

放射線像研究

VOL. 4. No. 1. (通巻38号) 1974年3月

* 目 次 *

研究会記事・会告..... 190 頁

特別講演資料

電子計算機によるアナログデータ解析 — 心電図・心音図の自動診断 —
愛知県総合保健センター.....横井正史..... 194 頁

論文

39-1 微粒子、高ガンマーフィルムと高感スクリーンによるX線写真の高画質化
富士フィルム足柄第1研究所.....園田実、高野正雄..... 202 頁

39-6 X線像形成のシミュレーターとしてのガンマカメラの応用
大阪市立大学医学部.....光田秀雄、畑川政勝
小堺和久、吉田梨影..... 204 頁

39-7 診断領域におけるX線フォトン分布の測定 (II)
— コンデンサー式X線装置 —
東芝玉川.....杉本博、神保昌夫、藤田仁志
斎藤雄督、吉田熙宣
福島医大.....高久祐治..... 211 頁

— 放射線イメージ・インフォメーション研究会 —

第 39 回 研 究 会 記 事

第39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49年3月9日(土) 10:30~16:30
場 所 名古屋大学医学部放射線医学教室
特別講師 愛知県総合保健センター 横井正史氏
出席者 (敬称略)

青柳泰司、秋貞雅祥、池田祐之、伊藤 博、今川房之助、上前忠孝、内田 勝
岡本紀久夫、奥村 寛、小幡康範、金森仁志、木下幸次郎、小早川嘉、斎藤一
彦、斎藤雄督、酒井光明、佐々木常雄、佐藤 茂、佐藤孝司、塩島 勝、神保
昌夫、杉本 博、高野正雄、千葉嘉孝、津田元久、永野一夫、袴田裕治、橋本
晃雄、長谷川伸、畑川政勝、速水昭宗、光田秀雄、山口奉頼、山田裕保、山本
昭、吉田梨影、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

* 心電図の自動診断 — アナログ波形解析 —
愛知県総合保健センター 横井正史氏

研究発表

- * 1) 微粒子高ガンマフィルムと高感スクリーンによるX線写真の高画質化
富士フィルム足柄第1研究所 園田 実 高野正雄
- 2) X線撮影系のシミュレーション
阪大医放 速水昭宗 中放 森 嘉 信
微研放 山崎 武
- 3) 単管球一回注射法による連続血管撮影像の立体視
三井記念病院 秋貞雅祥
日立電子 木下幸次郎 山口奉頼 木嶋伸一
- 4) 反復注入造影法(第1報)
北里大 池田祐之 上前忠幸 小松継雄
日立電子 佐藤英久 山口奉頼 木嶋伸一 籠田 実
- 5) X線管のVI特性について(第2報)
東邦大医放 青柳泰司
- * 6) X線像形式のシミュレータとしてのガンマカメラの応用
大阪市立大病院 光田秀雄 畑川政勝
小堺和久 吉田梨影
- * 7) 診断領域におけるX線フォトン分布の測定(II)
東芝玉川 杉本 博 神保昌夫 藤田仁志
斎藤雄督 吉田熙宣
福島医大放 高久祐治

会 告

第40回研究会について

第40回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和49年5月25日(土)
場 所 東京大学

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
石 戸 俊 雄	0 3 6	弘前大学医学部放射線医学教室 弘前市本町5 3	
篠 崎 達 也		全上	
神 廉		全上	
上 田 隆 三	0 3 6	弘前大学医学部附属診療放射線技師学校 弘前市本町66-1	01722-2-3111
岩 崎 晃		全上	
葛 西 恒 一		全上	
樽 沢 孝 悦		全上	
遠 藤 真 広	2 8 0	放射線医学総合研究所臨床研究部 千葉市穴川4-9-1	
向 原 洋	6 9 0	松沢八東保健防疫組合 松沢市北田町33	
高 崎 克 彦	2 8 0	千葉大附属診療放射線技師学校 千葉市亥鼻1-8-1	
千 葉 嘉 孝	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	03-862-9111

住 所 変 更 等

神 田 幸 助	1 6 4	立正佼成会病院放射線科 東京都中野区弥生町5-25-15	03-383-1281
齋 藤 一 彦	1 6 4	全上	
似 鳥 栄 三	1 0 4	東京都中央保健所 東京都中央区明石町12-6	03-541-5936
松 川 収 作	3 3 6	がんセンター準備室 浦和市高砂3-15-1	

第20回委員会議事録

日 時 昭和49年3月9日(土) 16:30~

場 所 名古屋大学

出席者 (敬称略)

内 田 勝、金 森 仁 志、木 下 幸次郎

佐々木 常 雄、高 野 正 雄、長谷川 伸、

1. 創立10周年記念会米国開催について

R I I 研究会創立10周年記念研究会をメカゴで開催する件につき委員以外の会員(参会者約40名)にはかったが特に発言はなかった。米国での会を小規模な討論親善集会とした場合は会員は所属企業、官庁から出張を認められないこと、大規模の国際会議とした場合、開催地の負担、及び予稿集その他経費の日本側負担の処置が問題であることが話し合われ、委員は3月中に意向を金森委員に伝えることにした。

2. 会費について

物価上昇に伴う処置として昭和49年度より会員の会費を年間1,000円とする件につき討議を行ない、次回総会にはかることとした。

3. 次期常任幹事について

昭和49年3月で現常任委員が任期満了となるため、後任委員について討議した。会計、企画雑誌発行等の常任幹事の業務を関西グループに引きつぐ件につき現幹事(東京グループ)から強い意見が出されたが結論を得なかった。

4. 本会雑誌英文誌名について

The Proceedings of the Radiation Image Information とすることにした。

5. 次回研究会について

6月上旬、東京地区で開催することにした。

以上

医 療 用 機 器

日本シーメンス株式会社

医 療 機 事 業 部

本社 (100) 東京都千代田区丸の内2丁目6番1号(古河総合ビル) 電話 東京214-0211

システム技術の日立電子

X線TVカメラ装置
患者監視用TVカメラ装置
電子顕微鏡用TVカメラ装置



日立電子株式会社

本社 〒101 東京都千代田区神田須田町1-23-2 TEL(03)255-8411

● 医用機器・病院機能の自動化機・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

(旧日立レントゲン株式会社)

● 東京都千代田区内神田1-1-14 日立録音機別館 ● 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

Beautiful Color
フジカラー



✧ 電子技術で未来をひらく 松下通信工業

高品質・高信頼性を誇る———!

デジタルX線テレビジョン装置



松下通信工業株式会社

電波機器事業部

松下通信 〒222 横浜市港北区綱島町880 電話(045)531-1231 (大代表)

電子計算機によるアナログデータ解析

心電図・心音図の自動診断

愛知県総合保健センター 横井正史

I. はじめに

心電図を中心とした生理機能検査の自動化は、医学へコンピュータが導入された1960年台の前半より、盛んに研究されてきている。したがって、現在では、すでに研究段階をすぎて、完成されたシステムとして、日常臨床へ実用化されている種々のシステムが出現するに到った。我々は愛知県総合保健センターにおいて、心電図・心音図・血圧・肺機能などの生理機能の自動解析システムを、過去3年間、約45,000例の被検者に使用してきた。

今回は、これらのシステムのうちで、特に、我々が開発した心電図・心音図の自動診断システムについて述べて、放射線の映像処理における研究の参考に供したい。

II. 心電図自動診断

生体処理のモデルとして、心電図自動診断は初期の自動計測および診断思考の数学的シミュレーションから出発し、エレクトロニクスの進歩に伴い、今日では、多方面で実用化されるにいたっている。このような自動診断の実用化によって、医師が経験や“カン”に頼っていた従来の心電図診断では避けられない判読差の問題（すなわち、異なる判読者の間での差、および同一の判読者の時期の異なったもの間での差）は、客観性、再現性、普遍性を有する計量診断が導入されることにより、徐々に解決されつつある。また将来、膨大な心電図情報を収集、解析することにより、人間では認識困難だが有用な情報なども変換し利用することにより、医師の判定能力を上回るような診断能力を計算機に与えることが可能となろう。

現在実用化されている心電図自動処理は、対象の性質や目的により2大別できる。第1は人工頭脳を駆使し、短時間で診断し、大量処理をする集団検診やICU、CCUなどの連続監視への利用法である。第2は処理時間は多少長くなるが、計算機の能力を十分に活用してのみ得られる診断情報を利用し、種々の角度から心電図解析をして精密な診断に結びつけようとするもので、臨床精密診断や心電図、ベクトル心電図研究解析などへの利用法である。

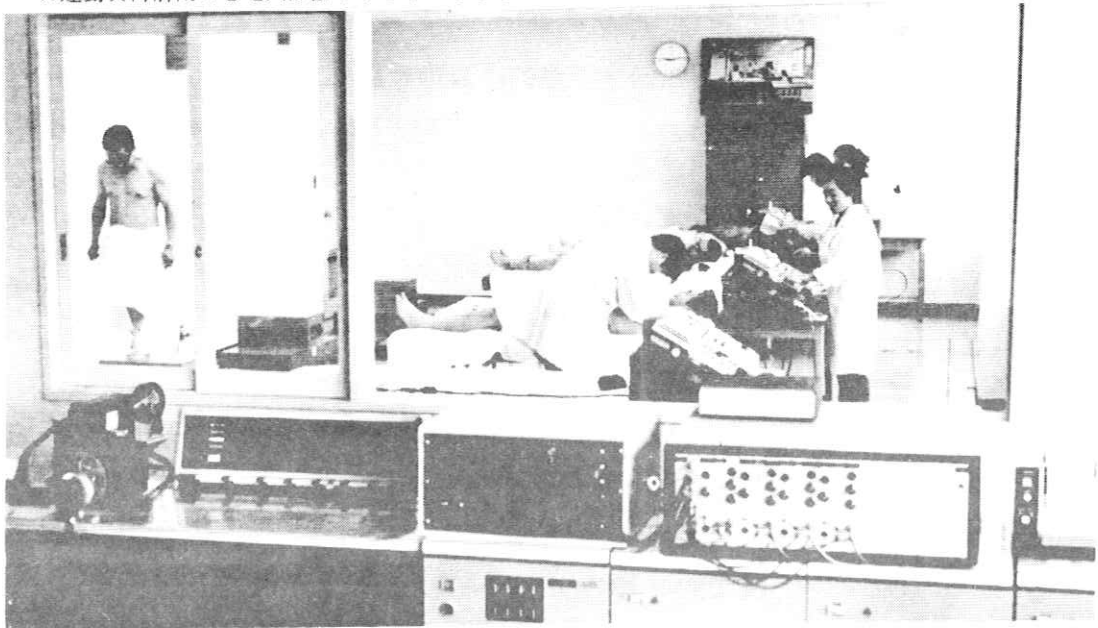
本稿では著者らの愛知県総合保健センターにおいて、過去3年間に処理した45,000例のオン・ライン心電図集団処理の経験を通して現状における自動診断の問題点を提起して、医学側と工学側に要求されるその改善策について言及したい。

