

GBM8378 - Laboratoire 3 : Imagerie par résonance magnétique

Écrit par Frédéric Lesage, Julien Cohen-Adad, JF et TD.

Table des matières

<u>Partie I : Concepts d'imagerie</u>	1
1. <u>Lecture de l'image DICOM</u>	1
2. <u>Analyse de Fourier</u>	2
3. <u>Artéfacts</u>	2
<u>Partie II : IRM anatomique</u>	3
4. <u>Étude de l'image anatomique</u>	3
<u>Partie III : IRM fonctionnelle (IRMf ou fMRI)</u>	4
5. <u>Étude des images fonctionnelles</u>	4
<u>Partie IV : IRM de diffusion</u>	7
<u>Rapport</u>	8

Partie I : Concepts d'imagerie

1. Lecture de l'image DICOM

Les images issues du scanner IRM sont sous format DICOM (extension .dcm). Les fichiers DICOM permettent d'encoder de façon uniforme certains types d'information, notamment les images, et de cacher des informations propriétaires spécifiques au scanner. L'utilisateur n'a en général accès qu'aux données publiques. Une image 3D est sauvegardée sous plusieurs tranches, chacune sauvegardée dans un fichier séparé à l'extension '.dcm'. Dans Matlab, les fichiers sont lus par les commandes suivantes :

Lecture de l'information d'un fichier DICOM appelé image.dcm :

*info = **dicominfo**('image.dcm');*

Lecture de l'image contenue dans le fichier DICOM :

*info = **dicomread**('image.dcm');*

1.1. À partir des informations et du fichier : **FourierTransform_Test01-03-0011.dcm**

- A) Quelle est la largeur de la coupe en z? **1pt**
- B) Étant donné que nous imageons des protons et que le champ est de 3 Tesla, estimez approximativement la valeur du gradient magnétique qui est imposé en z pour former une tranche de cette largeur si nous supposons que la largeur de bande de l'impulsion RF est de 1kHz? **2pts**

2. Analyse de Fourier

Rappelons que le signal acquis en IRM est en fait la transformée de Fourier de l'image (voir les équations 13.46 et 13.47 du livre de Prince & Links). L'image du cerveau qu'on affiche est donc la transformée inverse des données.

- 2.1. Le fichier **FourierTransform_Test01-03-0011.dcm** contient une image (reconstruite) d'une tranche. Lire et afficher les deux images sous forme encodée en couleur (fonction "imagesc"). **1pt**
- 2.2. Les limitations d'acquisition liées au phénomène de Nyquist s'opèrent ici dans l'espace des fréquences spatiales. Afin d'étudier ce phénomène :
 - Faites la transformée de Fourier 2D de l'image ci-haut (provenant du fichier **FourierTransform_Test01-03-0011.dcm**).
 - Sous-échantillonnez cette transformée par un facteur 2 selon les deux axes (u et v). Pour conserver la taille de la matrice, faites cela en remplaçant un élément sur deux par 0 dans la transformée de Fourier.
 - Faites la transformée inverse.
- A) Illustrez l'image ainsi obtenue. Comparez-la avec l'image originale. Expliquez le phénomène observé et sa cause. **3pts**
 - Recommencez avec l'image originale, faites sa transformée de Fourier 2D.
 - Sous-échantillonnez cette transformée par un facteur 2 selon les deux axes (u et v). Cette fois-ci, retirez un élément sur deux (en u et v, donc 1 ligne sur 2 et 1 colonne sur 2). Vous diminuerez donc de moitié la taille de votre matrice dans chaque dimension.
 - Faites la transformée inverse.
- B) Illustrez l'image ainsi obtenue. Comparez-la avec l'image originale. Comparez-la avec l'image reconstruite à la partie A). Expliquez la différence et sa cause. **3pts**
- 2.3. L'acquisition dans l'espace Fourier a aussi un impact sur les facteurs qui déterminent la qualité de l'image.
 - A) Quels sont les facteurs physiques limitant la résolution spatiale ? **1.5pts**
 - B) Quels sont les facteurs d'instrumentation qui limitent la résolution spatiale ? **1.5pts**

3. Artéfacts

Cette section a pour but de vous faire simuler 2 artéfacts qui peuvent survenir de manière assez fréquente lors de l'acquisition d'une image par résonance magnétique : « spiking » et mouvement.

