Résultats dosimétriques en mammographie

P. J. METGES(*)
S. LORRAIN(**) et R. P. DELAHAYE(***)

(Manuscrit reçu le 10 juillet 1980)

RÉSUMÉ

Les progrès des détecteurs (couple film-écran) du matériel radiologique nous ont conduits à étudier les moyens d'améliorer l'image mammographique en technique standard (foyer $0,3 \times 0,3$ mm, distance foyer-film de 65 cm) par l'utilisation d'une grille antidiffusante pour les seins épais et denses, par une technique d'appoint au diagnostic : l'agrandissement. Une étude dosimétrique est nécessaire pour connaître les doses délivrées au cours de l'examen mammographique selon diverses modalités. Les résultats obtenus nous ont conduits à modifier le protocole des examens sénologiques et à utiliser une grille antidiffusante pour les seins épais de plus de 4 cm ou connus comme denses. Le surcroît de dose pour une image de meilleure qualité est minime à condition d'utiliser une pénétration augmentée de 2 kV par rapport à celle utilisée pour un cliché standard. Les doses absorbées sur l'axe du rayonnement X, à 3 cm de profondeur, sont inférieures à 0,1 rad.

ABSTRACT

The development of film-screen detectors in radiological equipment has led us to study how to improve standard mammographic pictures (focus 0.3×0.3 mm, focus-film distance: 65 cm) of thick and dense breasts by the use of an anti-scatter grid and by magnification. A dosimetric study was necessary to assess the doses delivered during mammographic examinations carried out according to various procedures. The results led to modify breast examination procedures and use an anti-scatter grid for breasts thicker than 4 cm or known as dense. The dose increase due to a better quality image is the lowest provided depth penetration is increased by 2 kV as compared to a standard picture. Absorbed doses on the X-ray axis, at 3 cm depth, are below 0.1 rad.

(*) Service de Radiologie, Hôpital d'Instruction des Armées Begin, 69, avenue de Paris, 94160 Saint-Mandé.

(**) Commissariat à l'Énergie atomique, Institut de Protection et de Sécurité nucléaire, Département de Protection, Service technique d'Études de Protection, S.T.E.P.D., B.P. n° 6, 92260 Fontenay-aux-Roses.

(***) Hôpital d'Instruction des Armées Dominique Larrey, 78013 Versailles Cedex.

INTRODUCTION

La mammographie donne des images directes de la tumeur sous la forme d'une opacité dont les plus petites (moins de 1 cm) sont sans traduction clinique. Les images secondaires, comme l'épaississement cutané, sont bien connues et d'autant plus marquées que la tumeur est plus évidente. Plus intéressantes sont les images indirectes, très précoces, comme les modifications de la région rétromamelonnaire, des microcalcifications isolées, une densification progressive d'une zone dans le temps, un défaut architectural, une masse d'apparence bénigne péri ou post ménopausique [19]. La mammographie avec un contrôle histologique reste, actuellement, le moyen le plus fiable de diagnostic précoce du cancer du sein, ce qui laisse espérer une amélioration des résultats du traitement [21].

Aux États-Unis, des campagnes de dépistage systématique sont organisées depuis 1969 sous l'égide de la Société américaine du cancer et de l'Institut national du cancer. En 1976, le rapport de J. BAILAR, présenté à l'Institut national du Cancer fait état de 1100 cancers détectés à partir de 270 000 mammographies systématiques, 300 chez des femmes de moins de 50 ans et un tiers sans expression clinique [15]. Parallèlement, des études sur l'induction du cancer du sein par les rayonnements ionisants sont effectuées [17, 23, 30]. L'estimation du risque cancérogène d'une exposition à des doses d'environ 100 rads délivrées par des rayonnements à faible transfert d'énergie est probablement de l'ordre de 1 pour 200 [26]. A partir de trois études [17, 23, 30], l'estimation de six cas de cancer du sein par million de femmes par rad et par an est considérée comme la meilleure estimation du risque absolu aux États-Unis (rapport B.E.I.R.), ce qui correspond à une augmentation de 0,83 p. cent par rad du taux des cancers du sein spontanés (7,07 p. cent aux États-Unis). Ces valeurs supposent que la courbe linéaire dose-effet assez bien connue en radiobiologie dans la zone des doses moyennes au-delà de 100 rads [26] s'applique également pour les petites doses fractionnées du radiodiagnostic. Bien entendu, le maniement sans nuance de ces chiffres et leur application brutale a déclenché, dans un passé récent, un vent de panique chez les patientes aux États-Unis. Pourra-t-on évaluer le nombre de morts par cancer du sein diagnostiqué trop tard à la suite de cette campagne de presse ?

