〔第37回総会宿題報告Ⅱ〕

イメージンシファイアとその関連技術

株式会社島津製作所医用事業本部

津 田 元 久

X-RAY IMAGE INTENSIFIER AND RELATED TECHNOLOGY

By MOTOHISA TSUDA

Medical Systems Groupe Shimadzu
Corporation

Summary

First of all, various types of X-ray image intensifier are introduced. Then, the factors influencing on the image quality of X-ray image intensifier are reviewed generally.

X-ray image ineinsifiers have been improved continuously since their development. The procedure of the improvement is described in detail.

Application of X-ray image intensifiers is reviewed finally. The revision includes not only present state of the arts, but also future development.

1. はじめに

イメージンシファイア（以下 I.I. と呼ぶ）は眼で見えない、あるいは見えにくい暗い像を明るくして見易い像にする装置の総称である。今日 I.I. は各方面で利用されている。天文学の分野では天体望遠鏡と組合せて使用され、通常では観察できない様な小さく暗い星の観測に利用される。また、小型火器の夜間照準にも使用されたり、夜光性動物の生態観察に応用されることもある。

さらに、取扱う像を構成する光のスペクトルも広い範囲にわたっており、それぞれに可視光 I.I. 赤外線 I.I. 紫外線 I.I. X線 I.I. などのように呼ばれている。今日最も広く使われている I.I. は言うまでもなく X線 I.I. であって I.I. なしでは医用 X線診断は語れない。X線 I.I. がデビューしてから30年ほど経過しているが、その間の性能の改善、応用範囲の拡大は著しいものがある。

本稿では最初に X線 I.I. の各種の型式について紹介を行う。次いで、X線 I.I. の性能を評価する指標について述べ、関連する規格についても言及する。続いて、X線

I.I. の性能が改善されて来た過程を、各性能指標についてふり返って見ることにする。最後に、医用 X線診断分野における X線 I.I. の応用についてレビューを行うことにしたい。

2. X線 I.I. の種類

X線 I.I. は X線像を取り扱うので、通常は X線を可視光に変換したうえ、可視光の輝度を明るくして見易くするという方法で、明るい X線像を得ている。この最初のプロセスである X線を可視光に変換するための素子としては蛍光体スクリーンが使用される。I.I. の形態としては真空管式がほとんどすべてである。

X線 I.I. を分類すると (Table 1 参照) 蛍光体スクリーンを真空管内に含むもの①と含まないもの②（これを可視光 I.I.¹⁾ と呼ぶ）に大別することができる。

①の中には極く一般的な真空管形③のほか唯一の例外であるソリッドステート形 I.I.²⁾ ④があるが、性能上の問題があり、少なくとも医用には全く使われていない。③は電子光学的な構成によって更に細分されて⑤～⑨に

〔第37回総会宿題報告〕 イメージンテンスファイアとその関連技術（津田）

Table 1 Various types of X-ray image intensifiers

分類することができるが、今日医用に使用されているものは多極静電集束形⑤の形式である。⑥の近接静電集束形³⁾および⑦の電磁集束形⁴⁾は歴史的な発展過程の中でその存在が認められているものであるが、⑥は⑧のマイクロチャンネル形 I.I. に利用される見込がある。また⑧およびカスケード形⑨は今後の発展が期待されているものである。

これに対して、②の方式は I.I. の発展の過程で一時は或る程度使用されたが、⑩⑪の形式のものは今日ではまれになってしまった。

Fig. 1 は⑤の形式の I.I. の概念図である。X線源から放射されたX線は被検体を透過したうえ、I.I. の蛍光面を刺激して蛍光像を作る。蛍光面に密着して作られている光電面は光電子を放出し、この光電子は真空管内に設けられた電極によって作られる静電レンズによって収束、加速される。電子が結像する位置には出力蛍光面（電子によって発光する）が作られており、この上に明るい像が作られる。輝度の増倍は電子密度の増大（入力蛍光面上の像は出力蛍光面上の像にくらべて縮小されている）と、電子が外部電源に加速されてエネルギーが高くなっていることによる。

⑩の蛍光板と可視光 I.I. の組合わせの形式では、入力蛍光面が真空管の外に設けられており、蛍光像を真空管内の光電面に伝達させるために光学レンズを用いている

Fig. 1 Image intensifier including fluorescent screen.

