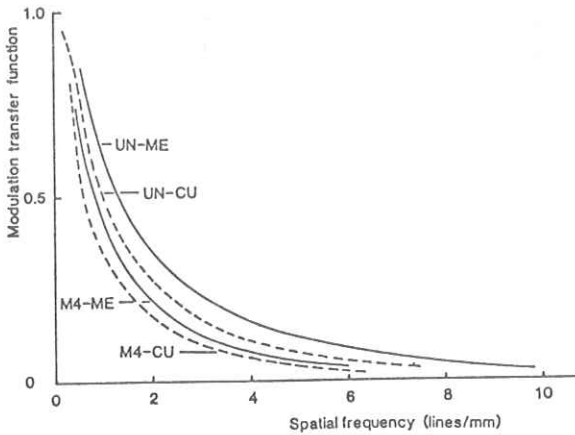


図5. MTF

### 3.6 入射X線量子数

単位面積あたりの入射X線量子数 $q$ は次式より求める。<sup>14)</sup>

$$q = \frac{54.3 \times 10^{10}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air} \cdot h\nu} \cdot R \quad [\text{quanta}/\text{m}^2]$$

ここに $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}$ は空気質量エネルギー吸収

係数、 $h\nu$ (MeV)はX線エネルギー、 $R$ は照射線量である。本実験においてX管電圧60kVのときアルミニウムの半価層から求めた実効エネルギーは28.3keVであった。

### 3.7 DQE

各スクリーン・フィルム系の各濃度における階調度と $q$ の値、各空間周波数におけるMTFの値、各濃度、各空間周波数におけるノイズウイナースペクトルの値を式(1)に代入してDQEの値を求めた。図6にM4-ME、UN-CUの各濃度、各空間周波数におけるDQEの値を示す。UN-ME,

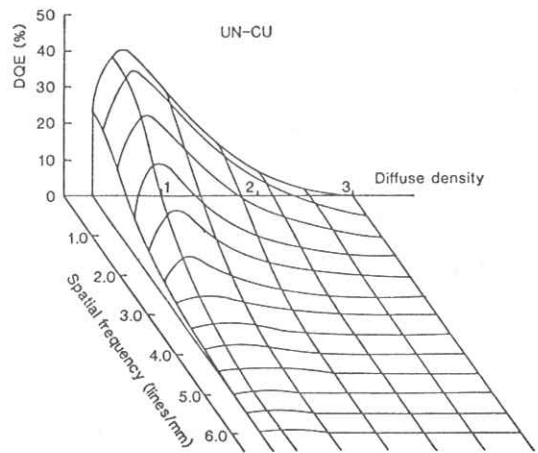
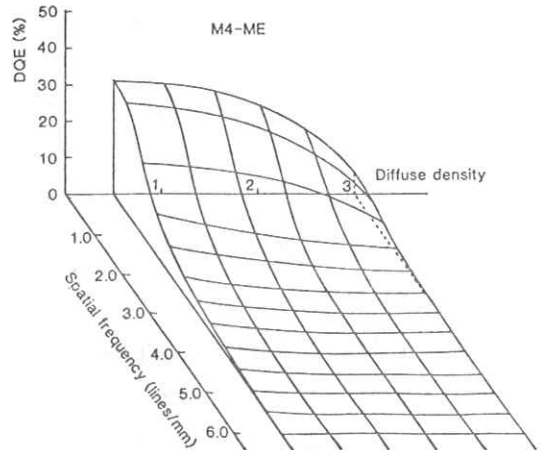


図6. DQE

M4-CUはこれらより低い値である。

DQEの対濃度形状は系の感度、階調度、ノイズウイナースペクトルの値によって決まり、対空間周波数形状はMTFの平方とノイズウイナースペクトルの比によって決まる。

M4-MEとUN-CUを比較すると濃度1.0以下ではUN-CUの値が高く、1.0以上ではM4-MEが高くかつ高濃度化による値の減少度が小さい。そしてグラフに示さなかったUN-MEはMTFが高周波数域まで高い値を保つためDQEの値も高周波数域まで伸びているが階調度の値が小さく感度が低いため、低空間周波数域で最も小さな値である。またM4-CUは他の3つの系より感度が高いことから $q$ の値が最も小さくなり、DQEの値が大きくなるはずであるが、MTFの値が小さくノイズウイナースペクトルの値が大きいためM4-MEより低い値である。