Des études sur les risques et les avantages d'un acte de radiodiagnostic sont nécessaires pour bien distinguer les dangers réels et les dangers imaginaires et pour les comparer avec les dangers courus par la population du fait du tabac, de l'alcool, des transports, des loisirs...

Il est évident que toute diminution des doses reçues par les malades au cours d'actes de radiodiagnostic comme la mammographie est hautement souhaitable à condition que la qualité des images obtenues soit bonne, voire meilleure. C'est dans cet esprit que nous rapportons les résultats d'une étude dosimétrique en mammographie menée à l'aide d'un couple film-écran et d'un nouvel appareillage utilisé en technique standard, avec grille antidiffusante et en agrandissement selon des indications et modalités précisées par ailleurs [22].

MATÉRIEL

Il comprend différents éléments :

- Un équipement radiogène, sénographe 500 T de la CGR à générateur triphasé, tube à anode tournante au molybdène de foyer optique $0,3 \times 0,3$ mm vu sous 12° (capacité calorique de l'anode 65 000 J). La fenêtre de sortie en béryllium a une épaisseur de 0,8 mm. La filtration est de 0,03 mm de molybdène, la cellule d'exposition est du type Luminix.

- Le détecteur est constitué par des cassettes Kodak (18×24) équipées d'un écran postérieur MinR[®] à l'oxysulfite de gadolinium activé au terbium et couplées à des films NMB[®] Kodak. Le développement est assuré avec une machine et des produits de développement de la même marque.

- La grille adaptée à la technique de radiographie des parties molles [3, 5, 9, 10, 14, 25, 27, 29] a un rapport 5 et porte 30 lames de $25 \mu\text{m}$ d'épaisseur par centimètre. Elle est focalisée à 65 cm et se déplace à la vitesse de 5 mm/s pendant 4,5 s. La plaque porte-objet est en fibre de carbone. L'ensemble est amovible.

- Le système d'agrandissement [5, 7, 24, 35], également amovible, a un rapport de 1,5 et la distance objet-film est de 20 cm.

- Le fantôme mammaire est l'indicateur de technique opératoire Kodak Ito[®].

- L'appareil de lecture des mAs (milliampère par seconde, intensité du courant de chauffage du filament du tube à rayons X) est de marque LTR[®] des Techniciens Réunis.

- La dosimétrie [6], le conditionnement et la lecture des dosimètres ont été faits par le Service technique d'équipement de protection et de dosimétrie du Commissariat à l'énergie atomique à Fontenay-aux-Roses. La mesure repose sur le principe de la radiothermoluminescence (RTL) de détecteurs intégrateurs au borate de lithium ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) activé au manganèse ⁽¹⁾ qui se présentent sous forme de disques frittés blancs de 4,6 mm de diamètre et de 0,8 mm d'épaisseur. Le détecteur est placé dans un sachet de polyéthylène de $45 \mu\text{m}$ d'épaisseur puis dans une pochette de protection de polychlorure de vinyle de $35 \mu\text{m}$ d'épaisseur. Ce détecteur donne une réponse équivalente aux tissus et insensible à l'énergie du rayonnement ionisant incident. Il s'agit d'une dosimétrie relative, la mesure de la dose absorbée est connue avec une précision de 3 à 5 p. cent. Elle est mesurée après traversée de 55 mg/cm^2 .

MÉTHODE

Elle comprend une dosimétrie sur fantôme et une dosimétrie *in vivo*.

1. DOSIMÉTRIE SUR FANTÔME

Elle a pour but de juger de la répartition de la dose en surface et de déterminer la topographie du point d'irradiation maximale. On étudie, ensuite,

⁽¹⁾ Ce matériau RTL, mis au point par le Risø national laboratory, Danemark, est fabriqué par la firme suédoise Studsvik et commercialisé en France par Numelec.

la répartition de la dose en profondeur (1, 2, 3 cm). Le disque du fantôme est surmonté de trois plaques de plexiglas, le compresseur est en place.

