

RADIODIAGNOSTIC

Président : Ch. M. GROS

TECHNIQUES

MÉTHODOLOGIE

Par CH. M. GROS (Strasbourg) (*).

Les explorations de la glande mammaire et de l'aiselle par les agents physiques sont désormais classiques. La röntgenographie sous toutes ses formes, la thermographie avec ses variétés, en attendant la scintigraphie ou l'échographie, deviennent des examens de routine. Mais, actuellement, la radiographie est la plus ancienne et la plus informative des examens sur les structures.

Les explorations se situent entre l'examen clinique (interrogatoire, inspection, palpation) et le prélèvement (ponction cytologique, histologique ou biopsie).

Les confrontations entre les informations des données cliniques, physiques et anatomo-pathologiques

(*) En collaboration avec le laboratoire de la Compagnie Générale de Radiologie.

sont indispensables, pour enrichir nos connaissances dans les affections cancéreuses ou non cancéreuses, à la fois dans chacune de ces méthodes.

Toutes les méthodes de diagnostic sont complémentaires, mais actuellement, l'image radiologique est le carrefour des investigations, et c'est le médecin radiologue qui prend la responsabilité d'un diagnostic, d'une biopsie, par conséquent d'un traitement.

Devant établir un dialogue non seulement avec la patiente, mais avec le médecin traitant et, si nécessaire, avec l'anatomo-pathologiste, le chirurgien ou le psychologue, ces examens doivent dépasser la glande mammaire (examen clinique général, radiographies diverses, exploration endocrinienne, psychologique, etc.).

Nous nous attacherons ici au problème de l'image röntgenienne sans préparation.

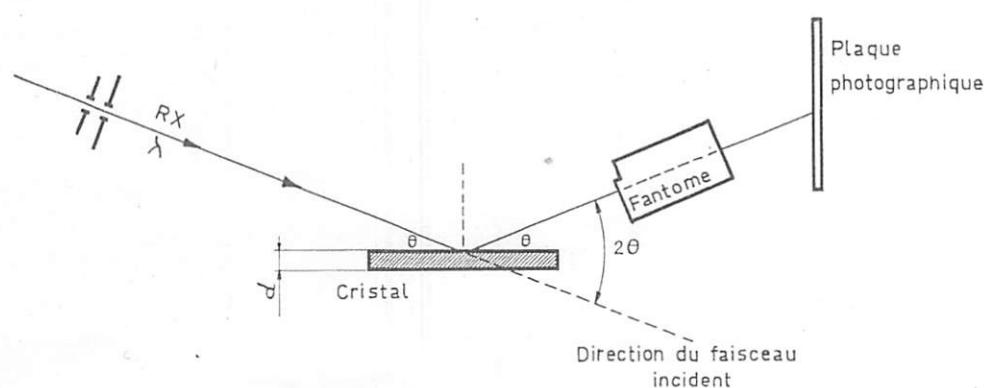


FIG. 1. — M. a. de l'étude du contraste en rapport avec la longueur d'ondes avec cristal de calcite.

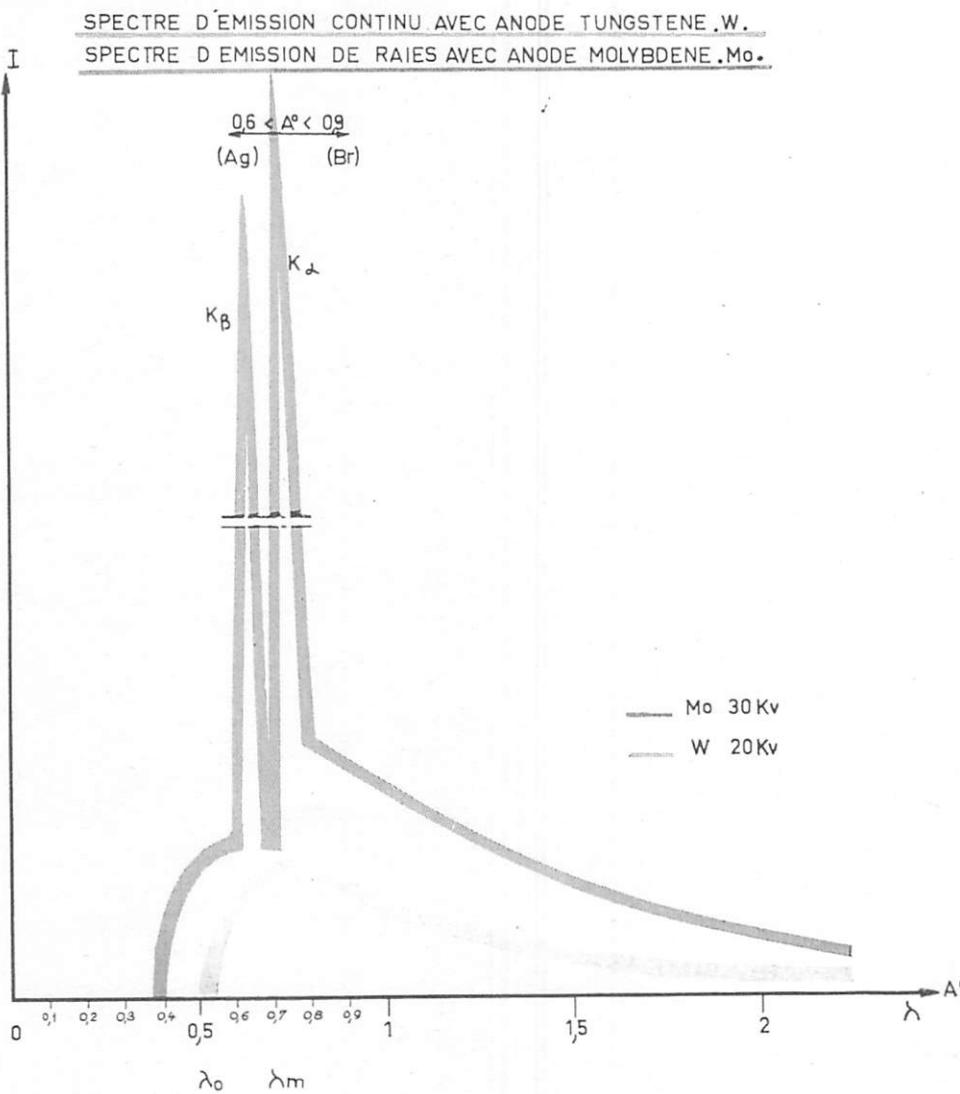


FIG. 2. — Schématisation d'un spectre continu avec anode en tungstène et avec anode en molybdène, les raies caractéristiques K_α et K_β d'émission.

L'IMAGE RÖNTGENIENNE MAMMAIRE

Elle doit répondre à trois conditions principales :

- 1° être informative et reproductible;
- 2° sans danger pour la patiente;
- 3° d'un prix réduit.

Toutes les techniques d'exploration sur le patient sont des solutions de compromis. Tout problème de diagnostic ou de thérapeutique des maladies mammaires est complexe. La structure de la glande mammaire normale ou pathologique ne varie que dans la répartition de tissus aux densités voisines (1,2-0,7), hormis les calcifications; les structures mammaires sont individuelles et, par conséquent, d'une grande diversité. Hormis les calcifications, les maladies bénignes ou malignes se traduisent par une perturbation dans les tissus mous, de coefficients μ d'absorption voisins, et entre ces coefficients du normal, de la

mastopathie et du cancer, toutes les images transitionnelles, souvent, voisinent. Telles sont les principales causes qui expliquent les difficultés de la radiographie mammaire et son lent développement.

Examinons les différents paramètres :

- 1° la qualité optimum du faisceau de rayons X : contraste;
- 2° la dimension du foyer : pénombre;
- 3° le débit du faisceau : flou cinétique;
- 4° productivité;
- 5° appréciation et productivité de bonnes images;
- 6° transfert de l'image;
- 7° incidences.

Dans ce qui suit, nous supposons que le récepteur de l'image portée (à la sortie du sein) est l'émulsion photographique (le problème de la radiographie de l'aisselle sans préparation est légèrement différent, car l'emploi d'écrans renforçateurs facilite la mise en évidence des adénopathies).

**I. — LA QUALITÉ
DU FAISCEAU DES RAYONS X :
LE CONTRASTE**

Quelle est la longueur d'onde λ d'un faisceau qui, après avoir traversé environ 5 cm d'épaisseur d'une matière où les densités varient entre 1,2 et 0,7 en dehors des sels de calcium, et dont la structure des éléments constitutifs est de numéro atomique voisin (hydrogène, oxygène, azote, carbone), permet une image portée dont les contrastes soient plus élevés ? Dans un faisceau parallèle, l'affaiblissement est donné par la formule :

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad \mu = CZ^4 \lambda^3 + \sigma$$

I = intensité à la profondeur x .

I_0 = intensité à l'entrée.

μ = coefficient d'absorption.

σ = diffusion.

Z = numéro atomique.

λ = longueur d'onde.

Par conséquent le contraste augmente rapidement avec la longueur d'onde, comme, d'ailleurs, la diffusion, c'est-à-dire le voile, donc la diminution de contraste pour les grands λ et pour les éléments légers. Voyons les solutions de compromis pour choisir la longueur d'onde optimum, ou tout au moins la plage de longueur d'onde, car le sein est hétérogène avec des épaisseurs variables entre 2 et 8 cm, avec une moyenne de 4 cm.

a) OBSERVATION. — Tous les auteurs se sont orientés peu à peu vers le bas voltage, c'est-à-dire les grandes

longueurs d'ondes, à la limite des possibilités techniques. Nous-mêmes avons publié en 1952 nos résultats, avec une anode fixe en tungstène fonctionnant sous 30 kV (appareil Picker mobile). Ultérieurement, nos images se sont améliorées par la possibilité de descendre à 25 kV avec des anodes tournantes en tungstène de différents types, et enfin après avoir expérimenté un tube à anode fixe en molybdène; nous l'utilisons quotidiennement pour tous les malades depuis 2 mois, à la place de tous les autres, avec un débit quelquefois de 200 clichés dans la matinée.

La majorité des radiologistes utilisent donc des anodes de tungstène avec des énergies de 20 à 35 kV, c'est-à-dire approximativement une plage de longueur d'onde s'étendant d'une façon continue entre 0,4 et 1°.

b) EXPÉRIMENTATION. — Elle consiste, comme pour l'étude classique, de l'action radiobiologique d'une longueur d'onde, à étaler un spectre de rayons X, pour que chaque longueur d'onde puisse être isolée du poly-chromatisme.

Un cristal de calcite tourne autour d'un axe; à chaque incidence correspond une longueur d'onde selon la distance réticulaire du cristal. Le fantôme est un bloc de paraffine de 5 cm d'épaisseur, avec une réduction de l'épaisseur de 5 mm sur une partie de la surface destinée à voir le meilleur contraste donné entre 4,5 et 5 cm, en tenant compte de la diffusion.

Les meilleurs contrastes sont observés pour une bande de longueur d'onde comprise entre 0,6 et 9 Å.