### 3.8 画像の相対的なSN比

式(2)より  $\log_{10} e \cdot g \cdot MTF(u) / [NWS(u)]^{\frac{1}{2}}$  の値を各空間周波数における画像の相対的なSN比として、図7に濃度約1.5に対する各系の値を示す。UN-MEが一番高い値であるがこれは感度

が低い、すなわち $q$ の値が大きいためである。

### 3.9 ランドルト環写真画像による信号検出能力の評価

配置の違う2枚のチャートを使用して作成したランドルト環写真画像を同一観察条件下で、視距離固定せずに5名の被験者に欠落部位の方向を指摘させ各周波数における正答率を求めた。

濃度1.5に対する各系の各周波数における正答率を図8に示す。ランドルト環の欠落部位の方向が8方向であるので最低12.5%の正答率があるものとした。UN-MEが高周波数域まで高い正答率である。

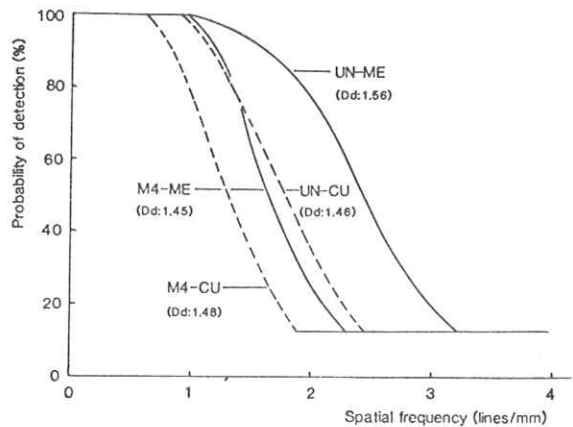


図8. ランドルト環画像を用いたときの信号検出能力

## 4. 検 討

増感紙が同じ場合、メディクロームを使用した系の方が粒状性もMTFも良い結果が示された。しかしメディクロームを使用した系は感度が低いので同感度の系と比較しなければ、色素画像X線フィルムによる画質特性の変化を適確に論ずることはできない。

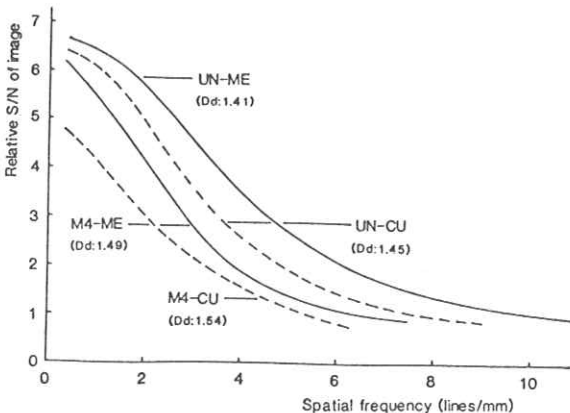


図7. 画像の相対的なSN比

図7と図8を比較することにより、信号の検出能力と画像の相対的なSN比は密接な関係があることがわかった。入力信号のウィナースペクトルとDQEから得られる出力のSN比は信号検出能力の一元評価を可能にするものと考えられる。

出力のSN比の向上には、入力のSN比の向上とスクリーン・フィルム系におけるSN比の伝達特性の改良が考えられる。入力の向上は入射X線量子数を増加させることになり、被曝線量の低減化とは逆行する。また、SN比の伝達特性の改良として、粒状度、MTFの改良が考えられるが、高感度を保ったままでの改良が必要とされる。

## 5. ま と め

系の感度が比較的近いM4-MEとUN-CUを比較すると、RMS粒状度、ノイズウィナースペクトルではM4-MEの方が良い結果であり、MTFではUN-CUの方が高い値である。そしてDQEは濃度1.0以下ではUN-CUの値が高く1.0以上ではM4-MEが高くかつ高濃度化による値の減少度が小さい。

