

# SOCIÉTÉ FRANÇAISE D'ÉLECTRORADIOLOGIE MÉDICALE (PARIS)

SÉANCE DU 18 JUIN 1956 (1)

Présidence de M. GILSON.

## SOMMAIRE

### COMMUNICATIONS :

<u>RADIODIAGNOSTIC</u>	
P. TRUCHOT et J. J. FOURNIER. — Perspectives d'avenir de la radiologie indirecte avec amplificateur de la luminance .....	362
R. NADAL et L. A. JOURDE. — Les torsions intermittentes du sigmoïde .....	369
R. NADAL et VIGNEAU. — Encoches bilatérales des têtes humérales .....	369
P. VIALLET, L. SENDRA, P. COMBE, L. CHEVROT et P. AUBRY (film présenté par le P <sup>r</sup> DESGREZ). — Appoint de la ciné-angiocardigraphie élargie dans le diagnostic des affections mitrales.....	369
P. DORLAND, M. ROUSSET, BAUDON et M <sup>lle</sup> PEREZ. — Comparaison des images gastro-duodénales du sujet bréviligne avec incidence normale et incidence oblique. Cas normaux et pathologiques. Discussion : MM. PICHARD et LE CANUET.....	371
<u>ÉLECTROLOGIE</u>	
R. HUMBERT, P. LAGET, A. DEHOUE, A. DJOURNO et FUKS. — L'excitation télécommandée en électromyographie. Discussion : M. BOURGUIGNON..	371

<u>PRÉSENTATION DE CLICHÉS</u>	
J. MARCHAND, N. BARAG, CLÉMENT et LE VISON. — Pied de Madura .....	373
M. GILSON, G. WOLFROMM et R. THIERRÉE. — Déformations kystoïdes des calices rénaux.....	373
J. LERIQUE. — Vésicule séminale fistulisée à la fesse à l'âge de 6 mois. Diagnostic établi à l'âge de 11 ans .....	375
J. PARENT. — Etude radiographique et tomographique du pancréas après rétropneumopéritoine. Discussion : M. G. LEDOUX-LEBARD.....	375
M. BARBIER (présenté par Ch. FRAIN et Y. HÉLIE). — Diagnostic d'une péricholécystite avec adhérences digestives .....	376
Ch. PROUX et F. OURY. — Pneumocholédoque sans iléus .....	377
F. SANTAGOSTINI et G. CLÉMENT. — Tous les types d'arthropathies psoriasiques réunis chez le même malade .....	378

## COMMUNICATIONS

### RADIODIAGNOSTIC

#### PERSPECTIVES D'AVENIR DE LA RADIOLOGIE INDIRECTE AVEC AMPLIFICATION DE LA LUMINANCE DES IMAGES RADIOLOGIQUES

Par P. TRUCHOT et J. J. FOURNIER.

Avant la mise au point des procédés électroniques de renforcement des images fluoroscopiques, les techniques radiologiques ne permettaient pas d'enregistrer la cinématique viscérale d'une manière courante.

Actuellement, l'amplification de la luminance des images radiologiques permet de le réaliser selon différentes modalités :

1° Par des méthodes utilisant l'écran radioscopique

fluorescent conventionnel dont l'image est reprise par un tube analyseur de télévision.

2° Par des méthodes utilisant des tubes à vide spéciaux : tubes triodes électrostatiques transformateurs et renforceurs d'images radiologiques, apportant la possibilité de cinématographier ou de téléviser couramment dans des conditions qui se rapprochent davantage de celles d'une radioscopie normale.

(1) Manuscrits parvenus au Secrétariat de la Rédaction du *Journal de Radiologie* le 1<sup>er</sup> septembre 1956.

3° Par des méthodes de renforcement de l'image fluoroscopique au moyen d'amplificateurs solides faisant appel aux phénomènes d'électroluminescence.

Le mécanisme physique de la formation des images radiologiques que met en œuvre la radioscopie conventionnelle est fondé sur l'absorption du rayonnement X par la matière et sur sa transformation en radiations visibles.

Le rendement de cette transformation a une valeur assez faible. Certes, les écrans actuels peuvent convertir en lumière, visible jusqu'à 30 % de l'énergie, des rayons X qu'ils absorbent, mais comme ils n'absorbent que 15 % du rayonnement X qu'ils reçoivent, le rendement final ne dépasse pas 5 % : il est de l'ordre de 0,03 millilambert par r et par minute pour une couche luminescente d'épaisseur correspondant à une charge inférieure à 100 mg par cm<sup>2</sup>, en régime normal de radioscopie (2 mA).

Pour une luminance de un millième de millilambert, qui est celle d'une radioscopie d'un abdomen, la perception visuelle au niveau de la rétine se fait à l'aide des bâtonnets dont la sensibilité est très grande, mais le pouvoir de discrimination médiocre. Dans ces conditions, notre pouvoir séparateur n'est même pas de l'ordre du millimètre. Par ailleurs, l'œil apprécie très mal des contrastes, et seule une différence de luminance dépassant 30 % sera perçue.

Pour tourner cette difficulté on a proposé de multiplier les clichés radiographiques. Si la cadence de prise des clichés est suffisamment rapide, il devient possible, à partir des films négatifs, de préparer une copie positive réduite de format cinématographique courant, réalisant à la projection des accélérés dont l'importance est fonction de la vitesse à laquelle on a pu substituer les cassettes.

Ainsi se trouve réalisée la radiocinématographie directe, chaque image étant un cliché radiographique directement impressionné par les rayons X.

Des appareillages de radiocinématographie directe ont été construits; on connaît, dans ce domaine, les belles réalisations de JANKER et de VAN DE MAELE.

Il est possible d'obtenir des documents autorisant une plus grande finesse d'analyse et une bien meilleure perception des contrastes que dans le cas de l'observation directe d'un écran radioscopique, malheureusement l'irradiation du malade atteint dans certains cas la dose de 400 r/minute pour la prise de 8 images à la seconde, ce qui est absolument prohibitif.

L'œil humain était donc irremplaçable en pratique médicale courante, puisque, avant la mise au point des procédés électroniques de renforcement des images fluoroscopiques, les techniques radiographiques ne permettaient pas d'enregistrer la cinématique viscérale d'une manière simple et peu dangereuse.

