

## Outils pour la mise en œuvre du référentiel de contrôle de qualité des installations de mammographie numérique (décision du 30 Janvier 2006)

- **point 4 du référentiel : matériels nécessaires aux contrôles**
  - **set de mires AAPM TG 18**

Les mires disponibles sur ce site sont des mires modifiées issues des mires élaborées par le groupe TG 18 de l'AAPM et décrites dans le document : Samei E, Badano A, Chakraborty D, Compton K, Cornelius C, Corrigan K, Flynn MJ, Hemminger B, Hangiandreou N, Johnson J, Moxley M, Pavlicek W, Roehrig H, Rutz L, Shepard J, Uzenoff R, Wang J, Willis C. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, Medical Physics Publishing, Madison, WI, AAPM On-Line Report No. 03, April 2005 <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>.

Seule la caractérisation de la modalité a été modifiée.

Pour le contrôle externe : les tests des points 8.7 et 8.8 doivent être effectués avec les mires de modalité MG téléchargeables dans le tableau ci-dessous.

Contrôles	8.7.2, 8.7.3, 8.7.5, 8.8.1, 8.8.2, 8.8.4, 8.8.4, 8.8.5	8.7.4	8.7.6, 8.7.7	8.7.8, 8.8.7	8.8.3, 8.8.6
Mires MG	TG18-QC	Série TG18-LPH Série TG18-LPV	Série TG 18-LN	Série TG18-UNL	TG18-PQC

Si des images CR et DR sont lues sur le moniteur, les contrôles 8.7.2, 8.7.3, 8.7.5, 8.8.1, 8.8.2, 8.8.4, 8.8.5 devront également être réalisés avec la mire TG18-QC de modalité CR.

Pour le contrôle interne : les tests des points 8.7.2, 8.7.3, 8.7.5, 8.8.2 et 8.8.4 doivent être effectués avec la mire TG18-QC de modalité MG

Si des images à la fois CR et DR sont lues sur le moniteur, les contrôles 8.7.2, 8.7.3, 8.7.5, 8.8.1, 8.8.2, 8.8.4, 8.8.5 devront également être réalisés avec la mire TG18-QC de modalité CR.

- **logiciel pour le contrôle de l'homogénéité du récepteur (8.5.4) et le contrôle des éléments défectueux non corrigés (8.5.6) (logiciel "flatfield")**

Pour le contrôle de l'homogénéité du récepteur (8.5.4) et le contrôle des éléments défectueux non corrigés (8.5.6) vous pouvez télécharger le logiciel "flatfield" également disponible sur le site internet de l'"European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services" EUREF [www.euref.org](http://www.euref.org). Ce logiciel est la propriété de LRCB.

- **fichier Excel pour le contrôle du niveau de luminance (8.7.6), de l'échelle de gris (8.7.7), de l'uniformité de luminance des moniteurs (8.7.8) ainsi que le contrôle de la fonction d'affichage de l'échelle de gris des reprographes (8.8.6) (fichier excel "monitor check")**

Pour le contrôle du niveau de luminance (8.7.6), de l'échelle de gris (8.7.7), de l'uniformité de luminance des moniteurs (8.7.8) ainsi que le contrôle de la fonction d'affichage de l'échelle de gris des reprographes (8.8.6) vous pouvez télécharger le fichier Excel "monitor check", disponible également sur le site internet de l'"European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services" EUREF [www.euref.org](http://www.euref.org). Ce logiciel est la propriété de LRCB.

- **point 5 du référentiel : fonction de transfert de modulation**

- **positionnement des régions d'intérêt pour le calcul de  $sd_2$  p/mm et  $sd_4$  p/mm**

Pour le calcul de la fonction de transfert de modulation (point 8.6.2), le positionnement des bords latéraux de la ROI doit être réalisé très précisément, au pixel près. La mire doit être affichée avec un grossissement suffisant pour permettre ce positionnement précis.

Les étapes du positionnement de la ROI sont décrites ci-dessous :

- Étape 1 : positionner grossièrement la ROI sur le motif à mesurer.
- Étape 2 : ajuster la longueur (grand axe) de la ROI de sorte qu'elle ne déborde pas du motif à mesurer. Cf. schéma 1.
- étape 3 : appliquer un grossissement suffisant de l'image pour ajuster avec précision le bord gauche de la ROI sur le bord gauche du motif de la mire au niveau du premier pixel le plus noir (en partant de la gauche). Cf. schéma 2
- étape 3 bis : Appliquer un grossissement suffisant de l'image pour ajuster avec précision le bord droit de la ROI sur le bord droit du motif de la mire au niveau du premier pixel le plus noir (en partant de la droite). Cf. schéma 3
- étape 4 : Une fois la ROI correctement positionnée, réaliser la mesure de l'écart-type. Cf. schéma 4