画像の相対的なSN比の結果とランドルト環写真画像による信号検出能力評価の結果から4種類の系を比較すると、画像の相対的なSN比の値が大きい程、信号検出能力評価においても高い正答率を示した。

## 文 献

- 1) A. Rose : J. SMPTE ., 47, 273~294 (1946)
- 2) R. C. Jones : Photogr. Sci. Eng., 2, 57~65 (1958)

- 3) G. R. Bird et. al. : Opt., 8, 2389~2405 (1969)
- 4) R. Shaw : J. Photogr. Sci., 11, 199~204 (1963)
- 5) R. F. Wagner, et. al. : Proc. SPIE., 173, 162~165 (1979)
- 6) 竹中栄一 他 : 日医放学会誌, 26, 1249~1265 (1966)
- 7) 竹中栄一 他 : 日医放学会誌, 26, 1319~1334 (1967)
- 8) 中島録彦 他 : 日写誌, 32, 147~158 (1969)
- 9) R. Halmshaw : J. Photogr. Sci., 19, 167~177 (1971)
- 10) T. W. Barnard : Photogr. Sci., 16, 144~150 (1972)
- 11) 川村義彦 他 : 日放技学誌, 36, 389~394 (1980)
- 12) David J. Goodenough, et. al. : Radiology, 110, 89~95 (1974)
- 13) 中前晴雄 他 : 日放技学誌, 34, 34~39 (1978)
- 14) H. E. Johns, et. al. : "The Physics of Radiology," 3rd ed., Charles. C. Thomas, p.303 (1969)

## NMR-CTの開発について

島津製作所医用機器事業部 津田元久

### 1. はじめに

NMR医用画像装置が早期ガン発見の有力な手段になるのではないかと期待され、臨床試用が始まっている。島津製作所においても開発が進められており、人体の画像が出るようになっているが、ここではその現況の一端を紹介することとした。

NMR現象を利用して、水素原子核の密度分布像あるいは緩和時間の分布像を描出することが一般に行なわれている。画像作成の基本である物理現象は同じであるが、データから画像を再構成する手法は大きくわけて2通りある。すなわちX線CTと同じ投影復元法と2次元フーリエ変換法がそれである。

NMR医用画像装置の発展段階の初期には、X線CTの手法をそのまま利用する投影復元法がもっぱら用いられたが、最近では2次元フーリエ変換法が主流になりつつあり、当社の試作機も現在はこの方式で動いている。

本稿では最初にNMR現象の概略を述べ、次いで2次元フーリエ変換法のあらましを紹介し、最後に得られたNMR画像を例示する。

### 2. NMR現象

NMRとは核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance)の略語である。物質中の原子核は電荷を持っており、これが核の中で回転しているので磁気モー

メントを発生している。つまり個々の原子核は小さな磁石と考えることができる。

いま図1に示すように、物質に強い直流磁場を

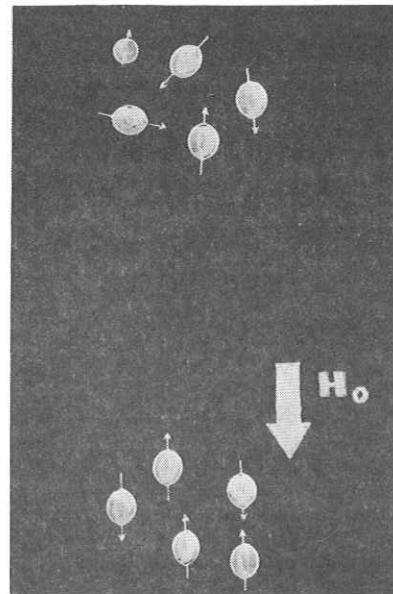


図1. 水素原子核の磁気モーメントと外部磁界

かけると、原子核の小磁石はこの直流磁場の方向を向く。原子核を回転しているコマにたとえると、コマの回転軸が一齐に直流磁場の方向を向いていることに相当する。

ここで、直流磁場に垂直な方向に高周波磁場を加えることとし、その周波数と直流磁場の強さとの間に次式の関係があるときは、各原子核のコマの回転軸は直流磁場の回りに歳差運動(ミソスリ運動)を起こす。

$$W_0 = 2\pi f_0 = \gamma H_0 \quad (1)$$

但し、 $H_0$ : 直流磁場の強さ、 $f_0$ : 高周波磁場の周波数、 $\gamma$ : 原子核に個有の定数、 $W_0$ : 角速度

ミソリ運動によって軸が倒れる角度は、高周波磁界の強さと印加時間の積に比例する。強さおよび時間を適当に調整すれば、ミソリの角度を $90^\circ$ や $180^\circ$ にすることができる。

