

JND

~~CHAUDEE~~

TP 056

**L'intensification d'image
en radiologie médicale et industrielle**

PAR B. DRIARD, J.-P. GEORGES ET L.-F. GUYOT

Extrait de la *Revue Technique THOMSON-CSF*
Vol. 8, n° 4, décembre 1976

L'intensification d'image en radiologie médicale et industrielle (1)

PAR B. DRIARD, J. P. GEORGES ET L. F. GUYOT

Division Tubes Électroniques de THOMSON-CSF

SOMMAIRE. — *Après un rappel du principe de fonctionnement des tubes intensificateurs d'image radiologique (IIR) et des points essentiels de leur évolution, les caractéristiques actuelles de ceux-ci et de l'image lumineuse finale fournie sont présentées.*

Les utilisations en radiologie médicale, en radioscopie télévisée aussi bien qu'en photo-radiographie et en cinéma, sont discutées.

Un examen critique est fait des différents systèmes d'imagerie réalisés (incorporant l'I.I.R.) en vue de détecter et de présenter l'information contenue dans le rayonnement X. Cette analyse permet de définir les conditions optimales d'exploitation et de dégager les avantages relatifs de ces systèmes.

L'utilisation en radiologie industrielle est enfin présentée.

SUMMARY. — *After recalling the theory of operation of X-ray image intensifiers (XRII) and the more salient aspects of their evolution, the authors describe their present characteristics and those of the final luminous image supplied.*

They also discuss their uses in medical radiology and televised fluoroscopy as well as in radiography and cine-film applications.

A critical review is made of the different imaging systems utilizing XRIIs developed for detecting and presenting the information contained in X-radiation. This analysis makes it possible to define optimum operating conditions and to single out the relative advantages of such systems.

The authors finally consider the use of XRIIs in industrial radiology.

INHALTSANGABE. — *Nach einer kurzen Auslegung der Arbeitsweise der Röntgen-Bildverstärkerröhren (RBVR) und der wichtigsten Punkte ihrer Entwicklung werden die heutigen Daten dieser Röhren gegeben und ihr lichtstarkes Bild vorgestellt.*

Dann werden die einzelnen Anwendungen dieser Röhren besprochen: medizinische Röntgenuntersuchung, Röntgenfernsehen sowie Röntgenfotografie und Röntgenkinowiedergabe.

Dann wird eine kritische Untersuchung der einzelnen mit einer RBVR ausgerüsteten Sichtanlagen zur Ermittlung und Darstellung der im Röntgenbild enthaltenen Information unternommen. Diese Untersuchung ermöglicht die Bestimmung der optimalen Betriebsbedingungen und zeigt die Vor- und Nachteile dieser Systeme.

Zum Schluss wird der Einsatz in der technischen Röntgenuntersuchung dargestellt.

(1) Manuscrit reçu le 29 octobre 1976.

I. INTRODUCTION

L'emploi des rayons X pour le contrôle, soit médical, soit industriel, demande une transposition visuelle de l'information contenue dans le faisceau X.

Pendant longtemps, cette visualisation s'est faite soit à l'aide d'un écran fluorescent (radioscopie), soit par une émulsion photographique (radiographie). Ces éléments assurent la conversion directe de l'énergie transmise dans le faisceau X. L'apparition vers 1950 du tube intensificateur d'image radiologique a permis d'améliorer les conditions de conversion de l'information et de sa visualisation, en temps réel, grâce à un apport d'énergie électrique.

L'association des tubes intensificateurs avec des caméras de TV, photographiques ou cinématographiques, rendue possible par l'amplification d'énergie disponible dans l'image lumineuse, a permis :

des examens avec une réduction notable de dose de rayonnement;
un report d'image à distance facilitant les conditions d'exploitation et accroissant la sécurité du personnel;

la télécommande du matériel d'examen;

et plus récemment l'enregistrement de l'image sur petit format facilitant ainsi les problèmes d'archivages et réduisant les coûts d'exploitation.

Cet article présente l'évolution des caractéristiques des tubes intensificateurs au regard des paramètres définissant la qualité d'image et précise les conditions d'utilisation aussi bien en radiologie médicale qu'en radiologie industrielle.

2. NÉCESSITÉ DE L'INTENSIFICATION D'IMAGE EN RADIOLOGIE

C'est pour améliorer la qualité de l'examen radioscopique du corps humain qu'apparut en premier le besoin de l'intensification d'image en radiologie. Il est bon de rappeler qu'en radioscopie, les rayons X sont visualisés directement par un écran et que l'information obtenue est médiocre, ce qui explique la désaffection croissante pour ce mode d'investigation.

Les conditions d'examen sont approximativement les suivantes :

- débit d'exposition au patient : 30 à 80 mR.s⁻¹;
- débit d'exposition à l'écran : 0,2 à 5 mR.s⁻¹;
- luminance écran : 2.10⁻³ à 5.10⁻² cd.m⁻².

$$FC = 10^{-2} \text{ cd/m}^2 / \text{mR.s}$$

Dans le domaine utilisé en diagnostic médical, un débit d'exposition de 1 mR.s⁻¹ correspond sensiblement à un flux de photons X de 2,8.10⁵ par millimètre carré et par seconde. Avec les chiffres ci-dessus un détail de diamètre 2 mm reçoit environ 10⁵ photons pendant 0,1 s (temps d'intégration de l'œil). Le faible niveau moyen de luminance (correspondant

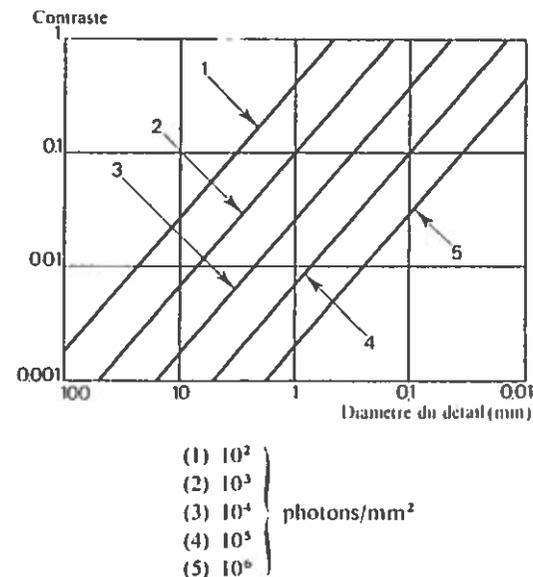


Fig. 1. — Perceptibilité théorique des détails en fonction du nombre de photons.

à la luminance d'un objet éclairé par le clair de lune) ainsi que la présence de zones présentant des faibles contrastes font que cette image est perçue par l'œil dans de mauvaises conditions.

La nature aléatoire de l'émission des photons X est à l'origine d'une fluctuation du signal lumineux après conversion des photons X en photons lumineux. Si un élément de surface S reçoit N photons X en moyenne, avec une distribution poissonnienne, l'écart type est \sqrt{N} et le rapport signal sur bruit est \sqrt{N} . Cette fluctuation apporte une limitation à la perception d'un détail de faible contraste par rapport au voisinage. On admet en général qu'un élément est visible par l'œil si son contraste (défini dans ce cas comme la variation relative de signal) est supérieur de 3 à 5 fois le contraste de fluctuation. Il existe donc une relation entre la densité de photons reçus, la dimension et le contraste du plus petit détail percep-

tible après conversion. Cette relation établie par Rose [1] est illustrée sur la figure 1. Une densité croissante de photons permet dans le cas de photons lumineux de détecter plus aisément un petit détail ou un faible contraste. Si le nombre de photons disponibles formant l'image est par contre limité, et c'est le cas en radiologie et principalement en diagnostic médical, le constructeur du système de visualisation sera impuissant à éliminer le bruit d'origine quantique associé mais il se doit d'éviter toute dégradation au cours des divers transferts ou conversion au sein du système réalisé.

Dès 1949, R. E. Sturm et R. M. Morgan [2] ont analysé cette dégradation de l'information au cours des divers transferts et ont montré que l'œil recevait moins de photons lumineux qu'il n'y avait de photons X dans le faisceau avant conversion dans l'écran radioscopique ou dans le film en radiographie.

Un photon X d'énergie 50 keV absorbé dans l'écran radioscopique libère dans le demi-espace d'observation au maximum 3 000 photons lumineux. Dans les meilleures conditions d'observation de l'œil placé à 25 cm, (pupille ouverte au maximum) celui-ci ne collecte que moins de 1/1 000 des photons lumineux, c'est-à-dire, en général, moins d'un photon lumineux par photon X absorbé. Comme de plus, au maximum 50 % des photons X sont absorbés dans l'écran et que le rendement quantique de la rétine est inférieur à 5 %, la fluctuation relative du signal transmise par l'œil au cerveau est au moins 20 fois supérieure à la fluctuation du signal X incident. Ceci explique les performances médiocres de l'examen radiologique par conversion directe : pouvoir de résolution inférieur à 10 pl. cm^{-1} pour un objet à 100 % de contraste ou encore, sous une autre forme, impossibilité de détecter un détail de 10 % de contraste si son diamètre est inférieur à 2 mm.

En conclusion, le nombre de photons X étant limité, d'une part par des impératifs de sécurité, et d'autre part par la puissance des générateurs, il est nécessaire d'introduire un dispositif d'amplification qui permette à l'œil de collecter suffisamment de photons.

Le système d'amplification doit éviter au cours des divers transferts, d'augmenter la variance du signal par la présence de dispositifs de conversion ou de transfert à faible rendement de détection.

Enfin, l'intensification se justifie pour remplacer les techniques nécessitant des doses élevées de rayonnement, ce qui est le cas pour les examens de dépistage systématique pour radiophoto en radiologie médicale.

3. PRINCIPE DE L'INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

L'intensificateur d'image radiologique (IIR) est un tube électronique dérivé du tube intensificateur d'image lumineuse par introduction d'un scintillateur assurant la conversion photons X-photons lumineux, en contact intime avec la surface photo-émissive placée à l'entrée du tube. La coupe schématique de ce dernier est rappelée sur la figure 2.

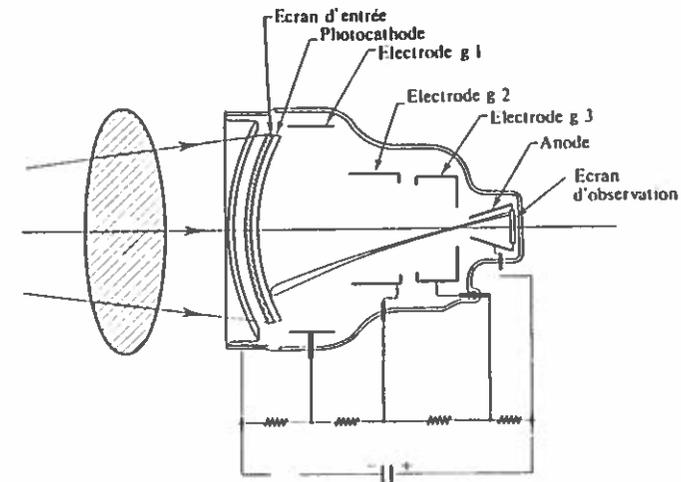


Fig. 2. — Coupe schématique d'un tube IIR.

Le tube comporte :

- un ensemble écran-photocathode assurant la conversion photon X-photons lumineux-photo électrons;
- une optique électronique assurant la focalisation des trajectoires électroniques et assurant le gain en énergie des photo électrons (environ 30 keV);
- un écran d'observation assurant la conversion électrons-photons.

Du fait de son application (et de l'incorporation du scintillateur) ce tube possède quelques particularités :

- l'encombrement en diamètre est assez important puisque le scintillateur d'entrée doit couvrir un champ utile de 15 à 32 cm actuellement;

— le grandissement électro-optique est choisi de façon à obtenir une image lumineuse de petit diamètre (15 à 30 mm) facilement exploitable pouvant être aisément reprise par un système optique présentant un bon rendement de collection.

On peut ainsi exciter aisément la face sensible d'un tube de prise de vue TV ou l'émulsion argentique d'un film photographique ou cinématographique.

4. COMPARAISON DE L'INTENSIFICATEUR D'IMAGE AVEC D'AUTRES SYSTÈMES D'INTENSIFICATION

Il a déjà été réalisé d'autres systèmes d'intensification d'image dans lesquels le scintillateur est extérieur. Le transfert des photons lumineux est accompagné d'un dégrandissement d'image et permet d'utiliser des

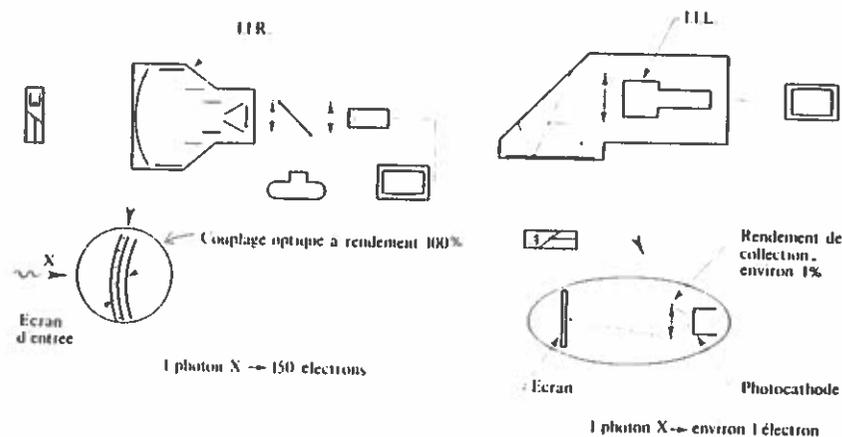


Fig. 3. — Intensificateur d'image avec tube IIR et tube IIL.

tubes intensificateurs de petit diamètre. On peut également utiliser comme détecteur amplificateur un tube de prise de vue pour bas niveau de lumière tel que le Nocticon ou l'Isocon. La figure 3 illustre le principe d'un tel système comparé avec un tube IIR.

Sur le plan visionique, la différence fondamentale existant entre ces systèmes et un tube intensificateur d'image radiologique réside dans le très médiocre rendement de collection des photons lumineux entre scintillateur et photocathode. Pour les premiers ce rendement tombe à 1 ou 2 %.

au lieu de 100 % pour les IIR, même en utilisant un système optique très élaboré et coûteux. Alors qu'au sein d'un tube IIR, chaque photon X libère environ 150 électrons, le dispositif à scintillateur externe ne fournit que 1 à 2 électrons par photon X. Il en résulte pour ce dernier une perte d'information considérable et une augmentation du bruit de fluctuation.

L'enregistrement photographique ne peut être fait que sur un moniteur de télévision dont la qualité d'image est nettement moins performante que celle fournie par l'intensificateur d'image.

Sur le plan de l'exploitation, ces systèmes à scintillateur externe présentent l'inconvénient d'être lourds et encombrants et ne sont pratiquement utilisables qu'en radioscopie télévisée. L'usage de ces systèmes est réservé aux applications où l'on recherche un grand champ d'observation mais où l'on tolère une qualité d'image moyenne : c'est le cas du contrôle des bagages en aéroport.

5. L'ÉVOLUTION DES TUBES INTENSIFICATEURS D'IMAGES RADIOLOGIQUES

A son origine, le tube IIR permet l'examen radioscopique à l'aide d'un système optique d'observation restituant la vraie dimension d'image. Cette technique n'est presque plus utilisée actuellement. Des développements considérables ont conduit à la réalisation des intensificateurs performants qui, par exploitation télévision, par cinéma ou photo de l'information disponible, permettent l'établissement d'un diagnostic radiologique précis et ceci grâce à la qualité des images obtenues.

Au cours des vingt dernières années, ces améliorations continues ont porté sur :

- l'amélioration de la qualité d'image : sensibilité, résolution spatiale, contraste, efficacité de détection;
- l'adaptation des tubes à des besoins spécifiques, à la fois par augmentation du champ utile d'entrée et par réduction de l'encombrement.

Historiquement, trois générations de tubes ont été conçus et l'évolution peut être résumée comme suit :

Première génération :

Pendant une dizaine d'années sont fabriqués des tubes à champ d'entrée de 11 à 12 cm et à gain d'environ 800. (Le gain est le rapport de la luminance existant sur l'écran d'observation à celle produite par un écran fluorescent

excité dans les mêmes conditions). L'écran d'entrée est alors constitué par un mélange ZnS.CdS.

