X 線 テレビ ジ ョ ン

東京芝浦電気(株) マツダ研究所 小 川 一 郎

今日、X線透視、X線写真撮影が医学の診断に、工業の非破壊検査に広く使用されているのは周知のことである。しかしX線の使用は患者、医師あるいは検査員に対するX線曝射という重大な問題を生ずる。特に最近のように曝射許容量の限度が引き下げられているときにはますますこの問題は重視されるべきである。それらの理由からX線曝射量を減らし、かつX線影像の輝度を高め、観察能力を向上させようとする努力がなされてきた。その結果、各種のX線輝度増強装置が開発され、それらのうちには既に広く実用に供されているものもある。就中、X線けい光増倍管(X-ray image intensifier tube)は最も実用化の進んでいる装置である。

輝度増強装置の使用によって、従来は不可能とされていた人体諸器官の運動あるいは鋳型内の湯流れの状態などを安全かつ容易にX線映画に撮影できるようになったことは画期的な進歩である。

最近さらに遠隔操作によって医師あるいは検査員が別室において全然X線曝射を受けることなく、しかも明るい影像を観察できる点でX線テレビジョンの応用が急激に注目の的となってきた。この場合には上記の利点以外に、多数の人々が同時に影像を観察して検討することが可能であるから、研究用、診断用あるいは教育用としてすぐれた機能を発揮することは明らかである。

われわれは数年前にX線けい光増倍管の開発に着手後、X線テレビジョンの有用性を認め、その研究に手を染めてきた。そして1957年には増倍管とITVカメラとの組合わせによって実験をおこなった。しかし当時は装置全般について開発の初期であり、また十分なる吟味を加えることなく実験をおこなったため、良い結果が得られず実用の可能性を見出し得なかった。1958年にはフィリップス製の増倍管と低照度用イメージオルシコン(NHK技研製)との組合わせによる工業用のX線TVの実験に関するNHK技研、東京都工業奨励館の共同研究が報告されている⁽¹⁾。最近海外における研究の活況に刺激され、国内各方面からX線テレビジョンの開発の要望が強くな

ってきた。そして医学方面では、閉回路テレビ方式によるはもちろんのこと、無線中継による遠隔診断の実験など、X線テレビジョンの応用に関する研究が強力に進められている。われわれはこれらの情勢に対処してX線テレビジョンの開発に努力を傾注している。必ず近き将来X線テレビジョンは医学ならびに工学の方面において強力な研究の武器となるものと確信する。

X 線テレビジョンの諸方式

輝度増強をとまなうX線テレビジョンとして今日までに提案あるいは開発されている方式としては種々あるが、主なものを次にあげる。

- (1) X線走査方式 走査X線管を使用する方式⁽¹⁾
- (2) TVX GEの開発した一種のビジコン形の撮像管(X-iconと呼んでいる)を使用する方式⁽²⁾
- (3) X線けい光増倍管とテレビカメラ装置との組合わせによる方式でその配置を第1図に示す。この方式はさらに二分される。すなわち
 - (イ) X線けい光増倍管+ビジコンカメラ装置
 - (ロ) X線けい光増倍管+イメージオルシコンカメラ装置(以後I.O.カメラと呼ぶ)
 である。

第1図 X線けい光増倍管とテレビ装置の組合わせによるX線テレビジョンの系統図

“X-Ray Television” by Ichiro Ogawa.