高周波磁界を切ると、原子核は $f_0$ の周波数の高周波を放出しながら元の状態にもどる(歳差運動が減衰する)。この減衰に2種類があり、それぞれの時定数を $T_1$ (縦緩和時間)、 $T_2$ (横緩和時間)と呼んでいる。臨床的に意味が大きいのは前者であり、ミソリの角度を $180^\circ$ 倒したとき、直流磁場方向への原子核磁場強度の回復の時定数(緩和時間)としてとらえられる(図2参照)

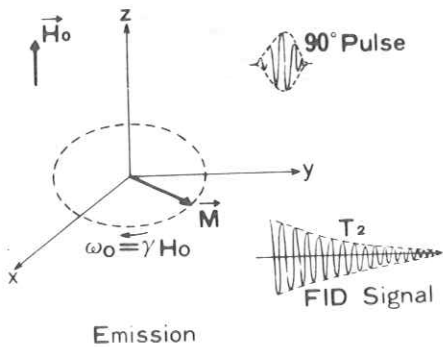


図2. 高周波磁界と静磁界の水素原子核に及ぼす影響

原子核を共鳴させるための高周波電力を共給するコイルは、そのままタイムシェアリングで原子核の放出する高周波のピックアップコイルとして使用される(図3, 図5参照)

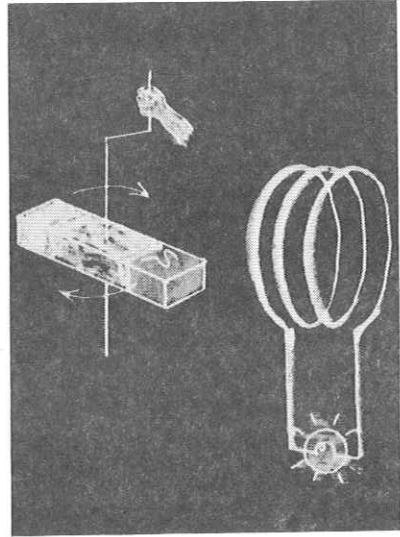


図3. 水素原子核と高周波コイル

### 3. NMR像再構成法

以前述べたように、像再構成法にはCTと同様な投影復元法と二次元フーリエ変換法があるが、ここでは二次元フーリエ変換法の一つであるスピンワープ法のあらましを述べる。

NMR画像は断層像である。したがってまず断層面を決めなければならない。そのためには、一定の周波数に対して核磁気共鳴条件(1)式を満たす平面を作ること考えればよい。このためには主磁界としての静磁界と、傾斜磁界とを導入する(図4)。

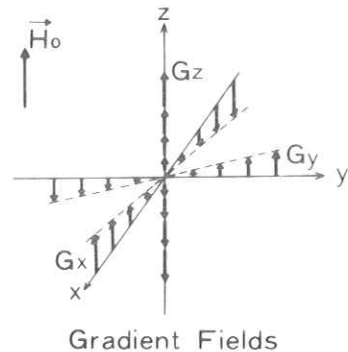


図4. 傾斜磁界

図4では  $H_0$  は静磁界を示し、画像を作る領域内で一定のベクトル値を有するものとする。すなわち、ベクトルの向きはZ軸の方向であり、その絶対値はすべての点で等しいものとする。

これに対して傾斜磁界ベクトルは3種類あり、その向きはやはり静磁界と同じZ軸の方向であるが、その絶対値は領域内の各点のX、YあるいはZ座標に比例する大きさを持つものである。このような磁界はそれぞれ数個の直流コイルの組合せで実現可能であり(図5)、それぞれ静磁界コイル、