2. DOSIMÉTRIE CLINIQUE

Nous établissons pour chaque patiente une fiche comportant les renseignements suivants :

NOM, Prénoms

Age

Date des dernières règles

N° du dosimètre

Type d'incidence

Épaisseur du sein comprimé

Distance foyer-film

Voltage (pénétration du faisceau de rayons X)

mAs (intensité du courant du chauffage du filament du tube à rayons X)

Technique, standard, grille, agrandissement avec ou sans grille.

Cette fiche est gardée dans le service, la lecture des dosimètres et des témoins est effectuée au C.E.A. qui ne connaît que le numéro du dosimètre.

Pour chaque patiente du lot d'étude, nous pratiquons une incidence standard de face craniopodale ou médiolatérale oblique à 60° et la même incidence avec une autre technique (grille, ou agrandissement, ou agrandissement et grille, variation de voltage).

LES RÉSULTATS

1. ÉTUDE DOSIMÉTRIQUE SUR FANTÔME KODAK ITO

La même cassette sert à tous les essais. Le fantôme est surmonté des trois plaques de plexiglas, le compresseur est en place.

La répartition de la dose en surface, pour une distance foyer-film de 65 cm, 30 kV, 48 mAs avec cellule (*fig. 1*) montre que le maximum de la dose se situe dans l'axe du faisceau de rayons X à 4 cm en avant du milieu du bord d'appui-malade. Elle est peu différente sur le bord d'appui, baisse un peu latéralement et plus franchement vers l'avant. En technique d'agrandissement, la dose est plus importante du fait de la diminution de la distance foyer-objet (*fig. 2*).

La répartition de la dose en profondeur (pour une distance foyer-film de 65 cm, voltage de 30 kV, 50 mAs avec cellule) (*fig. 3*) montre que la dose diminue environ de moitié pour chaque centimètre supplémentaire de profondeur à partir de la dose absorbée en surface. Elle est pratiquement divisée par 10 à 3 cm de profondeur. En technique d'agrandissement (*fig. 4*), on obtient une diminution plus rapide dans les 2 premiers centimètres pour atteindre environ 10 p. cent de la dose de surface à 3 cm de profondeur (5 à 8 p. cent) [16].

FIG. 1. — Répartition de la dose en surface (en rads). Constante 30 kV, 48 mAs, DFF 65 cm, film NMB® Kodak écran MinR® Kodak, cassette Kodak 18 × 24, diaphragme 18 × 24 à 65 cm, compresseur en place.

FIG. 2. — Répartition de la dose en surface par un agrandissement de 1,5. DFF 65 cm, porte objet film 20 cm, 30 kV, 55 mAs, film NMB® , écran MinR® Kodak. Les doses sont exprimées en rad. Fantôme ITO Kodak, compresseur en place.

FIG. 3. — Répartition de la dose en profondeur par rapport à l'axe du faisceau de rayons X, 30 kV, 50 mAs, 65 DFF, film 18 × 24 NMB® et écran postérieur MinR® Kodak.

FIG. 4. — Répartition de la dose en profondeur par rapport à l'axe du faisceau de rayons X pour un agrandissement de 1,5 (30 kV, 50 mAs, distance foyer porte objet 45 cm, porte objet-film 20 cm, film NMB[®] Kodak, écran MinR[®] Kodak, cassette Kodak, compresseur en place).

2. ÉTUDE DOSIMÉTRIQUE *in vivo*

Différents tableaux donnent les doses absorbées en rad à la peau pour chaque technique : standard (tableau I), spéciale avec grille (tableau II), agrandissement (tableau V) et grille et agrandissement (tableau VI), en tenant compte de l'incidence, de l'épaisseur sous compression, du voltage, des mAs et de l'âge.

TABLEAU I

RÉSULTATS DOSIMÉTRIQUES EN INCIDENCES STANDARDS
FACE (F) OU PROFIL (P) DE 29 PATIENTES.

