

# 研究会記事

---

＊目 次＊

24-1	○ 計算機制御による動的X線映画撮影法 (調音運動観測のための予備実験) .....	2
	○ X線マイクロビームの計算機制御による舌骨の観測 一 東大・医学部・音声研。桐谷 滋、 藤村 靖 電通大・研究施設 石田晴久 .....	4
24-2	X線写真の処理 一 東女医大 三浦 茂 .....	6
23-3	イメージングアンプの発光の時間応答 一 島津製作所 津田元久 平川宗市 .....	7

# R. I. I. 研究会

## 役員および賛助会員

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(代理松川) 金森仁志  
木下幸次郎 佐柳和男 佐々木常雄  
竹 中 栄 一 高野正雄 滝沢正臣  
津 田 元 久 恒岡卓二 野田峰男  
長谷川 伸 松田 一 三浦典夫  
小西六関係者 1 名

## 賛助会員

キャノンカメラ株式会社

島津製作所

大日本塗料株式会社

株式会社ナック

富士写真フィルム株式会社

小西六写真工業株式会社

芝電気株式会社

東芝放射線株式会社

日立製作所亀戸工場

富士電機株式会社

(五十音順)

## 第24回放射線イメージ・インフォメーション研究会

日 時 昭和45年5月16日(土)

10:30~

会 場 フジフィルム本社会議室

東京都港区西麻布2-26-30

出席者 多数

計算機制御による動的X線映画撮影法  
(調音運動観測のための予備実験)\*

藤村 靖 桐谷 滋 (東大医 音声研)  
石田 晴久 (電通大)

X線高速映画撮影は調音運動の観測のための最も有効な手段であるが、被験者に許容されるX線被曝量には限度があるため、系統的な観測を充分に行なうには困難がある。我々は、有効なデータを取得するために要するX線照射量を必要最小限にとどめ、かつ得られたデータの自動処理を容易に行なうため“計算機制御による動的X線映画撮影法”を考案し、実験の方法を確立するために試験的装置を制作して調音運動観測のための予備実験を行なった。

実験方法の原理

図1に装置のブロックダイアグラムを示す。遠焦点電子銃より発射された電子線は磁界レンズによって収束され、陽極ターゲット上に微小焦点を結ぶ。ターゲットはタンゲステン板よりなり、水冷されている。陽極より35mmの位置に直径30 $\mu$ のピンホールがふかれ、発射したX線の一部がX線マイクロ・ビームとして取り出される。磁界レンズとターゲットの間に静電偏向板をおき、電子線に偏向を加えることによってターゲット面上のX線源の位置を制御し、その結果取り出されるX線マイクロ・ビームの方向を変化させることができる。被写体面はピン・ホールより35cmの位置に設定され、被写体を透過してきたX線はシンチレータ(Na-I結晶)と光電子増倍管よりなる高感度検出器により検出される。

被写体の照射すべき場所の座標は計算機内部で時々刻々に決定され、D-A変換器の出力電圧により指定される偏向電圧が増幅された後偏向板に与えられる。同時に、光電子増倍管の出力信号が一定の時間積分される。積分の開始は計算機からのパルスにより行われ、プログラムによって指定される一定時間の後に積分値がサンパルされる。この値にA-D変換され、その時刻に照射していた場所のX線透過量の大きさをとして計算機に読みこまれる。これにより、被写体を一様にスキャンした場合には通常のX線像を得ることができ、それだけでなく、任意の時刻に任意の場所を自由に照射することが可能である。

本方法の特徴

(1) 計算機プログラムによりX線の照射を制御することにより、必要なデータを取得するのに最も有効と思われ、場所だけに限ってX線の照射を行なうことができる。特に、検出されたX線の信号をオンラインで処理することにより、次の照射を行なうべき時間、場所を、その時刻までのX線照射の結果から得られた情報に

\* A Preliminary Study of the Computer Controlled Dynamic Cineradiography.  
By O. Fujimura, S. Kiritani (Res. Inst. of Logopedics and Phoniatrics, Faculty of Medicine, Univ. of Tokyo), and H. Ishida (Univ. of Electro-Communications).

もとの最も効果的に決定することができる。

(2) 空間的情報が時間的情報に変換されているため、通常のX線フィルムによる撮影等の場合と異なり、X線検出器に高感度シンチレータを使用することができる。このため入射X線光子量を殆ど100%検出することが可能である。

(3) 観測の結果は直ちに解析され、モデルとの比較検討の結果等と共にオシロスコープ上に表示される。これにより観測者は、実験が予期通りに進行しているか否かを常にその場で監視することができ、現在の実験がその目的のために有効でないと判断された場合には直ちにX線の照射を停止することができる。得られたデータはマグネティック・テープ等の形で保存しておくことができ、写真フィルムの処理のような複雑な操作を省くことができると同時に、将来必要なデータの取り出しを容易に行なうことができる。

現在のX線発生装置の加速電圧は50KV、ターゲット電流は250 $\mu$ Aであって、被写体面上でのX線ビームの直径は0.6mmである。有効に検出されるX線光子数は約 $2.5 \times 10^5$ /secであって、吸収体の無い場合、1mm角Pbハレットの動きを400frames/sec程度で追跡することができた。実際に舌の表面にふかれた金属ハレットの動きを観測するために、より強力な高加速電圧のX線発生装置の採用を現在検討しており、同時に現在の装置で金属ハレットを使用せずに、舌骨等の動きを観測するための予備実験を行なっている。

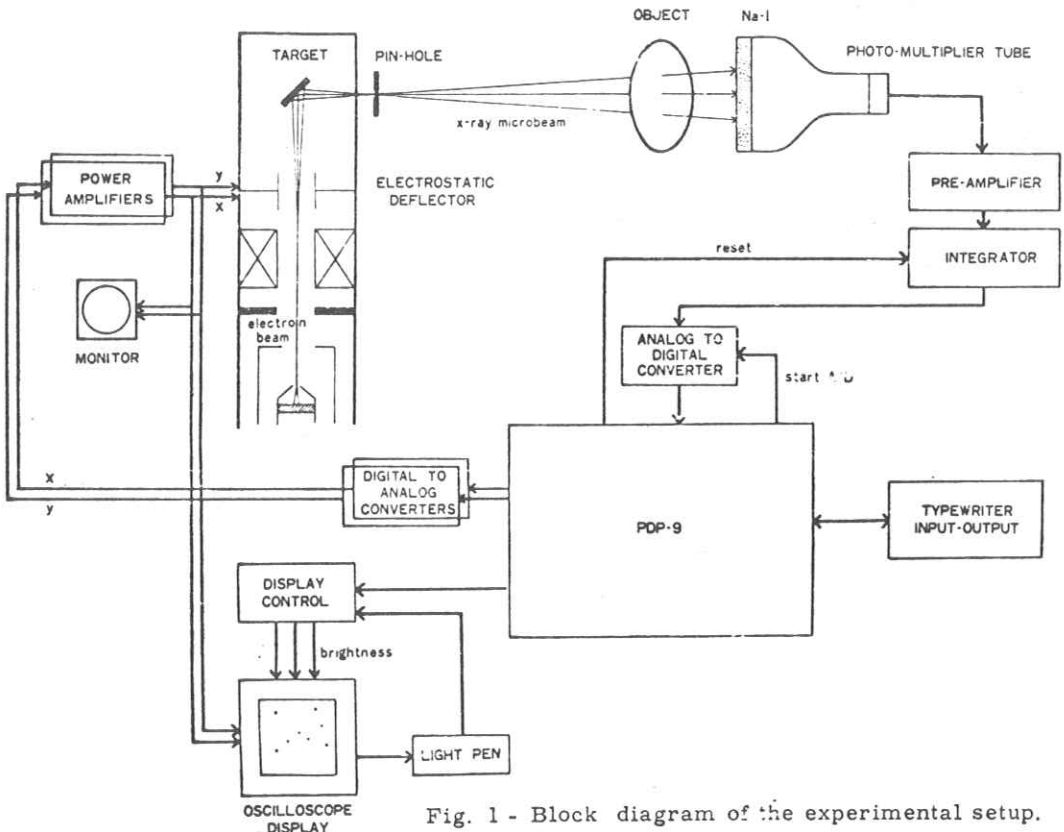


Fig. 1 - Block diagram of the experimental setup.