En 1959, sont développés des tubes à champ plus important (TH 9411 à champ de 16 cm, TH 9421 à champ de 22 cm) et à gain de 3000. Un tel gain permet alors une utilisation aisée en télévision avec tube vidicon. Cette époque marque le démarrage intensif du tube IIR, utilisé surtout en télévision et cinéma.

En 1963, apparaît le tube à grandissement variable (au zoom électronique) (TH 9423) qui permet d'utiliser au mieux les possibilités de la télévision.

En 1965, THOMSON étudie un tube à champ de 32 cm.

Deuxième génération :

En 1969 après un important développement, l'emploi comme scintillateur d'entrée de l'iodure de césium est démontré, et permet d'améliorer les caractéristiques de résolution et d'efficacité de détection.

En 1970 apparaît une génération de tubes à champ de 22 cm très compacts et à grandissement électronique 2/1 permettant le fonctionnement en triple champ, renforçant la souplesse d'exploitation par TV.

1971, le contraste d'image est accru par la technique de l'écran « noir ».

Troisième génération :

1972, la technologie haute résolution obtenue par amélioration du dépôt d'iodure de césium pour le scintillateur d'entrée et une refonte de l'optique électronique (emploi du calculateur) permet d'atteindre une résolution comparable à celle du film radiographique. C'est le départ de la radio-photo en grand format (105 mm).

6. RÉALISATION DES TUBES IIR

La réalisation de ces tubes nécessite la maîtrise de technologies souvent délicates, visant à optimiser chacune des conversions successives que subit l'image X depuis la face d'entrée jusqu'à l'écran d'observation.

Les conversions successives effectuées dans le tube sont exposées brièvement. Elles se situent au niveau de l'écran d'entrée, de l'optique électronique de transfert, et de l'écran d'observation.

TABLEAU I

Caractéristiques physiques de quelques scintillateurs

	ZnS, Cd : Ag	WO ₃ Ca	CsI : Na
Densité (g/cm ³)	4,4	6,12	4,5
Longueur d'onde au maximum (nm)....	540	430	420
Rendement de conversion énergétique (%).	15-18	5	8

	NaI : TI	Gd ₂ O ₃ S : Tb	Ge ₃ O ₄ Bi ₄
Densité (g/cm ³)	3,67	7,3	7,13
Longueur d'onde au maximum (nm)....	410	550	480
Rendement de conversion énergétique (%).	10	15	0,8

6.1. Conversion photons X-électrons au niveau de l'écran d'entrée

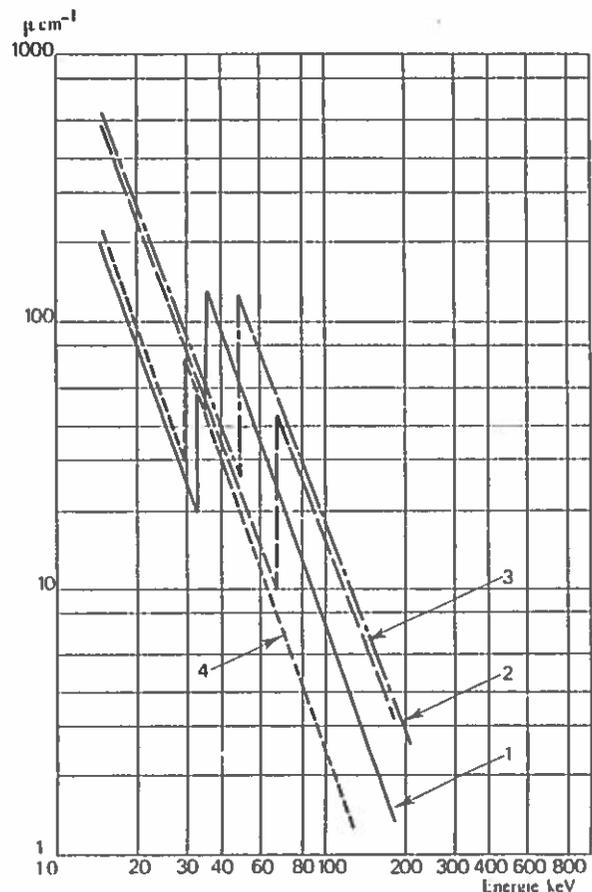
La qualité de l'écran d'entrée conditionne pour une part importante la qualité de l'image. L'écran d'entrée doit présenter les qualités suivantes :

- absorption élevée du flux X incident;
- résolution spatiale élevée;
- rendement de conversion élevé;
- réponse spectrale de l'écran adaptée à la photocathode associée;
- technologie aussi reproductible que possible

Le choix du matériau est fondamental. De nombreux matériaux sont fluorescents sous rayons X mais le meilleur compromis absorption-réso-

lution spatiale ne peut être réalisé que par des matériaux comprenant des atomes à numéro atomique élevé et à densité élevée.

Le tableau I rappelle les caractéristiques physiques de quelques scintillateurs.



(1) CsI; (2) Gd₂OS₂; (3) WO₄Ca; (4) CdS, ZnS.

Fig. 4. — Coefficient d'absorption linéaire de divers matériaux.

Si certains sont connus depuis longtemps comme le tungstate de calcium, les sulfures mixtes de zinc et cadmium, l'iodure de césium, l'iodure de sodium, d'autres ne datent que de quelques années comme les oxydes de terres rares, le germanate de bismuth, le fluorure de calcium...

La figure 4 présente pour quatre matériaux ZnCd-S, CsI, CaWO₄, Gd₂O₂S la variation du coefficient d'absorption linéaire en fonction de l'énergie du photon X incident.

Il résulte qu'en radiologie médicale, CsI est intéressant pour les raisons suivantes :

— aux tensions de générateur X utilisées en diagnostic médical, correspondent des énergies de rayonnement de 40 à 60 keV. Pour ces valeurs, le coefficient d'absorption de CsI est supérieur à celui des autres matériaux;

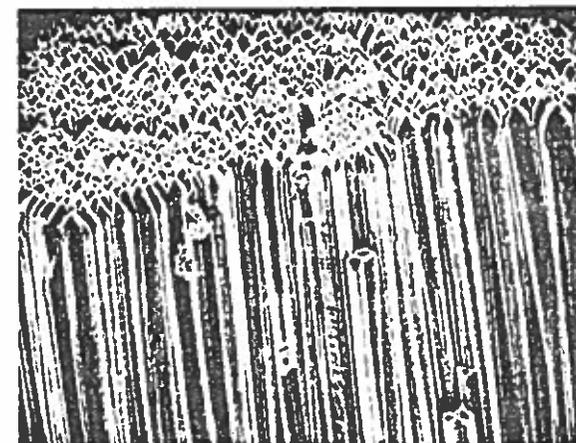


Fig. 5. — Écran primaire ICs vu au microscope électronique.

— le matériau peut se déposer par évaporation sous vide sous forme polycristalline présentant une densité contrôlable pouvant être voisine de celle du matériau massif.

Le dépôt peut se présenter dans certaines conditions de préparation sous forme de petites aiguilles qui constituent des guides de lumière minimisant la diffusion latérale, et autorisent la réalisation de dépôt épais à haute absorption tout en conservant une excellente résolution spatiale (fig. 5).

Cette technologie de dépôt présente certains avantages par rapport à la sédimentation telle qu'utilisée pour les sulfures ou l'oxysulfure de gadolinium. La densité réelle du dépôt est d'environ 50 % de celle du matériau massif, ce qui limite l'absorption de rayonnement pour une épaisseur donnée.

L'écran d'entrée réalisé avec CsI et incorporé à l'IIR présente une absorption de 50 à 55 % pour un rayonnement de valeur 1/2 atténuation de 7 mm d'aluminium. Sa résolution spatiale est d'environ 100 pl.cm^{-1} . Son rendement de conversion est d'environ 1 000 photons lumineux émis par photon X absorbé de 50 keV. Sur cet écran est déposée une couche photosensible trialkaline de réponse spectrale bien adaptée à la bande d'émission du scintillateur. Le rendement quantique de cette couche, d'environ 15 %, permet une conversion globale d'environ 150 électrons par photon X absorbé.

6.2. Optique électronique de transfert

L'intensification d'image se fait grâce au gain d'énergie communiqué aux photo-électrons. Ce gain, ainsi que la maîtrise des trajectoires électroniques, sont assurés par une optique électronique à focalisation électrostatique avec inversion d'image. Cette optique est obtenue grâce à une structure d'électrodes de révolution centrées sur l'axe du tube.

Les problèmes posés par la réalisation de ces structures concernent principalement :

- la compacité minimale (rapport du diamètre utile à l'encombrement du tube, longueur du tube);
- l'élimination des aberrations et de la courbure de champ sur la totalité de l'image;
- la possibilité de fonctionner en grandissement variable.

L'incorporation d'un tube IIR à un équipement radiologique est d'autant plus aisée que celui-ci est compact. Pour les tubes modernes, le rapport entre la longueur plan d'entrée-écran d'observation et le diamètre du champ d'entrée est de 1,25 à 1,3 (il y a 15 ans, ce rapport était d'environ 1,75). Les trajectoires issues des zones périphériques sont fortement inclinées sur l'axe, ce qui accroît les aberrations et la courbure de champ. Ces défauts sont minimisés grâce à une surface cathodique de courbure convenable et en étudiant soigneusement la configuration des électrodes.

Le grandissement électronique variable est maintenant généralisé sur les tubes IIR. Il est réalisé en agissant sur les potentiels des deux électrodes de focalisation; actuellement, le rapport de grandissement atteint est de 2/1 et satisfait pleinement l'utilisateur.

La minimisation des aberrations est analysée par ordinateur, ce qui réduit l'étude expérimentale de nombreuses structures. La figure 6 montre la distribution des potentiels et le tracé des trajectoires électroniques.

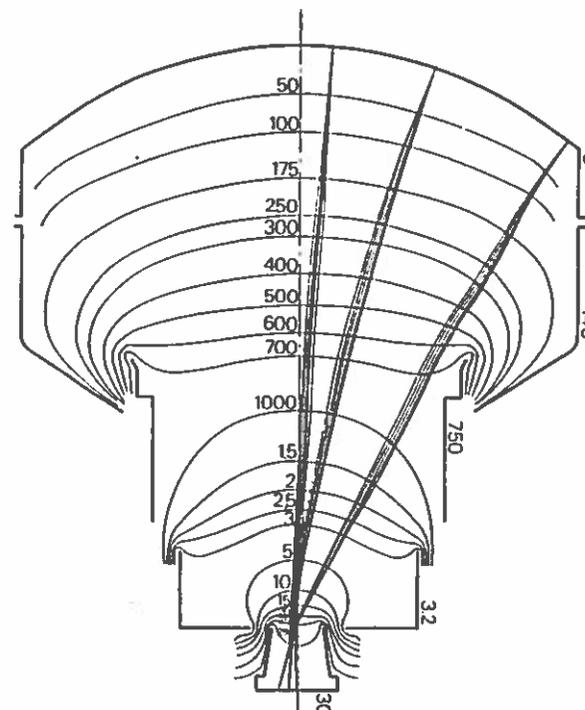


Fig. 6. — Équipotentiels et trajectoires d'un tube IIR.

Les structures choisies par THOMSON-CSF ont en général, outre la cathode et l'anode, trois électrodes de focalisation. L'électrode de focalisation g_1 placée à proximité de la cathode agit principalement sur l'homogénéité de l'image. L'électrode g_2 située près de l'anode commande principalement la dimension de l'image de sortie. L'électrode g_3 sert pour la mise au point de l'image.

La tension anodique assurant l'accélération maximale des électrons est de 30 kV. Dans ces conditions, les possibilités de résolution de l'optique électronique au centre de l'image sont supérieures à celles offertes par les écrans. Par contre, l'optique électronique est cause de la moins bonne résolution observée au bord de l'image. Par ailleurs, à proximité de la

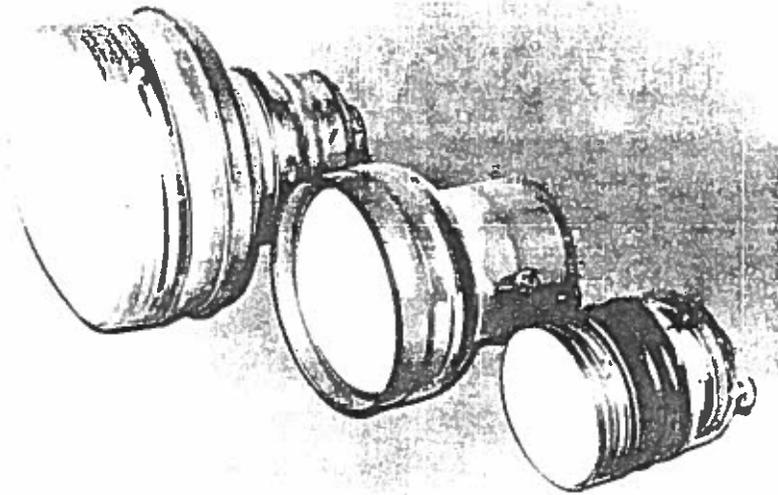


Fig. 7. — Tubes IIR de 32, 22 et 16 cm.

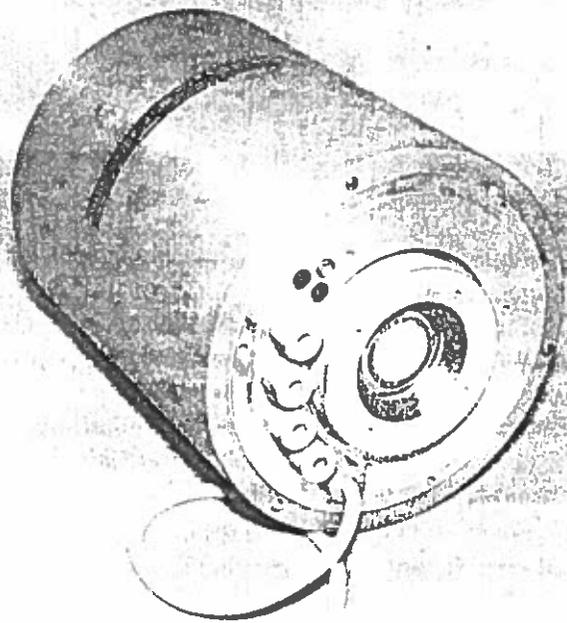


Fig. 8. — Tube intensificateur d'image radiologique à fibres optiques THX 475.

cathode et sur une distance assez grande, les électrons sont lents et sensibles à l'action des champs magnétiques perturbateurs dont l'influence est réduite par l'emploi d'un blindage approprié.

Les structures multiélectrodes des tubes IIR permettent de faire fonctionner aisément les tubes en obturateur électronique. Ceci est réalisé en appliquant sur une électrode de focalisation (en général g_2) une impulsion de tension portant le potentiel à la valeur nominale à partir d'une tension de blocage négative comprise entre -300 et $-1\,000$ V par rapport à la cathode. Les faibles capacités interélectrodes autorisent une fréquence de récurrence allant jusqu'à 10^5 Hz.

Cette possibilité trouve son application aussi bien en radiologie médicale qu'industrielle.

6.3. Écran d'observation

La conversion des électrons en photons lumineux est assurée au sein d'un écran cathodoluminescent à résolution spatiale élevée et de réponse spectrale appropriée. On utilise généralement un luminophore ZnCdS de maximum spectral d'émission à 530 nm. Le rendement de conversion énergétique d'environ 10 % correspond à la création d'environ 1 200 photons lumineux par électron de 30 kV.

Le matériau constitué de grains très fins (de l'ordre du micromètre) permet par sédimentation de réaliser un écran présentant un pouvoir de résolution supérieur à 100 pl.mm^{-1} .

7. CARACTÉRISTIQUES MÉCANIQUES DES TUBES

Les divers éléments constitutifs sont assemblés à l'intérieur d'une enceinte étanche au vide, réalisée en technologie verre métal. La figure 7 montre trois types de tubes à champs d'entrée respectifs de 16, 22 et 32 cm.

