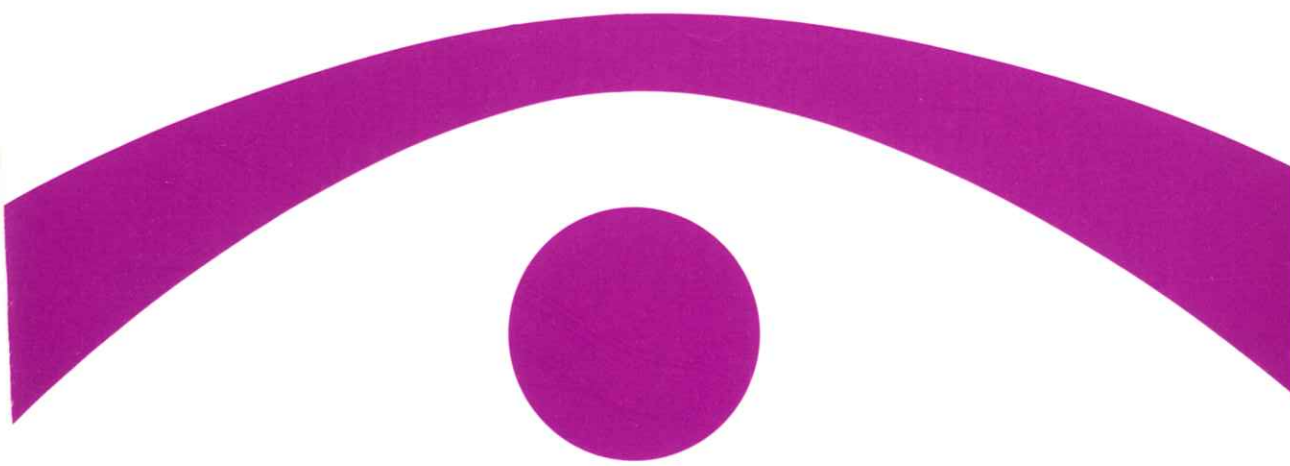


ISSN 0910-1543

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻85号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 4 No. 1 January 1987



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 4 No. 1 January 1987

Contents

Invited Lecture

The Present and Future Trend of Medical Imaging Technology

..... Nobuo SUZUMURA 1

Original

Analysis of High-Voltage Waveforms in 3-Phase 12-Pulse Type X-ray Unit

— Fluoroscopic Factors

..... Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI 12

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 4 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

第87回研究会のご案内

第87回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 昭和62年1月31日(土) 10:00~17:00
場 所 東京工業大学長津田キャンパス総合研究館(地図参照)

〒227 横浜市緑区長津田町4259
TEL 045-984-1111

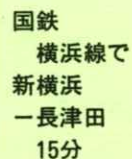
特別講演 10:00~11:00
マルチプレックスホログラムを用いた医用画像の立体表示
東京工業大学工学部像情報工学研究施設 本田 捷夫 助教授

見 学 11:00~12:00
同上研究施設、辻内・本田研究室の画像処理装置とホログラム展示室

研究発表 13:00~
発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場案内図





内田論文賞候補論文の公募について

昨年にひきつづいて、本年は第2回の表彰を行います。下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

1. 対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol. 3, No. 1 ~ Vol. 3, No. 3 (3冊) に掲載された論文
2. 応募要領 下記の事項をB5版(縦長)に記入して、事務局宛てにお送り下さい。自薦でも他薦でも結構です。

内田論文賞の推薦について

1. 著者, 論文名, 巻, 号, 頁
2. 推薦理由 200字以内
3. 推薦者名 捺印

3. 選 考 選考委員会で行う。
4. 締 切 日 昭和62年1月19日
5. 表 彰 昭和62年6月6日の総会で行う。

医用画像処理技術の現状と今後

鈴 村 宣 夫

名古屋工業大学電気情報工学科 〒466 名古屋市昭和区御器所町

(1986年11月6日 受理)

The Present and Future Trend of Medical Imaging Technology

Nobuo SUZUMURA

Department of Electrical and Computer Engineering, Nagoya Institute of Technology,

Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya 466

(Received November 6, 1986)

1. ま え が き

医用画像処理は最近急速に発展した技術分野のひとつである。関連する分野は多岐にわたり、短い文章で全体を概観することは不可能に近い。ここでは、まず、医用画像処理の動向と特徴について簡単にふれたのち、現在、われわれの研究室で進行中の研究について2, 3紹介することにした。

2. 医用画像処理の動向と特徴

医用画像処理が今日のように発展を見た背景として、まず、技術面での最近の急速な進歩と、それにともない医学面からの要請が非常に高度化してきたことがあげられよう。すなわち、

- 1) 画像処理技術全般の急速な進歩
 - 2) 検出素子の性能の向上
 - 3) デジタル処理デバイスの高性能化, 低価格化
 - 4) 計算機の高性能化, 大容量化, 低価格化
- 等により、医学面から
- 1) 診断用画像の一層の高精度化, 高品質化
 - 2) 各種診断用画像の総合利用による多角的診断
 - 3) 各種診断用画像のデータベース化
 - 4) 医事業務の省力化
- 等の要請が次々と出され、これが更に技術面での発展をうながすという良い意味での循環効果が現れているといえる。

医用画像処理に限らず、一般に画像処理はほとんどすべての場合計算機の助けを借りており、こ

Table 1 Digital Image Processing Techniques

空間フィルタリング	高速フーリエ変換の利用, 実空間コンボリューション演算
論理フィルタ	端点, 分岐点の認識, 細線化
データ変換	ガンマ補正, 濃度スライス, 対数変換, 濃度ヒストグラム一様化, 画像圧縮
統計処理	面積, 重心, 平均値, 分散, ヒストグラム
画像間処理	サブトラクション, 加算平均による 雑音軽減, 画像間の相関, 画像の 位相解析
アフィン変換	移動, 回転, 拡大, 縮小, 斜交軸変換 歪み補正

れらはデジタル画像処理とも呼ばれ, Table 1
のような各種の手法が含まれている。また, 新し
い画像処理技術もこれらの手法の組合せとして行
われることが少なくない。

一般に, 計算機を用いたデジタル処理の特徴
としては,

- 1) 処理の定常性が高い
- 2) 複雑な処理要求に対して柔軟性が高い
- 3) 記録, 検索が容易である

等があげられる。このため, このような要求が特
に高い医用画像処理の分野でデジタル画像処理
が急速に普及したのは必然の結果であろう。この
うち特に診断用画像における計算機処理の特徴と
して,

- 1) 画素数が非常に多い
- 2) 通常の光学画像に比べて高い精度が要求さ
れる

3) 比較的均一な処理が多い

4) 即時処理の要請が高い

5) 経済性が高度に追及される

等がある。これらのことを考えると, 汎用計算機
よりも診断用画像処理の特徴を生かした専用計算
機を用いる方がより合理的といえる。

さて以下には, われわれの研究室で現在進行中
の研究について2~3紹介することにしたい。

3. 冠動脈血行動態の定量解析^{1,2)}

冠動脈シネアンギオグラフィで撮影された造影
剤注入前と注入後の両画像(シネフィルム)の差
分処理をすることによって, 冠動脈血行動態の定
量解析を行う方法を開発した。

現在のところ, DSA装置から直接画像処理を
行わず, 以下のようなややめんどろな方法をとっ

ている。すなわちまず、シネアンギオ撮影装置を用いて冠動脈の選択造影検査を行う。以下の解析の定常性を保つため造影剤の量は定量とする。シネフィルムの撮影は造影直前から始まり約10秒間、毎秒30枚の速度で行う。この間、自発心拍周期よりもやや短い周期で心臓ペーシングを行っている。

以上の方法で撮影した冠動脈選択造影シネフィルムを、映写装置によってスクリーンに写し、それをテレビカメラで撮影し、ビデオ AD 変換システムによってデジタル化する。ここでは、シネフィルムの中で、比較的動きが少なくまた造影剤が実際に流れる拡張期末期に相当する画像を、心電図を参照しながら抽出しデジタル化した。画素サイズは 512×512 画素、濃度分解能は 12 ビットである。

次に、Fig.1 に示すように、造影剤注入前の像をマスク像、注入後の各像をライブ像として、それぞれのコントラスト補正および対数変換を行った後、各ライブ像とマスク像の差分処理によって造影剤のみの画像を算出し、この差分画像を解析

の対象とする。

解析手法としては、ヒルベルト変換の性質を用いて算出した造影剤濃度変化曲線の位相曲線からパラメータを得る方法を採用した。この方法は、通常の濃度変化曲線に比べて、冠動脈の血行動態の特徴をより定量的に評価することができる。

さて、Fig.2 に示すように、差分画像を時系列に並べ各画素に着目して時間に対する濃度変化を表わしたものを濃度変化曲線と呼ぶ。造影剤は冠動脈に注入された後、動脈の末端に流れて行くに従って次第に希釈され、濃度変化曲線の振幅が小さくなる。このため、濃度変化曲線の SN 比が低下する。この現象は減衰特性の位相解析などに大きな障害となるため、減衰部分に関して指数関数による近似を行う。Fig.3 (a) は雑音低減された濃度変化曲線である。

この濃度変化曲線 (観測信号 $d(t)$ とする) に対し、次の手順により解析信号 $\tilde{d}(t)$ を求める。

- 1 観測信号 $d(t)$ のフーリエ変換 $D(\omega)$ を求める。

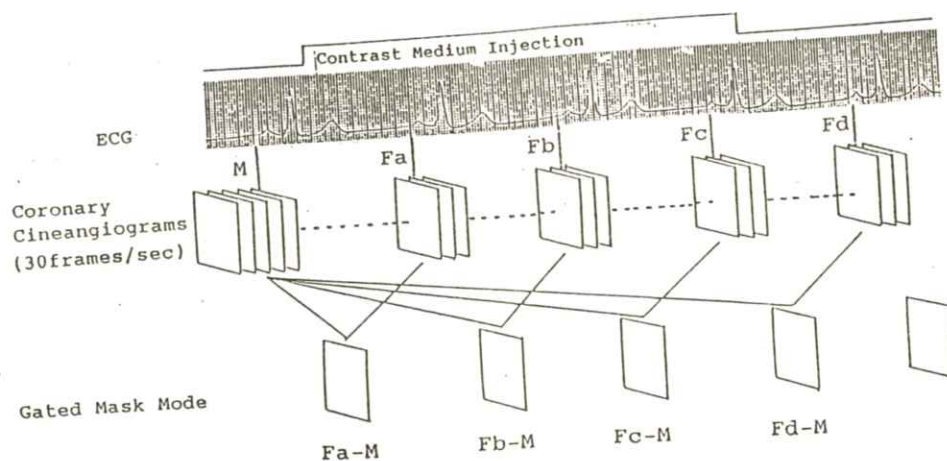


Fig. 1 Gated mask mode subtraction

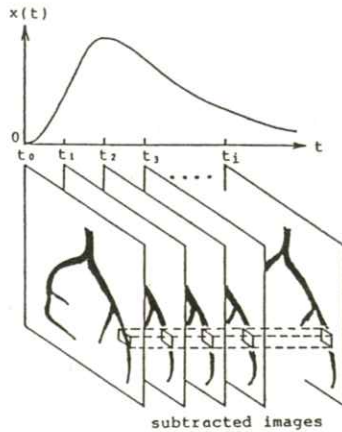


Fig. 2 Time density curve obtained from subtracted image sequence

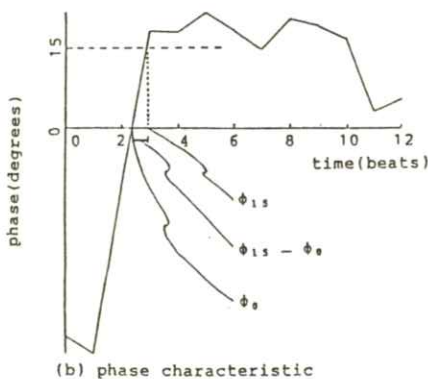
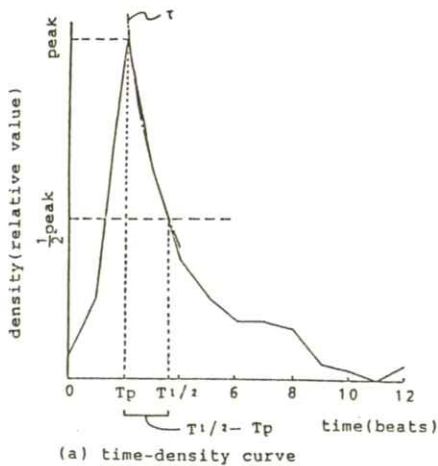


