

**Elastographie par Résonance Magnétique Nucléaire cérébrale**

**COMPTE RENDU de stage de Master 2**

**Par DIMITRI PIANETA**

**Master Ingénierie Mathématique et Image de la Rochelle session 2012-2013**

## INTRODUCTION

*Nous allons voir dans ce compte-rendu de stage du Master Ingénierie Mathématique et Image différentes éléments de réflexion et de solution à ma problématique posée.*

*Depuis que l'IRM est née, différents algorithmes ont été pensés et réalisés. Dans un premier temps, nous connaissons les progrès techniques qui ont eu pour l'IRM<sup>1</sup>. Ces nouveautés technologiques ont permis de créer la nouvelle branche de la science le traitement de l'image.*

*Il y a eu de nombreux algorithmes et de formats d'images existants dans le passé pour l'imagerie dite médicale. Il fallait trouver un format qui permettait de numériser les images médicales en les dégradant le moins possible lors de l'opération de compression (le JPEG<sup>2</sup>, le JPEG-lossy, jusqu'au JPEG2000 qui utilise le nouveau outil les ondelettes 2D).*

*De plus, il fallait aussi trouver une façon de stocker des métadonnées (nom du Patient, information sur l'image...) pour permettre la réouverture de l'image pour qu'une autre personne puisse le lire. Et le dernier point, ce nouveau format d'imagerie devait être commun à tout les constructeurs d'appareils médicaux (IRM, scanner, ultrason,...). Il est né DICOM<sup>3</sup>. Depuis 1993, nous sommes sur la troisième version de DICOM.*

*Nous avons vu un format standard qui va suivre mon travail de développement. Une autre avancé différente très récente est l'ultrason pour l'élastographie. C'est l'étude mécanique du comportement de viscosité d'un tissu. Je vais m'intéresser dans ce compte-rendu qu'à l'utilisation pour le cerveau. De plus, une nouvelle technique est née en IRM depuis cinq – six ans, la MRE<sup>4</sup> ou l'ERM<sup>5</sup> qui a pour objectif première de faire vibrer une zone de l'anatomie du patient pour voir son élasticité tissulaire.*

*Je vais m'intéresser ici au cerveau et développer des algorithmes pour ce type d'imagerie très particulière. La problématique posée et innovante pour mon travail de recherche est de trouver le battement du cœur dans le cerveau sans effectuer une vibration sur le cerveau. De voir ou pas, si il y a ou pas un flux sanguin venant du battement du cœur.*

*Je vais dans ce compte rendu diviser ce document en trois parties : une présentation de l'entreprise et des travaux réalisés ; la théorie que j'ai dû développer pour comprendre le sujet ; et je finis par la partie résultats.*

*Bonne Lecture,*

*Dimitri*

---

<sup>1</sup> Imagerie magnétique par résonance

<sup>2</sup> Joint Photographic Experts Group

<sup>3</sup> Digital Imaging and Communications in Medicine

<sup>4</sup> Magnetic Resonance Elastography

<sup>5</sup> Elasticité Magnétique Résonance

## **REMERCIEMENTS**

Je remercie tout d'abord J.P. REMENIERAS et L. BARANTIN pour m'avoir accueilli dans leur laboratoire.

Je remercie l'ensemble des personnes de l'U930 pour leurs gentilleses.

Je remercie l'ensemble des correcteurs de ce mémoire.

Je remercie aux lecteurs de ce mémoire de le lire avec attention.

# Sommaire

## **Partie A : Entreprise et travaux réalisés**

I) Lieu du stage : .....	6
II) Cahier des charges .....	8
III) Tableaux de travail : .....	9
IV) Données techniques : .....	10
V) Tableau résumant les codes créés .....	11

## Partie B : Les travaux et les théories

I) Les faits importants dans l’histoire de l’IRM : .....	14
II) Mes premiers travaux : .....	17
III) La théorie:.....	19

## Partie C : Explications des codes

I) Les codes :.....	65
II) Résultats : .....	83

## Partie D : Conclusion

I) Conclusion .....	97
---------------------	----

Annexes .....	98
---------------	----

REFERENCES .....	134
------------------	-----

## **PARTIE A : Entreprise et travaux réalisés**

## I) Lieu du stage :

### a) Lieu d'accueil :

J'ai effectué mon stage au sein de l'unité « Imagerie et Cerveau » de l'Inserm<sup>6</sup> UMR930, de l'Université François Rabelais de Tours, du 04 février au 26 juin 2013.

L'adresse géographique est la suivante :

**INSERM U930 équipe 5-**

**Bâtiment Vialle**

**Faculté de médecine 10 boulevard Tonnellé**

**37032 TOURS**

### Plan :



Figure 1 : plan du site du stage

### b) Problématique de l'unité :

L'unité s'intéresse au développement cérébral normal et pathologique, de la période périnatale à l'âge adulte. Son principal objectif est la mise en place, la validation et l'utilisation en recherche clinique de méthodes d'imagerie afin d'aider à la compréhension des mécanismes physiopathologiques impliqués dans le développement et le fonctionnement du cerveau.

---

<sup>6</sup> Institut national de la santé et de la recherche médicale

L'unité associe 5 équipes ayant des expertises complémentaires en imagerie, en neurosciences et en recherche clinique dans les domaines du neurodéveloppement, de la neurodégénérescence et des troubles affectifs. Cette complémentarité permet une approche translationnelle des thématiques visant à développer de nouvelles méthodes de diagnostic et à promouvoir la mise en place de nouvelles stratégies thérapeutiques.

Voici l'ensemble des équipes :

- L'équipe «**Autisme**» cherche à améliorer les stratégies diagnostiques et thérapeutiques grâce à une meilleure compréhension des mécanismes physiopathologiques qui sous-tendent les symptômes observés dans l'autisme.
- L'objectif de l'équipe «**Neurogénétique et Neurométabolique**» est d'identifier de nouveaux gènes, des mécanismes épigénétiques, des anomalies biochimiques, impliqués dans l'autisme, la déficience mentale et la sclérose latérale amyotrophique.
- L'équipe «**Imagerie moléculaire du Cerveau**» tente de décoder des mécanismes physiopathologiques du système nerveux central pour améliorer le diagnostic précoce et l'évaluation de traitements de pathologies liées à des processus de neurodégénérescence, de neuroinflammation, et d'anomalies de la neurotransmission.
- L'hypothèse générale de l'équipe «**Troubles affectifs**» est que chez les patients atteints de tels troubles, l'absence de réponse (ou une réponse partielle) aux thérapies avec des antidépresseurs peut être liée à des marqueurs spécifiques.
- L'équipe «**Imagerie et Ultrasons**» œuvre pour proposer des techniques d'imagerie ultrasonore, mais aussi l'IRM, pour l'analyse des processus de dégénérescence et de maturation cérébrales et la mise en œuvre de stratégies thérapeutiques ciblées.

*Mon stage a été effectué dans l'équipe 5 dite « Imagerie et Ultrasons ».*

### c) **Présentation de l'équipe 5 :**

L'équipe 5 a pour objectif essentiellement l'exploration des aspects physiques et techniques des ultrasons pour le diagnostic et la thérapie. Plus particulièrement, l'équipe œuvre pour proposer des techniques d'imagerie ultrasonore, mais aussi l'IRM pour l'analyse des processus de dégénérescence et de maturation cérébrales et la mise en œuvre de stratégies thérapeutiques ciblées. Le dépistage des lésions tissulaires et les développements méthodologiques par imagerie haute résolution sont également au cœur des préoccupations de l'équipe.

Le programme de recherche en ultrasons de l'équipe est translationnel allant de la conception de modèles théoriques, au développement de techniques ultrasonores d'imagerie et de thérapie et à la mise en application médicale des résultats scientifiques de cette recherche.

L'équipe a acquis des compétences ultrasonores dans les domaines des transducteurs innovants, des agents de contraste, de la biomécanique des tissus et des techniques de traitement de signal et d'image. Le projet de l'équipe 5 s'appuiera sur ces compétences afin de mettre en place le programme de recherche et d'atteindre ses objectifs.

## II) Cahier des charges

### a) Le sujet de stage :

La méthode d'Elastographie par résonance magnétique (MRE) est une méthode d'imagerie paramétrique permettant d'estimer les paramètres biomécaniques des tissus mous (foie, muscle, cerveau...). Cette méthode associe un vibreur externe générant une onde mécanique à l'intérieur de l'organe (régime harmonique de quelques dizaines de Hertz) à une séquence d'IRM adaptée permettant de mesurer les trois composantes du déplacement en 3D associé à la propagation de cette onde. Les cartographies des paramètres viscoélastiques ( $G'$ ,  $G''$ ) sont obtenues par résolution d'un problème inverse à partir d'un modèle théorique de propagation et des cartographies expérimentales de déplacements.

Récemment, J.B.Weaver et al [1] ont montré qu'il était possible d'utiliser les mouvements intrinsèques du cerveau liés à l'onde de pouls cardiaque à la place du vibreur externe. Les séquences IRM sont synchronisées sur les battements cardiaques par une mesure de la pression artérielle au doigt.

Dans le cadre du projet ANR COSTUM, nous mesurons par ultrasons ces mouvements naturels du cerveau (technique TPI : Tissue Pulsatility Imaging) sur une population de volontaires sains dans des tranches d'âge comprises entre 18 et 80 ans. Dans le cadre de ce protocole clinique, en complément des mesures TPI, nous avons mis en place les séquences d'acquisition MRE décrites par J.B.Weaver[1].

### b) Le but de mon stage :

Le but de ce stage est de réaliser le post traitement adapté sur ces enregistrements IRM afin d'aboutir aux cartographies d'élasticité du cerveau « in vivo » et en fonction des résultats, d'optimiser la séquence d'acquisition MRE.

Le travail demandé durant ce stage consiste à :

- 1/ Transformer les données DICOM de MRE en données de déplacement 3D au format Matlab pour le post traitement.
- 2/ Réaliser le problème inverse permettant d'estimer l'élasticité du tissu cérébral à partir de l'évolution temporelle de ces cartographies tridimensionnelles de déplacement. Une étude bibliographique approfondie sera nécessaire afin de choisir la meilleure approche.
- 3/ Analyser les résultats d'élasticité obtenue par cette nouvelle méthode d'imagerie en fonction de l'âge des volontaires de l'étude.
- 4/ Optimiser la séquence MRE en fonction des résultats obtenus (faible amplitude des mouvements du tissu cérébral, faible cadence d'obtention des images IRM, ...).



### III) Tableaux de travail :

Mode Tâche	Nom de la tâche	Durée	Début	Fin	Prédécesseurs
Planifié automatiquement	analyse des images DICOM, Documents powerPont, Nouvelle interface graphique	1 jour	Lun 04/02/13	Lun 04/02/13	
Planifié manuellement	finir élastrographie et début mécanique visqueux	1 jour	Mar 05/02/13	Mar 05/02/13	1
Planifié manuellement	étude mécanique	1 jour	Mer 06/02/13	Mer 06/02/13	2
Planifié manuellement	mécanique + début mécanique visqueux	2 jours	Jeu 07/02/13	Ven 08/02/13	3
Planifié manuellement	mécanique + lectures articles	6 jours	Lun 11/02/13	Lun 18/02/13	4
Planifié manuellement	étude du problème inverse	1 jour	Mar 19/02/13	Mar 19/02/13	5
Planifié manuellement	fin de la première lecture inverse MRE + lecture rhéologue suite	1 jour	Mer 20/02/13	Mer 20/02/13	6
Planifié manuellement	réunion + impémentation méthode de trie	1 jour	Jeu 21/02/13	Jeu 21/02/13	7
Planifié manuellement	recherche de méthode de débruitage	2 jours	Ven 22/02/13	Lun 25/02/13	8
Planifié manuellement	débruitage Gaussien	2 jours	Mar 26/02/13	Mer 27/02/13	9
Planifié manuellement	1er interface graphique	2 jours	Jeu 28/02/13	Ven 01/03/13	10
Planifié manuellement	création et suite de l'aide	1 jour	Lun 04/03/13	Lun 04/03/13	11
Planifié manuellement	continuation IHM, segmentation, continuation de l'aide en HTML	10 jours	Mar 05/03/13	Sam 16/03/13	12
Planifié manuellement	analyse des images DICOM, Documents powerPoint, Nouvelle interface graphique	4 jours	Lun 18/03/13	Jeu 21/03/13	13
Planifié manuellement	réunion 2	1 jour	Ven 22/03/13	Ven 22/03/13	14
Planifié manuellement	analyse des images DICOM, Documents powerPoint, Nouvelle interface graphique	15 jours	Lun 25/03/13	Ven 12/04/13	15

Planifié manuellement	IHM compléter et debug, +aide; fin de lecture article ERM; commencement lecture de la fonction inverse; travaux différents diaporamas	13 jours	Lun 15/04/13	Mer 01/05/13	16
Planifié manuellement	compréhension équation inverse + compte rendu de stage	4 jours	Jeu 02/05/13	Mar 07/05/13	17
Planifié manuellement	suite compte-rendu + lecture équation inverse	8 jours	Mer 08/05/13	Ven 17/05/13	18
Planifié manuellement	équation inverse	10 jours	Lun 20/05/13	Ven 31/05/13	19
Planifié manuellement	différents programmes	15 jours	Lun 03/06/13	Ven 21/06/13	20

#### IV) Données techniques :

NOM/ Matériel	Descriptions
Matériels	Ordinateur
Systèmes	Windows 7
Logiciels	Matlab
Langages	Java(6.0), package dcm4che2 et pixelMed

## V) Tableau résumant les codes créés

Soulignés en jaune sont les différentes IHM<sup>7</sup>s.

Nom du programme	Créer	Non créer	Descriptions
Anomized	<del>X</del>		Permet de rendre anonyme le fichier DICOM
boucleInterpolation2	<del>X</del>		Script test des méthodes d'interpolation avec waitbar2 et dicomdir2
controllInterpolation	<del>X</del>		C'est l'interface graphique pour l'interpolation
dcmToMetadata	<del>X</del>		Fonction qui donne une chaîne de caractère de métadonnée
dcmTotxt	<del>X</del>		Convertie un fichier dicom (les métadonnées) en un fichier texte
Dicomdir	<del>X</del>		Permet de lire un fichier qui se trouve dans un répertoire
dicomdir2	<del>X</del>		Permet de lire un fichier se trouvant dans un sous-répertoire
dicomdir3	<del>X</del>		Permet lire un fichier en niveau 3.
DicomViewer	<del>X</del>		Programme principale de l'interface mère
DrawImage3D		<del>X</del>	Vérifier et corriger. Ce programme permet de faire du 3D des images DICOM pour une séquence 3D.
interpolKernel	<del>X</del>		Programme des différents noyaux d'interpolation
interfacelImage	<del>X</del>		Cette interface permet de voir en 2D, de sélectionner l'ensemble du dossier Patient selon les 3 coupes de flux. Elle fait en même temps la différence entre images.
matriceIntensity	<del>X</del>		Programme qui gère le niveau de gris min ou max des intensités pixels
meansErrorInterpolation2	<del>X</del>		Permet de tracer les courbes réponses des noyaux d'interpolation
Metadata	<del>X</del>		Interface pour afficher les métadonnées
tagInformation	<del>X</del>		Fonction qui à l'ensemble des métadonnées à afficher dans une listbox
tagSeriesDescription	<del>X</del>		Fonction qui retourne l'étiquette SeriesDescription
trierImage1 et 2	<del>X</del>		La fonction trierImage1 prend un répertoire et trie les images coupes. La fonction trierImage2 prend un répertoire où il y a les répertoires à trier et fait des nouveaux répertoires de chaque fichier dicom de trie.
View3d_about	<del>X</del>		C'est l'about du programme avec son interface graphique

<sup>7</sup> Interface Homme Machine

waitbar2			Fonction qui améliore le waitbar de base
writtenMatrice3			Ecrire une matrice transformée dans DICOM que pour une image simple

En partie C, je vais expliquer l'ensemble des algorithmes.

## **Partie B : Les travaux et les théories**

## I) Les faits importants dans l'histoire de l'IRM :

Je cite quelques personnes importantes qui ont participé à l'avancée de l'IRM :

- *René Descartes* (1596-1650) qui travaille sur la vision et qui publie en 1637 la *Dioptrique* donc la théorie de la Lumière, et de la vision.

- *Walther Herman Nernst* (1864-1941) physicien allemand, qui a mené de nombreuses recherches dans les domaines de l'électrochimie, la thermodynamique, la chimie du solide et la photochimie. Ces découvertes incluent également l'équation qui porte son nom et qui intervient dans le calcul des potentiels des membranes.

- *William Harvey* (1578-1657), médecin et physiologiste anglais, met en évidence la **circulation du sang dans le corps humain**.

En **1820**: la relation entre électricité et magnétique a été prouvée par *Hans Christian Oersted*.

Cette trouvaille influence un français et un britannique qui sont *André-Marie Ampère* et *James Clerk Maxwell*.

La physique nucléaire est née par la découverte des rayons X et la radioactivité à la radiologie.








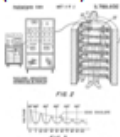



- **Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923)** effectue la première radiologie X (la main de sa femme en 1896)
- **En 1896, B. Becquerel** découvre l'Uranium.
- **En 1898, Pierre et Marie Curie** découvrent le Polonium et le Radium.

**En 1899, Ernest Rutherford (1871-1937)** découvre la transmutation du Thorium et la décroissance exponentielle ce qui lui permet d'identifier les particules alphas.

- **En 1903, Henri Becquerel, Pierre et Marie Curie** partagent le prix Nobel de Physique pour leur contribution extraordinaire à la découverte de la radioactivité spontanée et leur étude des rayonnements émis.
- **En 1911, Rutherford** découvre le noyau atomique.
- **En 1913, G. C. de Gevesey** utilise le radium isotope radioactif naturel pour étudier sa distribution dans le corps d'un mammifère. Il s'agit d'un 1<sup>er</sup> traceur.
- **En 1914**, premier service de radiologie.
- **En 1930, E.O. Lawrence**, met au point un accélérateur électromagnétique de Haut Fréquence. Ce phénomène sera repris pour le cyclotron.
- **En 1934, Irène et Frédéric Joliot** découvrent les isotopes radioactifs (Prix Nobel de physique 1934).
- **En 1937, J.C. Hamilton** effectue la première utilisation clinique du sodium radiolactif.
- **En 1938, S. Hertz** utilise l'iode radioactif (<sup>131</sup>I) pour l'étude de la physiologie thyroïdienne.
- **En 1939, G.C. Hervesy** met au point une méthode de détermination du volume sanguin utilisant des globules rouges marqués au phosphore (<sup>32</sup>P). J.H. Lawrence utilise ce procédé pour étudier les leucémies.
- **En 1942, J-G. Hamilton** effectue la 1<sup>ère</sup> application thérapeutique de l'<sup>131</sup>I et du <sup>32</sup>P.
- **En 1950**, premier scanner manuel apparaît, doté d'un compteur Geiger-Müller, puis d'un compteur à scintillations. Cette technique sera améliorée l'année suivante par B. Cassen, qui crée un scanner rectilinéaire.

- **En 1957, H. O. Anger** invente une caméra à scintillations, gamma-caméra capable de produire des images en corrélation avec le fonctionnement des organes, c'est la scintigraphie.
- **En 1963, G. N. Hounsfield**, ingénieur britannique, met au point des algorithmes mathématiques, qui sont appliqués ensuite par Allan M. Cormack pour les scanners.
- **En 1973**, première image d'IRM
- **En 1980**, début de la TEP (tomographie par émission de positons)

Le schéma suivant représente l'historique de l'IRM :

<p><b>1943</b></p> <p>Expérience fondatrice qui à mise en évidence le spin des particules (1922)</p>  <p>Otto Stern (1888-1969)</p>	<p><b>1951</b></p> <p>Développement de la méthode de l'écho de spin pour étudier des molécules de diffusion</p>	<p><b>1973</b></p> <p>1<sup>er</sup> image par résonance nucléaire</p>  <p>Paul Lauterbur (1929)</p>	<p><b>1975</b></p> <p>Richard Ernst décrit l'utilisation de la Transformée de Fourier pour le codage en phase et fréquence pour une reconstruction en 2D d'une image</p>  <p>(1933)</p>	<p><b>1977</b></p> <p>P. Mansfield présente la première technique d'accélération d'acquisition : l'écho-planar imaging</p>	<p><b>1987</b></p> <p>1<sup>er</sup> film en temps réel du battement cardiaque grâce à l'écho-planar imaging</p>	<p><b>1992</b></p> <p>Apparition de l'IRM fonctionnelle</p>	<p><b>1996</b></p> <p>1<sup>er</sup> images de propagation d'onde élastiques dans des tissus mous</p>	<p><b>1998</b></p> <p>IRM 3T est utilisée cliniquement pour le cerveau</p>	<p><b>2012...</b></p> <p>Une douzaine de cliniques dans le monde étudie avec une IRM de 7T.</p>
<p><b>1937</b></p> <p>Découverte de la RMN</p>  <p>Isidor Isaac RABIS (1898-1988)</p>	<p><b>1945</b></p> <p>Mise en œuvre de la RM Par Edward Purcell et Felich Boch</p>  <p>(1912-1997)</p>  <p>(1905-1983)</p>	<p><b>1966</b></p> <p>Développement de la transformation de Fourier pour la spectroscopie NMR</p>  <p>Richard R. Ernest (1933)</p>	<p><b>1971</b></p> <p>1<sup>er</sup> utilisation médicale de l'IRM par Raymond Damadian (T1 et T2)</p>   <p>(1936)</p>	<p><b>1974</b></p> <p>Introduction des bases théoriques de l'utilisation d'excitations sélectives</p>  <p>Peter Mansfield (1933)</p>	<p><b>1977</b></p> <p>P. Mansfield Et A. Maudsley fond les 1<sup>er</sup> image anatomie in vivo humain.</p> 	<p><b>1980</b></p> <p>Le groupe d'Elstein fait des images en 5 min.</p> <p>1<sup>er</sup> commercialisation d'unité MR avec champ magnétique de 0,3 et 0,6T.</p>	<p><b>1992</b></p> <p>Apparition de l'IRM fonctionnelle</p>	<p><b>1990</b></p> <p>Nouveau contrastes pour l'IRM</p>	<p><b>1994</b></p> <p>Des chercheurs des universités de Stony Brook à New York et de Princeton réalisent des images de poumon à l'aide de Xénon hyperpolarisé.</p>



## II) Mes premiers travaux :

Mon premier travail a été de comprendre le sujet (le post traitement adapté sur les enregistrements IRM), comprendre la mécanique des fluides et voir comment résoudre l'équation inverse. Ce qui a nécessité une grande période de lecture d'articles scientifiques.

En deuxième, j'ai assisté à une séance IRM<sup>8</sup> de champ magnétique 3T<sup>9</sup>.

Cet appareil d'imagerie fait beaucoup de bruit. Le patient est obligé d'avoir des bouchons anti-bruits pour atténuer le bruit de l'examen. Ce bruit est dû au champ magnétique circulant dans la pièce.

Le champ magnétique varie selon la distance que nous trouvons dans un bâtiment. (Figure 1)

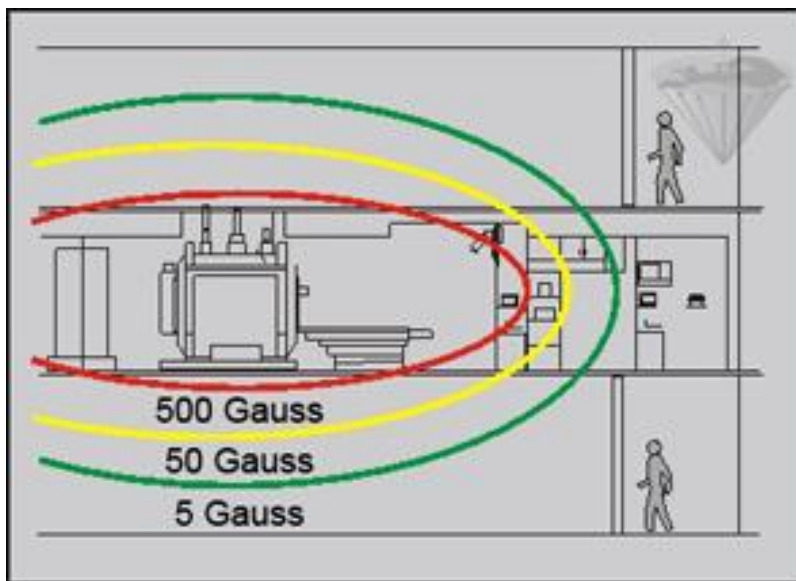


Figure 1 : selon la distance dans un bâtiment

Une synthèse des champs magnétiques avec quelques exemples :

1 Gauss = 0.0001 Tesla
Non blindé... Ecran couleur, tubes photomultiplicateur <sup>10</sup> , caméras nucléaires, scanners CT
5 Gauss = 0,0005 Tesla
Simulateur neurologique et simulateur biomédical comme le pacemaker...
10 Gauss = 0,001 Tesla

<sup>8</sup> Imagerie par Résonance Magnétique

<sup>9</sup> Tesla

<sup>10</sup> **Phototube** dans lequel le courant électrique émis par la cathode est amplifié par des émissions électroniques secondaires se produisant sur une ou plusieurs dynodes.

**Phototube** : Photodétecteur constitué d'un tube électronique produisant un courant électrique qui varie en fonction du flux énergétique incident, par effet photoélectrique externe.

**Photodétecteur** : Détecteur dont la structure permet d'extraire l'information contenue dans un rayonnement optique pour la rendre sous forme de signal électrique.

Support de donnée magnétique : disques, disquettes, carte de puce ; caméras nucléaire, scanner CT, écran couleur
--

20 Gauss = 0,002 Tesla
------------------------

Ordinateurs, lecteur de disque <sup>11</sup> , montre mécanique et caméras
--

Tableau 1 : Ordre de grandeur

La liste non exhaustive des recommandations pour passer une IRM et IRM 3T sont :



Danger: champs magnétique



Danger: champs électromagnétique haut-fréquence



Implantation active et implantation métallique comme pacemakers sont interdits.



Tous objets métallique sont non autorisés.



Tous corps métallique implantés



Tous supports métalliques (cartes de crédits, disquette...) sont non autorisés



Tous appareils métalliques comme les montres, caméras.

J'ai pu remarquer aussi que les salles d'IRM sont disposées selon une certaine disposition (figure 2).

Cet examen dure entre 30 minutes à 2 heures.

<sup>11</sup> Périphérique de stockage destiné à enregistrer et à lire des données sur un disque à l'aide d'un dispositif de lecture-écriture qui agit sur un support d'enregistrement.

- A - aire de réception (zone sécurité 1)
- B - aire de changement pour le patient (zone sécurité 2)
- C - pièce de contrôle (zone de sécurité 3)
- D- pièce de l'IRM (zone sécurité 4)
- C et D : sont des zones réservées

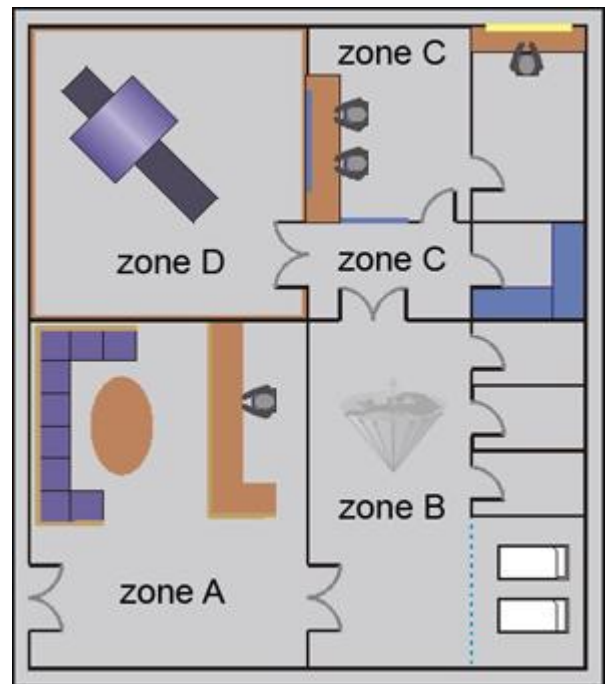


Figure 2: Schéma d'une salle d'IRM

Les images de l'3T doivent me permettre de visualiser les vaisseaux sanguins et leurs battements cardiaques dans le cerveau.

Lors de la rédaction de mon rapport, je ne suis pas certains d'avoir trouver des vaisseaux, mais quelques pistes de repérages.

Pour voir ces images, j'ai dû développer différents programmes pour afficher, ranger et zoomer sur les images... Je reviens sur cette partie dans la partie C de ce rapport.

La dernière étape de mon travail a été la résolution de l'équation inverse de l'équation onde élastographique voir partie C.

### III) La théorie:

#### 1) Elastographie :

##### a) Principes :

L'Elastographie est une imagerie d'élasticité qui remplace la palpation. L'IRM et l'ultrason sont insensibles à l'élasticité des tissus. Elle vise à mesurer ou à imager le module d'Young E.

Cette technique commence par l'article [3] qui a été déclencheur pour cette nouvelle méthode d'imagerie. Les premiers appareils commerciaux dès les années 2003 (Hitachi, Siemens, Echoscene). Elle regroupe IRM et l'ultrason.

On peut trouver dans la littérature différents termes d'élastographie :

- Elastography
- Strain imaging
- Sonoelastography
- Sonoelasticity
- MR elastography
- Supersonic Imaging
- Transient elastography
- Shear wave Imaging
- ...

Le spectre de mesure est le suivant figure 3.

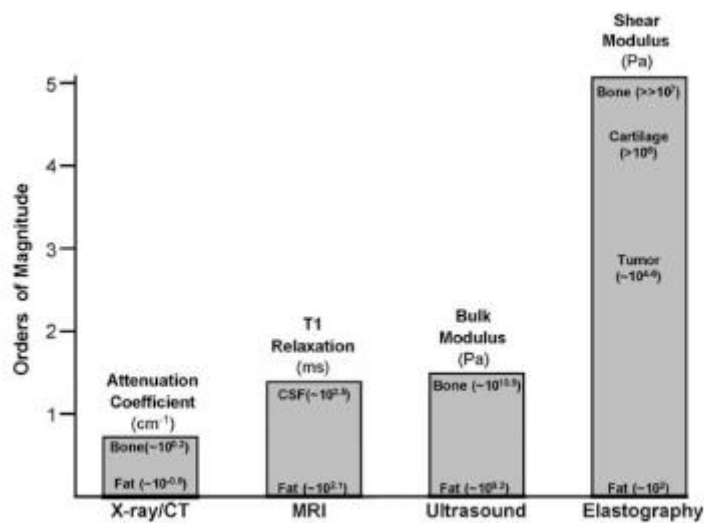


Figure 3: Diagramme de l'élasticité

Je vais faire un petit historique :

- 1950 : 1<sup>er</sup> technique imagerie élastographique.
- De 1950 à 1980 : Gao and al. [7] donnent différents détails de cette nouvelle méthode
- Depuis 2000 : la technique a évolué et changé. On travaille dans différent organe (cerveau, prostate, ...).
- Depuis 2007, différentes routines cliniques ont été mise en place.

b) *Physique de base :*

D'après la figure 4, on obtient la relation suivante :

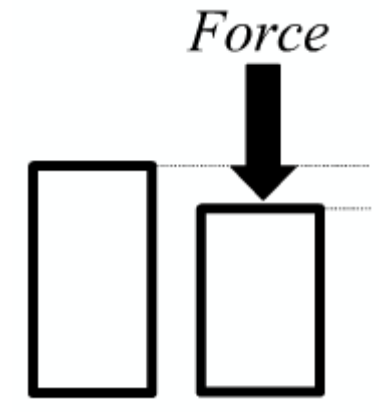


Figure 4 : La compression

$$\text{Déformation} = \frac{\text{Variation de longueur}}{\text{Longueur initiale}} \quad (9)$$

Et le module de Young :

$$E = \frac{\text{Force}}{\text{Déformation}} \quad (10)$$

Si E élevée, on aura une petite déformation, sinon E faible donc une faible force.