第2図 普通けい光板と光増強管との組合せに、さらに I.O. カメラを結合する方式の系統図

(4) 普通けい光板と光増強管 (light image intensifier) との組合せに、さらに I.O. カメラを結合する方式⁽³⁾、その配置を第2図に示す。

(5) 普通けい光板と I.O. カメラとの組合せによる方式⁽⁴⁾、その配置を第3図に示す。

これらの諸方式中、現在の段階で最も実用化の可能性の大きい(3)の(イ)、(ロ)、および(5)についての基礎的な研究結果について報告する。

X線けい光増倍管とビジコンカメラ装置との組合せによる方式

近年欧米を視察された医家の報告や文献などから、この方式のX線テレビジョンの開発ならびに応用の研究が活潑におこなわれていることが明らかにされた。われわれはかねてよりビジコンカメラは構造、操作が簡単で、保守も容易であり、その上価格も比較的低廉であるからこの方面に活用すべきものと考えていた。しかし前述のように数年前の実験では実用の可能性を見出すことができなかった。今日では増倍管ならびにビジコンカメラの性能は格段の進歩を遂げ、高性能のレンズ系も比較的容易に入手できるようになり、一躍実用可能の段階に達した。

1. 実験装置の構成

われわれはまず基礎的な資料を集める目的から、手持

写真1 X線けい光増倍管とビジコンカメラとの組合せによるX線テレビジョンの実験装置
(実験のときは鉛板の衝立をおいて必要以外のところにX線が漏れないようにした)

第3図 普通けい光板と I.O. カメラとの組合せによるX線テレビジョンの系統図

ちの装置を組合わせて実験をおこなった。すなわち

X線装置 東芝 PK-40 (半波整流)

東芝 EX-125 (半波整流)

X線けい光増倍管

東芝 #7018 (有効視野5インチ)

輝度増倍度 約 1000 倍

ビジコンカメラ

東芝ビジコンフィルムカメラ

ビジコン管は 7038

を使用した。その配置を写真1に示す。ビジコン管はこれまでの経験から 6198 より実効感度の高い 7038 を使用して、カメラの感度を高める努力をした。

2. 光学系

増倍管の出力光を能率よくビジコン管のターゲット面に集めるためには光学系の実効的な明るさが重要な因子となる。増倍管の出力像の大きさは直径 15 mm 程度の円形である。これをビジコン管のターゲットに結像させるには線倍率1に近い至近距離の結像になる。このような場合には写真撮影で接写をおこなうときのように中間リングを入れる方法と、タンデムレンズと称する適当な焦点距離のレンズ2コを組み合わせる方法とがある。前者ではレンズの実効的な明るさが落ちるので非常に効率の悪い方法である。両者の差異を次に説明しよう。たとえば線倍率1で結像させる場合について考える。1コのレンズの場合、簡単な光学の計算から第4図(a)の物体とレンズの主面との距離 u と主面と像との距離 v とは相等しく、かつ焦点距離 f の2倍に等しいことがわかる。したがってアンギュラ・アパーチャ (angular aperture) $\phi/2$ はレンズの普通の使用状態、すなわち無限遠の物体の像を焦点に結ぶ場合のその約 $1/2$ になる。いま物体の光軸に近い小面積 s の輝度を L とすれば、その面からレンズに入る全光束 ϕ は $\pi L s \sin \phi/2$ で与えられる。ゆえに上述のような使い方をすれば $\phi/2$ が半分になるので光束 ϕ は約 $1/4$ に低下し、大きな集光量の損失を招く。また普通のレンズはこのような至近距離の使用に対する収差の補正がなされていないため鮮鋭な像が得られ

第1表 実験に使用したレンズ系

No.	レンズの 焦点距離	レンズの明るさ	線倍率	備 考
1	50mm+50mm タンデム	いずれも 1:0.95	1	
2	50mm+25mm 2コを正向きに 連結	いずれも 1:1.4	1/2	第2レンズの25mm の直径が第1レンズより 小さいため、実効的 にはF1:1.4の明る さをもっていなかった
3	25mm	1:0.95	1	このレンズは最もボケ が大きかった。 16mm シネ用
4	25mm	1:1.4	約1	このレンズは単独に使 っても像は鮮鋭であっ た。16mm シネ用

ない。このような欠点を除去する方法として2コのレンズを組み合わせる方式がある。その場合の配置は第4図(b)の通りでアンギュラ・アパーチャの変化を生じないから、レンズの実効的な明るさには変化がない。またレンズの本来の設計にしたがった使い方をしているので収差の影響もなく鮮鋭な像が得られる。

