



LIVRE BLANC

Optimisation de la dose au patient

Agfa fournit la technologie et les outils pour la réduction de la dose de rayons X au patient

Table des matières

1. Introduction	3
2. Technologie : Détecteur au césium	4
3. Technologie : Traitement d'image	5
4. Évaluation technique de la qualité de l'image	6
5. Étude clinique de la qualité de l'image : Présentation	7
6. Étude clinique de la qualité de l'image : Résultats	8
7. Outils	9
Conclusions	10

Synthèse

LES SOLUTIONS DE RADIOGRAPHIE NUMÉRIQUE D'AGFA SONT CONÇUES POUR OFFRIR UN ÉQUILIBRE OPTIMAL ENTRE UNE FAIBLE DOSE DE RAYONNEMENT ET UNE HAUTE QUALITÉ IMAGE, TOUT EN FOURNISSANT LES OUTILS POUR SURVEILLER LES EXPOSITIONS DU PATIENT.

La bonne dose...
d'expertise



1 Introduction

LA SÉCURITÉ DES PATIENTS ET L'UTILISATION DE LA PLUS PETITE DOSE DE RAYONNEMENT POSSIBLE REPRÉSENTENT UNE PRIORITÉ IMPORTANTE CHEZ AGFA ¹. LA RADIOGRAPHIE DES ENFANTS NÉCESSITE UNE ATTENTION PLUS SPÉCIFIQUE, CAR ILS SONT PLUS SENSIBLES AU RAYONNEMENT ET À SES EFFETS CUMULATIFS. AU COURS DU TRAITEMENT, LES PRÉMATURÉS PEUVENT SUBIR JUSQU'À 30 OU 40 EXAMENS RADIOGRAPHIQUES.

Une dose inférieure signifie une imagerie plus sûre pour tous les patients : nouveau-nés, enfants et adultes. Agfa rend cela possible avec :

- Technologie au phosphore basée sur l'halogénure de césium
- Traitement d'image MUSICA avec traitement multi-échelles fractionnel et débruitage multi échelle fractionnel (FMD)
- Outils avancés de surveillance de l'exposition

Les images de radiographie planaire sont optimisées pour la visibilité des structures cliniques afin de détecter la pathologie. Dans la pratique clinique, le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable - Le plus bas que l'on peut raisonnablement atteindre) doit toujours être utilisé pour déterminer la technique d'exposition appropriée pour un examen donné. De nombreux facteurs peuvent affecter le niveau d'exposition nécessaire à un examen donné. Cela comprend notamment le type d'examen, l'épaisseur du patient, le kVp ou le niveau d'énergie utilisé, la filtration du faisceau, les spécifications de la grille anti-diffusante, les algorithmes de traitement des images et les méthodes de réduction du bruit utilisées.

Un autre facteur important est la performance du dispositif de capture des images, par exemple du type de détecteur utilisé et, en particulier, du phosphore ou du scintillateur servant à convertir les rayons X en lumière. Pendant de nombreuses années, des plaques photoluminescentes au fluoro-bromure de baryum (BaFBr:Eu) ont été utilisées dans les systèmes conventionnels de radiographie informatisée (CR). Ces plaques-images offrent une qualité de diagnostic à une dose raisonnable.

Il y a 10 ans, les phosphores de stockage au bromure de césium (CsBr:Eu) ont été introduits pour la radiographie CR. Des scintillateurs à l'iodure de césium (CsI:Tl) ont été utilisés pendant beaucoup plus longtemps dans les détecteurs à capteur plan en radiographie numérique (DR). Le CsBr et le CsI offrent une meilleure absorption des rayons X et conduisent à une meilleure visibilité des détails, offrant ainsi la possibilité de réduire l'exposition du patient et la dose. Cette performance supérieure est obtenue d'abord par la structure en « cristal en aiguille » du phosphore Cs-halogénure (Br ou I) et du scintillateur.

Pour déterminer l'effet des phosphores de césium sur la qualité de l'image et la dose, une évaluation technique et une évaluation de la qualité de l'image avec des radiologues ont été menées. L'objectif de cette évaluation était de déterminer dans quelle mesure l'exposition du patient (et la dose) pouvaient être réduites tout en offrant la même qualité d'image ou similaire, en comparant le système conventionnel CR (plaque-image BaFBr) au système CR (plaque-image à aiguilles CsBr) et au détecteur DR (scintillateur à aiguilles CsI), lorsqu'elles sont traitées avec le traitement d'image MUSICA d'Agfa.

