

ÉVALUATION DES CAPTEURS PLANS EN IMAGERIE CARDIAQUE INTERVENTIONNELLE

Par Guillaume Sulpice
Institut de Cardiologie de Montréal

1. INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, la technologie dans le domaine des salles d'angiographie cardiaque est relativement stable. De 1995 au début de 2000, les développements progressifs ont surtout porté sur les capacités informatiques, la puissance des tubes RX et les acquisitions pulsées, sans changements majeurs de la chaîne d'imagerie.

Depuis, General Electric a introduit la salle Innova équipée d'un détecteur plan qui remplace l'ensemble amplificateur de brillance-caméra, suivi en cela par Siemens, Philips et Toshiba.

Cette technologie issue de la radiographie numérique doit fonctionner à des doses beaucoup plus faibles en cathétérisme cardiaque à cause des cadences d'exposition très élevées et des procédures relativement longues. Ces procédures pouvant causer des brûlures graves, il est essentiel de considérer les améliorations de la qualité d'image en fonction de la dose délivrée au patient.

Après une brève description de la technologie des détecteurs plans, nous présentons la méthode standardisée d'évaluation des salles de cathétérisme du NEMA/SCA&I et les résultats obtenus sur un système Siemens à Amplificateur de brillance et caméra CCD récent et un système GE à détecteur plan.

2. TECHNOLOGIE DES DÉTECTEURS PLANS

Il existe deux types de détecteurs numériques : les détecteurs directs et indirects.

2.1 Détecteurs plans indirects

Les détecteurs plans indirects sont composés d'un scintillateur à l'iodure de Césium couplé à une matrice de photodiodes au Silicium amorphe (CsI/aSi). Les rayons X traversent le patient et sont convertis à l'entrée du détecteur en photons visibles par le scintillateur de CsI. La lumière émise, proportionnelle à la quantité de rayons X

incidents, est captée par chacun des éléments photosensibles et transformée en charge électrique. La charge électrique de chaque élément est lue et convertie en une valeur numérique attribuée à un pixel de l'image. Une image 1024x1024 est ainsi formée jusqu'à 30 fois par seconde.

Philips et Siemens utilisent le même détecteur à conversion indirecte fabriqué par Trixell. La taille des éléments est de 184 μm sur une surface de 20x20cm². General Electric fabrique son propre détecteur, composé de 1024x1024 éléments de 200 μm chacun, répartis sur une surface de 20.5x20.5cm².

Le signal collecté est scanné et numérisé par des circuits électroniques assemblés de façon compacte directement sur le détecteur.

2.2 Détecteurs plans directs

Les détecteurs plans directs sont composés d'éléments au sélénium amorphe capables de convertir directement les rayons X incidents en charge électrique. La compagnie Toshiba intègre un capteur de ce type (aSe/TFT), le DynaDirect. Il est composé d'une matrice d'éléments de 150 μm chacun répartis sur une surface de 23x23 cm².

Des éléments de plus petites dimensions offriront une meilleure résolution spatiale mais possiblement un niveau d'efficacité quantique de détection (DQE) plus faible.

2.3 La chaîne d'imagerie

La chaîne d'imagerie conventionnelle est composée d'un amplificateur de brillance, d'éléments optiques, d'une caméra CCD avec convertisseur intégré ou d'une caméra TV reliée à un convertisseur analogique-numérique.

L'amplificateur de brillance convertit les rayons X incidents en photons visibles, puis en électrons et

à nouveaux en photons visibles pour produire une image dans le spectre de lumière visible. Cette image est ensuite lue par une caméra vidéo et transmise au processeur d'images pour être affichée.

Le détecteur plan remplace l'amplificateur de brillance et la caméra en transformant les rayons X incidents en une image numérique. La chaîne d'imagerie est ainsi simplifiée et les ajustements optiques ne sont plus nécessaires. La surface d'acquisition n'est plus circulaire mais carrée, les distorsions géométriques sont supprimées (pin cushion) et il n'y a plus d'éblouissement (veiling glare).