Module de cisaillement (figure 62) :

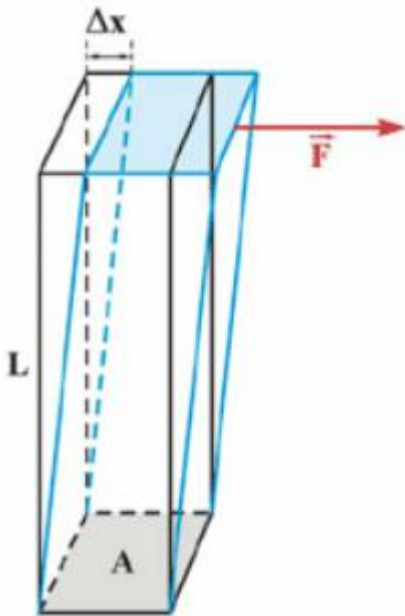


Figure 5: Déformation latérale

$$\mu = \frac{\text{Force}}{\text{Déformation latérale}} \quad (11)$$

Dans les tissus mous, le module de Young et le module de cisaillement est relié par la relation suivante :

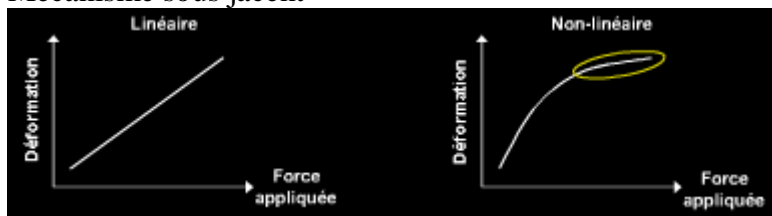
$$E \approx 3\mu \quad (12)$$

Quelques repères :

– Métaux	Plusieurs GPa	↑ Rigide
– Os	Plusieurs centaines de MPa	
– Caoutchoucs	Plusieurs centaines de kPa	↓ Mou
– Foie, fibrose ≥ F2	≥ 8 kPa	
– Graisse	1 - 6 kPa	
– Foie, normal	~ 2 kPa	

Nous allons maintenant les bases de l'élasticité. L'élasticité dépend de la vitesse de déformation :

- ✓ Les matériaux « résistent » d'autant plus que la déformation est rapide
- ✓ Mécanisme sous jacent

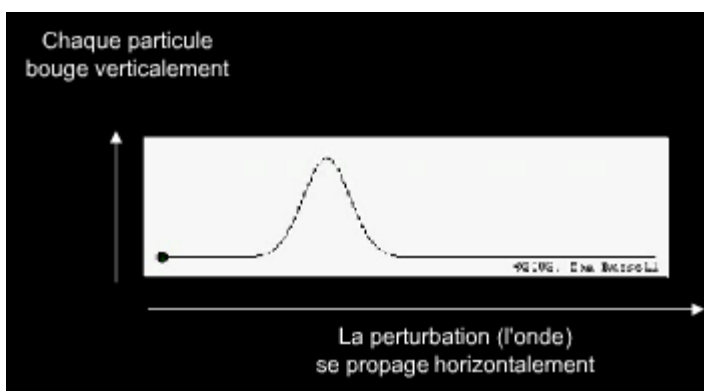


Les techniques plus utilisées (Strain Imaging, élastographie transitoire par onde de cisailment, élastographie par résonance magnétique –MRE-).

Il est possible de les regrouper en sous famille :

- ✓ *Techniques quasi – statiques* : Images de déformation et déformation lente (compression/relâchement) → Strain Imaging
- ✓ *Techniques par Ondes de Cisailment* : Images de module et de propagation d'une onde (continue ou transitoire) → élastographie transitoire par onde de cisailment, élastographie par résonance magnétique

Les ondes de cisailment est équivalent par exemple à prendre une corde et lui faire une onde, qui va se propager jusqu'à la fin de la corde.



On a une relation de ce phénomène ci-dessus :

$$Vitesse = \sqrt{\frac{\text{Module de cisaillement}}{\text{Masse volumique}}} \quad (13)$$

Descriptions de quelques méthodes :

➤ **Straing Imaging = ultrasonic elastography = sono-elasticity = sono-elastography**  
Le principe de cette technique est d'appuyer doucement, de faire des images échographiques consécutives (une avant et une après).

On mesure, ensuite la déformation des signaux élastographique.

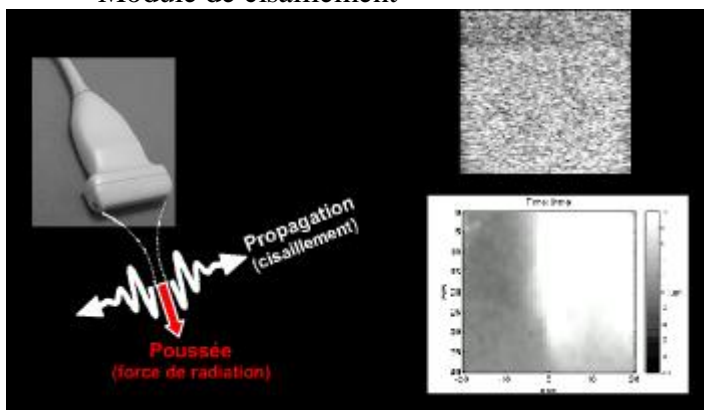
C'est un examen dynamique, mais la déformation n'est pas l'élasticité.  
*Avantages* : l'échographe standard, temps réel, information additionnelle

*Limites* : Elasticité relative, déformation n'est pas l'élasticité, anéchogène → pas d'élasto, Feneêtre acoustique

➤ **Elastographie transitoire = transient elastography = supersonic shear imaging**

Elastographie ultrasonore transitoire par ondes de cisaillement a pour principe suivant :

- ✓ Impulsion courte (choc) : l'onde de cisaillement
- ✓ Echographie ultra-rapide
- ✓ Mesure de déplacement entre 2 images consécutives
- ✓ Plusieurs images consécutives
- ✓ Estimation de vitesse
- ✓ Module de cisaillement



*Avantages* : quantitatif → suivi longitudinal possible, examen simple, ultra-rapide → insensible aux mouvements

*Limites* : fenêtre acoustique, propagation ne doit pas être oblique % plan d'image → élasticité surestimée et supersonic peu affecté, anéchogène → pas d'élasto

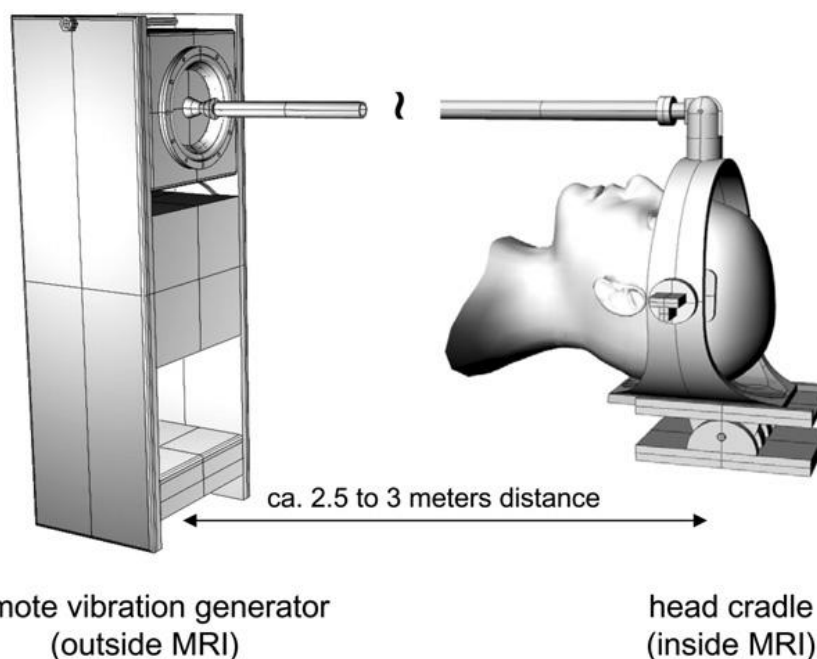
c) Elastographie par IRM (MRE)

On va utiliser un vibreur qui fait des ondes dans le matériau, et on ajoute des gradients additionnels de sensibilisation aux mouvements. (Noté: G).

Ce gradient permet de convertir la phase au déplacement. (Image de phase = image d'onde)

Avec plusieurs images décalées dans le temps, on fabrique un film des déplacements.

On fabrique l'estimation de vitesse et le module de cisaillement.



*Avantages* : quantitatif (module) → suivi longitudinal possible, propagation oblique acceptable → requiert 3D

*Limites* : Hypo-intense → pas d'élasto, sensible aux mouvements, contre-indication à l'IRM.

Résumer des trois techniques vues précédents :

	<b>Type d'image</b>	<b>Principe</b>	<b>Avantages</b>	<b>Limites</b>
<b>Strain Imaging</b>	Déformation	+/- selon élasticité	Simple, temps réel	Elasticité « relative »
<b>MRE</b>	Module	Cisaillement(Vibration)	Quantitatif, 3D	Sensible aux mouvements
<b>Transitoire</b>	Module	Cisaillement(Impulsion)	Quantitatif, Ultra-rapide	Hypothèses de reconstruction

Tableau 2 : Résumé des techniques élastographie



d) *Techniques pour élastographie :*

On peut noter qu'il existe quatre nouvelles techniques utilisées :

- ✓ *Elastographie sous compression externe ou endogène :* Dans ce cas, la contrainte est imposée de façon externe au tissu ou encore par une pression endogène de manière à observer un déplacement en réponse à une compression quasi statique.
- ✓ *Elastographie sans compression par pression de radiation :* La contrainte est imposée par des conditions externes au tissu, mais en exerçant une pression interne pour observer la déformation en réponse à une compression quasi statique.
- ✓ *Elastographie par onde de cisaillement en mode vibratoire :* La contrainte provient d'une source de vibrations se propageant dans un tissu élastique ou viscoélastique sous forme d'une onde de cisaillement.
- ✓ *Elastographie par onde de cisaillement en mode transitoire :* La contrainte appliquée est de courte durée et pour un tissu élastique ou viscoélastique, la relation qui s'ensuit est sous forme d'une ondelette de cisaillement.

1. *Elastographie sous compression externe ou endogène :*

D'après Ophir dans son article de 1991, il utilise une compression quasi statique pour générer la contrainte. La compression est effectuée selon l'axe de propagation des ultrasons.

A l'aide d'une sonde ultrasonore, on enregistre deux images, l'une avant, l'autre après la compression.

On obtient avec ces deux images un bruit dit de speckle<sup>12</sup>, on utilise la technique suivante pour corriger ce phénomène. Il est appelé speckle tracking<sup>13</sup>.

2. *Elastographie sous compression par pression de radiation :*

Cette technique utilise la pression de radiation acoustique générée par la focalisation d'ondes de compression, focalisation qui permet de les concentrer dans une région restreinte.

Pour générer cette contrainte locale, on utilise un transducteur<sup>14</sup> ultrasonore auquel on applique un signal d'excitation de plus forte amplitude et d'une durée plus longue que celles requises pour les applications échographiques.

La Force générée par pression acoustique est donnée par la relation suivante :

$$F = \frac{2\alpha_a I_t}{c}$$
 avec F : le volume exprimée en dyne<sup>15</sup>/1000 cm<sup>3</sup>,  $\alpha_a$  est le coefficient d'absorption acoustique du tissu (en m<sup>-1</sup>), c est la vitesse du son (en m/s) et  $I_t$  est la moyenne temporelle de l'intensité acoustique au point de mesure.

Cette méthode requiert deux facteurs primordiaux :

---

<sup>12</sup> En français traduit par tavelure ou granularité

<sup>13</sup> Suivi de Pixel, cette technique consiste à identifier les petites hétérogénéités du muscle cardiaque et en suivre ainsi le déplacement.

<sup>14</sup> Convertir en énergie électrique en énergie acoustique dans la gamme ultrasonore.

<sup>15</sup> 1 dyne = 1 cm/s<sup>2</sup> = 10<sup>-5</sup> Newton (soit 1 N = 1 kg.m/s<sup>2</sup>)

- ✓ L'élévation de la température
- ✓ La cavitation<sup>16</sup>

Une loi régit cette élévation de température est la suivante :

$$\Delta T^{\circ} = \frac{2\alpha_a I_t}{\gamma_0}$$

Avec  $\Delta T^{\circ}$  est la variation de température (en °C),  $\alpha_a$  est le coefficient d'absorption acoustique du tissu,  $I_t$  est la moyenne temporelle de l'intensité du faisceau acoustique,  $\gamma_0$  est la chaleur massique spécifique au milieu et  $t$  est la durée d'application de la pression acoustique.

Une autre notion importante est l'indice mécanique :

$$MI = \frac{P_3^-}{\sqrt{f_c}}$$

Où  $P_3^-$  est la pression de crête négative corrigée pour une atténuation de 0,3 dB/cm/MHz et  $f_c$  est la fréquence lors du maximum de pression.

La FDA<sup>17</sup> tolère jusqu'à une valeur de 1,9 pour l'indice mécanique sans qu'il ait d'effet nocif significatif de la cavitation. Les formes d'imagerie par pression acoustique génèrent un indice mécanique de 0,9 à 1,5.

e) Elastographie statique :

Comme son nom l'indique, il s'agit d'une technique reposant sur une déformation statique du milieu : une compression est appliquée sur le tissu et on extrait une image des déformations réalisées entre l'image de référence et l'image comprimée. Le plus souvent les déplacements, relativement importants, sont calculés par corrélation 2D des images échographiques conventionnelles (dites images Bmode). Les déformations sont ensuite calculées par dérivation spatiale suivant une, voire deux directions pour les approches les plus évoluées.

---

<sup>16</sup> Trou dans une courbe

<sup>17</sup> Food and Drug Administration : <http://www.fda.gov/>

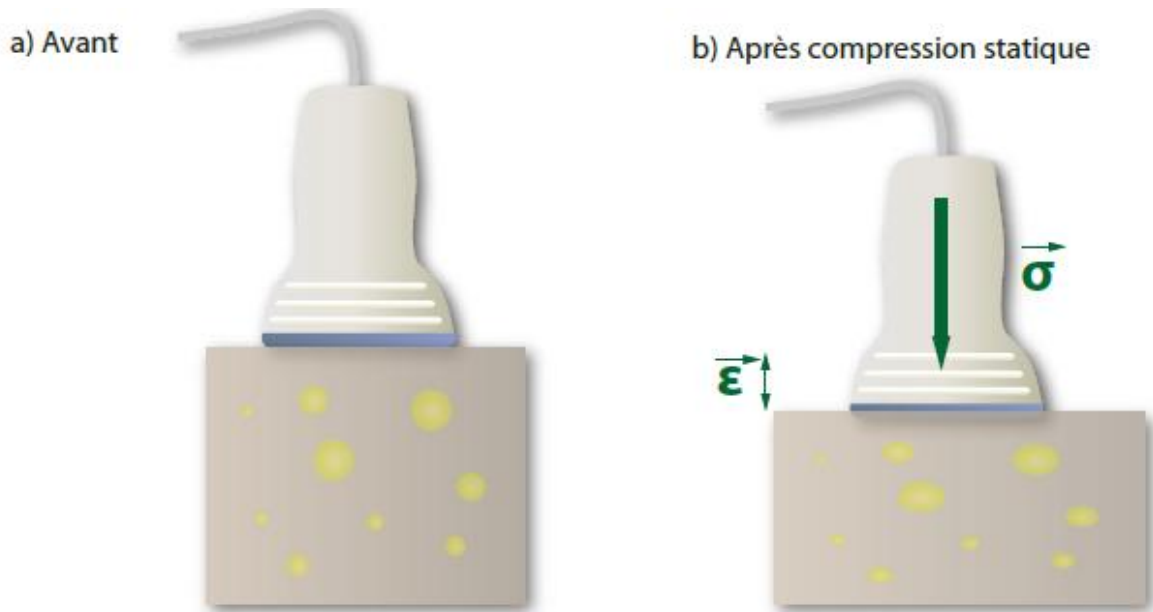
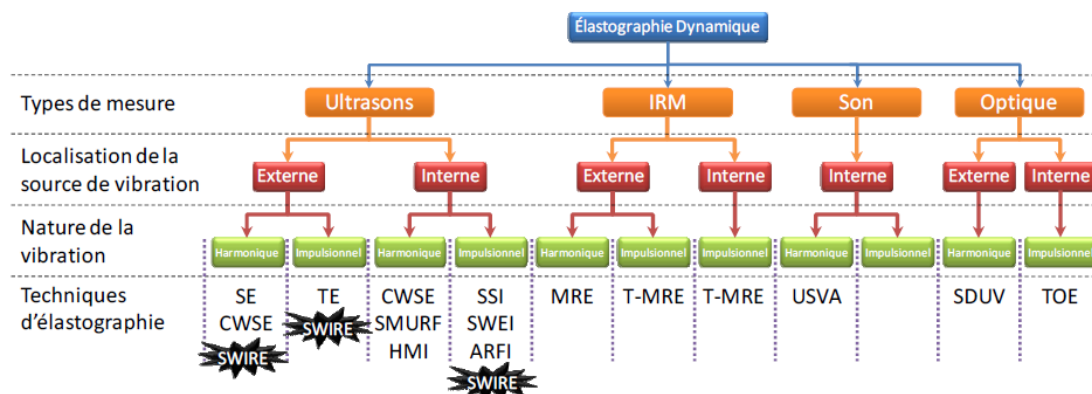


Figure 5 : Principe de l'élastographie statique.

L'élastographie statique reconstruit un élastogramme en calculant les déformations liées à une compression statique imposée par l'opérateur par l'intermédiaire de la barrette échographique. Les conditions aux limites et la variabilité de la contrainte appliquée, paramètres très importants, ne sont cependant pas pris en compte.

f) Elastographie dynamique :



**SWIRE:** Shear Wave Induced Resonance Elastography  
**SE:** SonoÉlastographie  
**CWSE:** Crawling Waves Sonoelastography  
**MRE:** Magnetic Resonance Elastography  
**USVA:** Ultrasound-Stimulated Vibro-Acoustography  
**SWEI:** Shear Wave Elasticity Imaging  
**TE:** Transient Elastography

**ARFI:** Acoustic Radiation Force Impulse  
**SSI:** Supersonic Shear Imaging  
**SMURF:** Spatially Modulated Ultrasound Radiation Force  
**T-MRE:** Transient-Magnetic Resonance Elastography  
**SDUV:** Shear Wave Dispersion Ultrasound Vibrometry  
**TOE:** Transient OptoElastography  
**HMI:** Harmonic Motion Imaging

## 2) L'ERM :

L'ERM est une technique innovante qui associe un dispositif de génération d'ondes au sein de l'objet étudié avec un système d'imagerie qui est l'IRM. Le principe est de cartographier les champs de déplacement des ondes dans les tissus pour en déduire les propriétés viscoélastiques correspondantes.

Nous allons faire un peu de mécanique des matériaux.

### a) Déformation élastique d'un matériau :

Les tissus vivants sont des tissus mous dont la particularité est d'être ni solides, ni liquides. Dans ce cas de la déformation élastique d'un solide, qui est une déformation réversible, celle-ci est décrite par deux modules : le module de compressibilité  $K$  et le module de cisaillement  $\mu$ . [5]

Le module de compressibilité  $K$  traduit le lien entre la contrainte de surpression (effort exercé perpendiculairement à tous les points de la surface de l'objet) et la variation relative du volume de l'objet soumis à cette contrainte. Il est défini par la relation suivante :

$$\Delta P = -K \frac{\Delta V}{V_0}$$

Avec  $\Delta P$  la variation de pression,  $\Delta V$  la variation de volume et  $V_0$  le volume initial du solide.

Le module de compressibilité des tissus vivants, en tant que tissus mous, varie très peu d'un tissu à l'autre et possède une valeur très proche de celui de l'eau :  $10^9$  Pascals. Les tissus mous possèdent donc des propriétés proches des liquides.

Cependant, les tissus mous restent des solides, il est donc possible de les cisailer. Lorsque l'on applique un effort de cisaillement sur un solide, il résiste et se déforme en proportion de l'effort de cisaillement. (figure 6)

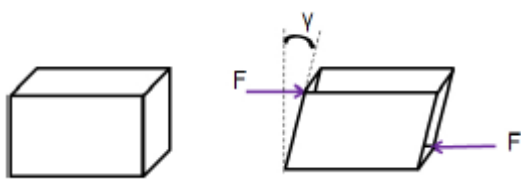


Figure 6 : Application de forces de cisaillement sur un solide : les plans opposés sont sollicités dans des directions opposés

Le coefficient de proportionnalité, qui relie la contrainte à la déformation, appelé module de cisaillement  $\mu$  est défini par :

$$\sigma = \mu \varepsilon \text{ avec } \sigma : \text{ la déformation et } \varepsilon : \text{ la contrainte.}$$

Le module de cisaillement  $\mu$  dépend principalement des forces de liaison intercellulaire, qui se modifient avec la pathologie, ce sera donc l'élément que l'on cherchera à déterminer par la suite.

Pour apprécier la résistance et la déformation d'un tissu, le médecin a deux choix :

- Cisailer les tissus entre deux doigts, ce qui lui donne accès au module de cisaillement

Ou

- Exercer un effort sur une des faces de l'organe ce qui lui donne accès au module d'Young ou module d'élasticité E

On justifiera par la suite cette relation :

$$E = 3\mu$$

*b) Le principe :*

L'élastographie par résonance magnétique (en anglais MRE) se base sur la génération d'un système d'ondes stationnaires périodiques au moyen d'un vibreur placé au contact de la peau. Au cours de l'excitation, chaque élément de volume du tissu excité est animé en continu d'un mouvement sinusoïdal défini par une amplitude et une phase que l'on peut déterminer à partir des images en contraste de phase.

*c) Séquences d'IRM sensibles aux mouvements :*

Muthupillai a décrit pour la première fois en 1995 une méthode d'imagerie par résonance magnétique pour cartographier et quantifier les déplacements correspondant à des ondes de cisaillements harmoniques d'amplitude égale ou inférieure à un micron [6].

En présence d'un gradient de champ magnétique, le mouvement induit des spins nucléaires cause un décalage de phase de l'aimantation transversale résultante. Ce décalage peut s'écrire sous la forme :

$$\phi = \gamma \int_0^{\tau} \vec{G}_r(t) \cdot \vec{r}(t) dt$$

Avec  $\phi$  le déphasage de phase,  $\gamma$  le rapport gyromagnétique du noyau considéré,  $\tau$  la durée du gradient après excitation,  $\vec{G}_r(t)$  le gradient de champ magnétique dépendant du temps et  $\vec{r}(t)$  la vectrice position résultant des spins considérés.

Les ondes de cisaillement se propagent dans les tissus à analyser sont des ondes stationnaires périodiques. La vectrice position est donc une sinusoïde de la forme :

$$\vec{r}(t) = \vec{r}_0 + \vec{\xi}_0 \cos(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t + \theta)$$

Avec  $\vec{r}_0$  la position moyenne des spins,  $\vec{\xi}_0$  l'amplitude de déplacement correspondant,  $\vec{k}$  la vectrice de l'onde,  $\omega$  la fréquence angulaire de l'excitation mécanique responsable de l'onde de cisaillement et  $\theta$  l'offset initial de la phase.

Si on considère le gradient comme une fonction sinusoïdale changeant de polarité à la même fréquence que le mouvement des spins :

$$\vec{G}_r(t) = \begin{cases} \vec{G}_0 \cos(\omega t) & \text{pour } t \in [0, NT], \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

Avec N le nombre de cycle de gradient et T la période de l'excitation mécanique définie  $2\pi/\omega$ .

En intégrant les équations précédentes, on obtient pour la phase mesurée par IRM :

$$\phi = \gamma \int_0^{\tau} \vec{G}_r(t) \cdot \vec{r}(t) dt = \gamma \int_0^{NT} \vec{G}_0 \cos(\omega t) \cdot (\vec{r}_0 + \vec{\xi}_0 \cos(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t + \theta)) dt$$

$$\text{Donc } \phi = \gamma \vec{G}_0 \int_0^{NT} \cos(\omega t) \cdot (\vec{r}_0 + \vec{\xi}_0 \cos(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t + \theta)) dt$$

$$\phi = \vec{r}_0 \gamma \vec{G}_0 \int_0^{NT} \cos(\omega t) dt + \gamma \vec{G}_0 \vec{\xi}_0 \int_0^{NT} (\cos(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t + \theta) \cdot \cos(\omega t)) dt$$

$$\phi = A[-\omega \sin(\omega t)]_0^{NT} + IPP$$

$$IPP : u(t)v(t) - \int u'(t)v(t) dt$$

En premier regardons les relations trigonométriques :

On doit obtenir que :

$$\phi(\vec{r}, \theta) = \frac{\gamma NT (\vec{G}_0 \cdot \vec{\xi}_0)}{2} \cos(\vec{k} \cdot \vec{r} + \theta)$$

En soumettant donc le tissu à un gradient particulier  $\vec{G}_r(t)$ , appelé dans la suite gradient d'encodage du mouvement (GEM), on peut accéder, à partir de la phase de l'image, à l'information sur le déplacement des voxels. En effet, l'équation  $\phi(\vec{r}, \theta)$  montre que le décalage de phase, observé dans le signal RMN enregistré, est proportionnel au produit scalaire du vecteur amplitude de déplacement moyen avec le vecteur gradient ainsi qu'à N et T, et qu'il dépend de  $\theta$ , l'offset initial.

Pour visualiser correctement le mouvement, les gradients GEM doivent avoir la même fréquence et la même forme que l'onde mécanique induite dans les tissus. L'onde mécanique est tout d'abord enclenchée quelques secondes avant l'acquisition, ce qui permet de s'affranchir des effets transitoires d'où l'offset  $\theta$ . Puis, l'onde mécanique et les gradients GEM sont synchronisées par la console IRM qui relie au générateur d'impulsion contrôlant le système de vibration. La dépendance en N permet d'augmenter la sensibilité aux faibles amplitudes de déplacement en accumulant de façon constructive les décalages de phase obtenus sur plusieurs cycles d'excitation mécanique.

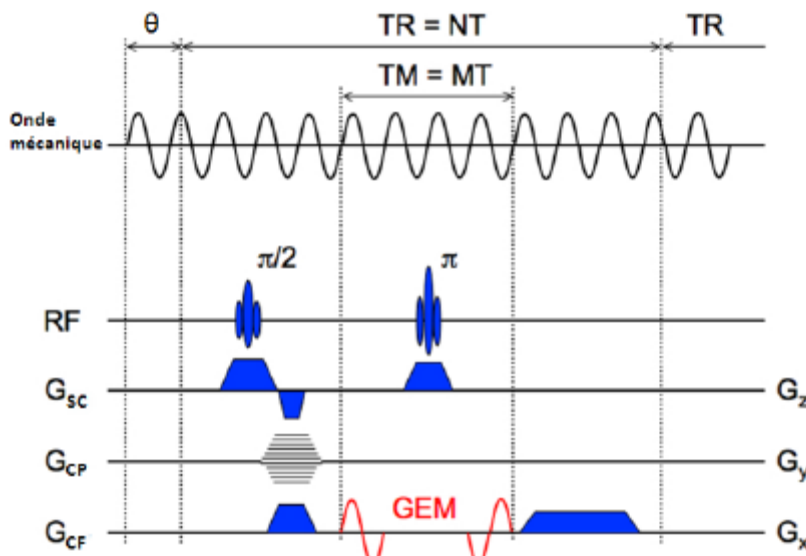


Figure 7 : Diagramme de la séquence d'écho de spin modifiée pour la rendre sensible aux mouvements

d) Les différents actionneurs :

a. **Electromagnétique :**

Les actionneurs électromagnétiques ont été utilisés pour l'ERM<sup>18</sup> du cerveau chez Homme moderne dans trois études [8, 9, 10]. Ils sont constitués d'une ou plusieurs bobines de fils de cuivre dans laquelle un courant sinusoïdal circule. Si l'axe de la bobine est perpendiculaire au champ magnétique statique de l'imageur, le courant alternatif parcourant la bobine va induire un couple alternatif. Ce couple va engendrer une rotation mécanique et périodique de la bobine, ce mouvement est utilisé pour exciter mécaniquement le tissu. (figure 8) Pour cela, il est couplé à un mord.

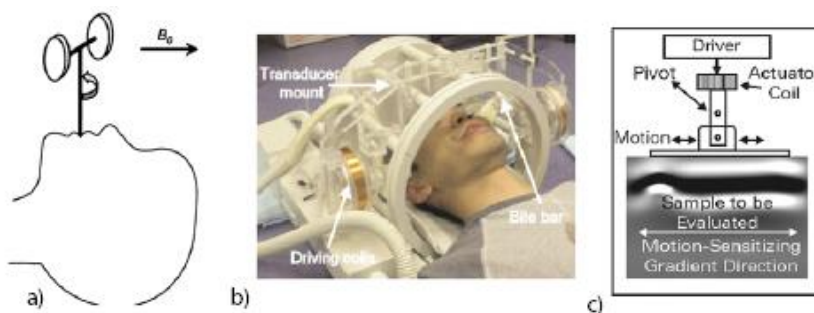


Figure 8 : Schémas des différents actionneurs électromagnétiques couplés à un mord pour l'étude sur l'homme, Hamhaber a), Green b) et Mc Cracken c)

Les études de Mc Cracken [8] et de Hamhaber [9] ont été réalisées à 1,5 T et celle de Green [10] à 3 T chacune avec une fréquence d'excitation différentes : respectivement 80 Hz, 83,33 Hz et 90 Hz.

<sup>18</sup> Elasticité Résonance magnétique

**b. Piézoélectrique :**

Les matériaux piézoélectriques ont la capacité de se déformer sous l'action d'un champ électrique.

C'est pourquoi l'équipe d'Uffmann s'est basée sur un actionneur piézoélectrique pour générer les ondes dans le cerveau de l'homme avec une fréquence d'excitation de 83,33 Hz à 1,5 T [11]. Il est comme pour les générateurs d'ondes électromagnétiques également couplé à un mord.

**c. Pneumatique :**

L'équipe de Latta [12] a récemment testé un système de vibration pneumatique sur cerveau humain à 3 T. (figure 14) Des ondes de pression sont créées par deux subwoofers, c'est-à-dire pouvant produire de basses fréquences, et guidées vers l'actionneur pneumatique par des tuyaux flexibles. Dans le cas présenté ici, les actionneurs pneumatiques sont des bouteilles en polyéthylène, dont l'utilisation première est le stockage de miel liquide, qui possèdent une face rectangulaire plate et flexible.