桐谷 滋 藤村 靖 (東京大学医学部音声研)  
石田 晴久 (電気通信大学)

舌骨運動をX線により観測するさい、被験者のX線被曝量を必要最小限にとどめかつデータの自動処理を容易にすることを目的として、我々はX線マイクロビームの照射位置をオンライン計算機により制御する、特殊X線観測法を考案し、小型試験装置を試作して予備実験を行ない、本方法の原理、有効性を確認して来た。<sup>1)</sup> 今回は、本方法により舌骨の位置を観測する実験について報告する。舌骨は、甲状軟骨の上にある馬蹄状の小骨で、筋肉を通じて舌、甲状軟骨、胸骨等と連結し、その位置の動的観測は発音運動に関する重要な情報を与えると考えられる。

Fig. 1は舌骨の周囲3x3 cm<sup>2</sup>の領域をX線ビームで走査して各点での透過X線強度を計算機内に記憶し、ディスプレイ用のブラウン管のスポットを走査するさいに、スポットが各位置にとどまる時間をX線強度信号の値にもとづいてコントロールして得られたX線像である。この時のX線発生装置の加速電圧は50 kV、ターゲット電流は350 μA、X線ビームの大きさは被写体面上で約1 mmであり、各照射点の間の距離は1 mm、各点でのX線照射時間は1 msecである。X線ビームは被験者に照射されるべきで0.5 mmのアルミニウム板を通して軟X線を除去しており、X線照射量は上記の領域に一樣にスキャンしながら測定した結果1.5 mR/minであった。

舌骨の位置を決定する場合には、X線の照射をできるだけ舌骨の境界付近のみに集中して行なうことが、必要な情報を得るのに最も有効であると考えられる。これにより被験者のX線被曝量をへらすことができるばかりでなく、舌骨の位置の測

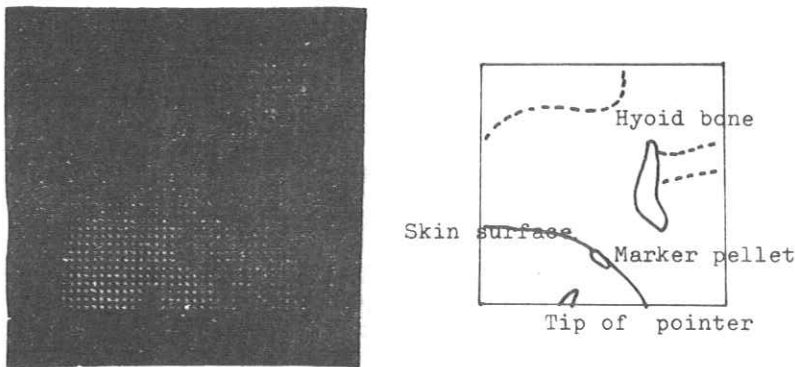


Fig. 1. Image of the hyoid bone obtained by scanning the area of 3X3cm<sup>2</sup>. Step of scan is 1mm and the exposure time for each sample point is 1m-second.

\* Observation of the Hyoid Bone by means of a Computer Controlled Dynamic Radiography. By Shigeru Kiritani, Osamu Fujimura (Research Institute of Logopedics and Phoniatrics, University of Tokyo) and Haruhisa Ishida (Univ. Electro-Communications).

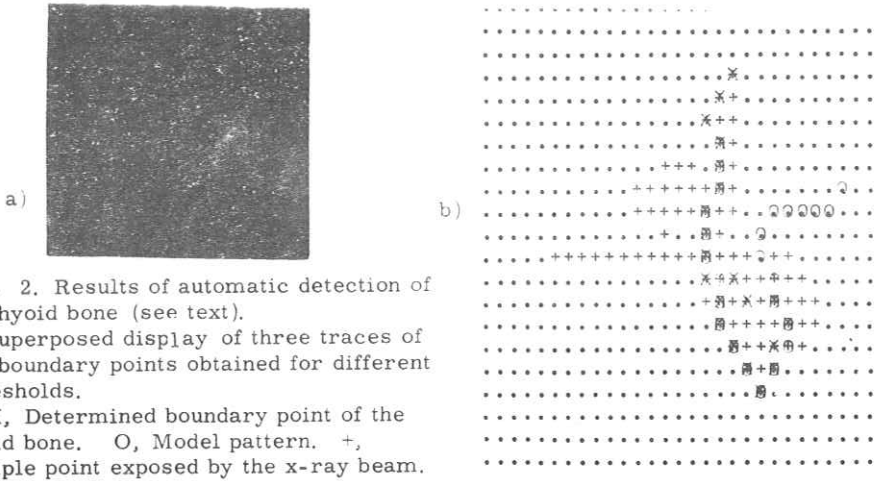


Fig. 2. Results of automatic detection of the hyoid bone (see text).  
 a) Superposed display of three traces of the boundary points obtained for different thresholds.  
 b) X, Determined boundary point of the hyoid bone. O, Model pattern. +, Sample point exposed by the x-ray beam.

定を一回行うのに要する時間が短縮され、ばいフレーム速度で観測を行なうことが可能となる。

Fig. 2 に舌骨の位置を以下に述べる方法により自動的に決定した例を示す。

- 1) まず、指定された点から指定された方向に一次的に走査をしてゆき、舌骨の影に相当して、X線の強度が局所的に最小となる点を見つける。
- 2) 次に、1)で求められた点を中心、X線強度の値がある閾値をこえる境界点を、X線の照射を行ないながらトレースする。閾値の値は、1)で求められたX線強度の最小値に近い値から徐々に高くしていつてトレースをくりかえし行なう。これにより得られるトレースは徐々に広がっていくことになる。
- 3) 次に、Fig. 1 に示しているようなスタイル・ボックスより、あらかじめ舌骨のモデル的パターンを定めおき、2)で求めたトレースがこのパターンより広がってしまう直前の閾値を最適な閾値とする。その時のトレースとモデル・パターンを舌骨の下端部が一致するように平行移動により重ね合わせることでより舌骨の位置を決定する。

Fig. 2 a) は、3つの異なる閾値に対して得られたトレースを重ねてディスプレイしたものであり、図の左側にのびているトレースは、閾値が高すぎる場合のものである。Fig. 2 b) は、決定された舌骨の境界とモデル・パターンを重ね合わせた結果を計算機によりプリント・アウトしたもので、同時に、舌骨の位置が決定されるまでにX線を照射した測定点の位置を示してある。この例では、計84の点にX線を照射している。今後は舌骨の運動の動的観測を行なう予定である。

This work has been supported in part by PHS Research Grant No. 07233-01, 07233-02, and 07233-03 from the National Institute of Neurological Diseases and Stroke, U. S. A.

Reference:

O. Fujimura, S. Kiritani and H. Ishida; Digitally Controlled Dynamic Radiography. Annual Bulletin, Research Institute of Logopedics and Phoniatrics, University of Tokyo, No. 3, 1-34, 1969.

資料 2 4 - 2

X線写真の処理

東 女 医 大

三 浦

茂

(予稿集なし)



## イメージ アンプリファイアの発光の時間応答

津田 元久<sup>(1)</sup>・平川 宗市<sup>(1)</sup>

### Time Response of Luminescence of an Image Amplifier

by Motohisa TSUDA and Soichi HIRAKAWA

Electronic Tube Plant, Shimadzu Seisakusho Ltd., Kyoto

(Received December, 8, 1969)

#### Abstract

Time responses of output luminescence of an image amplifier were measured as to stepwise and square wave X-ray input. Also measured were the time response of input screen and output screen, the elements of an image amplifier.

The temporal modulation transfer function of the image amplifier and the relation between the background luminescence of the image amplifier and the frequency of square wave X-ray input were studied.

About the stepwise X-ray input, it was found that the more intense X-ray inputs give the faster time responses of the image amplifier and that the output luminescence of an image amplifier in steady state is proportional to the input intensity.

#### 要 旨

イメージ アンプリファイアの発光の時間応答をステップ状および矩形波 X 線入力に対する応答として求めた。いっぽう、イメージ アンプリファイアの各エレメント、すなわち、入力けい光面および出力けい光面の応答を求めて、イメージ アンプリファイアの応答と比較検討した。

これらの測定結果から、イメージ アンプリファイアの矩形波 X 線入力に対する変調度伝達特性、バックグラウンドが矩形波入力の繰り返し周波数とともに変化する様子がよく理解できる。

ステップ状の X 線入力に対する応答から、イメージ アンプリファイアの時間応答は刺激強度が大きいかほど速くなること、および定常状態でのイメージ アンプリファイアの出力光量が刺激強度と比例関係にあることがわかった。

#### 1. はじめに

イメージ アンプリファイアをパルス状の X 線で刺激して、像を観察したり記録したりする手法が近年発展してきている。パルス X 線映画撮影、立体 X 線テレビジョン透視などがそれである。このような場合には、パルス X 線に対するイメージ アンプリファイアの発光の時間応答が問題になる。たとえば、高速パルス X 線映画の場合に、フィルムのコマに与える X 線量を一定に保っても、毎秒コマ数が多くなって X 線パルス幅が短くなると、フィルム濃度が不足してくるというような現象、あるいは、立体 X 線テレビジョン透視で 2 個の X 線管からパルス X 線を放射して、左眼像、右眼像を作るとき、それぞれの像に反対側の残像が現れてゴーストを作り、立体視をさ

