

# 蛍光画像増幅法—その過去、現在、未来\*

## *Screen intensification: A review of past and present research with an analysis of future development*

Morgan RH\*\*. *Am J Roentgenol* 75:69-76,1956

### I. はじめに

7年前の米国レントゲン協会 (ARRS) 年次大会で、蛍光版増強法に関する初のシンポジウムが開催された。この折りに、何人かの研究者から初めて、臨床に利用可能な蛍光板増幅装置の開発が遠いものではないことを示唆する発表が行なわれた。1948年以來の歴史が、この初期シンポジウムで慎重ながらも楽観的な見通しを生むに至ったといえる。蛍光板増幅装置の市販が現実のものとなり、まだ広く普及してはいないが、さらに改良が進めば普及するであろうことは間違いないところである。

X線診断領域において、蛍光板増幅装置 (screen intensifier) の必要性が初めて認識されたのが何時なのかは分からない。しかし、今世紀初頭のパイオニア達が、透視蛍光板の情報量が写真乾板にくらべて乏しいことに頭を悩ましたであろうことは確かであろう。そして多くの人々がその理由を蛍光板の輝度レベルが低いことに帰し、少なくとも国内の初期の電子装置研究の一部は蛍光板輝度の向上を目指すものであった。1915年の特許には、蛍光板輝度を増大させる電子システムの図面が残っている。興味深いことに、これらの図面は新しい全電子式テレビのもので、現在のテレビの基礎となった。これは、電子技術がまだ十分に進んでいなかったため放射線医学に直接応用できるものではなかった。しかし、歴史的にみると、少なくとも40年前に蛍光板の輝度を増幅という考え方がそれなりにあったことを示している。

1920年代、30年代には、蛍光画像増幅にはほとんど進歩がなかった。蛍光板メーカーが、その製品を少しずつ改良していたのは事実である。また、放射線科医が集まると、蛍光画像増幅についてしばしば議論が繰り広げられた。著者のファイルを読みなおしてみると、1930年代後半に Dr. Paul C. Hodges と蛍光輝度の増幅方法について書いた手紙が残っている。しかし、放射線科医が通常のX線透視を行なう環境が、生理学的に大きく制約された状態であること、蛍光板の輝度を数千倍のオーダーで増幅できれば大きな改善が得られることをついに明らかとしたのが、1941年、

Chamberlain の記念碑的 Carman Lecture であった。

Chamberlain は、蛍光板を密着させてX線フィルムは、同じ蛍光板で透視するよりも細部がずっと良く見えることを示した。その数年前、Hecht[3,4] は、X線透視のような輝度 ( $10^{-4} \sim 10^{-2}$  mL) では視力、すなわち細部を識別する能力が、通常の輝度環境 (10~100 mL) に比べてごく限られたものになることを明らかにしていた。そこで Chamberlain は、X線透視の性能が悪いのは、X線透視装置に固有の不完全性によるものではなく、低輝度環境下で機能する人間の目の欠点によるものであり、蛍光板輝度が目がもっと満足に機能するレベルまで上昇すれば、この問題は改善されると考えた。この Chamberlain の講演は、蛍光画像増幅の問題への推進力となり、第二次世界大戦後まもなく国内外の多くの研究室で実用的な蛍光板増幅装置開発に向けて実験が始まった。

### II. 蛍光板増幅の理論

このような研究開発について述べる前に、蛍光板増幅の将来に見込みがあると判断する根拠となったX線透視における視力の基礎について簡単に振り返ることは有用であろう。Chamberlain, Hecht の研究から導かれた結論は、蛍光板増幅から得られる利益の点からきわめて有望であると当初考えられた。しかし、蛍光装置の性能が蛍光板の輝度増加に応じて向上するという前提は、低輝度レベルにおける視力の劣化の原因が、蛍光板輝度増幅に使われる光学装置の性能にも影響しないということが保証されなければ全面的に受入れられるものではない。目の制約条件の原因が、すべての物理学的あるいは生理学的な光学システムにも影響する可能性もある。もしそうであれば、透視の増幅装置は、蛍光板の性能改善にほとんど寄与しないはずである。

X線透視における視力を左右する要因は何であろうか。これには、蛍光板の粒子径、X線束の幾何学的不鮮鋭さに加えて、人間の目の特性が関係することを示すことが、長年にわたる多くの研究で示されている。これらはすべて透視画像の鮮明度 (clearness) の制約条件となるが、もう一つ、より根本的な要因がある。