Figure 9: Photographie à gauche des deux subwoofers modifiés pour délivrer des ondes de pression dans les actionneurs pneumatiques installées à droite dans une antenne tête.

**d. Electromécanique :**

Les actionneurs électromécaniques sont les générateurs d'ondes les plus testés chez l'homme pour l'ERM du cerveau. L'étude [13] montre le premier actionneur.



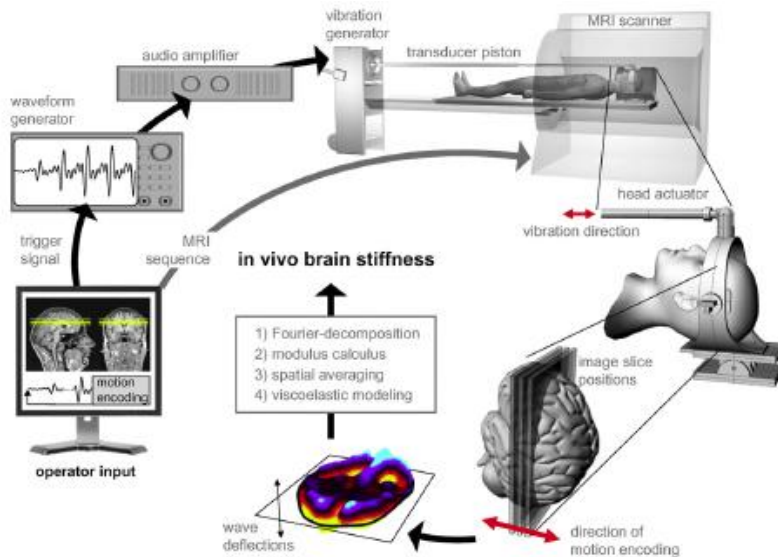


Figure 10 : Actionneur électromécanique

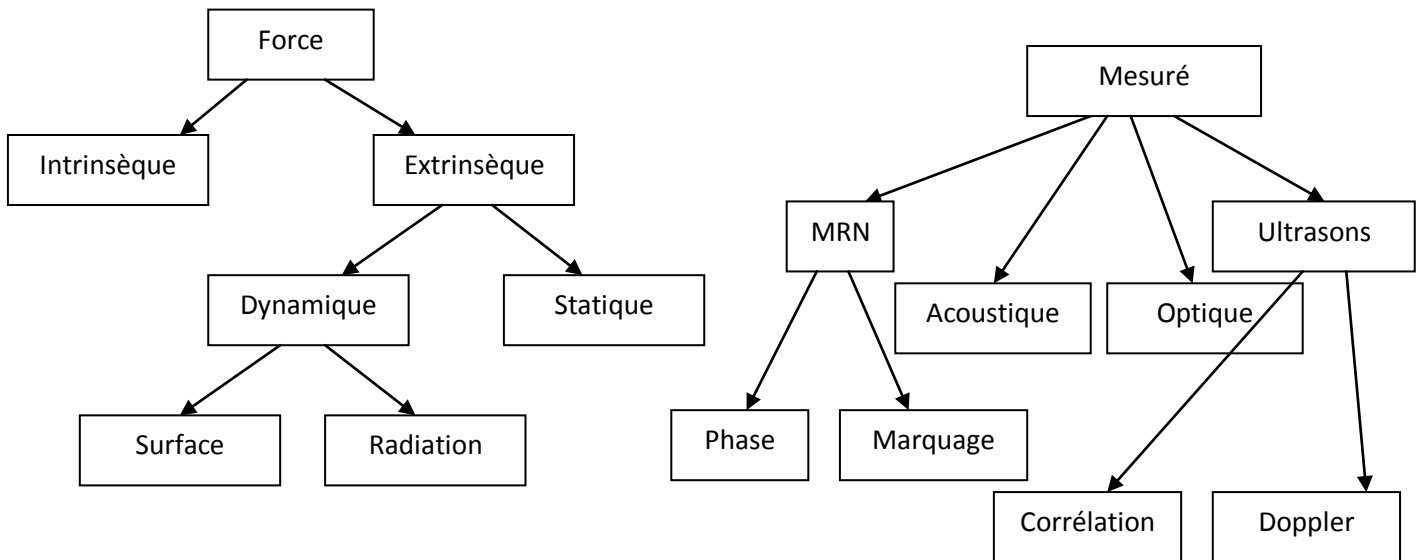
### 3) Mécaniques élastographiques:

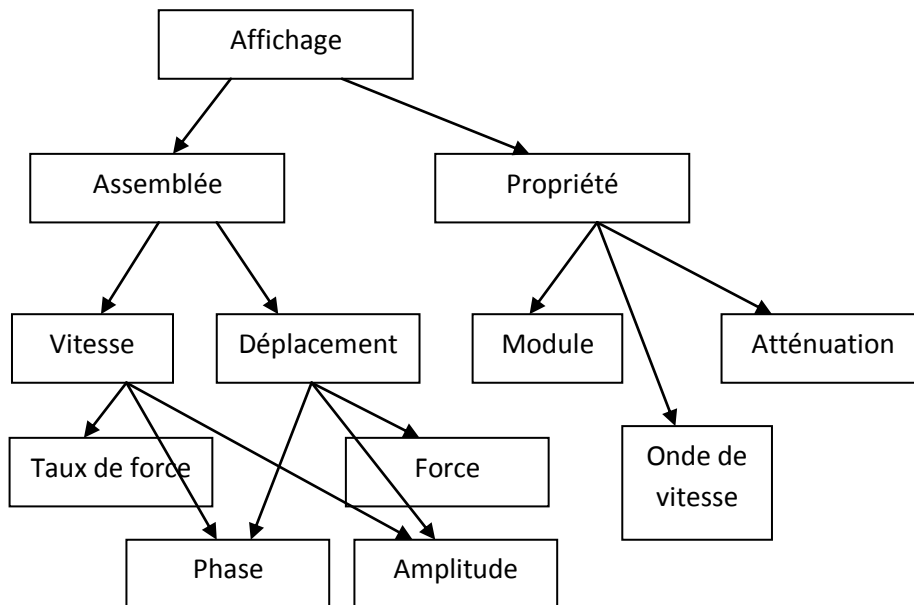
Avant de commencer cette nouvelle partie, un peu de vocabulaire :

- Strain : la force
- Stress : contrainte

Je vais faire en premier une liste de formule utilisée dans la littérature de la viscoélasticité des tissus, puis quelques notions de rhéologie.

#### a) Les graphes de synthèse :





### Vocabulaire :

*Marquage* : Technique de repérage de structures anatomiques par l'application préalable de bandes de présaturation qui permettent de suivre les déformations géométriques de ces structures dans le temps.

*Phase* : Mesure du décalage dans le temps d'un signal périodique par rapport à un signal pris pour référence.

#### b) Lois de base :

- **Equation Hookean ou loi de Hooke :**

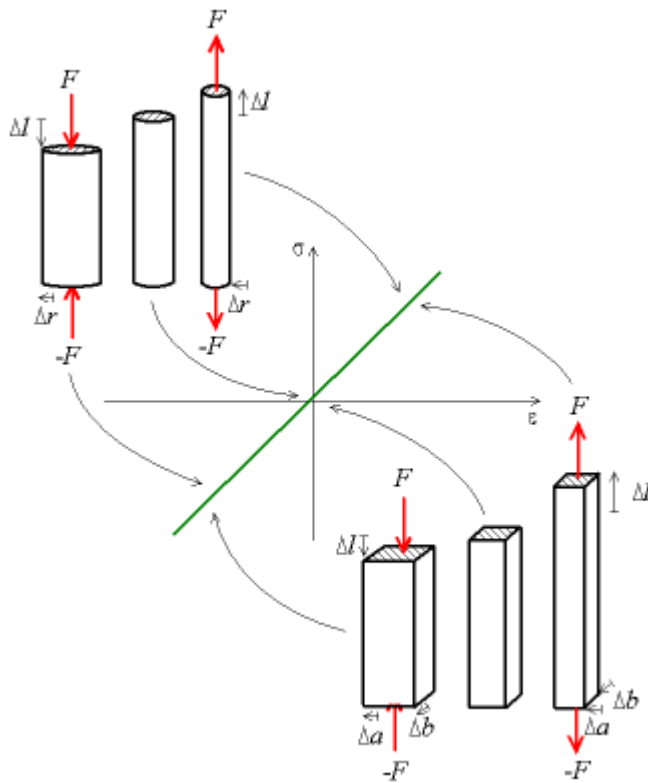
En 1660, Hooke découvre sa loi de l'élasticité. La loi de Hooke décrit la déformation des matériaux sous l'action de forces extérieures : les matériaux élastiques s'allongent proportionnellement à la force.

Le mode de déformation le plus simple est la traction (étirement) ou la compression selon un axe. Pour de petites déformations, la variation de longueur  $\Delta l$  est proportionnelle à la force de traction/compression  $F$  :

On l'écrit tel que la force en N est proportionnelle au coefficient de la raideur de la pièce en mécanique Newtonienne et la variation de la longueur de la pièce.

$$F = k \times \Delta l = k \times (l - l_0)$$

Avec  $F$  : l'intensité de la force exercée,  $k$  : la constante de raideur,  $l$  : la longueur du ressort,  $l_0$  : la longueur à vide du ressort.



Afin de s'abstraire de la forme de la pièce, et notamment de ses dimensions, on divise la force  $F$  par l'aire  $S$  de la section droite de la pièce, on appelle ce ratio contrainte, il notée oméga. La contrainte est une grandeur homogène à une pression et s'exprime en Pa.

Soit  $\sigma = \frac{F}{S}$  (unité en Pa)

Dans un milieu continu :

$\sigma = E \cdot \varepsilon$  (unité en Pa)

Avec module de Young  $E$  et la caractéristique du matériau  $\varepsilon$ .

➤ **Module de Young :**

Le **module de Young** ou **module d'élasticité (longitudinale)** ou encore **module de traction** est la constante qui relie la contrainte de traction (ou de compression) et la déformation pour un matériau élastique isotrope.

$$E = \frac{m^4 q_e^{10}}{\tilde{h}^8} \quad (\text{unité Pa})$$

Avec  $q_e^2 = \frac{e^2}{4\pi\epsilon_0}$  et  $\tilde{h} = \frac{h}{2\pi}$  avec  $h$  la constante de Planck  $h = 6.626\ 069\ 57 \cdot 10^{-34}$  J.s

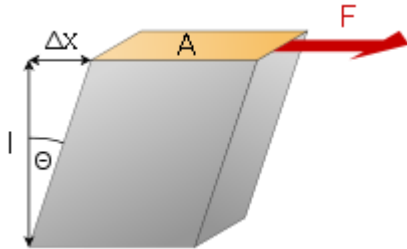
- Relations avec le module de Young

$E = 2(1 + \nu) \cdot G$  Avec  $G$  : le module de cisaillement et  $\nu$  le coefficient de Poisson

➤ **Module de cisaillement :**

La définition du module de cisaillement G est :

$$G = \frac{\tau_{xy}}{\gamma_{xy}} = \frac{F/A}{\Delta x/l} = \frac{Fl}{A\Delta x}$$



Avec :

$\frac{F}{A}$  : la contrainte de cisaillement F : la force et A : l'aire sur laquelle la force agit

$\frac{\Delta x}{l} = \tan \theta$  : Le déplacement latéral relatif et  $\theta$  est l'écart à l'angle droit.

➤ Coefficient de Poisson :

$$\nu = \frac{\text{contraction transversale unitaire}}{\text{allongement axial unitaire}} = \frac{(l_0 - l)/l_0}{(L - L_0)/L_0} = \frac{3K - \mu}{3K + \mu}$$

$$\text{Ou } \nu = \frac{\kappa^2 - 2}{2(\kappa^2 - 1)} \text{ et } \kappa = \frac{\text{vitesse longitudinale}}{\text{onde vitesse cisaillement}} = \sqrt{\frac{2(1-\nu)}{1-2\nu}}$$

Si  $\nu = 0 \rightarrow \kappa = \sqrt{2}$  pour un solide rigide

Si  $\nu = 1/2 \rightarrow \kappa = +\infty$  pour un fluide

avec K : module de compression et  $\mu$  : le module de cisaillement

Ce coefficient est compris entre -1 et  $1/2$ .

➤ Tenseur des contraintes :

Le **tenseur des contraintes** est une représentation utilisée en mécanique des milieux continus pour caractériser l'état de contrainte, c'est-à-dire les efforts intérieurs mis en jeu entre les portions déformées du milieu.

En statique, le tenseur des contraintes est toujours symétrique, c'est-à-dire que :

$$\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$$

Ce qui traduit l'équilibre en moment d'un volume infinitésimal.

Le tenseur s'écrit donc :

$$T_{ij} = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{12} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{13} & \sigma_{23} & \sigma_{33} \end{pmatrix}$$

En rouge : se sont les contraintes normales et en noir : les contraintes tangentielles

Du fait de cette symétrie, on peut écrire le tenseur comme un vecteur, selon la notation de Voigt :

$$\sigma_1 = \sigma_{11}, \sigma_2 = \sigma_{22}, \sigma_3 = \sigma_{33} ;$$

$$\sigma_4 = \sigma_{23}, \sigma_5 = \sigma_{31}, \sigma_6 = \sigma_{12} ;$$

On peut alors mettre le tenseur sous la forme :

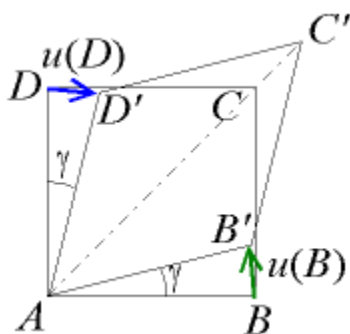
$$T_{ij} = \begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix}$$

➤ **Tenseur des déformations :**

On recherche par exemple les coefficients dus au cisaillement.

On pose  $\gamma$  les demi-variations de l'angle droit d'un petit volume de matière cubique avant déformation.

On pose aussi par rapport à la figure ci-dessous qui la déformation en 2D, que  $u(D) = \varepsilon_{xy}$  et  $u(N) = \varepsilon_{yx}$ .



Calcul :

$$\tan(\gamma) = \frac{\overrightarrow{BB'}}{\overrightarrow{AB}}$$

On considère que la déformation est très petite alors  $\tan(\gamma) = \gamma$ .

Ainsi que  $\overline{BB'} = u_2(B) \approx u_2(A) + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \cdot \overline{AB}$  avec  $u_2(A) = 0$ .

Alors on obtient que :

$$\gamma \approx \frac{\partial u_2}{\partial x_1}$$

Idem pour le segment [AD] :

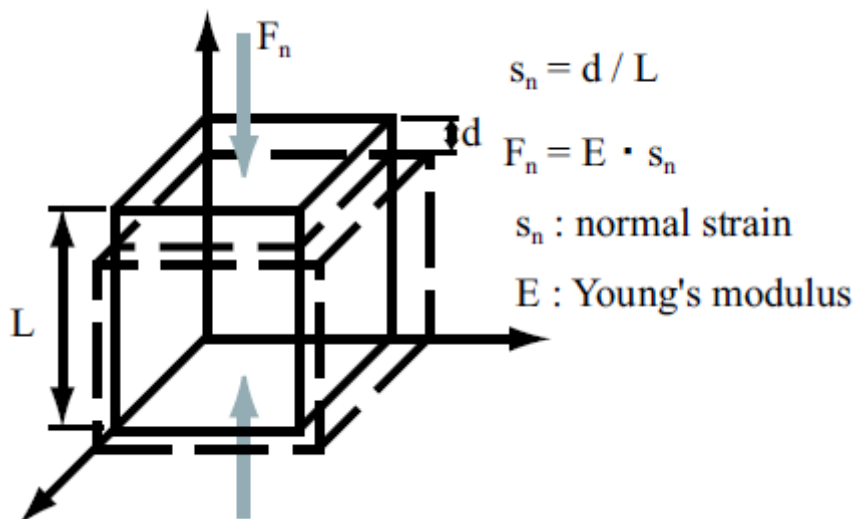
$$\gamma \approx \frac{\partial u_1}{\partial x_2}$$

On trouve finalement que :

$$\gamma = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right) = \varepsilon_{12}$$

➤ **Loi de Hooke dans un milieu solide :**

On définit le schéma suivant :



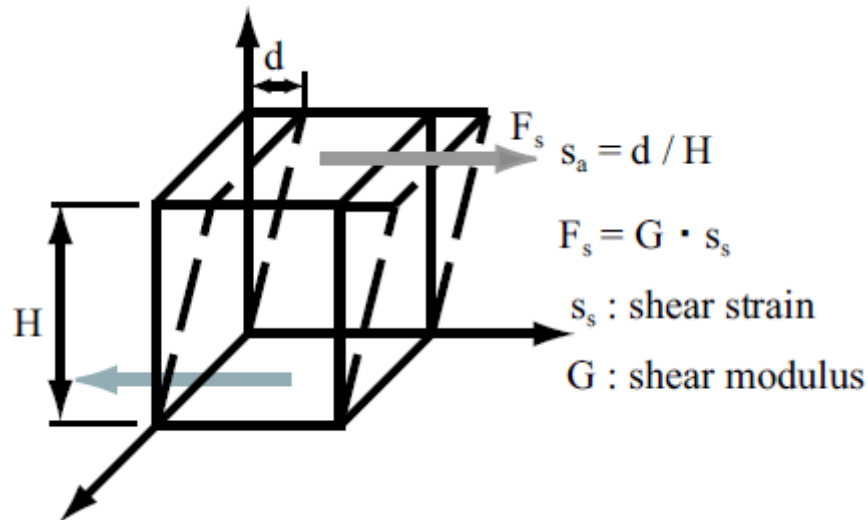
On définit la première loi de Hooke comme :

$$F = kx$$

Quand nous sommes en compression, nous avons la loi de Hooke comme :

$$F = E \cdot S_n \text{ avec } S_n = d/L.$$

➤ Loi de Hooke dans un milieu continu :



Si la force est petite donc la relation entre la force  $F_s$  et module de cisaillement  $G$ :

$$F_s = G \cdot S_s \text{ avec } S_s = d/H$$

Utiliser dans les problèmes à trois dimensions.

Soit la formule :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \text{ avec } \sigma_{ij} : \text{tenseur de déformation, } \varepsilon_{kl} : \text{tenseur d'élasticité.}$$

Par nature que le tenseur de déformation est symétrie, nous pouvons réduire l'expression et de contraintes à six. Pour cela, il est nécessaire de multiplier par un facteur deux les termes correspondant aux déformations  $\varepsilon_{kl}$  avec  $k \neq l$ .

Pour un solide isotrope, il est possible d'écrire le tenseur d'élasticité  $C_{ijkl}$  en fonction des coefficients de Lamé :

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \text{ avec } \nu : \text{coefficient de Poisson, } E : \text{le module de Young}$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} : \text{module de cisaillement}$$

On obtient la matrice suivante :

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{12} \end{pmatrix}$$

Si la compression est hydrostatique, alors on a la formule suivante :

$$\varepsilon_{ik} = \underbrace{\frac{1}{3} \delta_{ik} \cdot \varepsilon_{kk}}_{\text{compression}} + \underbrace{\varepsilon_{ik} - \frac{1}{3} \delta_{ik} \cdot \varepsilon_{ll}}_{\text{cisaillement}}$$

On peut réécrire la loi de Hooke comme :

$$\sigma_{ik} = K \cdot \delta_{ik} \cdot \varepsilon_{ll} + 2\mu \left( \varepsilon_{ik} - \frac{1}{3} \delta_{ik} \cdot \varepsilon_{ll} \right)$$

Avec  $K = \lambda + \frac{2}{3}\mu$  : module de compression et  $\mu$  : module de cisaillement

On définit le module de compression comme :

$$K = \frac{\text{change in pressure}}{\text{volumetric strain}} = \frac{\text{change in pressure}}{\left( \text{change in } \frac{\text{volume}}{\text{original volume}} \right)} = \frac{EG}{9G - 3E}$$

Quand le matériau est constant, on peut définir le solide de Hooke.

$$\frac{1}{E} = \frac{1}{3G} + \frac{1}{9K}$$

$$E = 3K(1 - 2\nu) = \frac{G(3\lambda + 2G)}{\lambda + G} = \frac{\lambda(1 + \nu)(1 - 2\nu)}{\nu} = 2G(1 + \nu)$$

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + G)} = \frac{\lambda}{(3K - \lambda)} = \frac{3K - E}{6K} = \frac{E - 2G}{2G}$$

$$G = \frac{\lambda(1 - 2\nu)}{2\nu} = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

$$\lambda = \frac{2G\nu}{1 - 2\nu} = \frac{G(E - 2G)}{3G - E} = \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$$

On peut réécrire la formule de Hooke avec les deux paramètres de lamé (voir ci-dessus) :

$$\sigma_{ik} = \frac{E}{1 + \nu} \left( \varepsilon_{ik} + \frac{\nu}{1 - 2\nu} \delta_{ik} \cdot \varepsilon_{ll} \right)$$

On note le symbole de Kronecker  $\delta$ . Elle a pour définition :



Un symbole introduit par le mathématicien Kronecker, est le suivant (souvent utilisé en physique en général dans de nombreux domaines):

$$\delta_{ij} = \delta_j^i = \begin{cases} 1 & \text{si } i = j \\ 0 & \text{si } i \neq j \end{cases}$$

Si l'on range les  $\delta_j^i$  dans une matrice  $n \times n$ , on obtient la matrice unité. Noter que, contrairement aux matrices, l'ordre de ses indices est sans importance. On peut l'écrire indifféremment.

$$\delta_{ij} = \vec{e}_i \circ \vec{e}_j$$

Nous revenons à nos petits, dans les applications biologiques certaines simplifications peuvent être réalisées. Les tissus biologiques sont principalement d'eau et son donc quasiment incompressibles. Le module de compression  $K$  de ces tissus est de l'ordre de plusieurs GPa contrairement au module de cisaillement  $\mu$  qui est de l'ordre de quelques dizaines de kPa.

$E = \mu \frac{(3\lambda + \mu)}{\lambda + \mu}$  avec  $\lambda$  et  $\mu$  qui sont les coefficients de Lamé.

$$\sigma = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$$

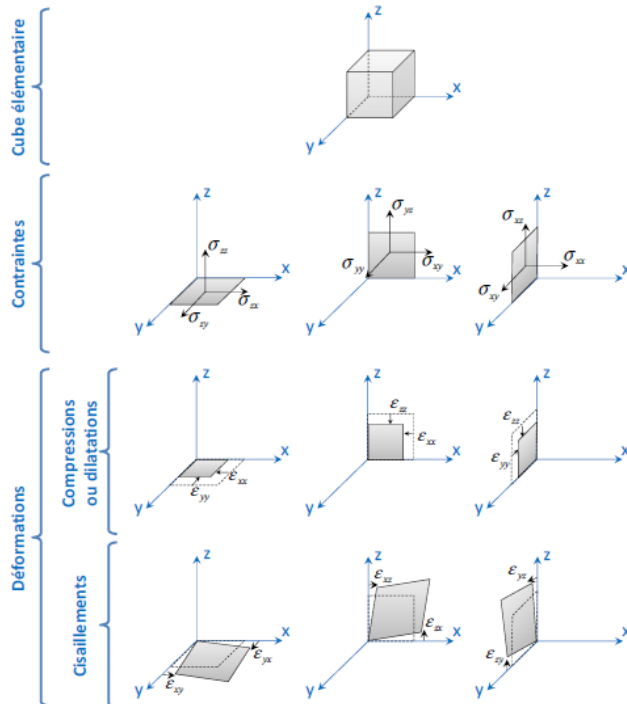
Si on est en viscosité est ignoré, on pose que  $\lambda \gg \mu$ .

Le calcul est le suivant :  $E = \mu \frac{3\lambda}{\lambda} = 3\mu$

Ou  $E = 3\mu = 3\rho V_s^2$  avec  $V_s =$  la vitesse de cisaillement  $= 2\pi f_0 \left[ \frac{\partial \phi(z, f_0)}{\partial z} \right]^{-1}$ ,

$$\sigma = \frac{\lambda}{2\lambda} = \frac{1}{2}$$

c) Tenseur de contrainte :



4) La rhéologie :

a) Définition :

La rhéologie est l'étude de la déformation et de l'écoulement de la matière sous l'effet de l'application d'une contrainte. La rhéologie s'intéresse aux matériaux possédant des propriétés viscoélastiques c'est-à-dire des matériaux dont l'état est un intermédiaire entre solide pur et liquide pur c'est-à-dire les tissus mous, ce qui nous intéresse dans ce rapport.

Plus précisément, la rhéologie s'appuie sur des modèles mécaniques simples où le caractère solide de l'objet est représenté par un ressort et le caractère liquide par un amortisseur.

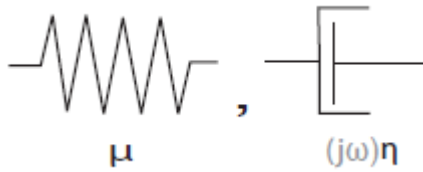
C'est aussi l'atténuation et vitesse de phase qui sont des fonctions de  $\omega$  qui décrit la propagation de l'onde plane. Elles sont liées à des propriétés intrinsèques du milieu.

Ces propriétés sont regroupées dans le modèle rhéologique qui, dans la théorie de l'élasticité linéaire, permet de décrire le comportement mécanique du milieu en introduisant des grandeurs mécaniques telles que l'élasticité et la viscosité.

Plus précisément, le milieu est modélisé comme une succession de ressorts élastiques<sup>19</sup> (E) et de patins visqueux<sup>20</sup> ou amortisseur ( $\eta$ ) en série et/ou en parallèle. Cette approche permet de modéliser un comportement rhéologique arbitraire bien que des modèles simples permettent déjà de décrire assez fidèlement le comportement mécanique de la plupart des tissus mous.

<sup>19</sup> En anglais : Hookean spring

<sup>20</sup> En anglais : Newtonian dashpot

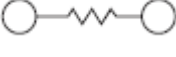



**Figure 11 : Élément de base d'un modèle rhéologique :** Le ressort et le patin visqueux assemblés arbitrairement en série et/ou en parallèle permettent de décrire la rhéologie du milieu par une loi linéaire entre contraintes et déformations  $\vec{\sigma}(\omega) = \mathbf{G}^*(\omega)\vec{\epsilon}(\omega)$ .  $\mu$  est l'élasticité et  $\eta$  la viscosité, leur module élastique complexe étant respectivement  $\mu$  et  $j\omega\eta$ . Chaque modèle permet d'écrire une nouvelle relation entre le tenseur des contraintes  $\sigma$  et le tenseur des déformations  $\epsilon$ .

On note la relation suivante de la loi de dispersion :

$$\vec{\sigma}(\omega) = \mathbf{G}^*(\omega)\vec{\epsilon}(\omega)$$

On peut maintenant introduire le module élastique complexe  $G^*$  défini par la généralisation de la loi de Hooke généralisé ( ), qui se décompose en  $G^*(\omega) = Gd(\omega) + Gl(\omega)$  où  $Gd(\omega)$  et  $Gl(\omega)$  sont respectivement le module dynamique et le module de perte. Son expression dépend donc directement du modèle rhéologique choisi à travers les assemblages de ressorts et patins visqueux.

On définit le ressort comme suivant :  qui a pour contrainte  $\sigma = E \cdot \epsilon$  et l'amortisseur comme le schéma suivant :  qui a pour contrainte  $\sigma = \eta \frac{d\epsilon}{dt} = \eta \dot{\epsilon}(t)$ .

Je me pose la question suivante comment sont formées le ressort et l'amortisseur.

Voici quelques images montrant ces deux paramètres ci-dessus citée :

### 1. Spring

Picture:



Symbol used in rheology:

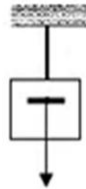


## 2. Linear dashpot (also called Newtonian dashpot)

Picture:



Symbol used in rheology:



### b) Les différents modèles de rhéologie connue :

Règle :

Eléments en série :

- contrainte identique dans chaque élément
- déformation totale = somme des déformations de chaque élément

Eléments en parallèle :

- la déformation est la même dans chacune des branches
- les contraintes s'additionnent

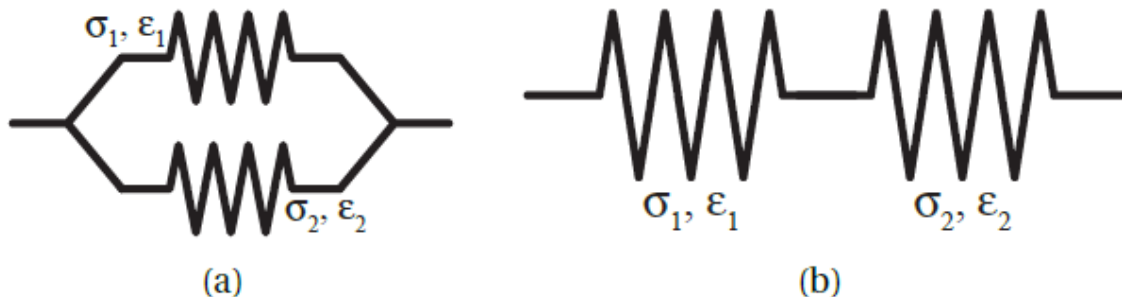


Figure 12 : Les deux associations de base des briques élémentaires utilisées en rhéologie.

La figure 12 (a) permet de tirer des règles très triviales en parallèle que la déformation est identique  $\epsilon$  donc  $\epsilon^{parallèle} = \epsilon_1 = \epsilon_2 = \epsilon_i$  et la contrainte  $\sigma^{parallèle} = \sigma_1 + \sigma_2 = \sum \sigma_i$ .

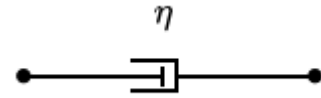
La figure 12 (b) permet de tirer des règles en séries que la déformation  $\epsilon^{série} = \epsilon_1 + \epsilon_2 = \sum \epsilon_i$  et la contrainte  $\sigma^{série} = \sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_i$ .