En conclusion, les différents moyens pour rechercher la longueur d'onde optimum aboutissent approximativement à la plage 0,5-1 Å (film sans écran impressionné avec une dose de noircissement, c'est-

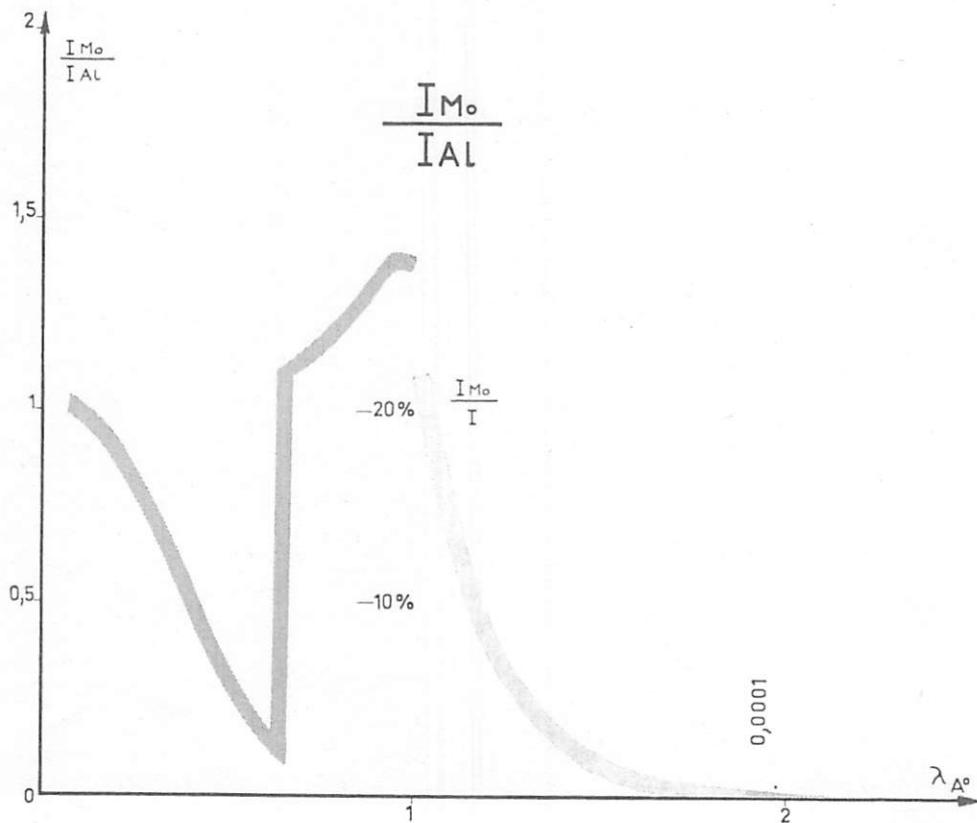


FIG. 3. — Intérêt du filtre de molybdène qui absorbe avec une certaine électivité les radiations les plus courtes avant 0,6 et les plus grandes après 0,8. L'épaisseur du filtre de molybdène est de 0,03 et la fenêtre du cube est en beryllium.

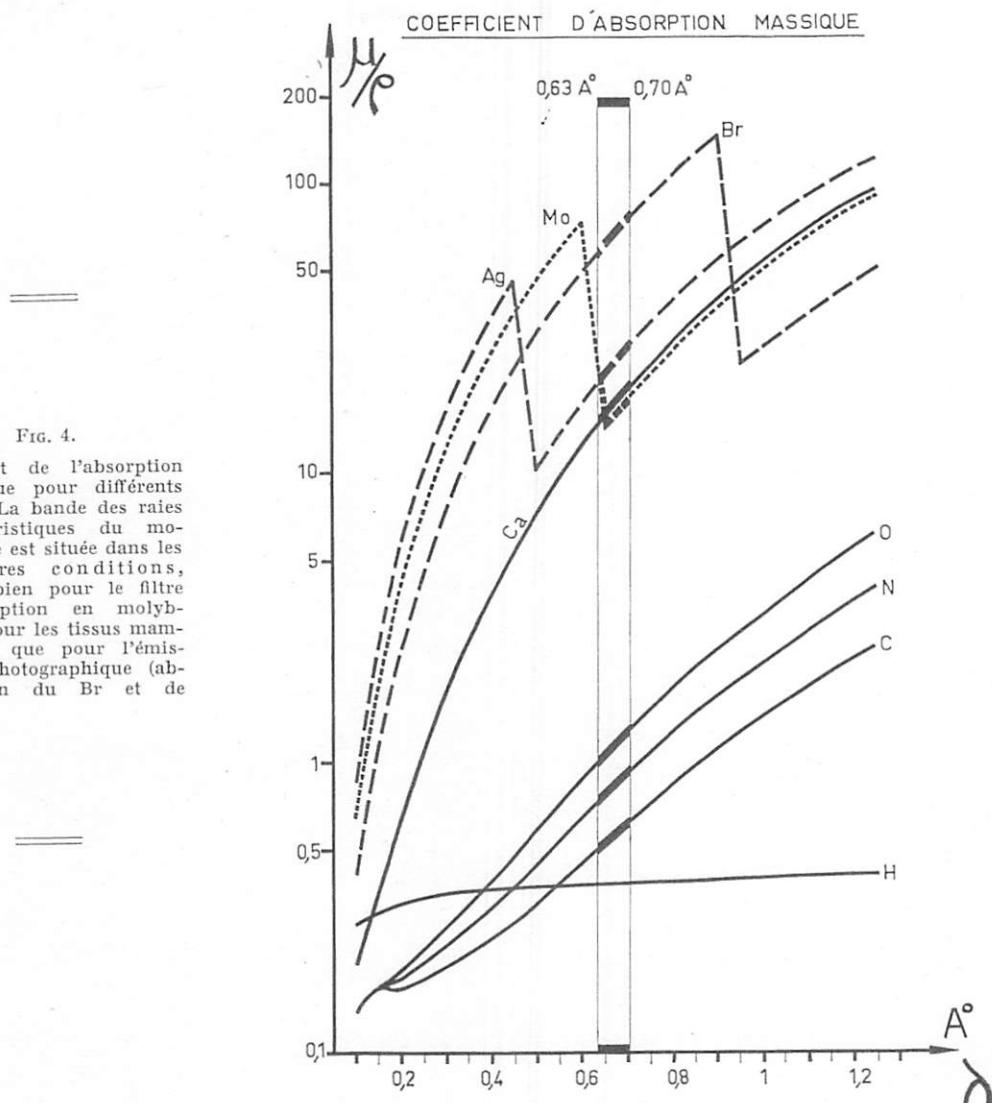


FIG. 4.

Coefficient de l'absorption massique pour différents corps. La bande des raies caractéristiques du molybdène est située dans les meilleures conditions, aussi bien pour le filtre d'absorption en molybdène pour les tissus mammaires que pour l'émission photographique (absorption du Br et de l'Ag).

à dire la dose à la sortie du sein, de l'ordre de 0,1 rad).

Un rayonnement monochromatique de 1 Å, par exemple, donnerait des doses à la peau pour une épaisseur de 4 cm, très élevées. D'autre part, à 0,5 Å le contraste pour les parties molles diminuer beaucoup. D'ailleurs, dans l'utilisation du spectre continu, le seul qui ait été jusqu'à maintenant employé, les extrémités du spectre intervenaient très peu dans la formation de l'image puisque leur intensité est très faible, c'est donc autour de la longueur d'onde de 0,7 Å, environ, que nous trouvons en moyenne la bande optimum, c'est-à-dire donnant le meilleur contraste sans danger pour la peau.

c) RÉALISATION. — Un tube à rayons X émet un spectre dont la forme est représentée par une courbe spectrale liée à la tension d'excitation, à la nature de l'anode. Cette courbe spectrale comprend soit un fond continu seul, soit un spectre continu auquel se superposent les raies caractéristiques d'émission. Ce spectre des raies étant lié aux différents niveaux d'énergies caractéristiques de l'anode. Au cours de cet exposé, nous comparerons l'anode en tungstène traditionnel dans la pratique médicale, qui donne un

spectre continu pour les énergies utilisées, en particulier à 20-35 kV, et l'anode en molybdène donnant un spectre continu sauf pour les longueurs d'onde de 0,63 et 0,70 Å correspondant aux raies caractéristiques $K\beta$, $K\alpha$. Cette bande, de longueur d'onde, monochromatique à notre échelle, est située dans la région du spectre la plus utile pour obtenir les contrastes d'un tissu adipeux et fibro-glandulaire normale ou pathologique. Mais, le faisceau d'émission est modifié par la paroi du tube ou de la filtration surajoutée (dans un tube à tungstène, anode tournante standard, la paroi de verre, une couche d'huile, un filtre d'aluminium). Il faut diminuer cette épaisseur absorbante.

Voyons les meilleures conditions pour obtenir un certain monochromatisme optimum lorsque nous disposons d'une anode de tungstène ou d'une anode de molybdène, ayant chacune leur spectre d'émission propre; choisir l'absorption de façon à ce que le faisceau émis par l'anode, et absorbé partiellement à la sortie du tube, se rapproche d'un certain monochromatisme, c'est-à-dire, garder la seule bande de longueurs d'ondes utiles, entre 0,6 et 0,9, par interposition sur le faisceau d'émission d'une filtration appropriée.

ANODE DE TUNGSTÈNE

Ce polychromatisme ne peut être homogénéisé vers une bande de 0,6-0,8 que par une filtration non sélective supprimant une partie des grandes longueurs d'ondes complètement absorbées par les premiers millimètres et réduisant aussi toutes les autres longueurs d'ondes, dans une proportion moins grande sans doute, mais non négligeable. Plus nous filtrons, plus nous réduisons la plage des longueurs d'ondes du spectre continu, vers les plus petites longueurs d'ondes, mais au prix d'une réduction de l'intensité du faisceau, c'est-à-dire d'un débit röntgens/seconde, avec un temps de pose plus grand et un rendement plus faible.

ANODE EN MOLYBDÈNE

L'émission et l'absorption présentant une discontinuité, c'est-à-dire une sélectivité dans la bande des longueurs d'ondes de 0,63 à 0,71, il suffit d'exciter le tube sous une différence de potentiel plus grande que celle qui correspond aux raies pour que les électrons aient une énergie suffisante, légèrement supérieure aux longueurs d'ondes caractéristiques, c'est-à-dire au-

dessus de 25 kV. L'énergie correspondant à ces raies caractéristiques s'élève rapidement comme le reste du spectre continu avec le voltage; avec 30 kV ou 35 kV, ce monochromatisme nous paraît très satisfaisant.

La meilleure absorption est celle qui réduit au maximum et les petites longueurs d'ondes, avant les raies caractéristiques, et les plus grandes longueurs d'ondes; les premières augmentent inutilement la dose à la peau, les autres risquant d'atténuer le contraste. Puisque le spectre d'émission est discontinu, le spectre d'absorption l'est aussi, et un filtre de molybdène d'épaisseur de 0,03 cm, correspondant à une absorption dans la bande utile à 0,5 d'aluminium, répond le mieux à ce but comme l'indique la figure 3. L'absorption avant 0,6 Å sera donc maximum pour devenir minimum immédiatement après dans la bande que nous voulons laisser passer, et ensuite absorbera, étant donné son numéro atomique élevé 42, très rapidement les grandes longueurs d'ondes.

