

Title	照射野監視装置の試作
Author(s)	植田, 俊男; 北川, 俊夫; 伊藤, 健一 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(4), p. 443-449
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/19259">https://hdl.handle.net/11094/19259</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

## 照射野監視装置の試作

愛知県がんセンター放射線治療部

植田 俊 男

国立がんセンター放射線治療部

北 川 俊 夫

東芝玉川工場医療機器部

伊 藤 健 一 金 子 武 夫

(昭和46年3月28日受付)

Treatment field monitoring system on a 6 MV linear accelerator

By

Toshio Ueda

Department of Radiation Therapy, Aichi Cancer Center

Toshio Kitagawa

Department of Radiation Therapy, National Cancer Center

Kenichi Ito and Takeo Kaneko

Toshiba Electric Co.

It is essential point in practical radiation therapy to confirm accurate situation of the treatment field produced by carefully designed treatment planning during irradiation.

The treatment field with high energy radiation appeared in fluoroscopic picture, however, it has been thought only the way to observe them during irradiation, was not coming out satisfactory for practical clinical purpose depending upon its own physical nature.

Therefore, very few efforts were performed to develop instrument for this purpose up to date.

This paper reported a newly designed monitoring system with television on 6 MV linear accelerator observing treatment field during irradiation with fixed or moving field technique. The instrument was consisted of a fluoroscopic screen, T.V. camera which was specially designed for this study and has very high optical sensitivity, mirror and television monitor so on.

They are fixed on the gantry of 6 MV linear accelerator, in opposite side of the X-ray target under the treatment table. Then they move with X-ray beam simultaneously.

Fluoroscopic picture were came out successfully in monitoring television with reasonable contrast for practical clinical purpose, especially in the air filled organs, such as maxillary sinus, trachea or lung so far. Meanwhile, for the other part, it was able to recognize clearly being inserted a metal rod in the body cavity, such as cervical canal of the uterus. This study is to be continued to get more improvement in the contrast of picture and mechanical problems.

## 緒 言

放射線治療時において、被照射部位と照射野の位置的関係の確認に関しては、照射計画作業時に種々な工夫すなわち、診断用X線装置による透視、X線撮影、あるいは直接治療装置による二重曝射撮影が行なわれている。しかし照射開始後、毎日の照射時にそれが計画通り行なわれていることを確認しつつ治療を遂行することも治療計画の精度とともに成績を左右する重要な問題である。

特に運動照射の場合には照射さるべき病巣が常に運動しつつある線束の中に含まれているの確認することが必要であり、さらに原体照射においては線束に含まれる病巣の確認と同時に運動に伴なう照射野の形が計画された通りに変化しているかどうかを監視できることが望ましい。

しかし従来その必要性を感じながら、高エネルギー放射線に関しては、その放射線の本質的な性質から良好なコントラストを透視像に得ることが困難であつたため、積極的な努力は多くなされていなかつたようである。私どもは本研究において光学系因子に諸々改善を加えた装置を開発し、それによつて得られた透視像が臨床上的目的を達し得ると考えたので報告する。

## 研究方法

放射線照射装置として6 MV リニアアクセラレータを用い、これより得られたX線の患部透過後の透視像をモニター上に映出させる方法をとつ

た(図1)。

## 装置の構造

本装置は固定、運動いずれの照射にも用い得るよう設計した。図1に示す如く受光部は6 MV リニアアクセラレータのX線焦点と治療台に対し、対称の位置に設置され、ガントリーの廻転運動と連動する。構成はテレビカメラを含む暗箱、映像モニター、制御部よりなる。暗箱内部は有効寸法が32cm×32cmの蛍光板を使用し、前面(放射口側)に2mm厚の鉛箔を重ねたものを使用した。蛍光板の蛍光体は他の種類に比し高エネルギーX線像に対し、比較的感度の高いGd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S/Tbよりなる蛍光材が使用してある。蛍光像をカメラ受光部に導くため、蛍光板面に対し45°の傾斜で反射鏡が設置されている。反射鏡は長時間大線量の放射線照射による劣化を防ぐため、ガラス板表面にアルミニウムを蒸着した表面鏡が用いてあるのでガラスの着色による反射率の減少は殆んど起こらないことを期待できる。