La face d'entrée de l'enceinte du tube qui transmet le rayonnement X est une lame de verre d'épaisseur uniforme présentant une faible absorption. La face de sortie, permettant l'examen de l'image lumineuse présentée par l'écran d'observation disposé dans l'enceinte à proximité de celle-ci, est plane et permet l'emploi d'objectifs à grande ouverture numérique ($F/O,75$). Certains tubes sont réalisés avec une lame à fibres optiques de sortie (fig. 8) qui permet l'exploitation de l'image par couplage mécanique avec un tube de prise de vue à face d'entrée à fibres optiques.

Pour des raisons de facilité d'exploitation, et pour garantir la stabilité des performances, le tube est incorporé dans une gaine permettant d'assurer le positionnement précis du système optique de couplage, et parfois l'intégration de l'alimentation électrique des différentes électrodes

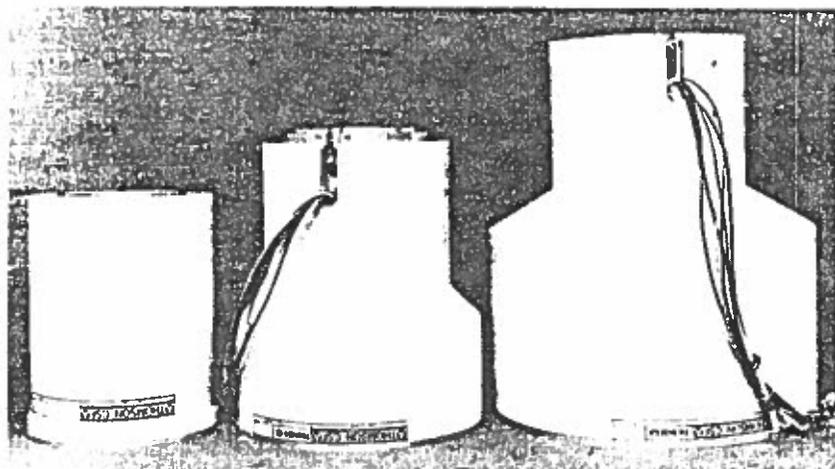


Fig. 9. — Tubes intensificateurs d'image radiologique :
TH 9448 GK-TH 9428 A-GK-TH 9432 GA.

La figure 9 présente les trois tubes de champ 16, 22 et 32 cm montés dans leur gaine.

La gaine permet d'assurer la sécurité de manipulation du tube et incorpore un blindage magnétique constitué d'un alliage à haute perméabilité magnétique.

L'action du champ magnétique terrestre ou de tout autre champ parasite faible est ainsi grandement réduite.

Cette gaine incorpore également un blindage de protection contre les rayons X non absorbés constitué d'une couche de plomb dont l'épaisseur satisfait aux normes de protection internationales pour des tensions de rayonnement allant jusqu'à 150 kV_{cr}.

L'intégration à la gaine de l'alimentation électrique permet de réaliser un système compact dans lequel il n'y a pas transport à distance de la haute tension.

TABEAU II

Caractéristiques mécaniques des principaux tubes IIR

Tube	Longueur totale (cm)	Diamètre total (cm)	Distance plan entrée image sortie (cm)	Champ d'entrée (cm)
TH 9417.....	26	21	23,5	15,5-10
TH 9428.....	34	28,5	32	22-16-11
TH 9432.....	43	38	42	32-23-17
THX 475 (*)....	27,5	21	23,5	15,5

(*) Tube à sortie FO.

Tube	Diamètre image sortie (mm)	Poids tube nu (kg)	Poids tube en gaine (kg)
TH 9417.....	14,5	2,5	6
TH 9428.....	20	4,5	13
TH 9432.....	24,5	8	27
THX 475 (*)....	14,5	2,5	14

(*) Tube à sortie FO.

Le tableau II récapitule pour trois types de tubes courants, ainsi que pour un tube à sortie sur fibres optiques les principales caractéristiques mécaniques.

Pour tous ces tubes, la tension d'accélération anodique est de + 30 kV, à l'exception des tubes à sortie sur fibres optiques qui fonctionnent avec l'anode à la masse pour faciliter le couplage mécanique du tube de prise de vue.

L'obtention de résolution spatiale élevée pouvant atteindre 60 pl.cm^{-1} nécessite que les tensions d'alimentation des électrodes soient stabilisées à 0,1 % près.

8. CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES D'UNE IMAGE DE TUBE IIR

L'image produite par le système électro-optique que constitue le tube IIR peut être caractérisée par quatre ensembles de paramètres :

— *paramètres de conversion (d'énergie) :*

- facteur de conversion,
- gain par rapport à un système de référence,
- uniformité de la conversion;

— *paramètres dimensionnels et géométriques :*

- distorsion,
- défauts d'aspects;

— *caractéristiques de transfert d'images :*

- fonction de transfert de modulation,
- résolution limite,
- contraste d'objets étendus,
- efficacité de détection quantique,
- rapport signal sur bruit;

— *paramètres de réponse temporelle :*

- réponse à l'excitation,
- réponse à l'extinction,
- fonction de transfert de modulation temporelle.

Le tableau III rassemble les paramètres les plus importants parmi ceux décrits dans ce chapitre.

TABLEAU III

Caractéristiques d'image de divers tubes IIR

Type	Champ entrée (cm)	Performances typiques				Contraste
		Image sortie (mm)	Résolution limite (pl.cm^{-1})	Modulation (pour résol. 20 pl.cm^{-1}) (%)	Facteur de conversion ($\text{cd.m}^{-2}.\text{mR}^{-1}.\text{s}$)	
TH 9417 :						
N.....	15,5	15	48	40	120	12
L.....	11	15	53	50		
TH 9416 :						
N.....	17	20	53	50	60	12
L.....	11	20	60	60		
TH 9428 :						
N.....	22	20	48	40	100	12
L ₁	16	20	53	50		
L ₂	11	20	60	60		
TH 9432 :						
N.....	32	25	36	30	120	11
L ₁	23	25	44	40		
L ₂	17	25	50	50		
THX 475....	15	15	44	40	60	20

8.1. Paramètres de conversion

8.1.1. FACTEUR DE CONVERSION

Le facteur de conversion X-photons, c'est-à-dire dose incidente/luminance est un des paramètres essentiels [il est exprimé en candéla par mètre carré par milliroentgen par seconde ($\text{cd.m}^{-2}.\text{mR}^{-1}.\text{s}$)]. Il dépend de la distribution spectrale du rayonnement X incident.

La figure 10 indique l'évolution du facteur de conversion en fonction de la tension crête du générateur X suivant deux normes différentes : la norme internationale CEI imposant la même filtration quelle que soit la tension du générateur kV_{cr} , et la norme NEMA américaine

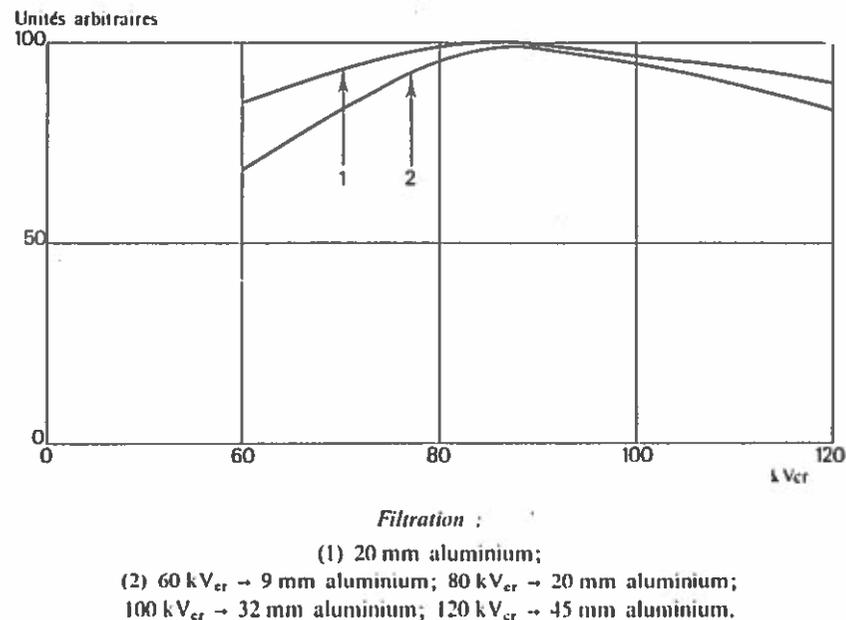


Fig. 10. — Variation du facteur de conversion en fonction des kV_{cr} .

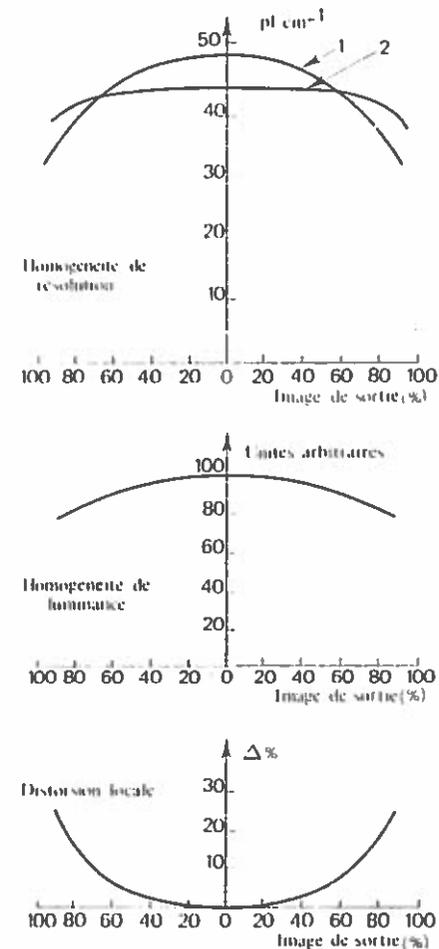
faisant varier cette filtration en fonction de la tension du générateur. Les deux courbes présentent un maximum vers 80-90 kV_{cr} . En effet, deux phénomènes physiques s'opposent lorsque l'énergie du rayonnement X croît : d'une part, le scintillateur produit plus de photons lumineux par photon X absorbé, d'autre part la proportion de ces mêmes photons X absorbés diminue.

Bien souvent, l'intensification du tube est définie comme le rapport entre la luminance de l'image de sortie à celle d'un écran de radioscopie étalon.

Les tubes actuels à dégrandissement d'image de 1/10 présentent un facteur de conversion de l'ordre de $100 \text{ cd.m}^{-2}.\text{mR}^{-1}.\text{s}$ correspondant à un gain de luminance de 10 000.

8.1.2. UNIFORMITÉ DE LUMINANCE

La variation de luminance entre le centre et le bord de l'image a pour cause essentielle la distorsion en coussin de cette image. Les tubes actuels



(1) Résolution maximale au centre, (2) Résolution équilibrée sur toute l'image.

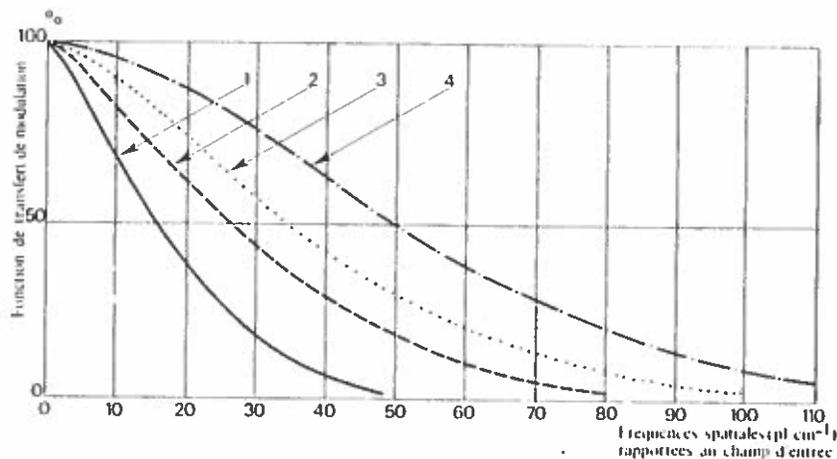
Fig. 11. — Uniformité de résolution, de brillance et de distorsion pour un tube de 22 cm.

présentent à 90 % du diamètre une variation de l'ordre de 10 % pour les tubes 16 cm, 20 % pour les 22 cm et 30 % pour les 32 cm. Un profil typique est présenté sur la figure 11.

8.2. PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

8.2.1. Distorsion géométrique

La distorsion en coussin de l'image est due à la géométrie de l'ensemble source-écran d'entrée. L'image créée sur la photocathode est la projection de l'objet sur une surface convexe à partir d'une source située



- (1) Tube de 22 cm en mode normal;
- (2) Écran secondaire;
- (3) Écran primaire;
- (4) Optique électronique.

Fig. 12 — FTM des composants d'un tube IIR de 22 cm.

relativement près (de 70 cm à 1 m). Lorsque la dimension du champ d'entrée croît, la distance de la source restant fixe, la distorsion augmente. On peut réduire la distorsion en s'efforçant d'utiliser le minimum de courbure pour la surface photocathode (voir fig. 11), et par action sur l'optique électronique.

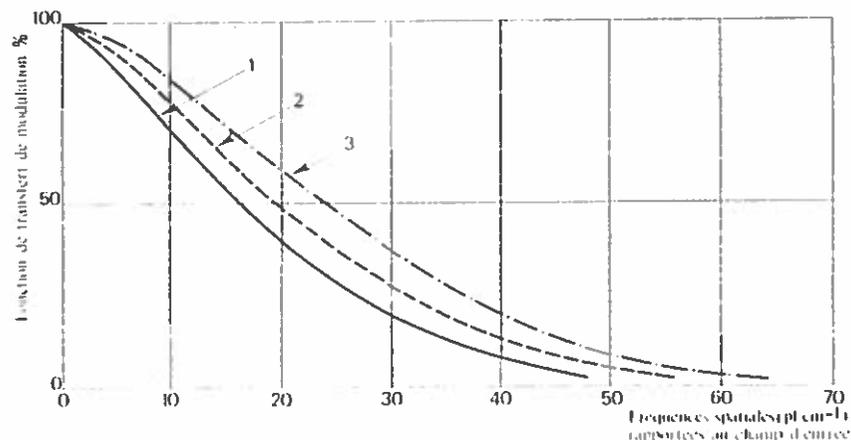
8.2.2. DÉFAUTS D'ASPECT

La propreté de l'image est importante et il est nécessaire de tenir compte des défauts pouvant mettre en jeu une erreur de diagnostic (points noirs, taches localisées).

8.3. Caractéristiques de transfert d'image

8.3.1. FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION

Tout système de transfert détériore l'information qui lui est fournie. L'image X visualisée est constituée de zones de luminance variable et de dimensions plus ou moins grossières. Le but recherché dans la conversion



- (1) Mode 22 cm;
- (2) Mode 16 cm;
- (3) Mode 11 cm.

Fig. 13 — FTM d'un tube de 22 cm dans ses trois modes.

est de traduire tous ces détails et toutes ces nuances avec le maximum de fidélité. Le contenu géométrique de l'image peut être également défini complètement par son spectre en fréquences spatiales. Cette deuxième manière de caractériser une image permet d'introduire la notion de fonction de transfert de modulation (FTM) d'un système. La FTM indique pour toute fréquence le pourcentage d'atténuation du contraste d'un signal sinusoïdal de fréquence déterminée. On montre que la transformée de Fourier d'une image est le produit de la transformée de Fourier de l'objet par la FTM du système convertisseur. Une propriété importante de la FTM d'un système réside dans le fait qu'elle est le produit des FTM de l'écran primaire, de l'optique électronique et de l'écran secondaire. La figure 12 illustre cette décomposition pour un tube de 22 cm, les fréquences étant rapportées au champ d'entrée. La figure 13 montre un

exemple d'une FTM typique d'un tube de 22 cm pour ses trois modes de fonctionnement (22, 16, et 11 cm).

Plusieurs procédés permettent de mesurer cette caractéristique.

Le premier consiste à effectuer l'image d'une fente très fine et à calculer sa transformée de Fourier. Celle-ci est rigoureusement égale à la FTM pour chaque fréquence. Cette dernière étape nécessite l'emploi d'un mini-ordinateur.

