Technologie - Radiographie numérique

Lexique de la radiographie numérique

M. COULOMB (1), G. FERRETTI (1), R. GUILLEMAUD (2), F. THONY (1)

Summary: Lexicon for digital radiography

We developed a lexicon of terms used in projective digital radiography. Though no exhaustive, this lexicon gathers together the main terms useful for understanding this technology. We have added many links (designated cf.) to facilitate interactivity. Many figures illustrate the text. Selected references are provided for those wishing to know more about this subject.

Key words

Digital radiography. Digital image quality. Flat planel detectors. Digital detectors.

Résumé

Ce lexique, consacré à la radiographie projective numérique, est une modeste imitation de ce qui se fait en enseignement de l'histoire de l'art, où la signification des termes est déterminante pour comprendre une œuvre d'art ou suivre l'évolution séculaire d'une ligne d'architecture ou de peinture.

Ce lexique n'est pas exhaustif, mais il rassemble la plupart des termes qu'il est indispensable de connaître lorsqu'on suit la ligne numérique. Il est né d'un besoin : celui des auteurs, qui voulaient mettre un peu d'ordre et de clarté dans leurs idées après 20 ans d'évolution de la radiographie numérique. Il est publié pour offrir à ceux qui s'intéressent à cette technique d'imagerie, très prospère, un outil de consultation et même d'apprentissage, car après tout ce glossaire n'est qu'une segmentation lexicale de la radiographie numérique.

De nombreux liens, figurés dans le texte sous le sigle **[Cf.]**, permettent de créer un peu d'interactivité. Les figures ont été ajoutées lorsqu'elles rendaient le texte plus compréhensible. Une bibliographie choisie permettra à ceux qui le souhaitent d'en savoir plus.

Mots clés

Radiographie numérique. Qualité d'image numérique. Détecteurs plats matriciels. Détecteurs numériques.

ANALOGIQUE (IMAGE)

C'est une image dans laquelle la représentation de la grandeur observée (*densité optique dans le cas de la radio-graphie*) est continue. L'image d'un film radiographique éclairé sur le négatoscope, celle d'un moniteur TV sont des images analogiques. On veut aussi rappeler par là l'analogie qui existe entre le fait (image conforme à la vision de

l'observateur) et sa cause (modulation du faisceau de rayons X dans l'objet étudié).

L'image analogique est constituée par une infinité de points lumineux dont l'œil permet la capture et l'intégration psycho-visuelle. Ces points lumineux présentent une couleur et une intensité variable ce qui, d'un point à l'autre, crée un contraste **[Cf.]** et permet de discerner une forme. L'image radiographique est composée par une échelle de nuances lumineuses qui va du blanc au noir *(échelle de gris)*. La perception de l'œil humain est limitée en moyenne à 16 niveaux de gris différents.

Toute image analogique peut être convertie en signal électrique dont l'intensité dépend en chaque point de l'intensité lumineuse mesurée en ce point.

⁽¹⁾ Service Central de Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de Grenoble, BP 217, 38043 Grenoble Cedex 09.

^{(1) (2)} CEA-LETI, CEA Grenoble, 17 rue des Martyres, 38054 Grenoble.

ARCHIVAGE D'IMAGES NUMÉRIQUES

Le stockage et l'archivage d'images peuvent désormais se faire sur des supports magnétiques ou optiques peu encombrants et commodes d'accès (*Juke-box*; *librairie*). Les techniques de compression d'image aident à diminuer le volume des données d'un examen ; elles facilitent le transfert et la gestion des images. Un système de gestion et de communication d'images (*Imaging Management And Communicating System* — *IMACS. Picture Archiving and communicating system* — *PACS*) doit permettre de manipuler de grands volumes de données tout en déployant l'information de chaque patient rapidement et automatiquement. Un tel système nécessite des réseaux de transfert à haut débit et l'installation de mémoires à haute-capacité, à structure hiérarchisée, et pilotées par des serveurs d'archivage (*fig. 1*).

La gestion hiérarchisée des fonctions de stockage et d'archivage est devenue possible grâce à la migration automatique (« *en tache de fond* ») des données-image à travers les différents supports, le rappel automatique des images par simple requête, et l'intégration des fonctions d'archivage dans le système de gestion.

Le choix des supports de stockage et d'archivage est lié à la pyramide de mémoire (fig. 1) qui nous indique que le temps d'accès aux données varie en sens inverse de la capacité du support. Les mémoires à accès rapide sont aussi les plus coûteuses. On distingue trois périodes d'exploitation des données : a) stockage on-line, d'une durée moyenne de 30 jours, pendant laquelle l'accès aux données doit être immédiat ; b) archivage à moyen terme, d'une durée de un an, pendant laquelle l'accès aux données reste très rapide et peut être préparé à l'avance (pré-routage des données); c) archivage off-line avec lequel le temps d'accès nécessite une préparation manuelle plus longue. Le stockage on-line utilise des batteries de RAID (Redundant Arrays of Independant Disks) dont le coût est élevé mais qui offrent une grande sécurité, une capacité élevée (20 Go par disque) et un accès très rapide aux données (7 ns). L'archivage à moyen terme utilise des juke-box de disques opto-magnétiques (effaçables et réinscriptibles) de 5 Go ou de disques optique-numériques dont l'évolution est en cours (WORM ; CD-ROM; DVD dont la capacité est de 17 Go). L'archi-



Fig. 1. — Pyramide de mémoire.

Le temps d'accès aux données varie en sens inverse de la capacité du support. Les mémoires à accès rapide sont aussi les plus coûteuses. Ces différents supports sont nécessaires et complémentaires.

vage à long terme utilise des bandes magnétiques de type DLT, de faible coût mais de haute capacité (70 Go) et à grande sécurité.

On considère aujourd'hui que l'information-image (*image et son compte-rendu*) est un des composants du dossier patient ; l'exploitation de ce dossier est liée à l'intégration **[Cf.]** du système d'information image et du système d'information hospitalier (*données du dossier médical et données administratives*).

ARTÉFACT DE CONVERSION ANALOGIQUE-NUMÉRIQUE

Au moment de la conversion analogique-numérique la précision de mesure sur un pixel (*niveau de gris*) est liée au temps de lecture électronique. Les temps les plus longs fournissent les mesures les plus précises. Au cours du processus de lecture électronique, il peut se produire des transferts incomplets de charges qui sont sources de charges résiduelles. Ces charges résiduelles modifient une lecture ultérieure et provoquent des artéfacts.

BASE DE DONNÉES (SYNONYME : DATA BASE)

N'importe quelle collection de données ou informations archivées sous forme numérique et indexée pour pouvoir permettre un accès rapide à tout ou partie de l'information.

BRUIT

(voir rapport s/b)

CAN (CONVERSION ANALOGIQUE NUMÉRIQUE)

Le détecteur permet de convertir de façon indirecte ou directe l'image radiante **[Cf.]** en signal électrique dont les variations d'amplitude, liées au relief d'image radiante et par conséquent au contraste objet sont quantifiables. Le signal électrique est une grandeur continue qu'on peut alors remplacer par une grandeur formée d'unités distinctes et dénombrables variant de façon discontinue, qu'on exprime dans le système binaire. La conversion analogique numérique exige le choix de deux paramètres : a) la fréquence d'échantillonnage **[Cf.]**, c'est-à-dire le nombre de points numériques par unité de longueur ou de surface ; la quantification du signal au niveau de chaque pixel (*fig. 2*).

La fréquence d'échantillonnage détermine le découpage de l'image en pixels, c'est à dire sa résolution spatiale. La quantification du signal nécessite une échelle dans laquelle la valeur du signal varie de façon discontinue, par niveaux ; le nombre de niveaux N, exprimé en bits, est lié à la relation 2^N où N est le nombre de bits, soit 256 niveaux pour 8 bits, 1 024 pour 10 bits et 4 096 pour 12 bits. Pour être perceptible par l'observateur, l'image numérique nécessite à son tour d'être convertie en image analogique, par exemple sur l'écran d'un tube cathodique ou sur un film d'impression numérique. L'échelle de quantification détermine la résolution en contraste ; elle est directement



Fig. 2. — Matrice

L'image numérique est décomposée en un nombre variable de pixels dont la dimension est liée à la taille de la matrice (*nombre total de pixels*) et à la dimension du champ image. La valeur discrète attribuée à chaque pixel est caractéristique de la totalité de l'information qu'il contient. Une valeur fournit les coordonnées X et Y d'adresse du pixel sur la grille image ; une autre valeur, liée au flux X de l'image radiante en ce point, est codée dans une échelle dont l'étendue (*profondeur*) doit être élevée (*12 à 14 bits, soit 4 000 à 16 000 niveaux de gris différents*).

reliée à l'analyse par niveaux de gris de l'image analogique [Cf.].

CAPTEUR D'IMAGE (VOIR DÉTECTEUR)

CCD (CHARGED COUPLED DEVICE)

Le CCD, ou dispositif à transfert de charges, est à l'œil nu un capteur de forme carrée ou rectangulaire, de 2 à 4 cm de côté et d'aspect vitreux. Agrandi des milliers de fois, il apparaît comme un immense dallage dense et régulier de cellules photo-electriques microscopiques serties par photo-lithogravure dans une masse de silicium semi-conducteur, avec des couches alternées de bandes conductrices et isolantes. Ce dallage à mailles très fines délimite des pixels carrés dont le côté mesure environ 0,010 mm (10 μ m). Sous l'effet d'un flux de photons lumineux, il se produit au niveau de chaque pixel une réaction photo-électrique. Les charges créées en un point représentent donc, sous forme analogique, la quantité de lumière reçue par le pixel. Le rendement quantique (*nombre d'électrons émis par photon reçu*) est en moyenne entre 25 et 50 %.

La création de puits de potentiel permet de mettre en cage les électrons libérés au niveau de chaque pixel. Le transfert des paquets de charge se fait ensuite en cascade, ligne par ligne. La conversion analogique numérique intervient en fin de transfert par l'intermédiaire d'une carte de lecture à faible bruit.

La caméra CCD tend aujourd'hui à remplacer la caméra TV dans la chaîne de fluorographie numérique car ses avantages sont nombreux : compacité, meilleure dynamique, faible rémanence, grande sensibilité, meilleure résolution spatiale et durée de vie supérieure. Plus récemment on a mis au point des systèmes DR **[Cf.]** qui utilisent ce composant.

CHAMP IMAGE (SYNONYME : FIELD OF VIEW; FOV)

Le champ image est égal au nombre de pixels de la matrice image **[Cf.]** que multiplie la dimension de chaque pixel. Un champ image carré de 43 cm correspond par exemple à une matrice de 3 000 × 3 000, avec une dimension de pixel de 0,143 mm. La dimension du champ image est liée à la taille de l'objet. On admet actuellement qu'un détecteur numérique idéal devrait offrir un champ de 40 cm de côté pour une dimension de pixel de 0,1 mm. La radiographie thoracique adulte nécessite ces dimensions. Le tambour au sélénium **[Cf.]** offre aujourd'hui cette dimension de champ ($49 \times 43 \text{ cm}$), pour une dimension de pixel de 0,2 mm (*matrice 2 100 × 2 400 sur 14 bits*) soit une résolution spatiale de 3 pl/mm.

CONTRASTE D'IMAGE

C'est la variation relative de flux de rayonnement X dans une zone d'intérêt liée à un détail de l'objet présentant une faible absorption (c'est à dire qui modifie faiblement le flux rayonnant X issu de cette zone). Pour obtenir un contraste élevé il faut utiliser des photons X de faible énergie et réduire la part de rayonnement diffusé dans l'image radiante. Le contraste élevé ne correspond pas forcément au contraste optimal dans une situation donnée ; on distingue les modes d'acquisition en basse tension (mammographie), moyenne tension (radiographie ostéo-articulaire) et haute tension (radiographie thoracique pour l'étude des plages pulmonaires et du médiastin).