受光部の撮像管はシリコン電子増倍形管を使用した。これは従来使用されているビジコンの受光感度に比べ約1/1,000の光電面照度で十分目的を達し得るものであり、長時間停止像の撮像を行なつても画面の焼付けが少ないと考えられているもので現在まで使用した結果、上記の如き機能異常は認めていない。なお暗箱部は固定照射に対して30cmの上下移動が可能のように調整用ハンドルがつけてある。

制御部は被写体の厚み等の変化による画面のコントラストおよび明るさの変化を観察しやすい状態に保つことができるように、感度、コントラストの調整器が組込まれている。また照射部位によつては治療台上の体位の方向の変化に対して映像の観察に便利ように切替スイッチにより、常に一定の方向に受像ができる回路が設けられている。映像の極性は陽画、陰画任意に切替えられ、必要に応じて記録を残す場合はビデオテープによる録画が可能であり、照射画面の再現観察ができる。映像モニターは16型で放送局等の映像プログラム監視用に使用されるものである。装置の実況は図

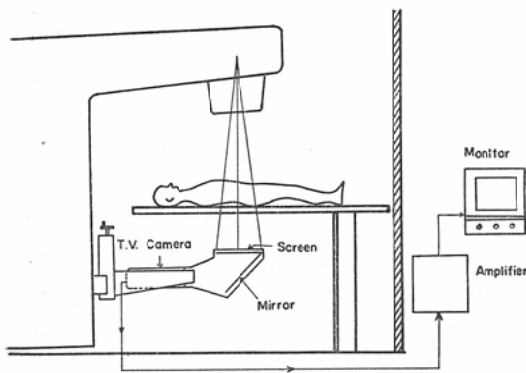


Fig. 1 The schematic diagram of treatment field monitoring system.



Fig. 2 The field monitoring system fixed on the gantry of 6MV linear accelerator.

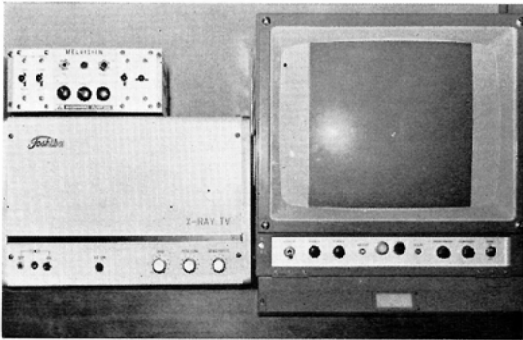


Fig. 3 Monitoring television and its control panel.

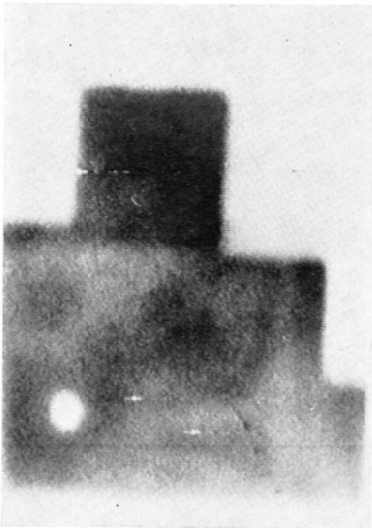


Fig. 4. (A) X-ray television image with this system of the maxillary sinus.

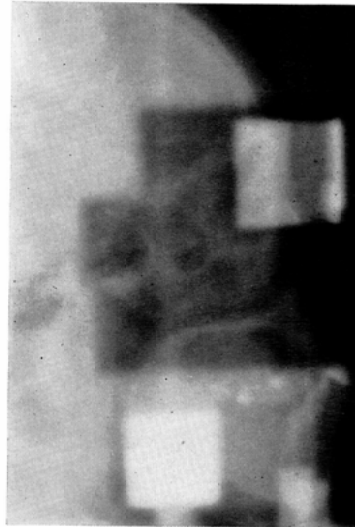


Fig. 4(B) Double contrast treatment film of the same treatment field.

