宿題報告

視覚画像から検索画像へ

岡 本 日出夫

東京慈恵会医科大学附属病院

Key words: MPR 画像, 3-D 画像, 切削画像, CR 画像, Color-Doppler (ECHO), X線管, CRT, シミュレーション画像

FROM VISUAL IMAGES TO INVESTIGATIVE IMAGES

HIDEO OKAMOTO

The Tokyo Jikei University School of Medicine Central Hospital, Department of Radiation

Summary

X-rays were discovered on November 8, 1895 by W.C. Röntgen, who conducted an experiment with cathode-rays using a Crookes tube and an induction coil. He found that straight beams produce light on a fluorescent material, and named these unknown straight-travelling rays X-rays. Later he produced a silhouette of his own fingers; and thus it is said that the first image with medical applications was made.

It is well known that one of the three elements necessary for producing X-rays, the X-ray tube — a glass (metal) tube — plays an important role in that it makes the image by setting boundaries which define the physical characteristics of the object being examined.

This paper investigates — recognizing the enigma harbored in the glass tube, praising the accomplishments of the pioneers and seeking out additional values — the progression to the ideal image, namely, from a simple visual image to a research image; that is to say, an investigative image was considered using spatial resolution, density resolution and temporal resolution, which are the vital elements of an image, as their indicators for observation. Showing the development of a simple radiograph image, contrasted image, CR image, X-ray CT image, MPR image, 3-D image, slicing image and fluid image, we recognized anew the method of coming to terms with the academic specialty at the time X-rays or X-ray CT was discovered. Image quality and the way of clarifying image research in the future was then demonstrated using the example of a “rose flower” and we confirmed that no errors were found compared with the actual images. We also showed the usefulness of image quality and image focusing for clinical applications.

It was corroborated that research results are born based on the continuous accumulation of daily efforts and broadly based overall scholarship and techniques.

謝 辞

はじめに「JMCP・88」学術大会、開催の努力に敬意を表わすとともに、この場に発表の機会を与えて戴いた、

日本放射線技術学会、遠見昭雄会長、ならびに役員、会員の皆様様に感謝致します。

序 文

近年、技術革新の波が加速度的に押し寄せ、ややもすると、先端技術および、その学問のみを注視する結果、基礎的学問、技術、または事実を無視し、あるいは忘れ、部分的専門分野の学問形態になり勝ちであることは誠に残念な傾向であります。

特に医、理、工学系においては、基礎的理論の見直し、総合的な学問および応用的学問、技術が要求され、常に養い努力することが重要で、このことは、1895年、W.C. Röntgen の X 線発見、あるいは、1973年、Hounsfield の X 線 CT の発見によって立証されている事項であります。医学利用画像の始まりは、Röntgen が、Crookes-Tube と誘導 coil を用いて、陰極線の実験を行った際、蛍光物質に発光する直進線を発見、「Röntgen 線」と名付け、後に、自分の手指を silhouette として投影し、X 線写真の基となったと記されている。X 線発生源の三要素の一つである X 線管は、Glass (metal) 管が物理的状态を区分する境界で、画像を結ぶ上で重要な役割を担っていることは周知の事実である。

今回、Glass 管の神秘を見直し、先覚者の偉業を賞賛するとともに、附加価値を求め、画像の生命である、空間分解能、密度分解能、時間分解能の指標を観察の対象として、願望的画像、すなわち、視覚画像を次の項に区分し、

- ① Glass の起源と X 線管の発達
- ② 画質画像の附加価値
- ③ X 線 TV-VTR・CRT
- 探究的画像、すなわち、検索画像を、
- ④ CR 画像と造影画像
- ⑤ X 線 CT, MPR, 3-D, 切削画像、
- ⑥ 流態画像 (ECHO) の将来、

の点について、既知、数式、方程式および、理論的事項を除き（紙面の都合上削除）記述する。

1. 視 覚 画 像

1. Glass の起源と X 線管の発達

Glass の起源は古代 Orient 文明中にあり、誕生は紀元前 2000～3000 年と言われ、初期の Glass は不透明な色 Glass であった。透明な Glass は Babylonian の Salgon E (727～705 B.C.) のときで cut 法であった。

1952 年 Iraq 北部の Tigris 川東岸の Nimrud (古代

Assyrian の首都) 遺跡で発見された封蝕の赤色円形 Glass は、後に H.J. Plenderleith (英) により分析され、酸化鉛 22.8%、酸化銅 (着色剤) 13.58% であり、紀元前 8～6 世紀と推定されている。Glass は古代 Orient、特に Mesopotamia で誕生し、伝統製法が伝えられた。

一方、古代中国の Glass は紀元前 5～4 世紀頃始まり、Glass 珠玉として発見され、鉛 Glass か、barium を含む鉛 Glass であった。1938 年、G.C. Seligman の分析によれば、鉛 barium Glass は漢の時代に作られ、その後鉛 Glass となり清朝に至るまで続き、南方よりの Soda 石灰 Glass が入るまで続いた。

日本の古代 Glass は弥生時代 (紀元前後約 3 世紀) の遺跡から出土した小玉で、中期以後の出土器には、まが玉、釧 (くしろ)、腕環管や壁 (へき) があり、素材は鉛 barium Glass で、九州から東北地方まで分布している。これは中国から素材を輸入して成形されたと推定されている。我が国最古の Glass 製造秘伝書が正倉院文書中にあり、天平 6 年 (734 年) 5 月 1 日付の興福寺西金堂造営の際の案文で、由水常雄氏は「火の贈り物」の中で、Glass の成分、調合、製造上必要な熱量が記録され、PbO 約 70% の鉛 Glass の製法が記されている。昭和 14 年 (1939) 舍利壺が滋賀崇福寺塔址より出土した。

Photo 1 Babylonian の粘土板文書を示す。

バビロニアの粘土板文書 5.2×8.3cm (紀元前 17 世紀)
Babylonian text (17th century B.C.)

Photo 1

Photo 2 Nimrud の赤 Glass 塊を示す。

ニムルドで発見された赤ガラス塊(紀元前8~6世紀)
Sealing-wax-red glass disc from Nimrud

Photo 2

Photo 3

Photo 3 金製の蓋付, 酸化銅 (Cu_2O) で着色した, 鉛 Glass, 滋賀崇福寺塔址より出土した舍利壺(662~672年).

