

# ORIGINE DES CONTRASTES EN IMAGERIE MEDICALE POUR LE DFGSM2

D.MARIANO-GOULART  
Département de Médecine Nucléaire.  
Université de Montpellier.

## A - LA RESOLUTION SPATIALE

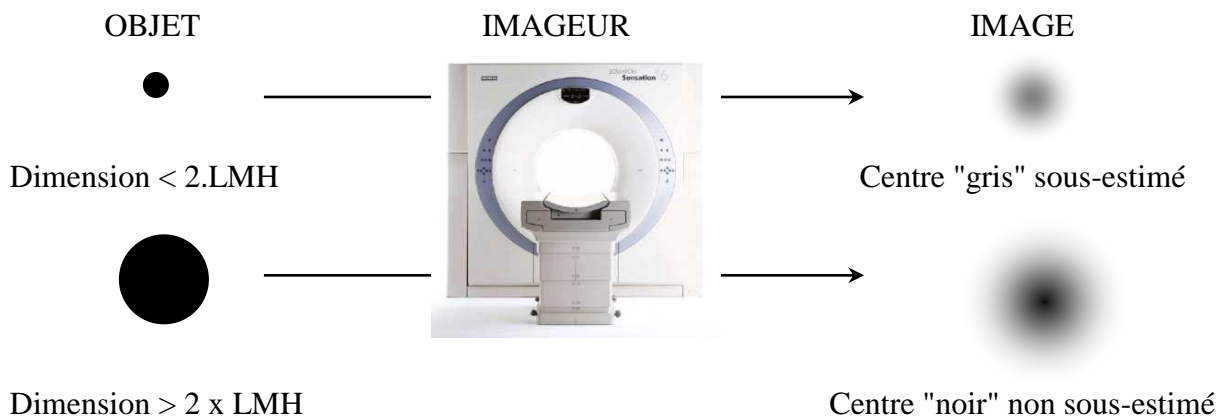
*C'est la plus petite distance qui doit séparer deux objets ponctuels pour pouvoir encore distinguer deux images radiographiques distinctes de ces objets.*

L'image d'un point sur détecteur d'imagerie médicale n'est jamais ponctuelle. Elle se présente sous la forme d'une "tache" plus ou moins étalée, symétrique par rapport à son centre, et d'intensité décroissante du centre vers la périphérie. La répartition des noircissements (densités optiques) suit ainsi une courbe appelée *courbe de dispersion ponctuelle*.

Les courbes de dispersion ponctuelle correspondant à l'image de deux objets séparés par une distance inférieure à la largeur à mi-hauteur de ces courbes de dispersion fusionnent et produisent une image unique où les deux objets ne sont plus individualisables. La résolution spatiale correspond donc à la *largeur à mi-hauteur* (LMH ou, en anglais, FWHM) de la courbe de dispersion ponctuelle. Elle est de l'ordre de 0,5 mm en radiologie.

Nous verrons plus loin que cette LMH conditionne directement les dimensions des pixels à utiliser pour échantillonner une image analogique (cf; paragraphe B.3).

Le résolution spatiale limitée des appareils d'imagerie a par ailleurs un conséquence importante sur l'intensité du signal enregistré dans une image, que celle-ci soit analogique ou numérique. Schématiquement, du fait des flous, l'intensité du signal provenant d'un objet ponctuel est répartie dans un voisinage de la projection radiologique de cet objet. En conséquence, la valeur maximale du signal mesurée au centre de la courbe de dispersion ponctuelle sera inférieure à celle attendue pour un objet ponctuel. Ce phénomène est appelé "*effet de volume partiel*".



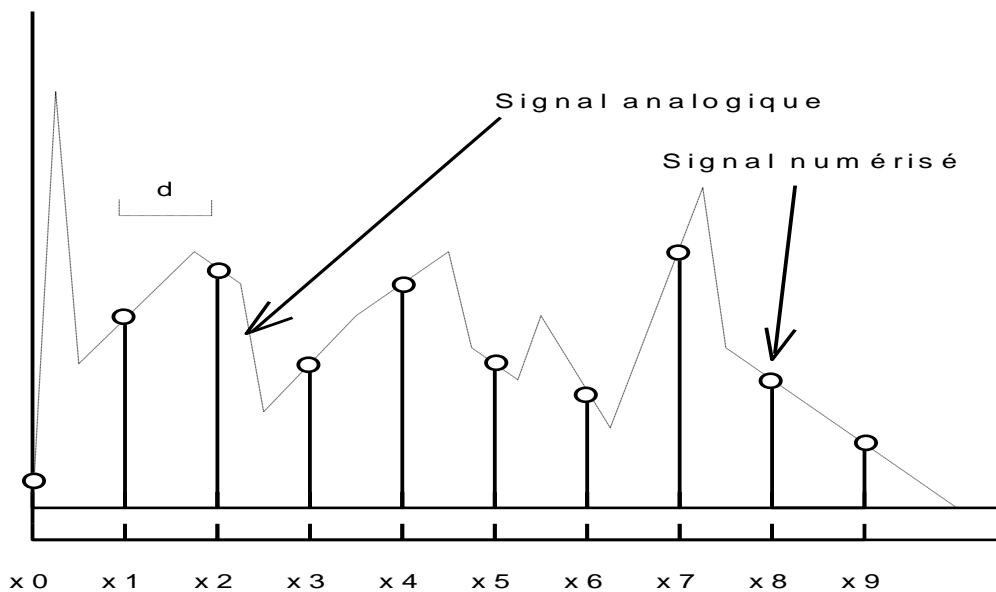
Si plusieurs objets ponctuels se projettent dans le même voisinage, leurs courbes de dispersion s'ajoutent et le signal mesuré est moins sous-estimé.