N°	Incidence	Épaisseur (cm)	kV	mAs	Dose peau (rad)	Age
1.	P	2,5	28	20	0,11	45
2.	F	3	29	30	0,20	35
3.	F	3	30	25	0,13	40
4.	P	3	29	35	0,18	36
5.	F	3	29	30	0,14	40
6.	F	3	29	45	0,265	26
7.	F	3,5	30	20	0,16	45
8.	P	3,5	30	30	0,21	58

TABLEAU I (suite)

N°	Incidence	Épaisseur (cm)	kV	mAs	Dose peau (rad)	Age
9.	P	3,5	30	40	0,19	44
10.	P	3,5	29	40	0,22	43
11.	P	4	30	30	0,25	55
12.	P	4	30	40	0,22	38
13.	P	4	30	43	0,28	49
14.	F	4	30	45	0,31	33
15.	F	4	29	40	0,28	53
16.	P	4,5	30	38	0,26	50
17.	P	4,5	30	—	0,44	47
18.	F	5	30	55	0,41	44
19.	F	5	30	45	0,31	59
20.	F	5	31	—	0,41	42
21.	F	5	30	35	0,28	54
22.	P	5	31	38	0,32	51
23.	F	5,5	30	50	0,35	55
24.	F	5,5	29	50	0,46	40
25.	P	5,5	30	56	0,47	64
26.	P	6	29	65	Perdu	39
27.	F	6	30	55	0,39	56
28.	P	6,5	32	35	0,31	—
29.	F	6,5	30	75	0,56	51

Résultats dosimétriques en technique standard

Le tableau I donne les résultats dosimétriques de 29 patientes, en fonction de l'âge, de l'épaisseur du sein comprimé, du voltage, des mAs. La dose absorbée par la peau du sein, dans l'axe du faisceau de rayons X, augmente en fonction de l'épaisseur du sein : de 0,11 rad à la peau pour 2,5 cm d'épaisseur de sein comprimé, 28 kV, 28 mAs, 65 cm distance foyer-film, à 0,56 rad pour 6,5 cm d'épaisseur, 30 kV, 75 mAs, 65 cm distance foyer-film (soit 0,056 rad à 3 cm de profondeur « mid-breast dose ») [36].

Cette dose est plus importante, à épaisseur égale, pour les seins de forte opacité comme c'est le cas dans les mastoses fibreuses. Pour des seins d'épaisseur égale et d'opacité équivalente, la dose absorbée diminue lorsque l'on augmente le voltage.

Résultats dosimétriques avec l'utilisation d'une grille

Le tableau II donne les doses absorbées à la peau lorsque l'on utilise une grille par comparaison à celles absorbées en technique standard au même voltage.

TABLEAU II

COMPARAISON ENTRE UNE INCIDENCE STANDARD
ET L'INCIDENCE AVEC GRILLE ANTIDIFFUSANTE
(utilisation de la cellule).

N°	Standard					Grille antidiffusante			
	Incidence	Épaisseur	kV	mAs	Dose peau (rad)	Épaisseur	kV	mAs	Dose peau (rad)
5. . . .	F	3	29	30	0,14	3	29	65	0,38
6. . . .	F	3	29	45	0,265	3	29	80	0,495
10. . . .	P	3,5	29	40	0,22	3,5	29	80	0,56
13. . . .	P	4	30	43	0,28	4	30	85	0,78
14. . . .	F	4	30	45	0,31	3,5	30	85	Détruit
16. . . .	P	4,5	30	38	0,26	6	30	—	1,42
20. . . .	F	5	31	—	0,41	6,5	31	—	0,97
28. . . .	P	6,5	32	35	0,31	6,5	32	70	0,86

Ainsi, la dose absorbée à la peau dans l'axe du faisceau en technique de grille varie de 0,38 rad pour 3 cm d'épaisseur sous compression, 29 kV, 65 mAs, à 65 cm distance foyer-film à 1,42 rad pour 6 cm d'épaisseur à 30 kV, 65 cm

distance foyer-film (soit 0,14 rad à 3 cm de profondeur ou « mid-breast dose ») [35].

Plusieurs remarques s'imposent :

— L'importance d'une excellente compression du sein pour diminuer son épaisseur et par conséquent la dose absorbée (cas n° 16).

— Par rapport à la technique standard et à voltage égal, la technique avec grille antidiffusante, qui donne de bien meilleures images, est responsable d'une dose absorbée à la peau 2 ou 3 fois plus élevée.

Comment peut-on diminuer le surcroît de dose absorbée inhérent à l'utilisation d'une grille antidiffusante tout en conservant une bonne qualité d'image ? Si nous effectuons deux clichés du même sein avec grille antidiffusante sous la même incidence et la même compression dosée mais en augmentant, pour le second, le voltage de 2 kV, nous obtenons les résultats résumés dans le tableau III.