2 Technologie : Détecteur au césium

DES ÉCRANS PHOTOLUMINESCENTS ONT ÉTÉ UTILISÉS PENDANT DE NOMBREUSES ANNÉES POUR CONVERTIR LES PHOTONS X À HAUTE ÉNERGIE EN PHOTONS À LUMIÈRE VISIBLE AVEC DE NOMBREUX TYPES DE RÉCEPTEURS D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE. L'EXPOSITION D'UN ÉCRAN PHOTOLUMINESCENT À DES RAYONS X GÉNÈRE DE LA LUMIÈRE². LES ÉCRANS À ÉMISSION DIRECTE SONT UTILISÉS DANS LES SYSTÈMES DR ET DANS LES SYSTÈMES CONVENTIONNELS ÉCRAN-FILM.

Augmentation de l'absorption des rayons X et de la netteté : Les phosphores à aiguilles de césium fournissent les deux à la fois !

- La forte absorption des photons X dans la couche de phosphore est un préalable à une bonne qualité d'image.
- Dans les écrans photoluminescents à aiguille, la dispersion de la lumière est minime.
- Une couche de phosphore plus épaisse peut être appliquée sans compromettre la netteté du système d'imagerie.

Les écrans photoluminescents de stockage avec une émission retardée stimulée par laser sont utilisés dans les systèmes CR. Le comportement de la lumière dans le phosphore ou le scintillateur et l'absorption des rayons X par l'écran affectent la qualité de l'image radiologique et la dose requise.

Dans les plaques phosphore à poudre conventionnelles CR, les photons lumineux sont diffusés largement et de manière isotrope dans la couche de phosphore, ce qui réduit l'efficacité de la collecte de lumière du système de détection et réduit la netteté réalisable du système d'imagerie. L'épaisseur de la couche des écrans à poudre est optimisée pour atteindre le meilleur compromis entre la netteté, le rendement lumineux et l'absorption des rayons X. En pratique, l'épaisseur est limitée à moins de 300 μm , car la lumière des couches plus profondes ne peut s'échapper de l'écran à cause de la diffusion dans la couche de poudre. Cette limite à l'épaisseur impose également de toute évidence une limite à l'absorption des rayons X.

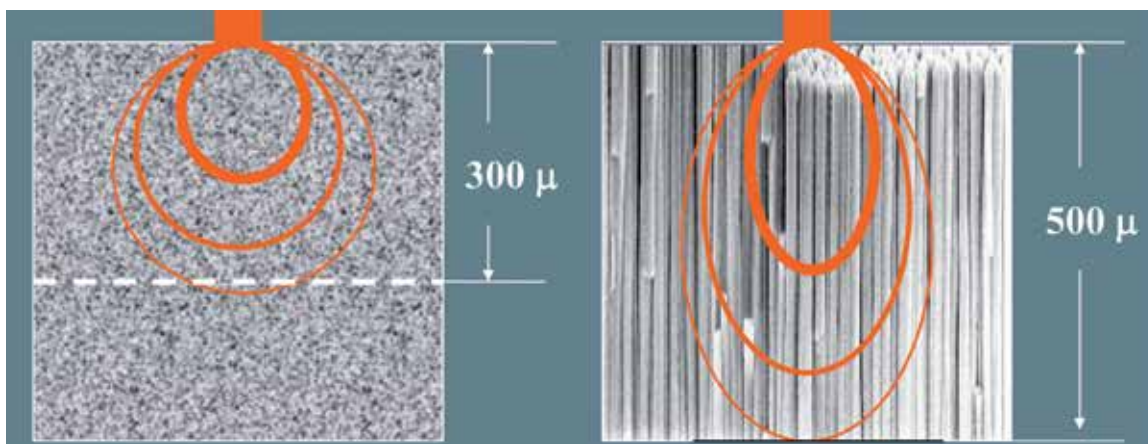


Fig1 : Images au microscope électronique de sections de couche de phosphore à poudre (à gauche) et de phosphore à aiguilles (à droite). La diffusion de la lumière dans la couche de phosphore à poudre réduira la netteté, ce qui limitera l'épaisseur du revêtement applicable et limitera donc également l'absorption des rayons X.

La forte absorption des photons X dans la couche de phosphore est un préalable à une bonne qualité d'image. Une absorption supérieure des rayons X est possible avec les détecteurs à cristaux en aiguilles de CsBr et CsI³. Agfa a été le premier à introduire cette technologie à aiguilles dans ses systèmes CR⁴. Dans un écran à phosphore de stockage à aiguilles comme dans un scintillateur à aiguilles, la dispersion de la lumière est beaucoup moins importante qu'avec les phosphores en poudre et principalement dans la direction avant. Par conséquent, une couche de phosphore épaisse peut être appliquée sans compromettre la netteté du système d'imagerie. Une couche d'aiguilles épaisse offre la même netteté qu'une couche de poudre beaucoup plus mince et, par conséquent, une absorption de rayons X beaucoup plus élevée. En outre, la plus grande transparence des écrans photoluminescents à aiguilles permet aux photons des couches plus profondes de s'échapper et de contribuer à l'image, ce qui permet une plus grande sensibilité.