On peut montrer que, pour que le signal d'un objet anatomique non ponctuel produise une image radiologique dont l'intensité n'est pas sous-estimée au centre de l'image, il faut que les dimensions de l'objet anatomique soient supérieures au double de la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle.

## **B - L'IMAGERIE NUMERISEE**

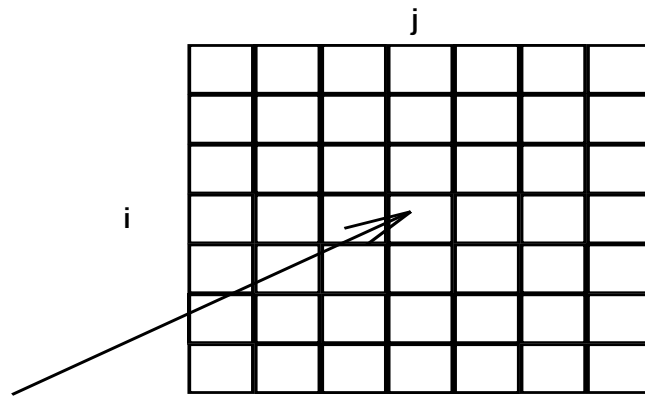
### 1- NOTION D'ECHANTILLONNAGE

La grande majorité des signaux physiques se présentent, à l'échelle macroscopique de nos observations, sous l'aspect de fonctions continues de variables quantitatives (le temps ou l'espace le plus souvent). Ces signaux sont qualifiés de signaux *analogiques*. Les mémoires des calculateurs étant finies, ces signaux ne peuvent pas, en général, être directement traités par un ordinateur. Une étape de *numérisation* (ou *échantillonnage*, ou *discrétisation*) est nécessaire de façon à transformer un signal analogique en une *suite finie*  $x_1, x_2, \dots$  de nombres (les échantillons). Cette numérisation se fait à l'acquisition ou, plus rarement, secondairement.



### 2- LA GRILLE D'ECHANTILLONNAGE ET LES NIVEAUX DE GRIS

Dans le cas d'une image, l'échantillonnage est réalisé en superposant à l'image analogique une grille d'échantillonnage composée de carrés élémentaires de côté  $d$ , les *pixels*. La distance  $d$  est appelée *période d'échantillonnage*. Son inverse,  $f_e = 1 / d$  est la *fréquence d'échantillonnage*.



pixel (i,j) de valeur  $F(i,j)$

La valeur  $F(i,j)$  du pixel (i,j) peut, par exemple, être égale à la valeur moyenne du signal analogique sur la surface couverte par ce pixel. Le codage des valeurs de pixels  $F(i,j)$  sur un ou deux octets permet de définir des *niveaux de gris*. L'affectation bijective de chaque niveau de gris à une couleur donnée permet enfin de visualiser l'image sur un périphérique (écran d'ordinateur ou imprimante par exemple). Cette affectation peut n'intéresser que certaines plages de valeur de pixels. On parle alors de visualisation dans une certaine "fenêtre".

### 3- APPROCHE INTUITIVE DU THEOREME D'ECHANTILLONNAGE DE SHANNON

Il est bien évident qu'une valeur trop grande de la période d'échantillonnage  $d$  conduit à une perte de résolution spatiale. Inversement, une valeur trop faible de  $d$  augmente inutilement le nombre de pixels dans l'image. Ceci rend nécessaire d'importantes capacités de stockage et augmente sensiblement les temps de calcul. Il est donc nécessaire de choisir une valeur optimale de  $d$ .

Très intuitivement, cette valeur optimale doit permettre de distinguer, sur l'image échantillonnée, deux points distants d'au moins la résolution de notre imageur. Pour ce faire, il est nécessaire de "prélever" au moins trois échantillons, un pour chaque point et un entre les deux points, de manière à les séparer.

