

放射線像研究

VOL 8 . No. 3 . (通巻 56号) 1978年9月

* 目 次 *

研究会記事・会告	84
特別講演資料	91
冠動脈撮影の画質と臨床的問題点	
国立循環器病センター・放射線診療部	
小塚隆弘, 太田光重, 若松孝司	
東儀英明, 横山博典	
論 文	
57-1 高速映画撮影用特殊X線管	95
島津製作所医用機器事業部	
神戸邦治, 吉村公男	
57-2 シネ撮影用高解像度イメージインテンシファイア	105
東芝電子事業部 原尾紀男, 荒牧成光, 小幡義治	
57-3 シネ撮影装置について	112
フィリップス医用機器事業部 村瀬昌男	
57-4 X線映画像の解析システム	117
ナック営業第一部 高橋正明, 今林隆允, 兼子正信	
57-6 X線CTの限界について	125
東大医学部 竹中栄一	

第 57 回 研 究 会 記 事

第 57 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 53 年 9 月 2 日 (土) 10 : 30 ~
場 所 国立循環器病センター
特別講師 国立循環器病センター 小塚隆弘氏
出席者 79 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。)

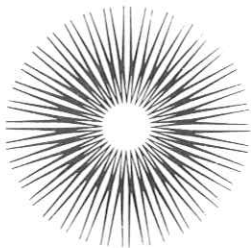
特別講演

- * 冠動脈造影の画質と臨床の問題点
循環器病センター 小塚隆弘氏

研究発表

- * 1) 高速映画撮影用特殊 X 線管
島津医用技術部 吉村公男, 神戸邦治
- * 2) シネ撮影用高解像度イメージインテンシファイア
東芝電子事業部 原尾紀男
- * 3) シネアングイオグラフィ装置について
フィリップス 村瀬昌男
- * 4) X 線映画像の解析システム
ナック営業第一部 高橋正明
- 5) 高コントラスト I I 及び A T O について
日本シーメンス 中林邦夫
- * 6) C T 像の限界について
東大医学部 竹中栄一

世界一の蛍光体技術が生きています



KYOKKO

**増感紙
蛍光板**

大日本塗料株式会社 蛍光品事業部
東京都千代田区丸の内 3 の 2 (新東京ビル) 216-6201

会 告

—— 第 5 8 回研究会について ——

第 5 8 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 3 年 1 2 月 1 6 日 (土) ~ 1 7 日 (日)
場 所 東芝 芝翠 荘 (箱根)

—— 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	T E L
花 山 正 行	5 5 3	大阪大学医学部附属病院中央放射線部 大阪市福島区福島 1 丁目	0 6 - 4 5 1 - 0 0 5 1
松 本 貞 吉	5 7 0	関西医科大学附属病院放射線科 守口市文園町 1 丁目	0 6 - 9 9 2 - 1 0 0 1
鈴 木 純	6 0 4	㈱島津製作所医用機器営業部 京都市中京区西ノ京桑原町 1	0 7 5 - 8 1 1 - 1 1 1 1
中 西 猛		同 放射線機器工場	
横 山 博 典	5 6 5	国立循環器病センター 吹田市藤白台 5 - 1 2 5	0 6 - 8 3 3 - 5 0 1 2
松 館 和 良	1 0 1	三井記念病院放射線科 東京都千代田区神田和泉町 1	0 3 - 8 6 2 - 9 1 1 1
永 田 賢 二		同 上	
土 屋 仁	1 1 3	東芝メディカル㈱放射線営業部 東京都文京区本郷 3 - 2 6 - 5	0 3 - 8 1 5 - 7 2 1 1
芋 川 康 史		同 技術本部技術部	
宮 内 厚		同 上	
小 田 島 正		同 上	
宮 崎 茂	1 5 3	東邦大学医学部附属大橋病院放射線科 東京都目黒区大橋 2 - 1 7 - 6	0 3 - 4 6 8 - 1 2 5 1

白川早苗	545	大阪市立大学医学部附属病院 大阪市阿倍野区旭町1-5-7	06-633-1221
原尾紀男	210	東芝光電変換管技術部 川崎市幸区堀川町72	044-522-2111
阿部一元	802	小倉記念病院放射線科 北九州市小倉北区貴船町1-1	093-921-2231

—— 住 所 変 更 等 ——

氏 名	〒	新勤務先および所在地	
若松孝司	565	国立循環器病センター 吹田市藤白台5-125	06-833-5012
東田善治	862	熊本大学医療技術短期大学部 診療放射線技術学科 熊本市九品寺4-24-1	0963-63-1111
吉田日出輝		同 上	
佐藤喜三郎	236	横浜南共済病院 横浜市金沢区六浦町500	045-782-2101

—— 会 費 納 入 の お 願 い ——

昭和53年度会費を未納の方はお納め下さい。

納入先 郵便振替 東京1-151980

放射線イメージ・インフォメーション研究会

年会費 1,500円

—— 上 質 印 刷 に つ い て ——

本誌の論文で印刷の画質を重視され、上質印刷（アート紙、コート紙）を希望される方は投稿のさいお申出で下さい。本誌の〔論文57-6〕のような体裁となります。ただし通常の印刷に対する超過実費（写真枚数等により5,000～10,000円）を申し受けます。

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 TEL03-251-2377

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

—— 営業内容 ——

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



東芝

東京芝浦電気株式会社

神奈川県川崎市高津区久本30 ☎(044)833-1111

東芝メディカル株式会社

東京都文京区本郷3丁目26番5号 〒111 電話(03)815-7211

nac

ナック

映像システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2321-4

冠動脈撮影の画質と臨床的問題点

国立循環器病センター・放射線診療部 小塚隆弘, 太田光重, 若松孝司
東儀英明, 横山博典

虚血性心疾患に対する形態学的診断法としては他の検査法が進歩した今日でもなお生体で冠動脈自体の解剖学, 病理学的変化を描写できる冠動脈撮影が主流となっている。観血的であり, 患者にかなりの侵襲を与え, 検査に伴う危険や副作用が減少はしたものの皆無ではないが 1959年 Sones が選択的造影法を考案して以来, 年々検査数が増加しているのはその理由による。病態を把握し, 治療法の選択, 殊に手術適応を決定するためには不可欠の検査といつてよい。近時, わが国においても食生活の西欧化と共に冠動脈疾患が年々増加し, これに伴って冠動脈造影件数が増加しつつある。さらに小児科領域でも川崎病が冠動脈に動脈瘤を形成したり, 閉塞性病変が生じ, 時には急死の原因となることが知られ, 積極的な検査が行われるに至った。

心筋の虚血性疾患に対する形態学的診断法としてはX線学的方法のほか, 最近では超音波による心室壁の収縮能の検索, RIによる心筋の虚血性変化の程度とその拡がりの検討, もっと新しくはCTによる虚血性変化の検出などが知られている。それぞれに得失があるが, non-invasive であることに大きな特徴があり, Screening として, また経過の観察に用いられている。これらの精度の向上によって心筋の虚血性変化の位置, 拡がり, 心室壁の拍動を検出し, 冠動脈撮影の欠点を補っているのが現状である。

冠動脈撮影が広く行なわれるようになったのは患者の増加による臨床的要求が第一の理由であるが検査に伴う危険の減少, 撮影装置と手技の進歩による画質の向上によって容易に, しかも比較的安全に行なえることになり信頼度が向上したことも否定することのできない理由であらう。

冠動脈の手技としては Sones 法による経上腕動脈法⁴⁾, Judkins 法¹⁾で代表される経皮的経大腿動脈法とに大別される。どちらの方法も習熟すれば画像, 情報量に差があるわけではないし, 手技について云々するのは本稿の目的ではないので省略したい。

冠動脈撮影の画像記録法には 35mm 映画法, 100×100mm II 間接撮影法, 35×35cm 直接撮影法が挙げられる。画質がすぐれている点では直接撮影に勝るものはない。現在も直接撮影を用いている施設があるが Cs I を用いた蛍光増倍管 (II) が飛躍的に画質を向上させたこと

と透視の位置でそのまま撮影ができること、撮影中その画面を monitor TV 上で視認できることなどの利点があるため、35mm 映画法が主流となり、単独で、または 100×100mm II 間接撮影と組合わせて用いられているのが現状である。国立循環器病センターが昭和 52 年 6 月に開設され、8 月に診療を開始して以来、冠動脈撮影を始め血管心臓造影はすべて 35mm 映画法により行なっている。本稿では当センターでの 35mm シネフィルムの画質とその問題点について述べることにしたい。

1. 方法

撮影装置としてはすべて U-arm ないしは C-arm を備えたもので患者周囲に X 線管、II が回転する機構を有し、任意の角度で透視、撮影を行なって立体的に観察するように努めた。通常用いている撮影方向は左右冠動脈とも 30° 第 1 斜位、60° 第 2 斜位、左側面を基準とし、造影剤を冠動脈に注入しながら monitor TV で観察し、冠動脈枝を同定し、患部がみ易い角度を適宜追加した。左冠動脈の各枝の中枢側をそれぞれ分離し、観察を容易にするために第 1、第 2 斜位に caudocranial angulation、20~30° をつけ加えた。使用した II は Siemens 社製 10/7 inch、Philips 社製 9/6.5 inch である。X 線発生装置は 3 相 12 パルス、150 kV、2000mA および 125kV、3000mA、X 線管焦点は 0.6/1.3mm と 0.6/1.5mm を使用した。

使用フィルムは CFS フィルム、現像は K L X を使用し、20°C、1 分 30 秒現像である。

X 線シネフィルムの MTF を測定するために 10cm 厚の水ファントム、Funk の chart を用いたが、chart と II の距離は 0、2、5、10、15、20cm とした。

粒状性の検討のために 55kV で X 線曝射、光露光の 2 種類を自動現像したもの、光露光で Microdol-X による現像を行なったものをそれぞれ densitometer PD-5 で測定し RMS として比較した。

電圧、1 frame あたりの X 線量の変化による画質の変動を調べる目的で「Barger's Phantom」を用い、10cm 厚の水ファントムを使用して条件を変えて撮影し、自動現像して観察した。

上記の基礎的検討に続いて電圧、1 frame あたりの X 線量、X 線管焦点の大きさをそれぞれ変えて臨床例で冠動脈撮影を行なって読影し、臨床的な見地からの検討を加えた。

2. 結果

10 inch と 7 inch II の MTF を比較したのが図 1~4 である。7 inch II の方が MTF はす

ぐれている。また 7 inch I I を使用して X 線管焦点を $0.6 \times 0.6 \text{ mm}$ および $1.3 \times 1.3 \text{ mm}$ で撮影したときの MTF も図で比較できる。Chart を I I に密着すれば MTF の差はないが、距離を離すほど小焦点の効果が出るのがわかる。他の撮影条件が一定である限り、小焦点を用いるのが当然有利であることがわかる。

粒状性を検討するためには I I を用いて X 線映画撮影を行ない、自動現像機で現像したもの、光露光で同条件で現像したもの、光露光で microdol-X で現像したもののそれぞれの RMS を示したのが図 5 である。前二曲線の差が I I による粒状性、後二曲線の差が現像条件による粒状性の差を示すことになる。

BARGER'S phantom による実験では黒化度を一定にしておくとも電圧が低い程、また 1 frame あたりの X 線量が多いほどコントラストが向上粒状性は減少し、各孔を明らかに認識出来る。(図 6 ~ 8) 電圧が高いか、1 frame あたりの線量が減少すると孔の小さいもの、浅いものがみえなくなるのはコントラストが低下し、粒状性が増すためと考えられる。

冠動脈造影の臨床例では上述の実験と同様の結果が得られた。すなわち、電圧が低いほどカプリの

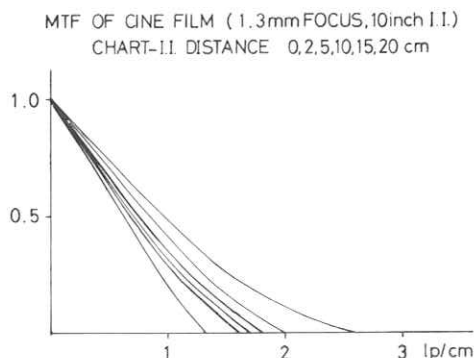


図 1. 1.3 mm 焦点と 10 inch I I の場合の MTF

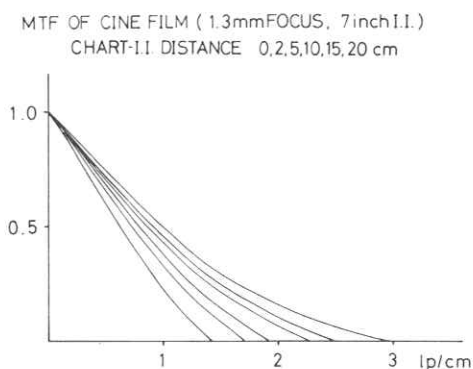


図 2. 1.3 mm 焦点と 7 inch I I の場合の MTF

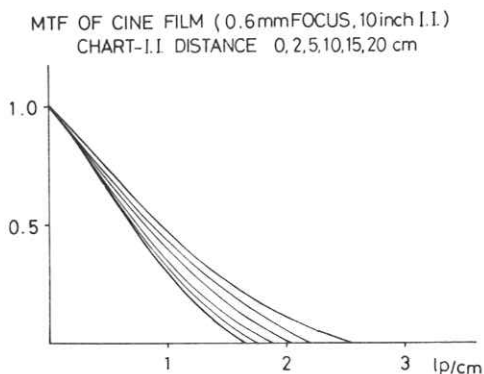


図 3. 0.6 mm 焦点と 10 inch I I の場合の MTF

少ない、コントラストのよい画像が得られた。診断上最も適した画像は90kV未満の条件で撮影したものであった。

90kVを越えるとコントラストは低下した。

X線管焦点は0.6mmを使用すると鮮鋭度がよいのは当然であるが1.3～1.5mmの比較的大きな焦点でも電圧が高くなければ0.6mm焦点を用い、高電圧で撮影したものよりは診断上有利であった。小線量撮影では大線量より粒状性が目立ち、冠動脈の主要枝は十分認識できて中隔枝、房室結節枝、副行枝などの細い動脈が見え難くなることがわかった。

3. 考 察

心臓内腔を造影する通常の血管心臓造影と比較すると冠動脈撮影は心臓・大血管系の造影検査の中では最もすぐれた画質が要求される分野といえる。画質だけからみると大角版のフィルムで連続撮影するのが最適といえるが手技上の不便があること、IIの解像力の向上によって35mm映画で診断上十分な情報が得られるので冠動脈造影の主流を占めるに至った。当センターでmakerを異にする複数の装置を使用する機会に恵ま

MTF OF CINE FILM (0.6mm FOCUS, 7inch I.I.)
CHART-I.I. DISTANCE 0,2,5,10,15,20 cm

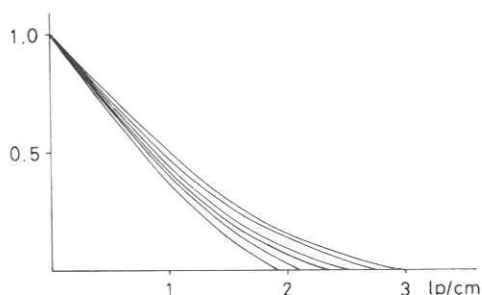


図4. 0.6mm焦点と7inch I I の場合の M T F

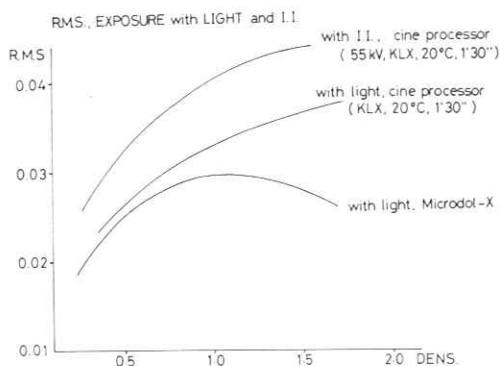


図5. シネフィルムの粒状性

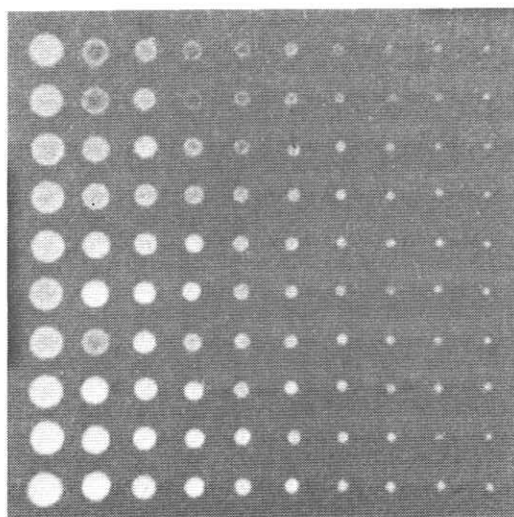


図6. 50kV, 15μR/frame

れ、種々の観点から35mm映画の画質を検討することができた。

撮影に高電圧を使用すると当然コントラストは低下し、カブリが増加する。本稿で述べたように90kV以下に抑制するべきであり、このことは蛍光増倍管の変換効率が70~80kVで最高になることや、造影剤のコントラストも高電圧では悪くなることを考えると妥当なことといえよう。被写体は心臓であり、I Iの一次蛍光面との間にはどうしても距離があくことを考えるならばX線管焦点は小さいほどMTFは良好となるのは当然である。しかし被写体の厚さによっては小焦点の出力の不足のために電圧を上げざるを得なくなってコントラストを低下する結果となる。したがって高電圧を使用する不利を考えると小焦点を用いるよりは比較的大きな焦点を用いても電圧を低く抑える方が診断上有利なことが多い。十分低い電圧で必要な出力が得られるX線管の開発が望まれる。