2, 3に示す。

### 結果

実際の照射に際して照射される部位がどの程度確認できるかを試験してみた。判定は画面映像の視覚による観察であるが、まず臨床的観察の目的を達し得ると考える。

特に空気層を含む照射部位では十分満足する結果が得られ、他の部位に関しては金属片を挿入することにより明確にこれを認め得る。この結果を図4～図7に示す。これらの図は上顎、鎖骨窩、肺、子宮を照射中に映像モニター画面上に映出された各部位の像を35mmカメラによつて撮影したものである。それぞれ比較のためリニアックX線による二重曝射撮影の同一部位のものを添えた。

### 検討

空気層を含む部位については他の部位に比べて明確に識別ができるので空気層の厚みがどの程度まで識別可能であるかを実験的に確かめてみた。テストピースとして厚さ20mm、幅5cmの亚克力ブロックに径1mmから10mmまで1mm毎に径の大きくなる空洞をつくり(図8)、これらがモニター上で識別できる限界を肉眼にて判定した。

実験はこのテストピースをポリスチレンファン

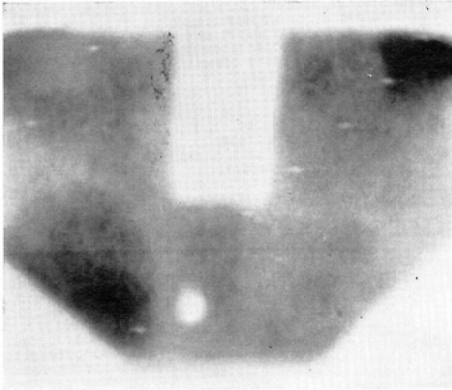


Fig. 5 (A) X-ray television image with this system of the supra clavicular area.

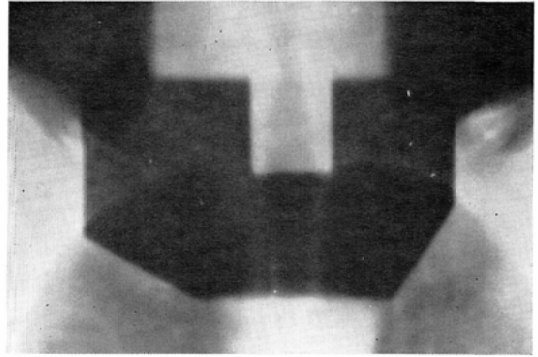


Fig. 5 (B) Double contrast treatment film of the same treatment field.

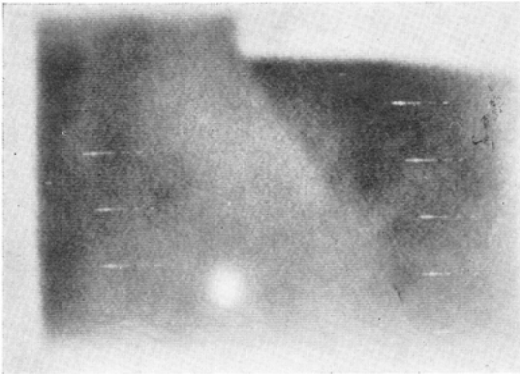


Fig. 6 (A) X-ray television image with this system of the lung

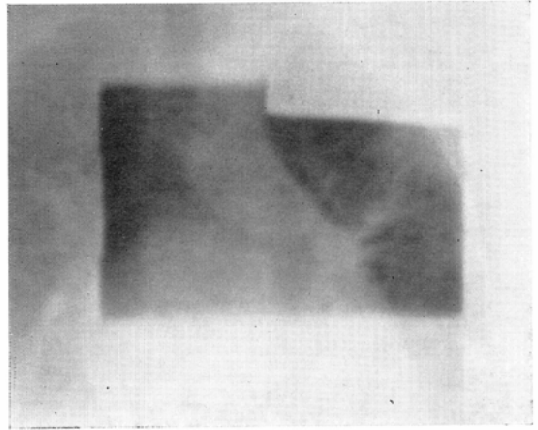


Fig. 6 (B) Double contrast treatment film of the same treatment field.