3 Technologie : Traitement d'image

EN RAISON DE EFFORTS IMPORTANTS POUR RÉDUIRE LES DOSES DANS L'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE, UN NOMBRE CROISSANT D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES SONT PRISES AVEC UNE DOSE INFÉRIEURE, CE QUI ENTRAÎNE UN CONTENU AU BRUIT PLUS ÉLEVÉ. LE DÉBRUITAGE D'IMAGE (SUPPRESSION ET ÉLIMINATION DU BRUIT) EST UNE PRÉOCCUPATION MAJEURE DANS L'AMÉLIORATION DES IMAGES RADIOGRAPHIQUES. LES ALGORITHMES DE DÉBRUITAGE COURANTS PEUVENT FAIRE DES HYPOTHÈSES RELATIVES AU MODÈLE DE BRUIT QUI PEUVENT NE PAS ÊTRE APPLICABLES SOUS CERTAINES CONDITIONS ; CELA PEUT ENTRAÎNER UNE PERTE DE QUALITÉ D'IMAGE, EN PARTICULIER DANS LES ZONES À FAIBLE INTENSITÉ DE SIGNAL ET/OU AUX DÉTAILS FINS.

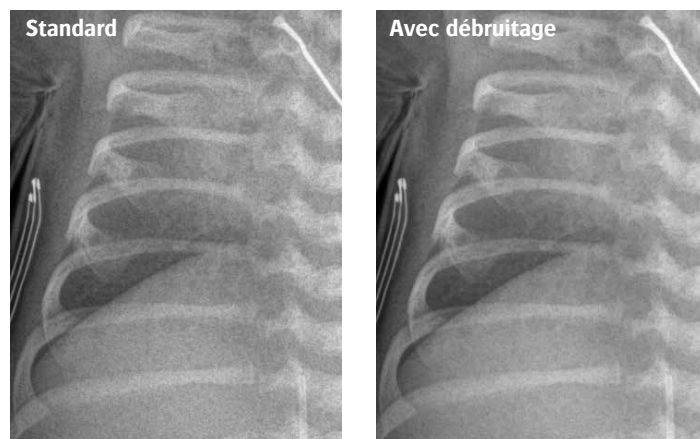
Le traitement de l'image et la réduction du bruit peuvent également jouer un rôle clé

- Les images radiographiques prises avec une dose inférieure ont un contenu au bruit plus élevé
- La nouvelle génération de traitement des images MUSICA d'Agfa avec débruitage multi-échelle fractionnel (FMD) peut permettre d'obtenir une réduction active du bruit sur la base d'une atténuation sélective et fractionnelle

La nouvelle génération de traitement MUSICA d'Agfa⁵ est basée sur un nouveau cadre mathématique multi-échelles : le traitement multi-échelles fractionnel (FMP). Avec FMP, les filtres multi-échelles de traitement des images sont davantage décomposés en fractions élémentaires qui sont renforcées séparément.

Cette nouvelle technique mathématique est utilisée pour obtenir une réduction active du bruit. Le débruitage multi-échelle fractionnel (FMD) atténue sélectivement les fractions élémentaires en fonction de la présence et de l'orientation des détails de l'image. L'atténuation sélective est contrôlée en estimant le rapport signal/bruit local. Ce rapport signal/bruit local est estimé en comparant chaque fraction élémentaire à une sélection des autres fractions élémentaires dans un voisinage proche. L'algorithme FMD permet d'obtenir un débruitage de l'image beaucoup plus efficace avec une préservation des structures fines et subtiles de l'image.

Fig2 : Avec le FMD on observe un débruitage uniforme en radiographie néonatale sur : les poumons, le foie et le squelette



4 Évaluation technique de la qualité de l'image

L'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION (DQE) EST GÉNÉRALEMENT CONSIDÉRÉE COMME LE PARAMÈTRE LE PLUS APPROPRIÉ POUR DÉCRIRE LA PERFORMANCE D'IMAGERIE D'UN DISPOSITIF DE RADIOGRAPHIE NUMÉRIQUE. ELLE DÉCRIT LA CAPACITÉ DU DISPOSITIF D'IMAGERIE À PRÉSERVER LE RAPPORT SIGNAL/BRUIT DE LA ZONE D'EXPOSITION À L'IMAGE NUMÉRIQUE RÉSULTANTE. COMME DANS L'IMAGERIE PAR RAYONS X, LE BRUIT DANS LE CHAMP DE RAYONNEMENT EST LIÉ AU NIVEAU DE KERMA DANS L'AIR, LA DQE PEUT ÊTRE PRISE EN CONSIDÉRATION POUR DÉCRIRE L'EFFICACITÉ DE DOSE DU DISPOSITIF.