蛍光板に表示される画像は、画像化すべき解剖学的構造を通過したX線束によって生成される。このX線は、無数の光子、すなわちX線量子から成る。解剖学的構

\* 本稿は1955年9月20~23日、第56回ARRS年次大会 (Chicago) で発表したものである。

\*\* Johns Hopkins 病院放射線科

造を通過する際、この光子の多く、時にはそのほとんどが吸収される。しかしその一部が反対側から出て蛍光板に当たる。蛍光板では、この X 線光子が可視光となって観察される。

すべての解剖学的構造が X 線光子を等しく吸収すれば、蛍光板に当たる X 線光子は場所によらず均一で、従って蛍光板から発生する光子も均一で画像パターンは現われない。しかし幸いなことに組織によって X 線吸収に違いがあることため、蛍光板の輝度は場所によって一定ではなく、X 線経路にある解剖学的構造の形状に応じて変化する。こうして、蛍光板からの可視光が画像となる。

この蛍光画像生成のメカニズムから、蛍光画像によって得られる診断的価値は、X 線を構成する無数の X 線光子によって患者から蛍光板に伝達されることがわかる。実際、患者から放出される X 線光子のひとつひとつが、一定の小さな診断情報を担っており、その時点における蛍光板によって得られる診断情報の総量はこれらの光子の総和によって決まる。蛍光板から得られる情報量は、蛍光板に衝突する光子の量以上にはなり得ない。粒子径や幾何学的不鮮鋭などの要因が、この情報の効率的利用を妨げれば、もちろん情報量はこれよりも減少する。しかしここで強調すべきは、蛍光板から得られる情報量は、X 線光子によって蛍光板に運ばれる情報の総和以上にはなり得ないということである。蛍光板によって得られる診断情報の量が蛍光板の鮮明度の指標であることから、X 線透視の鮮明度が透視過程で蛍光板に到達する X 線光子数の関数であることは明らかである。それぞれの X 線光子が一定量の診断情報を担っていることを考えると、強い X 線を患者に照射すれば、透視画像の鮮明度は弱い X 線の場合よりも向上することになる。前者の場合、診断情報を担う X 線光子がたくさんあるので、画質は相対的に良いものとなる。後者の場合は、X 線光子が少ないので、蛍光板にもたらされる診断情報は少なく、その結果画質が低下する。

以上の事から、透視でより多くのものを見たければ、X 線管球の mA 値を増加させれば良いことが分かる。経験的にもこの結論は全く正しいといえる。X 線透視を 50mA で行なえば、5mA の時に比べて細部がずっと良く見えるようになる。このような実験から、蛍光板の粒子径は画質を左右する基本的な要因ではないことが良く分かる。粒子径が要因であれば、電流を 5mA から 50mA に上げてても、目に見える変化はないはずである。

そこで、X 線管球の電流を上げるかわりに、蛍光板増幅装置を導入して蛍光板の輝度を上昇させたら、透視の鮮明度はどうなるかという疑問がおこる。前述の議論からは、鮮明度の上昇は起こらないはずである。蛍

光板増幅装置によって蛍光板が明るくなっても、X 線管球の電流、すなわち透視に關与する X 線光子の数が増えなければ、患者から蛍光板にはそれ以上の診断情報が運ばれないので、鮮明度の向上も期待できない。この推論が成立しない唯一の条件は、通常の透視条件下で、X 線光子によって患者から蛍光板に伝達された情報を、目が 100% まで利用していないことである。このような場合は、蛍光増幅によってより多くの光子の情報を利用できるようになる可能性がある。

Sturm & Morgan による X 線透視に關連する視覚生理学の研究によると [11]、人間の目は、通常の X 線透視下では蛍光板が受け取る X 線診断情報のほんのわずか (約 1~5%) しか利用していない。従って、蛍光増幅装置によってこの光子の利用効率を改善すれば、X 線透視の診断的鮮明度を向上しうる。例えば、効率を 2% から 100% に向上すれば、X 線管球の電流を 5mA から 250mA に増大させるのに匹敵する向上が得られる。我々は経験的に、このような電流の変化により画質が非常に大きく改善することを承知している。従って、透視の視力向上をもたらす蛍光増幅装置は、X 線透視を実質的に大きく改善するであろうことは明らかである。