Fig. 2 Image intensifier excluding fluorescent screen.

こと以外は⑤と同じである (Fig. 2 参照)。

⑧は I.I. の長さを短くすることができるという点で注

Fig. 3 Image intensifier using microchannel plate.

チャンネルプレート形 I. I.

性 能

C	F	: 200 Cd/m ² /mR/S
解 像 力	:	33 lp/cm
口 径	:	12cm φ
ファイバー径	:	4 μ

Fig. 4 Proposed microchannel plate image intensifier.

目されている形式である (Fig. 3 参照)。原理的には、2次電子放出物質を細いパイプの内面に塗布したものを束ねて板状に成形し (マイクロチャンネルプレートと呼ぶ)、

Fig. 5 Cascade image intensifier.

これを平たい真空容器内に収納し、入力螢光面・光電面・出力螢光面を設けたものである⁵⁾。この形式のいまひとつの特長は像の寸法が現寸大であることである。Fig. 4は⑧の形式の I.I. のより現実的な形の予想図である。

Fig. 5は⑨の形式の I.I. の概念図である⁶⁾。この形式では I.I. が二段直列に配置されており、一段目は通常の X線 I.I. そのもので、二段目は⑩で使用されている I.I. と同じものである。この形式では一段目と二段目の光学的伝達を効率よく行うためと後述する像歪を少なくするためにファイバープレートを使っている。この形式に期待されていることは輝度が極端に明るくできることで、核医学画像のように非常に暗い像を見えるようにすることである⁷⁾。この形式の I.I. にマイクロチャンネルプレートを使うことも検討されている。

3. I. I. の性能を決定する因子

X線 I.I. の像質を評価するための因子には Table 2に示されているようなものがある。

Table 2の輝度倍率④は本来 I.I. の目的が輝度増強にあるのだから、最も基本的な性能指標である。前項の⑨の形式の I.I. はこの性能を極限まで高める手段として考えられたものである。

しかしながら、輝度性能だけを高くした場合、他の像質因子例えば解像度や雑音などの性能が低下する傾向がある。この様なことは他の因子についても起るので、常に各性能因子間のバランスを考えて I.I. を選択しなければならない。輝度を高くする手段としては、像の縮小率を大きくして電子密度を高くすること、および電子加速電圧を高くすることが考えられるが、前者は解像度の低下を後者はバックグラウンドの増大をまねくおそれがあ

〔第37回総会宿題報告〕 イメージンテンシファイアとその関連技術 (津田)

Table 2 The factors determining picture quality of X-ray image intensifiers

Factor	Standard	
④ Brightness Intensification (Conversion Factor)	IEC	JESRA
⑤ Resolution (Modulation Transfer Function)		
⑥ Background (Contrast)		
⑦ Distortion	IEC	Draft
⑧ Uniformity (Luminance Distribution)	IEC	JESRA
⑨ Noise		
⑩ Persistence		
⑪ Viewing Field Size (Entrance Field Size)	IEC	JESRA

■ 変換係数の測定

Fig. 6 Measurement of conversion factor.

る。

輝度倍率については、IECの規格が制定されており⁸⁾、その指標として変換係数が定義されている。変換係数は単位のX線量率に対して、得られるI.I.の出力像の輝度で与えられ、その測定法の概略はFig. 6に示されている。Fig. 6の左側で得られる輝度を、右側で得られる線量率で割った値が変換係数である。

Table 2の解像度⑧はX線I.I.の出力像の質を視覚的に評価するとき、最も目立つ性能評価指標であり、それだけ重要である。通常MTFで評価されるが、I.I.は多くの画像変換系の組合わせであるので、I.I.のMTFは各系のMTFの積として表現される。つまり各系のMTFをそれぞれに向上させてはじめて、I.I.全体のMTFが改善されることになる⁹⁾(Fig. 7参照)。

イメージ管の各素子のMTF (IA-9X)

Fig. 7 Modulation transfer function of image intensifier.