Il faut donc envisager des procédés d'enregistrement de la cinématique viscérale préservant la sécurité du malade, c'est-à-dire ne mettant jamais en jeu des intensités supérieures à celles qu'il est habituel d'utiliser au cours d'une radioscopie normale, mais, par ailleurs, la qualité de l'image obtenue ne doit pas trop s'écarter de celle d'une radiographie.

On a tenté de substituer à l'œil humain un récepteur de performances supérieures et ce problème est double, puisqu'il s'agit :

— d'abord de collecter les photons lumineux émis par l'écran fluorescent;

— et ensuite, en quelque sorte, de les compter.

En radioscopie normale, l'œil est un très mauvais système collecteur, puisque tous les photons lumineux émis par chaque point de l'écran, en dehors de l'angle solide déterminé par le diamètre de la pupille, sont perdus; l'œil ne reçoit donc environ que 1/4 000 des photons émis par l'écran fluorescent.

La rétine, par contre, est un récepteur qui possède d'excellentes performances, puisqu'en vision crépusculaire elle peut enregistrer une sensation visuelle, même

si la densité des photons est du même ordre que celle des éléments rétinien. Mais cette sensibilité exceptionnelle n'est acquise qu'en sacrifiant le pouvoir séparateur et la perception des contrastes.

I. — Les techniques de radiocinématographie et de télévision d'écran fluorescent dérivent directement du principe de la radioscopie conventionnelle.

Un objectif cinématographique d'ouverture numérique égale à l'unité est un meilleur collecteur de photons que la pupille de l'œil humain, puisque, compte tenu du rendement, il permet de collecter près de 10 % des photons émis par l'écran fluorescent. Mais le récepteur qui lui est associé : le film cinématographique, n'a que des performances très médiocres, comparées à celles de la rétine.

Aussi a-t-on cherché à remplacer l'émulsion du film cinématographique par l'élément photo-sensible d'un tube analyseur de télévision sur lequel l'image radioscopique est projetée. On obtient ainsi un effet d'accumulation des charges électriques, et le pinceau cathodique explorant l'image à transmettre recueille les charges accumulées, donnant naissance à un signal électrique qui traduit les variations de luminance des différents points de l'image. Ce signal est amplifié par les circuits électroniques de la chaîne de télévision.

Depuis 1948, plusieurs montages de ce genre ont été réalisés tant en France par J. REBOUL et R. VALENTIN [1], qu'aux Etats-Unis par R. H. MORGAN et R. E. STURM [2]. En projetant au moyen d'un système optique l'image d'un écran radioscopique sur la photocathode du tube analyseur, on obtient un éclaircissement égal à un centième de Lux. Or, la sensibilité limite du meilleur tube analyseur de télévision : « l'Image Orthicon », se situe tout juste à ce niveau; en sorte qu'il manque pratiquement un facteur 5 en sensibilité pour obtenir une image de bonne qualité, et la seule réalisation commerciale de radiotélévision utilisant ce procédé : le « Lumicon » Bendix-Friez n'est vraiment utilisable que pour le contrôle radioscopique des champs de radiothérapie.

Nous voyons donc que tout appareil qui ne capte pas beaucoup plus de photons issus de l'écran fluorescent que l'œil, et surtout qui ne les compte pas avec un rendement suffisant, est incapable de résoudre le problème de la radioscopie à luminance élevée, si la puissance de la source de rayons X est volontairement limitée, pour des raisons de sécurité, aux valeurs qu'il est courant d'admettre en radioscopie conventionnelle.

II. — Si l'on peut substituer à l'émission de photons lumineux par le rayonnement X ayant traversé le malade une émission d'électrons proportionnelle en chaque point de l'écran à l'intensité du rayonnement incident, il devient alors possible :

1° De collecter tous les électrons émis au moyen d'une optique électronique appropriée.

2° D'accélérer les électrons au moyen d'une source d'énergie extérieure, en sorte que le rayonnement lumineux que les mêmes substances fluorescentes vont émettre quand elles seront frappées par ce flux électronique sera considérablement supérieur à ce qu'il aurait été si, seul le rayonnement X avait été utilisé.

3° De réduire l'image électronique : l'énergie des photo-électrons étant concentrée sur une surface plus faible, la luminance de l'image augmentera en fonction de cette réduction.

La production d'images par accélération des électrons émis par une photocathode fut décrite, pour la première fois, en 1934, par G. HOLST, J. H. DE BOER, M. C. TEVES et C. F. VEENEMANS [3].

En 1942 ont été faites les premières études pour adapter un tel appareil à la transformation et au renforcement des images radiologiques : en France, par A. NÈGRE et D. AUDOUZE [4]; aux Etats-Unis, par LANGMUIR [5].

De tels appareils, véritables télescopes électroniques,

à la fois transformateurs et renforçateurs d'images radiologiques, ont été construits. Ils réalisent une bonne amplification de la luminance et présentent relativement peu d'effets parasites. Ils sont à la base des installations actuelles de radiocinématographie et de téléradioscopie électronique.

L'association d'une photocathode à un écran fluorescent a été pendant longtemps l'obstacle majeur à la réalisation des renforçateurs d'images radiologiques.

Les premiers renforçateurs d'images fluoroscopiques, à écran primaire incorporé, furent réalisés en 1948, aux Etats-Unis, par J. W. COLTMAN, chez WESTINGHOUSE [6]; en 1952, par M. C. TEVES, en Hollande, chez PHILIPS [7], et en France, par LUCIEN GUYOT, à la Radio-Industrie, pour les Etablissements MASSIOT.

Ces tubes fonctionnent avec une alimentation autonome et leur réglage est extrêmement simple. La figure 1 représente le schéma détaillé de l'alimentation du tube Philips dont l'optique électronique, de construction très simple, ne comporte que deux électrodes.