Fig. 3 Functional parameters of blood flow in phase characteristic

- 2 $D(\omega)$ の正周波数成分を2倍し, 負周波数成分を零とし $\tilde{D}(\omega)$ を得る。
- 3 $\tilde{D}(\omega)$ の逆フーリエ変換によって $\tilde{d}(t)$ を得る。

以上の方法により得られる解析信号は, 実数部と虚数部をもつ複素量であるが, Fig. 3 (a)に対し解析信号を求め, その位相角を示すと Fig. 3 (b)のようになる。位相0度時刻は, Fig. 3 (a)の濃度変化曲線の振幅最大値時刻に対応するが, 振幅最大値は時間的に量子化されたものであるのに対し, 位相0度時刻は, その前後の位相値の線形補間によって0度時刻を算出するため, 心拍単位以下の時刻が算出でき, 時間分解能の点で優れている。このような位相曲線の性質を利用して, 次のようなパラメータを全画素について算出し, 画像化する。

$\phi_0(i, j)$: 位相曲線において位相0度時刻

$\phi_0(i, j)$ を算出し画像を作成する。これは, 濃度最大値時刻にほぼ対応する。

$\phi_{15}(i, j)$: 位相曲線において位相15度時刻

$\phi_{15}(i, j)$ を算出し画像を作成する。これは, 濃度がほぼ10分の7に減衰した時刻画像に対応する。

$\phi_{15} - \phi_0(i, j)$: ϕ_0 から ϕ_{15} までの時間 $\phi_{15} - \phi_0(i, j)$ を算出し画像を作成する。これから造影剤の減衰特性を読み取ることができる。

この手法を臨床例に適用した例を示す。Fig. 4 (a)は, 右冠動脈の鋭縁枝起始部が狭窄している症例について求めた位相0度時刻 ϕ_0 画像であり, Fig. 4 (b)は, 同じ症例について薬剤の投与によって血流の改善を施した後に求めた ϕ_0 画像である。本来はカラー画像による色変化によって位相0度時刻を表示しているが, ここでは, 白黒

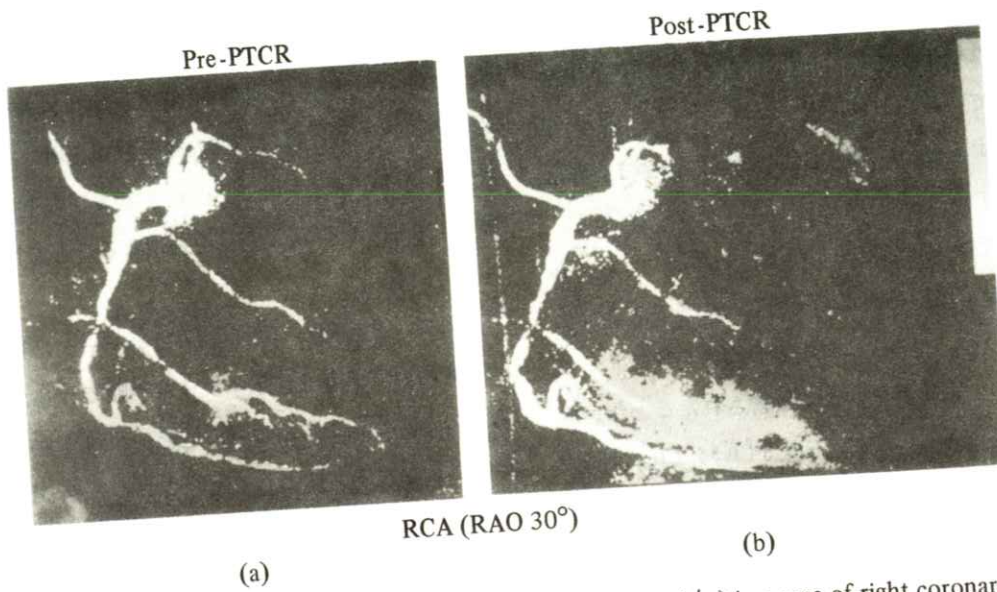


Fig. 4 Parametric images for contrast medium arrival time (ϕ_0) in a case of right coronary artery stenosis at the origin of acute marginal branch for (a) prior to PTCR and (b) post PTCR

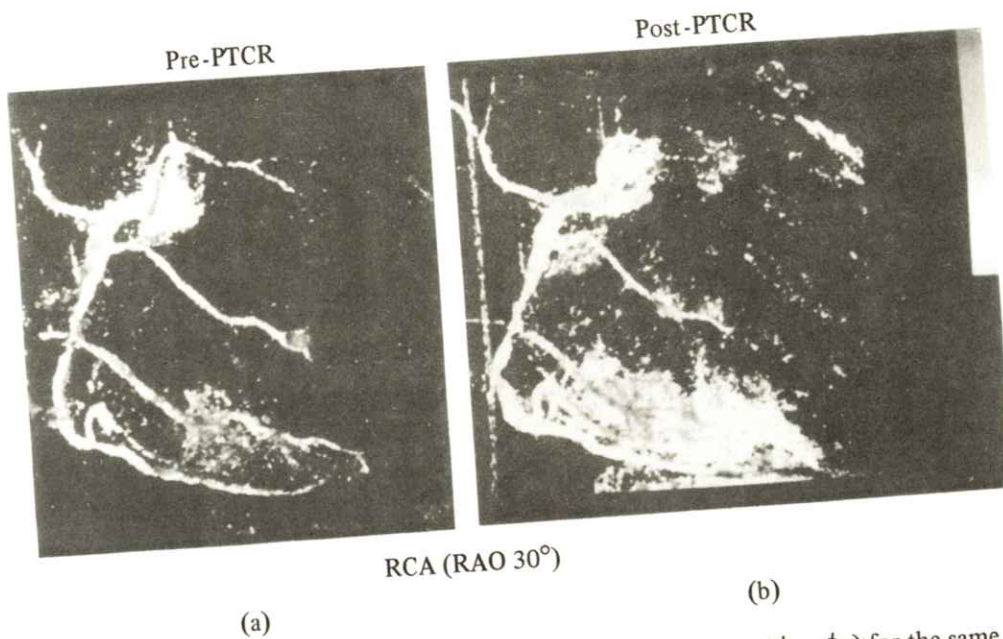


Fig. 5 Parametric images for wash out speed of contrast medium ($\phi_{15}-\phi_0$) for the same case as Fig. 4

濃淡画像となっている。白っぽい部分が始めに造影された場所を示し、しだいに淡い部分に造影剤が動いていることが観察できる。この2つの画像で比較すると、治療前では冠動脈末端まで造影剤が到達するのに約8心拍要しているのに対して、治療後では4心拍程度で到達しており、さらに心筋層にまで造影剤がよく浸透していることが描出されている。このように両者の画像を比較することにより、血行動態がよく改善されたことが定量的に把握できる。次に、Fig.5(a),(b)は同一の症例について求めた $\phi_{15}-\phi_0$ 画像である。この場合、白い部分ほど造影剤の洗い流し(Wash Out)特性が速いことを、淡い部分ほど遅いことを示している。これらの画像からは治療によって造影剤の洗い流し特性が改善されたことがよく観察できる。また、治療前では右冠動脈中央部において造影剤の貯留があることが描出されている。

4. 2方向からの立体像再構成^{3,4)}

心筋梗塞など心臓疾患の診断に際して、心臓内腔の立体形状の時間的な変化を知ることは重要である。心臓内腔の立体形状を知るためにこれまで、造影された心臓の撮影を2方向(右前斜位30°左前斜位60°)から行い、その2枚の画像から心臓の3次元動的な動きを推測していた。

心臓内腔の3次元形状を計算機によって算出する方法としては、2方向からの投影像の輪郭情報のみから、左心室内腔を楕円近似によって再構成する方法が提案されている。

一方、われわれはディジタル化X線透視像撮影(ディジタルフルオログラフィ, DF)装置を

用いて撮影した2方向からの投影像から、左心室内腔の3次元形状を再構成するアルゴリズムを考案した。この方法は投影像の濃度情報を用いて3次元再構成を行うもので、これまでよりも心臓内腔のより細かい形状の変化を表現することを目的としている。

ここで、2方向からの心臓の投影データはDF装置を用いてFig.6に示すような手順で計測されるものとする。まず左心室に造影剤が到達する前の投影像がマスク像として記録される。その後造影剤到達後の投影像がライブ像として記録される。そして、同時に記録した心電図を基準にして同一位相にあるライブ像とマスク像の差分処理を行うことによって、左心室のみの投影像を得る。DF装置の像撮影速度は秒30枚程度であるので、十分な時間分解能を持つ投影データを得ることができる。

ここでは、再構成対象物体は次の条件を満たす物体に限定している。

- (1) X線吸収係数が一様な充満物体
- (2) 単一凸状物体

まず第一の条件は次のような考え方に基づいている。DF装置による心臓造影は、造影剤を静脈から注入しても差分処理によって比較的コントラストの高い造影像を得ることが可能である。静脈から注入された造影剤は、一旦肺に入りその後左心室内腔へと流入する。したがって血液中の造影剤濃度は肺内部で拡散され、左心室内腔到達時には一様と考えることができる。ゆえに造影剤が充満した左心室内腔はX線吸収係数が一様な充満物体と考えられる。

第2の条件については、実際の左心室内腔は、

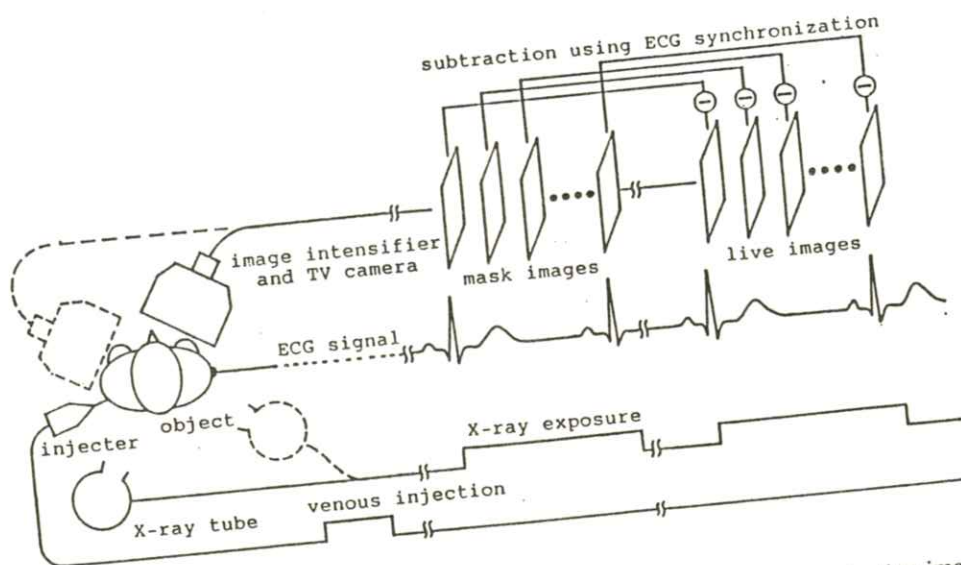


Fig. 6 The block diagram of the DF system for detecting bi-directional projection images and its measuring time sequence. Penetrated X-rays through an object, after venous injection, have been detected with the synchronized action of ECG signal.

乳頭筋などの存在のため複雑な形を有するが、医師が心臓の機能を診断する際に必要とする情報は、特別な場合を除き内腔の概略形状である。したがってここでは左心室の概略形状は、細かな凹凸がない滑らかな凸物体であると仮定した。

さて、3次元再構成問題を複数の2次元再構成問題として扱うことができるようにするため、Fig.7に示すようなコーンビーム座標系を定義する。2つのX線源位置 S_1, S_2 と回転中心軸上の点 A_n によって決定される平面を H_n とする。そして A_n を回転軸上に等間隔で設定することによって、複数の2次元平面からなる3次元座標系を構成する。この座標系の特徴は、平面 H_n における物体形状が、その平面と検出器面 D_0, D_{90} とが交わる交線上の投影データ(P_0, P_2, Q_0, Q_2)のみに関係しており、かつその投影データはその他の平面における物体形状の情報を含まない

ことである。そのため、各再構成対象平面 H_n ごとに独立に再構成演算を行うことができ、再構成した2次元画像を重ね合わせることによって3次元再構成を行うことができる。

2次元像の再構成アルゴリズムとしては、再構成対象平面 H_n に対応する2つの投影データから2次元の物体形状を逐次近似法によって再構成を行

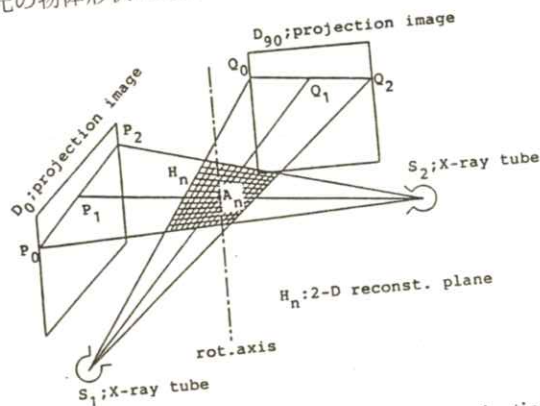


Fig. 7 Geometric configuration of two projection images and conic beam coordinate.