II-1 システムの概要と特徴

主として運動負荷前後のFrank誘導ベクトル心電図を、総合検診（人間ドック）を目的とした受診者について能率よく短時間でオン・ラインで処理を行なうシステムである。本システムの詳細は、すでに他に報告されているので本稿では簡単にその概要と特徴についてのみ述べる。

システム設計に特に注意した点は、1)個人識別が的確であること、2)心電図の入力が短時間で

正確であること、3)入力操作が簡単で操作ミスを少なくすること、4)午前中3時間に最大100人の運動負荷前後の心電図診断ができることなどであった。



運動負荷台
(×3)

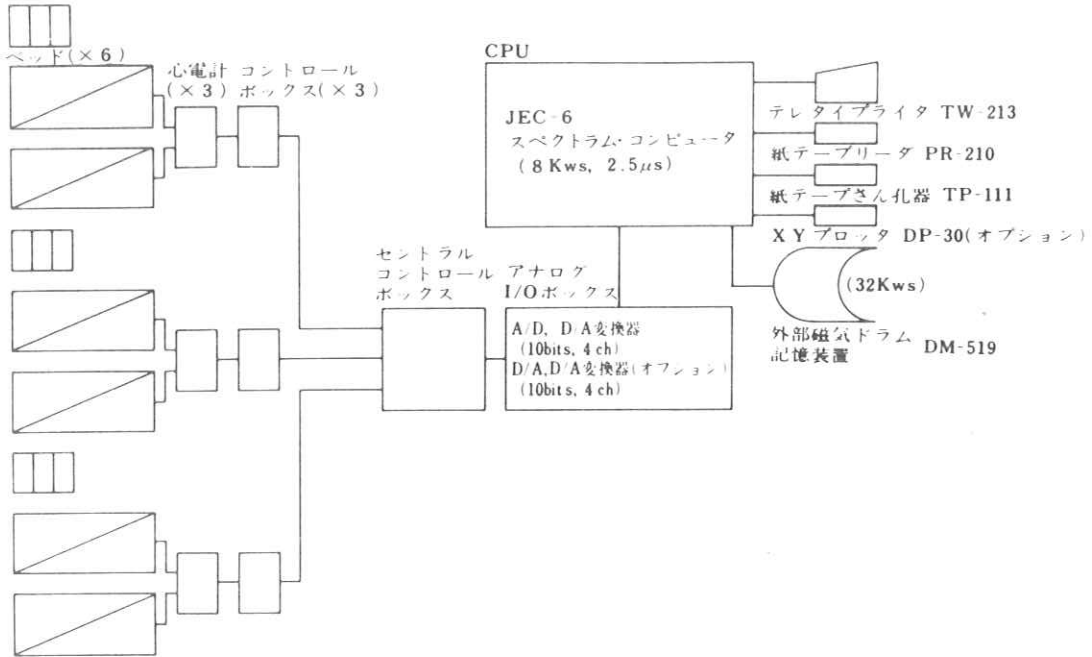


図1：システム構成。各心電計に2つのベッドが配置されていて、全体で6つのベッドの患者の心電図が交互に電子計算機に入力される。1台の心電計には1台の端末のコントロール・ボックスが配置されている。さらにこの3台のコントロール・ボックスにはセントラル・コントロール・ボックスにより制御されている。端末のコントロール・ボックスより個人番号、要求される処理の内容（安静時心電図診断か、運動負荷後心電図診断か）、不良データのキャンセルなどが電子計算機に指令される。

システムの構成は図1の如くである。すなわち、3素子心電計3台、電子計算機本体1基（コアメモリー8K語）、A-D変換器、磁気ドラム3基、テレタイプ、テーブパンチャー、テーブリーダーなどの入出力装置各1台、さらに心電図の集団処理を円滑にする目的で開発したインターフェース（コントロールボックス3台）よりなっている。

本システムの特徴を要約すると、1)3台の心電計をインターフェースにより電子計算機と結合し、データの流れを計算機で制御し、計算機の待ち時間を最小にすることによって心電図のオン・ライン大量処理を可能にしたこと、2)処理時間がきわめて短く、安静時心電図の診断により運動負荷心電図が必要か否かは、端末のコントロールボックスのランプに表示され、運動負荷が不適当な心筋傷害や不整脈がない限り運動負荷の前と後の心電図をそれぞれ自動診断したこと、3)誘導セクターの切りかえによって、Frank誘導ベクトル心電図から標準12誘導心電図の自動診断に簡単に換えることができること、4)対象の性、年齢を入力すれば対応した診断基準を自動的に選ぶことができること、5)データレコーダで記録した心電図の処理も可能なこと、6)計算機の故障対策として心電計は計算機とオフ・ラインでも使用可能なことなどである。

II-2 自動診断の精度

過去7ヶ月に処理した約1万例のうちから現状における自動診断の精度を検討する目的で分析した9,000例について、専門医の診断との一致率を調べた。専門医の判読による9,000例の安静時心電図の所見は、正常7,776例(86.4%)、室肥大1,479例(16.4%)、S T・T異常254例(2.8%)、心筋硬塞62例(0.7%)、心室内伝導障害151例(1.7%)、WPW症候群15例(0.2%)であった。また、不整脈の判読所見は、整脈の洞調律(91.7%)、洞性不整脈660例(7.3%)、心室性期外収縮61例、(0.7%)、上室性期外収縮59例(0.7%)、心房細動23例(0.3%)、房室ブロック28例(0.3%)、その他7例(0.1%)であった。安静時心電図の診断の不一致は、9,000例中224例(2.5%)で、全体的に診断精度に大きな問題はなかった。その内、波形診断の不一致をまとめると図2の如くなる。

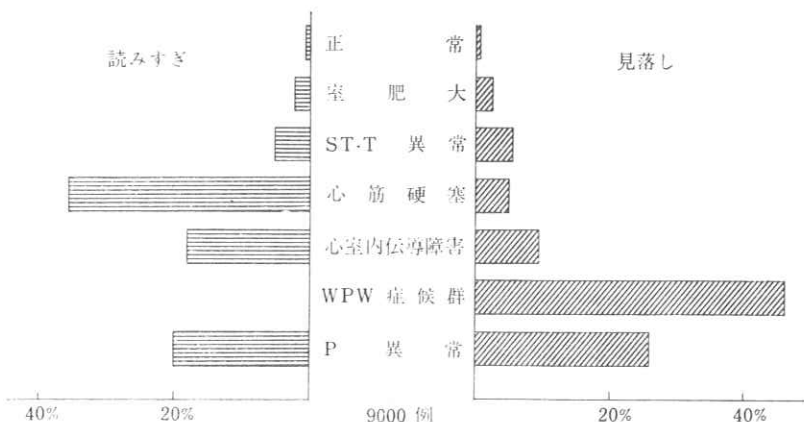


図2：計算機による波形診断と医師の診断との不致率（安静時心電図）。左側は計算機の読みすぎによる不一致、右側は計算機の見落としによる不一致を表す。ただし、正常に関しては、異常を正常とした場合が左側に、正常を異常とした場合が右側に示されている。

ここで計算機の読みすぎとは、たとえば室肥大のないのに室肥大ありとしたものである。見落としは、たとえばST・T異常があるのになしと診断したものである。正常、室肥大、ST・T異常は、ほぼ満足する成績を得られたが、心筋硬塞において計算機の読みすぎが多くみられた。しかし計算機の見落としは少ないので、このシステムがスクリーニングを目的としていることから考えると、臨床上重要な心筋硬塞の見落としを最少にする目的は達していると思われる。

計算機の見落としはWPW症候群に最も多く、15例中7例であった。これはQRS、Pの区分点認識になお問題があることを示している。不整脈診断の不一致率ではP波、f波が小さくて計測ミスのあった心房細動、房室ブロックなどの誤診がみられた。

運動負荷後心電図の診断において、不一致を示した133例(8,618例中1.5%)の不一致の約半分は、ST間部の計測ミスであった。主として雑音や基線動揺により生じたものであった。またR-R間隔の誤計測は30%もあった。これは運動負荷後の心電図では雑音や基線動揺が大きいためA-D変換範囲を越えないように入力時に増幅度を小さくして入力する傾向があるために生じたものである。いずれもデータ入力時の検査担当技術員の注意により、減少させることのできるミスである。

心電図を含め生体の情報を殆んどすべて正常と異常を明確に分離することは不可能に近く、したがって診断の見逃しによる損失を最小限に食い止めることが必要である。スクリーニングを目的とした自動診断では、偽陽性率を多少多くしても異常の見逃しを避けるべく判別点を決定すべきであろう。この判別境界は、対象の特性により容易に修正可能なことはもちろん、プログラムは心電図学の進歩に順応できる融通性が要求される。

II-3 システムの保守と稼働率

過去3年間の本システムの稼働率はきわめて良好であった。主な故障は入出力装置や心電計にみられた。とくにテレタイプの故障と心電計および端末のインターフェースより発生する雑音によって、計算機の誤動作をひき起こすミスが数回みられた。後者の対策は、端末の入力装置の接地を完全にすることによって除くことができた。また冬の寒い早朝における始動時に、磁気ドラムの情報の転送ミスが時々みられた。補助暖房のとりつけとウォームアップ作動時間を早めることによって解決した。

テープレコーダを使用するオフ・ライン方式では、長時間使用した場合にS/N比の低下と半導体部品の故障がみられた。

電極については、初めは小型のベックマン型電極を用いたが、電極の破損率が高いこと、装着に時間がかかること、および皮膚インピーダンスが安定するまでにかなり時間を要することなどのために現在では使用に便利な通常の吸着導子(洋銀電極で接触抵抗も比較的低い)を主に使用している。