X線管の負担を減らすためには撮影コマ数を30 frame/sec程度に下げることが一法であろう。冠動脈撮影ではこの程度の撮影速度で十分診断に耐えるからである。

電圧を上昇させない方策の1つとして撮影時に患者に深吸気をさせて息をとめさせることがある。これによって電圧を下げる事が出来、最大10kVに達する。撮影はすべて自動露出機構で行なわれるので横隔膜を可能な限り低位にして目的の部位に十分な露出を与えるべきで、このためにも深吸気が有利である。同じ意味で胸椎や下行大動脈が画面内に大きく入らないよ

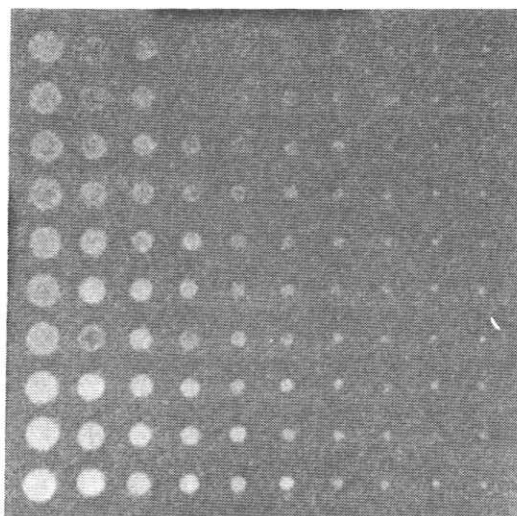


図7. 78kV, 15 μ R/frame

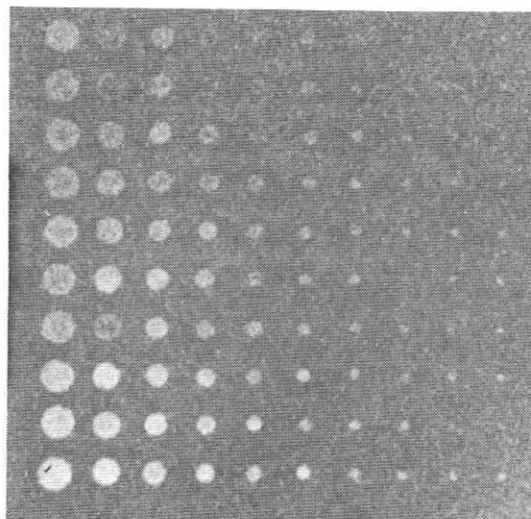


図8. 50kV, 10 μ R/frame

うな角度を選ぶべきである。

フィルムの粒状性が診断精度を低下させることは著者がX線の直接撮影で述べたことである²⁾がX線映画についても同じことがいえる。映画では一次螢光面に与えるX線量が少ないと量子ノイズが増加する。螢光増倍管の性能によって異なるがBARGER'S phantom による実験と臨床応用にみられる冠動脈の細枝の観察の両面からこのことが証明された。患者に対する被曝線量は勿論のこと、撮影にあたる術者への被曝線量の軽減を考えると低線量撮影が望ましいがすべてのX線検査と同様画質、検査精度と被曝線量とのバランスで決定すべきことであろう。現在9~10 inch I Iで10 μ R/frame を採用している。この線量では診断精度を低下させることはないと判断した。

散乱線やハレーション除去のために多重シャッターの利用、肺が大きく入る場合にはCuやAlのmask をとりつけ無用のX線をcut することも必要である。

血管を鮮明に造影するには造影剤を一塊として注入するのがよいが、冠動脈についてもこのことがいえ、十分に手圧をかけて注入するとよい。

冠動脈の各枝を同定し、病変の位置と拡がりを通確に描写するためには患者の長軸の周りにX線管とI Iを回転させることに加えて、長軸方向へも角度をつける方法がとられる。主として左冠動脈の中枢側の各分枝をうまく識別することに応用される³⁾⁵⁾。この際には体表面にI Iを密着させることができないので画質の劣化は避けられないが、その不利があってもその目的のためには有用な方法である。

X線装置、手技の改良、工夫のほかに現像は画質を決定する最終段階として常に十分な考慮を払う必要がある。微粒子現像液を用い、十分時間をかけた現像を行うのは粒状性に対しては当然好結果が得られるが能率の点から不可能なことである。自動現像機の使用が必須であるが現像液の濃度、温度、フィルム送りの速度など管理に注意し、定期的点検が必要である。撮影条件、診断目的に合わせた条件を設定できる自家現像が理想である。

X線映画は撮影から現像、映写機を用いる読影までの過程の何れをとっても、個々の改良だけでは決してよい画質を得ることができない。過程のすべてを点検し、それぞれが調和を保ったとき始めて満足する結果が得られ、診断の精度の向上に資することが出来るであろう。

本研究の一部は文部省科学研究費 総合研究(A) 田坂班 によって行われた。記して感謝の意を表する。

参 考 文 献

- 1) Judkins, M.P., Percutaneous transfemoral selective coronary arteriography. Radiol. Clin. North Am. 6 : 467, (1968)
- 2) 小塚隆弘, X線写真の画質 — 放射線医の立場から, 日本放射線技術学会雑誌 31 . 349, (1975)
- 3) Lespérance, J., Saltiel, J., Petitclere, R., Bourassa, M.G., Angulated views in the sagittal plane for improved accuracy of cinecoronary angiography. Am. J. Roentgenol. 121.565. (1974)
- 4) Sones, F.M., JR. and Shirey, E.K. Cine coronary arteriography. Mod. Cone. Cardiovasc. Dis. 31.735. (1962)
- 5) Sos. T.A., Lee, J.G., Levin, D.C. and Baltaxe, H.A., New lordotic projection for improved visualization of the left coronary artery and its branches. Am. J. Roentgenol. 121.575. (1974)

高速映画撮影用特殊 X 線管

島津製作所医用機器事業部

神戸邦治，吉村公男

高速映画撮影法は，血行動態像や臓器の運動状態，例えば弁疾患における血流の動態や心筋硬塞後の心室壁の変化，あるいは左心室容積の観察，また，近年確実に増加しつつある冠状動脈疾患の本態究明にもなくてはならない手法である。このような動態像の診断能を飛躍的に進歩させたものには，まずヨウ化セシウムを蒸着した入力螢光面を有する高解像 I I と 35 mm フィルムの組合せがある。CsI による高解像 I I の解像能は静止時フィルム面で 30~35 lp/mm と従来の I I (ZnCdS 入力螢光面) より大巾に良くなり，被写体によっては 300 μm 前後の血管像の識別が可能となった。⁽¹⁾

一方 X 線管の陽極熱容量については 200,000 HU が使われていたが，とくに，冠状動脈撮影においては連続繰返し負荷が多く，またカテーテルの差し換え，技術の向上，C アーム，U アーム透視撮影台の出現により，撮影間の休止時間も短縮傾向にあるため，X 線管の陽極温度上昇による焦点荒れの促進，ひいては管内ガス発生による X 線管の耐電圧不良も生じた。そこで，我々はこれ等の要求に対して画質向上と熱容量の増大を目的とした三極格子制御形高速映画撮影用特殊 X 線管の試作研究を行なったので報告する。

1. 仕様・定格・構造

1.1 仕様・定格

高速映画撮影用特殊 X 線管（三極格子制御形）の外形寸法を図 1 に，外観写真を図 2 に示す。X 線管を収納する管容器は，使用装置に応じ X 線放射方向と高圧ケーブルの差込方向の異なるもの，すなわち RX-601，RX-621 の 2 種がある。管容器に X 線管を封入したものを X 線管装置という。

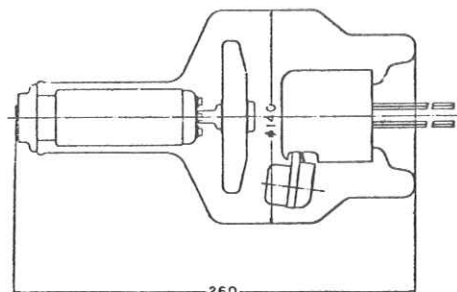


図 1. X 線管寸法

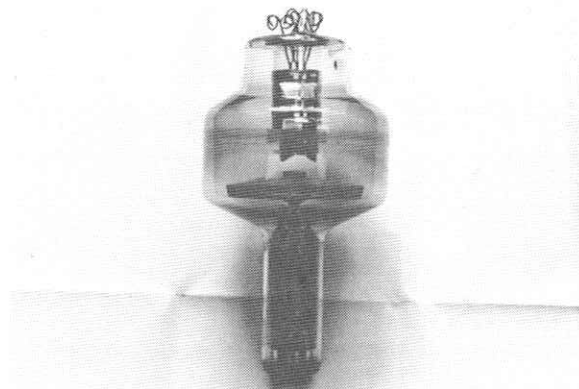


図2. X線管外観写真

X線管装置の寸法を図3に示す。おもな仕様を表1に示す。図4に短時間連続定格図を、図5に管電流特性を、図6にフィラメント特性を、図7に陽極の冷却特性を、図8に露出係数図表を示す。

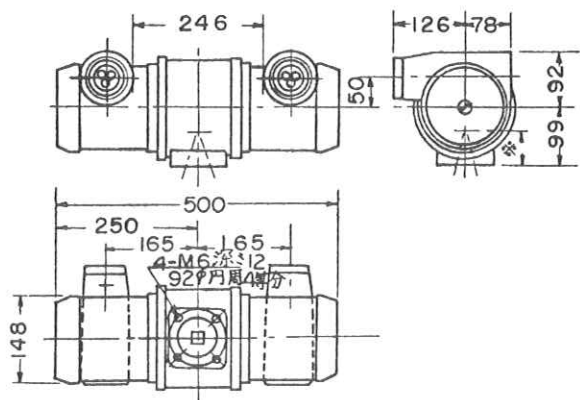


図3. X線管装置(管容器RX-601)寸法

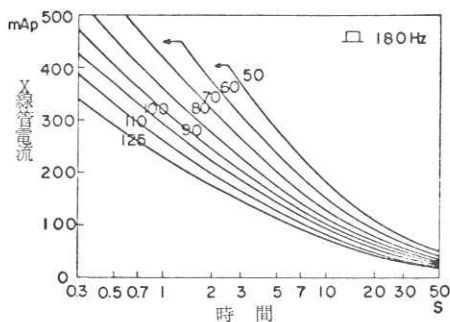


図4. 短時間連続定格図

(3) 希望する管電圧，管電流から最大高速映画撮影時間を短時間連続定格図（図4）から求める。

(4) (3)から求めた時間に露出係数を掛けて，最大高速映画撮影時間を求める。

(5) つぎの撮影までの休止時間は一連のはく射によって生じた熱量（HU）と陽極冷却曲線（図7）から求める。

* 露出係数とは，連続撮影と間欠撮影（パルス状の負荷）の連続との関係を示し，連続撮影のかわりに一連の間欠撮影を行なったとき，フィルム撮影時間を増加できる係数値である。この係数値だけ全撮影時間が増すことはできるがkVおよびmAは増すことはできない。

最大高速映画撮影時間（s）＝

$$\text{連続負荷時間} \times \frac{1,000}{1 \text{ 秒あたりのコマ数} \times \text{パルス巾 ms}}$$

1.3 単峰性焦点形成，カソードの構造

従来形三極管はフィラメント前面にMo，Wなどの格子線が張っており，フィラメントから放射される電子流はこの格子に加わる負のバイアスによって制御される。このように格子を用いてX線制御する三極X線管は格子の影響で電子流に粗密ができるため焦点の温度は不均一になり負荷容量が制限されるとともに放射特性が押えられ，特に低管電圧では大きな管電流が得られなかった。

従来形三極管の線像強度分布は図9に示すように，幅方向は通常の二極X線管と同様双峰性分布となるが，長さ方向は格子のしま目の影響を受け画質上好ましくない多峰性の分布となっている。そのため，焦点温度が不均一になり定格が制限されていた。

一方，格子を無くして集束電極に負のバイアスを加えX線の制御をするためには，0.6～0.8mm程度以下の小焦点のものでなければならないが，定格が低く実用的でなかった。そこで我々は格子無しでX線制御できる小焦点を2個用い2個のフィラメントを同時に点火し，2つの双峰性焦点を相重ねることなく少しずらして形成

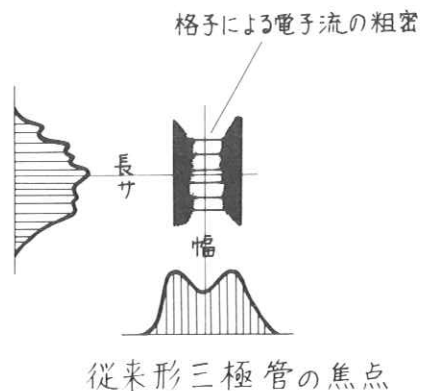


図9. 従来形三極管焦点の線像強度分布

させる構造とした。陰極構造の特徴として、集束電極溝に設けた、2つのフィラメントから放射される電子流は強電界によって曲げられるため、フィラメントは平行に並べず、少しずらして広がりしターゲット面で2つの焦点が平行になるような構成になっている。

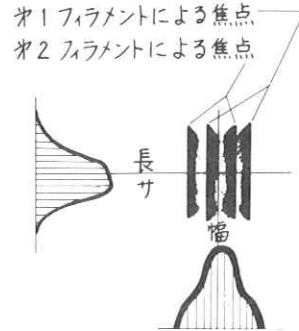
この結果図10に示すように、第1フィラメントによる焦点と第2フィラメントによる焦点は少しずれた形で重なる。このように2つの双峰性焦点を少しずらして重ねることによって幅方向はほぼ単峰性の線像強度分布が得られ、一方長さ方向も格子線がないため単峰性の線像強度分布が得られる。

1つのフィラメントによって形成される実効焦点の大きさは $0.7 \times 1.0 \text{ mm}$ で、この焦点を2ヶ幅方向にずらして $1 \times 1 \text{ mm}$ の焦点を構成した場合の焦点面のMTFは図11に示すように、通常X線管の双峰性焦点の 0.8 mm にほぼ近似する。そのため長さ方向は画質上のアンバランスを考え、幾分短かめになっている。

新形X線管の公称実効焦点は $1 \times 1 \text{ mm}$ である

が、MTFは 0.8 mm 焦点相当といえるので負荷能力を改善したX線管といえる。

なお、透視時片方のフィラメントによる焦点(巾 $0.7 \times$ 長さ 1 mm)を用いるが、長さ方向はTVのラスタの解像限界にかくれてまったく影響がない。



新形三極管の焦点

図10. 新形三極管焦点の線像強度分布

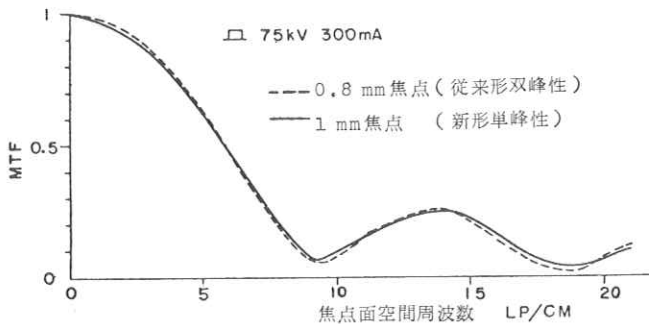


図11. 従来形焦点(双峰性)と新形焦点(単峰性)の幅方向MTF

1.4 陽極，ターゲット

負荷によって陽極に発生する熱は大部分ふく射によって放散するので，陽極の過熱をさげ，許容温度に押えるには，陽極からの熱の放散量を大きくする方法がある。いま放散量を E ，熱ふく射率を δ ，表面積 S ，温度 T とし，周囲温度を無視すれば放散量 E はつぎの式で近似的に表わされる。

$$E = \delta_t S_t T_t^4 + \delta_r S_r T_r^4$$

(ターゲット板) (ロータ銅部)

