

全国循環器撮影研究会 HP 講座 No.1 装置 1

## X線イメージインテンシファイア装置

(株)東芝 医用システム社 医用機器・システム開発センター X線治療開発部

佐藤 直高

(株)東芝 医用システム社 那須工場 X線治療生産部

小林 信夫

### 1. はじめに

イメージインテンシファイア装置 (Image Intensifier 以下 I.I. と略称する。) は入射 X 線像を可視光像に変換する電子管であり、医療 X 線診断分野で広く使われている。I.I. によって出力された可視光像はフィルムやテレビカメラに取り込まれ、X 線診断画像として描出される。

近年、X 線画像のデジタル化が進み、DF (Digital Fluoroscopy) や DR (Digital Radiography) のように I.I. とテレビカメラとコンピュータを組合せて画像処理することにより、いっそう見やすい診断画像が得られるようになった。このような X 線画像診断システムのキーコンポーネントのひとつである I.I. での画像情報の欠陥や雑音の発生は、テレビカメラやコンピュータで補正することは非常に困難である。このため、I.I. はよりいっそうの性能向上が要求されてきている。

### 2. I.I. の歴史

I.I. の開発は 1931 年に Holst が開発した像変換管にさかのぼるが、実用的な I.I. としては 1952 年に Westinghouse および Philips が製品化した 5 インチ I.I. が最初である。日本では 1956 年に東芝、島津が 5 インチ I.I. を製品化し、1960 年代には本格生産が開始された。

初期の I.I. の真空外囲器はすべてガラスで作られていたが、1980 年代からは X 線透過率がよく、さらに大視野化に適したメタル X 線入力窓に切り替わった。メタル X 線入力窓として、チタニウム、アルミニウム、ステンレスなどが使用されたが、現在では X 線透過率が高く、X 線散乱の発生が少ないアルミニウムが主流となっている。

透視用として用いられた初期の I.I. は 6 インチと 9 インチの単一視野が中心であった。100mm 間接撮影が行われるようになってから、12 インチが開発されたが、循環器診断用にはさらに大視野の要求があり、14 インチ、16 インチが製品化されている。

メタル X 線入射窓の開発により、大視野化の道が開かれたが、大視野になると全長が長くなり重量も増すことが問題となった。最新の 16 インチ I.I. では、従来より全長も短く、軽量となり、診断装置の操作性の改善やコンパクト化が実現された。診断

用途の多様化により、入力視野も単一視野から2モード、3モードが開発され、最近では4モードタイプも製品化されている。

I.I.の性能決定に大きく作用する要素は入力面と出力面である。1963年、R.Gwin等によってCsI/Tlの発光機構が解明され、1965年、P.BrinckmanによってCsI/Naの方がX線蛍光面として良い特性を持っていることが報告された。1968～69年にかけてC.W.Bate等がCsI/Naの蒸着膜を入力蛍光面とする6インチI.I.および9インチI.I.を試作発表して以来、CsI形I.I.が急速に注目を浴びるようになった。欧米では1972年頃からVarian(米国)、Philips(オランダ)、Thomson CSF(フランス)、Siemens(西ドイツ)等相次いでCsI形I.I.を発売し、国内では1974年に東芝、1975年に島津がそれぞれ開発している。現在ではCsI形I.I.が主流となっている。

CsIは診断領域X線(40～100kV)に対する吸収率や発光エネルギー変換率が大きく、さらに、柱状結晶のため光の散乱が少ない。このため蛍光面の膜厚を厚くしても光の散乱による解像度の劣化を抑えることができる。これにより、I.I.としては解像度、変換係数およびS/Nの改善が可能となった。その後もCsI柱状結晶サイズの微細化、CsI膜厚の最適化などで画質改善が行われてきた。