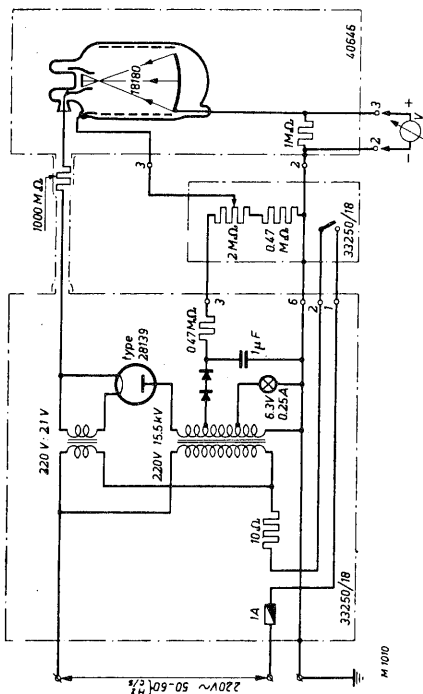


Fig. 1. — Schéma du tube renforçateur d'images radiologiques Philips et de son alimentation.

On remarque :

1. L'éloignement relatif de l'écran primaire dû à la disposition des connexions de la photocathode (ici mise à la masse).

2. La simplicité de l'optique électronique dérivée des systèmes à 2 électrodes sphériques concentriques :

— la première sphère est ici constituée par la photocathode prolongée par le revêtement conducteur de l'intérieur du tube;

— la deuxième (sphère anodique) par une surface sphérique concentrique percée d'un trou derrière lequel se trouve l'écran d'observation.

Si R est le rayon de la sphère anodique et n le rapport du diamètre des deux sphères, le système électronique donnera derrière la deuxième sphère, à une distance

$$d = R \frac{6(n-1)}{n-4}, \text{ une image inversée grossie } \frac{3}{n-4} \text{ fois.}$$

La profondeur de champ de cette optique électronique est assez grande.

On voit que le revêtement intérieur est porté à un potentiel légèrement positif par rapport à la photocathode.

Cette tension auxiliaire réglable permet la mise au point de l'image.

Voici la description sommaire du V. B. 151 de la Radio-Industrie, dont nous vous présentons la radiographie, que nous devons à l'obligeance de M. ANDRÉ MASSIOT (fig. 2).

L'écran fluorescent primaire à grain fin, recevant le rayonnement X qui a traversé le malade, est un cercle de 10 cm de diamètre et de 0,3 mm d'épaisseur, appliqué sur un support d'aluminium.

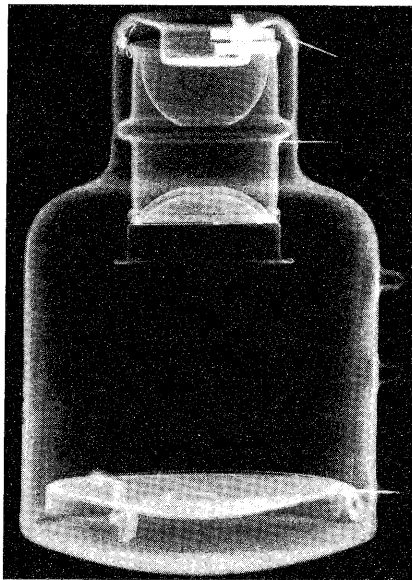


Fig. 2. — Radiographie du tube renforçateur d'images radiologiques Radio-Industrie V. B. 151.

Par rapport au tube Philips, on remarque :

1. Que le report des connexions sur les faces latérales du tube a permis de réduire l'éloignement patient/écran primaire.

2. Que l'optique électronique — du type Schaeffernicht — comprend une lentille correctrice. Sa profondeur de champ est moindre que celle des systèmes à deux électrodes, mais la définition des images est meilleure.

Il est enfermé dans un gros cylindre de verre vide d'air, le plus près possible de sa face antérieure; cette distance, facteurs important de flou géométrique, a pu être réduite à 15 mm dans ce tube.

Au contact de l'écran primaire, constitué par du sulfure mixte de zinc et de cadmium de fluorescence jaune vert (5 300 Å), une photocathode à l'antimoine césium transforme les radiations lumineuses émises par cet écran primaire en un flux électronique, qui est, en chaque point, statistiquement proportionnel à la luminance de cet écran, c'est-à-dire à l'intensité du rayonnement X qui parvient sur l'appareil après avoir traversé le malade. Le rendement quantique de ces photocathodes est excellent, supérieur à 10 % : c'est-à-dire que 10 à 20 % des photons lumineux émis par l'écran primaire sont transformés en électrons. La photocathode doit être très mince, de façon à ne pas réabsorber de façon trop importante les électrons qu'elle émet.

Les électrons émis par la photocathode sont accélérés par une différence de potentiel de 20 à 30 kV et focalisés au moyen de lentilles électroniques.

L'optique électronique est constituée par 3 électrodes :

— la première, voisine de la photocathode, est portée à un potentiel de l'ordre de 10 à 100 volts;

— la seconde, à un potentiel de 2 000 à 3 000 volts;

— la troisième, à un potentiel de 23 à 25 000 volts.

La lentille principale, disposée devant l'écran secondaire, est percée d'une ouverture pour le passage des électrons, elle est précédée de lentilles correctrices.

Le revêtement intérieur du tube est porté à un potentiel légèrement positif par rapport à la photoca-

thode, ce qui double la surface d'image utilisable de l'écran primaire. Cette tension auxiliaire, réglable, permet de mettre au point l'image électronique et d'atténuer ses distorsions.

A l'extrémité distale du tube, le flux électronique vient frapper un petit écran secondaire (Z n S CdS) de 15 mm de diamètre, qui convertit l'énergie des électrons incidents en radiations lumineuses, avec un rendement de l'ordre de 10 %.

La face de l'écran secondaire qui regarde la photocathode est recouverte d'une mince couche d'aluminium qui laisse passer les électrons rapides, mais intercepte complètement la lumière émise par cet écran fluorescent vers la photocathode.

L'intensité lumineuse  $J$  émise par excitation de l'écran secondaire par le flux électronique croît régulièrement avec la tension d'accélération  $V$  et l'intensité  $i$  du courant électronique, selon la formule de STRANGE et HENDERSON [8] :

$$J = f(i) (V-V_0)^q$$

$q$  est un exposant indépendant de  $V$  et de  $i$ , il est égal à 1 dans le cas du sulfure de zinc activé au manganèse,  $V_0$  est le potentiel de seuil au-dessous duquel la substance fluorescente ne s'illumine pas en raison de la trop faible pénétration des électrons dans la substance lumineuse.

