

放射線像研究

VOL. 2. No. 1. (通巻30号) 1972年4月

* 目 次 *

研究会記事・会告	1頁
特別講演 心室興奮伝播過程と心電図発生のデジタル・シミュレーションのグラフィック・ディスプレイ	
名古屋大学 環境医学研究所 岡島光治	5
論文 31-2 循環器X線撮影系の考察	
島津製作所 津田元久 平川宗市 西岡弘之	
三重県立医大 山口信夫 岸田 明 江原 功 西田 博	9
31-3 イメージングブリック入力けい光面の改良	
島津製作所 津田元久	15
31-6 シリコンビジコン(H8358)のX線TVへの応用	
日立レントゲン 矢仲重信	21
31-8 体内ラジオアイソトープ分布像の空間周波数スペクトルとその像処理	
一 被写体の空間周波数スペクトル	
東大医学部 竹中栄一	26

賛 助 会 員 名 簿

従来の名簿に代えて大きく扱わせて頂くことにしました。
目次裏，裏表紙にもあります。



東芝

明日をつくる技術の東芝

医 用 電 子 機 器 医 用 放 射 線 機 器

●お問合せは

東 芝 放 射 線 株 式 会 社

東京都中央区日本橋江戸橋3丁目7 電 話 (272) 4271(大代)

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

健康づくりと医療の進歩に貢献する **日立レントゲン**



診察用X線装置

・X線テレビ装置

胃部集団検診用装置

・断層撮影装置

・回診撮影装置

治療用装置

核医学機器

・RI データ処理装置

・シンチ カメラ

・ホールボディスキャンナ

・RI レノグラム装置

その他各種付属機器

日立レントゲン株式会社 東京都千代田区内神田1-1-4 (日立鎌倉橋別館) 電話 (292) 8111

— 第 3 1 回 研 究 会 記 事 —

第31回RII研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和47年3月11日(土)

場 所 名古屋大学医学部放射線科図書室

特別講師 名古屋大学教授 田島光治

出席者 (敬称略)

高橋信次, 池田祐之、伊藤 博, 岡本紀久夫, 木下幸次郎, 斉藤雄督, 佐々木常雄,
巢組一男, 角田 明, 高野正雄, 滝沢正臣, 竹中栄一, 玉沢治夫, 津田元久,
袴田祐治, 平城 実, 矢仲重信, 山本 昭, 若松孝司 他数名

プログラム *印のものは本誌に論文が掲載されています。

特別講演

*心室興奮伝播過程と心電図発生 of デジタル・シミュレーション of グラフィック・

ディスプレイ

名古屋大学環境医学研究所 岡島光治教授

研究発表

1. RIアナライザーを用いた流速測定法

芝 電 気: 木下幸次郎, 木嶋伸一, 山口奉頼

東 大 医: 宮前達也

* 2. 循環器X線撮影系の考察

島津製作所: 津田元久, 平川宗市, 西岡弘之

三重県立医大: 山口信夫, 岸田 明, 江原 功, 西田 博

3. 左心室測定用近似体積測定法

北 里 大: 池田祐之

芝 電 気: 木嶋伸一, 籠田 実, 山口奉頼

会 告

— 第 3 2 回 研 究 会 に つ い て —

第 3 2 回 研究会は次のように開催の予定です。演題をお寄せ下さい。

日 時 昭和 4 7 年 6 月 1 0 日 (土)

場 所 東京大学医学部

申込期限 昭和 4 7 年 5 月 2 0 日 (土)

申 込 先 〒1 8 2 調布市調布ヶ丘 1 - 5 - 1 電気通信大学
電子工学科 長谷川 伸 (0 4 2 4 - 8 3 - 2 1 6 1)

— 新 入 会 員 —

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	Tel
奥 村 信 次	5 5 8	大阪市住吉区万代西 1 - 4 7 交楽荘 (自宅)	
森 山 有 相	8 1 2	九州大学医学部附属病院中央放射線部 福岡市堅粕 1 2 7 6	
田 島 聖 正		全 上	
新 開 英 秀		全 上	
江 副 正 輔	8 1 2	九州大学医療技術短期大学部 福岡市堅粕 1 2 7 6	
穂 森 敏 晴	8 9 3	県立鹿屋病院放射線科 鹿児島県鹿屋市打島町 1 - 5 - 1 0	
高 橋 弘	0 1 0	秋田県立脳血管研究センター 秋田市千秋久保田町 6 - 1 0	
山 口 奉 頼	1 9 2	芝電気株式会社電子部品部基礎研究課 八王子市大和田町 1 6 4 4	0 4 2 6 - 4 2 - 0 1 1 1
木 嶋 伸 一		全 上	
籠 田 実		全 上	

— 住 所 変 更 —

氏 名	〒	新勤務先および所在地	Tel
伊 藤 弘 昭	4 5 4	名古屋掖済会病院放射線科 名古屋市中川区松年町 4 - 6 6	052-221-1851
平 城 実	2 5 3	大日本塗料株式会社研究部 茅ヶ崎市幸町 1 4 - 1	0467-82-2123
(表示変更)			
長谷川 伸	1 8 2	電気通信大学電子工学科 調布市調布ヶ丘 1 - 5 - 1	0424-83-2161
竹 村 尚 三	2 1 0	東芝堀川町工場診療所 川崎市幸区堀川町 7 2	044-52-2111
恒 岡 卓 二	2 1 0	東芝堀川町工場光電変換管技術部 川崎市幸区堀川町 7 2	044-52-2111 内線 358
宮 代 彰 一	2 1 0	東芝総合研究所 川崎市幸区小向東芝町 1	044-51-2111
斉 藤 雄 督	2 1 3	東芝玉川工場 川崎市高津区久本 3 0	044-82-5161
渡 辺 広 行	2 1 3	東芝玉川工場レントゲン部 川崎市高津区久本 3 0	044-82-5161 内線 384

(海外出張)

金 森 仁 志	Prof. Dr. H. Kanamori Culmann Str. 31 8006 Zurich Swiss (1971.10.10~1972.10.9まで)
---------	-------------------------------------------------------------------------------------------

— 賛 助 会 員 変 更 —

賛助会員富士電機株式会社はこのたび業務を下記に移管されました。

日本シーメンス株式会社 〒100 東京都千代田区丸ノ内 2 - 6 - 1 古河総合ビル
03-214-0211

— 第 1 4 回 委 員 会 議 事 録 —

日 時 昭和 4 7 年 3 月 1 1 日 (土)

場 所 名古屋大学医学部放射線医学教室図書室

出席者 (敬称略 五十音順)

木下幸次郎, 佐々木常雄, 高野正雄, 高橋信次, 滝沢正臣, 竹中栄一, 津田元久,
恒岡卓二 (委任状), 長谷川 伸 (委任状), 平城 実 (三浦典夫 代), 矢仲重信

議 事

1) 論文執筆要項について

本誌には執筆規程がなく編集印刷上支障をきたしている。審議の結果大綱がまとまったので成文化の上次号に掲載することとした。

2) 会費及び納入状況について

竹中委員から概況報告があった。

3) 次期委員について

現委員が 3 月に任期满となるため次期委員候補として現委員を推薦し, 全会員の信を問うこととした。

4) 本誌の寄贈, 別刷について

本誌を放射線教室を持つ主要大学病院等に寄贈することとした。またしばしば筆者より別刷希望の声があり, 30 部程度を筆者に贈り投稿料を申し受ける件につき会計面の資料を揃えて次回審議することとした。

5) 総目次について

誌名改訂を機に本会発足以来の総目次を作り近い機会に本誌に掲載することとした。

6) 次回研究会について

第 3 2 回研究会は 5 月末または 6 月上旬に東京において開催することとした。

〔 特別講演 〕

心室興奮伝播過程と心電図発生 of デジタル・シミュレーション のグラフィック・ディスプレイ

岡島光治・河野通明 （名古屋大学環境医学研究所）

1. 緒 言

心電図の波形の計算機診断は、医用画像の自動処理の対象として、最初にとり上げられた。波形が比較的単純なことで、および、医学診断上の価値から多くのグループが取り組んだことなどにより、研究の進歩がはやく、現在では、実用化、普及の段階に至った。しかし、いまだ検討すべき問題も少なくない。

現在の心電図計算機診断の諸方式は、心電図波形を出来上ってしまった画像として、現象論的にとらえており、波形の成立機序と言う観点から、波形診断を進めているものではない。ここに、現在の諸方式のひとつの限界があると考えられ、今後の発展のためには、波形の成立機序を考えるとと言う方向へも、向わねばならぬであろう。

医師が心電図波形を診断する際、単なる画像として判断を進める場合もあるが、多くの例では、心臓の解剖、その中の興奮波のひろがり、心臓周囲の媒質の条件などを頭に浮かべ、波形の成立機序を考えながら、診断をつける。

したがって、この様な過程を、ある程度まねる様な診断方式を、計算機にやらせるべく、ひとつの方式を考案した。それが、ここに述べる

I. 心室内の興奮伝播過程のシミュレーション, II. 体表面心電図QRS波の構成, III. これらの過程のグラフィック・ディスプレイと言う一連の研究である。

画像処理あるいは図形認識は、原則として、現象そのものからパラメータを抽出し、処理を進めるのが主流であろう。しかし、画像あるいは図形のよって来たる成因にたしかえり、この生成機構を何らかの形式でシミュレーションし、画像あるいは図形を構成し、これを与えられた画像や図形と比較して、画像処理あるいは図形認識の目的をかなえる行き方もある。

そのひとつの例として、心電図波形診断に関して行なった試みを紹介するのが、この報告の目的である。

2. 心電図波形の成立機序

周知の事であろうが、念のため説明する。

心臓がポンプの働きを示すのは、心筋が収縮するためである。心筋の収縮は、興奮と言う生物電気現象で引き起こされる。興奮は、筋肉内で起こると、周囲へつぎつぎと拡がって行く性質がある。

心臓では、ある部分（洞房結節）から1秒に1回くらいの割合で、興奮が自動的に発生し、これが心臓全体へ拡がって行く。

興奮が心臓内を拡がって行く際、心臓の外へも、興奮にまつわる電流の一部がもれる。これが、体表面下へも達し、体表面に電位分布を作る。これをひろっているのが、心電図である。

したがって、心臓内の興奮波のひろがり、および、心臓の位置と体表面の間の、起電力の伝達係数がわかれば、心電図波形が予言できる。

3. 心室内興奮伝播過程のシミュレーション¹⁾

人間の解剖死体から得た心臓をもとにして、3 mm の立方体の集合よりなる心室模型を考えた（図1）。立方体は、心臓内の中空部や、周囲の部分に相当するものも含めて、総数約1万4000個である。ひとつの立方体が、ひとつのアドレスに相当する形式で、この心室模型を計算機のコア記憶へ、配列（array）としておさめた。