1879年, T.A. Edison により発明された電球は, soda 石灰 Glass で, ミシン (sewing-machine) 用 9 番木綿糸を炭火した filament と電流を導く Lead 線は白金で, Glass と白金の熱膨脹係数が類似していることから真空度が保たれたが, 後に, 加工温度の低い鉛 Glass が使用され, Lead 線も, 鉄, nickel 銅を用いた Dumet-wire となった.

鉛 Glass は X 線管用 Glass として,

- ①電気抵抗が高いこと.
- ②加工温度が低いこと.
- ③ Glass 表面からの Gas 放出が少ないこと.
- ④ X 線吸収能力が大きいこと.

等の特性があり, 良い条件となった.

一方, X 線吸収能力から考察し, 酸化 barium を添加することにより, 吸収能力が PbO よりも大となること, また, Glass の失透温度が下り, 成形途中での結晶析出がなく安定した Glass が得られる. すなわち Glass を化学的

に丈夫にし耐候性が向上することで用いられた.

Fig. 1 酸化鉛 (PbO) と酸化 barium (BaO) と酸化珪素 (SiO_2) の X 線吸収能力の比較.

Fig. 1

Fig. 2 Glass の体積抵抗率の温度特性を夫々示す.

この古い歴史と良い性質の Glass を利用した Geissler-tube が 1838 年 発明 され, さらに 1875 年 Crookes-tube が 発明 された.

Fig. 2

1880年, T.A. Edison, W. Muir の両氏により, 日本の岩清水八幡宮境内の真竹が filament の素材に適していることがわかり, carbon 電球として使用された。このことは tungsten 材の発達および X 線管の歴史的要因となった。soda 石灰 Glass は $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$ 系で, Lead-crystal Glass は $\text{K}_2\text{O}-\text{PbO}-\text{SiO}_2$ 系で, 酸化鉛を Glass に添加すると溶解温度が低くなるが, 比重や屈折率は増大し, 反射率を高め光沢が良くなる。

Fig. 3 1914年までの X 線管球の図を示す。

Fig. 3

Fig. 4 1914年以後の電離管の図を示す。(Müller の資料より)

Fig. 4

Glass に X 線, γ 線等の放射線を曝射すると着色が起こり, soda 石灰 Glass 系で約 10^4 Rad で青紫色に着色し, Lead-Glass では 10^6 Rad 位で褐色に着色する。1935 年, G.S. Monk (独) が酸化 cerium (CeO_2) を Glass 組成の一部として添加することにより着色を防止することを発見した。

Photo 4 Gas-tube・soda 石灰 Glass で X 線による青紫色の着色を示す。(1917~1928年)

Photo 4

Photo 5

Photo 5 Coolidge-U・type・barium-lead-Glass で内側黒褐色に変色している。

1929年, 回転陽極 X 線管「Rotalix・Pantix」が開発され (独), 当初は Tungsten 傘であったが, 後に, Tungsten・molybdenum 材となり, 1971年頃より, Rhenium・tungsten 合金, Molybdenum・Graphite となった。

Photo 6 X 線 CT 用, Glass-tube, 陽極, Rhenium・tungsten 合金, Molybdenum・Graphite を使用し, 放熱効果, 容量増を図っている。

1973年, X 線 CT の開発, Angio 装置の発展により熱容量 (陽極) の大きい, 焦点の小さい tube の要求が高まり, metal-tube (copper・stainless-steel) が導入された。

Photo 6

Photo 7

Photo 7 metal-Tube (銅) を示す。

2. 画質画像の附加価値

初期の画質画像の判定は、画質の濃度、画像の鮮鋭度および形態により判断（診断読影）していた。その後、幾何学的、形態学的変化、および生理学的、動態学的変化の対応、要求が進み、これ等に伴う、X線装置機器具、感光材および造影剤の発達により、種々研究が加えられ、今や画質、画像因子は、

- ①空間分解能
 - ②密度分解能
 - ③時間分解能
- で検討する結果となった。

日本においては、戦前（1945年以前）は先進技術の導入研究と基礎学問の習熟期で、1953年以前は物資不足に加えて、教育研究機関も整備されず、食生活を保つのがやっとの時代であった。したがって、paper-film、可燃性celluloid-filmを分割して目的部分のみを画像化したことが記憶に残って居り、小円筒を用いて絞って撮影した。現在この手法は被曝線量低減上より、小部位の撮影に利用していることは誠に不可思議な事実で、「歴史は繰り返される」の諺通りである。

1954年より約15年間、film-makerが主催するX-ray・film contestで、X線画像画質が著しく発展し、専門医、

放射線技師、makerの三者が協力する場となり、撮影法大系等の写真画像説明付、人体全身画像の参考書が完成した。しかし、「contestのための撮影」は患者被曝線量の増大に繋がるとの世論により、中止されることになったが、医療界では、二度と得られない、人体標準正常全身X線写真像の参考資料を得た結果になり、永久に保存し利用しなくてはならない。

生理的な差すなわち、密度変化を利用する研究が進められ、陰性造影剤、陽性造影剤の発達、幾何学的技法の導入により、確認するための画像の探求が進められた。

3. X線TV・VTRのCRT

1933年X線TV用撮像管が開発され、X線蛍光板透視をX線TVで観察する努力がされた。1940年、Orthiconが開発され、image orthicon方式が取り入れられ蛍光板上の像を直接、CRT画像に表現したが、画質、被曝線量の面から、後の1950年Videcon、1964年Plumbiconによるimage-intensifier-TV camera方式となり、これが標準となった。X線用VTRは、1960年より研究が始められ、1962年、国産X線TV-VTR装置が発表された。筆者等も1962～1968年、国産工業用VTRを改良し、医用VTR装置を完成した。このとき、CRT調整保守上の対策事項が、現在のX線CT、ECT、MR、ECHOに用いているCRTの保守、調整時に有用であったことは、奇異に感じた。（CRTの異常を原因(1)～(4)にて示す。）

当初、X線TV像はviewfinderと同じ立場で使用していたが、動態画像が観察できること、TV系技術の向上、および画質が良好となったことにより、TV像で記録、保存、検索する努力が重ねられ、CINE、VTR再生像、DSA画像等が発達し、視る画像から、探す画像への変遷となった。この時代には、描出能、出現能、描写等の影絵的な表現が多くなり、視知覚的判断能力の限界が、言語、行動に現われた。幸いにして1973年、X線CTが開発され、密度差による数値をcomputerを利用して、digital画像として再構成しaxial像を得ることができたことは、画質、画像評価上、利点を多くもたらした。しかし視知覚的評価の画質画像と、物理、生物学的digital評価の画質画像とは、異なる結果となり、未知の部分も多く、これを究明する努力がなされている。