Le ressort, à un modèle de comportement élastique :



$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

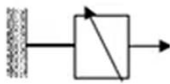
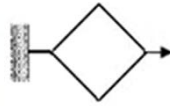
Le patin, à un modèle de comportement visqueux :



$$\sigma = \eta \cdot \dot{\varepsilon}(t) = \eta \cdot \frac{d\varepsilon}{dt}$$

Avec  $\eta$  : viscosité de l'amortisseur visqueux

Le patin fractionnel, à un modèle de comportement visqueux :

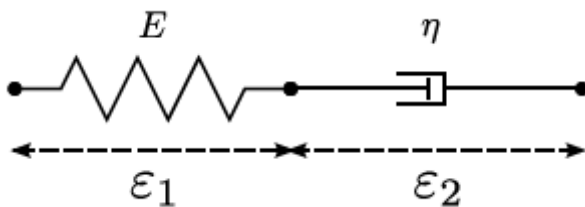


$$\sigma = \eta \cdot (\dot{\varepsilon}(t))^\alpha = \eta \cdot \frac{d^\alpha \varepsilon}{dt^\alpha}$$

Avec  $\eta$  : viscosité de l'amortisseur visqueux et  $\alpha \in [0,1]$

Maxwell :

Il s'agit d'un ressort et d'un amortisseur en série.



$$\begin{cases} \sigma = E \cdot \varepsilon_1 = \eta \cdot \dot{\varepsilon}_2(t) \\ \varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 \end{cases}$$

Si on fait la relation dérivée en t:

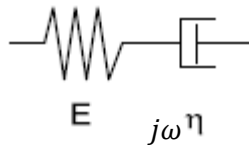
$$\dot{\varepsilon} = \dot{\varepsilon}_1 + \dot{\varepsilon}_2 = \frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta}$$

Que nous pouvons réécrire comme :

$$\sigma(t) + \frac{d\sigma(t)}{dt} \frac{\eta}{E} = \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt}$$

Avec  $\eta$  : viscosité de l'amortisseur visqueux

En complexe,



Si on reprend les notations de tout à l'heure, on obtient que :

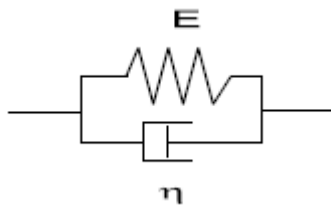
$G^*(\omega) = G_d(\omega) + jG_l(\omega) = \frac{j\omega\eta \times E}{E + j\omega\eta}$  or  $\omega$  : la fréquence de l'onde de cisaillement,  $G_D$  : module dynamique (il représente le module de cisaillement  $\mu$ ),  $G_L$  : module de perte (il représente le module de viscosité  $\kappa$ )

Ou

$$G^*(\omega) = G'(\omega) + jG''(\omega) = G'(\omega) \left(1 + j \frac{G''(\omega)}{G'(\omega)}\right)$$

Voigt ou Kelvin-Voigt :

Il s'agit d'un ressort et d'un amortisseur en parallèle.



$$\begin{cases} \sigma = E \cdot \varepsilon_3 + \eta \cdot \dot{\varepsilon}_3 \\ \varepsilon = \varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon_3 \end{cases}$$

Ce qui nous donne l'équation suivante :

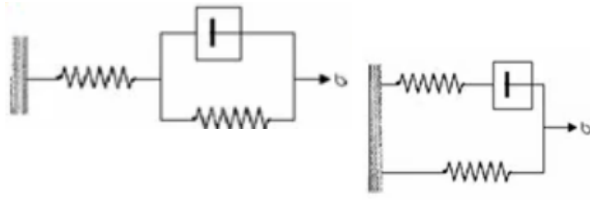
$$\sigma(t) = E\varepsilon(t) + \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt}$$

Dans le cas du fluage où  $\dot{\sigma} = 0$  et  $\varepsilon = 0$  au temps  $t = 0s$ .

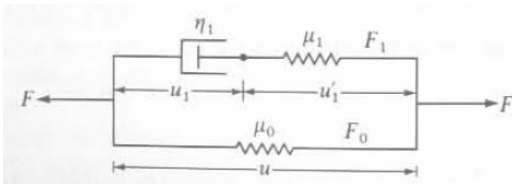
$$\varepsilon^{Kelvin} = \frac{\sigma_0}{E} \left(1 - \exp\left(-\frac{E}{\eta} t\right)\right)$$

Zener:

Ils existent deux façons de représenter le modèle Zener comme le schéma suivant :



Ici  $\mu_i = E_i$  avec  $i \in \{0,1\}$  et  $F_i = \sigma_i$  avec  $i \in \{0,1\}$



(a)  $u = u_1 + u_1'$

(b)  $F = F_0 + F_1$

(b')  $F_0 = \mu_0 u$

(b'')  $F_1 = \eta_1 \dot{u}_1 = \mu_1 \dot{u}_1'$

On remplace (b') et (b'') dans (b).

$$F = \mu_0 u + \mu_1 \dot{u}_1' = \mu_0 u + \mu_1 (u - u_1) = (\mu_1 + \mu_0)u - \mu_1 u_1$$

Donc

$$F + \frac{\eta_1}{\mu_1} \dot{F} = (\mu_0 + \mu_1)u - \mu_1 u_1 + \frac{\eta_1}{\mu_1} (\mu_1 + \mu_0) \dot{u} - \mu_1 \dot{u}_1$$

On remplace (a) pour obtenir u' en fonction des paramètres.

Alors,

$$F + \frac{\eta_1}{\mu_1} \dot{F} = \mu_0 u + \mu_1 u - \mu_1 u_1 + \frac{\eta_1}{\mu_1} (\mu_1 + \mu_0) \dot{u} - \mu_1 (u - u_1)$$

Donc

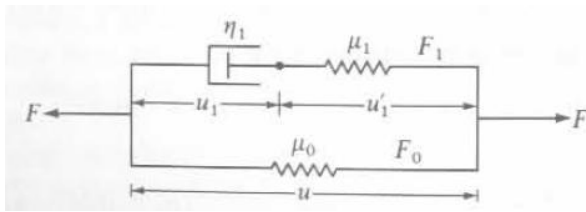
$$F + \frac{\eta_1}{\mu_1} \dot{F} = \mu_0 u + \frac{\eta_1}{\mu_1} (\mu_1 + \mu_0) \dot{u} = \mu_0 u + \eta_1 \left(1 + \frac{\mu_0}{\mu_1}\right) \dot{u}$$

On peut réécrire que :

$$F + \tau_\varepsilon \dot{F} = E_R (u + \tau_\sigma \dot{u})$$

Or  $\tau_\varepsilon = \frac{\eta_1}{\mu_1}$ ,  $\tau_\sigma = \frac{\eta_1}{\mu_0} \left(1 + \frac{\mu_0}{\mu_1}\right)$  et  $E_R = \mu_0$

En complexe, on reprend le schéma suivant :



$$(a) u = u_1 + u_1'$$

$$(b) F = F_0 + F_1$$

$$(b') F_0 = \mu_0 u$$

$$(b'') F_1 = \eta_1 u_1 = \mu_1 u_1'$$

$$u = u_1 + u_1' \text{ avec } u_1' = \frac{F_1}{\mu_1} \text{ et } \dot{u}_1 = \frac{F_1}{\eta_1}$$

On dérive u de l'équation précédente, alors on obtient :

$$\dot{u} = \dot{u}_1 + \dot{u}_1' = \frac{F_1}{\eta_1} + \frac{F_1}{\mu_1}$$

Or  $F_1 = F - F_0$ , je remplace dans l'expression ci-dessus donc :

$$\dot{u} = \dot{u}_1 + \dot{u}_1' = \frac{F_1}{\eta_1} + \frac{F_1}{\mu_1} = \frac{F - F_0}{\eta_1} + \frac{F - F_0}{\mu_1} = \frac{F - \mu_0 u}{\eta_1} + \frac{F - \mu_0 \dot{u}}{\mu_1}$$

On développe et mettre au même dénominateur.

$$\eta_1 \mu_1 \dot{u} = F \mu_1 - \mu_0 \mu_1 u + \dot{F} \eta_1 - \mu_0 \eta_1 \dot{u}$$

On factorise :

$$F \mu_1 + \dot{F} \eta_1 = \mu_0 \mu_1 u + \mu_0 \eta_1 \dot{u} + \eta_1 \mu_1 \dot{u}$$

$$\Leftrightarrow F \mu_1 + \dot{F} \eta_1 = \mu_0 \mu_1 u + (\mu_1 + \mu_0) \eta_1 \dot{u}$$

Nous devons passer en complexe, on connaît la formule suivante :

$$\frac{du(t)}{dt} = j\omega u(t) \text{ dans le domaine complexe}$$

Ce qui nous donne :

$$F + j\omega F \frac{\eta_1}{\mu_1} = \mu_1 u + \left( \frac{\mu_1 + \mu_0}{\mu_1} \right) \eta_1 j\omega u$$

On réduit au même dénominateur et on factorise :

$$F(\mu_1 + j\omega \eta_1) = \mu_1 \mu_0 u + (\mu_1 + \mu_0) \eta_1 j\omega u$$

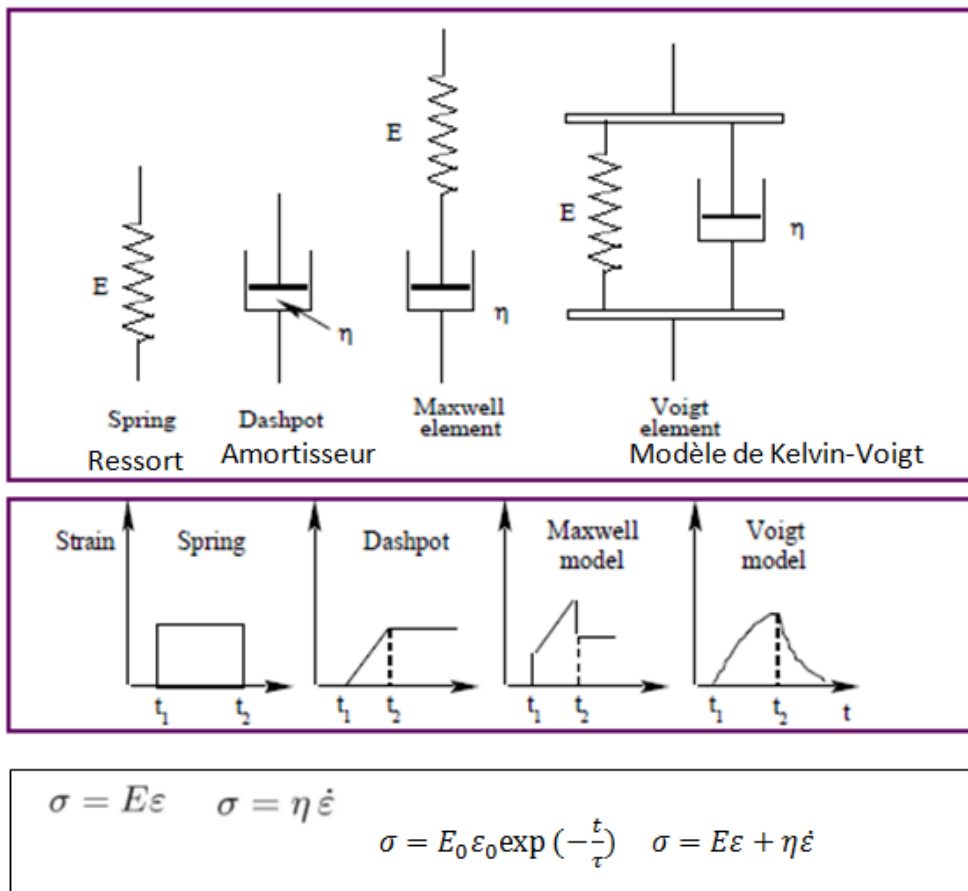
Donc



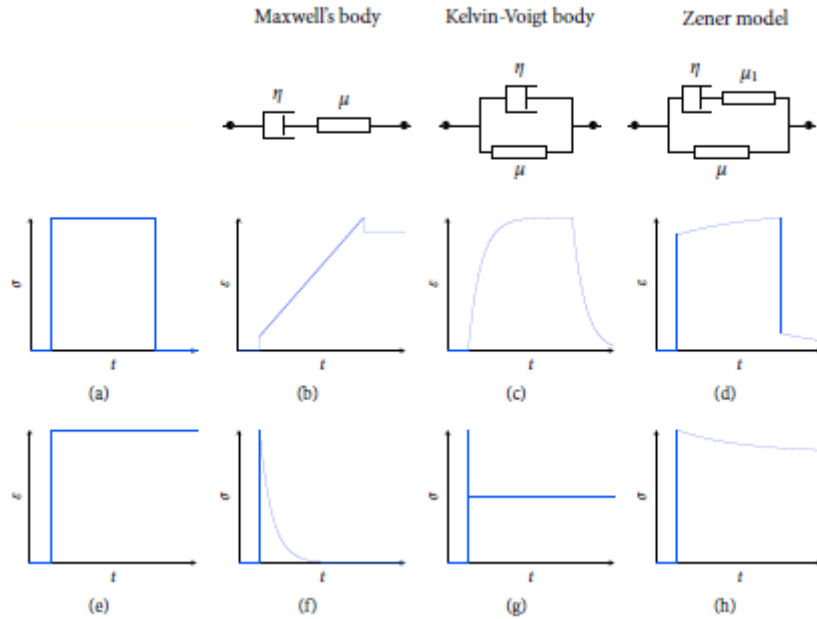
$$F = \frac{\mu_1 \mu_0 + (\mu_1 + \mu_0) \eta_1 j \omega}{\mu_1 + j \omega \eta_1} u = \frac{\mu_0 + (\mu_1 + \mu_0) j \omega \frac{\eta_1}{\mu_1}}{1 + j \omega \frac{\eta_1}{\mu_1}} u$$

On pose  $\tau = \frac{\eta_1}{\mu_1}$ , alors  $F = \frac{\mu_0 + (\mu_1 + \mu_0) j \omega \tau}{1 + j \omega \tau} u$ .

c) **Résumé :**



Autre résumé :



**5) L'équation inverse :**  
**(1) Equation de Holmtz :**

On écrit dans la littérature scientifique cette relation générale :

$$\rho \partial_t^2 \vec{u} = \mu \nabla^2 \vec{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \vec{u}) + \zeta \partial_t \nabla^2 \vec{u} + (\zeta + \xi) \partial_t \nabla(\nabla \cdot \vec{u}) \quad (\text{eq. 1})$$

Ce qui signifie que la dérivée partielle  $\partial_t^2 u = \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$  et  $\vec{\nabla}$  est l'opérateur nabla qui est égale à  $\vec{\nabla} = \left( \frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)$ .

D'où  $u$  est le champ de déplacement,  $\rho$  la densité du matériau,  $\mu$  le module de cisaillement,  $\lambda$  le second coefficient de Lamé,  $\zeta$  la viscosité de cisaillement et  $\xi$  la viscosité des ondes de compression.

J'ai trouvé cette relation :

$$\rho \vec{u}_{tt} = (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \vec{u}) + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (\text{eq. 2})$$

Soit  $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$  on pose  $\nu$  est le coefficient de Poisson, il est compris entre  $0,490 < \nu < 0,499$  pour un liquide

J'obtiens alors  $\mu = E/3$  ( $\nu = 1/2$ ).

Je note aussi que le 1<sup>er</sup> terme de Lamé s'écrit comme :

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad \text{avec } E : \text{ le module de Young}$$

**Démo de la formule (eq. 2):**

D'après [1], j'introduis que :

$$\nabla \cdot [\sigma_{ij}] = f_i \quad (\text{eq. 3})$$

Où  $\sigma_{ij}$  est le tenseur de 3D et  $f_i$  est la force de déformation.

La deuxième relation utile :

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\delta_{ij}\Delta \quad (\text{eq. 4})$$

Où  $\delta_{ij}$  est le delta de Kronecker et  $\Delta = \Delta \cdot u = e_{11} + e_{22} + e_{33}$ .

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad i = j = 1, 2, 3$$

Je remplace eq. 3 dans eq. 4.

$$\begin{aligned} \nabla \cdot [2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\delta_{ij}\Delta] &= f_i \\ \Leftrightarrow \nabla \cdot 2\mu\varepsilon_{ij} + \nabla \lambda\delta_{ij}\Delta &= f_i \end{aligned}$$

Je remplace les termes que j'ai noté ci-dessus :

$$\begin{aligned} \Leftrightarrow \nabla \cdot 2\mu \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}) + \nabla \lambda\delta_{ij}\nabla u_{j,i} &= f_i \\ \Leftrightarrow \nabla \mu(u_{i,j} + u_{j,i}) + \nabla \lambda\delta_{ij}\nabla u_{j,i} &= f_i \\ \Leftrightarrow \nabla \mu \nabla u_{i,j} + \nabla(\mu + \lambda)\nabla u_{j,i} &= f_i \end{aligned}$$

Je pose  $f_i = \rho \frac{\partial^2 u_{i,j}}{\partial t^2}$ .

$$\nabla \mu \nabla u + \nabla(\mu + \lambda)\nabla u = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$$

Pour quasi-static :

$$\nabla \mu \nabla u + \nabla(\mu + \lambda)\nabla u = 0$$

Pour une déformation harmonique :

Je pose :  $u(x,y,z,t) = \text{Re}\{u(x,y,z)e^{j\omega t}\}$

Donc  $\nabla \mu \nabla u + \nabla(\mu + \lambda)\nabla u = \rho\omega^2 u$  où  $\omega$  est la fréquence d'excitation sinusoïdale

## (2) Onde pression :

$$C_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \cong \sqrt{\frac{\lambda + \frac{2E}{3}}{\rho}}$$

Démo :

$$\nabla\mu \frac{\partial u}{\partial x} + \nabla(\mu + \lambda) \frac{\partial u}{\partial x} = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$$

Donc je dérive selon la direction des x.

$$\nabla\mu u'' \frac{\partial u}{\partial x} + \nabla(\mu + \lambda)u'' \left(\frac{\partial u}{\partial x}\right) = \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$$

Je pose  $u''$  la dérivée seconde.

Voici le résultat de cette dérivée avec les opérateurs linéaire:

$$\begin{aligned} \nabla\mu \Delta \nabla + \nabla(\mu + \lambda)\Delta \nabla &= \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \\ \nabla^2(\lambda + 2\mu)\Delta &= \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \\ \nabla^2\Delta &= \frac{\rho}{\lambda + 2\mu} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \end{aligned}$$

On pose  $C_1 = \sqrt{\frac{\lambda+2\mu}{\rho}}$ .

Ce qui nous donne:

$$\nabla^2\Delta = \frac{1}{C_1^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$$

Certain calcul dans la littérature scientifique marque :

$$C_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \cong \sqrt{\frac{\lambda}{\rho}}$$

**(3) Onde cisaillement :**

$$C_s = \sqrt{\frac{2|\mu|}{\rho(\text{Re}(\mu) + |\mu|)}} \cong \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}$$

(4) On pose  $G^*$  un complexe le shear modulus en anglais.  $G' \equiv \text{Re}(G^*)$  et  $G'' \equiv \text{Im}(G^*)$ .  
Alors  $G^* = G' + jG''$ .

Il existe différentes méthodes pour résoudre l'équation inverse.

➤ **AHI : Algebraic Helmholtz inversion**

$$\rho\omega^2 u(r, \omega_j) + G^*(r, \omega_j)\Delta u(r, \omega_j) = 0$$

**Pour un patin (springpot):**

$$G^*(r, \omega_j) = \kappa(r)(i\omega_j)^{\alpha(r)}$$

On pose  $\beta = \alpha(r)$ .

On rappelle que la formule suivante dans l'espace complexe est:

$$\rho e^{i\theta} = \rho \cos(\theta) + i\rho \sin(\theta)$$

Si on pose que  $\theta = \frac{\pi}{2} \text{ radian} = 90^\circ$ ,

Alors,

$$\rho e^{i\frac{\pi}{2}} = 0 + j$$

$$G^*(r, \omega_j) = \kappa(r) e^{i\frac{\pi}{2}\beta}$$

$$\kappa(r) = \mu(r) \frac{\eta(r)^\beta}{\mu(r)^\beta} = \mu(r)^{1-\beta} \eta(r)^\beta$$

### Étude de cas:

$$\text{Si } \beta = 0 \Leftrightarrow \kappa = \mu$$

$$\text{Si } \beta = 1 \Leftrightarrow \kappa = \mu^0 \eta(r) \text{ fluide visqueux}$$

$$\text{Si } \eta = 1 \Leftrightarrow \kappa = \mu^{1-\beta}$$

Je travaille maintenant en complexe:

$$\begin{cases} G' = \kappa \omega^\beta \cos\left(\frac{\pi}{2}\right) \beta \\ G'' = \kappa \omega^\beta \sin\left(\frac{\pi}{2}\right) \beta \end{cases}$$

Le jour où ce compte-rendu a été écrit l'équation inverse n'a pas été fini d'être résolu.

## 6) Interpolations :

### a) La définition :

On appelle interpolation la fonction mathématique de zoomer. C'est le fait de rajouter des pixels pour agrandir l'image.

Quelques notions de vocabulaire à connaître sur l'interpolation que j'ai retrouvé dans de nombreux articles.

La matrice de l'image originale est souvent notée dans la littérature image « basse résolution » ou LR.

L'image interpolée est alors notée image « haute résolution » ou HR.

L'image de haute résolution dépend de la méthode d'interpolation utilisée. Les images HR peuvent avoir des artefacts dus à la méthode utilisée flou, aliasing, halo, artefact de fréquence

### b) Les conditions :

L'interpolation a pour but d'agrandir une image. L'image résultat de l'interpolation doit respecter 6 conditions :

(1) Invariance de géométrie : Les méthodes d'interpolation doivent préserver la géométrie et la taille des pixels.

(2) Invariance du contraste : Les méthodes d'interpolation doivent préserver la luminance des valeurs de l'ensemble des pixels de l'image.

(3) Pas d'introduction d'artéfact : Les méthodes d'interpolation ne doivent pas rajouter de bruit à l'image originale ou d'artéfacts sur l'image.

(4) Préservation des bords : Les méthodes d'interpolation doivent préserver les bords et contours de l'image initiale.

(5) Pas d'Aliasing : Les méthodes ne doivent pas produire de contours en marche d'escalier.

(6) Préservation de la texture : Les méthodes d'interpolation ne doivent pas générer de flou ou de régions de texture lisse.

La matrice de l'image originale est souvent notée dans la littérature image « basse résolution » ou LR. L'image interpolée est alors notée image « haute résolution » ou HR.

L'image de haute résolution dépend de la méthode d'interpolation utilisée. Les images HR peuvent avoir des artéfacts dus à la méthode utilisée flou, aliasing, halo, artéfact de fréquence [2] (figure 17).

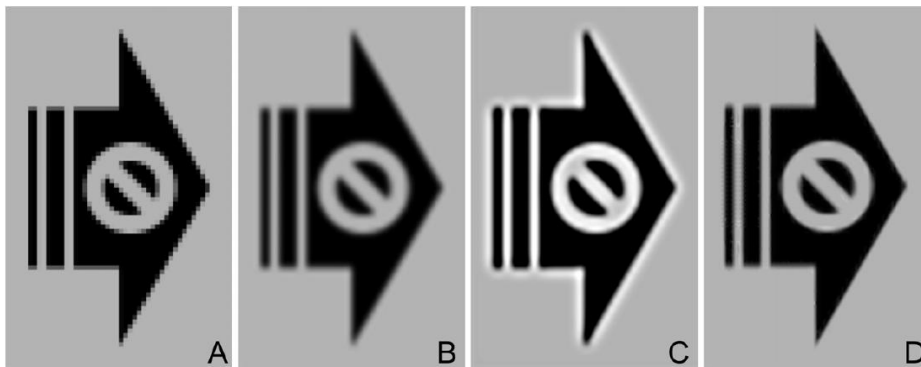


Figure 13 : Les différentes erreurs de l'image HR, A) Aliasing, B) Flou, C) Halo au niveau des contours, D) artéfact de fréquence

Dans notre étude, nous nous sommes limités à l'interpolation spatiale des images 2D.

- Soit  $x$  ou  $i$  l'abscisse d'un pixel dans l'image courante.
- Soit  $y$  ou  $j$  l'ordonnée d'un pixel dans l'image courante.

Dans Dicom deux étiquettes indiquent le nombre de ligne de la matrice –Rows- et le nombre de colonne de la matrice –Columns-.

- Soit  $s(x,y)$  l'intensité du pixel de coordonnées  $(x,y)$  de la matrice image source

Le but de l'interpolation est d'agrandir les pixels, voici la procédure schématiquement :

- On prend une image originale puis on prend les pixels  $V$  qui sont rangés dans une matrice  $V_{ij}$  comme sur la figure 14 a).

- Ensuite, je recopie les pixels  $V$  par exemple pour un zoom de 2 de  $V_{11}, V_{12}$  comme sur la figure 14 b).

- Enfin, j'applique un algorithme d'interpolation qui remplace les pixels qui manquent de la figure 14 b) ce qui nous donne la figure 14 c).

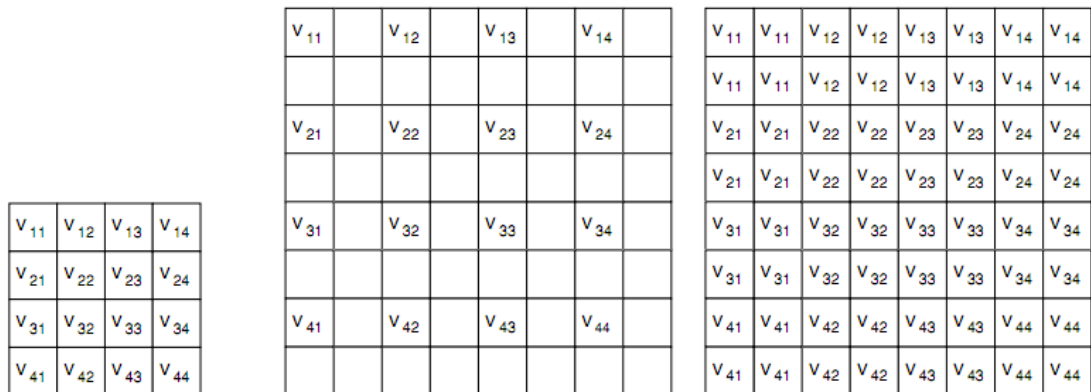


Figure 14 a) image originale b) Matrice intermédiaire de facteur 2 c) Image finale effectuée par méthode du proche voisin

Nous pouvons écrire que l'interpolation d'un signal 2D (ici l'image  $s$ ) est le produit de convolution de la matrice  $s$  avec un noyau continu d'un filtre 2D.

$$\hat{s}(x, y) = \sum_k \sum_l s(k, l) h_{2D}(x - k, y - l)$$

Avec  $l$  et  $k$  les positions discrètes d'un pixel dans l'image source  $s$ ,  $h_{2D}(x, y)$  la réponse de l'impulsion continue du filtre de reconstruction.

En général,  $h(x, y)$  est à noyaux séparables et symétriques ce qui permet de réduire la complexité de calcul.

D'après la théorie d'échantillonnage de Nyquist-Shanon, il est dit que dans le plan de Fourier d'interpolation idéale est réalisée par une fonction rectangulaire (figure 73.a) qui devient après transformation de Fourier inverse une fonction sinus cardinal (sinc) (figure 73.b) [16].

On obtient la formule suivante :

$$Ideal h(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} = \text{sinc}(x)$$

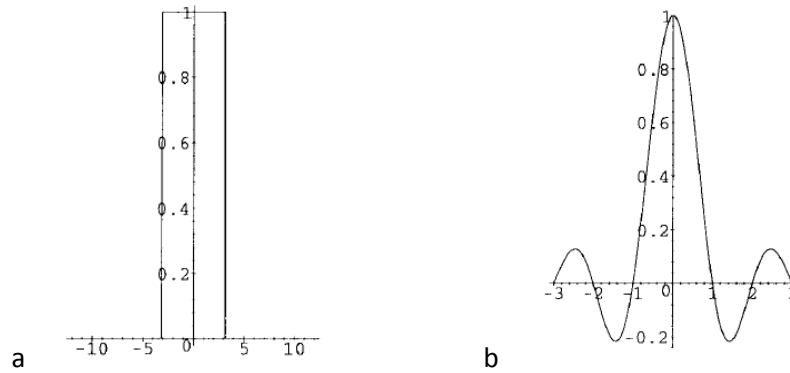


Figure 15 : Interpolation idéale

- a) représentation dans l'espace de Fourier (fonction rectangulaire)
- b) fonction sinus cardinal

Nous allons démontrer que la fonction sinus cardinal est la fonction transformée de Fourier inverse de la fonction rectangulaire (3).

Soit  $X(f)$  un signal rectangulaire d'amplitude 1 comme la **figure 15 a**.

$$x(f) = \begin{cases} 0 & \text{si } x < -1/2 \\ 1 & \text{si } -1/2 \leq x < 1/2 \\ 0 & \text{si } 1/2 \leq x \end{cases}$$

$$\begin{aligned} h(t) = X(f) &= \int_{f=-\infty}^{+\infty} x(f) e^{-j2\pi ft} df \\ &= \int_{f=-1/2}^{1/2} e^{-j2\pi ft} df \\ &= \frac{1}{-j2\pi f} \left[ e^{-j2\pi ft} \right]_{-1/2}^{1/2} \\ &= \frac{1}{-j2\pi f} \left[ e^{-j\pi f T} - e^{+j\pi f T} \right] \\ &= T \frac{1}{\pi f T} \frac{1}{2j} \left[ e^{-j\pi f T} - e^{+j\pi f T} \right] \\ &= T \frac{\sin(\pi f T)}{\pi f T} = \text{sinc}(\pi f T) \end{aligned} \quad (3)$$

Avec  $T$  la période de l'échantillon,  $f$  la fréquence d'impulsion.



La fonction de transfert d'interpolation doit donc être proche de la fonction sinc afin d'être idéale. On remarque sur la **figure 15** que la fonction idéale est positive de 0 à 1 et négative de 1 à 2.

La fonction d'interpolation devra donc satisfaire les conditions suivantes :

$$\begin{cases} h(0) = 1 \\ h(x) = 0, \text{ pour } |x| = 1, 2, \dots \end{cases} \quad (4)$$

La fonction  $h(x)$  doit satisfaire la condition de partition d'unité [3]. Une partition d'unité d'un espace topologique  $X$  est un ensemble de fonctions continues de  $X$ , d'intervalle  $[0,1]$ , telle que pour chaque valeur entière :

$$\sum_{k=-\infty}^{\infty} h(d+k) \equiv 1$$

### c) Interpolation polynomiale :

D'après mon travail de 2010, sur l'état de l'interpolation médicale. Ce qui est à retenir que les meilleures interpolations sont ceux qui utilisent des polynômes.