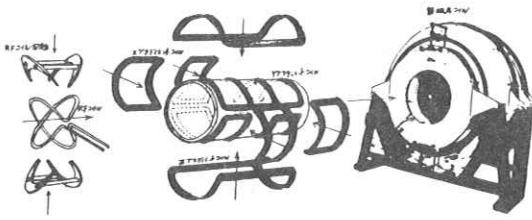


図5. NMR画像装置の磁界コイルと高周波コイル

X傾斜磁界コイル、Y傾斜磁界コイル、Z傾斜磁界コイルなどと呼ばれる。

いま、被検体の長軸をZ軸としてトランスバース面の断面を考えることにする。この場合は静磁界とZ傾斜磁界を加えると、合成磁界強度は(2)式のようなになる。

$$H_0 = H_s + K_x X \quad (2)$$

ここで  $H_s$  は静磁界強度、 $K_x$  はx方向の傾斜磁界強度の比例定数である。(2)式からXの値を求めると、

$$X = (H_0 - H_s) / K_x \quad (3)$$

(3)式で示されるトランスバース面内の水素原子核

だけが共鳴を起こす。このとき印加する高周波の時間を制御して各磁気モーメントを丁度  $90^\circ$  倒すようにする(実際にはパルス状の高周波電力を加える)。後に述べる方法でこの面内の各点からの高周波放射を測定すれば、水素原子核の密度分布が得られるはずである。

上述の方法では幾何学的な面内の原子核だけが共鳴するに過ぎない。これでは信号強度が充分でないから、厚さのある“スライス”を共鳴させるようにする。このためには図6のRF Modulationの

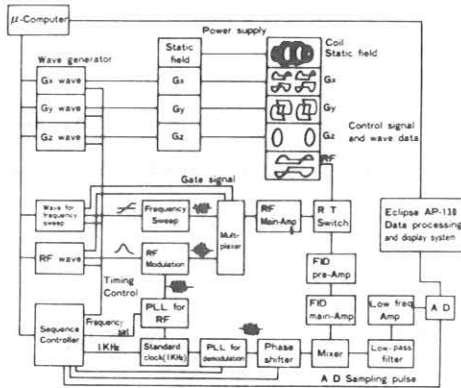


図6. NMR画像装置のブロック図

ところに示されているように高周波正弦波をガウス分布波形で振幅変調したパルスを使用する。数式で表現すれば、時間空間では

$$\text{Exp}(-at^2) \cdot \text{Exp}(j2\pi f_0 t) \quad (4)$$

これをフーリエ変換すると周波数空間では(5)式を得る<sup>1)</sup>。

$$\text{Exp}\{-(w - w_0)^2 / 4a\} \quad (5)$$

ここで  $w_0 = 4\pi f_0$  である。つまり、スペクトルとして(5)式のガウス分布が得られることになり、この周波数領域に相当する磁界強度の空間領域の水素原子核は共鳴する。

このままでは、上のガウス分布領域内の原子核

はバラバラの周波数の高周波信号を放出するので、図7のGzのようにZ傾斜磁界を反転して加える。

### Method and Sequence(Spin warp method)

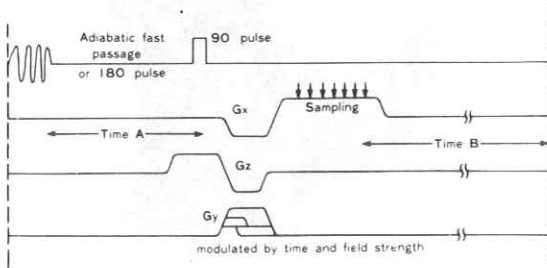


図7. NMR 画像装置のデータ採取方式 (スピนวープ法)

この結果 Gz の時間積分値が零 (高周波パルスを加えてから後の) になるように調節すると、今考えている領域の原子核はすべて周波数  $f_0$  の高周波を放出するようになる。ただし、この厚さの範囲内では中央部が強く共鳴し、それからはずれるほど弱くなる。