2コのレンズの組み合わせの方法としては第5図(a)、(b)のように二通りあるが(a)の方をタンデムレンズと称しており、上記の条件に対応するものである。(b)の方は前のレンズの光の出口の方が直径が小さいため上記の議論が成立せず、実効的な明るさは低下する。

タンデム系の線倍率 M を1より多少大きく、あるいは小さくしたい場合は、第1レンズ、第2レンズの焦点距離をそれぞれ f_1, f_2 とすれば $M=f_2/f_1$ できるから適当な焦点距離のレンズを組み合わせればよい。ただし両者の明るさの組み合わせには注意を払う必要がある。

3. 被 検 体

被検体としてはX線曝射の危険や、医学の専門家でないわれわれが人体の影像を観察して再生像の品位を評価することの不可能なことを考慮して、定量的な測定にはアクリル樹脂板の100mm厚さのものと(人体の胸部とX線的に等価)にテストチャートを重ねて使用した。

4. 実験結果

入手したレンズの焦点距離の関係上、光学像の線倍率を1および1/2として実験した。実験に使用したレンズ系は第1表のとおりである。

まず胸部透視のときのビジョンの光導電面上に結像された増倍管の出力像の照度を求めた。X線管焦点と増倍管の入力スクリーンとの距離を750mmに保ち、X線管電圧75kV_p(PK-40で)で測定した管電流—照度特性を第6図に示す。この場合被検体の存在しない状態で測定した値

(a) レンズ1コの場合

(b) レンズ2コ組合わせた場合

第4図

の1/10をとった。その理由は胸部が入るとX線の透過量が約1/10に減少するため、増倍管の出力像の輝度も1/10に低下するものと考えられるからである。この図から明らかに、中間リングを使用した1コのレンズ系による結像法では照度が著しく低いことがわかる。

次に解像度の測定をおこなった。この点に関してもレンズ1コの場合とタンデム系とは大きな差異が認められた。テストチャートは種々の太さの銅あるいはニッケル線をその線径と等しい間隔で平行に並べたものである。これを60kV_p、1~2mAで透視した場合タンデム系では線径0.5mm~0.4mm(分解能10本/cm~12本/cm)を分解できたが、1コのレンズ系では0.7mm(7本/cm)まで分解できる程度の像全体にかすみがかかったような映像で、いわゆる“像のきれ”が悪かった。このことはテストパターンの光学像によっても明らかになった。なおこのとき増倍管の出力像では0.3mm(15本/cm)を完全に分解していた。写真2(上)、(下)に両者の比較を

第5図 レンズ2コの組合わせ方
($\varphi > \varphi_1$) であるから (a) の方が
有利である)

第6図 各種光学系によるX線管電
流—光導電面上の像の照度特性→

第7図

ビジコン7038
の感度特性
(光導電面全体に
一様に光を照射)

示す。

次に胸部と等価な100 mm厚さの亚克力樹脂板を入れたとき(テストチャートは増倍管側に置いた)50 mm F1:0.95のタンデムレンズでは80 kV_p 2 mAで0.5 mm~0.4 mmを分解できた。この場合亚克力板による散乱線の発生のため画像の品位の低下を生ずる。散乱線防止用のリスフォルムブレンドを挿入すると画質がかなり改善されるのが認められた。ただしそれによる吸収で線量は損をする。写真3(上),(下)はこれらの解像度試験の結果を示すものである。

5. 実験装置による透視試験

上述の実験からタンデムレンズ系を使用した場合、優れた性能の得られることが判明したので、専門医家による人体各部の透視試験を依頼した。その結果実用可能の見通しが得られた。写真4に50 mm F1:0.95タンデムレンズによる映像の例を示す。これらは実際の受像画面に比べるとかなり品位が悪くなっていることをお断りしておく。

