



Ministère de la Santé  
et des Services sociaux

**Mammographie numérique :**  
guide d'évaluation  
pour les médecins

Février 2021

## **ÉDITION**

La Direction des communications du ministère de la Santé et des Services sociaux

Le présent document est disponible uniquement en version électronique à l'adresse :  
**[www.msss.gouv.qc.ca](http://www.msss.gouv.qc.ca)** section **Publications**.

Le genre masculin utilisé dans ce document désigne aussi bien les femmes que les hommes.

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2021

Bibliothèque et Archives Canada, 2021

ISBN : 978-2-550-88669-3 (version PDF)

Tous droits réservés pour tous pays. La reproduction, par quelque procédé que ce soit, la traduction ou la diffusion de ce document, même partielles, sont interdites sans l'autorisation préalable des Publications du Québec. Cependant, la reproduction de ce document ou son utilisation à des fins personnelles, d'étude privée ou de recherche scientifique, mais non commerciales, sont permises à condition d'en mentionner la source.

© Gouvernement du Québec, 2021



#### Recherche, rédaction, traduction et adaptation :

M. Raymond Carrier, M. Sc., MBA, FCCPM, Laboratoire de santé publique du Québec (LSPQ)

M. Alain Gauvin, M. Sc., MBA, FCCPM, DABR, DABMP, CIIP, LSPQ

M<sup>me</sup> Maria Kalivas, t.i.m., LSPQ

#### Gestionnaire responsable du projet :

M<sup>me</sup> Micheline Fauvel, M. Sc., LSPQ

#### Invités consultés :

M. Normand Nadon, Ph. D., Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec (APIBQ)

M<sup>me</sup> Stéphanie Gaudreault, M. Sc., APIBQ

M<sup>me</sup> Francine Dinelle, Ph. D., APIBQ

M. Richard Tremblay, APIBQ

M. Jacques Blanchette, M. Sc., APIBQ

Ir Martin Benoit Gagnon, Phys Ing, M. Sc., Scol. 3<sup>e</sup>C, MSSS

M<sup>me</sup> Émilie Caouette, M. Sc., MSSS

M<sup>me</sup> Mireille Chinas, MBA, MSSS

M<sup>me</sup> Sylvie Poirier, Ph. D., MSSS

M<sup>me</sup> Guylaine Ouimet, t.i.m., technologue spécialisée en mammographie

M<sup>me</sup> Josée Roy, Ordre des technologues en imagerie médicale en radio-oncologie et en électrophysiologie médicale du Québec (OTIMROEPMQ)

M<sup>me</sup> Manon Rouleau, ing., Centre d'expertise clinique en radioprotection (CECR)

M. Moulay Ali Nassiri, Ph. D., CECR

M. Jean Mendy, M. Sc., CECR

M. Nagi Sharoubim, ing., CECR

Association québécoise des physiciens médicaux cliniques (AQPMC)

Association des radiologistes du Québec (ARQ)

M. Vincent Pitre, M. Sc.

M. Éric Jalbert, M. Sc.

Dr Gyorgy Hegyi, Ph. D.

#### Remerciements

En 2013, le passage à la mammographie numérique était déjà complété en très grande partie. Or, les normes de qualité pour le matériel numérique demeuraient largement des recommandations plutôt que des exigences fermes. La Direction générale de cancérologie (DGC) (maintenant le Programme québécois de cancérologie (PQC)) a mandaté l'Institut national de la santé publique du Québec pour préparer un document à l'intention des physiciens médicaux afin qu'ils utilisent tous les mêmes critères de qualité. Nous remercions particulièrement toute cette équipe, soit la gestionnaire responsable du projet et les auteurs qui ont rédigé le présent Guide pour le bénéfice de la qualité du Programme de contrôle de la qualité en mammographie au Québec. Les remerciements s'adressent également aux lecteurs et lectrices qui ont mis à profit leur expérience en révisant les différentes ébauches, contribuant ainsi, par leurs commentaires, à en faire un ouvrage plus précis, compréhensible, utile et indispensable.

Nous souhaitons aussi remercier les éditrices et responsables de la révision linguistique.

En terminant, nous voulons remercier toutes les personnes qui ont soutenu, de près ou de loin, l'équipe du PQC dans l'élaboration du Programme de contrôle de la qualité en mammographie numérique.

Des personnes citées plus haut ont aussi participé à la révision de 2020 et elles ont aussi été mises à contribution, il s'agit de MM. Vincent Pitre et Éric Jalbert ainsi que le Dr Gyorgy Hegyi.

## TABLE DES MATIÈRES

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>1 TESTS DE CONTRÔLE DE LA QUALITÉ À RÉALISER PAR LE PHYSICIEN MÉDICAL</b> .....	<b>5</b>
<b>2 UNITÉ DE MAMMOGRAPHIE</b> .....	<b>7</b>
2.1 Test 1 : Évaluation générale de l'unité de mammographie .....	7
2.1.1 Objectifs.....	7
2.1.2 Matériel nécessaire .....	7
2.1.3 Procédure à suivre .....	7
2.1.4 Recommandations et mesures correctives .....	8
2.1.5 Délai pour appliquer les mesures correctives.....	8
2.2 Test 2 : Force de compression et précision des indicateurs (force et épaisseur .....	9
2.2.1 Objectifs.....	9
2.2.2 Matériel nécessaire .....	9
2.2.3 Procédure à suivre .....	9
2.2.4 Résultats et tolérances .....	11
2.2.5 Recommandations et mesures correctives .....	11
2.2.6 Délai pour appliquer les mesures correctives.....	11
2.3 Test 3 : Évaluation du Système d'exposition automatique (SEA) .....	12
2.3.1 Objectifs.....	12
2.3.2 Matériel nécessaire .....	12
2.3.3 Procédure à suivre .....	12
2.3.4 Résultats et tolérances .....	15
2.3.5 Recommandations et mesures correctives .....	17
2.3.6 Délai pour appliquer les mesures correctives.....	17
2.4 Test 4 : Réponse du détecteur, des récepteurs et analyse du bruit .....	18
2.4.1 Objectifs.....	18
2.4.2 Matériel nécessaire .....	18
2.4.3 Procédure à suivre .....	18
2.4.4 Résultats et tolérances .....	20
2.4.5 Recommandations et mesures correctives .....	21
2.4.6 Délai pour appliquer les mesures correctives.....	21
2.5 Test 5 : Distorsion géométrique et artéfacts du détecteur et des récepteurs.....	22
2.5.1 Objectif .....	22
2.5.2 Matériel nécessaire .....	22
2.5.3 Procédure à suivre .....	22
2.5.4 Résultats et tolérances .....	22
2.5.5 Recommandations et mesures correctives .....	23
2.5.6 Délai pour appliquer les mesures correctives.....	23
2.6 Test 6 : Détection d'images résiduelles .....	24
2.6.1 Objectif .....	24
2.6.2 Matériel nécessaire .....	24
2.6.3 Procédure à suivre .....	24
2.6.4 Résultats et tolérances .....	25
2.6.5 Recommandations et mesures correctives .....	25
2.6.6 Délai pour appliquer les mesures correctives.....	25

2.7	Test 7 : Uniformité des récepteurs, évaluation des artéfacts et homogénéité du détecteur et des récepteurs.....	26
2.7.1	Objectifs.....	26
2.7.2	Matériel nécessaire.....	26
2.7.3	Procédure à suivre.....	26
2.7.4	Résultats et tolérances.....	30
2.7.5	Recommandations et mesures correctives.....	31
2.7.6	Délai pour appliquer les mesures correctives.....	32
2.8	Test 8 : Fonction de transfert de modulation (FTM).....	33
2.8.1	Objectif.....	33
2.8.2	Matériel nécessaire.....	33
2.8.3	Procédure à suivre.....	33
2.8.4	Résultats et tolérances.....	35
2.8.5	Recommandations et mesures correctives.....	36
2.8.6	Délai pour appliquer les mesures correctives.....	36
2.9	Test 9 : Vérification de la tension (reproductibilité, exactitude, linéarité et débits).....	37
2.9.1	Objectifs.....	37
2.9.2	Matériel nécessaire.....	37
2.9.3	Procédure à suivre.....	37
2.9.4	Résultats et tolérances.....	39
2.9.5	Délai pour appliquer les mesures correctives.....	39
2.10	Test 10 : Couche de demi-atténuation (CDA).....	40
2.10.1	Objectif.....	40
2.10.2	Matériel nécessaire.....	40
2.10.3	Procédure à suivre.....	40
2.10.4	Résultats et tolérances.....	41
2.10.5	Recommandations et mesures correctives.....	41
2.10.6	Délai pour appliquer les mesures correctives.....	42
2.11	Test 11 : Kerma incident dans l'air à la surface des feuilles de PMMA.....	43
2.11.1	Objectif.....	43
2.11.2	Matériel nécessaire.....	43
2.11.3	Procédure à suivre.....	43
2.12	Test 12 : Dose glandulaire moyenne (DGM).....	45
2.12.1	Objectif.....	45
2.12.2	Matériel nécessaire.....	45
2.12.3	Procédure à suivre.....	45
2.12.4	Résultats et tolérances.....	47
2.12.5	Recommandations et mesures correctives.....	47
2.13	Test 13 : Collimation (congruence, alignement, tissu manquant).....	48
2.13.1	Objectifs.....	48
2.13.2	Matériel nécessaire.....	48
2.13.3	Procédure à suivre.....	49
2.13.4	Résultats et tolérances.....	49
2.13.5	Délai pour appliquer les mesures correctives.....	50
2.14	Test 14 : Conditions d'affichage et de lecture.....	51
2.14.1	Objectifs.....	51
2.14.2	Matériel nécessaire.....	52
2.14.3	Procédure à suivre.....	52

2.14.4	Résultats et tolérances .....	58
2.14.5	Mesures correctives et délai d'application .....	59
2.15	Test 15 : Évaluation de l'image du fantôme .....	60
2.15.1	Objectif .....	60
2.15.2	Matériel nécessaire .....	60
2.15.3	Procédure à suivre .....	60
2.15.4	Résultats et tolérances .....	61
2.15.5	Recommandations et mesures correctives .....	61
2.16	Test 16 : Blindage de la salle et protection de l'opérateur .....	62
2.16.1	Objectif .....	62
2.16.2	Matériel nécessaire .....	62
2.16.3	Procédure à suivre .....	62
2.16.4	Résultats et tolérances .....	63
2.16.5	Recommandations et mesures correctives .....	64
2.16.6	Délai pour appliquer les mesures correctives.....	64
<b>3</b>	<b>INSTRUMENTS DE MESURE ET MATÉRIEL UTILISÉS PAR LE PHYSICIEN MÉDICAL .....</b>	<b>65</b>
3.1	Liste des instruments de mesure et du matériel .....	65
3.2	Description des instruments de mesure et du matériel.....	66
3.2.1	Électromètre, chambre d'ionisation et détecteur de rayonnement à l'état solide .....	66
3.2.2	Coussins de mousse et serviettes .....	66
3.2.3	Fantômes servant à vérifier la qualité de l'image .....	66
3.2.4	Feuilles de PMMA (absorbants d'acrylique) .....	67
3.2.5	Formulaires.....	67
3.2.6	Filtres d'aluminium.....	67
3.2.7	Kilovoltmètre .....	67
3.2.8	Marqueurs .....	68
3.2.9	Détecteurs des limites du faisceau de rayons X.....	68
3.2.10	Mires de résolution .....	68
3.2.11	Équipement de mesure de la compression ou pèse-personne .....	68
3.2.12	Photomètre étalonné .....	68
3.2.13	Objet test pour distorsion.....	69
3.2.14	Tables de conversion .....	69
3.2.15	Mires TG18.....	69
<b>4</b>	<b>VÉRIFICATION PAR LE PHYSICIEN ET MODALITÉS D'APPLICATION.....</b>	<b>71</b>
4.1	Visite du physicien .....	71
4.1.1	Rencontre initiale avec la technologue en imagerie médicale.....	71
4.1.2	Vérifications du physicien .....	71
4.1.3	Second échange avec la technologue en imagerie médicale et le radiologiste responsable.....	71
4.2	Rapport du physicien .....	71
4.2.1	Conservation des rapports, y compris les images .....	72
4.3	Fréquence des vérifications par le physicien .....	72
4.4	Vérifications ad hoc.....	72
4.4.1	Modification apportée .....	73
4.4.2	Importance de la modification.....	73
4.4.3	Type d'intervention du physicien .....	73

4.5	Résumé des normes et actions correctives .....	76
<b>5</b>	<b>RAPPORT .....</b>	<b>81</b>
5.1	Identification du centre .....	81
5.2	Équipement d'imagerie.....	81
5.3	Instruments de mesure du centre.....	81
5.4	Contrôle de la qualité dans le centre de mammographie.....	81
5.5	Charte technique.....	82
5.6	Présentation du rapport.....	82
<b>6</b>	<b>FORMULAIRES .....</b>	<b>83</b>
<b>7</b>	<b>RÉFÉRENCES .....</b>	<b>85</b>



## LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau 1</b>	Liste des tests à réaliser par le physicien médical lors d'une évaluation.....	5
<b>Tableau 2</b>	Réglages et indices d'exposition pour la mesure des systèmes CR .....	12
<b>Tableau 3</b>	Grosseur de sein et épaisseur des pièces intercalaires à utiliser <sup>[3, 8]</sup> .....	13
<b>Tableau 4</b>	Valeurs de SDNR pour un objet de contraste de 0,2 mm d'aluminium <sup>[3]</sup> .....	16
<b>Tableau 5</b>	Tolérances pour les paramètres qualifiant les détecteurs et récepteurs .....	20
<b>Tableau 6</b>	Fréquence acceptable pour la chute de FTM à 50 % pour la direction parallèle à la paroi thoracique <sup>[3]</sup> .....	36
<b>Tableau 7</b>	Débit minimal de radiation à 28 kV pour un sein moyen, en mGy/s à 45 mm du plateau pour diverses combinaisons anode/filtre <sup>[11]</sup> .....	39
<b>Tableau 8</b>	Valeurs de F pour limites supérieures de la CDA <sup>[3]</sup> .....	41
<b>Tableau 9</b>	Valeurs des facteurs g et c selon la CDA et l'épaisseur du sein <sup>[3]</sup> .....	46
<b>Tableau 10</b>	Valeurs du facteur s selon la combinaison anode-filtre <sup>[3,12]</sup> .....	46
<b>Tableau 11</b>	Valeurs du facteur s pour la combinaison Tungstène-Aluminium selon des épaisseurs variables de PMMA <sup>[9]</sup> .....	47
<b>Tableau 12</b>	Limites acceptables en mGy pour la DGM selon l'épaisseur <sup>[3]</sup> .....	47
<b>Tableau 13</b>	Description du patron de la mire TG18-QC .....	55
<b>Tableau 14</b>	Description des mires TG18-UN et TG18-UNL .....	57
<b>Tableau 15</b>	Score minimal pour la réussite du test de l'image du fantôme .....	61
<b>Tableau 16</b>	Facteurs d'occupation suggérés dans CS-36 <sup>[2, 10]</sup> .....	63
<b>Tableau 17</b>	Quelques données utiles additionnelles <sup>[5]</sup> .....	64
<b>Tableau 18</b>	Instruments de mesure et accessoires utilisés par le physicien médical.....	65
<b>Tableau 19</b>	Intervention du physicien selon les modifications apportées à l'équipement .....	74
<b>Tableau 20</b>	Normes et mesures correctives .....	77
<b>Tableau 21</b>	Titre des formulaires .....	84



## LISTE DES FIGURES

Figure 1	Calcul de la SDNR .....	14
Figure 2	Montage pour l'évaluation d'images résiduelles .....	25
Figure 3	Emplacement des neuf zones d'analyse d'homogénéité sur format 18 x 24 .....	29
Figure 4	Emplacement des neuf zones d'analyse d'homogénéité sur format 24 x 30 .....	30
Figure 5	Montage pour mesurer la FTM .....	33
Figure 6	Objet test de résolution, 0,5-10,0 paires de lignes/mm .....	35
Figure 7	La mire TG18-QC .....	53
Figure 8	Les mires TG18-UN10 et TG18-UN80 .....	56
Figure 9	La mesure de la luminance à partir des mires TG18-UNL10 et TG18-UNL80 .....	57
Figure 10	Les mires TG18-LN12 (01 à 18) .....	58
Figure 11	Le fantôme RMI156 : physique, insertions, radiographie .....	66



## LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AIEA	Agence internationale de l'énergie atomique ( <i>International Atomic Energy Agency</i> )
APIBQ	Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec
AQPMC	Association québécoise des physicien(ne)s médicaux cliniques
ARQ	Association des radiologistes du Québec
CAR	Association canadienne des radiologistes
CDA	Couche de demi-atténuation
CECR	Centre d'expertise clinique en radioprotection
CR	Radiographie assistée par ordinateur utilisant des écrans photostimulables : « Cassette-récepteur » - ( <i>Computed radiography</i> ) <sup>1</sup>
DGM	Dose glandulaire moyenne
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DR	Radiographie numérique à captation directe : « Détecteur-récepteur » ( <i>Direct radiography</i> ) <sup>2</sup>
ERLM	Écrans radioluminescents à mémoire ou écrans photostimulables ou plaques photostimulables
FTM	Fonction de transfert de modulation
GSDF	<i>Grayscale Standard Display Function</i>
IE	Indice d'exposition ( <i>Exposure index</i> )
IHE	<i>Integrating the Healthcare Enterprise</i>
kV	Kilovolt
mAs	Milliampère-seconde
mGy	Milligray
MSSS	Ministère de la Santé et des Services sociaux
mSv	Millisievert
OTIMROEPMQ	Ordre des technologues en imagerie médicale, en radio-oncologie et en électrophysiologie médicale du Québec
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PAM	Programme d'agrément en mammographie
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle ( <i>Polymethyl methacrylate</i> )
PQDCS	Programme québécois de dépistage du cancer du sein
ROI	Région d'intérêt ( <i>Region of interest</i> )
RSB	Rapport signal-bruit
SDNR	Rapport de la différence du signal sur le bruit ( <i>Signal difference to noise ratio</i> ) <sup>3</sup>
SEA	Système d'exposition automatique
VMP	Valeur moyenne des pixels ( <i>Mean Pixel Value</i> )

<sup>1</sup> Technologie numérisée utilisant des écrans radioluminescents à mémoire (ERLM), aussi appelés écrans photostimulables. Dans le présent Guide, appellation d'un système numérique avec ERLM.

<sup>2</sup> Dans le présent Guide, appellation d'un système numérique avec détecteur intégré.

<sup>3</sup> SDNR sera utilisé en remplacement du concept similaire, soit le rapport contraste sur bruit dont les définitions diffèrent légèrement. SDNR utilise simplement, pour le bruit, l'écart-type de la ROI à côté de l'objet de contraste.



## INTRODUCTION

La mammographie est un examen fondamental dans l'exploration du sein. C'est en effet la méthode la plus efficace pour détecter le cancer du sein ; son efficacité dépend cependant de la qualité de l'examen.

Pour assurer la qualité optimale des examens effectués dans les centres de mammographie, le ministère de la Santé et des Services sociaux (MSSS) a instauré un programme de contrôle de la qualité en 1997. Ce programme, qui a permis une nette amélioration de la qualité des examens, propose des outils d'aide aux professionnels participant au processus de contrôle de la qualité en mammographie. Tous ces professionnels doivent travailler ensemble afin d'atteindre les objectifs ciblés en ce qui a trait à l'assurance de la qualité.

La partie du programme de qualité réalisée par les physiciens médicaux<sup>4</sup> a été présentée en 2006 dans le *Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie - Volume 2 : Physicien biomédical*. Ce manuel précise les procédures à suivre et les critères à respecter pour la réalisation des tests de contrôle de la qualité, tant pour la technologie sur film que pour la technologie numérique qui commençait alors à poindre. En 2014, la transformation du réseau a été complétée et toute la mammographie s'effectue désormais en mode numérique. Ainsi, une version totalement dédiée à la technologie numérique est proposée dans le présent document, intitulé *Mammographie numérique : guide d'évaluation pour les physiciens médicaux*, ci-après appelé Guide. Ce Guide précise davantage les procédures de tests d'évaluation, l'interprétation des résultats et les critères conduisant aux meilleures images avec une attention relative à l'utilisation optimale et sécuritaire des radiations. Pour les équipements et les accessoires liés à l'utilisation de films (négatoscopes, imprimantes, numériseurs), il faut continuer à se référer au manuel mentionné en début de paragraphe. Il en est également ainsi pour la stéréotaxie, bien que les moniteurs qui y sont utilisés soient soumis aux normes décrites dans ce Guide. En revanche, les unités mobiles, désormais numériques doivent rencontrer les mêmes normes que les unités fixes.

Les développements technologiques, l'arrivée de nouveaux équipements ou fabricants ainsi que les différentes contraintes liées à l'application de ces technologies exigeront des mises à jour régulières, des amendements ou des directives à l'utilisation de ce Guide et obligeront les différents groupes de professionnels à acquérir de nouvelles connaissances.

En plus de procéder aux vérifications nécessaires sur les unités de mammographie numérique, les physiciens médicaux accrédités en mammographie par le Collège canadien des physiciens en médecine exercent un rôle de consultants pour les centres de mammographie. Un travail d'équipe et une complicité entre les groupes de professionnels, particulièrement entre les radiologistes, les physiciens médicaux, et les technologues en imagerie médicale<sup>5</sup>, assureront un meilleur suivi ainsi qu'une meilleure compréhension des problèmes techniques et des corrections

---

<sup>4</sup> Dans le présent document, les termes « physiciens médicaux » sont considérés équivalents à « physiciens biomédicaux ».

<sup>5</sup> À noter que d'autres professionnels, dont les ingénieurs et les architectes, peuvent aussi être interpellés lorsque requis, en conformité avec les lois et règlements d'ordre public.

requis. Pour que la qualité des mammographies soit optimale et constante, tous les professionnels impliqués doivent suivre rigoureusement le programme de contrôle de la qualité.

Pour chaque procédure et chaque test recommandé, nous précisons le cas échéant, l'objectif ciblé, le matériel nécessaire, la procédure à suivre, les précautions à prendre, les critères de performance recommandés ainsi que les mesures correctives à apporter pour atteindre les normes fixées.

Au moment de la publication du présent Guide, l'évaluation des systèmes de mammographie numérique, soit ceux utilisés lors des tests décrits dans ce document, est exigée tous les six mois. Cette fréquence pourrait être révisée par le MSSS en fonction de nouvelles activités structurées de contrôle de la qualité. Des vérifications ponctuelles, découlant d'un changement apporté à l'équipement ou à l'un de ses composants, peuvent être nécessaires et devront respecter le même protocole. Afin de s'assurer de la bonne compréhension des partenaires, le physicien médical utilisera les formulaires disponibles en format Excel à la section Publications du site web du MSSS dont l'adresse est : [www.msss.gouv.qc.ca](http://www.msss.gouv.qc.ca).

Une publication récente explore à l'échelle internationale les nombreuses considérations relatives au contrôle de la qualité en mammographie numérique. L'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA) a publié son rapport no.17 en 2011 : *Quality Assurance Programme for Digital Mammography*. La participation de plus de 150 pays à l'AIEA assure un haut degré de fiabilité, et beaucoup de pays ou juridictions ont repris ces normes pour les adapter à leur situation nationale ou régionale. Le présent ouvrage a traduit et adapté bon nombre des tests pour physiciens décrits dans le rapport AIEA, avec la permission de l'organisme.

*[Traduction]<sup>6</sup> Les sections 2.1 à 2.13 sont une traduction, adaptation et reproduction de tableaux et d'extraits tirés du chapitre 8, « Medical Physicist's Quality Control Tests », du Quality Assurance Programme for Digital Mammography<sup>7</sup>. Cette traduction a été préparée par l'Institut national de santé publique du Québec. La version originale de ce matériel est la version en langue anglaise distribuée par l'AIEA ou au nom de l'AIEA par des personnes dûment autorisées. L'AIEA ne donne aucune garantie et décline toute responsabilité pour l'exactitude, la qualité, l'authenticité, ou la réalisation de cette traduction et sa publication, et décline toute responsabilité pour toute perte ou dommage, consécutifs ou non, découlant directement ou indirectement de l'utilisation de cette traduction.*

En novembre 2013, Santé Canada rendait disponible un nouveau code de sécurité sur la mammographie intitulé Radioprotection et normes de qualité en mammographie - Procédure de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X mammographique : Code de sécurité 36. Le document précédent de Santé Canada, Radioprotection dans l'exercice de la mammographie : Recommandations concernant l'utilisation des appareils de mammographie - Code de sécurité 33 datait de 1995 et ne traitait pas de la technologie numérique. Le Code de sécurité 36 est un ouvrage qui porte uniquement sur la mammographie et qui s'inscrit dans la continuité du précédent rapport Code de sécurité 35 : Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux, qui s'intéresse à la radioprotection et au contrôle de la qualité des appareils d'imagerie à rayons X dans les grands établissements radiologiques

---

<sup>6</sup> La version originale de ce texte a été fournie par Mme Miriam Edvardsen, Publications Assistant.

<sup>7</sup> IAEA (2011). « Medical Physicist's Quality Control », *Quality Assurance Programme for Digital Mammography*, IAEA Human Health Series No. 17, pp.79-135, © IAEA 2011.

médicaux. Plusieurs tests de contrôle de la qualité présentés dans le Code de sécurité 36 sont inspirés du rapport de l'AIEA cité précédemment.

Le lecteur trouvera dans les précédents ouvrages des informations sur bien des aspects techniques, scientifiques et organisationnels de la mammographie. Des articles choisis et un suivi de la littérature lui permettront de parfaire ses connaissances au besoin.

Le présent document se limite au travail du physicien médical certifié en mammographie par le Collège canadien des physiciens en médecine dans son rôle particulier d'évaluation des unités de mammographie numérique aux fins de la certification en mammographie des équipements et des centres de mammographie.

Enfin, ce guide se concentre sur la technologie qui est reconnue et recommandée par le MSSS pour le dépistage du cancer du sein. Les technologies émergentes qui ne sont pas recommandées à ce jour par le MSSS n'y sont donc pas traitées.



# 1 TESTS DE CONTRÔLE DE LA QUALITÉ À RÉALISER PAR LE PHYSICIEN MÉDICAL

Le tableau 1 énumère les tests de contrôle de la qualité qui doivent être effectués par le physicien médical. Les tests ne doivent pas nécessairement être faits dans l'ordre où ils apparaissent dans le tableau. Le physicien médical choisira l'ordre en fonction de divers facteurs liés à l'unité de mammographie et en fonction de ses préférences, en gardant toujours à l'esprit qu'il y a des tests dont les résultats peuvent affecter l'exécution d'autres tests. Des formulaires de collecte de données et de production de résultats sont disponibles en format Excel dans la section Publications du site web du MSSS; ils contiennent des calculs automatiques et des fonctions qui analysent la conformité des résultats. Pour la plupart des tests, il peut être utile de procéder à l'analyse d'images sur un ordinateur distinct si le logiciel du poste d'acquisition n'est pas doté des fonctions requises. À cet effet, il est souhaitable que les images des tests soient exportées à partir du système de mammographie numérique selon la norme DICOM, à l'aide de la classe de service *Digital Mammography Image Storage – For Presentation*<sup>8</sup> pour les images fantômes, et de la classe de service *Digital Mammography Image Storage – For Processing*<sup>9</sup> pour les images utilisées pour des évaluations quantitatives.