またげる現象などがあげられる。

これらの問題はイメージ アンプリファイアの発光の時間応答によるものであるが、この方面の詳細な報告はこれまでに発表されていないようである。

ここでは、イメージ アンプリファイアのステップ応答、矩形波応答およびイメージ アンプリファイアの各エレメント、すなわち、入力けい光面と出力けい光面のステップ応答、矩形波応答を求め、各エレメントの時間応答とイメージ アンプリファイアの時間応答の関係をしらべた。以下に順を追って測定結果を述べてみたい。

#### 2. 予備的考察

イメージ アンプリファイアの入力面を X 線で刺激したときの出力発光の応答には時間おくれがある。この時間応答のおくれをもたらす要素としてはつぎのようなものが考えられる。

注 (1) 放射線事業部 電子管工場

- (1) 入力けい光面がX線で刺激されて可視光線を発光するときのおくれ
- (2) 出力けい光面が光電子で刺激されて可視光線を発光するときのおくれ
- (3) 入力光電面が入力けい光面からの可視光線に刺激されて光電子を放出するときのおくれ
- (4) 入力光電面から出発した光電子が出力けい光面に達するまでの電子走行時間
- (5) その他未知のおくれ

これらのうち(1)および(2)については、一般的な理論および実験上の研究がなされている。したがって、ここでは入力けい光面、出力けい光面それぞれの応答を測定し、理論との比較を行なってみること、およびこの両者を合成した応答がイメージアンプリファイアの応答と一致するか否かを検討することが課題になる。もし、この合成応答とイメージアンプリファイアの応答に大きな違いがあるならば、(3)~(5)のおくれがあることになる。

(3)については、 $Cs_3Sb$ 光電面の時間応答のおくれは $10^{-10}$ s程度であるという研究<sup>9)</sup>があり、イメージアンプリファイア全体のおくれと比較して、まず問題にならないようである。また、ステップ状光刺激に対して $Cs_3Sb$ 光電面からの光電子放出はオーバーシュートを呈し、その時間は数10sにおよぶという報告<sup>9)</sup>もあるが、ここで問題とする時間にくらべて大き過ぎる範囲であるから無視できよう。

(4)については電子走行時間を計算で求めてみることにする。結果的には、この時間おくれは問題にならないほど小さいものであった。

(5)については文字とおり未知の要素であるが、しいてその原因を推察するならば、つぎのようなものが挙げられよう。

- (a) 光電面が光を吸収して温度が上昇し、熱電子放出が徐々に増加する。
  - (b) 光電面における何らかの静電容量的な結合によって、光電流の応答におくれが出る。
- いずれにしても、(5)については以上の考察にとどめておくことにする。

以上述べたように、ここでは(1)(2)(4)について測定ないし計算を行ない、測定結果を検討することが主題になる。

### 3. 測定方法

出力光量の測定は光電子増倍管を検出器として用いた測定回路を使用した。図1はその回路図、図2は可視光線のステップ入力に対するこの測定回路の応答を、シンクロスコープで観察したものである。図2に見られるように、測定回路の応答は0.65ms程度で、定常値に達するものである。

入力けい光面およびイメージアンプリファイアへの入力はX線であるから、X線をステップおよび矩形波で発生させる機構が必要である。このために、X線高電圧装置にコンデンサをそう入してX線管電圧を完全平滑にしたうえで、3極X線管のグリッドにステップまたは矩形波入力を加えてX線を制御する方法<sup>4)</sup>をとっている。図3はこの装置をステップ状に動作させたときのX線管電流波形、図4はその回路図である。

イメージアンプリファイアを可視光線で刺激したときの応答を調査する目的には、可視光線をステップ状または矩形波状に発生させることが必要になる。このためには、図4の回路の前半部を用いてネオン管を放電させることにした。図5はこの可視光線を前記の光電測定回路を用いて測定したときの結果である。

以上いずれの場合も応答のおくれは、1ms以下であり、イメージアンプリファイア、入力けい光面および出力けい光面のおくれ時間よりはるかに短い。

出力けい光面については、図6のような真空管に出力けい光面を装着して、これを電子線で刺激した。電子線はグリッドによって制御できるから、このグリッドを前記の3極X線管のグリッドを制御

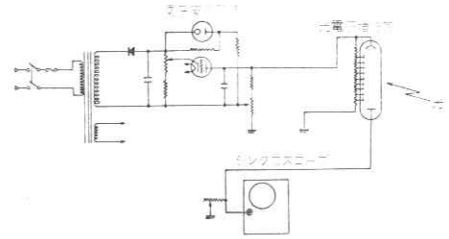


図1 光電測定回路  
Light flux measuring circuit

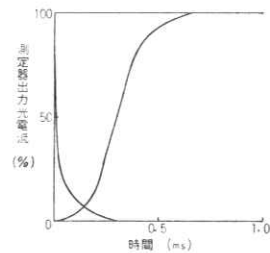


図2 可視光に対する測定器のステップ応答  
Time response of light flux measuring circuit for stepwise input of visible light

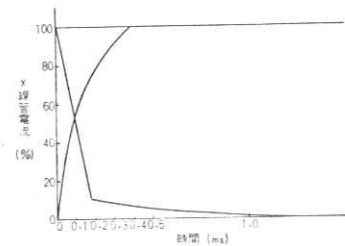


図3 ステップ状X線管電流  
Stepwise X-ray tube current

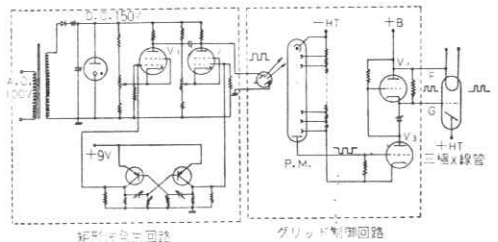


図4 X線をパルス状に出す制御回路  
X-ray square wave generator circuit

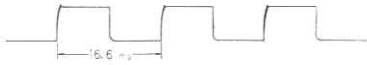


図5 可視光線の矩形波  
Light square wave

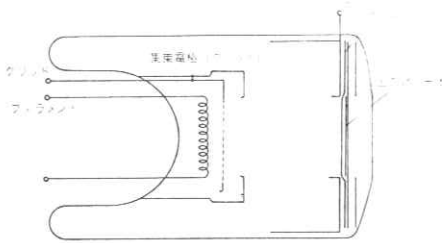


図6 電子線刺激による出力けい光面の時間応答を測定するための真空管  
Vacuum tube for measuring time response of output screen luminescence for electron excitation

する電源で駆動して、矩形波およびステップ状に電子線刺激を行ない、この真空管の出力光を前記の光量測定器およびシンクロスコープで測定した。

#### 4. イメージ アンプリアの応答

島津製9インチ イメージ アンプリアにステップ状のX線入力を放射した場合およびシャ断した場合の応答を図7に示す。図7ではX線入力の強度をパラメータとして変化させているが、この強度の範囲は実際にX線映画ないしX線テレビジョンに使用される範囲である。発光の立ち上がりはX線強度が大きいほど速く、減衰もX線強度が大きいほど速くなるようである。

このことから、イメージ アンプリアにあるX線像を投射しておいて、瞬間的にシャ断したときは、像の明るい部分は速く減衰し、暗い部分はゆっくり減衰するので、像のコントラストは低下して行き、バックグラウンドが長く残ることになる。逆に、X線をステップ状に放射するときは、過渡状態でX線像のコントラストが強調されることになる。

いっぽう、図8はX線刺激強度と定常状態でのイメージ アンプリアの出力光量との関係を示している。この図から、定常状態でのイメージ アンプリアの出力光量とX線刺激強度とは直線関係にあることがわかる。

図9はイメージ アンプリアを、X線放射時間と休止時間の等しい矩形波X線で刺激したときの応答の一例である。この図で、光量の最大値と最小値の差を定常状態発光強度で割れば、光量変調度が求められる。周波数を変化させたときの光量変調度を求めると図10のような矩形波刺激に対する変調度伝達関数 (Temporal Modulation Transfer Function) が得られる。また、図9の最小値の定常状態発光値に対する割合は、バックグラウンドを表わすものになる。さらに、図9の1サイクル分の曲線の下にある部分を積分したものは平均発光量を示す。

図10には周波数を変えたときのバックグラウンドの変化および平均発光量も示されている。変調度バックグラウンドおよび平均発光量の周波数特性は、X線映画撮影や立体X線テレビジョン透視を行なうときに重要なデータになる。

前述したように、X線強度によってイメージ アンプリアの発

光応答が変わるから、矩形波刺激のときの変調度、平均発光量およびバックグラウンドの周波数特性はX線強度によって多少変化する。すなわち、X線強度を増すと変調度は大きく、バックグラウンドは少なくなる傾向がある。この様子を図11に示す。