L'image est observée sur un film d'impression ou sur l'écran d'un tube cathodique. Le contraste relatif entre deux points voisins et d'intensité lumineuse différente est donné par la différence des densités optiques $D_1 - D_2$ rapportée à la somme D1 + D2. Cette grandeur C s'exprime en pourcentage :

$$C = \frac{D1 - D2}{D1 + D2} \times 100$$

Les traitements en rehaussement de contraste local **[Cf.]** agissent sur ce paramètre.

DÉTECTABILITÉ (DE CONTRASTE)

La détectabilité (*fig. 3*) est exprimée par la formule suivante :

 $D = résolution en contraste \times rapport S/B en sortie du détecteur.$

DÉTECTEUR D'IMAGE (SYNONYME : CAPTEUR)

L'image radiante qui émerge de l'objet doit être détectée, c'est-à-dire convertie sous une forme perceptible par l'observateur. Dès les premiers temps de la radiographie on a distingué le détecteur statique (radiographie) et le détecteur dynamique (radioscopie). La conversion des rayons X dans le détecteur peut se faire de plusieurs façons : a) par l'intermédiaire de photons lumineux comme dans le système



écran-film **[Cf.]**, l'amplificateur de brillance **[Cf.]**, ou les systèmes DR à détection indirecte **[Cf.]**; b) par l'intermédiaire de charges électriques comme dans le tambour au Sélénium **[Cf.]**, ou les systèmes DR à détection directe **[Cf.]**.

L'amplificateur de luminance associé à une caméra TV ou CCD est aujourd'hui le seul détecteur qui permet une acquisition numérique statique et dynamique. Le défi des systèmes DR à détection directe ou indirecte est précisément de pouvoir remplacer un jour l'amplificateur de brillance avec des performances supérieures à grand champ image **[Cf.].**

Les systèmes DR devraient se substituer à tous les autres détecteurs d'image radiologique, qu'il s'agisse des salles d'angiographie ou d'interventionnel, des salles radiographiques d'urgence ou de radiographie sur programme. Ne subsistera alors que le problème des radiographies au lit pour lesquelles le remplacement des détecteurs electroluminescents à mémoire **[Cf.]** apparaît plus difficile.

DÉTECTEURS PLATS (SYNONYME : FLAT PANELS DETECTORS)

On groupe sous ce terme les systèmes DR à détection directe [Cf.] ou à détection indirecte au silicium amorphe [Cf.].

DICOM V 3.0. (DIGITAL IMAGING AND COMMUNICATION IN MEDICINE)

Ce terme désigne un standard universel qui vise à normaliser les échanges des images et des données qui leur sont associées entre les différents équipements d'imagerie médicale (source numérique d'image; édition sur film; station de visualisation; station d'archivage...). Il est applicable à un environnement de type réseau en utilisant des protocoles normalisés de type TCP/IP (Transmision Control Protocol / Internet Protocol) et OSI (Open System Interconnexion).

DOSE PATIENT

Il existe une relation entre la dose patient, la qualité de l'image **[Cf.]** et l'EQD **[Cf.]**. Cette relation signifie que par rapport à un système écran-film les systèmes numériques ont la capacité, soit d'augmenter la qualité d'images à dose *Fig. 3.* — Contraste — Bruit — Détectabilité [2]. Ce schéma montre le rôle d'un système d'acquisition sur le rapport S/B.

 $\Delta E/E$ exprime le contraste objet qui est modifié par le système d'acquisition et la détectabilité du contraste. $\Delta S/S$ exprime le contraste. $\Delta S/B$ représente la détectabilité ; elle peut s'exprimer en fonction du contraste $\Delta S/S$ et du rapport S/B de la mesure ΔS

$$\frac{\Delta S}{B} = \frac{\Delta S}{B} \times \frac{S}{B}$$

égale, soit d'abaisser la dose sans compromettre la qualité de l'image.

DOUBLE ÉNERGIE (SYNONYME : BI-ÉNERGIE)

La technique double énergie consiste à utiliser à la fois l'intensité du faisceau X et son information spectrale pour séparer l'image radiographique en image de tissus mous et image de l'os. Elle peut être développée de deux façons : a) soit en réalisant deux acquisitions successives à des niveaux d'énergie différents, à condition que l'intervalle de temps soit très bref, pour éviter les mouvements du patient ; b) soit en utilisant un détecteur à deux couches, chacune captant un niveau d'énergie différent du faisceau X.

Un traitement est ensuite appliqué aux données numériques pour séparer les deux images. L'application au thorax est la plus prometteuse. En débarrassant les plages pulmonaires des superpositions osseuses pariétales *(image de tissus mous)*, la double énergie facilite la détection des nodules pulmonaires de petit diamètre et de faible contraste. La biénergie a aussi le potentiel d'être un outil de caractérisation tissulaire grâce à la quantification du contenu calcique d'un nodule pulmonaire.

DPI (DOT PER INCH)

Cette valeur, très utilisée dans les pays anglo-saxons, est une autre façon d'exprimer la taille du pixel d'image. 150 DPI correspondent à un pixel de 0,168 mm ; 300 DPI correspondent à un pixel de 0,084 ($84 \ \mu m$) ; 600 DPI correspondent à un pixel de 0,042 mm.

Par référence, un système d'imagerie de 43×43 cm avec matrice $3\ 000 \times 3\ 000$ de 9 millions de pixels de 0,143 mm, présente une résolution proche de 150 DPI.

DYNAMIQUE D'IMAGE

La dynamique vraie d'image correspond au rapport de l'amplitude maximum du signal (qui correspond en général au flux direct non atténué) sur l'amplitude du bruit du signal le plus atténué (dont le niveau correspond dans les meilleurs cas au bruit de l'image radiante). La réponse d'un détecteur idéal est linéaire dans toute la dynamique utile d'image. La On sait que chaque pixel de l'image numérique porte une valeur liée au flux de rayons X atteignant ce pixel. Cette valeur, qui correspond au profil d'atténuation de l'objet dans cette direction, est codée sous forme binaire par le CAN [Cf.]. Le nombre de niveaux de gris entre le blanc et le noir est lié à la relation 2^N où N est le nombre de bits. Une image codée sur 8 bits (2^8) porte 256 niveaux de gris, mais restitue une dynamique moins élevée qu'une image codée sur 12 bits (2^{12}) à 4 096 niveaux.

DYNAMIQUE D'OBJET

Elle est égale à l'inverse de l'atténuation. A titre d'exemple la dynamique du thorax adulte est d'environ 300.

ÉCHELLE DE GRIS

Lors de la conversion analogique numérique **[Cf.]** on attribue à chaque pixel une valeur discrète qui est liée au flux X de l'image radiante en ce point. Chaque valeur est rapportée par codage à un niveau précis dans une échelle de gris (*fig. 2*); l'étendue de cette échelle (*synonyme : profondeur*) s'exprime en nombre N de bits (*N bit ou 2^N*). La dynamique d'image **[Cf.]**, c'est à dire le nombre de valeurs discrètes correspondant chacune à un niveau de gris, est d'autant plus élevée que N est grand.

L'échelle de gris contribue à fixer la résolution en contraste du système **[Cf.]** c'est à dire la capacité du système à différencier les pixels de valeur proche. Un



Fig. 4. — Comparaison des courbes de réponse d'un système écranfilm et d'un système numérique de l'exposition.

La réponse du système écran-film est limitée à 1.10^2 ; en raison de sa forme sigmoïde la courbe n'offre une linéarité que sur une faible étendue des expositions.

La réponse du système numérique est linéaire sur une grande étendue des expositions, évaluée à 1.10^4 ce qui limite les risques de sur ou de sous-exposition. Le système doit identifier au préalable la partie de dynamique d'image qui contient l'information (*segmentation*) qu'on veut percevoir.

nombre N insuffisant peut entraîner l'apparition d'artefacts de contraste, en créant des différences de densité (*noir ou blanc*) trop importantes entre deux niveaux adjacents de l'image. Une échelle sur 8 bits (2^8) fournit 256 niveaux de gris. 10 bits (2^{10}) fournissent 1 024 niveaux ; 12 bits (2^{12}) fournissent une visualisation supérieure sur 4 096 niveaux de gris ; 16 bits (2^{16}) fournissent une visualisation de 65 530 niveaux de gris à condition de disposer d'une capacité mémoire adaptée.

La profondeur **[Cf.]** des détecteurs numériques rend nécessaire d'appliquer une fonction de fenêtrage **[Cf.]** pour mieux utiliser l'information disponible.

EQD (EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION)

L'évaluation précise des performances des systèmes numériques nécessite qu'on étudie en un seul paramètre les effets combinés du bruit **[Cf.]** et du contraste **[Cf.]** sur l'image produite, c'est à dire le rapport S/B **[Cf.]**. Un système ne peut pas produire une image utile pour le diagnostic si le niveau de bruit est trop élevé car la détectabilité **[Cf.]** devient trop faible même si le niveau de contraste est élevé. Un système qui n'apporte pas un contraste suffisant ne peut pas fournir une image utile pour le diagnostic.

L'EQD est l'expression de l'efficacité de transfert du signal et du bruit de l'entrée à la sortie du détecteur. L'EQD est donnée par le rapport :

$$\frac{(S/B \text{ en sortie})^2}{(S/B \text{ en entrée})^2}$$

Ce rapport est inférieur à 1. L'EQD (f) permet de comparer l'exposition (entrée) avec la réponse (sortie) dans le spectre spatial **[Cf.]** d'un détecteur donné à celle d'un détecteur idéal qui garderait intacte l'information portée par l'image radiante.

En pratique, l'EQD étant une fonction de la fréquence spatiale dans l'image, c'est la forme de la courbe EQD (f) qui est importante plus que la valeur EQD (f = 0). L'EQD doit être la plus élevée possible, quelles que soient les fréquences spatiales considérées (*fig. 5*). C'est ainsi que les systèmes DR ont une EQD (f) supérieure à celle d'un amplificateur de luminance alors que la valeur EQD (f = 0) de l'amplificateur est paradoxalement supérieure.

L'EQD est aujourd'hui considérée comme le meilleur critère permettant d'évaluer la qualité d'une image numérique **[Cf.]** car elle intègre la sensibilité **[Cf.]**, la FTM **[Cf.]** et la dose utilisée pour la mesure. La courbe d'EQD ne prend toute sa signification qu'en fonction de la dose d'exposition.

FENÊTRAGE (FONCTION DE)

L'analyse fine des contrastes est un objectif important dans l'imagerie numérique. La fonction de fenêtrage permet de programmer les niveaux de gris utilisés pour visualiser une image après avoir sélectionné l'information intéressante dans l'image originale. Cette fonction nécessite de définir un niveau et une largeur.



Fig. 5. — Courbe EQD (f).

La valeur d'EQD (f = 0) d'un amplificateur de luminance (I) est très bonne à fréquence 0 ; elle est même supérieure à celle d'un système DR (II). En réalité le système DR a une meilleure courbe EQD (f) car elle est plus élevée pour une fréquence spatiale f (pl/mm) supérieure à 1 pl/mm à 1,5 pl/mm.

FILM D'IMPRESSION SUR RÉSEAU

Le film est encore un moyen très utilisé pour communiquer l'image numérique sous forme analogique. La conversion est faite au niveau d'un reprographe numérique qui est souvent une ressource partagée par plusieurs unités d'acquisition numérique. La reprographie à sec remplace aujourd'hui la reprographie humide pour des raisons écologiques (*absence d'effluent toxique pour le milieu*). L'évolution vers le diagnostic radiologique sans film est en cours grâce aux progrès réalisés dans les systèmes d'information image **[Cf.].**

FILM RADIOGRAPHIQUE (SYSTÈME ÉCRAN-FILM)

Ce support a permis depuis plus d'un siècle l'essor de la radiographie. Le système écran-film présente des avantages incontestables ; pour un coût modeste, le film radiographique assume 4 fonctions : détection, visualisation, communication et archivage d'image. Il reproduit aussi l'objet sans distorsion, moyennant un facteur d'agrandissement connu. Sa résolution spatiale est élevée, supérieure à 5 pl/mm, et uniforme sur toute son étendue.