- ① 被検者からの散乱X線
- ② 被検者とI.I.の中間に存在する物体からの散乱X線
- ③ 入力面での光散乱
- ④ 光電面からの熱電子放出、散乱光による光電子放出
- ⑤ 出力面での光散乱
- ⑥ 光学系のフレア

■ バックグラントの発生

Fig. 8 Generation of background.

I.I.などX線映像系の解像度特性はMTFで評価して行こうとする基本的な方向はICRUの勧告に示されている。

⑩のバックグラントは像のコントラストに影響を与えるもので、I.I.の各変換系でバックグラントが発生する。各段階でのバックグラントの発生をFig. 8に示している。I.I.像のコントラストを良くするには、これらのバックグラントの発生を個々につぶして行く必要がある。バックグラントの測定法としては統一的な方法が決まっ

Fig. 9 Image distortion.

Fig. 10 Theoretical image plane of electrostatic lens.

ていないが、一定条件でX線を照射しておき、I.I.の視野の中心に、面積が有効視野の10%であるような鉛円板を置いて、出力蛍光面上の鉛の影の部分(像の中心)の輝度を測定し、鉛円板を取り去ったときの輝度に対する比をとり、これをバックグラウンドの指標にしている例がある。

歪⑩は Table 1 の④および⑥の形式のI.I.では原理的に出現しない。⑤では一般に糸巻き歪が、また⑦ではS字形歪が特長的である。代表現な像歪を Fig. 9 に示す。最も一般的な⑤の形式では、静電レンズ系の入力像面および出力像面が、Fig. 10に見られるような球面であるときに、理論的に結像が完結¹⁰⁾する。したがって、入力

Fig. 11 Image enlargement and X-ray intensity on the input screen of the image intensifier.

Fig. 12 Definition of image distortion.

Fig. 13 Integral image distortion

蛍光面も出力面も球面に成形する場合に、はじめて無歪の像ができるのであるが、現実には入力蛍光面は球面にするが、球面状の出力蛍光面は製造が困難であるために、平面にしている。このために像の中心部にくらべて、像の周辺部は拡大される結果、糸巻き歪が発生する。

〔第37回総会宿題報告〕 イメージンシファイアとその関連技術 (津田)

さらに Fig. 11 からわかるように、X線幾何学的にも入力螢光面の中心での接平面が、無歪面であるが、入力螢光面が静電レンズ歪を少なくするために球面になっているので、ここでも糸巻き歪が発生している。

I.I. の歪については IEC 規格案¹¹⁾が検討されている。IEC 規格案では歪を Fig. 12 に示すように積分歪率と微分歪率の二通りに定義している(網目の無歪像と歪んだ像をそれぞれ破線および実線で表示しており、A, C, D の各点はそれぞれ A', C', D' に写像されているものとする)。Fig. 13 は積分歪率を入射面の半径の関数として示した像歪の実測例である。

⑨輝度の一様性とは、I.I. の出力像の明るさが、中心部から周辺部に向って低下して行く傾向があるので、その低下の程度を問題にするものである。その原因には2種類がある。そのひとつは Fig. 11 に示されているように、X線強度は焦点からの距離の2乗に逆比例するので、球面状のI.I.の入力面の周辺部では線量率が低下する現象である。いまひとつは Fig. 10 で説明されるように、本来は球面上に結像されるべき電子像を平面状の出力螢光面で受けているために、周辺部では電子密度が低下して、輝度も低くなる現象である。

輝度の一様性の測定法については IEC 規格¹²⁾が制定されており、その概要は Fig. 14 に示されている。

⑩の雑音は I.I. ではX線写真に比べて著しく目立つものであり、像質を左右する。

I.I. の雑音には Table 3 に示すような種類がある¹³⁾¹⁴⁾。

①の構造雑音は、入力螢光面および出力螢光面が螢光体粒子で構成されているために現れる粒状性雑音であり、

Fig. 14 Determination of luminance distribution of image intensifiers.