蛍光増幅装置を使用しても、それが X 線光子の利用効率を向上させることなく蛍光板の輝度を上昇させるだけであれば、決して透視画像の鮮明度は改善されないということを強調しておかなくてはならない。実際、通常の X 線透視において、目が X 線光子の情報を既に 100% 利用しているのであれば、いかなる条件下でも透視画像の鮮明度は改善されない。目が X 線の情報の一部しか利用していないという事実のみが、成功を約束する条件である。幸いなことに、視覚生理学の研究結果は [10,11]、蛍光板増幅が透視効率を相当に向上させる可能性があり、蛍光板増幅装置を備えた透視装置が、X 線フィルムに比肩し、場合によってはこれを凌ぐほどの鮮明度を生み出すことを示唆している。

### III . 開発研究

第二次世界大戦終戦後、蛍光板の蛍光を増幅する実用的な装置の開発が進んでいる。これまでに開発された装置は、3つに大別できる。すなわち、(a) 単純な電子光学的システムを利用するもの [2,9]、(b) 蓄積型テレビジョン回路を利用するもの [7]、(c) テレビの飛点走査の原理を利用するもの [6]、である。

#### (a) 電子光学的増幅装置 (Electron optical intensifiers)

単純な電子光学的な蛍光板増幅装置を図 1、図 2 に示す。図 1 は現在国内の Westinghouse 社で製造されているもの、図 2 はオランダの Philips 社の製品である。いずれも真空管の中に、一端に通常の蛍光板 (phosphorescent screen)、他端にアルミニウムで裏打

ちした蛍光面 (phosphor) が置かれている。蛍光板の内面には薄い光電面が貼られている。2枚の蛍光板の間には多くの円筒状電極が置かれており、光電面、電極、蛍光面に適当な電圧を加えると電子レンズとして作用する。増幅装置は次のような原理で作動する。通常のX線管球からの放射線が患者を通過し、装置の蛍光板に衝突する。蛍光板から発生した光によって、光電面が光の強さに応じた電子を発生する。すなわち蛍光板はX線画像を可視光画像に変換し、光電面はこれから電子画像を生成する。光電面からの電子は円筒状電極に加えられた電圧で真空管の長さ方向に沿って加速され、他端の蛍光面に到達する。電子がこの蛍光面に衝突して、X線が蛍光板に作る画像の複製画像を生成する。しかし、真空管の電子の加速によりこの画像の輝度は蛍光板の何倍にもなる。画像の輝度は、蛍光面のサイズが蛍光板に比べて小さいことによっても増強される。観察者はこの蛍光面上に輝度増幅された画像を、接眼鏡あるいはその他の光学的な装置でもとの大きさに拡大して観察する。

電子光学的増幅装置の長所は、単純であること、比較的安価であること、そしてX線透視の効率を改善して何よりも観察者の力をほぼ100%近くまで引き出しうるという理論的な能力にある。その画質は、特に胸部、四肢ではきわめて優れている。短所は通常の蛍光板における輝度上昇が比較的限られていること(500~1,500倍)、視野径が小さいこと(直径5インチ)、固有のコントラストが小さいこと(はるかにコントラストが大きいX線フィルムに対し、通常の透視装置と同

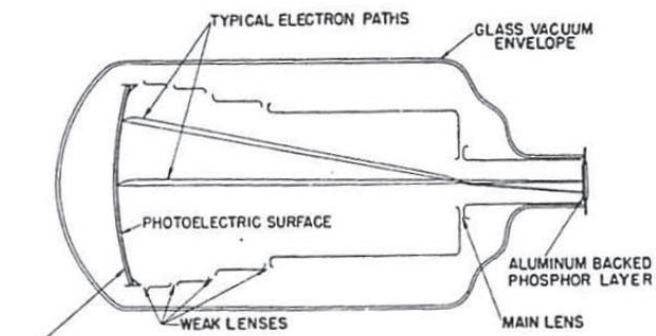


図1. Westinghouse社の蛍光板増幅装置 (Westinghouse Electric Corpの御厚意による)。

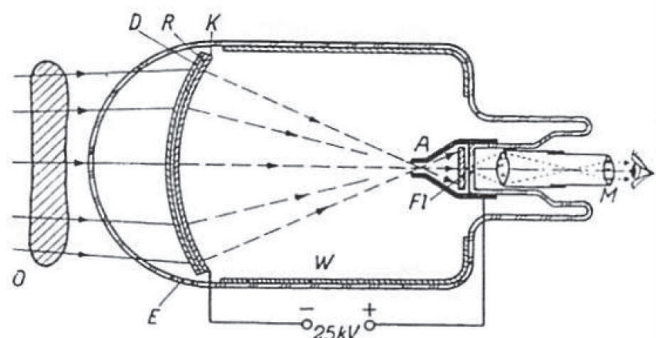


図2. Philips社の蛍光板増幅装置 (Acta Radiologicaより)