6. 実験結果の検討

以上の実験結果に基づいて、増倍管とビジコンカメラ

との組合わせによるX線テレビについて検討してみる。

まずレンズ系1コの場合とタンデム系の性能の差は著しいものがあることが明らかになった。従来の実験の不成功の大きな原因に、この点の検討がなされていなかったことが挙げられる。

次にレンズ系に要求される性能、特に明るさについては第6図の測定結果と第7図に示したビジコン7038の感度特性とを参照すれば、次のような結果が得られるものと考えられる。ビジコンカメラの映像増幅器の雑音電流は、帯域幅4.5 Mcで 1.5×10^{-9} A程度であるから、少なくとも $S/N=10$ を得るためには、ビジコンの暗電流を0.2 μAまで許容するとして、ターゲット面の照度0.2 ルクス以上を要する。したがってレンズ系としては第6図の斜線を引いた範囲にあることが必要である。

X線テレビジョン用としてのビジコンカメラは放送用の場合ほどの解像度を必要としない。すなわち400本程度の分解能があれば十分のように考えられるので、帯域幅を狭ばめて少しでも S/N 比を改善する方向に持ってゆくことが望ましい。またX線影像是一般にコントラストの低いことが多い。したがってこの点についてはγ特性がねているビジコン管を使用することは好ましくない。それ故、適当なガンマコントロール回路を組込んでガンマ特性の改善をはかることがきわめて必要なることと考えられる。さらに観察する部位によっては映像の極性を反転した方が見やすい場合もあるから、極性反転回路も必要であろう。

X線装置については、焦点 0.3×0.3 mmあるいはは

写真2 (上)レンズ1コの場合の映像(テストチャートは中央15本/cm 左右対称に外側に向かって10本/cm, 7本/cmのように配置してある)
(下)タンデムレンズの場合の映像

写真3 (上)X線条件:60kV_p・2mA (PK-40)による
(下)X線条件:80kV_p・2mA (PK-40)による。被検体10cm厚さの亚克力樹脂板+テストチャートの映像リスフォルムブレンド使用

写真4 (上)肘の部分を通視したときの映像
X線条件:60kV_p・2mA (PX-40)
(下)胸部を通視したときの映像
X線条件:80kV_p・2mA (EX-125)

0.4×0.4mmの微小焦点のX線管球を使用すべきである。高圧電源は直流であることが望ましい。

今回の実験ではX線装置に紋りがついていなかったが、散乱線の防止のため、あるいはX線の吸収の少ない部分が視野の中に存在すると、その部分だけ過大信号を発生し、映像信号に悪影響を及ぼすので是非付属させる必要がある。そして

普通は上下ならびに左右の紋りが一対になって閉閉するが、その後の多くの実験からX線テレビジョン用としてはおのおのが単独に動くと非常に便利であることがわかった。その他臨床用として使用する場合に必要なる種々の機構は今後の実験により逐次明らかになるものと思う。以上のような基礎実験に基づいて実用装置が開発され、目下臨床用として実用試験がおこなわれている。この方式は現段階では工業用すなわち非破壊検査用としては性能的に不十分で、使用範囲は限定される。

X線けい光増倍管とI.O.カメラ装置との組合せによる方式

前述のビジコンカメラを使用した装置は主に医学用を目的として開発が進められてきた。それに対してこの方式は始め非破壊試験用に開発された⁽⁵⁾。I.O.カメラを使用した理由は、鋼板の溶接や鋳造品の欠陥検出、鋳型内の湯流れの動的観察など増倍管を使用してもなお出力像の輝度及びコントラストの低い場合の多いことによる。

1. 実験装置の構成

実験装置はビジコンカメラの代わりにI.O.カメラを

写真5 X線けい光増倍管とI.O.カメラとの組合せによるX線テレビジョンによる溶接鋼管の欠陥検出の実験 (X線装置は画面の右側に写っていない)