Le système écran-film présente aussi d'importantes limites en matière de dynamique, de densité optique (synonyme : noircissement) et de contraste [3-4]. La courbe classique de Hurter et Driffield (fig. 6) exprime la courbe de réponse du film en fonction de l'exposition, c'est-à-dire en fonction du contraste d'objet pour une exposition donnée. Cette courbe ne présente un profil linéaire que dans une bande plus ou moins étroite des valeurs d'exposition dont la largeur dépend du gamma du film et définit la latitude d'exposition. Au-dessus et au-dessous de ces valeurs, la fonction de contraste diminue rapidement ce qui limite la détection du contraste d'objet. Comme la dynamique d'un système écran-film est inférieure à celle de l'objet, les surexpositions ou les sous-expositions sont fréquentes. Ces erreurs d'exposition sont encore plus fréquentes lorsque la radiographie est pratiquée au lit en raison d'une grande difficulté à maîtriser les paramètres d'exposition et la distance foyer-détecteur.

FILTRAGE SPATIAL

Ce traitement d'image numérique est surtout utile pour le poumon et l'os où les fins détails de l'image sont précieux pour l'analyse diagnostique. Comme cette information est portée par les fréquences spatiales élevées, il est indispensable de modifier la répartition du spectre spatial de l'image [**Cf.**]. La technique du masque flou est la plus connue (*fig. 7*).

La première étape consiste à obtenir, à partir de l'image originale A, une image floue B, appelée masque flou. Pour obtenir B, la valeur de quantification de chaque pixel est remplacée par la différence entre cette valeur et la moyenne arithmétique des valeurs des pixels voisins et du pixel luimême. La taille du masque, encore appelé kernel, dépend de la surface choisie pour faire cette moyenne arithmétique. Cette surface est un carré dont la dimension du côté est liée au nombre de pixels N constitutifs. Les tailles couramment utilisées sont les suivantes : masque (*kernel*) large de 25 mm de côté ; masque moyen de 5 mm ; masque petit de 1,4 mm. Le choix du masque détermine le niveau qu'on va rehausser dans le spectre spatial **[Cf.].**

La deuxième étape consiste à soustraire l'image B de l'image A pour obtenir une image de contour contenant surtout les hautes fréquences spatiales. On applique ensuite à l'image de contours A-B un facteur de rehaussement **f** variable.

La troisième étape consiste à additionner l'image de contour rehaussé \mathbf{f} (A – B) et l'image originale A. On obtient une image rehaussée A* qui est égale à A + \mathbf{f} (A – B), dans laquelle \mathbf{f} détermine l'importance de la filtration spatiale et B détermine le niveau fréquentiel concerné dans A (*tableau I*).

Le choix paramétrique permet en théorie de créer un grand nombre d'images très différentes les unes des autres. Ce choix peut être interactif s'il est fait sur une console de traitement, mais il prend alors du temps ce qui est incompatible avec le débit des salles de radiographie. On utilise habituellement un traitement automatique ; certains systèmes offrent deux images traitées toutes deux avec un kernel moyen mais qui diffèrent par \mathbf{f} (*f faible et f fort*) ; d'autres systèmes appliquent séparément des paramètres sélectionnés en fonction du contraste de l'image (*par exemple f élevé sur le médiastin et f faible sur les plages pulmonaires*). Il

Tableau	I.
1 ao ican	

Paramètres	Kernel large	Kernel moyen	Kernel petit
Côté du Kernel	25	5	1,4
Facteur f	2,5	3	5
Niveau fréquentiel (pl/mm)	< 1	< 1	>1





Fig. 6. — Courbe de Hurter et Driffield d'un système écran-film. *Fig.* 6A. — Courbe et gamma

Cette courbe exprime les variations de densité optique du film en fonction de l'exposition relative. Le gamma est la tangente trigonométrique de l'angle formé par la partie rectiligne de la courbe avec l'axe des expositions. Seules sont utilisées les densités correspondant à la partie rectiligne de la courbe, alors qu'au pied et à l'épaule de la courbe se trouvent des informations transmises par un certain nombre de photons de l'image radiante.

Fig. 6B. — Information exploitée. La zone en pointillé correspond à des informations perdues lorsqu'on examine une radiographie conventionnelle. La quantité totale des informations transmisses est représentée par toute l'aire au-dessous de la courbe en S : 30 % seulement de cette aire sont utilisés alors que 70 % des informations sont négligés ou perdus. La dynamique du système écran-film est donc limitée.



Fig. 7. — Principe du masque flou

Les courbes de cette figure expriment les relations qui existent entre la résolution en contraste et les fréquences spatiales, exprimées en pl/ mm. Le spectre fréquentiel original A, qui reproduit l'image primaire radiante, démontre une chute de la résolution en contraste pour des fréquences spatiales élevées. Le masque flou B est constitué par les basses fréquences de A ; le spectre de B est lié à la dimension du Kernel du masque. Une image de contour est ensuite obtenue par soustraction A-B ; son spectre fréquentiel montre qu'elle contient surtout des fréquences spatiales élevées et qu'il est possible d'appliquer un facteur de rehaussement f. L'image A présente donc un spectre fréquentiel plus élevé que celui de B pour les hautes fréquences spatiales. f détermine l'importance de la filtration spatiale et le choix de B détermine la bande des fréquences spatiales à rehausser.

est donc important de disposer de paramètres prédéterminés en fonction du type d'examen afin d'avoir une continuité sur les images présentées en vue du diagnostic.

Prokop [5] a évoqué les risques diagnostiques encourus avec un kernel de petite ou moyenne dimension pour compenser les faibles résolutions spatiales dans un système numérique. L'effet du filtrage spatial ne se limite pas au simple rehaussement des structures de fréquence spatiale ; il tend aussi à supprimer la composante de faible fréquence spatiale et à élever le bruit d'image [Cf.]. La zone de transition, au niveau de laquelle se produisent respectivement suppression et rehaussement, se déplace vers les hautes fréquences spatiales lorsqu'on emploie un masque de petite dimension. Un détail de structure peut donc se trouver rehaussé ou au contraire atténué, voire supprimé, en fonction de sa composition spectrale. Les lésions concernées sont celles qui ont des contours mal définis ; l'effet local sur le contraste et l'élévation du bruit peut diminuer la perception psycho-visuelle d'une lésion si elle gagne moins de contraste que les structures voisines ou si le bruit est trop important.

D'autres défauts du masque flou ont été décrits : a) l'apparition d'artéfacts importants au voisinage des lignes de forte transition (*corticale osseuse — tissus mous*; *implant métallique — tissus mous*); ces artéfacts peuvent masquer des détails à faible contraste ou au contraire créer de fausses images pathologiques; b) l'action du rehaussement spatial est limitée à une bande du spectre fréquentiel.

FLOU D'IMAGE RADIANTE

Il est important de connaître les facteurs qui dégradent la résolution de l'image radiante [Cf.] pour comprendre quelles sont les limites qu'on atteint en radiographie numérique : a) le flou géométrique est lié à la dimension du foyer d'émission ; b) le flou cinétique peut être réduit, au moins en partie, par des temps d'exposition brefs ; c) le flou de structure n'est pas corrigible car il est dû à la superposition dans des axes non parallèles de petites structures qui sont indissociables les unes des autres. Tant que le flou du système de détection reste supérieur au flou de l'image radiante, on améliore la vision du détail à mesure qu'on réduit la dimension du pixel. Dès que la dimension du pixel devient plus petite que celle du flou, une réduction supplémentaire de la dimension du pixel n'apporte plus aucune amélioration de perception des petits détails (théorème de la fréquence *d'échantillonnage*); elle diminue même le contraste en raison de l'élévation de la fluctuation quantique [Cf.].

D'un autre point de vue, le rayonnement diffusé **[Cf.]** et la fluctuation quantique doivent retenir toute notre attention en raison des effets néfastes qu'ils déterminent sur le contraste, et par voie de conséquence sur la FTM **[Cf.]** La radiographie numérique nécessite donc l'emploi d'une grille anti-diffusion **[Cf.]** et une dose d'exposition par pixel suffisante.

FLUCTUATION QUANTIQUE

Le flux incident de rayons X qui aborde l'objet correspond en général à quelques milliers de photons par pixels. Mais après modulation du faisceau X par la matière, le flux est réduit d'un facteur 100 à 500 selon les régions anatomiques et varie de quelques unités à quelques milliers. A l'entrée du détecteur le nombre N de photons qui arrivent sur un pixel suit une loi de fluctuation statistique poissonienne $\pm \sqrt{N}$ qui correspond au bruit quantique (synonyme : photonique) attaché au pixel. Le rapport S/B de l'image radiante est alors égal à \sqrt{N} . La correction du bruit de fluctuation quantique peut être obtenue de trois manières : a) par analyse et lissage mathématiques ; b) par filtrage de l'hyper-fréquence liée au bruit ; c) par élévation du flux incident, c'est-à-dire de la dose délivrée au patient. Il est donc important que le détecteur ait un bon rendement quantique [Cf.], c'est-à-dire un nombre d'événements secondaires créés par photon X absorbé qui soit élevé.

FLUORESCENCE (VOIRE LUMINESCENCE)

FLUOROGRAPHIE NUMÉRIQUE (SYNONYME : AMPLIGRAPHIE NUMÉRIQUE)

Ce système assemble un amplificateur luminance et une caméra qui sont reliés par un dispositif optique de haute précision. C'est le système de numérisation le plus ancien qui a permis l'essor de l'angiographie numérique avant d'être appliqué à la radiographie générale [2]. Ce système est actuellement le seul détecteur qui permette des acquisitions statiques (*mode fluorographique*) et dynamiques (*mode fluoroscopique*). La caméra TV tend aujourd'hui à être remplacée par une caméra CCD [Cf.] dont le champ de vue est bien adapté aux dimensions de l'écran secondaire de l'amplificateur. Les avantages principaux de la fluorographie numérique sont l'acquisition en temps réel, la réduction de dose et la suppression de cassettes. L'inconvénient principal est l'insuffisance de sa résolution et surtout de son profil de résolution ce qui la rend inutilisable à grand champ chez l'adulte; elle est aussi cause de distorsion géométrique, c'est à dire de déformations qui affectent uniquement la position et la forme des pixels dans l'image, principalement sur les bords.

FONCTION DE TRANSFERT DE CONTRASTE (FTC)

Les deux facteurs de qualité d'une image — définition et contraste — s'influencent réciproquement. L'œil exige simultanément : a) pour distinguer les petits détails de l'image, qu'ils soient bien contrastés ; b) pour séparer deux détails voisins et de teinte de gris différentes (*faible contraste*) qu'ils soient bien délimités sans flou ni dégradés.

La FTC modélise la réponse d'un système de radiologie pour des signaux d'entrée périodiques carrés à différentes fréquences. La courbe de FTC (*fig. 8*) représente le



Fig. 8. — Fonction de transfert de contraste (FTC).

La FTC modélise la réponse d'un système de radiologie pour des signaux d'entrée périodiques carrés à différentes fréquences. La courbe de FTC représente le transfert, ou l'atténuation des contrastes (%) à différentes fréquences sur l'image (pl/mm) par rapport aux contrastes dans l'objet radiographié.

transfert ou l'atténuation des contrastes (*en pourcentage*) à différentes fréquences sur l'image (*en pl/mm*) par rapport aux contrastes dans l'objet radiographié. La grandeur est mesurée grâce à l'utilisation de mires de définition **[Cf.]**.

Le détecteur idéal est celui où le transfert de contraste serait de 100 % quel que soit le nombre de pl/mm lues ; la fonction serait alors représentée par une ligne parallèle à l'axe des abscisses. En pratique, plus l'objet est petit (*nombre de pl/mm élevé*), plus le contraste diminue, jusqu'à ce que, pour une dimension donnée, le contraste transféré soit nul et la perception de cette dimension ne soit plus possible (fréquentes coupures).

La FTC est donc une fonction décroissante, proche de 1 (*transfert de contraste de 100 %*) pour des fréquences spatiales très faibles, et qui tend vers O pour des fréquences spatiales élevées. En définitive, cette courbe définit la perte enregistrée par un système numérique dans la transmission de contraste en fonction de la fréquence spatiale et décrit l'aptitude du capteur à restituer des détails fins. La résolution spatiale limite correspond à un point de la courbe FTC choisi en général pour un transfert de contraste de 10 à 15 %.