次にこのようにして共鳴したスライス内の原子核密度分布を2次元的に求める方法を以下に述べる。

図7の傾斜磁界 Gx, Gy に注目しよう。いま Gx だけを図7のように加えると、スライス内の原子核は X 軸上の位置に応じて、(6)式を満たす  $f$  の高周波を放出する。

$$H_0 + K_x X = r \cdot 2\pi f \quad (6)$$

言い換えれば、放出される高周波の周波数と X 軸上の位置とは 1 対 1 の対応を示す。また、Gx を反転させるのは、前述の Gz の場合と同様に時間積分が零になる時間に最大の信号が得られるようになるためである。

この状態で放出される高周波信号は帯域幅を持っ

ていてそれが重畳されているので、このままでは X 軸方向の情報は得られない。ここで周波数分析を行なって周波数成分を求めれば、(6)式の関係から X 軸方向の水素原子核密度分布が得られる。具体的にはフーリエ変換を行えばよい。但し、この結果は Y 軸方向にスライスを積分した情報になっていて、Y 方向の分布情報は含まれていない。

Y 方向の情報を得るためには、図7の Gy を加える。この結果スライス内の Y 座標に応じて Gy を加えている時間内、共鳴周波数が加速あるいは減速される。Gy の印加が終ると再び Gx で決まる周波数にもどる。結果的には高周波の位相だけが Y 座標に比例して変えられることになる。

2次元画像を得るには図7の90°パルスから始め、Gz, Gx, Gy を加えて信号を採取した後、共鳴が減衰してから90°パルスにもどって以上の過程を繰り返す。このとき Gy の大きさを正の最大から負の最大まで順次変えて行く。このような過程を経た結果を図示したものが図8である。図8の横軸が X 方

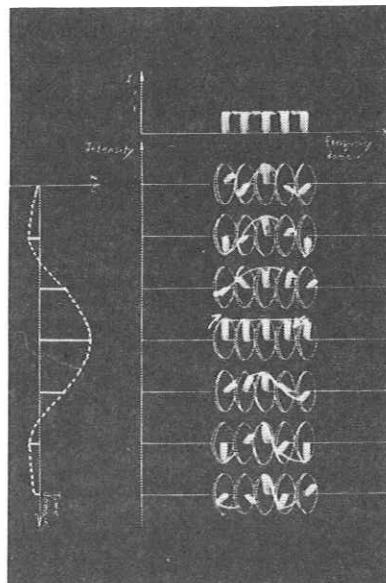


図8. スピนวープ法のデータ採取方式



向で周波数軸である。縦軸がY方向で位相の変化を示す。データは水平な線に沿って採取され、順次上から下へと進んで行く。図8でX軸の値を固定してY方向の状況を見ると、これも周波数分析をすることでY軸方向の分布が求められそうである。事実このデータを2次元フーリエ変換することによって断層像を得ることができる。

#### 4. 各種の画像

再び図7にもどって考えるとき、 $G_x, G_y, G_z$ を相互に入れかえることによって、X, Y, Z軸に垂直な断層面を撮影することができることが理解できる。また、 $90^\circ$ パルスの高周波の周波数 $f_0$ を変えてつきつきに送ると、(3)式で決まる面( $H_0$ が $f_0$ に従って変わる)が共鳴を起こすので複数の断層面の画像が同時に撮像できる。

また、図7の左端の $180^\circ$ パルスは水素原子核の向きを反転させるものである。反転した水素原子核は徐々にもとの状態にもどって行くが、その時定数が $T_1$ (縦緩和時間)と呼ばれる量である。これを測定するには、図7でTime Aを経過した後 $90^\circ$ パルスを加えて高周波コイルへ信号を送り、以後水素原子核密度測定と同じ過程を繰り返す。画面の各点について、この測定結果の値と水素原子核密度像の値から $T_1$ を計算して、各点について $T_1$ の大きさを画像の明るさとして二次元表示する。場合によっては前者の画像をそのまま表示する(これをインバージョン・リカバリ像と呼ぶ)。

図9, 図10はそれぞれ頭部のサジタル像および腹部のトランスバース像で水素原子核密度分布を示す。図11は図10に相当するインバージョン・リカバリ像、また図12は胸部の同時多層断層像である。

図6はNMR画像装置のブロック図である。



図9. 頭部サジタル像(水素原子核密度分布)