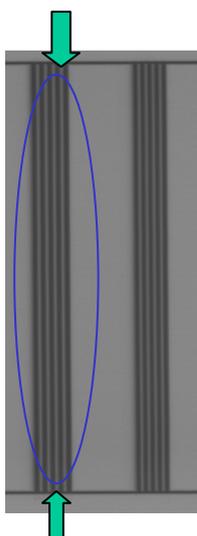


Schéma 1 : étape 1 et 2

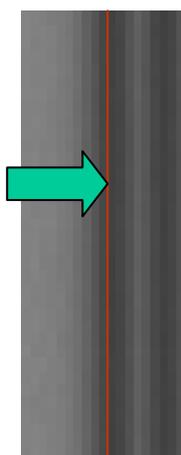


Schéma 2 : étape 3

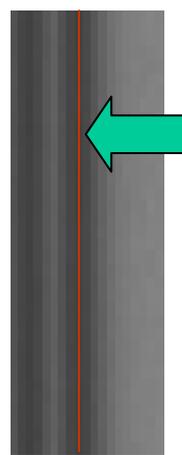


Schéma 3 : étape 3 bis

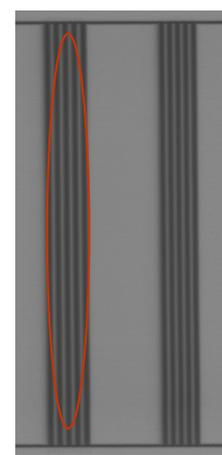


Schéma 4 : étape 4

- **point 8.1 du référentiel : lecture des plaques ERLM**
  - **constantes devant être appliquées sur les systèmes CR pour la lecture en mode dit fixe**

Pour les systèmes CR, la lecture des plaques doit être effectuée en appliquant les modes et les constantes précisés ci-dessous :

Systèmes Agfa	Utiliser le mode System Diagnostic/Flat Field Mammo
Systèmes Fuji	Utiliser le mode Contrôle Qualité Mammographie en Mode FIX avec S = 120 et L = 4,0
Systèmes Kodak	Utiliser le mode Echantillons renommé CQ
Systèmes Konica Minolta	Utiliser le mode Fix avec LUT = LIN-01 S = 293 et G = 1,0

Si un système ou un mode de lecture spécifique n'est pas mentionné, il est recommandé de se référer au manuel d'utilisation du fabricant.

- **point 8.4.3.1, 8.5.1 et 8.5.2 du référentiel : mesure de la dose en cas de potters courbes**
  - **modalités particulières de la mesure de dose en cas de potters courbes**

Lors des mesures de dose avec des plaques de PMMA, notamment celles du point 8.4.3.1 dose glandulaire moyenne par épaisseur de PMMA, sur des installations de mammographie numérique disposant d'un potter courbe comme les systèmes à balayages, il convient d'appliquer une correction de distance au résultat de la mesure afin de prendre en compte l'écart entre le potter et les plaques de PMMA.

- **point 8.5.1 du référentiel : fonction de réponse du récepteur image**
  - **relations entre la valeur de pixel et le kerma dans l'air pour le contrôle de la fonction de réponse du détecteur**

Les relations suivantes entre la valeur de pixel et le kerma dans l'air à l'entrée doivent être linéaires :

<b>Système</b>	<b>Mode</b>	<b>Relation linéaire</b>
Agfa	System Diagnostic/Flat Field Mammo	Tracer la valeur moyenne du pixel dans la ROI standard en fonction du logarithme du kerma dans l'air à l'entrée
Fuji	Contrôle Qualité Mammographie en Mode FIX S=120 et L=4,0	Tracer la valeur moyenne du pixel dans la ROI standard en fonction du logarithme du kerma dans l'air à l'entrée
Kodak	Echantillons renommé CQ	Tracer la valeur moyenne du pixel dans la ROI standard en fonction du logarithme du kerma dans l'air à l'entrée
Konica Minolta	Fix LUT = LIN-01 S = 293 et G = 1.0	Tracer la valeur moyenne du pixel dans la ROI standard en fonction du logarithme du kerma dans l'air à l'entrée

- **point 8.6.1 du référentiel : seuil de visibilité du contraste**

• **modalités pour la détermination du seuil de visibilité du contraste**

Pour le diamètre 0,1 mm, il est demandé que soit déterminé les seuil de contraste moyen sur les 6 images. Pour chaque image, il convient de déterminer la dernière épaisseur d'or visible. L' épaisseur d'or moyenne des 6 images est la dernière épaisseur d'or visible sur au moins 4 des 6 images obtenues. Le seuil de contraste moyen est déterminée à partir du tableau de correspondance suivant :

<b>Dernière épaisseur d'or visible sur 4 des 6 images (mm)</b>	<b>Seuil de contraste (%)</b>
2,00	26,76
1,42	19,89
1,00	14,55
0,71	10,59
0,50	7,60