

# TP1 – Qualité d'image et analyse de signaux 1D

GBM8770 - Automne 2021

Professeure: Farida Cheriet

Chargés de laboratoire : Zacharie Legault, Emmanuelle Richer

---

**Objectifs:** L'objet de ce travail est de mettre en pratique certains des concepts élémentaires concernant la qualité des images médicales qui ont été présentés en cours, tout en permettant une familiarisation avec le langage de programmation Python. Le TP sera divisé en 2 parties: la première partie porte sur la qualité des images (résolution, contraste, bruit), et la seconde partie porte sur l'analyse de signaux 1D.

**Remise du travail:** La date de remise est le 8 octobre à 23h30. Une pénalité de 3 points par jour sera appliquée lors d'un retard.

**Documents à remettre:** Le code et les réponses aux questions sont à compléter dans les Notebook IPython fournis avec cet énoncé: **tp1\_seance1.ipynb** et **tp1\_seance2.ipynb**.

Le dossier contenant le notebook et toutes les ressources nécessaires à son exécution sont à remettre sous la forme d'une archive zip.

Commentez votre code! Lorsque votre code (et donc vos résultats) est incorrect, vos commentaires peuvent nous permettre de valoriser votre approche...

---

## Séance I.

# Qualité d'image: Résolution, contraste, et bruit

## Mise en contexte

La mise en place de contrôles de qualité réguliers pour les dispositifs d'imagerie médicale permettent une détection rapide d'une éventuelle dégradation progressive de la qualité des images. En effet, en particulier dans le cas de dérives lentes, les opérateurs peuvent ne pas détecter immédiatement une perte de qualité. La dégradation de ces images peut entraîner des erreurs d'interprétation, ce qui pourrait avoir de lourdes conséquences cliniques. Une seconde justification pour la mise en oeuvre de ce contrôle est la vérification des performances du dispositif suite à une opération de maintenance, susceptible d'avoir affecté un paramètre en lien avec la qualité image par exemple.

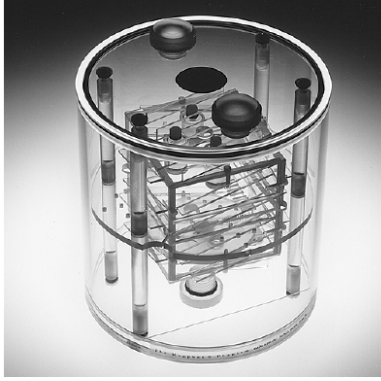
Pour vérifier le bon fonctionnement d'un dispositif d'imagerie, on image un *fantôme*, c'est-à-dire un objet dont les formes et les caractéristiques sont connues. Dans ce TP, nous allons travailler sur des fantômes d'imagerie par résonance magnétique (Figure 1a), observables selon différentes coupes en fonction du type de contrôle qualités désirés (Figure 1b). L'objectif sera d'établir la qualité de résolution, de contraste et de bruit d'un IRM.

## Exercice I (7 points) : Étude de la résolution

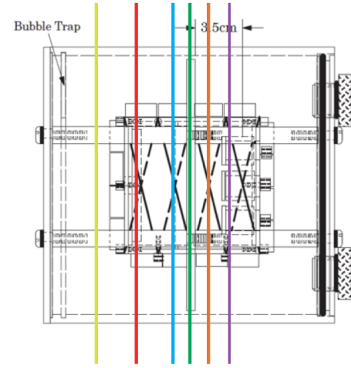
### Mesure de la résolution spatiale

**Q1.** Ouvrez et affichez l'image **resolution.png**. (Affichez l'image en niveau de gris, cachez les axes et ajoutez un titre.)

**Q2.** Le constructeur indique que la largeur du cube est de 10 cm. En déduire la largeur d'un pixel en millimètre. (Les coordonnées des coins supérieurs du carré sont **(160, 151)** et **(356, 157)**.)



(a) Schéma descriptif du fantôme d'imagerie étudié dans ce TP (un Magphan cylindrique de *The Phantom Laboratory*).



(b) Coupe du fantôme pour les différents tests de contrôle de qualité.