### 3. 原理

I.I.は入射したX線画像を忠実に明るい可視光線に変換することを目的とした画像変換素子であり、画像変換原理は下記の通りである。

- (1) X線管から照射されたX線は被写体を透過した後、I.I.の入力蛍光面にX線像をつくる。
- (2) X線像は入力蛍光面で蛍光像に変換され、この蛍光像は入力蛍光面に接してつくられた光電面(陰極)から光電子を放出させる。
- (3) 光電子はフォーカス電極および陽極でつくられる電子レンズの作用で加速、集束されて、出力蛍光面上に電子像をつくる。
- (4) 電子像は出力蛍光面で入力蛍光面の約1万倍の明るさの可視光像に変換される。
- (5) 出力蛍光面の輝度は、(像の縮小率の逆数)<sup>2</sup> × (陽極電圧) にほぼ比例する。(像の縮小率の逆数)<sup>2</sup>の項は電子密度の増加による利得を示し、(陽極電圧)の項は電子エネルギーの増加による利得を示している。
- (6) 出力像は、光学系を経てテレビカメラで電気信号に変換され、テレビモニターで直接観察されるか、またはスポットカメラを使うI.I.間接撮影、シネカメラを使うX線シネ撮影によりそれぞれのフィルムに記録される。また、DFやDR等のデジタル画像処理システムでは、デジタル画像データとしてさまざまな記録媒体に記録される。
- (7) I.I.は、大型真空管であるI.I.管とそれを収納する管容器からなり、管容器はI.I.管の外部磁界からの磁気遮へい、側面へのX線防護および爆縮による人体への危険

防止を目的としている。

#### 4. 構造

I.I.の構造を図3-1に示す。I.I.では入射X線像の画質を劣化することなく忠実に可視光像に変換することが求められている。I.I.の性能に影響を与える構成要素としては入力窓、入力蛍光面、電子レンズ、出力蛍光面があげられる。

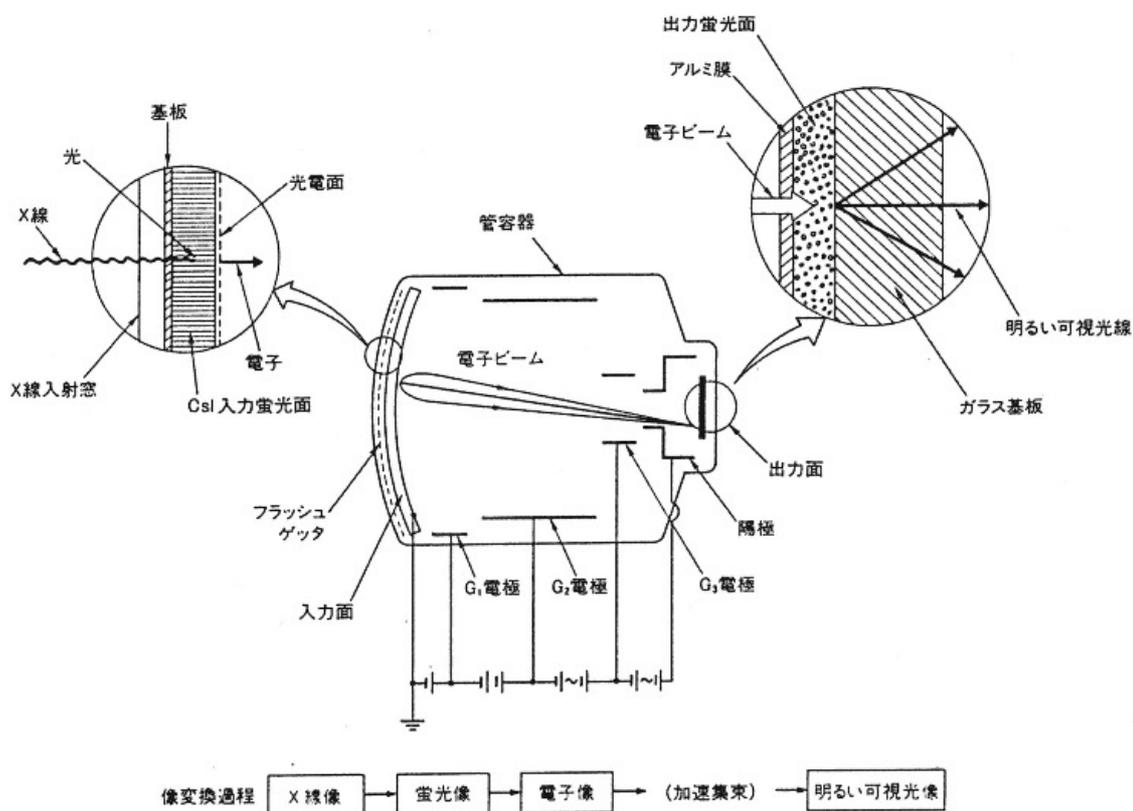


図 3-1 イメージンシファイアの構造図

最新のI.I.では、X線入射窓と入力面を一体構造にした、直付け入力面タイプI.I.が開発された。従来の入射窓、入力面のアルミ2枚構造に比べ、アルミ厚を薄くできたことで、量子検出効率（DQE：後述）が向上し、また、入力窓でのX線散乱が少なくなり、従来より優れたコントラスト特性が得られている。