**Tableau 1 Liste des tests à réaliser par le physicien médical lors d'une évaluation**

Catégorie	N°	Test
Mammographe	1	Évaluation générale de l'unité de mammographie
Compression	2	Force de compression et précision des indicateurs (force et épaisseur)
Système d'exposition automatique (SEA)	3	Évaluation du Système d'exposition automatique (SEA)
Détecteur et récepteurs	4	Réponse du détecteur, des récepteurs et analyse du bruit
	5	Distorsion géométrique et artefacts du détecteur et des récepteurs
	6	Détection d'images résiduelles
	7	Uniformité des récepteurs, évaluation des artefacts et homogénéité du détecteur et des récepteurs
Résolution	8	Fonction de transfert de modulation (FTM)
Caractéristiques de l'équipement de rayons X	9	Vérification de la tension (reproductibilité, exactitude, linéarité et débits)
	10	Couche de demi-atténuation (CDA)
	11	Kerma incident dans l'air à la surface des feuilles de PMMA
Dosimétrie	12	Dose glandulaire moyenne (DGM)
Collimation	13	Collimation (congruence, alignement, tissu manquant)
Affichage des images	14	Conditions d'affichage et de lecture
Qualité d'image	15	Évaluation de l'image du fantôme
Blindage	16	Blindage de la salle et protection de l'opérateur

<sup>8</sup> Mode d'affichage d'images aux fins d'observation. L'appellation *for presentation* fait référence à une classe de service de la norme DICOM qui présente un format d'image comprenant des corrections de contraste qu'on ne peut utiliser pour obtenir certaines mesures, comme la différence de rapport signal-bruit.

<sup>9</sup> Mode d'affichage d'image aux fins d'analyse. L'appellation *for processing* fait aussi référence à une classe de service de la norme DICOM. L'image se rapproche davantage de l'image brute à la sortie du capteur. Toutefois, l'algorithme d'uniformité peut avoir été appliqué.

L'équipement évalué par le physicien est généralement indiqué sur le formulaire *Information générale relative à l'installation* (onglets *Info et éqpmt* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS). Toutefois, si des stations de travail sont utilisées par l'équipe médicale pour la lecture des images du centre, le physicien devra en tenir compte lors de l'évaluation, comme si ces appareils se trouvaient au même endroit c'est-à-dire sur le site évalué.

Lors de la production d'images à des fins de contrôle de la qualité, il est important que les images soient facilement identifiables et récupérables. Dans la plupart des cas, il est nécessaire d'effectuer des mesures sur des images selon la norme DICOM. Ainsi, il faudra souvent exporter ces images à partir de l'unité d'acquisition, possibilité inhérente aux installations, puisque la majorité des systèmes sont configurés pour envoyer les images traitées au *Picture Archiving and Communication System* (PACS). Sur certains postes de travail d'acquisition, les images ne sont classées qu'à partir de leur nom en DICOM, ce qui rend difficile, voire impossible, la reconnaissance des tests correspondants. Pour éviter ces difficultés, il est parfois utile de stocker chaque groupe d'images relatives à un même test comme on le fait pour chaque patient. Certains tests nécessitent la production de multiples images. Il importe donc pour chaque test de nommer individuellement les images ; on peut le faire en utilisant des numéros ou en enregistrant l'heure précise d'acquisition. Dans certains systèmes, les images sont stockées séquentiellement, en dépit du fait que le test a reçu un nom. Il importe de prendre les précautions nécessaires pour éviter l'analyse d'une image erronée.

Lorsque des systèmes permettent d'envoyer les images directement au PACS, il est important de vérifier que le PACS reconnaît ces images comme des études tests. Le physicien doit s'assurer que les images qu'il produit n'interfèrent pas avec la gestion du PACS local.

## 2 UNITÉ DE MAMMOGRAPHIE

### 2.1 TEST 1 : ÉVALUATION GÉNÉRALE DE L'UNITÉ DE MAMMOGRAPHIE

Une unité de mammographie contient de nombreux composants mécaniques. Ceux-ci sont soumis à l'usure ou à la dégradation au fil du temps, entraînant des problèmes potentiels de sécurité ou de performance. Par conséquent, ces composants doivent être contrôlés sur une base régulière. Il est également essentiel que les paramètres de l'examen soient correctement enregistrés dans le fichier d'image numérique.

#### 2.1.1 Objectifs

- S'assurer que tous les verrous, les indicateurs, les dispositifs de support mécanique du tube à rayons X et les dispositifs de support pour la patiente fonctionnent correctement;
- Vérifier que les en-têtes des fichiers d'images sont bien remplis selon la norme DICOM.

#### 2.1.2 Matériel nécessaire

Le présent test prend la forme d'une observation. L'analyse de l'en-tête DICOM demande l'accès à un logiciel capable d'afficher le contenu de cet en-tête. Le physicien médical aura aussi besoin du formulaire *Évaluation générale de l'unité de mammographie*.

#### 2.1.3 Procédure à suivre

- 1) Vérifiez que l'unité de mammographie dédiée et autonome est mécaniquement stable dans des conditions normales de fonctionnement.
- 2) Faites une inspection visuelle de l'appareil et des pièces détachées, en vérifiant qu'il n'y a pas de fissures dans les plaques de compression, que le porte-grille (*bucky* ou support de grille mobile) est propre et que l'ensemble des composants de l'unité se comporte bien.
- 3) Assurez-vous que tous les tuyaux et les câbles sont exempts de cassures ou de nœuds. Les tuyaux et les câbles ne doivent pas être situés sous l'équipement ou des objets lourds.
- 4) Vérifiez que toutes les pièces mobiles se déplacent librement, sans frottement excessif, qu'il y a des coussins ou des pare-chocs qui limitent de manière appropriée l'amplitude des mouvements et qu'aucun obstacle n'entrave la course complète des mouvements.
- 5) Testez chaque verrou indépendamment afin de vérifier que les mouvements mécaniques répondent bien aux commandes.
- 6) Vérifiez que les indicateurs d'angulation sont fonctionnels.
- 7) Vérifiez que la mécanique du récepteur d'image fonctionne sans oscillation ou vibration en mode normal.
- 8) Pour les systèmes CR seulement, vérifiez que la cassette glisse en douceur dans son support et qu'elle est maintenue en toute sécurité, peu importe l'angle de l'appareil.
- 9) Vérifiez qu'il est possible de désactiver la fonction d'autodécompression, le cas échéant, de sorte que la compression puisse être maintenue (exemple : lors d'une biopsie à l'aiguille) et que l'affichage du mode soit en fonction en permanence.
- 10) Vérifiez que le sein peut être libéré par un arrêt manuel de la compression en cas de panne de courant ou si l'arrêt automatique de la compression échoue.

- 11) Vérifiez que, en fonctionnement normal, la patiente et l'opérateur ne sont pas exposés à des bords tranchants ou rugueux ou à d'autres risques mécaniques ou électriques.
- 12) Vérifiez que toutes les touches du panneau, les voyants lumineux et les afficheurs fonctionnent correctement.
- 13) Vérifiez que l'opérateur est suffisamment protégé du rayonnement par un blindage pendant l'exposition, que les accessoires de radioprotection sont efficaces et conformes et aussi que la gaine du tube est intacte.
- 14) Vérifiez, avec la technologie, que la charte technique affichée est exacte et à jour.
- 15) Relevez le numéro de version du logiciel de l'appareil. Vérifiez si la modalité supporte l'acteur *Integrating the Healthcare Enterprise (IHE)* « *Acquisition modality* » du profil « *Mammography image* ». Voir le formulaire pour une liste des versions conformes à l'IHE.
- 16) Notez sur le formulaire de collecte de données si chaque élément inspecté est conforme ou non.

#### **2.1.4 Recommandations et mesures correctives**

L'unité de mammographie numérique doit être installée de façon sécuritaire et ne doit présenter aucun risque excessif.

Les éléments qui sont dangereux ou inopérants ou encore qui fonctionnent mal doivent être réparés par des techniciens qualifiés<sup>10</sup>.

La non-conformité IHE ne devait faire l'objet que d'une mention au bénéfice du titulaire de permis, et elle ne constitue pas une non-conformité qu'il est nécessaire de corriger.

#### **2.1.5 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Pour toutes les étapes de la procédure décrite à la section 2.1.3, des mesures correctives doivent être prises rapidement, voire immédiatement s'il y a un potentiel immédiat de danger pour la patiente, le personnel ou le public. Pour les cas moins urgents, tels que déterminés par le médecin, les mesures correctives doivent être prises dans les 30 jours suivant la vérification.

---

<sup>10</sup> Par *techniciens qualifiés*, nous entendons des techniciens formés par les fabricants des unités de mammographie.

## 2.2 TEST 2 : FORCE DE COMPRESSION ET PRÉCISION DES INDICATEURS (FORCE ET ÉPAISSEUR)

Une compression adéquate est essentielle pour obtenir une mammographie de haute qualité. La compression réduit l'épaisseur du tissu, ce qui diminue la diffusion des rayons et la superposition des structures, ce qui permet d'augmenter le contraste et de réduire l'exposition aux radiations. De ce fait, la compression améliore la netteté de l'image, fournissant ainsi une représentation moins floue des structures dont les mouvements sont réduits. De plus, la compression uniformise l'épaisseur du sein, ce qui conduit à des densités d'image plus uniformes et facilite ainsi l'interprétation. L'épaisseur du sein comprimé est affichée sur le mammographe, et cette valeur est souvent utilisée pour le choix des facteurs techniques. Il importe donc que cette valeur soit précise.

### 2.2.1 Objectifs

- Vérifier que le mammographe fournit une compression suffisante en mode manuel et en mode automatique, sans que cette compression soit excessive;
- Vérifier l'exactitude de l'indicateur de force de compression, si l'appareil possède cette fonction;
- Vérifier l'exactitude de l'indicateur d'épaisseur à la suite de la compression;
- Vérifier que les plaques de compression ne démontrent pas une déflexion excessive, sauf dans les cas où la conception de ces plaques a été volontairement orientée vers une flexibilité accrue à des fins spécifiques.

### 2.2.2 Matériel nécessaire

- Un pèse-personne étalonné ou un appareil de mesure dédié à cette fonction;
- Des serviettes ou des blocs de mousse;
- Des feuilles de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) utilisées pour les tests du SEA;
- Un instrument de mesure d'épaisseur;
- Le formulaire *Force de compression et précision des indicateurs (force et épaisseur)* (onglet 2.2 *Compression* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.2.3 Procédure à suivre

#### A. Mode de compression automatique

- 1) Placez une serviette sur le porte-grille, puis le pèse-personne (ou l'appareil de mesure dédié à cette fonction) par-dessus la serviette. Assurez-vous que le pèse-personne est bien centré, directement sous la plaque de compression.
- 2) Placez une ou plusieurs serviettes (ou un bloc de mousse) sur le pèse-personne afin de protéger la plaque de compression, tout en évitant de masquer l'afficheur de l'appareil.

- 3) Activez la plaque de compression jusqu'à ce qu'elle s'arrête à la force maximale disponible. Cette étape peut nécessiter une deuxième activation de la pédale dédiée à la compression.
- 4) Lisez les valeurs de la force de compression sur l'afficheur de l'appareil et sur le pèse-personne, puis enregistrez ces valeurs dans le formulaire d'évaluation de la compression.
- 5) Relâchez la compression.
- 6) Répétez les étapes 3 à 5 pour des prises de mesures additionnelles et remplissez le formulaire.
- 7) Appliquez une compression minimale de 10 kg<sup>11</sup> et maintenez cette compression pendant une minute. Lisez et notez les valeurs mesurées au début et à la fin de la minute, sur le pèse-personne.

## **B. Mode de compression manuel**

- 1) Actionnez la plaque de compression jusqu'à ce qu'elle s'arrête.
- 2) Lisez et enregistrez la force de compression dans le formulaire de collecte de données.
- 3) Relâchez la compression.

## **C. Indicateur d'épaisseur**

- 1) Alignez les feuilles de PMMA (20, 45 et 70 mm) sur le bord de la paroi thoracique du porte-grille. Idéalement, il faut utiliser de grandes feuilles de PMMA pour éviter la déformation de la plaque de compression et réduire les imprécisions de mesure d'épaisseur pouvant survenir s'il y a une inclinaison de la plaque de compression.

Dans certains systèmes, l'indicateur d'épaisseur du sein est étalonné par le fabricant à partir de l'inclinaison de la plaque de compression. Dans ce cas, la dimension réelle des feuilles de PMMA devrait permettre d'incliner la plaque de compression au cours du test. Il est important de ne pas trop comprimer, car plus la force de compression est élevée, plus l'inclinaison sera grande, faussant ainsi l'épaisseur indiquée.

- 2) Appliquez une force de compression de 10 kg, par exemple. Notez la valeur de la force. La force appliquée pour cette mesure étant établie, la même force doit être utilisée pour toutes les mesures ultérieures.
- 3) Comparez l'épaisseur affichée avec l'épaisseur réelle placée sur le porte-grille.

## **D. Déflexion (Applicable aux plaques de compression rigides)**

- 1) Mettez un objet de taille comparable à un sein de 45 mm d'épaisseur (p. ex. le fantôme de mammographie RMI 156 ou l'équivalent) centré latéralement sur le plateau.
- 2) Appliquez une force de compression de 10 kg.
- 3) Mesurez la hauteur de la plaque de compression par rapport au plateau aux quatre coins de la plaque, puis notez les résultats.

---

<sup>11</sup> Une force devrait être exprimée en Newton (N) et une pression en Newton par mètre cube (N/m<sup>2</sup>). Certains appareils utilisent la sous-unité décanewton (daN), mais la plupart font référence à la masse équivalente en kilogrammes (kg) pour produire une telle force sous l'effet de la gravité terrestre. Le présent guide utilise cet accroc à des fins pratiques étant donné l'utilisation d'un équipement gradué pour des masses.



### **2.2.4 Résultats et tolérances**

- 1) La force maximale de compression en mode automatique doit être d'au moins 15 kg et d'au plus 20 kg. La mesure faite par le physicien a une exactitude de 0,5 kg (voir section 3.2.11) et certains appareils sont construits sur la base des normes de l'IEC<sup>[11]</sup> exprimées en décanewton (daN) de sorte qu'en toutes circonstances la force maximale de compression ne doit pas dépasser 21 kg.
- 2) La force maximale de compression en mode manuel devrait être limitée à 30 kg. Conséquemment, la mesure faite par le physicien ne devrait en aucun cas dépasser 31 kg en tenant compte de l'exactitude de l'instrument de mesure et la norme de construction exprimée en daN.
- 3) L'exactitude de la valeur affichée doit être de  $\pm 2$  kg par rapport à l'instrument du physicien.
- 4) L'appareil doit être capable de maintenir une force de compression avec la même exactitude pendant une minute ( $\pm 1$  kg).
- 5) L'épaisseur affichée doit correspondre à  $\pm 8$  mm de l'épaisseur réelle.
- 6) Pour le test de déflexion, la différence de hauteur entre deux coins quelconques ne devrait pas excéder 10 mm.

### **2.2.5 Recommandations et mesures correctives**

Si les valeurs mesurées lors de ce test se situent en dehors des tolérances, le dispositif de compression doit être étalonné par un technicien qualifié.

### **2.2.6 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Si l'unité de mammographie ne permet pas d'atteindre la force de compression requise et de la maintenir adéquatement (tolérances 1 et 4), le problème devrait être corrigé immédiatement. Pour tous les autres cas hors des tolérances, le problème devrait être corrigé rapidement sans dépasser 30 jours suivant le test. L'amplitude des écarts à la tolérance pourrait nécessiter une intervention plus rapide.

## 2.3 TEST 3 : ÉVALUATION DU SYSTÈME D'EXPOSITION AUTOMATIQUE (SEA)

### 2.3.1 Objectifs

- Évaluer la capacité du SEA à produire des images pour la gamme d'épaisseurs de seins et de techniques observée cliniquement;
- Veiller à ce que le niveau de transmission des radiations soit adéquat avec des rapports de différence de signal sur bruit (SDNR) acceptables;
- Déterminer les paramètres d'exposition nécessaires pour la formation de l'image qui sert à estimer la dose glandulaire moyenne (DGM).

### 2.3.2 Matériel nécessaire

- Des feuilles de PMMA permettant l'obtention des épaisseurs suivantes : 20 mm, 45 mm et 70 mm. Les SEA capables de détecter les frontières du sein fonctionnent uniquement si une partie du détecteur n'est pas couverte. Ainsi, la taille des feuilles de PMMA devra être conséquente. Les feuilles de dimensions approximatives 15 cm x 15 cm sont privilégiées;
- Un objet de contraste, soit un carré d'aluminium de 0,2 mm d'épaisseur et de 10 mm de côté;
- Des pièces intercalaires qui atténuent le moins possible le rayonnement (en polystyrène rigide, par exemple, selon les épaisseurs indiquées dans le tableau 3), afin de définir la position de la plaque de compression. Ces pièces intercalaires sont nécessaires pour simuler l'épaisseur du sein à des fins de dosimétrie et pour tester le SEA. Par exemple, une pile de feuilles de PMMA de 45 mm d'épaisseur avec une cale de 8 mm simule un sein de taille moyenne (53 mm d'épaisseur), tandis qu'une pile de feuilles de PMMA de 70 mm d'épaisseur avec une cale de 20 mm simule un sein de bonne taille (90 mm d'épaisseur) ayant une composition typique;
- Le formulaire *Évaluation du Système d'exposition automatique (SEA)* (onglet 2.3 SEA du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.3.3 Procédure à suivre

Pour tous les tests, les systèmes CR doivent être réglés conformément au tableau 2, et l'indice d'exposition applicable, enregistré dans le formulaire.

**Tableau 2 Réglages et indices d'exposition pour la mesure des systèmes CR**

Fabricant	Mode	Indice d'exposition
Fuji	<i>QC Test Sensitivity Semi</i>	S#
Agfa	<i>Systems diagnostic / Flat field mammo</i>	SAL / SALlog / PVllog*
Carestream	<i>Others / Pattern</i>	IE

\* Selon la console de visionnement, sa configuration et le lecteur d'écrans utilisé [3].

## A. Comportement du SEA selon l'épaisseur

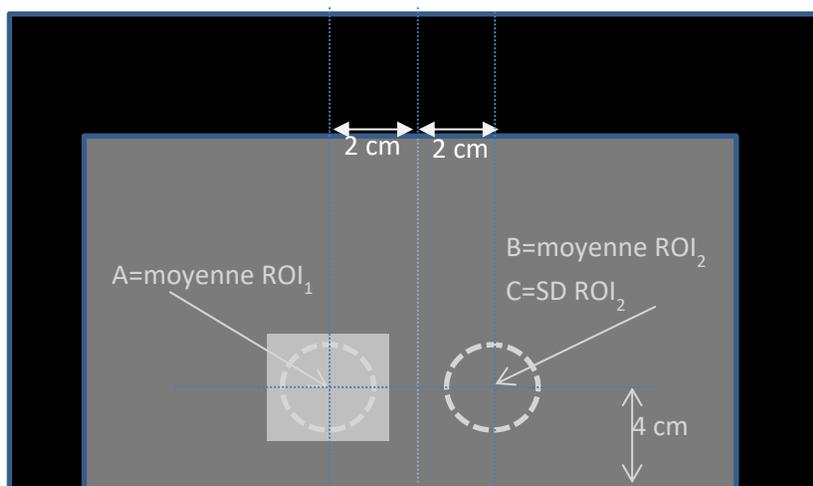
- 1) Créez une étude portant un nom approprié. Il est important que l'image acquise soit enregistrée dans un format dit « brut », « non traité » ou DICOM « *for processing* ». Il peut être nécessaire de fermer cette étude pour en acquérir d'autres et d'ouvrir une nouvelle étude après l'arrêt du prétraitement.
- 2) Empilez les feuilles de PMMA de 20 mm et de 25 mm sur le porte-grille. Placez le disque ou l'objet de contraste sur la surface<sup>12</sup> supérieure de telle sorte que le centre de celui-ci se trouve décalé latéralement de 2 cm de la ligne centrale du support du sein et à environ 40 mm du bord de la paroi thoracique (voir la figure 1). Assurez-vous que le bord avant de la feuille de PMMA dépasse de quelques millimètres le bord de la paroi thoracique. Ajustez la collimation de sorte que l'aire totale du détecteur soit exposée.
- 3) Placez les 8 mm de pièces intercalaires au-dessus du fantôme.
- 4) Abaissez la plaque de compression et appliquez une force de compression de 10 kg<sup>13</sup>. Si l'emplacement du capteur du SEA peut être réglé, il doit être placé à 1 cm de la paroi thoracique.
- 5) Sélectionnez le mode d'exposition couramment utilisé en clinique. Pour les systèmes qui ne sont pas entièrement automatiques, réglez le SEA ou la tension (kV), l'anode et le filtre à la technique appropriée pour l'épaisseur du sein équivalent selon le tableau 3.
- 6) Faites une exposition et enregistrez les facteurs techniques obtenus (la tension (kV), l'anode, le filtre et les mAs<sub>SEA</sub>) dans le formulaire approprié. Ces facteurs d'exposition sont nécessaires pour déterminer le kerma incident dans l'air qui sert à calculer la DGM.
- 7) En laissant le petit carré d'aluminium au même endroit, refaites des expositions avec le SEA, en utilisant des feuilles de PMMA totalisant 20 mm et 70 mm d'épaisseur. Chaque fois, placez les pièces intercalaires appropriées (voir le tableau 3) au-dessus du matériel.
- 8) Affichez les images en mode « *for processing* » sur un poste de travail équipé d'outils d'analyse : région d'intérêt (ROI), valeur moyenne des pixels (VMP) et écart-type. Sinon, téléchargez les images sur un autre ordinateur aux fins d'analyse.
- 9) Affichez les images brutes des trois épaisseurs de feuilles de PMMA de telle sorte que l'objet de contraste soit clairement visible (voir la figure 1).

**Tableau 3 Grosseur de sein et épaisseur des pièces intercalaires à utiliser** <sup>[3, 8]</sup>

Grosseur de sein	Épaisseur équivalente (mm)	Épaisseur de PMMA (mm)	Épaisseur de la pièce intercalaire (mm)
Petit	21	20	0
Moyen	53	45	8
Gros	90	70	20

<sup>12</sup> Parce que le carré d'aluminium est mince, il peut être placé directement sur la feuille de PMMA de 20 mm, sans entacher les résultats du test, et les feuilles supplémentaires seraient alors placées successivement par-dessus.

<sup>13</sup> La force réelle devrait être similaire à la valeur typique utilisée en clinique, mais la même valeur doit être utilisée pour tous les tests. Il faut remarquer que dans certains systèmes, ou certains modes de fonctionnement, l'épaisseur du sein comprimé est utilisée dans un algorithme automatisé servant à déterminer les paramètres techniques d'exposition; cette épaisseur dépend du degré de compression appliquée.

**Figure 1** Calcul de la SDNR

- 10) Placez une ROI de 45 mm<sup>2</sup> (7,5 mm de diamètre) entièrement contenue dans la zone de l'objet de contraste. Utilisez à chaque fois une ROI de même taille.
- 11) Mesurez la valeur moyenne des pixels (VMP) et l'enregistrez sous la valeur A dans le formulaire.
- 12) Choisissez une ROI située à égale distance de la ligne centrale, mais en miroir par rapport à l'objet de contraste, et mesurez la VMP de la teinte de fond ayant la valeur B ainsi que l'écart-type de la valeur de la teinte de fond, soit C. Notez les résultats dans le formulaire.
- 13) Calculez le SDNR de la façon suivante :  $SDNR = |A - B| / C$ .
- 14) Pour un système équipé d'un porte-grille différent, d'un ou plusieurs supports d'agrandissement, de modes de rétroaction agissant sur la tension (kV), sur le filtre, sur le temps ou sur une combinaison de paramètres, répétez les étapes 1 à 13 pour chacun des modes utilisés cliniquement, mais en testant ces modes individuellement et non de façon combinée. Dans chaque cas, l'enregistrement des SDNR doit être fait avec une feuille de PMMA de 45 mm d'épaisseur.
- 15) Assurez-vous que les temps de pose ne dépassent pas 2 s pour une plaque de 45 mm et 4 s pour une feuille de 70 mm d'épaisseur. Cela ne s'applique pas aux systèmes à balayage où le temps d'acquisition est généralement plus long que le temps nécessaire pour la radiographie du sein entier (ex. : Philips MicroDose SI).

## B. Tests de contrôle de la densité ou mode de rétroaction

Certains systèmes DR et tous les systèmes CR comportent des appareils à rayons X qui ont un bouton pour le contrôle de la densité. En mammographie numérique, le contrôle de la densité vise essentiellement à contrôler le niveau de bruit de l'image. De petits changements ne sont normalement pas perceptibles. Il est souhaitable que l'utilisation du contrôle de la densité conduise, en plusieurs étapes, à des doses de rayonnement augmentées ou diminuées de façon appréciable à partir de la position zéro (« 0 »), qui sert de référence. Voici la procédure de tests, le cas échéant.

- 1) Placez des feuilles de PMMA totalisant 45 mm d'épaisseur sur le support du sein comme décrit précédemment.

- 2) Afin de tester le contrôle de la densité, faites au moins cinq expositions avec le SEA : au moins deux avec une densité inférieure à zéro (ou à la valeur la plus utilisée cliniquement en DR si la nomenclature est différente), une avec une densité à zéro, et au moins deux avec une densité supérieure à zéro.
- 3) Notez chaque fois le réglage de la densité et les mAs utilisés par l'appareil pour produire l'image de la feuille de PMMA.
- 4) Ne traitez pas l'image après chaque exposition, l'image numérique elle-même ne sera pas utilisée. L'objectif est de s'assurer que le réglage de la densité conduit à des ajustements notables et adéquats des mAs.
- 5) Inscrivez ces résultats sur le formulaire. Ils constituent une information utile pour la technologue ainsi qu'une base de référence pour des tests futurs.

### 2.3.4 Résultats et tolérances

#### A. SDNR selon l'épaisseur de PMMA

Les valeurs de SDNR pour les images de 20, 45 et 70 mm de PMMA doivent dépasser les valeurs acceptables indiquées dans le tableau 4. Les valeurs de SDNR doivent être atteintes sans dépasser les doses glandulaires moyennes indiquées dans le tableau 11.

Pour chaque épaisseur de PMMA, les valeurs de SDNR acceptables et réalisables sont fournies dans le tableau 4. Indépendamment de ce que sont les valeurs définitives de SDNR, on s'attend à ce qu'un détecteur ou récepteur de mammographie numérique soit capable de produire une valeur de SDNR en utilisant une dose qui se situe en deçà des tolérances de dose exprimées dans le tableau des doses glandulaires moyennes.

Il faut être prudent dans l'interprétation des résultats des mesures de SDNR. Pour tous les systèmes, un SDNR plus élevé correspond généralement à une meilleure qualité d'image, tant et aussi longtemps que la définition de l'image reste inchangée. Ainsi, une augmentation de l'exposition au rayonnement réduira le bruit quantique, ce qui entraînera une augmentation du SDNR et une meilleure qualité d'image si la fonction de transfert de modulation (FTM) est inchangée. Cependant, une augmentation de SDNR peut être due à une détérioration de la FTM, qui se traduirait par une réduction globale de la qualité de l'image. Donc, le SDNR n'est pas à lui seul une mesure fiable de la qualité de l'image. Toutefois, le SDNR est un indicateur de changement de la qualité de l'image qui est facilement mesurable. Par conséquent, il faut analyser toute variation de SDNR afin de comprendre la cause du changement.