- 3.1. Spiking. À partir de l'image reconstruite provenant du fichier : **FourierTransform_Test01-03-0011.dcm**
 - A) Décrivez une procédure permettant de simuler un artéfact « spiking » à partir d'une image déjà reconstruite. Comment cet artéfact affecte-t-il l'image finale ? **1.5pts**
 - B) Implémentez cette procédure et testez quelques fréquences parasites différentes de manière à illustrer les différents effets possibles. **1.5pts**
- 3.2. Mouvement. Toujours à partir de l'image reconstruite provenant du fichier : **FourierTransform_Test01-03-0011.dcm**
 - A) Observez l'impact d'un mouvement sur le signal mesuré, c'est-à-dire sur le k-space. **2pts**
Pour cela :
 - a. Décalez votre image de 10 pixels (fonction circshift).

- b. Calculez le k-space de l'image originale et de l'image décalée
 - c. Observez-vous une différence sur la magnitude du k-space? Sur la phase du k-space? Commentez (indiquez aussi pourquoi la phase du k-space est en « arc en ciel »).
- B)** Décrivez une procédure permettant de simuler un artéfact correspondant à un mouvement global du patient en cours d'acquisition. **1pt**
- C)** Implémentez cette procédure pour un mouvement de 10 pixels dans la direction de votre choix. Considérez deux cas : (i) la deuxième moitié du kspace est affectée par le mouvement et (ii) une ligne du kspace sur deux est affectée par le mouvement. Expliquez vos résultats. **(Bonus: +2pts)**

Partie II : IRM anatomique

Installer la toolbox Matlab **NIFTI_20121012.zip**, dont vous utiliserez les fonctions dans cette section. Il suffit de copier les codes dans le dossier de travail ou dans un dossier faisant partie du "Path" de Matlab.

4. Étude de l'image anatomique

D'autres formats d'images sont souvent utilisés en IRM, par exemple le format NiftI (.nii). Charger l'image anatomique **structural.nii** en utilisant `load_nii`.

4.1. Il s'agit d'une image à 3 dimensions. Quelle est le nombre de voxels dans chacune des dimensions ? Quelle est la taille de chaque voxel (en mm) ? Indice : regarder la structure `hdr.dime` **1pt**

Visualiser l'image en utilisant `view_nii`. Cette image a été prise avec une séquence 3D de type écho de gradient (*gradient echo*). Le TR est très faible, il s'agit donc d'une image pondérée en T1. Un pulse d'inversion-récupération prépare les spins afin d'augmenter le contraste (suppression du liquide cérebrospinal). Le nom de cette séquence est « MPRAGE ».

Centrer la vue aux coordonnées (119, 109, 79).

4.2. Faire une capture d'écran (*screenshot*) de la vue axiale (seulement la vue axiale). Quelle est cette structure noire située aux coordonnées (119, 109, 79) ? Quelle stratégie a permis d'annuler le signal pour cette structure ? **2pts**

4.3. A quoi correspond le petit blob gris aux coordonnées (74,193,79) ? **2pts**

4.4. Observez la structure très brillante aux coordonnées (130,119,51) ? Il s'agit de l'artère basilaire (mis en évidence dans **FourierTransform_Test01-15-0001.dcm**). Pourquoi le signal de celle-ci n'a pas été supprimé comme pour 4.2? **2pts**

Partie III : IRM fonctionnelle (IRMf ou fMRI)

5. Étude des images fonctionnelles

Charger l'image **fmri.nii**.

La particularité de ce fichier est qu'il s'agit d'une image 4D (versus 3D pour l'image anatomique). Les dimensions (x,y,z,t) de l'image sont : 64×64×21×180. Cela implique qu'il y a 180 volumes 3D, un volume étant mesuré toutes les TR secondes. Ici, le temps de répétition TR = 3 secondes.

La séquence utilisée pour acquérir ces volumes est une séquence en écho de gradient, pondérée en T_2^* , utilisant la technique *echo planar imaging* (EPI). L'intérêt d'utiliser la technique EPI est d'obtenir un volume du cerveau complet très rapidement. Ici, chaque volume est acquis en seulement 3 secondes !! Par comparaison, le volume anatomique précédent a été acquis en 5 minutes. Bien sûr, la qualité d'image est moindre.