個人識別には合成樹脂製で下端に2進10桁の切れこみを有するカード(Stub Card)を使用した。この個人識別カードの破損は1年間に2枚であった。これ以外には、個人番号の読み取りミスはなかった。

II-4 心電図自動診断の問題点

以上、心電図自動診断における問題点について、著者らの経験を通して述べてきたが、これを医学側、工学側に対して要求される点についてまとめてみると、主として次のようである。

- 1) 心電計に関して、S/N比の良い心電計の開発。ことに不整脈診断の精度を高めるためにP波などの小さい信号を従来の方法にとられることなく、区分点認識の容易な入力データとすることが望ましい。
- 2) 操作にあたる技術員の注意力。入力データにみられる雑音はその多くが技術員の注意により軽減できる。したがって、検査技術員の細心の注意と高度の技術が要求される。
- 3) 計測プログラムについては、区分点認識や基線の設定の改善。ことに、WPW症候群の場合におけるP、QRSの区分点認識の精度を高める必要がある。
- 4) 診断基準に関しては、ほぼ満足すべき結果を得たが、心筋硬塞の判定における偽陽性(false positive) などについてはまだ問題があり、診断精度の高い診断基準の研究が望まれる。

心電図の自動診断はすでに実用化の時代に入っているといえる。しかし現状における診断の精度は、なお、Computer-assisted diagnosisの段階にあるといわざるを得ない。現在の段階からさらに進み、医師の認識能力に匹敵するか、もしくはそれ以上の情報を医師に還元する真の意味での自動診断の実現を求めてMとEの両面からの努力が必要である。

III. 心音図自動診断

多量のデータが発生する循環器集団検診や、自動化健診システムにおける心音図診断を自動化する目的で、我々は、小型電子計算機を用いる心音図のスクリーニングシステムを実用化した。本システムの特徴は、1)オン・ラインで使用する場合、1例の平均処理時間1分で、1時間最大60例の心音図分析が可能である。オフ・ラインで使用する場合には、磁気テープに心音図を記録しておき、Computerの空き時間を利用して、1例のComputer使用時間平均40秒で処理される。2)本システムの心音スクリーニングの主目的は、正常か異常か、異常があれば、心尖部か心基部にいかなる種類の雑音もしくは心音の異常を有するかを判定するものである。

III-1 システムの概要と記録方法

現在我々の使用しているシステムは、図3の如く、心電図オン・ライン自動診断システムのComputerの空き時間を利用して分析を行なうオフ・ラインシステムを基本としている。心音の記録は、フクダ電子製EMR-60SDを使用して、2.7×1.5mの防音ボックス内で行ない、A、B 2ベッドの患者を交互に、記録した。2個の加速度型マイクロホンを両面接着テープにて、心尖部と第3肋間胸骨左縁の2ヶ所に個定して、心尖部の低音と高音、心基部の高音の3つの心音図と、第II誘導心電図を、データレコーダー(TEAC-R410)で4 channel同時記録した。この際、コントロール・ボックスにより、患者の識別信号の発生、データレコーダーの記録操作のコントロールを行なった。心音のTimingに利用した心電図は、Analog-Filterによりあらかじめ雑音を充分除去した心電図を記録した。分析に用いたComputerシステムは、日本電子製JEC-6型デジタル電子計算機(Core Memory 8 K語、語長16ビット・Cycle time 2.5μsec.)でA-D変

換器 (4 channel)、タイプライター、紙テープリーダ、紙テープ穿孔器、磁気ドラム (24K語)、デジタル・プロッターを附属したシステムである。

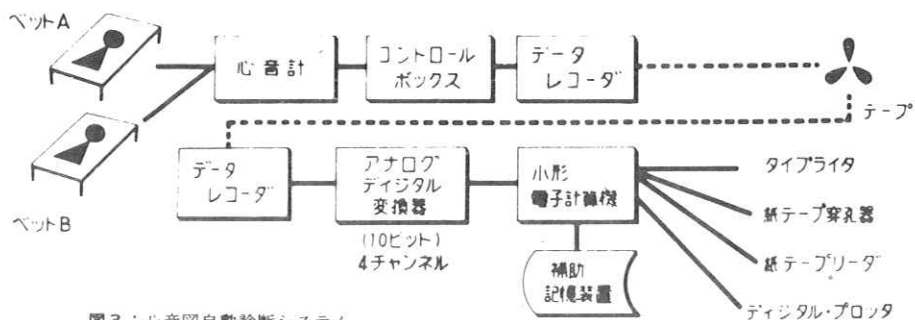
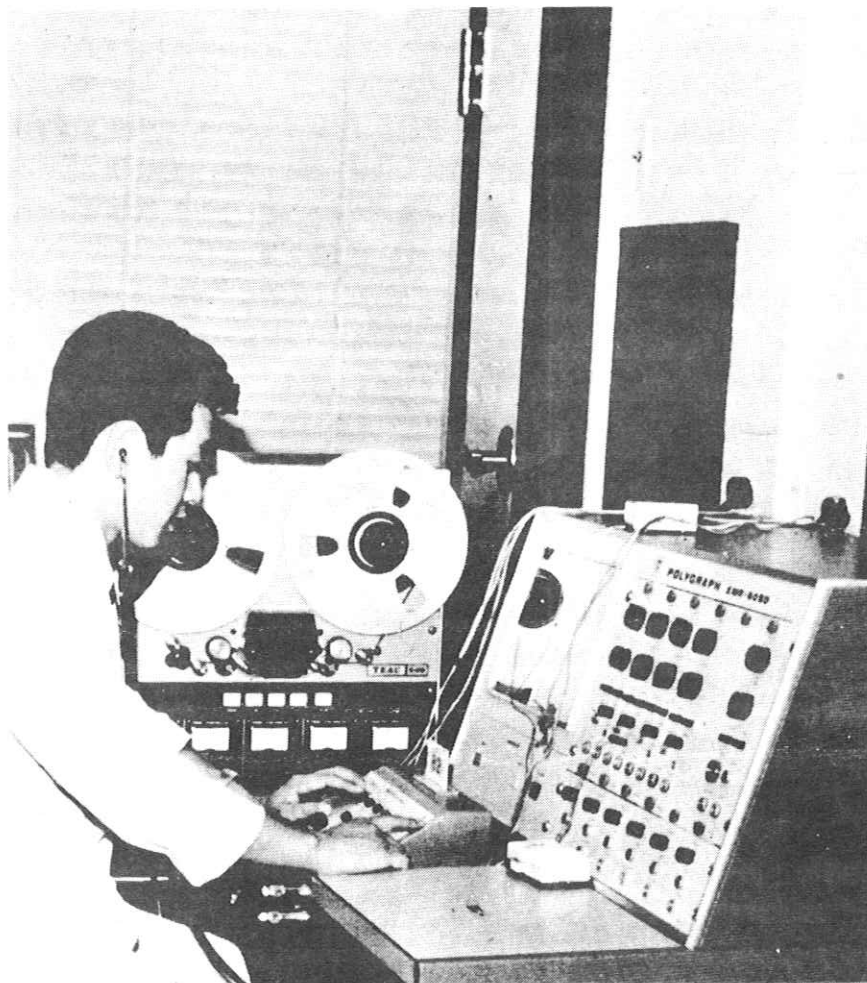


図3：心音図自動診断システム

III-2 心音図自動診断の方式

心音の自動分析は、次の1)~4)の順で行なった。この際、データレコーダーは、Computerのコントロールで自動的に操作されるために、技師は最初に1回Computerの開始ボタンを押すのみで、処理は自動的に遂行するようになっている。1)患者番号の認識とデータの格納：心電図のR波をTriggerとして第2心拍R波の160msec.前から0.5msec.間隔、8ビットの精度にて、1.5秒間心電図と3 channelの心音図を格納した。2)基線の設定と8 msec.間隔のデータの抽出：データ量を減じ、以後の処理を迅速化するために、心音図を8 msec.間隔のsegmentに分け、各segmentから2つのパラメータすなわち最大振幅とゼロ交叉数一を求めた。3)心音と心雑音の認識：心音条件と心電図のRR間隔とR波の位置から、I音、II音を認識した。ついで、III音、IV音、開放音、駆出音などの有無を分析した。雑音については、雑音条件を用いて心尖部低音、高音、心基部高音の3つの心音図別に収縮期、拡張期、前収縮期の雑音を分析した。4)結果の判定と出力：認識された心音、心雑音について異常の有無を判定し、その結果をテレタイプ上と紙テープに出力し、分析したデータをデジタル・プロッターにてプロットした。(現在は異常心音図のみプロット)

III-3 診断精度

当センターの総合健診システムで2ヶ月間に処理した2860例の診断精度は、専門医の診断と96.9%の症例で診断一致をみた。また、種々の異常心音図所見を有する約500例についての診断一致率は、収縮期雑音98.6%(363例)、低音拡張期雑音70.6%(32例)、高音拡張期雑音98.1%(101例)、前収縮期雑音70.6%(24例)、II音の異常94.6%(70例)、異常III音87.8%(36例)、異常IV音95.4%(105例)、開放音85.5%(47例)などであった。持続の短い前収縮期雑音以外は、ほぼ満足すべき成績を得た。

IV. まとめ

以上のごとく、心電図自動診断を始めとして、生理機能検査における自動解析システムの開発は、すでに実用化の段階に入り、集団検診システムや病院の日常臨床検査において多量のデータ処理の経験が報告されるようになってきている。医療におけるコンピュータの導入は、近年著しく増大している医療需要という社会的なニーズに答えるものであり、具体的には、医療のシステム化、省力化、正確化、客観化、迅速化などを目ざしたもので、将来の医療にとって必須の条件といえよう。

一方、自動解析システムを全体としてとらえた場合、それは、単にハードウェアやソフトウェアの良否に関係するのみならず、検査にたざされる技術員の技術すなわちヒューマンウェアによっても大きく影響されることを考慮すべきである。すなわち、常に生理的変動を示す現象と歪みのない信号として、正しく収集し、装置に入力するためには、自動解析以前の技術的あるいは方法論的な諸問題の解決が必須であることを忘れてはいけない。また、自動解析システムは「閉じた」個別情報システムではなく、「開いた」システムで、他のより広い医療システムに情報をfeed backする医療情報ネットワークシステムの一つのコンポーネントを形成するものでなければ