う方法をとっている。また、3次元再構成は2次元再構成の積み重ねで構成される。よって2次元再構成をまず中心断面について行った後、隣接断面を再構成することによって3次元再構成を行う。

X線撮影においては計測時に散乱線が混入するため、投影データの非線形性が再構成において大きな障害となる。ここでは投影像中に混入する散乱線が検出器面において一様に含まれるという第1次近似を行い、検出したX線強度から一定の散乱線量を引くことにより散乱線補正を行っている。

以上の考えに基づき、DF装置を用いてファントムを撮影し、それによって得られた2方向のみの投影像からファントムの3次元形状を算出した。ここでは、拡張末期と収縮末期における左心室内腔形状を模擬したシリコンゴムファントムを用いた。実験は人体の胸部を模擬した胸部ファントムの中にこれらのファントムを設定し、通常の左心室造影に使用されている投影方向、右前斜位30°(RAO30°)左前斜位60°(LAO60°)で撮影した。胸部ファントムの材質はアクリル系樹脂であり、中に乾燥骨を埋め込んであるため、この実験では人体の場合と同じ程度の散乱線が発生する。このそれぞれ2枚の投影像から差分処理によってファントムの投影像だけを抽出したのち、3次元再構成を行った。

本アルゴリズムによって算出した再構成像の誤差量をCT装置を利用して求めたところ、真の断面像と考えることができるCT装置による再構成画像と本アルゴリズムによる再構成画像との誤差は数%程度であった。

次に、摘出した豚の心臓を被検査体として、DF装置により2方向投影を行い、得られた2枚の投

影像から同様再構成を試みた。ここでは散乱線成分を推定するために、鉛のスリットを用意し、これをX線検出器の前面に置くことで散乱線の影響の少ない画像を得た。また同一検査体に対しこの画像と通常の条件で撮影された画像との比較処理によって推定散乱線量を求め、散乱線成分の軽減を行った。

また、解となるべき左心室内腔の断面は、その周辺部が凹凸の激しい形状をしている。この形状は、投影像に対しては濃度値の凹凸として表現される。本アルゴリズムでは、再構成対象物体として単一凸形状の物体を想定している。そこで画像の中央部付近での濃度の凹凸を減少させ、なおかつ辺縁部分を明確に保存する適応型ローパスフィルタを用いたのち本アルゴリズムを適用した。

以上のようにして処理を行った結果、豚の摘出心臓を用いた場合にも、同様、左心室形状がほぼ良好に再構成できることが確かめられた。

5. 超音波断層像の粒状性の定量評価^{5,6)}

ひとの胸部や腹部での超音波反射波から作られる超音波断層像は、スペckルパタンと呼ばれるこまかい粒状性を含む画像として観測される。スペckルパタンの由来は、ひとつには、生体組織の場所ごとに超音波反射係数が異なり、それにともなって反射波の大きさが変化することに起因し、他方、超音波の干渉によっても起りうる。しかしいずれにしても、このような超音波画像の粒状性は、生体組織の局所的な性質を反映したものであると思われ、粒状性を定量的に評価することは、生体組織の定量評価（いわゆる tissue characteri-

zation)につながるひとつの方法であると考えられる。

超音波断層像は視覚的には2次元像として観察されているが、その中味は、1次元の輝度変調信号をリニアまたはセクタスキャンによって2次元的に表示しているものである。したがって基本的に1次元信号として処理することができる(超音波伝搬方向とそれに垂直な方向とで超音波の分解能が異なるので、1次元処理がむしろ合理的でもある)。3で示した解析信号の手法は、今の場合にもそのまま適用でき、位相信号の微係数として局所周波数が求められる。局所周波数は、超音波反射波の包絡線のある瞬間における周波数を意味するものであり、超音波断層像の場所ごとの粒状性のものを、いろいろな物質に対して、断層像の局所周波数の2次元パターンを求めてきたが、ここでは1例として、とうふの超音波断層像と対応する局所

周波数の画像をFig.8(a),(b)に示す。

Fig.8(b)は、実際にはカラー画像として得られているが、ここでは白黒濃淡画像として示している。Fig.8(a)で、画像の白黒の変化のこまかい部分は、同図(b)では白っぽい部分(局所周波数が高い部分)として示されている。白黒の変化のあらい部分は、淡い部分として表示されている(実際には、カラー画像における色変化として明瞭に観察できる)。また、同時に、ある関心領域(ROI)内での局所周波数分布のヒストグラムも示されている。局所周波数画像あるいは関心領域における局所周波数分布のヒストグラムは、異なる種類のとうふまたは他の物質によってそれぞれ異なる値として得られ、超音波断層像の局所の粒状性はこのような形で定量的に評価できることが確かめられる。

今後の課題としては、具体的に臨床例に対して上の方法を適用し評価を試みることである。

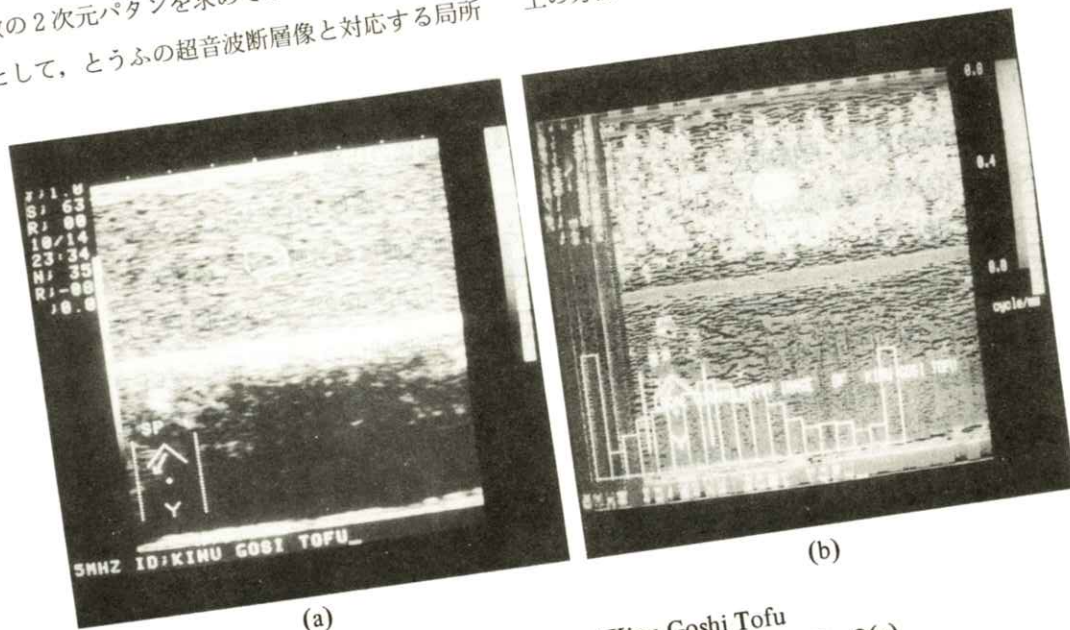


Fig. 8 (a) Ultrasound image of Kinu Goshi Tofu
(b) Local granularity image obtained from Fig. 8(a)

6. 医用画像処理技術の今後

医用画像処理技術全体にわたって今後の発展を展望することは不可能に近いので、ここでは、本文に関連する分野についてのみ若干の展望を試みる。以下紙面の都合で、記述が断片的になること、並びに内容が極めて主観的であることをお許し頂きたい。

6.1 新しい計測法について

X線CTの出現を契機として大きな発展をとげた医用画像処理は、ポストCTと言われてきたMRIによって、一段とその偉力を発揮することになった。一方、デジタルラジオグラフィ更にエネルギーサブトラクション法等々新しい計測法に基づく種々のものが出現あるいは提案されている。これらの後続くものは何であるか、誰しも関心を抱くわけであるが見通しはまだない。あるいは、既存の計測法の複合的使用によって新しい道が拓かれることもあるかも知れない。一方、エネルギーサブトラクション法などは発展の余地がまだあるように思える。

6.2 3次元像の計測、再構成法

3次元CTの計測と再構成アルゴリズムについては、すでに発表された方法もあるけれども装置として実用化されていない。再構成アルゴリズムは、いずれにしても、不完全データからの再構成とならざるを得ず、いかに合理的に近似を行うかがポイントとなる。一方、デジタル多断層再構成法(エクトモグラフィ等)も、3次元像を得る有力な一手法である。ここでは3次元逆フィルタ等によるデコンボリューションがポイントとなる。

6.3 散乱線の除去

前項に関連して、X線による立体像の計測では、散乱線の混入が避けられない。画像処理的な手法によって散乱線を除去する方法は、更に研究されてもよいと思われる。完全に除去することは不可能であるにしても、かなりの程度除去できる方法はあるはずである。

6.4 3次元像の表示と処理

3次元像を即時的に回転、拡大、縮小して表示できる装置を身近に置きたいという要望は極めて強い。処理アルゴリズムの高能率化、ハードウェアとしての実現などいくつかの問題があるけれども、この分野の進歩は早いと思われる。

6.5 画像処理専用プロセサ

2でもふれたように、医用画像処理では、フーリエ変換やコンボリューション等比較的均一な処理が多く、かつ即時性が要求されることが多い。このため、汎用の計算機よりは、上のような特徴を生かした専用計算機を用いる方が合理的であり、今後この方面の発展は更に期待できる。

6.6 画像の圧縮

これまで、画像の圧縮法は、テレビ会議など主として画像通信の分野で多くの研究がなされてきており、医用画像の圧縮の要求はむしろ後発組といえる。画像通信の分野で蓄積されてきた研究成果は、かなりのものが医用画像の圧縮にも応用可能である。しかし、医用画像に特有の問題も存在する。例えば、画像の精度に関しては、医用画像は格段の厳しさを要求され、また、静止画像であるため、SN比なども同様非常に高い値が必要になる。このような特有の問題をふまえた上での圧縮でなければならない。

6.7 PACSと標準化

病院におけるPACSの整備と、関連して発生する画像関係の種々の標準化は緊急の課題であり、かつ、かなり長期を見越した上での立案が必要である。

6.8 超音波画像

超音波の関連では、2次元超音波ドップラ断層法の一層の定量化、超音波断層像の粒状性の定量評価 tissue characterization などがあげられよう。最後に全体を通して、今話題になっている人工知能が、今後どのような形で医用画像処理に取り入れられて行くか興味を持たれるところである。

- 1) 山岸義行ほか：電子通信学会技術研究報告 MBE 85 - 52 (1985)
- 2) 堀場勇夫ほか：第25回日本ME学会大会論文集 3-C-2 (1986)
- 3) 松尾啓志ほか：電子通信学会技術研究報告 MBE 85 - 51 (1985)
- 4) 木村克己ほか：昭和61年度電気関係学会東海支部連合大会講演論文集 (1986)
- 5) 岩田彰ほか：電子通信学会技術研究報告 PRL 84 - 27 (1984)
- 6) 岩田彰ほか：昭和61年度日本ME学会東海支部学術集会 23 (1986)

3 相 12 パルス型 X 線装置の 高電圧波形解析——透視条件

松本 政雄*・金森 仁志**

*大阪府立工業高等専門学校電気工学科 〒572 寝屋川市幸町 26-12

**京都工芸繊維大学工学部電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

(1986年10月4日, 最終1986年11月11日 受理)

Analysis of High-Voltage Waveforms in 3-Phase 12-Pulse Type X-ray Units — Fluoroscopic Factors

Masao MATSUMOTO* and Hitoshi KANAMORI**

* Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College,
Saiwai-cho, Neyagawa, Osaka 572

** Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received October 4, 1986, in final form November 11, 1986)

Simple equivalent circuits of a 3-phase 12-pulse type X-ray unit are first given using linear lumped electric circuit elements, and then modified Heaviside operational calculus is applied. Theoretical waveforms of anode and cathode voltages and those of currents at mA meter in the following typical two cases coincide with experimental results at light loads: (1) abnormal voltages appearing at simultaneous 3-phase closing, and (2) abnormal voltages being suppressed at two-step (1-phase, 3-phase) closing.