TABLEAU III

INFLUENCE DE L'AUGMENTATION DES KILOVOLTS DE 2 UNITÉS
DANS LA TECHNIQUE DE MAMMOGRAPHIE AVEC GRILLE

N°	Age	Incidence	Épaisseur (cm)	Technique	kV	mAs	Dose peau (rad)
1.	28	F	4	Grille	28	70	0,577
					30	60	0,576
2.	40	F	4,5	Grille	29	55	0,435
					31	30	0,319 (– 27 %)
3.	51	P	4,5	Grille	30	70	0,736
					32	38	0,497 (– 33 %)
4.	48	F	5	Grille	30	75	0,969
					32	42	0,630 (– 35 %)
5.	41	F	5,5	Grille	31	45	0,645
					33	35	0,537 (– 17 %)

La diminution de dose ainsi obtenue est variable mais peut aller jusqu'à 35 p. cent environ. Par ailleurs, la qualité de l'image nous a paru le plus souvent meilleure en augmentant le voltage de 2 kV.

Si nous effectuons 2 clichés du même sein dans la même incidence, avec même compression dosée, la même distance foyer-film, le premier est réalisé en technique standard, le second avec la technique de la grille antidiffusante et une pénétration supérieure de 2 kV à celle utilisée pour le cliché standard. Le tableau IV résume les résultats obtenus.

TABLEAU IV

COMPARAISON DES DOSES ABSORBÉES À LA PEAU LORS DE LA PRISE D'UN CLICHÉ
EN TECHNIQUE STANDARD ET EN TECHNIQUE AVEC GRILLE + 2 kV.

N°	Age	Incidence	Épaisseur (cm)	Technique	kV	mAs	Dose peau (rad)
1.....	44	F	2,5	Standard	29	20	0,164
				Grille	31	20	0,226
2.....	35	F	5	Standard	30	45	0,423
				Grille	32	35	0,440
3.....	18	F	5,5	Standard	30	60	0,600
				Grille	32	45	0,760
4.....	16	F	6	Standard	30	55	0,540
				Grille	32	45	0,640

Pour les seins d'une certaine épaisseur, les doses distribuées restent un peu plus importantes lors de l'utilisation d'une grille antidiffusante mais, en somme, très voisines. La bien meilleure qualité des images obtenues avec un système antidiffusant invite à utiliser une grille antidiffusante pour les seins d'une certaine épaisseur à partir de 4 à 5 cm, ou moins épais mais de structure dense. Le surcroît de dose est relativement faible si on élève le voltage de 2 kV par rapport à la pénétration que l'on aurait utilisée en technique standard.

Résultats dosimétriques obtenus lors de l'utilisation de l'agrandissement

Il s'agit d'une technique de deuxième intention. Elle diminue le rayonnement diffusé (15 p. cent), élève certains détails au-dessus du bruit de fond film-écran, autorise un agrandissement différentiel (tableau V).

TABLEAU V

COMPARAISON DOSIMÉTRIQUE ENTRE UNE INCIDENCE STANDARD
ET LA MÊME INCIDENCE EN AGRANDISSEMENT

N°	Standard					Agrandissement			
	Incidence	Épaisseur (cm)	kV	mAs	Dose peau (rad)	Épaisseur (cm)	kV	mAs	Dose peau (rad)
1. . . .	P	2,5	28	20	0,11	2,5	28	30	0,46
2. . . .	F	3	29	30	0,20	3	29	35	0,48
3. . . .	F	3	30	25	0,13	2	30	35	0,54
4. . . .	P	3	29	35	0,18	2,5	29	40	0,40
7. . . .	F	3,5	30	20	0,16	3,5	30	25	0,39
8. . . .	P	3,5	30	30	0,21	2,5	30	30	0,48
9. . . .	P	3,5	30	40	0,19	3	30	40	0,55
11. . . .	P	4	30	30	0,25	3,5	30	35	0,63
12. . . .	P	4	30	40	0,22	4	30	45	0,68
16. . . .	P	4,5	30	38	0,26	4,5	30	55	0,86
18. . . .	F	5	30	55	0,41	5	30	65	1,12
19. . . .	F	5	30	45	0,31	5	30	50	0,94
23. . . .	F	5,5	30	50	0,35	4,5	30	45	0,86
24. . . .	P	5,5	29	50	0,46	5	29	59	1,14
25. . . .	P	5,5	30	56	0,47	5,5	30	66	1,44
26. . . .	P	6	29	65	Perdu	6	29	75	1,38