用いた計算機は、つぎのQRS波型構成の段階も含めて、最初は東大HITAC 5020-E、ついで、カナダのダルハウジー大IBM 360/50、現在は、京大FACOM 230-60である。

心室内には、興奮の伝導速度を異にする刺激伝導系があるが、この部分の存在場所も模型内で指定した。

生理学で認められている心筋内の興奮伝播の原則：I. 各方向へ均等の速度でひろがる。II. 刺激伝導系内では、伝播速度が普通心筋内の数倍（プログラムでは、便宜上、7倍を原則とした）。III. 一度、興奮すると不応期に入り、ある時間内は再興奮しない。の3点をおり込んだシミュレーション・プログラムを作った。このプログラムにより、図1の心室模型内で興奮伝

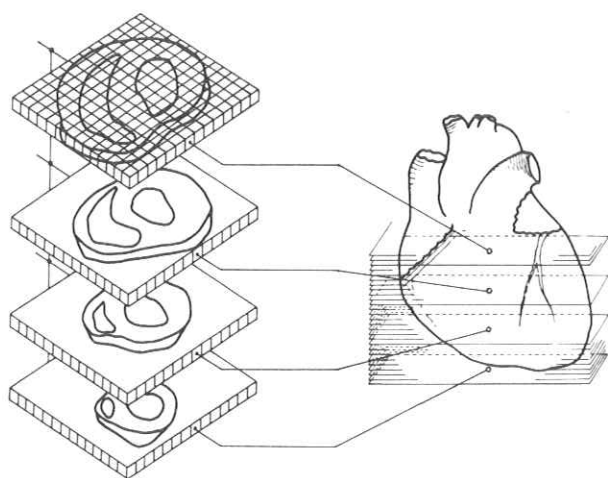


図1 心室内の興奮伝播過程のシミュレーションに用いた心室模型。3 mm の立方体の集合より成る。

播を模擬的に行なわせた。

その結果を、心室模型の各断面で観察すると、動物や人間の心臓で実験的に調べられた興奮伝播過程と、比較的良好一致していた(図2)。これは、シミュレーション・モデルの妥当性を裏づけるものである。

正常の健康な心臓について行なった他、心室期外収縮、心筋硬塞などの病的状態についても同様の試みを行なった。

4. 体表面心電図QRS波形の計算的構成²⁾

心電図波形の内、心室の興奮にもとづくものがQRS波形であり、P波やT波は別の現象にもとづく。

上述の心室内興奮伝播のシミュレーションの結果より、それが体表面にもたらす筈のQRS波形の計算的構成を行なった。

心臓の部位と体表面の間の伝達係数は、実験的に求めた。すなわち、等身大の人胴体の中空模型へ電解質液(食塩水)を入れ、ここへ電流源を入れて、心臓に相当する部位に位置せしめた。この時、体表面の各点にもたらされる電位より、伝達係数を得るのである。

シミュレーションによる各瞬時の興奮波の位置、すなわち、電流源の位置に、この伝達係数を乗じ(スカラー積)合算すれば、その瞬時の

波形の大きさが得られる。これをつらねて、QRS波形を得る。

かくして得られたQRS波形は、実際の人間の波形とよく一致し、方法の妥当性が裏づけられた。

5. グラフィック・ディスプレイ³⁾

上にあげた2過程の計算成績は、通常ラインプリンターにより、数値や図形として出力される。

しかし、これをシミュレーションの経過とともに動く姿にして視覚化し、研究や教育に役立てるとともに、後述する様な心電図診断への応用をももくろんだのが、グラフィック・ディスプレイの試みである。

用いた装置は、京大大型計算機センターにあるグラフィックディスプレイ FACOM 6231C、お

よび、バッファ計算機の役をする FACOM-R、システムを動かすための計算機 FACOM 270-



図2 シミュレーションで得られた心室内興奮伝播過程。心室模型の水平横断面で示した。ラインプリンターからの出力。

30である(図3)。このシステムによって、4K語(16ビット)の内容の画像が表示できる。



図3 使用したグラフィック・ディスプレイ装置。右端にバッファ計算機が見える。

プログラムの用語として、FORTRANで作られたFACOM 270-30用のグラフィック・ディスプレイ・サブルーチン・パッケージを用いた。

正常の心室興奮伝播のシミュレーション経過のほか、心室期外収縮、心筋硬塞などのそれを、それに伴う体表面心電図QRS波形の生成経過と共に、動的にグラフィック・ディスプレイ上に表示した(図4)。その一部は16mm映画に撮影した。これを講演発表の際、供覧する。

6. グラフィック・ディスプレイによる心電図波形診断

人間と計算機が、グラフィック・ディスプレイを介して対話を進めることにより、シミュレーションの設定条件を適宜変更し、その上で得られたQRS波形を、グラフィック・ディスプレイ上で観察する方式を、心電図波形診断に応用することをもちろんだ。

まず、手はじめに、心筋硬塞の部位診断をこころみた。心筋硬塞の心電図を医師が見れば、その部位が心臓のどの場所か見当がつく。これ

は従来の解剖所見の集積にもとづいて行なうのである。これを、シミュレーションによる分析的方法にかえ、部位診断を一層正確にさせようとするものである。

心筋硬塞の心電図が与えられた時、従来の知識で大体の部位を推定する。グラフィック・ディスプレイ上の心臓模型の中へ、ライトペンを用いて、この推定部位を指示する(図5)。これが計算機へ伝えられて、計算機の中の心室模型でも、その指示された部位に硬塞が設定される。

この硬塞の出来た心室での興奮伝播のシミュレーションを行ない、QRS波形を構成し、グラフィック・ディスプレイ上に表示する。このQRS波形が、与えられたQRS波形に接近する様に、硬塞設定部位を修正して、その上で同じ事をくりかえさせる。

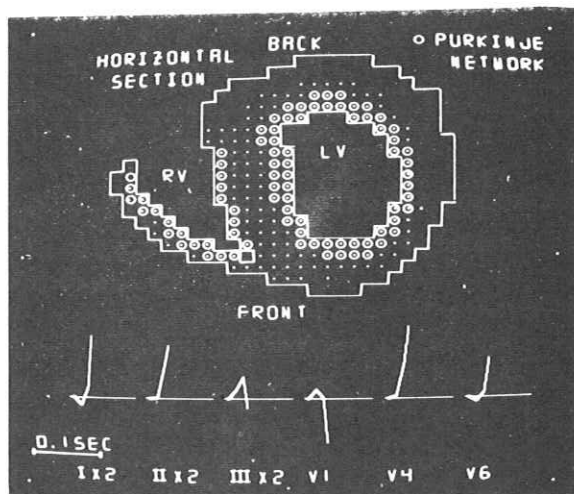


図4 グラフィック・ディスプレイの一画面の拡大。上は心室模型の横断面。その中の点が順次にひろがっていくことで、興奮波のひろがりが見られる。白丸は刺激伝導系の分布部位を表わす。下は構成された心電図QRS波形。この波形も、上の模型内での興奮波のひろがりにつれて順次にのびて行く。

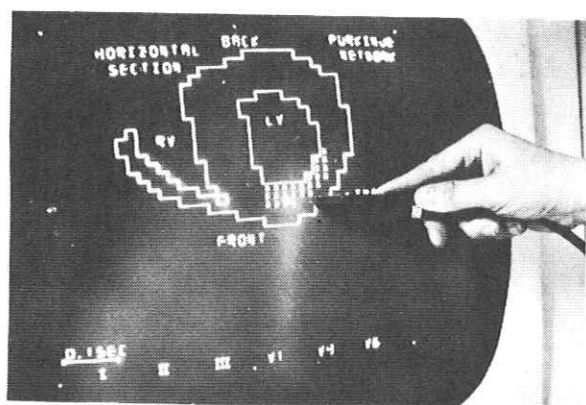


図5 ライトペンを用いて、心室模型内に硬塞の部位を設定する状景。

この試行錯誤の過程を何度も行ない、最後には、構成されたQRS波形と、与えられた心筋硬塞のそれが、充分一致するところまで、持っていく。この時の硬塞設定部位が、実際の硬塞の部位と一致していると考えられる。これによって、心筋硬塞の部位診断が出来る。

試みは未だ進行中であるが、二、三の例にこの方式をこころみて、術式としては一応の成功を見た。

7. 本法の利点と問題点

シミュレーションによるQRS波形構成を利用した心電図波形診断は、波形を現象論的でなく、成因論的に分析するという意味で、ひとつの利点、あるいは特徴をもつ。さらに、この方式の応用として、グラフィック・ディスプレイを用いて、人間と計算機の対話により、モデルの設定条件を適応化して行くことは、人間の能力と計算機の能力をうまく組み合わせたものとして、興味をもたれる。

問題の第一として、本法は今までのところ、オフ・ラインの形式でしか試みられていない。シミュレーションを行なう大型の計算機システムと、グラフィック・ディスプレイのシステムを、オン・ラインで結ぶことは現状ではむづかしい。オフ・ライン形式では、本法のモデル実験は出来ても、実用上の意味はなくなる。

問題の第二として、もし、心室模型にある状態を設定し、それが、与えられた実際の心電図

のQRS波形と全く同じQRS波形をもたらしたとしても、その設定した状態と同じものが、実際の心室の中にあるとは限らない。これは、有限伝導体の表面の電位分布より、その中の電源分布を求める場合、解は一義でないことによる。しかし、模型の形、興奮伝播の順序など、空間的な限定条件が強く加わっているのだから、求める解にかなり近いものが得られることは、充分期待出来る。

問題の第三として、グラフィック・ディスプレイ上のQRS波形と、与えられた実際のそれを、人間の目で比較しているが、これでは正確さを欠く。やはり、比較も計算機にやらせるべきである。さらに、心筋硬塞の部位設定などの作業も、ある順序で計算機にやらせ、人間はそれをながめていながら、時々、ライト・ペンで補ってやると言うのが、将来の姿と考えられる。

文 献

- 1) 岡島光治, 藤野哲郎, 小林利次, 山田和生: 心室興奮伝播過程のデジタル・シミュレーション, 日本ME学会誌, 6:135, 1968.
- 2) 岡島光治, 藤野哲郎, 村木寛茂, 小林利次, 山田和生: 心電図QRS波形の計算的構成法, 心臓 1:138, 1969.
- 3) 岡島光治: 心室内興奮伝播, 第18回日本医学会総会会誌(シンポジウム講演), 1971(印刷中).