Fig. 5 X線TV-VTR映像に関する因子を示す。（1962年）

Photo 8 1962年開発医用VTRを示す。

Photo 9-a 食道下部VTR再生像。

Photo 9-b 膀胱部（腫瘍）VTR再生像。

Photo 9-c 同上拡大反転VTR再生像。

Fig. 5

Photo 8

Photo 9-a

Photo 9-b

Photo 9-c

Fig. 6-(1) CRT の異常と原因(1)

Fig. 6-(2) CRT の異常と原因(2)

Fig. 6-(3) CRT の異常と原因(3)

Fig. 6-(4) CRT の異常と原因(4)

CRT の異常と原因で(1)は braun 管系, (2)は raster 系, (3)垂直同期系, (4)水平同期系で整理した。

筆者等は, 1962, 63年, X線 TV-VTR の研究を重ね, 工業用 VTR を改造し, 高性能 multiple-head の装置を開発し, 1964年(第20回総会)にその装置の全容, X線の制限, video 特性を発表, 1965年 pulse-cross-cct の開発, 1966~1967年, 被曝低減, 映像増幅装置の開発, 1967~1968年, VTR および, CRT の保守と調整法について発表した。また, 学会誌に原著として, 記述したので, 詳細はそれ等を参照にされたい。

2. 検索画像

4. CR 画像と造影画像

より良い情報を得る努力が造り育てる時代となり, 幾何学的検討, また, 生態学的工夫がされ, 断層撮影, 拡大撮影, stereo 撮影, panorama 撮影, および造影剤の利用に発展した。ここで, 人為的に造作した強調画像

は捏造となり, 美しい画像となるが実像ではないので医療用に利用することはできない。computer を利用することにより, soft の研究開発で種々の画像処理が可能となった。

その第一が, computed-radiography であり, imaging-plate (以後 I-P 法と記す。)と laser 走査技術で X線吸収差を検出し, computer を用い, 画像再構成技術により, 診断情報の拡充, 診断精度の向上, 低被曝量の確立がなされた。computer を利用した画像が果たして実像であるかとの追試を, 入手可能な「ばらの花」を利用して証明することが, 今必要であると考え, 早速考察, 研究に取り掛かった。

① imaging-plate 上に「ばらの花」を位置し, Toshiba-Mammo Graphy-Unit (molybdenum), MGU-01 で, 管電圧 28 kV, 管電流 15 mA・20 MAS, FFD90 cm で撮影し, computer 処理を行い画像とする。(IP 法の標準条件)

② film-min R に「ばらの花」を位置し, 32 kV, 20 MAS, FFD90 cm で撮影し, 現像処理して画像とする。(film 法の標準条件)

③ imaging-plate 上に「ばらの花」を位置し

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ (岡本)

CRT の異常と原因 (1) (ブラウン管系)		CRT の異常と原因 (2) (ラスター系)	
状 態	原 因	状 態	原 因
①シールド・ケース内でスパーク	火花放電の発生, ココナ放電の発生	①ラスターが横線 1 本 (画面に) となる	垂直発振, 回路共振停止, 垂直偏向コイル, 増幅部の不良
②ブラウン管外側でスパーク	ブラウン管の周囲に塵埃が付着した絶縁不良, ブラウン管のアース不完全エミ減によるアノード電流の減少で高圧上昇し絶縁不良	①ラスターが縦線 1 本となる	水平偏向コイルの断線又は配線接触不良
③イオン焼け	ブラウン管の不良	③ラスター不良	水平偏向回路の接触不良, 部品不良 タンク回路の LC 不良又は調整不良 (水平, 同期, 発振, 増幅)
④フェース焼け	ブラウン管表面塵埃付着, 炭化	④ラスターが糸巻, 樽型になる	偏向コイルの不良, ラスター形状補正用マグネットの位置不良
⑤コントラストがつかない	高周波回路から映像増幅回路までの増幅度の低下, ブラウン管の不良	⑤ラスターが出ない	高圧が出ている時……イオントラップの位置不良, 輝度調整回路の不良, ブラウン管の不良 高圧が出ていない時……高圧整流回路の不良, フライバックトランスの不良, 水平出力, 発振回路の不良
⑥白黒反転画となる	中間周波増幅回路の発振, 検波回路の不良, 映像増幅回路の不良	⑥ラスターが暗い	イオントラップの位置不良, ブラウン管不良, ブラウン管に塵埃付着, 水平鋸歯状波の入力不足
⑦フォーカスしない	フォーカス調整器不良 (フォーカスコイル, フォーカライザ, 静電フォーカス調整)	⑦ラスターの周辺が歪む	ブラウン管自身の欠陥, ブラウン管周囲の磁界の影響
⑧一部分しかフォーカスしない	フォーカス電流又はマグネットの不適當, フォーカスコイルの位置不良	⑧ラスターの傾斜, 欠損	偏向コイルの傾斜, 偏向コイルにブラウン管が密着していない イオントラップの位置不良

Fig. 6-(1)

CRT の異常と原因 (3) (垂 直 系)	
状 態	原 因
画面が上又は下に流れる	垂直偏向周波数が垂直同期信号等の周波数と異なる 垂直同期信号が垂直発振回路に通じない
画像が上下二つ出る	垂直発振周波数が 50 C/S の 1/2, 25 C/S となり発振時定数 (CXR) の不良
画面の縦幅が不足	垂直出力系の不良, 電源電圧の低下, 偏向コイルの不良
画面の縦幅が大きい	垂直振幅調整ボリュームの不良及びアース側抵抗の不良, AC 電源の高過ぎ
画面の上が伸びる	垂直出力のカソードバイアス不足, ピーキング抵抗が大きい
画面の上がつまって下が伸びる	出力回路に入る鋸歯状波振幅がグリッド電流の流れる程大きすぎる ピーキング不足, 垂直出力回路のバイアス不適當
画面の上下がつまる	ブラウン管電圧の不足, 出力 1 次側のインダクタンス不足, フォード・バック回路の不良
画面の下がつまる	鋸歯状波発生用の充放電時定数の不足, 垂直増幅系の時定数の不足
画面の下に折り直しが出る	垂直出力系の不良 (コンデンサー不良)
画面の中央がつまる	鋸歯状波入力電圧の過大, リニアリティー調整
数本の明るい横線が出る	垂直鋸歯状波発生回路の容量不良, ピーキングコイルの断線