Un second procédé, plus pratique, consiste à détecter la modulation de l'image produite par une série de mires carrées à plusieurs fréquences et défilant dans le champ primaire. Il en résulte une fonction de transfert de contraste pour chaque fréquence (FTC). La FTM s'en déduit par la formule suivante :

$$(1) \quad FTM(f) = \frac{\pi}{4} \left[\begin{aligned} &FTC(f) + \frac{1}{3} FTC(3f) \\ &- \frac{1}{5} FTC(5f) + \frac{1}{7} FTC(7f) \\ &+ \frac{1}{11} FTC(11f) - \frac{1}{13} FTC(13f) \dots \end{aligned} \right].$$

En pratique, pour f supérieur au tiers de la résolution limite, la formule (1) se simplifie en

$$(2) \quad FTM(f) = \frac{\pi}{4} FTC(f).$$

Pour ces fréquences, une mire carrée se comporte comme une mire sinusoïdale.

Plusieurs auteurs, dont Johnson [3] ont proposé une expression analytique de la FTM. Celle-ci est de la forme $\exp(-(f/f_c)^n)$, où n est un exposant compris entre 1 et 2 et f_c une fréquence caractéristique, pour laquelle la FTM est égale à $1/e$. Cette expression s'applique aussi bien aux tubes IIR où les valeurs typiques sont $n = 1,5$ et $f_c = 20$ pl. cm^{-1} . Cette expression ne tient pas compte de la perte de contraste brutale aux très faibles fréquences spatiales et ne sert de modèle que pour une FTM normalisée à 100 % pour les faibles fréquences spatiales.

En fait une chute de l'ordre de 20 % devrait être tenue en compte pour $f = 0$. Cette chute est plus aisément caractérisée par la notion de contraste du tube dont il est parlé ultérieurement.

Dans la pratique, les deux paramètres utilisés pour caractériser l'image correspondent aux fréquences extrêmes : la résolution limite et le contraste de zones étendues.

8.3.2. RÉSOLUTION LIMITE

La résolution limite d'un tube est définie comme étant la fréquence la plus élevée d'une mire qui puisse être détectable à l'œil. Celle-ci correspond à un taux de modulation de l'ordre de 3 % pour une mire carrée. Elle correspond donc à un taux de 2 % de modulation pour la FTM. La détection de la résolution limite dépend de nombreux paramètres, surtout pour un tube IIR. Il va sans dire qu'elle peut dépendre de l'observateur. De plus, elle dépend beaucoup du contraste de l'objet, et donc de la qualité du rayonnement X. Une énergie faible (30-40 keV) permet de bien mieux distinguer les détails qu'une énergie élevée (50-60 keV). La résolution limite est également affectée par le caractère aléatoire de la fluctuation des photons X. A faible dose, la détection devient plus difficile, surtout si l'objet est faiblement contrasté. Ce problème de détection d'un signal noyé dans un bruit sera étudié plus en détail dans un chapitre théorique ultérieur.

Comme il a été mentionné précédemment, l'optique électronique peut modifier l'homogénéité de résolution sur toute l'image. Des couples de tensions différentes pour g_1 et g_2 modifient notablement cette homogénéité (voir fig. 11).

8.3.3. CONTRASTE DES ZONES ÉTENDUES

Ce paramètre est théoriquement lié à la FTM à très basse fréquence spatiale, mais est mesuré séparément par commodité. La perte de contraste pour des zones étendues a pour causes essentielles les réflexions de lumière à l'intérieur du tube, l'étalement de celle-ci à travers la glace de sortie. Elle peut être réduite par l'utilisation de fibres optiques. Ce paramètre est caractérisé comme étant la mesure du fond lumineux existant derrière un objet totalement opaque au rayonnement X (disque de plomb de surface 10 % du champ d'entrée ou bande de plomb de largeur 10 % du champ d'entrée). Dans le cas de la mesure avec un disque de plomb, le contraste étant défini comme la luminance en absence de disque divisé par la luminance en présence du disque de plomb, les tubes courants ont des contrastes de 12.

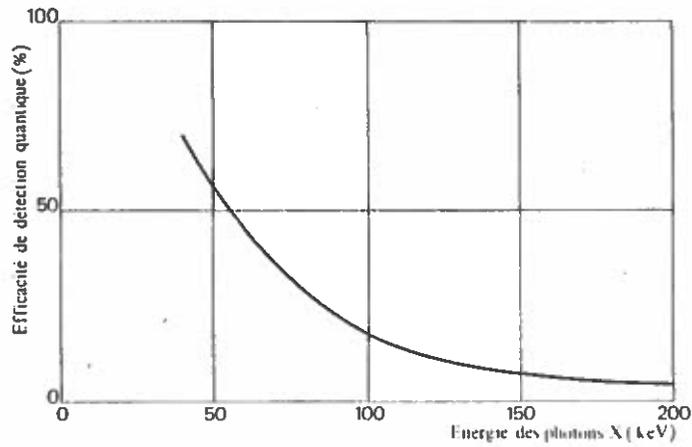


Fig. 14. — Efficacité de détection quantique d'un tube HR en fonction de l'énergie du rayonnement X.

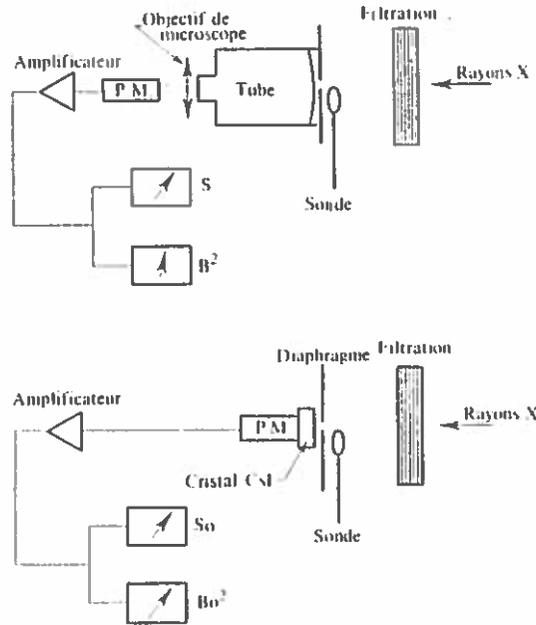
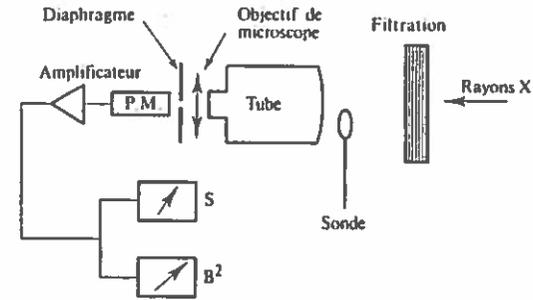


Fig. 15. — Principe de mesure de l'efficacité de détection quantique.



Paramètres influençant S/B :

Dose et EDQ; FTM; Contraste; Réponse temporelle; Diaphragme de mesure.

Fig. 16. — Principe de mesure du rapport signal sur bruit pour une image homogène.

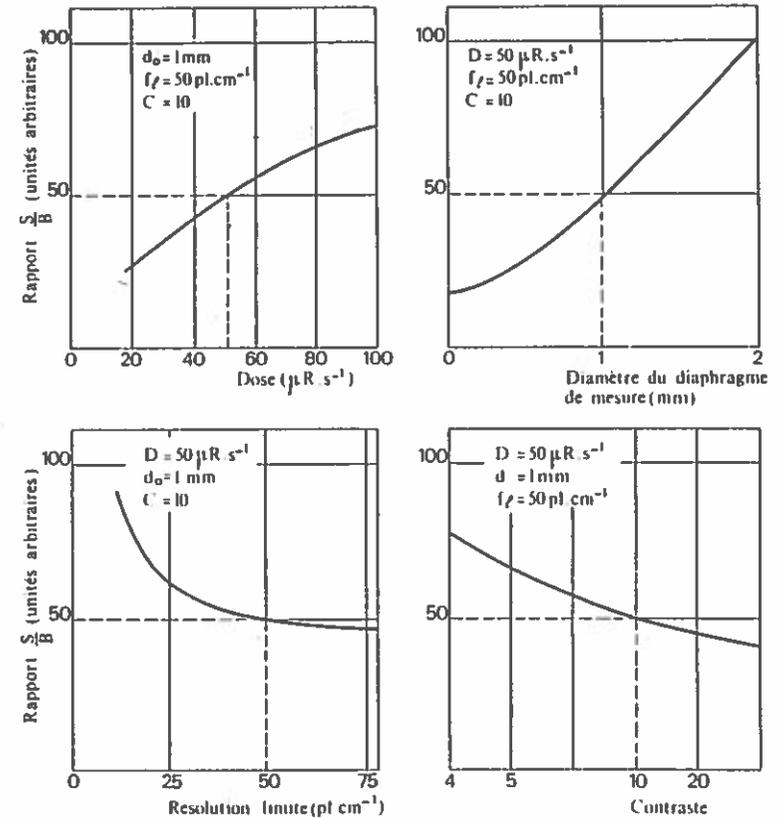


Fig. 17. — Influence de plusieurs paramètres du tube sur le rapport signal sur bruit.

8.3.4. EFFICACITÉ DE DÉTECTION QUANTIQUE (EDQ)

L'efficacité de détection quantique d'un système caractérise le pourcentage utilisé des porteurs de l'information. Dans le cas d'un tube IIR, l'EDQ est donc le pourcentage d'absorption des photons X dans le scintillateur. Il est évident que celui-ci varie en fonction de l'énergie des photons incidents. Actuellement à 60 keV, l'EDQ est de l'ordre de 40 %. La figure 14 montre la variation de l'EDQ en fonction de l'énergie des photons X.

La figure 15 indique le principe de mesure de ce paramètre. D'une part, un diaphragme fin localise l'irradiation du tube. L'image obtenue est détectée par un photomultiplicateur. La valeur moyenne du signal obtenu (S) ainsi que sa valeur quadratique moyenne (B^2) sont mesurées.

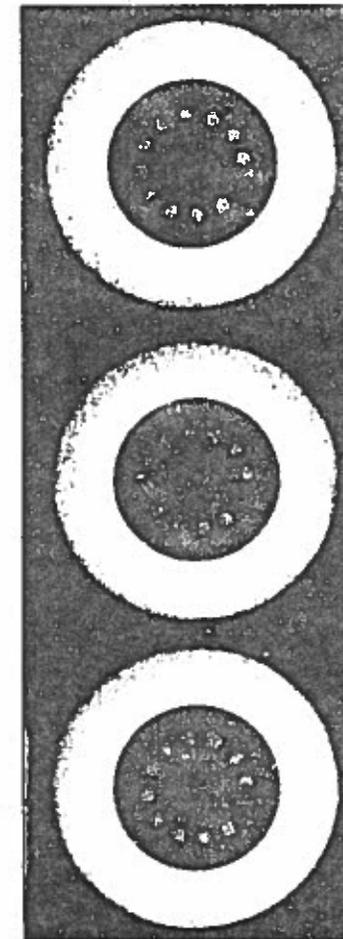
D'autre part, la même mesure est effectuée en utilisant un monocristal de NaI absorbant 100 % des photons. Sont mesurées les valeurs S_0 et B_0^2 . La fluctuation des photons étant poissonnienne (variance de la fluctuation égale à la valeur moyenne du nombre de photons), le rapport $(S/B)^2$ est proportionnel au nombre de photons X absorbés. On a donc

$$(3) \quad \text{EDQ} = \frac{(S/B)^2}{(S_0/B_0)^2}$$

Cette valeur peut dépendre du temps d'échantillonnage utilisé pour la mesure.

8.3.5. RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT (S/B) DU SIGNAL ET DE SA FLUCTUATION

Ce paramètre tente de caractériser l'influence des nombreux paramètres du tube sur l'impression de bruit qui peut se dégager d'une image homogène. Le principe de mesure est indiqué sur la figure 16. Les conditions expérimentales ont été choisies de telle manière qu'elles soient le plus proche possible de l'observation visuelle d'une image radiologique. Le champ d'entrée est entièrement irradié. L'image est échantillonnée sur une petite ouverture par un photo-multiplicateur. Comme pour la mesure de l'EDQ, le signal est d'une part moyenné sur une grande constante de temps, et d'autre part, sa valeur quadratique moyenne est mesurée pour une constante de temps de 100 ms à l'aide d'un voltmètre RMS. Le rayonnement X correspond à une épaisseur de 1/2 atténuation de 7 mm d'aluminium.



4 μ R par image;
18 μ R par image;
60 μ R par image.

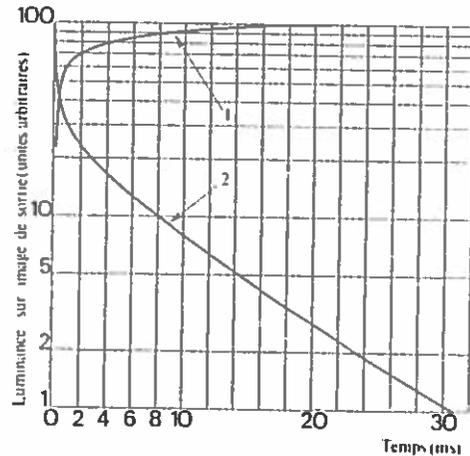
Fig. 18. — Influence de la dose sur la perception des faibles contrastes.

Ce procédé permet de caractériser le « bruit » en fonction des paramètres suivants :

- dose de rayonnement X à l'entrée et EDQ du tube;
- FTM du tube;

- contraste;
- réponse temporelle;
- dimension du diaphragme de mesure.

Les courbes de la figure 17 illustrent l'influence des paramètres principaux.



1, réponse à l'établissement;
2, réponse à l'extinction.

Fig. 19. — Temps de montée et rémanence d'un tube IIR.

Les photos de la figure 18 montrent bien l'influence de la dose sur la perception des faibles contrastes (exemple de 4, 18, et 60 μ R).

La détection d'un signal dans ce bruit de fond sera vu sur le plan théorique dans le chapitre suivant.

8.4. Paramètres de réponse temporelle

La réponse temporelle d'un tube IIR dépend d'une part, de celle de l'écran primaire et d'autre part, de celle de l'écran secondaire. Dans le cas de CsI, l'influence de l'écran primaire est négligeable (chute à 10 % en quelques microsecondes).

La réponse temporelle peut s'exprimer par :

- le temps d'établissement et le temps d'extinction (fig. 19),
- ou la FTM temporelle (fig. 20).

La mesure expérimentale de cette dernière caractéristique montre que le tube peut réagir à des fréquences extrêmement élevées. D'autre part, la rémanence aux temps longs est adéquate pour permettre d'intégrer suffisamment le bruit d'origine quantique.

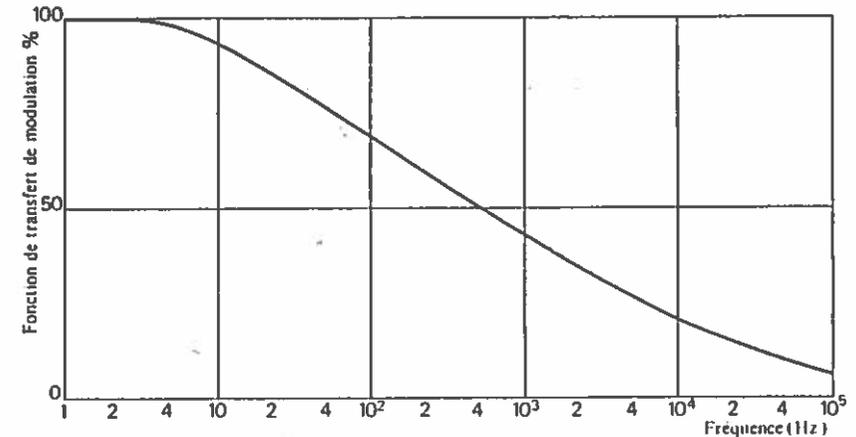


Fig. 20. — Fonction de transfert de modulation temporelle.