以上述べたところを総合すると、パルスX線をイメージ アンプリアに加えるときは、X線強度をできるだけ大きくすることが有利だといえる。

実際問題としては、X線放射時間が休止時間より短い矩形波を使うことが多い。このような場合の利点としては、

- (1) バックグラウンドの減少

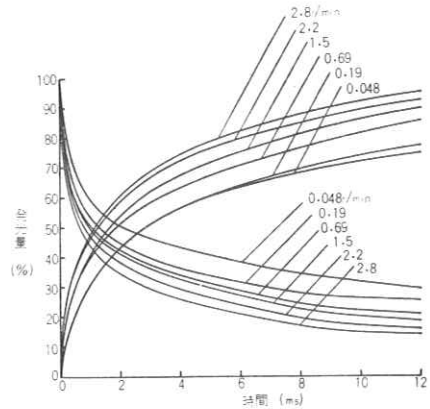


図7 イメージ アンプリアをX線刺激したときのステップ応答  
Time response of luminescence of an image amplifier for stepwise X-ray excitation

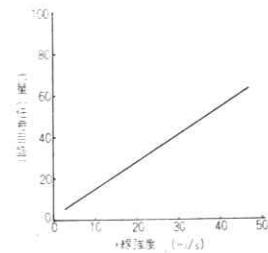


図8 X線刺激強度とイメージ アンプリアの出力光量との関係  
Relation between the X-ray intensity and output luminescence of an image amplifier

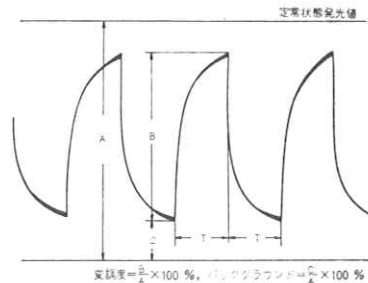


図9 矩形波X線刺激によるイメージ アンプリアの出力光応答  
Luminescence response of an image amplifier for square wave X-ray excitation

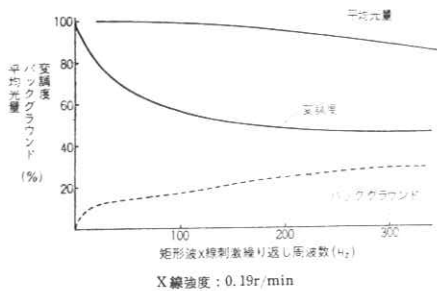


図10 矩形波X線刺激に対するイメージアンプリファイアの時間的変調伝達係数とバックグラウンドおよび平均光量  
Temporal modulation transfer function background and mean light flux of an image amplifier for square wave X-ray excitation

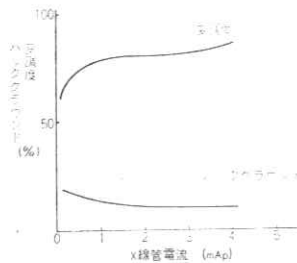


図11 イメージアンプリファイアを矩形波X線で刺激したときの出力光変調率とバックグラウンドにおよぼすX線強度の影響  
Influence of X-ray intensity on temporal modulation and background of an image amplifier luminescence for square wave X-ray excitation of 50% in loading factor at 50Hz

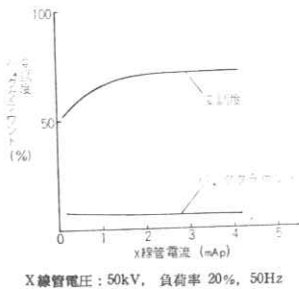


図12 イメージアンプリファイアを矩形波X線で刺激したときの出力光変調率とバックグラウンドにおよぼすX線強度の影響  
Influence of X-ray intensity on temporal modulation and background of an image amplifier luminescence for square wave X-ray excitation of 20% in loading factor at 50Hz

(2) 運動ボケの減少  
の2点があげられる。  
いっぽう、欠点としては、

- (1) 必然的にX線管電流のピーク値を大きくしなければならないので、X線管およびイメージ管の寿命に影響を与える
- (2) 平均光量が低下するのでフィルム1コマを適当濃度にするのに必要なX線量が、X線パルス幅が狭いほど増加する。このため、X線管電流のピーク値はさらに大きくしなければならないという2点がある。

図12は50Hzで1周期のうち20%がX線放射時間、80%が休止時

間であるような矩形波で刺激したとき、X線のmAp値とイメージアンプリファイアの時間的変調度の関係である。

## 5. 入力けい光面の応答

島津製の9インチイメージアンプリファイアに使用している入力けい光面に、ステップ状X線を照射したときの立ち上がりおよび減衰を図13に示す。入力けい光面はZnCdS:Agを被着したもので、製作工程で数度のベーキング処理を経ている。

立ち上がり応答はX線強度を増せばわずかに速くなるが、減衰はX線強度に無関係に一定である。したがって、入力けい光面の残像のコントラストは一定のままで、全体としての輝度が低下して行くことになり、イメージアンプリファイア総合の場合と異なる。ここで使用したX線強度は、やはりX線テレビジョン透視およびX線映画撮影に使用される範囲の強度である。

図14は入力けい光面の定常状態での発光とX線刺激とが直線関係にあることを示している。

入力けい光面の発光応答は、イメージアンプリファイアのそれよりかなり速いようである。

2章でも述べたように、けい光体の発光については詳しい研究がなされているが、それらによれば、けい光体の発光応答は理論的につきのようにして求められる<sup>1)</sup>。

けい光体の単位体積中の発光中心の数を $n_0$ 、刺激エネルギー密度を $i$ 、ある時間において励起されている発光中心の数を $n$ 、発光中心の励起確率を $A$ 、励起された発光中心が光量子を放出して基準状態にもどる確率を $B$ 、ある時間における発光強度を $L$ とすれば、刺激中に励起されている発光中心の時間変化を考えると次式が成立する。

$$\frac{dn}{dt} = Ai(n_0 - n) - Bn \quad (1)$$

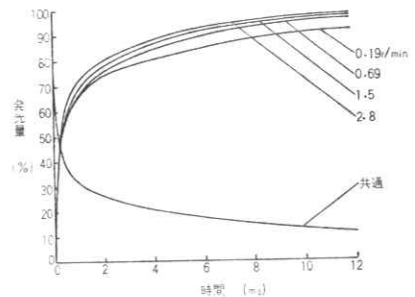


図13 入力けい光面をX線刺激したときのステップ応答  
Time response of luminescence of an input screen for stepwise X-ray excitation

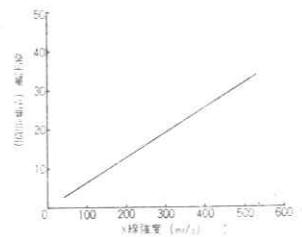


図14 X線刺激強度と入力けい光面の発光量の関係  
Relation between the X-ray intensity and luminescence of an input screen

(1)式から  $n$  をとくと、 $L=Bn$  であること、および  $t=0$  で  $L=0$ 、 $i$  はステップ状刺激であることを考慮すると次式が成立する。

$$L = \frac{ABin_0}{Ai+B} [1 - \exp\{-(Ai+B)t\}] \quad (2)$$

(2)式は立ち上がりの応答を示す。いっぽう、減衰は  $i=0$  として

$$\frac{dn}{dt} = -Bn \quad (3)$$

(3)式をとりて  $L=Bn$  とおけば

$$L = L_0 \exp(-Bt) \quad (4)$$

が得られる。(2)式、(4)式をみればい光体の発光の時間応答がわかる。これらの式と実際の入力けい光面の発光応答を比較してみる。

まず、定常状態の発光と刺激強度の比例関係については、(2)式で刺激  $i$  が十分小さく  $Ai \ll B$  の範囲であるとすると、 $t \rightarrow \infty$  では  $L$  と  $i$  が比例するという結果がでてくる。

つぎに、発光の立ち上がりが刺激強度が大きくなるほど速くなることは、(2)式の指数部の形が  $Ai+B$  となっていることからただちに了解できる。同様に減衰の場合は(4)式から明らかなように、刺激強度に無関係であることがわかる。また、 $Ai \ll B$  であるから、立ち上がりおよび減衰特性は、上下には対象であることが(2)式および(4)式から結論でき、実測からもうらづけられる。

(2)式および(4)式の指数関数の部分を比較すると、立ち上がりの方が減衰よりも速いことがわかる。しかし、図13にみられるように、実際の入力けい光面では減衰と立ち上がりは大体同程度である。このことは、 $Ai \ll B$  であるとするれば両者の指数部の値は同程度となり、理論と合致する。