**Tableau 4 Valeurs de SDNR pour un objet de contraste de 0,2 mm d'aluminium <sup>[3]14</sup>**

Valeurs = SDNR	Épaisseur de PMMA (mm)					
	20		45		70	
Pour ajout de 0,2 mm d'Al	Acceptable	Atteignable	Acceptable	Atteignable	Acceptable	Atteignable
Marque / Modèle	Acceptable	Atteignable	Acceptable	Atteignable	Acceptable	Atteignable
Agfa CR (MM3.0)	13,8	20,1	12,4	18,0	10,8	15,8
Agfa CR (HM5.0)	10,2	15,0	8,9	13,0	8,0	11,7
Fuji CR	9,8	14,2	8,8	12,8	7,7	11,2
Fuji Amulet	6,1	8,7	5,5	7,8	4,8	6,8
GE 2000D	8,9	12,9	7,9	11,5	6,9	10,0
GE DS	8,9	12,9	7,9	11,5	6,9	10,0
GE Essential	12,7	18,4	11,3	16,5	9,9	14,4
Hologic Selenia	4,8	7,0	4,3	6,3	3,8	5,5
IMS Giotto	7,8	11,3	7,0	10,1	6,1	8,8
Carestream CR (M2 plate)	9,5	13,9	8,5	12,5	7,5	10,9
Carestream CR (M3 plate)	11,7	17,0	10,2	14,8	9,1	13,3
Planmed Nuance	6,3	9,1	5,0	7,2	4,3	6,2
Sectra D40	3,6	5,3	3,2	4,7	2,8	4,1
Sectra L30	5,1	5,3	3,2	4,7	2,8	4,1
Siemens Novation DR	5,1	7,4	4,5	6,6	4,0	5,8
Siemens Inspiration	4,4	6,3	3,9	5,7	3,4	5,0

Quelques précisions dans le tableau 4 : l'équipement Hologic Selenia couvre également le modèle Hologic Selenia Dimensions. L'équipement connu sous le nom Philips MicroDose s'apparente à l'équipement Sectra D40. L'équipement plus récent de GE de modèle Pristina s'apparente à l'équipement GE Essential.

Les valeurs du tableau 4 ne s'appliquent pas au mode tomosynthèse.

## B. Contrôle de la densité

Le contrôle de la densité devrait permettre à l'opérateur de faire des ajustements au mAs avec des variations positives et négatives par rapport à la position de référence, soit « 0 ». L'amplitude de ces variations n'est pas soumise à un critère précis, mais devrait respecter les spécifications du fabricant.

<sup>14</sup> Ce tableau tiré d'AIEA fait référence à un site Web du *National Health Service Breast Screening Program*.

### **2.3.5 Recommandations et mesures correctives**

- 1) Si les critères de performance pour les résultats de SDNR, exprimés au tableau 4, ne sont pas atteints, une intervention par le personnel qualifié de service doit être faite. Si le détecteur fonctionne correctement, il faut ajuster le SEA ou réviser la charte technique, selon les besoins. Les techniques choisies ne devraient pas entraîner un temps d'exposition supérieur à 4 s pour 70 mm de PMMA, et le temps d'exposition doit être inférieur à 2 s pour une feuille de PMMA de 45 mm d'épaisseur. Ces temps d'exposition ne s'appliquent pas à des systèmes à balayage (exemple : Philips MicroDose SI).
- 2) Si le contrôle de la densité ne fournit pas d'écart d'exposition importants, il doit être ajusté.
- 3) Si le temps d'exposition dépasse la durée maximale acceptable, le débit d'exposition à la sortie du tube pourrait être faible, et une analyse en ce sens devra donc être faite à partir des mesures de débit obtenues à l'aide du test #9.

### **2.3.6 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Pour tout échec relatif à la valeur des SDNR, des mesures correctives doivent être prises immédiatement.

Le physicien médical peut juger de la gravité de l'écart et exprimer le besoin d'une action corrective plus rapide.

## 2.4 TEST 4 : RÉPONSE DU DÉTECTEUR, DES RÉCEPTEURS ET ANALYSE DU BRUIT

### 2.4.1 Objectifs

- Mesurer la réponse et les caractéristiques de bruit du système d'acquisition d'image dans des conditions standards d'exposition;
- Détecter les changements temporels pour ces résultats, sauf si des modifications substantielles sont intervenues, tel un changement de tube radiogène, un changement de détecteur ou une nouvelle version de logiciel.

### 2.4.2 Matériel nécessaire

- Une feuille de PMMA d'une épaisseur de 45 mm et pleine grandeur telle qu'utilisée pour le test d'artéfact ainsi que l'objet de contraste en aluminium utilisé pour des mesures de différence du rapport signal-bruit (SDNR);
- Une console d'acquisition ou une console d'interprétation ayant la capacité de mesurer une ROI;
- Les résultats des performances pour le détecteur, selon les mesures prises lors de l'inspection précédente;<sup>15</sup>
- Le formulaire *Réponse du détecteur, des récepteurs et analyse du bruit* (onglet 2.4 *Détecteur* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.4.3 Procédure à suivre

Les systèmes CR doivent être réglés selon les paramètres indiqués dans le tableau 2, et l'indice d'exposition (IE) applicable doit être noté.

L'indice d'exposition représente une évaluation de la quantité de radiation reçue par le détecteur et les fabricants ont baptisés cet indice de diverses façons comme mentionné au tableau 2.

**Remarque :** Ces tests doivent être effectués sur un système DR sans fonction de rehaussement d'image c'est-à-dire sans amélioration de la résolution ou sans rehaussement des contours. Par exemple, GE Fineview™ doit être éteint.

- 1) Créez une étude avec un nom de patient approprié.
- 2) Placez la feuille de PMMA d'une épaisseur de 45 mm sur le dessus du porte-grille en veillant à ce que le plus grand côté soit aligné avec le bord de la paroi thoracique. Utilisez, au besoin, la collimation de façon à ce que l'aire totale du détecteur soit exposée.

---

<sup>15</sup> Les conditions de cette exposition précédente doivent être strictement reproduites, incluant avec l'utilisation de la même feuille de PMMA, car des feuilles différentes peuvent trop différer entre elles, même lorsqu'elles possèdent la même épaisseur nominale. Il en va de même pour l'objet de contraste en aluminium. Lorsque le médecin a accès à plusieurs atténuateurs du même type, il veillera donc à utiliser d'une fois à l'autre les mêmes pour une même unité.

- 3) Placez l'objet de contraste sur la surface supérieure de la feuille de PMMA à l'endroit indiqué sur la figure 1.
- 4) Abaissez la plaque de compression jusqu'à ce qu'elle soit en contact avec la feuille de PMMA.
- 5) En mode SEA, avec la grille radiographique en place, faites une exposition et enregistrez les facteurs techniques dans le formulaire, qui servira à produire le graphique illustrant la performance du détecteur<sup>16</sup>
- 6) En mode manuel, avec la grille radiographique en place, obtenez une image avec la même combinaison anode-filtre et kV choisie par le SEA à l'étape 5. Sélectionnez la valeur mAs disponible la plus proche de celle obtenue à l'étape 5, qui sera désormais désignée par l'abréviation  $mAs_{ref}$ .
- 7) Par la suite, obtenez des images avec 4 valeurs de mAs supplémentaires couvrant la gamme entière des paramètres de mAs raisonnables. Sélectionnez  $1/4 mAs_{ref}$ ,  $1/2 mAs_{ref}$ ,  $2 \times mAs_{ref}$  et  $3 \times mAs_{ref}$ . Ces images sont utilisées pour caractériser la réponse du détecteur. Pour faciliter l'analyse, assurez-vous que la latéralité (sein gauche ou droit) choisie pour toutes les images est la même, de sorte que le bord de la paroi thoracique apparaisse sur le même côté de l'écran sur toutes les images. À des fins de comparaison avec les rapports antérieurs, utilisez le même mAs de référence.
- 8) Enregistrez toutes les valeurs mesurées dans le formulaire des performances du détecteur.

### Analyse avec une ROI

- 1) Pour chaque image, l'image étant affichée avec l'objet de contraste clairement visible, placez une ROI de  $45 \text{ mm}^2$  (7,5 mm de diamètre). Enregistrez la VMP dans le formulaire des performances du détecteur et notez-la comme la valeur A; elle sera utilisée pour calculer la SDNR.
- 2) Dans une région à l'extérieur, mais à proximité de l'objet de contraste, enregistrez la VMP et l'écart-type d'une ROI de même taille que celle utilisée ci-dessus. Vous obtiendrez ainsi les valeurs B et C respectivement.<sup>17</sup>
- 3) Calculez le SDNR de la façon suivante :  $SDNR = |A-B| / C$ .
- 4) Comparez les valeurs B et C et le SDNR à chaque mAs avec les résultats d'essais antérieurs. Observez les changements au fil du temps et notez les éventuelles dérives de la performance.
- 5) Pour les systèmes DR, tracez les graphiques des valeurs de la VMP (B), de la variance ( $C^2$ ) et de  $SDNR^2$  en fonction des mAs. Effectuez une régression linéaire et obtenez, l'ordonnée à l'origine et les coefficients de détermination ( $R^2$ ). Pour les systèmes CR, tracez les graphiques de l'indice d'exposition et de la variance ( $C^2$ ) en fonction de  $1/mAs$  pour obtenir une ligne droite. Le tableau 5 des tolérances exprime des coefficients de détermination associés à la droite qui en découle.

---

<sup>16</sup> Cette étape n'est effectuée que lorsque les conditions de référence sont établies pour la première fois. Les visites subséquentes du physicien ne reprendront pas l'étape 5, utilisant plutôt les mAs obtenus aux étapes 6 et 7 lors des visites antérieures. La réinitialisation de ces mAs de référence entraînera à nouveau la réalisation de l'étape 5. Cette réalisation est rendue nécessaire lorsque les nouvelles conditions d'exposition compromettent la reproductibilité du test #4, par exemple (mais de façon non limitative) : changement de détecteur DR, changement des plaques CR, changement des atténuateurs utilisés par le physicien, recalibration avancée du détecteur DR.

<sup>17</sup> Pour les systèmes CR, qui n'appliquent pas de procédure d'égalisation, la non-uniformité dans la direction parallèle à la paroi thoracique peut produire des variations importantes des valeurs de SDNR, en fonction de la position choisie pour l'objet de contraste et les régions d'intérêt de la mesure. Cela pourrait être interprété à tort comme une fluctuation de l'unité de mammographie.

- 6) Certains fabricants ajoutent volontairement un piédestal ou une valeur de compensation à leurs données. Pour les systèmes DR seulement, déterminez la valeur  $B_0$  à partir de la documentation technique du fabricant ou utilisez l'ordonnée à l'origine obtenue à l'étape précédente comme  $B_0$ .
- 7) Pour les systèmes DR seulement, calculez la valeur de  $(B-B_0)/mAs$  pour toutes les valeurs du  $mAs$  et la valeur moyenne de cette quantité.

#### 2.4.4 Résultats et tolérances

Pour les systèmes nominaleme nt linéaires, tels les systèmes DR, la courbe de VMP ( $B$ ) et la variance ( $C^2$ ) en fonction des  $mAs$  devraient être linéaires avec  $R^2 \geq 0,990$ . Toutes les valeurs de  $(B-B_0)/mAs$  doivent être à moins de 10 % de la valeur moyenne de ce rapport. De plus, les valeurs de  $(B-B_0)$  et de  $C$  pour chaque  $mAs$  doivent être à moins de 10 % de la valeur antérieure pour chaque valeur, alors que chacune des valeurs du SDNR doivent être à moins de 10 % de la valeur antérieure pour chaque valeur de  $mAs$ .

Pour les systèmes logarithmiques, tels les systèmes CR<sup>18</sup>, le tracé de la courbe d'IE et de la variance ( $C^2$ ) en fonction de  $1/mAs$  doit être linéaire avec  $R^2 \geq 0,990$ . De plus, les valeurs de  $C$  pour chaque  $mAs$  doivent être à moins de 10 % de la valeur antérieure pour chaque valeur, alors que chacune des valeurs du SDNR doivent être à moins de 10 % de la valeur antérieure à chaque valeur de  $mAs$ .

Le tableau 5 résume les tolérances acceptables pour la réponse du détecteur, le bruit et la linéarité des fonctions.

**Tableau 5 Tolérances pour les paramètres qualifiant les détecteurs et récepteurs**

Type de système	Paramètre	tolérance acceptable
Nominaleme nt linéaire (DR)	VMP( $B-B_0$ )	$\Delta(B-B_0) \leq 10 \%$
	écart-type: "C"	$\Delta C \leq 10 \%$
	SDNR	$\Delta SDNR \leq 10 \%$
	$R^2$ : VMP( $B$ ) vs $mAs$	$R^2 \geq 0,990$
	$R^2$ : $C^2$ vs $1/mAs$	$R^2 \geq 0,990$
	$(B-B_0)/mAs$	$((B-B_0)/mAs)_i \leq 10\% ((B-B_0)/mAs)_{moyen}$
Non linéaire (CR)	S#	$\Delta S\# \leq 10\%$
	SAL/SALlog/PVIllog	$\pm 5\%/\pm 430/\pm 580$
	IE	$\Delta IE \leq 40$ unités
	$R^2$ : IE vs $mAs$	$R^2 \geq 0,990$

<sup>18</sup> Bien que les systèmes CR soient non linéaires, l'utilisation de valeurs de pixels non linéarisées fournira une approximation acceptable du SDNR obtenu à partir des données linéarisées.

### 2.4.5 Recommandations et mesures correctives

- 1) Pour les systèmes nominalement linéaires : si les ratios de  $(B-B_0)/mAs$ , la VMP (B), l'écart-type (C) ou le SDNR a changé de plus que le maximum indiqué au tableau 5, tant pour la variation des valeurs individuelles que pour la linéarité de leur relation avec le mAs (avec  $R^2 \geq 0,990$ ), déterminez la cause du changement. La nécessité d'une intervention sera évaluée par le physicien, mais dans tous les cas, tout dépassement des valeurs du SDNR sera évalué de façon plus serrée, ce dernier paramètre représentant la qualité d'image fondamentale du système. En cas d'anomalie, il conviendra de contrevérifier que la comparaison avec les résultats précédant était bel et bien possible selon les critères des sections 2.4.2 et 2.4.3, paragraphe 5). Le cas échéant, le physicien doit s'assurer que la qualité d'image est maintenue, et il fera appel à un technicien de service s'il le juge nécessaire.
  
- 2) Pour les systèmes logarithmiques : si l'indice d'exposition, l'écart-type (C) ou le SDNR a changé de plus que le maximum indiqué au tableau 5, tant pour la variation des valeurs individuelles que pour la linéarité de leur relation avec  $1/mAs$  (avec  $R^2 \geq 0,990$ ), déterminez la cause du changement. La nécessité d'une intervention sera évaluée par le physicien, mais dans tous les cas, tout dépassement des valeurs du SDNR sera évalué de façon plus serrée, ce dernier paramètre représentant la qualité d'image fondamentale du système. En cas d'anomalie, il conviendra de contrevérifier que la comparaison avec les résultats précédant était bel et bien possible selon les critères des sections 2.4.2 et 2.4.3, paragraphe 5). Le cas échéant, le physicien doit s'assurer que la qualité d'image est maintenue, et il fera appel à un technicien de service s'il le juge nécessaire.

### 2.4.6 Délai pour appliquer les mesures correctives

Des mesures correctives doivent être prises dans les 30 jours suivant le test ou plus rapidement selon le jugement du physicien médical quant aux écarts observés.

## 2.5 TEST 5 : DISTORSION GÉOMÉTRIQUE ET ARTÉFACTS DU DÉTECTEUR ET DES RÉCEPTEURS

### 2.5.1 Objectif

Déterminer l'aspect de l'image lorsque le système est soumis à un patron de lignes équidistantes dans les directions horizontales et verticales.

### 2.5.2 Matériel nécessaire

- Une feuille de PMMA d'une épaisseur de 40 ou 45 mm et de pleine grandeur;
- Un treillis métallique d'environ 16 mailles par centimètre, pouvant couvrir la surface entière du détecteur;
- Le formulaire *Distorsion géométrique et artéfacts du détecteur et des récepteurs* (onglet 2.5 Artéfacts du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.5.3 Procédure à suivre

- 1) Sélectionnez la plus grande taille d'image disponible et installez la plaque de compression appropriée.
- 2) Placez le treillis métallique sur le porte-grille, avec une rotation de quelques degrés seulement.
- 3) Ajoutez la feuille de PMMA pleine grandeur de 40 ou 45 mm d'épaisseur par-dessus le treillis.
- 4) Créez une étude avec un nom approprié et faites une exposition en utilisant la technique du SEA.
- 5) Notez la filtration, l'anode, le kV, le mAs et l'utilisation de la grille sur le formulaire de distorsion géométrique.
- 6) Pour les systèmes CR, utilisez les paramètres du tableau 2 et notez l'IE comme indiqué dans ce même tableau.
- 7) Sur une console de travail, affichez les images du treillis, en utilisant les paramètres d'affichage appropriés (largeur et niveau de la fenêtre). La teinte de fond de l'image doit être d'un gris moyen et les lignes clairement visibles.
- 8) Examinez l'image pour apprécier la distorsion du patron.
- 9) Notez sur le formulaire si les lignes gardent leur parallélisme et s'il n'y a pas de distorsion visible.
- 10) S'il y a des lignes mortes au niveau du détecteur, notez vos observations quant aux artéfacts importants, qui seront sûrement visibles.
- 11) Refaites les étapes précédentes en changeant de combinaison anode-filtre. La sélection du mode manuel est requise.

### 2.5.4 Résultats et tolérances

Ce test est qualitatif. Dans le cas d'une anomalie, les observations du physicien médical seront l'élément déclencheur pour une analyse plus détaillée ou la demande d'une action corrective.

**Remarque :** La conception de certains systèmes de balayage (par exemple, une plaque recourbée servant de support au sein) peut introduire une distorsion géométrique. Dans ce cas, la distorsion devrait être caractérisée lors d'une première évaluation. Par la suite, le test doit mesurer si la

distorsion a changé au fil du temps. Il est important de savoir que des distorsions peuvent réduire la précision de positionnement de l'aiguille lors de la biopsie. Si le détecteur présente des défauts, le physicien médical devra juger s'ils sont acceptables en tenant compte des spécifications du fabricant.

### **2.5.5 Recommandations et mesures correctives**

- 1) Si des distorsions sont observées, faites appel au service d'un technicien qualifié pour faire corriger le problème.
- 2) S'il y a une importante non-uniformité ou une déformation du patron, faites une investigation plus poussée. Par exemple, changez l'angle de positionnement du treillis ou faites pivoter l'image sur l'écran de 90°. Si la non-uniformité ou la distorsion persiste, il s'agit d'un problème de détecteur, de logiciel ou de moniteur. Faites corriger le problème par un technicien qualifié.

### **2.5.6 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Des mesures correctives doivent être prises immédiatement.

## 2.6 TEST 6 : DÉTECTION D'IMAGES RÉSIDUELLES

### 2.6.1 Objectif

Évaluer la gravité d'un artefact causé par une exposition antérieure au test sur le détecteur.

**Remarque :** Une exposition antérieure peut laisser une marque sur le détecteur et affecter l'image suivante. Ce signal résiduel (*ghosting, lag*) peut être évalué. De même, les images peuvent mettre en évidence des variations de la sensibilité du détecteur. Dans un souci de clarté et de concision, nous désignons dans le présent document les deux phénomènes par un seul terme : *images résiduelles*. Une méthode quantitative pour évaluer les images résiduelles est proposée dans la section 2.6.3.

Les systèmes de comptage de photons ne sont pas couverts par cette procédure.

### 2.6.2 Matériel nécessaire

- Une feuille de PMMA de 45 mm d'épaisseur couvrant une partie seulement du détecteur;
- Le formulaire *Détection d'images résiduelles* (onglet 2.6 *Artéfacts* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.6.3 Procédure à suivre

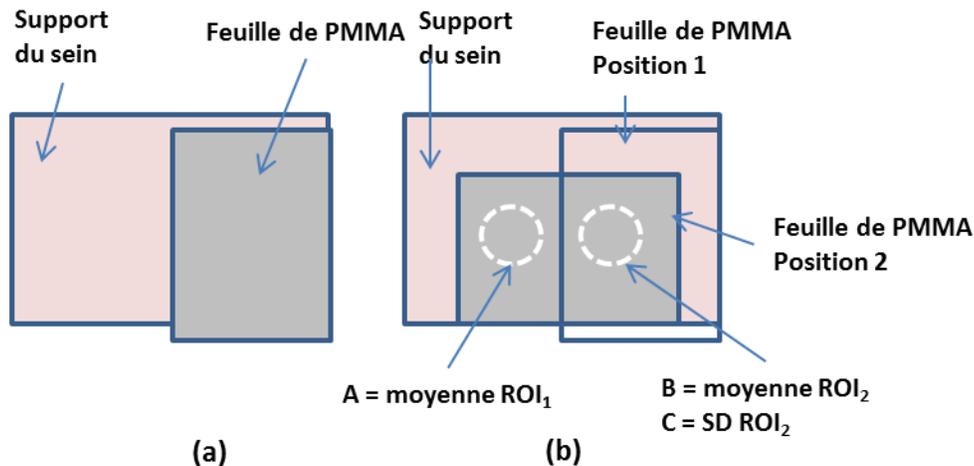
Veillez lire les étapes de la procédure ci-dessous et vous assurer de bien les comprendre avant de commencer ce test. Il est important que le temps écoulé entre l'acquisition de l'image initiale et l'image de contrôle soit court, afin de simuler une situation clinique.

- 1) Créez une étude avec un nom de patient approprié.
- 2) Placez la feuille de PMMA sur la moitié droite du porte-grille. Assurez-vous que le bord est placé au milieu du plateau, allant de la paroi de la poitrine vers le bord distal, de telle sorte que la moitié environ de la zone d'imagerie soit recouverte (voir la figure 2, partie a).
- 3) Abaissez la plaque de compression de sorte qu'elle soit en contact avec la feuille de PMMA.
- 4) Obtenez une image en exposition manuelle en utilisant des facteurs cliniques typiques d'exposition pour un sein moyen.
- 5) Pour les systèmes CR, traitez immédiatement la cassette et récupérez la même cassette.
- 6) Remplacez la feuille de PMMA sur le porte-grille de façon à ce que la feuille soit tournée de 90° et centrée de gauche à droite sur le plateau (voir la figure 2, partie b).
- 7) Aussitôt après que la première image est acquise et que l'appareil permet une autre exposition (système DR) ou dès que le même écran-récepteur est disponible (système CR) faites l'acquisition d'une seconde image en utilisant la même technique manuelle. Celle-ci est l'image de contrôle ou l'image résiduelle.
- 8) Visionnez l'image de contrôle à mesurer en version non traitée. Utilisez l'outil de ROI avec une surface de ~ 45 mm<sup>2</sup> pour prendre trois mesures dans deux régions d'intérêt aux endroits décrits ci-dessous :
  - a) La VMP de la teinte de fond sur le côté où aucun atténuateur n'était présent dans la première image (A). Dans la partie b de la figure 2, le centre de la ROI<sub>1</sub> doit être à environ 20 mm vers la gauche de la ligne centrale.

- b) La VMP de la teinte de fond sur le côté où l'atténuateur uniforme était présent dans la première image (B). Ici, le centre de la ROI<sub>2</sub> doit être environ à 20 mm à la droite de la ligne centrale.
- c) L'écart-type de la teinte de fond sur le côté où l'atténuateur uniforme était présent dans la première image, c'est-à-dire l'écart-type (C) de la ROI<sub>2</sub>.
- 9) Consignez les résultats de l'évaluation des images résiduelles au formulaire.
- 10) Calculez le SDNR de l'image fantôme selon l'équation ci-dessous, dont les variables sont définies dans la partie b de la figure 2.

$$\text{Image résiduelle SDNR} = \left| \frac{A - B}{C} \right|$$

**Figure 2 Montage pour l'évaluation d'images résiduelles**



#### 2.6.4 Résultats et tolérances

Pour l'image résiduelle, un SDNR de  $\leq 2,0$  est acceptable [3].

#### 2.6.5 Recommandations et mesures correctives

Si la valeur absolue du SDNR sur l'image résiduelle est supérieure à la valeur de la tolérance, un technicien qualifié doit être contacté. Lorsqu'il y a plus d'un lecteur CR dans une installation, le test doit être fait sur chaque lecteur.

#### 2.6.6 Délai pour appliquer les mesures correctives

Des mesures correctives doivent être prises immédiatement.

## 2.7 TEST 7 : UNIFORMITÉ DES RÉCEPTEURS, ÉVALUATION DES ARTÉFACTS ET HOMOGENÉITÉ DU DÉTECTEUR ET DES RÉCEPTEURS

### 2.7.1 Objectifs

- Évaluer l'importance et la source des artéfacts ou des images fantômes et faire en sorte que l'image soit uniforme quant au niveau du signal et du bruit;
- Établir la technique et les paramètres de visionnement à utiliser par la technologie pour l'analyse mensuelle des artéfacts.

**Remarque :** Aux tests de distorsion et à l'analyse d'images résiduelles s'ajoute une approche qualitative de l'évaluation d'artéfacts.

Une méthode quantitative est aussi proposée pour mesurer l'homogénéité du détecteur et des récepteurs, soit la capacité de détection aux diverses régions de ce détecteur et de ces récepteurs<sup>19</sup>. Pour les systèmes CR, l'utilisation de nombreux écrans commande également un test d'uniformité afin que les récepteurs aient des réponses similaires.

### 2.7.2 Matériel nécessaire

- Une feuille de PMMA de 45 mm d'épaisseur ou une feuille d'aluminium de 2-3 mm d'épaisseur, assez large pour couvrir l'ensemble du détecteur<sup>20</sup>. Pour l'évaluation des artéfacts en agrandissement, une feuille de PMMA de 25 mm ou une feuille d'aluminium de 1-2 mm peut aussi être utilisée. Il convient de veiller à ce que la feuille d'aluminium ne soit pas rayée. Il ne doit pas y avoir de structure radiographique visible sur l'image résultante<sup>21</sup>;
- Une console d'acquisition ou d'interprétation. Ou encore, un logiciel d'analyse d'images qui traitera les images préalablement enregistrées dans un ordinateur (celui-ci peut être l'ordinateur personnel du physicien médical)<sup>22</sup>;
- Le formulaire *Uniformité des récepteurs, évaluation des artéfacts et homogénéité du détecteur et des récepteurs*.

### 2.7.3 Procédure à suivre

- 1) Créez une étude avec un nom approprié.
- 2) Placez l'objet uniforme dans le champ de rayons X, sur le dessus du plateau. Veillez à ce que le bord avant se prolonge au-delà du porte-grille, du côté de la paroi thoracique, et s'étende aussi au-delà des bords de l'image. Laissez la grille en place pour les expositions nécessitant le grand foyer ainsi que la plaque de compression pour toutes les images. Sinon, suspendez l'aluminium tout près du tube et passez à l'étape 4.

---

<sup>19</sup> Ce test utilisant la méthode de disposition de neuf ROI en trois arceaux est une idée originale conçue et développée par Régent Beaulieu, t.i.m, Cégep de Ste-Foy (CIMMI), et Richard Tremblay, physicien biomédical, MSSS.

<sup>20</sup> Sinon, on peut placer un objet test de plus petite taille près de la source de rayons X et couvrir tout le champ. Si on opte pour cette approche, il faut bien rendre parallèle le plan de l'objet test et celui du détecteur. Certains fabricants fournissent un bloc de PMMA construit à cet effet et qui se fixe au collimateur.

<sup>21</sup> Il est probable qu'avec le temps le matériel soit rayé en raison des manipulations répétées. Dans le cas de rayures légères, le physicien doit noter la présence de telles rayures afin qu'elles ne soient pas confondues avec les problèmes associés au système d'imagerie. Si les rayures deviennent trop importantes, le matériel doit être remplacé.

<sup>22</sup> À cet effet, le MSSS met à la disposition des physiciens un logiciel d'analyse d'images disponible à <http://cimmi.ca/client/CQ-Homogeneite/index.php>.