9. ANALYSE THEORIQUE DU TUBE IIR EN TANT QUE SYSTÈME DE TRANSFERT DE L'INFORMATION

Ce chapitre présente un certain nombre de résultats théoriques et dégage l'influence de divers paramètres, en particulier celle de la fonction de transfert de modulation, sur la qualité de l'image.

Une analyse plus détaillée est effectuée en annexe I. Elle n'a comme objet que de rappeler un certain nombre de définitions et de propriétés générales. Pour une analyse complète, il est bon de se référer à Lawson [4], Max [5] ou Schade [6] parmi d'autres.

La variance de la fluctuation poissonienne formant une image stationnaire après passage par un système de transfert a l'expression suivante :

$$(3) \quad \sigma_s^2 = \bar{I} \int_{\vec{f}} \int_{f_t} |T(\vec{f}, f_t)|^2 d\vec{f} df_t$$

α

où :

\vec{f} , représente l'espace des fréquences spatiales;

f_t , l'espace des fréquences temporelles;

$T(f, f_t)$, la fonction de transfert de modulation du système;

I , la valeur moyenne de l'intensité sur l'image.

Un signal de contraste relativement faible $\Delta I/I$ superposé à l'image stationnaire précédente et de fréquence spatiale \vec{f} peut s'exprimer de la manière suivante :

$$(4) \quad \Delta S = S_{\max} - S_{\min} = \Delta I \cdot T(\vec{f}, f_t).$$

Le rapport signal sur bruit pour une telle image est donc

$$(5) \quad \frac{\Delta S}{B} = \frac{\Delta I}{\sqrt{I}} \frac{T(\vec{f}, f_t)}{\left[\int_{\vec{f}} \int_{f_t} |T(f, f_t)|^2 df df_t \right]^{1/2}}.$$

Dans le cas d'un tube IIR :

$$(6) \quad T(\vec{f}, f_t) = T_1(\vec{f}) \cdot T_2(f_t).$$

De plus $T_1(\vec{f})$ est radialement symétrique et égale à $T_1(f)$, fonction de transfert de modulation spatiale.

Il est montré en annexe, que la FTM d'un tube IIR est très proche de l'expression analytique suivante :

$$(7) \quad T_1(f) = A_1 \delta(f) + A_2 \exp \left[- \left(\frac{f}{f_c} \right)^n \right]$$

où :

$\delta(f)$, fonction de Dirac, nulle pour $f \neq 0$ et égale à 1 pour $f = 0$;

f_c , fréquence caractéristique;

$$A_1 + A_2 = 1.$$

Il s'en déduit que la variance d'une fluctuation poissonnienne est

$$(8) \quad \sigma_s^2 = KI \left[1 - A_2^2 + \frac{A_2^2 f_c \Gamma(1/n)}{n \sqrt{2}} \right]$$

où K est une constante tenant en compte l'intégration temporelle du système; Γ est la fonction gamma bien connue

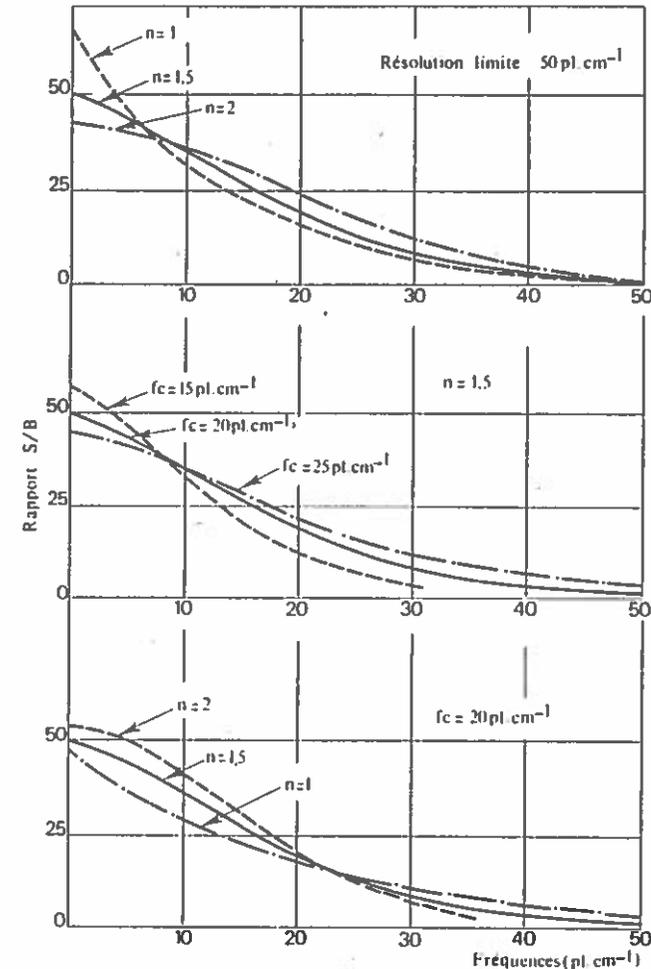


Fig. 21. — Rapport signal sur bruit en fonction des courbes de FTM.

Le rapport signal sur bruit défini plus haut est alors

$$(9) \quad \frac{\Delta S(f)}{B} = K \frac{\Delta I}{\sqrt{I}} \frac{(1 - A_2) \delta(f) + A_2 \exp \left[- (f/f_c)^n \right]}{\left[1 - A_2^2 + (A_2^2/n) [(f_c \Gamma(1/n))]^n \sqrt{2} \right]^{1/2}},$$

pour $f = 0$:

$$(10) \quad \frac{\Delta S(0)}{B} = K \frac{\Delta I}{\sqrt{I}} \frac{1}{A_2} \left[\frac{f_c \Gamma(1/n)}{n \sqrt{2}} \right]^{-1/2},$$

pour $f \neq 0$:

$$(11) \quad \frac{\Delta S(f)}{B} = K \frac{\Delta I}{\sqrt{I}} \frac{\exp[-(f/f_c)^n]}{[(f_c \Gamma(1/n))/n \sqrt{2}]^{1/2}}$$

En effet les valeurs actuelles de f_c sont telles que $1-A_2^2$ est négligeable devant l'autre terme. Il est donc intéressant de remarquer que A_2 n'intervient pas pour la détection des fréquences non nulles.

Les tubes IIR actuels correspondent aux fonctions citées plus haut pour les valeurs de paramètres :

$$\begin{aligned} A_2 &= 0,8, \\ n &= 1,5, \\ f_c &= 20 \text{ pl.cm}^{-1}, \\ f_l \text{ (résolution limite)} &= 50 \text{ pl.cm}^{-1}. \end{aligned}$$

La figure 21 indique l'évolution de $\Delta S/B$ en fonction de la fréquence du signal pour les conditions suivantes :

- FTM à même f_c et n variable ($n = 1; 1,5; 2$);
- FTM à même f_l et n variable ($n = 1; 1,5; 2$);
- FTM à f_c variable pour n constant ($f_c = 15, 20, 25 \text{ pl.cm}^{-1}$).

La remarque essentielle qui découle de ces courbes est que toute amélioration de la FTM fait décroître le rapport S/B aux faibles fréquences mais par contre l'améliore aux hautes fréquences. Il y a donc tendance à niveler le rapport S/B sur une plage plus grande des fréquences détectables.

10. UTILISATION DES TUBES INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE

Le grand avantage des tubes IIR en radiologie médicale sur les systèmes film-écran est de pouvoir observer le patient en temps réel et d'examiner des phénomènes évolutifs. Un exemple de système à trois directions est indiqué sur la figure 22 où sont exposés les composants suivants : tube IIR, caméra de télévision, caméra de cinéma, caméra photo, système de mémorisation et récepteurs de télévision.

Les trois applications principales seront examinées successivement : télévision, photo-spot 105 mm, cinéma 35 mm. Pour chacune de ces applications, un tandem optique doit être judicieusement choisi. Le tableau IV indique un certain nombre de tandems courants.

10.1. Radioscopie télévisée

La radioscopie télévisée est universellement utilisée en diagnostic médical. Pour des raisons de sécurité, la dose-peau sur le patient doit être inférieure à 5 R.mn^{-1} . La transmission du corps humain variant de 10% pour les

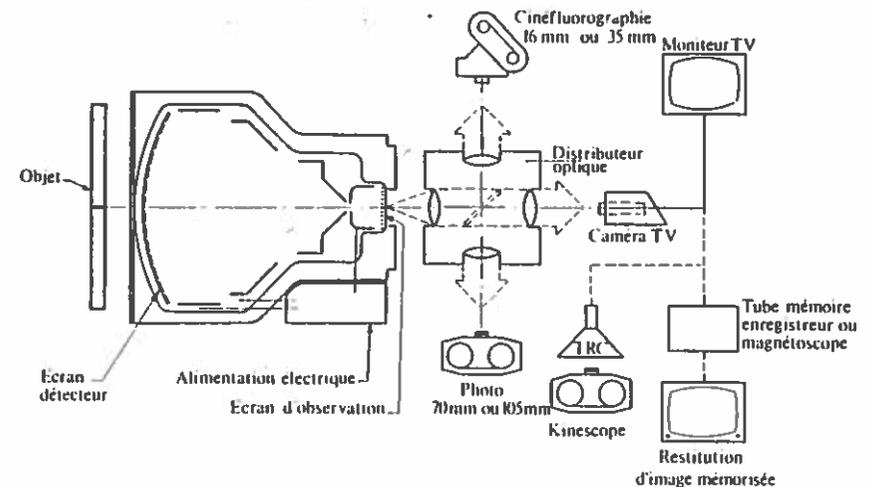


Fig. 22. — Utilisation d'un tube IIR.

poumons à $0,1\%$ pour le bassin, l'image télévisée est donc obtenue à partir d'un petit nombre de photons X et sa dynamique est grande (environ 1 000).

Le débit de dose dans le plan d'entrée du tube IIR peut être très faible. Il varie de $5 \mu\text{R.s}^{-1}$ (soit 1 000 photons X/mm².s) à $100 \mu\text{R.s}^{-1}$ et les détails à observer ont un contraste de quelques pourcents.

Si le tube IIR est un élément fondamental de la chaîne, l'image finale observée sur le moniteur de télévision dépend pour une grande partie des caractéristiques du système optique de transfert et des caractéristiques de la chaîne TV qui conditionnent grandement la constance du signal et la résolution spatiale.

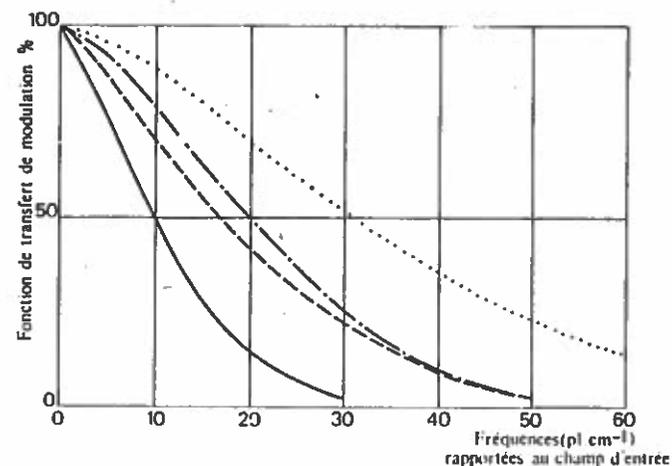
Le tube de prises de vues le plus communément utilisé est le Vidicon de 1 pouce sur la cible duquel une image de 15 mm de diamètre est utilisable.

TABLEAU IV
Tandems optiques couramment utilisés

Tubes IIR		Champ d'entrée	Image de sortie	Objectif de collimation	Objectif d'image TV image 15 mm	Objectif d'image 105 mm	Objectif d'image 35 mm
Champ d'entrée	Image de sortie						
16 cm	15 mm		$f = 50$ mm F/0,75 $f = 55$ mm F/0,8 $f = 65$ mm F/0,75 F/1	$f = 50$ mm F/0,75 $f = 42$ mm F/0,75 $f = 65$ mm F/0,75	$f = 320$ mm F/5,2 $f = 400$ mm F/6	$f = 82$ mm F/2 $f = 82$ mm F/2	
22 cm	20 mm		$f = 65$ mm F/1 $f = 75$ mm F/1,1 $f = 90$ mm F/1,1 $f = 100$ mm F/1,1	$f = 50$ mm F/0,75 $f = 65$ mm F/1 $f = 65$ mm F/1 $f = 65$ mm F/1	$f = 320$ mm F/5,2 $f = 380$ mm F/5,6 $f = 500$ mm F/6,3 $f = 500$ mm F/6,3	$f = 82$ mm F/2 $f = 82$ mm F/2	
32 cm	25 mm		$f = 100$ mm F/1,3	$f = 65$ mm F/1	$f = 400$ mm F/6		

Sensibilité en radioscopie télévisée

La sensibilité du système dépend non seulement du facteur de conversion mais également du tandem optique et de la conversion dans la cible du Vidicon.



..... Tandem optique de deux objectifs de $f = 50$ mm; F/0,75;
 - - - - Vidicon THOMSON I; - - - - Tube IIR de 16 cm;
 ——— FTM totale sur cible du Vidicon.

Fig. 23. — FTM sur tube analyseur d'un système de fluoroscopie télévisée classique.

Les tubes actuels ont un facteur de conversion de l'ordre de $100 \text{ cd.m}^{-2} \cdot \text{mR}^{-1} \cdot \text{s}$. Une dose de $20 \mu\text{R} \cdot \text{s}^{-1}$ provoque une luminance de 2 cd.m^{-2} de l'image de sortie, (soit une radiance de 6 lx). Les tandems optiques actuels ont un rendement lumineux de l'ordre de 20 % et provoquent un éclairage de 1,5 lx vert de la cible du Vidicon. La sensibilité de celui-ci étant de l'ordre de 35 nA à 1 lx vert, et pour une tension cible de l'ordre de 30 V, le courant de signal délivré par la cible est d'environ 50 nA. (Dans ces conditions, le courant d'obscurité n'est que de 10 nA.)

Le choix de l'optique est extrêmement important en ce qui concerne le vignettage (chute de luminance au bord de l'image). Une optique couvrant juste le diamètre d'image (15 mm par exemple) présentera une tache en dôme bien plus importante qu'une optique couvrant à 125 %. Un système par fibres optiques résout complètement le problème. Il en sera parlé dans un paragraphe ultérieur.

Résolution de l'image TV

L'image finale obtenue sur récepteur TV est dégradée progressivement au fur et à mesure que l'information passe dans les éléments de transmission : tube IIR, tandem optique, Vidicon, bande passante de l'ampli vidéo, récepteur télévision.

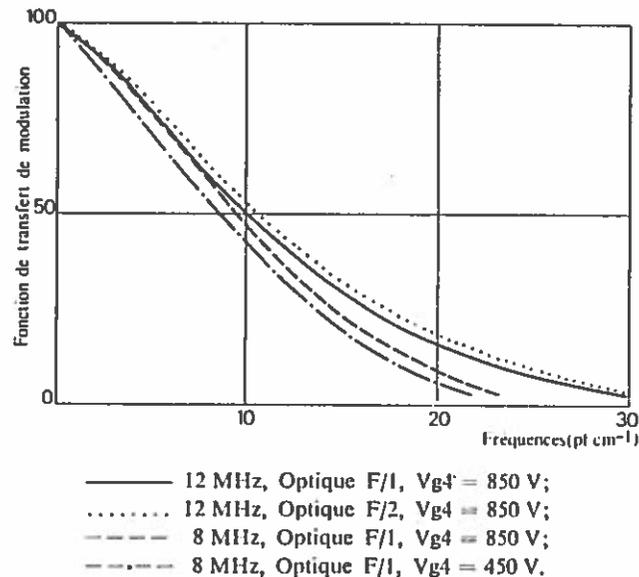


Fig. 24. — Influence de divers paramètres sur la FTM du signal vidéo.