La comparaison entre la technique standard et la technique d'agrandissement montre qu'à voltage égal et à noircissement équivalent, la valeur des mAs n'augmente que très peu en agrandissement. Par contre, le surcroît de dose absorbée à la peau tient à la diminution de la distance foyer-objet qui passe de 65 à 45 cm environ. La dose absorbée à la peau est de 2 à 3 fois plus forte qu'en technique standard.

Ainsi, la dose absorbée à la peau passe : de 0,46 rad pour un sein comprimé de 2,5 cm d'épaisseur, 28 kV, 30 mAs, 65 cm distance foyer-film, 45 cm distance

foyer-objet à 1,44 rad pour un sein comprimé de 5,5 cm d'épaisseur, 30 kV, 66 mAs, 65 cm distance foyer-film, 45 cm distance foyer-objet (soit 0,14 rad à 3 cm d'épaisseur « mid-breast dose ») [35].

Il est possible de coupler l'utilisation de la grille et de l'agrandissement; le tableau VI donne les résultats dosimétriques de cette association et la comparaison avec ceux obtenus avec la technique standard.

TABLEAU VI
COMPARAISON DOSIMÉTRIQUE ENTRE UNE INCIDENCE STANDARD
ET LA MÊME INCIDENCE EN AGRANDISSEMENT ET GRILLE ANTIDIFFUSANTE.

N°	Standard					Grille et agrandissement			
	Incidence	Épaisseur (cm)	kV	mAs	Dose peau (rad)	Épaisseur (cm)	kV	mAs	Dose peau (rad)
5. . . .	F	4	29	40	0,28	4	29	100	2,3
21. . . .	P	5	30	35	0,28	5	30	85	1,8
22. . . .	P	5	31	38	0,32	5	31	60	1,56
27. . . .	F	6	30	55	0,39	6	30	105	2,73
29. . . .	F	6,5	30	75	0,56	6,5	30	100	2,58

La dose absorbée à la peau va de 1,560 rad pour un sein comprimé de 5 cm d'épaisseur, 31 kV, 60 mAs (soit 0,15 rad à 3 cm « mid-breast dose ») à 2,730 rads pour un sein comprimé de 6 cm d'épaisseur 30 kV, 105 mAs (soit 0,27 rad à 3 cm « mid-brcast dose »).

L'agrandissement simple ou avec grille antidiffusante constitue une technique d'appoint que l'on utilise sur un sein pathologique ou supposé tel, pour lever un doute ou confirmer une hypothèse.

DISCUSSION. CONCLUSION

Le souci de posséder le maximum de renseignements diagnostiques pour une moindre dose [16, 18, 35], les progrès des couples films-écran et du matériel radiologique nous ont conduit à étudier les systèmes susceptibles d'améliorer la qualité de l'image mammographique en technique standard (petit foyer 0,3 mm et distance foyer-film plus grande : 65 cm) et en technique spéciale (grille antidiffusante, agrandissement). L'étude dosimétrique nous a fait modifier notre technique [22]. Nous effectuons un examen de base clinique et radiologique. Ce dernier comprend deux incidences par sein, l'une de face, l'autre médiolaterale oblique à 60°. Elles sont effectuées en technique standard pour les seins peu

denses ou peu épais ou en technique avec grille antidiffusante + 2 kV pour les seins épais à partir de 4 cm, ou déjà connus pour être denses. La dose absorbée à la peau dans notre série de mesures varie :

— de 0,11 rad pour 2,5 cm d'épaisseur du sein comprimé, 28 kV, 28 mAs, 65 cm DFF à 0,56 rad pour 6,5 cm d'épaisseur de sein comprimé, 30 kV, 75 mAs, 65 cm DFF (soit 0,056 rad à 3 cm de profondeur « mid-breast dose ») en utilisant la technique standard;

— de 0,226 rad pour 2,5 cm d'épaisseur du sein comprimé, 31 kV, 20 mAs, 65 cm DFF à 0,760 rad, 6 cm d'épaisseur de sein comprimé, 32 kV, 45 mAs, 65 DFF (soit 0,076 rad à 3 cm de profondeur « mid-breast dose ») avec une grille antidiffusante.