#### Noyau $h(x)$ d'une fonction d'interpolation polynomiale d'ordre $n$ :

où  $i = 0, 1, \dots, m-1$ .

$$h(x) = \begin{cases} a_{ni}|x|^n + \dots + a_i|x| + a_0 & \text{if } i \leq |x| < i+1 \\ 0 & \text{if } m \leq |x| \end{cases}$$

Pour réduire la complexité de calcul, utilisation d'une fonction d'interpolation à noyaux séparables :

$h(x,y) = h(x) \cdot h(y)$  avec par exemple la fonction  $h$  symétrique :  $h(x) = h(-x)$

Quelques noyaux très connus :

Nom	Expression	Transformation de Fourier
Nearest-Neighbor	$1 \quad x \in \left[-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right[$	$\text{sinc}(\omega / 2\pi)$
Linear	$\beta^1(x) = 1 -  x  \quad x \in ]-1,1]$	$(\text{sinc}(\omega / 2\pi))^2$

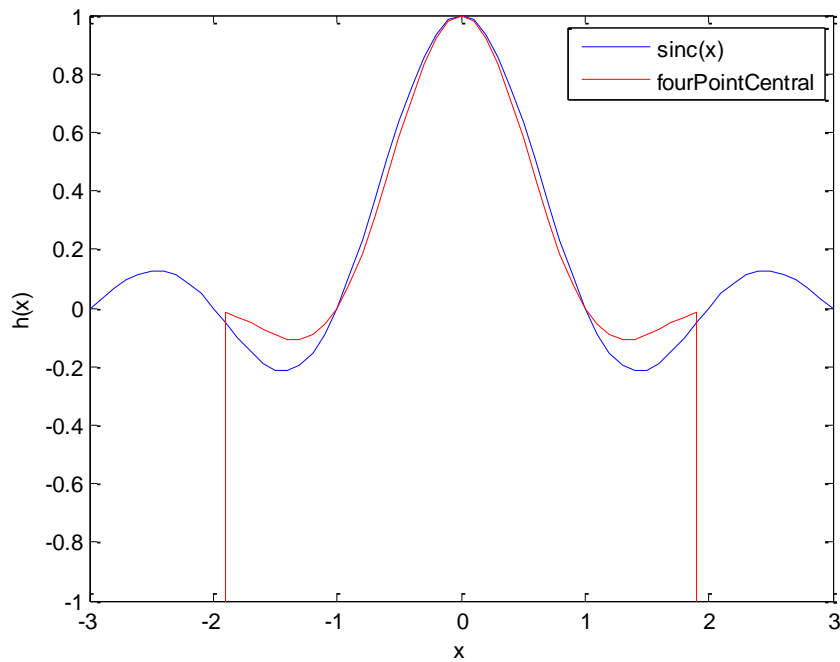
Dodgson	$2\beta^2(x) - \frac{1}{2} \left( \beta^1(x - \frac{1}{2}) + \beta^1(x + \frac{1}{2}) \right)$	$(2\text{sinc}(\omega/2\pi) - \cos(\omega/2)) / (\text{sinc}(\omega/2\pi))^2$
Keys(a=-1/2)	$3\beta^3(x) - \left( \beta^2(x - \frac{1}{2}) + \beta^2(x + \frac{1}{2}) \right)$	$(3\text{sinc}(\omega/2\pi) - 2\cos(\omega/2)) / (\text{sinc}(\omega/2\pi))^3$
Cubic Schaum	$\beta^3(x) - \frac{1}{6} \frac{d^2}{dx^2} \beta^3(x)$	$(1 + \frac{1}{6} \omega^2) (\text{sinc}(\omega/2\pi))^4$
Cubic B-spline	$\beta^3(x) = \begin{cases} \frac{2}{3} - \frac{1}{2} x ^2(2- x ) & 0 \leq  x  < 1 \\ \frac{1}{6}(2- x )^3 & 1 \leq  x  < 2 \end{cases}$	$(\text{sinc}(\omega/2\pi))^4$
Cubic o-Moms	$\beta^3(x) + \frac{1}{42} \frac{d^2}{dx^2} \beta^3(x)$	$(1 - \frac{1}{42} \omega^2) (\text{sinc}(\omega/2\pi))^4$
Cubic-convolution	$f(x) = \begin{cases} f1(x) = 1 - 2 x  +  x ^2 +  x ^3, 3 \leq  x  < 1 \\ f2(x) = 4 - 8 x  + 5 x ^2 -  x ^3, 1 \leq  x  < 2 \\ f3(x) = 0, 2 \leq  x  \end{cases}$	
B-spline (n>1)	$\int_{x-\frac{1}{2}}^{x+\frac{1}{2}} \beta^{n-1}(t) dt$	$(\text{sinc}(\omega/2\pi))^{n+1}$
Sinc	$\sin(\pi x) / (\pi x)$	$1 \quad \omega \in [-\pi, \pi[$

Je m'appuie ici à de nouveaux noyaux polynomiaux parus en 2012 pour le médical [3].

- 4 points central :

$$h(x) = \begin{cases} \frac{5|x|^7}{48} - \frac{25}{72}|x|^6 - \frac{5|x|^5}{24} + \frac{49}{36}|x|^4 + \frac{5|x|^3}{48} - \frac{145}{72}|x|^2 + 1, & 0 \leq |x| < 1 \\ \frac{-19|x|^7}{432} + \frac{31}{72}|x|^6 - \frac{317|x|^5}{216} + \frac{61}{36}|x|^4 + \frac{365|x|^3}{432} - \frac{59}{24}|x|^2 + 1, & 1 \leq |x| < 2 \\ \frac{|x|^7}{432} - \frac{5}{216}|x|^6 - \frac{1|x|^5}{216} - \frac{101}{108}|x|^4 - \frac{2111|x|^3}{432} + \frac{2395}{216}|x|^2 - \frac{106}{9}|x| + \frac{14}{3}, & 2 \leq |x| < 3 \\ \frac{|x|^7}{432} - \frac{13}{216}|x|^6 + \frac{143|x|^5}{216} - \frac{431}{108}|x|^4 + \frac{6145|x|^3}{432} - \frac{6469}{216}|x|^2 - \frac{310}{9}|x| - \frac{50}{3}, & 3 \leq |x| < 4 \end{cases}$$

La courbe de réponse est la suivante :

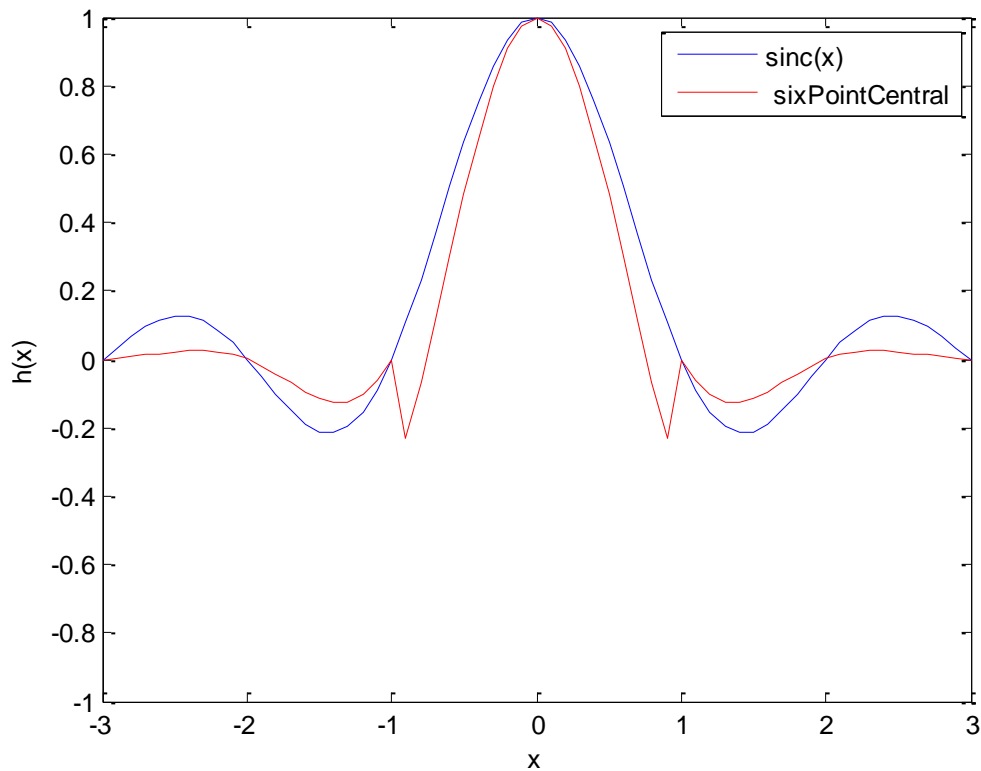


- 6 points centraux :

$h(x)$

$$= \begin{cases} \frac{7|x|^7}{80} - \frac{3}{10}|x|^6 - \frac{5|x|^5}{24} + \frac{49}{36}|x|^4 + \frac{7|x|^3}{80} - \frac{77}{32}|x|^2 + 1, & 0 \leq |x| < 1 \\ \frac{-7|x|^7}{144} + \frac{179}{360}|x|^6 - \frac{329|x|^5}{180} + \frac{469}{180}|x|^4 - \frac{161|x|^3}{720} - \frac{721}{360}|x|^2 + 1, & 1 \leq |x| < 2 \\ \frac{1|x|^7}{80} - \frac{5}{24}|x|^6 + \frac{83|x|^5}{60} - \frac{55}{12}|x|^4 + \frac{1817|x|^3}{240} - \frac{113}{24}|x|^2 - \frac{22}{15}|x| + 2, & 2 \leq |x| < 3 \\ -\frac{1}{240}|x|^6 + \frac{23|x|^5}{240} - \frac{217}{240}|x|^4 + \frac{1073|x|^3}{240} - \frac{1463}{120}|x|^2 + \frac{52}{3}|x| - 10, & 3 \leq |x| < 4 \\ \frac{-1|x|^7}{2160} + \frac{11}{720}|x|^6 - \frac{463|x|^5}{2160} + \frac{1193}{720}|x|^4 - \frac{2057|x|^3}{270} + \frac{3749}{180}|x|^2 - \frac{94}{3}|x| + 20, & 4 \leq |x| < 5 \end{cases}$$

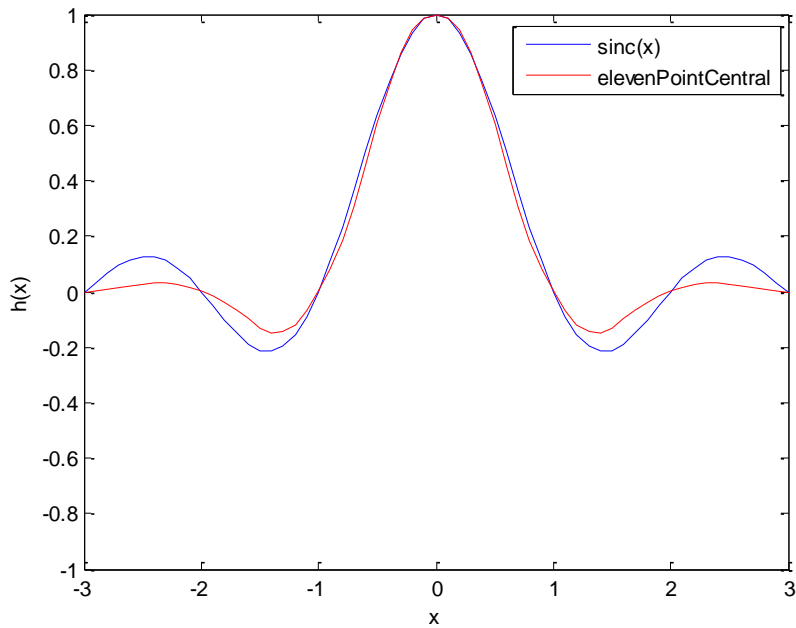
La courbe de réponse est la suivante :



- Eleven hermite

$$h(x) = \begin{cases} \frac{1807}{8640}|x|^{11} - \frac{1259}{1080}|x|^{10} + \frac{2471}{1728}|x|^9 + \frac{3551}{1440}|x|^8 - \frac{5323}{960}|x|^7 - \frac{583}{720}|x|^6 + \frac{51521}{8640}|x|^5 - \frac{2119}{4320}|x|^4 \\ \quad - \frac{1111}{540}|x|^3 - |x|^2 + 1 & \text{si } 0 \leq |x| < 1 \\ -\frac{215}{1728}|x|^{11} + \frac{26969}{12960}|x|^{10} - \frac{25777}{1728}|x|^9 + \frac{258319}{4320}|x|^8 - \frac{140669}{960}|x|^7 + \frac{972209}{4320}|x|^6 - \frac{1837139}{8640}|x|^5 \\ \quad + \frac{1483159}{12960}|x|^4 - \frac{3667}{135}|x|^3 - |x|^2 + 1 & \text{si } 1 \leq |x| < 2 \\ \frac{361}{8640}|x|^{11} - \frac{1007}{864}|x|^{10} + \frac{25019}{1728}|x|^9 - \frac{30409}{288}|x|^8 + \frac{160493}{320}|x|^7 - \frac{468551}{288}|x|^6 + \frac{31725857}{8640}|x|^5 \\ \quad - \frac{4974481}{864}|x|^4 + \frac{3313403}{540}|x|^3 - \frac{12676}{3}|x|^2 + \frac{25328}{15}|x| - 296 & \text{si } 2 \leq |x| < 3 \\ -\frac{1}{144}|x|^{11} + \frac{87}{320}|x|^{10} - \frac{2759}{576}|x|^9 + \frac{4009}{80}|x|^8 - \frac{55329}{160}|x|^7 + \frac{528671}{320}|x|^6 - \frac{16053823}{2880}|x|^5 \\ \quad + \frac{214531}{160}|x|^4 - \frac{7875787}{360}|x|^3 + \frac{47471}{2}|x|^2 - \frac{45770}{3}|x| + 4400 & \text{si } 3 \leq |x| < 4 \\ \frac{11}{25920}|x|^{11} - \frac{559}{25920}|x|^{10} + \frac{107}{216}|x|^9 - \frac{29323}{4320}|x|^8 + \frac{532553}{8640}|x|^7 - \frac{336409}{8640}|x|^6 + \frac{22633109}{12960}|x|^5 \\ \quad - \frac{36016499}{6480}|x|^4 + \frac{13284703}{1080}|x|^3 - \frac{108149}{6}|x|^2 + \frac{47210}{3}|x| - 6200 & \text{si } 4 \leq |x| < 5 \end{cases}$$

La courbe de réponse est la suivante :



**L'image originale** : résolution 256\*256 mm

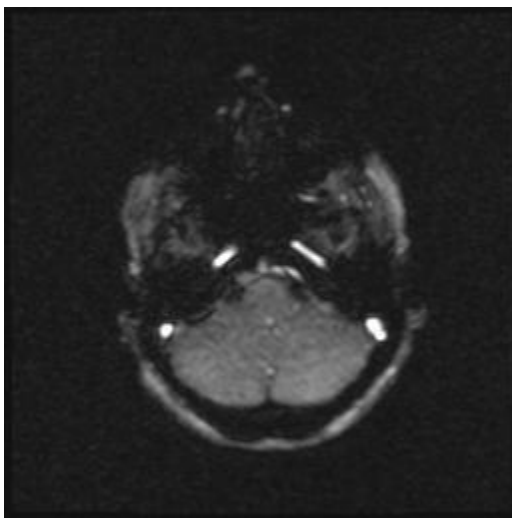


Figure 16 : Image originale

J'observe que l'image est très petite et donc pas très facile à étudier pour voir s'il y a un vaisseau ou artère visible dans le cerveau.

### **Pourquoi avoir besoin de faire une interpolation ?**

C'est une bonne question, j'ai observé lorsque nous affichons l'image sous Matlab dans une fenêtre (figure). Il y a une déformation, apparition artéfact et apparition de marche d'escalier (apparition de pixelarisation) (figure 17).

C'est tous ces facteurs, qui m'ont fait choisir de réutiliser mon travail de 2010 et de voir s'il y a des papiers récents sur les polynômes pour les images médicales (DICOM<sup>21</sup>).

Pour exemple, j'ai zoomé les images de facteur de 4, ce qui nous donne une image de résolution 1024x1024 mm<sup>2</sup> (figure 18). Sur cette image interpolée, je ne vois aucun artéfact et on utilise bien le six conditions ci-dessus cités.

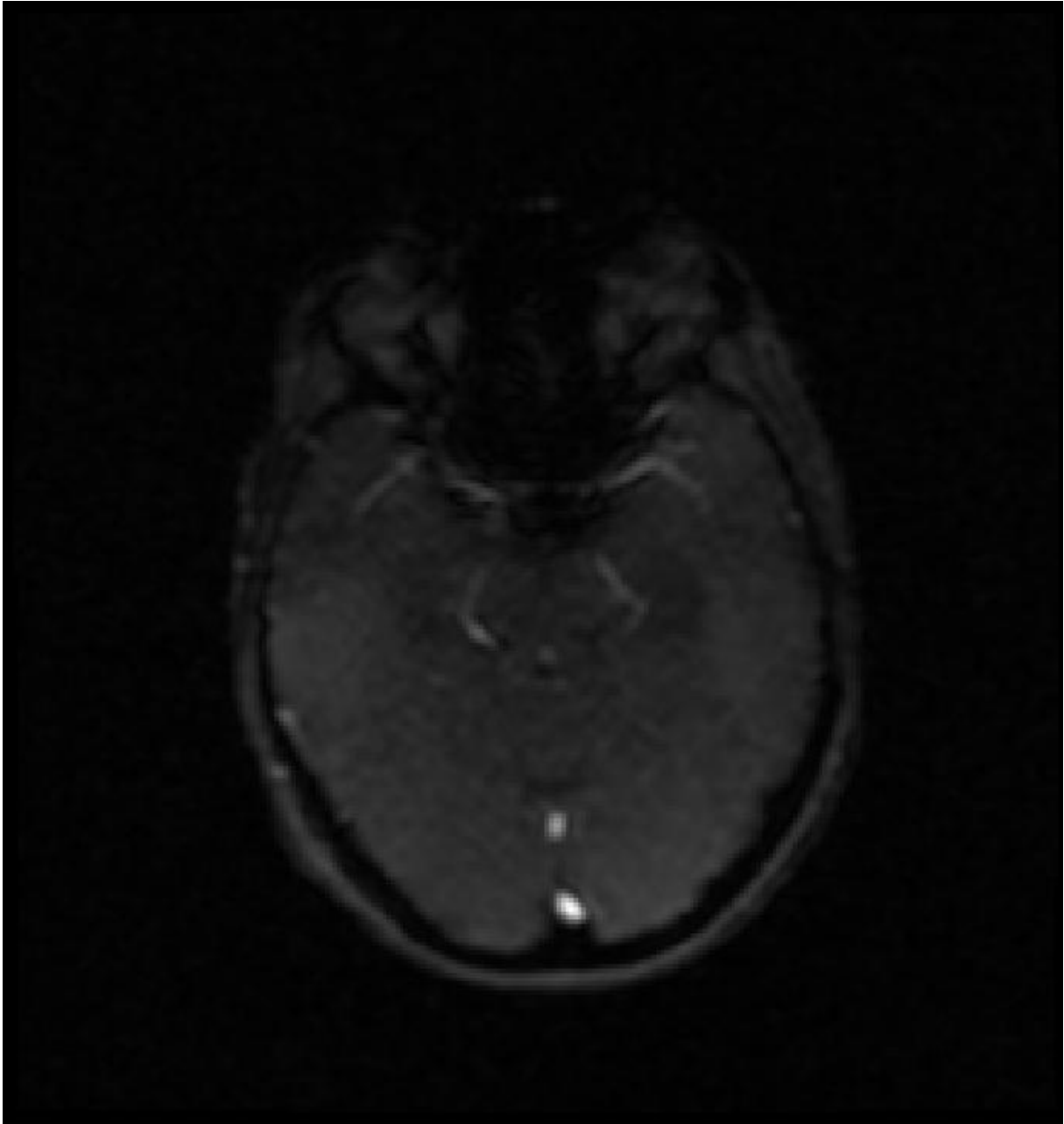


Figure 17 : Image interpolation par Matlab automatique dans la figure

---

<sup>21</sup> Voir annexe l'explication de DICOM

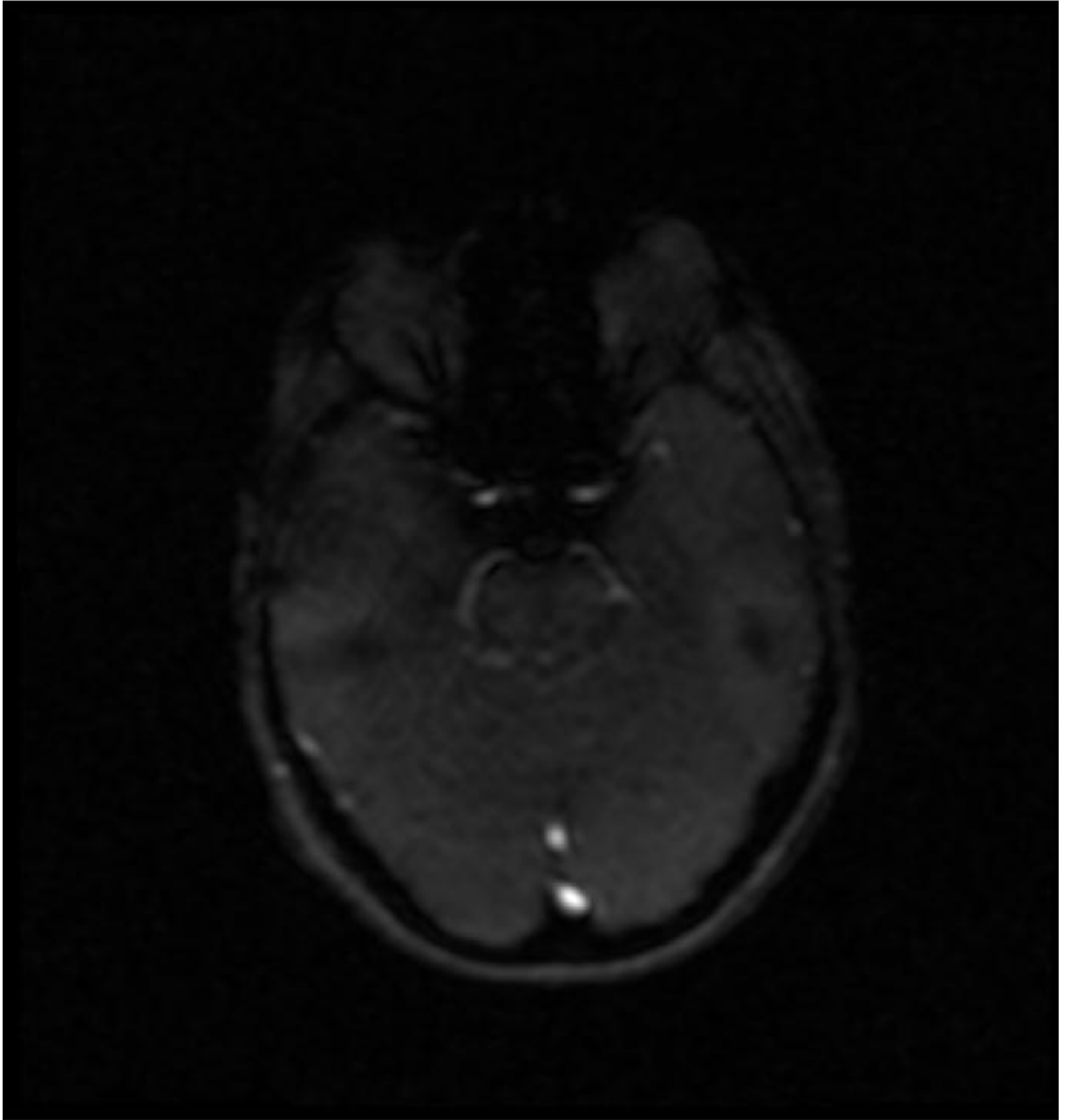


Figure 18 : Image interpolation x4 eleven hermite

## **PARTIE C : Explications des codes**

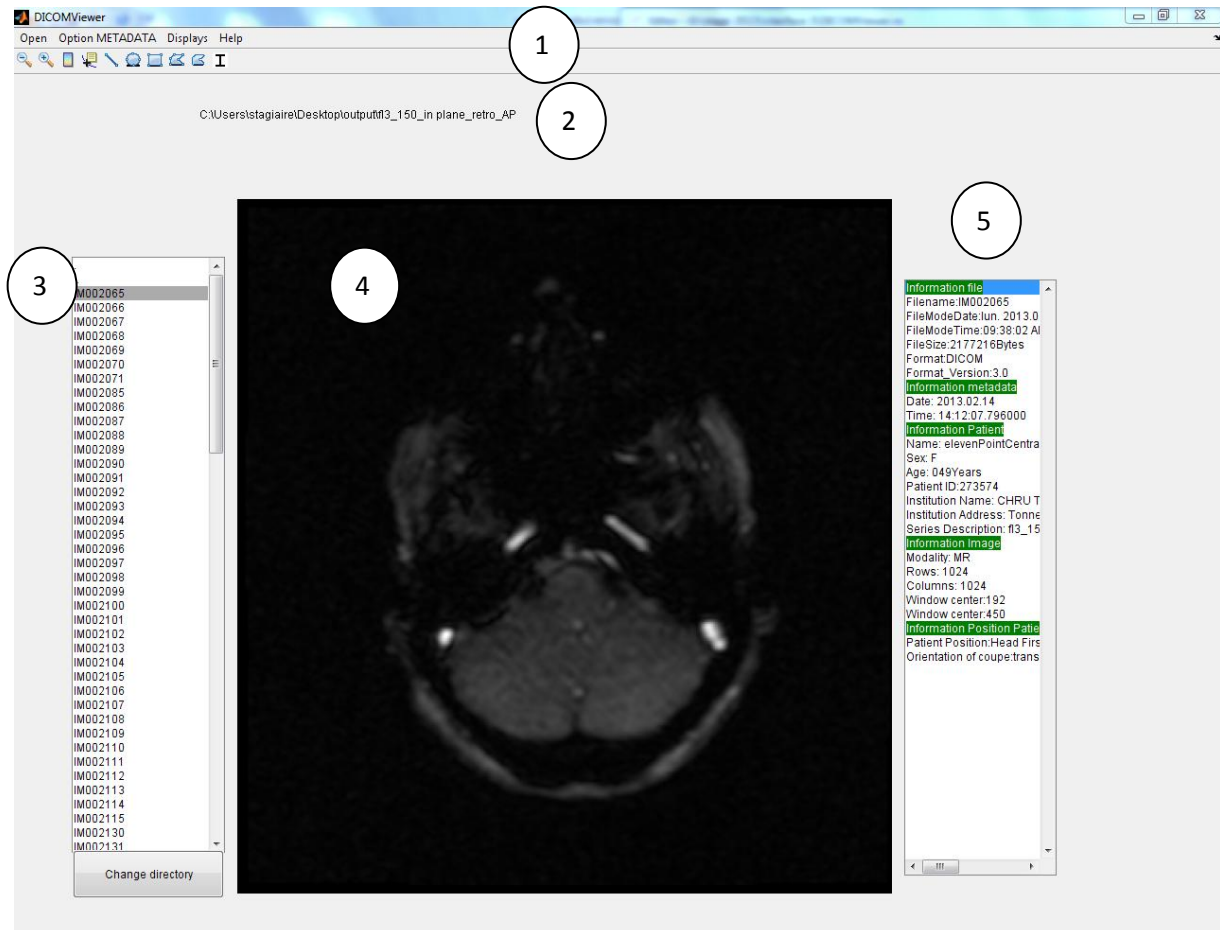


## I) Les codes :

### a) Présentations des interfaces :

#### a.1) Interface principale :

Cette interface est celle qui fait fonctionner tous les programmes Matlab développés dans ce projet.



- 1 Les menus
- 2 Le nom du chemin du répertoire ouvert
- 3 Listbox des fichiers ouverts d'un répertoire
- 4 L'image ouverte
- 5 Liste des métadonnées utiles pour voir rapidement

a.2) Menus :

**Open** : sont les tâches liées à la conversion, quitter le logiciel

**OpenMETADATA** : sont les tâches liées aux métadonnées de DICOM

**Display** : Relative à l'image par exemple le 3D, dérivée, ...

**Help** : L'aide et l'about

b) Fonction anonyme DICOM et tries fichiers

Cette fonction fait deux choses :

- Rendre anonyme le fichier patient, je veux dire enlever le nom du patient et sa date de naissance.
- Aussi de ranger un répertoire qui il y a l'ensemble des fichiers DICOM en des répertoires qui sont triés selon le nom de l'étude.

*Pseudo-code anonymisation :*

Ouverture du fichier DICOM

Lecture de l'entête

Changer l'étiquette (TAG<sup>22</sup>) le nom du Patient et sa date de naissance

Puis réécrire le fichier DICOM

*Fin du pseudo-code*

*Pseudo-code rangé en répertoire :*

Lire le chemin

Boucle de  $i=1$  à nombre de fichier dans le répertoire

Utiliser la fonction tagSeriesDescription

Créer un répertoire

Fonction anonymisation

Fin de la boucle

*Fin du pseudo-code*

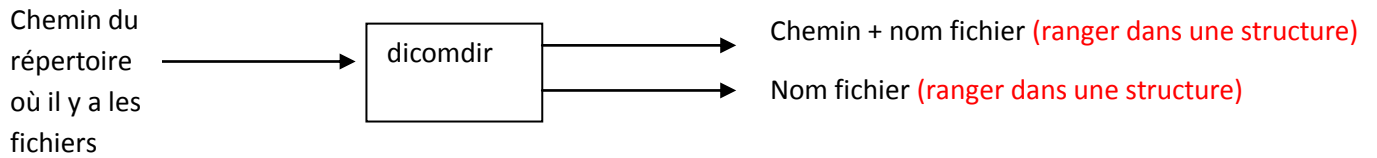
Je vais décrire la fonction qui créer la lecture du chemin.

La fonction est nommée dicomdir.