— 循環器 X 線 撮 影 系 の 考 察 —

三重県立医大放射線科

山口 信夫 , 岸田 明

三重県立医大中央放射線部

江原 功 , 西田 博

島津製作所放射線事業部

津田元久 , 平川宗市 , 西岡弘之

1. はじめに

循環器系の X 線撮影のうちでも特に対象の運動が速い心血管系の高速連続撮影について、その画質を検討した。

画質に影響を与える要素として感度、 S/N , M.T.F. (フィルム, 増感紙, 被写体の運動, X線管電圧波形) をとりあげた。

まず、フィルムと増感紙の各種の組合わせで静止した解像度試験片を AOT で撮影した像について、感度 $\cdot S/N \cdot MTF$ を調べ、最も良い組合わせを見出した。

つぎに、単相式の X 線発生器を用いて $1/60$ S で撮影した臨床写真 (冠動脈造影) から冠動脈の運動速度を推定した結果、 $1/120$ の撮影時間が必要であることが判明した。

さらに X 線発生装置として単相全波整流方式と 3 相全波整流方式の両者を使用したときの画質について、理論的な検討を加えた。

以上の検討の結果、つぎのような結論が得られた。

- ① フィルム増感紙の組合わせとしては国産高感度フィルムと国産増感紙の組合わせが最も良い。
- ② 冠動脈の運動は 40cm/sec に達することがある。
- ③ このような動きの速い被写体では、単相全波整流方式のほうが 3 相全波整流方式よりすぐれている。

2. フィルム増感紙の特性

表 1 に示すような組合わせについて、静止した矩形波解像度試験片を X 線撮影して画質および

感度の比較を行なった。

撮影にはAOTを用い、距離1mで拡大率ほぼ1とし、焦点ボケの影響を除いた。試験片はステンレス80 μ 厚のもので、撮影管電圧は40～43kVを選び、自動現像器で同時現像を行ない、いずれの写真もベース濃度が1近辺になるようにした。

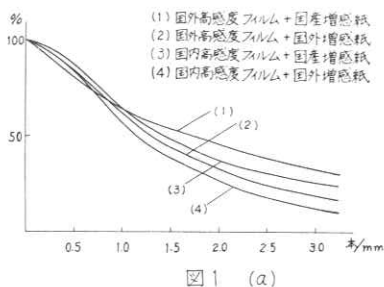
表 1

N ϕ	Film	増感紙	感 度	S/N	M.T.F.	総合順位
			順 位	値	値	
1	国外高感度	国産	1	10.9	0.64	1
2	国外高感度	国外	3	10.9	0.62	2
3	国内高感度	国産	2	15.2	0.64	1
4	国内高感度	国外	4	16.2	0.56	2
5	普通感度	国産	6	14.6	0.55	4
6	普通感度	国外	8	13.6	0.44	6
7	普通感度	国産	5	14.5	0.60	3
8	普通感度	国外	7	14.3	0.60	5

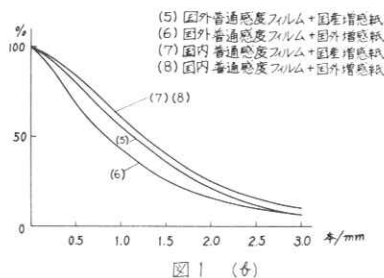
表 2

Film	増感紙	S (v)	N (v)	S/N	順位
国内高感度	国産	5.8	3.2×0.1	15.2	2
国内高感度	国外	5.5	3.4×0.1	16.2	1
国内普通感度	国産	5.5	3.8×0.1	14.5	4
国内普通感度	国外	3.0	2.1×0.1	14.3	5
国外高感度	国産	7.9	5.4×0.1	14.6	3
国外高感度	国外	3.8	2.8×0.1	13.6	6
国外普通感度	国産	5.9	5.4×0.1	10.9	7
国外普通感度	国外	3.5	3.2×0.1	10.9	7

M. T. F.



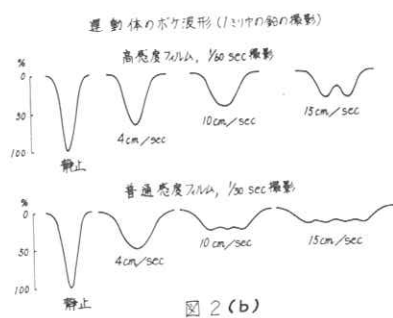
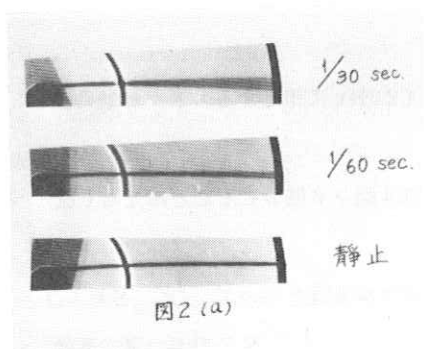
M. T. F.



これらの写真から求められた矩形波 M. T. F. を図 1 (a), (b) に示す。また、これらの写真のベース部分を光ビームで走査したときの透過量の平均値と rms 雑音の比をとって S/N を測定し (表 2), さらに撮影に必要な X 線条件から感度を概算した。

前出の表には、上記 S/N , 感度および空間周波数 1.0 lp/mm における矩形波 M. T. F. の値と順位が示されており、総合的な順位も記入されている。

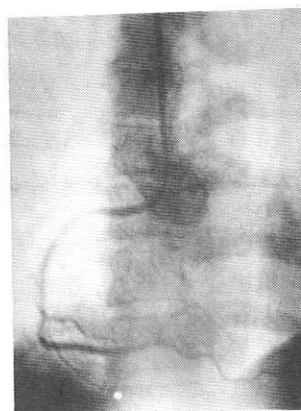
表を見ると、M. T. F. 特性だけを見れば (1), (3), (2) の組合わせがすぐれており、 S/N は (4), (3), (5) の順によく、感度は (1), (3) が良い。総合的に見れば (3) の組合わせが最も良く、(1) がこれにつぐ。増感紙のみについてみれば国産増感紙がすぐれており、フィルムについていえば高感度フ



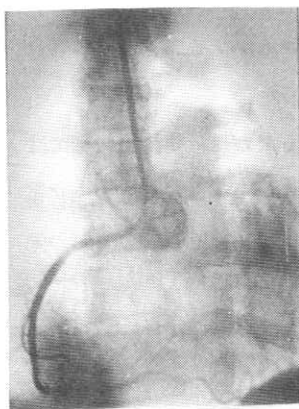
(a)



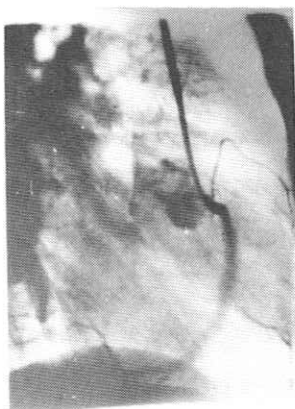
(b)



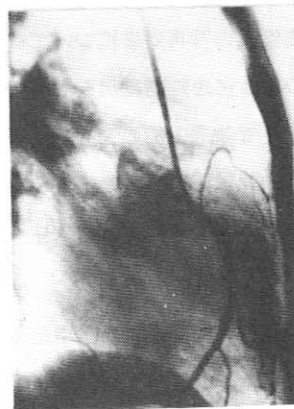
(c)



(d)



(e)



(f)

図3

フィルムがすぐれていた。

3. 冠状動脈の運動速度

単相全波整流式 X 線装置で運動体を撮影すると、写真には 120Hz に相当するストロボ効果が現われる。

撮影時間を $\frac{1}{30}\text{S}$ 、 $\frac{1}{60}\text{S}$ と変えるとストロボがそれぞれ 4 回、2 回おこることになる（図 2）

人間および犬の冠状動脈造影撮影を AOT と単相全波整流式 X 線装置を用いて、 $\frac{1}{30}\text{S}$ および $\frac{1}{60}\text{S}$ の露出で毎秒 6 コマ撮影を行なって得られた像を比較すると、 $\frac{1}{30}\text{S}$ の方が心臓の運動でボケたコマが多い。

$\frac{1}{60}\text{S}$ 露出の像から静止に近い像と最も大きくブレた像の血管の太さから冠動脈の最大運動速度を推定することができる。その値は犬では $60\text{cm}/\text{S}$ 、人間では $40\text{cm}/\text{S}$ であった。

造影像では犬の冠動脈像に明瞭なストロボ効果が現われたが、人間ではあまり明瞭でない場合もある（図 3）。最大ブレの時の血管像の幅と静止のときの血管像の幅の差を $\frac{1}{120}\text{S}$ で割った値が推定運動速度である。この場合後に述べるように、被写体透過後の X 線強度は X 線管電圧の 4 乗に比例するため、管電圧のピーク時の写真効果が著しく高いので、実質上管電圧のピーク間の時間 $\frac{1}{120}\text{S}$ を露出時間と考えてよいと判断した。

4. X 線管電圧波形の比較

これまでに述べたところから短時間露出が必要であることがわかった。単相全波整流と 3 相全波整流の写真効果については一般に 3 相の方がまさっているとされているが、心血管撮影の場合のように短時間露出を必要とする場合に両者を比較してみる。

被写体透過後の X 線量は X 線管電圧の 4 乗に比例するといわれているため長時間露出撮影では同一管電圧（ピーク値）では 3 相が有利になる。しかし短時間露出では 3 相の場合でもサージ電圧発生をさけるために電圧をゆるやかに上昇させているので単相、3 相の管電圧電流の波形の差はなくなってしまう。

通常 X 線管電流を平均値で呼称するので、最大管電流値の等しい単相および 3 相装置を使用した場合、交流半サイクルに相当するような短時間露出では、ピーク管電流は単相の方が 50% ほど高くなるため透過 X 線量も多くなる。しかも、単相装置の方がはるかに装置が簡単で安定しており、コストも低い。

いま、単相装置で100kVp, 1/120S, 1000mA, 流せる装置があるとし、これに見合う露出を3相装置で100kVp, 1000mAで与えるとしたとき、両装置で撮影したX線像の画質の比較を行なったものを図4～8に示す。像の拡大率1.2, X線管焦点は3相2.0mm, 単相2.5mmで、増感紙は高感度と普通感度の中間のものを使用し、撮影距離1mと仮定した。(表3)