Ce monochromatisme a un bon rendement thermique puisque, sous 35 kV avec 35 milliampères, le débit, à une distance de 35 cm, est de l'ordre de 0,35 rad/seconde, alors qu'avec l'anode en tungstène, dont la bande utile de longueur d'onde du faisceau est plus étalée, la puissance est 8 fois plus grande, c'est-à-dire

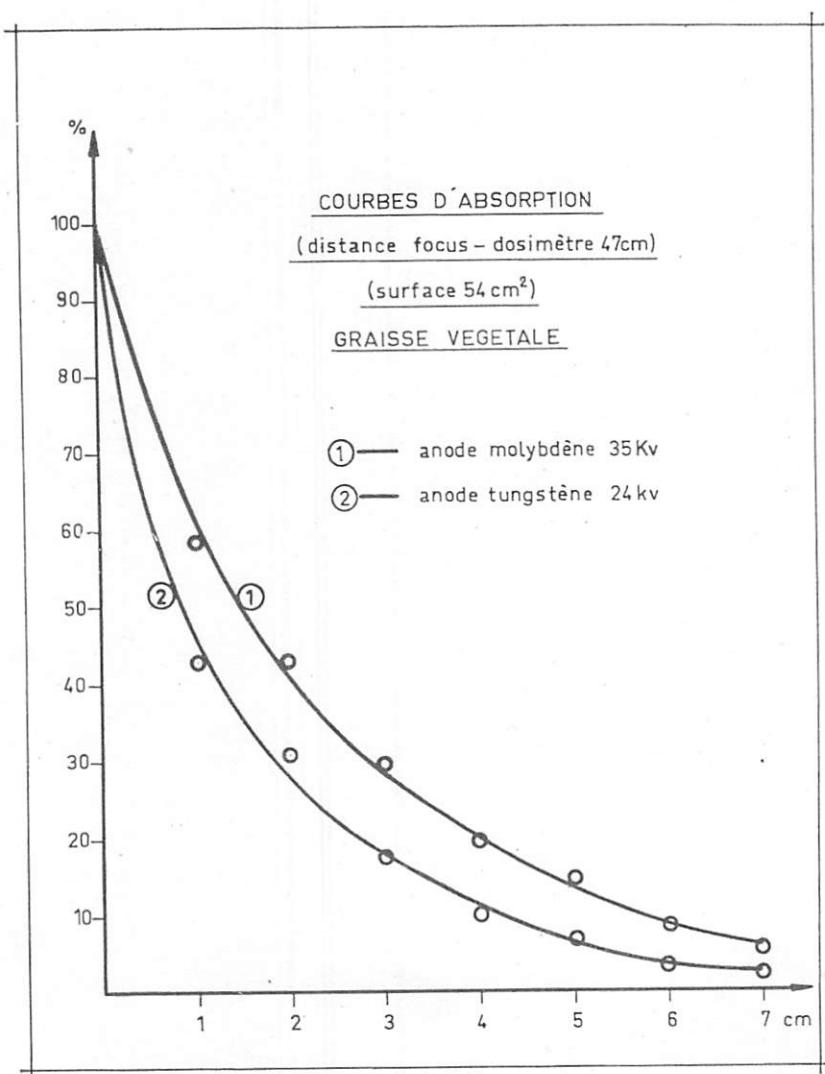


FIG. 5. — Les points expérimentaux monochromatiques montrent les fluctuations expérimentales; ils n'ont pas été reproduits sur les autres courbes, étant donné leur répartition régulière.

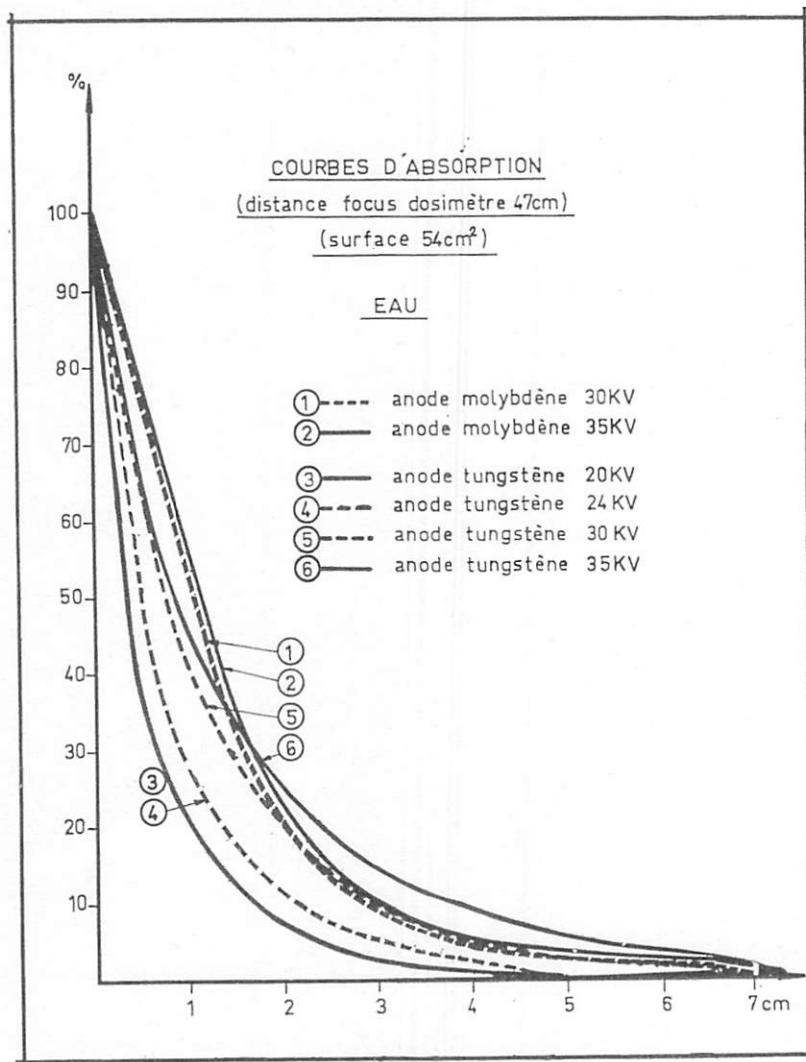


FIG. 6. — Courbe montrant peu de variation dans l'absorption dans l'eau à 30 et 35 kV pour une anode en molybdène, étant donné que les raies caractéristiques représentent la partie la plus importante du rayonnement.

D'autre part, l'absorption de ce faisceau est plus régulière, moins rapide que pour tous les autres faisceaux en tungstène suivant le voltage.

qu'il faut fournir 300 milliampères pour obtenir le même débit à la même distance. L'obtention du faisceau utile pour une anode en tungstène avec filtration appropriée et une anode en molybdène avec une filtration sélective, est totalement différente. Il ne faut pas assimiler la qualité du faisceau d'une anode en tungstène à 35 kV à celui d'une anode en molybdène à 35 kV. Approximativement, on peut dire qu'une anode en molybdène à 35 kV se rapproche dans l'affaiblissement total, et par conséquent dans l'obtention des contrastes avec des réserves faites ci-dessus, d'un faisceau émis par une anode en tungstène sous 25 kV après filtration intense. Mais l'anode en molybdène permet d'obtenir des radiographies mammaires avec 8 fois moins de milliampères/seconde qu'avec une anode en tungstène. Les autres caractéristiques, en particulier l'émulsion du film, étant évidemment les mêmes.

Ce rêve des anciens radiothérapeutes d'une radiation monochromatique sélective appropriée à chaque variété de cancer, monochromatisme de plus en plus étudié par les radiobiologistes, s'introduit ici dans le radio-

diagnostic. C'est l'occasion de rappeler que, même dans la technologie, les problèmes de l'information et de l'action sont souvent intriqués, et qu'il serait souhaitable que l'on abandonnât le critère ambigu et erroné de juger l'énergie du faisceau X à la sortie du tube par les milliampères/seconde. Ce critère est aussi inexact que de vouloir juger la vitesse de n'importe quel véhicule par sa seule dépense en essence. Seule la dose en röntgens ou en rads, telle qu'elle est utilisée pour tous les tubes de radiothérapie ou pour tous les faisceaux ionisants, a une signification rigoureuse et devrait être seule employée.

Un faisceau de rayons X a deux caractères : qualitatif et quantitatif. Quantitatif, seul importe le débit röntgens/seconde à une distance donnée et selon les voltages utilisés, donc la courbe-débit röntgens/seconde en fonction du voltage; qualitatif : courbe spectrale liée aux filtrations surajoutées ou C. D. A. (couche de demi-absorption).

Ces deux types de courbes caractérisent sans ambiguïté, d'une façon rigoureuse, un faisceau et permettent les comparaisons exactes des tubes variés, et

devraient être prévues par les constructeurs, au même titre que les abaques de charge, d'ailleurs inutiles, puisque intégrées dans les systèmes de sécurité du tableau.

Une des responsabilités de l'Association Européenne est d'établir une nomenclature pour que les radiologues parlent tous le même langage précis, utilisant les mêmes unités rigoureuses. En particulier, parler de la puissance supportée par un tube, par exemple de 40 kV, éblouit certains radiologistes, mais ce qui nous intéresse ce n'est pas l'énergie élevée qui rentre, mais l'intensité du faisceau qui sort.

II. — LE FOYER : FINESSE

La radiographie des tissus mous nous oblige à repenser les bases scientifiques et techniques de la meilleure longueur d'onde. Par un raisonnement simpliste on pouvait penser que les tubes modernes à grande puissance donneraient entière satisfaction : grand débit röntgens/seconde à bas voltage et permanence d'un foyer fin tel 0,3 mm.

L'expérience n'a pas confirmé ce point de vue. On a pensé, de même, que les foyers très fins des anodes

tournantes ne poseraient aucune difficulté pour obtenir une finesse de l'image, mais les électrons, qui sont si dociles lorsqu'ils sont commandés énergiquement par des tensions élevées, deviennent plus ou moins capricieux lorsque l'énergie est faible : la dimension du foyer optique n'est pas indépendante de la tension au tube. Plus le voltage est élevé, plus la concentration des électrons est précise, plus le foyer est petit. Le constructeur devrait livrer, avec le tube, l'image du foyer obtenue avec voltages élevés et bas (fig. 8).

Se superposant au foyer optique théorique émettant la proportion la plus élevée des radiations par bombardement électronique, existe un foyer secondaire, un foyer parasite, créé par le rayonnement extra-focal engendré par les électrons secondaires percutant les autres parties du tube. Ce rayonnement extra-focal augmente la pénombre, donc le flou. En effet, plus l'anode est grande, c'est le cas des disques des anodes tournantes, plus le rayonnement extra-focal serait grand. Dans les anodes fixes, étant donné la dimension totale de cette anode, le rayonnement extra-focal est moins important. De 1950 à 1958, nous avions une certaine gêne à recevoir nos collègues intéressés par nos radiographies mammaires, obtenues par l'appareillage le plus élémentaire (anode fixe en tungstène).