この式より，放熱量を大にするためには，ターゲット板およびロータ銅部を大きくせねばならない。しかし，ターゲット板およびロータ銅部を増すことは，構造上好ましくないので表面黒化などにより熱ふく射率をよくすることが実用的な手段である。

一方，陽極の過熱をさげ，許容温度に押えるにはターゲット自体の熱容量を増大する方法があり，現在はタングステンより比熱の大きいモリブデンを裏打ちしたタングステン，モリブデンの複合ターゲットが用いられている。ところがターゲットに蓄わえられる熱量 Q_{cal} は，ターゲットの平均温度 t ，重量 m ， t °C における比熱を $C_{cal}/g/^\circ C$ とすると $Q = mct$ に表わされ， Q を大きくするためにモリブデンを肉厚にする試みがなされているが回転機構上重量的に難しいので，モリブデンも限界と考えられる。そのため近年比熱 C が大きくて比重の小さいグラファイトの試用が行なわれている。

我々は，このグラファイト基体に W を張り合わせ，しかもグラファイト部分に高放射材をコーティングし，40 万 HU の熱容量を有するターゲットを試作した。

2. 高速映画撮影への応用

冠状動脈造影撮影法は，動態像の観察として現在ではもっともすぐれた方法である。撮影回数は右冠状動脈 3 回，左冠状動脈 5 回が一般的といわれているが，途中取直なども含めれば患者一人当たり平均 10 ~ 11 回位撮影を行なうものと考えられる。

撮影方向は U アーム，C アーム透視撮影台をローリングし連続して行なうので，撮影間の休止間隔はカテーテルを右から左へ移行する時間を除けばかなり早くなって来ている。

また，専用 X 線制御装置には，映画撮影を目的とした大容量，短時間反復制御が可能となっており，高速カメラのシャッター開角信号の投入と殆んど同期に X 線ばく射がなされ平滑矩形波状の露出が得られる。⁽²⁾

2.1 陽極蓄積熱容量について

冠状動脈撮影における標準被写体(20cm厚)の撮影条件は撮影方向によって異なるが、例えば一回の撮影条件を平均

$$70\text{ kV} \quad 300\text{ mA} \quad 5\text{ ms} \quad 50\text{ コマ/s} \quad 8\text{ s}$$

と仮定すると、1回の撮影で生ずる熱負荷は、

$$70\text{ kV} \times 300\text{ mA} \times 5\text{ ms} \times 50\text{ コマ/s} \times 8\text{ s} \times 1.41 \div 60,000\text{ HU}$$

となる。

撮影間の休止時間を1分として、陽極の熱負荷状態を陽極冷却図(図7)より考察すると図12のようになる。

図12より陽極蓄積熱容量が40万HUあれば、透視負荷300HU/sで1分間の休止間隔で連続11回の撮影が可能となり、取直し回数を入れても冠状動脈撮影には十分適用し得る。

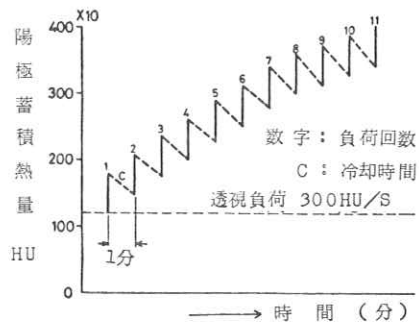


図12. 負荷と冷却による陽極蓄積熱容量の変化

2.2 画質について(特にAOTとの関係)

末梢血管の血流スピードは25~50cm/s、心筋の運動スピードは5~10cm/sといわれている。心疾患における臨床面を考えた場合、直接で斜位状態における時間が0.05秒程度と長くなり、運動によるボケが撮影像に発生せざるを得ない。これに対し高速映画撮影における1コマ当りの露出時間は0.002~0.005秒ときわめて短く運動ボケは少なくなり画質は向上する。

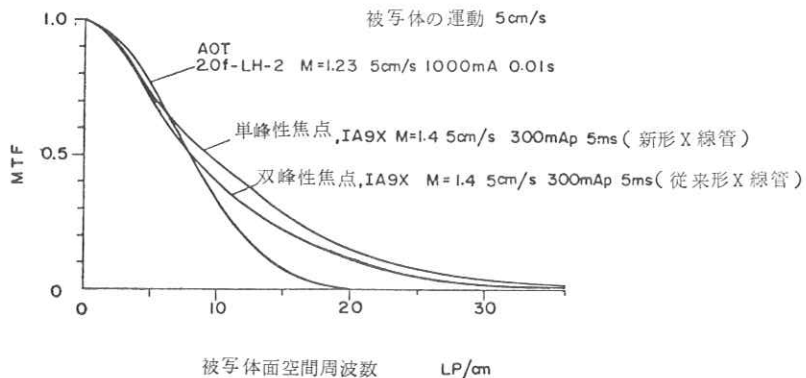


図13. 高速映画撮影とAOTとMTF

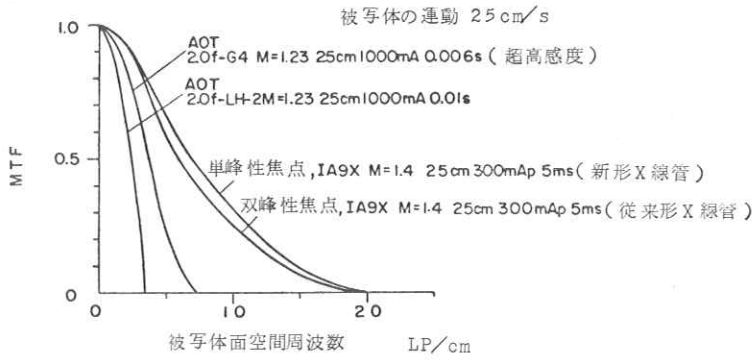


図 14. 高速映画撮影と AOT と MTF

図 13, 14 は被写体の運動速度が 5 cm/s , 25 cm/s の等速運動を行なっている場合の直接連続撮影と高速映画撮影との関係を MTF で示したものである。

被写体の動きが早くなる程高速映画撮影はよくなっていく。もちろん画質を論ずる場合は、撮影管電圧、フィルム粒状柱も考慮しなければならないが AOT に対し動態像の情報として高速映画像は優れている。将来 70 mm , 100 mm の高速カメラでイメージの直視像をそのまま観察出来るようになれば粒状性が向上し静止像においても高速映画像の画質は改善されるものと考えられる。

なお、実効焦点が 1 mm で双峰性の焦点は焦点改善した新形 X 線管の 1 mm 焦点より MTF は当然悪くなっている。

3. むすび

焦点の画質を改善し、陽極熱容量を増大した三極格子制御形高速映画撮影用特殊 X 線管を試作した。

この X 線管は

- (1) 2つのフィラメントを同時に点火し、2つの双峰性焦点を相重ねることなく少しずらして形成させるため巾、長さとも画質のよい単峰性の焦点である。そのため公称実効焦点呼び値よりも、焦点画質が良いので、X 線管の負荷能力は増大した。
- (2) 陽極蓄積熱容量は 40 万 HU と従来の約 2 倍と大きいので連続重負荷繰返し撮影に対し十

分な熱負荷をもっている。
の特徴を有しているので、今後は臨床面で大いに貢献出来ることを望んでいる。

引用文献

- (1) 隈崎達夫 新医療 VOL.3 №12, 1976
「臨床面からみた診断用X線装置の評価」
- (2) 大沢商会 映像情報 12, 1975
「X線映画システム導入の手引き」

シネ撮影用高解像度イメージンテンシファイア

東芝 電子事業部 原尾紀男, 荒牧成光, 小幡義治

1. はじめに

沃化セシウム(CsI)を入力けい光面に用いたX線イメージンテンシファイア(以下IIと言う)は解像度, X線吸収率, 変換係数, コントラスト等IIの性能に飛躍的な進歩をもたらした。この新しい技術を応用して開発した12インチIIの特性と, 12インチIIによる胃部検査用II間接撮影については本研究会で先に報告した¹⁾。

最近に至り冠状動脈疾患等循環器病診断に高解像度IIを用いた35ミリシネ撮影法が注目を浴びるようになりシネ撮影システムの高性能化が一段と要求されるようになった。我々はシネ撮影用IIとして9"/6"デュアルモード形を取り上げ入力けい光面, 出力けい光面および電子レンズ系の夫々について改良を行ない, 従来IIより格段に優れた特性を得ることが出来た。

2. シネ撮影用に要求されるIIの特性

シネ撮影用IIに要求される主要特性は①解像度, ②コントラスト, ③変換係数, ④X線吸収率, ⑤立上りおよび残光特性, ⑥歪であり入力面は①~④に, 出力面は①~③および⑤に, そして電子レンズ系は①⑥に夫々影響を与える。今回は特に①~④について改良を行なった。

3. 9"/6"デュアルモードII「RT9203B」の開発

1) 入力けい光面

従来の沃化セシウム入力けい光面においては, 解像度と変換係数およびX線吸収率とは相反関係にあり, 解像度の良いものは変換係数が低くX線吸収率も小さかった。逆に変換係数を高くX線吸収率を大きくしようとすると解像度は悪くなっていた。我々はこの問題を解決するためライトガイド効果を有する全く新しい沃化セシウム入力けい光面を開発した。図1は従来の沃化セシウム入力けい光面と, ライトガイド効果を有する新しい沃化セシウム入力けい光面の説明図である。

ライトガイド沃化セシウム入力けい光面（以下LG-CsI膜という）は、ファイバーオプティックスの原理を入力けい光面に応用したもので、変換係数とX線吸収率を損なうことなく解像度を上げることが出来る。図1から明らかなように変換係数とX線吸収率を上げるため、CsI膜を厚くすると従来のものでは光の横方向への拡がりにより解像度が低下するが、新しいLG-CsI膜に於いてはファイバーオプティックス効果により解像度の低下はない。この新しいLG-CsI膜は、アルミニウム基板の表面に微細なモザイク状のアルミナ膜を形成し、この上にCsI膜を真空蒸着することにより互に分離された多数の柱状CsI結晶が形成される。CsI結晶の屈折率は1.78であるので、その真空部分（屈折率は1.0）との臨界角（ 34.18° ）以上の角度で入射した光はすべて全反射を受けて光電面へと導かれる。我々が開発したLG-CsI膜は膜厚が約 200μ 、モザイクのピッチ $50\sim 100\mu$ 、溝幅約 10μ である。図2に入力けい光面単独のMTFを従来のCsI膜とLG-CsI膜を比較して示す。図3にCsI膜の膜厚をパラメータとして1stHVLに対するX線吸収率特性を、写真1に従来のCsI膜とLG-CsI膜の電子顕微鏡による拡大写真を示す。

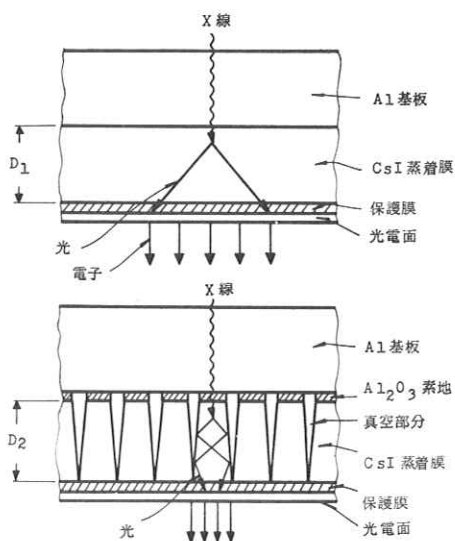


図1. 入力けい光面説明図

上：一般形CsI膜 下：LG-CsI膜

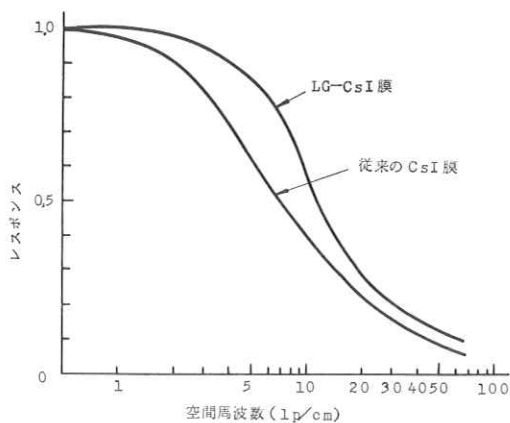


図2. CsI入力けい光面のMTF

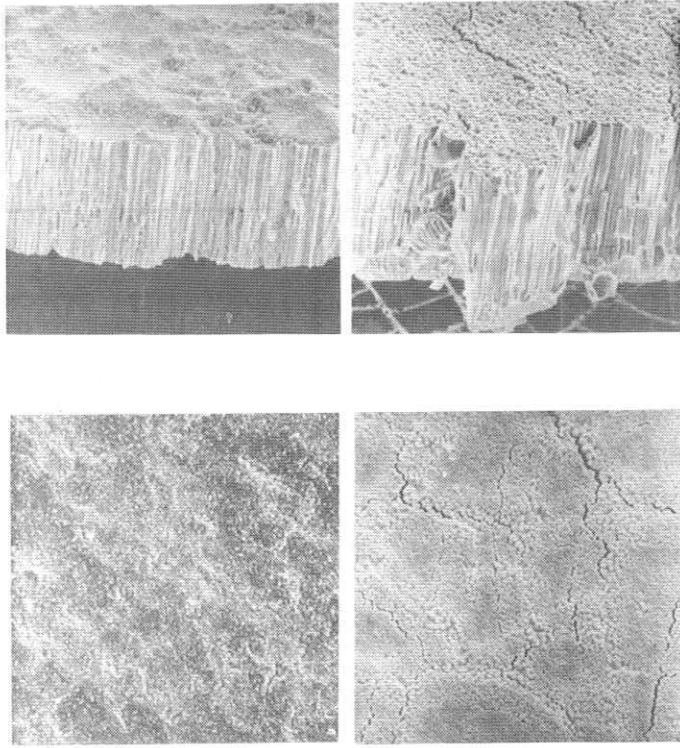


写真1. 入力けい光面拡大写真 (左上) 通常CsI膜断面 (右上) LG-CsI膜断面 (左下) 通常CsI膜表面 (右下) LG-CsI膜表面

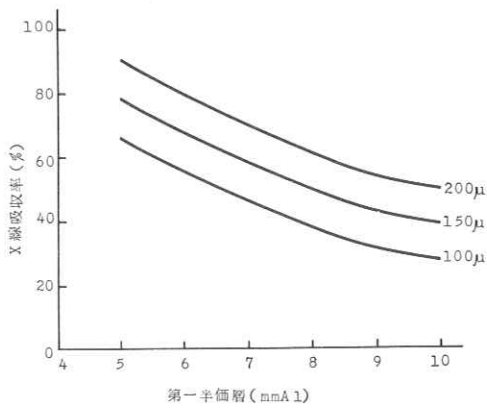


図3. CsI 蒸着膜のX線吸収率

2) 出力けい光面

出力けい光面はスプレ法や遠心力塗布法等により製作していたが、今回我々は新たに電着法を開発した。図4は電着法の説明図である。

即ちビーカーにアセトンとイソプロピルアルコール溶液を入れ、これに蛍光体と少量の硝酸ランタンを入れて攪拌するとけい光体粒子はランタンのプラスイオンで荷電す

る。この状態でビーカの上の液中に透明導電膜を塗布したガラス基板をおき、下面に対電極を置いて上面にマイナス電圧を追加すると、荷電したけい光体粒子は小さいものから順次ガラス基板面に塗着されけい光膜が形成される。この電着法の特徴は微粒子けい光体を緻密につけることが出来、かつけい光体の空間充填率が極めて高いので解像度と輝度が向上する。けい光体の膜厚は 5μ 以上のいかなる膜厚も容易に製作出来る。図5に膜厚対輝度特性を、図6に出力けい光面単独のMTFを従来と比較して示した。また写真2に従来の遠心法と新しい電着法によるけい光面の電子顕微鏡による拡大写真を示した。