写真6 溶接鋼板の透視像 (線の暗い平行線は透過度計2Fの影である。中央部の白い点は欠陥である。X線条件: 150kV, 1mA, 焦点-入力スクリーン距離 900 mm)

置き換えたものである。I.O.管としては5820を使用した。光学系は線倍率が約1.5になるように配置した。この場合もタンデム系が望ましいのであるが、適当な組合せが得られなかったため、50mm F1:1.2レンズに中間リングをつけて使用した。写真5は溶接鋼管の欠陥検査の実験時の配置を示す。

2. 実験結果

まず実験装置の解像度を測定した。テストチャートだけをX線電圧60~70kV_pで透視して15本/cmを分解できた。次に鋼板の欠陥検出能力を試験片により定量的に測定したが、予期以上の検出能力が得られた⁽⁶⁾。第8図はその測定結果を、また写真6はそのときの映像の一例を示す。この図の欠陥検出能力というのは次のような定義で与えられるものである。被検体に針金形の透過度計を重ねて透視した場合、次式で与えられる値をいう。

$$\text{欠陥検出能力} = \frac{\text{認め得る最も細い透過度計の線}}{\text{試験部の厚さ}} \times 100\%$$

これらの測定に際し、鋼板の厚さが増大すると増倍管の出力像が暗くなり、画像のSN比はI.O.管のビームノイズの影響で非常に低下してくるにも拘らず、直接

増倍管の出力像を観察するより検出が容易であるように感じられた。同様なことが前述の文献(1)にも指摘されている。これはおそらくI.O.管のガンマ特性その他により映像のコントラストが高められた結果と考えられる。この方式を医学用を使用した場合はきわめて優れた結果が得られることが知られた。胸部透視を例にとるとビジコンカメラの場合には75~80kV_p・1~2mAのX線条件を要するの

X線管焦点の欠陥検出能力に対する効果

拡大率の欠陥検出能力に対する効果

第8図

第9図 3インチ I.O. 管と 4 1/2 インチ特殊 I.O. 管の各段階における量子数の比較

に対して、I.O. カメラでは 60kV_p・0.1mA で画質良好な映像が得られた。

3. 実験結果の検討

工業用のX線テレビジョン装置としては、この方式が最も実用性がある。20~25mmの鋼板に対する欠陥検出能力が2%程度ということは非破壊検査用として優れた能力を持っていることを示すものである。

医学用としては所要X線量が他の装置に比較してはるかに小さいことは驚異的で、I.O. カメラの操作、保守の困難さや設備費の高額な点を度外視すれば、現在最も優れたX線テレビジョン装置と考えられる。医学教育のように学生に患部の状態などを指摘説明を要する場合は比較的曝射時間が長くなる可能性があるから、この装置のように所要線量の小さいことは非常に好ましいことである。I.O. カメラの軽量化（たとえばトランジスタ化）操作の簡易化などをはかり、教育方面に大いに利用すべきものと考えられる。X線装置その他に関してはビジョンカメラの場合と同様のことがいえる。

なお上記のような実験を基礎として工業用の実用装置を開発し、1960年3月日本において開催された第3回国際非破壊試験会議に発表した。

普通けい光板と I.O. カメラ装置との 組合わせによる方式

前述の増倍管を使用した方式は観察能力の高い点は大きな利点であるが、従来増倍管の入力スクリーンの視野が5インチであったため視野の拡大が要望されていた。最近になって漸く7~9インチ管が出現してこの点の改良がなされた。

他方、従来より増倍管を使用しない大型のX線テレビ

ジョン装置として、けい光板と I.O. カメラとの組合わせが研究されていた。第3図からわかるようにこの方式ではけい光板の寸法をある程度任意に選択することができる利点がある。最近にいたって英国のマルコニー社は光学系に F1:0.7 のシュミットレンズに類似した球面鏡式レンズを、そして I.O. 管には球面の光電陰極をもった特殊の 4 1/2 インチ形(P 825) を使用した有効視野 12 インチの装置を発表した⁽⁷⁾。わが国ではこのような特殊の光学系は現在のところ容易に入手できぬが、この方式の基礎的資料を得る目的から次のような実験を行なった。