Tout appareil, tel le microscope, par les énormes

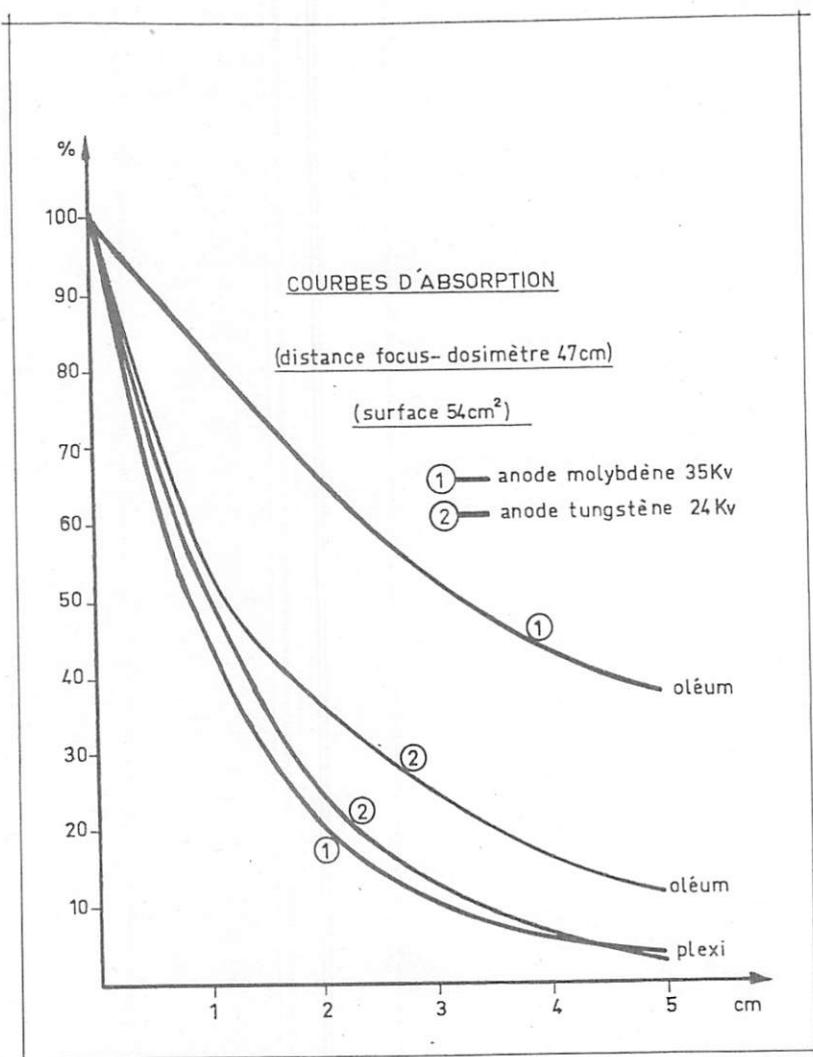


FIG. 7. — Courbe d'absorption montrant la grande différence pour l'huile et le plexis pour un rayonnement monochromatique (anode en molybdène), ce qui explique les meilleurs contrastes obtenus avec un rayonnement monochromatique 0,6 à 0,9.

FIG. 8.
Image des foyers.

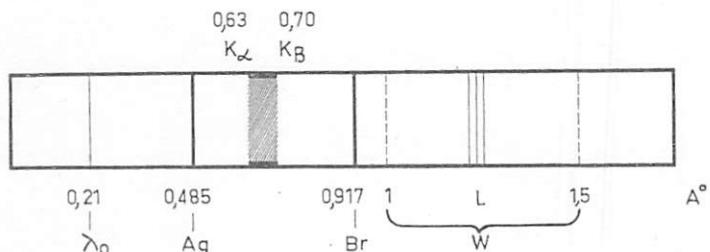
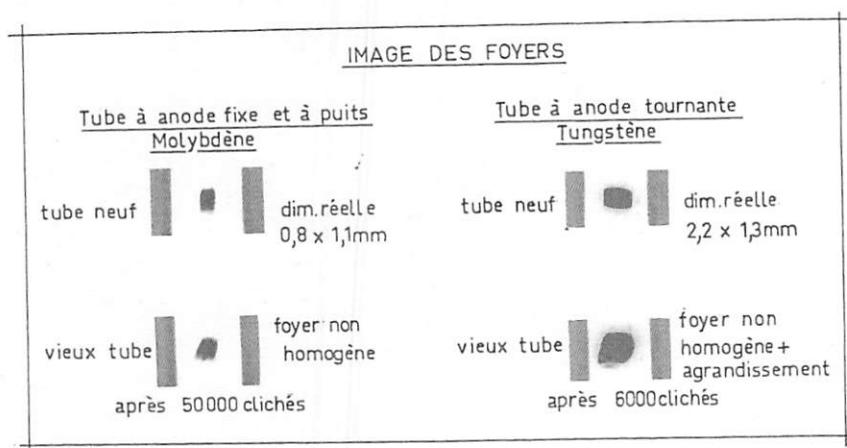


FIG. 9.

FIG. 10 a.
Anode fixe, à puits,
en molybdène.

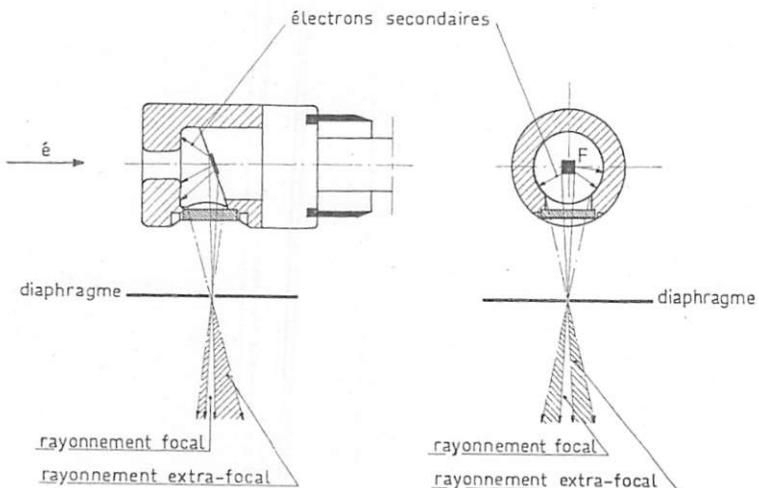
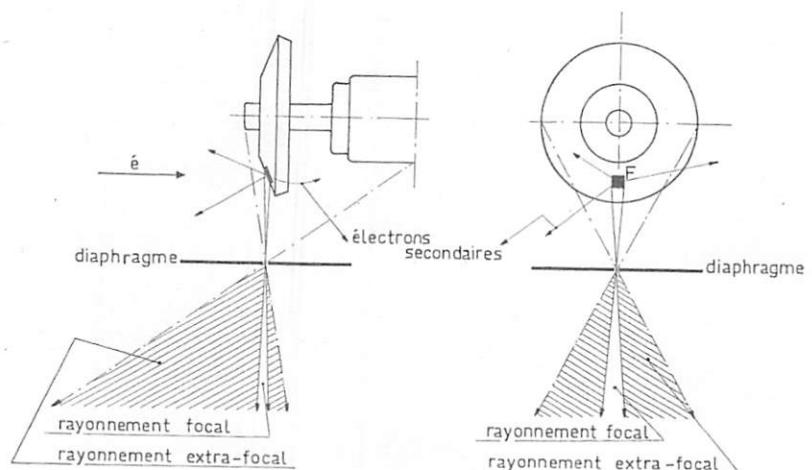


FIG. 10 b.
Anode tournante
en tungstène.



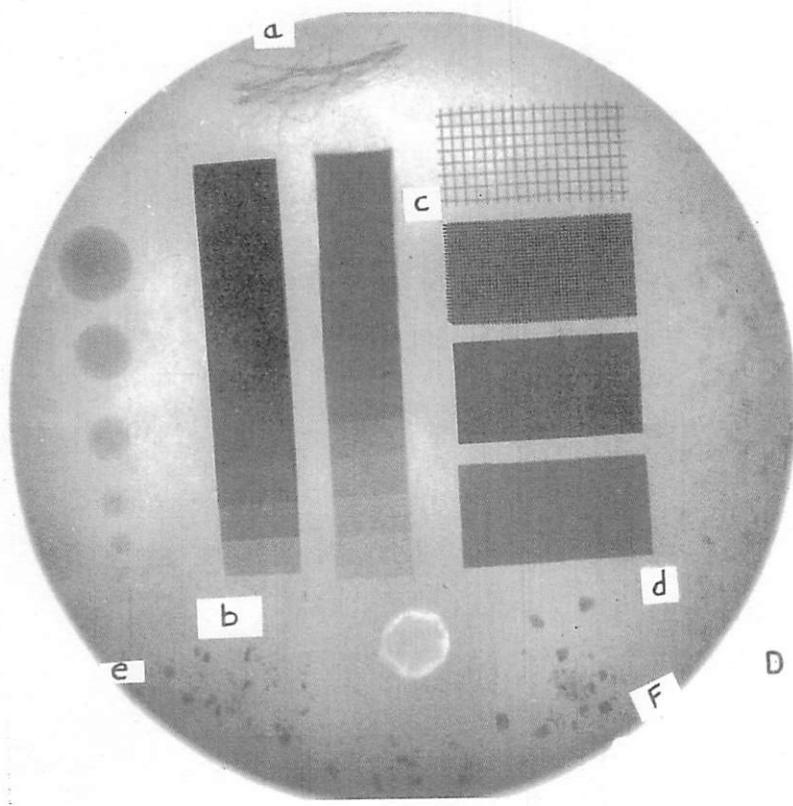


FIG. 11 a.
Radiographie
du test fantôme.
Original.

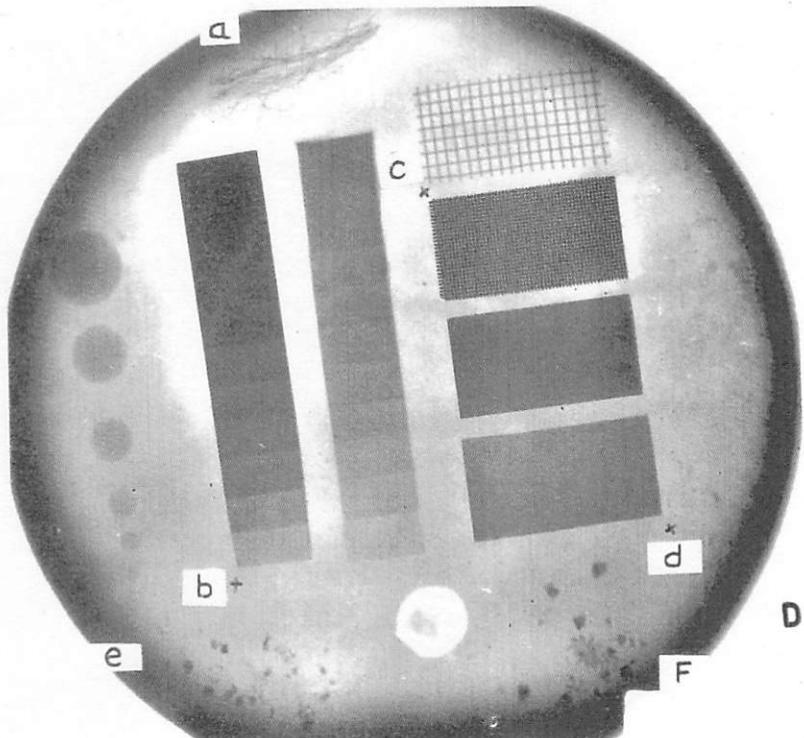


FIG. 11 b.
Radiographie
du test fantôme
après contraste (logetron).