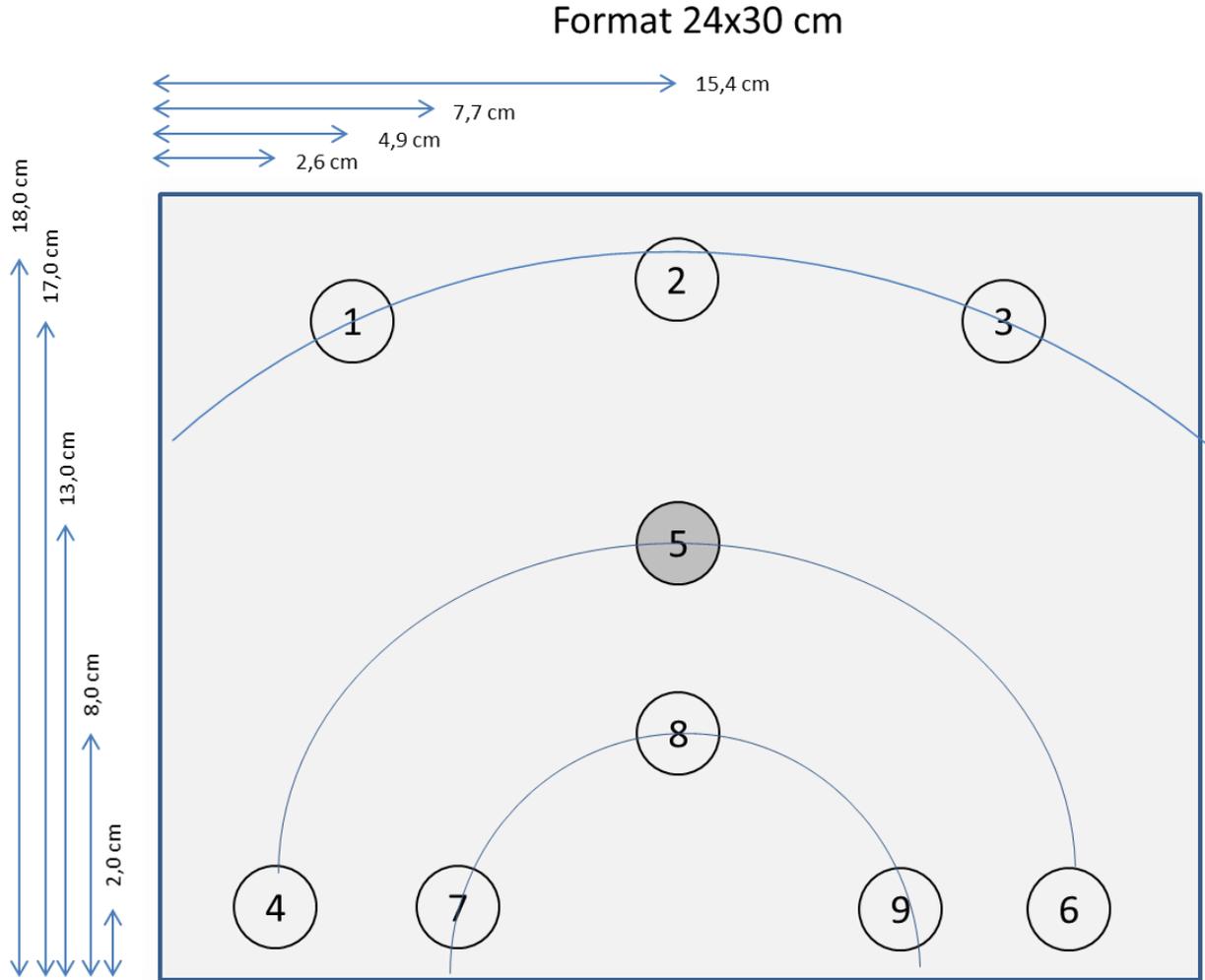
- 3) Abaissez la plaque de compression de sorte qu'elle soit en contact avec l'objet test, soit à une hauteur de 45 mm au-dessus du porte-grille.
- 4) Utilisez les paramètres d'exposition correspondant à une image clinique d'un sein d'épaisseur équivalente. Désactivez toutes les fonctions d'amélioration d'image ou les options de post-traitement. Positionnez la zone sensible du SEA, si possible, au centre d'un sein équivalent de 45 mm d'épaisseur.
- 5) Faites une exposition.
- 6) Pour les systèmes CR, utilisez les réglages indiqués dans le tableau 2.
- 7) Utilisez une même combinaison anode-filtre pour tous les écrans photostimulables (CR).
- 8) Pour une même cassette et pour chaque format en CR, refaites le test pour toutes les combinaisons anode-filtre utilisées en clinique et entrez les paramètres dans le formulaire. En DR, refaites le test en pleine grandeur pour toutes les combinaisons anode-filtre utilisées en clinique et entrez les paramètres dans le formulaire.
- 9) Installez le support d'agrandissement (si utilisé en clinique).
- 10) Placez l'objet test plus mince (25 mm de PMMA ou 1,27 mm d'aluminium) sur le support d'agrandissement.
- 11) Sélectionnez le mode manuel ou le SEA utilisé cliniquement en agrandissement et correspondant à un sein moyen. Utilisez la taille de foyer appropriée.
- 12) Faites une exposition. Pour les systèmes CR, utilisez les réglages indiqués dans le tableau 2.
- 13) Notez les paramètres sur le formulaire incluant les mAs.
- 14) Répétez les étapes 9 à 13 pour les autres supports d'agrandissement (si disponibles) à la combinaison anode-filtre la plus souvent utilisée.
- 15) Examinez les images brutes sur une console de visionnement.
- 16) Sélectionnez une largeur et un niveau de fenêtre qui permettent d'évaluer l'importance des artéfacts sans accentuer le bruit excessivement.
- 17) Examinez attentivement les images du fantôme de mammographie uniforme afin d'y déceler des artéfacts, s'il y a lieu. Enregistrez tous les artéfacts visibles à la section commentaire des formulaires. Si possible, enregistrez des images illustrant ces artéfacts.
- 18) Pour les systèmes CR, examinez les images à la recherche de défauts au niveau des écrans photostimulables. Lorsqu'ils sont occasionnés par les écrans, ces défauts peuvent notamment prendre la forme de petits points de densité réduite, alors que lorsqu'ils sont attribuables au lecteur, ils tendent à se manifester sous forme de lignes de densité réduite sur la direction du mouvement de la plaque dans le lecteur CR.
- 19) Trouvez la cause des artéfacts, s'il y a lieu. Par exemple, si des artéfacts ou des inhomogénéités sont observés, tournez l'objet test uniforme de 90° et répétez toute la procédure d'acquisition. Pour les systèmes CR, vous pouvez placer la cassette sur le dessus du porte-grille, en y appliquant une rotation de 45°, afin de déterminer si l'artéfact est causé par le filtre ou le tube à rayons X plutôt que par le détecteur d'images ou le lecteur des écrans. Tous les artéfacts ou les non-uniformités qui maintiennent une orientation fixe par rapport au récepteur d'image sur les deux images et qui sont considérés comme notables nécessiteront un réétalonnage spécifique des paramètres pour les combinaisons fautives anode-filtre, ou possiblement un nettoyage, ajustement ou remplacement de l'un ou l'autre des multiples obstacles intercalés entre le foyer du tube et le détecteur d'image.
- 20) L'image doit posséder une bonne homogénéité dans le champ d'observation.
- 21) Visionnez les images de toutes les combinaisons anode-filtre utilisées cliniquement.

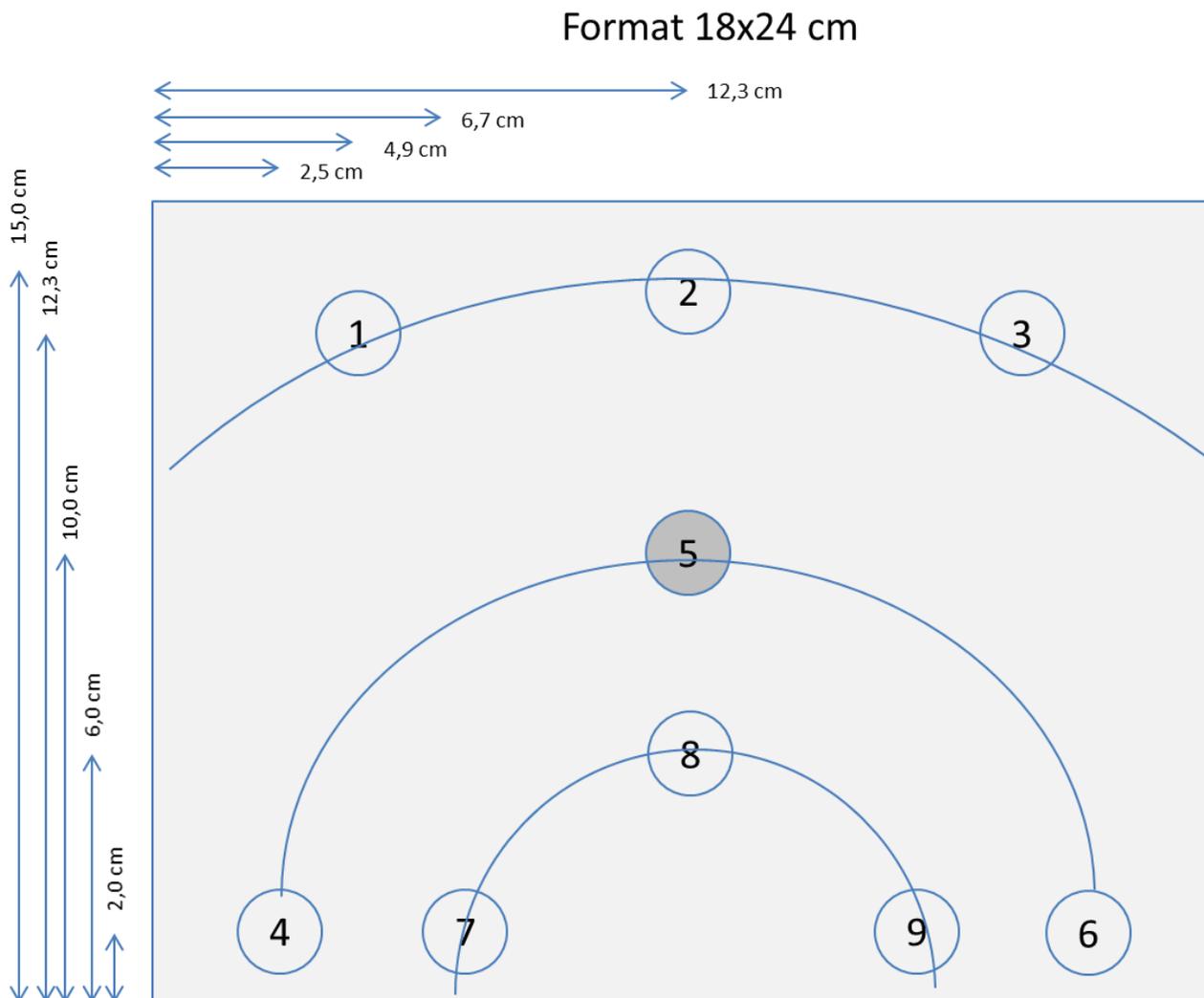
- 22) Affichez les images avec un facteur d'agrandissement qui affiche une pleine résolution (1 pixel d'affichage par pixel d'acquisition). Réduisez la largeur de la fenêtre jusqu'à ce que le patron de bruit devienne apparent. Parcourez toute l'image en examinant les variations d'intensité et de texture de bruit.
- 23) Notez tous les facteurs techniques utilisés et les réglages de visualisation.
- 24) Quantitativement, ciblez les zones à analyser à l'aide des figures 3 et 4 à la combinaison anode-filtre la plus utilisée, et ce, avec toutes les cassettes 18 x 24 et 24 x 30 en CR, et en pleine grandeur en DR. La précision et la productivité du processus peuvent être considérablement facilitées par l'utilisation d'un logiciel ou d'un script avec les tailles et les positions décrites dans les deux figures suivantes<sup>23</sup>.
- 25) Notez les VMP et écart-type pour chaque région dans le formulaire pour obtenir les RSB moyennes et variations.

---

<sup>23</sup> <http://cimmi.ca/client/CQ-Homogeneite/index.php>.

**Figure 3**      **Emplacement des neuf zones d'analyse d'homogénéité sur format 18 x 24**



**Figure 4**      **Emplacement des neuf zones d'analyse d'homogénéité sur format 24 x 30**

#### 2.7.4 Résultats et tolérances

Les artéfacts peuvent prendre différentes formes : des poussières ou de la saleté, des images résiduelles laissées par des tests répétés ou des expositions cliniques, des taches résultant de variations d'épaisseur du filtre, de la saleté ou de la corrosion sur les filtres, des pointillés (bruit électronique), des non-uniformités, des objets résultant de variations de signal, des lignes de grille, des traînées à l'horizontale ou à la verticale, d'autres problèmes causés par l'équipement. Les artéfacts peuvent également être provoqués par de la saleté ou des débris à la sortie du tube ou sur la face inférieure du porte-grille. La sévérité de tout artéfact sera évaluée, non seulement par lui-même, mais aussi en fonction de son éloignement par rapport à l'endroit où réside le sein moyen dans l'image.

- 1) Il ne devrait pas y avoir plusieurs pixels morts visibles, ni de lignes de données ou de colonnes manquantes qui pourraient interférer avec la détection de structures anatomiques ou imiter des structures qui n'existent pas réellement dans le sein radiographié.

- 2) L'image d'un fantôme uniforme ne devrait contenir aucun patron de bruit dérangent.
- 3) Il ne devrait y avoir aucune région de teinte visiblement différente sur l'image brute d'un fantôme de mammographie uniforme.
- 4) Il ne devrait y avoir aucune variation inattendue dans la texture ou l'amplitude du bruit sur une image<sup>24</sup> uniforme. Les zones de variations où le bruit semble être moins présent peuvent indiquer une dégradation dans le détecteur provoquant une perte de résolution. Une augmentation du bruit peut laisser présager d'autres problèmes de détection. Documentez ces problèmes en mesurant l'écart-type dans des ROI d'environ 100 mm<sup>2</sup> situées dans une zone de niveau de bruit « normal » et comparez cet écart-type avec celui de la ou des zones où les niveaux inquiétants de bruit sont observés. Des variations de plus de deux écarts-types commandent une vérification plus approfondie ou une action corrective.
- 5) Pour les systèmes CR, gardez à l'esprit que l'effet-talon n'est pas compensé par les algorithmes de traitement, de sorte que ces non-uniformités dues au faisceau de rayons X sont à prendre en considération.
- 6) L'écart des rapports signal-bruit (RSB) dans les régions comparées d'un même arceau ne devrait pas différer de plus de 15 % sur un système CR et de 6 % sur un système DR.

$$\text{Pourcentage de l'écart intraarceau } (n, i) = \frac{(RSB_n - \mu_i)}{\mu_i} \times 100$$

où  $RSB_n$  est le rapport signal-bruit d'une région  $n$  sur l'arceau  $i$  et où  $\mu_i$  est la moyenne des RSB pour les trois régions du même arceau.

- 7) Pour la technologie CR, comparez les écrans photostimulables entre eux pour chaque grandeur en utilisant les RSB de la ROI<sub>5</sub> illustrée aux figures 3 et 4. Validez que les écrans sont uniformes entre eux, en ne différant pas de plus de 15 % du RSB moyen et que la valeur des mAs obtenus à l'étape 13 de la procédure ne diffère pas de plus de 5 % des mAs moyens. Puis, déterminez la cassette de référence pour chaque format, soit la médiane des RSB pour les écrans conformes, laquelle sera utile au programme de contrôle de qualité réalisé par la technologie.
- 8) Observez l'évolution dans le temps pour les RSB de la ROI<sub>5</sub> d'une cassette pour chaque format en faisant la différence des RSB au temps de la mesure, le temps  $t$ , et des RSB au temps antérieur où la cassette ou le détecteur avait peu d'usure, soit au moment de la mise en service, c'est-à-dire le temps 0. L'évolution de cet écart au temps  $t$  doit demeurer sous les 30 %.

$$\text{Pourcentage de l'écart temporel ( temps } t \text{ et } 0) = \frac{(RSB_{5,t}) - (RSB_{5,0})}{(RSB_{5,0})} \times 100$$

### 2.7.5 Recommandations et mesures correctives

- 1) Si de nombreux pixels morts ou d'autres artefacts inacceptables sont constatés, ou si des inhomogénéités importantes sont présentes, le technicien devra être contacté pour étudier et corriger le problème.
- 2) Les systèmes CR n'ont pas de logiciel de correction intégré. Le technicien devra donc analyser les artefacts inacceptables.

<sup>24</sup> En raison de l'effet-talon, il est possible d'observer des variations de niveau de signal et de bruit, en particulier pour les systèmes CR.

- 3) Si des écrans photostimulables diffèrent de plus de 15 % de la moyenne des RSB, retirez ces écrans et demandez à ce qu'ils soient remplacés.
- 4) Si des traitements d'images font disparaître des images dont on connaît la présence, une vérification plus approfondie s'impose.
- 5) Si les inhomogénéités quantitatives mesurées avec la méthode des arceaux dépassent les tolérances, vérifiez qu'il n'y a pas d'artéfacts dans une ROI, et le cas échéant, recommandez le remplacement des écrans photostimulables fautifs ou une correction du détecteur (DR) par un technicien qualifié.
- 6) Avec la technologie CR, le remplacement de plaques devrait idéalement s'effectuer pour l'ensemble des plaques d'une grandeur donnée, afin de favoriser la consistance de la performance et de faciliter la gestion du cycle de vie des plaques. Le remplacement de plaques isolées devrait être limité au cas où le reste de la flotte pour la grandeur en question n'est pas d'âge trop avancé, et que la nature de la déficience entraînant le remplacement n'est pas attribuable à l'usure normale.
- 7) Le médecin possède le bagage et la compétence pour être spécifique dans ses recommandations lors de problèmes avec les tests de cette section. Il devrait formuler des recommandations sur la base d'une perspective plus large que l'échec spécifique en cause, reconnaissant par exemple, lorsqu'applicable, l'opportunité de changer toutes les plaques CR d'une grandeur plutôt qu'une seule, et celle de recommander un entretien préventif du lecteur CR.

#### **2.7.6 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Pour des artéfacts graves, des mesures correctives doivent être prises immédiatement. Pour des artéfacts mineurs, des mesures correctives doivent être prises lors du prochain entretien de routine de l'équipement.

Pour les écrans photostimulables désuets, procédez immédiatement à leur remplacement si c'est possible. Sinon, faites-le dans les délais habituels de livraison par le fournisseur.

Pour l'inhomogénéité d'un détecteur, une correction doit être faite dans les 30 jours suivant la vérification.

## 2.8 TEST 8 : FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM)

### 2.8.1 Objectif

Évaluer la fonction de transfert de modulation (FTM).

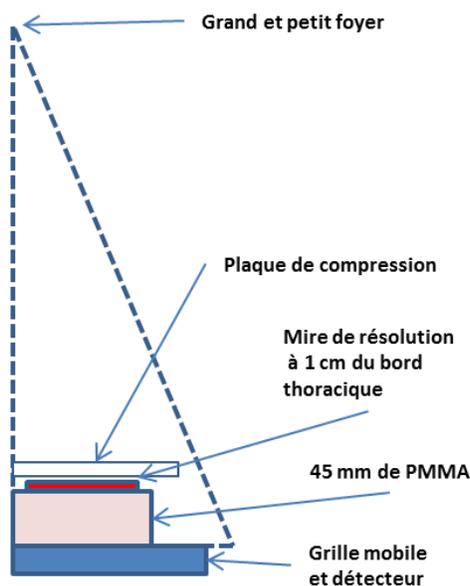
**Remarque :** Le présent test permet d'évaluer, dans un système numérique DR ou CR, la perte de contraste à une fréquence spatiale précise. L'équipement doit permettre l'utilisation des outils d'analyse de la région d'intérêt (ROI) servant à effectuer les mesures.

### 2.8.2 Matériel nécessaire

- Une ou des mires de résolution capables de montrer jusqu'à 8 pl/mm, avec plusieurs résolutions intermédiaires, devraient être utilisées. Si le système est de type DR, la fréquence utilisable sera toutefois plus basse. Une mire (la même ou non) pouvant aller jusqu'à 15 pl/mm est requise pour le test qualitatif en agrandissement.
- Des absorbants de PMMA de 40 ou 45 mm.
- Un support d'élévation (généralement 1,8 X ou 1,5 X).
- Le formulaire *Fonction de transfert de modulation FTM* (onglet 2.8 FTM du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.8.3 Procédure à suivre

Figure 5 Montage pour mesurer la FTM



Note : La vérification s'effectue sur l'image non traitée.

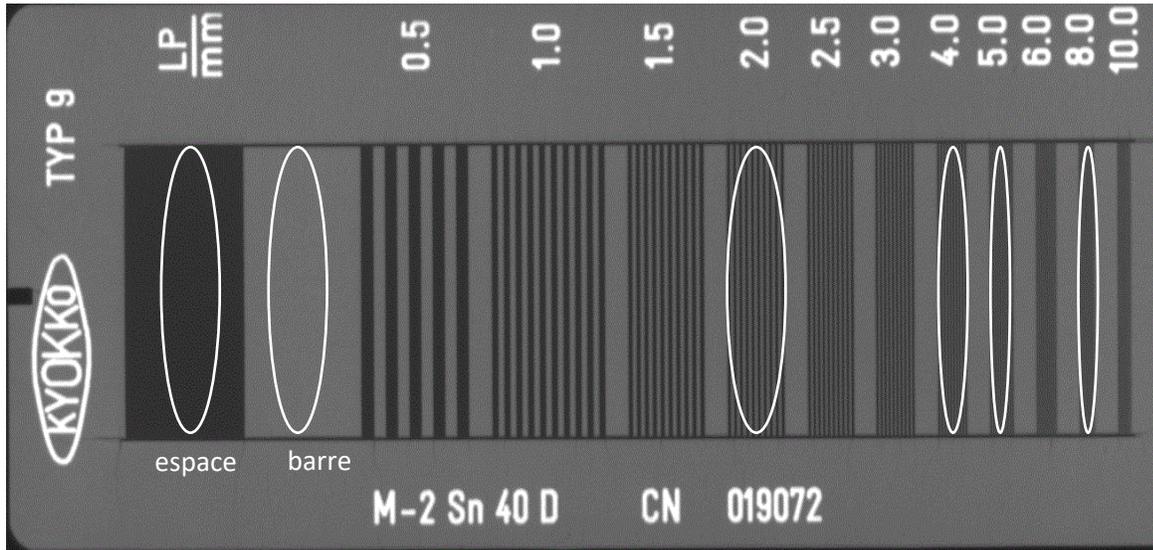
- 1) Placez l'absorbant de PMMA de façon à ce qu'il soit aligné avec le bord thoracique du récepteur d'image et centré latéralement.
- 2) Placez la mire de résolution sur l'absorbant de PMMA. Alignez la mire avec le bord de l'absorbant, du côté de la paroi thoracique, à 1 cm du bord, et centrez la mire par rapport à

la direction gauche-droite. Les lignes de la mire doivent s'écarter de l'axe anode-cathode par un angle de 2 à 5 degrés afin d'éviter une interférence de type Moiré. Les lignes de la mire étant voisines de l'axe anode-cathode, la résolution sera reconnue pour une direction parallèle à la paroi thoracique. La direction perpendiculaire ne sera pas évaluée.

- 3) En mode manuel, sélectionnez des paramètres techniques similaires à ceux utilisés pour réaliser l'image d'un sein moyen produit avec l'anode la plus utilisée, le grand foyer et à une tension fixe de 30 kV. Ces valeurs sont celles obtenues au test 2.3 pour 40 ou 45 mm de PMMA. Faites une exposition.
- 4) Considérant le système faisant l'objet du test, repérez la fréquence spatiale correspondant à une FTM de 50 % à la figure 6 (référée plus bas comme « fréquence cible »). Choisissez ensuite, sur la mire, les groupes de mesure en pl/mm de façon à ceinturer la fréquence cible de la façon la plus rapprochée possible (diminuant de la sorte la dépendance sur la méthode d'interpolation), en tentant de disposer de 1 à 3 groupes de part et d'autre de la fréquence cible. Toutefois, n'utilisez en aucun cas un groupe dont la fréquence spatiale est trop élevée sur la base de la fréquence de Nyquist pour le système en question. Ainsi, il ne faut pas dépasser les fréquences maximales suivantes, qui tiennent compte du pas des éléments du détecteur ainsi que d'un agrandissement estimé de 1,1 de la mire : 70µm→7pl/mm (Hologic), 85µm→6pl/mm (Siemens, Planmed et Giotto) et 100µm→5pl/mm (GE Essential et Pristina). La méthode est la même pour chaque groupe : centrez la région d'intérêt (ROI) de façon à ce qu'elle soit entièrement contenue à l'intérieur du groupe et placez les limites de cette région de façon à couvrir au moins 60 % du groupe (ROI elliptique).
- 5) Relevez les valeurs moyennes des pixels dans la ROI pour chacun de ces groupes et relevez aussi l'écart-type de chaque ROI.
- 6) Relevez la valeur moyenne des pixels des régions « espace » et « barre » sur l'image de la mire (voir la figure 6), en choisissant ces deux ROI de façon à ce qu'elles soient autant que possible à la même distance du bord thoracique (pour minimiser la contribution de l'effet talon).
- 7) Pour le petit foyer, il convient de noter la fréquence de coupure selon la procédure décrite ci-après de 12 à 15, car la méthode utilisée pour le grand foyer serait trop compromise par l'effet talon lorsque la mire est hissée sur le plateau d'agrandissement.
- 8) Calculez la FTM, exprimée en pourcentage, aux fréquences utilisées, de la façon suivante [5,7] :

$$FTM_{i\text{ pl/mm}} = \frac{\text{écart - type}_{i\text{ pl/mm}}}{\text{moyenne}_{\text{espace}} - \text{moyenne}_{\text{barre}}} \times 222$$

- 9) Notez les résultats sur le formulaire.
- 10) Interpolez les résultats obtenus pour obtenir les fréquences d'une FTM à 50 %. Notez les résultats. Une méthode d'interpolation est fournie dans le formulaire, mais il conviendra de valider le coefficient de détermination de cette interpolation et au besoin interpoler linéairement entre deux points.
- 11) Comparez les résultats aux données du tableau 6.

**Figure 6**      **Objet test de résolution, 0,5-10,0 paires de lignes/mm**

Petit foyer : Il s'agit d'une mesure de référence à laquelle on comparera des résultats pour en apprécier la dégradation, s'il y a lieu. La mire spécifique pouvant aller jusqu'à 15 pl/mm est ici requise.

- 12) Enlevez le porte-grille et le plateau de compression.
- 13) Placez le support d'élévation utilisé pour l'agrandissement.
- 14) Placez la mire de résolution sur l'absorbant de PMMA avec un angle de 45 degrés.
- 15) Notez la fréquence de coupure observée.

#### 2.8.4 Résultats et tolérances

Le tableau 6 présente les fréquences spatiales en cycles/mm qui doivent être atteintes lorsque la fonction de transfert de modulation (FTM) chute à 50 % selon l'orientation parallèle à la paroi thoracique, c'est-à-dire que les lignes de la mire sont orientées selon l'axe anode-cathode du tube radiogène. Enfin, les critères varient en fonction des diverses technologies retenues par les fabricants, dont la liste non exhaustive est reproduite dans ce tableau.

**Tableau 6** Fréquence acceptable pour la chute de FTM à 50 % pour la direction parallèle à la paroi thoracique <sup>[3]</sup>

Fréquences cycles / mm	En mode standard
	50 %
Marque / Modèle	Parallèle
Agfa CR (HM5.0)	2,0
Fuji Profect (HR-BD)	2,0
GE 2000D	2,5
GE DS	3,5
GE Essential et Pristina	2,5
Hologic Selenia et Dimension	6,0
IMS Giotto	4,0
Philips PCREleva	5,0
Planmed Nuance	5,5
Sectra L30 et Microdose	5,5
Siemens Inspiration	5,0
Siemens Novation DR	5,0

### 2.8.5 Recommandations et mesures correctives

Si les valeurs sont inférieures à celles du tableau 6 ou si une baisse de plus de 10 % a été observée depuis la dernière mesure des fréquences associées à 50 % de la FTM, alors la source de cette baisse doit être trouvée, au besoin avec l'aide d'un technicien qualifié.