Il semble donc pertinent de *choisir pour  $d$  la moitié de la résolution* (soit la moitié de la largeur à mi-hauteur de la courbe de dispersion). Ce résultat peut se démontrer de façon tout à fait rigoureuse, pour peu que quelques hypothèses de régularité soient admises à propos du signal analogique. Il porte le nom de *théorème de Shannon*. En prenant quelques libertés vis à vis de la rigueur mathématique, ce théorème peut s'énoncer de la façon suivante :

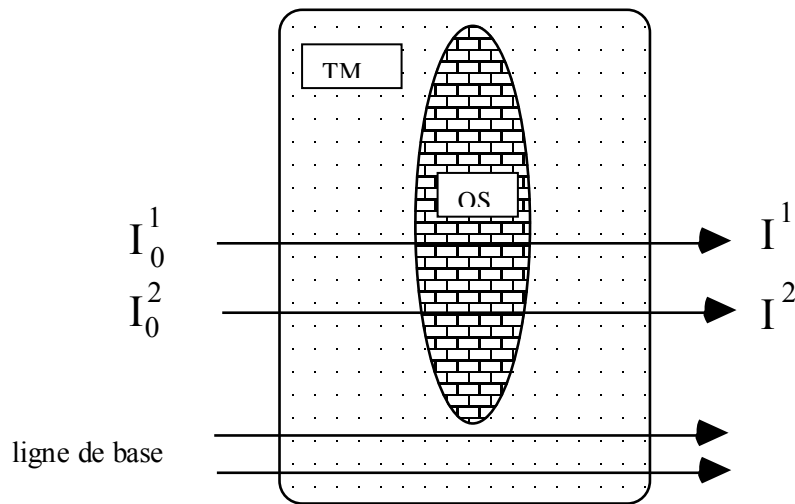
*Un signal analogique acquis avec une résolution spatiale ou temporelle  $R$  peut être déterminé en tout point à partir d'échantillons prélevés avec une période d'échantillonnage de  $R/2$ .*

Exemple : Une image radiologique présente une résolution spatiale de 0,5 mm. Les dimensions du film sont 36 x 43 cm. Sur combien de pixels est-il pertinent de digitaliser cette image ?

Réponse :  $d = 0,5 / 2 = 0,25$  mm. Il faut donc  $1 / 0,25 = 4$  pixels / mm  
 Pour une image de  $360 \times 430$  mm<sup>2</sup>, il faut donc  $1440 \times 1720$  pixels<sup>2</sup>

#### 4- APPLICATIONS MEDICALES

La possibilité au prix d'une seule acquisition de visualiser différentes fenêtres de contraste est un avantage important lié à la numérisation. Cependant, son principal apport est lié aux possibilités offertes en matière de *traitement d'image*. Il est, par exemple, possible de réaliser des images de soustraction avant et après injection de produit de contraste à destinée uniquement vasculaire (*angiographie numérisée*). La numérisation donne par ailleurs accès à tous les algorithmes de *filtrage* d'images, ce qui permet, entre autre, d'éliminer (du moins en partie) le bruit d'acquisition. Certaines applications cliniques sont plus originales : L'*absorptiométrie bi-photonique*, permet, par exemple, d'évaluer le contenu minéral osseux d'un élément du squelette (en  $g/cm^2$ ). Le principe de cet examen repose sur la réalisation de deux radiographies numérisées avec deux rayonnements X mono-énergétiques (autant que possible) d'énergies différentes, obtenus en filtrant le spectre continu. La résolution d'un système de deux équations linéaires permet alors de calculer la densité minérale osseuse corrigée de l'absorption due aux tissus mous (TM). Cet examen réalisé sur le rachis lombaire, le col fémoral ou l'avant-bras est précieux dans le suivi des patients ostéoporotiques.



$$\ln \frac{I_0^1}{I^1} = \frac{\mu_{tm}^1}{\rho_{tm}}(\rho_{tm}x_{tm}) + \frac{\mu_{os}^1}{\rho_{os}}(\rho_{os}x_{os})$$

$$\ln \frac{I_0^2}{I^2} = \frac{\mu_{tm}^2}{\rho_{tm}}(\rho_{tm}x_{tm}) + \frac{\mu_{os}^2}{\rho_{os}}(\rho_{os}x_{os})$$

Dans le schéma et le système d'équation ci-dessus, l'inconnue qui est calculée est la densité surfacique osseuse  $\rho_{os}x_{os}$  qui s'exprime en  $g/cm^2$ . L'évaluation de cette quantité dans une région ne contenant pas de tissu osseux permet d'effectuer une correction dite de « ligne de base ».