図3-2に、新タイプI.I.と従来タイプI.I.の構造比較を示す。

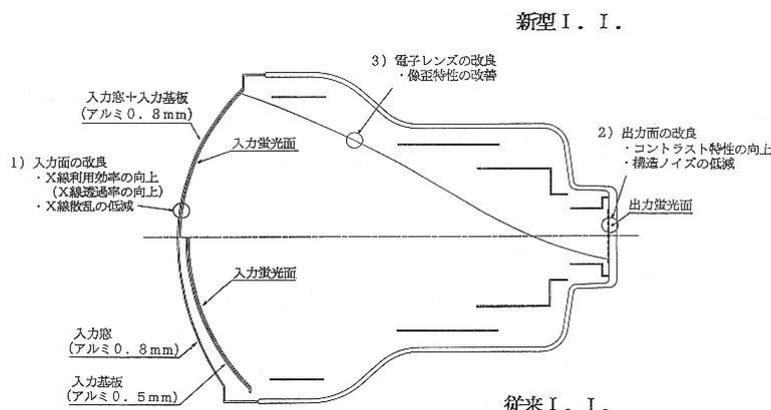


図 3-2 従来タイプと新しいタイプの I.I. の構造比較

図 3-2 は上半分が新タイプの構造を示している。入力蛍光面の直径が 12 インチの場合で 100N に近い大気圧がかかることによる入力窓の変形を避けるため、入力窓を複合材料とし、構造や処理方法に新技術を導入した結果、入力窓に直接入力蛍光面を形成することができた。

出力蛍光面は微細粒子の蛍光体を使って薄く緻密な膜を形成する。出力面の基本はブラウン管の蛍光面と同じであるが、I.I. では直径 20～30mm の小さな領域に画像情報を表示するため、極めて微粒子の蛍光体をムラなく均一に塗布し、固定ノイズが少なく高 MTF（後述）特性を有することが必要である。

出力サイズは必ずしも統一されていないため各社まちまちである。直径 20～30mm が一般的であるが、従来 of 出力像径の 2 倍程度の大きさを持つ I.I. もある。I.I. 出力サイズの拡大は変換係数（後述）の面で不利になり、光学系の形状も大きくなるなどの技術的問題もある反面、MTF の改善に大きく寄与し、特に X 線 TV 寝台における 100mm 間接撮影や DR の画質向上などにつながっている。

新タイプ I.I. の出力蛍光面の材料は、環境に配慮したカドミウムを含まない硫化亜鉛系の化合物で、1～2 $\mu$ m の細かな微粒子からなり、厚さ 4～8 $\mu$ m である。蛍光スペクトルが P-20（黄緑色）のものが一般的である。

出力蛍光体を塗布するガラス基板は古くは厚さ 1mm 程度のクリアフェースプレートであったが、このガラスの特性が I.I. のコントラスト特性に極めて重要であることがわかり、ガラス厚を厚くしてガラス界面での光反射による余分な光を除去することにより、コントラスト特性は著しく向上した。

電極系はコンピュータにより I.I. 内の電位分布の計算と出力部における集束面の曲がり具合、像の収縮率、像の糸巻き歪等をチェックしながら設計されている。

## 5. 特性

### (1) 変換係数 (GX)

I.I.の特性のうち最も重要なもののひとつが、I.I.の輝度増倍度を意味する変換係数である。変換係数は図 4-1 のように出力蛍光面輝度  $B$  ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) と、入射面の位置で I.I.を取り除いて測定した空気カーマ率  $R$  ( $\mu\text{Gy}/\text{s}$ ) との比で示される。(1mR/s は空気カーマ率  $8.7 \mu\text{Gy}/\text{s}$ ) に相当する。)

$$\text{変換係数} = \frac{B}{R} \left( \frac{\text{cd}/\text{m}^2}{\mu\text{Gy}/\text{s}} \right)$$

一般に I.I.は使用するにつれ、変換係数が低下していき輝度が落ちていく特性を持っている。変換係数の低下は、出力蛍光体の X 線焼け、出力ガラス基板の透明度劣化などが関係しているが、使用条件、個々の特性の違いなどで、一律に論ずるのは難しい。

I.I.の輝度劣化に対しては、光学系の絞り値を広げることで線量を増やすことなく初期状態に復帰することができるが、システム調整範囲を超える大幅な輝度低下に対しては、I.I.を交換することが望ましい。