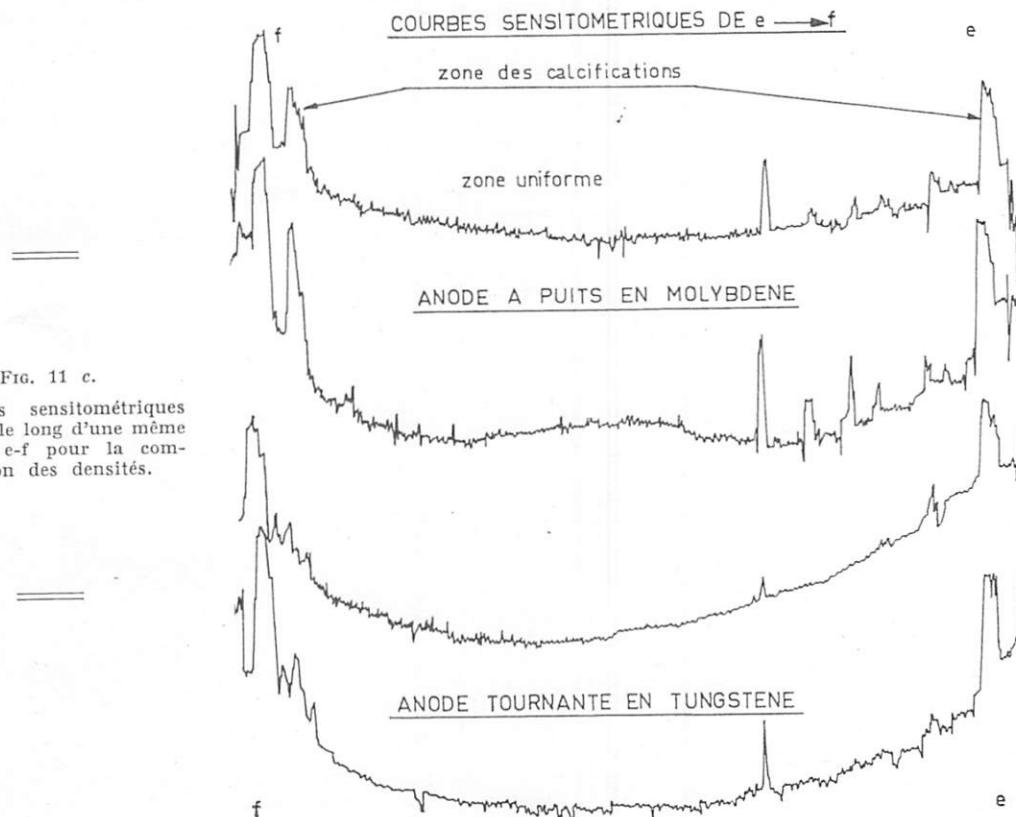


FIG. 11 c.

Courbes sensitométriques prises le long d'une même droite e-f pour la comparaison des densités.

progrès qu'il permet, risque de figer la technologie pendant plusieurs années. La cancérologie ayant progressé d'une façon spectaculaire par l'usage du microscope, certains ont voulu tout lui demander et ne le demander qu'à lui, mais les progrès de la cancérologie engagés dans la seule voie du microscope ont été freinés par ce même instrument. L'anode tournante, que l'on cherche à faire tourner de plus en plus vite, ne doit pas être le miroir aux alouettes de toute la radiologie. La radiographie à bas voltage du sein renouvelle la technologie radiologique comme elle a renouvelé l'histologie, la clinique, la psychologie, et le traitement des affections mammaires. Les faibles énergies nous obligent à repenser le problème des tubes et tenter un perfectionnement des anodes fixes. La surface de l'anode tournante entraîne un plus grand rayonnement extra-focal et la rotation, dans quelques cas, donne une discrète vibration dans un sens qui risque d'apporter un flou de mouvement avec un temps de pose élevé.

Le perfectionnement de l'anode fixe, telle l'anode en puits, a un avantage : il est au voisinage même de l'anode, le champ est pratiquement nul, les électrons du faisceau primaire suivent leur trajectoire en pénétrant dans le puits pour frapper l'anode en un point d'impact qui est le foyer, et, s'ils rebondissent, ils restent emprisonnés dans ce puits de champ nul et ne viennent pas en heurtant une structure du tube formé de rayonnement extra-focal important. D'ailleurs, comme leur vitesse est encore plus réduite, ils sont déjà absorbés par la fenêtre du tube lui-même.

sont déjà absorbées par la fenêtre du tube lui-même.
Nous n'étudierons pas les structures très fines, en particulier les microcalcifications à la limite de la visibilité. A un moment donné dans l'analyse de la formation des images nous devons abandonner l'optique géométrique comme solution trop approchée, nous devons abandonner même l'optique physique faisant

intervenir l'aspect ondulatoire, telle la longueur d'onde dans les problèmes de diffusion et d'absorption que nous avons évoqués pour pénétrer dans la troisième étape, l'aspect quantique et discontinu : l'énergie du photon, les grains de l'émulsion et la structure de la rétine. Mais nous le signalons uniquement pour attirer l'attention que la perception de l'image radiologique mammaire, c'est-à-dire la plus nuancée de toutes les images radiologiques sur le vivant, est une synthèse de problèmes technologiques, physiques, photographiques et psychologiques qui, en définitive, sont jugés par l'expérience elle-même, mais sont orientés par nos connaissances scientifiques dans tous les domaines.

III. — LE DÉBIT RÖNTGENS/SECONDE ET LE TEMPS DE POSE

Ce temps de pose doit être le plus court possible pour éviter le flou cinétique, mais la tolérance pour le sein est de plusieurs secondes, le temps maximum, en général, est de l'ordre de cinq secondes, à condition que la patiente soit dans une position confortable, immobile, le sein fixé par la compression, sans nervosité et tremblements.

Le noircissement du film à grain fin sans écran, en général à densité élevée, nécessite des doses de l'ordre de 1 rad. Le débit à bas voltage, étant donné le mauvais rendement thermique, ne peut être élevé que par l'évacuation rapide de la chaleur.

Anode tournante en tungstène: si l'anode tournante absorbe partiellement l'échauffement thermique au temps de pose très court, de l'ordre du centième de seconde, cet avantage disparaît lorsque les temps de pose sont de plusieurs secondes. Le disque de l'anode

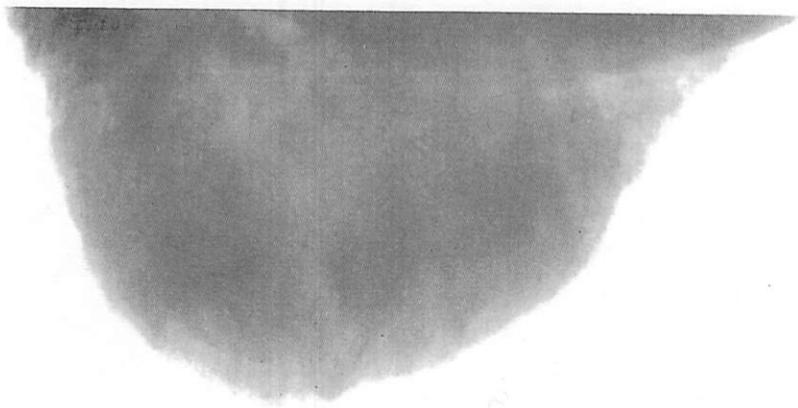


FIG. 12-a. — Radiographie d'un sein en décubitus ventral, sein pendant, sous compression.

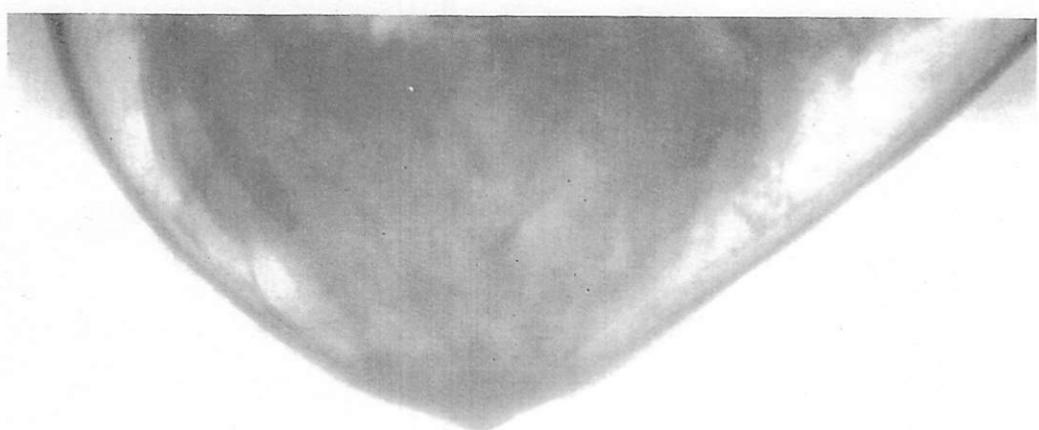


FIG. 12 b. — Même sein, même incidence, sein dans l'eau : technique isodense.

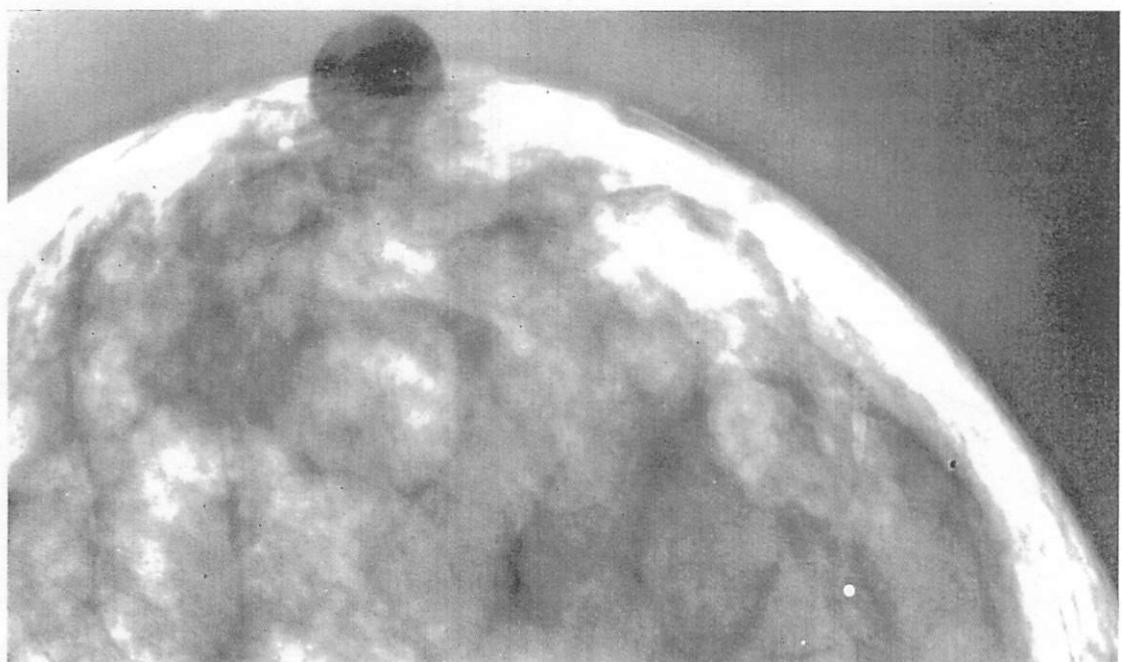


FIG. 13. — Sein dans l'eau, mais avec compression, variante de la technique isodense.

tournante, après un temps de pose correspondant à la prise successive de 10 clichés, devient rouge, le tube très chaud. A 25 kV avec le tube en tungstène courant, le temps de pose à 35 cm est de l'ordre d'une à trois secondes, l'échauffement rapide nous a fait utiliser deux tubes alternativement.