図からわかるように、被写体が静止していれば焦点の小さい3相の方がまざっているが、運動速度が $10^{cm}/s$ になるとすでに単相の方が画質がすぐれており、心血管系の撮影では単相の方が有利であることを示している。

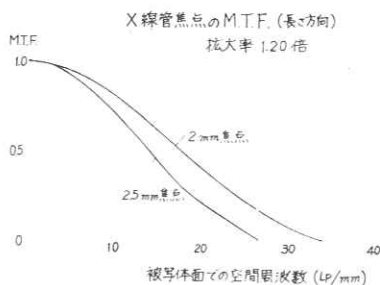


図 - 4

	単 相	3 相
焦点寸法	2.5 mm	2 mm
撮影時間	1/120秒 = 0.00835秒	7.9/720秒 = 0.011秒
管電流 (平均値)	1000 mA	
管電流 (ピーク値)	1570 mA	1000 mA
管電圧	100 kVp	100 kVp
F F D	1 m	1 m

表 - 3

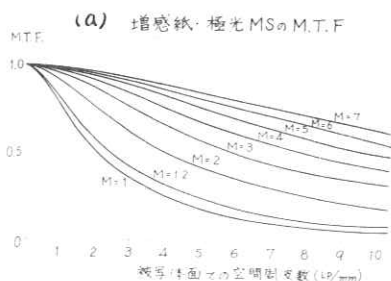
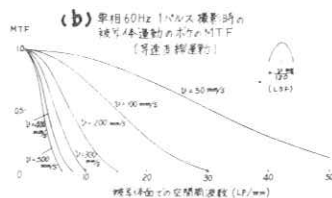


図 - 5(a)



(b)

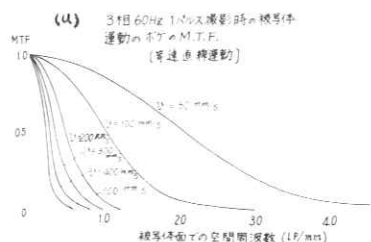
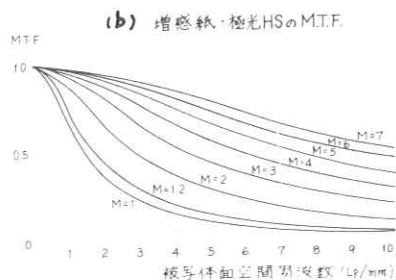


図 - 6(a)



(b)

(a) パルス撮影における単相・3相のMTF比較

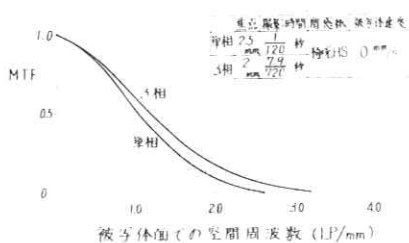


図-7 (a)

(b) パルス撮影時における単相・3相のMTF比較

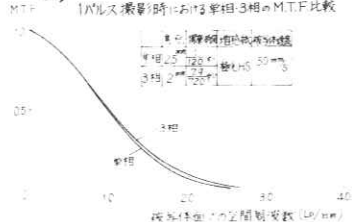


図-7 (b)

(c) パルス撮影時における単相・3相のMTFの比較

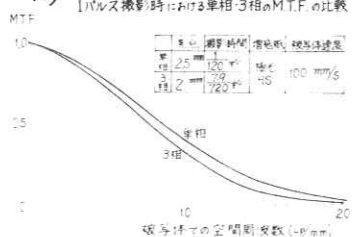


図-7 (c)

(d) パルス撮影時における単相・3相のMTF比較

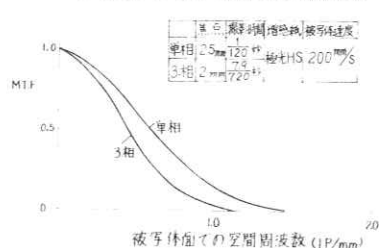


図-7 (d)

(e) パルス撮影時における単相・3相のMTF比較

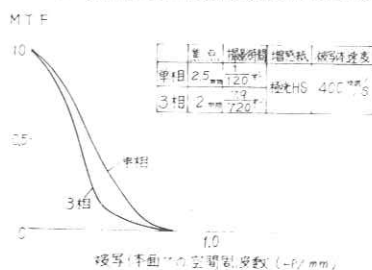


図-7 (e)

イメージング用ファイア入力けい光面の改良

島津製作所放射線事業部 津田元久

1. はじめに

イメージング用ファイアは開発当初以来多くの改良が加えられて今日にいたっている。ここではこれらの改良のうち入力けい光面について、構造の改良とけい光体の特性の改良を論じてみたい。

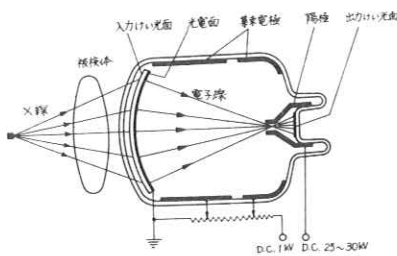
イメージング用ファイアの原理は図1に示すようなもので、この入力けい光面の改良が主題である。

イメージング用ファイアでは多くの原因からバックグラウンドが発生し、これが像のコントラストを低下させるが、そのひとつの原因は入力けい光面内で発生する可視光線の散乱によるバックグラウンドであり、いまひとつのものは散乱X線によるバックグラウンドである。

前者に対する改良策として入力面の構造の変更があり、後者に対する改良策としてけい光体の発光のエネルギー特性の改善がある。

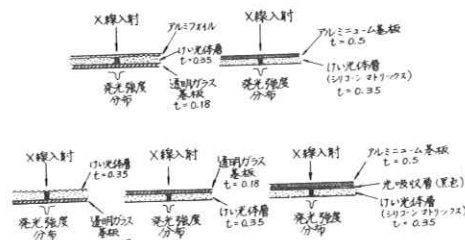
2. 入力けい光面の構造

入力けい光面の構造として図2にあげたようなものについて、それらの結像特性を調べてみた。



イメージング用ファイア

図 1



実験に使用した入力面構造

図 2

図2の左上の構造はイメージアンプリファイアが開発された当初のもので、アルミニウム箔はけい光体がセシウム（光電面の材料）に侵されるのを防ぐために用いられ、透明ガラス基板の下側に光電面が作られる。このような構造ではけい光体の発光はガラスでボケるだけでなく、ガラスと光電面の境界で光が反射してけい光面にもどると、ここで乱反射して再び光電面に向かって進むので、バックグランドを発生する。

このようにボケとバックグランドを発生する原因になるガラス基板を取除いて、入力けい光面の結像特性の改善をはかったのが図2の右上の構造である。この場合はけい光体層の下側に極くうすい透明な化学的絶縁層（セシウムでけい光体が侵されるのを防ぐのが目的）が設けられ、さらにその下側に光電面が作られる。

ここでふり返ってみると図2の上に示したふたつの構造では、アルミニウムの箔またはアルミニウム基板がけい光体で発生した光を反射するため、ボケをさらに大きくしている。この点を改善するために図2の下右のような構造が考えられる。

このような構造の改良に伴って入力けい光面の結像特性が変化する様子を実験的に調べてみた。

3. 入力けい光面の構造と結像特性

前節で述べたように図2の左上の構造ではガラスによるボケおよびバックグランドの発生とアルミニウム箔の反射によるボケの発生がある。これらの要素を分解してみるために図2の下左および下中の構造も上左の構造と共に実験的に調べてみた。

図3はこれらの構造のL. S. F.を示すものである（スリット幅 50μ の場合）。図3の中で(4)で示される曲線はガラスのボケを計算で求めたもので、スリット幅ゼロに対応するものである（付録参照）。

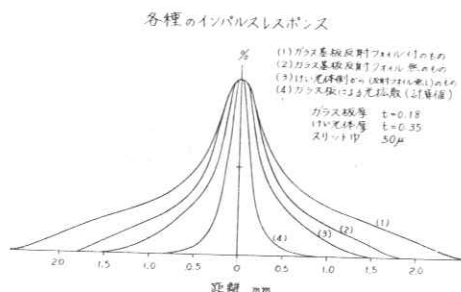


図 3

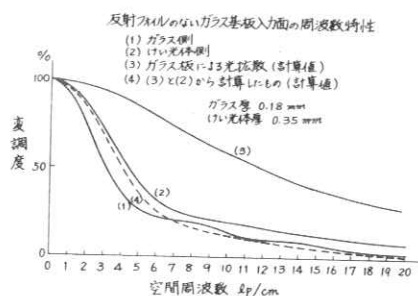


図 4

図4は図2の下左と下中の構造のL.S.F.をフーリエ変換して、スリット幅に対する補正を行なって求めたM.T.F.である。この図からガラス基板によるボケとバックグラウンドの発生を評価することができる。図4の中で(3)で示される曲線は計算で求めたガラスのボケのM.T.F.であり、(2)はガラス基板の影響がないときのM.T.F.である。(3)と(2)の積が破線(4)で示されている。もし、ガラスがボケだけを発生するものであれば、(1)のガラス基板の影響を受ける構造のM.T.F.は(4)と一致しなければならない。高周波領域ではかなりよく一致するが、低周波領域では一致せず、バックグラウンドに近い成分が存在して低周波領域の変調度を低くしていることを示している。

図5は図2の上左・上右・下右のL.S.F.の比較であり、図6はそれらのM.T.F.である。結像特性が(1)→(2)→(3)と改善される様子がよくわかる。図6の(2)と(3)を比較すれば、アルミニウム反射層によるボケの影響がかなり大きいことがわかる。

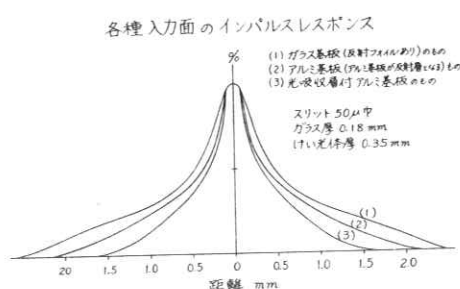


図 5

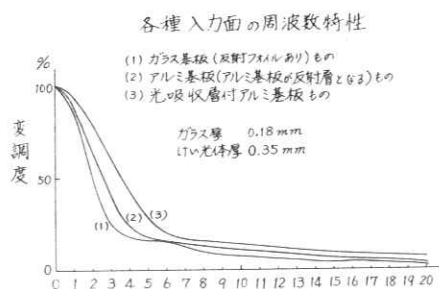


図 6

4. 入力けい光体の発光特性

入力けい光面には通常 $\text{ZnCdS}:\text{Ag}$ けい光体を使用されている。

各種のけい光体をX線で刺激したときの発光強度を、けい光体に入射するX線量率を一定にし、X線管電圧を変えて測定すると図7および図8のようになる。図7はX線吸収体のない場合、図8は吸収体として厚さ 30mm のアルミニウムを用いた場合である。