La profondeur de pénétration des électrons dans la substance fluorescente est de l'ordre de 10 microns quand ces électrons sont accélérés sous une tension de 20 kV. C'est la raison pour laquelle tous les constructeurs se sont arrêtés à une tension comprise entre 20 et 30 kV.

Remarquons, au passage, que le bombardement électronique n'est pas dangereux en régime normal pour l'écran d'observation, puisque le courant de photocathode étant de l'ordre de  $10^{-9}$  ampères, pour une radioscopie normale, la puissance requise dans le tube est très faible : 25 milliwatts, ce qui ne pose pas un gros problème de dissipation de chaleur. Par contre, s'il existe, au cours de la fabrication du tube, des traces d'impuretés, le bombardement électronique peut élever suffisamment la température de la poudre fluorescente pour que ces impuretés l'activent localement et entraînent l'apparition de taches brunes sur l'écran II.

La luminance de l'image finale sur l'écran de vision du tube renforceur est de 800 à 1 200 fois plus grande que celle obtenue sur un écran radioscopique conventionnel. Mais la définition de cette image n'atteint pas encore celle d'une bonne radiographie.

Le pouvoir séparateur du tube s'apprécie en observant des grilles d'antidiffusion. La limite à laquelle les lames cessent d'être dénombrables atteint 30 raies au cm pour les meilleurs appareils actuellement construits. Ceci suppose une définition excellente des différentes couches émettrices ou réceptrices du tube. Cette définition est intermédiaire entre celle d'une radiographie directe (toujours supérieure à 60 points au cm) et celle d'un écran de radioscopie courante.

En pratique, la finesse de l'image amplifiée ne dépend plus, actuellement, que de l'optique électronique, et nous croyons qu'il serait intéressant d'utiliser des bobines de concentration magnétique extérieures au tube pour améliorer la qualité de l'image.

Pour tirer le meilleur parti du pouvoir séparateur de l'amplificateur, il est préférable d'utiliser un tube à rayons X à foyer fin (0,3 mm), car la largeur de pénombre, ou flou géométrique, dû aux dimensions du foyer radiogène, aggravée par l'éloignement relatif du malade et de l'écran primaire est un inconvénient inévitable avec les montages actuels.

En ce qui concerne le contraste de l'image après amplification, il est possible de distinguer une différence de rayonnement inférieur à 4 %.

Ce chiffre de 4 % représente un progrès considérable sur la radioscopie ordinaire.

En radioscopie normale, l'œil apprécie très mal les contrastes et, au cours de l'examen d'un abdomen un peu épais, seule une différence de luminance atteignant 30 et même 50 % sera perçue. Mais l'amplification de la luminance fait travailler l'œil dans des conditions telles, que son pouvoir d'appréciation des contrastes est considérablement amélioré; un contraste infra-limi-

naire (inférieur à 30 %) en radioscopie conventionnelle deviendra supra-liminaire lors de l'observation après renforcement.

Mais il faut remarquer qu'il existe tout de même une réduction globale du contraste de l'image radiologique, qui dépend d'un certain nombre de facteurs résultant de la conception même du tube et, en particulier, de la constitution de la photocathode, puisque, d'une part, il existe une émission électronique d'origine thermique, indépendante de l'éclairage reçu, et que, d'autre part, il n'est pas possible de protéger complètement la photocathode contre les réflexions sur les parois du tube et les pièces métalliques de l'optique électronique de la lumière émise par l'écran fluorescent primaire.

La finesse et le contraste des images radiologiques après amplification sont déterminées par les fluctuations du rayonnement X. En particulier, l'intensité minimum du rayonnement X nécessaire à la formation d'une image est conditionnée par cette fluctuation quantique.

Ce seuil, qui dépend du rendement quantique des tubes amplificateurs, varie avec les différents modèles que nous proposons l'industrie.

Si l'on se place à l'intensité de rayonnement X « liminaire », qui est celle qui permet de former une image observable dans de bonnes conditions par l'œil, la nature corpusculaire du rayonnement fait apparaître sur l'écran de vision de l'amplificateur de luminance un scintillement dû au fait qu'un point qui devrait être toujours de la même luminance présente, en fait, des variations importantes en raison du petit nombre de photons X qui le « définissent » dans l'unité de temps.

Le calcul des fluctuations du nombre de photons émis par une source permet de démontrer que le plus petit contraste perceptible entre deux plages lumineuses est d'autant plus faible que la luminance est plus grande.

Si l'on augmente la quantité de rayonnement incident, la luminance de l'écran secondaire augmente et la luminance de chacun des points de l'image ne varie plus que de 6 à 7 % pour l'appareil Philips, et de 3 à 4 % pour l'appareil Radio-Industrie.

Ce sont ces chiffres qui conditionnent la perception du contraste avec ces 2 tubes.

STURM et MORGAN [9] ont montré que la dimension  $\delta$  du plus petit objet discernable de contraste  $C$  en fonction du nombre de photons qui atteignent la rétine par seconde et par  $\text{mm}^2$  de l'écran primaire, après une amplification égale à  $g$ , était donnée par la formule suivante,  $t$  étant la persistance rétinienne :

$$\delta = \pm \frac{2k}{C} \left( \frac{g}{t n_0} \right)^{\frac{1}{2}} \cdot 10^3.$$

Avec l'amplificateur de luminance, on avait pu croire résolu le problème de la radioscopie, la luminosité de l'écran de vision se trouvant multiplié par 1.000. En fait, ce renforceur d'images a, jusqu'ici, surtout permis à la radiocinématographie de devenir un examen facile et peu onéreux.

La radiocinématographie indirecte avec amplification de la luminance consiste à filmer le petit écran secondaire du renforceur d'images, en sachant toutefois que l'on doit pouvoir réaliser la visée à travers l'objectif de la caméra et surveiller le déroulement de l'examen pendant la prise de vues, ce qui nécessite l'emploi d'une caméra à visée reflex.

La radiocinématographie sur film de 16 mm permet d'utiliser pour chacune des images du film une dose de rayonnement X 200 fois inférieure à celle nécessaire pour une radiographie normale.

Cette solution de la radiocinématographie sur film de 16 mm a été adoptée en raison de la maniabilité de l'équipement, du bas prix de revient, et surtout du

rendement relativement élevé du système optique, point faible de tous les montages existants.