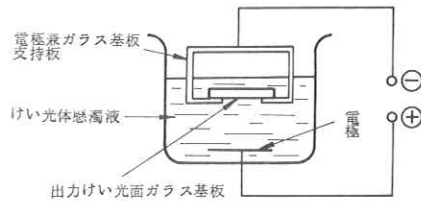


図4. 電着出力面形成法

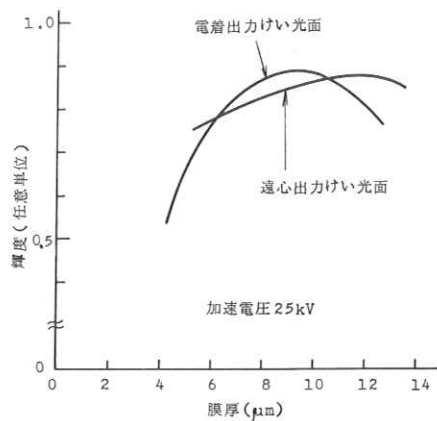


図5. 出力けい光面輝度特性

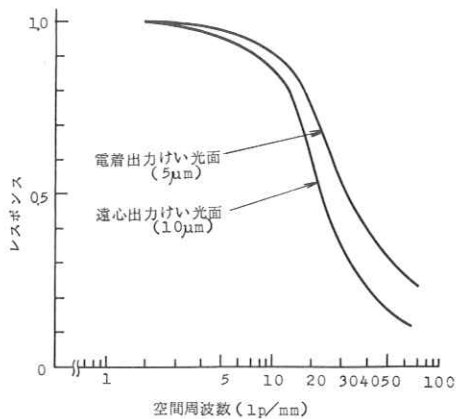


図6. 出力けい光面MTF

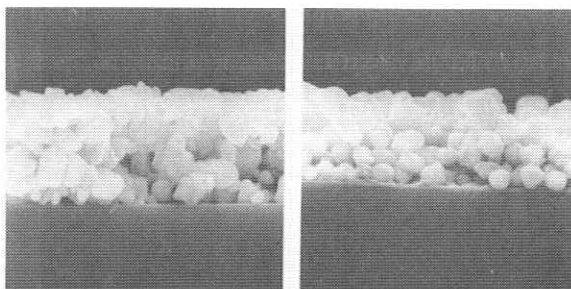


写真2. 出力けい光面拡大写真 (左)遠心法 (右)電着法

出力側の光面を塗布しているガラス基板の光透過率はI Iのコントラストに重大な影響を及ぼす。図7に示すように、出力側の光面で発光した光はガラス基板を通過して管外へ導かれるが、この際ガラスの屈折率が1.49であるためガラス基板と真空との境界面で臨界角(42°)以上の角度で進んできた光は全反射を受け、出力側の光膜の方に返ってくる。そして出力側の光膜で乱反射を受けてストレー光となり再び管外へと出てくる。このストレー光の強さがコントラスト特性を左右することになる。今ガラス基板の光透過率を α とすれば、信号光は α 倍だけ減少するのに対しストレー光は α^3 倍だけ急激に減少する。従って α の小さいいわゆるダークガラスを用いることによりコントラストを改善することが出来る。我々は70%のダークガラスを用いてコントラストの改善を計った。

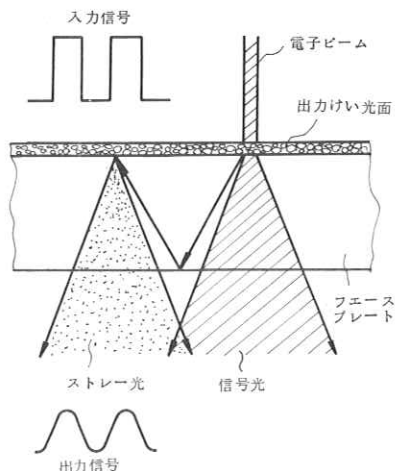


図7. 出力面コントラスト説明図

3) 電子レンズ系

電子レンズ系の設計はコンピュータにより電位分布と電子軌道を計算し、4電極構造の9インチと6インチを切換え出来るデュアルモードとした。4電極電子レンズ系は、第2陽極電圧とフォーカス電圧の二つを連動して切換えるだけでモード切換が容易に出来る。また当初の電圧設定値をかえれば6インチの代りに6.5インチ、7インチ等好みに応じて自由に入力サイズをかえることが出来る。

4) RT9203Bの特性

前記した新技術を導入して製作したRT9203Bは循環器シネ撮影用に適した表1の特性を得た。また図8にRT9203BのMTF特性を示す。このように新しく開発したRT92

入力面有効径	230/152mm
出力像径	20±1mm
解像度	37/46 lp/cm
コントラスト	12:1
変換係数	180Cd/m ² /mR/sec
X線吸収率	65%

表1. RT9203Bの特性

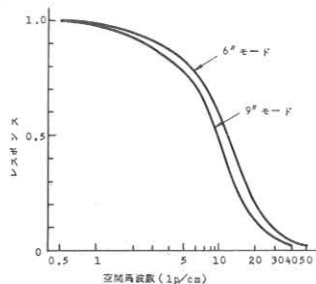


図8. RT9203BのMTF

03Bは、シネ撮影用IIに要求される解像度、コントラスト、変換係数、X線吸収率のいずれの特性も大巾に改善された。

4. RT9203Bのシネ撮影システムへの応用

最良のシネ画像を得るためには、IIの高性能化と同時にシステムとして散乱X線対策、X線管焦点および管電圧、フィルムの変定と現像条件等充分な配慮が必要である。表2にII以外にシネ画像を良くするために留意すべきファクターをリストアップした。

また応用例の一つとして図9に示すような方法でX線管焦点として0.6mmと1.2mmを用いた場合に、X線管焦点とII間距離(FID)および解像度チャートとII間距離(A)をパラメータとした解像度特性を測定した。この結果を図10、図11に示す。この図より例えばFID=90cm、A=10cmの場合0.6mm焦点を用いれば9インチモードで37lp/cm、6インチモードで42lp/cmであるのに対し、1.2mm焦点の場合は9インチモードで30lp/cm、6インチモードで34lp/cmとなる。このようにX線管は大容量の小焦点管を用いた方が解像度的に格段に優れていることがわかる。

最近では300KHU、400KHUといった大容量X線管がシネ撮影用として実用の域に達しており、X線吸収率と変換係数の優れたIIと組合せることにより、焦点サイズ0.6mm位迄は実用可能と思われる。

II付属品	加速電源安定度 X線グリッド
X線管	使用電圧 焦点サイズ IIとの距離
シネカメラ	ピント調整
テーブル	材質と厚さ
フィルム	γ 、感度、粒状性
現像条件	温度、時間 現像機

表2. シネ画像の改善ファクタ

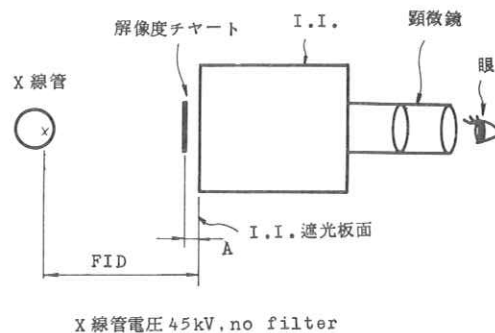


図9. 被写体面解像度測定法

5. むすび

今回我々はライトガイド効果を持った新しいCsI膜を開発し、9"/6"デュアルモードIIに应用した。このIIは高いX線吸収率と変換係数を有し、小焦点X線管との組合せが可能となり、シネ撮影用として優れた解像度特性を得た。コントラスト、量子ノイズ、動解像度、臨床データとの対応等については今回は報告しなかったが次の機会に紹介したい。

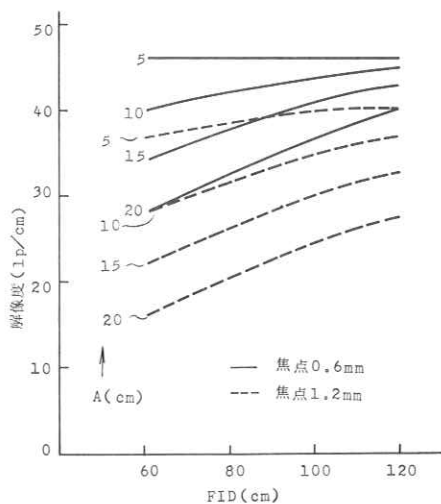


図 10. 被写体面解像度
(6インチモード)

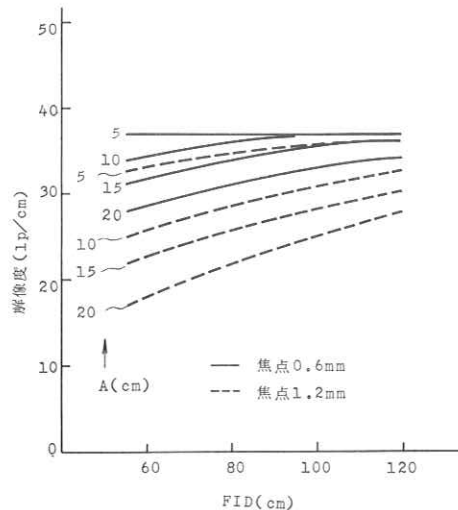


図 11. 被写体面解像度
(9インチモード)

文 献

- (1) 南・原尾・恒岡：放射線像研究 Vol.5. No.3/4 (1975) pp.104~118
- (2) 藺田・鷺田・荒牧・野地：TV学会 画像表示研究会資料IPD28-1 (1977)
- (3) 寺島・森田・藺田・鷺田：電気学会 電子装置研究会資料EDD-77-32 (1977)

シネ撮影装置について

日本フィリップス医療機器事業部

村瀬昌男

1. はじめに

近年生活環境の変化に伴い、循環器系の疾患による病気が多くなっており、これら疾患の診断に、現在種々の検査が行われている。その中で最も情報量が多く診断に有効な検査として、循環器系X線検査がある。

“オブティマスM200”は血管造影検査用として、設計された血管撮影の専用装置である。この装置の出力は200kWであるが、良好な画質を得るため装置とX線管の許容負荷の範囲内で低電圧、大電流で撮影を行うようになっている。すなわち本撮影に先立つテスト撮影機溝により患者のX線吸収を測定し、コンピュータコントロール方式により発生器の電子的特性、X線管焦点と陽極の温度特性等を考慮した上、X線管の許容範囲内で最大の管電流値と低い管電圧の組合わせを選択し、適正な濃度と高いコントラストの像が得られるよう自動的に条件が設定される。本報告ではこの機能の実際について述べる。

2. X線管電圧・電流の自動化の方法

“オブティマスM200”では本撮影に先立ちテスト撮影（以後メジャリングショット）を行ないイメージインテンシファイヤの出力光束を測定し、コンピュータを介してX線管球にフィードバックする。すなわちシネ撮影において、X線管球から放射された、ある線量は被写体を透過し、イメージインテンシファイヤの入射線量となり、光量に変換される。この光量をフォトマルチプライヤで電気信号に変え、発生器にフィードバックして管電圧・電流を自動的に増減し、イメージインテンシファイヤの出力光量が一定となるよう、云いかえればイメージインテンシファイヤへの入射線量が一定となるように発生器を制御させる。このことに依り、シネフィルムの各駒の濃度が一定となり、また同時にX線管球出力許容範囲内での最低の管電圧・最高の管電流を算出し、カブリの少ないコントラストのある診断し易い画質が得られる。これらの自動化のために、“オブティマスM200”では、従来のアナログ信号をロガリズムック信号に変換し、HNIL logic及びTTL logic 信号レベルで、各ユニット間を結合した。

第1図は、従来のX線管最大規格表である。

X線管 SRO 20/50
 大焦点 1.2mm
 出力 50kW
 3相3倍回転(8000rpm)

この第1図の最大規格を、Y軸を管電流の対数表示に、X軸を管電圧の対数表示に置き代えると、第2図となる。

但し、

$$VKV = 20 \log \frac{kV}{2} - 30$$

$$VA = 8 \log \frac{mA}{2} - 18$$

とする。

- 点線A：最低管電圧の制限
- 実線B：フィラメント電流による制限
- 点線C：最大管電流の制限
- 実線D：最大出力(kW)の制限
- 実線E：電源抵抗等による制限
- 点線F：最大管電圧による制限

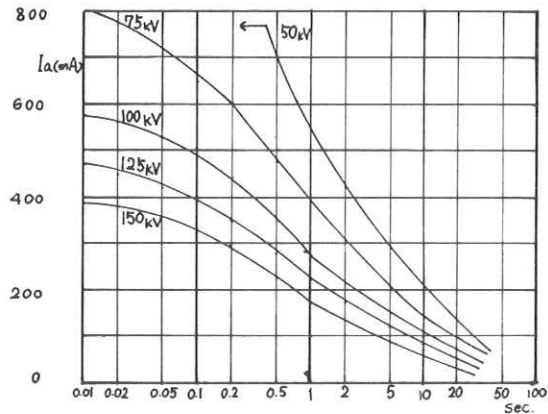


Fig-1. Tube Nomogram

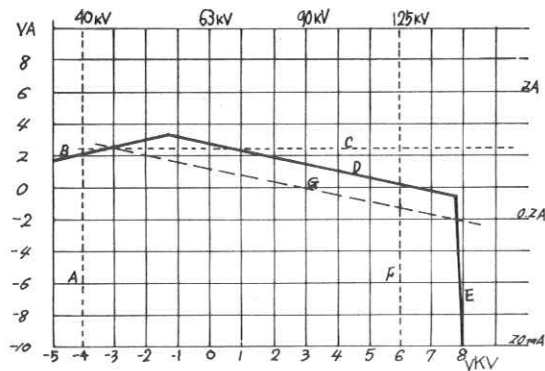


Fig-2. Logic Tube Nomogram

実際、このX線管球SRO 20/50の大焦点でシネ撮影をする場合、撮影時間：10秒、撮影パルス：3.2ms、駒数：50駒/秒、の撮影条件下においては、ヒートユニット等の関係で約30kWで使用することになる。このことは第2図上の実線D(50kW)が下方に平行移動し、点線G(30kW)となる。このA・B・G・Fの各線で囲まれた領域内でのみ、上記のシネ撮影が可能となる。

次に示す第3図(E・カーブ)は、管電圧と管電流との関係の中で、被写体に水を使用し、あるイメージインテンシファイヤの出力光量が一定となるカーブを示したものであり、これをE・カーブと呼ぶ。(但しこのE・カーブ値は同一条件下のもので得られたものである)

この第3図は、水の厚さが20cmから30cmに増えた時、同一管電圧ではいくら管電流を増加すれば、イメージインテンシファイヤの出力光量が同じになるか、また管電流が同一の時、管電圧をいくら増加すればよいかと示す。

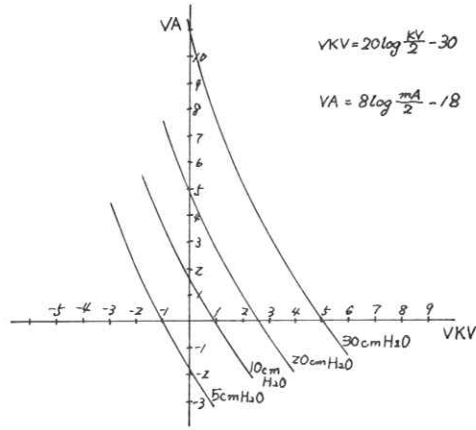


Fig-3. E - Curve

$$E \doteq c \cdot KV^P \cdot mA \cdot t$$

c : 係数 t : 撮影時間

の関係を示し、またこのことはE値はKV×t一定の時mAに比例し、他のE値に対して、それ自身をX軸方向に平行移動すればよいことが分る。

上記のE・カーブをもとに、メジャリングショットとは、実際の撮影に入る前の準備時(X線管球の陽極回転立上り、フィラメント加熱、分光器のミラー回転等の所要時

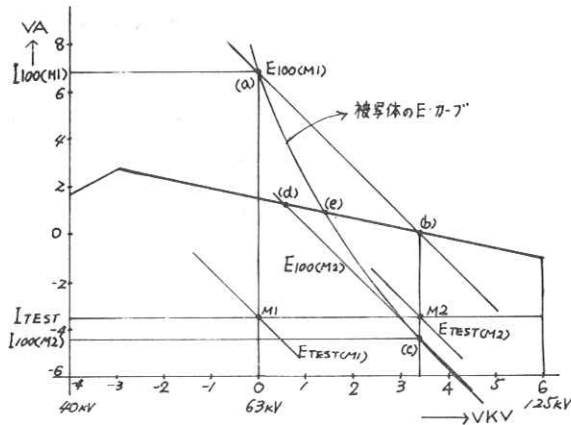


Fig-4. Measuring Shot

間中)において、被写体に対する適正なE値と撮影許容範囲内のより低い管電圧と、その時の最大管電流を算出するために、微小X線量で5回撮影が行われる。

第4図は5回のメジャリングショットのグラフにおける経過を示したものである。第1回目のメジャリングショット(M1)はVKV = 0(≒63kV)の管電圧及びVKV = 6(≒125kV)