Si la fréquence de coupure pour le petit foyer a changé considérablement par rapport aux tests précédents, une vérification plus approfondie est aussi nécessaire.

### 2.8.6 Délai pour appliquer les mesures correctives

Une correction doit être faite dans les 30 jours suivant le test.

Pour le petit foyer, en technique d'agrandissement, il s'agit d'une mesure d'évolution, mais aucune dégradation importante ne devrait être tolérée. Sinon, une correction doit être faite dans les 30 jours suivant le test. Advenant un écart important, le physicien médical pourra recommander une action plus rapide, voire immédiate.

## 2.9 TEST 9 : VÉRIFICATION DE LA TENSION (REPRODUCTIBILITÉ, EXACTITUDE, LINÉARITÉ ET DÉBITS)

### 2.9.1 Objectifs

- Vérifier la stabilité ou la reproductibilité de la tension;
- Vérifier l'exactitude de la tension utilisée en mammographie;
- Vérifier la linéarité de l'exposition en fonction des mAs;
- Exprimer les débits en mGy/mAs pour les différents kV mesurés.

### 2.9.2 Matériel nécessaire

- Un kilovoltmètre. Il faut s'assurer que le choix des filtres ainsi que les autres réglages sur le kilovoltmètre correspondent bien aux énergies utilisées en mammographie, et que l'étalonnage est exprimé en fonction des paramètres pertinents (type d'anode, type et épaisseur de filtration, kV);
- Un système de mesure de la dose avec détecteur de type chambre d'ionisation ou état solide étalonné aux énergies utilisées en mammographie;
- Le formulaire *Vérification de la tension (reproductibilité, exactitude, linéarité et débits)* (onglet 2.9 *Tension* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.9.3 Procédure à suivre

#### ***Reproductibilité de la tension***<sup>25</sup>

- 1) Enlevez la plaque de compression.
- 2) Centrez le kilovoltmètre sur le porte-grille, à 4 cm de la paroi thoracique, et notez la distance source-sonde, puis alignez le kilovoltmètre selon les instructions du fabricant de celui-ci.
- 3) En mode manuel, sélectionnez les paramètres techniques suivants : anode et filtre cliniquement utilisés<sup>26</sup>, grand foyer, charge se situant entre 20 et 100 mAs, tension (kV) utilisée habituellement pour un sein moyen. La reproductibilité sera vérifiée uniquement pour cette tension.
- 4) Faites cinq expositions dans ces mêmes conditions. Inscrivez les résultats sur le formulaire relatif à la vérification de la tension. La valeur moyenne calculée sera reportée dans le formulaire portant sur la vérification de l'exactitude.  
(voir l'étape 5 à la page suivante).

<sup>25</sup> Il faut protéger le détecteur numérique avec un matériau fortement atténuant afin d'éviter les images fantômes. Avec certains mammographes, il est nécessaire de placer une cassette dans le porte-cassette pour faire l'exposition.

<sup>26</sup> Pour certains appareils avec lesquels on peut utiliser, au choix, le rhodium, le molybdène ou d'autres métaux, la tension demeure essentiellement la même avec les divers métaux. Il s'agit alors de mesurer la tension avec la combinaison anode-filtre pour laquelle le kilovoltmètre a été étalonné ou faire les corrections appropriées.

- 5) Calculez le coefficient de variation pour les cinq lectures. Si celui-ci excède 0,02, faites cinq lectures additionnelles et recalculez le coefficient de variation en utilisant les dix lectures<sup>27</sup>.

$$\text{Coefficient de variation} = \frac{\text{Écart - type}}{\text{Valeur moyenne des kVp}}$$

### Exactitude de la tension

- 1) Vérifiez l'exactitude des autres tensions, soit de 24 à 32 kV ou plus si l'appareil est utilisé au-delà de 32 kV, en prenant une lecture à au moins tous les 2 kV et en veillant à sélectionner des mAs situés entre 20 et 100. Si l'appareil est utilisé en mode pulsé (comme en tomosynthèse pour certains modèles), vérifiez la tension dans ce mode pour la valeur la plus fréquemment utilisée en tenant compte de la filtration employée.

$$((\text{Tension affichée} - \text{tension mesurée}) / \text{tension affichée}) \times 100$$

- 2) Les tensions doivent être vérifiées sur le petit et le grand foyer.  
 3) Pour chaque combinaison anode-filtre cliniquement utilisée, obtenez au moins une mesure de tension (kV).  
 4) Appliquez, à chacune des valeurs mesurées, les facteurs de correction recommandés par le fabricant du kilovoltmètre, s'il y a lieu, et inscrivez la valeur corrigée sur le formulaire.

### Linéarité des mAs

- 1) Sélectionnez le grand foyer et faites des expositions à des charges de 60, 100, 140 et 200 mAs en appliquant la tension (kV) utilisée habituellement pour un sein moyen.  
 2) Faites le calcul de linéarité selon la formule suivante où les  $X_i$  sont des mGy/mAs :

$$|X_1 - X_2| \leq 0.05(X_1 + X_2).$$

### Débits mGy/mAs

Reportez sur le formulaire les mesures de débit (mGy/mAs) de KERMA dans l'air pour chaque foyer en notant les mAs utilisés, la distance source-détecteur et tous les autres paramètres nécessaires pour reproduire ces résultats. Les débits en mGy/mAs seront obtenus pour une série de tensions à un mAs donné. Si l'appareil de mesure peut fournir à la fois tension et exposition, alors les débits pourraient être calculés à partir de ces valeurs obtenues dans la même séance de mesure.

<sup>27</sup> Dans les fonctions d'Excel, utilisez la formule pour calculer l'écart-type ( $\sigma$ ) d'un échantillon, soit :

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \sum_{1}^i (x_i - \bar{x})^2}$$

### 2.9.4 Résultats et tolérances

- 1) Reproductibilité (coefficient de variation) :  $\leq 0,02$ .
- 2) Exactitude :  $\leq \pm 5 \%$ .
- 3) Linéarité des mAs :  $\leq \pm 5 \%$ .
- 4) Le débit ne devrait pas être inférieur à 7 mGy/s à 45 mm du plateau du support du sein, à 28 kV et avec la combinaison Mo/Mo. De plus, les débits <sup>[11]</sup> peuvent servir à établir un diagnostic si un bruit excessif est observé sur les images. Pour d'autres combinaisons anode/filtre, utilisez le tableau suivant :

**Tableau 7 Débit minimal de radiation à 28 kV pour un sein moyen, en mGy/s à 45 mm du plateau pour diverses combinaisons anode/filtre <sup>[11]</sup>**

Anode/filtre	mGy/s
Mo/Mo	7,0
Mo/Rh	6,02
W/Mo	2,87
W/Rh	2,66
Rh/Rh	4,06

### 2.9.5 Délai pour appliquer les mesures correctives

Les corrections devront être apportées dans les 30 jours suivant le test, ou plus rapidement, voire immédiatement si le physicien médical le juge pertinent considérant l'écart.

## 2.10 TEST 10 : COUCHE DE DEMI-ATTÉNUATION (CDA)

### 2.10.1 Objectif

Mesurer la CDA et confirmer que la filtration totale du faisceau de rayons X respecte les normes.

### 2.10.2 Matériel nécessaire

- Un dosimètre approprié pour la mammographie;
- Des filtres en aluminium de type 1145. Si le dosimètre est capable de fournir directement la valeur de la CDA, alors les filtres d'aluminium ne seront pas nécessaires;
- Du ruban à mesurer;
- Du matériel absorbant pour protéger le détecteur de rayons X, c'est-à-dire un tablier plombé, une plaque d'acier de 1 mm ou une feuille d'aluminium de 5 mm d'épaisseur. Il doit être assez grand pour couvrir la zone active du détecteur;
- Le formulaire *Couche de demi-atténuation (CDA)* (onglet 2.10-11-12 *CDA\_Kerma\_DGM* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.10.3 Procédure à suivre

- 1) Placez le matériel absorbant sur le porte-grille pour protéger le détecteur contre une exposition excessive aux rayons X, qui pourraient causer des artefacts ultérieurement.
- 2) Sélectionnez le mode de fonctionnement manuel ainsi que les combinaisons anode-filtre et la tension (kV) sélectionnées par le SEA pour 20, 45 et 70 mm d'épaisseur de PMMA (voir les tests de la section 2.3).
- 3) Placez le dosimètre à 45 mm au-dessus du porte-grille, centré latéralement et à 40 mm de la paroi thoracique, de telle façon que le volume sensible de la chambre soit complètement à l'intérieur du champ de rayonnement. Si le dosimètre permet la lecture directe de la CDA, et qu'il est protégé pour la rétrodiffusion, placez-le sur le porte-grille et passez aux étapes 10 et 12.
- 4) Ajustez le champ de rayonnement pour qu'il soit légèrement plus grand que le volume sensible du dosimètre en utilisant les collimateurs internes ou en faisant une ouverture dans une feuille de métal fortement atténuante placée sur la plaque de compression.
- 5) Placez la plaque<sup>28</sup> de compression à peu près à mi-chemin entre le foyer de rayons X et le dosimètre.
- 6) Faites une exposition et enregistrez la lecture dans le formulaire. Les étapes 7 à 11 ne sont effectuées que si le dosimètre ne possède pas la capacité de mesure directe de la CDA.
- 7) Placez des feuilles d'aluminium totalisant une épaisseur de 0,3 mm (ou 0,4 mm, en fonction de la combinaison anode-filtre et de la tension (kV) qui ont été choisies) sur la plaque de compression en vous assurant de couvrir totalement le volume actif de la chambre de détection, et faites une exposition avec les mêmes paramètres. Assurez-vous que la mesure correspond à plus de la moitié de la mesure sans le filtre. Si ce n'est pas le cas, recommencez avec une feuille d'aluminium plus mince.

---

<sup>28</sup> Pour calculer la DGM, il est nécessaire de mesurer la CDA avec la plaque de compression dans le faisceau. Pour comparer la CDA aux spécifications du fabricant, lesquelles suivent les normes de l'*International Electrotechnical Commission*, il faudrait mesurer la CDA sans la plaque de compression.

- 8) Ajoutez 0,1 mm (ou 0,025 mm, pour plus de précision) d'aluminium et répétez l'étape précédente. Assurez-vous que la mesure est inférieure à la moitié de la mesure sans le filtre. Sinon, recommencez avec plus d'aluminium afin que la mesure soit en dessous de la moitié de la mesure sans le filtre.
- 9) Retirez tous les filtres et répétez l'exposition, qui devrait être similaire à celle obtenue à l'étape 6. Notez la mesure.
- 10) Répétez cette procédure pour les autres combinaisons anode-filtre et tensions (kV) utilisées cliniquement.
- 11) Calculez la CDA à l'aide de l'expression suivante :

$$CDA = \frac{t_2 \ln[2 M_1/M_0] - t_1 \ln[2 M_2/M_0]}{\ln[M_1/M_2]}$$

où  $t_1$  et  $t_2$  sont les épaisseurs (en mm) de filtres utilisés;

où  $M_0$  est la valeur moyenne des valeurs mesurées aux étapes 6 et 9 sans filtre ajouté;

où  $M_1$  et  $M_2$  sont les valeurs mesurées aux étapes 7 et 8 qui sont respectivement au-dessus et juste en dessous de 50 % par rapport à  $M_0$ .

- 12) Notez sur le formulaire les CDA calculées ou obtenues à l'aide du dosimètre.

#### 2.10.4 Résultats et tolérances

Acceptable :  $kV/100 + 0,03 \leq CDA \leq kV/100 + F$  [3].

Où les valeurs de  $F$  sont différentes selon la combinaison des matériaux anode-filtre et dont la valeur est indiquée dans le tableau 8. Il est à noter que la tension (kV) est la valeur mesurée et non la tension affichée sur le panneau de contrôle.

**Tableau 8 Valeurs de F pour limites supérieures de la CDA [3]**

Anode/filtre	F
Mo/Mo	0,12
Rh/Rh	0,19
Mo/Rh	0,22
W/Rh	0,30
W/Ag	0,32
W/Al	0,25
Rh/Ag	0,21 <sup>29</sup>

Dans le formulaire, inscrivez si la valeur de la CDA est acceptable. Si c'est le cas, c'est généralement aussi le cas pour la filtration totale du faisceau sans la plaque de compression.

#### 2.10.5 Recommandations et mesures correctives

Si la CDA est très faible ou très élevée, une analyse plus poussée doit être effectuée. Une faible exactitude de la mesure de la tension (kV) conduira nécessairement à une valeur de CDA altérée.

<sup>29</sup> Estimée par les auteurs.

### **2.10.6 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Des mesures correctives doivent être prises immédiatement.

## 2.11 TEST 11 : KERMA INCIDENT DANS L'AIR À LA SURFACE DES FEUILLES DE PMMA

### 2.11.1 Objectif

Estimer le kerma incident dans l'air (sans rétrodiffusion) à la position correspondante à la surface d'entrée de feuilles de PMMA de 20, 45 et 70 mm<sup>30</sup> d'épaisseur. Cette procédure est préparatoire au test sur le calcul de la dose glandulaire moyenne.

**Remarque :** Le physicien peut prendre la mesure à une distance différente, puis la convertir aux distances requises en utilisant une correction par la loi de l'inverse du carré de la distance.

### 2.11.2 Matériel nécessaire

- Un dosimètre approprié pour la mammographie;
- Les données recueillies lors du test du SEA (voir la section 2.3) pour la combinaison anode-filtre, kV et  $mAs_{SEA}$  et pour des feuilles de PMMA d'une épaisseur de 20, 45 et 70 mm;
- Du matériel absorbant pour protéger le détecteur de rayons X, c'est-à-dire un tablier plombé, une plaque d'acier de 1 mm ou une feuille d'aluminium de 5 mm d'épaisseur. Il doit être assez grand pour couvrir la zone active du détecteur;
- Du ruban à mesurer;
- Le formulaire *Kerma incident dans l'air à la surface des feuilles de PMMA* (onglet 2.10-11-12 CDA\_Kerma\_DGM du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.11.3 Procédure à suivre

Le kerma incident dans l'air sans rétrodiffusion est mesuré à partir des mêmes facteurs d'exposition sélectionnés pour exposer un objet test équivalent à trois épaisseurs différentes de PMMA représentant des seins d'atténuation différente. Le kerma dans l'air à la surface d'entrée des différentes feuilles de PMMA est déterminé à partir :

- De la valeur  $mAs$  utilisée pour exposer la feuille de PMMA avec la combinaison anode-filtre kV utilisé à la section 2.3 ( $mAs_{SEA}$ );
  - Du kerma incident dans l'air pour la donnée  $mAs_{SEA}$ ;
  - De la distance mesurée à partir du foyer du tube radiogène jusqu'à la surface du porte-grille.
- 1) Déterminez la distance ( $d_T$ ) entre le foyer du tube radiogène et le porte-grille et l'enregistrez dans le formulaire<sup>31</sup>. Cette valeur peut être celle fournie par le fabricant ou mesurée par le physicien si nécessaire (mesure géométrique de l'agrandissement).
  - 2) Placez le matériel absorbant sur le porte-grille pour protéger le détecteur numérique d'une exposition excessive.

<sup>30</sup> La mesure est effectuée sans les feuilles de PMMA, parce qu'il ne doit y avoir aucun rayonnement diffusé. Il est à noter que la modélisation originale par la méthode de Monte-Carlo a permis une correction du kerma dans l'air qui aurait été présent pour des seins plus épais que l'atténuation correspondante de ces épaisseurs de PMMA. Par conséquent, c'est le kerma à l'entrée du PMMA qui est évalué, plutôt que le kerma à l'entrée du sein.

<sup>31</sup> Il est difficile d'obtenir une mesure précise avec un ruban à mesurer. Il peut donc être préférable de se fier à la distance fournie par le fabricant. Cette mesure n'a pas à être répétée, sauf s'il y a des changements à l'ensemble mécanique qui pourraient affecter cette distance.

- 3) Fixez le dosimètre sur la surface inférieure de la plaque de compression. Le dosimètre doit être centré latéralement par rapport au faisceau de rayonnement et à environ 40 mm de la paroi thoracique. Réglez la hauteur de la plaque de compression de sorte que le centre du volume actif du dosimètre (point de mesure) soit à 45 mm au-dessus du porte-grille<sup>32</sup>. Si le détecteur à l'état solide est muni d'une base protégeant le détecteur de la rétrodiffusion, ce détecteur pourra être appliqué directement sur le porte-grille et le calcul de l'inverse du carré de la distance fait conséquemment, soit à partir de la région sensible du module de détection.
- 4) En utilisant la même combinaison anode-filtre et kV que pour l'imagerie de la feuille de PMMA de 45 mm dans le test du SEA, faites une exposition en mode manuel avec la valeur de mAs précédemment déterminée,  $mAs_{SEA}$ . Si ce n'est pas possible de sélectionner la valeur exacte des mAs, estimez le kerma ( $M_{SEA}$ ) par extrapolation à partir d'une mesure correspondant le plus possible au réglage manuel disponible en mAs,  $M_1$ , qui est :

$$M_{SEA} = \frac{mAs_{SEA}}{mAs_{M_1}} M_1$$

- 5) Obtenez la valeur du kerma incident dans l'air,  $K_{i,45}$  (à la hauteur de la surface supérieure du fantôme de mammographie de 45 mm) à partir des équations ci-dessous pour  $M_{SEA}$  et notez la valeur sur le formulaire. Voici la première équation :

$$K_{i,45} = M_{SEA} * N_{mammo}$$

où  $N_{mammo}$  est la valeur du facteur d'étalonnage pour la qualité du faisceau.

Le calcul du kerma à des hauteurs différentes de 45 mm sera corrigé par la loi de l'inverse du carré de la distance :

$$K_{i,20} = K_{i,45} \left[ \frac{d_T - 45}{d_T - 20} \right]^2$$

$$K_{i,70} = K_{i,45} \left[ \frac{d_T - 45}{d_T - 70} \right]^2$$

Pour le détecteur posé directement sur le plateau, les équations à utiliser sont les suivantes :

$$K_{i,20} = K_{i,0} \left[ \frac{d_T - x}{d_T - 20} \right]^2$$

$$K_{i,45} = K_{i,0} \left[ \frac{d_T - x}{d_T - 45} \right]^2$$

$$K_{i,70} = K_{i,0} \left[ \frac{d_T - x}{d_T - 70} \right]^2$$

où  $x$  est la petite distance entre le plateau et la zone détectrice de l'instrument de mesure.

<sup>32</sup> Le dosimètre est placé à la même hauteur que la surface supérieure d'une feuille de PMMA de 45 mm d'épaisseur plutôt qu'à la hauteur de l'épaisseur équivalente du sein parce que la correction par la loi de l'inverse du carré de la distance est déjà intégrée dans les facteurs de conversion utilisés. Pour ce qui est d'un détecteur de rayonnement à l'état solide protégé de la rétrodiffusion, on peut le placer sur le porte-grille en appliquant les calculs conséquents pour la distance.

## 2.12 TEST 12 : DOSE GLANDULAIRE MOYENNE (DGM)

### 2.12.1 Objectif

Estimer la DGM pour les trois grosseurs de sein (petit, moyen et gros), représentées par des feuilles de PMMA de 20, 45 et 70 mm d'épaisseur. L'utilisation du produit BR-12 ne conduit pas aux mêmes résultats, de sorte qu'à des fins de comparaison et de respect des limites, ce produit ne doit pas être utilisé dans cette procédure afin de ne pas en compromettre la reproductibilité d'un physicien à l'autre.

### 2.12.2 Matériel nécessaire

Le formulaire *Dose glandulaire moyenne (DGM)* (onglet 2.10-11-12 CDA\_Kerma\_DGM du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.12.3 Procédure à suivre

- 1) Déterminez la DGM à partir du kerma incident dans l'air, et les coefficients de conversion pertinents en utilisant la formule suivante<sup>33</sup> :

$$DGM = g_t c_t s K_{i,t}$$

où  $K_{i,t}$  est le kerma dans l'air à l'entrée de la feuille de PMMA (20, 45 et 70 mm d'épaisseur) utilisée pour simuler le sein standard d'épaisseur t mm, mesuré sans rétrodiffusion;

où  $g_t$  est le facteur qui convertit le kerma en DGM pour un sein composé à 50 % de graisse et à 50 % de tissu glandulaire avec une épaisseur de t mm;

où  $c_t$  est le facteur de conversion qui permet de tenir compte du volume glandulaire d'un sein typique d'épaisseur t mm;

où s est un facteur qui applique une correction selon la combinaison anode-filtre.

- 2) Utilisez le produit des facteurs g et c, qui dépendent de la CDA des spectres utilisés, comme indiqué dans le formulaire et le tableau 8.
- 3) Déterminez la CDA en suivant la procédure décrite précédemment.
- 4) Appliquez les valeurs du facteur s pour la combinaison anode-filtre pertinente fournie dans le tableau 9.
- 5) Consignez les valeurs de g, c, s, CDA et DGM au formulaire.

<sup>33</sup> Il s'agit de la formule développée en Europe et au Royaume-Uni, qui utilise un contenu glandulaire moyen comme indiqué au tableau 8 au lieu de la valeur donnée précédemment, qui devrait se situer à 50 %.

**Tableau 9 Valeurs des facteurs g et c selon la CDA et l'épaisseur du sein <sup>[3]</sup>**

Épaisseur de PMMA (mm)	Épaisseur du sein équivalent (mm)	Volume glandulaire (%)	g/c	CDA (mm d'Al)						
				0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	g	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585
			c	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921
30	32	67	g	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448
			c	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953
40	45	41	g	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
			c	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034
45	53	29	g	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295
			c	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088
50	60	20	g	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
			c	1,164	0,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
60	75	9	g	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210
			c	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207
70	90	4	g	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172
			c	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
80	103	3	g	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149
			c	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262

**Tableau 10 Valeurs du facteur s selon la combinaison anode-filtre <sup>[3,12]</sup>**

Combinaison anode-filtre	Épaisseur du filtre (µm)	Facteur s
Mo-Mo	30	1,000
Mo-Rh	25	1,017
Rh-Rh	25	1,061
W-Ag	50-75	1,042
W-Rh	50-60	1,042
Rh-Ag	30	1,087

**Tableau 11 Valeurs du facteur s pour la combinaison Tungstène-Aluminium selon des épaisseurs variables de PMMA <sup>[9]</sup>**

Combinaison anode-filtre	Épaisseur du filtre (µm)	Facteur S	Épaisseur de PMMA (mm)	Épaisseur du sein correspondant (mm)
W-AI	500	1,075	20	21
W-AI	500	1,104	30	32
W-AI	500	1,134	40	45
W-AI	500	1,149	45	53
W-AI	500	1,160	50	60
W-AI	500	1,181	60	75
W-AI	500	1,198	70	90
W-AI	500	1,208	80	103

#### 2.12.4 Résultats et tolérances

Le tableau 12 présente des limites acceptables pour la DGM. La dernière colonne du tableau diffère de l'original en référence, mais elle stipule une dose glandulaire maximale lors de l'utilisation de la technologie DR<sup>34</sup>.

**Tableau 12 Limites acceptables en mGy pour la DGM selon l'épaisseur <sup>[3]</sup>**

Épaisseur de PMMA (mm)	Épaisseur du sein équivalent (mm)	DGM CR (mGy)	DGM DR (mGy)
20	21	1,0	1,0
45	53	2,5	2,0
70	90	6,5	5,1

#### 2.12.5 Recommandations et mesures correctives

- Observez la variation de la DGM au fil du temps; si les limites sont dépassées, analysez les causes possibles et prenez les mesures correctives nécessaires.

<sup>34</sup> <https://www.euref.org/downloads?download=54:update-digital-mammography-protocol-01-2017>.

## 2.13 TEST 13 : COLLIMATION (CONGRUENCE, ALIGNEMENT, TISSU MANQUANT)

### 2.13.1 Objectifs

- Déterminer la congruence entre la lumière et les rayons X sur chaque côté du champ irradié.
- S'assurer que le bord de la plaque de compression est aligné avec le bord du récepteur d'image, du côté de la paroi thoracique.
- Déterminer la quantité de tissu mammaire près de la paroi thoracique qui est exclue de l'image en raison de la conception même du détecteur.
- Vérifier que le collimateur permet une couverture complète du récepteur d'image par le faisceau de rayons X, sans permettre un rayonnement au-delà du support du détecteur<sup>35</sup>, à l'exception du bord situé près de la paroi thoracique.

**Remarques** : Le collimateur projette un faisceau de lumière qui doit correspondre au faisceau de radiation avec une bonne précision. Cela permet à la technologue d'utiliser adéquatement le détecteur d'un système DR lors d'une surcollimation, par exemple lorsqu'elle travaille sur un format de 18 x 24 cm avec un détecteur de 24 x 30 cm ou en décalage latéral.

De plus, une collimation débordant les limites du récepteur d'image risque d'irradier inutilement la patiente et l'environnement. Du côté de la paroi thoracique, une collimation laissant une bande du détecteur non exposé conduira à une perte d'information utile pour le diagnostic.

Un alignement adéquat du bord de la plaque de compression avec le bord du récepteur d'image est nécessaire pour le bon positionnement et la compression du sein. Si le bord de la plaque de compression va trop loin au-delà du bord du récepteur d'image, le sein sera repoussé hors de la zone de détection du récepteur d'image et une partie du tissu mammaire ne sera pas enregistré sur l'image. Si le bord de la plaque de compression ne s'étend pas suffisamment loin, le tissu mammaire ne sera pas adéquatement comprimé pour une meilleure visualisation, et la projection du bord vertical de la plaque de compression sera visible sur l'image, pouvant ainsi masquer des informations cliniques.

Il est important d'inclure autant de tissu mammaire que possible dans la mammographie pour optimiser la détection d'un cancer. D'ailleurs, il est important de savoir qu'il y a une région inactive au niveau du bord de la paroi thoracique du détecteur, où le tissu mammaire n'apparaît pas sur l'image même s'il est au-dessus du support du sein.

### 2.13.2 Matériel nécessaire

- Des marqueurs radio-opaques, idéalement gradués;
- Cinq petits écrans fluorescents de bonne intensité lumineuse, ou des pièces de matériau GafChromic, ou encore des surfaces de détecteurs de radiation indiquant, après exposition, la surface irradiée;
- Pour un système CR, une cassette de référence plus grande que le faisceau, à placer sur le porte-grille;

---

<sup>35</sup> L'arrière du support pour le sein bloque le rayonnement primaire et ainsi le faisceau ne devrait pas excéder cette barrière protectrice.

- Un matériau absorbant (par exemple une feuille de métal) suffisamment large pour couvrir tout le détecteur;
- Le formulaire Collimation (*congruence, alignement, tissu manquant*) (onglet 2.13 Align du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.13.3 Procédure à suivre

Les méthodes à suivre et les accessoires nécessaires pour réaliser ce test sont nombreux, mais doivent conduire au même résultat. Le physicien pourra ajuster la méthode choisie à sa convenance, mais les valeurs au rapport devront suivre les indications du formulaire. La procédure ci-dessous est fournie pour référence seulement.