Fig. 6-(3)

CRT の異常と原因 (4) (水 平 系)	
状 態	原 因
①画面に斜め縞が出る	AFC 回路 (水平, 発振) の部品, 調整不良
②画像の一部が水平方向に流れる	同期分離回路の電圧上昇, バイアス電圧が低い, グリッド・カソード間の絶縁不良 同期信号が大き過ぎる
③画面上方が曲がる	映像増幅, 同期分離, 同期増幅回路で低周波の方の位相特性が悪い パル大幅, AFC 回路, 鋸歯状波 AFC 回路の調整不良
④コントラスト調整を回すと水平同期がくずれる	AGC 回路不良, コントラスト調整不良, 同期分離回路不良
⑤水平同期が流れやすい (①と同じ)	水平同期信号が弱い, 水平同期信号の波形が悪い, AFC 回路調整不良
⑥画像が左右に重なる	水平偏向周波数が走査周波数より高くなった時
⑦画像が半分に別れ左右逆となる	水平同期信号が弱い, 水平, AFC 回路の不良
⑧画面の横幅が足りない	水平偏向回路系各電圧不適當, 振幅調整コイルの不良
⑨画面の横幅が大きい	高圧出力の不足, ワイズコイルの調整不良

Fig. 6-(4)

高条件・32 kV, 20 MAS } で再構成画像を造る。
 低条件・24 kV, 20 MAS }

結果：幾何学的・形態的な面では実像といずれの画像も一致した。

画像の濃淡については、高条件を標準条件にするには smoothing 法により、低条件を標準条件にするには、reinforcement 法により簡単に補正できる。しかし低条件においては、周囲の noise が多くなり画質を低下させる。画像強調法には、画像画質の高周波領域の強調画像および、低周波領域の強調処理が部分的にできるので、この手法を行った。

④造影画像は、動植物の生理学的状態を把握する上で重要な手法である。したがって「ばらの花」を下記の造影剤水溶液に入れ、24時間吸入させて、前記、film-minR に撮影し、できた画像と前記①、②、③と比較する。

①造影剤, Iopamiron 370, 6 % 水溶液

②造影剤, Gastrografin, 5 % 水溶液

③造影剤, Urografin, 30 % 水溶液

④③に48時間吸入させた場合

結果：造影画像と CR 画像の比較では、CR 画像の高周波領域を強調した画像と夫々の造影画像と類似し、特に48時間処理画像においては、顕著であった。48時間処理では、造影剤が葉脈に結晶化し、析出して、水分の補給ができず、dry-flower となってしまった。したがって、

Photo 10-a

造影剤の濃度があがり造影効果が出た。

Photo 10-a 「ばらの花の実写真像」を示す。

Photo 10-b film minR 標準X線画像を示す。

Photo 10-c I-P 標準処理画像を示す。

Photo 10-b

Photo 10-c

Photo 11 I-P 処理, 撮影条件 over 時の処理で, 左上原画・右上, 右下, 左下の順で, under 処理した画像を示す。

Photo 11

Photo 12 I-P 処理, 撮影条件 under 時の処理で, 左上原画, 左下, 右下, 右上の順で over 処理した画像を示す。

Photo 12

Photo 13-a film minR original 画像.
Photo 13-b I-P 処理 original 画像.
Photo 13-c I-P 処理低周波領域強調画像.
Photo 13-d I-P 処理高周波領域強調画像.
Photo 13-e film minR・Iopamiron24時間造影画像.
Photo 13-f film minR・Gastrografen24時間造影画像.

Photo 13-g film minR・Urografen48時間造影画像.
Photo 13-h・同上④24時間・造影画像.

以上の結果, 高周波領域に相当する, 人体に無害な物質を体内病巣部に吸収させることが可能となれば, 画像情報が倍加されると考えられるので, 今後これ等の研究を伸展することにより, 利用応用価値が更に増加すると思う。

5. X線 CT, MPR, 3-D, 切削画像

X 線 computer 断層装置は1972年, 英国, Hauns-

field・Ambrose の両氏により開発されたが, それ以前に, 1946年, 日本の高橋信次先生の考案した, 人体横断回転断層撮影法, あるいは, 1961年, Oldendorf・Kuhl の両氏等の X 線光子の記録方法の開発理論が基礎となり, 電気信号の計算に computer を導入し, 画像を再構成して, 画像化し, CT の理論を確立した。その理論は人体各組織の X 線透過吸収の差 (密度分解能) を二次元分布として電気信号に変換し, 収集し, analogue 量から digital 量に変換され, computer で動作し, 画像再構成装置により高速演算され, matrix を介して画像化される。装置の構造も第一世代より, 第四世代まであり, 現在は, 第三, 第四世代が主流となって普及している。性能評価には一定の項目による基準化が必要で専用 phantom の利用が考案され, 1976年 CT 装置の性能評価についての素案が, AAPM'S・method として発表され, 日本でも, 1979年, 第1次勧告案が発表され, これ等の基準に従って, 測定評価していたが, contrast-resolution の項の low contrast resolution, linearity 等に疑問点が生じ, 種々研究努力しているのが実状である。1980年代に入り, FDA-phantom の利用が米国で始まり, これを導入して基準化するべく努力している。X 線 CT は人体の一定組織内縦断面 (Axial) の X 線吸収係数を測定し, 画像化するもの

Photo 13-a

Photo 13-b

Photo 13-c

Photo 13-d

Photo 13-e

Photo 13-f

Photo 13-g

Photo 13-h

で、水の吸収係数を相対的な値として表わしたのが、CT 値で、観察には吸収係数の差が、greyscale の像として表示され、window-width, window level で調整され、CT number の範囲、中央値が画像に示され、白黒の差ができ、画像を結ぶことになる。CRT でも、bright, contrast の調整が独自でできるので、画像を film で記録し観察する場合には、multiple-imaging-camera の調整が必要である。画像処理には、full-image, segment-image, magnification-image, dynamic-image(短時間 scan の複数 full-image の解読と 1 scan の segment-image と前記双方を利用した cine-image とがある。)があり、複数 full-image を短時間で scan し、画像再構成技術により、Axial, Coronal sagittal 画像が作成され MPR (Multi.Planar.Reconstruction) 処理で、三方向の画像が同時に任意の点で結ぶことができ、観察能が増大した。また、1～2 mm の slice thickness が得られるようになり、複数 full-image の data を、threedimensional 化 soft を利用して立体画像を作成する研究が開発された。近年筆者等はその立体画像より、CT 値を利用して、一定の値部分を取り出す、切削画像について、考察するようになり、画像処理分野は秒速度で伸展している。このよ