時の最大出力電流値の半分の管電流で行われる。この電流値を、 I_{TEST} とし、これ以後のメジャリングショットの管電流も I_{TEST} の値を使用する。第 1 回目のメジャリングショット (M1) による、イージインテンシファイヤの出力光量はフォトマルチプライヤで検出され、M1 時の実際の被写体に対する適正光量 ($E_{100}(M1)$) を得るに必要な管電流 ($I_{100}(M1)$) が次式によって、算出される。

$$I_{100}(M1) = \frac{E_{100}(M1)}{E_{TEST}(M1)} \times I_{TEST}$$

但し E_{TEST} は 63 kV と I_{TEST} で得られた値である。

この E_{TEST} ・カーブは 63 kV 軸上の $I_{100}(M1)$ の交点 (a) まで上昇し、 $E_{100}(M1)$ の E ・カーブを得る。次にこの $E_{100}(M1)$ と第 2 図の点線 G (Tube Nomogram) との交点 (b) の管電圧を算出し、この点 (b) の管電圧で、第 2 回目のメジャリングショット (M2) を行い、M1 と同様に $I_{100}(M2)$ を算出し、M2 の kV 値軸上と $I_{100}(M2)$ との交点 (c) まで降下し、 $E_{100}(M2)$ E カーブを得る。またこの $E_{100}(M2)$ と Tube Nomogram との交点 (d) を算出し、この点 (d) の管電圧値で第 3 回目のメジャリングショット (M3) を行う。このようにして最後の 5 回目 (M5) では、被写体の E ・カーブと Tube Nomogram の交点 (e) の近似値点を算出することになる。この近似値点は被写体に対して、シネ撮影条件 (撮影時間: 10 秒, 撮影パルス: 3.2 ms, 駒数: 50 駒/秒) 下での X 線管出力のもっとも低い管電圧値で、また最大の管電流値となる。

さて、ここで得られた管電圧、電流値はシネ撮影条件下の X 線管出力の最大負荷で、もし被写体の X 線吸収が増加した時、濃度補正装置は管電流を増加することはできない。故にメジャリングショット中のみ、実際のシネ撮影条件下の Tube Nomogram にある定数 ($\alpha_1 = 1, 0.8, 0.64, 0.51$ 等) を乗じ、Tube Nomogram を Y 軸の下方に平行移動させ、M5 時にはこの下方に平行移動された Tube Nomogram 上と被写体の E ・カーブの交点の近似点を捜し出す。このことは近似値点 (e') の管電圧値はより低い管電圧で撮影すると云う理由で、これを増加させることはできないが、管電流は Tube Nomogram を下げただけ余裕が取れたことになる。

第 5 図はメジャリングショットから、実際のシネ撮影中の管電圧・電流の変化を示す。シネフィルム第 1 駒目は点 (e') の管電圧値と点 (e') の管電流値を $\frac{1}{\alpha_1}$ 倍した値点 (f) で始まる。しかし第 1 駒目の点 (f) の線量は被写体に対して過大であるため、第 2 駒目では点 (g) まで管電圧降下し、この点 (g) をもとにして、被写体の X 線吸収の変化に伴い Tube Nomogram 上で管電圧・電流は追従する。

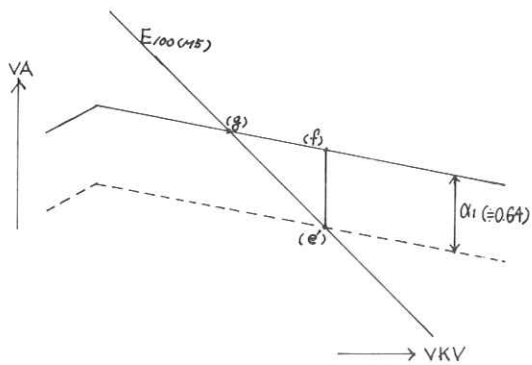


Fig-5. kV & mA auto.

上記の方法により，“オプティマスM200”では，常にシネフィルムの黒化度を一定に保ち，尚かつ低い管電圧で，またその管電圧値での最大管電流で撮影を行うことにより，より良いコントラストのある診断に適した画質のシネフィルムが得られる。

X線映画像の解析システム

榊ナツク 高橋正明・今村隆允・兼子正信

はじめに

X線映画像の中でもシネアンギオフィルム像の解析の必要性は近年益々強くなり、我々も少しでも医学分野で社会のお役に立つべく、先ず手動解析により心臓機能の診断に必要な画像解析システムとして“カーディアス”シリーズを完成したが、更に自動解析を含めたシステムの開発にも努力してきたのでここにその大要を述べる。一般にメディカル分野に関しての画像処理は非常に多くの方々が研究されておりその成果は次第に増加してきているが、特に近年、新しい高性能のX線管、イメージインテンシファイヤ管、および画像処理用のハードウェアの開発が進んだこと、ソフトウェアに関しても、宇宙開発、リモートセンシング等他の分野からの技術の交流により成功率が高くなったことも合わせて進歩の速さが増してきたと思われる。画像処理を行う場合必要なことは、目的に最も適したシステムを選択することから始まる。ここでは一般的になるがいくつかの画像処理用のデジタイザーの特長を述べ、現在使用中のPDS(フォトデジタイジングシステム)の機能、およびその応用例について記す。

1. 各種デジタイザーの特長

夫々のデジタイザーがどのような特長を有しているか、画像処理の目的に対し検討すべき事項を表1に示してある。

(a) 入力媒体の種類

入力画像はフィルム(透過像)、オベーク(反射像)、物体、或は顕微鏡像かにより適合するシステムは異ってくる。更に大事なことは画像が一枚だけの例えばX線フィルム像が、シネアンギオの如き長尺の時間軸を含む画像かによりデジタイザーをサポートする入力装置が全く異なることである。

(b) データ処理の内容

コンピューター技術の進歩により、殆んどデジタル処理であるが、アナログ方式の前処理を加えたり、適切な画像表示を含めたハイブリッド方式が良い場合もあることと、デジタル処理

だけの場合、コンピューターでどの位自由に制御できるかも検討すべきである。一般にPDSとFSS（フライングスポットスキャナー）は制御し易いがTVとDRUM（ドラムスキャナー）は走査方式が自分で固定されているため制約される。コンピューターから制御し易いランダムアクセス式であれば、パターン判断を入力前に行うこともできるため、コンピューターの利用効率を高めることができる。

(c) カラー読取り

画像のスペクトルが白黒の如く単一か、カラーの如く3種あるかも考慮すべきである。

(d) 最小ピクセル数（分解能）と最小読取り値

分解能と最小読取り値は最も混同され易いものであり注意する必要がある。分解能は例えば一画面内にも毛の様な細い線が有るときどの位まで読めるかの限界を示すものでデジタイザーの性能を左右する一つの要素である。一般にTVの如き高速走査の場合は信号の変調度まで考えれば分解能は低くなる。最小読取り値はコンピューターからアドレスできる全画面内のピクセル数であり、一般に分解能の数倍取るのが普通であるがTVおよびドラムの場合は両者は一致してしまう。図1に分解能の約倍の最小読取り値を使用した場合の効果を示す。図1 aは分解能Dのスポット

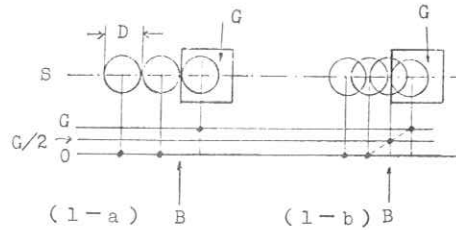


図 1.

で、濃度Gの像上を走査線Sに沿って光量を検出すると図 a では濃度Gと紙面の境界Bはスポット径Dの巾だけ不確定になる。図 1 b では2倍のアドレスを行った結果、境界B点でG/2の濃度値が検出され、B点が正確に判別できる。この様に面状の画像の境界を求めるためには最小読取り値は多い程よいが数倍が限度である。

(e) 読取り方法

TVおよびドラムは電子的或は機械的に走査が規定されているため、読取りはコンピューターから制御できず、逆にコンピューターがタイミングを合わせ読取る必要がある。従って一般に画像の全面を走査し、要、不要を問わず読取り、コンピューター内のメモリーに記憶してから処理を行うため、容量の大きいシステムが必要となる。一方PDS、あるいはFSSはX、Y方向任意のアドレスを指令し、走査できるランダムアクセス方式のためPDSの項で述べる如く、コンピューター取り込み以前に、像の輪郭のみを読み取ったり、必要な線上の濃度のみを読取る等、必要な情報だけを選択することができるため、一般にコンピューター側への負担

を減らすことができ、かつ読取り速度を早くする利点がある。

(f) フィルムの大きさ

FSSは原理上フィルムサイズは70mm位までであるが、特に大判の場合はドラムを使用する他方法がない。

(g) 読取り時間

処理量が多い場合考慮すべき項目である。TVはそれ自身では高速走査しているが前述の如くコンピューターが読取り時間を合わせるために遅くなり、一般に一画面読取り時間は20秒位である。PDS、FSSは1ピクセル最高で20 μ sかゝるが前述の如く、全面走査する必要がなく、必要部分のみ走査するため、読取り時間はかなり短縮できる。ただし、濃度値を精度高く読み取るためにはピクセルの走査を止めて信号を積分することによりS/N比の良い読取りができるが時間は長くなる。すなわち精度と読取り時間は反比例することになる。TVは自己走査のためこの様な積分法でS/N比の向上はできない。

(h) 濃度最小読取り値

濃度の最小読取り値でX、Y座標と同じく、分解能あるいは精度と正確には異なるものであるが大體メーカー側で精度に見合う最小読取り値を使っている。前述の如くTVよりPDSあるいはFSSの方が多くのレベルを判別できる。

(i) シェーディング

濃度の計測精度に最も影響するもので、光源の照明ムラおよび撮像管の光電面の感度ムラによる濃度誤差である。ドラムが最も少く、TVはハードウェアで補正できる特長があるが、PDSおよびFSSはソフトウェアで補正しなければならない。

(j) 偏向直線性

図形の読取り歪のことであり、一般に夫々のデジタイザー固有の場合が多いため、精度が必要な場合はコンピューターのソフトウェアで補正することがあるが一般に手間がかゝるため行われていない。

2. PDS (フォトデジタイジングシステム) ハードウェア

前述せる如く各種のデジタイザーを比較し、シネアンギオ・フィルム像の解析にPDSを使用することにした。PDSの主点はカメラ部であり、撮像管にはイメージディセクター管を使用している。構造は図2に示す如く被写体像がレンズにより、フォトカソード面に結像される。この面は像の光量に比例した光電子を放射するもので、後方にある微少なアパーチャ

	PDS	TV	DRUM	FSS
入力媒体の種類	フィルム, オペーク, 顕微鏡物体(反射及び透過)	左全(反射及び透過)	フィルム, オペーク(反射又は透過)	フィルム, オペーク(反射又は透過)
コンピュータ処理(デジタル処理)	○	○	○	○
ハードウェア処理(アナログ処理)	△	○	×	△
カラー読取	フィルタ使用3回	フィルタ使用3回又はカラーTVカメラ使用	フィルタ使用3回又は3色分解光学ヘッド使用	フィルタ使用3回又は3色分解光学系使用
最小ピクセル数の目安	1000×1000(全画面に対し)	300×480(全画面に対し)	アパーチャ数10μ以上	2500×2500(特殊品は4000×4000以上)
最小読取值	4096×4096(全上)	全上(全上)	全上	4096×4096(全上)
読取り方法	順時, ランダム走査	順時走査, 待受けランダム走査	順次走査	順時, ランダム走査
フィルム, オペークの場合の大きさ	普通	普通	特に大型に適す(900×900mm最大)	小型(一般に60×60mmまで)
読取り時間	高速1ポイント20μsec位	非常に高速(1画面1/60~1/30sec)及び低速(1ポイント1/60~1/30sec)	非常に低速1ライン1/5~1sec 1画面30分位(ピッチ数による)	高速1ポイント20μsec位
濃度最小読取值	1/256	1/64	1/256~ $\frac{1}{1024}$	1/256
シェーディング	20%以内(オプション5%以内)ソフトウェアにより1%以内可	10%~25%(シェーディングコレクタ付加1%以内)	少	5%以内
光源の種類	直流光源	蛍光灯, 白熱灯	白熱灯	CRT
感度(光源との関係で変化する)	約10,000ルクス以上でフィルム0~3D	約10,000ルクス以上でフィルム0~3D	0~4D	約0~3D
偏向直線性	1~2%	2~3%		1~2%(特殊型0.5%)

表-1. 各種画像用デジタイザーの比較

(2.5ミクロン)を通過した信号のみ内蔵されている2次電子増倍部で増巾され、映像信号の出力となり濃度値が得られる。イメージディセクター管はTV用の撮像管と異り、蓄積作用がないため、X、Yの偏向を任意の時間に指令するランダムアクセス方式が取れること、およびある点に偏向を停止させ信号を積分して入力できる等、コンピューター用の画像処理システムに最も適した特性を有している。かつ熱電子を使用しないコールド管であるため寿命は非常に長いことも利点である。X、Y偏向は偏向コイルにX、Yアドレスを指定することにより、フォトカソード面上の任意の点(4096×4096)の約2.5ミクロンのピクセルの濃度値が得られ

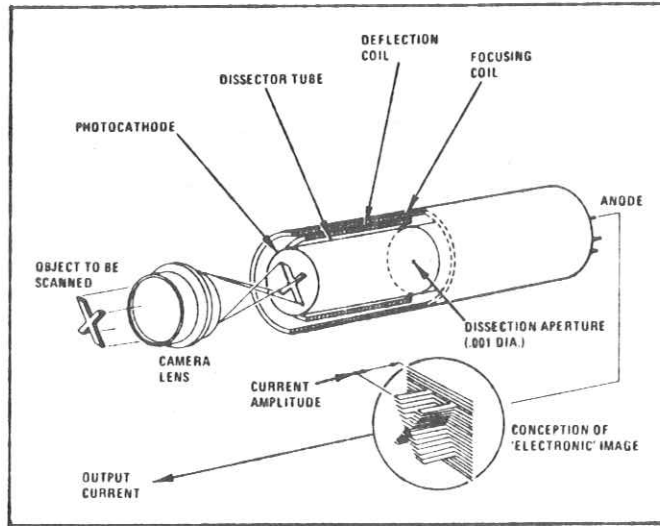


図2. イメージディセクター管

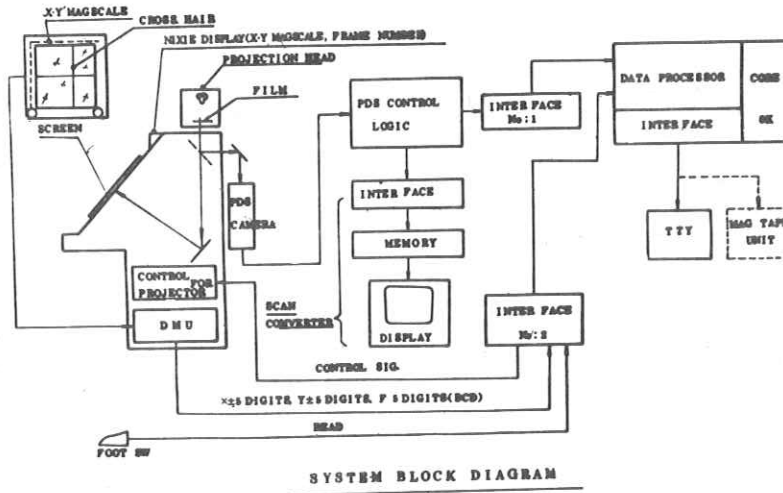


図3. PDSシステム系統図

る。

システムの全体は系統図を図3に、外観を写真1に示す。このシステムの特長の1つは、35mm用フィルムのプロジェクションヘッドにより自動的に次々と画像の処理ができること、画像の投影像がスクリーンに表示されると同時に、図3に示す如く、PDSカメラがプロジェクションヘッドの後方に配置され、

スクリーン上と同一の画像がデジタル化されること、スクリーン面上には図3でX、Yマグネスケールと示してあるが現在はグラフペンを使用し手でX、Y座標をコンピューターに入力する対話型になっていること、およびアナグロメモリーを使用し、モニターに入力画像およびコンピューターからの画像も表示することができ、早く結果の確認が行えることである。基本