ばならない。すなわち、個々のシステム内のみならず、医療情報システム全体からみて、常に合理的・能率的なシステムである必要がある。

最後に、診断・解析の自動化・機械化は、盲目的で無駄な検査による情報公害を惹起し、患者や検査技術員の負担を重くし、医師と患者との人間関係を軽視するのではないかと批判がある。しかし診断の自動化は、医師に時間的な余裕を与えることができるので、むしろ医師と患者との信頼関係の促進が期待できることを強調したい。

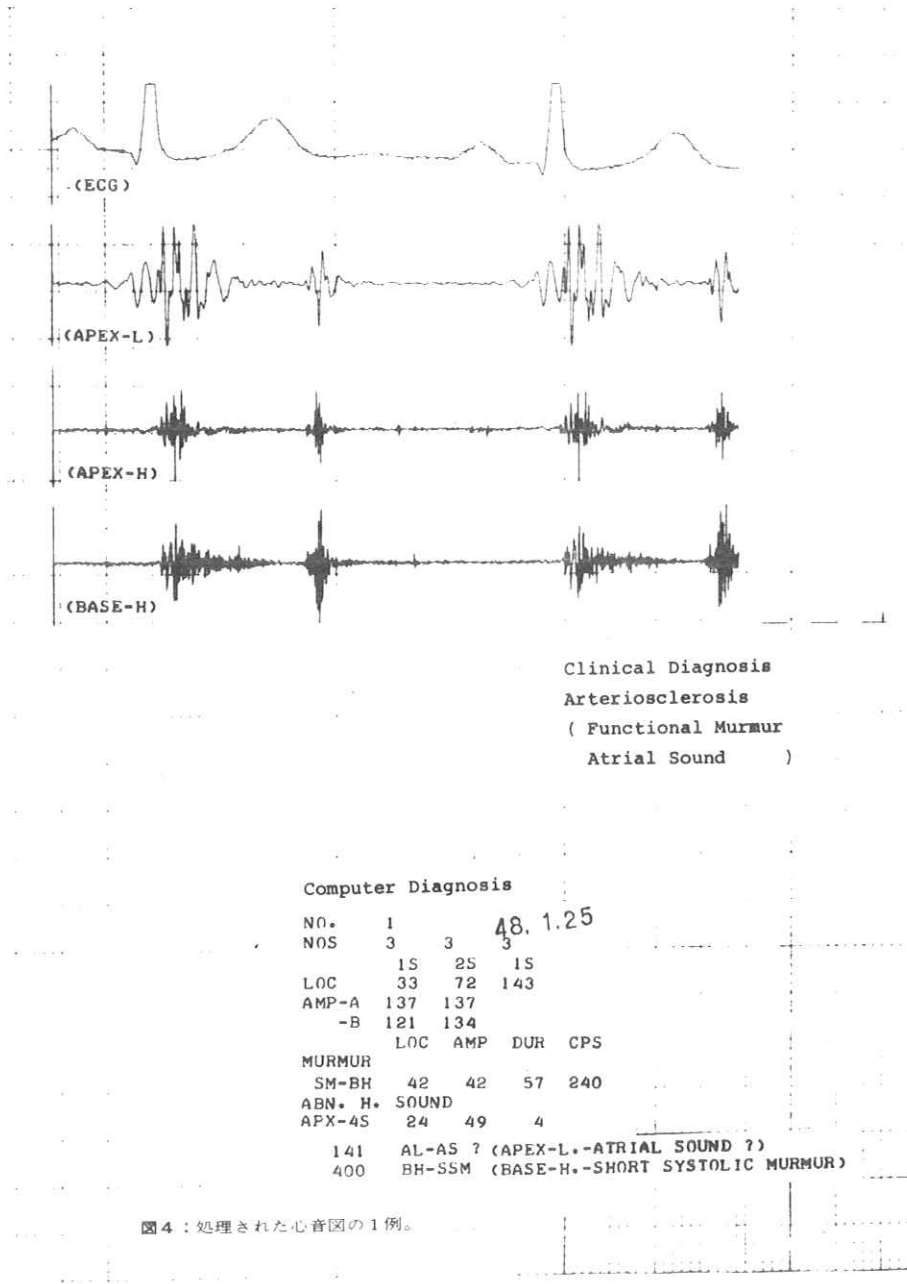


図4：処理された心音図の1例。

微粒子、高ガンマーフィルムと高感スクリーンによる X線写真の高画質化

富士フィルム足1研 園田 実・高野 正 雄

1. 目的

第1報では、低感フィルムと高感スクリーンの組み合わせで、システム感度を低下させることなくRadiographの粒状性が改良できることを報告した。今回はこの知見を基に、フィルムのガンマー特性を向上させ、高圧撮影域でコントラストと粒状性のすぐれた高画質の写真像を得る方法について検討を行った。

2. 実験試料

○微粒子、高ガンマーフィルム (RXG)。

RXGフィルムは、ハロゲン化銀粒子サイズが 1.1μ と小さく、感度はRXフィルムの約 $\frac{1}{2}$ で、粒状は細かい。また特性曲線のガンマーはRXフィルムに比べて約3割高い。その結果、高圧撮影、あるいは、低グリット比のものを使用してもコントラストの高い画像が得られる。

○高感スクリーン (Hi-screen standard)。

高性能の CaWO_4 の蛍光体を使用し、感度は現在一般に使用されている標準スクリーンの約2倍あり、MTFは同等の性能を有している。

3. 実験結果

○組み合わせ特性

第1図にフィルムとスクリーンを組み合わせたときの特性曲線を示した。また表-1には、各々の組み合わせの相対感度等の特性値を示した。

組 み 合 わ せ	相 対 感 度	ガ ン マ ー	M T F ($\mu=2\ell/\text{mm}$)	R M S (D=1.0)
[Hi-SS+RXG]	0.95	2.8	0.50	0.11
[FS+RX]	1.00	2.3	0.52	0.14

表-1 組み合わせシステムの諸特性

○胸部ファントームによる実験結果

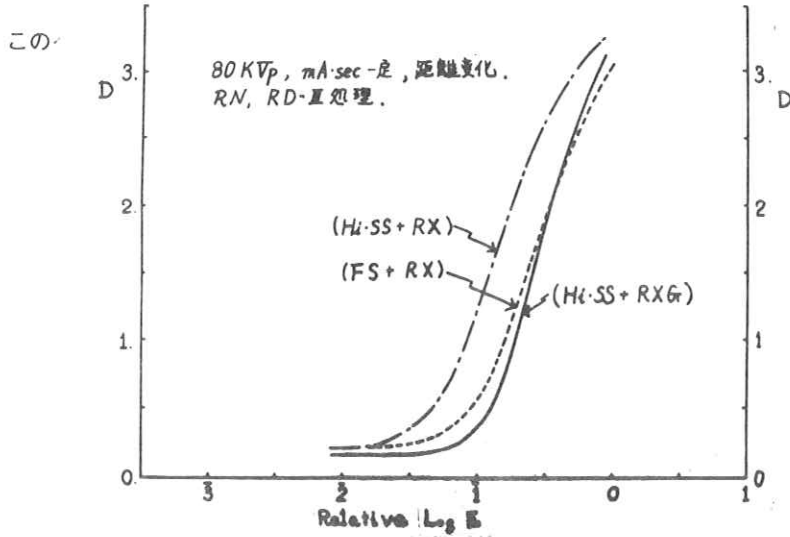
[FS+RX]の組み合わせにつき、grid比 $8=1$ 、80KVPで撮影した像を基準にし、[Hi-SS+RXG]を80KVP、100KVP、200KVPの各電圧で撮影し、各像のコントラストの比較を行った。コントラストは胸部ファントーム像の或1点の濃度を1になるように撮影し、他の2点A-B間の濃度差 ΔD で定義した。その結果を第2図に示した。

[Hi-SS+RXG]120KVPの像は[FS+RX]の80KVPの像とほぼ同一コントラストになり $\text{mA}\cdot\text{sec}$ では約 $\frac{1}{2}$ になり、被曝線量を軽減することができる。

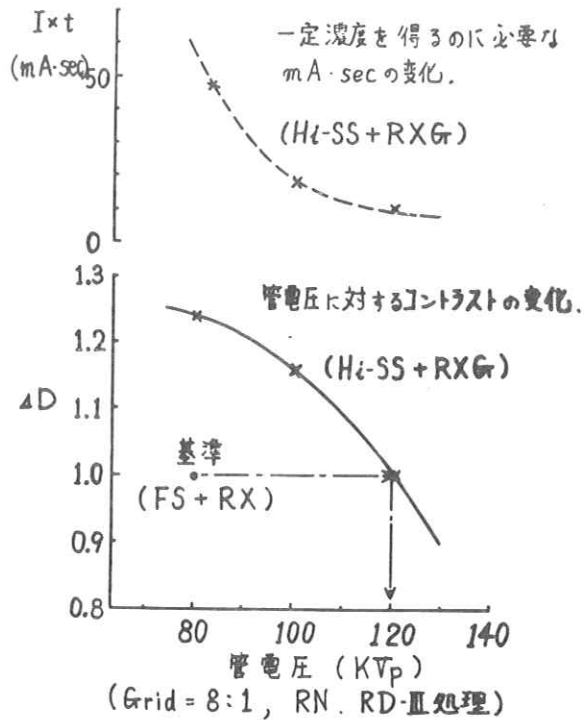
この時の粒状性は従来の高圧撮影に見られるような悪化はなかった。

4. 結論

微粒子高ガンマーフィルムと高感スクリーンの組み合わせは高压撮影域ですぐれた画質が得られ、また被曝線量の軽減にも寄与できるシステムであることが判明した。



第1図 スクリーンとフィルムの特性曲線。



第2図 管電圧に対するコントラスト(ΔD)とmA·secの関係。

X線像形成のシミュレーターとしての ガンマカメラの応用

大阪市立大学医学部

光田 秀雄・畑川 政勝・小堺 和久・吉田 梨影

ガンマカメラによってシンチグラムをとるとき、CRT上でrandomに光るspotが徐々に集積されて臓器の形が形成されて行く過程をゆっくり眺めることができる。X線像においても極めて早い目、微小なスケールの目で観察することができれば、その形成の過程はガンマカメラの場合と同様であることが解る筈である。すなわち、ガンマカメラでの像の形成はX線像の形成を時間的に極度に拡大したものに似ている。このことから、ガンマカメラをX線像形成のシミュレーターとして用いることが考えられ、いくつかの試みを行なった。