図7からわかるようにすべてのけい光体は吸収体がない場合はX線管電圧すなわちX線エネルギーが増すと発光強度もわずかに上昇してゆく傾向を持っている。しかし、図8にみられるように吸収体として厚さ 30mm のアルミニウムを入れた場合は $\text{ZnCdS}:\text{Ag}$ ではX線エネルギーが高くなるほど発光強度が低くなり、 CaWO_4 ではX線エネルギーにほとんど関係なく発光強度はほぼ一定である。

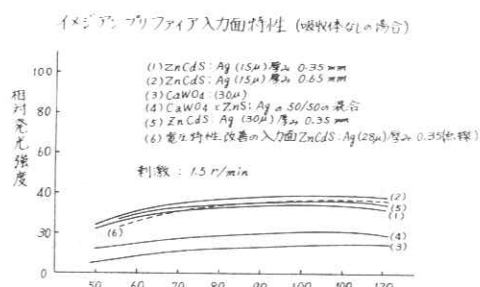


図 7

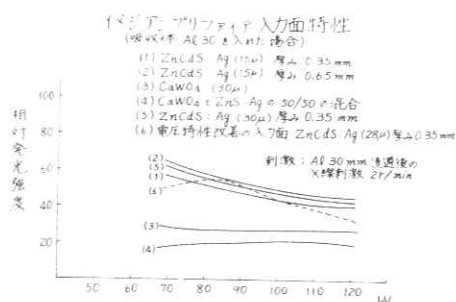


図 8

入力けい光面発光強度がX線管電圧の増加と共に低くなるということは、高エネルギーX線の方が低エネルギーX線より発光効率が低いことを示している。実際の人体透視では、イメージングプリファイアに入射するX線は多くのエネルギーの低い散乱X線を含んでいる。したがって、入力けい光面が図8の(1)のようなエネルギー特性を持っていると（従来の入力けい光体）、散乱線に対して発光効率が高く、直接X線に対して発光効率が低いことになり、ひいては像のコントラストを低くする。

イメージングプリファイアとしてはX線に対する感度が高いけい光体を選ぶことが必要であるから、図7, 8からみられるようにCaWO₄は発光強度が低くて使用できない。CaWO₄のエネルギー特性と硫化物けい光体の高発光強度を合わせ持つけい光面として、両者を50%ずつ混合したけい光面も、エネルギー特性はますますであるが、発光強度は低くCaWO₄に比べてほとんど得るところがなかった。また、ZnCdS:Agの粒子径を大きくする試みや、けい光体層を厚くする試みも発光強度をわずかに増すことはできたが、エネルギー特性を改善することはできなかった（図7, 8の(2), (3)の曲線参照）。

同じくZnCdS:Agけい光体ではあるが、けい光体中の発光中心の濃度を増したものを使用すると図7, 8の(6)（破線）で示されるような特性が得られる。このけい光体の発光強度は80～90kVのX線管電圧でピークを示し、それ以後管電圧の上昇と共に低下するが、実際の人体透視に多く使用される管電圧の範囲では管電圧の上昇と共に発光強度が上昇する望ましい特性を持っている。しかも発光効率は従来用いられてきた入力けい光面用のけい光体(1)と同等である。

図9はこのけい光体と従来のけい光体のエネルギー特性を比較したもので、吸収体の厚さをパラメータとしたものである。

この改良されたけい光体を用いた入力けい光面と従来の入力けい光面を実際に比較した結果が図10である。厚さ20mmの大きなアルミニウム板に厚さ10mmの小さなアルミニウムステップ

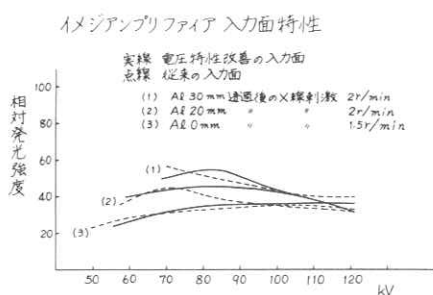


図 9

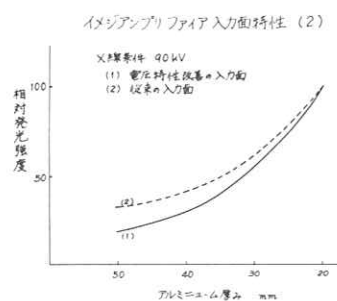


図 10

を重ねたものを被検体として、これを透過したX線で入力けい光面を刺激したときの発光強度を、アルミニウムの厚さに対してプロットしてある。20 mm 厚の部分の発光強度を等しくしたとき、改良形の方が厚い部分で発光が低くなり、コントラストが大きくなっている。

このことはつぎのように説明できる。上に述べたような被検体では全体に多くの散乱X線がバックグラウンドとして付加されており、小さなアルミニウムステップの役にもおよんでいる。従来の入力けい光面でこのようなX線を受ければ低エネルギーの散乱X線に対する感度が高く、改良形では散乱線に対する感度が低いので、改良形の方がこの部分での発光強度が低くなり（つまりバックグラウンドレベルが低い）、コントラストが高くなる。

5. まとめ

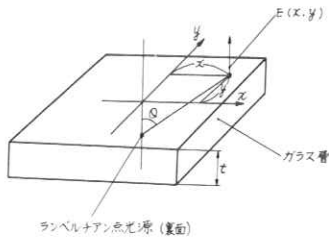
以上述べたように、イメージングファイア入力けい光面の構造は図2の上左の原形から出発して上右、さらに下右と結像性が改良されてゆくわけであるが、現状は上右の状態である。下右の形にするとM.T.F.は向上するが、イメージングファイアの感度が60%ほどに低下してしまうためである。将来イメージングファイアの感度が大きく改善されれば有効手段になるであろう。

入力けい光体の改善は、散乱X線による像のバックグラウンドの増加を防ぐことが可能で、ちょうど散乱X線除去グリッドと同じような効果を持っており、像のコントラスト向上に有効である。

〔 付 録 〕

透明ガラス基板の面上にランペルチアン点光源があり、ここから出発してガラス層を通過して他面に達した光の強度 $E(x, y)$ は、図11を参照して(1)式で表わされる。

$$E(x, y) = \frac{\cos^2 \theta}{x^2 + x^2 + y^2} = \frac{t^2}{(t^2 + x^2 + y^2)^2} \quad (1)$$



ガラスによる光の拡がり

図 1 1

ここで、 t はガラス厚、 x および y は光源を原点にとった座標軸、 Q は光の進行方向がガラス面の法線となす角である。

(1)式を y について積分すると $L.S.F.$ が求められる。

$$\begin{aligned} & \int_{-\infty}^{\infty} E(x, y) dy \\ &= \frac{\pi t^2}{2(t^2 + x^2)^{3/2}} \quad (2) \end{aligned}$$

(2)式の π を省略してプロットしたものが図 1 2 で、ガラス厚を変えたときの変化が示されている。図 1 3 はこれをフーリエ変換して求めた $M.T.F.$ である。

実際に入力けい光面に用いられていたものは $t = 0.18 \text{ mm}$ であり、図 3, 4, 5, 6 で示されたガラス基板もすべて $t = 0.18 \text{ mm}$ である。

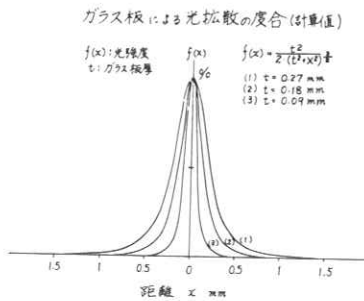


図 1 2

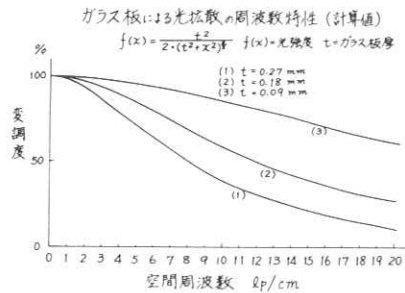


図 1 3

シリコンビジコン (H8358) のX線TVへの応用

日立レントゲン(株)柏工場 矢仲重信

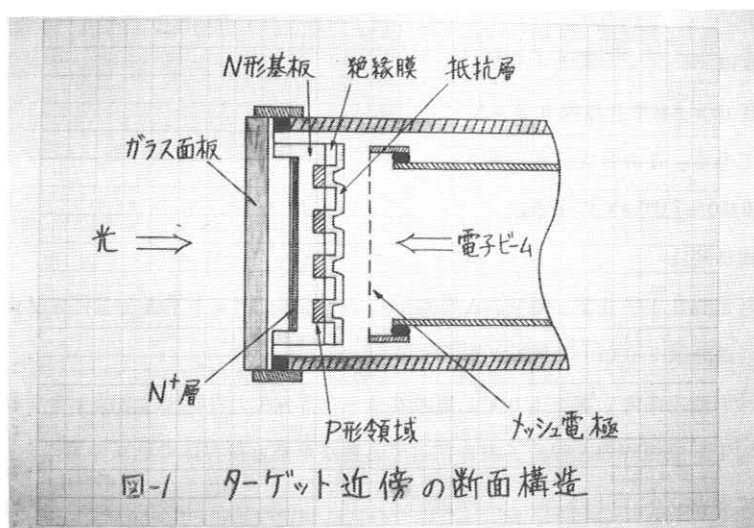
1. 緒 言

シリコンターゲットビジコン (以下STVと略す) は、テレビ電話用として開発された撮像管であるが、現在の主流を占める Sb_2S_3 光導電膜ビジコンに比べて、1) 光電感度が高い 2) $\gamma \approx 1$ 3) 暗電流が少ない 4) 低残像特性 5) 焼き付きに強いといった特長を有するので医用X線TV分野での用途が考えられる。

今回X線系ならびにイメージインテンシファイアー系と接続しその基礎的特性、消化管分野での有用性を確認したので報告する。

2. STVのターゲット構造

ターゲット近傍の概要を図-1に示す。ターゲットは外径20%のn形Si基板表面に互に分離してp形領域を形成したpnダイオードから構成されている。p形領域は約1 μm 深さのホウ素拡散層から成り、そのピッチは10 μm である。