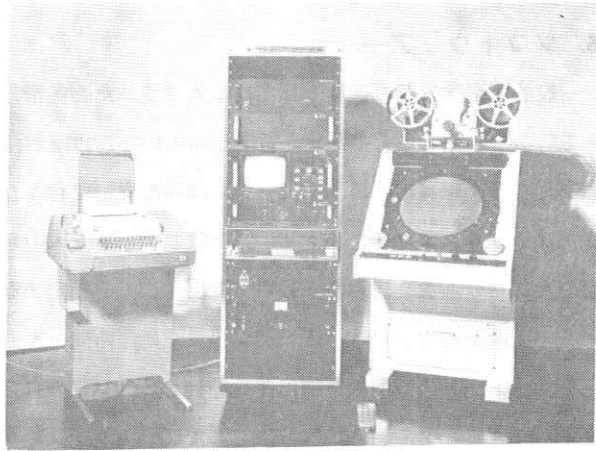


写真1. PDSシステム外観図

動作には次の如くである。コンピューター側からソフトウェアプログラムによりX、Yアドレスを指定する。PDSカメラの偏向が作動し、指定され点の濃度値が8ビットのデジタル値として、コンピューターに入力される。この他前述の如く信号を積分する場合は積分値を指定することができる。この基本プログラム以外は全てアプリケーションプログラムに含まれる。

PDSシステムの主様な仕様は次の如くである。

- 分光感度 : S-20 (S-1およびS-11の使用も可、オプション)
- 偏向解像力 : X、Y夫々12ビット(0.025%± $\frac{1}{2}$ ビット)
- 濃度分解能 : 8ビット、256レベル
- 有効偏向面積 : 25.4 mm × 25.4 mm
- アパーチャ寸法 : 25ミクロン
- インCREMENT速度 : 最大 20μ秒
- インテグレーション : 4モード
- スキヤコンバージョンメモリ

ズームング	:	1 X ~ 6 Xズームオンオフおよびジョイスティックにより X, Y位置可変
メモリー時間	:	約 2 5分
グレースケール	:	7レベル
映像出力信号	:	標準TV映像信号(EIA仕様)

3. ソフトウェア

一般的な画像処理の過程としては、入力された画像情報を平滑化などの前処理を行なった後ある特徴を検出し、その形状を認識するといった段階が踏まれる。画像入力の方法としては、順次走査(テレビ走査のように一定の順序に従って行なり走査)をして全画面 512×512 または 256×256 のマトリックス状のデータを入力することが多く、コンピューターは任意の大きさの画像を任意の部分から取出すことを指定することができる。⁽¹⁾しかし、このような方法で画像を入力することは、記憶容量、処理時間も非常に大きなものとなりがちである。

画像の中からある形状を抽出する場合、エッジ部のコントラストに注目しその形状を取出すことができる。そのひとつの方法としては、エッジフォローと呼ばれる、エッジ部だけを走査する方法があるが、コントラストがはっきりしていなかったり、グレースケールが除々に変化しているような場合はうまくいかない場合がある。シネアングيوفイルム像はほとんどこのようなケースが多く、次に述べるような方法で輪郭を抽出する。

普通シネアングيوفイルムは100FPS程度のハイスピードで撮影され、一心拍を解析しようとする場合、数十コマを解析しなければならない。オペレータは、まず最初のコマをグラフィペンによって手動で輪郭をトレースする。PDSはトレースされた輪郭に垂直な方向に濃度データをサンプリングする。この濃度変化から判別関数を計算し、その最小値となる部位を輪郭点とする。判別関数は次の式で表わされる。

$$L(I) = t \log_e(\sigma_1) + (N-t) \log_e(\sigma_2)$$

$$\text{ここで } \sigma_1^2 = \frac{1}{t} \sum_{i=1}^t (D_i - \bar{d}_1)^2$$

$$\sigma_2^2 = \frac{1}{N-t} \sum_{i=t+1}^N (D_i - \bar{d}_2)^2$$

最初のコマの輪郭がPDSによって抽出されると、フィルムは自動的にコマ送りされ、前のコマの輪郭点をもとにして次のコマの輪郭が抽出される。このようにして、自動的に輪郭抽出が続行される。

また、Aorta部は常に固定しているとは限らず、時間とともに多少移動する。従ってこの

Aorta 部も自動的に検出しないと正しい容積を求めることはできない。Aorta 部の移動は、最初に与えられた Template を基準としたその部位の長さを求め、その移動を検出する。ほぼ同じ長さの位置を見出し、前後の関係から基部かどうかを判別する。この場合、①この部位がくびれた部位であること、②この部位の移動方向が予測された方向であることなどを考慮して判別することとしている。

以上から求められた左心室容積のデータと、データレコーダなどに記録された圧波形データとから心機能に関するパラメータが算出される。

4. 謝 辞

本システムのソフトウェアは自治医科大学循環器内科 細田教授および柳沼助教授の御指導のもと完成されたものであり、ここに厚く感謝の意を表わします。

文 献

- (1) 今村, 「ミニコンピュータ制御による画像入力装置」テレビ誌 30, 3(1976)
- (2) E.S. Beckenbach 「The Computerization of high speed Cineangio-cardiographic Left Ventricular Volume Determination」 Pattern Recognition Studies Seminar Proceedings of SPIE, June, 1969

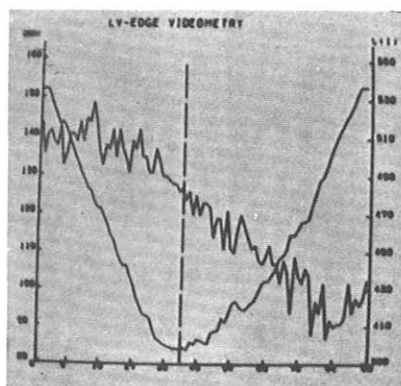


写真 2

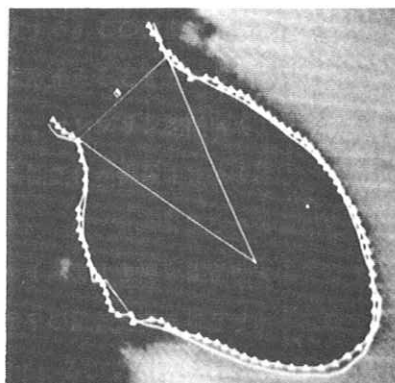


写真 3

X 線 C T の 限 界 に つ い て

東京大学医学部 放射線医学教室

竹 中 栄 一

§ 1. は し が き

1972年にG.HounsfieldとJ.Ambroseがcomputed transverse axial tomography用装置(最近はcomputed tomography, CTという人が多い,以下CTと略す)としてEMIスキナーを発表して以来,頭部のX線診断領域においてCT診断の与えたインパクトは極めて大である。その結果ラヂオアイソトープ診断($^{67}\text{Ga-citrate}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-Pertechnetate}$ による病変部における摂取率の向上—positive scan,脳循環(CBF)または血流の欠損—negative scan の場合の診断が多い)が減少し,脳循環しかも局所的CBFや脳の代謝などラヂオアイソトープ(以下RIと略す)の特質を生かした診断が主となり,陽電子放出核種使用の診断へと向いつつある。血管撮影による診断も頭蓋底や脳幹部などの精密診断や手術のための血管の同定診断を主とし,気脳室造影診断は減少した。その装置の進歩は目覚しく,表1の第I世代CTにつき多数の検出器を使用する第II,第III世代へと発展し,5~10秒間で人体を走査し,その間数m秒間のX線パルスで頭部を照射するものや,人体を取囲む数百個の固定検出器を使用する第IV世代CTも現われている。またCT像は本来デジタル像なるゆえ計測用や画像処理上の各種のソフトウェアがつきつきと付加され,臨床的には極めて便利になっている。国産用頭部CTは1974年から使用されており,全身用CTもCT戦列に加わっている。とくに全身用CTでは第I世代のものは4分位走査時間がかかり,縦隔,上腹部では呼吸性移動の影響のため画質が低下していたが,第III,第IV世代では走査時間が数秒で,装置の改良および画質の向上も著しく,正に日進月歩である。X線CTも限界に達した訳ではないが線源にX線以外を使用するCTでX線CTと同様なソフトウェアを使用して人体断面を提示する装置の開発プランが多くある。米国で実用に達した陽電子放出核種(^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{68}Ga)によるCT,プラン中のプロトンCT,重粒子をサイクロトロンで人体に打込んでエネルギー沈着部を見る重粒子CT,超音波(剛性率変化,音速分布,減衰定数)CT, NMRなども将来X線CTと相補って利用される可能性がある。著者の施設におけるGE CT/T-X₁, GE CT/T-X₂, Pfizer AS & E CTの知見や心臓CT, RI CTなどのアウトラインとCT像の影響因子(X線側)など読影上の問題点について述べる。

§ 2. CT断層装置の多様性

現在CTメーカーは10数社あり、第I、第II、第III、第IV世代CTなどとX線管球と検出器の運動形式により大別される。第I世代CTは1対の検出器がX線管と対で回転走査、(180回~240回)するので走査時間が4.5分位かゝった。第II世代は例えばEMI-1010では8ケの検出器を2列にして2スライスを検出し、回転角度3°おきに60回、80回走査して、走査時間は2分と短縮して、臨床的に便利になった。個々の装置については検出器の数も数ケのものから数十ケのもの、回転ステップは検出器数の多いものでは、10°~30°おきに走査、回転し、走査時間も10秒~20秒と短かくなっている(表1)。第III世代では検出器が200~300個で多いものは500個のものがあり、直線運動を行わず回転運動のみで、連続回転できるものもある。走査時間は5~10秒で、人体の不随意運動、心臓の影響や、呼吸運動の影響による画質低下を少くすることができた。腸管の不随意運動は瞬間的には相当早いのでリンパ管造影や腸管にGI検査後のバリウムが残っているとき、artifactが目立つときがある。身体内の運動で最も早いものは心臓の弁の動きであるので、心臓のCTを目的とするとき、現在のCTの装置は他の検査方法と比べると優れていると言えぬが、立体的概観を簡単にうることができる利点がある。各型式について表1に要素の概要を示す。

	第1世代	第2世代	第3世代	第4世代
	ペンシルビーム型	ハイブリット型	ファンビーム型	ファンビーム型
1.X線側 管電圧 KVP 管電流 mA	120~140 30~50 連続X線	120~140 同左 同左	120~140 ~600 パルスX線 288/5.8~576/11.6	100~125 50~100 連続
2.検出器	1ケ/スライス, NaI, 比例計数管 CaF ₂ , CsI	3~60ケ NaI, CaF ₂ , Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	60~512個 移動, 固定 Xe, CaF ₂ , Xe-Kr	600ケ Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂
3.運動形式	180°~240°/1°ま たは2°おきに検出 器, X線管, 走査 回転	1.35°, 3°, 7°, 10° 12°, 20°, 30°おき に検出器, X線管 走査, 回転	360°, 490°, 720°回転 X線管, 検出器	360°~540° X線管のみ回転
4.マトリックス	160~320	160~320~512	256~512	512
5.Pixel 大きさ	1~1.5~2	0.5~0.75~1~2	0.5~1~1.5~2	0.5~1
6.走査時間	4~4.5分	10秒~2分	5秒~20秒	10~20
7.計算時間	0~30秒	0~2.5分	30秒~3.3分	

表1. 世代別CT装置

§ 3. 第Ⅲ世代CTと第Ⅳ世代CT

我々の施設にはEMI-1010に加えるに1977年4月からGE CT/T-X₁が稼動していたが、1978年9月から稼動し始めたGE CT/T-X₂-8800について述べると、検出器は高圧Xe検出器523ケ(11ケ較正用)、360°回転で走査時間5.8秒でX線は管電圧140KVP、管電流最大400mA、曝射時間1.3, 2.7, 4.8msecで288パルス/5.8秒、576パルス/11.6秒、マトリックス320×320(検出器は512個だがディスプレイマトリックスは320×320で、スライス厚10mmである。GE CT/T-X₁では検出器301でマトリックス320×320、画像ソフトは設置以来何回も変動され最終はOKで、X₂ではFAタイプである⁵⁾。ソフトの内容は不明であるが、検出器間隔が狭くなり、サンプリング数も増加し、画質はX₁と比べて随分良くなり、再構成時間も短くなり診断上有利になった。

また1978年3月よりAS&E(American Science and Engineering)(本年9月からPfeizer/AS&E CTスキャナーとなる)が稼動しているが、これは連続X線で全身を取囲む600個の検出器Bi₄Ge₃O₁₄が使用されており、管電圧100KVP, 125KVP、管電流50mA, 100mA、連続X線である。BGOは固定検出器であり、ある1個の検出器について見ると、ファンビームX線が人体を走査するので、人体各部からのデータがデータファンとして検出される。第Ⅲ世代CTではX線管と検出器が対で回転するので、周辺と中心に対する検出器はいつも同じ様な人体のX線透過距離を通ったX線を受けるのでring artifactがしやすいといわれている。データファンとして収録すると同時にX線量のキャリブレーションも可能である。連続X線でありかつ検出器前面に一種のコリメーターの作用をする直径約5mmの鉛製のピンがあるのでこの分のスペースの割合だけ被曝線量が増加する。この装置では個々のBGOと光電子増倍管がペアで取外し可能なので性能の悪いものは取換えることができる。スライス厚2~10mm、走査時間10秒、マトリックス512×512、サンプリング間隔を狭くできるので取得データ数は多い⁶⁾。更に検出器の数を増加させた高性能化が実験中でありコリメーター・ピンを除去すると被曝線量はそれほど増加しないという。

一般に第Ⅲ、第Ⅳ世代全身用CTによる頭部のCT像は頭部専用のCTの像より悪いが前額断面がとれること、走査時間が早いことの利点がある。市販の全身用CTの概要を表2に示す。

HounsfieldはCT数を骨、水、空気を+500, 0, -500としているが、装置によりCT数の範囲が異なり、+2000または+1000, -0, -500または-1000のものや水を200にするものなどあり、一定でなく、使用条件が異なること、スケールソフト、対

表2. 全身用CT (Brooksのものを修正)¹⁷⁾

Company	Model	Detector	Angular Motion	Pixel size(mm)	scan time s/50% ^s	Process time
Pfizer	Acta200FS	30 CaF ₂	180°/240 in 20°steps	1/1.5	18/40	10~15s
Philips	Tomoscan	30 BGO	180°/225 in 10° "	1/1.6/2	2.7	10s
Elcsint	Scanex	60 BGO	180° in 30° "	0.5/1.9	5.8	10s
Picker	Synerview	60 CaF ₂	720° continuous	1/2	1.0	<30s
Varian	V-360-3	301 Xe-Kr	360°~1440°	~ 1.7	3.6	80s
GE	CT X1	301 Xe	360° continuous	1.3	5.7/ 11.6	120s
GE	CT X2	511 Xe	360° "	1.3	5.7/ 11.6	35s
Artronix	Torso - CAT	720 Xe	360° " (SP)		2.9 ~2.3	<2.5m
Pfeizer/ASE	Pfeizer/ASE	600 BGO	495° "	0.5/2	5/10	45s
Siemens	Somatom	256 CsI +半導体	360° "	1/2.1	2.5/ 4/8	0s
EMI	EMI 5000/12	30 NaI	180° translate	0.75 ~2.5	20/70	22~90s
Ohio NC	2020	720 BGO	360° continuous	0.5	2/16	5~30s
Toshiba	TCT 60A	320 Xe	360° "	0.85 ~2.5	4.5/9	<100s