1. 実験装置の構成

けい光板：X線映画撮影用の高輝度のもの

I.O. カメラ：5820 を使用した放送用のカメラ

光学レンズ：50 mm F1:0.95

有効視野は配置の関係で 270×230 mm で、約 1/7 に縮小して I.O. 管の光電陰極上に結像させた。その装置を写真7に示す。

2. 実験結果

まず解像度を調べたが、テストチャートだけを透視した場合 1 mm の線すなわち 5本/cm は完全に分解できたが、0.7 mm すなわち 7本/cm はどうにか線らしいという感じを受ける程度で前述の二方式に比べて少々劣るようである。しかしバラックセットでなくきちんと組込めば 10本/cm 程度にはなるようである。写真8は4本/cm および 5本/cm の分解能を示している。

次に透視試験をおこなった。シェルモールドのような比較的厚さの小さい鋳型の場合の湯流れの研究などには視野が大きいのできわめて工合がよい。湯流れの状態全体を同時に記録できる。しかし厚物の鋼板の欠陥検出になるとけい光板の輝度が低いため困難であった。写真9(a), (b) はシェルモールドの鋳込みの前後の透視の映像である。なおこの成品の厚さは 15 mm であった。

人体の透視試験では、手・腕などの薄い部分では画質が良好である。PK-40 で 60~70 kV_p・1~2 mA で透視してよい映像が得られる。胸部は75kV_p・2mA でかな

写真7 普通けい光板と I.O. カメラとの組合わせによるX線テレビジョンの実験装置 (X線発生器は画面の左側にあり写っていない)

写真 8 写真 7 の装置の解像度試験の結果 (右側は 4本/cm 左側は 5本/cm のストチャート)

写真 9 (a) シェルモールドの casting 前の映像 X線条件: 70 kV_p・2 mA (PK-40)

(b) シェルモールドの casting 後の映像 X線条件: 70 kV_p・2.8 mA

りよく見え、しかも胸の大部分を同時に観察し得る。しかし I.O. 管のビームノイズの存在で絵の質としてはあまりよくない。これらの透視像の例を写真10に示す。

3. 実験結果の検討

この方式は被検体が厚くなり透過X線量が低下してくると映像の SN 比は急激に悪くなる。それには二つの原因が考えられる。すなわち一つはけい光板が暗くなり I.O. 管への入射光量が小さくなることである。他の一つは I.O. 管のビームノイズに起因する SN 比低下にある。(もちろんこれは前者と関連をもち光量の小さいとき大きな影響を与える)。それ故、この方式の SN 比の改善の方法としては (1) I.O. 管への入射光量を増大すること。(2) I.O. 管のビームノイズを減少させること(ビーム変調度の改善)が挙げられる。(1)に対しては光学系の明るさを増大すること、光学像の線拡大率を大きくすることによって、次式からそのことは明らかである。けい光板の 1 mm² からレンズを通して I.O. 管の光電陰極面に入る光量子数を N_P で表わせば、

$$N_P = \frac{N_F \cdot M^2}{(1+M)^2} \cdot \frac{T}{4F^2}$$

ここで M : 光学系の線拡大率 ($M < 1$) T : 光学系の透過率 F : 光学系の明るさ N_F : けい光板の 1 mm² から放出される光量子数(輝度に比例する量)である。

けい光板の有効視野を一定に保っておき、線拡大率 M を大きくするためには I.O. 管の光電陰極面の寸法を大きくする必要がある。マルコニー社が $F1: 0.7$ という

大口径レンズと、光電面の面積が3インチ管の2.5倍もある特殊の 4¹/₂ インチ I.O. 管を使用した理由は実にここにある。今回のわれわれの実験とマルコニー社のものとを比較すると、後者の集光量は8~9倍大きい。