Une qualité d'image supérieure avec la technologie de phosphore à aiguilles se traduit par une qualité d'image équivalente à des niveaux d'exposition plus faibles !

- La DQE du détecteur à base de césium est plus de deux fois supérieure à celle des détecteurs CR à base de phosphore à poudre
- Les détecteurs au phosphore à aiguilles sont utilisés dans les systèmes CR (CsBr dopé à l'Eu) d'Agfa ainsi que dans les systèmes DR (CsI dopé au TI) d'Agfa.

Pour illustrer la qualité d'image supérieure des phosphores à aiguilles par rapport aux phosphores à poudre, la DQE de trois (3) systèmes est illustrée pour différentes conditions de test dans les tableaux suivants. La DQE est mesurée selon la norme IEC62220-1: 2003⁶. Les conditions de test étaient RQA3 à faible niveau d'exposition (par exemple, pédiatrie, extrémités) et RQA5 à niveau d'exposition moyen (par exemple, rachis, épaule, crâne).

Les trois systèmes évalués étaient un détecteur DR (CsI) Agfa DX-D 35C ⁽¹⁾, une plaque-image (CsBr) Agfa HD5.0 et une plaque-image (BaFBr) MD4.0R dans des systèmes CR DX-M. L'évaluation technique du système CR à aiguilles CsBr et du détecteur DR à aiguilles CsI illustre une qualité d'image assez similaire pour les deux systèmes avec des qualités de faisceau RQA3 et RQA5. On peut noter certaines différences qui peuvent orienter vers une utilisation dans des applications plus spécifiques afin d'optimiser la qualité image. Les deux systèmes de récepteurs à base de césium produisent une meilleure qualité d'image que le système CR à poudre BaFBr ; la DQE est plus de deux fois supérieure à celle du système d'imagerie basé sur le phosphore à poudre. Des détecteurs au phosphore à aiguilles sont utilisés dans les systèmes CR (CsBr dopé à l'Eu) ainsi que dans les systèmes DR (CsI dopé au TI) et se révèlent améliorer la qualité des images par rapport aux écrans photoluminescents à poudre dans la pratique clinique ^{7 8 9 10}.

Fig3 : DQE mesurée selon la norme IEC62220-1 pour les 3 systèmes d'imagerie d'Agfa. DQE à un faisceau de qualité RQA3 à $\sim 0,7 \mu\text{Gy}$.

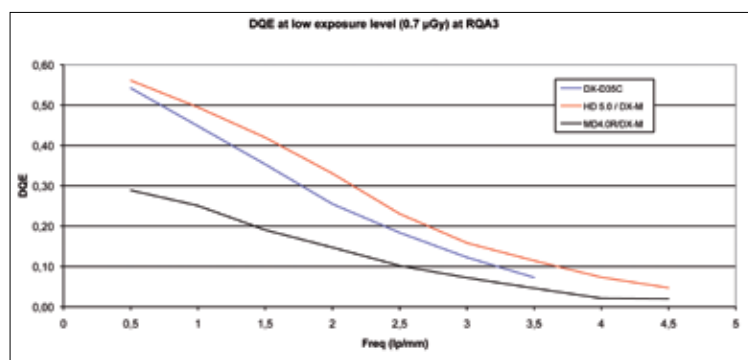
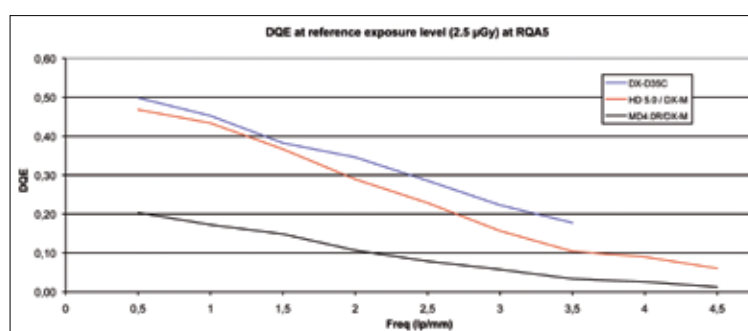


Fig4 : DQE mesurée selon la norme IEC62220-1 pour les 3 systèmes d'imagerie d'Agfa. DQE à un faisceau de qualité RQA5 à $\sim 2,5 \mu\text{Gy}$.