Voici le schéma explication :

---

<sup>22</sup> Terme expliquer en annexe dans la partie DICOM



Je vais vous expliquer en pseudo-code mon code sous matlab :

Input : path folder

Output : path + noun file in a table (who is a structure) and Name file in a table (who is a structure)

*Récupérer le chemin du répertoire*

*Nombre de fichier qui a dans le répertoire (nooffilesf) et le nombre de répertoire (garb)*

*Loop 1 : de 3 à nooffilesf (car les fichiers commencent toujours ., .., puis l'extension)*

*Range dans un tableau de structure*

*End 1*

*Récupère les tailles de ce nouveau tableau structure*

*Loop2 : de 1 à nooffiles*

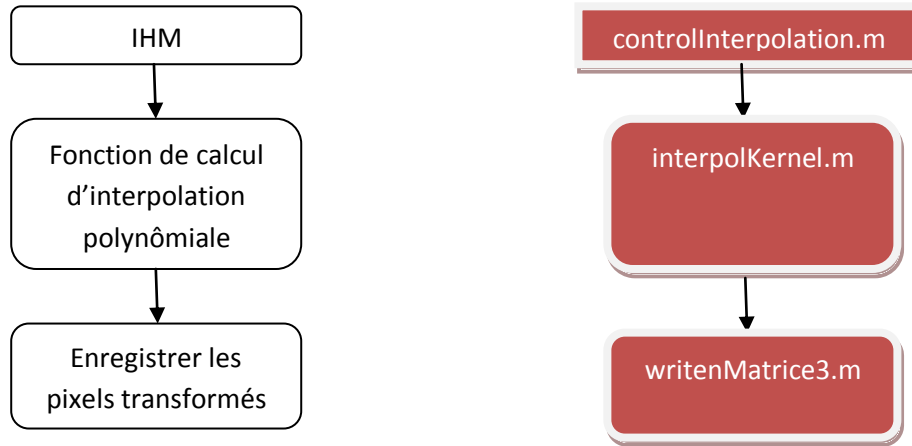
*Récupérer le chemin + nom le tout dans un tableau de structure*

*Récupérer le nom du fichier le tout dans un tableau de structure*

*End 2*

### c) Interface interpolation

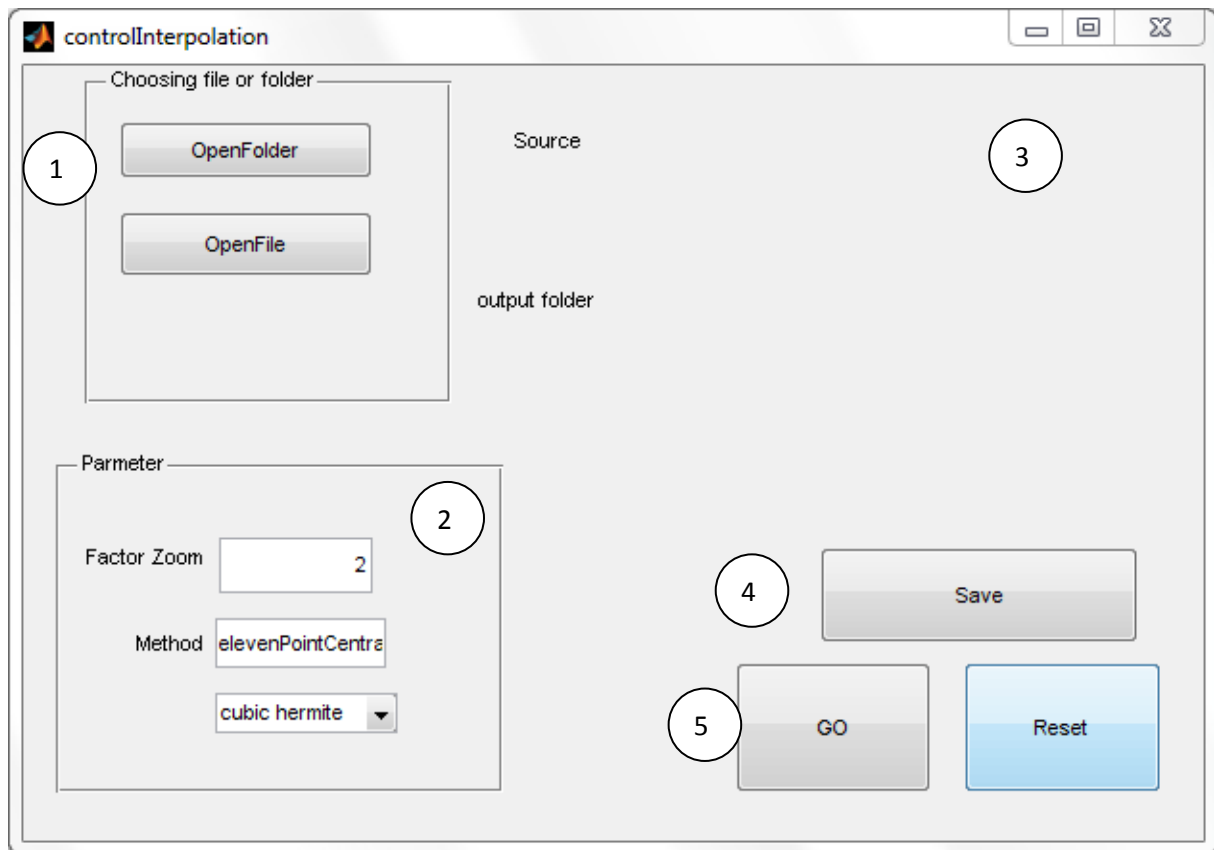
En premier faire un schéma.



La fonction « `interpolKernel.m` » a été écrite en utilisant la base `imresize` de matlab et la fonction « `writenMatrice3` » a été écrite en utilisant le package `dcm4che2`.

Au moment où le compte rendu a été fait, il y a eu mise à jour de ce package `dcm4che3`.

Maintenant, je vais vous montrer cette interface puis les différents codes que j'utilise dans cette IHM surtout les pseudo-codes.



- 1 Choix du fichier ou répertoire à ouvrir
- 2 Paramètres de changement
- 3 Affichages du chemin d'ouverture du répertoire/fichier et affichage du répertoire de sortie
- 4 Choix du répertoire de sortie
- 5 Exécuter le programme

La fonction « interpolKernel » est basée sur le principe de la fonction imrezise.

Les différents polynômes interpolations sont décrits dans la partie B.

Je vais maintenant m'intéresser à la fonction writeMatrice3 et déjà dans un premier temps je fais faire une analyse sur l'étiquette pixelData.

**a) Dans la norme :**

Je vais expliquer un cas particulier d'encodage des pixels data de DICOM. Soit Value Representation égale à OB (au Bytes).

L'ordre de représentation des octets pour les données binaires représentées sur plusieurs octets : Big endian (l'octet de poids le plus fort est représenté en premier, et les autres sont ordonnés par ordre de signification décroissante), ou Little endian (l'octet de poids le plus faible est représenté en premier, et les autres sont ordonnés par l'ordre de signification croissante).

Les données « pixels » sont représentées dans l'élément de donnée (7FE0,0010) Pixel Data, qui peut être de type OW (Other Word String) ou OB (Other Byte String).

En règle générale, les données sont concaténées en prenant en compte les éléments (0028,0100) Bits Allocated et (0028,0101) Bits Stored.

*Encapsulation d'images comprimées* : le codage par encapsulation consiste à inclure dans l'élément de donnée (7FE0,0010) Pixel Data la chaîne de bits exprimant l'image comprimée. Dans ce cas la syntaxe de transfert utilisée est obligatoirement de type VR, ce qui signifie que la spécification des types des éléments est présente dans la chaîne de bits.

En outre dans ce cas, l'élément de donnée (7FE0,0010) Pixel Data est obligatoirement de type OB.

Ce qui signifie que :

(7FE0,0010) VR=OB VL=FFFFFFFF Pixel Data

(FFFE,E000) VR VL=00000000 Item(empty offset table, hence zero length)

(FFFE,E000) VR VL=000004C6 Item (first fragment)

Exemple :

```
<attr tag="7FE00010" vr="OB" len="-1">
```

```
<item off="2922" len="4">00\00\00\00</item>
```

```
<item off="2934" len="53918">FF\D8\.....
```

*Explication complet sur les Items:*

Chaque item du Data Element de Value Representation (VR). SQ doit être encodé dans le standard par le standard Data Element avec une spécifique valeur du Data Element tag (FFFE,E000). Le tag item est encodé sur une longueur 4 octets (length Item field) :

→ **Explicit length** : Le nombre d'octets contenant la séquence Item (the sequence Item Value) – mais non incluse l'Item Length Field- est encodé comme un 32 bits unsigned integer value. La longueur doit inclure la longueur totale de tout Data Elements communiqué par son Item. La longueur Item (Item Length) doit être égale à 0000000H si l'item contient non Data Set.

→ **Undefined Length** : L'Item Length Field doit contenir la valeur FFFFFFFFH pour indiquer un undefined Item Length

Il doit être utilisé dans l'ensemble des tags avec un Item Delimitation Data Element. Cette Item Delimitation Data Element a un Data Element Tag de (FFFE,E00D) et le Data Element doit être encapsulé dans l'Item. S'il n'a pas de valeur présente dans l'Item Delimitation Data Element, alors sa longueur doit être 00000000H.

L'encodage d'un Data Set doit être le tag Data Element Tag (FFFF, EEEE) et il ne doit pas être utilisé.

Chaque valeur d'Item doit contenir un Data Set qui est composé de Data Elements.

Dans le contexte de chaque item, ces Data Elements doivent être augmenté selon les Data Element Tag Value.

Il n'y a pas de relation entre l'ordre du Data Elements contrain sans un Item et l'ordre du Data Element Tag de valeur SQ (qui représente Item).

Un ou plusieurs Data Elements dans un Item doivent être de Value Representation (VR) SQ, jusqu'à arriver à la fin de la séquence SQ.

#### **b) La lecture des pixels :**

On se rappelle que la matrice pixel se trouve dans le tag nommé Pixel Data (7FE0, 0010). Selon le standard DICOM 3, nous avons la représentation suivante :

group	element	V	R	length	value
7F E0	00 10	O	W	0 1	

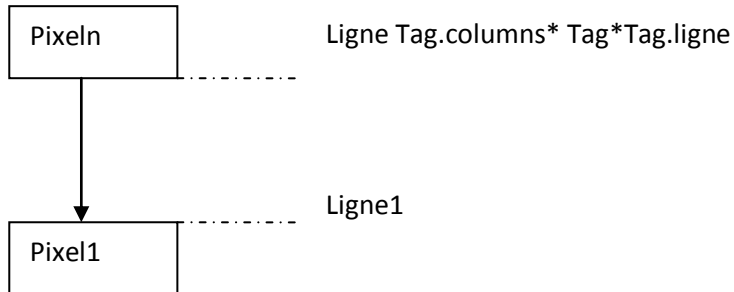
La matrice des intensités en niveau de gris est une matrice de dimension de deux.

La matrice des intensités en niveau de gris est une matrice de dimension de deux.

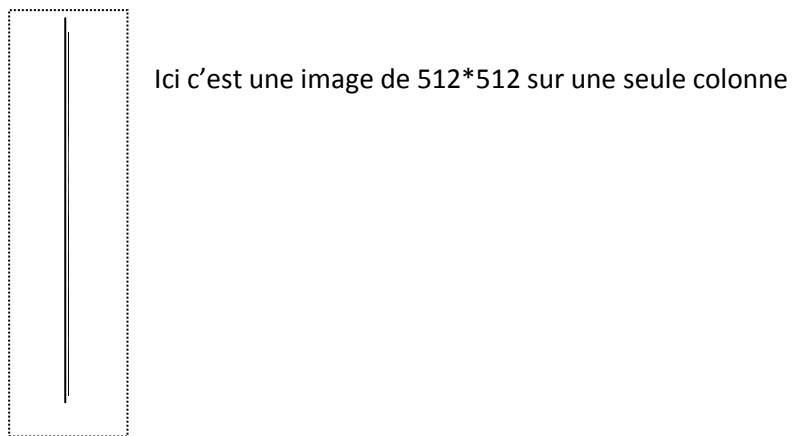
Voici cette matrice :

[dimension1, dimension2] → dimension1 : Rows\*Columns et dimension2 : 1

Nous pouvons voir cette matrice est schématiquement suivant :

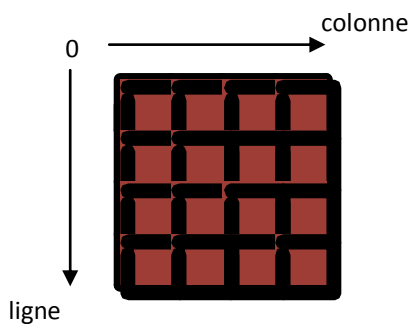


Nous avons par exemple cette bande obtenue après ouverture :



On souhaite faire une matrice toujours sur deux colonnes pour les lignes et colonnes.

Voici maintenant l'objectif à avoir :



Nous devons par exemple rétablir cette série d'intensité dans un autre habituelle :



Exemple :

$$\begin{bmatrix} 1 \\ 20 \\ 50 \\ 60 \end{bmatrix} \rightarrow \text{change pour avoir une matrice } 2*2 \begin{bmatrix} 1 & 50 \\ 20 & 60 \end{bmatrix}$$

Pour une matrice d'imagerie médicale par le standard dicom :

Nous allons suivre cette méthode ;

*Pseudo code :*

S'il y a valeur dans la matrice et que la taille de la matrice initial doit égal à la matrice finale:

Alors

Int matrice(lignes\*colonnes) ;

For entier i : 0 à nbrelignes

    Mettre dans la première colonne matrice

End

For entier i : nbrelignes à nbrelignes+ nbrelignes

    Mettre dans la deuxième colonne matrice

End

...

For entier i: nbrelignes-1\*nbrelignes à nbrelignes\*nbrelignes

    Mettre dans la dernière colonne (nbrecolonne) matrice

End

Sinon rien faire et message d'erreur

Voici la fonction utilisé dans MATLAB :

```
img = reshape(pixeldata, rows, cols);
```

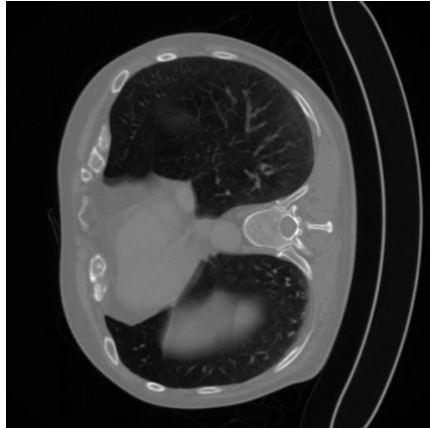
*Or*

**pixeldata** : représente la matrice de la forme suivante [rows\*colonne, 1] du tag des métadonnées de dicom.

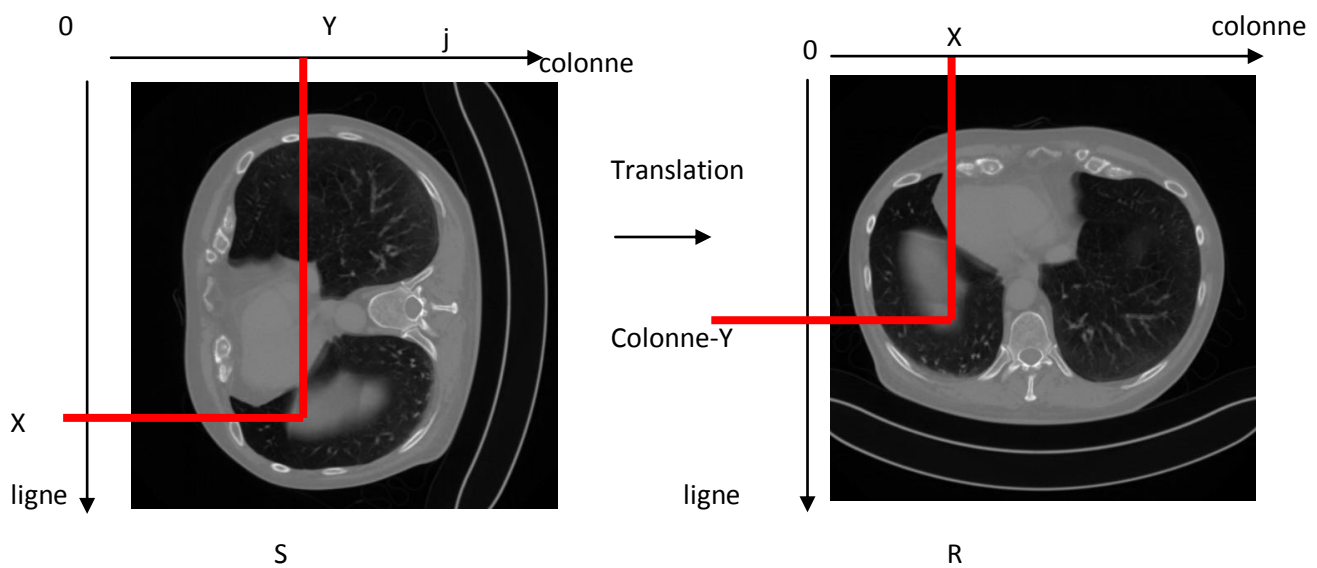
**rows** : représente les lignes de la matrice (Tag.Rows)

**cols** : représente les colonnes de la matrice (Tag.columns)

On obtient l'image suivante :



On doit la transposé de plan :



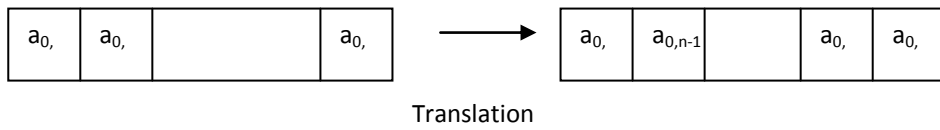
**Pseudo code :**

```
Pour i = 0 à Tag.Rows
  Pour j = 0 à Tag.Columns
     $R(i,j) = S(\text{Columns}-j,i)$ 
  Fin boucle 1
Fin boucle 2
```

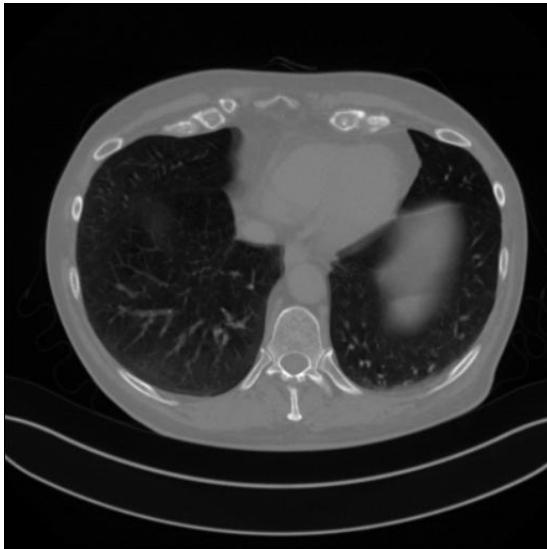
On doit maintenant inversé les pixels colonnes sur une même ligne.

Je veux dire prendre le dernier pixel sur la ligne le mettre dans la première.

Regardons cet exemple pour comprendre :

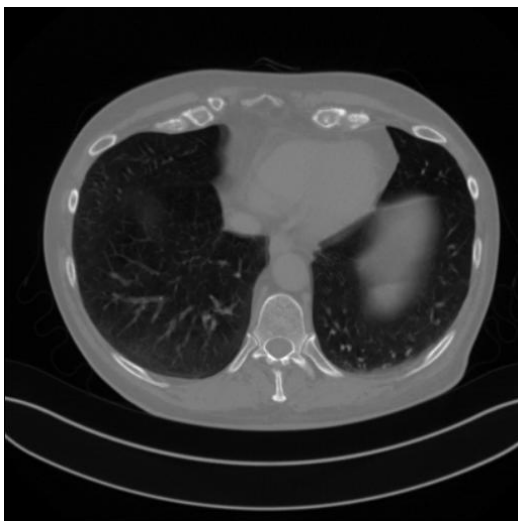


Voici l'image obtenue:



**c) L'écriture des pixels :**

Nous allons voir comment enregistrer une matrice pixel en Matlab:

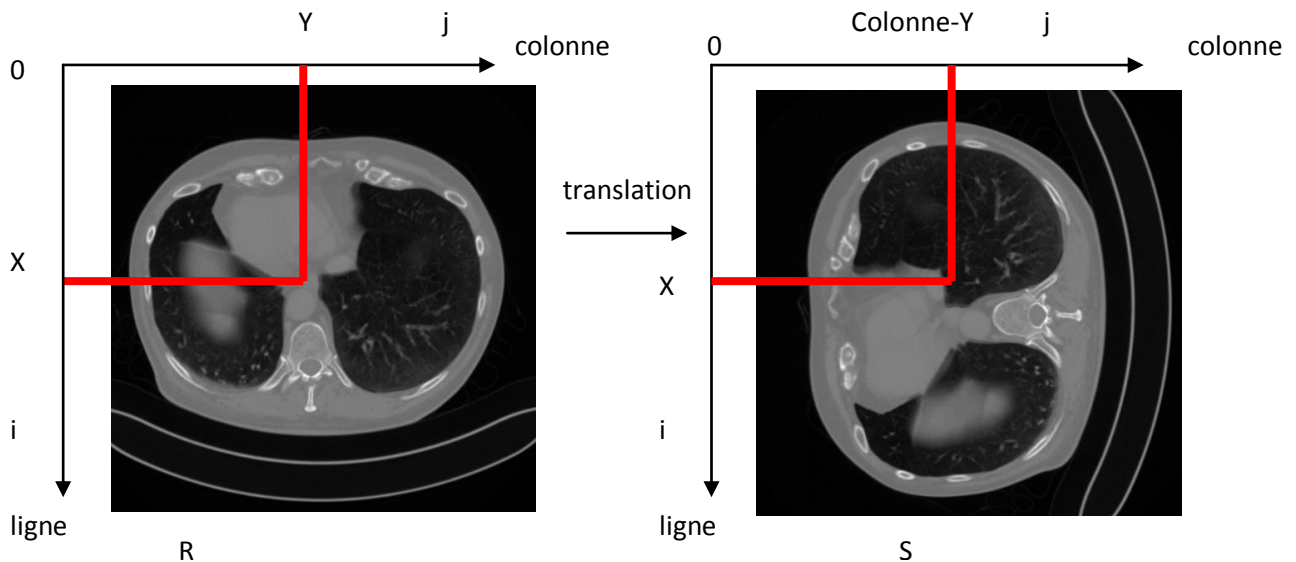


Le but est de transformer cette matrice en

un tableau [rows\*columns,1].

Nous devons mettre l'image en mode portrait comme sur la transformation de la figure suivante:

On doit la transposé de plan :



**Pseudo code :**

Pour  $i = 0$  à  $\text{Tag.Rows}$

Pour  $j = 0$  à  $\text{Tag.Columns}$

$R(j,i) = S(i,\text{Columns}-j)$

Fin boucle 1

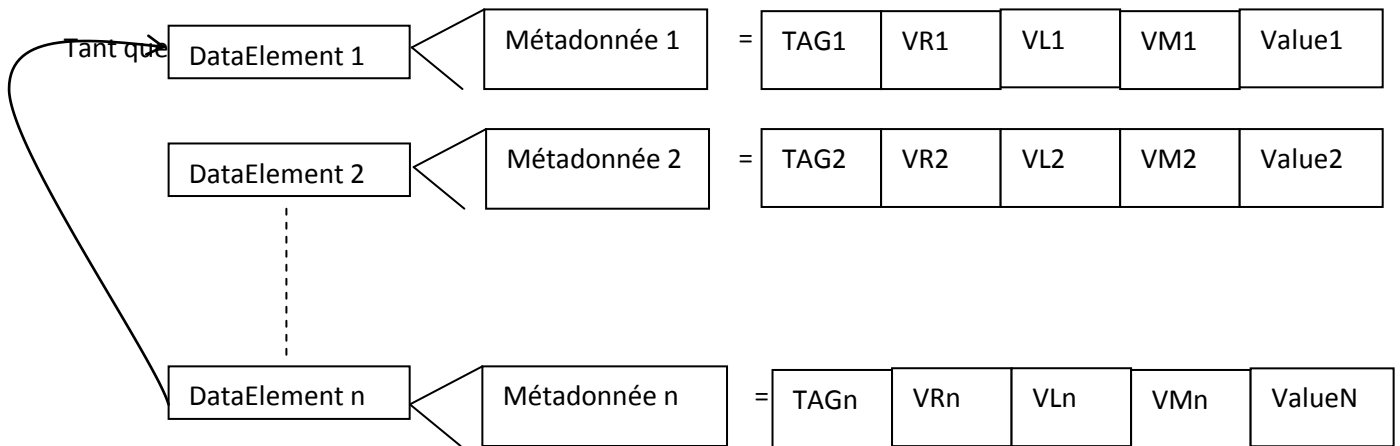
Fin boucle 2

**Code :**

```
img = zeros(cols,rows);  
for i =1 :rows-1  
    for j=1 :cols-1  
        % img(rows-j, i)= image(i,j);  
        img(j, i)=image(i,cols-j);  
    end  
end
```



Le schéma est le suivant sans cas particulier :

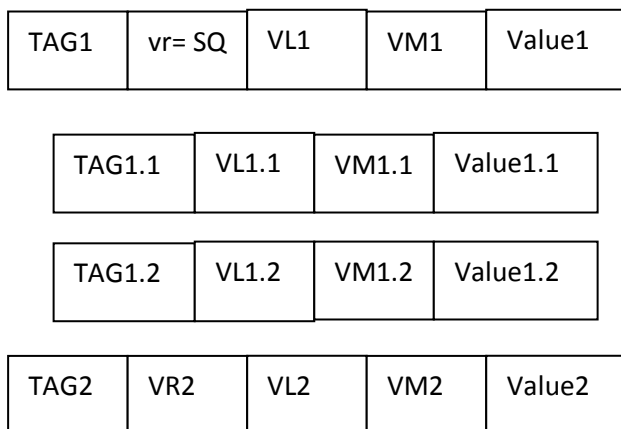


Je rappelle les termes :

TAG : étiquette de DICOM (ex : 0002, 0000), VR : Value Representation donne la nature de l'encryptions (string, int...), VL : la longueur de la métadonnée, VM : Value Multiply donne si le champ « Value » est d'un tableau ou une simple chaîne de caractère, Value : est la chaîne de caractère (Nom, âge...).

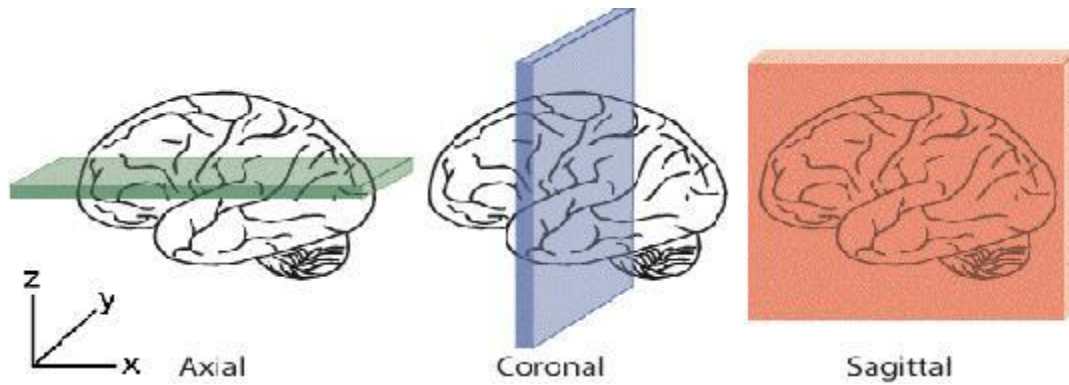
Je vais maintenant parler du cas VR = SQ en gros Sequence data.

Je vais effectuer un schéma implicite de ce procédé :



**e) Convertir un fichier DICOM en .txt**

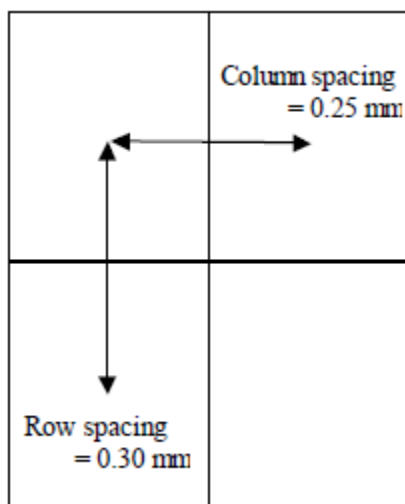
Je rappelle les trois coupes que nous avons [4] :



La résolution est donnée par le tag (0028,0030) qui a pour nom Pixel Spacing. D'après le chapitre 3 du standard DICOM, le pixel spacing est l'attribut qui spécifie la distance physique entre patient et le centre de chaque pixel.

Les attributs *Pixel Spacing* sont encodés comme la distance physique entre le centre des pixel en 2D qui spécifie deux valeurs numériques.

- La première valeur spécifie l'espace en ligne (en mm) qu'il y a d'espace entre le centre de la ligne adjacente ou espacement vertical.
- La seconde valeur spécifie l'espace en colonne (en mm) qu'il y a d'espace entre le centre de la colonne adjacente ou espacement horizontal.



$$\text{Pixel Spacing} = \text{Row Spacing} \backslash \text{Column Spacing} = 0.30 \backslash 0.25$$

On définit alors le nouveau système de coordonnées suivant :

$x_0$  = la résolution en x

$y_0$  = la résolution en y

$z_0$  = slice thickness

- Le tag (0018,0500) a pour nom slice thickness. Unité le mm.

Pseudo code :

*Récupérer métadonnée.ImagePositionPatient /\*les trois axes x, y, et z\*/*

*Récupérer métadonnée.Rows /\*Nombre de ligne\*/ et métadonnée.Columns /\*Nombre de colonne\*/*

*Récupérer les coordonnées des métadonnée.ImageOrientationPatient /\*rowsX, rowY, rowZ et columnsX, columnsY, columnsZ \*/*

*Calculer la nouvelle dimension*

*Row\_length = métadonnée.PixelSpacing(1) \*nbreLigne;*

*Col\_length = métadonnée.PixelSpacing(2)\*nbreColonne ;*

*Simplification de l'écriture des constantes suivantes :*

*topl = 1; topr = 2; botl = 3; botr = 4;*

*X = 1; Y = 2; Z = 3;*

*On pose " pos" qui est égale à la métadonnée ImagePositionPatient.*

*- % Top Left Hand Corner*

*corners( topl, X) = pos(X);*

*corners( topl, Y) = pos(Y);*

*corners( topl, Z) = pos(Z);*

*- % Top Right Hand Corner*

*corners( topr, X) = pos(X) + row\_dircos(X) \* row\_length;*

*corners( topr, Y) = pos(Y) + row\_dircos(Y) \* row\_length;*

*corners( topr, Z) = pos(Z) + row\_dircos(Z) \* row\_length;*

*- % Bottom Left Hand Corner*

*corners( botl, X) = pos(X) + col\_dircos(X) \* col\_length;*

*corners( botl, Y) = pos(Y) + col\_dircos(Y) \* col\_length;*

*corners( botl, Z) = pos(Z) + col\_dircos(Z) \* col\_length;*

*- % Bottom Right Hand Corner*

*corners( botr, X) = pos(X) + row\_dircos(X) \* row\_length + col\_dircos(X) \* col\_length;*

*corners( botr, Y) = pos(Y) + row\_dircos(Y) \* row\_length + col\_dircos(Y) \* col\_length;*

*corners( botr, Z) = pos(Z) + row\_dircos(Z) \* row\_length + col\_dircos(Z) \* col\_length;*

*La gestion de l'affichage est le suivant :*

*Normaliser la matrice de départ de DICOM*



*Faire le calcul suivant :*

- % create an alternative matrix for corner points

A( 1,1 , 1:3 ) = corners( topl, : );

A( 1,2 , 1:3 ) = corners( topr, : );

A( 2,1 , 1:3 ) = corners( botl, : );

A( 2,2 , 1:3 ) = corners( botr, : );

- % extract the coordinates for the surfaces

x = A( :, : , X );

y = A( :, : , Y );

z = A( :, : , Z );

*Création d'une surface 3D.*

*Fin de l'algorithme*

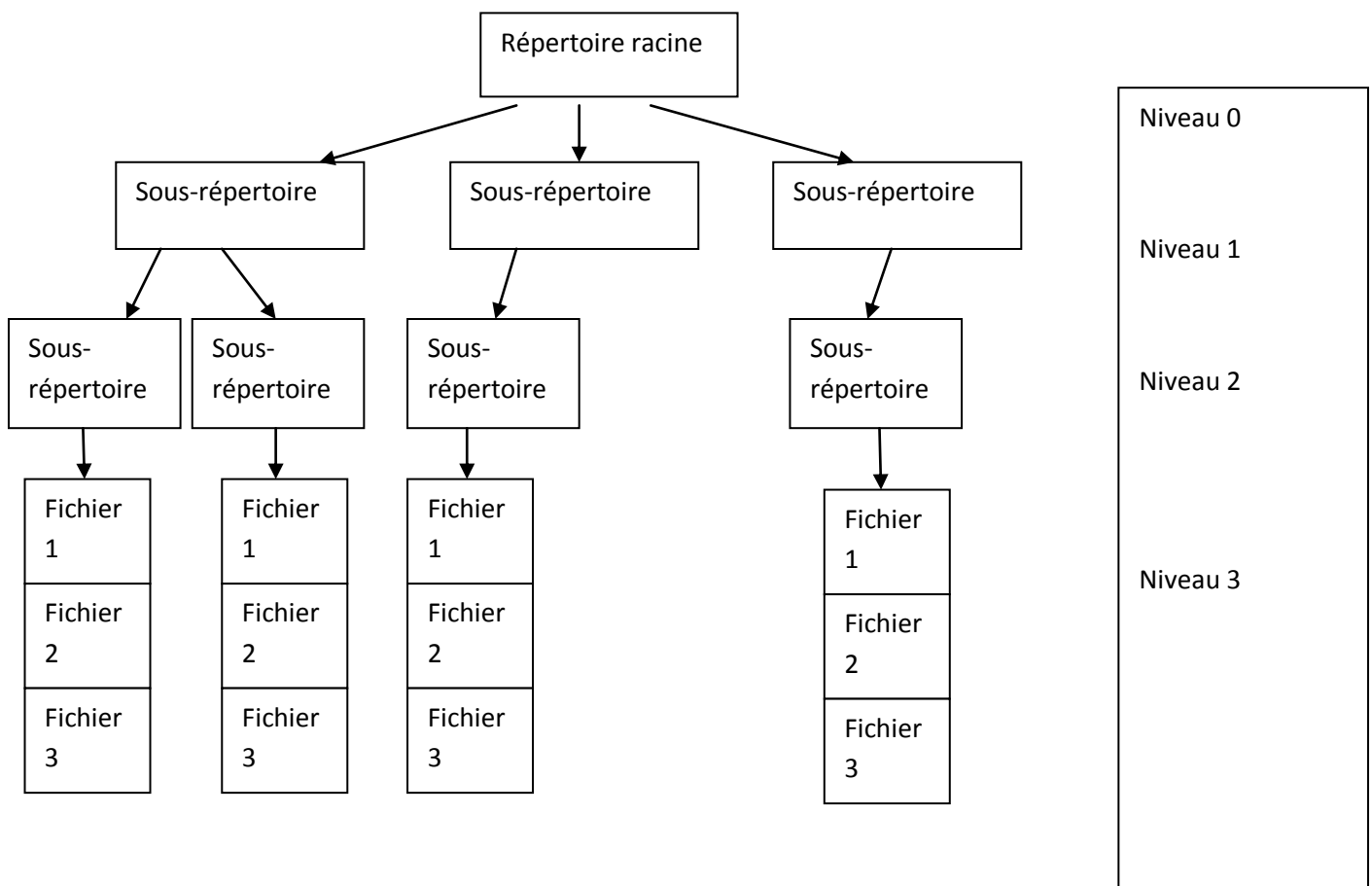
**f) Changer le nom du fichier et l'extension DICOM :**

J'ai effectué une petite interface qui a différentes options. Elle ne peut pas actuellement changer de nom.