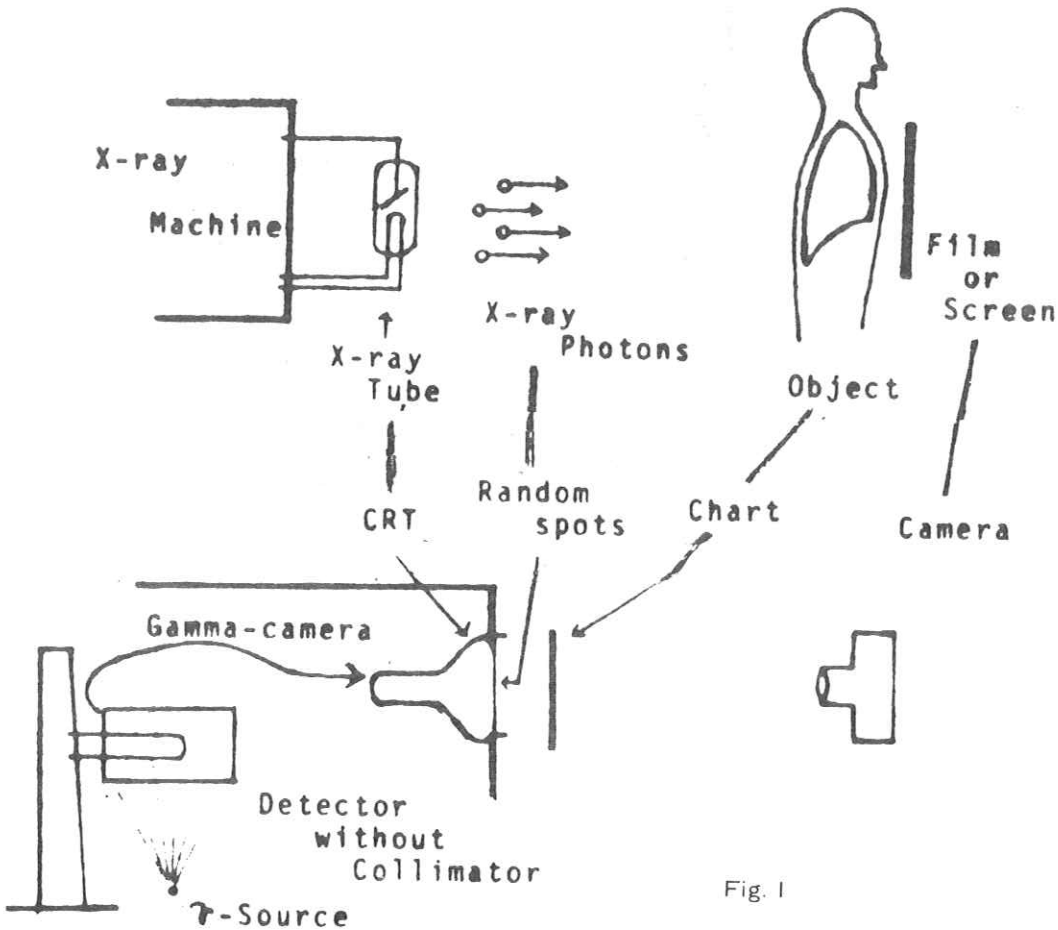


Fig. 1

方 法

R I 像そのものはあまりに像が悪いので、CRTの前面に適当な透明なchartをおき、CRTのspotでこれを観察する方法をとった。その概略は図に示すようにX線管をガンマカメラCRTに、randomに発生するphotonをガンマカメラCRT面上のspotに、X線被写体を透明なchartにシミュレートする (Fig. 1)。

ガンマカメラCRT面にrandomなspotを発生させるためにはdetectorのcollimatorをはずし、適当な γ 線源を置いて、そのsignalを用いた。

Fig. 2は角度 15° のSiemens starの像の形成の過程である。spotの数 10^3 、 5×10^3 、 2×10^4 、 1.5×10^5 、および 1.5×10^6 と順次増して行ったときの像の推移を示す。

散乱線は全くrandomなwhite noiseと考えられるから、chartを写して得られた像上にchartなしのCRT上のspotの像を重ねれば、散乱線の影響のシミュレーションができる。

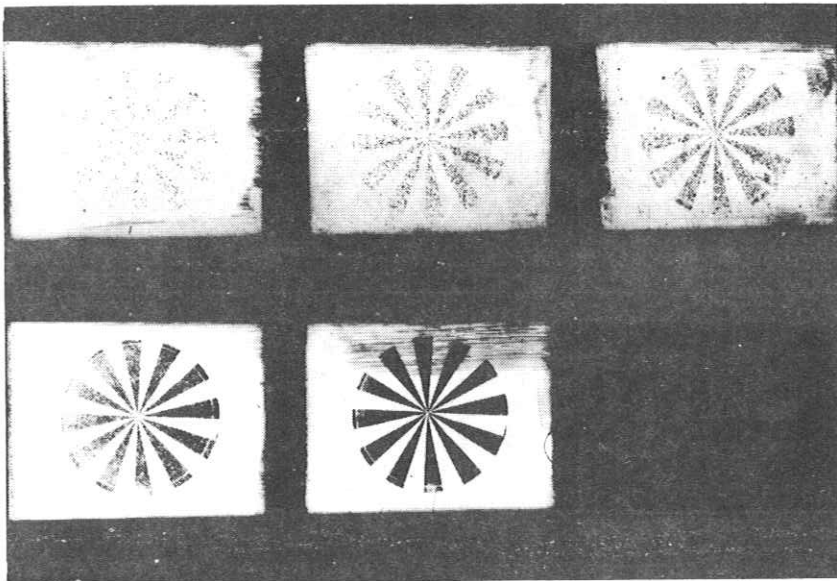


Fig2. Siemens chartの像の形成の過程
左上よりspotの数 10^3 、 5×10^3 、 2×10^4 、 1.5×10^5 、 1.5×10^6

Fig. 3は 3×10^5 のspotで作った像を基準とし、signal部の濃度 (spot密度) が一定となるようにchart+noiseの像を作った。それぞれ 2×10^5 (chart) + 10^5 (noise)、 1.5×10^5 (chart) + 1.5×10^5 (noise)、 10^5 (chart) + 2×10^5 (noise)の像であるが、このchartの扇形の像は面積比 $\frac{1}{2}$ であるから、signalとして用いられたspotの数はchartを写したときの $\frac{1}{2}$ と考えられ、S/Nはそれぞれ $\frac{1}{2}$ 、 $\frac{1}{4}$ となる。

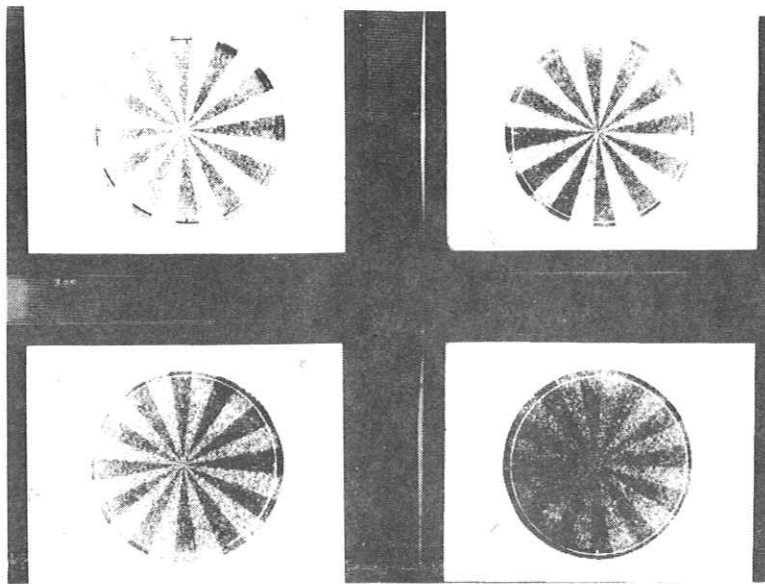


Fig. 3 散乱線の影響のsimulation S/Nはそれぞれsignalのみ、 $\frac{1}{2}$ 、 $\frac{1}{4}$ 、 $\frac{1}{8}$

イラスト的なchartとして透明板上に各種の大きさの文字をprintしたものをを用いるとFig. 4のようになり、spotの数が増すにつれて順次字が明瞭になって行く様子が認められる。このchart上にnoiseをかけるとFig. 5のように、noiseの増加とともに像が不明瞭になって行く状況が認められる。