以上述べたところでは、入力けい光面について理論と実際の合致がみられるのであるが、入力けい光面の立ち上がりおよび減衰は指数的ではなく、理論と合致しない。また、硫化物けい光体の残光は  $1/t^n$  に従うという理論があるが、入力けい光面の残像は  $1/t^n$  にも従っていない。

入力けい光面についても、矩形波 X 線刺激に対する変調度伝達関数およびバックグラウンドの周波数特性を求めた。図15がその結果である。

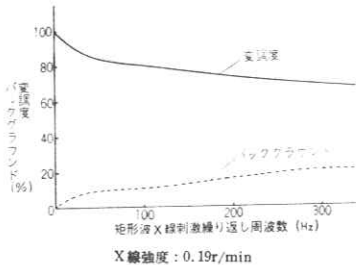


図15 矩形波 X 線刺激に対する入力けい光面の時間変調度伝達関数とバックグラウンド  
Temporal modulation transfer function and background of an input screen for square wave X-ray excitation

## 6. 出力けい光面の応答

出力けい光面についても、入力けい光面と同様の測定を電子線刺激で行なった。出力けい光面もやはり ZnCdS : Ag けい光体を使用している。

また、入力けい光面のないイメージアンプリファイアを製作し、光電面を可視光線で刺激したときの応答も測定してみた。この応答は他に大きな時間おくれがなければ、出力けい光面の応答に近い特性

を示すはずであるから、両者を比較することで未知のおくれ要素の写振を予想することも可能である。

出力けい光面のステップ状入力に対する応答は図16のようになり、刺激強度が大きいほど立ち上がりも減衰も速くなる。すなわち、出力けい光面の応答はイメージアンプリファイアの応答と同様な傾向を示し、入力けい光面とは減衰時の特性が異なっている。しかしながら、応答のおくれは入力けい光面と出力けい光面とあまり大きな違いはないようである。

出力けい光面の応答が温度によって変化する様子をしらべたが、図17にみられるように室温から50°C程度の範囲内ではあまり大きな違いはみられなかった。しかしながら、ドライアイスで冷却した状態では、減衰応答がかなりおそくなることが認められた。

入力けい光面のないイメージアンプリファイアのステップ応答は、図18に示すように発光量を同じにすると出力けい光面の応答とよく

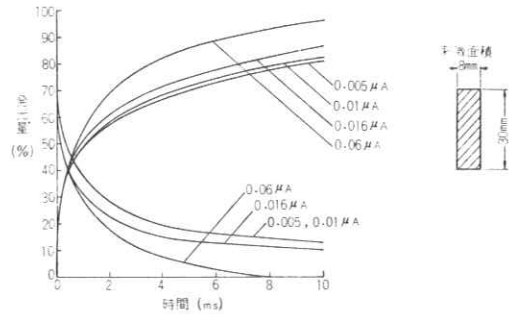


図16 出力けい光面を電子線刺激したときのステップ応答  
Time response of luminescence of an output screen for stepwise electron excitation

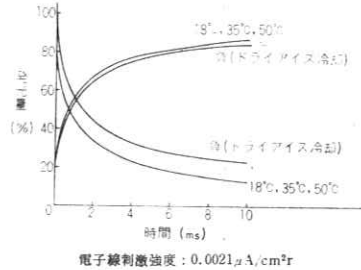
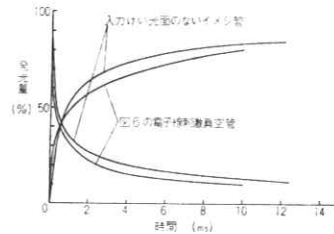


図17 出力けい光面を電子線刺激したときのステップ応答の温度による変化  
Temperature dependence in time response of luminescence of output screen for stepwise electron excitation



出力けい光面輝度は図16の電子線刺激の0.005 μAの場合に相当するようにした  
図18 入力けい光面のないイメージ管を可視光で刺激したときのステップ応答  
Time response of luminescence of an image tube without input phosphor screen for stepwise visible light excitation

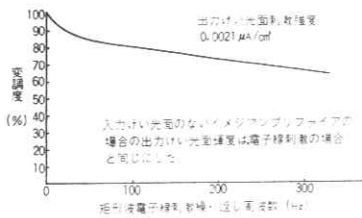


図19 矩形波電子線刺激に対する出力けい光面の時間的な変調度伝達関数と矩形波光刺激に対する入力けい光面のないイメージアンプリファイアの時間的な変調度伝達関数

Temporal modulation transfer function of an output screen for square wave electron excitation and that of an image amplifier without input phosphor screen for square wave light excitation

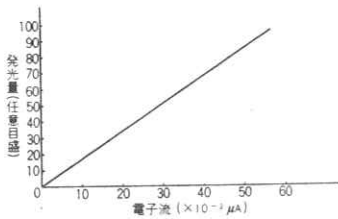


図20 電子線刺激強度と出力けい光面の発光量の関係  
Relation between the electron beam intensity and luminescence of an output screen

一致するばかりでなく、矩形波電子線刺激に対する出力けい光面の時間的な変調度伝達関数は図19に示されているが、これは入力けい光面のないイメージアンプリファイアを可視光線の矩形波で刺激を行なったときの時間変調度特性とよく一致する。

したがって、イメージアンプリファイアの時間応答は大体において、入力けい光面と出力けい光面の応答の合成であると考えてよいことになる。

ブラウン管のけい光面の残光は  $\mu\text{s}$  のオーダーであるというデータがあるが<sup>9)</sup>、イメージアンプリファイアの場合よりはるかに高い電流密度で測定したものである。イメージアンプリファイアの場合は残光が  $\text{ms}$  のオーダーであるが、これは電子流密度が非常に小さいことに起因するものと考えられる。

出力けい光面の発光の時間応答を、入力けい光面の場合と同様に、理論と比較してみると、減衰応答が刺激強度が大きいかほど速いという点が理論と異なるが、他の点では理論と合致する。ZnCdS:Ag けい光体を電子線刺激したときの残光は、けい光体の温度によって変化し、 $1/\epsilon^{(akT^{-1})}$  に従うとされている ( $k$  はボルツマン定数、 $a$  は定数、 $T$  はけい光面の絶対温度) が、図17は傾向として温度が低いほど残像が長くなることを示しており、この理論と合致するようである。しかながら、立ち上がりおよび減衰の曲線の形は、入力けい光面の場合と同様で、指数関数的でもなく、 $1/t^m$  にも従わない。

定常状態での発光強度は、イメージアンプリファイアおよび入力けい光面の場合と同様に、入力電子線強度に比例する。図20はこの様子を示す。図16～図19の電子線強度は、通常動作状態でイメージアンプリファイアの出力けい光面へ到達する電子線の強度と同程度である。

## 7. 電子走行時間

イメージアンプリファイアの光電面から出発した光電子が、出力け

い光面に達するまでに要する時間が問題になるような大きさであれば、ムダ時間として働き、発光応答が時間軸に対して一様に平行移動することになる。そこで、この電子走行時間を計算で求めてみることにする。

実際に計算した例は、島津製<sup>11)</sup>形可変視野イメージアンプリファイアについて行なったものであるが、発光応答を測定した9インチ形イメージアンプリファイアとオーダの違った結果ができることはないものと考えられる。図21は<sup>11)</sup>形可変視野イメージ管の電位分布を、陽極電圧に対する百分率で示したものである。この電位分布からつきのようにして電子走行時間を計算することができる。

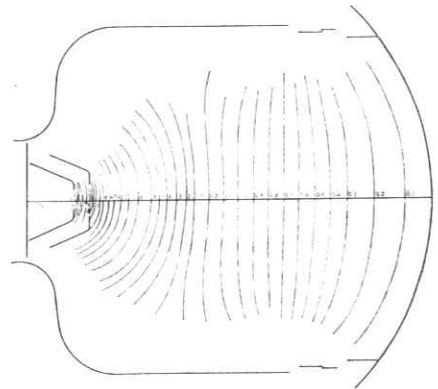


図21 イメージアンプリファイアの電位分布  
Potential distribution in an image amplifier

光電面の中心から初速度ゼロで出発した光電子は、常に進行方向に力を受けるので、イメージ管の軸に沿って走行し出力けい光面の中心に到達する。そこで、この軸上電子について考えることにする。いま、電子が電位  $V$  の点を走行しているとし、その電子の速度を  $v$  とすると、エネルギーの関係から

$$mv^2/2 = eV \quad (5)$$

が成立する。ここで  $m$  は電子の質量、 $e$  は電子電荷である。(5)式から速度  $v$  を求めると次式が得られる。

$$v = \sqrt{2eV/m} \quad (6)$$

(6)式に  $e$ 、 $m$  の値を代入すると

$$v = \sqrt{3.52 \times 10^{11} V} \quad (7)$$

ここで速度  $v$  の単位は  $\text{m/s}$ 、電位の単位は  $V$  である。

(7)式を用いて、図21のイメージ管の軸上の各等電位面に対応して電子速度が求められる。いま、 $i$  番目および  $i-1$  番目の等電位面上における電子の速度を  $v_i$ 、 $v_{i-1}$ 、光電面からの実寸距離を  $Z_i$ 、 $Z_{i-1}$  (図21は縮小されている)、この間を走行する時間を  $\Delta t_i$ 、光電面から出力けい光面までの走行時間を  $t$  とするときの式が得られる。

$$\left. \begin{aligned} \Delta t_i &= 2(Z_i - Z_{i-1}) / (v_i + v_{i-1}) \\ t &= \sum \Delta t_i \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