De plus, l'IHM permet de modifier l'extension lorsqu'il n'y a pas extension « .dcm » aux fichiers DICOM. On se pose la question pourquoi avoir pensé à faire cela ? Il y a certain visionneuse DICOM qui n'ouvre que les fichiers avec une extension .dcm.

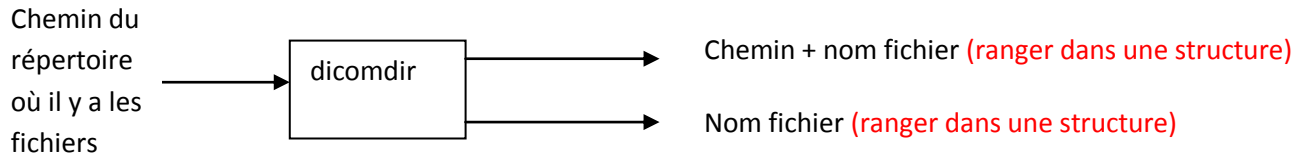
**g) Les fonctions pour trouver le chemin d'un répertoire :**

Ce sont trois fonctions clés de mon projet. Elles ont pour but :



J'ai créé trois fonctions :

- La **première fonction** nommée « dicomdir » :
  - ✓ Elle prend un répertoire racine et lit des fichiers qui se trouvent dans ce répertoire racine.



Explication en pseudo-code mon code sous matlab :

```
En entrée de la fonction : le chemin du répertoire

En sortie : Le chemin de chaque fichier dans une structure de Matlab et le nom des fichiers dans
une structure de Matlab.

Récupérer le chemin du répertoire
Nombre de fichier qui a dans le répertoire (nooffilesf) et le nombre de répertoire (garb)
Loop 1 : de 3 à nooffilesf (car les fichiers commencent toujours ., .., puis l'extension)
    Range dans un tableau de structure
End 1

Récupère les tailles de ce nouveau tableau structure

Loop2 : de 1 à nooffiles
    Récupérer le chemin + nom le tout dans un tableau de structure
    Récupérer le nom du fichier le tout dans un tableau de structure
End 2
```

- La **deuxième fonction** nommée « dicomdir2 » :
  - ✓ Elle prend un répertoire racine et puis des sous répertoires (niveau 1) puis lit des fichiers qui se trouvent dans ces répertoires niveau 1.
  - ✓ Le pseudo code un peu identique mais pour un choix de rédaction du compte-rendu.
- La **troisième fonction** nommée « dicomdir3 »
  - ✓ Elle prend un répertoire racine et puis des sous répertoires (niveau 2) puis des sous-répertoires puis lit des fichiers qui se trouvent dans ces répertoires niveau 2.
  - ✓ Le pseudo code un peu identique mais pour un choix de rédaction du compte-rendu .

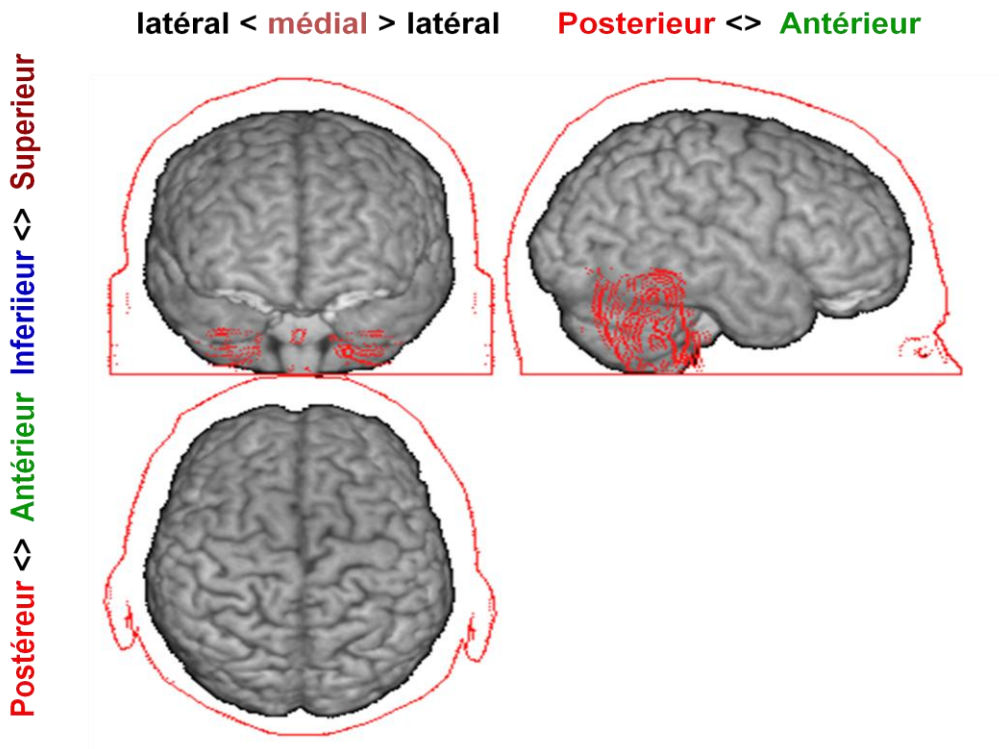
Je choisis de mettre qu'une partie des codes. Il aura une annexe de rapport lors de la soutenance avec deux nouveaux codes que j'ai implémentée très récemment pour voir différent élément de mon stage.

## II) Résultats :

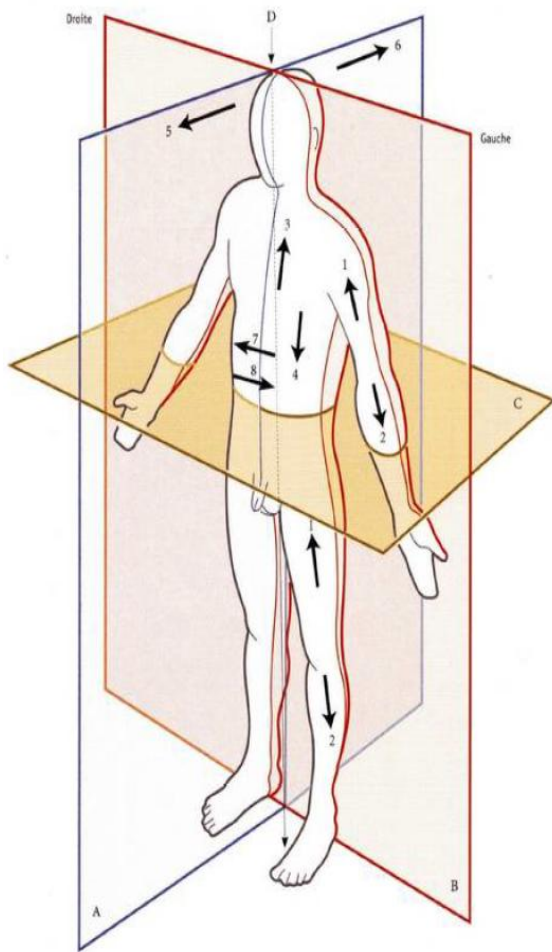
### A) Orientations spatiaux :

Je vais commencer cette partie par un rappel anatomique du cerveau.

#### a) Orientations du cerveau :



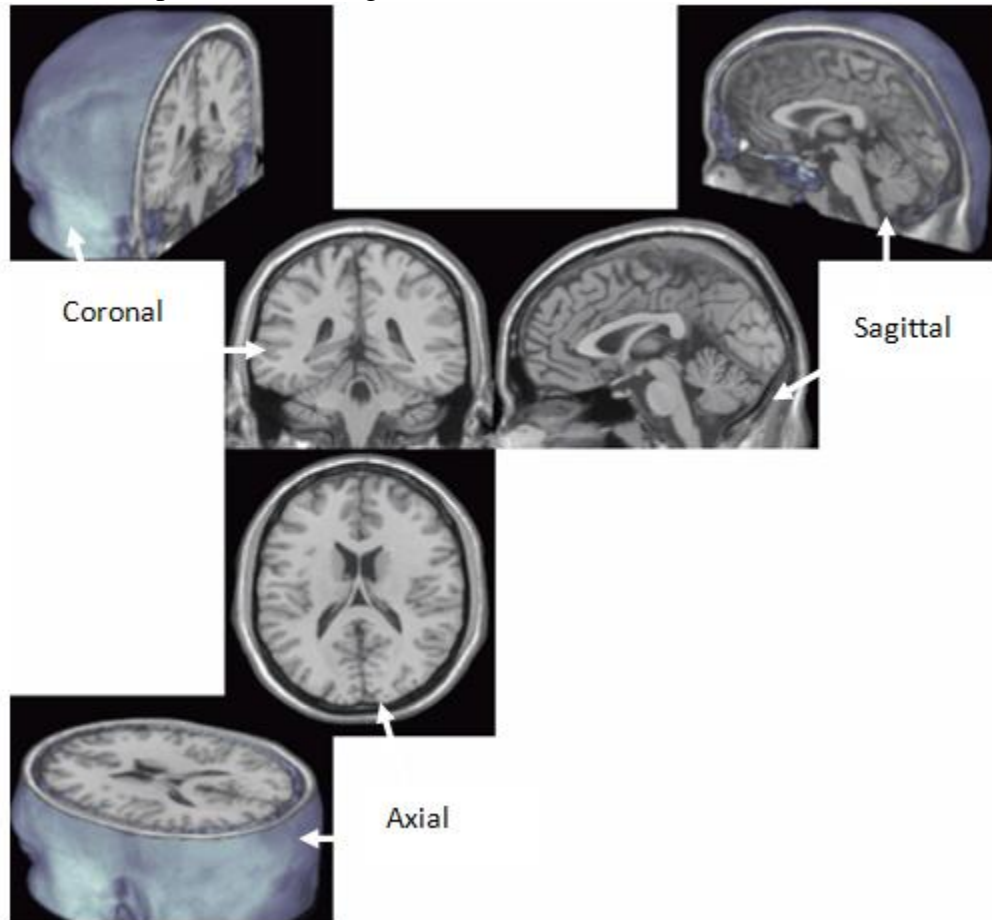
#### b) Orientations et coupes :



- A. Plan sagittal
- B. Plan frontal
- C. Plan horizontal
- D. Vertex et axe du corps

- 1. Proximal
- 2. Distal
- 3. Crânial
- 4. Caudal
- 5. Antérieur
- 6. Postérieur
- 7. Latéral
- 8. Médial

c) Les coupes dans les images IRM :



d) Vascularisation du cerveau

A) Artères :

- 4 artères tendues verticalement, issues directement ou indirectement de l'arc aortique, formant les voies d'apport de sang au cerveau dont la finalité est la formation du système d'anastomoses du cercle (ou polygone) de Willis (figure 19).

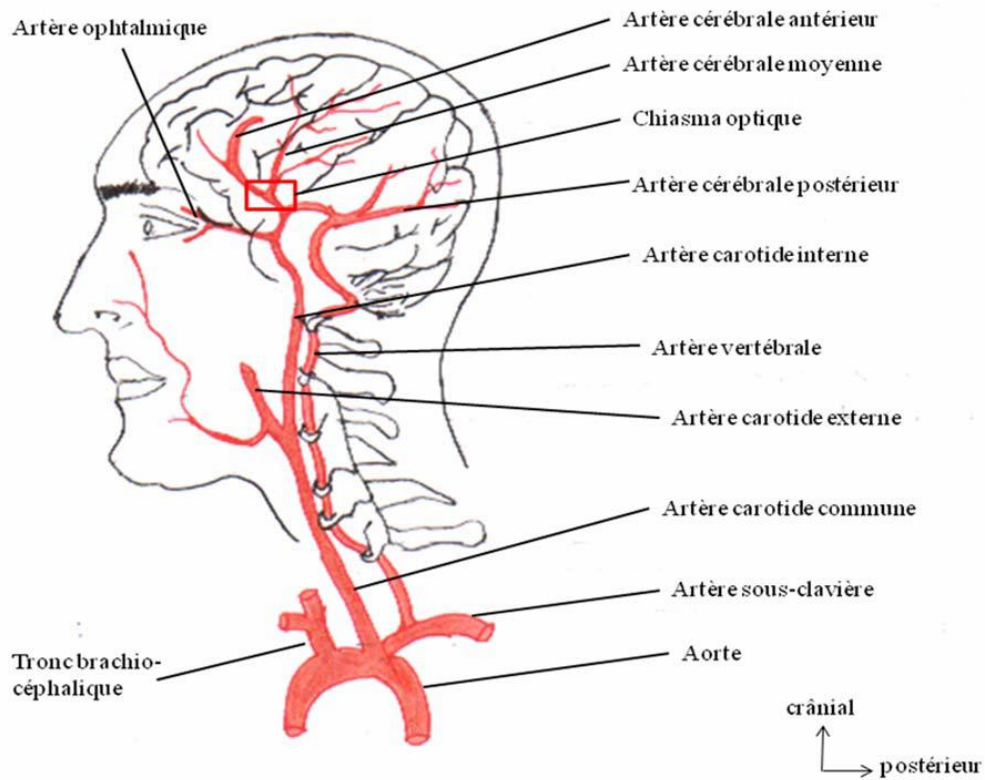
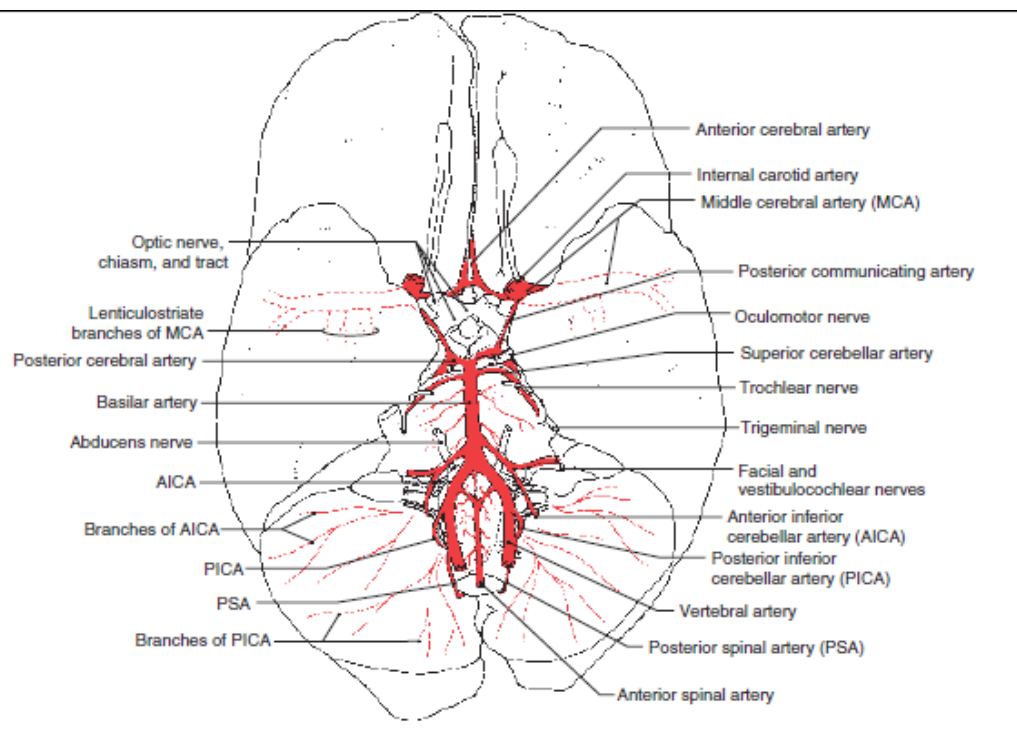
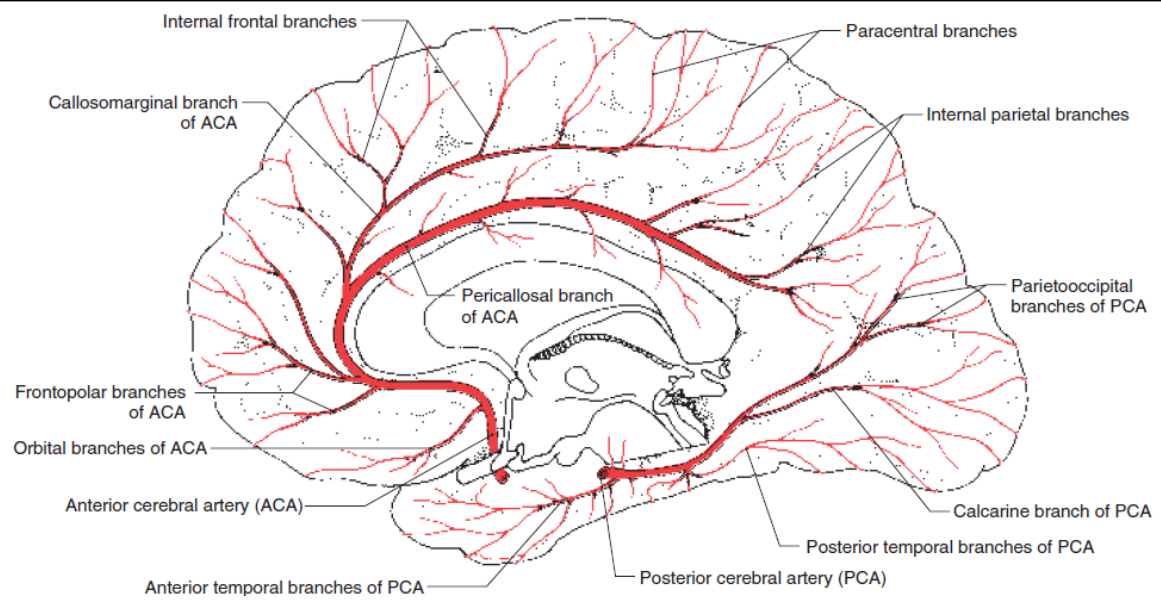


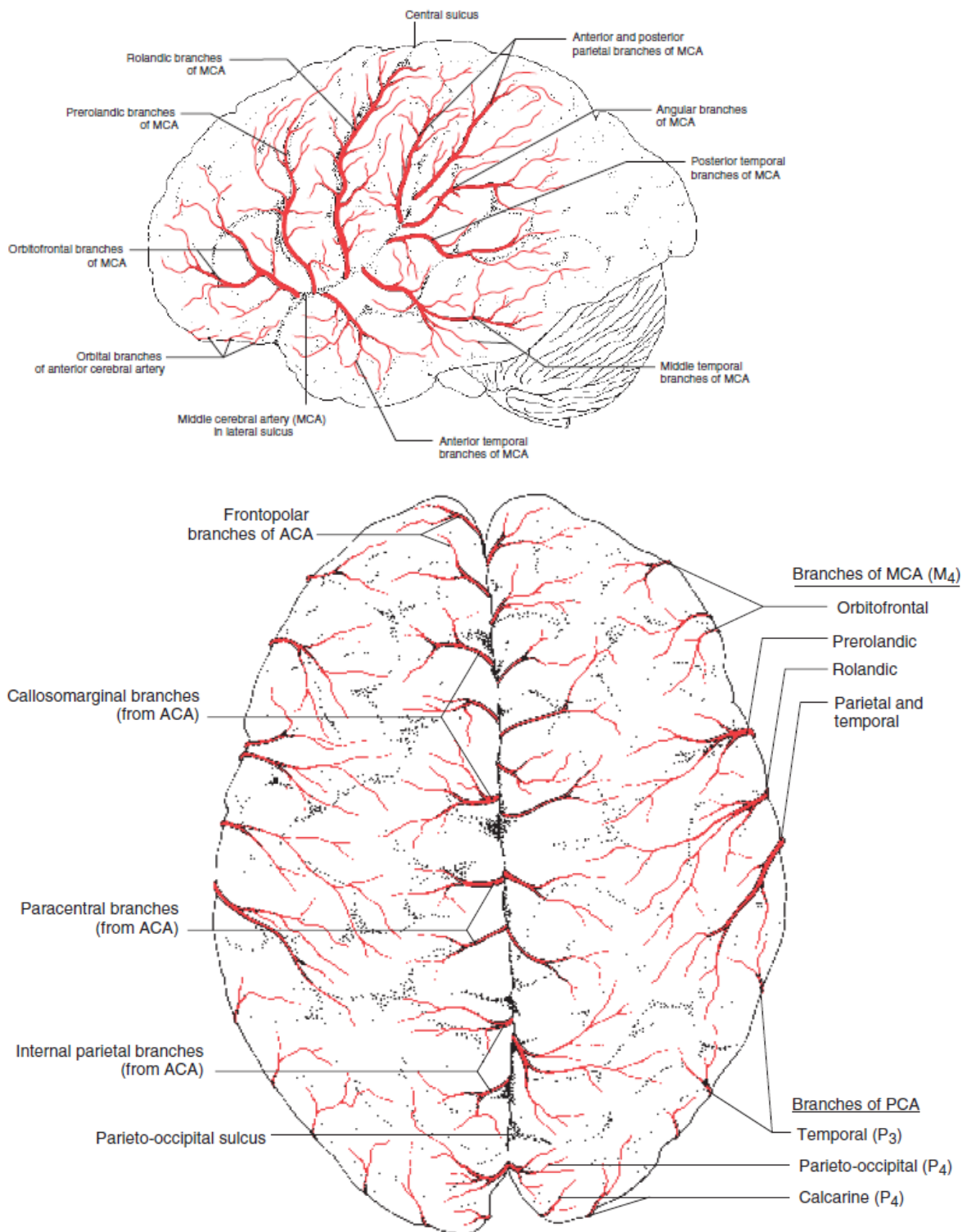
Figure 19 : Montre le polygone de Willis (en rouge)

- Ces vaisseaux peuvent être décomposés en deux groupes:
  - ❑ antérieurement le système carotide commune-carotide interne
    - Irrigue la plus grande partie de l'encéphale
  - ❑ Postérieurement le système vertébro-basilaire.
    - Irrigue le contenu de la fosse postérieure du crâne et la moelle.
  
- ❑ Le polygone de Willis anastomose<sup>23</sup> ces deux systèmes.

Les figures :

<sup>23</sup> est une connexion entre deux structures, organes ou espaces





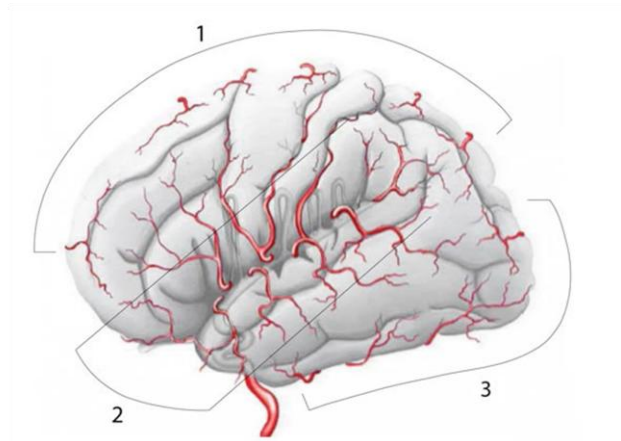
### B) Territoires d'irrigation du cerveau

Les branches superficielles irriguent la surface de chaque hémisphère. Trois paires d'artères contribuent à cette irrigation: les artères cérébrales antérieures, moyennes et postérieures. Elles irriguent les faces médiales, latérales et inférieures du cerveau qu'elles atteignent en

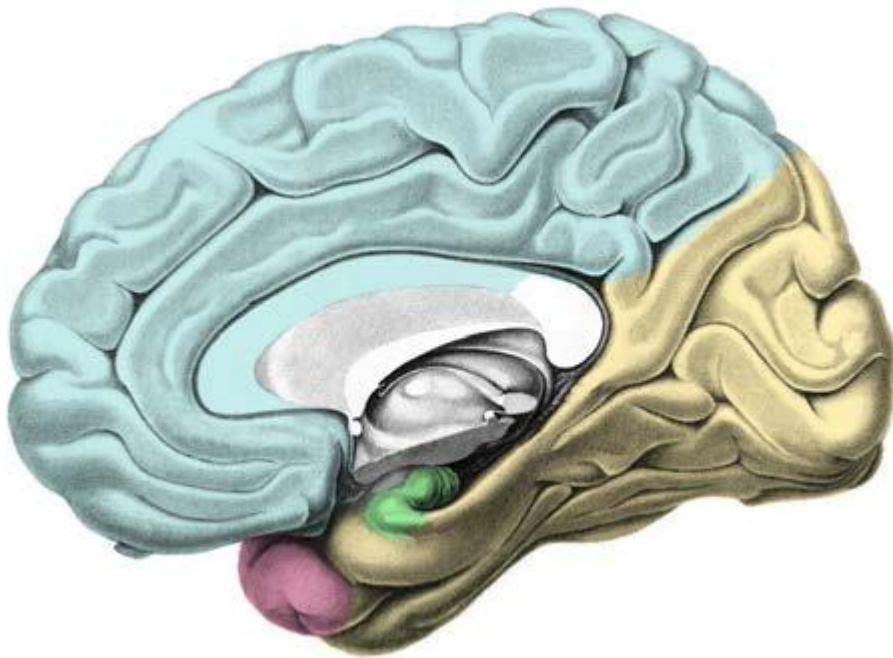





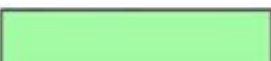
suivant les scissures ou les sillons. La vascularisation superficielle est de type terminal, en conséquence chaque artère irrigue un territoire bien déterminé.