輝度増強装置の性能を評価するとき、よく採られる方法すなわちX線透視の過程を適当にいくつかの段階に分けて、各段階における量子数の変化を追跡する方法⁽⁸⁾にしたがって、この方式も調べてみるとわれわれの実験装置とマルコニーの装置の差の重要性が理解できる。第9図に両者の量子数の変化を示す。この図で3インチ管の方は量子数の最低レベルの段階が(C)(F)(G)(H)というようにいくつも存在している。しかるに4¹/₂インチ管では(F)(G)(H)は(C)に比べて一桁程度上り(C)だけが最低レベルとなる。ここではその説明を省略するが、輝度増強装置ではこのことは重要な性質の一つである。しかし不幸にして I.O. 管を使用した増強装置では、入射光量の小さい場合には、I.O. 管のビームノイズによる SN 比低下のためこの重要な性質が失われてしまう。それゆえ光電陰極に入る光量を増大させると同時に、2のビームノイズの減少すなわちビーム変調度の改善が重要な役割を担ってくる。ビーム変調度の改善方法としては周知のとおりターゲットの蓄積容量を小さくして、低照度でのターゲット電位の上昇を大きくすることである⁽⁹⁾。A. A. Rotow⁽¹⁰⁾によれば I.O. 管の SN 比は第1近似として次式で与えられる。

(a) 手の映像 X線条件: 60 kV_p・2 mA (PK-40)

(b) 腕の映像 X線条件: 70 kV_p・2 mA

(c) 胸部の映像 X線条件: 75 kV_p・2 mA I.O. 管のビームノイズがかなり出ている。

写真 10 人体各部の透視例

第2表 各種イメージオルシコンによるSN比(計算値)

	光学系 の明るさ	イメージオル シコン 形 名	光学像の 線拡大率	イメージオル シコン光 電入射光 量 相対値	ターゲット トメツ ン 間隔 mm	ビーム 変調度 % 推定値	S/N 計算値
1	1:0.95	5820 (3)	1/8	1	0.05	10	3
2	1:0.95	7198 (3)	1/8	1	2.5	30	8
3	反射鏡式 1:0.7	P825 (4 ^{1/2} 特)	1/4	8~9	3.5	30	17

けい光板の有効視野 300 mmφ とする。

$$S/N = \left(\frac{\alpha i_s}{2e\Delta f} \right)^{1/2}$$

ここで i_s : 二次電子増倍部に入る信号電流 α : ビーム変調度 e : 電子電荷 Δf : 映像増幅器の帯域幅(いまは 8 Mc)

次に実験値から SN 比を求めてみよう。75 kV_p・3mA で胸部を透視したときの 5820 の光電陰極上の平均照度は 0.0025 ルクスであった。このときの信号電流 i_s を 5820 の特性から求めると 2.5×10^{-10} A となる。(この場合二次電子増倍部の増倍度を 1000 とした) その場合のビーム変調度 α を 0.1 として計算すると $S/N \approx 3$ となる。われわれの実験で映像の悪かったのもうなづける。マルコニーの装置では光学的な考慮で I.O. 管の光電陰極面への入射光量がわれわれの場合の10倍程度に上り、また I.O. 管 P 825 の蓄積容量の減少により α が改善されている。いま $\alpha=0.3$ とすれば、計算上 $S/N \approx 17$ が得られ、相当よい画質となる。われわれの実験装置に 3 インチの低照度用管たとえば 7198 形を置き換えれば $\alpha=0.3$ として SN 比は計算上 7~8 まで向上する見込みである。この点は今後実験で確かめたいと考えている。これらの値を第2表にまとめておこう。この方式を X 線テレビジョン装置として十分活用するためには、マルコニー社のように明るい反射鏡式の光学系と 4^{1/2} インチの特殊 I.O. 管の開発が必要であることがわかった。