電子ビーム走査側面に露出しているn形領域の表面は、電子ビームの直接流入を防ぐために SiO_2 から成る絶縁膜でおおひ、さらに表面全体を高抵抗層でおおっている。

3. 電気的特性

3.1 電圧－電流特性

代表的な暗電流および光電流対ターゲット電圧特性を図－2に示す。暗電流、光電流ともにターゲット電圧に対して飽和特性を示し、8V以上では飽和する。

ターゲット電圧は白キズの出現状況で決定され、10Vが最適である。

3.2 光電変換特性

Sb_2S_3 、 PbO 光導電膜と比較した場合の光電変換特性を図－3に示す。ガンマ値はほぼ1であるが高照度側では小さくなる傾向がある。

感度はターゲット電圧10V、面照度0.5 lxで光電流0.3 μA 程度である。なお分光感度の最大値は600～700 nmにある。

3.3 残像特性

信号電流0.1，0.2，0.4 μA の場合についてターゲット電圧を変化させた時の残像値（信号遮断後50ms）を図－4に示す。

通常の使用条件（電圧10V、電流0.2～0.3 μA ）での残像値は15%程度でありこれはX線TV透視時のX線量子雑音に対する蓄積効果と被写体の動きの早さを勘案すると適した値である。

しかもターゲット電圧により残像が変化するので、図－2の特性とかね合せて考えると、

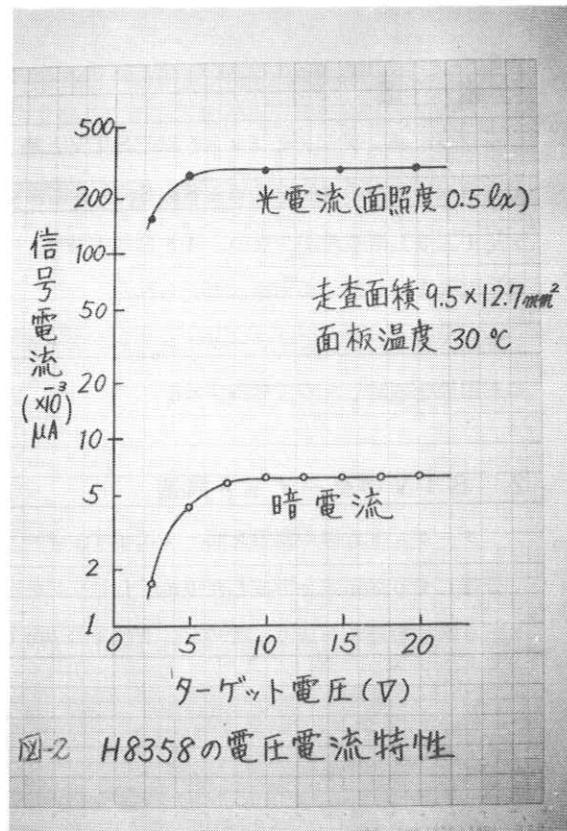


図-2 H8358の電圧電流特性

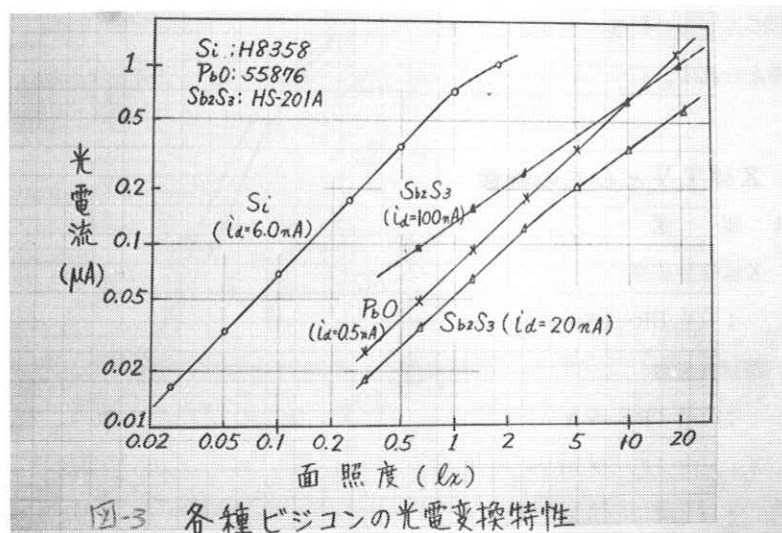


図-3 各種ビジコンの光電変換特性

画質を犠牲にすることなく残像のコントロールができることになる。

3.4 変調度特性

図-5は、面照度 1 lx において、 Sb_2S_3 、 PbO 光導電膜ビジコンと比較した場合のSTVの変調度特性を示している。

200 TV本以下ではSTV、 PbO が Sb_2S_3 ビジコンを上回っているが、400 TV本では、 Sb_2S_3 が28%であるのに対し、 PbO 19%、STV 12%でSTVが最も低い。これは、これらの撮像

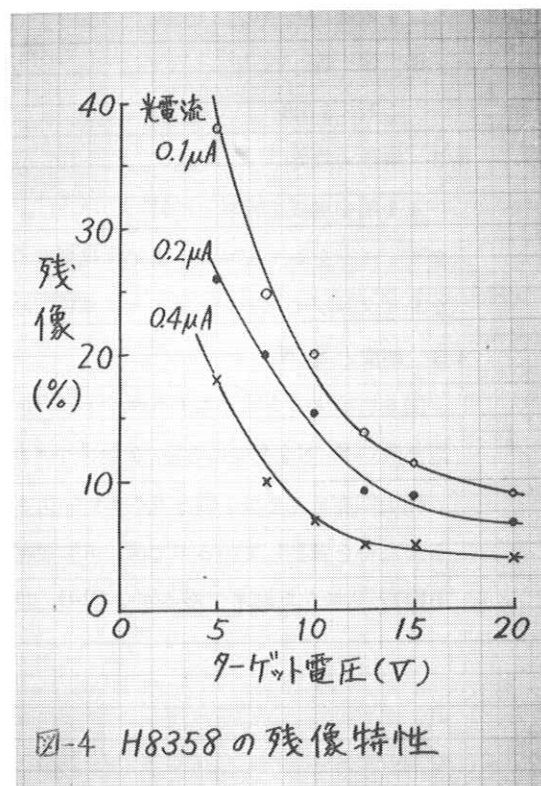


図-4 H8358の残像特性

管のターゲット構造，光導電膜の厚さ等の影響が大きいと考えられる。

4. X線TVとしての特性

4.1 装置

X線発生装置

：日立DR-155

透視撮影台

：日立TRu-VA

イメージインテンシファイアー

：フィリップス9"

テレビカメラ

：芝電SO-308，特改

撮像管

：H8358

4.2 解像力限界

4.1項の構成で天板上に針

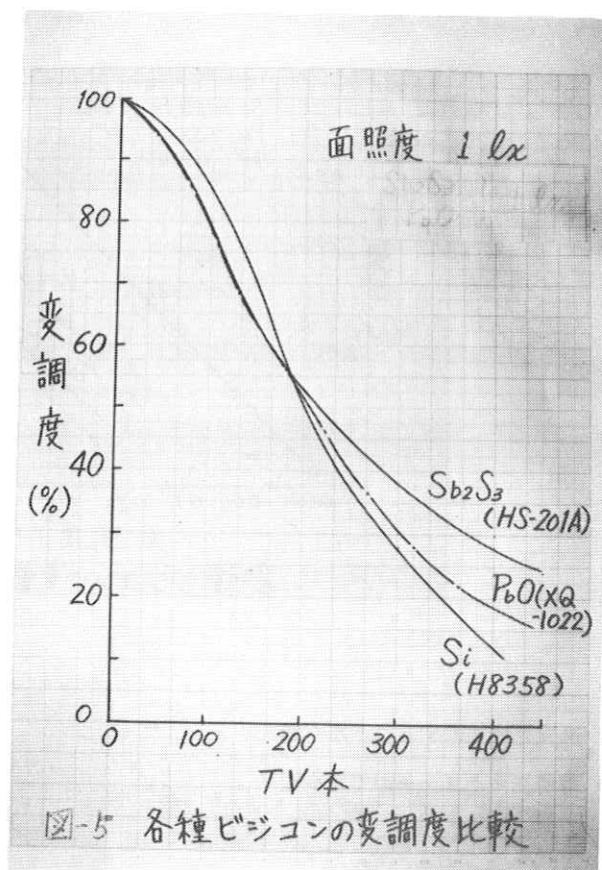
金チャートをおきモニター上で目視判定の結果 9 lp/cm であり十分実用できる値である。

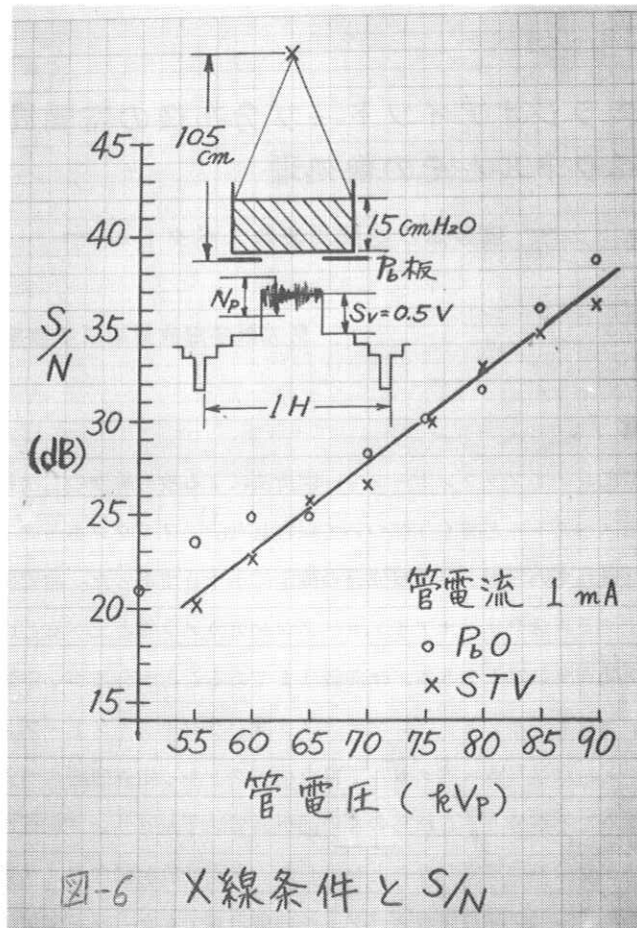
なおイメージインテンシファイア単独では 15 lp/cm であった。

4.3 感度とS/N

図6に示すように，水1.5cmの下にPb板をおき，ラインセレクト波形からX線条件を変えた時のS/Nを測定した。なおノイズの波高値対実効値の換算は16dBを採用している。

