

MESURE SIMULTANEE DE LA QUALITE DE L'IMAGE ET DE LA DOSE
EN RADIODIAGNOSTIC

J.-F. Valley^{a)}, C. Depeursinge^{b)}, M. Grecescu^{b)}, C. Hessler^{c)},
Y. Pochon^{b)}, S. Raimondi^{a)}.

- a) Institut de Radiophysique Appliquée (Dir. Prof. P. Lerch)
Service de la Santé Publique, Lausanne
- b) Institut de Physique Appliquée (Dir. Prof. E. Mooser)
Ecole Polytechnique Fédérale, Lausanne
- c) Service de Radiologie (Dir. Prof. G. Candardjis)
Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lausanne

1. INTRODUCTION

La valeur globale d'un système radiologique dépend d'une part de la qualité de l'image obtenue, d'autre part de la dose délivrée au patient au cours de la procédure. La connaissance des caractéristiques de chaque élément de la chaîne radiologique ne permet pas en général de déterminer de manière précise le comportement du système, vu la forte interaction de l'ensemble des paramètres. En outre, le test de chaque élément serait très long et immobiliserait de manière inacceptable l'installation. Ainsi, une technique rapide de contrôle global du système radiologique s'avère très souhaitable.

Les méthodes classiques (1), consistant à apprécier visuellement la qualité des clichés effectués sur patient ou des radiographies de fantôme, ne sont pas satisfaisantes à cause de leur caractère subjectif. En outre, elles ne permettent pas en général de mettre en évidence de faibles différences de qualité et ainsi de choisir entre deux dispositifs (écran, film, etc.) qui ont des performances voisines.

L'amélioration de la qualité de l'image ne peut en outre être effectuée aux dépens de la dose délivrée au patient et la mesure simultanée de ces deux grandeurs s'avère nécessaire.

Dès 1980, un programme de mesure a été envisagé, dont l'objectif est la détermination, à partir de la prise d'un seul cliché, de la qualité de l'image et de la dose liées à une procédure radiologique. La première étape de ce programme a été consacrée à la mammographie; les méthodes et les résultats obtenus sont présentés dans ce travail. Les problèmes posés par l'extension de cette méthode à la radiographie du thorax sont discutés.

2. PARAMETRES REPRESENTANT LA QUALITE DE L'IMAGE ET LA DOSE DELIVREE AU PATIENT

Les trois facteurs intrinsèques de la qualité, à savoir la résolution, le contraste et le bruit de l'image, ont été appréhendés séparément. Afin d'obtenir une idée globale de la qualité de l'image, une grandeur unique appelée IQI (index de qualité d'image) a été déterminée; il s'agit du diamètre de la plus petite sphère d'aluminium que le système est capable de détecter, selon la théorie de Harris (2), avec un taux de faux négatifs de 2%.

La grandeur IQI est donnée par la relation suivante développée dans une précédente publication (3) :

$$IQI = 2 \left(\sigma_h^2 + \frac{2G}{\sqrt{\pi} \gamma_A} \right)^{\frac{1}{2}}$$

avec σ_h : la demi-largeur à mi-hauteur de la fonction de résolution spatiale.

G : coefficient de Selwyn.

γ_A : contraste global du système pour un objet d'aluminium d'épaisseur unitaire.

L'aluminium a été choisi comme matériel de référence à cause de ses propriétés d'absorption proches de celles des microcalcifications.

La mesure du risque radiologique peut être déterminée à partir de la répartition de la dose et de celle du tissu radiosensible à l'intérieur du sein. La variation de la dose est relativement importante et dépend de l'épaisseur du sein et de la qualité du rayonnement utilisé. Le but de la mesure étant la détermination de la qualité globale du système, une épaisseur moyenne du fantôme a été définie. La répartition du parenchyme est mal connue et la majeure partie de l'énergie incidente est atténuée dans le tissu; le rapport entre la dose absorbée dans le parenchyme et la dose surface étant assez constant dans le domaine de tension utilisé en mammographie, la mesure de la dose surface (D_s) représente un bon indicateur du risque radiologique; de plus, cette grandeur permet une comparaison aisée de nos résultats avec les données de la littérature.

3. METHODES EXPERIMENTALES

La mesure ayant pour but de donner une idée précise et dans une situation générale de la qualité d'une mammographie, le matériau utilisé doit être comparable au tissu dans une large plage de tension (20 à 50 kV). A cet effet, un fantôme contenant de l'eau a été élaboré, à l'intérieur duquel l'objet test de Kodak (ITO) a été placé, ceci en vue d'une première analyse visuelle de la qualité de l'image.

L'épaisseur totale du fantôme est de 4,9 cm. Le contraste du système est mesuré à l'aide d'une feuille d'aluminium de 0,2 mm. Une plaquette de cuivre rectifiée produit un saut de contraste, à partir duquel la grandeur σ_b est calculée. Le bruit est mesuré sur une plage d'épaisseur uniforme de l'objet. Les densités optiques sont lues sur un microdensitomètre (Joyce-Loebl, MX III CS) couplé à un miniordinateur. La dose est mesurée à l'aide de dosimètres thermoluminescents placés à différentes profondeurs dans le fantôme et permettant un contrôle de l'allure de la répartition de la dose en fonction de la profondeur. Les valeurs obtenues sur une installation de référence (Siemens, Mammomat) et pour quelques tensions sont représentées à la figure 1. Ces résultats donnent une idée de la valeur de notre méthode, dont la reproductibilité, testée dans les conditions normales d'utilisation, est de l'ordre de 3%.