Il est en effet nécessaire :

— de capturer le plus grand nombre possible de photons lumineux émis par l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance;

— d'impressionner la plus petite surface possible d'émulsion sensible.

Le rendement du système optique est un problème délicat. Pour filmer un petit écran sur lequel on ne dispose que de 6 à 10 Lux, on a tendance à adopter des objectifs de la plus grande ouverture possible qui ne sont pas corrigés pour travailler à courte distance, et à ouvrir le diaphragme au maximum, ce qui accentue encore les défauts de l'image.

Il vaut mieux monter en tandem deux objectifs, le premier disposé à l'envers a son plan focal exactement dans le plan de l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance, les rayons lumineux sortant de ce premier objectif sont repris par un second, les 2 objectifs travaillent ainsi dans des conditions pour lesquelles ils ont été corrigés. En utilisant des distances focales différentes, on obtient un agrandissement qui est variable en fonction des distances focales adoptées. Ce qui permet de réduire l'image pour utiliser de la manière la plus avantageuse la surface sensible de l'émulsion cinématographique.

En effet, il est inutile d'utiliser pour chacune des images une surface d'émulsion sensible autorisant une définition verticale de 3 000 points, si l'image que l'on veut reproduire ne dépasse jamais une finesse verticale de 500 points. D'autant qu'une grande surface d'émulsion, autorisant une grande finesse d'analyse de l'image (finesse qui n'est pas nécessaire dans le cas présent), nécessite quand même une quantité de lumière par image, à temps d'exposition égal, plus importante qu'une surface d'émission 4 fois plus réduite.

Autre point délicat :

La courbe spectrale de l'écran secondaire, qui émet une lumière jaune vert, pratiquement monochromatique dans la bande de 5 500 Å, bande pour laquelle toutes les émulsions courantes ont un rendement très bas.

Les émissions spéciales type Rayoscope, ou Scopix G, sont d'un maniement délicat, d'un prix de revient élevé, et leur grain est assez grossier. Aussi les émulsions négatives ou inversibles panchromatiques suffiront-elles dans la majorité des cas.

Les seuls obstacles qui subsistent sont :

1° La difficulté de suivre avec l'appareillage un mouvement dont on reçoit une notion inversée, car l'amplificateur de luminance donne une image renversée, et la plupart des installations de radiocinéma ne comportent pas de système optique redresseur.

2° La difficulté d'un alignement parfait des axes du tube à rayons X, de l'amplificateur et de la caméra, ce qui impose à l'opérateur, qui contrôle la prise de vue par la visée reflex, des positions parfois acrobatiques, ce qui est presque la règle lors des examens de l'appareil urinaire, par exemple.

Tous ces défauts n'existent plus avec le montage de téléradioscopie électronique, que nous avons présenté pour la première fois aux Journées de Radiologie, en octobre 1955, avec MM. CHÉRIÉ et NOIX [9], et dans mon service de l'Hôpital Cochin, en décembre 1955 (fig. 3 et 4).

Dans ces premiers montages, une chaîne de télévision industrielle reprend, par un système optique, l'image de l'écran secondaire de l'intensificateur d'images.

Le graphique suivant (fig. 5) montre l'intérêt de la téléradioscopie. Il résume le nombre moyen de photons ou de particules par mm<sup>2</sup> de surface du sujet observé pendant le temps de pose de l'œil :

a) au cours d'une radioscopie sans amplification de luminance;

b) au cours d'une radioscopie avec amplification de luminance;

c) au cours d'une téléradioscopie électronique. Dans ce dernier cas, l'amplification est considérable et atteint 10 000.

Pour accroître la sensibilité de l'ensemble, améliorer le contraste des images et diminuer la dose de rayons X nécessaire à l'examen, nous avons envisagé la réalisation d'un tube composite associant dans la même

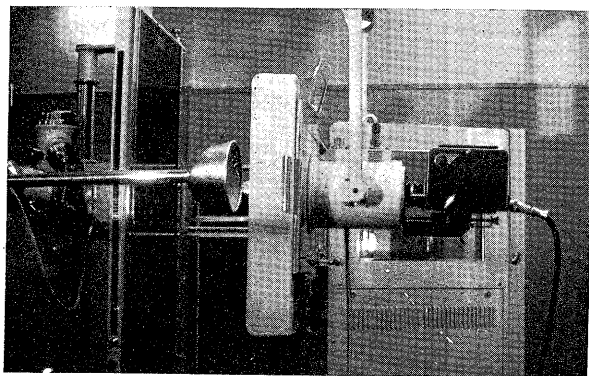


Fig. 3.

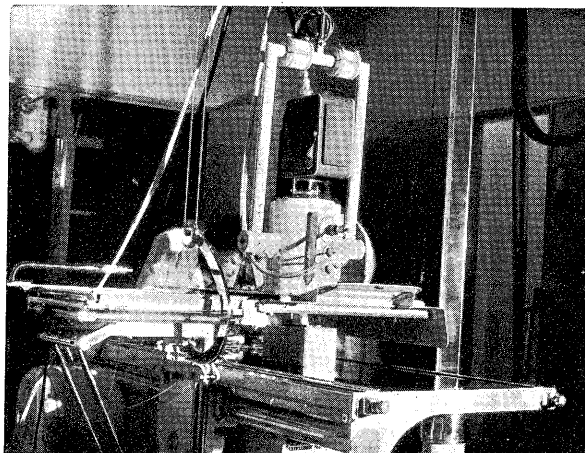


Fig. 4.

Fig. 3 et 4. — Installation de téléradioscopie électronique de l'Hôpital Cochin (décembre 1955). Télélux Radio-Industrie-Massiot.

enceinte, vide d'air, l'amplificateur de luminance et le tube analyseur de télévision, permettant ainsi l'utilisation optimale des photons émis par l'écran II du renforceur d'images. C'est un problème capital, car en télévision, comme en radiocinéma, l'interposition d'un système optique fait perdre une fraction importante de la lumière émise, dans certains cas, près de 90 % (fig. 6).

Ce tube caméra est destiné à permettre l'étude à distance du foyer radiogène d'une image radiologique obtenue avec la dose de rayonnement X la plus faible possible, réalisant ainsi une protection parfaite de l'opérateur et réduisant au minimum les dangers de l'investigation pour le patient.