Par contre, la résolution spatiale du détecteur plan est limitée à la taille de ses éléments quel que soit le champ (FOV) et la diminution du FOV ne permet plus d'effectuer un grossissement optique comme avec un ampli de brillance. Une surface plus petite du détecteur est exposée, le zoom est numérique et la qualité d'image est améliorée par une augmentation de la dose et possiblement certains algorithmes mathématiques.

3. MÉTHODE D'ÉVALUATION

3.1 La norme NEMA XR 21- 2000

Un fantôme a été développé pour évaluer et standardiser la qualité d'images dans les salles de cathétérisme. Il résulte de la collaboration de la 'Society for Cardiac Angiography and Interventions' et la 'National Electric Manufacturers Association'. Ce fantôme permet d'évaluer un système d'angiographie cardiaque de façon standardisée en se rapprochant des conditions cliniques. Ainsi, il offre un moyen de suivre l'évolution d'un système dans le temps et de comparer des systèmes entre eux.

Il se compose d'une plaque centrale contenant des objets tests et de plusieurs plaques permettant de varier l'épaisseur du fantôme afin de simuler l'épaisseur d'un enfant, celle d'un adulte de taille normale et celle d'un adulte obèse. Les plaques d'atténuation sont réparties de façon égale en-dessous et au-dessus de la plaque centrale, située à l'iso-centre du statif en C (Fig 1). Les plaques sont en PMMA, matériau dont l'atténuation des rayons X est similaire aux tissus mous.

Il permet d'évaluer :

- la résolution spatiale à haut contraste du système, par une plaque composée de paires de lignes de différentes grosseurs (lp/mm)

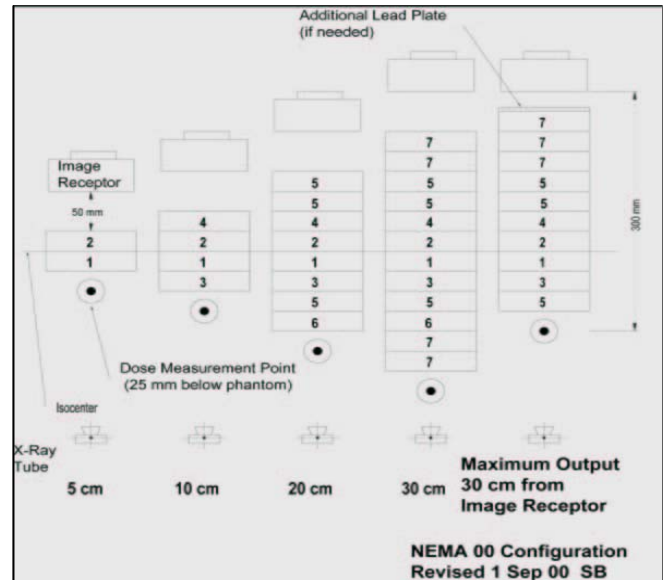


Figure 1

- l'étendue de plage dynamique ou résolution en contraste, par des cibles d'air au milieu de différentes couches de plexiglas et à l'inverse des cibles de plomb au milieu de différentes couches d'aluminium et de plexiglass
- le seuil de détection à bas contraste par des pastilles d'iode de concentrations et de diamètres différents
- la résolution temporelle, par un disque rotatif composé de 5 filaments métalliques de diamètre différents
- le débit de dose à la peau en plaçant une chambre d'ionisation à l'entrée du fantôme

3.2 Procédure

Nous suivons le protocole de la norme XR 21-2000 qui, sans fixer de valeurs limites, donne une méthode standardisée et reproductible d'évaluation quelque soit la technologie. Les tests de qualité d'images se font dans la configuration de fantôme 20 cm dans les différents modes de fluoroscopie puis d'acquisitions, à 30 images par secondes. Les débits de dose sont mesurés pour les épaisseurs 10 cm, 20 cm, et 30 cm.

La plaque contenant les objets tests est d'abord placée à l'iso-centre du statif puis le fantôme est centré et orienté à 45 degrés dans le faisceau. Le détecteur ou l'ampli de brillance est ramené à 5 cm au dessus du fantôme pour chaque épaisseur. La chambre d'ionisation est placée sur la table en dessous du fantôme de façon à mesurer le débit de dose correspondant à ce que le patient reçoit à la peau, incluant le rayonnement diffusé.