La courbe de FTC est similaire à la courbe FTM [**Cf.**] mais pas identique, en particulier la courbe de FTM est toujours inférieure à la courbe de FTC.

FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM)

La FTM modélise la réponse d'un système d'imagerie pour des signaux d'entrée sinusoïdaux (*par opposition à des signaux carrés pour la FTC [Cf.]*). Le terme de modulation est emprunté au langage des radio-électriciens pour lesquels il représente la variation de l'intensité ou de la fréquence des ondes qui portent l'information du son. Dans le cas de l'image, la grandeur f (*nombre de paires de lignes*) est assimilée à une fréquence, non par rapport au temps, mais par rapport à la distance, donc par unité de longueur (*cm ou mm*). C'est la fréquence spatiale qu'on peut assimiler à un phénomène sinusoïdal dont on ne retient que la composante positive (*fig. 9*).

La courbe de FTM représente le transfert ou l'atténuation des fréquences spatiales sur l'image par rapport aux fréquences spatiales sur l'objet radiographié; elle indique comment le capteur restitue des détails (*par exemple : ceux de la trame osseuse*). Ainsi le spectre fréquentiel **[Cf.]** d'une image sera le produit du spectre fréquentiel de l'objet mesuré et de la FTM (*fig. 10*).

La courbe de FTM est similaire à la courbe de FTC mais pas identique, en particulier la courbe de FTM est toujours inférieure à la courbe de FTC. C'est pour cette raison que la résolution spatiale limite correspond à un point de la courbe FTM choisi en général pour un transfert de contraste de 5 % à 10 % (*au lieu de 10 % à 15 % pour la FTC*). La courbe de FTM peut être mesurée directement à partir d'acquisition sur des fantômes spécifiques, ou calculée à partir de la FTC.

Les traitements numériques appliqués à l'image numérique permettent d'élever artificiellement la résolution spatiale définie à partir de la FTM. La FTM n'est donc plus un critère suffisant pour évaluer la qualité de l'image numérique [6] d'autant que les traitements d'image peuvent élever le bruit d'image **[Cf.].**



Fig. 9. — Fonction de transfert de modulation (FTM).

La fréquence spatiale d'un détail d'objet est liée à sa dimension qu'on mesure en pl/mm. Aux petits détails correspondent des fréquences spatiales élevées. Au cours du processus d'acquisition radiographique le transfert des gros détails est élevé, mais le transfert décroît pour des petits détails de même contraste initial.

FRÉQUENCE DE RAFRAÎCHISSEMENT D'UN ÉCRAN

La lumière produite en un point par le luminophore de l'écran d'un tube cathodique sous l'effet du faisceau électronique n'est émise que pendant une courte durée. Afin d'éviter les vacillements de lumière, le luminophore doit être excité en permanence ce qui implique que le faisceau électronique puisse balayer l'ensemble de l'écran un grand nombre de fois par seconde. Le mode de balayage entrelacé correspond à une division de l'image en deux champs : l'un est formé de lignes paires, l'autre de lignes impaires. Après avoir décrit le premier champ, le faisceau électronique repart en haut de l'écran pour décrire le deuxième champ qui est ensuite entrelacé avec le précédent. Le balayage entrelacé contribue à diminuer les effets de scintillement. La fréquence de rafraîchissement, ou fréquence de trame, désigne le nombre de fois par seconde où le système actualise son affichage. Cette fréquence exprimée en Hertz (Hz) est aujourd'hui supérieure à 75 hz.

FRÉQUENCE D'ÉCHANTILLONNAGE (THÉORÈME DE)

La fréquence d'échantillonnage détermine dans la fonction de CAN **[Cf.]** la décomposition de l'image en pixels, c'est-à-dire le nombre de points par unité de surface



Fig. 10. — Spectre fréquentiel d'une image.

Ce spectre a été calculé à partir du spectre initial de l'objet et de la FTM du système d'imagerie.

que le système convertit en valeurs numériques. Chaque point fournit une valeur d'échantillonnage liée à l'amplitude du signal électrique en ce point. Cette valeur détermine le niveau de gris du pixel par rapport à l'échelle utilisée 2^{N} .

Tant que la fréquence d'échantillonnage est égale ou supérieure au double de la plus haute fréquence dans le spectre du signal **[Cf.]**, le signal peut être valablement reconstruit. Dès que la fréquence d'échantillonnage est inférieure à cette valeur on observe l'apparition d'erreurs de repliement (aliasing) dues à l'ajout aux fréquences réelles contenues dans l'objet de fréquences plus basses (*fig. 11*).

La fréquence de Nyquist est la résolution maximale théorique d'un système, qu'on exprime en pl/mm. Elle est donnée par la formule

$$F = \frac{1}{2 \times p}$$

dans laquelle p représente l'intervalle de mesure (*d'échantillonnage*), c'est-à-dire le pas (*pitch*) dans le plan du détecteur de deux éléments sensibles ; **p** est donc lié à la dimension du pixel. Par exemple, pour un pixel de 0,2 *mm* (200 μ m) la fréquence de Nyquist est égale à 2,5 pl/mm.

GRILLE D'ANTI-DIFFUSION

L'importance du rayonnement diffusé [7] nécessite l'adjonction d'une grille de rapport suffisant entre l'objet et le détecteur numérique. Du fait de sa constitution en lames parallèles de plomb, la grille d'anti-diffusion est susceptible de provoquer des artefacts par interaction avec les rangées de pixels qui constituent l'image numérique. Des phénomènes d'aliasing peuvent se produire sous forme d'artéfacts en « velours côtelé » ; les artefacts peuvent aussi revêtir un aspect moins évident qui contribue pourtant à dégrader l'image de façon substantielle. L'intégration de la grille d'anti-diffusion dans un système d'acquisition numérique est donc importante à prévoir.

HISTOGRAMME (D'IMAGE)

Graphique représentant le nombre de pixels d'une image d'un niveau de gris n dans l'échelle 2^N. L'histogramme fournit plusieurs précisions : le nombre total de pixels composant l'image, la moyenne, l'écart-type et la médiane.

IMAGE RADIANTE

L'image radiante est l'image virtuelle qui émerge à la sortie d'un objet lorsque celui-ci est soumis à un flux incident de rayons X. Elle est composée, en proportion variable, d'une certaine quantité de rayonnement diffusé **[Cf.]** et de rayons primaires transmis.

Le nombre de photons primaires transmis varie d'un point à l'autre de l'image radiante (*fig. 12*). Ce relief d'image



Fig. 11. — Fréquence d'échantillonnage.

Trois exemples figurent sur ce schéma :

— sur la ligne supérieure la fréquence d'échantillonnage utilisée est supérieure au double de la fréquence spatiale a du signal appartenant à un détail de l'objet. La reconstruction du signal sera fidèle ;

— sur la ligne intermédiaire la fréquence d'échantillonnage est exactement égale au double de cette valeur. La reconstruction du signal reste suffisante ;

— sur la ligne inférieure, la fréquence d'échantillonnage est nettement inférieure au double de la fréquence spatiale a dans l'objet. Le souséchantillonnage aboutit à une représentation inadéquate du détail d'objet (*erreur de repliement ou aliasing*).



Fig. 12. - Image radiante

Le tube à rayons X (T) émet un faisceau X incident (1) composé de pinceaux élémentaires dont la propagation se fait en ligne droite ; l'énergie e, c'est-à-dire le nombre de photons, portés par chaque pinceau est à peu près identique. À la sortie de l'objet (2), le faisceau émergent est composé de photons diffusés (*non représentés*) et de photons transmis. Le faisceau transmis (3) a subi globalement une atténuation dont la valeur en un point est liée au contraste objet (*figuré ici par des lignes d'isodensité*). L'énergie e' est donc devenue différente d'un pinceau à l'autre, ce qui crée un relief énergétique. Ce relief virtuel d'image radiante doit être capté par un détecteur (*D*) pour devenir perceptible à l'observateur.

radiante traduit les variations d'atténuation du flux X incident liées elles-mêmes aux variations de contraste d'objet. Pour un contraste d'objet identique, le relief d'image radiante varie en fonction des kVp (*longueur d'onde équivalente du faisceau*). L'image radiante n'est perceptible qu'après capture par un détecteur capable d'enregistrer ces différents niveaux d'énergie, c'est-à-dire les variations du nombre de photons X d'un point à l'autre de l'image.

Il ne faut pas oublier que le relief d'image radiante est fortement dégradé par la production concomitante de rayonnement diffusé dont l'importance est liée à la nature de l'objet et aux kVp. Il est donc indispensable de filtrer ce rayonnement parasite par une grille **[Cf.]** avant qu'il n'atteigne le détecteur.

INTÉGRATION D'UN SYSTÈME D'INFORMATION

C'est la standardisation des formats (*structure de données*) permettant d'accéder en ligne à toutes les informations relatives à un patient à partir de l'écran d'une station de diagnostic ou de travail, en utilisant simplement des liens entre les différentes bases de données **[Cf.]**. Deux types d'intégration peuvent être recherchés : l'intégration horizontale et l'intégration verticale. L'intégration horizontale permet un accès à toutes les données électroniques d'un patient ; il est par exemple possible d'accéder sur l'écran d'une station de travail à l'antériorité du patient, à son ECG, aux résultats de l'endoscopie pratiquée la veille et à la radiographie thoracique pratiquée le matin même. L'intégration verticale permet de relier entre elle plusieurs structures de soins.

LECTURE ASSISTÉE PAR ORDINATEUR

Cette voie, ouverte par l'acquisition numérique, est certainement la plus difficile à mettre en œuvre mais aussi la plus fascinante car elle est la seule qui puisse rendre une technique d'imagerie indépendante des variations intra et inter-observateurs. Chacun se souvient d'un nodule pulmonaire présent sur une radiographie thoracique antérieure mais qu'il n'avait pas vu ou d'un nodule présent sur une mammographie et qu'il n'avait pas détecté alors qu'un deuxième observateur pouvait détecter ce nodule dans le même temps ! La lecture assistée suppose que le système fasse une analyse directe de l'image numérique dans le but de détecter des anomalies spécifiques et de mesurer certains paramètres. Des études sont en cours sur les applications en radiographie thoracique [8] et mammographique [9]. La soustraction temporelle qui permet d'identifier des détails qui n'étaient pas présents sur une image pratiquée antérieurement est aussi une des voies d'avenir de la lecture assistée.

LINÉARITÉ (DU DÉTECTEUR)

Ce terme décrit, dans la fonction de contraste, la partie rectiligne de la courbe dans laquelle une variation d'exposition entraîne sur le détecteur une variation proportionnelle de densité optique (*noircissement*). Dans le système écranfilm, cette zone d'exposition utile est brève car elle est comprise entre la zone des sous-expositions à gauche et la zone des sur-expositions à droite (*fig. 6*); c'est cette brièveté relative qui limite l'amplitude d'exposition du système écran-film par rapport à la dynamique d'objet **[Cf.]**. La linéarité est beaucoup plus élevée dans les systèmes numériques **[Cf.]**, ce qui permet de choisir une fonction de contraste mieux adaptée à l'objet (*fig. 4*).

LUMINESCENCE (SYNONYME : FLUORESCENCE)

Caractère propre à de nombreuses substances d'émettre de la lumière sous l'effet d'une excitation. Le phénomène de luminescence est utilisé en radiologie pour convertir les photons X de l'image radiante en photons lumineux qu'on peut ensuite rendre visibles par divers procédés (*impression d'un film au BrAg*; *caméra TV / CCD*; *photodiode*). Les substances fluorescentes doivent avoir un numéro atomique élevé : tungstate de calcium ($CaWo_4$); oxysulfure de Gadolinium ($Gd_2O_2 S : Tb$); iodure de cessium (CsI).