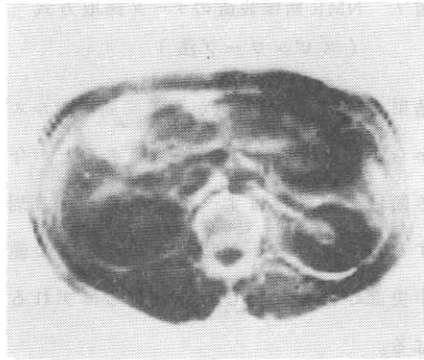


図10. 腹部トランスバース像(水素原子核密度分布)

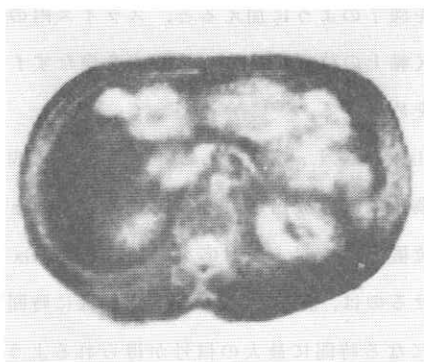


図11. 腹部トランスバース像(インバージョン・リカバリ)

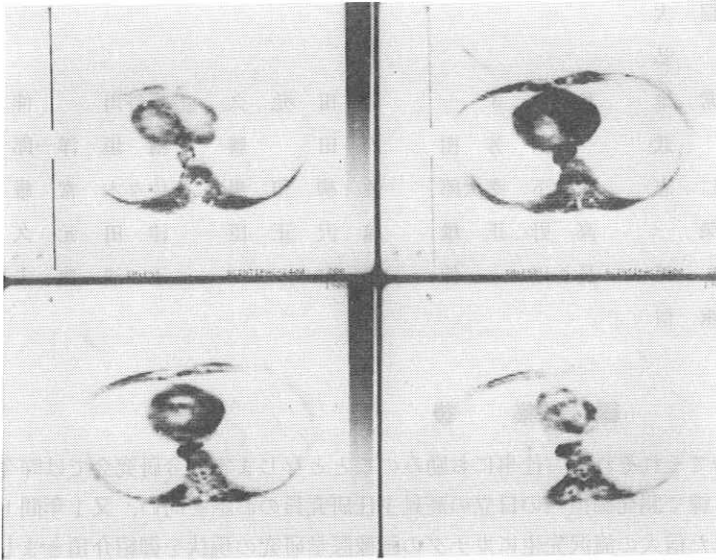


図12. 同時多層断層像(胸部:水素原子  
核密度分布)

文 献

- 1) 大槻喬ほか:工学のための応用フーリエ積分,  
P.18, P.31, 1967, オーム社

# R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次			
顧 問	立 入 弘			
常任委員	佐々木 常雄	竹 中 榮 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	佐 柳 和 男	佐々木 常雄
	竹 中 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫
	矢 仲 重 信			

## 編 集 後 記

新しい年を迎え、新たな気分でそれぞれのお仕事にお励みのことと存じます。今研究会では昨今話題のポジトロンCTについて第1線で開発御担当の日立の高見主任研究員のお話を伺い、又1年間トロント大で医学物理研究に携わられた信大の滝沢先生にカナダの画像医学研究の現状を御紹介頂きました。午後の研究御発表にはNMR CTが2件あり、こゝ数年のCTの進歩発表は驚異の1語に尽きる感じがいたします。研究発表にはR I I本来の画質のテーマ3件、最近騒がしくなったDR1件と良い勉強をさせて頂きました。御発表の各位、特に御多用中特別講演をお願いした講師に御礼申し上げます。

皆様の御指導・御援助を得て竹中先生を柱にR I Iの雑事を担当させて頂きましたが、お引き受けして以来13年、竹中先生共々体型に貫録がつき周囲の情勢も変わってこの仕事を続けることが難しくなりました。近い将来、誰方かに肩代わりして頂こうと思っています。幸い上記のように研究会の内容は上昇気流にあります。宜しく申し上げます。(H)

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十七年十二月

編集者 長谷川 伸

〒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 ○四二四―八三―二六―

内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 榮 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

電話 ○三一八―一五―五四―

内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二―一―七

株式会社 コスモス

電話 ○三一八―三一―〇九五五