En pratique, la résolution limite finale est à peine la moitié de celle mesurée sur le tube IIR. Pour les trois champs les plus couramment utilisés, le tableau suivant indique les résolutions généralement observées :

	16 cm	22 cm	32 cm
Résolution sur tube (pl. cm ⁻¹).....	48	48	36
Résolution sur récepteur TV (pl. cm ⁻¹).....	26	20	14

Les fonctions de transfert de modulation du système optique ainsi que du tube analyseur (Vidicon 1'') sont indiquées sur la figure 23. Une résolution de 30 pl.cm⁻¹ rapportée au champ primaire existe au niveau de la

cible du Vidicon. Celle-ci correspond à 1 200 points par ligne TV pour un cadre balayé de 20 mm. Le temps de balayage d'une ligne étant de 60 μ s en standard 625 lignes et 43 μ s en standard 875 lignes, il est nécessaire d'avoir une bande passante plate jusqu'à 10 MHz dans les premiers cas et 14 MHz dans le deuxième pour ne pas détériorer l'information. Dans

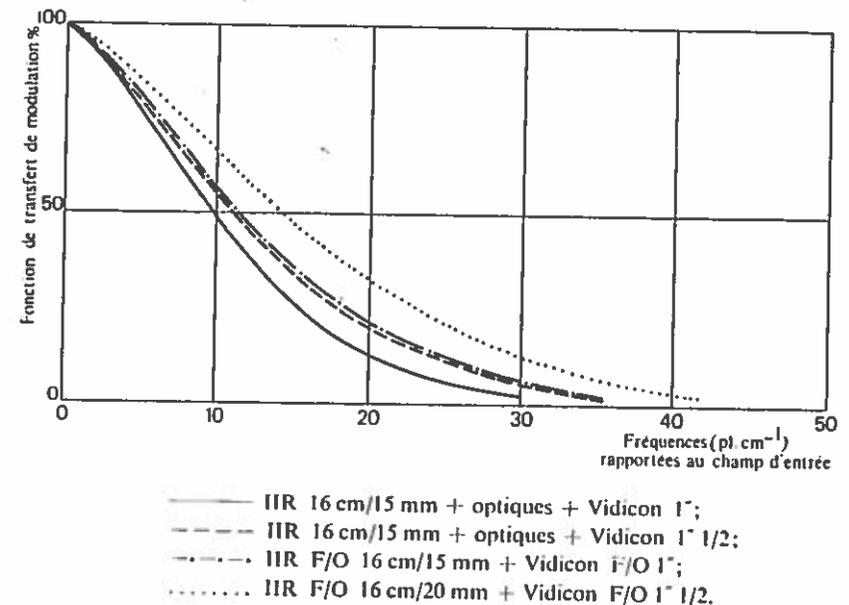


Fig. 25. — FTM comparées de systèmes de fluoroscopie télévisée au niveau de la cible du Vidicon.

les deux standards précédemment cités, une bande passante de 12 MHz d'une part et 16 MHz d'autre part (atténuation 3 dB) suffit pour ce type de tube. Un exemple d'influence de la bande passante est indiqué sur la figure 24.

Le standard 875 lignes serait préférable étant donné que 30 pl.cm⁻¹ correspondent à 900 lignes dans la hauteur d'image.

Il est à noter que le choix d'un standard à format de balayage carré est préférable sur le plan de l'économie en largeur de bande. Le plus souvent, pour des raisons de disponibilité de récepteur, des raisons de standardisation et d'association de systèmes TV, le format 3/4 est par contre adopté. L'image est alors bien souvent transmise avec troncature dans le sens vertical.

La bonne utilisation du Vidicon est également importante dans l'obtention d'une image de bonne qualité. Entre autres, il est important d'optimiser le courant du faisceau ainsi que la tension de post-accélération. Un courant

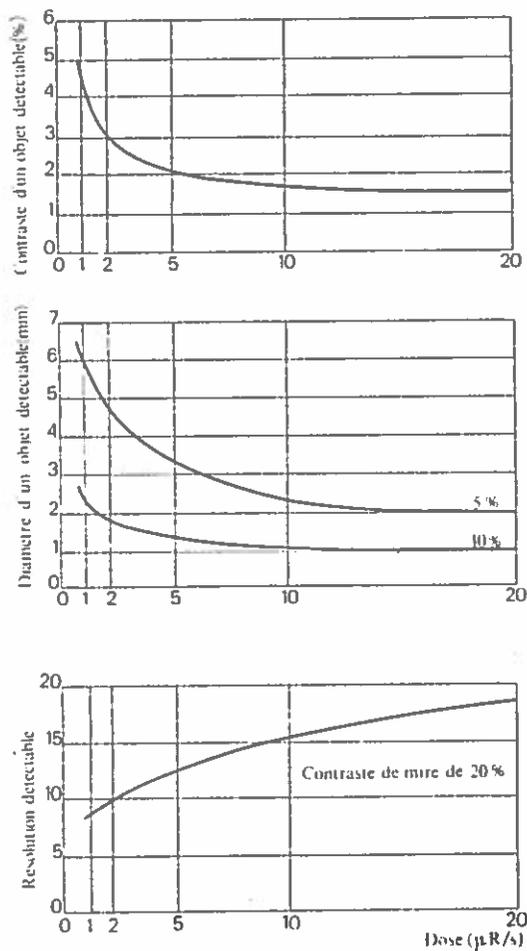


Fig. 26. — Perception des faibles contrastes en fonction de la dose.

de faisceau trop faible ne décharge pas entièrement la cible, mais par contre un courant trop fort dégrade la FTM

Un exemple de la différence entre FTM pour des tensions de post-accélération de 400 et 850 V est indiqué sur la figure 24.

La résolution du Vidicon rapportée au champ d'entrée du système est de 30 pl.cm^{-1} .

D'autres systèmes peuvent être envisagés dans le but d'améliorer la résolution : utilisation d'un Vidicon 38 ou 50 mm, couplage par fibre optique.

La première solution permet un grandissement optique entre l'image du tube IIR et l'image sur Vidicon et donc permet de mieux utiliser la FTM du Vidicon aux moyennes fréquences. Une amélioration sensible de la FTM globale peut être vue sur la figure 25. L'inconvénient est d'être obligé d'utiliser une bande passante élevée pour conserver toute la résolution (de l'ordre de 17 MHz pour 36 pl.cm^{-1} sur la cible).

La deuxième solution, plus attrayante, sera étudiée en détail dans un paragraphe ultérieur.

Perception des détails dans le bruit photonique

La détection d'un signal dans un bruit est particulièrement importante en télévision puisque c'est dans cette utilisation que le bruit est le plus gênant. Il existe plusieurs manières d'aborder ce problème. La détection de faibles contrastes à diverses fréquences est une action régulièrement poursuivie par le radiologue. L'augmentation du gamma du système de transfert, par l'intermédiaire du récepteur, facilite cette détection. La figure 26 montre un exemple des possibilités de détection en fonction de la dose sur tube : détection des contrastes pour un objet de dimensions déterminées, détection d'un objet de dimension variable mais de contraste fixe, détection enfin de fréquences à contraste moyen.

La sensation de bruit dépend pour une bonne part des caractéristiques temporelles de la chaîne, et plus particulièrement des caractéristiques du tube de prise de vue. Selon les types de tube Vidicon, la rémanence à 60 ms varie de 15 à 40 %. En utilisant un tube à rémanence plus élevée, la sensation de bruit diminue notablement mais on introduit du flou pour l'examen des corps en mouvement. Les divers types de tubes sont utilisés selon les applications.

Le rapport signal sur bruit tel que défini dans le chapitre précédent donne une indication précieuse sur la capacité de détection du système. Il est intéressant de comparer le résultat présenté par les tubes 32, 22 et 16 cm. Les doses au champ d'entrée étant les mêmes, ainsi que la dimension de l'image visualisée sur récepteur, le nombre de photons X par unité de surface sur image et intégré par l'œil est proportionnel à la surface du

champ d'entrée. Il est à prévoir que l'image présentée par un tube de 32 cm sera la moins bruyante pour les détails de grande surface. Par contre, la fonction de transfert de modulation avantage les tubes de faible champ d'entrée et donc la détection des fréquences élevées. La figure 27 montre bien cette évolution en fonction des fréquences spatiales pour les trois types principaux de tubes (16, 22 et 32 cm).

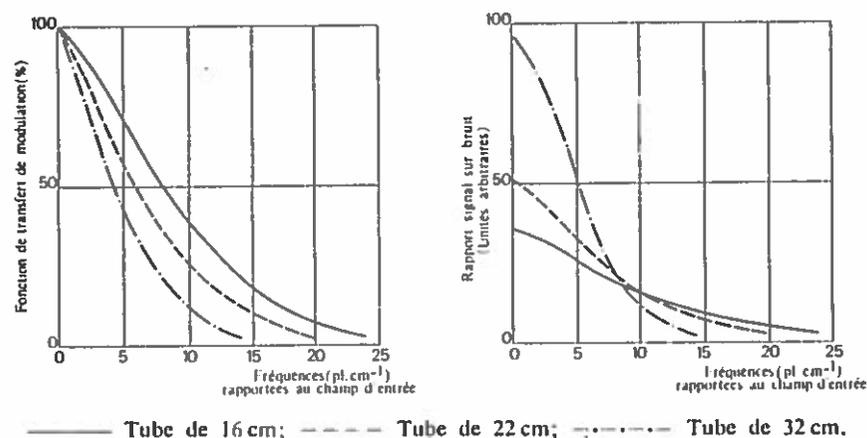


Fig. 27. — FTM et rapport S/B au niveau d'un récepteur TV pour une même image sur récepteur et même dose au champ d'entrée.

La conclusion essentielle de cette analyse est qu'un tube à grand champ et à grandissement variable permet d'adapter l'image à l'objet visualisé.

IIR à fenêtre à fibres optiques

L'association de tubes IIR et analyseur par couplage par lames à fibres optiques permet à la fois un accroissement de sensibilité et une amélioration de la fonction de transfert de modulation (voir fig. 24). En effet le remplacement des objectifs classiques par le couplage par fibres optiques permet d'obtenir des courants de signal de 150 à 200 nA pour $20 \mu\text{R}\cdot\text{s}^{-1}$. La chaîne vidéo travaille à gain d'amplificateur minimal, réduisant ainsi le bruit vidéo. De plus le vignettage des optiques étant supprimé, l'image obtenue est extrêmement plate. La perte de modulation du couplage optique est minimisée et permet d'améliorer très avantageusement la qualité de l'image (meilleure FTM, contraste accru). Un système à fenêtres à fibres optiques utilisant une image de 20 mm permet de transférer sur la cible du Vidicon une image à $40 \text{ pl}\cdot\text{cm}^{-1}$ (rapporté au

champ d'entrée). Il est nécessaire d'adopter un standard de 875 lignes minimales, ainsi qu'une bande passante d'au moins 20 MHz, pour transmettre l'information contenue dans une telle image.

Le système par couplage à fibres optiques présente cependant un certain nombre d'inconvénients. Lors de la fabrication des fenêtres à fibres, le compactage de fibres présente obligatoirement des fibres mortes. L'aspect de l'image peut s'en trouver détérioré. D'autre part un bon couplage mécano-optique nécessite une planéité des lames à trois franges. La cible du Vidicon étant portée à un potentiel voisin de la masse, il est nécessaire d'alimenter les électrodes du tube IIR en hautes tensions négatives (anode à la masse, photocathode à -30 kV).

En dépit de ces difficultés, les systèmes d'observation d'image radiologique, obtenus par couplages par lames à fibres optiques d'un IIR et d'un tube caméra TV, constituent une étape technologique intéressante pour obtenir un équipement d'observation ne délivrant l'information que sous forme d'un signal vidéo. C'est alors à partir de ce signal que peut s'effectuer tout traitement ultérieur permettant l'amélioration (renforcement des contours par exemple), l'enregistrement, la visualisation sous forme TV ou photographique de l'information.

Systèmes périphériques à la radioscopie télévisée

L'analyse ligne par ligne d'une image permet d'obtenir un signal électrique pouvant être modifié de plusieurs manières :

- modification de la dynamique pour les fortes intensités lumineuses (correcteur de gamma);
- modification du gain sur une ligne pour éviter les taches en dôme (correcteur de tache);
- addition d'un cache électronique pour éviter la visualisation du fond de cible non utilisé;
- modification de la bande passante (filtrage, correction de contour pour renforcer les fréquences moyennes).

De plus, l'utilisation de tubes à mémoire enregistreur peut permettre d'intégrer l'image pendant plusieurs trames, et de la restituer avec très peu de perte de résolution. Ce mode de fonctionnement permet d'intégrer le bruit quantique et d'obtenir une image fixe. Sachant que pendant le temps d'observation d'une image, $1/3$ du temps sert à la détection de l'organe, et les $2/3$ restant à son examen, un système à mémoire pourrait diviser par trois la dose irradiant le patient.

L'utilisation de vidéo-disques peut également avoir la même fonction, bien que le nombre de trames permettant l'intégration reste limitée, ainsi que la bande passante (4-5 MHz) des appareils actuellement sur le marché.

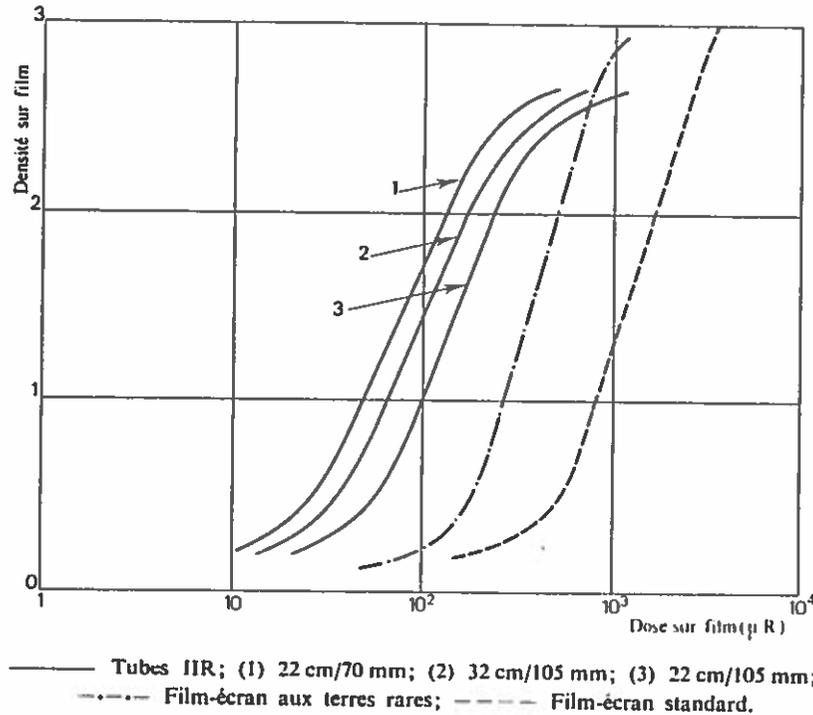


Fig. 28. — Densité des films en fonction de la dose d'exposition.

10.2. Radio-photo 105 mm

La radio-photo à partir d'intensificateurs d'image radiologique a débuté il y a quelques années par l'emploi de film de format 70 mm. Celui-ci a ouvert une nouvelle voie dans l'obtention d'enregistrement d'images à très faible dose de rayonnement (70 µR), et l'utilisation de temps de pose extrêmement courts (quelques millisecondes). Cependant, la faible dimension du format 70 mm nécessite la visualisation par grandissement optique (loupe ou projecteur). D'autre part, la perte de résolution par rapport aux radiographies standards est trop importante. Le film de 105 mm s'est imposé petit à petit car il permet une réduction de dose de rayonnement

par rapport à la radiographie décrite et une observation visuelle sans grandissement optique. Il est déjà utilisé dans certains cas comme seul moyen de diagnostic avec intensificateurs 16, 22 et 32 cm.

Sensibilité du système

La radio-photo se développe considérablement par suite des avantages qu'elle présente dans la réduction des doses de rayonnement, dans la réduction des coûts d'exploitation (coût du film), sa grande cadence d'exposition (12/s) et ses possibilités d'archivage. Les courbes caractéristiques des films indiquant leur densité en fonction du rayonnement sur tube montrent les écarts de dose entre les différents systèmes. La figure 28 présente cinq systèmes différents :

- tube de 22 cm + film 70 mm;
- tube de 32 cm + film de 105 mm;
- tube de 22 cm + film de 105 mm;
- film-écran aux terres rares;
- film-écran standard.