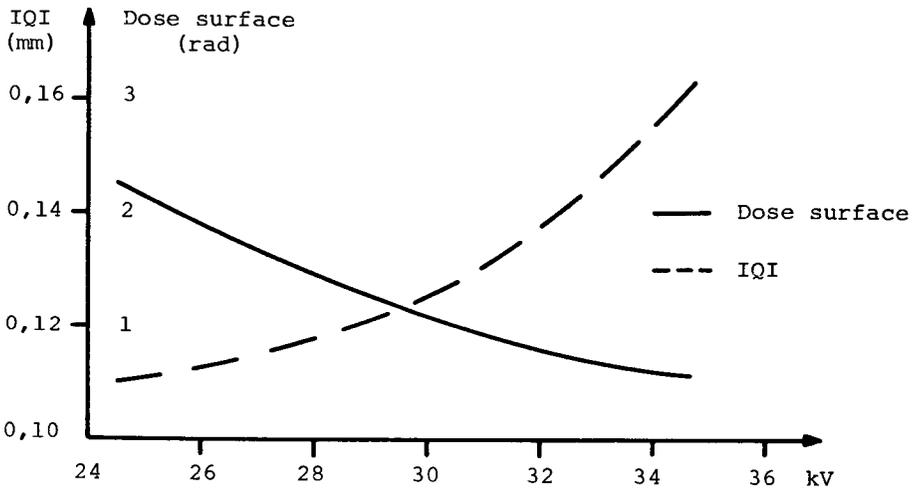


Figure 1. Valeurs obtenues sur une installation de référence

4. RESULTATS OBTENUS

Le fantôme, chargé de dosimètres, est envoyé aux services qui en font la demande. Après une prise de cliché unique, il nous est renvoyé pour analyse. Au cours de 2 années d'exploitation, environ 40 installations ont été testées. La répartition des résultats obtenus est donnée à la figure 2. Pour chaque mesure, un commentaire indiquant les possibilités d'amélioration du système est envoyé au radiologue utilisateur. Dans de nombreux cas, des changements de technique et de matériel ont été effectués permettant une amélioration de la qualité ou une réduction de la dose.

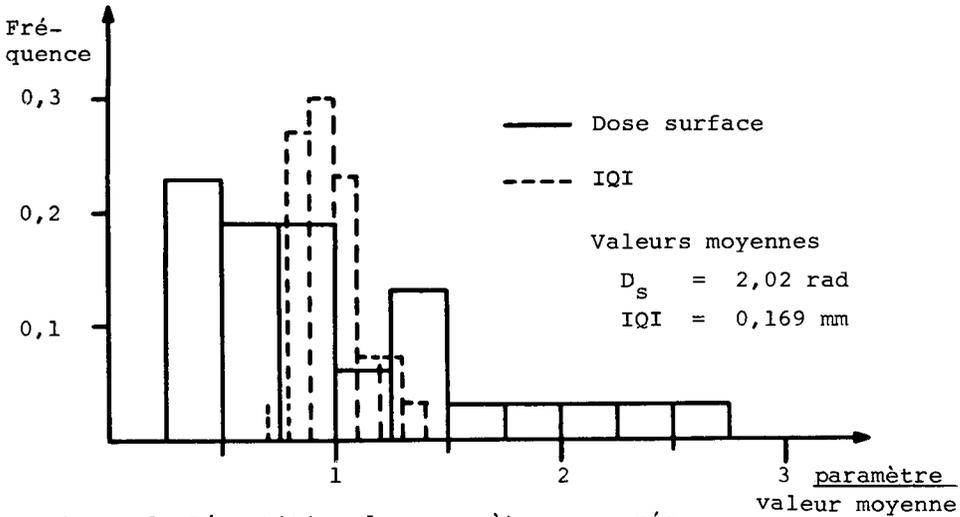


Figure 2. Répartition des paramètres mesurés

5. CONCLUSIONS

Le test effectué est d'une mise en oeuvre facile dans les services de radiologie et permet la saisie globale de la qualité du système radiologique. Il assure en outre une appréciation objective de la qualité de l'image et permet de diagnostiquer dans une certaine mesure les origines des mauvais résultats. L'extension de cette méthode à la radiographie du thorax est à l'étude actuellement. Deux problèmes majeurs se posent : au niveau théorique un nouvel index de qualité doit être défini; sur le plan pratique le volume et le poids d'un fantôme équivalent, sur une large plage d'énergie, à un thorax, représente une difficulté sérieuse lors de la mise en exploitation.

BIBLIOGRAPHIE

1. E.A. Sickles in "Reduced Dose Mammography", ed. W.W. Logan and E.P. Muntz, Masson Publ. (1979).
2. J.L. Harris, J. Opt. Soc. Am. 54, 606 (1964).
3. Y. Pochon, C. Depeursinge, C. Hessler, S. Raimondi, J.F. Valley in Processing of SPIE 347 (1982) Application of Optical Instrumentation in Medicine X, 238.