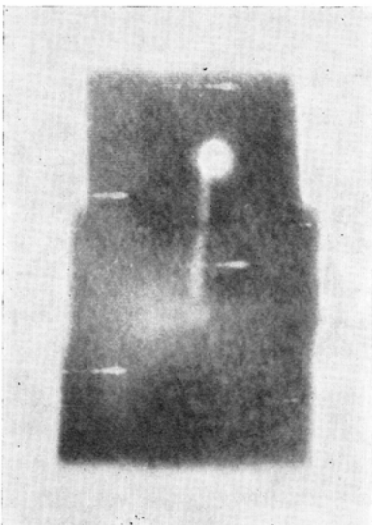


Fig. 7 (A) X-ray television image with this system of the cervical canal with metal contrast.

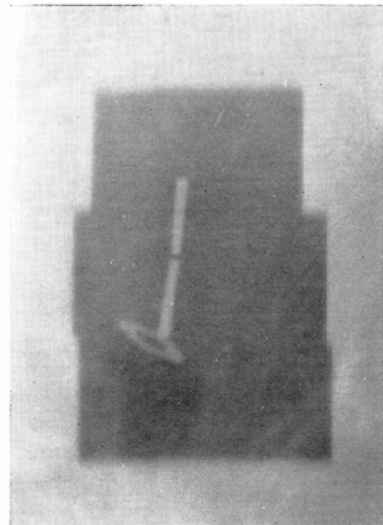


Fig. 7 (B) Double contrast treatment film of the same treatment field.

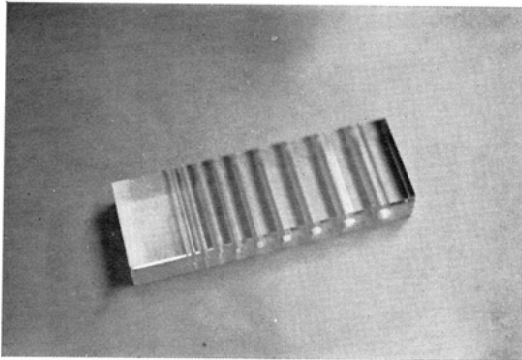


Fig. 8 Air cavity model used in the contrast test.

トームの中央にはさみ、その厚みを2 cmから30cmまで変化させて行なつた。図9に、この結果を示す。図は横軸に空洞の径をとり、縦軸に確認できる空洞の径に対するファントームの最大厚みの割合をとつたものである。空洞の径が大きいと、それを取りまくファントームの厚みが大きくても識別が容易であり、径1 cmの空洞は30cm厚のファントーム中でも識別できることが解る。図10は6 M V X線によるとテストピースの写真、およびモニター像をカメラで撮影したものの一例である。

同様にして金属片の識別できる限界を調べてみた。テストチャートは規格L I S, T Z Iの軽金属用透過度計でF 16, F 32の2種の型のものを使用した(図11)。これは線の直径が0.8mm~6.4mm

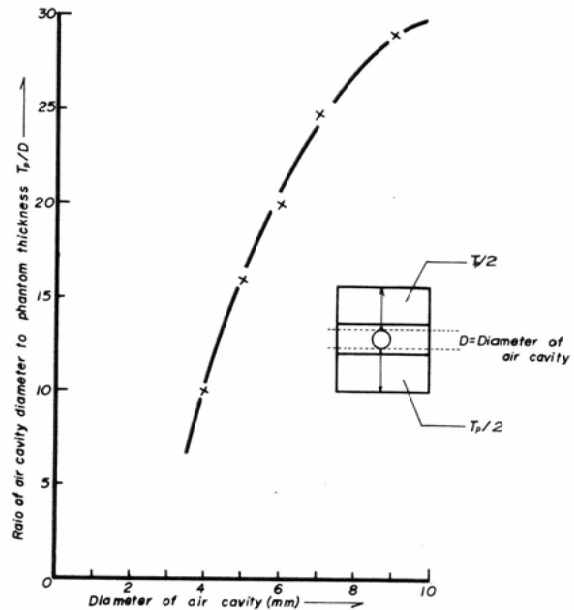


Fig. 9 Relationship of distinguishable diameter of air cavity to the maximum phantom thickness.