Dans l'anode fixe, tels les tubes de laboratoire, le refroidissement par eau est efficace, en dehors de l'avantage d'une anode à la terre, donc d'une alimentation par un seul câble. Les temps de pose sont de l'ordre de trois à cinq secondes, c'est-à-dire approximativement de l'épaisseur du sein en centimètres moins un, en tenant compte évidemment des variétés individuelles de densité (femme jeune, seins lactants, seins cédématueux). Ainsi, l'anode fixe avec refroidissement par eau permet un fonctionnement continu du tube; par exemple, au cours d'une matinée 200 clichés sont pris sans échauffement.

IV. — PRODUCTIVITÉ

Cette productivité est liée à la vie du tube et à la rapidité de prise du cliché. Avec l'anode tournante en tungstène à 25 kV nous utilisons sur le même générateur deux tubes adaptés chacun à une incidence, une verticale, l'autre horizontale, à la fois pour aller plus

vite et pour laisser refroidir le tube entre ces deux prises de clichés. Pour le tube à anode fixe et n'ayant qu'un seul câble, la rapidité du mouvement et le refroidissement par eau facilitent avec le même appareil une prise plus nombreuse de clichés dans le même temps.

La température de fusion du tungstène anodique entraîne une recristallisation de ce tungstène donc une augmentation de surface du foyer et du temps de pose.

L'expérience nous a montré, au cours de ces dix-sept années d'étude, l'intérêt des anodes fixes pour les bas voltages. Mais l'image définitive est, comme nous l'avons vu, un compromis entre, d'une part, le temps de pose, la qualité des radiations, la finesse du foyer et son éloignement du film, la qualité de l'émulsion, l'habitude d'un type de cliché, etc., et, d'autre part, aussi le vieillissement variable des tubes. Nos conclusions doivent être nuancées. Il est certain que l'hétérogénéité du sein, l'épaisseur et l'âge influent au point qu'il faudrait s'adapter souvent à chaque malade.

L'IMAGE : QUALITÉ ET REPRODUCTIVITÉ. — Une telle diversité et hétérogénéité en densité du sein normal n'existent pour aucun autre organe, de même les faibles différences entre le normal et le pathologique. Les variétés des faisceaux utilisés par les radiologistes



FIG. 14 a.

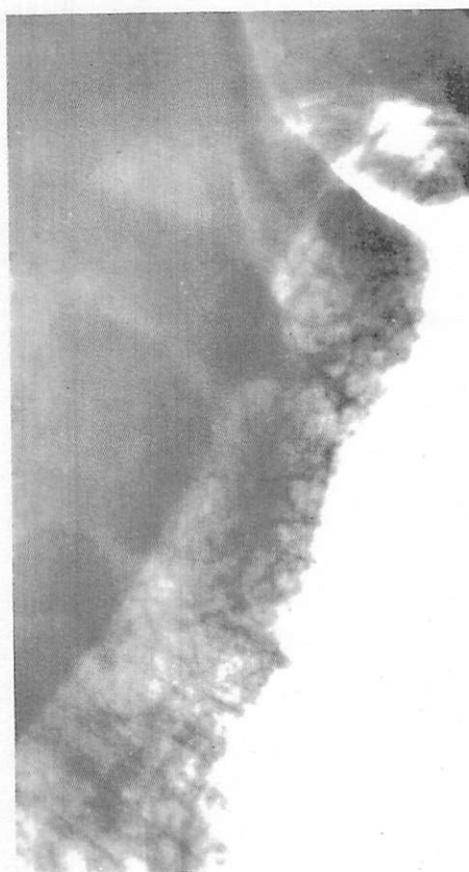


FIG. 14 b.

FIG. 14 a. — Radiographie du creux axillaire avec écrans renforçateurs.

FIG. 14 b. — Creux axillaire. Technique « parties molles », sans écrans.

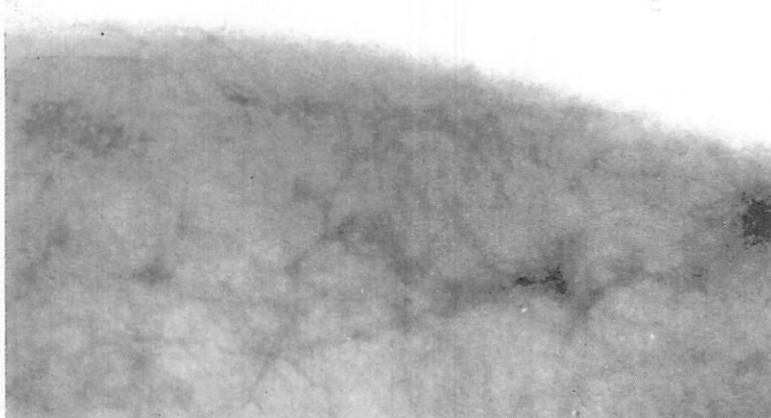


FIG.
15 a.

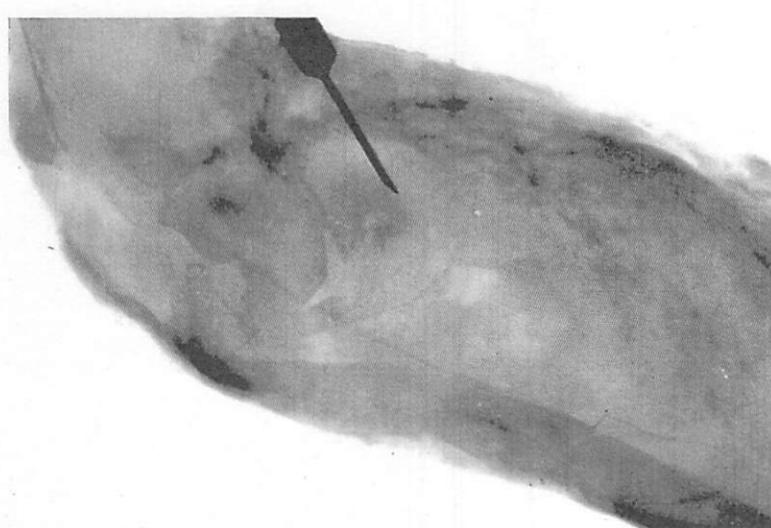


FIG.
15 b.

FIG. 15 a et b. — 58 ans.
19 juin 1962. Adénopathie
axillaire primitive gauche.

FIG. 15 a. — Pas de masse palpable, mais trainées de microcalcifications avec opacité linéaire du prolongement axillaire.
Epithélioma galactophorique.

FIG. 15 b. — Radiographie de la pièce opératoire.

font qu'il est très difficile d'avoir un test pour comparer la qualité de l'image obtenue, alors que, pour les autres organes, les radiogrammes, d'artéiographie, pulmonaires, osseux, sont faciles à juger dans leur contraste ou leur finesse. C'est la raison pour laquelle un test, un fantôme, semblent nécessaires : pour comparer les images données par des tubes de diverses constructions; juger pour un même tube les meilleures conditions de finesse et de contraste selon les distances, foyer-film et voltage, et enfin contrôler l'évolution, le vieillissement, les changements qui peuvent intervenir dans le même tube, ou les émulsions. Deux radiologistes comparèrent leurs résultats en prenant chacun un cliché de ce même fantôme sein.

Mais le sein-fantôme soulève trois difficultés : malgré sa constitution comprenant des éléments divers, il ne peut pas représenter tous les seins, étant donné leur diversité; il est difficile, étant donné que l'image photographique est un compromis et une synthèse d'un grand nombre d'éléments, de rattacher avec précision la perception des images à toutes les grandeurs physiques qui ont participé à la formation de cette image; ce fantôme devrait être reproduit dans des conditions identiques et à bon marché pour faciliter son utilisation. Par conséquent, il est préférable de substituer à la notion de sein-fantôme celle d'indicateur de technique. Malgré ces servitudes, il reste une solution approchée, la plus objective. Cette notion pourrait être étendue à d'autres organes. Quelles conditions doit remplir cet indicateur opératoire ? Don-

ner des indications sur la définition de l'image : échelles pour les contrastes, trames métalliques pour la finesse, opacités punctiformes calcaires simulant les microcalcifications et d'autres objets tels que des bulles d'air, etc.

L'appréciation de la qualité de l'image se fait directement par l'observation visuelle ou par l'analyse sensitométrique; mais dans tous les cas, pour que la comparaison de deux clichés soit significative, il est indispensable que ces clichés soient rigoureusement au même niveau de densité, sinon les renseignements de cet indicateur ne sont que très rapprochés et même erronés.

RÉCEPTION DE L'IMAGE PORTÉE ET TRANSFERT DE L'INFORMATION PRIMITIVE. — Dans ce qui suit, nous avons supposé que le récepteur de l'image portée de la glande mammaire sans préparation était un film à grains fins emulsionné sur les deux faces. Mais l'image primitive peut être obtenue dans des conditions différentes :

a) *Utilisation des écrans renforçateurs* : pour les radiographies du creux de l'aisselle, en réduisant le temps de pose et en augmentant les contrastes au détriment de la finesse, ce qui est sans grand inconvénient pour les formations ganglionnaires : pour quelques seins volumineux de variété fibreuse ou hyperplasique glandulaire chez les personnes jeunes, où des nodules perceptibles sont mal rendus sur la radiographie sans écran.