- 1) Si la méthode de la grande cassette est utilisée, mettez une cassette surélevée de quelques centimètres au-dessus du porte-grille. On corrigera alors pour la géométrie utilisée.
- 2) Si la méthode Gafchromic ou surface détectrice est utilisée, apposez des détecteurs sur les quatre côtés, centrés sur le bord du faisceau lumineux.
- 3) Appliquez sur chaque côté de la cassette ou du porte-grille un marqueur gradué, dont le centre reconnaissable sur la radiographie est aligné sur la projection lumineuse. Si le Gafchromic est utilisé, placez celui-ci près du marqueur gradué.
- 4) Assujettissez les marqueurs et les surfaces détectrices (s'il y a lieu) afin d'éviter leur déplacement pendant le reste de la procédure.
- 5) Si les écrans intensificateurs sont utilisés de chaque côté avec un débordement du plateau, couvrez le plateau d'une plaque métallique de même dimension et observez en salle semi-obscur le débordement du faisceau en répétant les expositions aussi souvent que nécessaire. Un cinquième écran intensificateur au centre du champ sur le dessus du montage confirmera qu'il y a eu une exposition si aucun débordement ne se manifeste. La plaque protectrice doit laisser passer suffisamment de radiation pour que l'image soit exploitable et qu'on puisse évaluer les parties manquantes à la couverture du détecteur.
- 6) Ajustez la grandeur du champ, puis faites une exposition de faible débit pour ne pas saturer le détecteur ou protégez le détecteur par une plaque un peu absorbante.
- 7) Placez un objet opaque sur le côté thorax de la plaque de compression, et abaissez cette dernière, jusqu'à obtenir une compression de 10 kg.
- 8) Visionnez l'image et observez les écarts à reporter sur le formulaire.
- 9) Faites une exposition et analysez l'image en mesurant les écarts ou les déviations.
- 10) Notez les mesures sur le formulaire.
- 11) Vérifiez les formats 18 x 24 cm et 24 x 30 cm, ainsi qu'en technique d'agrandissement en suivant la même procédure, avec tous les supports d'agrandissement utilisés.
- 12) Vérifiez la position de toutes les autres palettes de compression utilisées cliniquement, et qui n'ont pas déjà été testées dans les étapes précédentes, dans les conditions les plus fréquentes de leur utilisation.

### 2.13.4 Résultats et tolérances

- 1) La somme des valeurs absolues des déviations entre le faisceau de rayonnement et l'indicateur lumineux ne doit pas dépasser 2 % de la distance source-image (DSI) pour les côtés gauche et droit. Les déviations doivent être reportées au niveau du plan du détecteur.

- 2) La somme des valeurs absolues des déviations entre le faisceau de rayonnement et l'indicateur lumineux ne doit pas dépasser 2 % de la DSI pour le côté distal et le côté de la paroi thoracique. Les déviations doivent être reportées au niveau du plan du détecteur. Pour les systèmes DR, la surface couverte par le faisceau de rayons X doit être également simulée par le faisceau de lumière pour permettre adéquatement la surcollimation et le décalage latéral lorsqu'applicable. Advenant une utilisation asymétrique du détecteur DR, la même tolérance s'applique.
- 3) Dans un système CR, le champ de radiation doit couvrir entièrement le récepteur sans dépasser le plateau sur trois côtés, à l'exception du côté thoracique <sup>[3]</sup>.
- 4) Le champ de radiation du côté de la paroi thoracique doit couvrir entièrement le récepteur et peut excéder le support du récepteur d'au plus 2,0 mm <sup>[11]</sup>. La limite d'alignement entre la plaque de compression et le récepteur d'image est de 1 % de la DSI sur le plan du détecteur. De plus, le bord de la plaque de compression, du côté de la paroi thoracique, ne doit pas apparaître sur l'image.
- 5) La largeur du tissu perdu, du côté de la paroi thoracique, ne doit pas excéder 5 mm <sup>[3]</sup>.

### **2.13.5 Délai pour appliquer les mesures correctives**

Si les critères de performance ne sont pas respectés, l'alignement doit être corrigé par un technicien qualifié dans les 30 jours suivant l'évaluation.

Toutefois, si la largeur de tissu manquant du côté de la paroi thoracique excède 5 mm, une correction immédiate doit être faite.

Advenant un écart très important, une intervention rapide, voire immédiate peut être requise selon le jugement du physicien médical.

## 2.14 TEST 14 : CONDITIONS D’AFFICHAGE ET DE LECTURE

Comme la perception des contrastes est affectée par la lumière ambiante et que le contraste joue un rôle fort important en mammographie, il faut que les conditions d’affichage et de lecture des mammogrammes soient optimales.

On peut optimiser les conditions de lecture en réduisant l’éclairement de la pièce et en prévenant l’éblouissement par la lumière ambiante ou les conditions d’affichage. L’évaluation de la lumière ambiante doit se faire dans les mêmes conditions que celles privilégiées lors de la lecture des images.

En mammographie numérique, la réflexion spéculaire possible du moniteur et la lumière ambiante peuvent réduire la visibilité de certaines lésions à bas contraste. Ainsi, pour que l’on puisse mieux distinguer les contrastes faibles sur toute l’échelle dynamique, le niveau de lumière ambiante doit être bas. Selon la luminance minimale ( $L_{\min}$ ) du moniteur et selon la réflexion, l’éclairement de la pièce doit être situé à moins de 40 lux. De plus, il ne devrait idéalement pas être trop bas, pas moins de 20 lux <sup>[1]</sup>, pour que l’adaptation de l’œil ne soit pas trop éloignée des conditions d’éclairement normales.

Les moniteurs se classent en deux catégories, selon leur utilisation.

- a) Moniteur de classe primaire utilisé pour l’interprétation des images. Cet appareil est capable de présenter cinq mégapixels distincts ou plus et doit être calibré de façon à ce que la luminance maximale soit d’au moins 420 cd/m<sup>2</sup>. Une station de lecture emploie toujours au moins deux moniteurs de ce type, ou un seul si celui-ci est en mesure d’afficher au moins 10 mégapixels distincts. Ce moniteur doit être calibré en suivant la fonction de gris standard du format DICOM (GSDF DICOM).
- b) Moniteur de classe secondaire utilisé pour voir les images et non pour établir un diagnostic. Cette station de visualisation est utilisée en pratique par la technologue pour le contrôle de l’examen ou l’observation des examens antérieurs, ou les deux. Ce moniteur est capable de présenter trois mégapixels ou plus et peut atteindre une luminance supérieure à 250 cd/m<sup>2</sup>. Le moniteur d’acquisition propre au système DR devrait aussi se comporter selon les critères de cette classe. Ce moniteur doit être calibré en suivant la GSDF DICOM.

### 2.14.1 Objectifs

- Vérifier l’éclairement des salles de lecture;
- S’assurer d’une bonne résolution spatiale et d’un bon contraste de l’image;
- Vérifier la plage des luminances et son uniformité;
- Détecter la présence d’artéfacts;
- Vérifier l’équilibre entre les moniteurs d’une même station;
- Vérifier la lecture des moniteurs hors site, s’il y a lieu.

### 2.14.2 Matériel nécessaire

- Les mirettes du Task Group 18 de l'*American Association of Physicists in Medicine* (AAPM)<sup>36, 37</sup>.
- La mire TG18-QC pour faire l'évaluation globale des moniteurs.
- Les mirettes TG18-UNL10, TG18-UNL80, TG18-UN80 et TG18-UN10 pour vérifier l'uniformité de la luminance ainsi que la réponse lumineuse et la présence d'artéfacts.
- Les mirettes TG18-LN12-01 à 18 pour évaluer la fonction d'affichage de l'échelle des gris (GSDF).
- Un photomètre avec sonde, pour mesurer la luminance et l'éclairement (lumière ambiante). On peut aussi utiliser deux instruments distincts pour la mesure de ces deux quantités.
- Une feuille de calcul pour la fonction d'affichage de gris standardisée DICOM ou *Grayscale Standard Display Function* (GSDF)<sup>38</sup>.
- Les formulaires *Conditions d'affichage et de lecture* (onglets 2.14ab MON et 2.14c MON du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.14.3 Procédure à suivre

- 1) Vérifiez si l'équipement permet d'avoir accès aux mirettes (*test patterns*) du Task Group 18 de l'AAPM et aux autres mirettes utiles.
- 2) Assurez-vous que le moniteur est propre et qu'il est en fonction depuis un moment et assez longtemps pour que sa luminance se soit stabilisée.
- 3) Évaluez la qualité de l'affichage dans son ensemble par un examen visuel : la résolution spatiale, le contraste et les artéfacts.
- 4) Vérifiez que les autres caractéristiques de la mirette sont visibles sur le moniteur.
- 5) Faites une évaluation globale et recherchez des artéfacts.
  - a) Affichez la mirette TG18-UN80 et TG18-UN10 et observez l'ensemble de chaque image.
  - b) Notez les commentaires sur le formulaire relatif à l'évaluation globale de la qualité de l'affichage et de l'éclairement de la salle.

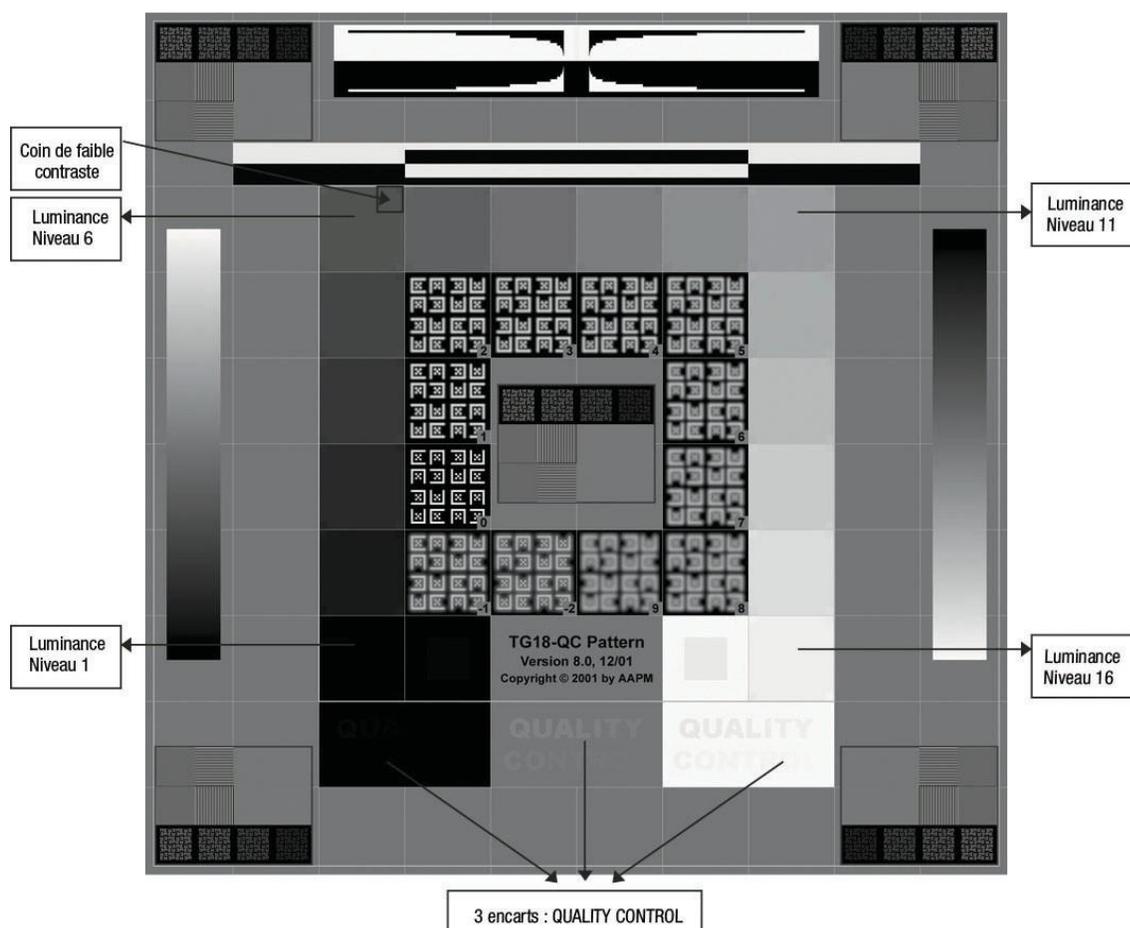
---

<sup>36</sup> Les mirettes sont accessibles à l'adresse suivante : <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>. On peut les télécharger sans enfreindre des droits réservés. Il est préférable d'utiliser le format DICOM de 2 Ko s'il est disponible.

<sup>37</sup> Les stations de visualisation et de diagnostic devraient permettre d'accéder facilement aux mirettes (*test patterns*) du Task Group 18 de l'AAPM et aux autres mirettes utiles pour vérifier les moniteurs.

<sup>38</sup> Une feuille de calcul pour évaluer la fonction d'affichage de gris standardisée DICOM est accessible à l'adresse suivante : <http://www.euref.org>.

Figure 7 La mire TG18-QC



Mire proposée par le Task Group 18 de l'American Association of Physicists in Medicine

**Remarque :** Le texte qui suit de même que les tableaux 13 et 14 ont été ajoutés à titre d'information seulement. Il est à noter que certaines des caractéristiques de la mire étaient originellement destinées aux écrans CRT alors utilisés, mais ceux-ci n'étant plus utilisés en mammographie, ces caractéristiques ne sont pas discutées.

Caractéristiques pertinentes de la mire TG18-QC :

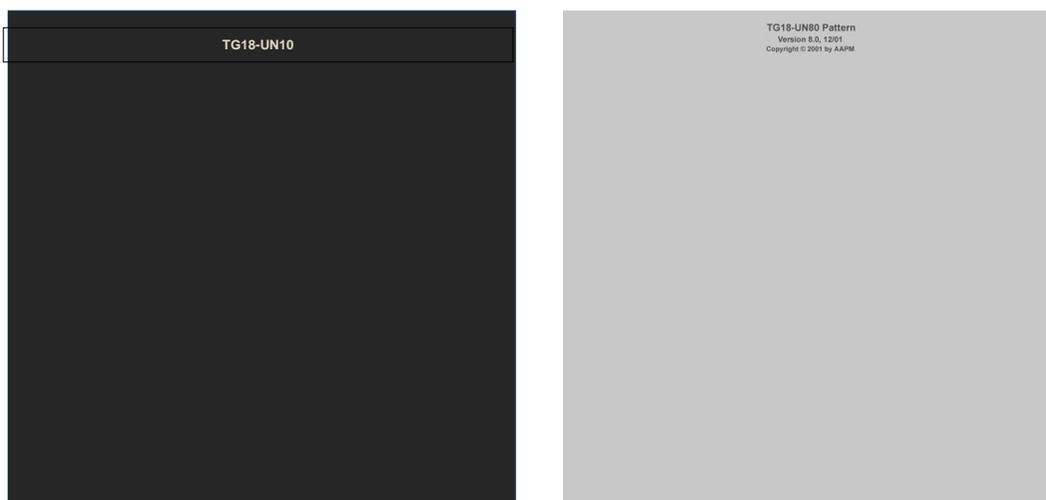
- De minces lignes (1 px) et des lignes plus épaisses (3 px) à la périphérie de la mire ainsi qu'autour de la région centrale. L'apparence de ces lignes ainsi que de l'ensemble du patron permettent de détecter une mauvaise configuration de la carte graphique, même si leur rôle était initialement de permettre l'évaluation des distorsions géométriques;
- Seize plages de luminance, avec des valeurs de pixels variant de 128 à 3 968, pour l'évaluation de la réponse de luminance du moniteur. Chaque plage comprend quatre petits carrés ayant  $\pm 64$  px de différence avec le fond. La majorité de ces petits carrés doit être visible sur le moniteur. Des patrons de paires de lignes situés au centre et aux quatre coins, à la fréquence de Nyquist et à la demi-fréquence de Nyquist, pour l'évaluation de la résolution, laquelle pourrait être compromise par une mauvaise configuration de la carte graphique;

- Les lettres *QUALITY CONTROL*, variant du minimum (vers le milieu) au maximum des valeurs de pixels, pour l'évaluation du faible contraste à trois niveaux de luminance. Les trois inscriptions doivent être visibles;
- Deux barres verticales, dont les valeurs de pixels varient de façon continue, pour l'évaluation de la profondeur de bit et des artéfacts de contour;
- Des barres noires et blanches, pour l'évaluation des artéfacts de signaux vidéo;
- Une zone horizontale, pour la caractérisation visuelle de l'interférence entre deux signaux (*crosstalk*) dans les moniteurs à cristaux liquides (LCD);
- Une bordure autour de l'extérieur du patron;
- Les rampes de luminance sur chaque côté permettent de reconnaître une mauvaise configuration de la carte graphique relativement à la génération de l'échelle de gris;
- Deux carrés situés de part et d'autre de l'inscription « TG18-QC Pattern », celui de gauche contenant un petit carré d'intensité 5 % à l'intérieur d'un plus grand à 0 %, alors que celui de droit contient un carré à 95 % à l'intérieur d'un plus grand à 100 %. Ces deux éléments permettent de confirmer qualitativement le respect de la GSDF aux deux extrêmes de la dynamique de signal.

**Tableau 13 Description du patron de la mire TG18-QC**

Mire TG18-QC	Nombre de pixels et emplacement	Valeur des pixels
<b>Arrière-plan</b>	2 048 x 2 048	2 048
<b>Quadrillé</b>	Espace : 204 x 204 Largeur : 1 (3 autour de la région centrale)	3 071
<b>Plage de luminance</b> 16 niveaux	204 x 204	128, 384, ..., 3 968
Coins de faible contraste	20 x 20	64 en haut à gauche et en bas à droite 64 en bas à gauche et en haut à droite
Niveaux min. et max. de luminosité	204 x 204, région centrale inférieure	0 et 4 095
Niveaux min. et max. de contraste	102 x 102, centré dans les plages min/max	Min. : 0-205; max. : 3 890-4 095
<b>Paires de lignes grille horizontale et verticale</b>	92 x 92; fréquence de Nyquist (1 ON, 1 OFF) et demi-fréquence de Nyquist (2 ON, 2 OFF), au centre et aux quatre coins du patron	Contraste élevé : 0, 4 095 Contraste faible : 2 048, 2 088
<b>Rampes de luminance</b>	1 024 x 28, alignées verticalement sur les côtés gauche et droit du patron Nombre de lignes de valeurs constantes : 4 pour 8 bits, 1 pour 12 bits	1 Ko : 0, 8, ..., 4 088 2 Ko : 0, 4, ..., 4 092
<b>Fenêtre blanche et noire</b>		
Extérieure	1 629 x 50, dans la région centrale supérieure	205-3 890
Intérieure	813 x 50, dans la région centrale supérieure	
Barres <i>Crosstalk</i>	1 152 x 172 (barre du haut) Longueur : 512, 256, ..., 1 Hauteur : 6 Barre verticale centrale : 12 x 172	Contraste maximal : 0, 4 095 (- 96 dans les portions supérieures et + 96 dans les portions inférieures)
Lettres de faible contraste <i>QUALITY CONTROL</i>	Lettres majuscules grasses : 45 px de haut, dans un arrière-plan uniforme en dessous de la région centrale	Arrière-plan : 0, 2 048, 4 095 Lettres à + 16 de l'arrière-plan
Bordure	Largeur : 3; cartouche : 20	3 071

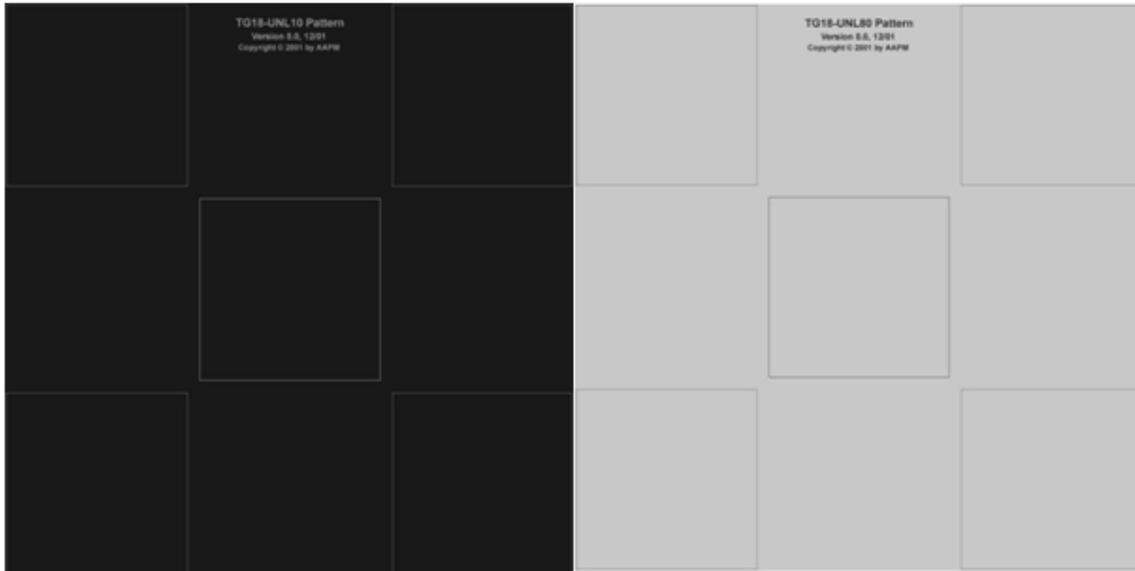
**Figure 8 Les mires TG18-UN10 et TG18-UN80**



- 11) Évaluez qualitativement et quantitativement l'uniformité de la luminance à l'aide des mires TG18-UN et TG18UNL, respectivement.
  - a) Prenez les mesures demandées sur le formulaire relatif à l'évaluation visuelle et quantitative de l'uniformité de la luminance;
  - b) Notez les résultats et les observations sur le formulaire.

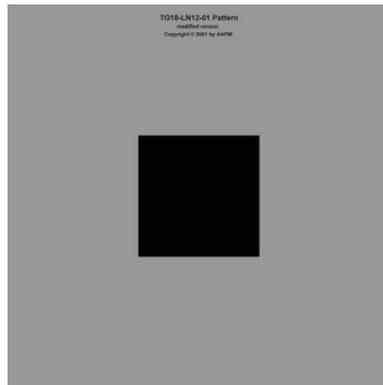
L'évaluation quantitative de l'uniformité de la luminance est basée sur des patrons bien définis. Elle se fait à l'aide d'un photomètre, qui permet de mesurer la réponse de luminance du moniteur à un nombre limité de valeurs.

Les mires TG18-UN et TG18-UNL sont utilisées pour évaluer l'uniformité de la luminance et la réponse lumineuse. Leurs principales caractéristiques sont présentées dans le tableau 14. Deux numéros de mires TG18-UNL se terminent par les chiffres 10 ou 80, qui indiquent que ces modèles sont respectivement à 10 % et à 80 % de la valeur maximale des pixels. Ces deux mires sont semblables à la mire TG18-UN80 et UN10, à l'exception qu'elles présentent des lignes délimitant le centre et les quatre coins. Cette dernière sert à l'évaluation quantitative de l'uniformité de la luminance et à l'évaluation globale de l'affichage.

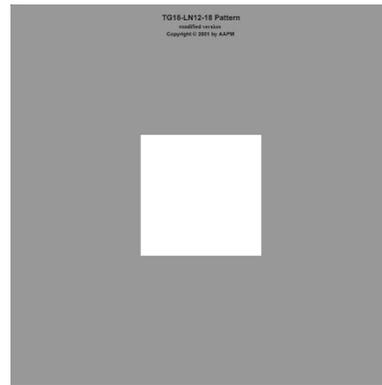
**Figure 9 La mesure de la luminance à partir des mires TG18-UNL10 et TG18-UNL80****Tableau 14 Description des mires TG18-UN et TG18-UNL**

Mires	Nombre de pixels et emplacement	Valeur des pixels
Arrière-plan	1 024 x 1 024	410 ou 3 276
Bordures des régions	324 x 324 (10 % de l'aire totale) Largeur de 1 px	2 048

Les mires TG18-LN12 sont utilisées pour évaluer la réponse de contraste d'un moniteur. La région centrale de chaque mire correspond à une valeur des pixels définie qui occupe environ 10 % de l'image entière. Cette valeur des pixels varie linéairement d'une mire à l'autre de la façon suivante : de 0 à 4 080 niveaux de gris, par incrément de 240. Le reste du patron est un arrière-plan uniforme ayant environ 20 % de la luminance maximale du moniteur.

**Figure 10 Les mire TG18-LN12 (01 à 18)**

Mire TG18-LN12-01 (luminance minimale)



Mire TG18-LN12-18 (luminance maximale)

- 12) Mesurez la fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM (ou GSDF) de la façon suivante.
  - a) Affichez la mire TG18-LN12-01 à l'écran.
  - b) Mesurez la luminance au centre de la mire. Notez le résultat sur la feuille de calcul et sur le formulaire relatif à l'échelle de gris standardisé.
  - c) Affichez les autres mire TG18-LN12 (02 à 18), une à la fois, et mesurez la luminance au centre de chacune sur l'écran.
  - d) Notez les résultats sur la feuille de calcul et sur le formulaire relatif à la fonction d'affichage d'une échelle de gris standardisée DICOM.
  - e) Corrigez les valeurs de luminance mesurées sur le moniteur pour obtenir une perception linéaire des tons de gris affichés afin d'en vérifier la concordance. Ainsi, elles doivent être transformées en indices JND à l'aide de la table de la norme DICOM 3, partie 14 (NEMA PS 3.14). Les indices JND sont fixés pour les valeurs de  $L_{\min}$  et  $L_{\max}$ .
  - f) Calculez les indices JND correspondants aux valeurs intermédiaires en tenant compte du fait que ces valeurs sont également réparties entre les valeurs de luminance minimale et maximale. Un graphique est ensuite produit en relation avec la réponse de luminance de la norme DICOM 3, partie 14 (NEMA PS 3.14).
  - g) Notez l'écart (en pourcentage) de la réponse de contraste en comparaison avec la réponse de contraste de la GSDF.

#### 2.14.4 Résultats et tolérances

- 1) La lumière ambiante doit se situer sous 40 lux. [1]
- 2) La luminance minimale,  $L_{\min}$ , doit être supérieure à 1 candela/m<sup>2</sup> pour tous les moniteurs et elle n'inclut pas l'éclairage ambiant. La luminance maximale,  $L_{\max}$ , doit être d'au moins 420 cd/m<sup>2</sup>[1], et le rapport de luminance ( $LR = L'_{\max}/L'_{\min}$ ) doit se situer entre 350 et 450. ( $L' = L + L_{\text{amb}}$ ) La presque totalité des luminance-mètres employés par les physiciens ne peuvent mesurer la composante de luminance dû à l'éclairage de la pièce, mais celle-ci peut être raisonnablement estimée à 0,2 cd/m<sup>2</sup>. Un moniteur dont  $L_{\min} = 1$  pourra donc avoir  $420 \text{ cd/m}^2 < L_{\max} < 540 \text{ cd/m}^2$  et de façon générale  $(L_{\min} + 0,2) * 350 \leq L_{\max} \leq (L_{\min} + 0,2) * 450$ . Pour les moniteurs de classe secondaire,  $L_{\max}$  doit atteindre au moins 250 cd/m<sup>2</sup> [1].
- 3) L'écart de la luminance maximale entre les moniteurs d'une même station doit être inférieur ou égal à 10 %, mais il pourrait atteindre 5 % avec un effort minimum [1]. Les deux moniteurs

ne devraient pas non plus démontrer une différence marquée dans la teinte de leurs échelles de gris respectives (« color matching »).

- 4) Il ne doit pas y avoir d'artéfacts pouvant perturber l'interprétation de l'image.
- 5) Les moniteurs affichent les tons de gris de façon à permettre une perception linéaire de ceux-ci en conformité avec la norme GSDF DICOM. La courbe doit être présentée dans le rapport. La réponse de contraste calculée devrait être à  $\pm 10\%$  de la réponse de contraste de la GSDF pour un moniteur de classe primaire et à  $\pm 20\%$  pour un moniteur de classe secondaire <sup>[1]</sup>.
- 6) La luminance doit paraître uniforme. Aucune variation de luminance ne doit être observée sur une longueur de plus de 1 cm sur l'image de la mire affichée (TG18-UN10 ou TG18-UN80).
- 7) La déviation maximale de la luminance des coins des mires TG18-UNL10 et TG18-UNL80 sur un moniteur ne doit pas excéder 15 % de la luminance au centre de ces mêmes mires.

#### **2.14.5 Mesures correctives et délai d'application**

Si les critères de performance ne sont pas respectés, une intervention d'étalonnage doit être effectuée dans un délai ne dépassant pas 30 jours ou plus rapidement si l'écart est jugé important par le physicien. Une attention particulière doit être portée aux moniteurs qui s'autocalibrent à l'aide du senseur intégré au moniteur. Lorsque de tels senseurs se décalibrent, ils risquent alors de maintenir le moniteur décalibré, bien que les GSDF demeurent impeccables lorsque celles-ci sont obtenues par le biais du senseur du moniteur. Le physicien devra reconnaître cette situation et il devra formuler des recommandations en conséquence.