Les principes essentiels sont :

— la réunion dans la même enceinte, vide d'air, de deux fonctions jusqu'ici assurées par des appareils distincts;

— la traduction simultanée de tous les points de l'image radiologique en un flux électronique;  
— et l'analyse successive des différents points de cette image.

La liaison entre les deux étages du tube est assurée par l'accélération et la focalisation des électrons émis par la photocathode. Ces électrons sont reçus sur la

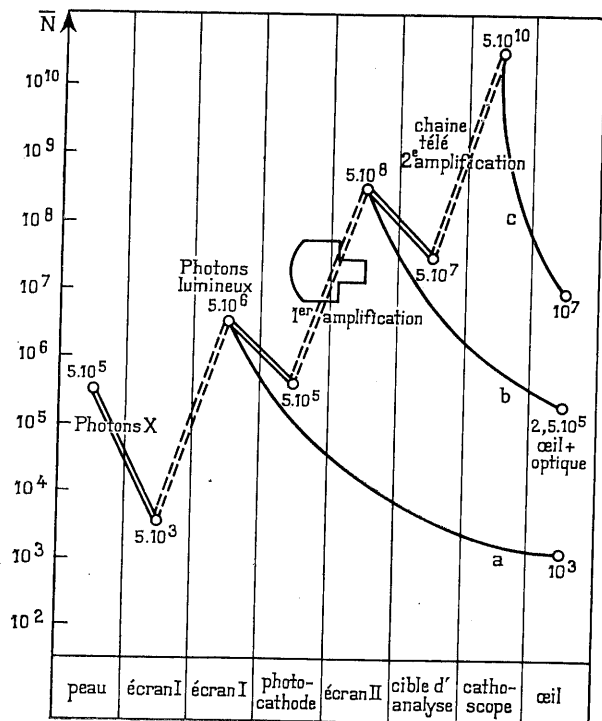


Fig. 5. — Pendant 1/10 à 2/10 de seconde (temps de pose de l'œil),  $5 \cdot 10^5$  photons X arrivent sur chaque  $\text{mm}^2$  du malade à examiner.  $5 \cdot 10^3$  parviennent sur l'écran fluorescent où ils donnent naissance à  $5 \cdot 10^6$  photons lumineux qui pourront être convertis en  $5 \cdot 10^5$  électrons qui, après accélération, donneront naissance à  $5 \cdot 10^8$  photons lumineux (au lieu de  $5 \cdot 10^3$  : première amplification). Une seconde amplification est possible en passant par l'intermédiaire d'une chaîne de télévision; l'amplification finale peut atteindre, dans ces conditions, 10 000 à 40 000 fois.

cible d'analyse qui est constituée par l'accrolement d'un écran fluorescent et d'une couche photoconductrice; la rémanence de l'écran et de la couche photoconductrice assure l'intégration de l'image dans l'intervalle des deux analyses. L'utilisation de cette cible composite permet d'envoyer dans la chaîne de télévision industrielle, avec laquelle fonctionne ce tube, un signal d'intensité très élevée. En effet, pour que le signal électronique résultant de l'analyse de l'image radiologique soit utilisable dans de bonnes conditions, il faut que sa valeur soit suffisante par rapport à celle du bruit de fonds des circuits amplificateurs, ce qui peut conduire, si l'élément analyseur n'est pas suffisamment sensible, à augmenter le rayonnement X au-delà du seuil théoriquement nécessaire pour définir l'image radiologique.

L. Guyot a proposé un tube simplifié comportant seulement la cible d'analyse finale agrandie aux dimensions du champ que l'on veut embrasser et recevant directement le rayonnement X incident. Malheureusement, on se heurte, dans l'état actuel de la technique des tubes analyseurs, à des phénomènes de rémanence difficiles à réduire.

On a réalisé récemment aux Etats-Unis un tube analyseur de télévision sensible aux rayons X dont la cible d'analyse est un rectangle de 18 cm de diagonale [17].

L'interposition d'une chaîne de télévision permet de corriger électroniquement le contraste de l'image en affaiblissant les contrastes violents, mais surtout en augmentant les contrastes faibles. Elle permet égale-

ment de cinématographier dans d'excellentes conditions l'image du tube cathodique de la valise de contrôle, sur lequel on dispose de plus de 500 Lux dans une bande spectrale particulièrement bien adaptée aux émulsions courantes.

Mais, surtout, la radioscopie prolongée, telle qu'elle serait nécessaire au cours de l'étude de certaines affections de l'appareil urinaire, des voies biliaires ou de l'intestin grêle, devient possible en faisant appel à un tube à mémoire cathodique dans le genre du tube T. C. M. 12 de la Compagnie générale de T. S. F. (fig. 7).

D'une manière générale, toute une série de phénomènes pathologiques que nous sommes amenés à étudier sont à déroulement lent, et une cadence d'analyse de deux images par seconde suffirait, dans bien des cas, pour en rendre compte.

On peut donc n'analyser l'image radiologique que deux fois par seconde, ce qui permet de réduire de douze fois la dose de rayons X nécessaire; mais la continuité de l'image rétinienne disparaît à une cadence aussi basse. Le tube à mémoire cathodique

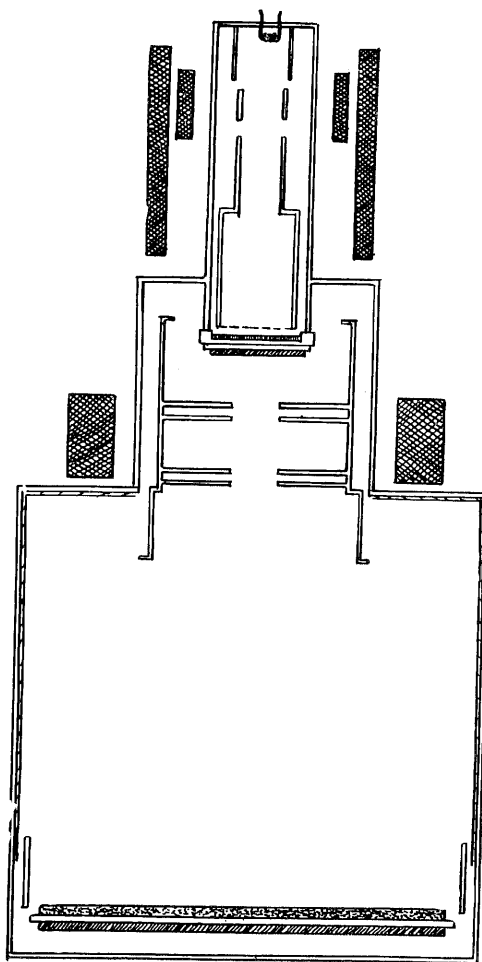


Fig. 6. — Projet de tube caméra composite renforcateur et analyseur d'image radiologique.

inséré dans le circuit de la chaîne de télévision assure la persistance de l'image entre deux analyses successives et la projection se fera toujours à 25 images par seconde, dans des conditions très favorables.