1. 緒 言

縁特性を考える上でも重要となる^{15, 16)}。

X線撮影で使用するX線装置のX線管電圧及び二次巻線電流の波形は、単純な正弦波ではなく、装置内の電気回路の寄生振動のために複雑になる。また、これらの波形は発生X線の特性や写真の画質に影響を及ぼす^{1~14)}他に、装置の電氣的な絶

金森は1965年に単相2パルス型及び3相6パルス型X線装置について変形ヘビサイド演算子法¹⁷⁾を使った理論解析結果を発表した^{15, 16, 18, 19)}。今回は、現在もっともよく使用する3相12パルス型X線装置の透視条件での高電圧波形と電源投入時の異常電圧防止法である二段投入法^{7, 8)}について理

論解析を行なったので報告する。

2. 三相同時投入

2.1 高電圧発生回路

Fig 1 に 3 相 12 パルス型 X 線装置の高電圧発生回路を示す。この回路では、三相変圧器の一次側に Δ 巻線を、二次側に Y 及び Δ 巻線を用い、12 個の整流器で二次電圧を全波整流して、X 線管に直流高電圧を高電圧ケーブルを介して加え、X 線管に発生させる。

この方式では X 線管の陽極と陰極に、それぞれ、1 周期に 6 個の脈動パルスを含んだ直流高電圧 (Fig 4 (a) の点線) が、 30° の位相差で加わる。その結果、X 線管の陽極・陰極間には、管電圧として 12 個の脈動パルスを含んだ直流高電圧が加わる。このような高電圧波形は理想的な場合で、実際の波形は装置内の電気回路のインピーダンスのために発生する寄生振動が加わって歪む。また、電源投入時には定常状態に落ち着くまでに、過渡

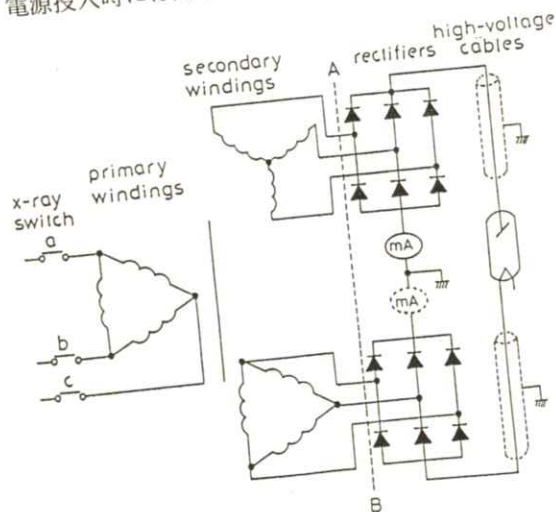


Fig. 1 High-voltage supply.

2.2 実測波形

Fig 2 に、透視条件 (管電圧 44.5 kV, 管電流 4.3 mA (Fig 1 の mA 計で整流された二次巻線電流の平均値を測定した値)) で、Fig 1 の高電圧発生回路で三相電源を同時投入した時に発生する X 線管の両極のアースに対する電圧波形 (a) と、Fig 1 に示した mA 計の位置で測定した整流され

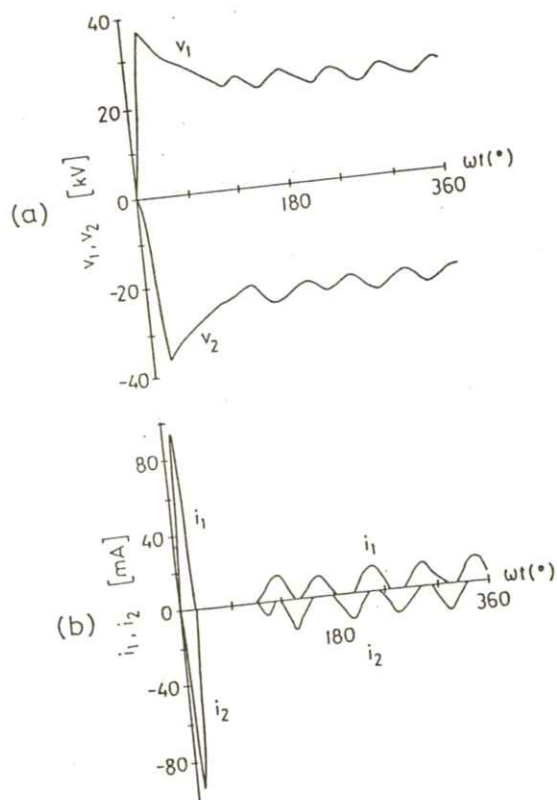


Fig. 2 Experimental waveforms: (a) voltages, (b) currents.

た二次巻線電流(b)を示す。(a)の高電圧は、電源を投入すると高電圧ケーブルの静電容量に充電しながら上昇し、ピークに達した後、整流器が遮断されるので、高電圧ケーブルを介してX線管へ放電される。この放電時の高電圧が電源電圧と一致したところで、整流器が再び導通し、二次巻線電流が流れて、充電が再開される。このように、高電圧は高電圧ケーブルの静電容量への充電とX線管への放電を繰り返しながら、定常状態へ落ち着いて行く。この高電圧波形の最初に現われるピーク電圧を異常電圧といい、電源電圧の約1.5倍の電圧を示している。この異常電圧の発生を防止することは、装置の電気的な絶縁特性や発生X線の線質特性を考える上で重要である。また、(b)の二次巻線電流では高電圧の変化に対応して、最初に大きな突入電流が流れ、次に、整流器が遮断されて電流が流れなくなり、整流器が導通すると再び電流が流れ始める。

Fig 2 に示したような高電圧波形や二次巻線電流波形を解析するには、まず、Fig 1 で示した高電圧発生回路の回路状態の変化を考え、それぞれの回路状態に対応する等価回路を作成しなければならない。

2.3 等価回路

Fig 1 の高電圧発生回路の三相変圧器の二次側に換算した等価回路を考える。簡単化のために、Y巻線回路をY- Δ 変換して Δ 巻線回路に変換すると、陽極側と陰極側での電圧の振幅が等しくなり、回路定数も等しくなる。さらに、文献18, 19と同じ方法で簡単化すると、Fig 3(a)のようになる。ここで、 e_1 と e_2 はそれぞれ、陽極、陰極

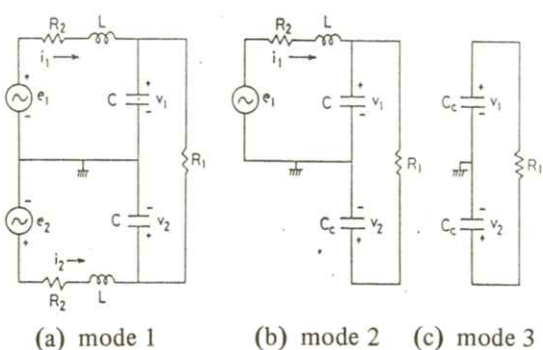


Fig. 3 Simple equivalent circuit modes.

側端子電圧である。 R_2 は二次巻線の抵抗と二次側に換算した一次巻線の抵抗の和 R_L に、導通時の2個の整流器の抵抗 R_K を加えた直列合成抵抗である。 L は同巻線のインダクタンスの和であり、 C は同巻線の静電容量の和 C_L と高電圧ケーブルの静電容量 C_c との和の並列合成静電容量である。 R_1 はX線管の等価抵抗である。

Fig 3 (a)の等価回路は三相電源が同時投入された時に、三相のうちの二相だけが導通して現われる基本的な回路状態で、mode 1と呼ぶことにする。次に、片側（たとえば、陰極側）の高電圧ケーブルの静電容量 C_c に先に充電が完了して、陰極側の整流器が遮断されると(b)に示す片側遮断回路状態（mode 2と呼ぶ）に移行する。さらに、もう一方の陽極側の高電圧ケーブルの静電容量 C_c に充電が完了すると、陽極側の整流器も遮断されて、X線管を通して充電電圧が放電され、(c)の mode 3で示す放電回路状態となる。これら3つの回路状態の等価回路の基準微分方程式を作り、それに演算子法¹⁷⁾を適用して高電圧波形解析を行なう。

2.3.1 mode 1 の解

Fig 3 (a) では, mA 計に流れる二次巻線電流を i_1, i_2 , X 線管の陽極と陰極のアースに対する電圧を v_1, v_2 としている。この回路の基準微分方程式を作ると次式ようになる。

$$\begin{pmatrix} Z & 0 & 1 & 0 \\ 0 & Z & 0 & 1 \\ -1 & 0 & Y_1 & -Y_2 \\ 0 & -1 & -Y_2 & Y_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i_1 \\ i_2 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e_1 \\ e_2 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

ただし,

$$\left. \begin{aligned} Z &= LD + R_2, \quad D \equiv d/dt \\ Y_1 &= CD + 1/R_1, \quad Y_2 = 1/R_1 \\ e_1 &= \begin{cases} |E \sin(\omega t + 5\pi/6 + \theta)| \\ \text{or } |E \sin(\omega t + \pi/6 + \theta)| \\ \text{or } |E \sin(\omega t - \pi/2 + \theta)| \end{cases} \\ e_2 &= \begin{cases} -|E \sin(\omega t + 2\pi/3 + \theta)| \\ \text{or } -|E \sin(\omega t + \theta)| \\ \text{or } -|E \sin(\omega t - 2\pi/3 + \theta)| \end{cases} \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

である。ここで, E と θ は, それぞれ, 二次側 Δ 巻線の電圧の振幅と, 回路状態の初期時刻での e_2 の二番目の電源電圧の初期位相角である。この基準微分方程式に演算子法を適用して求めた解は,

$$\begin{pmatrix} i_1 \\ i_2 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \phi_{11} \\ \phi_{12} \\ \phi_{13} \\ \phi_{14} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \chi_{11} & \chi_{12} & \chi_{13} & \chi_{14} \\ \chi_{12} & \chi_{11} & \chi_{14} & \chi_{13} \\ \chi_{15} & \chi_{16} & \chi_{17} & \chi_{18} \\ \chi_{16} & \chi_{15} & \chi_{18} & \chi_{17} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i_{11}^0 \\ i_{12}^0 \\ v_{11}^0 \\ v_{12}^0 \end{pmatrix} \quad (3)$$

となる。ここで, $\phi_{11} \sim \phi_{14}$ は定常項と電源電圧の初期値に関する過渡項との和であり, $\chi_{11} \sim \chi_{18}$ は初期値 $i_{11}^0 \sim v_{12}^0$ のために発生する過渡項である。この ϕ と χ の詳細は文献 19 の付録 I に示してある。

2.3.2 mode 2 の解

Fig 3 (b) の片側遮断回路状態 mode 2 の基準微分方程式は次式のように 2 種類ある。すなわち, 陰極側が遮断された場合は,

$$\begin{pmatrix} Z & 1 & 0 \\ -1 & Y_1 & -Y_2 \\ 0 & -Y_2 & Y_1' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i_1 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e_1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4)$$

となり, 陽極側が遮断された場合は,

$$\begin{pmatrix} Z & 0 & 1 \\ 0 & Y_1' & -Y_2 \\ -1 & -Y_2 & Y_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i_2 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e_2 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5)$$

となる。ここで

$$Y_1' = C_c D + 1/R_1 \quad (6)$$

である。ここで, Z, Y_1, Y_2, e_1 及び e_2 は (2) 式と同じものである。この (4) 式と (5) 式の解を求めると, それぞれ,

$$\begin{pmatrix} i_1 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \phi_{21} \\ \phi_{22} \\ \phi_{23} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \chi_{21} & \chi_{22} & \chi_{23} \\ \chi_{24} & \chi_{25} & \chi_{26} \\ \chi_{27} & \chi_{26} & \chi_{28} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i_{21}^0 \\ v_{21}^0 \\ v_{22}^0 \end{pmatrix} \quad (7)$$

および

$$\begin{pmatrix} i_2 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \phi_{24} \\ \phi_{25} \\ \phi_{26} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \chi_{21} & \chi_{23} & \chi_{22} \\ \chi_{27} & \chi_{28} & \chi_{26} \\ \chi_{24} & \chi_{26} & \chi_{25} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i_{22}^0 \\ v_{21}^0 \\ v_{22}^0 \end{pmatrix} \quad (8)$$