## 2.15 TEST 15 : ÉVALUATION DE L'IMAGE DU FANTÔME

Le physicien attribue un pointage à l'image du fantôme RMI-156 (ou un équivalent) et compare le résultat avec une note de passage. En mammographie numérique, l'image des objets insérés dans le fantôme est plus perceptible.

### 2.15.1 Objectif

Valider que l'image montre les objets insérés dans le fantôme à un degré acceptable.

### 2.15.2 Matériel nécessaire

- Un fantôme de mammographie (RMI 156, dans la version dotée d'un numéro de série visible sur les films après l'exposition, ou bien NA 18-220 ou CIRS 015).
- Un disque de PMMA d'un cm de diamètre et 4 mm d'épaisseur, fourni généralement avec le fantôme.
- Une console d'observation d'au moins 3 MP, qui comporte un mode d'affichage capable de représenter chaque pixel d'acquisition par un pixel d'affichage « *pixel for pixel* ».
- Le formulaire *Évaluation de l'image du fantôme* (onglet 2.15 *Fantôme* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.15.3 Procédure à suivre

- 1) Placez le disque d'acrylique entre la première et la deuxième fibre, soit les fibres plus larges du fantôme. Il est important de ne pas le superposer aux objets du fantôme.
- 2) Abaissez la plaque de compression. Certains appareils doivent appliquer une légère compression pour que le mécanisme de l'exposition fonctionne.
- 3) Placez la zone sensible du SEA sous le centre du fantôme.
- 4) Sélectionnez les facteurs techniques de référence obtenus pour la mesure de la dose glandulaire moyenne avec 45 mm de PMMA (anode, filtre, kV, mAs) et exposez le fantôme. Notez la charge (en mAs) et la tension (kV) après l'exposition s'ils s'ajustent automatiquement. Inscrivez les résultats obtenus sur le formulaire.
- 5) Répétez ces étapes pour le format 24 x 30 en réalisant une deuxième image pour les systèmes CR seulement.
- 6) En mode de présentation où chaque pixel d'acquisition est représenté par un pixel d'affichage, évaluez chaque catégorie d'objets séparément, en commençant toujours par l'image la plus visible vers l'image la plus subtile.
  - a) Comptez 1 point si vous voyez la fibre, le groupe de microcalcifications ou la masse sans équivoque;
  - b) Comptez 0,5 point si l'objet ou le groupe d'objets n'est pas visible entièrement, mais qu'on voit au moins la moitié de la grandeur réelle de la fibre, deux ou trois des éléments d'un groupe de microcalcifications ou que le pourtour de la masse démontre une forme circulaire sur moins de 75 % de la circonférence;
  - c) Additionnez les points pour chaque catégorie. Lorsqu'on obtient une valeur de 0,5, conformément à la description en b), ou que l'objet n'est pas visible, soit un résultat de 0, il faut cesser de compter. Un objet complet ou mieux défini dans le groupe suivant n'est pas comptabilisé;

- d) Après avoir compté le dernier objet d'une catégorie, cherchez les artéfacts qui lui ressemblent. Pour tout artéfact similaire n'étant pas au bon endroit ou n'ayant pas la bonne orientation, déduisez du total la valeur du dernier objet. L'artéfact doit cependant être de dimension égale ou supérieure pour être déduit. Seule la valeur du dernier objet sera déduite, soit 1 ou 0,5.
- 7) Obtenez la VMP de la ROI sur l'image du disque (A) ainsi que la VMP (B) et l'écart-type (C) d'une ROI à proximité du disque sans déborder sur les objets insérés. L'image observée et mesurée ne doit pas faire l'objet d'un traitement spécifique à une image fantôme, et elle doit être de type « for processing ».
- 8) Calculez le SDNR correspondant et notez-le sur le formulaire :

$$\text{SDNR} = | A - B | / C$$

#### 2.15.4 Résultats et tolérances

**Tableau 15** Score minimal pour la réussite du test de l'image du fantôme

Objets	Score de réussite
Nombre de fibres	≥ 4,5
Groupes de microcalcifications	≥ 3,5
Nombre de masses	≥ 3,5

- Le nombre minimal<sup>39</sup> d'objets devant apparaître sur l'image du fantôme est exprimé dans le tableau 15;
- L'image du fantôme doit être uniforme et libre de tout artéfact qui pourrait nuire au diagnostic (voir la section relative aux artéfacts) selon l'évaluation du physicien;
- Le physicien doit s'assurer que le SDNR n'a pas évolué de façon importante depuis le dernier changement de détecteur DR, ou depuis la date la plus lointaine connue avec l'utilisation de la cassette utilisée en CR. Un changement de plus de 10 % devra être suivi d'une analyse des causes.

#### 2.15.5 Recommandations et mesures correctives

Si un système ne répond pas aux critères de performance établis, le physicien doit recommander l'arrêt de l'utilisation du système. D'autres tests devront alors être effectués pour qu'on puisse isoler la source du problème et procéder aux corrections nécessaires. Le problème devra être défini et résolu immédiatement.

<sup>39</sup> Ces valeurs sont augmentées par rapport aux valeurs antérieures, résultat d'un consensus au moment des consultations avec l'APIBQ et à la suite des résultats extraits des bases de données du Laboratoire de santé publique du Québec.

## 2.16 TEST 16 : BLINDAGE DE LA SALLE ET PROTECTION DE L'OPÉRATEUR

Étant donné le faible pouvoir de pénétration du rayonnement utilisé en mammographie, les blindages sont beaucoup plus légers que ceux des salles de radiographie générale. Les panneaux de gypse et les portes de bois à âme pleine suffisent dans bien des cas. L'emploi de la tomosynthèse, par les énergies moyennes plus élevées, peut toutefois affecter le statut d'une salle auparavant conforme en 2D.

### 2.16.1 Objectif

Vérifier si la radioprotection architecturale en place est suffisante pour une protection basée sur le public en général, compte tenu du volume de travail et du taux d'occupation des locaux adjacents, en dessous et au-dessus ainsi que des distances entre la source de radiation et la distance plausible d'un occupant dans le local adjacent. L'application du principe ALARA doit aussi guider l'évaluateur.

**Remarque :** L'analyse du blindage doit être réalisée à la construction de l'installation et lors de changements importants pouvant affecter la sécurité. À chaque évaluation de l'installation radiologique, une confirmation qu'aucun changement n'est intervenu doit être faite et le croquis à l'échelle de la salle reproduit au rapport. Le cas échéant, les changements doivent figurer au rapport, et l'évaluation de ces changements sur la protection doit être indiquée. Toutefois, les résultats des rapports précédents par rapport au blindage (absence de changement ou blindage satisfaisant) ne doivent pas être utilisés pour tirer les conclusions de la présente conformité. L'auteur de chaque rapport a l'entière responsabilité des conclusions présentées par rapport à la conformité du blindage.

### 2.16.2 Matériel nécessaire

- Un galon à mesurer.
- Un croquis à l'échelle de la salle et de son blindage tel qu'observé pendant la construction ou celui réalisé lors d'une évaluation précédente<sup>40</sup>.
- Une connaissance de l'occupation des locaux voisins (toutes directions).
- Le formulaire *Blindage de la salle et protection de l'opérateur* (onglet 2.16 *Blindage* du document Excel, disponible sur le site Internet du MSSS).

### 2.16.3 Procédure à suivre

Les calculs de blindage sont basés sur une charge de travail de 160 patientes par semaine, à défaut de connaître la charge réelle. Cela nécessite 6,7 mA.min/patiente, soit environ 1 000 mA.min/sem à 30 kV, sauf pour les appareils fonctionnant à un kV moyen plus élevé. Lorsque connue ou planifiée, la charge réelle doit être utilisée pour l'évaluation du blindage <sup>[2]</sup>.

En mammographie, il faut présumer que seul le rayonnement secondaire peut atteindre les barrières de protection environnante.

Il faut privilégier les coefficients d'occupation indiqués dans le tableau 16.

---

<sup>40</sup> Dans le cas où le médecin ne peut obtenir un plan de la salle, il produira un croquis à l'échelle à l'aide d'instruments à dessin ou par ordinateur sur lequel il indiquera l'emplacement de l'appareil émetteur de radiation et la nature des locaux voisins.

Le blindage en plomb n'est généralement pas nécessaire pour une installation de mammographie; des murs construits en gypse conviennent dans la plupart des cas. Les planchers et les plafonds offrent généralement une protection adéquate, quels que soient les matériaux employés. Les portes en bois à âme pleine, de 44 mm d'épaisseur, procurent généralement une protection suffisante.

Pour les distances, il faut présumer que le point de calcul est à 0,3 m de l'autre côté d'un mur, 0,5 m au-dessus du plancher de l'étage supérieur et 1,7 m au-dessus du plancher de l'étage inférieur. Le tableau 17 donne quelques informations utiles quant aux équivalences de matériaux utilisés en radioprotection dans l'exercice de la mammographie.

- 1) Faites un tableau qui fournit l'identification de la cloison ou porte, le coefficient d'occupation du local attenant et le blindage existant en comparaison du blindage requis.
- 2) Pour chaque point de calcul à évaluer, calculez le blindage requis selon la procédure du rapport NCRP 147. [6]

**Tableau 16 Facteurs d'occupation suggérés dans CS-36 [2, 10]**

Description de la zone	Facteur d'occupation (T)
Bureaux, laboratoires, pharmacies et autres surfaces de travail occupées à temps plein; zones d'accueil, salles d'attente avec surveillant, aires de jeu intérieures pour les enfants, salles de radiologie (rayons X) adjacentes, salles de lecture ou d'évaluation des films, postes des infirmières, postes de contrôle (rayons X).	1
Salles utilisées pour les examens ou les traitements.	1/2
Corridors, chambres des patients, salons des employés, salles de repos à l'usage du personnel. Toilettes des employés.	1/5
Portes donnant accès au corridor.	1/8
Toilettes publiques, aires de vente sans surveillant, locaux d'entreposage, aires extérieures avec bancs, salles d'attente sans surveillant, aires d'attente pour les patients en transition.	1/20
Espaces extérieurs permettant la circulation des piétons ou des véhicules, parcs de stationnement sans surveillant, débarcadères sans surveillant, escaliers, ascenseurs sans surveillant, locaux d'entretien.	1/40

#### 2.16.4 Résultats et tolérances

Les limites de doses annuelles pour les zones non contrôlées sont de 1 mSv/an, alors que les limites de doses annuelles pour les zones contrôlées occupées principalement par les travailleurs sous rayonnement, en l'occurrence les technologues, sont de 20 mSv/an. Il est, par contre, recommandé, en vertu du principe ALARA et du code de sécurité 36, d'utiliser une valeur de 1 mSv/an comme limite d'exposition pour les travailleurs sous rayonnement. Occasionnellement, là où des populations sensibles pourraient s'approcher de la salle de mammographie, par exemple une salle pédiatrique comme local avoisinant, le physicien devrait utiliser la valeur 0,30 mSv/an. [2]

### 2.16.5 Recommandations et mesures correctives

Le physicien évalue le blindage existant, en fonction des limites de doses permises dans les zones adjacentes et il formule des commentaires relativement aux corrections souhaitables. Ensuite, il recommande, le cas échéant, les ajouts nécessaires pour que le blindage satisfasse aux normes.

### 2.16.6 Délai pour appliquer les mesures correctives

Compte tenu du fait que des travaux importants pourraient découler des recommandations, il faut faire une évaluation des travaux et une planification de ceux-ci. Enfin, la réalisation des travaux doit être terminée avant la reprise des activités.

**Tableau 17 Quelques données utiles additionnelles** <sup>[5]</sup>

CDA à 30 kV, anode Mo et 0,3 mm de filtre Mo	
0,019 mm de plomb	0,099 mm d'acier
2,2 mm de béton	2,3 mm de verre
5,0 mm de gypse	16 mm d'eau
Quelques équivalences à 30 kV	
Mur de briques standard	44 mm de béton
Porte d'acier (jauge 22)	0,28 mm de plomb
Écran de verre ordinaire (de 6 à 7 mm)	0,06 mm de plomb
Mur de terracotta	44 mm de gypse
Blocs de béton (cellulaires)	57 mm de béton
Porte de bois à âme pleine	7 mm de gypse

### 3 INSTRUMENTS DE MESURE ET MATÉRIEL UTILISÉS PAR LE PHYSICIEN MÉDICAL

#### 3.1 LISTE DES INSTRUMENTS DE MESURE ET DU MATÉRIEL

**Tableau 18 Instruments de mesure et accessoires utilisés par le physicien médical**

Réf.au texte	Instrument ou matériel	Remarques	Performance
1)	Chambre d'ionisation ou détecteur semi-conducteur et électromètre étalonnés	Chambre d'ionisation adaptée pour la mammographie. Entre 0,1 mGy et 100 mGy. Électromètre étalonné pour une combinaison anode-filtre utilisée en mammographie. Une table de correction sera utilisée pour les autres combinaisons.	Exactitude : 5 % Reproductibilité : ± 1 %
2)	Coussins de mousse et serviettes	Épaisseurs et grandeurs suffisantes pour protéger le porte-grille.	
3)	Fantômes de mammographie pour vérifier la qualité de l'image	Trois modèles équivalents : RMI 156 ou NA 18-220 ou CIRS 015. (disque d'acrylique 1 mm diamètre, 4 mm épaisseur)	
4)	Feuilles (absorbants) d'acrylique et pièces intercalaires en styromousse de 8 et 20 mm	Épaisseurs : 1 de 20 mm, et 2 de 25 mm ou aussi une combinaison pour 40 mm d'épaisseur Taille : 24 cm X 30 cm (épaisseur de 45 mm seulement) Autre taille : 15 x 15 cm	Épaisseur : ± 1 mm Uniformité : ± 0,1 mm
5)	Formulaires d'évaluation	Version Excel exploitable sur le site des publications du MSSS	
6)	Filtres d'aluminium (7 filtres) si requis pour la CDA et filtre d'aluminium 2 cm x 2 cm x 0,2 mm pour mesurer le SDNR	Aluminium pur à 99,9 % de type 1145 Au moins une feuille de 0,1 mm d'épaisseur Format : 100 mm x 100 mm	Épaisseur : ± 3 %
7)	Kilovoltmètre	Étalonné pour la gamme de tensions de 22 à 35 kV pour une combinaison anode-filtre utilisée en mammographie. Une table de corrections sera utilisée pour les autres combinaisons.	Exactitude : ± 1,0 kV Reproductibilité : ± 0,5 kV
8)	Marqueurs	1 ou 5 marqueurs radio-opaques gradués	
9)	Petits écrans intensificateurs ou pièces de GafChromic ou autre surface détectrice	Écran le plus brillant possible ou GafChromic très sensible ou détecteur de présence de radiation avec surface de délimitation.	
10)	Mires de résolution	Disponibilité jusqu'à au moins 8 pl/mm. Compatibles avec la FTM. Une autre mire pouvant aller jusqu'à 15 pl/mm.	
11)	Équipement dédié de mesure de la compression ou pèse-personne	Étalonné entre 10 et 30 kg. Possibilité de mesure jusqu'à 30 kg	Précision : ± 0,5 kg
12)	Photomètre	Possibilité de mesure de luminance entre 0,1 et 2000 cd/m <sup>2</sup> et d'éclairement entre 1 et 500 lux.	Précision : ±10 %
13)	Objet test de distorsion géométrique	Treillis métallique ayant environ 16 mailles/cm.	
14)	Tables des paramètres g, c, s	Disponibles dans ce Guide ou dans CS-36 et dans les formulaires annexés.	
15)	Mires applicables de TG18	Accessibles sur le site sans droits réservés. <a href="http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18">http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18</a>	
En sus, une feuille de plomb ou d'acier ou autres matériaux absorbants est requis pour protéger le détecteur lors de certaines expositions.			

Source : auteurs du présent Guide et collaborateurs.

## 3.2 DESCRIPTION DES INSTRUMENTS DE MESURE ET DU MATÉRIEL

### 3.2.1 Électromètre, chambre d'ionisation et détecteur de rayonnement à l'état solide

L'électromètre doit pouvoir mesurer entre 0,1 mGy et 100 mGy, avec une exactitude<sup>41</sup> de  $\pm 5\%$ , dans la gamme d'énergies utilisées en mammographie. Il doit permettre de mesurer un taux d'exposition de kerma de l'air de 1 mGy/h.

L'électromètre, la chambre d'ionisation et le détecteur de rayonnement à l'état solide doivent faire l'objet d'un étalonnage primaire certifié, à une fréquence conforme aux recommandations du fabricant, pour la gamme d'énergies allant de 22 à 35 kV, et qui spécifie le type d'anode et le type de filtration. Il faut toutefois disposer d'une table de correction (appliquée manuellement ou automatiquement) pour les autres combinaisons anode-filtre.

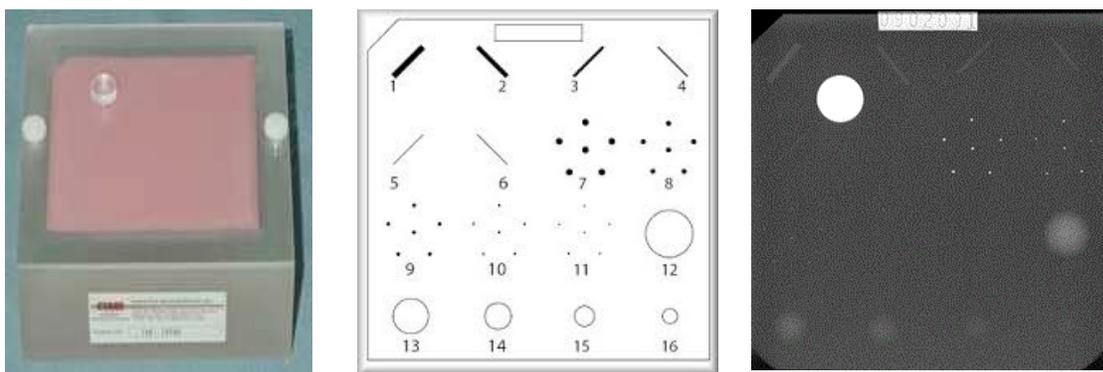
Chaque équipement mesurant les tensions, le KERMA et la lumière doit être au critère le plus sévère des deux suivants (le plus fréquent) : aux deux ans ou selon les recommandations du fabricant.

### 3.2.2 Coussins de mousse et serviettes

Il faut employer des coussins de mousse ou des serviettes pour protéger la plaque de compression au moment de vérifier la force de compression.

### 3.2.3 Fantômes servant à vérifier la qualité de l'image

**Figure 11 Le fantôme RMI156 : physique, insertions, radiographie**



Le fantôme de mammographie de la firme *Radiation Measurements Inc.* (RMI), modèle 156, est conçu pour évaluer la qualité de l'image en mammographie. Il s'agit d'un bloc d'acrylique de 3,5 cm X 10,2 cm X 10,8 cm, surmonté d'une couche de cire dans laquelle sont insérés des objets simulant des fibres, des micros calcifications et des masses dont la perception sous radiographie va d'évidente à invisible ou subtile. Ce fantôme offre une atténuation équivalente à celle d'un sein qui est constitué de 50 % de tissu glandulaire et de 50 % de tissu adipeux et qui

<sup>41</sup> En dehors des conditions opératoires, l'exactitude d'un appareil est essentiellement liée à deux types de caractéristiques : la justesse (valeur vraie) et la fidélité (faible dispersion). Un appareil est exact s'il est à la fois juste et fidèle.

est comprimé à 4,2 cm d'épaisseur. Un numéro de série apparaissant sur l'image après l'exposition est inscrit sur le modèle RMI 156. Deux firmes produisent également ce fantôme sous les mêmes spécifications : le modèle NA 18-220 de la firme *Fluke* et le modèle CIRS 015 (*Computerized Imaging Reference Systems*).

Un disque d'acrylique de 10 mm de diamètre et de 4 mm d'épaisseur est fourni avec le fantôme et sert à évaluer le contraste radiologique effectif des radiogrammes qu'on calculera ici avec la formule SDNR.

### 3.2.4 Feuilles de PMMA (absorbants d'acrylique)

Le physicien doit disposer d'absorbants d'acrylique, plus particulièrement de feuilles de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), dont la structure et l'épaisseur sont uniformes. La précision doit être de 1 mm et l'uniformité de  $\pm 0,1$  mm. Pour effectuer l'ensemble des tests, il est nécessaire d'avoir en sa possession des feuilles totalisant jusqu'à 70 mm d'épaisseur (exemples : 1 feuille de 20 mm et 2 feuilles de 25 mm ou possiblement une combinaison pour 40 mm). Un jeu de feuilles de PMMA de taille moyenne (une dimension approximative de 15 x 15 est suggérée) ne couvrant pas la totalité du détecteur est requis, car certains systèmes nécessitent qu'une partie du détecteur soit exposé directement à la radiation afin de délimiter le contour du sein. La vérification d'un système exige aussi un deuxième jeu de feuilles qui couvrent entièrement le détecteur. Des feuilles de 24 cm X 30 cm sont recommandées.

Cet absorbant doit être de bonne qualité ainsi que de structure et de densité uniformes. La surface de l'absorbant doit être polie et exempte de toute imperfection qui pourrait être visible sur les images, particulièrement au moment de vérifier la présence d'artéfacts. Habituellement, les feuilles de PMMA neuves répondent à ces exigences.

### 3.2.5 Formulaires

Les formulaires d'évaluation sont disponibles en format Excel dans la section Publications du site web du MSSS, dont l'adresse est : [www.msss.gouv.qc.ca](http://www.msss.gouv.qc.ca).

### 3.2.6 Filtres d'aluminium

Pour mesurer la couche de demi-atténuation (CDA), le physicien devrait disposer d'une série de filtres d'aluminium de type 1145 dont au moins un des filtres mesure 0,1 mm d'épaisseur. L'exactitude de l'épaisseur doit être de  $\pm 3$  % et la pureté en aluminium, de 99,9 %.

Les filtres doivent être suffisamment grands pour couvrir au moins la surface de la chambre d'ionisation ou du détecteur de rayonnement à l'état solide. Il est à noter que certains dosimètres sont capables de mesurer directement la CDA, ce qui élimine le besoin de ces filtres d'aluminium.

### 3.2.7 Kilovoltmètre

Le kilovoltmètre doit pouvoir mesurer la tension avec une exactitude de  $\pm 1,0$  kV dans la gamme d'énergies allant de 22 à 35 kV. Il faut faire un étalonnage primaire certifié de cet appareil au critère le plus sévère des deux suivants (le plus fréquent) : aux deux ans ou à la fréquence conforme aux recommandations du manufacturier pour la gamme d'énergies allant de 22 à 35 kV

en spécifiant le type d'anode et le type de filtration. Si l'appareil peut mesurer la CDA, le certificat d'étalonnage devrait en faire mention. Sinon, le physicien s'assurera de l'exactitude des mesures par un contrôle selon la procédure décrite à la section 2.10. Un kilovoltmètre peut nécessiter des corrections de lecture pour les expositions faites avec des combinaisons anode-filtre différentes. Le physicien doit se référer au manuel d'utilisation de l'appareil pour effectuer ces corrections ou à des tables fournies lors de l'étalonnage. L'orientation de l'appareil par rapport à l'axe anode-cathode du tube doit se faire selon les recommandations du fabricant du kilovoltmètre.

### **3.2.8 Marqueurs**

Des lettres, des chiffres et des règles graduées opaques aux rayons X sont très utiles au moment de vérifier les appareils de mammographie. Ils servent à indiquer sur une image l'épaisseur des absorbants et le numéro de cette image ou son orientation, entre autres, si ce n'est pas déjà fait dans l'identification numérique. Au cours de l'utilisation de ces marqueurs, il faut porter attention à ne pas surexposer le détecteur et créer des images résiduelles.

### **3.2.9 Détecteurs des limites du faisceau de rayons X**

Des bandes d'écrans intensificateurs de forte brillance sont utiles pour mesurer le dépassement du faisceau hors du détecteur DR ou des récepteurs CR. Des pièces de film GafChromic peuvent aussi être utilisées ainsi que des surfaces de détecteurs de rayonnement à l'état solide.

### **3.2.10 Mires de résolution**

La mire de résolution à haut contraste doit permettre de mesurer la FTM jusqu'à 8 paires de lignes par millimètre (pl/mm). Le format de la mire doit être exploitable pour répondre à la procédure décrite à la section 2.8. La mire utilisée en agrandissement doit permettre jusqu'à 15 pl/mm.

### **3.2.11 Équipement de mesure de la compression ou pèse-personne**

Le physicien doit utiliser un pèse-personne étalonné entre 10 et 30 kg et dont la surface supérieure est plane, avec une exactitude de  $\pm 0,5$  kg. Le pèse-personne doit supporter une mesure maximale d'au moins 30 kg. Un système dynamométrique conçu à cette fin est préférable. Le physicien doit être en mesure d'évaluer l'étalonnage du pèse-personne à l'aide de deux étalons secondaires pesant entre 10 et 30 kg.

### **3.2.12 Photomètre étalonné**

Le photomètre doit permettre de mesurer la luminance des moniteurs en nits ( $\text{Cd}/\text{m}^2$ ) ainsi que l'éclairement de la salle de lecture en lux. Le photomètre doit pouvoir mesurer des valeurs situées entre 0,1 et 2 000 nits ( $\text{Cd}/\text{m}^2$ ) pour la luminance, et entre 1 et 500 lux pour l'éclairement. Plusieurs photomètres peuvent mesurer tant la luminance que l'éclairement. Ces appareils sont généralement munis d'un commutateur ou d'un adaptateur qui permet de passer d'un mode à l'autre. Le photomètre doit faire l'objet d'un étalonnage à une fréquence conforme aux recommandations du fabricant.

### **3.2.13 Objet test pour distorsion**

Un objet test est constitué d'un treillis dont les dimensions sont supérieures à 24 x 30 cm. Il s'agit d'un quadrillage de fils métalliques ayant 16 mailles par centimètre dans les deux directions. Il est à noter que ce treillis était utilisé pour évaluer le contact film-écran dans la mammographie sur film.

### **3.2.14 Tables de conversion**

Il importe de disposer de tables de conversion qui permettent d'estimer la dose glandulaire moyenne en se basant sur la mesure d'exposition à la peau, sur la valeur de la couche de demi-atténuation (CDA), sur la tension (kV) ainsi que sur la combinaison anode-filtre. Les tables requises sont fournies dans le présent Guide et dans le Code de sécurité 36 (CS-36). Il s'agit des paramètres  $g$ ,  $c$ ,  $s$  mentionnés dans l'évaluation de la dose glandulaire moyenne.

### **3.2.15 Mires TG18**

Les mires dédiées à l'analyse des moniteurs primaire et secondaire telles que décrites dans les chapitres de ce Guide sont celles-ci : TG18-QC, TG18-UNL10, TG18-UNL80, TG18-UN10, TG18-N80, TG18-LN12 01 à 18.



## **4 VÉRIFICATION PAR LE PHYSICIEN ET MODALITÉS D'APPLICATION**

### **4.1 VISITE DU PHYSICIEN**

Généralement, la visite du physicien comporte trois parties : une première rencontre, avant l'évaluation, avec la technologue en imagerie médicale ayant une attestation en mammographie, l'évaluation du service de mammographie et un second échange avec la technologue et le radiologiste responsable après l'évaluation.

#### **4.1.1 Rencontre initiale avec la technologue en imagerie médicale**

La première rencontre avec la technologue permet au physicien de procéder à l'identification du centre de mammographie et de prendre connaissance des appareils radiologiques, des instruments de mesure et de contrôle employés dans le centre. Le physicien fait une évaluation de l'ensemble de l'équipement de contrôle de la qualité, de la charte technique et des mesures de radioprotection.