Une prolongation aussi importante de la durée de la radioscopie est impensable avec toute autre technique radiologique. Elle représente une utilisation particulièrement intéressante de la téléradioscopie électronique.

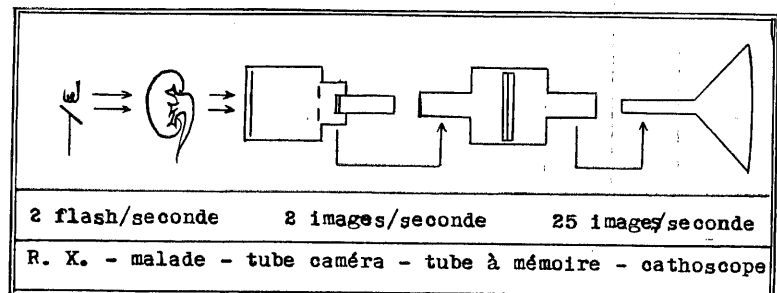
III. — Les divers intensificateurs d'images que nous venons de décrire utilisent la luminescence excitée par le choc des particules accélérées dans le vide après conversion de l'image radiologique en une image électronique.

Il est possible d'envisager la réalisation d'écrans intensificateurs à l'état solide, fondés sur la lumines-

sur le schéma théorique des tubes triodes électrostatiques renforceurs d'images (fig. 8).

Un tel amplificateur solide comprendrait, de la même manière, un écran primaire fluorescent (a) et un écran secondaire électroluminescent (e). Entre eux une couche photoconductrice (c) contrôle point par point le champ électrique alternatif.

FIG. 7.  
Schéma de principe d'une installation de téléradioscopie électronique avec tube à mémoire pour radioscopie prolongée.



cence excitée par un champ électrique variable ou « effet Destriau » [11].

G. DESTRIAU avait proposé l'utilisation d'écrans électroluminescents actionnés directement par le rayonnement X incident, mais le rendement quantique d'un

Les deux couches électroluminescente (e) et photoconductrice (c) sont prises en sandwich entre deux plaques de verre (b1) et (b2) rendues conductrices par une semi-argentine ou dépôt d'oxyde d'étain transparent.

L'écran fluorescent primaire (a) est déposé sur la plaque de verre (b1) en regard de la couche photoconductrice (c).

L'amplification de luminance porte donc sur le rayonnement lumineux de la plus grande longueur d'onde (5 300 Å) produit par l'écran fluorescent primaire.

La luminance de l'image finale est fonction :

- de la tension appliquée;
- de la fréquence.

La luminance L de l'image est reliée au voltage V par une équation de la forme :

$$L = a \exp\left(\frac{-b}{V}\right) \text{ (DESTRIAU).}$$

A tension efficace constante, le pouvoir émissif est une fonction linéaire de la fréquence. En pratique, nous avons été conduits, au cours de nos essais préliminaires, à utiliser une tension voisine de 2 000 volts crête-crête, avec des fréquences de 2 000 à 15 000 périodes/seconde.

Pour le choix des substances électroluminescentes (sulfures, oxydes ou silicates de zinc) nous avons recouru à de petites cellules utilisant un diélectrique liquide, réalisées en mettant la poudre cristalline que l'on veut tester en suspension dans un liquide organique en couche de faible épaisseur (quelques dixièmes de millimètres). Par la suite sont expérimentées des couches solides réalisées en enrobant les cristaux dans de l'araldite 101 ou C. N. 502.

Un certain nombre de prototypes d'amplificateurs solides à couche électroluminescente ont été réalisés à l'étranger :

Le modèle réalisé par KAZAN et NICOLL, des Laboratoires R. C. A. [13], de format 30 × 30, fonctionne sous un courant alternatif de 1 000 volts, 400 périodes/seconde, la couche photoconductrice à cannelures est constituée par du sulfure de cadmium en poudre.

Un autre prototype a été réalisé par F. E. WILLIAMS (General Electric) [14].

Le gain maximum de luminance ne dépasse pas, avec ces montages, 15 à 20 fois, aussi DIEMER, KLASSENS et VAN SANTEN [15] ont-ils proposé la réalisation « d'écrans à réaction » utilisant la lumière émise par la couche électroluminescente pour activer la couche photoconductrice par voie rétrograde (Optical feedback).

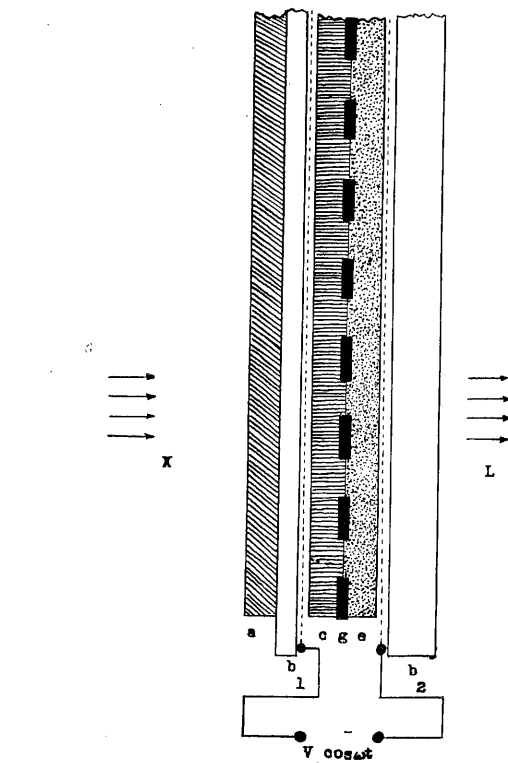


FIG. 8. — Schéma d'un amplificateur de luminance solide des images radiologiques faisant appel à la luminescence excitée par les champs électriques alternatifs.

tel montage est inférieur à celui d'un écran fluoroscopique conventionnel.