最近の I.I.は、出力面の改良などで従来に比べて輝度劣化の傾向が少なくなっている。

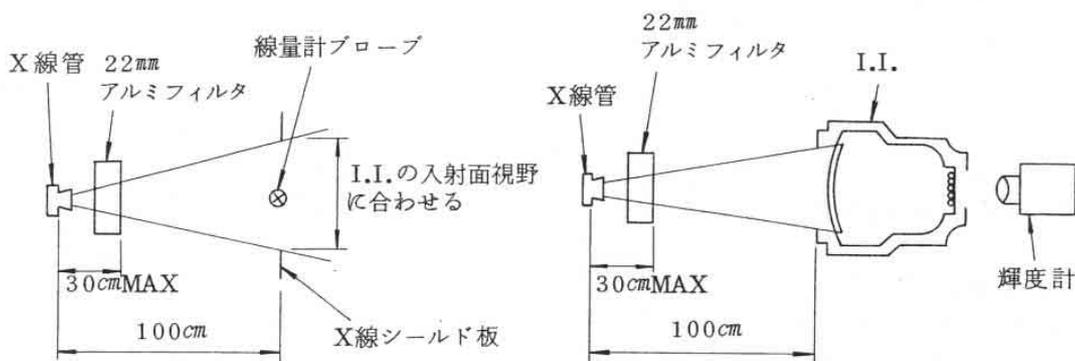


図 4-1 変換係数の測定方法

### (2) 解像度

解像度は X 線に対して不透明な線をその幅と同じ間隔で並べた解像力チャートを I.I.の入力面に配置し、I.I.の X 線出力像を観察した時、チャートの 1mm 当り何組 ( $L_p$ ) の黒白縞まで見分け得るかを ( $L_p/\text{mm}$ ) で示す。

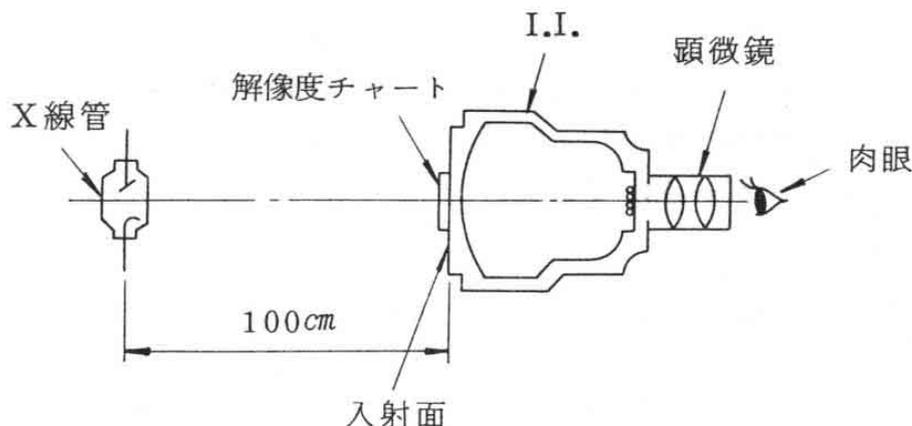


図 4-2 解像度の測定方法

(3) MTF (Modulation Transfer Function)

空間フィルタ法、LSF 法等により I.I. 出力像の正弦波レスポンスを測定し、空間周波数と変調度の関係を示す尺度を MTF (変調度伝達関数) と呼ぶ。

(4) コントラスト比

図 4-3 のように I.I. 入力中心部に置いた円形の X 線遮へい (鉛 3mm 厚以上) のある部分の出力輝度に対する X 線遮へいを取り除いた場合の最大輝度との比で表す。X 線条件は、50kV、付加フィルタなしで測定される。X 線遮へいが入力面有効面積の 10%に相当する大きさである時の値を 10%面積コントラスト比、直径 10mm の円形を用いるときの値を 10mm 直径コントラスト比と呼ぶ。