Les caractéristiques [2] d'un détecteur luminescent sont nombreuses : a) pouvoir d'arrêt des photons X ; b) rendement quantique **[Cf.]**, lié au nombre d'événements secondaires crées par photon X absorbé ; c) indice optique dont dépend la quantité de photons lumineux émergents du détecteur ; d) granulométrie élémentaire, liée directement à la résolution spatiale, mais inversement proportionnelle au rendement quantique ; e) diffusion des photons lumineux qui influe aussi sur la résolution spatiale ; f) spectre d'émission lumineuse à adapter à chaque photo-capteur ; g) constante de temps (*rémanence*) qui rend le capteur plus ou moins apte à la détection dynamique.

L'iodure de cessium (*CsI*) est aujourd'hui la substance la plus employée : a) pour les écrans d'entrée de l'amplificateur ; b) pour la couche de détection des systèmes DR à détection indirecte [**Cf.**].

Le CsI peut être structuré en columelles ce qui réduit les phénomènes de diffusion et permet d'augmenter l'épaisseur de la couche fluorescente au profit d'un rendement quantique **[Cf.]** plus élevé.

MATRICE (SYNONYME : GRILLE)

L'image numérique est décomposée en un nombre variable de pixels **[Cf.]**. Ces pixels sont distribués dans un tableau basé sur les propriétés mathématiques de matrice, dans lequel chaque pixel représente une partie très petite de l'information image. En fonction de la forme du champ image (*carré ou rectangle*) une matrice peut être symétrique (par ex: $3\ 000 \times 3\ 000$) ou asymétrique (*par ex:* $2\ 000 \times 2\ 500$). Une matrice $1\ 000 \times 1\ 000\ (1K^2)$ signifie qu'elle est composée de $1\ 000\ rangées$ (*horizontales*) constituant $1\ 000\ colonnes$ (*verticales*) et que chaque rangée ou chaque colonne porte $1\ 000\ pixels$.

La valeur discrète attribuée à chaque pixel est caractéristique de la totalité de l'information qu'il contient. Une valeur fournit l'adresse du pixel sur la grille image ; une autre valeur est liée à son codage dans l'échelle de gris **[Cf.]**. Une matrice $3K^2$ sur 12 bits signifie qu'elle permet la décomposition de l'image en 9 millions de pixels et que chaque pixel peut être codé sur 4 000 niveaux de gris différents. En définitive, et à condition d'être rapportées à la dimension du champ image, les caractéristiques de la matrice permettent une première évaluation des performances du détecteur en contraste et résolution spatiale. A dimension égale, un détecteur $3K^2$ sur 12 bits présente une résolution supérieure à celle d'un détecteur $1K^2$ sur 8 bits.

Dans un système entièrement numérique, on doit distinguer la matrice d'acquisition d'image et la matrice de visualisation (*sur film d'édition ou sur écran*). Les films d'édition numérique ont en général une matrice très élevée, supérieure à celle de la matrice d'acquisition. Dans ce cas on adapte la dimension du pixel en utilisant un algorithme d'interpolation par splines cubiques qui aboutit à la dilatation des pixels de la matrice d'acquisition par rapport au nombre de points d'impression laser disponibles sur la surface du film ; un pixel de la matrice d'acquisition correspond à N points de la matrice d'édition où N varie selon la surface du film utilisée. L'échelle de quantification est gérée par une table de contraste (look-up table) qui est l'intermédiaire actif entre l'échelle d'acquisition et l'échelle d'édition.

Les matrices de visualisation sur écran peuvent atteindre, pour des applications militaires ou industrielles, une très haute résolution de 4 000 \times 5 000 sur 14 ou 16 bits. Leur coût très élevé n'est pas encore adapté aux applications médicales courantes. Les écrans haute résolution de 2 000 \times 2 500 sur 12 bits ont un coût élevé qui limite leur emploi en diagnostic. Beaucoup d'écrans ont aujourd'hui une forme rectangulaire et affichent les images avec une résolution de 1 200 \times 1 700 sur 8 à 12 bits. Dans le cas où les images ont été acquises avec une matrice supérieure à celle de la visualisation sur écran, il est possible d'examiner ces images en pleine résolution par des fonctions de zoom électronique.

MIRES DE DÉFINITION

Ce sont de petites plaquettes transparentes en plexiglas dans lesquelles ont été noyés ou gravés de petits détails opaques en plomb. Par convention ces détails ont la forme de lignes (*radio-opaques*) de largeur décroissante, séparées par des intervalles (*radio-transparents*) de largeur égales à celles des lignes (*fig. 13*).



Fig. 13. — Mire de définition.

Les détails visibles sont des fils de plomb (noirs) noyés dans une plaquette de plastique transparent (blanc). Les chiffres en colonne à droite donnent la fréquence spatiale en paires de lignes (pl) égales, noires et blanches, par mm. Les deux bandeaux (noir et blanc) du haut de la figure sont larges chacun de 10 mm ; ils forment une paire dont la fréquence indiquée est de 0,05 pl/mm.

La zone de la mire constituée de fils de 1 mm d'épaisseur fournit donc une image radiographique de 5 paires de lignes blanches (*atténuation par les fils*) et noires (*absence d'atténuation entre deux fils*) par centimètre (*5 pl/cm*). Lorsque les fils ont une épaisseur de 0,5 mm, 0,25 mm et 0,10 mm, leur image fournit respectivement 10 pl/cm, 20 pl/ cm et 50 pl/cm ; l'expression peut être aussi donnée par mm (*1 pl/mm, 2 pl/mm et 5 pl/mm*).

Une mire composée de fils de largeur décroissante offre donc, sur une même image, un spectre spatial continu. La grandeur f (*nombre de paires de lignes*) est assimilée à une fréquence, non par rapport au temps mais par rapport à la distance, donc par unité de longueur (*cm ou mm*). On utilise indifféremment les termes paires de lignes ou cycles par unité de longueur.

NUMÉRIQUE (IMAGE)

C'est une image dans laquelle la représentation de la grandeur observée (*densité optique dans le cas de la radio*-

graphie) est le résultat abstrait d'une construction mathématique figurée par une succession de nombres. Elle est constituée d'une mosaïque de surfaces élémentaires dénommées pixels **[Cf.]**; chaque pixel correspond à une petite surface de l'image radiante et le nombre qu'il porte est représentatif du flux de photons X ayant traversé cette surface élémentaire au cours de l'acquisition (*fig. 2*). L'image numérique n'est donc pas conforme à la vision de l'observateur et elle ne le deviendra qu'après sa conversion en image analogique, soit sur film numérique d'impression, soit sur un écran d'observation cathodique.

NUMÉRISEUR DE FILMS RADIOGRAPHIQUES

Cet appareil permet de numériser un film radiographique acquis avec un système écran-film, ce qui limite la diffusion de cette technique en pratique courante. Tous les numériseurs sont fondés sur un principe identique : a) illumination du film radiographique par une source lumineuse ; b) photodétection et conversion en signal électrique ; c) conversion numérique de ce signal électrique dans un CAN [**Cf.**]. La numérisation par caméra TV ou CCD est un procédé rapide et peu coûteux mais dont les performances sont limitées. La numérisation par micro-densitométrie utilise un faisceau laser de basse énergie et de haute intensité, étroitement collimaté ; ce procédé est coûteux mais offre une résolution spatiale et une dynamique élevées.

La numérisation de films est souvent utile dans les protocoles de télémédecine. Elle est indispensable lorsqu'on veut intégrer des images conventionnelles dans un système d'archivage et de communication numériques. La numérisation de film est aussi un excellent outil de recherche et d'enseignement.

NUMÉRISATION (PRINCIPES DE)

La numérisation d'images repose sur a) sa décomposition en pixels (*points élémentaires*); b) la distribution des pixels dans un tableau basé sur les propriétés mathématiques de matrice; c) l'attribution à chaque pixel d'une valeur discrète caractéristique de l'information qu'il porte; d) des procédures de calcul et de reconstruction élaborées à partir d'algorithmes mathématiques spécifiques du type d'image considéré. Une fois créée, l'image numérique nécessite d'être convertie en image analogique pour être perceptible par l'observateur.

PHOTODIODE

Diode à semi-conducteur sur lequel un rayonnement lumineux incident détermine une variation de courant électrique.

PIXEL (PICTURE X ELEMENT)

La numérisation de l'image repose sur sa décomposition en points élémentaires dénommés pixels (*fig. 2*); ces pixels sont distribués dans un tableau basé sur les propriétés mathématiques de matrice **[Cf.]**. Chaque pixel porte une valeur discrète caractéristique de la totalité de l'information qu'il contient. Cette valeur, liée au profil d'atténuation de l'objet dans la direction du pixel, code le niveau de gris du pixel par rapport à une échelle 2^N **[Cf.]**. La dimension du pixel détermine dans une large mesure la résolution d'image. La dimension du pixel est liée à la taille de la matrice **[Cf.]** et, pour une taille donnée, à la dimension du champ image **[Cf.]**.

L'utilisation de pixels de très petite dimension est apparemment souhaitable mais se heurte en réalité à plusieurs obstacles : a) la fluctuation quantique ; b) le volume des données informatiques ; c) la valeur du flou dans l'image radiante. La fluctuation quantique est source de bruit d'image [Cf.] et le bruit limite la résolution en contraste ; or la fluctuation, liée à \sqrt{N} , s'élève à mesure que la dimension du pixel diminue, sauf à augmenter le flux X incident, c'est à dire la dose. Le volume des données informatiques quadruple chaque fois que la dimension du pixel est divisée par 2 ; des données informatiques trop importantes gênent leur exploitation (traitement, transfert et communication). Il ne sert enfin à rien de diminuer la dimension du pixel lorsqu'elle est devenue significativement plus petite que celle du flou de l'image radiante car on ne constate alors aucune amélioration de perception des détails les plus fins.

Voici à titre d'exemples les caractéristiques de deux systèmes DR et CR actuellement proposés sur le marché :

• système DR TRIXEL : champ image 43×43 cm ; matrice image $3\ 000 \times 3\ 000\ (9\ millions\ de\ pixels)$; dimension du pixel 0,143 mm (143 μ m); dynamique 14 bits (> 4 000 niveaux de gris); résolution spatiale 3,5 pl/mm à 10 % FTM [Cf.].

• système CR GEVAERT (*ADC compact*): champ image 35×43 cm; matrice image $2\ 000 \times 2\ 500\ (standard)$ ou $3\ 000 \times 3\ 700\ (HR)$; dimension du pixel $0,1\ mm\ (HR)$ ou $0,180\ (standard)$; résolution spatiale maximum $5\ pl/mm$.

POUVOIR DE RÉSOLUTION

C'est la dimension du plus petit détail discernable (*en pl/mm*) avec un contraste de 15 à 10 %. La mesure est faite à l'aide de mires de définition [Cf.] dans des conditions particulièrement favorables, c'est à dire en l'absence de rayonnement diffusé [Cf.], avec un foyer fin et avec une dose relativement élevée.

Ces conditions expérimentales sont très éloignées de celles de la pratique clinique. Le pouvoir de résolution n'est donc pas en lui même une bonne représentation de la dimension du plus petit objet que peut détecter un système numérique ; il n'est pas non plus un critère significatif de qualité d'image. On préfère aujourd'hui la courbe d'efficacité quantique de détection EQD [Cf.] qui évalue les effets combinés d'un système numérique sur le bruit et le contraste.

Le pouvoir de résolution est d'actualité en mammographie numérique. On convient aujourd'hui qu'il n'est pas nécessaire de rechercher systématiquement en numérique les hauts niveaux de résolution des systèmes écran-film en raison du bruit quantique **[Cf.]**. Le bruit s'élève lorsque la dimension du pixel passe par exemple de 0,1 mm (100 μ m) à 0,05 mm (50 μ m); le bruit doit être corrigé par une élévation de la dose.

PROFIL DE RÉSOLUTION

C'est la variation de résolution spatiale qui se produit à travers le champ d'observation du détecteur. Un bon détecteur numérique présente un profil de résolution identique en tous points du champ d'observation.

PROFONDEUR (DE PIXEL)

Ce terme d'usage courant indique l'étendu de l'échelle de gris **[Cf.]** dans laquelle on code la valeur de chaque pixel liée au flux X de l'image radiante en ce point (*fig. 2*).