うに computer を生かした画像が発表されたが、実像との比較がされていないので、前記 CR 同様「ばらの花」を用いて、X線 CT 画像、M.P.R 画像、3-D 画像、切削画像について原物と各種処理再構成画像とを比較検討する。

なお、性能評価、phantom, AAPM の基準については、本学会誌第38巻第5号に詳細記述されて居るので省略する。また FDA の基準については、第43回総会にて発表したもので、夫々を参照下されれば幸いである。

X線 CT は、組織、臓器の密度差を digital 値(CT 値)として表現できる。特に頭部系組織は、空気(−1000)、脂肪(−100)、水(0)、血液(12)、白質(22~32)、灰白質(36~46)、凝固血液(56~76)、石灰化(80~1000)と明確に区分されるので、早くから、その診断価値が認められ確立された。その後、この密度差を生理学と併用する手法が研究され、各種造影剤を用い、全身 scan が可能となった。

Photo 14-a Photo 14-a ~ b・a は、FDA 準拠した phantom を用いて空間分解能を Test した画像を示す。図中、4 LP/cm・6 LP/cm・8 LP/cm・10 LP/cm・12 LP/cm を夫々示す。明確に区分されて居れば良い空間分解能の装置と言える。b は gray-scale を示す。

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ (岡本)

Photo 14-a

Photo 14-b

〔CT における薬品の画像に対する影響及び薬品の溶解度〕

薬品区分		装置・検出器の種類						薬品区分		装置・検出器の種類					
薬品名		①	②	③	④	⑤	⑥	薬品名		①	②	③	④	⑤	⑥
抗てんかん剤								利尿剤							
◎ Accenon		N	N	N	N	N	N	◎ KCL		D	H	H	H	U	H
解熱鎮痛消炎剤								Aldacton-A			H	H	H	U	P
Anturan		U	N	N	N	N	N	Lasix			H	U	U	U	U
Allopydin		U	N	N	N			血圧降下剤							
Inteban-SP		L	U	N	N	H	U	Apiracohl			U	P	U	U	P
◎ E.A		D	H	H	H	H	H	◎ Apiracohl-30			P	H	P	P	P
精神神経系剤								Apresolin-10			U	H	P	P	P
Atarax		P	P	P	P	P	P	Apresolin-50			U	H	P	P	P
Atarax-P		P	H	P	P	H	H	◎ Aldomet-125			U	U	U	U	U
Anafranil-25		N	P	N	N			Aldomet-250			P	P	P	U	N
Anafranil		U	U	U	U	U	U	血管補強剤							
Trilafon		L	H	P	P	P	P	Adona			N	N	N	N	P
自律神経剤								Adona-30			N	N	N	P	P
Akineton		N	N	N	U	N	N	Aglumin			P	H	P	P	
鎮けい剤								血管拡張剤							
Artane		N	P	H	U	P	P	Pecoplex		L	H	P	P	P	P
Muscalm		U	P	P	U			Adalat			H	H	H	P	P
眼科系剤								動脈硬化剤							
Adaptinol		H	H	H	P	H	P	Amotril			P	N	N	P	N
抗ヒスタミン剤								Antoron			N	N	N	N	
Pro-entra		L	P	P	U	P	U	Anginin			P	H	H	N	P
Polaramin		D	P	P	H	P	H	その他・循環器官薬							
◎ Tavegyl			U	U	U	U	N	◎ Aplactan			N	N	N	N	N
不整脈系剤								◎ Apllobal			U	N	N	N	N
Amisalin		P	H	P	N	N	N	Trental		L	U	N	N	U	U

◎ = 全部同一 CT 値であった。 ☆ = CT 値に差があり (P, N, H, U) 広がった。

Fig. 7-(1)

Fig. 7-(1)~(4)・CT における薬品の画像に対する影響および薬品の溶解度を示す。表中、第 1 桁目は薬品名、第 2 桁目は標準人工胃腸液による溶解区分で、L は持続性剤、D は腸溶性剤、無記は可溶剤である。第 3 桁目~8 桁目までは各装置、検出器ごとの薬品の画像に対する影響で、N は影響する(陰性画像)、U は CT 値が水と同等の 0 以下時影響し、0 以上のときは影響しない薬品、P は影響する薬品(陽性画像)、H は P よりも強く影響し、artifact も強く出る薬品(強陽性画像)、

第 3 桁目①, ACTA-0100・検出器 CaF_2 (Eu)

第 4 桁目②, SCT-100N・検出器 NaI (TI)

第 5 桁目③, SCT-200N・検出器 $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$

第 6 桁目④, SOMATOM-SF・検出器 CsI

第 7 桁目⑤, SOMATOM-CR・検出器 Xe

第 8 桁目⑥, TCT-900S・検出器 CdWO_4

医療品に対する影響は、検出器の種類により異なり差が出たが、重金属系、無機質系および二重構造 Capsule は陽性像となる危険性が高いので、投与後 3 時間以後に CT 検査を実施するか、実施後、服用することが望ましい。この CT 画像は第 34 回総会に発表したもので参照されたい。

また放射性医薬品については、 ^{99m}Tc 、 ^{131}I で、in-vivo

[CT における薬品の画像に対する影響及び薬品の溶解度]