5.1. Citer deux caractéristiques montrant que la qualité des images EPI est inférieure à celle de l'image anatomique. Vous pouvez par exemple comparer l'image anatomique avec celle d'EPI et montrer la présence d'artefacts (préciser le type d'artefact). **3pts**

L'utilité d'acquérir autant de volumes à la suite est de tester la présence d'une activité neuronale lorsqu'une tâche motrice, sensorielle ou cognitive est effectuée par le sujet pendant l'acquisition. Cette expérience s'appelle **IRM fonctionnelle**. La beauté de cette technique est qu'elle permet de localiser spatialement l'origine de l'activité neuronale. La précision de cette localisation dépend donc de la résolution spatiale des volumes EPI (ici, 4×4×6 mm³).

La façon de procéder est la suivante. Pendant l'acquisition des nombreux volumes, le sujet est soumis à une activité fonctionnelle (passive ou active). On appelle cette période « ON ». Durant ces périodes, l'activation des neurones suscite un afflux sanguin qui influence le signal IRMf localement, dans la région activée du cerveau. Afin de pouvoir discriminer l'impact des périodes ON sur les images, il est important d'avoir aussi des périodes dites « OFF », pendant lesquelles le sujet est au repos et ne subit aucune activité contrôlée. La succession des périodes ON et OFF correspond au « paradigme » de l'expérience IRMf.

En premier lieu, familiarisons-nous avec le concept de données IRM 4D.

5.2. Extraire le décours temporel (*time course*) des voxels suivants :

[34,34,18]
[26,14,8]
[34,34,13]
[44,26,9]
[30,52,10]
[44,18,11]

Afficher les décours sur le même plot. Ne pas oublier les unités¹. Quel est le voxel où l'activité neuronale semble avoir lieu ? **2pts**

¹ Pour les ordonnées, vous pouvez mettre l'unité « a.u. », correspondant à *arbitrary unit*, car le signal a été mis à l'échelle (*scaled*).

Il est souvent utile de travailler avec le volume moyen EPI, correspondant à la moyenne de tous les volumes EPI 3D dans le temps.

```
Faire la moyenne des données IRMf dans la dimension temporelle
(data_mean=mean(nii.img,4)) afin de générer le volume EPI moyen. Pour l'afficher:
> nii=make_nii(data_mean);
> view_nii(nii)
```

Pour l'expérience d'IRM fonctionnelle, le paradigme était le suivant : ON pendant 45 s puis OFF pendant 45 s. Ce cycle est répété N fois pendant l'acquisition des 180 volumes.

5.3. Trouver N. 1pts

Nous allons maintenant partir à la recherche de l'activité neuronale... Pour cela, nous souhaitons savoir de façon exhaustive où l'activité neuronale a eu lieu. Nous pourrions continuer la méthode d'identification comme réalisé en 5.2 pour tous les voxels du volume, mais cela reviendrait à identifier manuellement $n_x \times n_y \times n_z$ voxels, soit 86016 voxels !! Par ailleurs il serait souhaitable d'utiliser une approche davantage quantitative que celle utilisée précédemment, qui se basait sur notre jugement. Utilisons notre cerveau pour trouver une façon plus efficace d'étudier le cerveau !

Une approche communément utilisée est de construire une carte statistique qui teste, pour chaque voxel, la correspondance temporelle entre le paradigme et le décours temporel. Une façon de faire est de moyenner le signal pendant la période ON et pendant la période OFF, puis de faire la différence entre ces deux moyennes. Cette différence sera ensuite divisée par l'écart type du signal. Cela revient à calculer le rapport contraste à bruit (CNR) de l'activité neuronale pour chaque voxel².

5.4. Reconstruire une carte (valeur à chaque voxel) de CNR de l'activité neuronale. Visualiser la carte d'activation superposée au volume moyen calculé précédemment, à l'aide du code donné ci-dessous. 3pts

Code Matlab pour superposer la carte d'activation tstat_3d construite en 5.4 au volume moyen data_mean:

```
% make it single
data_mean_single = make_nii(data_mean,nii_fmri.hdr.dime.pixdim(2:4),nii_fmri.hdr.hist.originator(1:3),16);

% threshold CNR map at 1.5
tstat3d_th = tstat3d;
tstat3d_th(find(tstat3d_th < 1.5)) = 0;

% load your activation map to "map" struct, extract its value and index to "opt" struct:
opt.setvalue.idx = find(tstat3d_th);
opt.setvalue.val = tstat3d_th(find(tstat3d_th));
```

² D'un point de vue statistique, ce calcul correspond au score t de Student. En associant une p -value (étant donné le degré de liberté qui correspond au nombre d'échantillons temporels - 1), nous pouvons accepter ou rejeter l'hypothèse nulle qui stipule qu'il n'y a pas de différence entre les deux moyennes (période ON versus période OFF).

```
% no interpolation
opt.useinterp = 0;

% keep actual ratio of the volume
opt.usestretch = 0;

% Plot activation map with background image by command:
view_nii(data_mean_single,opt);
```

On peut considérer que les changements hémodynamiques induits par l'activité neuronale sont étalés sur plusieurs voxels voisins.