となる。ここで, $\phi_{21} \sim \phi_{26}$ は定常項と電源電圧の初期値に関する過渡項との和であり, $\chi_{21} \sim \chi_{28}$ は初期値 $i_{21}^0 \sim v_{22}^0$ のために発生する過渡項である。

2.3.3 mode 3 の解

Fig 3 (c) の放電回路状態 mode 3 は一般によく知られた CR の放電回路である。この解は CR の時定数で指数関数的に減衰していく。すなわち,

$$v_1 = v_{31}^0 \exp \left(-\frac{2t}{C_c R_1} \right) \quad (9)$$

$$v_2 = v_{32}^0 \exp \left(-\frac{2t}{C_c R_1} \right)$$

となる。

このようにして求めた解(3), (7), (8)及び(9)式を使って, 高電圧及び二次巻線電流の理論波形を計算すると, 次のような結果となる。

2.4 理論波形

Fig 4 に計算した理論波形を示す。ただし, この計算で使用した回路定数の値を Table 1 に示す。

Fig 4 を見ると, (a) の高電圧波形は, 基本回路状態 (mode 1) で上昇し, ピークに達する。この時, 陽極側と陰極側とでは, 電源電圧の位相差が 30° あるので, ピーク値への到達時間がわずかにずれるため, 片側遮断回路状態 (mode 2) がわずかに存在し, その後すぐに放電回路状態 (mode 3) に転移する。次に, v_2 の放電電圧 (実線) が電源電圧 (点線) と一致したところで, 片側遮断回路状態 (mode 2) に戻り, さらに, v_1 の放電電圧が電源電圧と一致したところで, 基本回路状態 (mode 1) に戻る。その後, 図のように, 片側遮断回路状態 (mode 2) と基本回路状態 (mode 1) を交互に繰り返しながら, 定常状態に

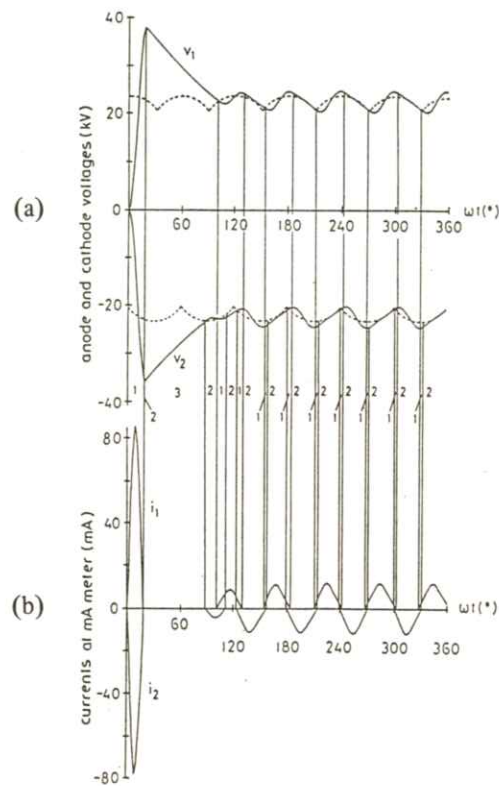


Fig. 4 Theoretical waveforms.

落ち着く。また, (b) の二次巻線電流の方も, 高電圧の変化に対応して整流器が導通している時だけ電流が流れていることがわかる。この理論波形と Fig 2 の実測波形とは, 形がよく一致していることがよくわかる。

2.5 理論値と実測値との比較

管電圧 44.5 kV, 管電流 4.3 mA の透視条件での理論値と実測値とを比較して, Table 2 に示す。

電源投入時の異常電圧は陽極, 陰極側共だいたい一致し, その時の突入電流は理論値の方が少し小さくなっている。また, 定常状態の高電圧は理論値の方が少し大きくなっている。一方, 二次巻

Table 1 Values of circuit elements.

E [kV]	23.0	C_t [pF]	140
ω [s^{-1}]	120π	R_k [k Ω]	0.8
L [H]	63.0	C_c [pF]	1020
R_t [k Ω]	45.2	R_1 [k Ω]	12.5

Table 2 Comparison of theoretical and experimental results.

	Anode side		Cathode side*		Anode to cathode	
	Theor.	Exp.	Theor.	Exp.	Theor.	Exp.
Secondary open voltage max.~min. [kV]	23.0~19.8	23.0~19.8	23.0~19.8	23.0~19.8	44.5~42.8	44.5~42.8
Abnormal voltage peak [kV]	38.1	37.5	36.1	36.0	74.2	74.5
Rush current [mA]	85.5	93.8	78.3	93.2	**	
Steady voltage max.~min. [kV]	24.3~19.6	24.2~20.8	24.3~19.6	24.2~20.8	45.5~43.5	45.6~43.3
Steady current					**	
peak [mA]	12.0	13.7	12.0	13.7		
mean [mA]	4.38	4.34	4.38	4.34		

*Absolute values are shown, since all values are negative.

**In transformer windings, and not in x-ray tube.

線電流の方は、陽極、陰極側とも実測したピーク値の方が理論値より少し大きくなっているが、平均値はほぼ一致している。

3. 二段投入

Fig 1 の高電圧発生回路で三相電源を同時投入した時に発生する異常電圧は、絶縁破壊を引き起こす原因となるだけでなく、発生 X 線の線質を硬くするので、写真効果の点でも有害である。これを防止するために、現在、一般に、二段投入法を使用している。この二段投入法は、まず、一相の電源電圧が 0 の瞬間にこの相（二線）だけ投入して、単相電源として使用し、電圧が最大となる 90° の位相で、残りの一線を投入して三相電源に切替

える方法である。こうすると、三相同時投入のようない、急激な電圧変化が無いので、異常電圧の発生を抑制することができる。(Fig 7(a)点線)。

3.1 実測波形

Fig 5 に二段投入した時の実測波形を示す。この図からわかるように、二段投入を行なえば三相電源を同時投入した場合に発生する異常電圧が抑制されている。この場合も、実際の高電圧波形は理想的な正弦波波形 (Fig 7(a)の点線) ではなく、寄生振動のために、波形が歪んでいる。また、二次巻線電流の方も、投入時の異常電圧が抑制されたために、突入電流が小さくなっている。

この二段投入の高電圧波形を解析するために、単相投入回路状態の等価回路を作成する。

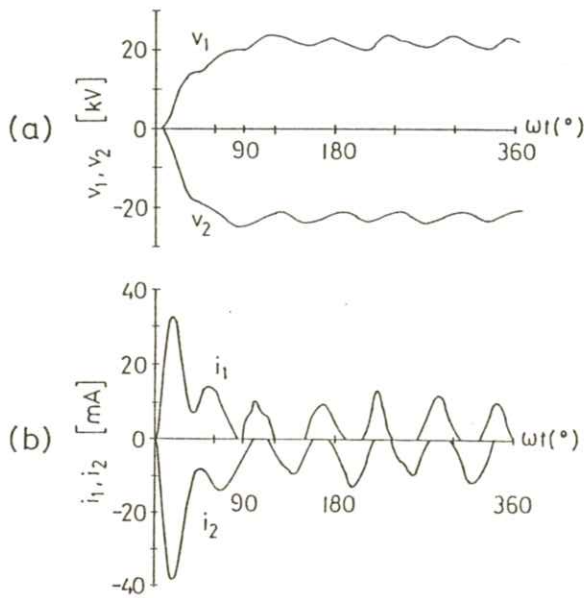


Fig. 5 Experimental waveforms at the two-step closing.

3.2 等価回路

Fig 1 の左端の a c 間の電源電圧が 0 の時に、スイッチ a と c を投入すると、まず、a c 巻線の両端に二次 Δ 側に換算した単相電圧

$$e_0 = E \sin \omega t \quad (10)$$

が加わり、他の二つ巻線に端子電圧として $e_0/2$ が加わる。そのために、二次側の Y 巻線（陽極側）には、それぞれ、 $e_0/\sqrt{3}$ 、 $e_0/2\sqrt{3}$ 、 $e_0/2\sqrt{3}$ の電圧が発生するので、後の二つは並列に接続されて $\frac{\sqrt{3}}{2} e_0$ が X 線管の陽極に加わる。一方、 Δ 巻線には電圧 $-e_0$ が発生する。この電圧 $-e_0$ がそのまま陰極に加わる。また、単相投入回路状態では、回路定数も変化する。これらのことを考慮して作成した等価回路を Fig 6 に示す。この単相投入回路状態を mode 0 と呼ぶことにする。次に、この

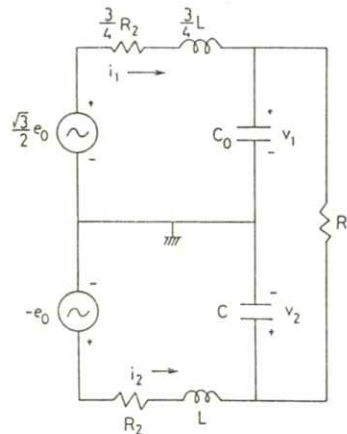


Fig. 6 Equivalent circuit of a single-phase mode (mode 0).

mode 0 の等価回路の基準微分方程式を作成し、その解を求める。

3.3 mode 0 の解

Fig 6 では、二つの二次巻線電流を i_1 、 i_2 とし、X 線管の陽極と陰極のアースに対する電圧を v_1 、 v_2 としている。この回路の基準微分方程式は、

$$\begin{bmatrix} \frac{3}{4}Z & 0 & 1 & 0 \\ 0 & Z & 0 & 1 \\ -1 & 0 & Y_0 & -Y_2 \\ 0 & -1 & -Y_2 & Y_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_1 \\ i_2 \\ v_1 \\ v_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{3}}{2} e_0 \\ -e_0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

となる。ここで

$$\begin{aligned} Y_0 &= C_0 D + 1/R_1, \\ C_0 &= C_c + (4/3) C_t \end{aligned} \quad (12)$$

である。 Y_0 以外の回路定数は(2)式と同じである。この(11)式に演算子法を適用して求めた解は、初期値がすべて 0 であるから、初期値に関係する過渡項は存在せず、

$$\begin{pmatrix} i_1 \\ i_2 \\ v_1 \\ v_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \phi_{01} \\ \phi_{02} \\ \phi_{03} \\ \phi_{04} \end{pmatrix} \quad (13)$$

となる。ここで、 $\phi_{01} \sim \phi_{04}$ は定常項と電源電圧に関する過渡項の和である。この(13)式にTable 1の回路定数の値を入れて、理論波形を計算した。

3.4 理論波形

Fig 7 に計算した理論波形を示す。この図を見ると、(a)の高電圧波形は90°の位相まで、単相投入回路状態 (mode 0) で、電源電圧 (点線) の上昇に沿って振動しながら上昇し、90°の位相で三相電源を投入すると、mode 2 の片側遮断回路状態に移り、次に、mode 1 の基本回路状態へと転移する。その後、mode 2 と mode 1 の回路状態を交互に繰返しながら定常状態に落ち着く。こ

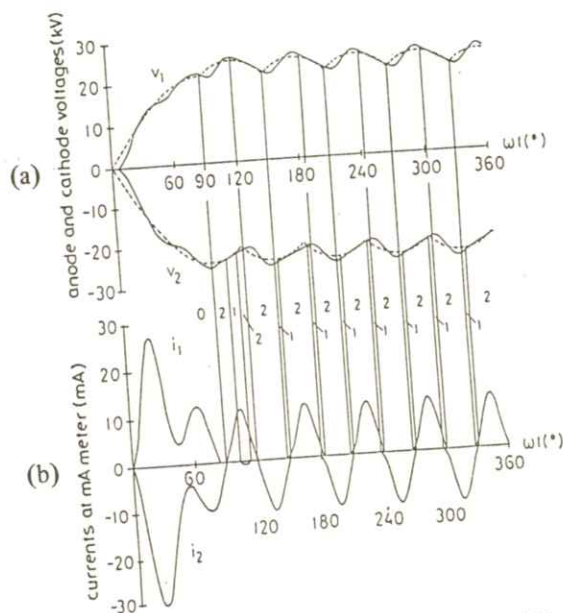


Fig. 7 Theoretical waveforms at the two-step closing.