Table 3 の⑩、⑪に分類されている。①の雑音は時間的にも空間的にも変動しないので固定雑音とも呼ばれる。

⑩の量子雑音は各量子変換過程で発生するもので、各量子の空間的、時間的な統計的変動がその原因である。X線量子・電子・可視光量子について、それぞれ⑤⑥⑦の雑音が発生するが、實際上問題になるのは⑤である。⑩の雑音は時間的・空間的に常に変動しているので、変動雑音と呼ばれることもある。⑩の量子雑音の発生は Fig. 15 に概念的に説明されている。Fig. 16 の上半分に見られるように、吸収X線量子の数が多い場合(あるいは同一X線量子が入射しても、吸収される量子の数が多い場合)には、雑音が比較的に少なくなる。これに対して Fig. 16 の下半分のようにX線量子数が少ない場合(吸収が少ない場合も同様)には雑音が多くなる。Fig. 16 はまた、入力螢光面の LSF がシャープであるほど雑音が多くなることをも示している。

Table 3 Noise of image intensifiers

Fig. 15 Quantum noise.

Fig. 16 Generation of noise.

Fig. 17 は空間的雑音および時間的雑音を示している。時間的雑音では発生の時間的立上がりおよび立下り特性(時間応答特性つまり残像特性)が雑音の大きさを左右することになる。

㊦の残像は動きの速い被写体を観察するときに像をボカす原因になる。入力蛍光面および出力蛍光面の残像特性がI.I.の残像を決定する。Fig. 18 は入力蛍光面および出力蛍光面の時間応答特性が仮に $f_1(t)$, $f_2(t)$ のようなものである場合、I.I.の時間応答特性が $f(t)$ のようになることを示している。この場合 $f(t)$ は $f_1(t)$ と $f_2(t)$ のコンボリューションで与えられる。I.I.の残像を改善するためには、両蛍光面の残像特性をそれぞれに改善することが必要になる。

残像特性が㊦の雑音とも関連を持っていることはさきにも述べた通りである。

㊦の視野についてはI.I.の視野寸法についてのIEC規格¹⁵⁾が制定されている。視野寸法も像質の一指標と考

Fig. 17 Spatial noise and temporal noise.

■ 時間応答の合成

Fig. 18 Synthesis of temporal response.

えることができよう。

4. 像質の改善

I.I.の像質が改善されてきた過程をTable 2の㊦~㊦の順を追って述べることにする。

輝度倍率㊦については、入力蛍光体が当初のZnCdS (Ag)の粉末からCsI(Na)の蒸着蛍光面に変えられたことで大幅に改善された。I.I.に使用されている光電面(アンチモン・セシウム光電面)のスペクトル感度とCsI(Na)蛍光面の発光スペクトルがFig. 19に見られるようによく合致するので、ZnCdS(Ag)に比べてI.I.の輝度が向上したわけである。さらにFig. 20に示されるように、X線に対する吸収率もCsI(Na)の方がすぐれている。特に診断に利用される70 kVから120 kV程度のX

〔第37回総会宿題報告〕 イメージンテンシファイアとその関連技術 (津田)

Fig. 19 Spectral matching of photoelectric surface and phosphor materials.

Fig. 20 X-ray mass absorption coefficient of input phosphor screen.