まで等比級数的に変化しているもので材料は鉄である。これをファントームにはさみ空洞の場合と同様な実験を行なつた結果、ファントームが無い場合は径2.0mmのものが識別可能であり、ファントームが30cmに増すと3.2mmのものが識別できた。この結果を図12に示す。図は、横軸にファン

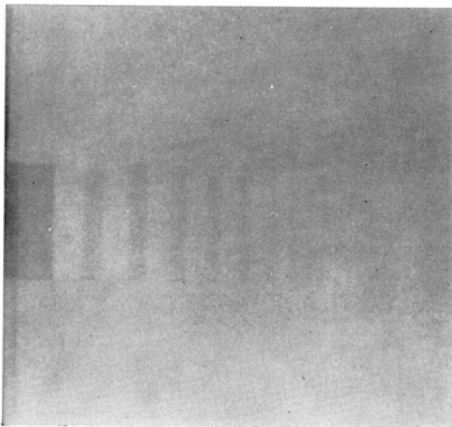


Fig. 10 (A) X-ray film of the air cavity model

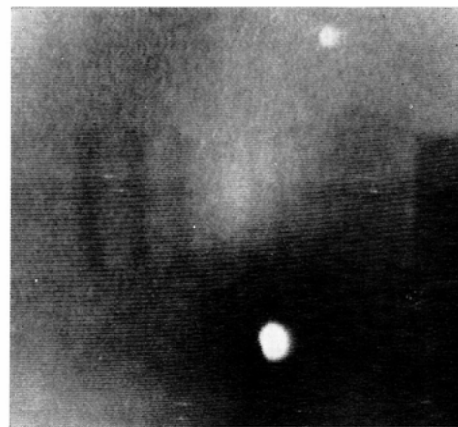


Fig. 10 (B) X-ray television image of the air cavity model.

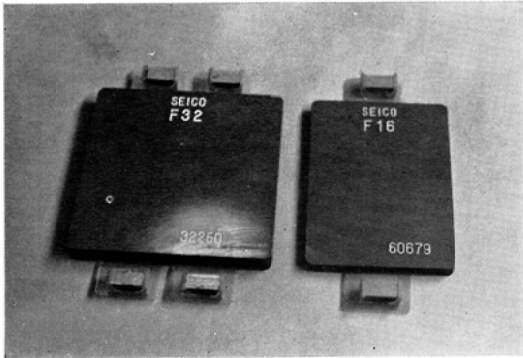


Fig. 11 Penetrameters used in the contrast test.

トームの厚みを取り、縦軸に鉄線の径をとつたものである。

すなわち挿入する金属の材料が鉄の場合、3.2mm以上の太さがあれば十分識別できることになる。図13はテストチャートの6 MV X線写真、およびモニター像を35mmカメラで撮影したものである。

本装置は現在のところ試作段階の域であるが、今後改善すべき点は下記の如くであろうと考えられる。

1) コントラスト：高エネルギーX線透視像のコントラストに関しては、その改善に対し原理的に大きな困難性が感じられるが、現在までの結果では少なくとも空気層、金属片の存在する場合、

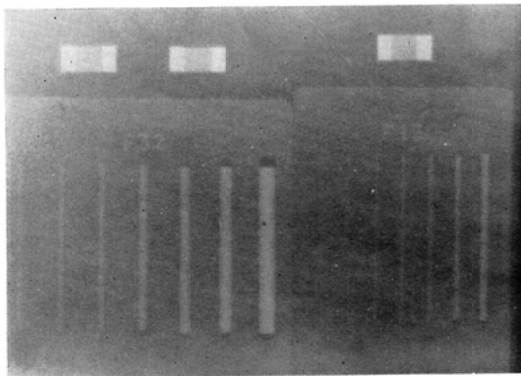


Fig. 13 (A) X-ray film of the penetrameters.