**Figure 1.** Fantôme IRM

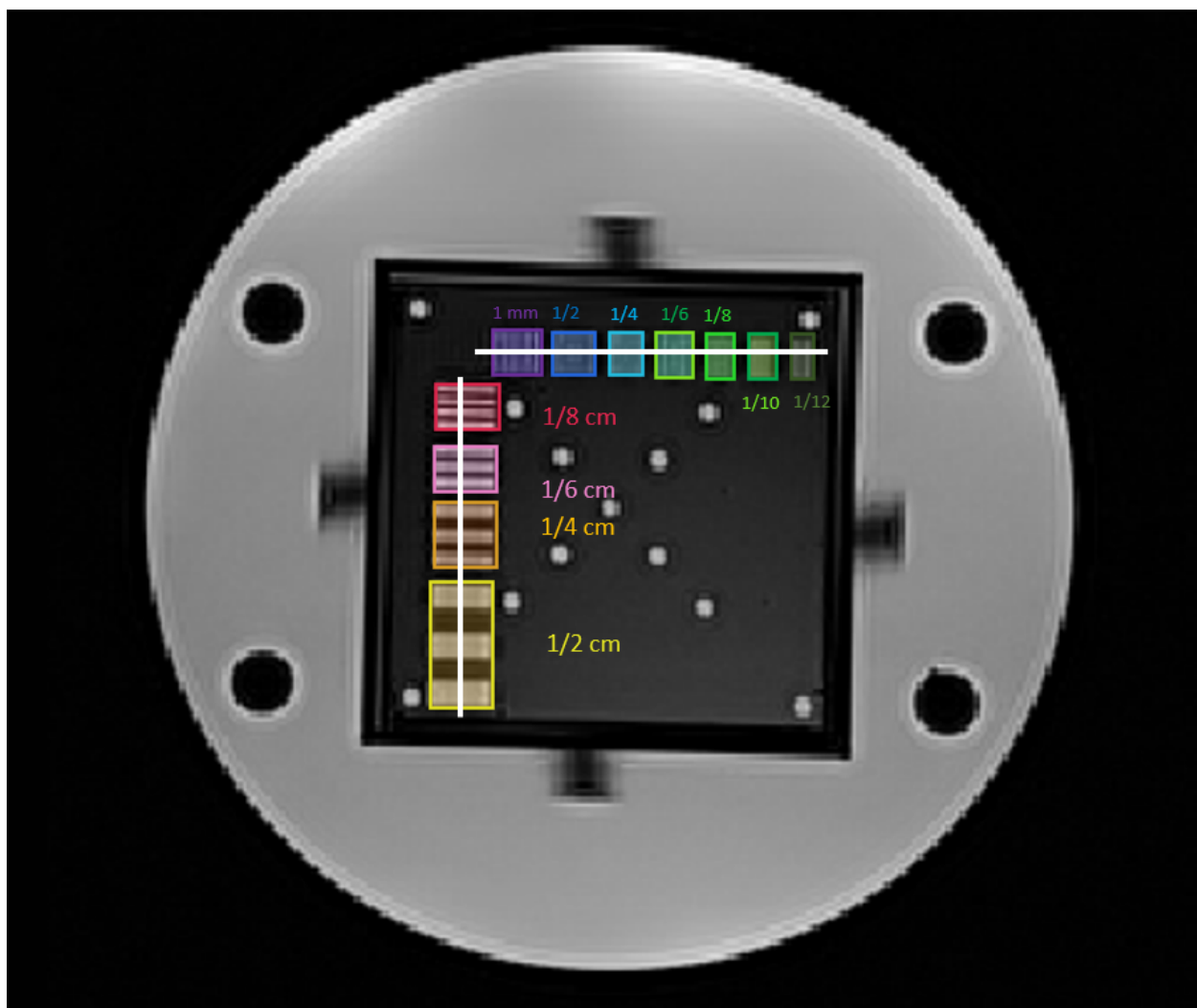
**Q3.** Définissez la méthode `downsample(img, f)` qui prend en paramètre une image et un facteur de sous-échantillonnage et renvoie l'image dont seulement 1 sur  $f$  pixel a été conservé.

**Q4.** Affichez les images sous-échantillonnées pour  $f=2,5,8$ . Comment évolue la largeur d'un pixel en mm lors du sous-échantillonnage?