程度)、体厚のある構造の検査では真空管内から発生するランダムな電子による蛍光面の曇りによる画質劣化を起こすことである。この他の短所として、光学系を介して蛍光像を見る必要があるため、観察者の動きの自由が制限されることが一部の研究者から報告されている。これらの短所は時に不便となるが、この装置に経験豊富な使用者の一般的な感想は、長所が短所をはるかに上回り、蛍光板問題の解決には大きな前進であるというものである。

(b) 蓄積型テレビジョン増幅装置 (Storage-type television intensifiers)

蓄積管テレビジョン回路を使用した典型的な増幅装置の詳細を図3に示す。これも電子光学型と同じように、通常のX線管球を使用し、患者を通過したX線が通常の蛍光板に当たる。蛍光板の光はレンズ系によって画像オルシコン (image orthicon, 国内の多くのテレビカメラに使用されている光電管) の感度面に焦点を結ぶ。その感度面の光量に応じて画像オルシコンは電気信号を発生し、これを増幅して陰極線管の制御回路に入力し、その電子線が管球の表面をオルシコンの電子線と同期して走査する。これにより、陰極線管の表面に患者の蛍光像が現われる。この蛍光像の輝度は、装置内の増幅の結果、通常の蛍光板にくらべ何倍も大きなものとなる。

蓄積型テレビジョン増幅装置の長所には、輝度の増幅率が比較的大きいこと(通常の蛍光板の50,000倍まで)、画面のサイズを必要に応じて調整できること(産業用には3フィート四方のものも使用されている)、コントラストが大きく調整可能であること(X線フィルムに匹敵、あるいはそれ以上)、増幅された画像を見るために特別な光学機器を必要としないこと、放射線検出装置と画像表示装置を独立した場所に置けることなどがある。短所は、構造が比較的複雑であること、比較的高価であること、X線光子の利用率が100%以下

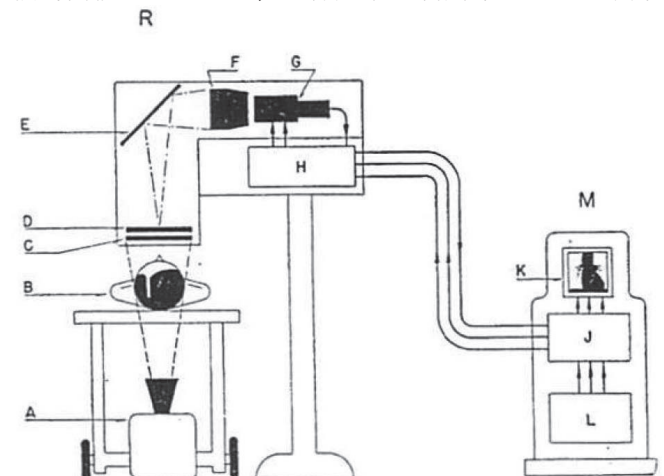


図3. テレビジョン型増幅装置. (A)X線発生装置, (B)患者, (C)グリッド, (D)蛍光板, (E)平面鏡, (F)高速レンズ, (G)画像オルシコン, (H)プリアンプ, (J)終段アンプ, (K)観察スクリーン(陰極線管あるいはキネスコープ), (L)画像オルシコンとキネスコープを同期させて電子線走査を行なうための電気パルス発生装置

であることなどが挙げられる。構造の複雑さと価格が、このタイプの増幅装置の普及を妨げている面がある。しかし、このような問題が重要でなければ、蓄積型テレビジョン増幅装置は、通常の透視装置や電子光学的増幅装置では解決できない多くの問題に対して非常に有効であることが明らかとなっている。

#### (c) 飛点走査型テレビジョン増幅装置 (Flying-spot television intensifiers)

飛点走査型テレビジョン増幅装置については、ほとんど成功例がない。X線エネルギーの利用率が著しく低いことから、近い将来実用化される見込みは薄いと思われる。

### IV. 応用

蛍光板増幅装置が登場して日が浅いため、当然ながらその応用範囲はまだ限られたものである。多くの放射線科医が通常のX線透視において電子光学的増幅装置を使用しており、そのほとんどがその性能に熱中している。