Si l'examen est normal, nous n'essayons pas d'autre incidence, nous avons cherché à obtenir le maximum de renseignements pour la plus faible dose possible compte tenu des caractéristiques anatomiques des seins examinés.

S'il existe une image suspecte, la notion de la dose est moins importante, il faut résoudre le problème radioclinique posé, voire le problème uniquement radiologique dans le cas des cancers non palpables ou à signes indirects [19]. Nous utilisons alors les incidences localisées ou spéciales, et les techniques d'agrandissement nécessaires au cas étudié.

L'étude de la décroissance de la dose absorbée selon la profondeur est intéressante. On constate que la dose absorbée à la glande elle-même est toujours très inférieure à la dose absorbée à la peau. Elle est grossièrement 10 fois plus faible à 3 cm de profondeur [18]. Il faut tenir compte de ce facteur, car les doses absorbées en technique standard et avec grille antidiffusante (utilisée avec une pénétration de + 2 kV) restent inférieures à 0,100 rad par incidence à 3 cm de profondeur pour les seins épais. A ces doses, le problème d'induction de cancer mammaire devient très hypothétique d'autant qu'en France nous ne pratiquons pas de campagne de mammographie systématique. Nous réservons cet examen aux femmes réputées à haut risque de cancer et aux femmes cliniquement suspectes [21].

Il ne faut pas oublier que la mammographie moderne avec confirmation anatomopathologique reste de loin le meilleur moyen de diagnostiquer les cancers du sein. Son intérêt deviendrait pratiquement nul si l'on devait réserver cet examen aux seules tumeurs du sein cliniquement évidentes.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] BERRY M., CLEMENT J. F., DANIEL G. Intérêt du couple film-écran renforceur en mammographie. *J. Radiol. Electrol.*, 1978, **59**, 39-44.
- [2] BJURSTAM N. G. Radiography of the female breast and axilla. *Acta Radiol.*, 1978, Suppl 357, 1-139.
- [3] FRIEDRICH M. Neuere Entwicklungstendenzen der Mammographie Technik die Raster Mammographie. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1978, **128**, 207-222.
- [4] FRIEDRICH M., WESKAMP P. Bildgütefaktoren bei der Filmmammographie, 2: Signal Rauschverhältnis des Bildaufzeichnungs-Systems als quantitatives Bildgütemaß abschließende Beurteilung der vergleichenden Abbildungssysteme. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1976, **125**, 461-471.