D. CUSANO a montré l'intérêt d'associer à la couche électroluminescente une modulation d'énergie sous la forme d'une couche photoconductrice [12].

Nous pensons que, dans l'état actuel de la technique, la réalisation pratique d'un amplificateur solide de la luminance des images radiologiques doit être calquée

Il existe malheureusement un flou considérable dû à la diffusion de l'électroluminescence de proche en proche.

Il faut donc empêcher les éléments adjacents de s'exciter les uns les autres, ce qui réduit les possibilités de gain de luminance par retour optique.

Le modèle « Amplificon », de Philips, réalisé sur ce principe, autoriserait un gain de luminance de l'ordre de 30 fois, avec une définition voisine de 1/2 millimètre.

Avec une irradiation intermittente, il est possible d'augmenter ce coefficient d'amplification, sans que le contraste de l'image radiologique soit notablement diminué.

Donc, on peut d'ores et déjà envisager l'utilisation de tels écrans électroluminescents dans un avenir prochain pour la radioscopie, qui pourra être effectuée sans adaptation préalable à l'obscurité; et surtout pour la radiophotographie où ils autoriseront une réduction importante des doses de rayonnement nécessaire à la prise de clichés.

### CONCLUSION

En conclusion : nous pensons que la radiologie indirecte avec amplification de la luminance des images fluoroscopiques s'effectuera avec un appareillage différent suivant l'utilisation envisagée.

— écran électroluminescent : pour la radioscopie banale ou la radiophotographie;

— téléradioscopie électronique, avec tube composite : pour la radioscopie intensive ou prolongée et la radiocinématographie.

A moins que la mise au point d'une véritable optique à rayons X, utilisant, par exemple, les systèmes catoptriques décrits par M<sup>lle</sup> CAUCHOIX, ne vienne bouleverser les données du problème [16].

### BIBLIOGRAPHIE

1. REBOUL (J.) et VALENTIN (R.) : *Journ. de Radiol.*, 33, n° 9-10, 1952, p. 589.
2. MORGAN (R. H.) et STURM (R. E.) : *Radiology*, 57, 1951, p. 556.
3. HOLST (G.), BOER (J. H. DE), TEVES (M. C.) et VEENEMANS (C. F.) : *Physica*, I, 1934, p. 297.
4. NÈGRE (A.) et AUDOUZE (D.) : *Journ. de Radiol.*, 29, n° 9-10, 1948, p. 491; 30, n° 11-12, 1949, p. 628. *Brevets français* : du 5 fév. et du 30 avril 1942.
5. LANGMUIR : *Brevet américain*, n° 2, 23 avril 1940.
6. COLTMAN (J. W.) : *Radiology*, 51, 1948, p. 359.
7. TEVES (M. C.) et TOL (T.) : *Rev. Techn. Philips*, 14, n° 1, 1952, p. 1.
8. STRANGE (J. W.) et HENDERSON (S. T.) : *Proc. Phys. Soc. (London)*, 53, 1946, p. 368.
9. STURM (R. E.) et MORGAN (R. H.) : *Am. Journ. of Rönt.*, 62, 1949, p. 617.
10. TRUCHOT (P.), CHÉRIGÉ (E.), NOIX (M.) et FOURNIER (J. J.) : *Journ. de Radiol.*, 37, n° 3-4, 1956.
11. DESTRIAU (G.) : *Journ. de Chim. Phys.*, 33, 1936, p. 620; 34, 1937, p. 117.
12. CUSANO (D.) : *Phys. Rev.*, 98, 1955, p. 546.
13. KAZAN (B.) et NICOLL (F. H.) : *Proceed. of the I. R. E.*, 43, n° 12, 1955, p. 1888.
14. WILLIAMS (FERD. E.) : *Am. Journ. of Rönt.*, 75, n° 1, 1956.
15. DIEMER (G.), KLASSENS (H. A.) et SANTEN (J. G. VAN) : *Philips Res. Rep.*, 10, n° 6, 1955, p. 401.
16. CAUCHOIX (Y.) : *Rev. d'Optique théor. et instrum.*, 29, n° 3, 1950, p. 151.
17. JACOBS (J.) et BERGER (M.) : *Electrical Engineering*, fév. 1956, pp. 158-161.

### LES TORSIONS INTERMITTENTES DU SIGMOÏDE

Par R. NADAL et L. A. JOURDE.

### ENCOCHES BILATÉRALES DES TÊTES HUMÉRALES

Par R. NADAL et VIGNEAU.

(Textes non parvenus au Secrétaire général.)

### APPOINT DE LA CINÉ-ANGIOCARDIOGRAPHIE ÉLARGIE DANS LE DIAGNOSTIC DES AFFECTIONS MITRALES

Par P. VIALLET, L. SENDRA, P. COMBE, L. CHEVROT et P. AUBRY

(film présenté par le P<sup>r</sup> DESGREZ).

Dans une publication précédente (1) nous avons, sur 33 observations de mitraux, essayé d'individualiser les signes radiologiques que l'angiocardionéumographie élargie permettait d'obtenir dans les affections mitrales.

Nous les rappelons brièvement :

a) *Dans le rétrécissement mitral :*

- l'oreillette gauche est très hypertrophiée, ballonnée. Sa surface reste constante;
- l'orifice mitral est sténosé;
- le ventricule gauche est petit;

(1) Société d'Electroradiologie d'Alger et d'Afrique du Nord, séance du 17 décembre 1955.

— l'aorte est petite, faiblement injectée et avec retard.

L'ensemble donnant un lévogramme non homogène.

b) *Dans la maladie mitrale :*

- l'oreillette gauche est hypertrophiée, mais présente des variations modérées de ses dimensions d'un film à l'autre;
- l'orifice mitral est sténosé, il a un aspect en taille de guêpe;
- le ventricule gauche est hypertrophié et varie de volume d'un film à l'autre;
- l'aorte est normale, elle s'opacifie dans les temps habituels.