数化, 非線型補正, ビームハードニングの補正の違いで, CT数が装置により異なること, MTフォーマットが各装置で異なるので厳密な相互比較は大変むづかしい。

§ 4. 心臓CTおよびRICT, その他のCT

a) Gated心臓CT 現在のCTで心臓を対象とするものはない。左右心房, 左右心室, 肺動脈, 本幹その起始部, 両側肺動脈, 大動脈走行, 上大静脈, 両側肺動静脈, 両側気管など心臓周辺は大分診断でき易くなったが, 心臓疾患を対象とはできない。それには走査時間⁷⁾ 100m秒, 以下できれば20m秒位になることが必要である。現在はVarian CTではEKGを7等分し, 連続4回転(12秒)同一セグメントが12ヶ得られ, 各位相毎に1回転のデータに置換し再編成しCT像を得るので平均断面像である。10秒前後の走査のCTスキャナーならソフトウェアが付けば全て可能であるが, Varian CTはslip ringで連続回転であるので時間は比較的短い。

b) Mayoclinic型CT¹⁹⁾ 28ヶのX線管と対の28ヶのITV(蛍光板+光増倍管)を使

用し、1回のX線曝射でITVによるVTRを収録し、再構成するが、ITVは強度レベルが6 bitゆえ、CTでは0.2~0.5%のコントラスト解像と考えると11~12 bitになるので取敢えず7~8 bitのCT用のVTRを開発し、10 bitのVTRを目標として開発研究をしているという。

c) 電子ビーム走査型 釣鐘状の巨大なX線管の中に人体を入れ電子ビームを走査するものでCTがそんなに流行しないとき、フォトンファクトリのSOR利用CTを考えたとき将来のX線管としてドナック状X線管を提案した¹⁰⁾。で発表したことがある。放医研からもプロジェクトを発表しており、UCLAでは走査時間50m秒、8スライス/8秒、検出器420ヶ半円、同時に2スライス、管球は半円筒形で210°の計画で実験的に建設中といわれる³⁾。

d) その他のCardiac CT X線管を高速で回転すると加速度が加わり危険なので、3個のX線管を70°おきに3個配列する方式、fast linear scannerとして90°~130°のX線ビームで、1.6m走査で40cmの患者を0.1秒走査し多層断面をとる方式も考えられている³⁾。

e) RICT⁴⁾ X線CTでは到底dynamic検査ができないが、ラヂオアイソトープCTではそれが可能で、単一光子放出RICTでは画質は良くないが、短半減期の陽電子放出核種¹¹C、¹³N、¹⁵O(半減期20分、10分、2分)を用いるRICTでは固定検出管30~280ヶで人体を取囲み、検出管の動かぬものや数cm並進運動してサンプリングし、マトリックスを小さくするものなどあり、最大7層/15cm(Pett IV)撮像し、解像力も2cm以下になっている。心臓、脾臓、肺臓のdynamic studyができる。例えば¹¹C carboxy hemoglobinで血液脳関門分布を⁶⁸Ga-EDTAで血液脳関門の障害を、¹³NH₃で脳の血液撤布欠損部を¹¹C-glucoseで脳代謝を計り、白質の活度を計るなど、代謝や循環血液量を計ったり、¹¹C-palmitateや¹³NH₃で心臓の内腔や心筋の厚さや、左室の前壁、後壁、心室中隔などの血中濃度の時間変動曲線などを画いている²⁾¹⁵⁾。

f) プロトンCT、重粒子CT 200MeV前後のBraggのピークをこえる透過プロトンでCT像を作る。現在のCT以上のコントラスト識別能があり、散乱が少く、吸収、散乱して透過する光子の数の分布で体内情報をとるγ線やX線と異なり、透過荷電粒子が距離に応じてエネルギーを失うので1個の荷電粒子が通過してきても通過物質の情報をもってくるためプロトン写真、重粒子写真はX線、γ線より効率が良い¹¹⁾²¹⁾。プロトン吸収係数分布をとり、癌治療に有効である。重粒子の場合も同様であり、メディカル・サイクロトロン¹¹⁾²¹⁾の普及とともに利用されよう。とくにC、N、Oを加速してがんの治療を行うとき、Braggのピークでエネルギーを失いそのエネルギーでがんの治療を行うが、そのとき数%の前記の¹¹C、¹³N、¹⁵Oなどを

出すのでエネルギー沈着部位とエネルギー量を測定することができ、確実な治療を行うことができる。又 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O などを加速して治療しても同様に診断と治療を同時にやりうる利点がある。²⁰⁾

g) 核磁気共鳴CT²²⁾ NMRを利用するもので、自由水分布、スピン格子緩和時間を測定できる腫瘍の早期診断に役立つ。

最近頭部や腕の断面像が発表されているが、画質は未だ劣る。²⁴⁾

h) 超音波CT⁸⁾ 現在の超音波断層は反射をとっているが、最近グレースケール、超音波断層像をとれるようになり画質が大変良くなりX線に匹敵するようになった。走査型は走査時間2秒以下、解像力1~2mmのものもあり、TVなみの繰返して弁の動きが良く観察される。超音波CTとして音速、減衰定数分布をとり、X線の吸収係数と異なって物質の剛性率に関する情報を得て癌の診断に役立つ。

§ 5. X線CTの画質影響因子¹³⁾¹⁸⁾

X線CTには非常に沢山の因子が関係している。すなわちX線側、被写体側、検出器側、データ収録機構、再構成系、提示系のように分けられる。紙面の関係でX線側のみについて述べる。

A) X線側の因子

1) 焦点の強度分布 普通均等でなくフィルム法でスライス厚さを計ると、ずいぶんスライス厚さ内で不均等なものがある。CT数が正確な断面の吸収係数値を表わしていないことになる。

2) 焦点の面角特性 電子ビームの方向に垂直な方向にコリメーターされているので、左右対称である。検出器またはサンプリング間隔の焦点を見込む角度差は検出器上のMTFと出力特性に効いてくるが補正可能である。

3) コリメーターアパチャ 検出器側とX線管側とにあり、スライス厚さ、サンプリング間隔の精度にアラインメントが関係する。ファンビーム型CTでは較正用検出器との関係が大事である。

4) X線線質 これにはX線管を出た直後、X線フィルター通過直後、人体厚み補償用フィルターを通過後、人体を通過後の線質がある。X線は連続X線なので、正しい被長強度分布を求めるのは難しい。線質と検出器との関係が問題でありCT数を左右する。

5) 拡大率 第I世代では平行ビームで拡大率は問題にならないが、第III, 第IVでは $M = 1.5 \sim 2$ に拡大投影される。絵素の大きさが中心についていわれるので、管球に近い方と検出

器に近い方とでは、絵素で倍位異っている。CT数を考えるとき大切である。

6) フィルター 固有フィルターと附加フィルターとあり、物質もAl, Cu, W などいろいろであり、その厚さも各社みな異なる。第Ⅲ世代では人体通過後の強度分布をほぼ一定にするため、中央がうすく両側で厚いフィルターを使用している。このことも線質を複雑にしている。

7) 検出器面上のX線強度分布 電子ビーム方向に垂直な面内の分布は左右対称なので補正は容易である。

8) パルスX線、連続X線 パルス制御技術、高電圧、高電流なので安定性が大切である。使用前の十分なAgingが必要である。連続的に使用すると、電圧電流が変動し、CT数¹²⁾が変動するものがある。

9) リブル 0.1%以下がのぞましいが0.01%にしたら画質が良くなったという報告¹⁸⁾がある。出来るだけ直流になっているのがよい。

10) 散乱線 I, II世代よりscatterが多い。フィルタ、被写体からのもの、焦点外X線などが問題となる。

11) Cooling 出力が大きいためcooling timeが長くなると、CTに拘束時間が多くなりmanpowerの点が問題となる。

12) Mechanics 走査回転の機能のうちパルス精度が大切であり、各場所の装置のアライメントが大変大切になる。

13) Loading 実際に負担をかけているときは電圧、電流が下がり、一般にCT値も変動する。

§ 6. 画質の評価因子

JermannによりX線画質は1)大きさ、歪、2)鮮鋭度、3)コントラストで評価され、CT像には4)粒状性、5)アーチファクト、6)CT数を加える必要がある。

例えば粒状性には1)X線側、2)被写体側、3)検出器、4)像構成ソフトウェア、5)データ収録系、6)デジタル化雑音、による多数の因子に分けられる。詳細は略す。

§ 7. 診断上の技術的問題点⁹⁾

CT像の読影診断には像構成上や画像に影響するのが何かを考え、物質的限度を把握して、診断上の経験と読影限界を混同しないと、診断学は学問として成立させることができぬ。

1) Partial volume 効果

断面像といっても10mm前後の厚さのスライス厚さなので、病変の境界が断面に直角か斜かにより鮮鋭さが異なり、小病変が厚さ内に半分含まれるとき、全部含まれるときとで性状が異なる。

2) スライス厚さ (2~10mm)

2スライスとれる装置で両者に差がある。スライス面積の中央と周辺ではCT数の意味が異なる。X線ビームが発散して行くので、第I世代以外でファンビーム(広,狭)を使用するとき、かつ焦点大きさがスライス厚の1/10位なので入射面のスライス厚さと通過面のスライス厚が異なるのでCT数は平均なものとなり、位置も平均的な位置となる。

3) 人体の動き

心臓による縦 への影響、腸管ガスの動きなど線状、星 状アーチファクトを生ずる。

4) 骨および空気近傍の像

像再構成上のソフトウェアのため undershoot , overshoot があり小さいもので solid と cystic が互に逆転することがあり、骨および空気の近傍の像を診断するとき注意する必要がある。

5) CT像の表示

CTレベルとウインドー幅で画質が自由になるので、かつ、各装置で差があるので、病状の経過、治療の効果判定のときに装置が異なるとき問題となる。

6) 再現性

部位、角度の人体上の固定点の再現性が悪いので変化の判定には要注意である。

7) CT数

(絵系の大きさ)×(スライス幅)(2~10mm)の角柱の吸収係数値であり、補正関数の影響のためその部位の真の吸収係数値と異なる。またX線自体連続X線なので§5.の因子などによりCT数変動するので何が真の値か定められぬ。

8) 被曝射線量

装置により撮影条件が異なるので、一般に線量がませば雑音が増え、線量を減せば量子雑音が増え、本質的に除去できない。診断による merit demerit を考えて条件をきめる必要がある。

9) 解剖学的知識と生理学的知識

スライス内にどこどの臓器、器官がどれだけ含まれているか? は確認の仕様がなく、個人

差があるので、スライス厚前後の大きさのものが診断上注意を要する。

§ 8. 第Ⅲ世代CT, 第Ⅳ世代CT像の2, 3について

頭部CTでは脳腫瘍, 血管性病変が診断し易くなり, CT診断の最も有意義な部位である。胸部, 縦編CTについては概観図をうる利点があるが診断上の価値は低い。腹部では①臓器が多種であり, ②脳血流関門がなく, ③造影効果が割合に少く, ④左右非対称なので頭部より診断能力が劣るが, 立体的に診断できる利点が多い。いくつかのCT像を供覧する。名称は前後のCT像, 造影別使用CT像で推定してつけたものもある。

図1A T.O. 25才 ♂ 正常, 多少量子雑音が多いが白質灰白質がよくでている例である。管電圧125KVP, 管電流50mA, 10秒走査512×512マトリックス, レベル18ウインドー30

図1B K.G. 46才 ♂ サルコイドーシス 気管分岐部下1cm位の所の断面で両側の肺門リンパ節が腫脹しているのがよく分る。mediastino-vertebral recessus のリンパ節↑の腫脹も良く分る。管電圧125KVP, 管電流50mA, 512マトリックス, レベル-386ウインドー+670, 10秒走査(E)はBと同様でレベル0, ウインドー100である。

図1C T.S. 58才 ♂ 肝癌 右側の肋骨の部のundershootと肝葉間部のpartial volume効果もきいていること, 量子雑音その他の雑音のため 範囲を正確に定めることはむづかしい。もっと小さい浸潤でundershoot部や肝門部, 腸管のpartial volume効果と重なっていると大変むづかしい。撮影条件同上, レベル0, ウインドー95。

図1D K.W. 44才 ♂ Immunoblastic lymphathia この上の断面では気管分岐部前のリンパ節が腫脹しているのが分ったが, MV recess のリンパ節, 左主管支廻りおよび右肺門にもリンパ線腫脹がある。partial volume効果があるので, 斜行する血管などは固定がむづかしい。直交するものは小さくても分りやすすが, variationがあるのであくまで推定である。管電圧100KVP, 管電流50mA, 512マトリックス, 10秒走査, レベル1, ウインドー100。

図1F K.N. 50才 ♂ 悪性リンパ腫リンパ管造影後で, 造影剤の入っているものは↓印良く分るが, 腸間膜リンパ節などリンパ流路外のもは一般に造影剤が入らないので, 腸管の塊りか, 腸管が映像されたのか判断に苦しむことが多い。相当なマスなら当然分るが, 境界を厳密に言うのは難しい。以上図1は第4世代CTである。

記号 Ac: 上行大動脈, Ad: 下行大動脈, LT: 左主気管, RT: 右主気管支, MV:

mediastinovertebral recess , VCS : 上大静脈 , VCI : 下大静脈 , Mz : 脾臓 , AA : 腹部大動脈 , Mg : 胃 , TP : 肺動脈起始部 , E : 食道 , LPA : 左肺動脈 , RPA : 右肺動脈 , PM : 腸腰筋

図2A H.A. 55才 ♂ 多形膠芽細胞腫 手術前で造影剤を使用していないもので、造影剤で不正形リング状の造影効果を示す。この断面のみでは診断がむづかしい。大部分周囲の浮腫で一部中央よりに腫瘍陰影がある。管電圧133KVp, 管電流30mA, 2.5分, 180°走査である。頭蓋骨と脳実質との間の undershoot は図1Aと比べて著しい。レベル36, ウィンドー100。

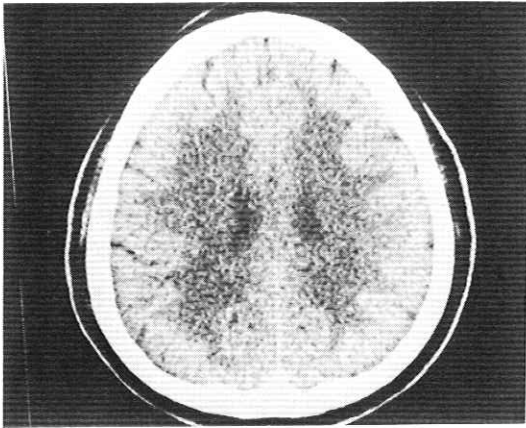
図2B S.M. 44才 ♂ 膠芽細胞腫 (gr. II) 造影剤で腫瘍部分が造影されているが雑音, 脳回の partial volume 効果などの関係で正確に輪郭をきめるのはむづかしい。これは undershoot はない。管電圧120KVp, 管電流250mA, パルス2.2秒である。レベル0, ウィンドー38。

図2C N.T. 21才 悪性リンパ腫 肝門下方に低濃度の所があるがこれらはアーチファクトである(腸管内のガスに基く)(↑印)。上腹部後腹膜にはマスがあると思われる。腸管との同定はむづかしい。撮影条件はBにおなじ。レベル0, ウィンドー150。

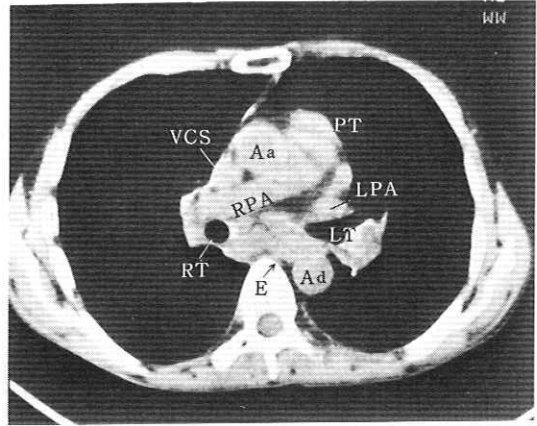
図2D Y.K. 55才 ♂ 上咽頭腫瘍 眼窩頭蓋底に浸潤しており, レベル50, ウィンドー500である。一般に頭部CTでは頭蓋底はアーチファクトが多く骨の診断に役に立たないといわれているが, 本例のようにレベルとウィンドーを適当に選ぶと骨の診断も可能と思われる。管電圧120KVp, 管電流250, 曝射4m秒, 1.5秒走査である。

図2E M.W. 66才 ♂ 肺癌 右肺門原発でMVを満し, 上右縦隔より胸壁に進展し, 一方上大静脈の方にも進展しているのが良く分る。両側肺野内へ心臓より出た直ぐの肺動脈はX線ビームと斜行するためか固定は難かしいが, 肺動脈起始部と右肺動脈はよく出ている。この1cm上では左肺動脈が左主気管支をのりこえているのがよく分る。図では partial volume のため分岐した右肺動脈の一部と下葉動脈が分る。管電圧120KVp, 管電流200mA, X線曝射パルス3.3m秒576パルス。