QUALITÉ D'IMAGE NUMÉRIQUE

La qualité d'une image numérique [6] est liée à plusieurs facteurs : a) qualité de l'image radiante [Cf.] ; b) absence de rayonnement diffusé [Cf.] ; c) les nombreuses caractéristiques du détecteur : dynamique [Cf.], matrice image [Cf.], rapport S/B [Cf.], sensibilité [Cf.], détectabilité de contraste [Cf.].

Du fait des traitements appliqués à l'image numérique, la résolution spatiale (*pl/mm*) et la résolution en contraste, liés entre eux par la FTM, ne sont plus des critères suffisants pour évaluer la qualité d'une image numérique.

On utilise aujourd'hui l'EQD [Cf.] car on a démontré que l'on pouvait rassembler dans cette mesure les effets combinés de la FTM, du bruit de lecture, de l'absorption des rayons X et de l'aliasing. L'EQD rend compte de l'efficacité avec laquelle un détecteur utilise la dose disponible en fonction de la fréquence spatiale ; elle permet de comparer les différents systèmes de détection. Dans une perspective d'économie de dose, l'EQD est le critère de choix pour caractériser un détecteur radiologique.

D'un point de vue clinique, les études d'observation restent les méthodes les plus concluantes. Il n'y pas actuellement de mesure physique qui soit parfaitement corrélée avec le niveau de l'observation perçue.

RADIOGRAPHIE NUMÉRIQUE (PHILOSOPHIE DE)

La radiographie numérique est une projection 2D d'une zone d'acquisition 3D dont les caractéristiques varient plus ou moins en fonction du temps. Cette image projective est une équation à plusieurs termes : a) l'étendue du champ qu'on explore ; b) la densité atomique des structures qui le composent ; c) le temps mis pour l'acquérir.

De ces trois termes découlent trois critères fondamentaux de qualité d'image : a) la résolution spatiale, c'est à dire le plus petit détail visible ; b) la résolution en densité, c'est à dire la plus petite variation de densité perceptible (*contraste*); c) la résolution temporelle, c'est à dire le temps d'acquisition qui doit être le plus bref possible, mais aussi la fréquence d'acquisition (nombre d'acquisitions par unité de temps).

Numériser, c'est en définitive mettre cette équation en chiffres, ce qui rend possible une infinité de représentations grâce au programme de l'ordinateur. Un nouveau dialogue s'établit avec l'image, dans son propre vocabulaire numérique. La numérisation permet une étude quantifiée et objective du contenu d'une image qui peut aider l'observateur dont la perception psycho-visuelle est à la fois limitée et soumise à d'importantes variations individuelles. Le fichier numérique peut être sauvegardé à court terme (*stockage*), à moyen ou plus long terme (*archivage*) ce qui permet d'exploiter les données numériques en temps différé sur des stations de traitement et de visualisation et de les transférer à distance des sites d'acquisition pour les communiquer (*Télémédecine*).

RAPPORT SIGNAL / BRUIT (RAPPORT S/B)

Par analogie avec une chaîne musicale où les bruits liés à l'émission et à la transmission gênent l'audition, on décrit des signaux parasites qui contribuent à dégrader la perception du signal visuel. Le niveau de performance d'un détecteur est en partie lié au niveau de bruit qui entache la mesure du signal, notamment pour de faibles doses d'exposition (*fig. 3*). Ce bruit d'image a plusieurs sources : a) le bruit de fluctuation quantique **[Cf.]** se produit à l'entrée du détecteur ; b) des bruits divers de détecteurs, d'électronique ou d'optique s'ajoutent à la sortie du détecteur. Le bruit est généralement porté par les fréquences spatiales élevées ce qui n'est pas sans conséquence sur les résultats de certains traitements spatiaux d'images.

Le bruit est un facteur limitant majeur de la détectabilité **[Cf.]** d'un objet ; le bruit diminue dès que la dose augmente. Il est donc indispensable qu'en numérique le niveau de bruit soit le plus faible possible, pour un niveau de dose acceptable, lorsqu'on veut observer des détails de petite dimension et de faible contraste.

RAYONNEMENT DIFFUSÉ

Tout objet se comporte comme une source importante de rayonnement diffusé dont le rôle est néfaste sur la résolution de l'image radiante **[Cf.]**. Si on prend comme exemple le thorax, les expériences de **Nicklason** [7] ont permis de mesurer le rapport entre la quantité de photons diffusés et la quantité de photons primaires qui atteignent le capteur en fonction de la technique employée (*tableau II*). Dans les conditions habituelles (grille 12 : 1) la proportion de diffusé reste donc importante dans les régions rétro-cardiaque et rétro-diaphragmatique. Ce diffusé contribue à atténuer les différences de contraste entre le poumon et le médiastin ; en réduisant la dynamique de l'image le diffusé facilite sa lecture mais au prix d'une baisse de résolution spatiale.

REHAUSSEMENT DE CONTRASTE LOCAL (MULTISCALE IMAGE CONTRAST AMPLIFICATION - MUSICA)

Un détail d'image est caractérisé par ses dimensions (pl/mm) et son amplitude qui correspond à sa valeur de noircissement dans l'image. Contrairement à la technique du masque flou **[Cf.]** où les modifications du contraste local sont liées aux fréquences spatiales, le rehaussement de contraste local est fondé sur l'amplitude du détail. Ce traitement est indépendant de la fréquence spatiale ; on décrit trois étapes :

• décomposition de l'image originale en 12 images correspondant chacune à des échelles de détail différentes (fin détail ; détail moyen ; gros détail ; fond). La matrice image d'origine est décomposée en 12 images avec des dimensions de pixel croissantes, chaque matrice correspondant toujours à la moitié de la précédente (c'est ainsi qu'une matrice $2K^2$ comprend 4 millions de pixels et que la matrice $1K^2$ en comprend 4 fois moins, et ainsi de suite). Le niveau de gris de chaque pixel est la moyenne des 4 pixels de l'image susjacente.

• *amplification* : chacune des 12 images est soumise à une amplification non linéaire qui accentue le contraste des détails à faible amplitude et atténue au contraire le contraste des détails à forte amplitude. L'accentuation et l'atténuation locales de contraste peuvent être choisies.

• *recomposition :* les différentes images sont recalculées selon ces nouvelles valeurs d'amplitude et sont ensuite additionnées en une seule image où la perceptibilité des informations de bas contraste est améliorée, indépendamment de la dimension, sans encourir les risques du masque flou [Cf.].

RENDEMENT QUANTIQUE

Le rendement quantique d'un détecteur traduit le nombre d'évènements secondaires créés par l'absorption d'un photon (quantum) X. La probabilité d'interaction d'un photon X avec un détecteur dépend de son niveau d'énergie (longueur d'onde) mais également de la nature et de l'épaisseur de la couche de détection.

Tableau II.

	Plage pulmonaire	Médiastin	Zone rétro-cardiaque
Sans grille	1,2	10,1	4,3
Grille 12: 1	0,9	1,58	0,68
Grille croisée 10: 1 ·10: 1	0,06	0,51	0,22

RÉSOLUTION EN CONTRASTE (SYNONYME : RÉSOLUTION EN DENSITÉ)

Ce terme exprime la plus petite variation de contraste portée par l'image radiante (liée à un détail de l'objet présentant une faible atténuation) que peut restituer le détecteur numérique. Elle s'exprime en %. Le rayonnement diffusé [Cf.] présent dans l'image radiante contribue à dégrader la résolution en contraste. On estime aujourd'hui que la résolution en contraste d'un système numérique prime sur sa résolution spatiale. Le contraste d'une image numérique dépend d'abord de la sensibilité du système [Cf.] d'acquisition numérique, mais il est aussi lié à l'échelle de gris [Cf.] qui détermine la dynamique d'image [Cf.], et aux fonctions de traitement en contraste [Cf.] appliquées aux données numériques. Lorsqu'on utilise un petit nombre de niveau de gris, on constate de fortes différences de contraste entre deux niveaux adjacents, ce qui produit des effets artificiels de contour dans l'image.

RÉSOLUTION SPATIALE

La résolution spatiale représente la taille du plus petit détail d'image décelable. Elle se mesure en général en dimension du pixel **[Cf.]**, exprimée en mm, ou en nombre de paires de lignes par mm (*pl/mm*). Une résolution élevée correspond à une dimension de pixel faible et à un nombre élevé de pl/mm. Les anglo-saxons expriment aussi la résolution en DPI (*Dot Per Inch*), en sachant qu'un inch = 25,4 mm **[Cf.].**

La résolution d'un film radiographique (système écranfilm conventionnel) dépasse 5 pl/mm (pixel de 0,10 mm) et atteint 20 pl/mm pour les films de mammographie. La résolution d'une image numérique dépend du système utilisé mais reste en général inférieure à celle du film radiographique : 4 pl/mm au centre de l'amplificateur de luminance ; 3 à 5 pl/mm pour les systèmes CR (pixel de 0,15 à 0,10 mm) ; 2,5 à 5 pl/mm pour les systèmes DR (pixel de 0,20 à 0,10 mm). Mais on sait que la résolution spatiale n'est pas tout dans un système d'acquisition numérique qui nécessite davantage une résolution élevée en contraste. La résolution spatiale est souvent exprimée en fonction du contraste (FTC et FTM) **[Cf.].**

SCINTILLATEUR

Système capable de détecter (synonyme : capter) des particules énergétiques (photons X ou électrons) grâce aux évènements physiques (scintillations) qu'elles produisent sur un écran luminescent. Il existe deux grandes familles de scintillateurs : les écrans luminescents et les cristaux scintillateurs. Le choix du scintillateur dépend des applications recherchées (type de radiation ; vitesse requise ; résolution spatiale).

L'iodure de cessium (*CsI*) est utilisé sous forme cristalline en aiguilles allongées (*structure à columelles*) obtenues en évaporant le CsI sous vide. Cette structure cristalline contribue à réduire les phénomènes de diffusion de lumière au sein de la couche de CSI, ce qui évite la dégradation de la résolution spatiale et permet aussi une meilleure efficacité quantique.

L'oxysulfure de Gadolinium (Gd_2O_2S) est un scintillateur inorganique que l'on trouve sous forme de grains de quelques microns mélangés avec un liant organique. Il est en général dopé (*Eu*, *Tr*, *Ce et F*). Le Gd₂O₂S possède une bonne stabilité, une bonne absorption, et un fort rendement quantique.

SENSIBILITÉ

C'est la plus petite variation d'absorption des rayons X qu'on parvient à mesurer. Le détecteur numérique doit avoir une sensibilité élevée.

SPECTRE SPATIAL (SYNONYME : FRÉQUENTIEL)

Le spectre spatial d'une image est une représentation des différentes fréquences contenues dans l'image **[Cf. FTM]**. Plus le spectre contient des hautes fréquences, plus l'image contiendra des détails fins. Le bruit d'image est aussi porté par les hautes fréquences.

SYSTÈME D'INFORMATION IMAGE (IMAGE MANAGEMENT AND COMMUNICATING SYSTEM \rightarrow IMACS ; PICTURE ARCHIVING AND COMMUNICATING SYSTEM \rightarrow PACS)

L'abandon progressif des systèmes d'acquisition sur film radiographique [Cf.] au profit des capteurs numériques et le déploiement de systèmes d'acquisition entièrement numériques (TDM et IRM) ont conduit à développer des réseaux d'information image entièrement numériques [1]. Le développement d'un réseau (fig. 14) se fait pas à pas, en plusieurs étapes : a) créer les couches physiques et logiques du réseau ; la couche physique sert à transmettre les bits d'information à travers le réseau et concerne aussi les protocoles de bas niveau de transmission des données ; la couche logique représente le matériel actif de routage des paquets IP; b) connecter les sources d'images numériques au standard DICOM 3.0 [Cf.]; c) installer un système d'impression sur papier ou sur film (hard copy) qui peut être ensuite relayé entièrement ou partiellement par des écrans de visualisation (soft copy); d) installer un système d'archivage des images à structure hiérarchisée, avec un manager / serveur d'archivage ; ce système d'archivage, à base de données orientées objet, doit être intégré [Cf.] avec les autres bases de données du système d'information hospitalier concernant le patient (identifiant patient ; données médicales);

e) connecter le système de transmission en vue des applications de télémédecine ; connecter les stations de visualisation sur écran **[Cf.]** en différenciant, pour des raisons économiques et pratiques, les stations de diagnostic radiologique et les stations d'affichage clinique.