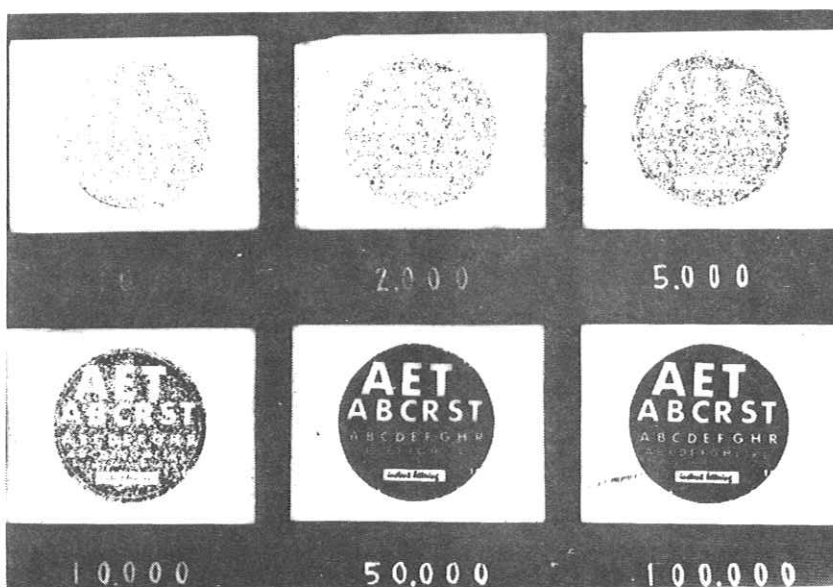


Fig. 4 像の形成過程

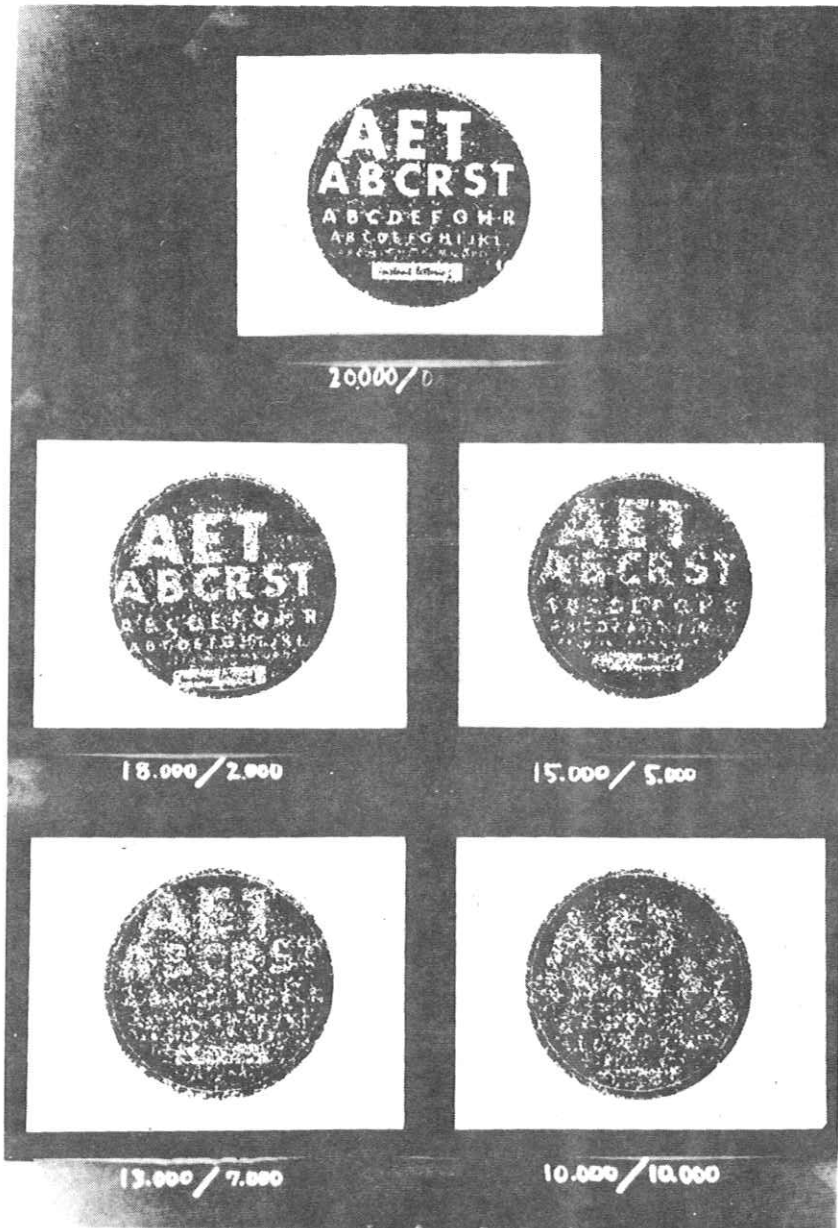


Fig. 5 noisの影響 (散乱線のsimulation)

X線写真をマイクロコピーしたもの chartとして用いることにより、X線像により近いものとして理解することができる。X線被写体と同様とするためX線写真を反転したもの（X線不透過部が黒色）を用いる。Fig. 6はこの方法によるものであるが、最終の像を得るspotの数を100とすると、50、25、10の場合の像である。実際のX線像に比べ、spotの大きさがX-ray photons又は記録系のmottleに比べ極めて大きく、その点ではあまりよいシミュレーションとは言い難い。

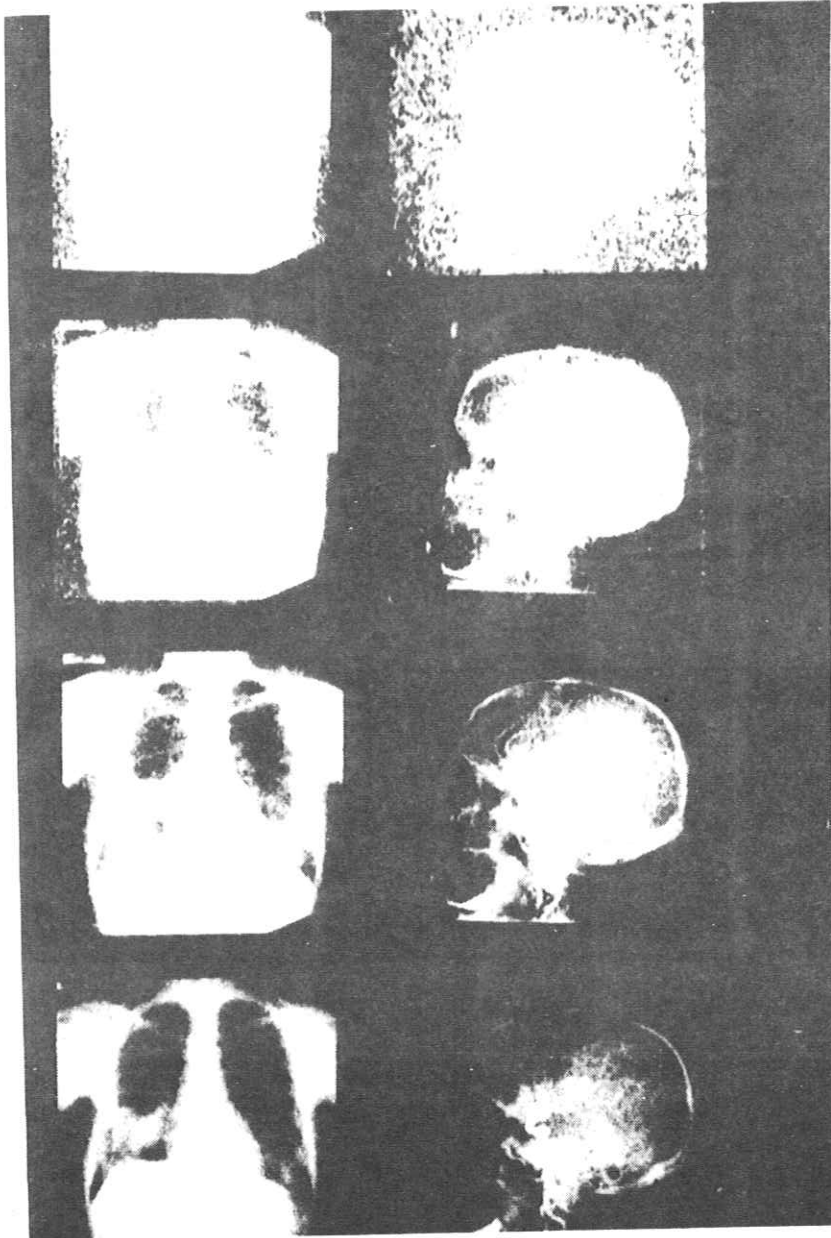


Fig. 6 X線像の形成の過程（画像形成のためのスポットの数は上より 2×10^5 、 5×10^5 、 10^6 、 2×10^6 ）

Fig. 7は先の2種類のchartと同様、散乱線としてnoiseをかけた例である。散乱線としてのspotが大きすぎて、散乱線の影響のシミュレートとしてはあまりよくない。“signal”を形成するspotの数を先にあげたstar像（白墨だけで、面積比が既知の）のように定めることができないので、散乱線としてのnoiseの影響をS/N比として数値的に示すことはできない。

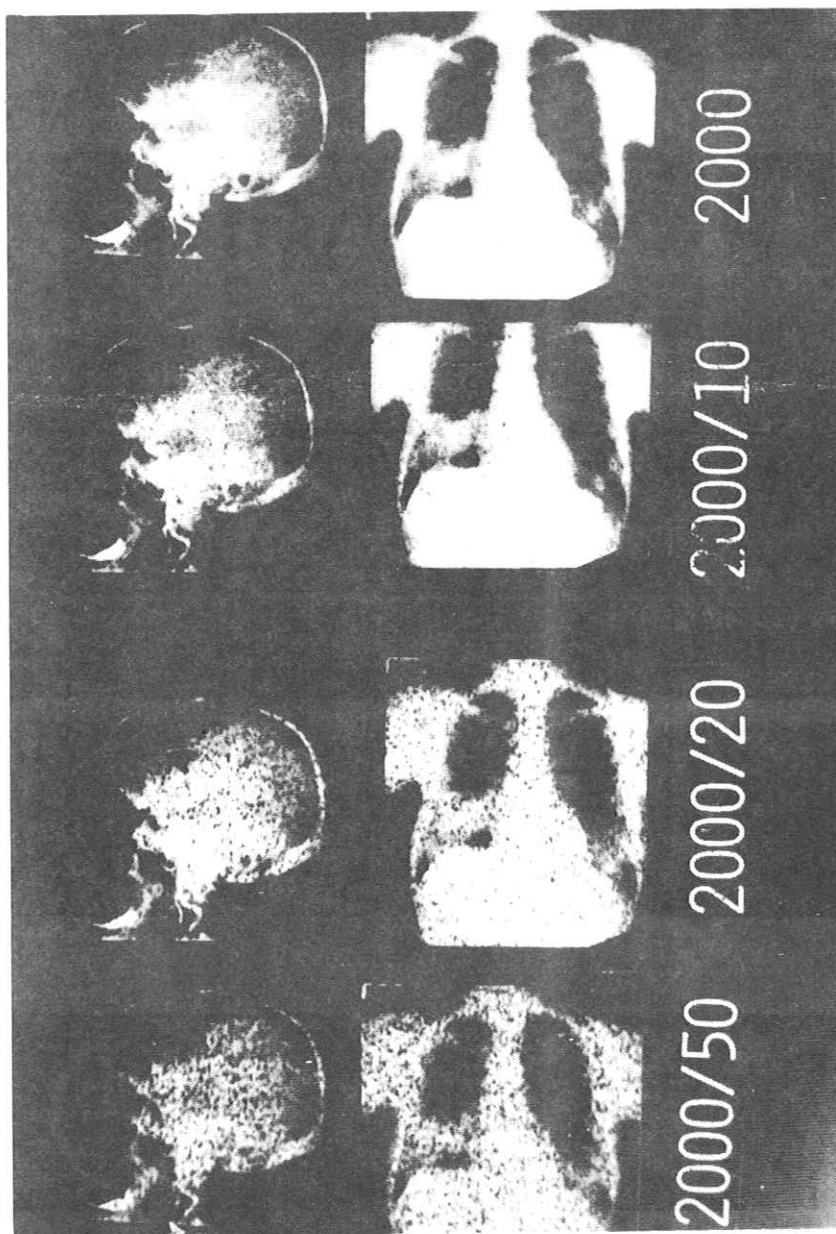


Fig. 7 散乱線の影響のsimulation (noiseとしてのスポットが大きすぎて、よいsimulationとは言えない)