X 線テレビジョンの効用

X 線テレビジョンを使用した場合の効用を挙げると

(1) 明るい場所で適当な輝度とコントラストの像を観察できる。したがって識別能力が向上する。(2) 遠隔制御ならびに観察が可能となるから医師あるいは検査員の X 線曝射は皆無になる。(3) もちろん輝度増強がおこなわれているから、患者の被曝線量も減少する。(4) 多数の人々が同時に観察することができる。したがって教育用に適する。(5) 蓄積装置を組合わせることにより映像の蓄積と同時に、線量の低減をはかることができる。(6) 無線中継を利用した遠隔診断が可能となる、などがある。

む す び

現在開発されている多くの X 線テレビジョン装置のうち、X 線けい光増倍管とビジコンあるいはイメージオルシコンカメラとの組合わせによる方式、普通けい光板とイメージオルシコンカメラとの組合わせによる方式についてのわれわれの研究結果を報告した。これらの方式はそれぞれ一長一短があって実用装置として臨床用にあるいは工業試験用に十分利用されるためには今後の開発にまつとところが大きい。I.O. カメラを医師あるいは技術者が容易に使いこなすことができるように、構造および操作を簡単化することは一つの大きな課題であろう。また明るい光学系の開発も極めて重要な事項と考えられる。

現段階では工業試験用には増倍管 + I.O. カメラの組合わせが使用可能であろう。また医療用としてはまだ決定版ともいふべき方式はないが、臨床用には増倍管 + ビジコンカメラの組合わせが実用される傾向にある。最近にいたって 7~9 インチの増倍管が実用に供せられるようになったので、一層期待がもてるようになった。なお各種の X 線テレビジョンの医療用としての応用に関しては、現在日本医学放射線学会で徳島大学の河村教授による研究がおこなわれており、昭和36年4月には一応の結論が出されることになっている。われわれの研究の多くもそれと関連して進められてきたもので、主として基本的な問題点を明らかにすることを主眼とした。今後の研究、開発により各方面において実用に供されることを祈ると同時に、われわれその方面の研究に携わる者としての責務の重大さを痛感するものである。終りにあたって御指導、御援助を賜った関係方面の方々に深く感謝の意を表する次第である。(昭和35年11月25日受付)

【参 考 文 献】

- (1) 手塚, 仙田, 松山, 山下, 二宮: イメージインテンシファイアによる X 線透視検査への TV の応用について, 非破壊検査, 82, 69~73, (1959. 02) (2) R.J. Moon: Amplifying and Intensifying the Fluoroscopic Image by Means of a Scanning X-Ray Tube, Science, 112, p. 389 (1950. 10) (3) J. Jacob and H. Berger: Large Area Photoconductive X-Ray Pickup Tube Performance, Electrical Engineering, p. 158~161. (1956. 02) (4) Cinelix という商品名で発売されている。
- (5) R.H. Morgan and R.E. Sturm: The Johns Hopkins Fluoroscopic Screen Intensifier, Radiology, 57, p. 556~560. (1951. 10) (6) 岡, 篠崎, 木寺, 岡本, 滋賀, 小川, 深津, 西堀, 小野, 前島: X-Ray Cinematography and X-Ray Television Using an Image Intensifier, 第3回国際非破壊試験会議(於東京)(196003) (7) 小川, 岡本, 木寺, 西堀: X 線テレビジョンと非破壊検査におけるその応用, 東芝レビュー, 15巻, 9号, p. 974~980, 1960. (8) E. Garthwaite and D. G. Haley: An X-Ray Image Amplifier Using an Image Orthicon Camera Tube, Journal of Brit. I.R.E., p. 615~622 (1959. 10) (9) R.E. Sturm and R.H. Morgan: Screen Intensification Systems and Their Limitations. Amer. J. of Roentgenology Rad. Therapy, Vol. 62, No.5, p. 617~634 (1949. 11) (10) A.A. Rotow: Image Orthicon for Pickup at Low Light Level, RCA Rev., p. 425~435. (1956. 09)