薬品区分		装置・検出器の種類						薬品区分		装置・検出器の種類					
薬品名	溶解区分	①	②	③	④	⑤	⑥	薬品名	溶解区分	①	②	③	④	⑤	⑥
鎮咳去痰剤								甲状腺副甲状腺ホルモン剤							
Asthone-5		U	H	P	P			Thyronin-5		N	P	N	N	P	P
Astomin-10		U	H	H	U	H	P	Propacil		N	H	N	N	P	P
Asverin-20		N	N	N	P	U	N	Marcazole		N	H	H	N		
その他・呼吸器官薬								Thyradin		N	N	N	N		
◎ Alotec		P	P	P	P	P	P	Mechiocil		N	N	N	N		
Cystanin	D	H	P	H	H	H	P	ヨード系剤							
消化性潰瘍薬								Jolethin		N	P	P	N	P	P
Ulcerlmin		U	N	N	N	N	N	K.I		H	H	H	H		
Kolantyl		P	N	H	N	N	N	蛋白同化ホルモン剤							
Dogmatyl		U	N	N	N	U	N	Anadrol		N	N	U	N	N	N
◎ Neo-Umor-P		N	N	N	N	N	N	混合ホルモン剤							
◎ Finalin-C		N	N	N	N	N	N	Anovlar (Pill)		P	U	P	P		
◎ Peccie		N	N	N	N	N	N	その他・外皮薬							
◎ Methaphyllin		N	N	N	N	N	N	Trlsoralen		P	U	P	H		
健胃消化剤								ビタミン B1 剤							
Aczym	L	U	U	N	U	N	N	Alinamin-F-5		U	N	N	P		
Apeiett-BT		P	P	U	P	N	N	Alinamin-F-25		P	H	H	P		
◎ Combizym	D	P	P	P	P	P	P	Alinamin-F-50		P	H	P	P		
Festal	D	N	N	N	P	P	P	Cometamin-25		N	H	H	P		
berizym	L	U	U	N	P	U	N	Dicetamin-25		N	P	P	U		
berizym-P	L	U	U	N	P			Promotin			H	H			
Seven-E		N	N	N	U	U	N	Biotamin		N	U	U	N		
Bufferin			U	P											
下剤・浣腸剤															
Ajust-A		P	N	N	P	U	N								
ST-Solven		H	H	H	H	P	P								
Pursenid		U	N	N	U	U	N								

◎ = 全部同一 CT 値であった。 ☆ = CT 値に差があり (P, N, H, U) 広がった。

Fig. 7-(2)

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ (岡本)

[CT における薬品の画像に対する影響及び薬品の溶解度]

薬品区分		装置・検出器の種類						薬品区分		装置・検出器の種類					
薬品名	溶解区分	①	②	③	④	⑤	⑥	薬品名	溶解区分	①	②	③	④	⑤	⑥
ビタミンB剤								総合代謝性剤							
Colomide-250		N	U	U	N			Ovasmon		H	N	N	H	P	P
◎ Colomide-500		N	N	N	N	N	N	非分類・代謝性剤							
Docelan-500		P	P	P	N	P	P	Adetphos-20	D	U	N	H	U	H	U
◎ Hycobal-500		N	N	N	N	N	N	Adetphos-60	D	P	U	H	P	H	P
Hibon		N	P	H	N	P	P	Glutide-100	D	H	P	H	H	H	H
Pydoxal-10		N	H	H	N	H	P	Tathion-50		P	N	P	P	P	U
Pyromijin-20		N	H	P	N	P	P	グラム陽性菌作用剤							
Foliamin		P	N	H	P	N	N	Syncillin		U	H	N	N	U	U
Flavitan-5		N	H	U	U			Staphcillin-V		U	P	N	N	P	P
Flavitan-10		N	H	P	U	U	U	☆ Bicillin		U	H	N	N	P	U
混合ビタミン剤								Prostaphlin		U	N	N	N		
◎ Vitamedin		N	N	N	N	N	N	Fucidin-Leo		N	N	N	N		
◎ Vitaneurin		N	N	N	N	N	N	グラム陰性菌作用剤							
無機質製剤								Metha-Colimycin		U	N	N	N		
Aspara		U	P	N	N			Colistin		U	U	P	N	P	P
Aspara-K		H	H	N	N	H	H	グラム陰陽性菌作用剤							
Gluconsan-k		H	H	H	N	H	H	Koflex-250		U	N	N	N		
◎ Slow-Fe	L	H	H	H	H	H	H	Sawacillin-250		U	N	N	N		
Fero-Gradumet	D	H	H	H	U	H	H	Cilleral-250		U	N	N	N		
Mol-Iron		H	H	H	P	H	H	Viccillin-500		U	U	U	N		
Lederferron	L	H	H	H	P			L.Keflex-100			N	N			
Slow-K	L	H	H	H	P	H	H	L.Keflex-500			N	N			
肝臓疾患系剤								Pentrex-250		U	U	U	N		
☆ Solcohepsyl		H	P	N	H	P	U	Palitrex-250		U	U	U	N		
酸素製剤								Rimactane-150		N	U	U	N		
Ananase	D	P	P	N	H			Vastcillin		U	U	U	N		
Kimopsin	D	P	P	P	P										

◎ = 全部同一 CT 値であった。 ☆ = CT 値に差があり (P, N, H, U) 広がった。

Fig. 7-(3)

-level の量を用いて scan したが、いずれも放射線 energy には影響されず、 ^{131}I では逆に陽性像となった。これは、使用量が少ないこと、感知 energy が異なること、scan-time が短いことにより、検出器が感知できる蛍光量でなかったことで、 ^{131}I は、甲状腺に濃度が吸収蓄積され、enhancement 効果となり、 ^{131}I 50 μCi 投与24時間後と、Urografin60%100 ml 静注と同等の造影効果となった。第34回総会発表資料参照のこと。CRT の再現性と安定性については、CT 画像は、CRT 上の画像を忠実に再現するので装置と同等に物理的特性を check しなくてはならず、最近 CRT 用 test-pattern が開発され使用

されている。

Fig. 8 CRT 用 test-pattern について画面に16分割の濃度差像を display し、各々の点の濃度を Fig. 8 の graph に plot し、設置時の curve を参考に調整することができる。CRT の保守、故障現症発見には、Fig. 6-(1)~(4)に示した、CRT の異常と原因を参考に調整することで自主点検可能である。

Photo 15 頸部の MPR 画像を示す。

2 mm scan thickness/ 2 mm pitch で scan する。

Photo 16 心臓の MPR 画像 (oblique 像を含む) を示す。

[CT における薬品の画像に対する影響及び薬品の溶解度]