#### **4.1.2 Vérifications du physicien**

Le physicien procède à l'évaluation complète du centre de mammographie en effectuant les observations et les tests décrits dans le présent Guide.

Certaines vérifications servent aussi à établir une référence pour des tests ultérieurs afin de mesurer l'évolution du système. La technologue, si elle procède à ces tests en suivant la même procédure, pourra s'y reporter. La plupart des tests présentés dans ce Guide mesurent la situation de façon absolue.

#### **4.1.3 Second échange avec la technologue en imagerie médicale et le radiologiste responsable**

Au cours du second échange, qui suit la réalisation des tests et leur analyse, le physicien résume la situation à la technologue, et explique tant les points non conformes que les corrections qu'il recommande. Les formulaires dûment remplis au cours de la visite et lors de l'analyse complémentaire des images permettent d'obtenir un portrait de la situation pour l'ensemble des vérifications.

Le physicien explique les mesures correctives exigées ou recommandées, et indique les composantes de l'équipement visées par ces mesures ainsi que la manière de procéder. Ces informations seront également reproduites dans le rapport du physicien.

### **4.2 RAPPORT DU PHYSICIEN**

Le rapport du physicien constitue une communication importante aux fins de l'obtention de la certification en mammographie délivrée par le Laboratoire de santé publique du Québec (LSPQ) et du permis émis par le MSSS pour les Laboratoires d'imagerie médicale le cas échéant.

Le rapport est enrichi de commentaires, de recommandations ou de suggestions, selon les circonstances, au bas de chacun des formulaires. Le commentaire peut être bref, mais en cas de défektivité, il doit clairement expliquer l'anomalie et la démarche suggérée pour réaliser la correction recommandée. Ces notes doivent être écrites dans un langage compréhensible pour le personnel d'administration du centre de mammographie afin que l'exécution des corrections soit faite promptement et adéquatement.

Placé en évidence au début du rapport, un résumé des recommandations facilite l'appréciation globale de la conformité de l'unité de mammographie et l'ordonnance des corrections à apporter après l'évaluation.

Pour produire son rapport d'évaluation, le physicien doit utiliser les formulaires de ce Guide conçus pour faciliter l'acquisition des données, leur interprétation et une lecture compréhensible par le client. L'ensemble des formulaires peut être téléchargé dans la banque des Publications du MSSS. Les informations suivantes doivent figurer sur une page du rapport : le nom de l'évaluateur, les dates de vérification et de rédaction du rapport ainsi que la liste complète des composants de l'équipement évalué. Il faut indiquer l'ordre des pages par rapport à leur nombre total, par exemple 1 de 25, 2 de 25, etc. Le physicien pourrait formuler aussi des recommandations qui bonifieraient l'offre de services du centre de mammographie.

En annexe au rapport se trouve la liste des équipements de mesure ayant servi à l'évaluation de l'unité de mammographie ainsi que les dates d'étalonnage les plus récentes.

#### **4.2.1 Conservation des rapports, y compris les images**

Le centre de mammographie doit conserver les rapports pendant toute la durée de vie de l'appareil. Les méthodes et calculs qui n'apparaissent pas explicitement dans le rapport doivent demeurer disponibles et conservés afin de valider les résultats en cas de litige. Les images numériques produites à l'occasion de l'évaluation complète ou au moment d'une vérification particulière doivent être conservées par le physicien pendant trois ans et des copies de ces images, en format DICOM, doivent être remises au centre pour ce qui est des images du fantôme RMI et d'artéfacts. Il est préférable de produire les rapports en format électronique (PDF) pour faciliter leur acheminement aux instances d'agrément ou de certification : CAR (PAM) et LSPQ.

### **4.3 FRÉQUENCE DES VÉRIFICATIONS PAR LE PHYSICIEN**

La vérification d'une unité de mammographie par le physicien doit être effectuée tous les six mois. Advenant que d'autres contrôles de la qualité soient reconnus par le MSSS, celui-ci pourrait énoncer une nouvelle directive quant à la fréquence recommandée. Toutefois, si un changement survient, susceptible de modifier les performances de l'unité ou les conditions du contrôle de la qualité, une nouvelle évaluation, dite « ad hoc », devra être faite par le physicien. Chacun des tests décrits précédemment comporte une vérification semi-annuelle.

### **4.4 VÉRIFICATIONS AD HOC**

L'approche du physicien variera selon la nature du changement ou de la modification. Une évaluation complète de l'unité de mammographie peut être nécessaire dans le cas d'un

changement affectant une composante importante du système. Cette évaluation doit alors avoir lieu avant que d'autres mammographies soient effectuées.

Le tableau 19 regroupe les différentes modifications qui sont susceptibles d'être apportées à l'équipement entre les évaluations. L'importance de chacune de ces modifications est précisée ainsi que le type d'intervention que doit ensuite faire le physicien. Quelques précisions sur le contenu de chaque colonne du tableau sont données dans les sections qui suivent.

#### 4.4.1 Modification apportée

Le rapport indique les modifications faites par le centre de mammographie entre deux évaluations ou les motifs d'une vérification ad hoc.

#### 4.4.2 Importance de la modification

- « **P** » (**primordiale**) : Indique une modification ayant une influence sur l'ensemble des résultats et des performances de l'appareil. Cette modification nécessite une **vérification complète** de l'équipement par le physicien **avant l'utilisation** de l'appareil avec des patientes.
- « **C** » (**capitale**) : Indique une modification qui nécessite une vérification par le physicien **avant l'utilisation** de l'appareil. La vérification se rapporte **seulement à la modification**. Ainsi, la prochaine évaluation ne sera pas reportée. Toutefois, il est possible d'effectuer une vérification complète de l'équipement et de reporter ainsi la prochaine évaluation requise par le processus de certification.
- « **M** » (**majeure**) : Indique une modification qui nécessite une vérification par le physicien dans les **30 jours** suivant la constatation du problème. Le physicien peut demander qu'on lui envoie les images de fantômes ou les résultats d'autres tests (généralement effectués par la technologue), selon la nature du problème, pour évaluer à distance la qualité de l'image du fantôme et la protection des utilisateurs, en attendant de se rendre sur place. S'il constate un problème qui nécessite l'arrêt des activités, il en avisera immédiatement le centre de mammographie.
- « **m** » (**mineure**) : Indique une modification qui peut entraîner différents problèmes touchant la qualité des examens. Ce type de modification n'entraîne pas nécessairement le déplacement du physicien, mais une démarche appropriée doit être entreprise et la correction réalisée soit immédiatement, soit dans les 30 jours suivant le constat de l'écart à la norme. Le physicien médical devra vérifier à distance, par le moyen qu'il juge approprié, que la modification apportée n'entraîne pas une diminution de la qualité des examens ni un danger au regard de la radioprotection; par exemple, il pourra exiger une image de fantôme. Toutefois, si le physicien constate un problème majeur, il devra en aviser le centre et faire les vérifications nécessaires sur place, selon les délais précisés dans le tableau 19.

#### 4.4.3 Type d'intervention du physicien

L'intervention que doit effectuer le physicien à la suite de la modification apportée peut être de trois ordres : une vérification avant d'utiliser à nouveau l'appareil avec des patientes, une vérification dans les 30 jours suivant la modification ou une supervision à distance.

**Tableau 19 Intervention du physicien selon les modifications apportées à l'équipement**

Modification apportée	Importance de la modification (P, C, M ou m)	Type d'intervention	Tests à réaliser
<b>Mammographe</b>			
Ajustement de la tension (kV), du courant (mA) ou de la minuterie	M	Vérification dans les 30 jours	9, 10, 11, 12, 15
Remplacement du générateur	P	Vérification immédiate	1, 3, 9, 10, 11, 12, 15
Remplacement du tube à rayons X	P	Vérification immédiate	1, 3, 4, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 15
Installation du mammographe	P	Vérification complète	—
Réinstallation du mammographe	P	Vérification complète	—
Changement de la version du logiciel	P	Vérification complète	----
Déplacement d'un appareil mobile vers un autre site	m	Supervision à distance	15 et tests technologues
<b>Contrôle de l'exposition automatique</b>			
Changement complet du SEA	C	Vérification avant d'utiliser l'appareil	3, 4, 11, 12, 15
Compensation selon l'épaisseur	M	Vérification dans les 30 jours	3, 4, 11, 12, 15
Changement des senseurs	C	Vérification avant d'utiliser l'appareil	3, 4, 11, 12, 15
Ajustement du contrôle des densités	M	Vérification dans les 30 jours	3, 4, 11, 12, 15
<b>Collimateur</b>			
Remplacement complet	M	Vérification dans les 30 jours	13, 15
Modification et réinstallation	M	Vérification dans les 30 jours	13, 15
Ajustement	m	Supervision à distance	Tests technologues
<b>Filtre</b>			
Changement de filtre	M	Vérification dans les 30 jours	3, 4, 6, 9, 10, 11, 12, 15
<b>Système de compression</b>			
Ajustement de la force de compression	m	Supervision à distance	Tests technologues
Ajustement de la précision de l'épaisseur avec effet sur l'exposition automatique	M	Vérification dans les 30 jours	2, 3, 11, 12, 15
Autodécompression	m	Supervision à distance	Tests technologues

**Intervention du physicien selon les modifications apportées à l'équipement (suite)**

Modification apportée	Importance P,C,M,m	Type d'intervention	Tests à réaliser
<b>Plaque de compression</b>			
Remplacement de la plaque	m	Supervision à distance	Tests technologues
Fixation de la plaque (mouvement)	m	Supervision à distance	Tests technologues
Ajustement antéropostérieur et latéral	m	Supervision à distance	Tests technologues
<b>Remplacement du récepteur ou du détecteur</b>			
Changement du porte-grille du système CR sans toucher aux senseurs SEA	M	Vérification dans les 30 jours	1, 3, 7, 11, 12, 13, 15
Changement de la grille seulement	m	Supervision à distance	15
Remplacement du détecteur de type DR	C	Vérification avant d'utiliser l'appareil	1, 3, 4, 6, 7, 8, 12, 13, 15
<b>Changement de cassettes</b>			
Écrans photostimulables de même type et du même fabricant	m	Supervision à distance	Tests technologues
Écrans photostimulables de type différent	M	Vérification dans les 30 jours	3, 4, 5, 6, 7, 8, 11, 12, 15
<b>Appareil de traitement</b>			
Installation d'un appareil de traitement CR	C	Vérification avant d'utiliser l'appareil	4, 5, 7, 8, 12, 15
Réinstallation	C	Vérification avant d'utiliser l'appareil	4, 5, 7, 8, 12, 15
<b>Moniteurs</b>			
Changement de moniteur	m	Transmission d'une courbe DICOM au physicien.	14

Pour les modifications requérant un grand nombre de tests, l'évaluation complète pourrait être proposée pour des raisons économiques. Après la réalisation des tests requis, qui sont énumérés dans le tableau 19, le rapport des tests correspondant doit être fourni au centre de mammographie.

## **4.5 RÉSUMÉ DES NORMES ET ACTIONS CORRECTIVES**

Pour chacun des tests, le tableau 20 résume les tolérances mentionnées dans la section 2 et dans certains cas, il fait référence à des tables de l'AIEA (comme discuté aussi à la section 2). Ce tableau comprend également quelques recommandations des valeurs optimales ou atteignables. La fréquence en vigueur des tests à effectuer reste celle établie par le MSSS. Le tableau 20 fournit aussi un résumé des délais recommandés pour accomplir l'action corrective. La mention « Correction sans délai » signifie que les corrections doivent être apportées avant de prendre d'autres mammographies, alors que la mention « 30 jours » (après la date de vérification) indique le temps maximal imparti au centre pour effectuer la réparation ou l'ajustement. L'élément défaillant en cause peut être corrigé ou pris en compte pendant le délai accordé pour la réparation ou l'ajustement sans que cela diminue la qualité de l'examen d'une façon importante ni ne présente un danger pour la patiente ou l'opérateur.

**Tableau 20 Normes et mesures correctives**

Vérification	Normes minimales	Délai pour appliquer la mesure corrective <sup>42</sup>
Évaluation générale de l'unité de mammographie	Pas d'anomalie pouvant blesser et conduire à un mal fonctionnement de l'équipement.	30 jours
Force de compression et précision des indicateurs (force et épaisseur)	Automatique : 15 kg ≤ max. ≤ 21 kg Manuel : ≤ 31 kg au maximum Exactitude d'affichage : ± 2 kg et pendant 1 minute : ± 1 kg Indicateur d'épaisseur : ± 8 mm Atteignable : ± 5 mm Déflexion : ≤ 10 mm entre deux coins par rapport au plan récepteur. Sauf pour les plaques de compressions flexibles.	Correction sans délai si une compression adéquate ne peut être atteinte.  30 jours pour les affichages
Évaluation du système d'exposition automatique (SEA)	SDNR pour les épaisseurs 20, 45, 70 mm selon le tableau 4 fait avec une DGM cohérente au tableau 12. Temps de pose maximal : 4 s pour une feuille de PMMA de 70 mm 2 s pour une feuille de PMMA de 45 mm	30 jours
Réponse du détecteur, des récepteurs et analyse du bruit	Voir le tableau 5 (données de l'AIEA).	30 jours
Distorsion géométrique et artéfacts du détecteur et des récepteurs	Analyse visuelle sur un treillis métallique de 16 fils/cm pour qualifier la distorsion et apprécier des lignes mortes du détecteur.	30 jours
Détection d'image fantôme ou résiduelle	Quantitatif : SDNR ≤ 2 en utilisant la procédure décrite dans ce Guide.	30 jours
Uniformité des récepteurs, évaluation des artéfacts et homogénéité du détecteur et des récepteurs	Peu de pixels morts visibles. Aucun patron de bruit visible. Aucune région à teintes différentes sauf pour l'effet de talon. Chaque arceau : $RSB \leq 15\%$ $RSB_{moy} (CR)$ , $\leq 6\%$ $RSB_{moy} (DR)$ . Les écrans photostimulables ne diffèrent pas de plus de 15 % de la moyenne des RSB et 5 % des mAs moyens requis.	30 jours
Fonction de transfert de modulation	En pl/mm à 50 % de la FTM pour orientation des lignes de la mire selon l'axe anode-cathode. Selon le tableau 6 (données de l'AIEA) modifié pour Hologic.	30 jours

<sup>42</sup> L'application de la mesure corrective peut être effectuée dans un délai inférieur à 30 jours, voire immédiatement, selon le jugement du physicien médical.

Vérification	Normes minimales	Délai pour appliquer la mesure corrective <sup>42</sup>
Vérification de la tension (kV), reproductibilité, linéarité (mAs) et débits	Coefficient de variation des kV : $\leq 2\%$ Exactitude de la tension (kV) : $\leq 5\%$ Linéarité (mAs) : $\leq 5\%$ Débits = pour référence ultérieure	30 jours
Couche de demi-atténuation (CDA)	Avec plaque de compression CDA minimale : $\geq \text{kV}/100 + 0,03 \text{ mm Al}$ CDA maximale : $\leq \text{kV}/100 + F \text{ mm Al}$ où $F = 0,12$ pour Mo/Mo 0,19 pour Mo/Rh 0,22 pour Rh/Rh 0,30 pour W/Rh 0,32 pour W/Ag 0,25 pour W/Al 0,21 pour Rh/Ag	30 jours
Kerma incident dans l'air à la surface des feuilles de PMMA	Pour le calcul de la DGM	
Dose glandulaire moyenne (DGM)	Selon le tableau 12 Pour des feuilles de PMMA de 20, 45 et 70 mm, soit respectivement 1 mGy; 2,5 mGy et 6,5 mGy en CR 1,0 mGy; 2,0 mGy et 5,1 mGy en DR	Correction sans délai
Évaluation de la collimation	<b>RX-lumière :</b>  Écart gauche-droite  $\leq 2\%$ DSI  Écart antéro-postérieur  $\leq 2\%$ DSI <b>RX-détecteur :</b> Doit couvrir entièrement le récepteur pour un système CR - sans excéder le support, sur trois des côtés, le côté thoracique faisant exception (système CR et système DR). Du côté thoracique, le champ de radiation doit couvrir entièrement le détecteur ou les récepteurs et peut excéder le support d'au plus 2,0 mm. <b>Désalignement de la plaque de compression</b> $\leq 1\%$ de la DSI. Tissu perdu du côté thoracique $\leq 5 \text{ mm}$ Plaque non visible sur l'image	30 jours en général Correction sans délai s'il y a plus de 5 mm de tissu manquant du côté thoracique

Vérification	Normes minimales	Délai pour appliquer la mesure corrective <sup>42</sup>
Conditions d'affichage et de lecture	<p><b>Lumière ambiante</b> : <math>\leq 40</math> lux</p> <p><b>Classe primaire</b> : 5 mégapixels  <math>L_{\max} : \geq 420 \text{ Cd/m}^2</math> <math>L_{\min} : \geq 1 \text{ Cd/m}^2</math>  <math>350 \leq L'_{\max}/L'_{\min} \leq 450</math>  Écart avec courbe GSDF Dicom <math>\leq 10 \%</math>  Écart entre les moniteurs d'une même station <math>\leq 10 \%</math></p> <p><b>Classe secondaire</b> : 3 mégapixels  <math>L_{\max} : \geq 250 \text{ Cd/m}^2</math> <math>L_{\min} \geq 1 \text{ Cd/m}^2</math>  <math>L'_{\max}/L'_{\min} \geq 250</math>  Courbe GSDF Dicom <math>\leq 20 \%</math></p> <p><b>Uniformité</b> :  Déviation dans les coins : <math> (L_{\text{coin}} - L_{\text{centre}}) /L_{\text{centre}} \leq 15 \%</math></p>	30 jours
Évaluation de l'image du fantôme RMI 156, NA 18-220 CIRS 015	4,5 fibres, 3,5 groupes de microcalcifications 3,5 masses Pas d'artéfacts dérangeants Suivi du SDNR : analyse si variation de plus de 10 %	Correction sans délai
Blindage de la salle et protection de l'opérateur	1 mSv/an pour zones non contrôlées 20 mSv/an pour zones contrôlées + ALARA, 1 mSv/an recommandé 0,30 mSv/an exceptionnellement pour population sensible (jeunes enfants)	Correction sans délai



## **5 RAPPORT**

### **5.1 IDENTIFICATION DU CENTRE**

La technologue en imagerie médicale responsable désignée par le centre doit être présente sur les lieux au moment où le physicien médical procède à ses vérifications, ou elle doit avoir été rencontrée initialement par le physicien.

Toutes les données relatives au centre (nom, adresse, etc.), la date des vérifications effectuées par le physicien ainsi que les coordonnées des personnes responsables et du destinataire du rapport doivent être inscrites sur le formulaire conçu à cet effet. À moins d'indication contraire, le rapport sera transmis au radiologiste responsable.

Le physicien médical peut télécharger le formulaire relatif à l'identification du centre dans la section Publications du site web du MSSS dont l'adresse est : [www.msss.gouv.qc.ca](http://www.msss.gouv.qc.ca). Le physicien doit remplir un formulaire pour chaque salle ou chaque appareil, puisqu'il s'agira de rapports distincts.

### **5.2 ÉQUIPEMENT D'IMAGERIE**

Le physicien doit aussi faire l'inventaire de l'équipement servant directement à la production des images effectuées dans le centre de mammographie.

Pour ce faire, il doit remplir le formulaire relatif à l'équipement d'imagerie. Il doit indiquer toutes les informations servant à identifier le mammographe (marque, modèle, numéro de série, année de fabrication si disponible), les lecteurs d'écrans photostimulables, s'il y a lieu, et les moniteurs servant à la lecture et à la visualisation. Il conviendra d'ajouter à la liste tout autre appareil utilisé dans le cadre de la mammographie numérique, soit les logiciels d'aide à la décision (CAD), le module de biopsie, etc.

### **5.3 INSTRUMENTS DE MESURE DU CENTRE**

Le physicien doit s'assurer que les instruments de vérification dans le centre de mammographie sont adéquats et qu'ils permettent d'assurer le suivi entre les visites du physicien.

Le photomètre du centre devra être comparé avec celui du physicien pour au moins deux patrons, soit à 50 Cd/m<sup>2</sup> et à 400 Cd/m<sup>2</sup>, et la différence entre les lectures doit correspondre à  $\pm 15\%$ .

La comparaison des dynamomètres ou pèse-personnes devra aussi être faite et montrer des écarts inférieurs à 1 kg pour deux mesures situées entre 10 et 30 kg.

### **5.4 CONTRÔLE DE LA QUALITÉ DANS LE CENTRE DE MAMMOGRAPHIE**

Lorsque le centre utilise un logiciel de contrôle de la qualité et la documentation s'y rattachant, une discussion entre le physicien et le responsable du contrôle de la qualité sera utile pour valider certaines procédures et qualifier certains résultats.

## **5.5 CHARTE TECHNIQUE**

La charte établie par le centre de mammographie doit indiquer les facteurs techniques qui permettent d'obtenir une image de qualité en utilisant la dose minimale estimée par les tests. Le physicien est appelé à émettre une opinion quant à cette charte advenant que les doses soient excessives, ou que la qualité des images ne soit pas adéquate.

Comme la plupart des vérifications du physicien seront effectuées dans les conditions habituelles des examens, la charte technique mise à jour se trouve dans la salle de mammographie. Tous les paramètres relatifs aux différents examens doivent y être inscrits.

## **5.6 PRÉSENTATION DU RAPPORT**

Le rapport du physicien médical se compose des formulaires relatifs aux différentes vérifications effectuées pour assurer le contrôle de la qualité. Dûment remplis, ces formulaires contiennent dans les premières pages tous les renseignements permettant d'identifier les personnes responsables et les équipements ainsi que le sommaire des corrections et les recommandations. Le physicien s'y identifie clairement et y appose sa signature. Le rapport doit aussi contenir en annexe la liste des instruments de mesure que le physicien a utilisés pour les vérifications et les dates des plus récents étalonnages. Ce rapport est remis au centre dans les cinq jours ouvrables suivant la séance d'évaluation. En cas de déficience importante, le centre doit en être informé sur le champ et les actions conséquentes prises immédiatement.

## 6 FORMULAIRES

Les formulaires sont disponibles en format Excel dans la section Publications du site web du MSSS dont l'adresse est : [www.msss.gouv.qc.ca](http://www.msss.gouv.qc.ca). Ces formulaires contiennent des commandes automatiques de sorte que l'insertion de lignes ou de colonnes peut invalider les calculs automatiques. Le physicien doit s'assurer que les calculs effectués sont exacts.

Les tests et leurs résultats sont documentés et rapportés sous les onglets ayant pour numéro la section correspondante.

Toutes les pages sont formatées pour une impression sans les parties de la page réservée pour informations ou instructions et contenant les calculs.

Les formulaires Excel ont été construits en version Excel 2013. Ils n'ont pas été testés sous toutes les versions et pourraient donc ne pas fonctionner sous d'anciennes versions du logiciel. L'impression en version PDF fonctionne correctement, mais n'a pas été testée sur une large gamme d'imprimantes.

Le tableau 21 dresse la liste des formulaires disponibles sur le site web du MSSS. Les modifications occasionnelles apportées à ces formulaires sont clairement identifiées dans l'un des onglets.

**Tableau 21 Titre des formulaires**

Test	Titre	Formulaire : onglet Excel
	Informations relatives à l'installation	<i>Info</i>
	Identification du matériel	<i>Éqpmt</i>
1	Évaluation générale de l'unité de mammographie	<i>2.1 Général</i>
2	Force de compression et précision des indicateurs (force et épaisseur)	<i>2.2 Compression</i>
3	Évaluation du Système d'exposition automatique (SEA)	<i>2.3 SEA</i>
4	Réponse du détecteur, des récepteurs et analyse du bruit	<i>2.4 Détecteur</i>
5	Distorsion géométrique et artéfacts du détecteur et des récepteurs	<i>2.5–2.6 Artéfacts</i>
6	Détection d'images résiduelles	
7	Uniformité des récepteurs, évaluation des artéfacts et homogénéité du détecteur et des récepteurs	<i>2.7 Unifo</i> <i>2.7 Homog</i>
8	Fonction de transfert de modulation (FTM)	<i>2.8 FTM</i>
9	Vérification de la tension (reproductibilité, exactitude, linéarité et débits)	<i>2.9 Tension</i>
10	Couche de demi-atténuation (CDA)	<i>2.10–11–12 CDA_Kerma_DGM</i>
11	Kerma incident dans l'air à la surface des feuilles de PMMA	
12	Dose glandulaire moyenne (DGM)	
13	Collimation (congruence, alignement, tissu manquant)	<i>2.13 Align</i>
14	Conditions d'affichage et de lecture	<i>2.14ab MON</i> <i>2.14c MON</i>
15	Évaluation de l'image du fantôme	<i>2.15 Fantôme</i>
16	Blindage de la salle et protection de l'opérateur	<i>2.16 Blindage</i>
	Équipement de mesure et étalonnage	<i>Eq.Mes.Étal</i>

- Il est à noter que des ajustements aux formulaires pourraient être nécessaires en fonction du matériel ou des équipements utilisés par le physicien.

## 7 RÉFÉRENCES

- [1] NORWECK, James T., et autres. « ACR–AAPM–SIIM Technical Standard for Electronic Practice of Medical Imaging », *Journal of Digital Imaging*, vol. 26, n° 1, février 2013, p. 38-52. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/elec-practice-medimag.pdf>.
- [2] SANTÉ CANADA. *Radioprotection et normes de qualité en mammographie. Procédure de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X mammographique : Code de sécurité 36*, [En ligne], Santé Canada, octobre 2013. [http://www.hc-sc.gc.ca/ewh-semt/pubs/radiation/safety-code\\_36-securite/index-fra.php](http://www.hc-sc.gc.ca/ewh-semt/pubs/radiation/safety-code_36-securite/index-fra.php).
- [3] International Atomic Energy Agency. *Quality Assurance Programme for digital mammography*, [En ligne], IAEA Human Health Series No. 17, Vienne, IAEA, 2011. [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482_web.pdf).
- [4] QUÉBEC. *Loi sur les laboratoires médicaux, la conservation des organes et des tissus et la disposition des cadavres, chapitre L-0.2 : à jour au 1<sup>er</sup> juin 2015*, [Québec], Éditeur officiel du Québec, 2015.
- [5] QUÉBEC. Ministère de la Santé et des Services sociaux, *Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie – Programme québécois de dépistage du cancer du sein – Volume 2 : Physicien biomédical*, [En ligne], Québec, Le Ministère, 2006. <https://publications.msss.gouv.qc.ca/msss/fichiers/2006/06-204-01W.pdf>.
- [6] National Council on Radiation Protection and Measurements. *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging facilities*, [En ligne], Report no. 147, s.l., National Council on Radiation Protection and Measurements, 2004. <https://ncrponline.org/publications/reports/ncrp-reports-147/>.
- [7] Ronald T. Droegea et Richard L. Morin, « A practical method to measure the MTF of CT scanners », *Medical Physics*, Vol. 9, No. 5, Sept/Oct 1982.
- [8] D R Dance, C L Skinner, K C Young, J R Beckett et C J Kotre. *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol*, *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) 3225–3240  
<http://iopscience.iop.org/0031-9155/45/11/308>
- [9] D R Dance, K C Young and R E van Engen, *Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols*, *Phys. Med. Biol.* 54 (2009) 4361–4372  
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/54/14/002>
- [10] SANTÉ CANADA, *Radioprotection en radiologie – Grands établissements. Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux : Code de sécurité 35*, [En ligne], Santé Canada, 2008. [http://www.hc-sc.gc.ca/ewh-semt/pubs/radiation/safety-code\\_35-securite/index-fra.php](http://www.hc-sc.gc.ca/ewh-semt/pubs/radiation/safety-code_35-securite/index-fra.php).
- [11] IEC-International Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-45 Edition 3.1 2015-06.



[msss.gouv.qc.ca](http://msss.gouv.qc.ca)