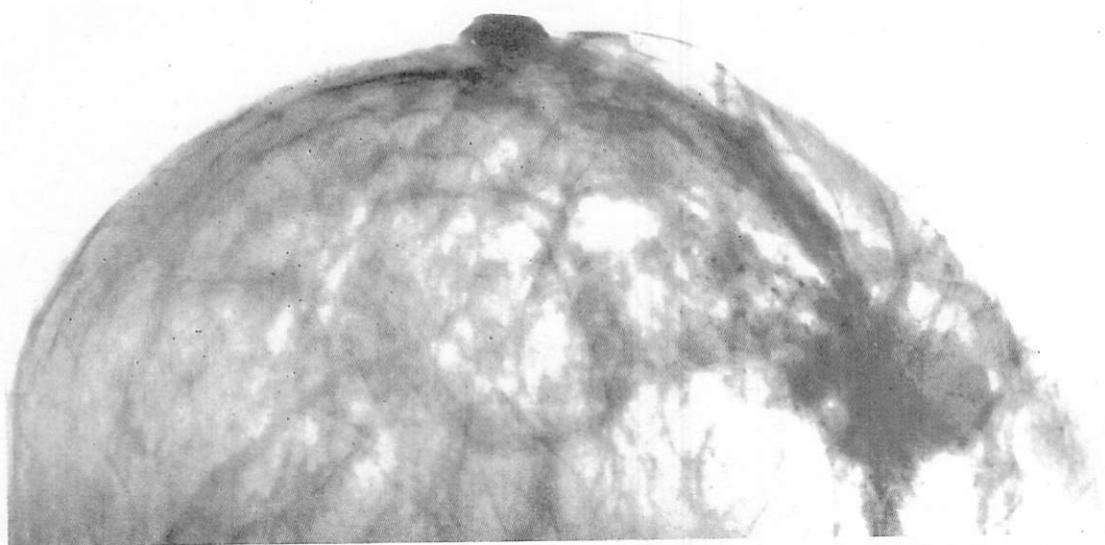


FIG.
16 a.

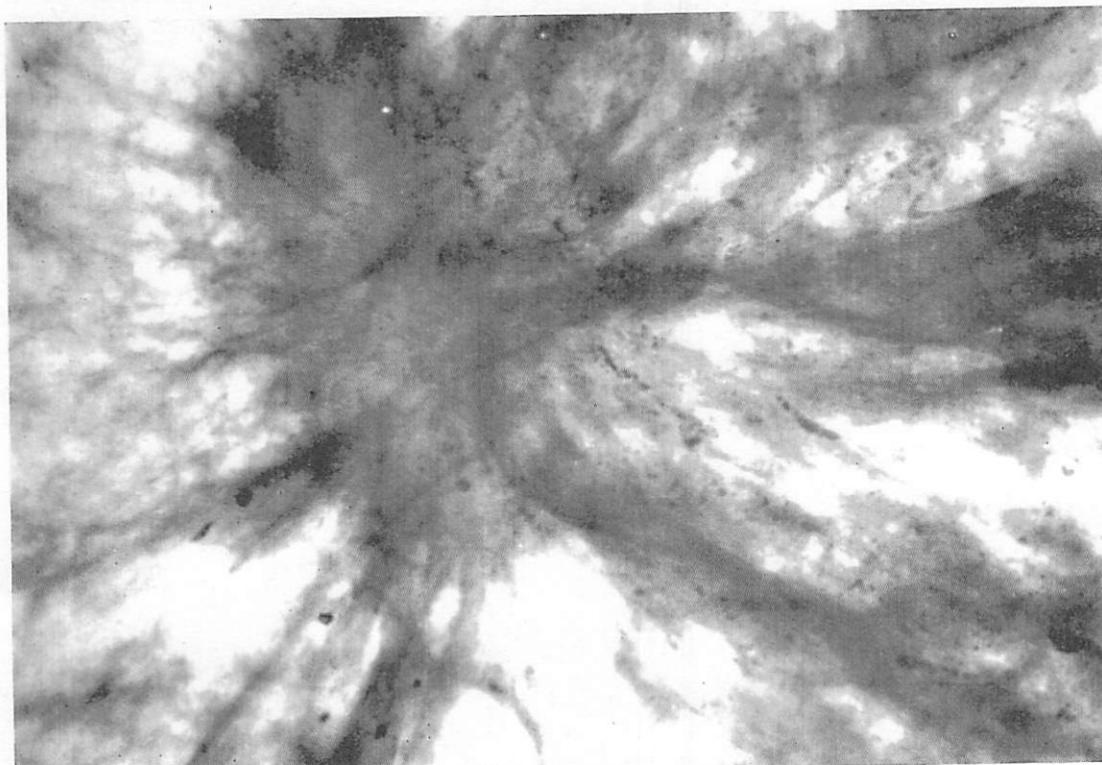


FIG.
16 b.



FIG.
16 c.

FIG. 16 a, b et c. — 63 ans. 7 mars 1966.

FIG. 16 a. — Nodule de 3 cm, avec fossette cutanée provoquée.

FIG. 16 b. — Extension de l'épithélioma, sur la radiographie, au-delà du nodule par une multitude de microcalcifications de toutes dimensions, indiquant une diffusion importante.

FIG. 16 c. — Thermographie : hyperthermie du cancer inféro-externe droit.

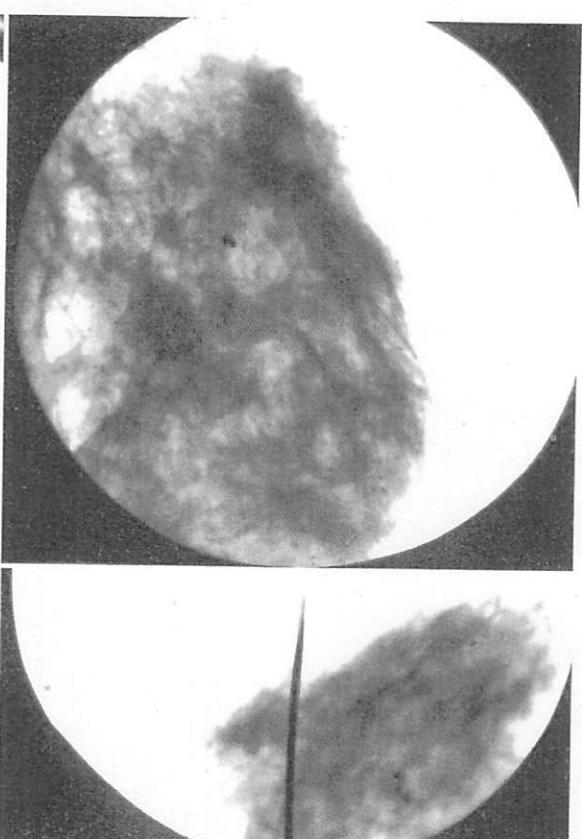
FIG.
17 a.FIG.
17 b.FIG.
17 c.

FIG. 17 a, b et c. — 55 ans. 16 février 1965.

FIG. 17 a. — Adénopathie gauche primitive sans masse palpable dans le sein.

FIG. 17 b. — Découverte radiologique de microcalcifications irrégulières, nombreuses dans un petit nodule de moins de 1 centimètre.

FIG. 17 c. — Ponction sous repérage radiologique : lambeaux cancéreux de type V.

b) *La radiophotographie* : son principe est comparable à la radiophotographie pulmonaire. STRAX l'utilise dans le dépistage. Dans le diagnostic, elle présente quelques servitudes, d'abord la réception d'une information sur écran, qui n'a pas la finesse d'une émulsion, ensuite la réduction systématique et la difficulté de prendre des incidences variées.

c) *Le double-film* : la radiographie mammaire exige, plus que toute autre, de concilier une sensibilité élevée, une haute définition, une grande latitude d'exposition et un contraste élevé. Dans les épaisseurs, comme dans les absorptions, le sein varie, en particulier la région sous-cutanée adipeuse est de plus faible densité et se voit souvent mal sur les radiographies. Tantôt il est indispensable d'avoir un noircissement très intense, au contraire, tantôt relativement faible. Différentes techniques ont été envisagées, par exemple l'utilisation de liquides pour uniformiser les densités, mais aucune n'a donné vraiment satisfaction. Actuellement, la propriété même de la courbe de noircissement explique l'intérêt théorique de la superposition de deux films, donc en réalité quatre images. Cette solution séduisante, dans l'avenir dépassera sans doute les applications mammaires. Elle suppose, et c'est là la difficulté, que les deux films superposés soient rigoureusement identiques au point de vue mécanique, physique, chimique, et que leurs propriétés, par conséquent, ne soient pas modifiées au cours du développement, de la fixation ou du séchage. Actuellement, les réalisations sont telles que,

pour les microcalcifications à la limite de la visibilité et incertaines sur le film banal, elles apparaissent sans aucune hésitation par superposition de deux films. L'avantage de ce double film est évident, surtout si, ultérieurement, des cellules photo-électriques règlent le temps de pose : latitude de prise du cliché, double information sur un seul des films pour des faibles densités tissulaires, et la superposition de deux films pour les fortes densités tissulaires; sensibilité totale plus grande, donc réduction du temps de pose et de la dose de moitié.

d) *Radiographie isodense* : ces radiographies avec un liquide entourant le sein pour homogénéiser les densités, nous ont paru intéressantes dans quelques cas, seins denses et difficiles à analyser, mais le contraste entraîne une perte de finesse. La partie de la peau mieux visible n'est que la partie tangentielle au faisceau, or la région cutanée la plus importante est face à une anomalie, donc étudiée par l'incidence tangentielle à cette région. D'ailleurs, un fort éclairage ou l'utilisation de doubles films apporte ces informations.

e) *La couleur* : l'augmentation des informations, en transformant le cliché noir et blanc en cliché de couleur, est difficile encore à juger. Les premiers essais sont encourageants puisque la variation de couleur est mieux visible que la variation de faible densité.

f) *Renforçateur de contraste* : à partir de l'original, le « Logetron » facilite la reproduction de l'image pour la projection ou les publications, et facilite aussi la

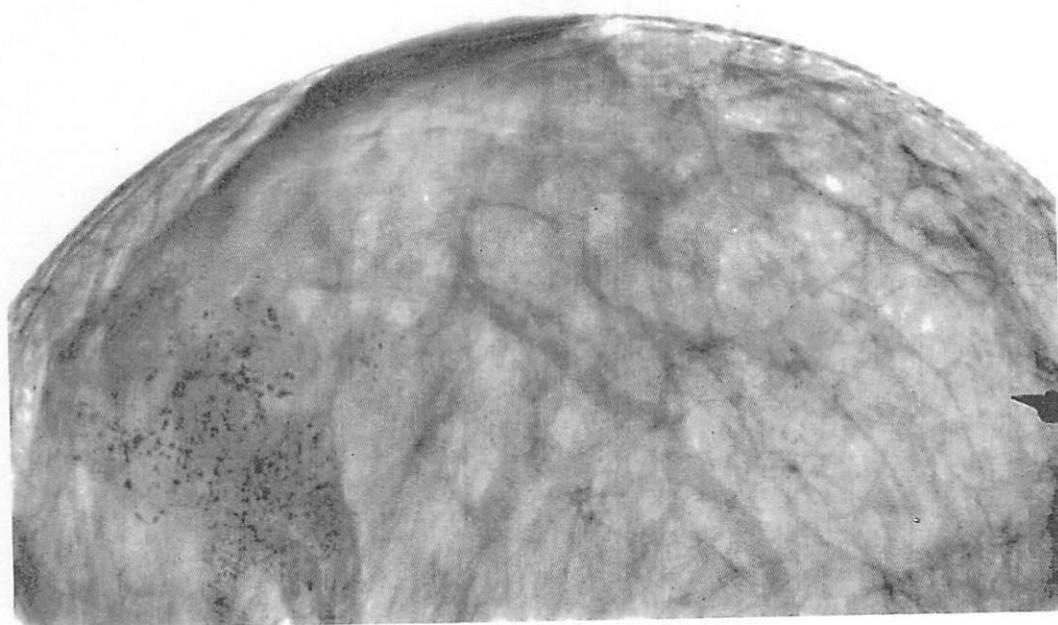


FIG. 18 a.