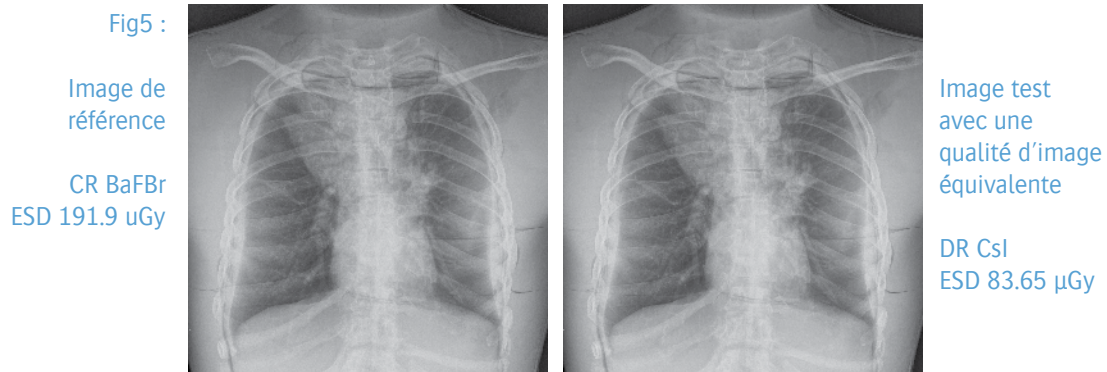
(¹) Le DX-D 35-X est complètement équivalent en termes de performance d'imagerie au DX-D 30C ; le DX-D 35C est une variante de taille inférieure au DX-D 30C

5 Étude clinique de la qualité image : Présentation

POUR CONFIRMER QUE LES DIFFÉRENTS DÉTECTEURS SE COMPORTEAIENT DANS LA PRATIQUE CLINIQUE COMME PRÉDIT PAR L'ÉVALUATION TECHNIQUE, CINQ RADIOLOGUES CERTIFIÉS ONT ÉVALUÉ LES IMAGES DE L'ABDOMEN, DU THORAX, DE LA MAIN, NÉONATALES ET DU CRÂNE CRÉÉES AVEC LES CINQ TYPES DE FANTÔMES ANATOMIQUES DIFFÉRENTS. CHAQUE FANTÔME A ÉTÉ EXPOSÉ EN UTILISANT CHACUN DES TROIS TYPES DE DÉTECTEURS (CSL, CSB ET BAFBR) POUR UN TOTAL DE 15 COMBINAISONS.

Pour chaque combinaison de fantôme/détecteur, 13 expositions ont été réalisées avec toutes les conditions d'exposition (kVp, mA, grille, distance, etc.) constantes, à l'exception du temps (en ms) qui variait d'environ 0,1 log entre chaque exposition. Les images ont été regroupées en 13 paires d'images pour chaque combinaison et affichées sur un écran de diagnostic de haute qualité. L'image de gauche est l'image constante ou de « référence » utilisée pour la comparaison du jeu/de la paire ; les images à droite sont les images de « test » en cours d'évaluation, variant d'une exposition haute à basse.

Il a été demandé aux radiologues de faire correspondre les images de « test » à l'image de « référence ». Cela a été effectué en faisant défiler les images jusqu'à ce que l'image de « test » corresponde de la manière la plus proche possible à l'image de « référence », tel que déterminé par le radiologue. En fonction de l'ensemble des correspondances, la réduction de la dose a été déterminée.



6 Étude clinique de la qualité de l'image : Résultats

LE DÉTECTEUR DR CSI ET LES DÉTECTEURS CR CSBR AVEC LE TRAITEMENT D'IMAGE MUSICA ONT MONTRÉ UNE RÉDUCTION IMPORTANTE DE LA DOSE PAR RAPPORT AUX SYSTÈMES CR BAFBR CONVENTIONNELS.

Il est possible d'obtenir jusqu'à 60 % de réduction de dose avec des détecteurs à base de césium et le traitement d'image MUSICA

- Le détecteur DR Csl et les détecteurs CR CsBr avec le traitement d'image MUSICA ont montré une réduction importante de la dose comprise entre 50 % et 60 % par rapport aux systèmes CR BaFBr conventionnels.

Lorsqu'une moyenne des résultats sur l'ensemble des fantômes a été réalisée, les détecteurs DR Csl (DX-D 30C) ont produit une réduction de la dose moyenne de 58 % par rapport aux images produites avec les plaques CR BaFBr (MD4.0R), alors que les plaques CR CsBr (HD5.0) ont produit une réduction de la dose moyenne de 60 %.