4. PERFORMANCES DES SYSTÈMES À L'ICM

Nous avons à l'Institut de Cardiologie de Montréal six salles de cathétérisme cardiaque dont 2 sont dédiées à des applications d'électrophysiologie. Toutes ces salles fonctionnent avec un amplificateur de brillance. Nous avons également une salle d'angiographie périphérique General Electric Innova 4100 et une salle d'angiographie cardiaque Innova 2000, toutes les deux à détecteur plan. Il faut noter que cette dernière est utilisée exclusivement en recherche expérimentale.

4.1 Équipements évalués

Nous comparons ici une salle Siemens Artis FC à ampli de brillance de moins de deux ans et une salle GE Innova 2000 à détecteur plan installée dernièrement.

Les tests sont faits sur les systèmes tels qu'installés et calibrés par le fournisseur. La plage d'utilisation optimale de l'équipement est définie par ce dernier et on évalue la qualité d'image et le niveau de dose du système correspondant. Il est important de noter que notre salle à détecteur plan étant une salle expérimentale, elle est calibrée pour donner la meilleure qualité d'image. Les résultats concernant cette salle présentent donc le niveau de qualité d'image sans doute le plus élevé qu'on peut attendre d'un tel système et par conséquent un débit de dose maximum.

Sur les amplificateurs de brillance, les tests de qualité d'image sont faits dans le champ 17 cm de diamètre, soit une surface de 226.9 cm². Le champ dans la salle Innova se rapprochant le plus est le champ 15 avec une surface de 225 cm².

4.2 Résultats

Les résultats à 30 images/secondes pour l'épaisseur de fantôme 20 cm, le champ 17 circulaire et 15 carré, sont résumés dans le tableau 1. Les qualités d'image en fluoroscopie sont assez similaires malgré des débits de dose pour le détecteur plan (GE Innova 2000) presque deux fois plus élevés. En acquisition, le détecteur plan se distingue surtout par une détection à bas contraste jusqu'à 35% au dessus de l'amplificateur de brillance mais donne un débit de dose trois fois plus grand.

Dans tous les modes, l'amplificateur de brillance garde l'avantage au niveau de la résolution spatiale.

Si l'on compare en fluoroscopie le mode basse dose de l'Innova au mode dose normale de l'Artis (doses presque équivalentes), l'amplificateur offre une meilleure détection à bas contraste et une meilleure résolution spatiale alors que le détecteur plan garde une plage dynamique légèrement supérieure.

Mode	Détecteur	Débit de dose R/min	Résolution spatiale lp/mm	Résolution en contraste	Détection à bas contraste
Scopie basse dose	Détecteur plan	3	2,0	5	7
	Ampli de brillance- CCD	1,6	2,2	5	6
Scopie dose normale	Détecteur plan	8,6	2,2	5	12
	Ampli de brillance- CCD	4,5	2,2	4	11
Acquisition basse dose	Détecteur plan	47	2,0	5	17
	Ampli de brillance- CCD	13,4	2,2	4	14
Acquisition dose normale	Détecteur plan	95,2	2,0	5	19
	Ampli de brillance- CCD	32	2,2	4	14

Tableau 1

Les figures 2 et 3 illustrent la variation du débit de dose en fluoroscopie et en acquisition lorsque l'épaisseur du fantôme varie.

Le débit de dose dans la salle Innova est nettement plus élevé en acquisition et atteint même les 300 R/min pour une épaisseur de 30 cm. Cela représente une débit de dose à la peau d'environ 2.9 Gy/min. Ce niveau de dose élevé peut devenir dangereux pour le patient si la procédure est longue. En effet, on observe des radiodermites à partir d'une dose cumulée de 2 Gy [7].