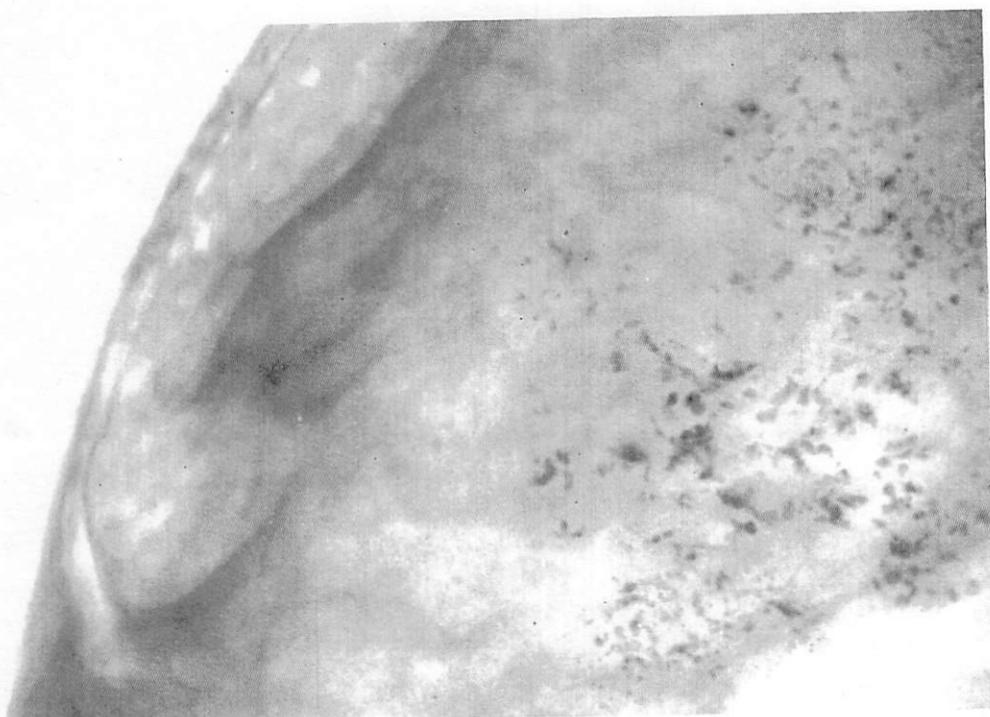


FIG. 18 b.

FIG. 18 a et b. — 60 ans. 8 octobre 1963. Consulte pour un nodule de 2 cm environ, mobile, ferme, régulier. Malade qui présente une acromégalie.

FIG. 18 a. — Radiographies : image caractéristique du comédo-carcinome vérifié histologiquement.

FIG. 18 b. — Agrandissement des microcalcifications ($\times 2,5$).

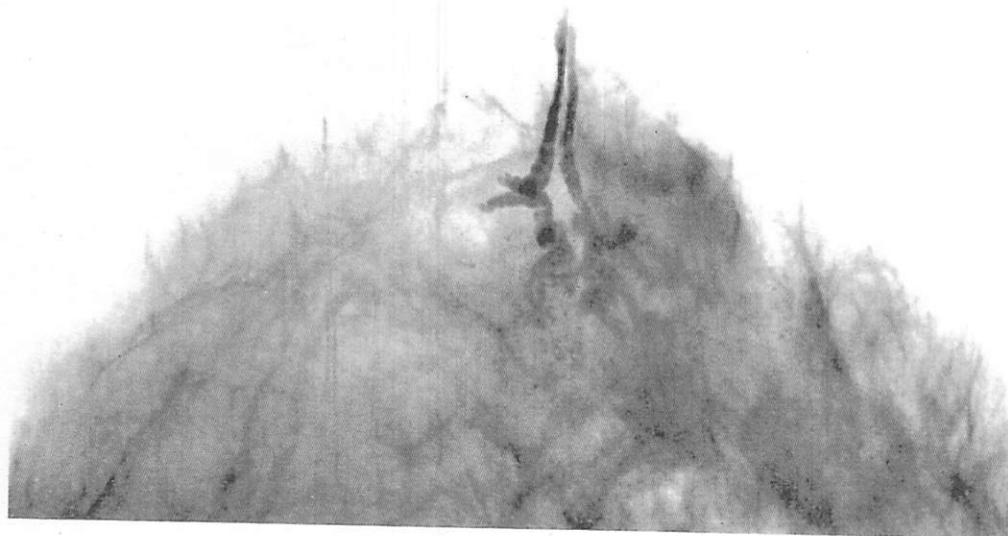


FIG. 19 a.

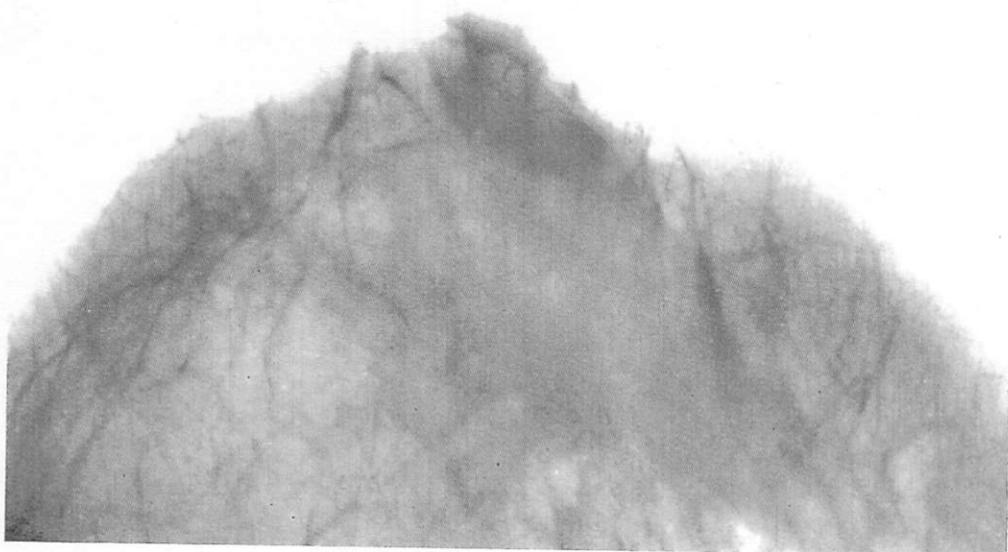


FIG. 19 b.

FIG. 19 a et b. — 63 ans. 22 avril 1966. Consulte pour un écoulement avec rétraction du mamelon. Masse mal limitée, de 6×6 cm.

FIG. 19 a. — Radiographies : opacité diffuse et microcalcifications. Déformation, amputation, irrégularités du galactophore, en liaison avec le cancer.
Cytologie : Pas de malignité.

FIG. 19 b. — Les calcifications sont très fines, exigent la loupe, et sont orientées suivant les galactophores.

Diagnostic : épithélioma typique.

lecture devant un négatoscope ordinaire. Dans certains cas, des microcalcifications ou des contrastes peu apparents sont rendus évidents, mais son utilisation dans la pratique ne paraît pas indispensable à condition de disposer de clichés de densité photographique relativement élevée, d'un négatoscope à éclairage variable et d'une loupe. Cependant, c'est grâce à la reproduction logétronique que le public médical a été convaincu de l'utilité des radiographies mammaires.

De même, le contre-type renforce certains contrastes; cependant, c'est souvent au détriment de la finesse, mais sans bon négatoscope il facilite la lecture; la technique du contre-type reste une voie intéressante.

g) *Système de télévision* : avec variation de l'agrandissement, d'un contraste variable ou inversé, est actuellement en cours d'étude. L'analyse des clichés par ordinateur est un problème pour les prochains temps.

Les incidences :

1^o crano-caudale en position debout ou assise;
2^o latéral en position debout, décubitus latéral ou décubitus ventral (seins pendants à travers un hamac);

3^o incidences tangentielles pour prendre à la fois la peau face à l'anomalie tumorale et l'image de la tumeur;

4^o clichés centrés soit sur une anomalie décelée au premier cliché, soit sur une irrégularité tactile;

5^o radiographie du prolongement de l'aisselle, région la plus difficile, étant donné que la glande est dans cette région à la fois abondante et irrégulière;

6^o radiographie du creux de l'aisselle où, selon l'épaisseur des personnes, un voltage plus élevé, ou l'utilisation des écrans renforçateurs, est nécessaire.

PRÉPARATION : a) seins dans liquide isodense;
b) injection de produit opaque (iodé soluble) dans le système galactophorique;
c) injection de substance clarifiante d'air après ponction des kystes (pneumographie, mammographie).

DENSITÉS	
Huile végétale	0,853
Graisse végétale	0,861
Eau	1
Plexi	1,142
<i>Structure mammaire.</i>	
Graisse	0,86
Bloc de mastite scléro-kystique	0,93
Fibrose	0,96
Mamelon	1,08
Peau et muscle	1,13
Epithélioma squirrheux	1,8

COUCHE DE DEMI-ABSORPTION *Aluminium.*

Anode tungstène :
20 kV sans filtre 0,16 mm
24 kV sans filtre 0,33 mm
24 kV (+ filtre surajouté) 0,50 mm

Anode molybdène :
30 kV 0,36 mm
35 kV 0,56 mm

IMAGES RÖNTGENOLOGIQUES ÉLÉMENTAIRES DES CANCERS NON PALPABLES

I. Opacités de densité voisine du tissu fibro-glandulaire :

- nodulaire à limite floue : épithélioma mucoïde, médullaire, sarcomes, maladie de système;
- irrégulière, stellaire : squirrhe.

II. Opacités très denses punctiformes (microcalcifications) : anarchiques, nombreuses, asymétriques, irrégulières :

- en grain de sable : toutes les variétés d'épithéliomas;
- chapelet : comédo-sarcome, maladie de Paget.
(La découverte de ces microcalcifications est d'autant plus fréquente que la technique s'améliore.)

III. Perturbation de la trabéculation normale :

- épaisseissement par infiltration des cellules cancéreuses;
- rétraction par la réaction scléreuse;
- distension par l'œdème (circulation accentuée).

REMARQUES :

1^o Ces images se précisent, en général, avec l'augmentation du cancer.

2^o Tout nodule ou empâtement palpable sans image significative, doit être considéré comme suspect, d'autant plus que le sein est dense.

3^o Une douleur précise intense, récente non accompagnée d'image significative, doit être surveillée.

CONCLUSION

La méthodologie du radiodiagnostic était répartie sur de nombreux panneaux de l'exposition scientifique, pour illustrer les points de vue précédents.

Le dépistage par la seule radiographie ne peut être jugé sans doute que par l'expérience; résultats et prix de revient, mais l'exemple du dépistage du cancer pulmonaire par la radiographie, la difficulté du diagnostic mammaire, par chacune des techniques (cliniques, thermographiques); l'expérience du radiologue, la période muette préradiologique des cancers et la diffusion dans tous les publics de l'auto-examen du sein comme première étape, nous font hésiter à conseiller dès maintenant un dépistage annuel d'une population de femmes entre 40 et 60 ans par exemple.