線 (実効エネルギーはこれらの値の半分近くである) に対して CsI (Na) が ZnCdS (Ag) がよりすぐれている。この点も I.I. の効率向上に寄与している。

⑧の解像度の改善については、各変換系の MTF が関連するため、多方面から進められた。まず入力螢光面は当初 Fig. 21 の上半分のように作られていたが、この構造では螢光体層と光電面の間に介在するガラスが像をボカしていた。その後 Fig. 21 の下半分のような構造に改められた。この結果ガラス板のボケが除去されることになった。Fig. 22 は厚さ 0.2 mm のガラス板の MTF (螢光面での多重反射を無視した場合) を示すが、この分だけ入力螢光面の MTF が改善され、I.I. の解像度はそれまでの 12.5 LP/cm 程度から 17 LP/cm 程度に向上した。さらに、入力螢光面は CsI (Na) の蒸着層¹⁶⁾に変えられた。CsI (Na) の蒸着層の断面の電子顕微鏡写真は Fig. 23 のように直径が数 10 μm の柱状構造になっていて、X線で発光された可視光線はこの柱の中を通過して光電面側に到達するのでボケが少なくなる。つまり LSF

Fig. 21 Structure of input screen.

Fig. 22 Modulation transfer function of 0.2 mm thick glass substratum.

がシャープになる結果 MTF が改善され、I.I. の解像度として 20~25 LP/cm が得られるようになった。

出力螢光面についても改善が行われた。粉末螢光体層の厚さは直接に解像度に関係するが、同一量の螢光体を使っても製造法によって厚さが違ってくる。開発された当初の出力螢光面は動力沈降法で作られていたため、螢光体粒子の空間占有率が低く、層厚が大きかった。その後、電気永動法や遠心力沈降法などで製造されるようになり、層厚が次第に薄くできるようになった。Fig. 24

Fig. 23 Fiber structure of CsI evaporated phosphor screen.

electrophoretic screen

centrifuged screen

Fig. 24 Cross section of output phosphor screen.

は出力蛍光面の断面を電子顕微鏡で撮影したものである。電気泳動法では、突起部に電界が集中するため、蛍光体層に空隙が見られる。これに反し、遠心力法では均一に充実した層ができる。解像度は重力沈降法・電気泳動法・遠心力法の順に向上し¹⁷⁾¹⁸⁾、I.I. の解像度は 30~40 LP/

Fig. 25 Modulation transfer function of variable field image intensifier.

cm に達している。

解像度を向上させる手法のひとつとして可変視野 I.I. がある¹⁹⁾。可変視野 I.I. は通常の I.I. の電極のほかに補助陽極を持っており、補助陽極の電位を変えることによって入力視野の寸法を変えることができる。結局、出力像が拡大されることになるので、それだけ出力面の MTF が改善されることになり、I.I. としては 50 LP/cm 程度の解像度が得られる。

Fig. 25 は可変視野 I.I. の MTF を示す。視野を小さくした場合の方が MTF が良いことを示している。

バックグランドの影響は Fig. 26 を見るとよくわかる。もしバックグランドがなければ、一定 X 線条件で照射されている I.I. の出力蛍光面の中心部分での輝度は、X 線絞りの開度に関係なく一定のはずである。しかし、現実の I.I. では Fig. 26 の下のグラフに示されているように、照射野の直径の増加につれて出力輝度は増大する。この原因はバックグランドにほかならない。

バックグランドを減少させる手段として、I.I. の入力窓から発生する散乱 X 線を減少させる目的で、窓材を在来ガラスから軽金属の薄板に変えようとする動きがある²⁰⁾ (Fig. 27 参照)。

さらに、出力面の基板を着色ガラス板やファイバプレートにする²¹⁾ことによって、光散乱を減少させてバックグランドを改善する手段も一部に行われている。Fig. 28 は基板ガラスの透過率を 80% にするだけで、バックグランドが大幅に改善されることを示している。この場合輝度倍率も 80% になることに注意しなければならない。

さきに述べた CsI (Na) の入力面も入力蛍光面のバックグランドの改善に有効であった。

〔第37回総会宿題報告〕 イメージンテンシファイアとその関連技術 (津田)

■ 照射野の大きさと出力輝度の関係

Fig. 26 Relation between the irradiation field size and the output brightness.

Fig. 27 Image intensifier tube with thin metal window.