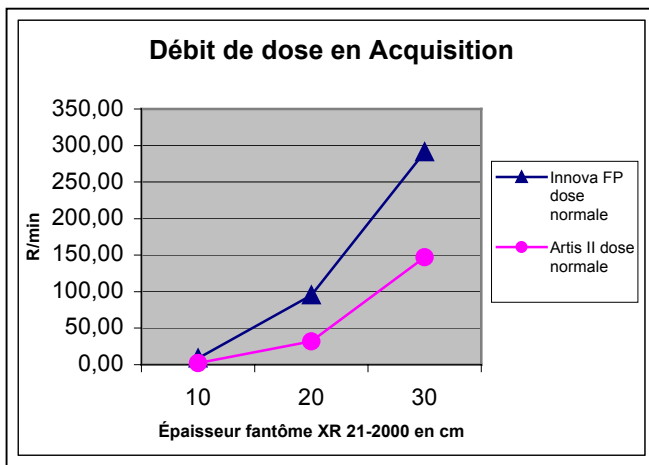


Figure 2

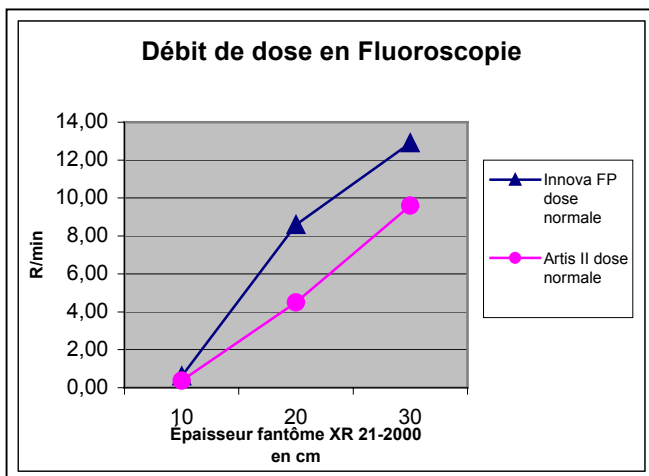


Figure 3

5. CONCLUSION

La première conclusion porte sur le fantôme lui-même qui offre une plage de test beaucoup trop large pour les systèmes testés et manque de résolution au niveau des éléments visibles. En effet, plusieurs éléments de test ne sont jamais

visibles alors que les systèmes se différencient de quelques points.

On peut cependant conclure selon cette norme, qu'à basse dose le détecteur plan ne se distingue pas de façon significative par rapport à un ensemble amplificateur de brillance - caméra CCD récent. Cependant, le détecteur plan n'engendre pas de déformation spatiale et ne donne pas d'éblouissement, ce qui contribue à une meilleure qualité d'image.

En mode coronarographie (acquisition ciné), malgré une résolution spatiale inférieure, le détecteur plan offre une excellente détection à bas contraste et une meilleure plage dynamique. Cependant, les doses atteignent des niveaux élevés, pouvant être dommageables sur des patients de forte taille.

RÉFÉRENCES

1. J.A. Rowlands, J. Yorkston. Physics and Technology of Fluoroscopic Image Receptors *dans* Intravascular Brachytherapy/Fluoroscopically Guided Interventions. American Association of Physicists in Medicine Medical Physics Monograph N°28, 2002.
2. B. A. Schueler. Accreditation, Benchmarking, and Troubleshooting in Interventional Radiology Systems *dans* Intravascular Brachytherapy / Fluoroscopically Guided Interventions. American Association of Physicists in Medicine Medical Physics Monograph N°28, 2002.
3. Robert J. Moore. Imaging principles of cardiac angiography. Aspen 1990.
4. S. Balter, F. A. Heupler, P. P. Lin. A New Tool for Benchmarking Cardiovascular Fluoroscopes. Balter Publication, sept 2000.
5. NEMA XR21, Characteristic of and Test Procedures for a Phantom to Benchmark Cardiac Fluoroscopic and Fluorographic Performance. NEMA Standards Publication.
6. NEMA Standard – XR21 2000, Sample Operating Instructions. NEMA Standards Publication, 15 May 2002.
7. T. R. Koenig, D. Wolff, F. A. Mettler, L. Wagner. Skin Injuries from Fluoroscopically Guided Procedures: Part I, Characteristics of Radiation Injury. AJR: 177, July 2001.