Fig. 14. — Système d'information image.

Les différentes étapes de constitution d'un réseau d'information image entièrement numérique figurent sur ce schéma. 1) : Couches physiques et logiques du réseau offrant un débit suffisant. 2) : Connexion des modalités d'acquisition qui sont au standard DICOM 3.0 ; lorsque les modalités ne sont pas encore numériques il est possible d'utiliser un numériseur de film. 3) : Système d'impression sur film ou sur papier. 4) : Système d'archivage à structure hiérarchisée avec serveur d'archivage ; l'intégration du système d'information radiologique (*SIR*) avec le système d'information hospitalière (*SIH*) offre de nombreuses possibilités de développement. 5) : La connexion d'un système de transmission est une ouverture vers les applications de télémédecine. 6) : Les stations d'affichage haute résolution rendent possible le diagnostic radiologique sur écran (*soft copie*) ; l'avènement de l'hôpital sans film ne sera possible que s'il existe une diffusion en nombre suffisant (*n*) de stations de visualisation cliniques de qualité suffisante.

SYSTÈME CR (COMPUTED RADIOGRAPHICS SYSTEMS)

qui emploient les CCD [Cf.] et ceux qui emploient le silicium amorphe [Cf.].

On entend sous ce terme les systèmes utilisant les détecteurs électro-luminescents à mémoire [10]. Le recueil des données numériques se fait en deux temps distincts (*fig. 16*): **temps d'acquisition**, utilisant des cassettes contenant un écran de détection luminescent à mémoire ; **temps de lecture** au cours duquel l'émission luminescente est stimulée sous l'action d'un rayonnement infrarouge ponctuel qui balaye l'écran de façon séquentielle en moins d'une minute. Cette émission lumineuse doit être ensuite convertie en signal électrique par l'intermédiaire d'un tube photo-multiplicateur, puis numérisé par un CAN **[Cf.]**. L'écran de détection est constitué par un support souple sur lequel est fixée une couche cristalline de fluoro-halide de baryum activée à l'europium (*Eu* ++).

SYSTÈME DR (DIGITAL RADIOGRAPHICS SYSTEM)

On rassemble sous ce terme tous les systèmes de détection grand champ qui permettent simultanément la conversion des photons X de l'image radiante en charges électriques et la conversion de celles-ci en données numériques [4-11]. Ces systèmes sont constitués par une double couche : a) couche de détection des photons X ; b) couche électronique active de scrutation des charges à disposition matricielle (*matrice active*).

On distingue actuellement (*fig. 16*) les systèmes à détection indirecte et les systèmes à détection directe [Cf.]. On différencie parmi les systèmes à détection indirecte ceux

SYSTÈME DR A DÉTECTION DIRECTE

La couche de détection est composée d'un photoconducteur semi-conducteur (couche amorphe de sélénium ou de tellurure de cadmium) qui génère des charges électriques (paires d'électrons trous) sous l'influence d'un champ électrique haute-tension (fig. 16) et (fig. 17). L'intensité de ces charges en un point est liée à l'intensité de l'image radiante en ce point. Les champs électriques qu'on applique au photoconducteur permettent de canaliser les charges produites vers le collecteur le plus proche, ce qui assure au système une résolution spatiale optimale [12]. La couche de scrutation de charge (matrice active) est composée d'un ensemble de transistors en couche mince sur un support de verre. Chaque pixel individuel est réalisé en associant une collection de charges et un commutateur tel qu'une diode de commutation ou un transistor en film mince. Une électronique de commande et de lecture des charges est connectée à la périphérie de la matrice de détection. La compacité du système est bonne (détecteur plat). La FTM est élevée (fig. 18).

SYSTÈME DR A DÉTECTION INDIRECTE AU SILICIUM AMORPHE

La couche de détection est composée d'un scintillateur **[Cf.]** accolé à un mince film (*couche*) de silicium amorphe hydrogéné déposé sur un substrat de verre (a - Si - H). Le



Fig. 15. — Principes de fonctionnement des détecteurs électroluminescents à mémoire.

Le détecteur (A), composé d'un support sur lequel est fixée une couche cristalline de fluoro-halide de baryum activée à l'europium, se comporte comme un piège à énergie lorsqu'il est exposé à un faisceau de rayon X (*Rx* : *image radiante après traversée de la région étudiée*).

L'image latente, stockée sur le récepteur, est révélée par un balayage à rayon laser.

L'émission phospholuminescente qui en résulte est recueillie sur un photodétecteur. C'est le signal électrique produit qui, après amplification, est numérisé. Le détecteur est immédiatement réutilisable après irradiation lumineuse de longueur d'onde appropriée.

scintillateur est d'un seul tenant, mais selon les constructeurs, l'ensemble de silicium est unique ou constitué d'une mosaïque de quatre sous-ensembles [13].

Le scintillateur convertit les photons X en photons lumineux et le film de silicium joue le rôle de photodiode **[Cf.]** qui génère un signal électrique et le stocke sur sa propre capacité (*fig. 16*). Du fait des phénomènes de diffusion des photons lumineux dans la couche du scintillateur, il existe un risque réel de dégradation de la résolution. C'est pourquoi l'emploi de scintillateurs à structure en aiguilles (*structure à columelles*) est aujourd'hui préféré car il canalise mieux les photons lumineux d'un point du scintillateur vers la photodiode la plus proche [14].

Chaque pixel individuel est réalisé en associant une photodiode et un commutateur tel qu'une diode de commutation ou un transistor en couche mince ; ce commutateur permet le transfert des charges stockées sur la photodiode jusqu'à un amplificateur de sortie par l'intermédiaire de la colonne de matrice. La lecture complète de la matrice se fait ligne à ligne en adressant parallèlement une rangée de commutateurs qui commandent le transfert du signal vers les colonnes, selon le principe de la matrice active.

Une électronique de commande et de lecture est connectée à la périphérie de la matrice de détection. Des circuits d'adressage permettent de commander la lecture en parallèle des pixels d'une ligne. Des amplificateurs à faible bruit convertissent les charges électriques fournies par chaque pixel en tension au niveau de chaque colonne ; cette tension est ensuite amplifiée et convertie en données numériques sur une échelle à 14 bits.

Une carte électronique assure le pilotage de cet ensemble qui est intégré dans un boîtier mécanique plat et mince dont le poids atteint environ 20 kg.

SYSTÈME DR A DÉTECTION INDIRECTE AVEC CCD

Ce capteur de conception récente (fig. 16) présente une compacité inférieure à celle des détecteurs plats [Cf.]. Il comporte trois étages : a) un écran d'entrée de grande dimension $(43 \times 43 \text{ cm})$ et à haute efficacité de détection constitué soit de Gd2O2S soit de CsI qui convertit les photons X en photons lumineux ; b) l'étage intermédiaire est constitué de 4 systèmes optiques à très grande ouverture dans lequel chaque système effectue le dégrandissement de l'image formée sur un quart de l'écran d'entrée en assurant des plages de recouvrement entre les sous-images; c) l'étage inférieur est constitué de 4 caméras CCD [Cf.] assurant la conversion des photons lumineux en électrons. Les caméras CCD sont choisies pour avoir une très bonne sensibilité et un très faible bruit de fond ; elles sont équipées d'un système de refroidissement pour accroître leurs performances.

Un système électronique est associé au capteur luimême : carte de lecture à faible bruit des quatre caméras CCD ; carte d'assemblage des sous-images ; carte d'interface pour la synchronisation des acquisitions.

Ce type de capteur offre deux modes de fonctionnement : a) mode radiographique grand champ, 43×43 cm, $4\ 000 \times 4\ 000$ pixels, 12 bits, dimension du pixel 0,11 mm ; b) un mode dynamique scopique $1\ 024 \times 1\ 024$ (6 images/s) ou 512×512 (10 images/s).

TAILLE D'IMAGE NUMÉRIQUE

La taille s'exprime en octets (synonyme : byte). $1\text{KO} = 10^3$ octets ; $1\text{MO} = 10^6$ octects ; $1\text{GO} = 10^9$ octets ; $1\text{TO} = 10^{12}$ octects (teraoctet). La taille d'une image est liée à la dimension de la matrice et au nombre de niveaux N de l'échelle utilisée, exprimé en bits (ex. : $1\ 024 \times 1\ 024$ / $10\ bits$). Voici, à titre d'exemples, la taille moyenne d'images numériques courantes : **TDM** - 512×512 / $14\ bits = 0,5\ \text{Mo}$; **IRM** - 256×256 / $14\ bits = 0,13\ \text{Mo}$;

Fig. 16. — Système DR [4].



phase de conversion des photons X. Il existe actuellement deux sortes de système DR à conversion indirecte : ceux qui utilisent un mince film de silicium amorphe hydrogéné (a - Si - H) et ceux qui utilisent des CCD.

Les systèmes DR à détection (conversion directe) diffèrent des systèmes à conversion indirecte par

l'absence d'intermédiaire lumineux lors de la

Fig. 17. — Système DR à détection (conversion) directe [4].

La couche de détection est composée de sélénium amorphe (a - sélénium), photoconducteur semiconducteur qui génère des charges électriques sous l'influence d'un champ électrique HT. L'intensité des charges en un point est liée à l'intensité de l'image radiante en ce point. Les champs électriques appliqués au photo-conducteur permettent de canaliser les charges produites vers le collecteur le plus proche, ce qui assure au système une bonne résolution spatiale.

composent cet examen (ex: 15 Mo pour un examen TDM de 30 images ; 16 Mo pour une radiographie thoracique F et P avec un système CR ; 66 Mo pour une radiographie thoracique F + P en système DR). Par comparaison : la taille numérique d'une page de texte ordinaire est de 0,005 Mo (5 Ko); les œuvres complètes de Shakespeare ou 30 secondes d'enregistrement vidéo de bonne qualité atteignent 5 Mo; une minute d'enregistrement musical haute fidélité représente 10 Mo.

TAMBOUR AU SÉLÉNIUM AMORPHE (SYSTÈME THORAVISION DE PHILIPS)

Ce système à numérisation directe, c'est à dire sans cassette, est fondé sur les propriétés de semi-conduction du sélénium amorphe lorsqu'il est préalablement soumis à un champ électrique avant d'être exposé aux rayons X. L'image radiante est captée sur le tiers environ de la surface d'un tambour d'aluminium de 50 cm de diamètre et de hauteur à la surface duquel on a vaporisé un dépôt homogène d'une fine couche de sélénium amorphe. La formation de l'image (fig. 19) se fait en trois phases : a) mise en charge électrique par effet Corona; b) phase d'exposition au cours de laquelle les rayons X de l'image radiante provoquent la formation de paires d'électrons trous ; c) phase de lecture au cours de laquelle le tambour, animé par un mouvement de rotation à grande vitesse, est analysé par une barrette de condensateur-lecteurs des charges résiduelles en surface. Ce détecteur présente une excellente EQD [Cf.] proche de 60 % ; la résolution spatiale atteint 3 pl/mm.



Fig. 18. — Fonction de transfert de modulation (FTM) d'un système DR à détection directe.

La courbe FTM, fournie par le constructeur, apparaît supérieure à celles de deux systèmes écran-film de vitesse différente, à celle d'un système DR à détection indirecte (CsI) et à celle d'un système DR.

angiographie 1024×1024 / 16 bits = 2Mo; système CR $2000 \times 2\ 000/14\ \text{bits} = 8\ \text{Mo}$; système **DR** - $4\ 000 \times 4\ 000\ /\ 14\ \text{bits} = 33\ \text{Mo}.$

Le volume des données d'un examen est obtenu en multipliant la taille d'une image par le nombre n d'images qui



Fig. 19. — Principe de fonctionnement du tambour au sélénium [8]. Une couche de sélénium amorphe sur un support d'aluminium joue le rôle de détecteur primaire de l'image radiante, en agissant comme photo-conducteur. Trois étapes se succèdent : mise en charge, exposition et lecture. Mise en charge : on dépose, par effet Corona, une charge homogène positive à la surface du sélénium alors qu'on applique une charge négative au support d'aluminium. Exposition : les paires d'électrons-trous, formées au sein du photoconducteur sous l'effet des rayons X, se déplacent jusqu'à la surface sous l'effet d'un champ électrique et neutralisent partiellement les charges positives du sélénium. Lecture : après l'exposition, l'image radiante est donc représentée par une carte des charges résiduelles à la surface du sélénium dont la détection est assurée à l'aide d'un balayage par sonde électrostatique. Le signal électrique est ensuite amplifié et converti par un convertisseur analogique numérique avant d'être stocké sous forme numérique.