歪⑩と輝度の一様性⑪とはたがいに関連を持っているので平行して述べることにする。

歪⑩の改善には、Fig. 10 に示されるような入力面と出力面を持たせればよい。このような考えから作られたものが Fig. 5 に示される I.I. で、ファイバプレートを利用して目的を達成している²²⁾。また X 線歪をとる目的で Fig. 29 のような I.I. も提案されている。この場合、非常に口径の大きい入力蛍光面用ファイバプレートが必要になり、コストの面から当面は実現が困難である。しかしながら歪は完全に除去されるばかりでなく、Fig. 29 に見られるように蛍光面の塗布を中心を薄く周辺を厚くすることによって輝度の一様性を確保することも可

Fig. 28 Line spread function of background generated in output screen.

入力蛍光面は中心部より周辺部を厚くして輝度を高くする

■ 1.1. 輝度分布の改善

Fig. 29 Improvement of luminance distribution and image distortion.

能である（周辺部の解像度が低下することが問題であるが）。このような I.I. では周辺部の拡大がなくなるので電子レンズ的にも輝度の一様性が達成される。

歪の補正についてはこのほかにも光学レンズにわざと樽形歪を持たせて I.I. の糸巻き歪を相殺する方法も考えられている。

⑪の雑音については構造雑音と量子雑音とに分けて考えなければならない。構造雑音については、出力蛍光面の改善が著しい。Fig. 30 は二種類の出力蛍光面の表面の顕微鏡写真である。左側が電気泳動法によるものであり、右側が遠心力法によるものである。遠心力法によるものの方が優れていることは明瞭である。

入力蛍光面も、CsI(Na) 蛍光体の場合は真空蒸着で製作されるので、粉末蛍光体で作られるものに比べて粒状性は改善されている。

量子雑音については入力蛍光面に CsI(Na) が使われることになって、X 線吸収率が大きくなり (Fig. 20 参照)、改善が見られた。量子雑音は変換係数が大きくなるほど、解像度が高くなるほど、残像が短くなるほど大

electrophoretic screen centrefuged screen
photographs through optical microscope (by reflected light)

Fig. 30 Reduction of structure noise of output phosphor screen.

きくなるので、常にこれらの特性の間の妥協が問題である²³⁾。

残像^⑥については **Fig. 31** に見られるように、CsI (Na) 螢光体が従来の ZnCdS (Ag) に比べてかなりすぐれ

Fig. 31 Persistence of input phosphor screen.

大角フィルムと14インチ I.I. の視野比較

Fig. 32 Comparison of viewing field sizes of image intensifiers and 14×14 inch radiographic film.

ている。しかし、現状以上に残像を減らせば量子雑音の増加が問題になるであろう。

視野寸法^⑩については、I.I. の開発以来次第に大視野のものが出現して今日に至っている。

Fig. 32 に I.I. の視野寸法の比較を示しているが、当初の5インチ形と比較すると14インチ形の視野が如何に大きいかがよくわかる。

5. I.I. の応用

I.I. の応用は、今日では多方面にわたっている。利用例を列举すると **Table 4** のようなものがある。

③のX線テレビジョン（以下 XTV と略記する）は今日では医療施設にくまなく普及しており、I.I. なしで考えることはできない。ほとんどすべての透視撮影台に組み合わせて使用されている。その重要性は説明を要しないであろう。

XTV 間接撮影^④は、被曝量を極端に減少させる間接撮影法として注目されている。撮影のタイミングを失わずに、すばやく撮影できることも有利な点であるが、像質が I.I. 間接撮影より劣ることが問題である。

I.I. 間接撮影^⑤はかなり普及しているとはいえ、一般化しているとまではいえない。今後もっと使われてよい手法である。現在の I.I. の像質からすれば、直接撮影にあまり劣らない写真が得られる。

X線映画^⑥は、I.I. の像質の向上に伴って急速に実施されるようになり、今日では心臓関連のX線診断には不可欠の手段となった。**Fig. 33** はX線映画システムのブロック図である。映画カメラのシャッターが開いている期間にパルスX線が I.I. に照射されるシステムによって、被検者の被曝が減らされている。映画フィルムの一コマ毎にX線露出制御が行われるようになって来て、映画の質が更に向上してきた。I.I. 像のコントラスト改善がさらに望まれている。**Fig. 34** はX線映画像の一例である。

RI 用カメラとしての応用^⑦にはカスケード形 I.I.