5.5. Décrire une méthode permettant d'augmenter le CNR pour détecter l'activité neuronale (2 lignes max). **2pts**

Le cortex est organisé en régions fonctionnelles , i.e., une zone corticale correspond à une fonction. Par exemple le lobe temporal situé en arrière du cerveau sera responsable de la mémoire, alors que le lobe pariétal sera responsable de l'activité motrice, etc. Historiquement, le « mapping » des fonctions corticales avait commencé avec Wilfried Penfield, au *Montreal Neurological Institute*. Alors qu'il étudiait des patients épileptiques avec des électrodes implantées, Dr. Penfield a pu identifier la localisation des aires somato-sensorielles. Brodmann a poursuivi ces travaux en proposant un atlas des fonctions du cerveau, encore utilisé aujourd'hui.

5.6. À partir de la carte statistique disponible dans le fichier: **fmri_result_template.png**, retrouver le type de stimulation qui a été utilisé pour cette expérience d'IRM fonctionnelle. Pour cela, utilisez l'atlas interactif de Brodmann³, qui relie aire corticale et fonction. Aucun code n'est nécessaire. **2pts**

Précédemment, nous avons utilisé une méthode temporelle pour identifier la localisation de l'activité neuronale, i.e., basée sur la phase des transitions ON/OFF.

5.7. Décrire une autre façon d'obtenir une carte de l'activité fonctionnelle, utilisant la transformée de Fourier. **1pts**

³ <http://imaging.mrc-cbu.cam.ac.uk/imaging/NeuroanatomyTutorial>

Partie IV : IRM de diffusion

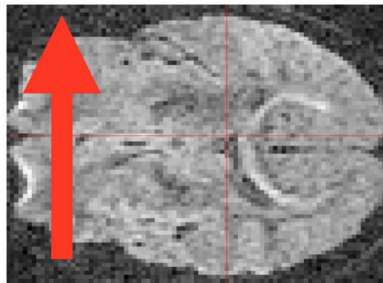
6. Etudes d'images de diffusion

Travaillez à présent dans le dossier **Diffusion/fantomes_Fibres**. Ce dossier comporte les données d'une acquisition DTI faite sur un fantôme synthétique⁴. Le fantôme est décrit dans le fichier **fantome_description.pdf**.

Les données ont été enregistrées dans le format NIFTI: **dwi.nii**. Comme les images FMRI il s'agit d'un volume 4D 96x48x1x65. La dimension est de 1 dans la direction Z car il s'agit d'une seule coupe axiale du fantôme. Nous avons 65 volumes dans la 4e dimension, qui ont été acquis avec différentes directions d'encodage de diffusion.

6.1 Rappelez brièvement comment est encodée la diffusion en IRM. **3pts**

6.2 Charger et affichez le volume avec view_nii. Vous pouvez naviguer entre les différents scans grâce au curseur "scan ID". Certains volumes présentent beaucoup plus de signal, pour ces volumes l'encodage en diffusion n'a pas été activé. Affichez deux volumes différents et indiquez par une flèche la direction d'encodage de diffusion (qualitativement), comme l'exemple ci-dessous pour une coupe de cerveau (utilisez powerpoint): **2pts**



Grâce aux 65 directions **u** acquises ici, on peut résoudre les 6 inconnus du tenseur de diffusion [D], voxel par voxel. Ce tenseur représente l'ellipsoïde de diffusion, et permet d'indiquer la direction des fibres du tissu dans ce voxel !! (cf cours #2):