Le principe du tambour au sélénium amorphe est tout-àfait différent de celui qui est utilisé dans les systèmes DR à détection directe utilisant aussi le sélénium **[Cf.].**

TRAITEMENT DE CONTRASTE GLOBAL

Le traitement de contraste global permet d'utiliser au mieux la linéarité du capteur numérique **[Cf.]**, de bénéficier de toute la dynamique d'image, de choisir à volonté le niveau moyen de densité optique et la largeur de la fenêtre

d'étude [10]. En raison des différences parfois élevées de dynamique d'objet, il est indispensable que le système puisse identifier au préalable la partie de dynamique d'image qui contient une information essentielle. Cette étape préalable de traitement, appelée segmentation, repose sur l'établissement d'un histogramme **[Cf.]** de répartition des pixels en fonction de leur densité (*autrement dit en fonction de la répartition de l'énergie stockée sur l'ensemble du détecteur*). Elle permet de choisir une fonction de transfert du signal adaptée à la région anatomique étudiée (*fig. 20 et 21*).

Quatre paramètres permettent ensuite d'adapter à volonté la densité optique de l'image en jouant sur la courbe de gradation de contraste (fig. 22) : a) le choix du type de la courbe plus ou moins sigmoïde ou linéaire, qui produit un ajustement automatique de contraste ; b) la position du centre de rotation et l'angle de gradation de la courbe qui sont assimilables à la largeur de fenêtre ; c) la position du centre de rotation et l'angle de gradation de la courbe qui sont assimilables à la largeur de fenêtre ; d) le déplacement latéral de la courbe qui est assimilable au niveau de fenêtre. Il est bon de rappeler que malgré tout, la dose d'exposition ne peut pas être réduite de façon trop importante car le bruit devient prédominant si l'exposition est réglée à une valeur trop faible. Ce traitement de contraste peut être automatique (avant impression sur film), ou interactif sur l'écran de visualisation. La fonction de fenêtrage agit de façon globale sur l'ensemble de l'image. Elle est donc différente d'autres techniques qui réalisent un traitement local de contraste [Cf.].

TRAITEMENTS D'IMAGE

Les traitements d'images numériques ont pour but d'améliorer l'apparence visuelle de l'image en permettant une discrimination plus facile entre les structures normales, pathologiques et les artéfacts. Ils ne doivent pas entraîner de perte d'information. On peut classer ces traitements en 4 groupes : a) ceux qui compensent les insuffisances du système d'acquisition en contraste et en résolution spatiale (*traitement de contraste global ; masque flou ; rehaussement de contraste local*) ; b) ceux qui atténuent le bruit ; c) ceux qui permettent d'analyser les paramètres quantitatifs d'intérêt clinique ; d) ceux qui permettent de mettre en évidence des caractéristiques de l'image imperceptibles ou difficilement perceptibles par l'observateur (*soustraction temporelle*).

UNIFORMITÉ DE RÉPONSE (D'UN DÉTECTEUR)

C'est la capacité qu'a un détecteur de fournir une réponse homogène à travers toute sa surface, c'est à dire qui soit identique d'un pixel à l'autre sous l'effet d'une dose homogène d'exposition, compte-tenu des variations statistiques liées à la fluctuation quantique $\pm \sqrt{N}$ [Cf.].

Certains parlent aussi d'uniformité lorsque cette réponse ne s'accompagne d'aucun phénomène de distorsion géométrique, c'est à dire de déformations qui affectent uniquement la position des points dans l'image.







P



Fig. 20. — Traitement de contraste global : segmentation [8]. L'exemple illustré ici concerne la fonction de segmentation d'une image du thorax.

Fig. 20A. — La segmentation repose sur l'établissement d'un histogramme de répartition de l'énergie stockée sur l'ensemble du détecteur *(relief d'image radiante)*. Une fois précisée la région anatomique étudiée, ici le thorax, le système identifie l'environnement *(bande de collimation et air périthoracique)* et reconnaît les compartiments anatomiques de l'objet.

C: bande de collimation ; Pa : paroi thoracique ; M : médiastin et cœur ; P : plages pulmonaires ; A : air périthoracique.

Fig. 20B. — Simulation par visualisation sur film. Le rehaussement artificiel des zones de haute densité met en évidence le travail de segmentation des plages pulmonaires, du médiastin et des régions rétrodiaphragmatiques.



Une fois établi l'histogramme de l'image segmentée, le système applique une courbe de gradation pré-définie ; il étend aussi la zone d'intérêt retenue par segmentation à toute l'étendue de l'échelle de gris disponible qui est ici de 12 bits, c'est-à-dire 4 095 niveaux de gris.



Signal d'entrée

Fig. 22. — Traitement de contraste global : courbe de gradation (d'après 10).

Les effets provoqués par la modification du centre de rotation et de l'angle de gradation de la courbe peuvent être assimilés à la largeur de fenêtre en TDM. Il est possible de comprimer ou de dilater la courbe de gradation autour du centre choisi, ce qui modifie la relation entre le contraste et la gamme de noircissement. Le déplacement latéral de la courbe de gradation entraîne une modification de la densité optique moyenne ; ce paramètre correspond au niveau de fenêtre utilisé en TDM.

VISUALISATION D'IMAGES SUR ÉCRAN

Dans un système tout-numérique, la visualisation sur écran cathodique (*soft-copy*) tend à remplacer la visualisation sur film (*hard-copy*) à condition que les performances de l'écran soient suffisantes. Les écrans courants du commerce ont une résolution 1 200 × 1 000 / 12 bits. Cette résolution est insuffisante pour équiper les stations de diagnostic radiologique qui nécessitent des paramètres d'affichage et de visualisation d'image nettement supérieurs à ceux d'une station de diagnostic IRM, TDM ou angiographique pour lesquels une résolution de 1K est suffisante. Seule une résolution de 2K × 2,5K / 12 bits est adaptée à la visualisation d'images grand champ telles que la radiographie du thorax. La brillance de l'écran et le bruit interviennent aussi dans la qualité de l'image.

La brillance d'un écran cathodique, exprimée en Cd/ m2 reste encore inférieure à celle d'un négatoscope alors que le nombre de niveaux de gris perçus par l'œil est lié à ce paramètre. Toutefois, ce manque relatif de brillance est en partie compensé par un ajustement précis du niveau et de la largeur de la fenêtre. Le bruit de la visualisation sur écran est la somme de plusieurs bruits élémentaires : bruits d'électronique, rémanence de l'écran et fréquence de rafraîchissement de l'écran **[Cf.]** exprimée en Hz. Les stations de visualisation haute résolution et à brillance élevée sont réservées aux sites de diagnostic primaire car elles ont un coût élevé ; elle nécessite aussi des contrôles de qualité fréquents.

REMERCIEMENTS

Nous remercions tout particulièrement Mme Valérie Manaou qui a frappé et mis en forme ce lexique ainsi que Mr René Piro qui a fait l'adaptation des schémas qui accompagnent le texte.

Références

- Bick U, Lenzen H. PACS. The silent revolution Review article. Eur Radiol 1999; 9: 1152-1160.
- Cuzin M. Radiologie conventionnelle numérique : du photon X à l'information numérique. *Rev Im Med* 1992; 4: 659-663.
- Boyer B, Pharaboz C. Les systèmes de radiologie numérique : pourquoi, comment et quand ? Cours de perfectionnement postuniversitaire (6 p), Journées françaises et francophones de Radiologie, Paris 3, 7 novembre 1997, Société Française de Radiologie Ed.
- Chotas HG, Doblins JT, Ravin CE. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. *Radiology* 1999; 210: 595-599.
- Prokop M, Schaefer CM, Oestmann JW, et al. Improved parameters for unsharp mask filtering of digital chest radiographs. *Radiology* 1993; *187*: 521-526.
- Kamm KF. The quality of digital X ray images. *Medica Mundi* 1993; 38: 111-116.
- Nicklason LT, Sorensen JA, Nelson JA, et al. Scattered radiation in chest radiography. *Med Phys* 1981; 8: 677-681.
- Coulomb M, Ferretti G, Thony F, et al. La radiographie numérique du thorax chez l'adulte. *Feuillets de Radiologie* 1994; 34: 91-114.
- Stines J, Noël A. La mammographie numérique. Feuillets de Radiologie 1999; 39: 260-272.
- Croisille P, Ivon JL, Amiel M. Les écrans radioluminescents à mémoire — Mise au point. *Rev Im Med* 1992; 4: 673-681.
- Peyret O, Cuzin M. Radiographie numérique conventionnelle : le point sur la technologie des détecteurs. *Rev Im Med* 1992 ; 4: 665-671
- Rowlands JA, Zhao W, Blevis IM, et al. Flat-panel digital radiology with amorphous selenium and active-matrix read out. *Radiographics* 1997; 17: 753-760
- Chabbal J, Chaussat C, Ducourant T, et al. Amorphous silicon X — ray image sensor. *Proc SPIE* 1996; 2708: 499-510
- Largillière S, Iknoyan V. Radiologie numérique. J Radiol 1999 ; 80, suppl n°7 : 781-790

TEST DE FORMATION MEDICALE CONTINUE

Lexique de la radiographie numérique

M. COULOMB, G. FERRETTI, R. GUILLEMAUD, F. THONY

Qu'avez-vous retenu de cet article ?

Testez si vous avez assimilé les points importants de l'article en répondant à ce questionnaire sous forme de QCM.

1 - Parmi les propositions suivantes concernant le bruit d'image, cochez celle (celles) qui sont inexactes.

- A : Le bruit intervient dans le rapport S/B.
- B : Le bruit de fluctuation quantique s'ajoute en sortie du détecteur.
- C : Le bruit est porté par les basses fréquences spatiales.
- D : Le bruit d'électronique s'ajoute en sortie du détecteur.
- E : Le bruit est un des paramètres de l'EDQ.

Réponse(s) :

2 - Parmi les termes suivants, cochez celui (ceux) qui n'interviennent pas dans le contraste d'image numérique.

- A : Rayonnement diffusé
- B : Dimension du foyer radiogène
- C: kVp
- D : Échelle de gris
- E : Sensibilité

Réponse(s) :

3 - Parmi les paramètres suivants, cochez celui (ceux) qui interviennent dans la résolution spatiale d'un système.

A : Champ image

- B : Détectabilité
- C : Taille de la matrice

D : fluctuation quantique E : rendement quantique

Réponse(s) :

4 - Parmi les propositions suivantes concernant la fréquence d'échantillonnage d'un système, cochez celle (celles) qui sont inexactes.

- A : La fréquence d'échantillonnage est un paramètre important de la CAN.
- B : Une fréquence d'échantillonnage insuffisante crée des phénomènes d'aliasing.
- C : La fréquence d'échantillonnage est identique à la fréquence de rafraîchissement d'un écran.
- D : La fréquence de Nyquist fixe la résolution maximale théorique d'un système.

E : La fréquence d'échantillonnage s'exprime en Mo.

Réponse(s) :

5 - Parmi les propositions suivantes concernant l'efficacité de détection quantique (EDQ), cochez celle (celles) qui sont inexactes.

A : L'EDQ est liée à la sensibilité, au bruit et à la FTM.

- B:L'EDQ est caractéristique de la dynamique de l'objet.
- C : L'EDQ est un bon critère de qualité de l'image numérique.
- D : L'EDQ détermine la fréquence de Nyquist.
- E : L'EDQ fixe la brillance d'un écran de visualisation.

Réponse(s) :