薬品区分		装置・検出器の種類						薬品区分		装置・検出器の種類					
薬品名	溶解区分	①	②	③	④	⑤	⑥	薬品名	溶解区分	①	②	③	④	⑤	⑥
グラム陽性 リケッチア・ウィルス作用剤								局所麻酔剤・強心利尿剤 (Ethyl, Aminobers)							
Ilosone-100		U	U	U	U	P	P	C.n.b.		N	N	N	N		
Ilotycin-100	D	U	U	P	U			消炎鎮痛剤							
Ilotycin-200	D	U	P	P	U			Minimax		N	N	N	N		
Acetyl, Spiramycin		U	U	U	U	N	N	Felunamin		N	N	N	N		
Erythromycin-S		U	U	U	U			Pontal		N	N	N	N		
Josamycin-200		U	U	P	U	U	U	Aspirin		N	N	N	N		
Dalacin-150		U	U	N	U	U	U	下痢止剤							
Lincocin		U	U	N	U	U	U	Alumin, Silic, Natur		P	N	N	N		
グラム陰陽性 リケッチア・ウィルス作用剤								Bism, Subnit		P	U	N	N		
Achromycin-V-250		U	N	N	N	N	N	制酸剤							
Chloromycetin-250		P	H	H	U	P	H	Mag-oxyd		P	U	P	U		
Minonycin-100		U	N	N	U	N	N	Alumin, Silic, Synth		U	P	N	U		
Rondomycin		P	P	P	U			Gel-Alum, Hydrox-Sic		U	N	N	U		
Geopen-U-500		P	P	P	U	P	P	カルシウム剤							
抗酸性菌作用剤								Calc-Lact		U	N	N	U		
Kanamycin		U	U	N	N	N	N	パーキンソン症剤							
Fulvistatin-UF		H	U	P	N	U	P	Dopaston-SE			H	H			
Fungizone		U	H	U	N	U	P								
Mycostatin		H	H	H	N	H	P								

◎=全部同一 CT 値であった。 ☆=CT 値に差があり (P, N, H, U) 広がった。

Fig. 7-(4)

Photo 15

Photo 16

1 mm scan thickness/ 1 mm pitch で scan する。

上記 MPR 画像 data を, 10 msec の画像として, cine 画像を作成, disk, あるいは, tape に記録して, 連続画像で, 観察することができる。

Photo 17 CT 値選択画像を示す。

CT 値・300以上を選択した内耳部の画像である。

Photo 18-a, b 内耳立体選択画像を示す。

Photo 19-a, b 頭蓋内異常孔選択画像および部分的拡大画像を示す。

MPR・3-D 画像と実像との比較考察を以下で示す。

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ（岡本）

Fig. 8

Photo 17

Photo 18-a

Photo 18-b

Photo 19-a

Photo 19-b

水で calibration し, 120 kV-300 mA で, 「ばらの花」を 1 mm scan thickness/1 mm pitch で scan する。試料は直径 30 cm×10 cm の水槽に入れ, Axial, Coronal, Sagittal 画像を作成する。CT 値 60~4000 で, 各画像上, 花卉, 茎の一部が水と等価の CT 値となり, 画像とならなかった。

Photo 20-a ばらの花の Axial 画像

Photo 20-b ばらの花の Coronal 画像

Photo 20-c ばらの花の Sagittal 画像

以上の画像では、MPR・3-D 処理が不可能であるの

Photo 20-a

Photo 20-b

Photo 20-c

で、calibration data を変化して再度「ばらの花」を同上条件で scan した。

Photo 21-a ばらの花の実像を示す。

Photo 21-b Axial 画像を示す。

Photo 21-c Coronal 画像を示す。

Photo 21-d Sagittal 画像を示す。

Calibration data を変化することにより、花卉、萼、茎が画像化できたので、MPR, 3-D 画像を作ることにする。

Photo 22-a b ばらの花の MPR 画像

Photo 21-a

Photo 21-b

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ (岡本)

Photo 21-c

Photo 21-d

Photo 22-b

Photo 23-a ばらの花 3-D画像 (0° 位置)

Photo 23-b ばらの花 3-D画像 (90° 回転)

Photo 23-c ばらの花 3-D画像 (上方より)

Photo 23-d ばらの花 3-D画像 (下方より)

Photo 23-a

Photo 22-a

Photo 23-b

Photo 23-c

Photo 23-d

切削画像を考察する上で、上記「ばらの花」の花弁内に水滴を入れ、scanし、MPR 画像で、その水滴の位置を確認し、3-D画像を作り、その中から水滴を画像上より取り出す手法を試みる。

Photo 24 水滴入りばらの花 MPR 画像

Photo 24

Photo 25 水滴入りばらの花 3-D 画像

Photo 26 水滴の切削状況を示す。

Photo 25

Photo 26

左上像は花弁を取り除き、水滴の位置が、MPR 像と一致していたことが確認でき、画像上で注滴を取り出した(左下)画像である。

種々の考察を重ねた結果、CT 画像、MPR 画像、3-D 画像、切削画像、いずれも実像と一致し、疑像、誤像が生じていないことが証明できた。この手法を臨床応用すべく、夫々の data および soft を見直し、将来的画像に挑戦したので、その画像を記述する。

臨床例、52歳女性・股関節部 (Trochanter major) CT 検査、右側、脱臼の既往症があり、加療中、右側患部は化骨して居り、その状態が明瞭に理解できる。

左側は健側と診断されて居たが、骨老化の異常が認められる。

Photo 27

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ (三六)

Photo 27 左側(患部)股関節3-D画像0度

Photo 28-a 左側(健部)股関節3-D画像0度

Photo 28-b aの90度内転股関節3-D画像

前記、ばらう花の切削手法を利用して、

Photo 29-a 左側股関節3-D切削画像0度

Photo 29-b 同上切削画像90度

Photo 29-c 同上切削画像180度

Photo 29-d 同上切削画像270度

Photo 28-a

Photo 28-b

Photo 29-a

Photo 29-b

Photo 29-c

Photo 29-d

人体に対しては、水で calibration し、CT 値は骨 250~300~4000、皮膚 200~4000 で、画像再構成処理を行い作成した。

6. 流態画像 (ECHO)

時間的分解能の良い画像を得ようとする努力は、一般的に人体の動きに従った連続的な状態でその像を捕える手技が考えられ、X線透視、image-intensifier により、動態画像を観察していたが、記録として保存できないので、film による記録、すなわち、cine、連続撮影が考案され、さらに VTR を用いて tape による記録が、また現在では disk に記録保存するようになったが、同一画像中に動きの異なる状態を表現することは不可能であった。このたび、ECHO で流速の異なる状況を同一画像で観察できる技術が開発され、使用する機会を得たので記述する。

colour-doppler (Philips 社製・Quantum) は、probe に近づく血流 (toward 方向) は赤色に、反対方向 (Away 方向) は青色、血流速度が増すと白色に変化するので、血管の狭窄、閉塞、Jet 血流、渦流等が一画面で表示され、2-D image、まで colour-CRT に display することができる。

Photo 30 monochrome, colour-doppler, 2-D image を示す。従来の doppler, monochrome では血流状態が判別できないが、colour-method では明瞭に区分できる。