陽極電圧を  $30\text{kV}$  として、図21と(8)式から計算した結果、電子走行時間は約  $5 \times 10^{-8} \text{ s}$  となり、イメージアンプリファイアの時間おくれに対して無視することができる程度であった。イメージ管の軸上を走る電子以外のものについての計算は行っていないが、オーダが変わることはないと考えてよい。

8. 考 察

以上の諸結果から、イメージアンプリファイアの時間応答特性は、入力けい光面と出力けい光面の時間応答の合成であることがわかった。

入力けい光面および出力けい光面のステップ入力に対する応答は、刺激強度によって変わるので、インパルスに対する応答も一定ではない。したがって、通常行なわれるようにインパルス刺激に対する応答の恒常性を仮定したステップ応答の合成は厳密には正しくないが、図13の入力けい光面応答および図16の出力けい光面応答をみると、刺激強度による応答の違いはあまり大きなものではないので、インパルス応答の恒常性を仮定して応答の合成を行なって、イメージアンプリファイアの応答と比較してみることにする。図22、図23はその結果である。

図22は入力けい光面および出力けい光面の応答であり、イメージアンプリファイアの応答も併記されている。刺激強度は入力けい光面および出力けい光面について、それぞれイメージアンプリファイアの中で受ける刺激強度に対応させてある。また、図23はインパルス応答の恒常性を仮定して、図22の両けい光面のステップ応答から計算で求めたイメージアンプリファイアの応答であり、つぎのようにして求めることができる。いま入力けい光面の立ち上がり応答を  $F_u(t)$ 、出力けい光面の立ち上がり応答を  $G_u(t)$ 、合成した立ち上がり応答を  $R_u(t)$  とすると ( $F_u(t)$ 、 $G_u(t)$  はともに定常状態での値を1に正規化してあるものとする)、

$$R_u(t) = \int_0^t F_u'(\tau) G_u(t-\tau) d\tau \quad (9)$$

となる。

同様に、減衰応答  $R_D(t)$  は入出力けい光面の減衰応答を  $F_D(t)$ 、 $G_D(t)$  とすると

$$R_D(t) = F_D(t) - \int_0^t F_D'(\tau) G_D(t-\tau) d\tau \quad (10)$$

となる。

図23からインパルス応答の恒常性を仮定して合成したイメージアンプリファイアの応答と実際にイメージアンプリファイアの応答は、かなり近いものにはなるが、完全に一致はしないようである。

入力けい光面および出力けい光面のステップ応答をみると、両者ともにイメージアンプリファイアの応答にくらべてかなり速いことがわかるが、それにもかかわらずイメージアンプリファイアの応答がおそいものになることは、一見不可解であるが、図23に示されたように計算の結果からその正当性がうらづけられる。

いっぽう、入力けい光面に応答の速い  $ZnS:Ag$  や  $CaWO_4$  を使うと、その応答は図24のようになるが(刺激X線強度は同一にしてある)、実際にこれらのけい光体を入力けい光面に使用したイメージアンプリファイアの応答は、図25に見られるように  $ZnCdS:Ag$  を使ったものにくらべてさほど速くない。このことはつぎのふたつのことから説明される(図25でもX線刺激強度は同一にしてある)。

(1)  $ZnCdS:Ag$  にくらべて  $ZnS:Ag$  や  $CaWO_4$  は発光量が少ないために、出力けい光面での電子密度が低くなり、結果的にイメージアンプリファイアとしての応答がおそくなる ( $CaWO_4$  の場合はこの現象が支配的)。

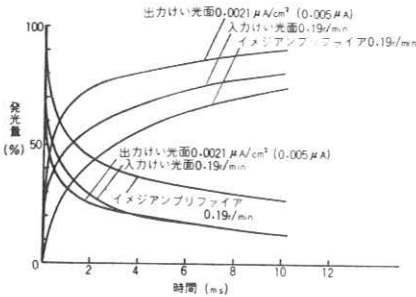


図22 入力けい光面、出力けい光面、イメージアンプリファイアのステップ応答  
Time response of luminescence of an input screen, an output screen and an image amplifier

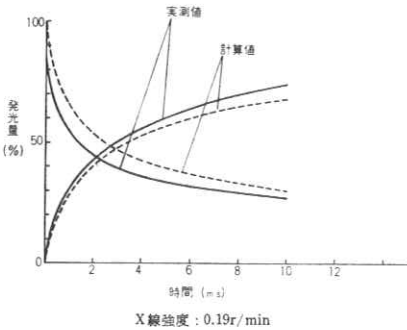


図23 イメージアンプリファイアのステップ応答の実測値と計算値の比較  
Comparison of measured and calculated time response of luminescence of an image amplifier for stepwise excitation

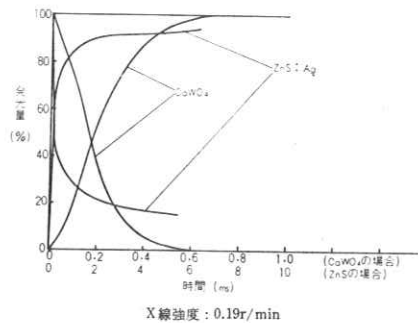


図24  $CaWO_4$  および  $ZnS:Ag$  を用いた入力けい光面のステップ応答  
Time response of luminescence of input screens made of  $CaWO_4$  and  $ZnS:Ag$  for stepwise X-ray excitation

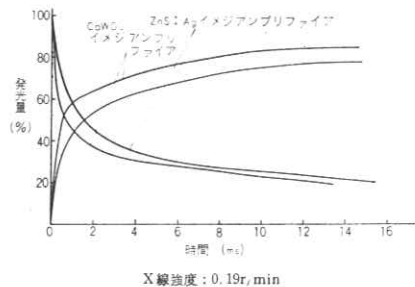


図25 入力けい光面に  $CaWO_4$  および  $ZnS:Ag$  を用いたイメージアンプリファイアのステップ応答  
Time response of luminescence of image amplifiers using  $CaWO_4$  and  $ZnS:Ag$  as input screen phosphor for stepwise X-ray excitation

(2) 入力けい光面の応答が多少速くなくても、出力面の応答と合成するとかなりおそいものになってしまう(ZnS:Agの場合はこの現象が支配的)

入力けい光面および出力けい光面の定常状態での発光強度は、刺激に対して線形関係にあり、その結果としてイメージアンプリファイアの出力光量も刺激X線強度と比例関係にある。したがって、定常状態での像についての解析を行なううえで、線形関係が成立するから光学的レスポンス関数を利用することができる。

つぎに、矩形波刺激の場合の周波数に対する変調度伝達特性やバックグラウンドの変化について考えてみる。この場合も応答の加法性を仮定して、ステップ応答から時間的変調度およびバックグラウンドの周波数応答を求めてみると、実測値と多少異なった値が得られる。

いま、半サイクルに対応する時間における立ち上がりおよび減衰をそれぞれRおよびDとすると、矩形波応答の最大値および最小値は始めから順に

$$R, RD, (1+D-RD)R, (1+D-RD)RD, \{1+(1+D-RD)D-(1+D-RD)RD\}R, \{1+(1+D-RD)D-(1+D-RD)RD\}RD, \quad (11)$$

となる。 $D \ll 1$ を条件とすると、上記の5項目および6項目をそれぞれ最大値および最小値として変調度を計算することができる。また、6項目はバックグラウンドに相当する。 $D \ll 1$ でないときは、さらに項数を増す必要がある。図26はイメージアンプリファイアに

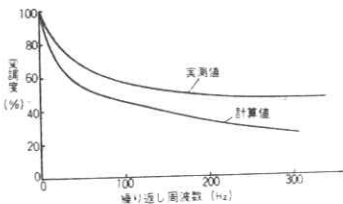


図26 ステップ応答から計算した矩形波刺激に対するイメージアンプリファイアの時間的変調度伝達関数  
Temporal modulation transfer function of an image amplifier for square wave X-ray excitation calculated from time response of an image amplifier