Le constructeur a inclus dans le fantôme un test de haute résolution. On retrouve dans le fantôme une série de mire en acrylique (horizontales et verticales) dont la taille varie de  $1/2$  à  $1/8$  cm (mires horizontales) et de  $1$  à  $1/12$  mm (mires verticales). Les mires sont disposées en blocs, dont les caractéristiques sont notées dans le tableau 1. La Figure 2 vous montre la disposition de ces blocs, chacun ayant une couleur distincte.

**Q5.** Affichez l'évolution des intensités des pixels le long des 2 axes (affichés en blanc sur la Figure 2) qui coupent les mires perpendiculairement. Pour quelles tailles de mire peut-on distinguer toutes les lignes?

**Q6.** Discutez de la relation entre la résolution de l'image (largeur d'un pixel) et la taille du plus petit objet observable. Sachant la résolution, quelle est la taille minimale observable? Est-elle garantie?



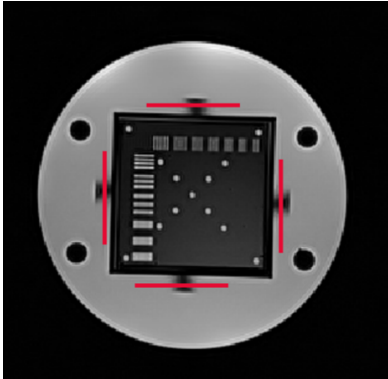
**Figure 2.** Mires hautes résolutions.

**Tableau 1.** Caractéristiques des mires

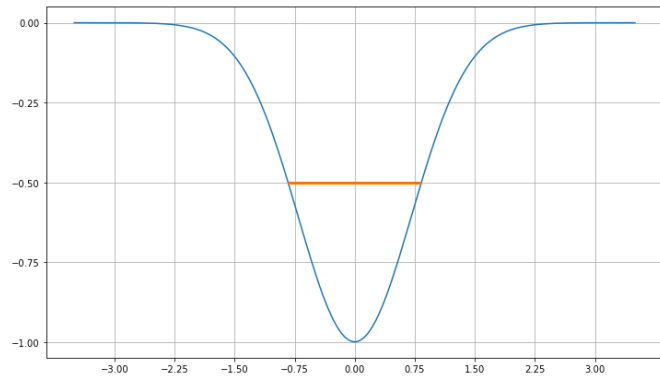
Position	Taille des mires individuelles	# mires / bloc
Horizontales	1/8 cm	4
	1/6 cm	3
	1/4 cm	3
	1/2 cm	3
Verticales	1 mm	5
	1/2 mm	5
	1/4 mm	5
	1/6 mm	5
	1/8 mm	5
	1/10 mm	5
	1/12 mm	5

## Mesure de l'épaisseur de coupe

Outre la résolution latérale, le fantôme permet aussi de mesurer l'épaisseur de la coupe réalisée par l'IRM. Pour ce faire on mesure la largeur des rampes contenues dans le fantôme (voir Figure 3a). Les paramètres de l'IRM indiquent que les images ont été acquises avec une épaisseur de coupe théorique de 2 mm. Nous allons maintenant vérifier cette valeur.



**(a)** Rampes de mesure d'épaisseur de la coupe. Les lignes de profils à extraire sont affichés en rouge.



**(b)** Largeur à mi-hauteur d'une gaussienne.

**Figure 3.** Largeur à mi-hauteur des rampes

**Q7.** Affichez les profils d'intensités des 4 rampes et mesurer graphiquement la largeur des gaussiennes à mi-hauteur.

*Indice:* Vous pouvez normaliser le signal sur une gamme d'intensité plus facile à manipuler. Vous pouvez ensuite tracer une ligne horizontale pour vous aider à mesurer la largeur à mi-hauteur.

Sachant que l'inclinaison des rampes est de  $14^\circ$ , l'épaisseur  $e$  de la coupe se calcule par:

$$e = \tan(14^\circ) \times FWHM$$

où  $FWHM$  est la largeur à mi-hauteur **en millimètre** de la gaussienne formée par le profil d'intensité.