Le tableau suivant résume les rapports de dose par rapport à un système film-écran standard pour une densité de 1,3 environ.

	Tube 22 cm + 70 mm	Tube 32 cm + 105 mm	Tube 22 cm + 105 mm	Écran terres rares	Écran standard
Dose pour $D = 1,3, \dots$	70 µR	90 µR	130 µR	330 µR	1 mR
Rapport de dose.....	1/14	1/11	1/8	1/3	1

Il nous semble extrêmement important d'insister sur l'importance du tandem optique utilisé. En effet, le choix de celui-ci peut provoquer des différences jusqu'à 50 % pour les doses utilisées. L'éclairement sur le film peut être exprimé de la manière suivante :

$$(12) \quad E = \frac{\pi B (f_1/f_2)^2 T_1 T_2 T}{1 + 4 F^2} \times \text{Dose},$$

où :

 B , facteur de conversion du tube; f_1, f_2 , distances focales des objectifs primaires et secondaires; T_1, T_2 , transmission optique des objectifs primaires et secondaires; T , transmission du système de renvoi (prisme-miroir); F , ouverture numérique du tandem rapportée à l'objectif primaire.

$$F = \frac{f_1}{\min(f_1, f_2)} \quad F_1 = \frac{f_1}{f_2} \quad \text{TABLEAU V}$$

Comparaison des tandems optiques utilisés en radio-photo

	Diamètre image photo (mm)	f_1 (mm)	f_2 (mm)	F_1	F_2	F	Dose (μR)
Tube de 22 cm (70 mm).....	67	90	300	1	4,5	1,35	70
Tube de 22 cm (100-105 mm)...	98	65	320	1	5,2	1,05	110
	100	75	380	1,1	5,6	1,1	130
	105	77	400	1,1	6	1,15	150
	110	90	500	1,1	6,3	1,1	155
Tube de 32 cm (100-105 mm)...	100	100	500	1,3	6,3	1,3	170
	105	90	380	1	5,6	1,3	90
	100	100	400	1,3	6	1,5	100

Le tableau V compare les différents tandems optiques utilisés et les doses par image qu'il est possible d'obtenir. Les écarts entre deux systèmes peuvent aller jusqu'à 60 μR par image, ce qui n'est pas négligeable. Pour que la réduction de dose soit efficace dans un système de radio-photo, il est important que tous les éléments de la chaîne soient optimisés.

On aurait pu s'attendre à ce que le tube de 32 cm donne lieu à un système plus sensible. En fait, actuellement, la non-disponibilité d'objectifs performants, couvrant 25 mm à grande ouverture, limite notablement le rendement lumineux du tandem.

Résolution d'image

Il est souvent opposé à la photo 105 mm que la résolution n'atteint pas les valeurs obtenues à partir des systèmes film-écran, ceux-ci pouvant atteindre une résolution limite allant jusqu'à 70 pl.cm^{-1} . Or, les récents progrès effectués sur les tubes IIR permettent des résolutions non seulement

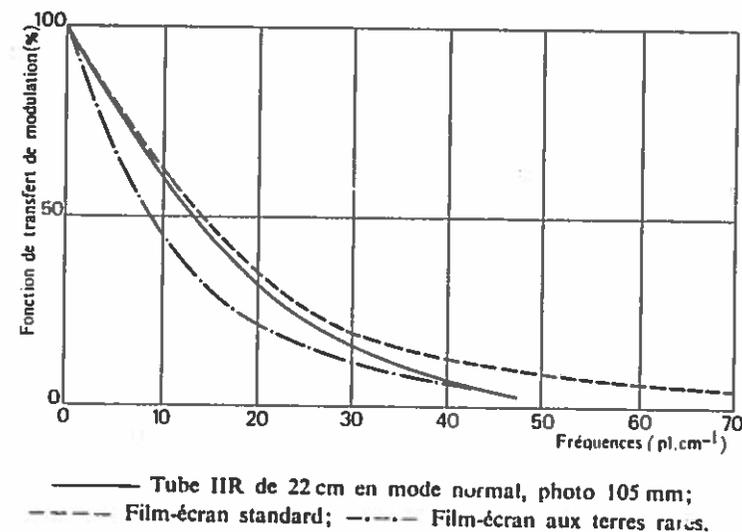


Fig. 29. — FTM d'une radio-photo 105 mm et de systèmes film-écran.

atteignant 50 pl.cm^{-1} en mode normal, mais surtout une fonction de transfert de modulation au moins égale à celle des systèmes film-écran. La figure 29 compare les FTM d'une radio-photo 105 mm pour un tube de 22 cm d'un film-écran standard et d'un film-écran aux terres rares. L'avantage du tube IIR sur ce dernier est frappant car en fait, il est bien plus courant d'avoir à observer des fréquences de 20 à 30 pl.cm^{-1} .

Il est à noter l'influence non négligeable sur la résolution de la dimension du foyer du tube rayon X, influence plus faible avec un IIR qu'avec un écran film, la dose de rayonnement (et par suite l'intensité) demandée au tube étant plus faible avec l'IIR et permettant l'emploi d'un foyer plus fin.

Le pouvoir de résolution de la radio-photo est encore accru du fait de la possibilité d'effectuer des temps de pose extrêmement courts (quelques millisecondes), réduisant ainsi de beaucoup l'effet de flou cinétique.

La dose par image influe assez sensiblement sur la modulation obtenue sur film. La variation de celle-ci est indiquée sur la figure 30. A 150 μR , la résolution maximale est déjà presque atteinte pour un tube de 22 cm, le bruit quantique n'est déjà pas gênant. En fait, il semble que 150 μR pour un tube de 22 cm et 75 μR pour un tube de 32 cm sont un

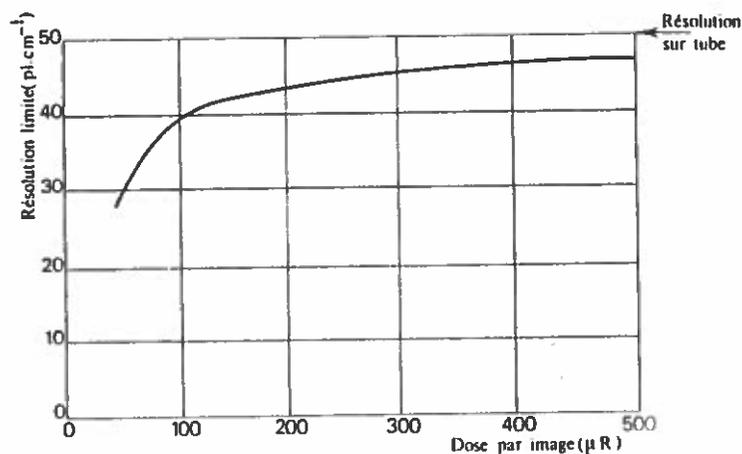


Fig. 30. — Influence de la dose par image sur la détection des hautes fréquences.

bon compromis pour que le bruit photonique ne soit pas gênant. Les photos présentées sur la figure 31 offrent un exemple de la qualité obtenue en exploitation pour les tubes de 22 et 32 cm.

Influence du développement

De la même manière que le choix du système optique est très important pour la sensibilité du système, le développement du film l'est encore plus pour obtenir une bonne dynamique ainsi qu'une excellente résolution. En effet, il est souvent utilisé des films à développement très rapide pouvant être développés dans les mêmes conditions que les films radiographiques. Or, il s'avère que ces conditions ne sont pas adaptées aux films 105 mm. Le contraste obtenu est bien trop fort, diminuant la dynamique de dose, augmentant le gamma du film, et donc l'impression de granularité qui s'ajoute au bruit photonique. En fait, de nombreux auteurs ont déjà mentionné ces mauvaises conditions d'utilisation et pronent un développement spécial et bien séparé du développement des films radiographiques. Une température plus basse et un temps de développement plus long (27° C pendant 5 mn) semblent bien préférables.

Conclusions

Finalement, l'usage de la radio-photo 105 mm se développe de plus en plus et tend même à supplanter les systèmes classiques de films radiographiques pour certains examens cardio-vasculaires. L'emploi de tubes IIR de plus en plus performants lui permet d'accroître ses avantages :

- réduction du temps de pose supprimant le flou cinétique et permettant la perception de détails invisibles en radiographie standard;
- réduction de dose par 8 par rapport aux films-écrans standards et par 3 par rapport aux films-écrans aux terres rares;
- meilleure FTM que les écrans aux terres rares;
- film et développement moins cher;
- archivage pratique.

10.3. Utilisation en cinéma 35 mm

L'enregistrement cinématographique (format 35 mm) de l'image de sortie de l'IIR se fait en général avec des champs de 16 et 22 cm, et correspond principalement aux examens cardio-vasculaires.

Les tandems optiques usuels de f 50 mm- f 82 mm permettent de former une image au mieux adaptée au format du film (18 \times 22 mm). A cette dimension, la fonction de transfert de l'émulsion joue un rôle limitatif déjà très important.

En effet, pour 30 pl.mm^{-1} sur film (correspondant à 50 pl.cm^{-1} au champ d'entrée), les films classiques ont une FTM de 50 %. La combinaison du tube IIR, des optiques et du film conduit à une résolution de l'ordre de 30 pl.cm^{-1} .

La sensibilité du système est telle qu'une dose de rayonnement de 20 à 30 μR par image est suffisante pour impressionner le film. A ce niveau, le bruit photonique est peu gênant et une bonne perception des détails et des contrastes d'image est possible.

L'utilisation du cinéma en radiologie a permis des mesures quantitatives de certains phénomènes, tels que l'observation de volume du cœur au cours de la contraction du muscle cardiaque. La mesure de la section apparente du cœur sur son volume permet de détecter des insuffisances pouvant causer des arrêts cardiaques. (On utilise dans ce cas deux systèmes d'observation intensificateurs disposés à 90°.)

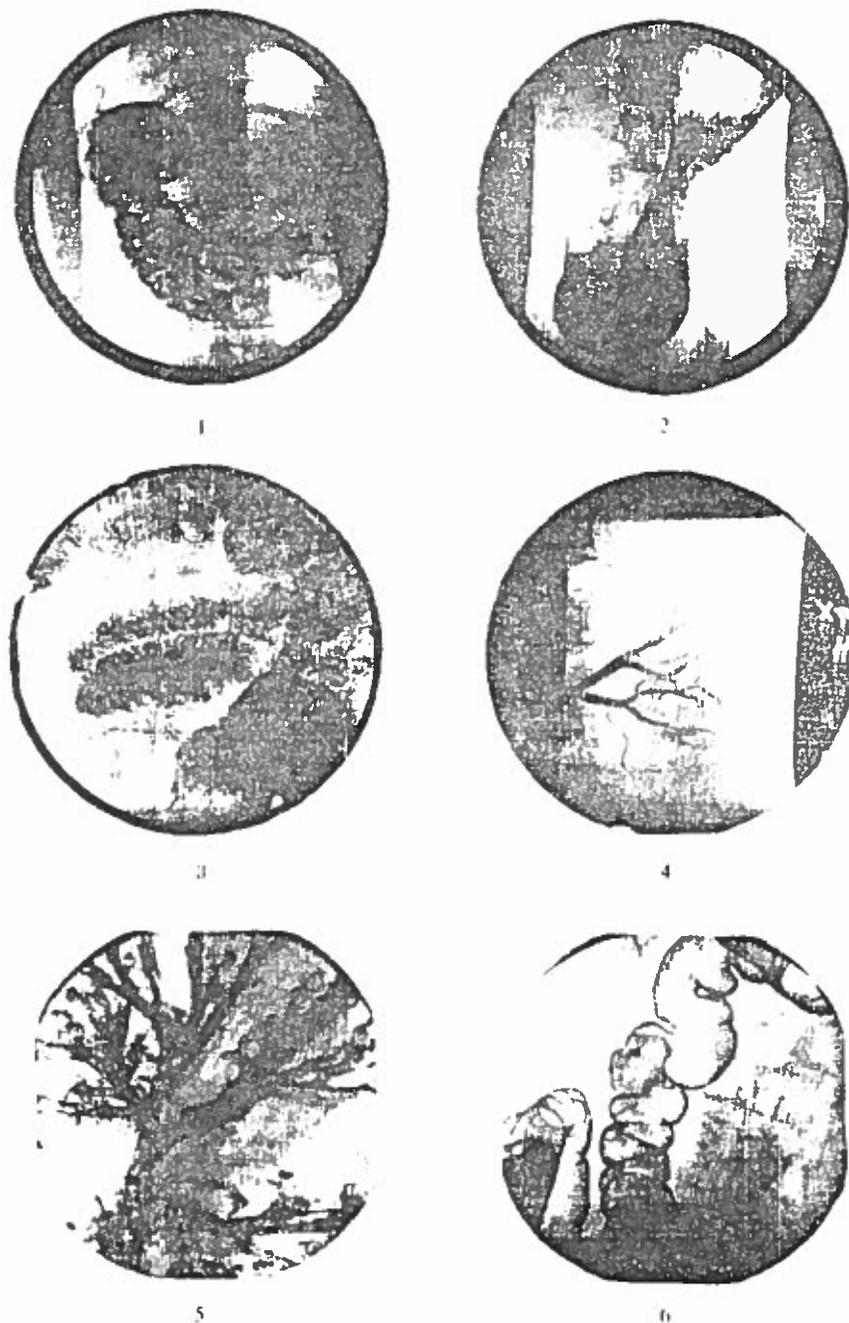


Fig. 31. — (Voir légende p. 771).

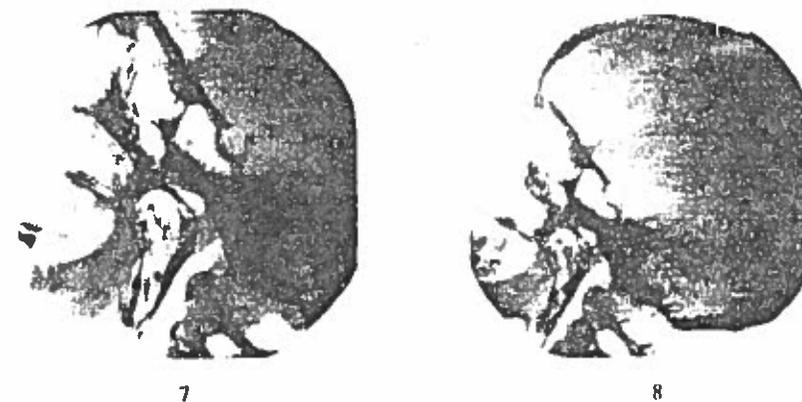


Fig. 31. — Exemples de photos 105 mm effectuées en exploitation : n° 1 et 2, tube de 32 cm en mode normal; n° 3 à 6 et 8, tube de 22 cm en mode normal, n° 7, tube de 22 cm en mode loupe.

11. LES TUBES IIR EN RADIOLOGIE INDUSTRIELLE

Alors qu'en radiologie médicale, le domaine des tensions de générateur de rayonnement X se situe entre 60 et 120 kV_{cr}, c'est-à-dire une énergie de 30 à 60 keV, en contrôle industriel la plage d'énergie varie de 50 keV à 12 MeV, selon l'épaisseur et la nature de l'objet à visualiser.

Les tubes IIR peuvent détecter les rayons X dans ce domaine d'énergie. Ils sont utilisés de deux façons :

- par examen en continu des pièces sur moniteur TV,
- en obturateur électronique dans le cas de phénomènes rapidement évolutifs.

L'énergie du rayonnement utilisé détermine pour une grande part les performances possibles.

Alors que les corps peu absorbants peuvent être examinés dans la gamme de 60 à 100 kV_{cr}, avec peu de problèmes, il en est différemment pour les examens de matériaux demandant une tension supérieure à 300 kV_{cr}.

En effet, lorsque la pénétration augmente, l'absorption des photons X par l'écran d'entrée diminue et l'information se réduit à un plus petit nombre de photons détectés dans le scintillateur. Par ailleurs, à dose constante, le nombre de photons X diminue alors considérablement (voir fig. 14) et il arrive que, pour les systèmes sans intégration, la fluctuation

photonique limite considérablement la qualité d'image. Bien que l'objet observé soit le plus souvent inerte au rayonnement, une augmentation du flux X, en vue de réduire le bruit de fluctuation, n'est pas toujours possible et est limité par la puissance de la source X ou γ .