⁴ <http://www.nitrc.org/projects/diffusion-data>

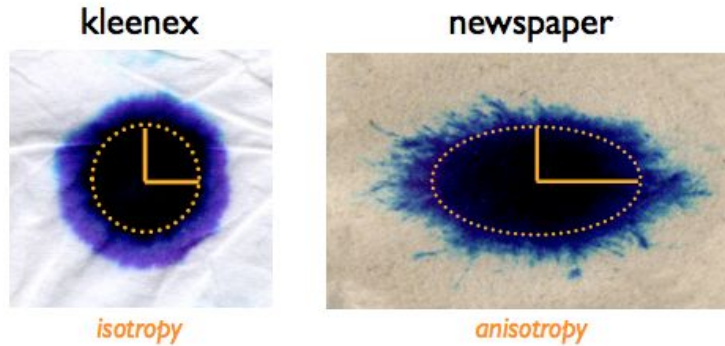


Figure 1 : Représentation du tenseur de diffusion [D] pour (gauche) le Kleenex , qui ne présente pas d'orientation privilégiée des fibres, et (droite) le papier journal dont les fibres sont orientées (horizontalement ici)

Le tenseur est une matrice 3x3 symétrique:

$$[D] = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix}$$

Et celui-ci est relié au Signal IRM selon la loi suivante:

$$S = S_{b=0} \cdot \exp(-b \cdot \vec{u}^T [D] \vec{u})$$

Avec \vec{u} la direction d'encodage de diffusion, b l'intensité de l'encodage (ici $b=1000\text{s/mm}^2$), $S_{b=0}$ le signal sans encodage de diffusion et $[D]$ le tenseur de diffusion.

6.3 Question bonus: Les 65 directions \vec{u} sont dans le fichier bvecs.txt (utilisez load('bvecs.txt')). Ecrivez un script permettant de trouver les 6 inconnus D_{xx}, D_{yy}, \dots du tenseur de diffusion voxel par voxel.

Indications: 1-les lignes nulles de la matrice $\vec{u}^T [D] \vec{u}$ correspondent aux images $S_{b=0}$

2- Développez $\vec{u}^T [D] \vec{u}$ dans l'équation pour retrouver une équation linéaire de la forme :

$$y = Hd$$

avec $d = [D_{xx} \ D_{yy} \ D_{zz} \ D_{xy} \ D_{xz} \ D_{yz}]^T$.

3- Résoudre cette équation surdéterminée voxel par voxel (voir "pseudo-solution" sur internet)

Nous avons résolu l'équation voxel par voxel. Les éléments du tenseur de diffusion ont été stockés dans la matrice **DxxDyyDzzDxyDxzDyz.nii**. Cette matrice est donc de 4 dimension 96x48x1x6 . La 4e dimension correspond au 6 éléments du tenseurs $[D_{xx} \ D_{yy} \ D_{zz} \ D_{xy} \ D_{xz} \ D_{yz}]$ (en mm^2/s).

6.4 Diagonalisez le tenseur de diffusion voxel par voxel pour trouver le vecteur de diffusion principal \vec{v}_p , ainsi que le coefficient de diffusion dans cette direction L_p . Affichez

une image montrant la direction des fibres pondéré par L_p : $\text{quiverc}(v_p(:, :, 1, 2) * L_p, v_p(:, :, 1, 1) * L_p)$. **2pts**. Interprétez **2pts**.

6.5 A quoi correspondent les vecteurs propres et les valeurs propres associées? **1pt**

6.6 Question bonus: **(+5pts!!)** Appliquez votre script à la coupe axiale et coronale de cerveau présent dans le dossier **Diffusion/Brain**⁵. Ici nous ne vous avons pas fourni **DxxDyyDzzDxyDxzDyz.nii** (cf 6.3 pour le calculer). Pouvez-vous nommer quelques structures que vous avez mis en évidence?

⁵ <http://www.cabiatl.com/CABI/resources/dti-analysis/>

Rapport

Faites un rapport d'au plus 10 pages qui répond aux questions du laboratoire. Il n'est pas obligatoire d'inclure d'introduction ni de conclusion. Dans vos réponses, faites des liens avec les principes d'imagerie (espace de Fourier, théorème de Nyquist, etc.) afin de démontrer clairement que vous comprenez les phénomènes en cause.

2 séances de 2 heures.

À remettre une semaine après le dernier laboratoire sur moodle.

Pondération :

Partie I : Concepts d'imagerie 19 pts
Partie II : IRM anatomique 7 pts
Partie III : IRM fonctionnelle : 14 pts
Partie IV : IRM de diffusion : 10pts
Total : 50 pts