蛍光板増幅が過去2, 3年、最も広く利用されているのはシネX線透視の領域である。蛍光板増幅装置以前のシネX線透視は、非常に短時間にとどめない限り患者被曝が著しく多くなることから、実用は強く制約されていた。しかし蛍光板増幅によってこの問題が克服され、通常のX線透視程度の被曝で長時間の動画が見られるようになった。蛍光板増幅は本質的にX線エネルギーの利用効率に優れているので、シネX線透視の画質は一般に、旧式の方法でより多くの照射線量で撮影したX線フィルムとくらべても遜色ないかそれ以上である。現状では国内外でシネX線透視に大きな関心が持たれており、多くの生理学的問題の研究に広く利用されるであろう。2つの電子光学増幅装置はいずれも実用に供せられており、良い結果を生んでいる。

テレビジョン型の増幅装置については、画像表示装置

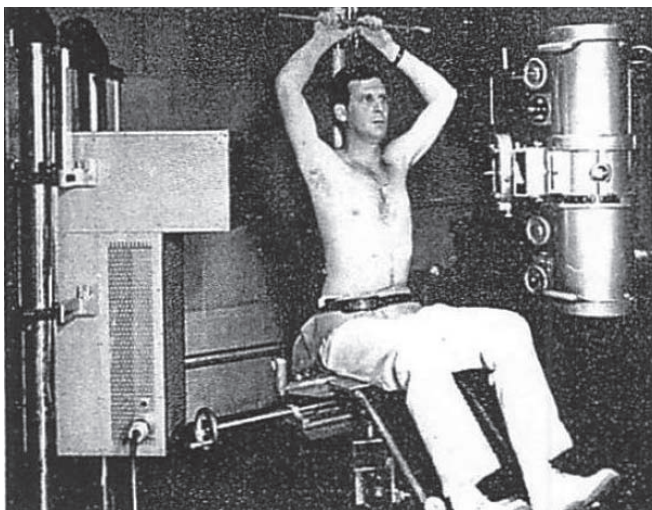


図4. 蛍光板増幅装置の放射線治療への応用。治療部位の正確な位置決めが可能となる。

をX線検出装置から任意の距離に別置できることから、数々の応用が考えられる。放射線防護の意味で観察者を放射線源から遠隔する必要がある産業用X線の領域では、このような装置が非常に有用であることが証明されている。この特徴は医用X線透視でも有用な場合がある。例えば放射線治療では、テレビジョン型増幅装置を使って、放射線治療医が治療室外の操作室で画面を観察しながら、安全な位置決め透視を行なっている。このような利用法を図4に示す。

テレビジョン増幅装置は、教育にもなかなか便利である。画像表示装置とテレビ画面を追加すれば、大人数の学生や医師に透視画像を供覧できる(図5)。このような利用法は次第に増えてゆくであろう。

### V. 今後の開発

蛍光板増幅が放射線科領域の有力な手段として登場した現在であるが、今後どのようなことを期待できるだろうか。装置の開発に当たっては、多くの施設で研究が進められており、今後数年で大きな改良が期待される。より大口径(10インチ以上)の電子光学的増幅装置に多くの力が注がれている。国内の少なくとも2つのメーカーで、現在のような外部蛍光板からの光ではなく、X線に直接感度を持つテレビジョン型真空管の開発が進んでいる。このようなX線検出管ができれば、テレビジョン型増幅装置は大幅に単純化され、その効率は電子光学的増幅装置と同じ100%に近づきうる。

現状とは全く異なるタイプの増幅装置の研究も行なわれている。ある種の蛍光物質の電界発光現象(electroluminescence)が、特にGE社で研究されており、現在よりも単純、コンパクトで、5~25倍の輝度が得られる装置ができるかも知れない。電界発光は、ある種の物質を交流電界内に置くと輝度が上昇する現象で[7]、蛍光板を両側から2枚の導電性ガラスではさみ、それを交流電源に接続して電界を作るものである。