- [5] FRIEDRICH M., WESKAMP P. Neue Methoden der Bildaufzeichnung in der Mammographie vergleich von Raster und Vergrößerungstechnik. *Roentgenstrahlen*, 1978, **38**, 4-23.
- [6] BROU R., VALLADAS G. Appareil pour la mesure de la thermoluminescence des petits échantillons. *Nucl. Instr. Methods*, 1975, **127**, 109-113.
- [7] HAUS A. G., PAULUS D., DODD G. D., BENCOMO J. Evaluation of magnification mammography. *22nd International technical symposium of the Society of photo-optical instrumentation engineers*, San Diego, Calif, August 1978.
- [8] HEEP H., BULOW-JOHANSEN T., KLEMENCIE J., WEGWITZ J. Strahlenbelastung der Mammographie für verschiedene Bildübertragungssysteme. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1978, **129**, 364-367.
- [9] JOST G., JOTTEN G., RICHTER D. Rastertechnik in der Mammographie. *Revue Philips*, 1979, 18-23.
- [10] JOST G., RICHTER D., JOTTEN G. Evaluation of grid technique in mammography. *Mammography congress*, Buffalo, October 1978.
- [11] KAINBERGER F., KALLINGER W. Vergleichende Messungen der Strahlendosis bei der Mammographie mit zwei verschiedenen Untersuchungssystemen. *Roentgen Praxis*, 1979, **32**, 93-100.
- [12] KUHN H., STAHL J. Bildgüte und Dosisbedarf in der Mammographie. *Roentgen Praxis*, 1979, **32**, 18-28.
- [13] KUNDEL H. L. Images, image quality and observer performances, new horizons in radiology lecture. *Radiology*, 1979, **132**, 265-271.
- [14] LAMMERS N., KUHN H. Verbesserte Bildqualität in der Mammographie durch Streustrahlenraster. *Radiologischen Praxis*, 1979, 2-3.
- [15] LESTER R. G. Risk versus benefit in mammography. *Radiology*, 1977, **124**, 1-6.
- [16] LOGAN W. W. Reduced dose mammography, a specialized procedure. *Med. Imaging*, 1978, -
- [17] MCKENSIE I. Breast cancer following multiple fluoroscopies. *Brit. J. Cancer*, 1965, **19**, 1-8.
- [18] MACHOL L. Another round in the mammography controversy. *Contemp. Obst. Gyn.*, 1978, **11**, 53-56.
- [19] MARTIN J. E., MOSKOWITZ M., MILBRATH J. Breast cancers missed by mammography. *Am. J. Roentgenol.*, 1979, **132**, 737-739.
- [20] MAURER H. J., GOOS F. Untersuchung zur Bildgüte bei Anwendung von Folien in der Mammographie, experimentale Untersuchungen. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1979, **130**, 347-351.
- [21] MENGES J. Risiko, Strahlendosis und Bild Qualität der Mammographie. *Roentgen Praxis*, 1979, **32**, 212.
- [22] METGES P. J., DELAHAYE R. P., PORTAL G., LORRAIN S., KLEITZ C., BRONNIMANN C. Récepteur d'image, grille et agrandissement en mammographie (communication personnelle).
- [23] METTLER F. A., HEMPELMANN L. H., DUTTON A. M., PIFER J. W., TOYOOKA E. T., AMES W. R. Breast neoplasms in women treated with rays for acute post partum mastitis, a pilot study. *J. Nat. Cancer Inst.*, 1969, **43**, 803-814.
- [24] MUNTZ E. Ph., LOGAN W. W. Focal spot size and scatter suppression in magnification mammography. *Am. J. Roentgenol.*, 1979, **133**, 453-459.
- [25] NUSSLIN F. Essungen bei der Raster Mammographie. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1979, **130**, 351-355.
- [26] POCHIN E. E. Rayonnements ionisants : les dangers réels et les dangers imaginaires. *J. Radiol.*, 1980, **61**, 373-378.
- [27] RICHTER D., MULLER C. H. Evaluation of grid technique in mammography. *20th annual meeting of the American association of physicists in medicine*, San Francisco, July 1978.

- [28] STANTON L., VILLAFANA T., DAY J. L., LIGHTFOOT D. A., STANTON R. E. A study of mammographic exposure and detail visibility using three systems: Xerox 125, MinR and Xonics Xerg. *Radiology*, 1979, **132**, 455-462.
- [29] SCHREER I., DEMELT M., WURTHNER K. Phantomuntersuchungen und erste klinische Erfahrungen an einem Raster Mammographie Gerät. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1978, **129**, 357-363.
- [30] WANEBO C. K., JOHNSON K. G., SATO K., THORSLUND T. W. Breast Cancer after exposure to the atomic bombings of Hiroshima and Nagasaki. *New. Engl. J. Med.*, 1968, **279**, 667-671.
- [31] WEBERLING R. Untersuchungen von Film-folien Systemen auf der Basis « Seltenner BRD-Phosphore » als Bildempfänger für die Mammographie. *Röntgen Bl.*, 1979, **32**, 106-116.
- [32] WEISSEDERER H., KIEFFER H., Mammographie mit minimaler Strahlendosis. Vergleichende Untersuchungen mit unterschiedlicher Aufnahmesystemen. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1977, **126**, 520-528.
- [33] WELANDER U., WICKMAN G. Mean energy unparted in relation to the focus-to-object distance. *Acta Radiol. Diagnost.*, 1978, **19**, 1014-1024.
- [34] WOLFE J. N. Breast patterns as an index of risk for developing breast cancer. *Am. J. Roentgenol.*, 1976, **126**, 1130-1139.
- [35] KIRCH-CAROLL R. A., MASTERSON M. E., LAVAL-JEANTET M. Films, écrans, détecteurs utilisés pour mammographie. In : *Traité de Radiologie. Précis de techniques spécialisées et de radiodiagnostic* (ECOIFFIER J. et al.) Paris, Masson, 1979, 41-49.