の場合には、異常電圧は発生しない。また、(b)の二次巻線電流の方も、高電圧の振動状態に対応して振動しているが、電源投入時の突入電流はあまり大きくならず、最大で31mA と同時投入の場合の約1/2.8となる。この理論波形とFig 5の実測波形を比べるとよく一致していることがわかる。

4. 結 論

3相12パルス型X線装置の簡単な等価回路を作成し、透視条件下の高電圧波形を演算子法を用いて解析した結果、理論波形と実測波形とは、その形も大きさもよく一致した。また、電源投入時の異常電圧防止法として、二段投入法が有効であることを理論的にも、実験的にも確認できた。

文 献

- 1) 金森仁志: 日医放会誌 **23** 255 (1963)
- 2) 青柳泰司: 日放技誌 **21** 1 (1965)
- 3) H. Kanamori: Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. **4** 68 (1966)
- 4) 青柳泰司: 放射線像研究 **3** 110 (1973)
- 5) G. Svahn: Diagnostic X-ray Spectra, (Thesis, Univ. Lund, 1977)
- 6) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Med. Phys. **4** 187 (1977)
- 7) 青柳泰司: 診断用X線装置 pp.102-115, 166-181, 194-225 (コロナ社, 1979)
- 8) 青柳泰司, 津田元久, 金森宏司, 熊野信雄, 山口益孝: 放射線機器学 pp.173-184 (通商産業研究社, 1983)

- 9) 松本政雄, 岡 弘之, 中森伸行, 金森仁志,
医画情誌 **2** 12 (1985)
- 10) H. Kanamori and M. Matsumoto: **XIV**
ICMBE and **VII** ICMP, Espoo, Finland,
16.38 (1985)
- 11) 金森仁志: 日医放物理会誌, Suppl. **21**
33 (1985)
- 12) 松本政雄, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌
3 39 (1986)
- 13) 松本政雄, 金森仁志: 医画情誌 **3** 81
(1986)
- 14) T. Porubsky: Phys. Med. Biol. **31** 371
(1986)
- 15) H. Kanamori: J. Franklin Inst. **279** 246
(1965)
- 16) 金森仁志: 電気学会誌 **85** 916 (1965)
- 17) 林 重憲: 演算子法解説 pp.94-101
(電気書院, 1961)
- 18) H. Kanamori: J. Franklin Inst. **279** 147
(1965)
- 19) H. Kanamori: J. Franklin Inst. **279** 347
(1965)

〔国際会議報告〕

国際写真科学会議 ICPS '86 (Cologne) の印象

三宅 洋一

千葉大学工学部画像工学科 〒260 千葉市弥生町1-33

(1986年11月20日 受理)

1986年9月10日より17日まで西ドイツケルン大学においてICPS (International Congress of Photographic Science, 国際写真科学会議) が開催された。会議の概要を編集委員会からの求めに応じて簡単に報告する。

ICPSは、4年ごとに開かれる写真科学に関する最大の国際会議である。ここ20年についてみると、東京(1966年)、モスクワ(1970)、ドレスデン(1974)、ロチェスター(1978)、ケンブリッジ(1982)、ケルン(1986)と写真科学に関する先進国において順繰りに行われている。

今回の会議は、ドイツ最大の写真会社であるAgfa-Gevaert社がスポンサーとなりまたドイツ連邦科学技術省の後援により行われた。



ライン川対岸からのケルン大聖堂(ドーム)の遠望

会議に先だって9月10日夜19:00から市内のホテルで盛大な歓迎パーティが行われ、翌日からケルン市の郊外にあるケルン大学化学研究所において講演が開始された。ケルン市はライン川に面した人口100万の大都市で大聖堂や国際見本市の都市として有名である。また、ケルン大学も西ドイツを代表する著名な大学として知られている。

会議は、A、B、Cの三つのセッションに分かれて行われた。セッションAは銀塩写真関係、Bはエレクトロニックイメージング、非銀塩感材、Cは銀塩感材の処理、カラー写真関係の口頭論文が発表された。また、ポスターセッションも設けられた。

講演のプログラムを兼ねたアブストラクト集により論文発表数をみると、口頭発表が127件、ポスター講演が121件であった。この他に招待講演としてPlenary講演が7件、Tutorial講演が4件行われた。これら招待講演の題目を表1に示す。日本人唯一の招待講演者であった東京工業大学名誉教授の井上英一先生は表に示されるように“Discipline of Imaging Science-Imagics”と題して先生の長年の経験に基づいた画像科学に対する考えを示された。

本学会関係者では、京都工芸繊維大学の金森仁

表1 ICPS '86 招待講演

Invited lectures

1. J.C. Marchant
New Opportunities for improved image recording systems
2. J.Lohmann (Agfa-Gevaert)
New Trend in silver halide photography
3. U.Rothgordt (Philips GmbH)
Physical imaging systems
4. L.E.Ravich (Milton, Massachusetts)
The impact of electronic imaging technology on traditional imaging systems
5. H.W.Vollmann(Kalle, Niederlassung der Hoechst AG)
Application of photochemical methods
6. K.Biedermann (Royal Institute of Technology, Stockholm)
Visual quality aspects in silver halide and electronic imaging systems
7. O.Kubler (ETH-Zurich)
Computer vision
8. A.B.Cohen and P.Walker (E.I. du Pont de Nemours)
Photopolymers'86 impact on photoscience and applications
9. J.Klie (Hell)
Digital image processing in the publishing domain
10. E.Inoue (Tokyo Institute of Technology)
Discipline of imaging science-Imagics
11. M.Pfeiler, E.Reinhardt and P.Marhoff (Siemens AG)
Electronic imaging in medicine

5, 7, 9, 11 :Tutorial lectures

志教授が“Information Spectrum for the Evaluation of Image Formation System Performance”と題して、また田中俊夫教授が“Kinetics of J-Aggregation of 1,1'-Diethyl-2,2'-Cyanine Chloride from Dilute Aqueous Solutions”と題して発表を行った。著者は、“Measurement and Analysis of the Sharpness for Digitized Images”と題してインクジェット画像を中心としたデジタル画像のMTF測定と鮮鋭評価に関して講演した。著者が出席したBセッションでは、最近技術開発の激しいノンインパクトプリンティングシステムに関して銀塩写真との比較などの発

表が数多く見られた。しかし、この分野は日本メーカーの独断場であるため、外国人研究者の発表の中には日本製品のカタログ紹介のような論文も見られた。

医用画像関係では、上記金森教授の講演および表1(11)の講演の他、主なものの題名を挙げる

1. Multilayered Structuring of X-ray Intensifying Screens and its Implications on Image Quality Performance (by L. Alaerts, Agfa-Gevaert)
2. Apply Reflecting-Isolation Layer to Improve the Imaging Capability of X-ray Films (by He Guang-qian, Academic Sinica, China)
3. Imaging with Screen-Film-Systems (by D. Hoeschen, Humbolt University)

で、(1)はX線画像のシャープネスと量子モトルとの関係についての報告、(2)はX線フィルムのベースと乳剤の間に反射防止の層を入れた新しいX線フィルムの画質についての報告で、この層を入れることにより感度を低下させることなくMTFを向上できることが示された。また、(3)はX線フィルムのDQE測定に関するものであった。

一般講演にはソ連から多数の申し込みがなされていたが会議の直前ほとんどの発表が取り消された。ソ連の参加する国際会議では毎度のことであった。ソ連の参加する国際会議では毎度のことであった。聴講したい研究も数多くあったので残念であった。会議への参加者はICPS事務局の最終的な統計によると351名であった。国別の内訳を表2に示す。

表2 国別参加者数

国名	参加者数	国名	参加者数
西ドイツ	133名	イタリア	6名
ベルギー	45	スウェーデン	6
アメリカ	43	フランス	6
日本	21	ソ連	4
オランダ	18	中国	4
スイス	17	チェコスロバキア	2
イギリス	17	ハンガリー	2
ブルガリア	9	カナダ	2
東ドイツ	8	ベトナム	1
スペイン	6	インド	1

ICPSは、4年に一度という学会であるため新しい研究発表の討論を詳細に行うというより各国の研究者の交流と親睦をはかるとの面が重視されている。それ故、今回の会議でもエクスカーションには随分と力が入れていた。特に9月14日の日曜日に行われたライン川の船の旅は、朝9時30分から23時ころまで大きな船をチャーターし、湖畔の古城での昼食、ワイン祭り、船上からの花火大会まで十分に満喫出来るものであった。その他にもいくつかのエクスカーションが用意されていたがいずれも参加者は満足したようである。また、ICPSの期間中会議への参加者はケルン市内のすべての市電、バスが無料であるなどいきとどいた配慮がなされていた。

なお、会議で実際に発表された論文については“Progress in Basic Principles of Imaging Systems”と題したproceedingsが明年5月発刊される予定である。また、4年後のICPS'90は北京あるいは東京での開催が予定されている。

胸部感度補償増感紙について

化成オプトニクス株式会社

(1986年11月11日受理)

放射線診断技術の発展は目覚ましいものがあるが、その中において放射線被曝の低減と写真画質の向上は永遠に尽きることの無い課題とも云える。

最近の先端技術と云えば、コンピューターを使った画像処理が話題として上げられているが、日常診療の大部分を受け持っているのは、伝統的な増感紙、フィルムシステムであり、その中で注目されているのは、X線撮影の自動化、省力化の動きである。カセットレス、フィルムチェンジャーの出現から、自現機と結び付いたフィルム搬送システムも次々に開発され、標準的なX線撮影を自動的に行う傾向が強くなっている。

一方、今一つの動きとして、診断の精密化、高度化が要求されるにつれて、それに応じた専用化システムの開発が話題として上げられる。

ここに述べる、胸部専用の感度補償増感紙は肺がんの初期検診に有効な手法として、最近特に注目されている増感紙である。

1. 感度補償法と補償増感紙

X線吸収差の大きい被写体を、適正な階調を持つ一枚のX線フィルム上に描出するとなると、技術的には難しい問題もある。一般に、このような場合には高圧撮影法を採用する等の方法で被写体コントラストを低下させるか、低 γ のラチチュードタイプのフィルムを組合せる等の方法が採られている。

しかし、これらの方法は何れも全体的にX線写真が軟調となり、部分的には診断能が低下する方向とも成りかねない。

厚み差が非常に大きい被写体に対し、最近Computed Radiography等、デジタル化して画像処理する技術が開発されているが、煩雑さを伴わずに診断に供する写真を得るために、部分的に感度を補償する方法が古くから研究されて来た。

それらの方法を列挙すると図1の如くなるが、その中でX線画質上有効と考えられているのが、被写体の厚みに応じ、1組の増感紙の中で部分的に感度を補償する感度補償増感紙法である。

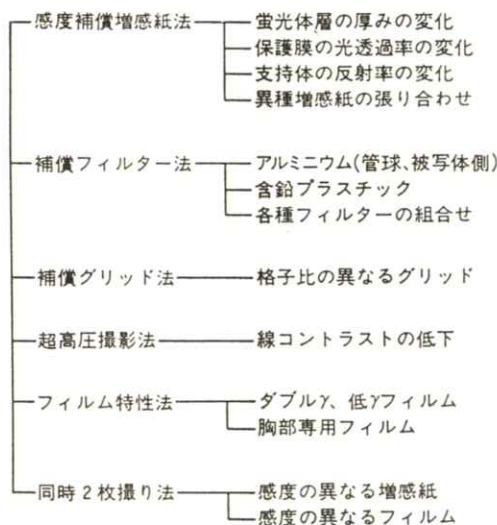


図1 感度補償の手法

感度補償増感紙の補償技術については種々な手法が考えられる(図1)。下肢用の如く長手方向に感度変化を持たせる増感紙はほぼ標準化されているが、複雑な形で1組の増感紙の中で3～5倍の感度比を持たせるものを、安定して製作する技術は相当の難しさを伴っていた。

2. 胸部感度補償増感紙の開発

最近肺がんの早期診断の要望が強まり、そのための技術が種々研究されているが、肺がんの初期検診のためには、肺門部、縦隔部のX線写真上における再描出が特に重要視されている。

肺野部は勿論、肺門及び縦隔部を一枚のX線フィルム上に適正濃度、適正の階調を持った胸部正面写真を得るためには、1組の増感紙の中で胸部各領域のX線吸収に対応した、感度を補償する必要がある。

我々は胸部診断医の要望に答え、基本的な増感紙の感度補償技術をもとに1980年より研究に着手、補償部位と補償感度係数を中心に検討して来たが、このたび断層撮影にも応用出来る、胸部正面撮影専用の感度補償増感紙(CS-III)を開発することが出来た。開発の中で最も困難な点は

- ① 統計的な手法により、成人胸部に対応した感度モデル
- ② 各部を適正濃度域にするための、補償感度係数
- ③ 各領域の感度移行部分のスムージング
- ④ 製造方式による品質の安定性