前述のことから、ここ数年で新しい改良された増幅装

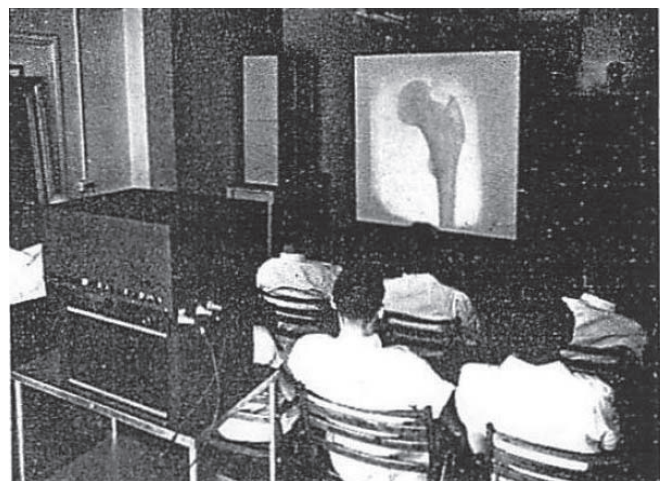


図5. 大人数にX線透視画像を供覧するための投影用キネスコープ

置の研究から多くのことが期待できであろうことは明らかである。この進歩はおそらく、急進的ではなく漸進的なものであろう。既存の増幅装置を置換するというより、その有用性を拡張するようなものであろう。

蛍光板増幅法における装置開発の今後は、この領域の成長の一部として見れば、この装置の医用、産業用応用面の発展に比べれば小さなものかも知れない。蛍光板増幅技術が、多くの生理学的問題に応用されるであろうことは確実である。PhiladelphiaのStauffer, San FranciscoのMiller, その他数人の研究者が既にこの分野で精力的に研究を進めている。放射線治療、放射線教育、産業用放射線画像の領域でも、蛍光板増幅技術が発展することはほぼ確実である。今後10年、20年のうちに、何らかの蛍光板増幅法が従来のX線透視に取って代わることも確実であろう。

科学の一定領域に大きな影響を及ぼす研究開発の常として、その技術や知識はさまざまな関連領域でも有用であることが証明されるものである。例えば、テレビジョン型増幅装置の受光部分は、FlagstaffのLowell天文台で最近、従来法よりもずっと詳細な惑星の写真撮影のために利用されている。この装置はまた、星の光しかない夜間に、通常のフィルムとレンズを使って露出時間0.1ミリ秒という短時間で夜景を撮影することにも利用されている。蛍光板輝度の問題解決に必要な非常な低輝度における電子工学的研究は、放射線医学の枠を超えて、多くの科学、産業、軍用分野で活用されるものと思われる。

以上が1955年におけるひとりの人間の限られた視点から見た蛍光板増幅の状況である。長期にわたって意味がある見解とは思えないが、何か意味があるとすれば、広大な広がりを見せる科学の世界の発展を、ひとりの人間が把握することの難しさを伝えることができたことかも知れない。

【参考文献】

REFERENCES

1. CHAMBERLAIN, W. E. Fluoroscopes and fluoroscopy. *Radiology*, 1942, 38, 383-413.
2. COLTMAN, J. W. Fluoroscopic image brightening by electronic means. *Radiology*, 1948, 51, 359-366.
3. HECHT, S. Relation between visual acuity and illumination. *J. General Physiol.*, 1928, 11, 255-281.
4. HECHT, S. Quantum relations of vision. *J. Optic. Soc. America*, 1942, 32, 42-49.
5. LOW, W., STEINBERGER, J. T., and BRAUN, E. A. Effect of alternating electric fields on excitation of strontium sulfide phosphor. *J. Optic. Soc. America*, 1954, 44, 504-505.
6. MOON, R. J. Amplifying and intensifying fluoroscopic image by means of scanning x-ray tube. *Science*, 1950, 112, 389-395.
7. MORGAN, R. H., and STURM, R. E. The Johns Hopkins fluoroscopic screen intensifier, *Radiology*, 1951, 57, 556-560.
8. MORGAN, R. H., STURM, R. E., MILLER, L. S., and TORRANCE, D. J. Remote fluoroscopic control of radiation therapy by screen intensification. *AM. J. ROENTGENOL., RAD. THERAPY & NUCLEAR MED.*, 1953, 70, 705-708.
9. OOSTERKAMP, W. J. Image intensifier tubes. *Acta radiol.*, 1954, Suppl. 116, 497-502.
10. ROSE, A. Sensitivity performance of human eye on absolute scale. *J. Optic. Soc. America*, 1948, 38, 196-208.
11. STURM, R. E., and MORGAN, R. H. Screen intensification systems and their limitations. *AM. J. ROENTGENOL. & RAD. THERAPY*, 1949, 62, 617-634.