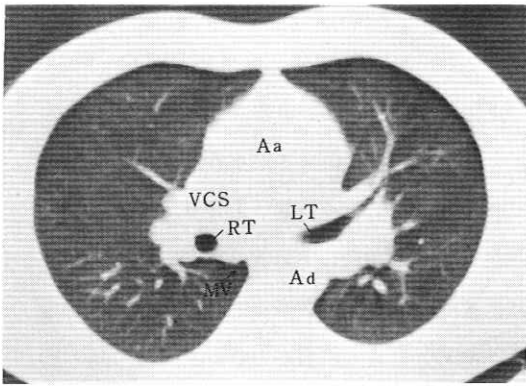
図2F A.I. 57才 ♂ 悪性リンパ腫 両腸骨動脈の分岐直下で右総腸骨動脈と総腸骨静脈が重なっている。造影剤を投与したCT像と上下のCT像からリンパ節の腫瘍があると思われる。管電圧120KVp, 管電流160mA, 曝射2.2m秒, 9.6秒走査, レベル0, ウィンドー100。



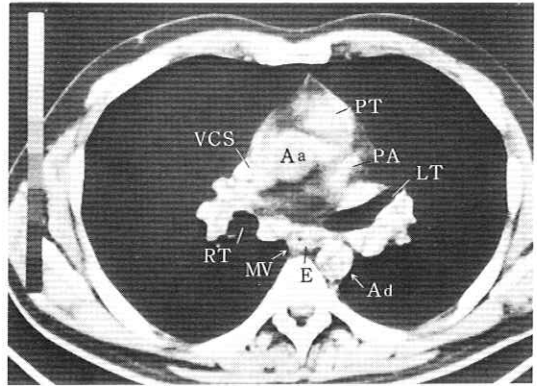
1-A



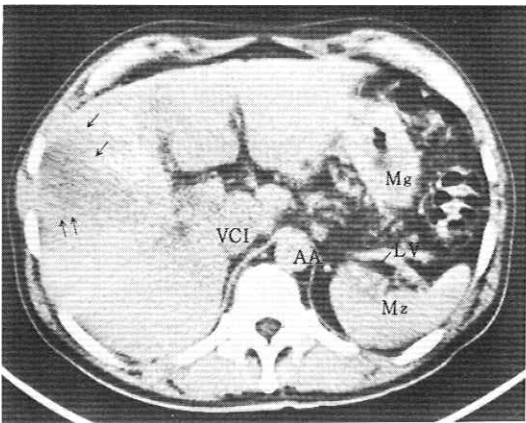
1-D



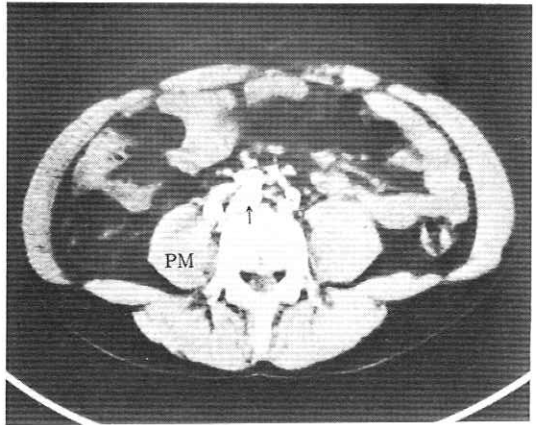
1-B



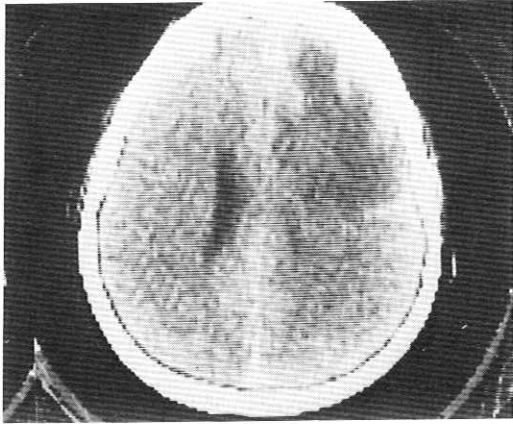
1-E



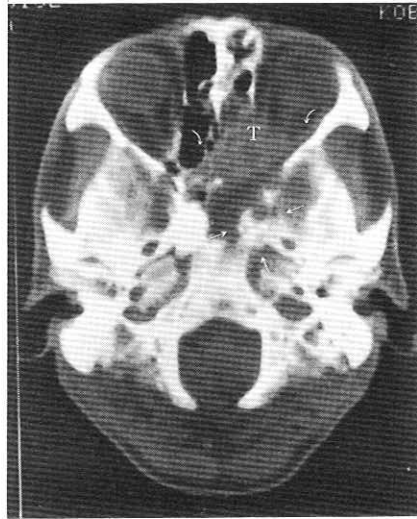
1-C



1-F



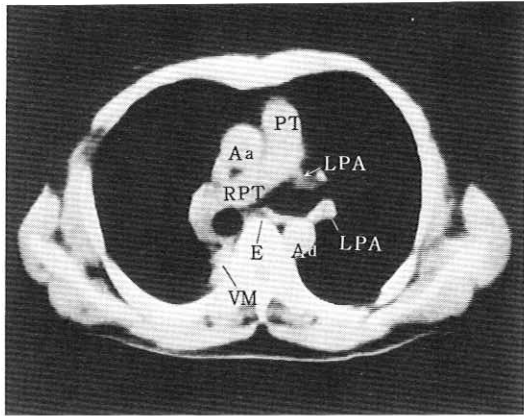
2-A



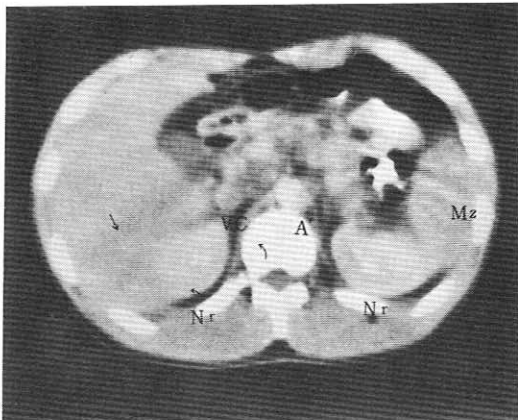
2-D



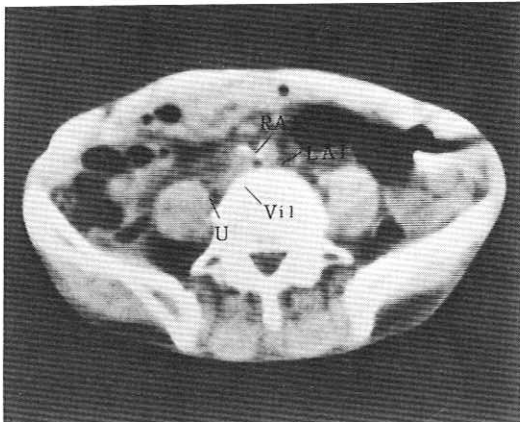
2-B



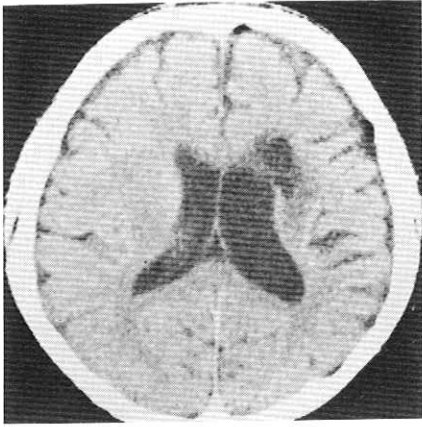
2-E



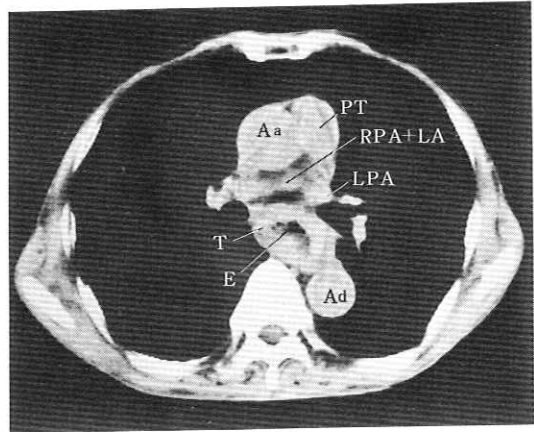
2-C



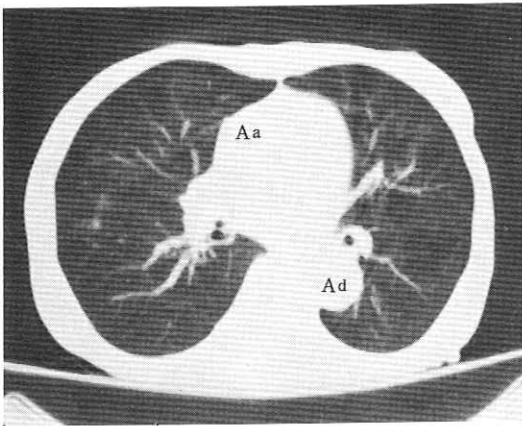
2-F



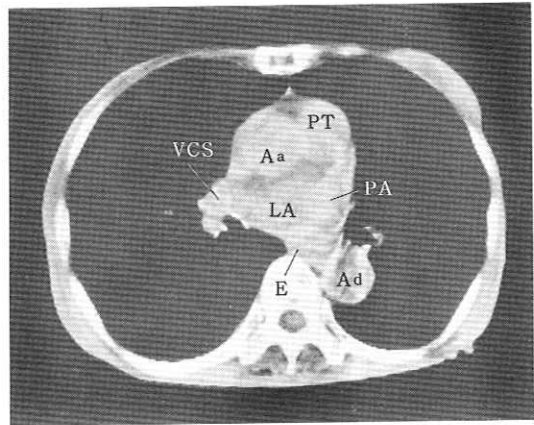
3-A



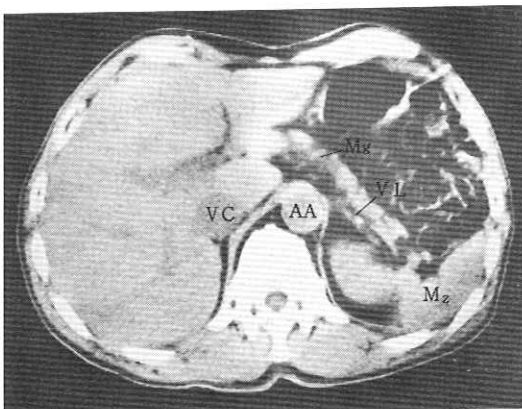
3-D



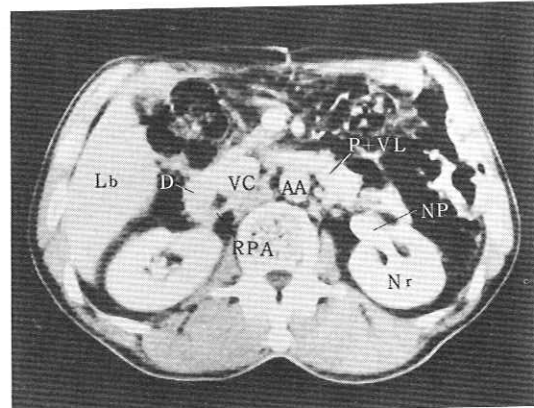
3-B



3-E



3-C



3-F

註 AはEMI-1010, 2DはGE CT-8800 X2, 他はXIでありCRTの走査線525本である。記号は図1と同様, N, 腎, LAI:左総腸骨動脈, RAI:右総腸骨動脈, LVI:左総骨静脈, U:尿管(造影剤注入で同定できる, これだけでは不明)

図3A Y.W. 18才 ♂ 多形膠芽細胞腫 Co-60 4000RAD+2000RAD
後10日のCTでこれは手術をしてない。コバルト療法で腫瘍は消失した。側方のundershootが強く雑音が多いが, きれいである。ウインドー150, レベル30, 管電圧120KVp, 管電流250mA。

図3B Y.Y. 72才 ♀ 乳癌 縦隔部は正常でありB, Eは同一のものでBはレベル760, ウインドー巾2000, Eはレベル0, ウインドー300である。左房と右肺動脈は一部重なっている。気管軟骨の石灰化があり, 心臓周りはストリークとオバッシュートが目立つ。撮影条件は管電圧120KVp, 管電流200mA, 曝射パル3.7秒, 586パルスである。

図3D S.Y. 55才 ♂ 食道癌 全周性で両肺門に顔を出している。壁も厚い。縦隔内コントラストは低い。肺紋理はやゝ硬化している。撮影条件は120KVp, 250mA, 2.7m秒パルス巾1.7秒走査である。縦隔のディテールについてコントラストがやゝ悪い。レベル0ウインドー300。

図3C Y.T. 60才 ♂ 肝癌の疑い 肝の周辺や真中にやゝ低濃度の所があり, 造影剤で消失している。空間雑音, 肋骨によるundershoot, streakを考えると早期の肝癌発見はむづかしい。造影剤を注入するとこれら低濃度部は消失している。撮影条件は上と同様である。レベル40, ウインドー300。

図3F Y.T. 60才 ♂ 正常と思われる例であるが, 脾と十二指腸胃静脈が一部表われているが同定できない。造影剤使用CTと比較して名称をつけてある。撮影条件は(C)と同じ。レベル40, ウインドー300。

註 これらはGE CT-X2によるものである。画像はきれいになり, CRTも1,024本走査になっている。D, 脾, VL:脾動静脈, Lb:肝, NP:腎盂, RRV:右腎静脈, D:に指腸

§ 9. 結 論

以上CT像の多様性, 第Ⅲ, 第Ⅳ世代CTの特長, そのCT像, その他のCTの概略, CT像に及ぼす因子のうちX線側因子, 読影上の技術上の問題点などについて述べた。装置の性能が

発展中なので、限定的なことはいえないが、CT診断上の利点は増しても減ることはない。

謝辞：内容の一部は厚生省がん研究助成金映像班（飯沼武班長）文部省科研費総合A田坂班および竹中班の援助を受けたことを感謝する。

参 考 文 献

1. 梅垣洋一郎 映像情報 5:12, 1976
2. Ter-Pogossian, M シンポジウムCTの物理技術的諸問題 報文集 A-1, 1978
3. Boyd, D.P. A-4, 1978
4. 田中栄一 A-12, 1978
5. Ederheit, L,S B-53, 1978
6. Swift, R,D B-3, 1978
7. 宇治輝幸 B-21, 1978
8. 平田経雄 超音波 - 心臓トータル画像システム IMI 1978
9. 竹中栄一 現代の診療 20:1417, 1978
10. 竹中栄一 放射線の位置および時間計測 - X線を中心として
昭和50年度文部省科研費高良班 報文集
11. 河内消光 日医報 37:877, 1977
12. 上田裕一 脳神経外科 6:767, 1978
13. 竹中栄一 映像情報 9(14):10, 1977
14. 竹中栄一 同上 10(4):266, 1978, 10(6):466, 1978
15. Terpogossian, M.M Radiology 128:477, 1978
16. Ihnuma T.A et al Computer-Assisted Tomography 1, 494, 1977
17. Brooks, R.A. & Di Chiro, G. Phys. Med. Biol. 21:687-732, 1976
18. Mc Cullough, E.C Med. physics. 2:307, 1975
19. Ritman E.L., Sturm R.E., & Wood, E.H p431-451 Reconstruction Tomography in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine edited by M.M Ter-Pogossian et al. Univ Press. 1977.
20. Tobias, C.A et al. Int. J. Radiation Oncology 3:35, 1977
21. Kohler, A.M Science 160:303, 1968
22. Mansfield, P. & Mandslay, A.A Phys. Med. Biol. 21:847, 1976
23. Sommer F.G et al. Invest. Radiology 13:162, 1978
24. Hisshaw W.S. et al. Brit. J. Radiol. 51:273, 1978

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 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	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

今回は阪大速水先生のお世話で国立循環器病センターで開催しました。特別講演は同所の小塚先生にお願いし、センターの概要と冠動脈シネ撮影の御研究の成果を映画・ビデオをとりまぜて御紹介いたゞき、ついで放射線部の各種設備を見学させて頂きました。午後は今回の特別講演及び見学に合わせてシネ機器の最近の状況を中心に各社にお願いして研究発表をして頂きました。見応え、聞き応えがあり、参加者は新入14名を加え80名と新記録になりました。

御講演は勿論、会場の世話からスライド係まで全てをお世話頂いた小塚先生はじめ循環器病センターの方々、各社の御発表者、企画担当の速水先生に厚く御礼申し上げます。

創立13年目に入り、次会は懇親会を兼ねて箱根で研究会を行う予定です。 (H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十三年九月

編集者集 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―八三一―二一六―
内線 四二〇

発行所 R I I 研 究 会

発行者 竹 中 栄 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―一
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