ついて上記の計算値と実測値を比較したものである。この場合も応答の加法性の仮定は適用できないようである。

イメージアンプリファイア、入力けい光面および出力けい光面の矩形波に対する時間的変調度伝達特性は前出各項で求められているが、これらは矩形波に対して求められたものなので、直接に両けい光面の変調度伝達関数を掛け合わせてイメージアンプリファイアのそれを求めるわけにはいかないが、かりに掛け算が成立するとして計算した結果を図27に示す。比較のために実測データも併記してある。

図27からわかるように、両者はかなり一致するようである。

イメージアンプリファイアのステップ応答は、刺激が強いほど速いことがわかったが、このことからX線パルス映画を撮るときはmAp値を大きくする方がよいことがわかる。また、イメージアンプリ

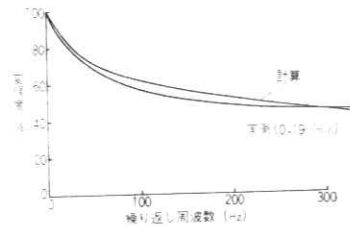


図27 入力けい光面および出力けい光面の応答から計算した矩形波に対するイメージアンプリファイアの時間的変調度伝達関数

Temporal modulation transfer function of an image amplifier for square wave X-ray excitation calculated from the temporal modulation transfer function of input screen and output screen

ファイアとしては明るいものほど応答が速く、電子レンズの縮小率が大きいほど出力けい光面の発光応答が速くなり、イメージアンプリファイアとしても応答が速くなる。

## 9. おわりに

イメージアンプリファイアの発光時間応答特性を詳細にわたって調査した。その結果明らかになったのはつぎのような諸点である。

- (1) イメージアンプリファイアの時間応答を決める要素は、入力けい光面と出力けい光面の発光時間応答特性である。
- (2) 入力けい光面および出力けい光面の応答は刺激強度によって異なる。したがって、その合成としてのイメージアンプリファイアの応答も同様である。両けい光面の応答から恒常性を仮定して計算したイメージアンプリファイアのステップ応答は、実測値と完全には一致しなかった。
- (3) 定常状態でのイメージアンプリファイア、入力けい光面および出力けい光面の刺激に対する応答は直線関係にある。
- (4) イメージアンプリファイアの矩形波刺激に対する時間的変調度、バックグラウンドおよび平均出力光量などの関係が明らかになった。

これらのデータは高速X線パルスによる映画撮影や、パルスX線を用いたテレビジョン透視などに有効に利用されるものと思う。

最後に、この研究について協力していただいた各位、とくに実験に協力していただいた島津製作所技師山岡信行氏に謝意を表す。

## 考 考 文 献

- 1) 山下彰：テレビ用電子管第3章“螢光体および螢光面”オーム社
- 2) Forrester A. T., et al: "Photoelectric Mixing of Incoherent Light" Phys. Rev. **99**, 1691~1700 (1955)
- 3) H. Hora, G. B. Kabiersch: "Time Dependence of Absorption and Photoemission in Cs<sub>3</sub>Sb with Coupled Optical Excitation Mechanism" Z. angew. Phys. **23**, 363~369 (1967)
- 4) 鳥山, 瀬和居ほか: "パルスX線同期制御装置「シマパルス」高速度X線映画撮影用制御装置" 島津評論, **24**, 33~40 (1967)
- 5) 大石巖: "受像管特性一覧表" テレビジョン, **22**, 60~80 (1968)



PROFESSOR SHINJI TAKAHASHI  
DEPARTMENT OF RADIOLOGY  
NAGOYA UNIVERSITY  
SCHOOL OF MEDICINE  
SHOWAKU, NAGOYA, JAPAN

March 13, 1970

Dr. J. F. Ryan  
Department of Radiology  
Royal Prince Alfred Hospital  
Camperdown, N.S.W. 2050  
U.S.A.

Dear Dr. Ryan,

Thank you very much for your letter of February 11, 1970, addressed to Dr. Adachi, regarding the white paper of Japan RII activities.

The copy of your letter was transmitted from Dr. Adachi to me and I am very pleased to have learned that you took interest in our white paper.

As the Japan Society of Radiation Image Information is ready to contribute to the activity of Subcommittee of International Radiation Image Information, ICRE. As we think it might be better to publish the white paper detailed the past and present situation and the future scope of RII in our country, we shall be happy if our white paper would be appeared on adequate Journal.

Very sincerely yours,

Shinji Takahashi, M.D.  
Chairman of the Japan Society of  
Radiation Image Information

cc Prof. T. Adachi  
Prof. G. S. Lodwick

PROFESSOR SHINJI TAKAHASHI  
DEPARTMENT OF RADIOLOGY  
NAGOYA UNIVERSITY  
SCHOOL OF MEDICINE  
SHOWAKU, NAGOYA, JAPAN

March 13, 1970

Prof. Gwilym S. Lodwick  
Department of Radiology  
Medical Center  
University of Missouri  
Columbia, Missouri 65201  
U.S.A.

Dear Professor Lodwick,

Thank you very much for your letter of February 19, 1970. According to Professor Adachi's information, he has sent our white paper on Radiation Image Information (RII) in Japan to Professor Ryan. Your letter would be surely concerned with his letter of Professor Ryan.

We ignore at present the working project of the subcommittee of ICRE, we are convinced the RII is one of the basic problem if the computer will be applied to diagnostic radiology. In this connection we are also interesting to the computer and we shall be happy if we can contribute to the Subcommittee of Computer, ICRE.

As for the aim, activity and present project of our research group, please refer to the white paper at your hand.

Very sincerely yours,

Shinji Takahashi, M.D.  
Chairman of the Japan Society of  
Radiation Image Information

cc Prof. J. F. Ryan  
Prof. T. Adachi

## 昭和45年度日本放射線技術学会総会の紹介

本年度技術学会総会は京都市で開催され、一般演題は11部門で175件、シンポジウム2件、宿題報告1件の発表があり、例年より演題数をしぼられた様子であった。

これらの発表のうち本会に関連のあるものを取り上げて簡単に紹介してみよう。

- 演題番号12 “拡大撮影(50mm焦点による)の基礎的実験” 弘前大学医学部附属病院 柴田俊雄ほか

拡大撮影を行なうときに使用する増感紙の種類を変えたときに解像度がどのように変化するかを調べている。

拡大率6~7倍で、解像度は増感紙に関係なく一定になる。6~7倍以下の拡大率では鮮鋭度の高い増感紙の方がよい。したがって、6~7倍以上の拡大撮影では高感度増感紙を使用する方が有利であると結論している。

- 演題番号17 “間欠X線パルス透視法について” 長崎大学医学部附属病院 高尾義人

X線テレビジョンをパルスX線で刺激し、その映像信号を1フィールド分だけ蓄積装置に蓄積する。蓄積像を直ちに再生して連続観察し、次のX線パルスによる映像信号を蓄積装置に入れるとき前の蓄積像を消去する。

このような装置を用いると、丁度コマ落とし映画のような効果が得られ、被検体の被曝が著しく減るので種々の方式が提案されている。

演者はシミュレーションによってこのようなコマ落とし映画をX線テレビジョン透視像から作り、専門医に診断を仰いだ結果実用可能であると結論を得ている。

- 演題番号62 “X線多色撮影法について(第II報)” 名古屋大学医学部附属病院 山口宏ほか

- 演題番号63 “カラーX線像の試み”

弘前大学医学部附属病院 沢田俊治ほか

- 演題番号64 “X線写真のカラー化について”

静岡労災病院 松村忠範ほか

- カラーX線写真の研究(第8報)

岩手医科大学中央レントゲン部 佐々木仙悦

以上4件はいずれもX線写真のカラー化を扱ったものである。

演題番号62は一枚の普通のX線フィルムに造影剤注入前後のX線像をフィルムの表裏に別々に撮影し、

表裏別々の発色現象を行なってカラーサブトラクション効果を出すものである。

演題 63 は通常の X 線写真をカラーフィルムに単色光で焼付け、発色現象過程で別の色の単色光で露光を与えてカラー像を得るものである。なおこのほかに、X 線写真を I T V で撮像し、映像信号を処理してレベルに応じ色分けをしたうえで、カラーブラウン管によってカラー化して観察する方法について述べている。

演題 64 は通常の方法で撮影した X 線フィルムを現象過程で露光量に応じて 2 色に発色させるものである。

演題 65 はカラーフィルムとカラー増感紙を用いてカラー X 線写真を得るものである。

●演題番号 169 “消尽性蛍光板を用いるカラーサブトラクション” 大日本塗料株式会社  
村上達之ほか

同一部位の造影前後の 2 枚の X 線写真を用いてサブトラクションを行なう方法として、写真的に引算を行なうものおよびテレビジョンを用いる方法が知られているが、演者らは赤外消尽性けい光板を用いた簡単な装置でサブトラクションを試みている。

上から順に造影 X 線写真、消尽性けい光板、単純 X 線写真を重ね上から紫外線を照射し、下側から赤外線を含む白熱電球で照射する。この状態で上方から観察すると、単純写真の透明部を過った光はけい光板を透過して黄白色を呈する。一方造影写真の透明部を透過する紫外線はけい光板を青緑色に発光させる。両写真共通の透明部は消尽効果を呈するので黄白色を、造影血管は青緑色を呈し、カラーサブトラクション像が得られる。

(津 田 元 久)

# COMPUTER APPLICATIONS IN RADIOLOGY

Presented by: University of Missouri-Columbia Medical Center and Extension Division with the Cooperation of the American College of Radiology; Bureau of Radiological Health, United States Public Health Services; and the International Society of Radiology (Committee on Computer Applications of the International Commission on Radiological Education and Information).