Table 4 Application of image intensifiers

①	X-ray Television
②	X-ray Television Fluorography
③	Image Intensifier Fluorography
④	X-ray Cinefluorography
⑤	Radioisotope Imaging
⑥	Computerized Axial Tomography
⑦	Dental X-ray Television

〔第37回総会宿題報告〕 イメージンテンシファイアとその関連技術 (津田)

■ X線映画システム

Fig. 33 X-ray cinefluorographic system.

Fig. 34 Examples of cinefluorogram.

Fig. 35 Block diagram of scintillation camera with image intensifier tube.

Fig. 36 Block diagram of dental X-ray television system.

が利用される。Fig. 35 はその一例を示している。この場合使われている I.I. は二段形であるが、初段 I.I. も二段目の I.I. も共に可視光 I.I. である。I.I. の前にシンチレータを置き、さらにその前に RI 用コリメータを置いている。I.I. の出力は多数個の光電子増倍管で検出され、通常のシンチレーションカメラと同じ方法でシンチレーションの位置検出を行って、CRT 上にディスプレイされる。今後の進展に注目したい。

(f)の体軸断層撮影の検出器としての利用については、同時に多層の断層像が得られる装置として、CT と同様な機能を持つ装置の検出器として利用されることが考えられる。I.I. の入力螢光面が球面であることが問題になる。

歯科領域への応用^{25)⑧}では、XTV 装置が検討されている。Fig. 36 にそのブロック図に示す。口腔内に挿入できる鉛筆ほどの太さの小形X線管と、小形のX線 I.I. の組合わせがこの装置の中心である。X線はパルス状に放射し、得られた I.I. 出力像は、記憶装置と組合わせたテレビジョンで静止画像として表示される。歯の根幹治療に有効とされている。Fig. 37 は歯髄を抜いた後充填剤を歯髄腔に充填した状態を、この装置で撮影したときのテレビジョンモニター像写真である。従来の直接X線撮影に比べて被曝は500分の1以下に低下する。

XTV については、ステレオ透視²⁶⁾やデジタル透

Fig. 37 X-ray television picture of the teeth.

視²⁷⁾が話題になっている。

Fig. 38 はステレオ透視 XTV のブロック図である。右眼用・左眼用の X 線管で視差のある像を、交互にパルス X 線で I.I. 上に投射する。出力像を二台のテレビジョン装置で左右像に分離して、それぞれ右眼用・左眼用のモニタ上に表示する。このふたつの像を偏光板と偏光眼鏡で分離して左右の眼に伝達し、半透明鏡で合成して観察するものである。

デジタル透視装置はリアルタイムでサブトラクションを行う装置であるが、被検者が来外ベースで検査を受けられることが特長である。すなわち、造影剤注入はカテーテルによらず、静脈注射で行うことができる。このため非侵襲性が高められるばかりでなく、検査に伴う被検者の障害も減少するので注目されている。

Fig. 39 はこの装置のブロック図である。通常の XTV に二系列の積算器と記憶装置を組み合わせる。一方の系列の記憶装置には造影剤が入っていない X 線像を積算して蓄積する。他方には造影剤が注入した後の像を蓄積する。この両者を以下の回路で引き算処理してモニタに表示するものである。場合によっては第 2 系列の蓄積は行わずに、直接に第 1 系列の蓄積像との差を取ってリアルタイムで造影像を出すこともできる。Fig. 40 はその一例である。

Fig. 38 Stereoscopic X-ray television.