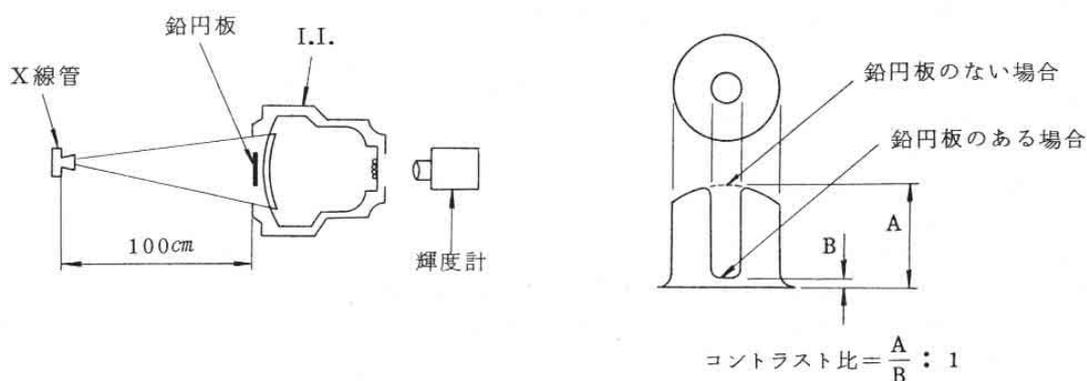


図 4-3 コントラスト比の測定方法

(5) DQE (Detection Quantum Efficiency)

入力像の S/N 比 (SNR<sub>in</sub>) の 2 乗と出力像の S/N 比 (SNR<sub>out</sub>) の 2 乗との比は DQE として定義されている。

$$DQE = (SNR_{out})^2 / (SNR_{in})^2$$

入力像のノイズは量子ノイズのみであるが出力像では量子ノイズ以外に I.I. 内部での像変換に伴うノイズが重畳されるため、SNR<sub>out</sub> < SNR<sub>in</sub> となる。DQE が高いほど、入力像の S/N を損なうことなく忠実な出力像が得られていることを意味する。

(6) 入射面視野寸法

図 4-4 に示すように入射面上での X 線像の伝送に寄与することのできる I.I. の視野の直径をいい、次式によって計算する。

$$d_1 = d_2 \times \frac{D}{D+S}$$

d<sub>1</sub> : 入射面視野寸法 (mm)

d<sub>2</sub> : 入力面寸法 (mm)

D : 線源から入射面までの距離 (mm)

S : 入力面位置

なお、公称入射面視野寸法は、平行な電離放射ビームを用いた時得られる入射面視野寸法をいう。

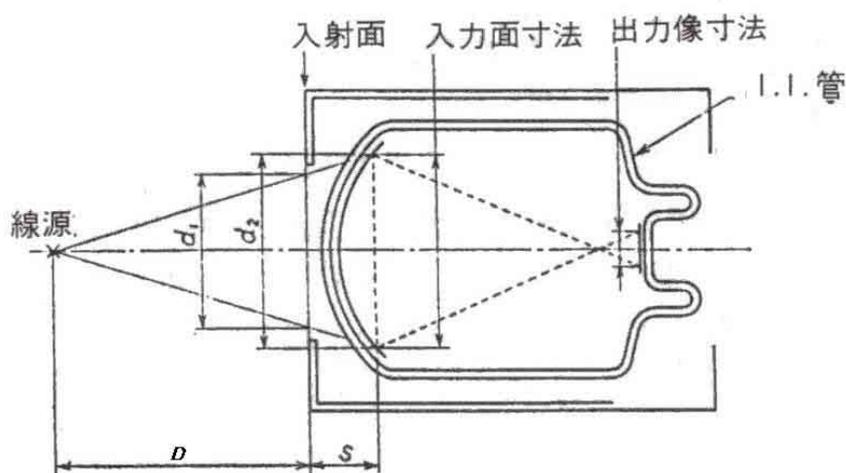


図 4-4 入射面視野寸法の測定方法

## 6. まとめ

I.I.には診断能の向上が求められ続けているが、同時に被曝低減という要求も満たしていく必要がある。直接撮影に匹敵する画像を得ることを目標に、さまざまな技術開発が行われ、解像度、コントラスト、ノイズ、歪み、輝度、コンパクト化が大幅に向上してきた。I.I.の画質、性能向上、デジタル技術の進歩により、循環器の分野ではシネフィルムがデジタル画像に置き替りつつあり、消化管の分野でも直接撮影に替る DR が急速に普及してきている。

スループットの向上、被曝低減などの目的で、これからフィルムレス化が急速に進んでいくと考えられ、さらにI.I.の高性能化が重要となっている。

## 参考文献

1. 佐藤直高：最近のI.I.について，MRC 情報（通巻 15 号） 日本画像医療システム工業会  
1998
2. 斎藤啓一他：JタイプX線イメージンテンシファイヤ，東芝レビュー，Vol.50 No.10  
1995
3. 医用画像・放射線機器ハンドブック：(社)日本放射線機器工業会，1988
4. X線診断装置の保守管理データブック：同上，1989
5. Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology  
: Lea & Febiger, 1984