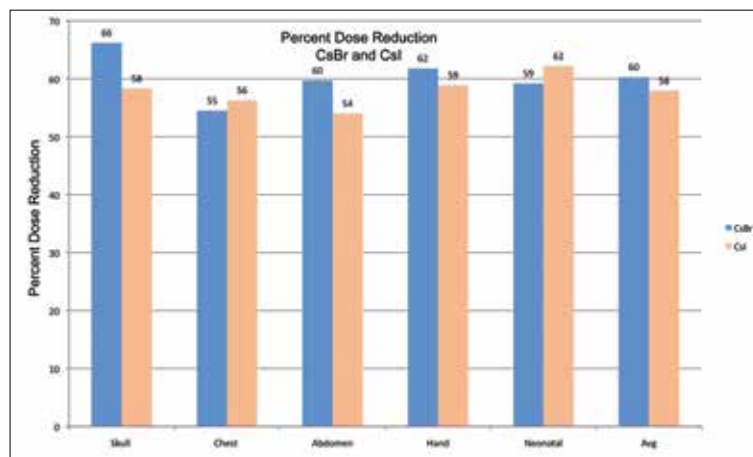


Fig6 : Diminution moyenne de la dose en pourcentage pour les détecteurs DR Csl (DX-D 30C) et les plaques CR CsBr (HD5.0) avec les différents fantômes.

Pour confirmer la performance avec les nouveau-nés, le fantôme thoracique néonatal Gammex 610¹¹ a été utilisé. Ce fantôme simule un patient néonatal de 1 500 grammes et comprend plusieurs caractéristiques cliniques comme un pneumothorax et un syndrome de détresse respiratoire simulé. En utilisant les phosphores au césium, la dose d'entrée à la peau (ESD) pourrait être réduite de 34,4 μ Gy pour le BaFBr à 14,1 μ Gy pour le CsBr et 13,1 μ Gy pour le Csl, tout en obtenant une qualité d'image équivalente.

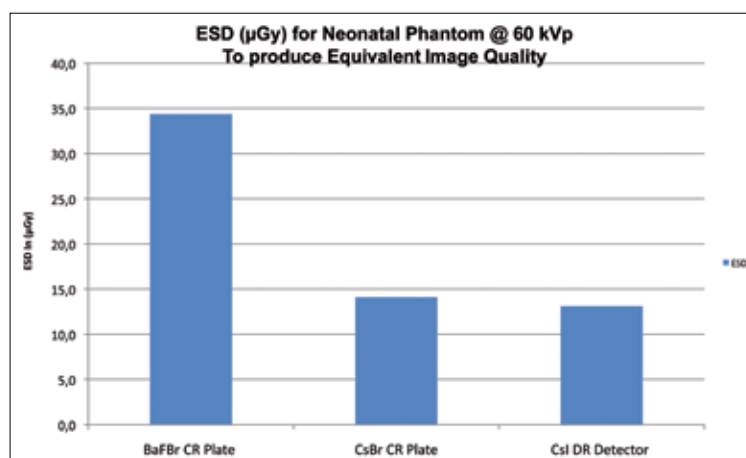


Fig7 : Dose d'entrée à la peau moyenne (ESD) requise pour une qualité d'image équivalente avec les plaques CR BaFBr, les plaques CR CsBr (HD5.0) et les détecteurs DR Csl (DX-D 30C) avec un fantôme néonatal.

7 Outils

BIEN QUE L'UTILISATION DE LA MEILLEURE TECHNOLOGIE D'ACQUISITION SOIT UNE COMPOSANTE ESSENTIELLE DE TOUT PROGRAMME DE RÉDUCTION DE LA DOSE, LA SURVEILLANCE D'UNE EXPOSITION CORRECTE ET L'ASSURANCE QUALITÉ SONT TOUT AUSSI IMPORTANTES. SI LES MANIPULATEURS ET RADIOLOGUES NE REÇOIVENT PAS DE RETOUR D'INFORMATIONS ADÉQUAT, UNE SOUS OU SUREXPOSITION PEUVENT SE PRODUIRE. AGFA FOURNIT PLUSIEURS OUTILS POUR FACILITER CE TRAVAIL.

La clé pour assurer une dose appropriée est une surveillance continue de l'exposition

- Agfa est conforme à la norme sur l'indice d'exposition de la CEI
- La surveillance de base de la dose affiche un indicateur d'exposition à code couleur et un retour d'information visuel immédiat pour les manipulateurs
- La surveillance étendue de la dose fournit des rapports sur l'historique des valeurs aberrantes, des diagrammes de dispersion et des histogrammes à usage administratif, ainsi que des programmes de contrôle de la qualité