Photo 30

Photo 31 正常血流状態を示す。

Photo 32 血管に狭窄があり Jet 血流が生じている状況が理解できる。

Photo 33 流動選択画像を示す。

colour-doppler-ECHO 画像中、周波数 0.2 KHZ の部分を指定 (緑色) 画像化する。

今後、目的検査部位・例えば腫瘍の周波数があらかじめ解明できていれば、この操作で、検査部位中の腫瘍の有無、大きさ、位置等が簡単に検索できる。

Photo 31

Photo 32

Photo 33

同一画像上に時間的分解能の差を表現するのには現在、ECHO-colour-doppler の手法のみであり、今後、流態画像についての研究開発が更に望まれる。

む す び

今回、宿題報告を命ぜられ、2年間の調査、研究期間を与えて戴いたことにより、社会人となって、未だ嘗てないほどの本を読むことができたこと、特に歴史的考察、趣味の分野である「root of X-ray tube」を探究する機会が得られたことは非常に楽しかった。そして新たに発見できたことは、歴史の中には数多くの研究課題がある

〔宿題報告〕 視覚画像から検索画像へ (岡本)

こと、また偉業の数々を確認することができたことは素晴らしいことであった。以下、夫々についての総評をむすびの言葉としてまとめてみたい。

(1) 視覚画像は視知覚的判断により、視野内の幾何学的状況、生理病理学的現症を視知覚的標準画像と比較し、空間分解能により判断解析している。医療技術の伸展に伴い、各種の検索手法が導入され、画像中の組織の差を判別するため、密度分解能が指標となり、造影技術、X線CT、NMR、E-CT、ECHO等が発達した。今後、生体の動きに対する因子、すなわち、時間分解能あるいは濃度と流速を考慮した流態分解能が要求され、残された課題分野であると考えらる。

(2) CRTの応用利用が拡大され、装置自体、高性能化されたが、故障発見、調整修理、保守等の技術の基本は開発当時と変わらないので、その異常現象と原因、修理手順および発見法が、そのまま現在でも利用できる。すなわち、基礎的学問技術の重要性を感知した。また、今後は、その実施に当り、safety and quality controlを導入して伸展せねばならないことを確認した。

(3) X線CT、MPR、3-D、切削の夫々の画像作成上、目的部分を明解に画像化するためには、初歩的な物理、化学特性を充分理解せねばならないことが理解でき、「ばらの花」の例では、contrast分解能を改善するため、Calibration-dataを変化することにより成功した。また切削画像においては切削範囲の指標、指示CT値の選別区分の操作の上で現装置では苦勞するので改善が必要であることがわかり、改良を加えることとした。

(4) 画像は実物像を正確に表現することが重要で、人為的に強調処理等を行えば、捏造となりそのdateは信用されない。しかし、computerによる再構成画像については素直に信用する点、不可解な事実である。computerはsoftの選定により、忠実に実行するので誤softを使用すれば、常に誤画像となる。したがって、本発表においても敢えて、「ばらの花」を用いて、理論と実際、実物像と構成処理画像を比較し、誤差のないことを確認した。このように研究には絶えず見直しを行いながら伸展することが必要な姿勢である。

(5) RöntgenのX線発見時、あるいはHounsfieldのX線CT開発時にも明確な如く、研究計画または実施時には、部分的専門分野は勿論のこと、関連分野も含めた幅広い総合的学問技術を考察検討する視野と姿勢、時期が重要であることを痛感した。そして、それには、毎日の研究努力の積み重ねが大切である。

桁を終るに当り、将来を考え、3-D、切削画像を利用

し、例えば、目的腫瘍部分をsimulationし、どの方向から手術することが、患者に負担なく、安全性があり最良かの判定(SQCの実行)、または手術Robotでcomputer操作によるLaser-messer (surgical-knife)を用いて、手術できる時代が近き将来、実現することを夢見て、今後益々研鑽致したいと考えます。

末筆ながら、本発表に際し、多大の御支援、御指導、御協力を賜わった、学会長、役員の皆様、ならびに次の諸学兄の皆様に対して感謝の意を表わします。(順序不同)

- 1) SIEMENS MEDICAL SYSTEMS LTD.
- 2) NIHON PHILIPS CO. LTD.
- 3) TOSHIBA CORPORATION.
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS LTD.
- 4) FUJI PHOTO FILM CO. LTD.
FUJI MEDICAL SYSTEMS CO. LTD.
- 5) CHIYODA MEDICAL CO. LTD.
- 6) TOKYO JIKEI UNIVERSITY SCHOOL OF
MEDICINE CENTRAL HOSPITAL DEPARTMENT OF RADIATION.

文 献

- 1) 電気回路論：大槻 喬
- 2) 臨床家に必要なるレントゲン手技：樋口助弘，金原出版
- 3) ガラスの道：由水常雄，徳間書店
- 4) 火の贈りもの：由水常雄，せりか書房
- 5) X線管・X線装置：田中正道，共立社
- 6) BOOK OF ABSTRACTS, N.I.H.
- 7) 科学写真便覧(I, II)：藤沢 信，福島信之助，丸善
- 8) 科学写真便覧(応用編)：菊地真一，西村龍介，丸善
- 9) X線テレビジョン：道家昭彦，三電技報
- 10) コンピュータ断層法：高橋信次，秀潤社
- 11) 造影剤とその使用法：中原一臣，臨床放射線
- 12) 医用電子と生体工学：ME学会，コロナ社
- 13) 超音波診断法：竹原靖明，中外医学
- 14) 科学革命の構造：トーマス・クーン，みすず書房
- 15) 新思考心理学入門：R.E. メイヤー，サイエンス社
- 16) パニックの人間科学(防災と安全の危機管理)：安倍北夫，ブレーン出版
- 17) 万有百科事典：科学技術，小学館
- 18) 図説診断用X線装置の変遷：野崎秀英，鳳鳴堂書店
- 19) P & P₃：日本電気硝子編，コスモ・ピーアール社

-
- 20) 診断用 X 線装置：青柳泰司，コロナ社
- 21) 感光材の特性：富士フォトハンドブック，富士フィルム
- 22) 放射線画像情報工学：内田 勝，金森仁志，稲津博，通商産業研究社
- 23) 病院管理講義要綱：厚生省，病院管理研究所
- 24) 造影剤要覧：日本シェーリング社
- 25) Image Technology・Information Display：産業開発社
- その他 SIEMENS, PHILIPS, 東芝, 島津, 日立, 東洋, フジ, コニカ, 極光, 旭, アロカ, KODAK の各カタログおよび評論, 研究等の雑誌, 新医療, 保健通信, 放射線技術学会誌等, 計, 155冊より参考資料を得た。