絵を形成するspotの数が異なる場合の像、すなわちX線像で極度にX線量の異なる場合の量子noiseの状態を表現する試みがFig. 8である。spotの数を1:10とし、同じ写真濃度を得るためにはspotの輝度を調節した。そのためspotの大きさが多少異なっているが、像を形成するphotonの数が異れば、記録系のresponseが全く変わらなくても記録された像は同じにはなり得ないものであることを視覚に訴えることができる。

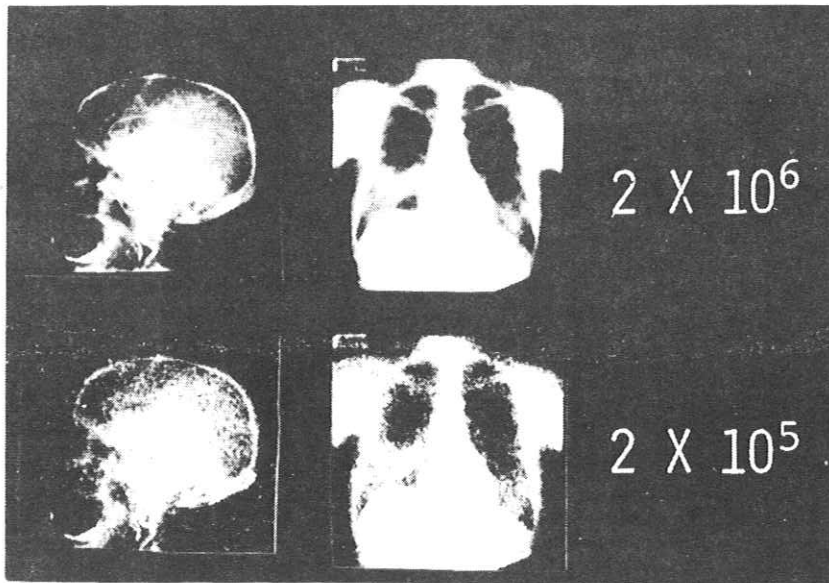


Fig. 8 量子ノイズのsimulation

結 び

ガンマカメラはその本来の使い方の外に、容易に入手し得るrandom noise generatorとしての応用が期待できる。一定面積内のspotの数が容易に数えられ、またその数をpre-setできることも大きい利点といえる。そのような利用法のひとつとして一つの試みを報告した。

定量的なsimulationは不可能としても、学生等にX線像の形成のprocessをアナログ的に示すには役立つであろう。

Measurement for Photon Spectra of Diagnostic X-ray with Si(Li) Detector (II)

診断領域における X 線フォトン分布の測定 (II)

——コンデンサー式 X 線装置——

Hiroshi Sugimoto, Masao Jimbo, Hitoshi Fujita,
Katuyoshi Saito, and Hironobu Yoshida
Tamagawa Works, Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.
and Yuji Takaku

Department of Radiology, Fukushima Medical College

東芝玉川 杉本 博、神保 昌夫、藤田 仁志、斎藤 雄督、吉田 熙宣
福島医大・放 高久 祐治

玉川玉川
カリヨシ
965

Abstract:

Photon spectra obtained from an X-ray tube provide useful informations on basic data for reduction of diagnostic exposures to man. Improving measurement instrument, photon spectra in radiographic condition could be measured.

Photon spectra of primary X-rays emitted from a grid controlled X-ray tube which is incorporated with condenser discharge X-ray apparatus is shown in this report.

[概要]

X線診断において最少被曝線量で最多の情報量をもつ X 線写真像を得る研究の第一歩として、X 線 photon Spectra の測定を進めており、その第 1 報は第 36 回研究会にて発表を行なった。¹⁾ 今回コンデンサー式 X 線装置 (KCD-12L) に格子制御形 X 線管 (DRX-186D) を組み合わせて、撮影ならびに透視条件での photon spectra を測定し、さらに測定結果から、撮影条件と透視条件との photon spectra の相違を検討した。

〔方法〕 今回の測定のプロック・ダイアグラムをFig.-1に示す。

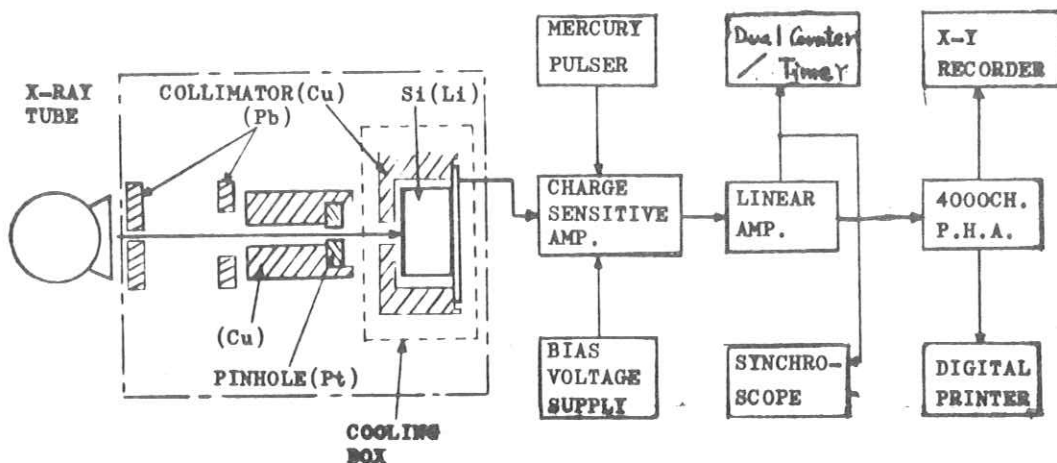


Fig. 1 BLOCK DIAGRAM of the DIAGNOSTIC x-RAY SPECTROMETER

前回報告の測定方法では、撮影条件でのphoton spectra測定が入射photonの最大許容計数率（本測定では5KCPSが最大、前回報告）の制限より不可能であるため、以下のごとき改良を行った。

- 1) X線管球と検出器の距離を3mとはなした。
- 2) 鉛のコリメーターに加えて、金-白金合金のピンホール（径0.075mm）をFig.1に示すごとく加えた。
- 3) Cooling boxを改良して、X線管と検出器との位置決めを容易なものとした。

以上の改良によって、管電流100mAまでの撮影条件においてのphoton spectra測定が可能となった。

さらに得られたphoton spectraの補正、分布形の推定、Exposure換算については電算機を用いて次の5点について行なった。

- 1) P.H.A.の各channelに入ったphoton countsの統計的バラツキを平滑化するため4 channelをまとめる相加平均。
- 2) 使用検出器Si(Li)の検出効率の補正。
- 3) 検出器 - X線管球間の空気による吸収の補正。
- 4) 最小2乗法を30KeV以上に適用して、このエネルギー範囲での近似式の導出。
- 5) photon countsを、Exposureに換算し、アルミニウムによる減衰のCPU Simulation。

[測定結果ならびに考察]

1) 透視条件 (管電流2mA)

管電圧40、60、80、100、120KV、管電流2mA (透視条件) のphoton spectraをFig. 2に示す。30KV以上では、分布形は大體直線に乗っていることがわかる。今回使用したX線装置では高圧トランスの2次側に、0.5 μ Fのコンデンサーが入っているので、透視条件では、管電圧は一定とみなせる。

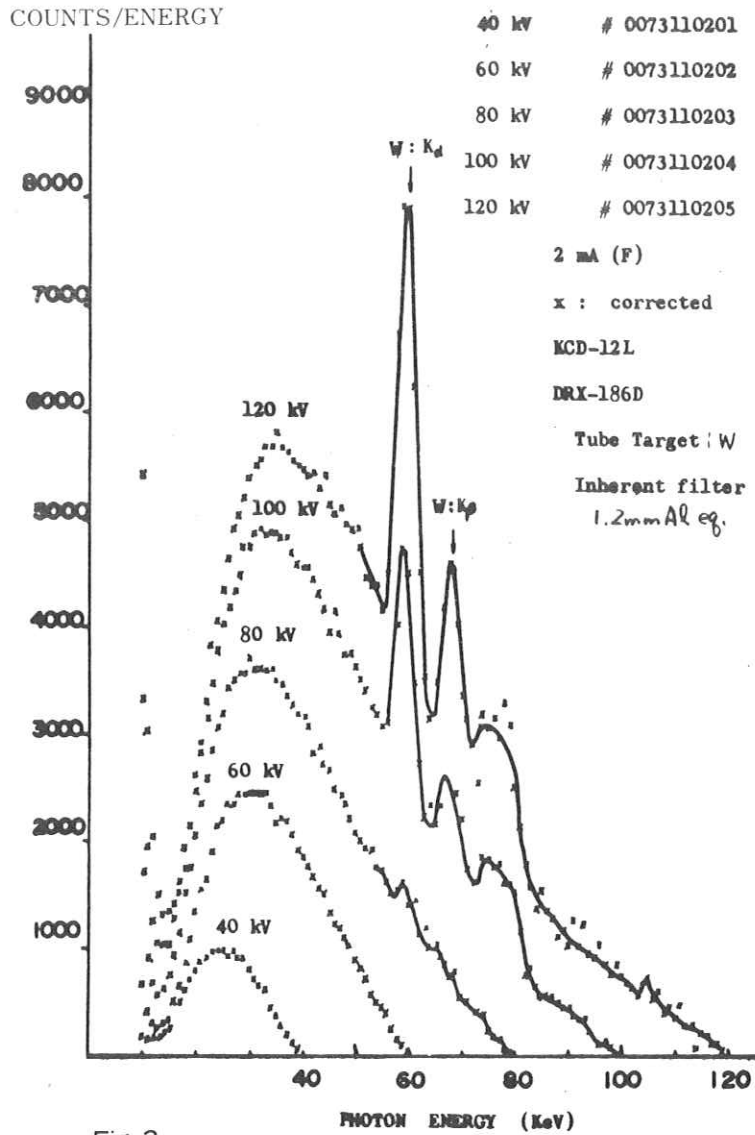


Fig. 2

COMPARISON OF PHOTON SPECTRA due to Varied Tube Voltages

最小 2 乗法による処理の結果、photon spectraは

$$N(E) \cong K(E_0 - E) \quad \text{となる。}$$

但し、 $N(E)$: エネルギー E (Kev) の Photon counts。

K : 比例定数。

E_0 : 管電圧に電子の電荷をかけたもの。

x : 60 kV (F) 2mA # 0073110002
 o : 60 kV → 20 kV (R) # 0473110504
 30 map

KCD-12L

DRX-186D

Tube Target : W

Inherent filter: 1.2 mm
 Al. eq.