**Q8.** Sachant que la tolérance sur l'épaisseur de coupe est de  $\pm 0.2$  mm, l'IRM passerait-il le contrôle qualité?

## Exercice II (6 points) : Analyse du contraste et du bruit

### Mesure du contraste

Afin d'évaluer le contraste de l'IRM, le fantôme contient 4 ampoules cylindriques qui peuvent-être remplies par des solutions d'opacités différentes. On veut mesurer le contraste entre chacune de ces ampoules et le fond du fantôme.

**Q1.** Chargez et affichez l'image **contraste.png**.

**Q2.** Chargez et affichez aussi les 4 matrices numpy **vial1.npy**, **vial2.npy**, **vial3.npy** et **vial4.npy**. Chacunes contient le masque<sup>1</sup>d'une des ampoules.

**Q3.** Créer le masque de fond du fantôme, c'est-à-dire le carré central privé des 4 ampoules. (Il faut créer une matrice de 0 de la même taille que l'image, mettre à 1 tous les pixels à l'intérieur du carré central puis lui soustraire les masques de chaque ampoule).

**Q4.** Calculez l'intensité moyenne sur ces 4 régions et sur le fond du fantôme. En déduire le contraste entre chaque ampoule et le fond du fantôme.

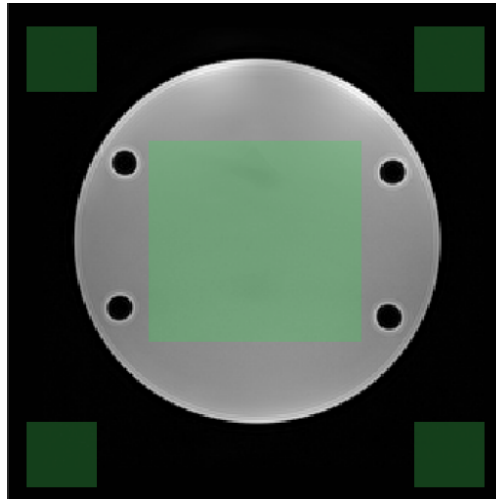
---

<sup>1</sup>Un masque est une image binaire (dont les pixels valent soit 0 soit 1) qui identifie une région de l'image.

## Mesure du rapport signal/bruit

**Q5.** Chargez et affichez l'image `bruit.png`.

**Q6.** Calculez le rapport signal/bruit (SNR) en décibel, en vous inspirant des zones indiquées sur la Figure 4: une grande région d'intérêt au centre, 4 petites zones de fond en périphérie.



**Figure 4.** Zones échantillons de la région d'intérêt (au centre) et du fond (en périphérie).

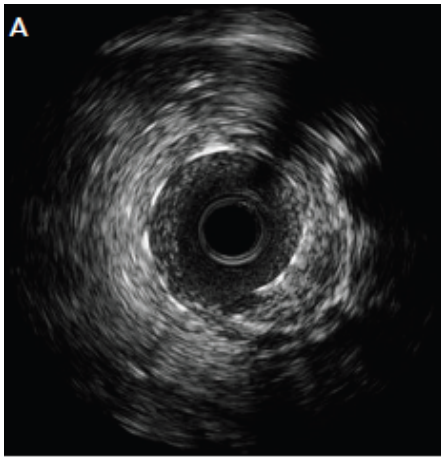
**Q7.** Que représente le rapport signal/bruit? Est-il préférable d'avoir un SNR faible ou fort?

## Exercice III (bonus, 1.5 points) :

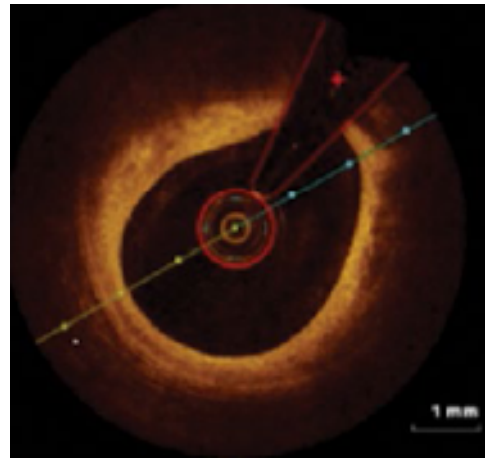
### Comparaison d'imageries intra-vasculaires