である。

この度開発した感度補償増感紙は保護膜、蛍光体層を着色する技術を基本としたもので、感度に応じた鮮鋭度を十分高めることが出来る補償法に特徴がある。

図2及び3は、胸部の補償モデルとそれに対応した感度、鮮鋭度を示すもので、補償法の中で、増感紙で感度を補償する方法の特徴を如何なく発揮している。

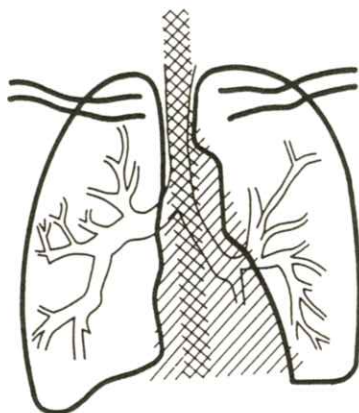


図2 胸部感度補償増感紙の補償モデル

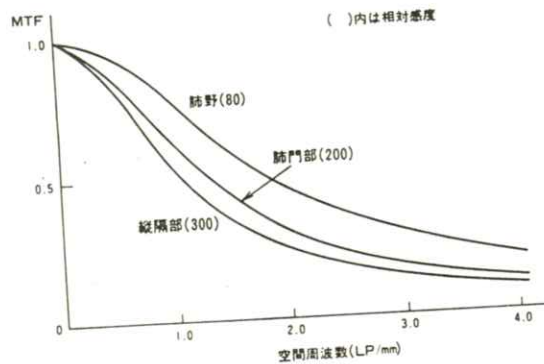


図3 胸部感度補償増感紙(CS-III)の感度、鮮鋭度

感度補償増感紙(CS-III)の被写体無しのマイクロトレースは図4の如くなり、縦隔部の写真濃度は被写体が入ることにより適正と成り、肺門、縦隔部が非常に良く描出される画像となっている。

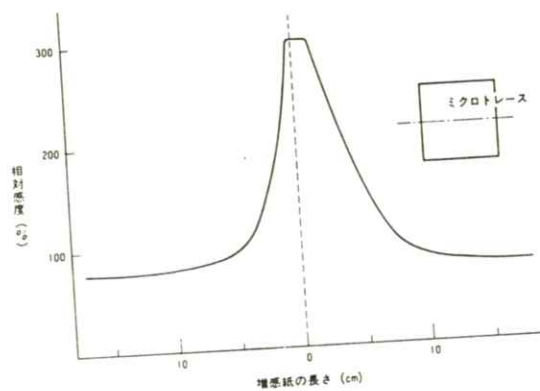


図4 胸部感度補償増感紙(CS-III)のマイクロトレース

感度補償増感紙は、今まで下肢全域の撮影(長尺増感紙)や一部の顔面規格撮影に応用されて来ましたが、最近、肺がんの検診に対する要望に伴い、此の度胸部正面撮影専用の増感紙が開発されました。

増感紙による補償方式は、あらゆる撮影部位に対しても設計可能でありますので、新しい臨床応用に対する知見について、ご教示下さいますようお願い申し上げます。

(問合せ先; 小田原工場技術部 三浦典夫)

I 第86回研究会記事

第86回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和61年10月4日(土) 10:30~17:00

場 所 愛知医科大学 病院棟C-第1講義室

出席者数 約45名

プログラム

特別講演 10:30~11:30

医用画像処理技術の現状と今後

名古屋工業大学情報工学科 鈴村 宣夫 教授

見 学 11:30~12:30

愛知医科大学情報処理センター

研究発表 13:30~17:00

1) 3相12パルスX線装置の高電圧波形解析 — 透視条件

大阪府立高専 松本 政雄

京都工芸繊維大学 金森 仁志

2) DSAシステム評価のための動態および静止ファントムの製作

岐阜高専 藤田 広志

シカゴ大学 土井 邦雄, H. P. Chan, M. L. Giger

3) I. I. - TV デジタル撮像系の特性曲線の測定

岐阜高専 藤田 広志

シカゴ大学 土井 邦雄, M. L. Giger, H. P. Chan

4) I. I. - TV デジタル撮像系のMTFの測定

岐阜高専 藤田 広志

シカゴ大学 土井 邦雄, M. L. Giger

5) 57CM I. I. - TV デジタル撮像系の物理特性の測定

岐阜高専 藤田 広志

シカゴ大学 土井 邦雄, H. Macmahon, Y. Kume, M. L. Giger

K. R. Hoffmann, T. Katafuchi, K. Ohara, H. P. Chan

6) 反復逆コンポリューション法によるDSA像における血管径の測定

岐阜高専 藤田 広志

シカゴ大学 土井 邦雄, L. E. Fencil, K. G. Chua

Ⅱ 理 事 会 議 事 録

日 時 昭和61年10月4日(土) 12:30~13:20

場 所 愛知医科大学

出席者 内田, 佐々木, 竹中, 長谷川, 三浦, 樋口, 田中(代理), 金森

1. 88回研究会と総会を62年6月6日に京都で, 89回研究会を62年10月3日に松本で開催することにした。
2. 会誌4巻1号で内田論文賞の公募を行うことにした。
3. 会員数を増やすために, 定例研究会の案内を, 商業雑誌, 等に掲載してもらうことを検討した。

—— 新 入 会 員 ——

☆正会員 会員名	勤務先および所在地	電話番号
青木 清	駒沢短期大学 〒154 東京都世田谷区駒沢1-23-1	03-418-9111
栗井 一夫	国立循環器病センター 〒565 吹田市藤白台5-7-1	06-833-5012
大西 義隆	国立循環器病センター放射線診療部 〒565 吹田市藤白台5-7-1	06-833-5012
神取 祥和	愛知医科大学 〒480-11 愛知県愛知郡長久手町大字岩作字雁又2	05616-2-3311
福西 康修	国立循環器病センター放射線診療部 〒565 吹田市藤白台5-7-1	06-833-5012(ex.2196)
松尾 悟	滋賀医科大学付属病院中央放射線部 〒520-21 大津市瀬田月輪町	0775-48-2627
森島 光浩	熊本市医師会熊本地域医療センター放射線部 〒860 熊本市本荘5丁目16-10番地	096-363-3311

—— 会 員 移 動 ——

会員名	種別	変更項目	変 更 内 容
セイコー・イメージアンドジ	賛助	代表者	小菅 俊二:旧代表者 宮原 信一
須田 善雄	正	勤務先	防衛医科大学校放射線科 〒359 所沢市並木3-2

会員名	種別	変更項目	変 更 内 容
細川 也	正	勤務先	宮城県拓桃医療療育センター 所在地は変更なし
岡林 昭夫	正	勤務先	高知県総合保健協会 〒780 高知市棧橋通6丁目7-43
山口弘次郎	正	勤務先	日本大学理工学部大学院修士課程 〒145 (自宅) 東京都大田区上池台2-12-13
青柳 泰司	正	勤務先	都立医療技術短期大学診療放射線科 〒116 東京都荒川区東尾久7-2-10 (03-819-1211)
佐柳 和男	正	勤務先	㈱写研メディア研究所 〒351-01 和光市新倉2-27-63
荒木不次男	正	勤務先	国立熊本病院放射線部 〒860 熊本市二ノ丸1-5 (096-353-6501)
兵藤 一行	正	所 属	高エネルギー物理学研究所放射光実験施設測定器研究系 〒305 茨城県筑波郡大穂町上原1-1

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

昭和61年12月1日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名を掲載させていただきます。(五十音順)

赤間レントゲン工業㈱	㈱ 東 芝
エックスライド鳥栖研究所	東芝メディカル㈱
化成オプトニクス㈱	東洋メディック㈱
キ ャ ノ ン ㈱	東和放射線防護設備㈱
小西六写真工業㈱	トムソンジャパン㈱
三 洋 電 機 ㈱	コダック・ナガセメディカル㈱
㈱ 島 津 製 作 所	㈱ ナ ッ ク
シーメンス メディカル システムズ㈱	日 本 電 気 ㈱
シ ャ ー プ ㈱	㈱日立メディコ
セイコー・イーアンドジー㈱	富士写真フィルム㈱
中 央 精 機 ㈱	浜松ホトニクス㈱
デュボンジャパンリミテッド	松下電器産業㈱

(計24社)

役 員

会 長	内田 勝 (常葉学園大)
顧 問	立入 弘
総務理事	金森仁志 (京都工繊大)
常務理事	〔企画担当〕 竹中栄一 (防衛医大), 佐々木常雄 (名古屋大)
	長谷川 伸 (電気通信大)
	〔庶務担当〕 田中俊夫 (京都工繊大), 〔財務担当〕 樋口清伯 (京都工繊大)
理 事	〔大学関係〕 磯部 寛 (岩手医大), 滝沢正臣 (信州大), 山崎 武 (滋賀医大), 和田卓郎 (広島大), 小西圭介 (九州大)
	〔会社関係〕 佐柳和男 (写研), 杉本 博 (東芝), 高野政男 (富士フィルム), 津田元久 (島津財団), 三浦典夫 (化成オプトニクス), 矢仲重信 (日立)
監 事	小島克之 (岐阜医療短大), 速水昭宗 (大阪大)

編 集 後 記

本号で三宅先生が報告された写真科学国際会議に出席したあと、スペイン、マドリッドのコンプレテンセ大学医学部医学物理研究センターへ招待されて、診断用X線スペクトルの講演をおこなった。60年4月に日医放物理部会の勉強会で使ったスライドをそのまま使ったので日本語入りのものもあったが、分かる人には分かったようである。ついでに同大学理学部物理教室の光学研究室も訪れた。〔この大学では日本と同じような学部 (Faculty) がある。〕ここで、情報理論を画像に適用する研究グループを1986年4月頃に全学的に作って勉強を開始したと言う嬉しい知らせも聞いた。昨年行ったフィンランドでも同様の研究グループがあった。本会は医用画像全般を取り扱う研究会として発展しようとしているが、一方では、本会創設時の目的の研究も発展させたいものである。この分野でも国際交流が盛んになることを望んでやまない。(K)

編 集 委 員		医用画像情報学会雑誌	
金 森 仁 志 (京都工繊大)		1987年1月5日発行	
佐々木 常 雄 (名古屋大)		編集兼発行者	金 森 仁 志
竹 中 栄 一 (防衛医大)		発 行 所	医用画像情報学会
長谷川 伸 (電気通信大)		〒606	京都市左京区松ヶ崎御所海道町 京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内
			電話 075 (791) 3211 (内線 585)
			振替 京都 1-32350
		印 刷 所	(株) 北斗プリント社
		〒606	京都市左京区下鴨高木町 38-2
			電話 075 (791) 6125 (代)

入 会 の 手 続 き

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

◎ 会員の種別、年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電気工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 791-3211 (内584, 中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒, 在, 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒, 在, 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称
(所属部課まで)

TEL

所在地〒

10) 自宅住所〒

TEL

11) 通信先 勤務先 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)

第13期初めての勧告・要望出る

昭和61年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る10月22日から24日まで第101回総会（第13期の4回目の総会）を開催しました。今回の「日本学術会議だより」では、今総会で採択され、政府に勧告した「国立代用臓器開発研究センター（仮称）の設立について」及び要望した「我が国における学術研究の推進について—大学院の充実等を中心として—」を中心として、同総会の議事内容をお知らせします。

また、来年1月に開催を予定している本会議主催の公開講演会等についてお知らせします。

総会報告

総会はその初日に、会長からの経過報告、各委員会報告に続き、規則などの改正、勧告・要望の提案がなされ、午後の各部会での審議の上、2日目午前中にこれらの採決が行われた。なお、前日、21日午前に全員が出席する連合部会が開催され、これらの案件の予備的な説明・質疑が行われた。3日目は午前中、常置委員会、午後は特別委員会が開催された。

総会の冒頭に先に逝去された、第3部会員高宮 晋氏（部長）を追悼した後、新たに任命された野口 祐会員が紹介された。また、チェルノブイリの原子力発電所事故について、原子力工学研究連絡委員会委員長から8回の会合における検討に基づき、この研連の見解「原子力の平和利用と安全性」が委員長

の国際原子力機関での事故調査検討状況と共に報告された。総会で決定された事項は、すべて「日本学術会議月報」11月号に詳しく掲載されるので、主要な項目の説明にとどめる。まず、第1常置委員会で鋭意検討されてきた、会則の改正、規則及び内規等が次のように採択された。会則の改正は、「衛生学研連」から「環境保健学研連」への名称変更である。規則の改正は、昭和63年度の第14期会員推薦手続きの手直しであって、その第1は、学術研究団体（学・協会）の登録に際し、従来の方式に加えて会員名簿などの添付を要請すること、会員推薦の場となる「推薦研連」に登録する学・協会を確保する方策などである。第2は、この登録された学・協会が会員候補者を届ける際の記載事項を追加して、推薦人の判断資料を充実させることである。最後に推薦研連が熱工学研連から機械工学研連へ、衛生学研連から環境保健学研連へと変更された。