Fig. 39 Digital fluoroscopic system.

Fig. 40 Digital fluoroscopic image (subtracted).

6. む す び

以上 I.I. とその応用についてレビューを行った。I.I. 自体の性能の向上およびさらに高度な応用の発展が期待される。

おわりに、宿題報告の機会を与えていただいた学会長をはじめ関係者の方々に深甚の謝意を表したい。

文 献

- 1) N. V. Optische Industrie DE OUDE DELFT 社カタログ。
- 2) T. Sasaki, et al.: Experiments on a wire-electrode type image intensifier using electroluminescence. *Advances in Electronics and Electron Physics*, XVI, 621-631 (1962), Academic Press, New York
- 3) G. Holst, et al.: An apparatus for the transformation of light of long wavelength into light of short wavelength. *Physica*, 1, 297-305, (1934).
- 4) J. W. Coltman: Fluoroscopic image brightening by electronic means. *Radiology*, 51, 359-367, (1948).
- 5) J. Adams: X-ray detection by channel electron multipliers. *Advances in Electronics and Electron Physics*, 12, 59-71, (1960), Academic Press, New York.
- 6) B. Driad, et al.: A 35-cm input-field image intensifier for scintillation camera. *Advances in Electronics and Electron Physics*, 33B, 1031-1039, (1972), Academic Press, New York.
- 7) 6) と同じ。
- 8) IEC standard, Publication 573, Measurement of the conversion factor of electro-optical X-ray image intensifiers. International Electrotechnical Commission, (1977).
- 9) Kirby G. Vosburgh, et al.: X-ray image intensifiers. *Advances in Electronics and Electron Physics*, 43, 205-244, (1977), Academic Press, New York.
- 10) P. Shagen, et al.: A simple electrostatic electron-optical system, with only one voltage Philips Research Report, 7, 119-130, (1952).
- 11) IEC Draft-Standard, Determination of the image distortion of electro-optical X-ray image intensifiers. International Electrotechnical Commission, (1980).
- 12) IEC Standard, Publication 572, Determination of the luminance distribution of electro-optical X-ray image intensifiers. International Electrotechnical Commission, (1977).
- 13) G. A. Hay: X-ray image intensification using optical television methods. *Advances in Electronics and Electron Physics*, XII, 363-377, (1960), Academic Press, New York.
- 14) K. Rossmann: Effect of quantum mottle and modulation transfer on the measurement of radiographic image quality. *Diagnostic Radiographic Instrumentation*, 350-369, (1965), Charles C. Thomas. Publisher, Springfield, U.S.A.
- 15) IEC Standard, Publication 520, Entrance field sizes of electro-optical X-ray image intensifiers. International Electrotechnical Commission, 1975.
- 16) 9) と同じ。
- 17) 9) と同じ。
- 18) 橋詰辰夫, 他: I.I. 出力螢光面の改良. 第36回日放技学会総会予稿集, 366-367, (1980).
- 19) 津田元久, 他: 島津可変視野イメージアンプリファイア. 島津評論, 25, 113-119, (1968).
- 20) J. E. Schrijvers, et al.: Image intensifier tube. United States Patent 4,213,055, (1980).
- 21) 足立 勝, 他: シネ撮影における大容量形X線管装置と I.I. 装置について. 日放技学誌, 36, 396-398, (1980).
- 22) 吉村公男, 他: ガンマー線検出用イメージ管の試作 (第2報). テレビジョン学会技術報告, ED533 (電子装置研究委資料), (1980).
- 23) 津田元久: 各種映像装置の比較. 日放技学誌, 33, 989-1016, (1978).
- 24) 6) と同じ。
- 25) 歯科用X線テレビを開発実用化に着手. 映像情報, 13, 207-208, (1981).
- 26) 津田元久, 他: X線立体テレビジョン. 島津評論, 28, 1-10, (1971).
- 27) P. C. Christenson, et al.: Intravenous angiography using digital video subtraction. *AJNR*, 1, 379-386, (1980).