UNIVERSITY OF MISSOURI-COLUMBIA  
 MEDICAL CENTER AUDITORIUM  
 SEPTEMBER 23, 24, 25, 26, 1970

## ABOUT THE CONFERENCE

Nationally and Internationally known authorities in the fields of computer applications in radiology and in medical computing management will be featured during this four day conference. Among those who are assisting in the planning of the conference and/or appearing on the program are: Howard Barnhard, M.D., University of Arkansas; Donald Brown, M.D., University of Colorado; John Laughlin, Ph.D., Columbia University; Gwilym Lodwick, M.D., University of Missouri-Columbia; Lee Lusted, M.D., University of Chicago; Erkki Koivisto, M.D., University of Oulu, Finland; Robert Mosely, Jr., M.D., University of Chicago; Mortimer Mendelsohn, Ph.D., University of Pennsylvania; Henry Pendergrass, M.P.H., M.D., Harvard Medical School; William Powers, M.D., National Institutes of Health; Arch Templeton, M.D., University of Kansas; Eugene Saenger, M.D., University of Cincinnati; and Clyde Williams, M.D., University of Florida. Computer applications which are now operational in the field of radiology will be presented during the conference. Other presentations will relate to computer-aided diagnosis in medicine; radiation dosimetry; nuclear medicine; and synthesis, storage and retrieval of consultations and reports.

## PAPERS SOLICITED

Persons interested in presenting papers concerning their work in Computers in Radiology are requested to send abstracts of their papers to: Gwilym S. Lodwick, M.D., Chairman, Department of Radiology, University of Missouri-Columbia Medical Center, Columbia, Missouri 65201 before June 1, 1970.

## ROOM RESERVATIONS

Blocks of rooms have been reserved for participants in this conference at several local motels and hotels. Please indicate on the registration card the dates and type of room desired.

## APPLICATION FOR ENROLLMENT

\*The FEE of \$75.00 covers costs of conference materials, coffee breaks, three luncheons, and one banquet.

Name \_\_\_\_\_

Address \_\_\_\_\_ street \_\_\_\_\_ city \_\_\_\_\_ county \_\_\_\_\_ state \_\_\_\_\_ zip \_\_\_\_\_

Graduate of \_\_\_\_\_ Degree \_\_\_\_\_ Year \_\_\_\_\_

Specialty \_\_\_\_\_ Board Certified \_\_\_\_\_ yes \_\_\_\_\_ no \_\_\_\_\_ Eligible \_\_\_\_\_

Type of Work: \_\_\_\_\_ Private Practice (alone) \_\_\_\_\_ Full-time Faculty \_\_\_\_\_ Public Health \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_ Private Practice (partner) \_\_\_\_\_ Resident \_\_\_\_\_ Intern \_\_\_\_\_

Graduate of \_\_\_\_\_ Degree \_\_\_\_\_ Year \_\_\_\_\_

Type of Work \_\_\_\_\_ and/or Specialty \_\_\_\_\_

Make check payable to the University of Missouri Columbia and mail to: Executive Director, Continuing Medical Education, M-175 Medical Center, Columbia, Missouri 65201 I desire: \_\_\_\_\_ Single Room \_\_\_\_\_ Double Room \_\_\_\_\_

Make ROOM RESERVATIONS in my name for the dates I have indicated: September 22, 23, 24, 25, 26

Make check for \$75.00 to cover cost of registration\* payable to the University of Missouri-Columbia and mail to: Executive Director, Continuing Medical Education, M-175 Medical Center, Columbia, Missouri 65201.

COMPUTER APPLICATIONS IN RADIOLOGY

# HEALTH PROFESSIONS

CONTINUING EDUCATION FOR THE

UNIVERSITY OF MISSOURI-COLUMBIA MEDICAL CENTER

— 20 —

## COMPUTER APPLICATIONS IN RADIOLOGY

University of Missouri - Columbia  
SCHOOL OF MEDICINE  
Committee for Continuing  
Medical Education  
M-175 Medical Center  
Columbia, Missouri 65201

Second class postage  
paid at Columbia,  
Missouri 65201

HEALTH PROFESSIONS  
VOL. II, Columbia, Mo., Feb. 27, 1970, No. 28

Published by University of Missouri Columbia Medical Center and Extension Division; one issue per month in July, May, and June; two issues in August, October, November, and April; three issues in December and January; four issues in September; seven issues in March; and eleven issues in February. Send all inquiries to office of Continuing Medical Education, M-175 University of Missouri Medical Center, Columbia, Missouri 65201.

## R I I 研究会第8回委員会議事録

日 時 昭和45年5月16日(土)  
場 所 富士フィルム本社  
出席者 内田 勝 木下幸次郎 佐柳和男 佐々木常雄 竹中栄一 高野正雄  
滝沢正臣(代理) 津田元久 恒岡卓二 野田峰男 長谷川 伸  
(五十音順)

議 題 1. 44年度会計報告(別表)  
2. 新委員,新常任委員の件

審議結果 1. 44年度会計報告

44年度行事(研究会3回,委員会5回)に関する会計報告が内田常任委員より提出された。審議の結果,報告書どおり承認された。

なお,今後の研究会の一層の充実のために,会費は年間500.- 賛助会費は年間40,000.- に値上げが決議された。

2. 新委員,新常任委員の件

2・1 下記の新委員が選出された。

飯沼 武 一岡芳樹 内田勝 梅垣洋一郎(代理松川)  
金森仁志 木下幸次郎 佐柳和男 佐々木常雄 竹中栄一  
高野正雄 滝沢正臣 津田元久 恒岡卓二 野田峰男  
長谷川 伸 松田 一 三浦典夫 小西六関係者

2・2 下記の新常任委員が選出された。

佐々木常雄 竹中栄一 津田元久 長谷川 伸

次回は9月19日(京都)の予定

(野田記)

# 会計報告

放射線イメージ・インフォメーション研究会

昭和44年度 会計報告 (自 昭和44年4月1日  
至 昭和45年3月31日)

収入の部		支出の部	
費目	金額 円	費目	金額 円
前年度繰越金	2,720	交通費	159,010
賛助会費	300,000	会合費	30,510
会費(当日会費を含む)	11,400	印刷費	63,960
		通信費	41,580
		人件費	68,000
		事務および雑費	14,220
		次期繰越金	-63,160
計	314,120	計	314,120

宮崎市西丸山町118番地 宮崎大学工学部応用物理学科内

放射線イメージ・インフォメーション研究会 内田 勝



## 編集後記

会員諸氏にはお元気にて研究に業務に御精励のこととお慶び申し上げます。

大へんおそくなり申しわけありませんが、ここに第24回研究会記事をお届け申し上げます。今号には研究会予稿のほか、本年度の日本放射線技術学会総会のうち関連のあるものを津田氏に書いて頂きました。

また高橋会長からDr. J. F. Ryan に出されたR I I研究白書に関する手紙、申込期日から遠くおくれて了いましたがミズーリ大学のComputer Applications in Radiology についての手紙の写しを入れました。御参考になれば幸いです。

これまで会の事務局は大阪大学にあり、本誌の編集発行、会計その他の事務全てを内田先生がやって来られました。今年度から内田先生が宮崎大学へ御転任になり、地理上の理由から事務を竹中委員を主とする東京グループがひきつぐことといたしました。これ迄の内田先生の御努力に深謝すると共に安全な御旅行とみやげ話を期待いたします。(7月1日 発 米国、西独、スウェーデン等の研修旅行の後9月30日御帰国の予定)

編集発行係が新米、微力で不行届が多々あると存じます。御叱正、御協力のほどお願いします。次回研究会は9月19日(京都)の予定ですがたくさんの御講演があります様期待しております。

(S.H.)

---

研究会記事 第二十四回

発行日 昭和四十五年 月 日

編集責任者 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 ○四二四一八三一二六  
内線四二〇

発行所 R I I 研究会

東京都文京区本郷七三一一

東京大学医学部放射線

医学教室内

印刷所 東京都中央区宝町三三

田中謄写堂

電話 ○三一五六七一二五五一

---