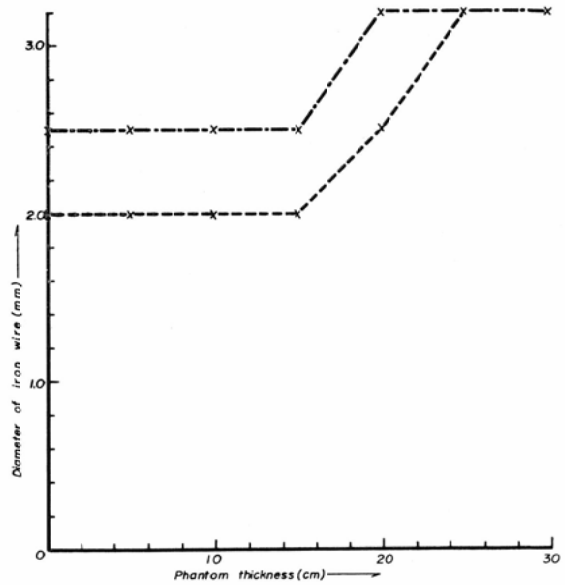


Fig. 12 Relationship of distinguishable diameter of the iron wire to the maximum phantom thickness.

----- F32 penetrometer.  
 - · - · - · F16 penetrometer.

比較的満足すべき結果が得られたと考えられるので、今後は骨、軟部組織間のコントラストが少なくともリニアックグラフの水準まで改善されることを目標として努力を続けたいと考える。これは

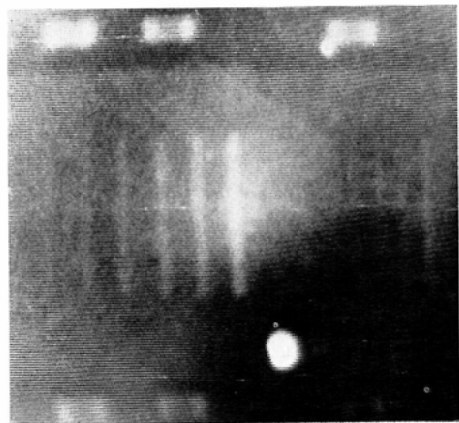


Fig. 13 (B) X-ray television image of the penetrameters.

蛍光板の質的改善によつて行なわれ得るものではなからうか。

2) モニター画面の雑音：高圧パルス回路に装置が近接しているため、画面上にパルス状の雑音が表示されるが、これは附加回路を設けることによつて除去可能であろうと考える。

画面照度のムラ：本装置の撮像管は低照度においても十分大きい信号が得られるように製作された試作のもので、本装置の製作に当たり、特に使用したものである。したがつて低照度の蛍光像を映出するための信号は十分に得られたが、画面のムラは今後この種の撮像管の改良によつて改善される可能性のあるものと考えられる。

#### 要 約

放射線照射時における被照射部位と照射野の位置的関係の確認、特に原体照射等の運動照射の場合、実際の照射が毎回計画通り行なわれていることを確認することはきわめて重要であるので、その手段の一つとして、この照射野をテレビ画面に映出させ観察する目的でこの装置を試作した。装置は6 MV リニアアクセラレーターのX線焦点と治療台に対して対称の位置に設置され、6 MV X

線の患部透視像をモニター上に映出させるものである。

実際の照射部位について試験した結果、映像の画質はリニアグラフによりやや劣るが臨床上使用に耐える程度であり、少なくとも運動照射時、照射野と主要部位との連続的变化は十分把握できると考える。

#### 文 献

- 1) Benner S., Rosengren B., Wallman H. and Netteland O.: Television monitoring of a 30 MV X-ray beam. *Phys. in Med. Biol.*, 7: 29—34, 1962.
- 2) 伊藤健一, 宮代彰一: ライナックテレビジョン. テレビジョン電子装置研究委員会資料, 1970, 11月.
- 3) Gebauer, A., Lissner, J. and Schott, O.: Roentgen television. *Gru ne & Stratton*, New-York and London, 1967.
- 4) Malven, R., Rosengren B. and Wallman, H.: Field control of telecobalt therapy by gamma-ray television. *Acta Radiol.* 3: 424—430, 1965.
- 5) Malven, R., Rosengren B. and Wallman, H.: Field control in roentgen therapy with a 5 MeV linear accelerator by means of television. *Acta Radiol.* 7: 462—466, 1968.