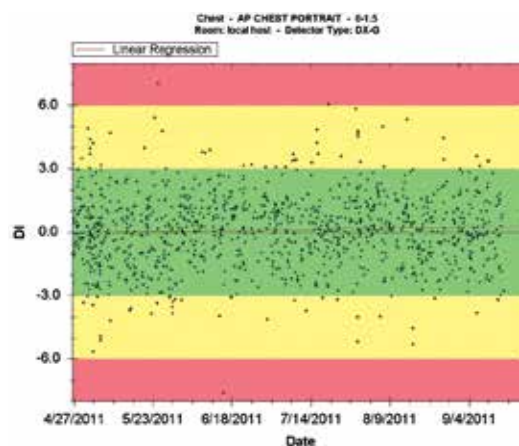
Agfa a été le premier fabricant à mettre complètement en œuvre la norme de l'indice d'exposition de la CEI en 2009¹². Lorsque ceci est couplé à l'indicateur couleur d'exposition d'Agfa, le manipulateur reçoit un retour d'information visuel immédiat indiquant que son exposition était sur la cible, en haut ou en bas de celle-ci et ainsi que des informations sur la façon de la corriger.¹³

Les outils logiciels de surveillance étendue de la dose d'Agfa permettent aux référents du CQ et aux médecins de surveiller rapidement et facilement l'historique des expositions et doses d'un manipulateur ou des systèmes CR ou DR du service. Ils peuvent également produire des rapports de valeur aberrante d'exposition, des diagrammes de dispersion et des histogrammes d'exposition pour s'assurer que l'exposition appropriée est utilisée pour tous les patients et est maintenue au fil du temps.^{14 15}

Fig8 : Surveillance de l'exposition de base : indicateur d'exposition à code couleur (vert indiquant « sur la cible»)



Fig9 : Surveillance étendue de la dose : diagramme de dispersion



Conclusions

LE PRINCIPE ALARA (AS LOW AS REASONABLY ACHIEVABLE - LE PLUS BAS QUE L'ON PEUT RAISONNABLEMENT ATTEINDRE) RESTERA TOUJOURS LA MÉTHODE PRINCIPALE À UTILISER POUR DÉTERMINER LA TECHNIQUE D'EXPOSITION APPROPRIÉE POUR UN EXAMEN DONNÉ. CE QUI CHANGE EN PERMANENCE EST LA TECHNOLOGIE ET LES MÉTHODES UTILISÉES POUR OBTENIR LA DOSE LA PLUS FAIBLE RAISONNABLEMENT ACCEPTABLE.

L'utilisation d'une nouvelle technologie plus efficace peut apporter un changement significatif dans la mesure de la dose nécessaire. Des réductions de doses importantes allant jusqu'à 60 % peuvent être réalisées avec des détecteurs basés sur l'halogénure de césium dans les systèmes CR ou DR, combinés au logiciel de traitement d'image multi-échelles fractionnel MUSICA d'Agfa.^(*)

Lorsque cela est possible, des détecteurs à base d'halogénure de césium combinés à MUSICA devraient être utilisés pour réduire la dose et obtenir une qualité d'image appropriée.

La dose minimale acceptable est aussi fortement influencée par la variation des expositions au sein du service causée par l'appareil et les manipulateurs. Si le service est bien géré et maintenu et que la variation des expositions sont faibles, des doses moyennes inférieures peuvent alors être utilisées avec des risques de sous-exposition inférieurs qui entraîneraient des expositions répétées.

La clé de la normalisation et de la surveillance de l'exposition est l'utilisation de l'indice d'exposition de la CEI associé à un programme d'assurance qualité continu qui inclut des outils efficaces de surveillance des expositions. Tous les produits de radiographie numérique d'Agfa sont disponibles avec l'indice d'exposition de la CEI, un retour d'informations visuel et des outils de surveillance continue des expositions, afin d'aider à minimiser l'exposition et la variation de la dose.

Les systèmes de radiographie numérique d'Agfa ont été mis en œuvre et sont utilisés dans le monde entier depuis 1993. Une importante base installée de plus de 50 000 unités illustre clairement la confiance des clients à travers les communautés médicales dans le monde. Nos solutions innovantes sur le marché peuvent vous aider à garder à jour vos systèmes et technologies et à faire un changement significatif dans la dose requise.¹⁶

Nous nous engageons à être votre fournisseur de solutions d'imagerie pour la vie.

(*) Les tests avec des radiologues certifiés ont déterminé que les détecteurs au bromure de césium (CR) et à l'iodure de césium (DR) utilisés avec le traitement MUSICA peuvent offrir des réductions de dose comprises entre 50 et 60% par rapport aux systèmes CR traditionnels au fluorobromure de baryum. Contactez Agfa pour plus de détails.