内規の改正は、日本学術会議の活動の周知と学・協会との連絡・協力を維持・強化するために、「連絡学・協会」の名の下に多くの学・協会との緊密な連絡を保ってきたが、今回、これを「広報協力学術団体」と改称し、別項のようにさらに広い範囲の学・協会と連携を図るようにしたものである。

特別委員会のうち、国際協力事業特委は任務を終了したので、それに代わり、人材養成などを含めて総合的・学際的・広域的な地域の研究機関のあり方を検討するために、「地域の研究推進特委」が設置され、直ちに委員を選出して活動を開始した。

本総会では、第7部提案の「国立代用臓器開発研究センター（仮称）の設立について（勧告）」、第4常置提案の「我が国における学術研究の推進について—大学院の充実等を中心として—（要望）」が採択され、直ちに内閣総理大臣始め関係諸機関等に送付した。これらの詳細は別項及び月報所載のとおりである。

第2日目午後、「高度情報社会の展望と課題」について自由討議を行った。

国立代用臓器開発研究センター（仮称）の設立について（勧告）

人体のある臓器が障害を受け、従来の治療によっては、もはやその機能の回復が不可能になった場合には、当然、死に至るわけであるが、近代医学は、その臓器の機能を他のもので代替することによって、未だ完全の状態と言えないまでも生命の維持を可能にしている。その一つの手段が人工臓器であり、もう一つが臓器移植である。両者は代替という同じ目標を持ちながら、全く異なった研究アプローチで、それぞれ独立したテーマとして発足し、今日の進歩をみている。例えば腎臓移植と人工臓器との関係では、両者の技術は全く異なっている。しかし、慢性腎不全の治療における両者の相補的効果は極めて高いものである。人工臓器と臓器移植とはあたかも車の両輪のような関係にあるので、医療の場において両者を一体化した医療システムが強く要求されている。

このような関係にある両者を合わせ、代用臓器と呼んでいるが、この研究が今後飛躍的に進めば、臓器疾患に悩む患者の治療に貢献することは間違いない。一方これら研究の我が国の現状をみると、個別的に極めて優れた成果を挙げているものもあるが、全体的にはまだ十分の研究体制が整っているとはいえない。その理由を考えてみると、臓器移植の面では、臓器取得に関連して、我が国の脳死問題を含む死の判定等人の考え方の相違に基づくと思われる問題が大きいことである。人工臓器の面では、基礎材料の研究に始まり、エネルギー、エネルギー変換機構、駆動機構や臓器機能の制御システムの開発などは、各分野の専門家による有機的な組織のもとでの研究が必要であるにもかかわらず、そのような研究体制が我が国にはなかったのである。

医学、薬学、生物学、理学、工学、農学にわたる分野の研究が緊密な協力研究を行い、臓器置換を安全に、有効に行うため生体生理機構を解明しつつ、システムとテクノロジーを確立することが緊急に必要と考えられる。ただ本研究は臓器置換という生命の尊厳に係わる医の倫理問題が関係しているため、本研究センターの運営には、人文社会科学系の方々の参加を求め、また、本研究センター内の活動に係わっては、研究者の倫理的思考の行き過ぎを抑制し、社会の理解を深めるなど医の倫理を検討する組織の設置を計画し、運営機構が一方では開発研究にあたって独創的研究を積極的に推進し、臓器置換という医療がここに飛躍的に進展するよう期待したい。

詳細は日本学術会議月報11月号を参照されたい。

我が国における学術研究の推進について —大学院の充実等を中心として—(要望)

次の代を担う若い人達をどうしたら立派に育成することができるかという問題は、その国の将来を決める上で重要である。日本学術会議においても第13期活動計画の中にこの種の問題の重要性をうたっているが、これからは経済的のみならず学術的にも大きく世界に貢献する立場に置かれているだけに、独創的な若い人達を育成する必要があると強く感じている。

学術研究推進のための一つの大きな柱として若い研究者の育成、特に大学院の充実等を中心としてまとめる際、むずかしい基本的な問題は、学問分野によって事情が著しく異なるが、今回の「要望」はおおむね各分野に共通する問題であり緊急性の高いものにしようとした。その中では学問の急速な進歩に対応し得るよう、長期的展望にたつて大学院(必要な人員、設備、建物面積や経費等)を抜本的に強化充実を図る必要性を強調し、さらに大学院における人材養成について基本的問題を踏まえて、大学が大学院の内容を自主的に検討し、改善すべき点は積極的かつ確実に実現していくことが必要である。

一方研究者の層をもっと厚くし、研究基盤を強化し、特に基礎的科学的分野の充実を図ることが急務である。研究者の交流その他、種々の問題があるが、一つの新しい建設的提言として地域的研究機構の設立がある。研究機器が年々性能が向上すると共にその価格が高くなる情勢下において、効率よく使う仕組みが要求されている今日、日帰りで使える地理的範囲に先端的研究機器を配置すると共に、その場を、その地域に特徴的なものも世界的レベルの独創的研究を育成する場とし、研究者の日常的交流、協力を、国内、国外、産官学の広い範囲にわたって図ろうとするものである。その他年々加速度的に盛んになる国際交流についても、特に若い研究者達が日常的に国際的競争の場の中で育成される条件を整えることが重要である。

この要望は大学院の充実という、考えようによっては当然の事柄が、現在あまりにも不十分である現実を前にして、国に対して、また大学自身に対して出されたものである。

詳細は、日本学術会議月報11月号を参照されたい。

広報協力学術団体の申込について

本会議では、第101回総会で内規の一部改正が行われ、従来の「連絡学・協会」は、名称を「広報協力学術団体」と改め、資格要件も大幅に緩和されました。「広報協力学術団体」とは本会議活動の周知を図るとともに、各分野の学術研究団体との緊密な連絡・協力関係を維持し、強化するため広報活動に協力してもらうために指定する団体です。詳細は事務局にお問い合わせください。

なお、登録学術研究団体、従来からの連絡学・協会は自動的に指定されたものとみなします。

公開講演会開催のお知らせ

本会議は、9月27日「21世紀の学術」をテーマとした公開講演会を開催したが、第2回目の公開講演会を次のように企画しているので、多数の方々の御来場をお願いしたい。

☆ テーマ 学問の自由と科学者の責任

☆ 日 時 昭和62年1月24日(土)13時30分～17時

☆ 会 場 日本学術会議講堂

☆ 演題及び演者

- 科学研究の環境と科学者の責任(大木道則 第4部会員、東京大学理学部教授)
- 学問の自由と教育の自由(大田 堯 第1部会員、東京大学名誉教授)
- 生命科学の進歩と科学者の責任(渡辺 格第4部会員、北里大学衛生学部教授)

自由討議—高度情報社会の展望と課題—

この自由討議は今期に設置された、高度情報社会特別委員会のメンバーが、個人の立場で、来るべき高度情報社会の展望と課題についての意見を発表したものである。第3部竹内 啓(可能性と展望)、第5部平山 博(技術的展望と問題点)、第2部正田 彬(人権)、第4部坂井利之(人間)、第1部東 洋(教育)の各会員がそれぞれ付記したサブテーマについて問題を提起した。これに続いて、第7部梅垣洋一郎(医学・医療)、第6部飯田 格(情報と図書館)の各会員からコメントが提出された。

すべての部にまたがる広汎な分野からの発表であるから、その対象・論旨は多様であったが、あえて要約すると以下のようである。

これまでの「人」と「物」の社会に、これらと独立して「情報」が生まれた。情報の処理、通信(伝送)、記憶の超高速、巨大化と認識・識別の高度の発展により、労働形態・教育・医療も含めて社会を大きく変化させることが予想される一面、人権、人間疎外を始めとする影の部分にも十分に配慮する必要があると強調された。

なお、この自由討議は別途刊行される予定である。

財団法人日本学術協力財団設立

日本学術会議と密接に連携しつつ、本会議の成果を国民に還元するため出版事業や国際会議の計画策定などを行う財団法人日本学術協力財団(〒106 東京都港区西麻布3-24-20 TEL 03(403)2860)が10月17日、内閣総理大臣所管の公益法人として設立されました。

この財団は事業の一つとして、日本学術会議総会時における自由討議等を「日学双書」としてシリーズで発行・販売することにしており、当面、脳死をめぐる諸問題(11月初旬発行)、21世紀の学術(12月中旬発行予定)及び高度情報社会の展望と課題(2月中旬発行予定)が予定されています。

学術研究団体調査についてお願い

日本学術会議事務局では、昭和61年7月1日現在で全国の学術研究団体(いわゆる学・協会)の調査を実施しています。

この調査は、全国の学術研究団体の最近の活動状況を把握することを目的としており、主要な項目については、「総覧」として刊行することを計画しております。

当事務局で承知している各学術研究団体には、既に調査依頼を行っておりますが、最近発足した学術研究団体などで調査依頼が未着のところがありましたら、当事務局推薦管理事務室あてに御連絡くださるようお願いいたします。

☆ 申 込 方 法 : 往復はがき(住所、氏名を明記)

☆ 定 員 : 300人(先着順)

☆ 申込締切日 : 昭和62年1月17日(土)

☆ 申 込 先 : 〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議事務局庶務課講演会係

多数の学協会の御協力により、「日本学術会議だより」に掲載していただくことができ、ありがとうございます。

なお、御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会

(日本学術会議事務局庶務課)

電話 03(403)6291

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

島津製作所医用機器事業部代理店

赤間レントゲン工業株式会社

宮崎市高千穂通2丁目2番27号 電話(0985)23-3463 23-6466

エックスライド

X-slide

非破壊検査装置

エックスライド 鳥栖研究所

〒841 佐賀県鳥栖市田代大宮町845-21

電話0942-82-6161



安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区浜松町2丁目7番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Canon

キヤノン株式会社
光学機器事業部

(〒211)川崎市中区今井上町53番地

☎ 044-733-6111



総合医用画像診断の未来へ挑戦する サクラ医療用製品

○ 小西六写真工業株式会社

本社/160 東京都新宿区西新宿1 26 2 ☎03(348)8111(大代)
 関西支社/542 大阪市南区周防町28 1 ☎06(252)5246(大代)
 名古屋営業所☎052(231)6241代 福岡営業所☎092(451)4811代
 札幌営業所☎011(261)0261代 仙台営業所☎0222(21)1651代
 広島営業所☎082(244)5246代 高松営業所☎0878(22)8366代

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

● SANYO 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機) 超低温フリーザ
 自動錠剤包装機 自動滅菌器

三 洋 電 機 株 式 会 社

お問合せ：三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL 06-447-1171
 〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

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)

SHARP

取り扱い機器

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

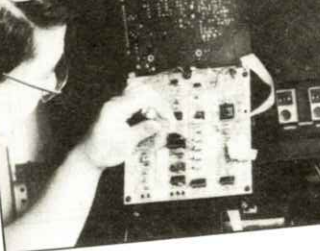
産業機器事業本部 応用機器事業部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

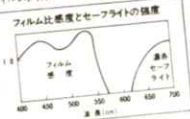
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

デュポンには、
CRTの主治医がいます。



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメディカルレーザリングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像（収束でも高い）を提供しています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像を引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト特性を有しています。ですから、CRTの画像コントラストを上げるために、調整するだけで、最高のフィルム画像が得られるのです。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、いかなる要望にも、正確・迅速に対応します。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン製品との併用により、より優れた画像を得られます。
MO : 自動現像機用現像液
XMF : 自動現像機用定置液
●デュポンではCRTイメージングのご相談も無料でお受けしています。

デュポン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-11-11 第39号 第2棟和ビル
(西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 無敵ビル別館

TEL (03) 585-5360

デュポン ジャパン
DUPONT

取扱品：各種電子管



THOMSON-CSF
電子管事業部

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

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac

ナック

映像 システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル

電話 (904) 2 3 2 1 - 4

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



株式会社 東 芝
東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 ☎03(815)7211(大代)

診断から治療まで
NECメディカル



取扱機器

- 医療用リニアック ●放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)〒108 電話03(453)5511(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の 株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館
■ 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR



技術革新への限りない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121 (大代表)

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論 文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資 料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 そ の 他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