測定にあたっては，図-6の $S_v = 0.5 \text{ V}$ になるようにX線条件の変化に応じて映像増幅系の利得を調整しているので図-6の結果はS/Nと同時に感度をも示している。図-6はPbOと比較した結果であるが，PbOと同等の感度，画質であることが判る。





4.4 消化管検査での使用経験

STVの特性がPbOのそれに近いことから、現在までPbOを使用していた病院でPbOにかえて消化管検査の分野でルーチンの検査に使用した。

約500人の検査に使用した後で、使用した医師、技師20名（医師9，技師11）に評価を求めたところPbOより画質良好とみとめたもの87%におよびその有用性が確認された。

体内ラジオアイソトープ分布像の空間周波数 スペクトルとその像処理

— 被写体の空間周波数スペクトル —

東大医学部放射線医学教室 竹中 栄一

1. 序 言

第26巻3号においてフラウンホーファー回折法による放射線像の二次元空間周波数スペクトル（以下単にスペクトルと書く）について報告した。¹⁾ フラウンホーファー回折法は高周波成分の測定には優れているが、低周波成分の測定に不十分であった。血管撮影像はラジオアイソトープシンチグラム像やラジオアイソトープシンチカメラ像と比べると比較的高周波成分（グリッドの空間周波数以下1.5本/cm前後）までであることが分るが、定量診断に用いるには不足であった。ラジオアイソトープシンチカメラ像とラジオアイソトープシンチグラム像ではそれらのスペクトルは被写体スペクトル、打点スペクトル、走査間隔スペクトル、量子雑音スペクトルからなることが分り、これらの像の回折面でフィルタリングを行なうことはラジオアイソトープの2次元像処理に便利なることを示した。今回は放射線像のスペクトル像を顕微鏡で拡大撮影することで、低空間周波数スペクトルの測定ができた。ラジオアイソトープ像の振巾0.1の遮断空間周波数は1本/cm以下と考えられるが、このような低周波についても測定でき、甲状腺シンチグラム像などの結果について報告する。

2. 測定装置及び方法

- 1) ヘリウム・ネオンガスレーザー (Spectra physics 製, モデル060, 波長6328オングストローム, 公称シングルモード, 出力2ミリワットを光源とするフラウンホーファー回折装置 (ナルミ製) を使用した。コリメーターレンズ・コンデンサーレンズはそれぞれ焦点距離400mmである。
- 2) 試料はX線フィルム, ポラロイド撮影したシンチグラム像, フォトスキャンによるフィルム像, 光電紙使用シンチグラム像などを数分の一に縮小し, コダック649F乾板に縮小焼付けした。

- 3) スペクトル面にて直流成分を除くため、スペクトル面のスポット（直径 10μ ， 70μ ）をときに使用した。

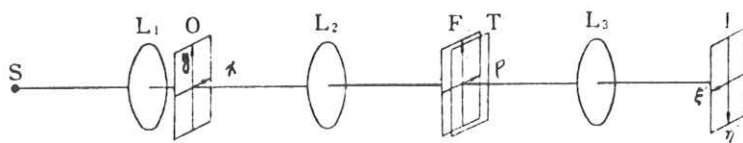


図 1. フラウンホーファ回折法及びフィルタリングによる像再生

3. フラウンホーファ回折とフーリエ変換⁴⁾

点光源 S からの単色光の光線がコリメーターレンズ L_1 により平行光線となり、その中へおかれた X 線写真像やラジオアイソトープ縮小像（その光の振幅透過率分布 $g(x, y)$ ）に入る光線の回折像をうる。これはコンデンサーレンズ L_2 の焦点面 F において被測定像のフラウンホーファ回折像の振幅分布 $\varphi(p, q)$ をうる。（図 1）

$$\begin{aligned}\varphi(p, q) &= \text{const} \iint g(x, y) \exp \left\{ -i \frac{2\pi}{\lambda} (Xp + Yq) \right\} dx dy \\ &= \text{const} G(n_x, n_y)\end{aligned}$$

$$n_x = \frac{p}{\lambda F}, \quad n_y = \frac{q}{\lambda F}$$

(x, y) ， (p, q) は物体および回折像の座標で， λ は使用光の波長， F はコンデンサーレンズの焦点距離である。

- 物体の像の大きさが倍率 k ， l で変化したときのスペクトルも同形で $1/l$ ， k になる。
- 物体が面内で平行移動したときは強度分布は同一である。しかし位相項が加わる。
- 物体が回転したときも回折像の形は不変である。

次に回折スペクトル面に振幅透過率が $T(n_x, n_y)$ で表わされる空間フィルターをおくと之を通過したスペクトルは $G(n_x, n_y) T(n_x, n_y)$ となり，つぎにこれをレンズ L_3 の物体側焦点面におくとレンズ L_3 でさらに光学変換されてその像側焦点面に $g(x, y)$ の像 $g(x', y')$ がえられる。すなわち

$$g(x', y') = \text{const} \iint_{-\infty}^{\infty} G(n_x, n_y) \cdot T(n_x, n_y) \times \\ \exp \left\{ - \frac{2\pi}{\lambda} i (x' n_x + y' n_y) \right\} dn_x dn_y$$

$g(x', y')$ の空間周波数スペクトルを $G'(n_x, n_y)$ とすると, $G'(n_x, n_y) = G(n_x, n_y) T(n_x, n_y)$ となり, $T(n_x, n_y)$ のえらびかたで像の特性をかえることができる。

4. 結果および討論

(1) フラウンホーファー回折法によると二次元空間周波数スペクトルを直視できる利点がある。

前回報告では被写体のスペクトルは極めて低周波領域に存し, すなわち十分原点に近く, レーザービームの大きさなのか(点光源として10ミクロンのピンホール使用)被写体のスペクトルなのか判断が困難であり, 各種疾患の鑑別診断はとうてい不可能であった。^{2), 3)}

アナログ型スペクトル解析機は, 実大像につき低周波数スペクトル測定用に作ったが^{1), 3)}

以下に述べるごとくフラウンホーファー型でも縮小像だが低周波が測定可能である。かつ, フジネオパンSSフィルムで撮影していたのでフィルムの粒状性⁵⁾のため, エアリー・リングなども不明であった。円形のアパーチャを使用しているので, 円形開口による回折像の上にアパーチャ内の物体のスペクトルが重なっていることになる。今回は同一フィルム及び乾板を使用した, スペクトル面における回折像の空中像を顕微鏡で拡大透写し, それをカメラで(レンズなし)撮影した。対物は4倍, 対眼の方を3倍, 7倍, 10倍, 15倍を用いた。3倍で概観観察し, 15倍で細部を観察し, 7倍で撮影した。ただ, 顕微鏡レンズは視野がせまいので, 歪がなく広い視野を撮影するレンズを現在セットしている。また一方顕微鏡を使用しないでコンデンサーレンズに焦点距離3.5m~6mのものを用いることができるよう現在レンズを試作中である。

さて前回報告のごとく, ラジオアイソトープシンチグラム像のスペクトルが(i)体内ラジオアイソトープの強度分布によるスペクトル, (ii)打点の大きさに基づく打点スペクトル, (iii)コリメーターにより人体上を数ミリメートルの間隔でスキャンにするためのライン間隔のスペクトル(打点が一定の配列をするためのもの), (iv)体内ラジオアイソトープの崩壊により放出されるガンマ線がランダムにでてくるための量子雑音(体内のラジオアイソトープ分布を示す信号たるガンマ線そのものの中に含まれる)に基づく量子雑音スペクトルにより構成さ

れることが判ったが、^{2),3)} 第1の最も重要な体内ラジオアイソトープ分布に基づく被写体のスペクトルは相当な低周波なので、原点の近傍に集ってしまうので回折像を相当拡大しないと見えない(図2)。一般にラジオアイソトープ系の遮断空間周波数は1本/mm前後である。例えば、図3, 4の如く、十分拡大すると原像たる甲状腺シンチカメラ像と同じ位の大きさにすることができる。

- (2) 体内ラジオアイソトープに基づく像は現在シンチグラム像として光電紙に放電により描く法、放電をフィルムに感光させる法を用いており、シンチカメラを使用するときはデジタルでメモリーするときを除き、一般にボロライド撮影や35ミリ・フィルム撮影をしている。これらのときは像にハーフトーンの所はないといえる。体内ラジオアイソトープからのガンマ線の放出がX線写真のときのX線光子数とは極めて少ない、かつ体内ラジオアイソトープからのガンマ線の数ケに応じて1放電点、輝閃点を描出している(ドットファクター数ケ、位が一般である)。したがって体内分布の強弱に対して輝閃点や光電点の分布密度が異なる。X線写真では体内透過X線光子数が多いので、その強弱に対した変換蛍光によりフィルムの濃度に変換しておりハーフトーンが存在する。ラジオアイソトープの像にはこの意味のハーフトーンはない。ただ、フォト・スキヤンのときはハーフトーンがあるが、これはシンチグラム像が光電点よりなるのでそのスムージング法の一つとして用いるためのもので、ガンマ線の強弱と対応するハーフトーンではない。以上の点はフラウンホーファー回折用縮小像を作るときの写真技術的問題が少なくなる。オリジナル像の縮小像では各打点の濃度を濃くしたネガ像を作り、乾板焼付けした。打点以外の所は十分黒く濃度3以上にすると、円形アパチャー内には体内ラジオアイソトープ分布に対する像しか存在せず、従って円形開孔に基づく回折像のエアリー・リングは存在せず回折像に開孔の影響がでず、判断に大変有利である。図3, 4では多少エアリー・リングは存在するのでまだ満足であるといえぬ。

フィルムで縮小像を作るとき一般のフィルムでは像以外のバックグラウンドを十分黒くできないので、求める被写体のスペクトルはエアリー・リングの上に重なっていることになり、判断するときはこれをスムージングして判断せねばならぬ点が欠点であるが、649F乾板を使用するときはこの点はほぼ除かれる。一般にフラウンホーファーのときは有限区間の積分であるが、このような像のときは被写体の像以外の所は0になり、フーリエ変換の定義にあうことになると考えられる。(図4)

- (3) バビネーの原理⁴⁾により像はネガティブでもポジティブでも得られるスペクトル像は極めて原点の近傍以外はほぼ同一である。しかしノンリニアでなく、相補的な像をうることは技