Suite à l'apparition des premiers cathéters dédiés à l'étude des artères coronaires qui irriguent le coeur, la miniaturisation des capteurs d'imagerie a rendu possible l'imagerie intra-vasculaire de ces vaisseaux. Grâce à ces techniques d'imagerie, les cliniciens peuvent visualiser et caractériser les lésions vasculaires cardiaques pour mieux comprendre leur évolution. Parmi ces techniques, deux se distinguent: l'échographie et l'OCT intravasculaire. L'échographie intravasculaire est aujourd'hui la plus utilisée: elle permet d'imager par ultrason et sans agent de contraste la paroi du vaisseau. L'OCT intravasculaire est plus récente et plus coûteuse: elle possède une meilleure résolution radiale grâce à l'utilisation d'onde

infra-rouge. Cependant le sang (opaque à ces longueurs d'onde) doit être drainé et remplacé par un agent de contraste transparent autour du capteur.



(a) Échographie intravasculaire coronaire.



(b) OCT intravasculaire coronaire.

**Figure 5.** Imageries intravasculaires.

**Q1.** Chargez et affichez les images **echo.png** et **oct.png** ainsi que les masques des lumières **echo\_lum.png**, **oct\_lum.png** et des parois des vaisseaux **echo\_pari.png** et **oct\_pari.png**.

**Q2.** En prenant pour région d'intérêt la paroi et pour région de fond la lumière du vaisseau, calculez le contraste de la paroi et le rapport signal/bruit des deux modalités.

**Q3.** Discutez, en vous basant sur vos résultats et sur la présentation des deux modalités ci-dessus, du choix de l'une ou l'autre pour effectuer une simple mesure de la taille de la lumière du vaisseau.



## Séance II.

# Analyse de signaux 1D

## Exercice IV (7 points) : FFT d'un signal théorique

Soient les trois signaux sinusoïdaux  $Y_1(t)$ ,  $Y_2(t)$  et  $Y_3(t)$  suivants ( $t$  est en secondes):

$$Y_1(t) = 7 \cos(2\pi \times 6t)$$

$$Y_2(t) = 4 \cos\left(2\pi \times 15t + \frac{3\pi}{2}\right)$$

$$Y_3(t) = -3 \cos(2\pi \times 30t)$$

**Q1.** Donnez l'amplitude, la fréquence et la phase de chacun de ces signaux.

Ces signaux seront échantillonnés à la fréquence  $F_e = 120$  Hz sur l'intervalle  $0 \leq t \leq 1$ .

**Q2.** Affichez les trois signaux superposés sur un même graphe (n'oubliez pas la légende).

**Q3.** Affichez la somme des signaux  $S(t) = Y_1(t) + Y_2(t) + Y_3(t)$ . Graphiquement, quelle semble-t-êtr la période du signal  $S$ ?

**Q4.** Affichez le module et la phase de la Transformée de Fourier Rapide (FFT) de chacun des signaux  $Y_1(t)$ ,  $Y_2(t)$  et  $Y_3(t)$  entre 0 et 60 Hz. Vérifiez que l'amplitude, la fréquence et la phase des signaux correspondent bien aux valeurs attendues. À noter que les fluctuations de phase lorsque le module est nul sont dues à la précision numérique.

**Q5.** De la même manière affichez le spectre de  $S$ . Quelle propriété de la transformée de Fourier est mise-en-évidence par cette expérience?

**Q6.** Pourquoi est-ce pertinent de tracer le spectre entre 0 et 60 Hz plutôt qu'entre 0 et 120 Hz?

**Q7.** Si on retardait  $Y_1(t)$  d'un quart de seconde de sorte que  $Y_1'(t) = Y_1\left(t + \frac{1}{4}\right)$ , comment évoluerait le module de son spectre? Même question pour sa phase à la fréquence de ce signal?

On échantillonne maintenant ces même signaux avec une fréquence d'échantillonnage  $F_e = 40$  Hz.

**Q8.** Tracez à nouveau  $S$  en temporel et en fréquentiel.

**Q9.** En étudiant ce nouveau spectre, lequel des 3 signaux a été altéré par le sous-échantillonnage. Pourquoi?

**Q10.** Quelle est la fréquence d'échantillonnage minimale pour assurer une bonne mesure de ces signaux?