TABLEAU VI

Utilisation des tubes IIR en radiologie industrielle

Tension du rayonnement.....	80 kV _p	200 kV _p	1 MeV	10 MeV
Dose à 1 m.....	40 mR/s	250 mR/s	500 mR/s	15 R/s
Corps à traverser.....	50 mm Al	40 mm Fe	40 mm Fe	200 mm Fe
Coefficient d'absorption moyen.....	1,8 cm ⁻¹	0,97 cm ⁻¹	0,20 cm ⁻¹	0,15 cm ⁻¹
Plan d'entrée IIR :				
— dose.....	130 μ R/s	150 μ R/s	220 mR/s	75 mR/s
— photons/mm ² /s...	36 000	34 000	4,5 · 10 ⁶	4,5 · 10 ³
Scintillateur IIR, nombre de photons absorbés (mm ² /s).....	1 800	3 000	2,7 · 10 ⁴	2 250
Résolution possible....	1,8 % 0,9 mm	3 % 1,2 mm	2,5 % 1 mm	1,7 % 3,4 mm

En contrôle industriel, la sensibilité de détection s'exprime par la résolution définie comme le rapport entre l'épaisseur du matériau et le diamètre d'un fil placé en surépaisseur.

Sur une épaisseur donnée du matériau, par exemple 100 mm d'acier, la détection d'un fil de 1 mm correspond à une résolution de 1 %.

Avec les systèmes film-écran renforceur, on atteint une résolution de 1 % au prix de doses et de temps de pose très importants (parfois plusieurs heures en gammagraphie).

Le tableau VI présente plusieurs conditions d'utilisation par télévision :

- 30 mm d'aluminium : examiné à 80 kV_{cr}, 4 mA;
- 40 mm d'acier : examiné à 200 kV_{cr}, 10 mA;
- 40 mm d'acier : examiné à 1 MeV (accélération linéaire);
- 200 mm d'acier : examiné à 10 MeV (accélération linéaire).

Un IIR pour domaine médical présente une absorption d'écran d'entrée de 55 % à 80 kV_{cr}, 8 % à 200 kV_{cr} et de 0,5 % à 12 MeV. Le tableau VI montre dans ce cas les divers bilans de conversion, ainsi que la résolution obtenue dans le cas d'un temps d'intégration de l'œil de 0,15 s.

Cette résolution varie entre 1,5 et 3 % (par TV directe). Par intégration de l'image de quelques secondes, cette résolution peut être améliorée.

Pour les fortes énergies de rayons X, des IIR spéciaux à écran d'entrée plus absorbants ont été réalisés et permettent un meilleur compromis entre l'absorption du flux et la résolution spatiale recherchée.

Le film radiographique permet d'atteindre une résolution de 1 % dans les meilleures conditions. Bien que le tube IIR ait des performances moins élevées, il est utilisé par exemple pour le contrôle des pièces de fonderie d'alliages légers pour détecter les soufflures, retassures, fissures. Il permet le contrôle en continu en TV, procédé pratiquement seul acceptable grâce à son gain de temps.

12. CONCLUSIONS

L'intensificateur d'image par ses caractéristiques très intéressantes s'est affirmé comme le seul procédé d'examen satisfaisant en radioscopie directe, le plus souvent télévisée et constitue aujourd'hui le cœur de tout équipement de diagnostic médical. L'amélioration des performances d'image, ses qualités d'exploitation, sa possibilité de grand champ en font aujourd'hui un candidat très valable pour assurer l'enregistrement photographique direct et permettent d'envisager dans un avenir proche la suppression dans de nombreux cas de la cassette radiographique de réalisation et d'exploitation coûteuse.

Ses performances en qualité d'image excèdent souvent la capacité de la chaîne TV qui lui est associée (tube TV et bande passante); une amélioration de cette chaîne permet d'envisager une exploitation future plus souple et un traitement d'images plus complexe permettant des mesures en temps réel et favorisant l'enregistrement pour l'archivage de l'information.

ANNEXE I

TRANSMISSION D'UNE IMAGE PAR UN SYSTÈME DE TRANSFERT

1. IMAGE FLUCTUANTE DANS L'ESPACE ET LE TEMPS

Une image est une répartition de l'intensité lumineuse dans un plan à deux dimensions et fixée à un certain moment :

$$(A 1) \quad I(\vec{r}, t) = I(x, y, t).$$

Cette distribution peut être une fonction aléatoire si le nombre d'événements la composant est relativement réduit. On ne peut alors parler que de probabilité pour obtenir une certaine intensité.

On appelle donc densité de probabilité $f_I(I) \Delta I$ la probabilité pour que l'intensité lumineuse au point (\vec{r}, t) soit comprise entre I et $I + \Delta I$. De même on appelle densité de probabilité jointe $f_I(I_1, I_2) \Delta I_1 \Delta I_2$ la probabilité que à la fois les intensités lumineuses I_1 et I_2 entre deux points différents et à deux instants séparés soient comprises entre $I_1 + \Delta I_1$ et I_1 d'une part, $I_2 + \Delta I_2$ et I_2 d'autre part.

Deux concepts découlent de ces fonctions de probabilité :

— l'intensité moyenne

$$(A 2) \quad \bar{I}(\vec{r}, t) = \int_0^\infty I(\vec{r}, t) f_I(I) dI;$$

— et la fonction d'intercorrélation entre les deux points choisis

$$(A 3) \quad C_I(\vec{r}_1, t_1; \vec{r}_2, t_2) = \overline{I_1(\vec{r}_1, t_1) I_2(\vec{r}_2, t_2)} \\ = \int_0^\infty \int_0^\infty I_1 I_2 f_I(I_1, I_2) dI_1 dI_2.$$

A chacune de ces grandeurs correspond leur transformée de Fourier, décrivant l'image dans l'espace des fréquences aussi bien spatiales que temporelles

$$(A 4) \quad J(\vec{f}, f_t) = T.F[I(\vec{r}_1, t)],$$

$$(A 5) \quad S(\vec{f}_1, f_{t_1}; \vec{f}_2, f_{t_2}) = T.F[C_I(\vec{r}_1, t_1; \vec{r}_2, t_2)].$$

Nous ne parlerons ici que de la catégorie d'image la plus simple. Une image est dite stationnaire quand sa valeur moyenne est indépendante de (\vec{r}, t) et que la fonction d'intercorrélation de l'intensité entre deux points ne dépend que de l'écart spatial et temporel $(\vec{r} = \vec{r}_1 - \vec{r}_2; t = t_1 - t_2)$.

Dans ce cas précis, les expressions (A 4) et (A 5) se simplifient

$$(A 6) \quad J(\vec{f}, f_t) = \bar{I}(\vec{r}, t) \delta(\vec{f}, f_t),$$

$$(A 7) \quad S(\vec{f}, f_t) = T.F[C_I(\vec{r}, t)],$$

$\delta(\vec{f}, f_t)$ est la fonction de Dirac, nulle partout sauf au point zéro;

$S(\vec{f}, f_t)$ est la densité spectrale de bruit. Elle décrit la répartition en fréquence de la fluctuation de l'intensité en différents points de l'image.

La variance de cette fluctuation peut en être aisément déduite

$$(A 8) \quad \sigma^2 = \overline{I^2(\vec{r}, t)} - \overline{I(\vec{r}, t)}^2,$$

soit

$$(A 9) \quad \sigma^2 = \int_{\vec{f}} \int_{f_t} S(\vec{f}, f_t) d\vec{f} df_t - \bar{I}^2.$$

2. TRANSMISSION D'UNE IMAGE

Tout système de transmission de l'information détériore celle-ci. Si à l'entrée du système n'est présent qu'un point lumineux $\delta(\vec{r}, t)$, celui-ci présente à la sortie de ce même système une tache lumineuse possédant la même énergie globale mais étalée à la fois dans l'espace et dans le temps. Elle caractérise la fonction de point du système de transfert $h(\vec{r}, t)$. Cette fonction est normalisée de telle manière que

$$(A 10) \quad \int_{\vec{r}} \int_t h(\vec{r}, t) d\vec{r} dt = 1.$$

Les répartitions I_E de l'intensité lumineuse à l'entrée du système de transfert et I_S de l'intensité à la sortie de ce système sont liées l'une à l'autre par cette fonction de point

$$(A 11) \quad I_S(\vec{r}, t) = \int_{\vec{r}'} \int_{t'} I_E(\vec{r}', t') h(\vec{r} - \vec{r}', t - t') d\vec{r}' dt'$$

$$(A 12) \quad = I_E(\vec{r}, t) \star h(\vec{r}, t)$$

ou \star symbolise le produit de convolution des deux fonctions.

La valeur moyenne ainsi que la fonction d'intercorrélation à la sortie du système, pour une image stationnaire s'en déduisent

$$(A 13) \quad \bar{I}_S(\vec{r}, t) = \bar{I}_E(\vec{r}, t),$$

$$(A 14) \quad C_S(\vec{r}, t) = C_E(\vec{r}, t) \star h(-\vec{r}, -t) \star h(\vec{r}, t).$$

Dans l'espace des fréquences, la densité spectrale de bruit est le produit direct des transformées de Fourier des composants du produit de convolution.

$$(A 15) \quad S_S(\vec{f}, f_t) = S_E(\vec{f}, f_t) |H(\vec{f}, f_t)|^2.$$

La variance de la fluctuation de l'image de sortie s'écrit donc

$$(A 16) \quad \sigma_S^2 = \int_{\vec{f}} \int_{f_t} S_E(\vec{f}, f_t) |H(\vec{f}, f_t)|^2 d\vec{f} df_t.$$

3. TRANSMISSION D'UNE IMAGE A FLUCTUATION POISSONNIENNE

Une fluctuation est dite à caractère poissonien lorsque chaque événement est indépendant l'un de l'autre. Une image produite par de tels événements est également dite poissonienne. La caractéristique essentielle d'un tel processus est que la variance de la fluctuation est égale à la valeur moyenne de l'intensité produite.

Les grandeurs définies précédemment prennent l'expression

$$(A 17) \quad C_E(\vec{r}, t) = \bar{I}^2 + \bar{I} \delta(\vec{r}, t),$$

$$(A 18) \quad S_E(\vec{f}, f_t) = \bar{I} + \bar{I}^2 \delta(\vec{f}, f_t),$$

$$(A 19) \quad \sigma_E^2 = \bar{I} \int_{\vec{f}} \int_{f_t} d\vec{f} df_t.$$

Après transfert par le système électronique, ces caractéristiques deviennent

$$(A 20) \quad S_S(\vec{f}, f_t) = \bar{I}^2 \delta(\vec{f}, f_t) + \bar{I} |H(\vec{f}, f_t)|^2,$$

$$(A 21) \quad \sigma_S^2 = \bar{I} \int_{\vec{f}} \int_{f_t} |H(\vec{f}, f_t)|^2 d\vec{f} df_t.$$

4. RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT D'UN SIGNAL A UNE CERTAINE FRÉQUENCE DANS UN BRUIT DE FOND POISSONNIEN

Ce paragraphe consiste à relier la FTM du système à la détection des fréquences spatiales noyées dans un bruit de fond. Il sera supposé que le contraste du signal est relativement faible pour que la variance du bruit soit la même aux deux niveaux maximaux de la modulation.

Dans ce cas là

$$(A 22) \quad \sigma_S^2 = \bar{I} \int_{\vec{f}} \int_{f_t} |H(\vec{f}, f_t)|^2 d\vec{f} df_t = B^2.$$

Et le signal à détecter

$$(A 23) \quad |\Delta S(f)| = \Delta \bar{I} \cdot H(\vec{f}, f_t).$$

Le rapport signal sur bruit pour cette fréquence est donc

$$(A 24) \quad \frac{\Delta S(f)}{B} = \frac{\Delta \bar{I}}{\sqrt{\bar{I}}} \frac{H(\vec{f}, f_t)}{\int_{\vec{f}} \int_{f_t} |H(\vec{f}, f_t)|^2 d\vec{f} df_t}.$$

5. INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE EN TANT QUE SYSTÈME DE TRANSFERT D'INFORMATION

Les capacités de transfert spatial et temporel sont bien séparées l'une de l'autre. On a donc

$$(A 25) \quad H(\vec{f}, f_t) = H_1(\vec{f}) \cdot H_2(f_t).$$

5.1. Fonction de transfert de modulation spatiale

On peut démontrer que la fonction $H_1(\vec{f})$ est radialement symétrique et ne dépend que du module $|\vec{f}|$:

$$(A 26) \quad H_1(\vec{f}) = T(f).$$

La fonction de point est reliée par l'expression suivante :

$$(A 27) \quad h_1(\vec{r}) = 2\pi \int_0^\infty f T(f) J_0(2\pi r f) df,$$

où J_0 est la fonction de Bessel d'ordre zéro.

L'expérience montre que $T(f)$ est très proche de l'expression mathématique

$$(A 28) \quad T(f) = \exp \left[- \left(\frac{f}{f_c} \right)^n \right],$$

où n est compris entre 1 et 2 (1,5 pour un tube IIR) et f_c est la fréquence caractéristique ($T(f_c) = 1/e$).

La résolution limite f_1 est donc liée à f_c puisque $T(f_1) = 2\%$. Pour $n = 1,5$, la relation est la suivante : $f_1 = 2,5 f_c$.

En fait, la détérioration du contraste pour les grandes surfaces fait que la FTM chute légèrement pour les très faibles fréquences spatiales. L'expression analytique suivante est plus conforme à la réalité.

$$(A 29) \quad T(f) = A_1 \exp \left[- \left(\frac{f}{f_1} \right)^{n_1} \right] + A_2 \exp \left[- \left(\frac{f}{f_2} \right)^{n_2} \right],$$

où f_1 , est très inférieure à f_2 et $A_1 + A_2 = 1$.

La chute de FTM étant très brusque aux très faibles fréquences, l'expression (A 29) peut s'écrire :

$$(A 30) \quad T(f) = A_1 \delta(f) + A_2 \exp \left[- \left(\frac{f}{f_c} \right)^n \right],$$

A_1 et A_2 sont liés d'une manière complexe aux grandeurs habituelles de définition du contraste d'un tube IIR.

5.2. Puissance de bruit spatial

D'après l'équation (A 20) on en déduit immédiatement

$$(A 31) \quad S_S(f, f_t) = K \bar{I} T^2(f) + \bar{I}^2 \delta(f, f_t),$$

soit

$$(A 32) \quad S_S(f, f_t) = K \bar{I} \left[(A_1^2 + 2 A_1 A_2) \delta(f) + A_2^2 \exp \left[-2 \left(\frac{f}{f_c} \right)^n \right] \right] + \bar{I}^2 \delta(f, f_t).$$

La variance de la fluctuation est donc

$$(A 33) \quad \sigma_S^2 = K \bar{I} \left[1 - A_2^2 + \frac{A_2^2 f_c \Gamma(1/n)}{n \sqrt[2]{2}} \right],$$

où Γ , fonction gamma.

5.3. Rapport signal sur bruit

Suivant l'expression (A 24), le rapport S/B pour un signal de fréquence f devient :

$$(A 34) \quad \frac{\Delta S(f)}{B} = K \frac{\Delta \bar{I}}{\sqrt{\bar{I}}} \frac{(1 - A_2) \delta(f) + A_2 \exp \left[- (f/f_c)^n \right]}{[1 - A_2^2 + (A_2^2/n) [(f_c \Gamma(1/n)) / \sqrt{2}]^n]}.$$

BIBLIOGRAPHIE

- [1] A. ROSE, *Vision, Human and Electronic*, Plenum Press, New York, 1973.
- [2] R. E. STURM et R. M. MORGAN, *Amer. J. Radiol.*, novembre 1949.
- [3] C. B. JOHNSON, *Photogr. Sc. Eng.*, vol. 14, n° 6, novembre-décembre 1970, p. 413.
- [4] W. LAWSON, *Photoelectronic Imaging Devices*, Plenum Press, p. 375.
- [5] J. MAX, *Traitement du signal*, Masson, 1972.
- [6] O. SCHADE Sr., *Image Quality: A Comparison of Photographic and Television Systems*, R.C.A., Princeton, N.J. 1975.