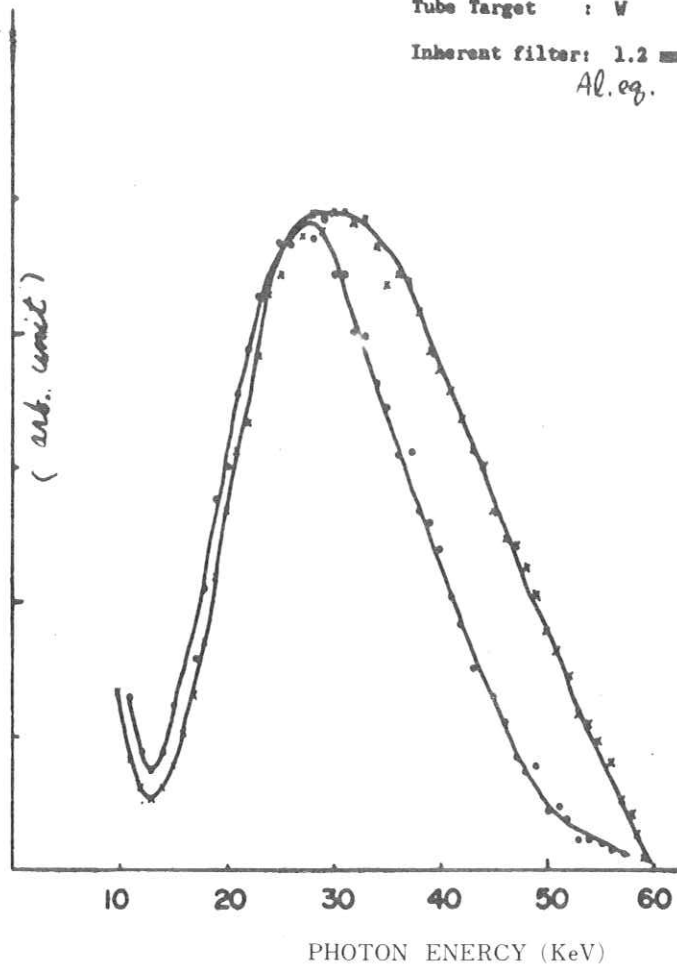


Fig. 3 COMPARTSON OF X-RAY PHOTON SPECTRA

2) 撮影条件

Fig. 3 に管電圧60KVの透視条件(2mA)と撮影条件(30mA, 40KV放電)のphoton spectraを示す。

X線管球(コンデンサー式)に加わる管電圧 $V(t)$ 、管電流 $I(t)$ はコンデンサーの容量をCとすると、

$$\begin{aligned} V(t) &= V_p - \frac{I_p}{C} t \\ I(t) &= I_p \end{aligned} \quad (2) \quad \text{但し、} V_p, I_p \text{は定数}$$

と近似できるので、(1)式を使えば、

$$\text{全放電の場合} \quad N(E) = \frac{KC}{2} (E_0 - E)^2 \quad (3)$$

波尾切断の場合

$$E_1 < E < E_0 \quad N(E) = \frac{KC}{2} (E_0 - E)^2$$

$$E < E_1 \quad N(E) = KC(E_0 - E_1) \left(\frac{E_0 + E_1}{2} - E \right) \quad (4)$$

Fig. 3 では波尾切断電圧20KVであるから、 $E_1 < E < E_0$ の部分が顕著にあらわれている。

3) Exposure への換算

管電圧100KV(全放電)のエネルギー分布の縦軸をphoton countsからExposureに換算した結果をFig. 4に示す。さらにFig. 4内には、アルミニウム0.5, 2.0, 3.0, 5.0mmのfilterを加えた場合の分布も併せて示してある。

〔結 言〕

今回コンデンサー式X線装置を使用してphoton spectraの測定を行なった結果、spectraの形を定めることができた。さらにExposure換算も行なった。今後は線量計等で測定した結果との対比実験が必要と考える。

〔参考文献〕

- 1) M. Jimbo, K. Saito, and Y. Takaku, 放射線像研究 3 (1973) 75
- 2) G. Hettinger et al, Acta Radiol. 50(1958) 381
- 3) E. Storm et al, Health phy, 23(1972) 73
- 4) E. Storm et al, Los Alamos Scientific Laboratory Reoprt LA-3573(1967)

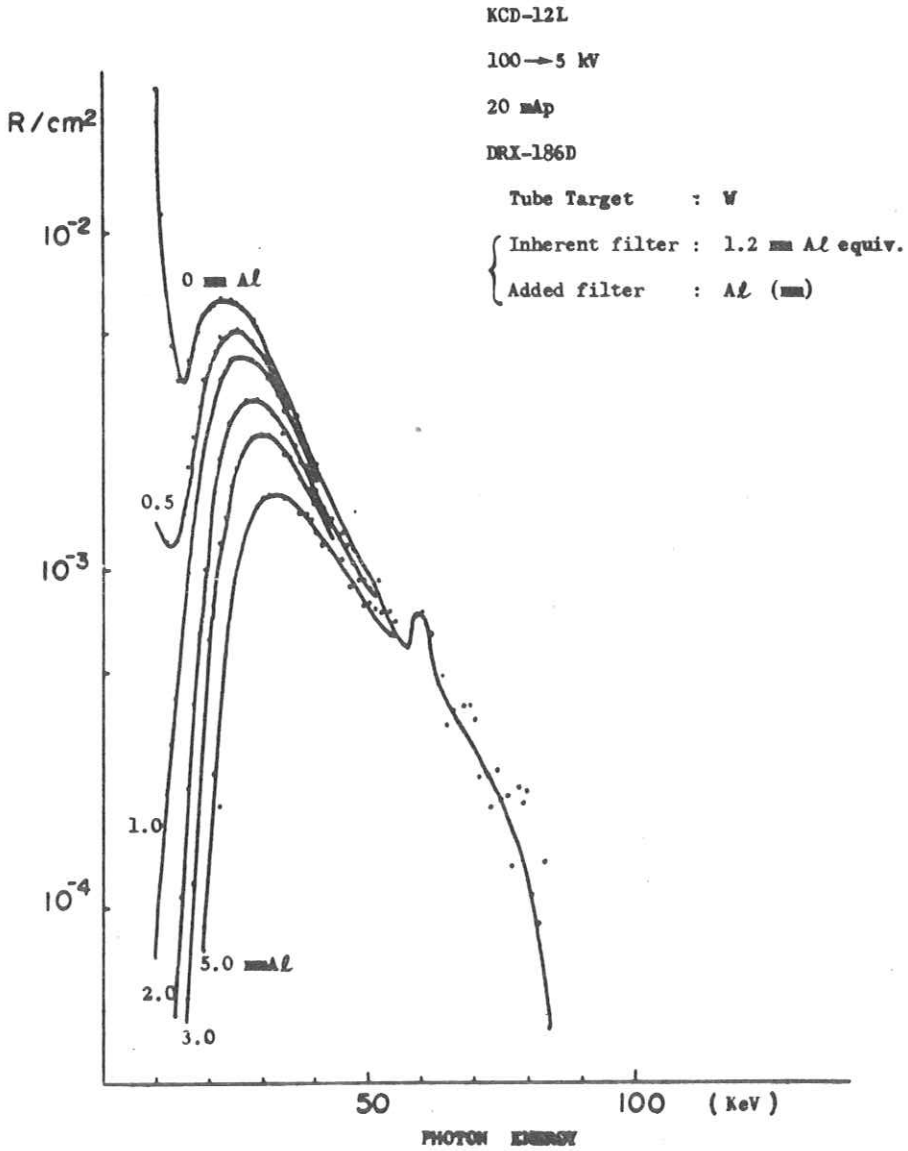


Fig.4

EXPOSURE SPECTRA OF FILTERED RADIATION

#00973110502

R. I. I. 研 究 会

会 長 高 橋 信 次
 顧 問 足 立 忠 立 入 弘 宮 川 正
 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
 佐 柳 和 男 佐々木 常雄 竹 中 栄 一 高 野 正 雄
 金 森 仁 志 木 下 幸次郎 久 保 栄太郎(代理 松川 取作)
 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

青葉の候を迎え会員皆様には研究開発に、医療業務に御精励のことと存じます。R I I 研究会も発足10年を迎え、当初の目的である光学情報論の導入については一区切りの段階では…と思っておりました。しかし最近の会合は参会者も多く、毎年2月に借用する名古屋大学放射線科の図書室も今年は手ぜまに感じられるほどで、研究発表も盛会でした。

雑誌発行はこれまで4年余東京で引き受けておりましたが今号から大阪にお願いすることとなりました。

今川先生及び当会の“研究会記事”時代お世話になった渡辺印刷に御面倒をおかけすることとなりました。東京幹事グループとして長らくの御指導に感謝申し上げ、また今後今川先生をはじめ関西グループに御協力をお願い申し上げます。尚一般事務等はしばらくの間、これ迄通り東京グループで行ないます。

(H)

発行日	昭和四十九年二月
編集責任者	長谷川 伸
発行所	R I I 研究会
発行者	竹 中 栄 一
印刷所	渡辺龍史堂印刷
〒563 大阪府池田市石橋二丁目一七の十三	電話 〇七二七 一六一七 一七一九
〒113 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
電話 〇三二八 一五五四 一八二〇	内線 八六七六
〒182 調布市調布ヶ丘一五五	電気通信大学電子工学科内
電話 〇四二四 八三二二 二六二	内線 四二〇