- 1 Affiche EuroSafe 2014 : Vers une imagerie plus sûre en radiologie pédiatrique et néonatale
- 2 P. Leblans, D. Vandembroucke, P. Willems, "Storage Phosphors for Medical", *Materials*, 2011, 4, 1034-1086.
- 3 P. Leblans, L. Struye, P. Willems, "A new needle-crystalline computed radiography detector", *J. Digital Imaging* 13, 2012, 117-120.
- 4 EP1359204 A1 "Needle-shaped cylindrical storage phosphor crystals"
- 5 "Next generation MUSICA: more from each image" Interview with Piet Vuylsteke, PhD, Senior Researcher and Jan Leeuws, Business Unit Manager Digital Radiography
- 6 IEC62220-1:2003. "Medical electrical equipment - Characteristics of digital x-ray imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency".
- 7 D. Vandembroucke, P. Leblans, "CR Mammography: Image Quality Measurement and Model Calculation for Needle vs. Powder Imaging Plate", *Proceedings of the 10th International Workshop, IWDM 2010, Girona, Catalonia, Spain, June 16-18, 2010.*
- 8 N. Marshall, K. Lemmens, H. Bosmans, "Physical evaluation of a needle photostimulable phosphor based CR mammography system", *Med. Phys.* 39(2), 2012, 811-824
- 9 R. Schaezting, "Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography", *Pediatr. Radiol.* 34(3), 2004, S207-S214.
- 10 M. Cohen, D. Corea, M. Wanner, B. Karmazyn, R. Gunderman, K. Applegate, S. Jennings, *Academic Radiology*, 18(2), 2011, 197-198.
- 11 Gammex 610 Neonatal Phantom Users Manual
- 12 International Standard IEC 62494-1 (2008) Medical electrical equipment—exposure index of digital X-ray imaging systems
- 13 Steven Don, & Bruce Whiting & Lois Rutz & Bruce Apgar, "New digital radiography standards simplified for radiologists and technologists." *AJR*:199, December 2012
- 14 Matthew Cooper, MD, Mervyn Cohen, MD; Kelly Piersall, RT; Bruce Apgar, BS (2011) "Using the exposure index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates". *Pediatr Radiol* 41:592–601
- 15 Mervyn D. Cohen & Richard Markowitz & Jeanne Hill & Walter Huda & Paul Babyn & Bruce Apgar "Quality assurance: a comparison study of radiographic exposure for neonatal chest radiographs at 4 academic Hospitals". *Pediatr Radiol* 2011 Nov 6
- 16 Cas client Loma Linda, radiologie Zwanger-Pesiri

A propos des auteurs

Dirk Vandembroucke est responsable du laboratoire de qualité des images chez Agfa. En tant que chercheur sénior, il a contribué à la recherche fondamentale dans les systèmes écran-film conventionnels en halogénure d'argent et dans le développement des systèmes CR. Ces dernières années, il s'est focalisé sur la mammographie CR et sur la recherche sur les phosphores à aiguilles dans diverses applications. Il est un membre actif de divers groupes de travail au sein des comités internationaux de normalisation (ISO, CEI). Le Dr Vandembroucke possède un doctorat en physique de l'Université de Gand.

Bruce Apgar est basé à Greenville, Caroline du Sud (États-Unis). En tant que responsable application d'Agfa pour les services d'imagerie, il est l'un des principaux experts de la société sur les questions de réduction de la dose, en particulier dans les environnements néonataux et pédiatriques. Il représente la société, et ses points de vue, dans plusieurs grands comités techniques, y compris dans les groupes de travail de l'Association américaine des physiciens en médecine (AAPM) et à l'Alliance de technologie et d'imagerie médicale (MITA). Il possède un baccalauréat universitaire en sciences du Rochester Institute of Technology.

Tom Bertens est chercheur en traitement d'image dans l'équipe informatique de R&D de la division Imagerie d'Agfa. Il développe des logiciels de pointe et innovants en traitement et visualisation des images pour le diagnostic des images médicales. M. Bertens a un Master de Science en génie électrique de l'Université de Louvain.

Agfa et le losange Agfa sont des marques commerciales d'Agfa-Gevaert N.V., Belgique ou de ses filiales. Toutes les autres marques sont la propriété de leurs détenteurs respectifs et sont citées à des fins rédactionnelles uniquement, sans intention frauduleuse. Les données de cette publication sont à des fins d'illustration uniquement et ne représentent pas nécessairement les normes ou spécifications qui doivent être respectées par Agfa. Toutes les informations contenues dans ce document sont destinées uniquement à des fins de conseil, et les caractéristiques des produits et les services décrits dans cette publication peuvent être modifiés à tout moment sans préavis. Selon la région dans laquelle vous trouvez, il se peut que certains produits et services ne soient pas disponibles. Veuillez contacter votre représentant commercial local sur agfa.com pour de plus amples informations. Agfa s'efforce de fournir des informations aussi exactes que possible. Cependant, la société ne saurait être tenue responsable d'éventuelles erreurs typographiques.

© 2019 Agfa NV
Tous droits réservés.
Publié par Agfa NV
B-2640 Mortsel - Belgique
54Q3L FR 00201902