術的にむづかしく、何れもネガティブ像（像の所がレーザー光の透過性が高い）を用いた。再生像やフィルターした像をうるときは、ネガでもポジでも大差はない。

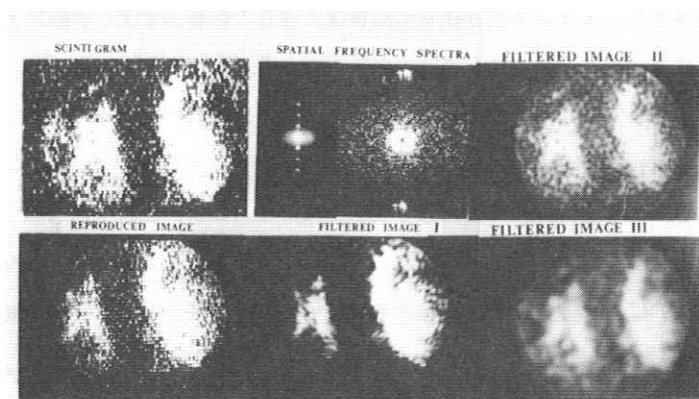
甲状腺ラジオアイソトープシンチグラム像では前回報告では全く量子雑音スペクトルのみの如く見えたが、拡大撮影すると甲状腺の腫瘍による圧迫像、甲状腺腫などによる形状の変化と対応したスペクトル像をうることができた、典型的な甲状腺スペクトルはX軸に3峰を有する3峰型である。形状変化によりこれがモディファイされる（図4）（図3）。

ラジオアイソトープ像でどこ迄フィルターすればよいか？シンチグラム像はライン間隔、打点が消える迄がよいが、側帯波として他のスペクトルの所にもっているもので完全にはフィルターできぬが、ほぼ満足できるものは得ることができる。それ以上低周波迄カットしたらよいかどうかは観察対象の大きさと分布によるのでなかなか定めにくい。

一般に被写体のスペクトルはまだ測定されたデーターの発表は少ないが^{6),7),8)}どこを測っているか、体内の再現性のある点または部位について測定されねばならぬし、かつ解剖学的生理学的にも再現性のある部位でないと、データーの信頼性がおちる。積分範囲がせまいときは血管1本の影響なども無視できない場合もある^{8),10)} X線像についてのこれらの発表^{6)~9)}は新しいX線診断の体系には及びもつかないが、一つの診断指標を示すものといえよう。ましてラジオアイソトープ像では体内分布のスペクトルに関するデーターすらない。

図2. シンチグラム像（囊腫腎）のスペクトルと再生像，処理像。

スペクトルの左は顕微鏡で拡大撮影したもの。y軸方向は走査ライン間隔スペクトル（1.2本/cm）である。フィルターした像Ⅲは約0.5本/cmまでのリング・フィルターによ



るもの、IIは0.5～1.1本/cmまでのドーナツ型フィルターによるもの。フィルターした像Iはy軸上ライン間隔スペクトルを中心に0.5本/cmの直径の円形フィルターによるもの。

図3. 甲状腺シンチカメラ像とその

スペクトル及び再生像、処理像。

スペクトルIはスペクトル面上でフィルム撮影したもの、スペクトルIIは顕微鏡で拡大撮影したもの（エアリリングがわかる）、スペクトルIIIは0.5本/cmまでの円形フィルターをスペクトル面においたスペクトル像で、その再生像はフィルターした像Iである。フィルターした像IIは0.5～1.1本/cmまでのドーナツ形フィルターによるもの、フィルターした像IIIは、y軸上1.2本/cmの点を中心に±0.5本/cm相当の範囲を円形にフィルターした像である。

図4. 甲状腺シンチカメラ像とその

スペクトル。

回折用像はネガティブ像で649

F乾板に撮影したもの。スペクト

ルは顕微鏡撮影して拡大したもの、x y軸のスペクトルの範囲は人体甲状腺位置で約0.2～0.3本/cmである。

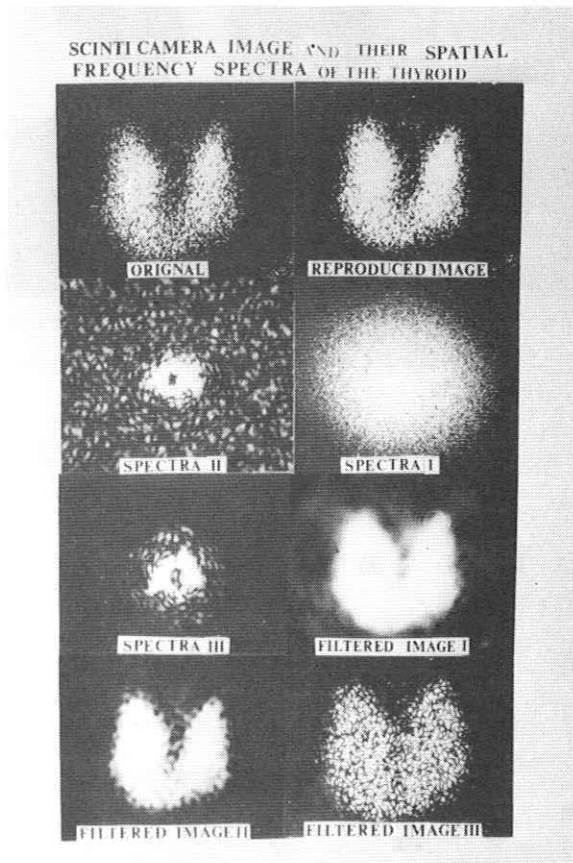


図 3

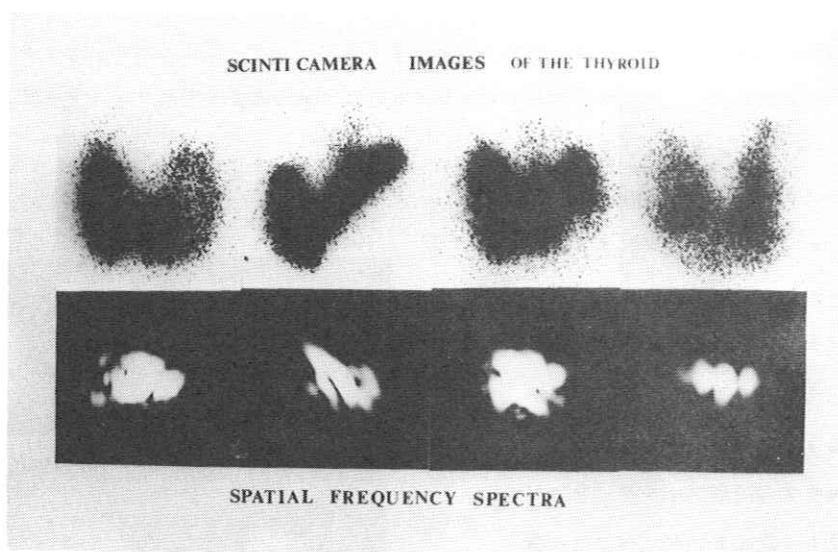


図 4

5. 結 論

- (1) ラジオアイソトープのシンチカメラ像とシンチグラム像について波写体すなわち体内ラジオアイソトープ分布像のスペクトル像の空中像を顕微鏡撮影することで行うことができた。
- (2) フラウンホーファ回折は高周波領域は利点を有し、低周波領域の測定には難点があるといわれているが、十分低周波領域の測定もできることが分った。周波数領域では縮小してみるように言われるが十分拡大すると大小関係が逆転すること、相互関係などが分りやすくなる利点があり、像の形状判断に特異さを有する。
- (3) 甲状腺シンチカメラ像の典型的なものは3峰型(x軸上)をなすことが分り、形状変化と対応するスペクトル像をうることができた。

謝 辞 本研究に対していろいろ御協力、御助言を載いた富士フィルム足柄研 高野正雄氏、稲井 修氏、ナルミ商会社長 村上国男氏、芝電技師長 木下幸次郎氏に感謝する。さらに当科福田 覚氏の御協力に感謝する。なお本研究は昭和43年、昭和46年文部省化学研究費の助成をうけたことを感謝します。

参 考 文 献

1. 竹中, 木下 R I I研究会記事 27 (1971), 24.
2. 竹中, 福井, 高野 R I I研究会記事 28 (1971), 13.
3. 竹中 日医放誌 31 (1971), 607.
4. 辻内 光学変換 印字工学 1 (1970), P155.
5. 高野正雄 放射線像の研究(III) (1969), P48, P60
6. Becker, H. C., Meyers, P. H., and Nice, C. M., Jr. VII
Bio-Medical Engineering (1967), 112.
7. Schober, H. XII ICR (1969), 121.
8. Rossmann, K. Radiology 92 (1969), 265. -ibid. 90 (1968), 1.
9. Schott, O. IIIrd Colloquium on Diagnostic Radiologic
Instrumentation, April, 1966.
10. Ziskin, M. C., Revesz, G., Kundel, H. L., and Shea, F. J.
Radiology 98 (1971), 507.

編 集 後 記

第31回研究会につきましては予定変更の不手際を重ね、御迷惑をおかけしました。

無駄足された方、御出席の予定をとりやめた方には深くおわび申し上げます。雑誌の原稿について、これまで執筆要項がなく、原稿がまちまちで編集上困っておりました。今回の委員会で御審議頂き、大体の方針がまとまりましたので成文化して次回会誌に掲載しますが、概要は次の通りです。

- 1) 本文は原稿用紙(なるべく400字詰 市販)に書く。
- 2) 図面はそのまゝオフセットにとれるよう黒インク等で書く。
- 3) 写真はその論文中のどこか1ページにまとめてのせる。

御執筆の方には御負担が多少ふえますが宜しく願います。

誌名がかわってから早くも第2巻となりました。新誌の方針として「早く、きれいに、有用に」を心がけております。「早く」の意味はふつうの学会誌では投稿から掲載まで6~10ヶ月、講演予稿でも応募から発行まで3ヶ月を要しますが、本誌では応募から1ヶ月半を目標としています。「きれいに」は講演予稿集より読み易いことを目標としています。「有用に」は文献引用に便利のように巻号をつけることと、主要医大病院等に備えられることを目標としています。審議済ということで学会口頭発表より権威あるものとしたいとも考えています。御意見、御協力を頂きたく存じます。(S.H.)

放射線像研究

発行日 昭和四十七年四月四日

編 者 集
責任者 長谷川 伸

調布市小島町十四
電気通信大学電子工学科内
電話〇四二四一八三一二一六一
内線四二〇

発行所
R I I 研究会

東京都文京区本郷七十三
東京大学医学部放射線
医学教室内

印刷所
東京都中央区宝町三十三
タナカ印刷株式会社
電話〇三一五六七一二五五一