1. Artère cérébrale antérieure
2. Artère cérébrale moyenne
3. Artère cérébrale postérieure

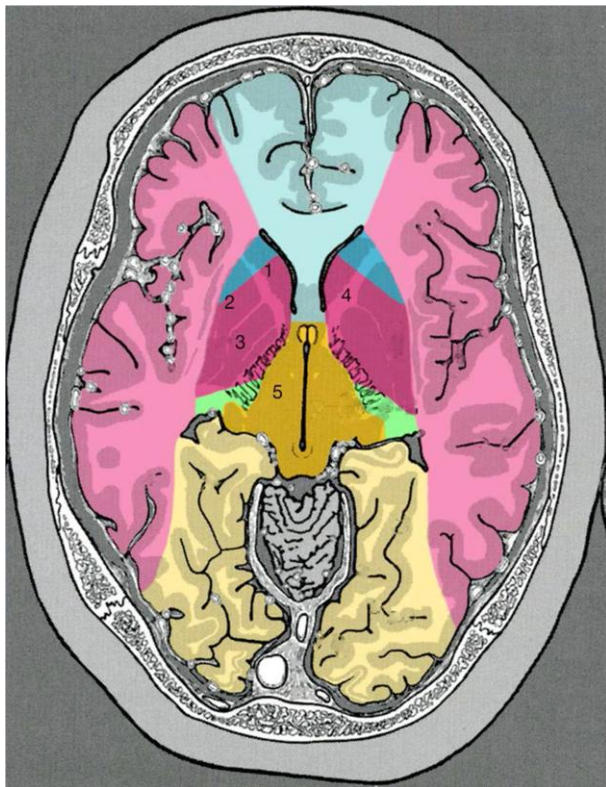


Il y a quatre zones irrigations cérébrales :



-  A. cérébrale ant. branches superficielles
-  A. cérébrale moy. branches superficielles
-  A. cérébrale post. branches superficielles
-  A. choroïdienne antérieure

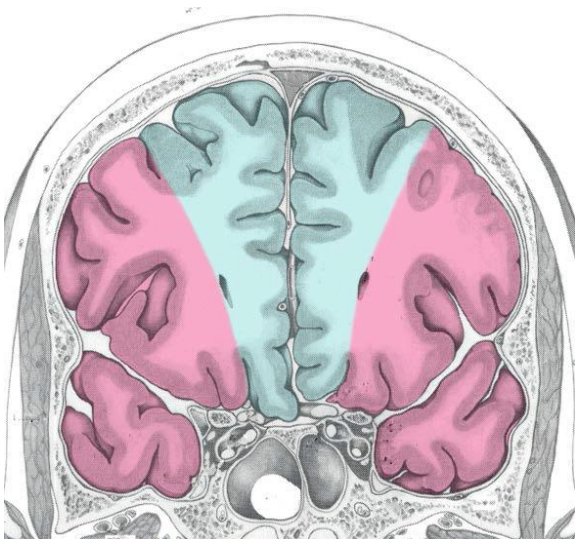
Vue axiale :



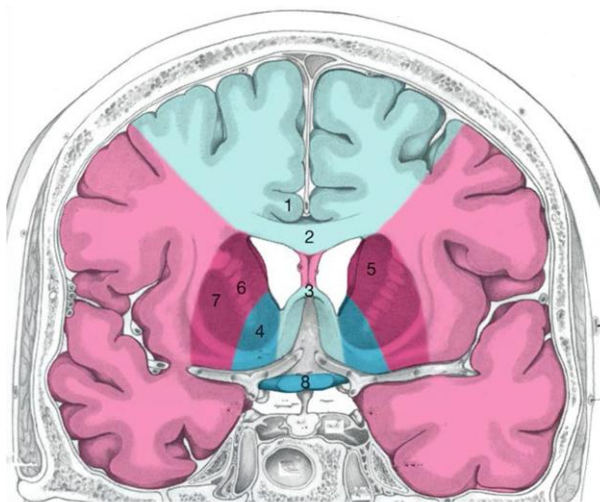
- A. cérébrale ant. branches superficielles
- A. cérébrale ant. branches profondes
- A. cérébrale moy. branches superficielles
- A. cérébrale moy. branches profondes
- A. cérébrale post. branches superficielles
- A. cérébrale post. branches profondes
- A. choroïdienne antérieure

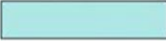






1. Noyau caudé
2. Putamen
3. Globus pallidus
4. Bras antérieur de la capsule interne
5. Thalamus

Vue sagittale :

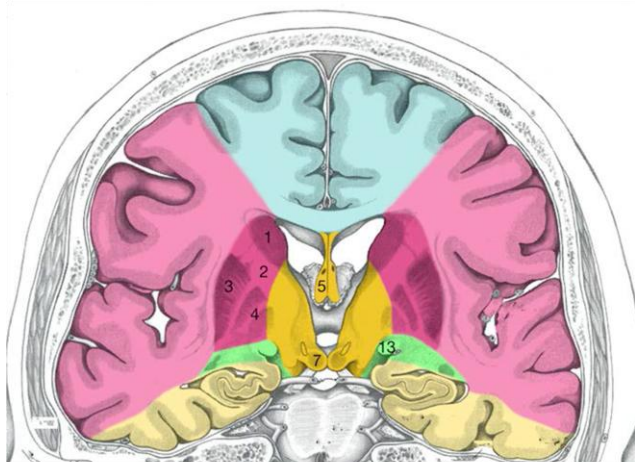


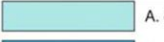




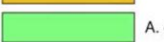

- A. cérébrale ant. branches superficielles
- A. cérébrale ant. branches profondes
- A. cérébrale moy. branches superficielles
- A. cérébrale moy. branches profondes
- A. cérébrale post. branches superficielles
- A. cérébrale post. branches profondes
- A. choroïdienne antérieure



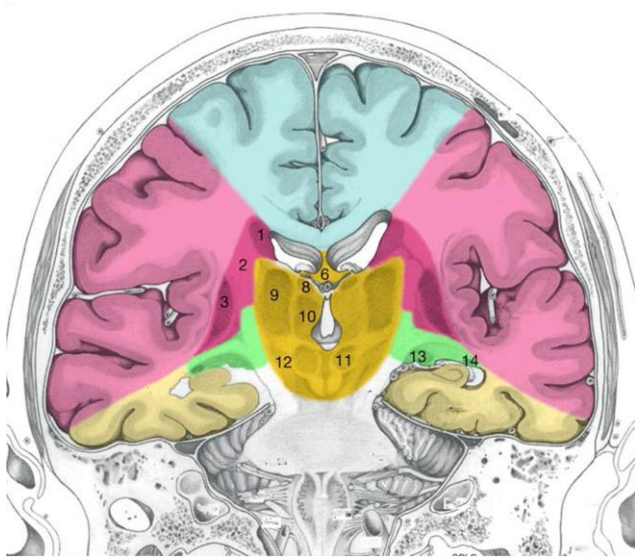
	A. cérébrale ant. branches superficielles
	A. cérébrale ant. branches profondes
	A. cérébrale moy. branches superficielles
	A. cérébrale moy. branches profondes
	A. cérébrale post. branches superficielles
	A. cérébrale post. branches profondes
	A. choroïdienne antérieure

1. Gyrus cingulaire
2. Corps du corps calleux
3. Rostrum du corps calleux
4. Noyau accumbens
5. Tête du noyau caudé
6. Capsule interne : bras antérieur
7. Putamen
8. Chiasma optique



	A. cérébrale ant. branches superficielles
	A. cérébrale ant. branches profondes
	A. cérébrale moy. branches superficielles
	A. cérébrale moy. branches profondes
	A. cérébrale post. branches superficielles
	A. cérébrale post. branches profondes
	A. choroïdienne antérieure

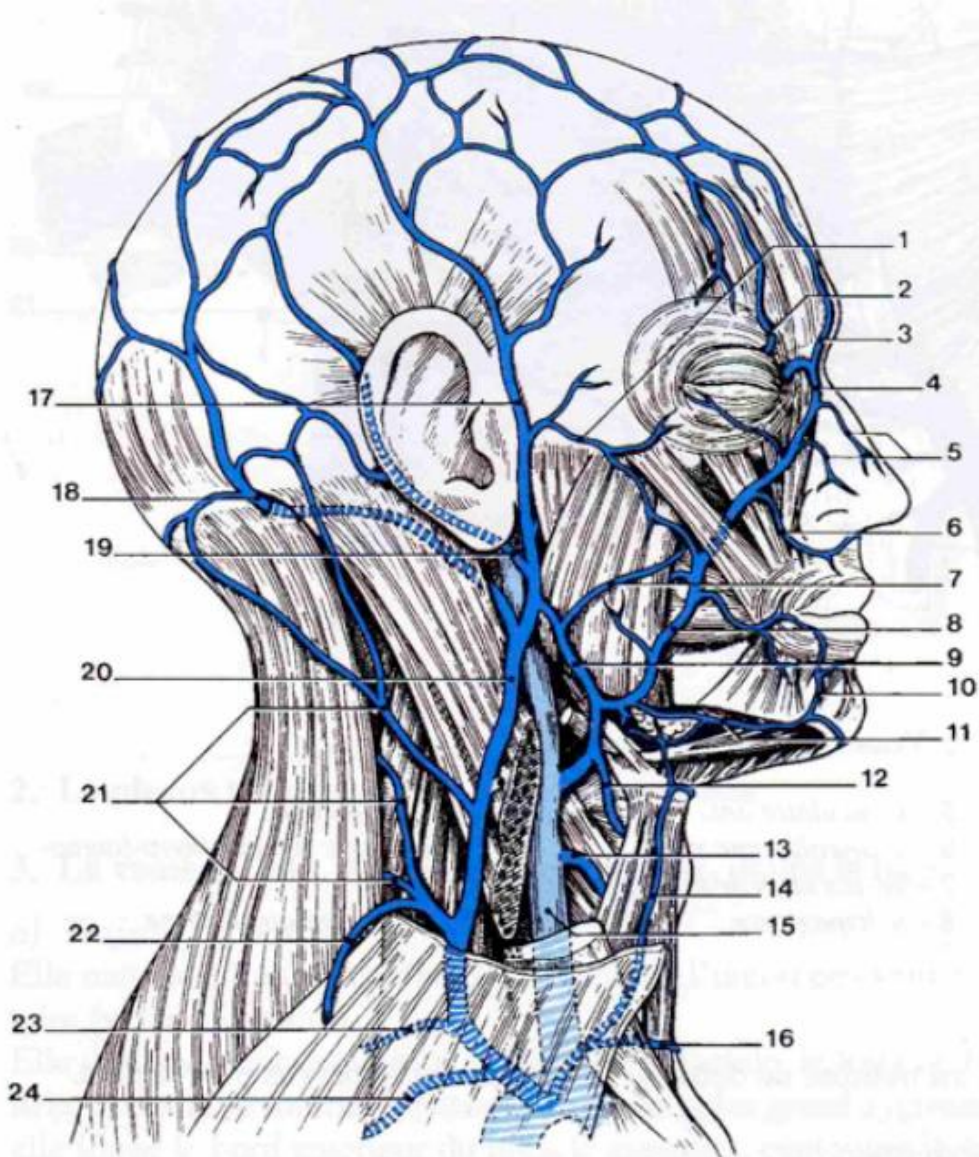
1. Tête du noyau caudé
2. Capsule interne : bras postérieur
3. Putamen
4. Globus pallidus
5. Colonnes du fornix
6. Corps du fornix
7. Corps mamillaires
8. Thalamus : noyau antérieur
9. Thalamus : noyau ventral-antérieur
10. Thalamus : noyau médio-dorsale
11. Tronc cérébral: noyaux rouges
12. Noyaux sous-thalamique
13. Tractus optique
14. Queue du noyau caudé



	A. cérébrale ant. branches superficielles
	A. cérébrale ant. branches profondes
	A. cérébrale moy. branches superficielles
	A. cérébrale moy. branches profondes
	A. cérébrale post. branches superficielles
	A. cérébrale post. branches profondes
	A. choroïdienne antérieure

1. Tête du noyau caudé
2. Capsule interne : bras postérieur
3. Putamen
4. Globus pallidus
5. Colonnes du fornix
6. Corps du fornix
7. Corps mamillaires
8. Thalamus : noyau antérieur
9. Thalamus : noyau ventral-antérieur
10. Thalamus : noyau médio-dorsale
11. Tronc cérébral: noyaux rouges
12. Noyaux sous-thalamique
13. Tractus optique
14. Queue du noyau caudé

C) Les veines :



1. Veine temporale moyenne
2. Veine supra-orbitaire
3. Veine supra-trochléaire
4. Veine angulaire
5. Veines nasales externes
6. Veine labiale supérieure
7. Veine transverse de la face
8. Veine faciale
9. Veine rétro-mandibulaire
10. Veine labiale inférieure
11. Veine submentale
12. Veine thyroïdienne supérieur

13. Veine thyroïdienne moyenne
14. Veine jugulaire antérieur
15. Veine jugulaire intérieur
16. Arcade veineuse jugulaire
17. Veine temporale superficielle
18. Veine occipitale
19. Veine auriculaire postérieur
20. Veine jugulaire extérieur
21. Rameaux musculaires
22. Anastomose avec la veine céphalique
23. Veine transverse du cou
24. Veine suprascapulaire

## **Partie D : Conclusion**



## I) Conclusion

Ce stage a été très riche sur l'apport technique et scientifique. Il m'a permis de découvrir l'IRM 3T et j'ai pu assister à l'examen d'un IRM. J'ai effectué beaucoup de recherche.

Sur le point scientifique j'ai appris beaucoup de chose sur les ondes de cisaillement et l'anatomie du cerveau. Sur le point technique, j'ai pu apprendre à faire des interfaces graphiques sous Matlab et d'inventer différents algorithmes pour gérer les fichiers, des boutons particuliers sous Matlab, etc.

Mon stage avait pour un objectif d'innovation car de nombreux articles scientifiques utilisent la MRE ou ERM en français en utilisant un vibreur sur le patient pour le cerveau. Ce vibreur a pour objectif de donner une onde de cisaillement ( $G^*$ ).

L'objectif de la méthode de vibration est de voir une onde de cisaillement dans le cerveau. Ce qui est très innovant dans l'axe du laboratoire INSERN 930 surtout l'équipe 5 de Tours.

Notre équipe a simplement utilisé les images pour citer la zone d'une grande artère avec le battement du codeur (le flux sanguin)

A la remise de mon rapport écrit, nous n'avons pas encore vu ce cisaillement dans les images de phase qui sont le déplacement au cours du temps.

Si l'équipe de Tours ne voit rien, il faudrait envisager de changer les séquences d'acquisition des images IRM.

Mon deuxième travail a été de voir comment faire pour établir l'équation inverse des ondes de cisaillement dans les images MRE. Je n'ai pas eu le temps de finir et de trouver le bon algorithmes dans la littérature scientifique.

Mon travail sera réutilisé par l'équipe du laboratoire et j'ai pu comprendre les plans 3D des images médicales. Il restera à coder une méthode de résolution de l'équation inverse et de résoudre le problème de unwrapping de phase. C'est une méthode de débruitage du bruit dans les images de phase.

## **ANNEXES**

## Qu'est-ce que DICOM ?

L'abréviation DICOM signifie Digital Imaging COmmunication in Medicine. Le standard DICOM est une norme mondiale de l'imagerie médicale. Elle est construite pour faire une normalisation des données (images) et une normalisation des échanges (réseau, média).

Ce standard remonte dans les années 90. Ce standard a été créé par ACR (American College of Radiology) en association avec la NEMA (National Electrical Manufacturers Association). Elle est régulièrement remise à jour par différents comités internationaux (JIRA-Japan Industries Associations of Radiation Apparatus - NEMA National Electrical Manufacturers Associations, 25 vendeurs de logiciels, COCIR - European Radiology Vendors Association), de société professionnel (ACR "American College of Radiology", ACC "American College of Cardiology", AAO "American Academy of Ophthalmology", ADA "American Academy of Dermatology", CAP "College of American Pathology", ESC "European Society of Cardiology", SFR "Société Française de Radiologie", DRG "Deutschen Röntgengesellschaft", SIRM, MISAT, SCAR), puis d'expert internationaux pour beaucoup d'entreprise (comme USA, Japan, France.).

Il y a eu dans l'histoire de DICOM trois versions : ACR/NEMA nommé V1.0 -1985 ; ACR/NEMA nommé V2.0 - 1988 (jamais utilisé) ensuite DICOM 3.0 -1993 (celle actuelle).

Depuis 1993, de nombreuses modalités d'imagerie ont été mises en place:

- 1993 CT, MR, CR
- 1995 X-Ray Cardio/Vasculaire, X-Ray Fluoro
- 1996 US, NM, PET
- 1997 RT
- 1998 X-Ray Digital RAD, X-Ray Digital Mammo, X-ray Intra-Oral, Stored Print
- 1999 Pathology, Optalmo., Vaweform
- 2001 Structured Reporting

### *Quel est le besoin de DICOM?*

Dans les années 80, les images sont devenues plus en plus importantes. On a cherché une façon pour mettre dans une image des données caractéristiques de l'image, du dossier patient. On souhaite que l'imagerie médicale puisse garder dans le temps les données spécifiques sur le patient, les pathologies et plein d'autres informations (sur l'image, ...). Les différents créateurs ont voulu reprendre le travail effectué pour l'image comme JPEG, JPEG-2000, JPEG-XR. Le standard DICOM permet de mettre dans les standards spécifiques des images et de supposer des métadonnées.

Le standard DICOM n'est pas qu'un standard pour l'image, il permet aussi de faire la gestion de transfert d'image selon les règles des PACS<sup>24</sup>. On en conclut que la production quotidienne

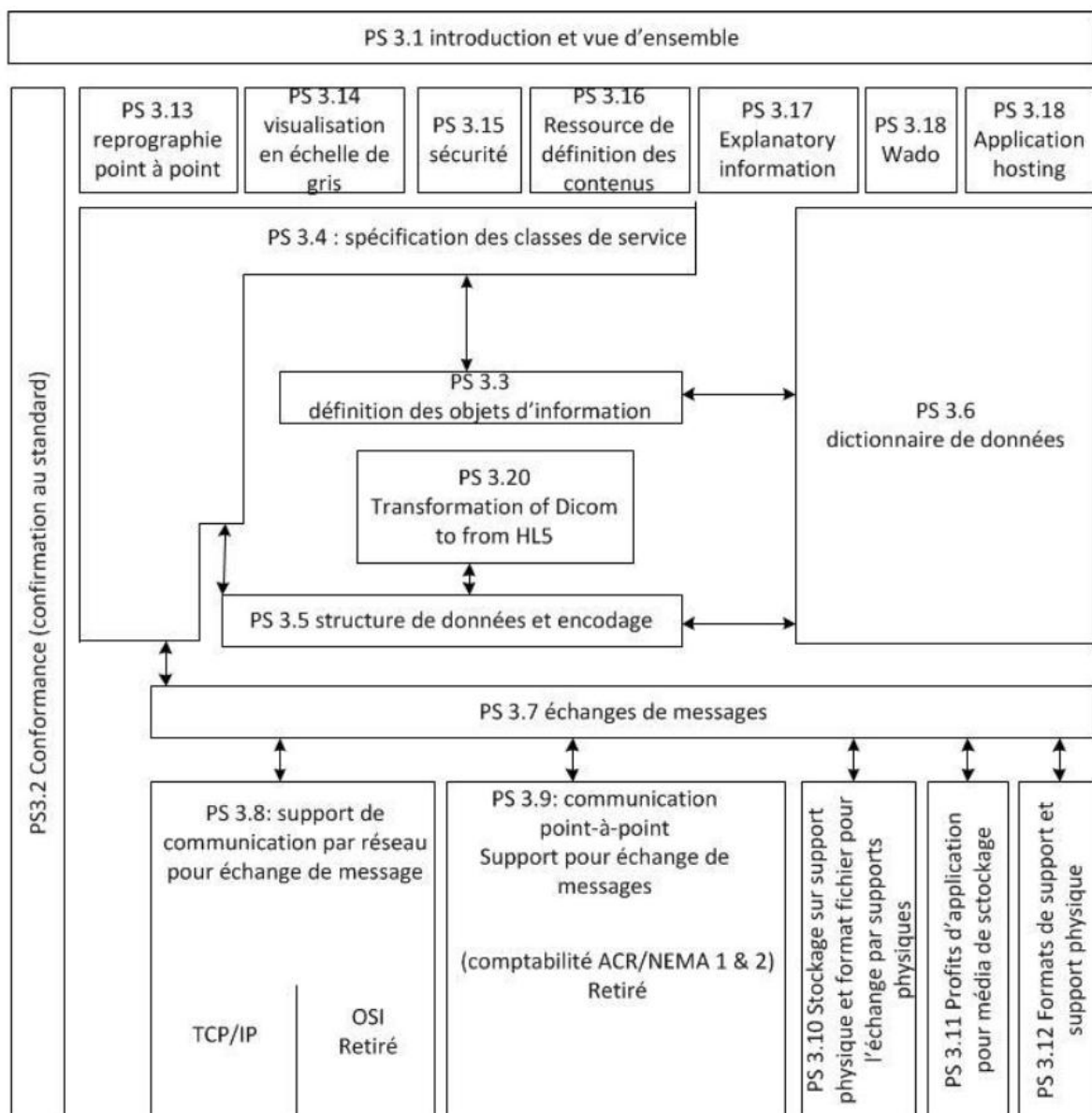
---

<sup>24</sup> Picture Archiving and Communication System ou en français: Système d'archivage et de transmission d'images.

et massive d'images médicales ne peut être archivée dans un format commun de type JPEG, JPEG-2000 au risque de perdre des données associées à l'image tel que : le nom du patient, type d'examen.... Le format DICOM permet de rendre unique chaque image produite par les appareils médicaux (scanner, IRM, PET, SPECT, IRMf). Il y a dans les métadonnées des champs obligatoires ou des champs optionnels.

**a) La structure des documents :**

DICOM est un standard très complexe, voici la normalisation. Chaque année, il y a des rajouts « Modular structure », des suppléments (sont des extensions spécifiques à certaines pathologies, ou mesure de l'imagerie). Actuellement, on peut compter pour le standard DICOM 3 environ 20 suppléments. Ce qui implique une remise à jour annuel de la publication DICOM.



PACS s'est un système permettant de gérer les images médicales grâce à des fonctions d'archivage.

## **Significations :**

PS 3.1 : "**Introduction and Overview**" introduction au standard qui présente DICOM de manière générale.

PS 3.2 : "**Conformance**" décrit les déclarations de conformité ou conformance statements que doit rédiger tout fournisseur de matériel qui revendique la conformité de son produit à « DICOM ».

PS 3.3 : "**Information object definitions**" contient la description des différentes entités échangées (exemple : patient, études...).

PS 3.4 : "**Service class specifications**" spécifie les classes de services et les fonctions pouvant être appliquées aux objets d'information définis dans la partie 3 (exemple : échange de la description d'un patient, des images d'un examen, d'une seule image...).

PS 3.5 : "**Data structure and semantics**" décrit le codage des données échangées entre deux entités d'application DICOM.

PS 3.6 : "**Data Dictionary**" fournit un répertoire complet de tous les éléments de données disponibles dans le standard pour représenter l'information; il met en correspondance l'identificateur de chaque item (désignée en hexadécimal) avec sa signification dans la réalité (exemple : [0010, 0010] = nom du patient ; [7FE0, 0010] = tableau de valeur des pixels de l'image) et son type de codage.

PS 3.7 : "**Message exchange**" spécifie les opérations et les protocoles utilisées par les services définis dans la partie 4.

PS 3.8 : "**NETWORK COMMUNICATION SUPPORT FOR MESSAGE EXCHANGE**" décrit l'utilisation de services de communication supports (services d'association, de présentation) issus du modèle OSI, pour l'implémentation de la partie 7 du standard.

PS 3.9 : avait pour seule raison d'assurer la compatibilité de DICOM 3.0 avec la connexion point-à-point par l'interface physique à 50 broches d'ACR-NEMA 2.0 (retirée du standard).

PS 3.10 : "**Media storage and file format**" spécifie un modèle des échanges par supports physiques.

PS 3.11 : "**Media storage application profiles**" décrit les services de stockage en fonction des applications cliniques.

PS 3.12 : "**Storage functions and media formats for data interchange**" décrit le format physique des fichiers et le codage des données sur des supports spécifiques (CD-ROM, disquettes...).

PS 3.13 : correspondait à la gestion de la reprographie des images par support de communication point-à-point (retirée du standard).

PS 3.14 : "**Grayscale standard display function**" gestion de l'affichage en échelle de gris.

PS 3.15 : "**Security and system management profiles**" ajoutée en 2000, correspond aux services de sécurité.

PS 3.16 : "**Content mapping resource**" est apparue en 2001 et définit d'une part les éléments de contenu utilisées dans les objets d'information de type.

PS 3.17 : "**Explanatory information**" est apparue en 2008 et définit information normalisation annexe. On retrouve des exemples de modalité, des études de cas médicale, les schémas anatomique.

PS 3.18 : "**Web access to dicom persistent objects (wado)**" est apparue en 2006.

PS 3.19 : "**Application hosting**" est apparue en 2011 et définit une spécification d'une interface de programmation d'applications (API) à une base de DICOM.

PS 3.20 : "**Transformation of Dicom to and From HL5 standards**" est apparue en 2011 et définit la passerelle entre Dicom et HL5 en xml.

SR (templates), et d'autre part les codes utilisés pour décrire les objets DICOM (images, comptes rendus structurés, signaux physiologiques...). C'est dans cette partie 16 que sont publiées les traductions de la signification des codes dans différentes langues dont le français.

### **b) Que signifient les métadonnées dans DICOM ?**

On sait que la structure DICOM est un fichier XML avec les pixels des images.

Je vais vous présenter les principaux éléments pour comprendre ces métadonnées de DICOM.

- **L'entête DICOM** : Un fichier DICOM est toujours construit comme suivant un header (une entête) et un data set. Le header (en-tête) est toujours de 128 octets avec 0x0000 et suivie de son préfixe 'DICM' de 4 octets. (Figure 1 et figure 3)

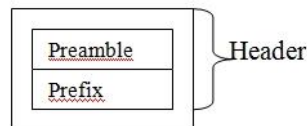


Figure 1 : Fichier Dicom

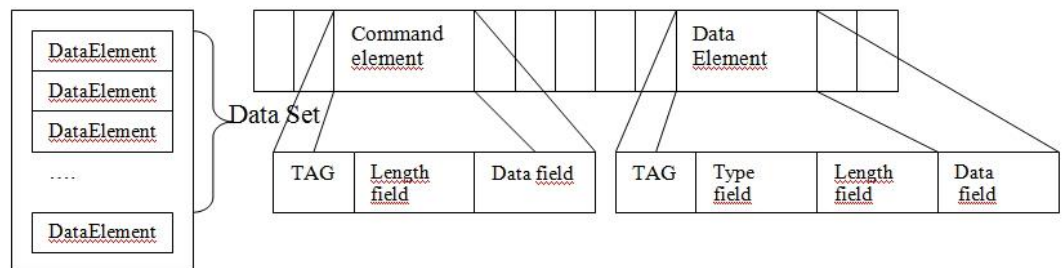


Figure 2 : Structure de DICOM Message

• **La structure des datasets**

Data Set est construit de différents « data element ». Ces « data element » sont construits comme sur la figure 2.

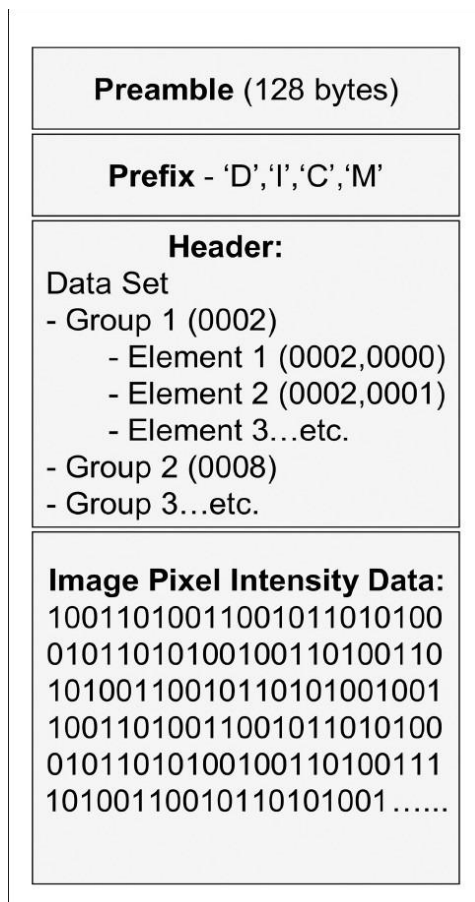


Figure 3 : Structure interne des métadonnées

• **L'entête : (header)**

Chaque entête commence par un préambule de 128 octets généralement mis à zéro suivi de 4 octets pour y inscrire les caractères 'D', 'I', 'C', 'M'. A la suite du préambule, toutes sortes d'informations se succèdent. Elles sont organisées en plusieurs groupes d'informations. Chaque élément de données est constitué de 3 champs de données si VR est implicite, et de 4 champs si VR est explicite (connu). L'ensemble de ces données représente un dictionnaire de données DICOM.

- **Data Tag Element :**

Est une paire ordonnée de 16 bits d'entiers non signés représentant le numéro du groupe et suivi par le numéro de l'élément. Elle indique le type d'information qui va suivre. Elle est décomposée en 2 séries de 2 octets, les 2 premiers octets codent un groupe d'information et les 2 octets suivant précisent l'élément du groupe. Il existe une liste complète des valeurs possibles pour le champ Tag.

- **Tag :**

C'est l'étiquette du data Element. Elle permet de ranger les types d'analyse que nous souhaitons enregistrés. Ce tag est un mot de 16 bits qui est représenté par le group et element. Le group est la famille du tag et element est l'élément spécificité du group.

- **Type Field (VR):**

Est deux symboles de type string qui sont une abréviation du type mise dans le data field.

La value representation (VR) peut-être un integer, real, string et text. Certain autres spécifiques par exemple : la date, time, name.

- **Length field :**

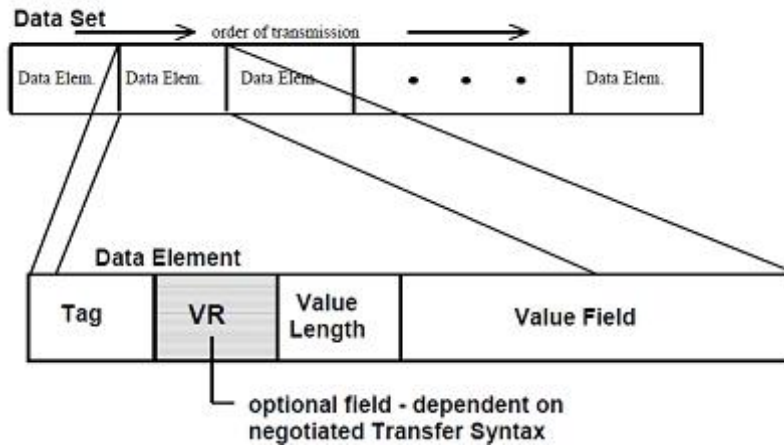
La value length est la longueur en octet du champ donné (data field). Soit un entier non signé de 16 ou 32bits dépendant d'un VR explicite ou implicite, et contenant la longueur explicite du champ de valeur en nombre d'octet. Soit un ensemble de champs de longueur 32 bits. Les longueurs indéfinies pourraient être utilisées pour les éléments de données ayant le VR égal à SQ (Sequence of Items) et UN (Unknown) ou autres attributs (voir la suite de ce document).

- **Data field :**

Permet décrire la valeur définit par VR.

Ce qui nous donne une nouvelle représentation (figure 4).





**Figure 4 : Structure du data element**

*Note* : Chaque tag est représenté par un VR et VM (Value Multiplicity). VM permet de savoir si la value Field est un tableau ou un simple string. La condition est suivante si VM = 1 s'est un texte sinon un tableau.

- **Résumé de la structure Métadonnée**

TAG : (Group#, Element#) identifie attribut/data element

VR : (Value Representation) donne le type d'encodage des valeurs (du champ value).

VM :(Value Multiplicity) combien de valeur doit-être dans l'attribut ?

- **Cas que VR = SQ**

Il existe quelque spécificité pour le cas VR = SQ ou (sont explicites OB, OF, OW, UN, UT ne fait pas partie de cette exemple) ce qui signifie qu'il aura un item (donc une boucle dans le value Field).

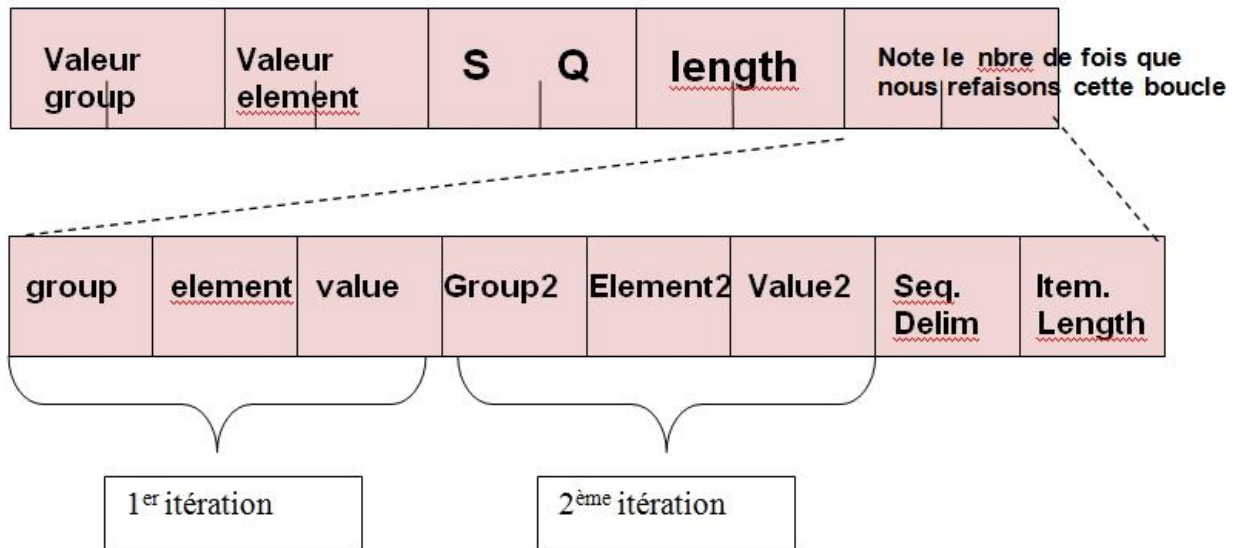


figure 5: VR = SQ

Autre représentation de ce cas spécifique

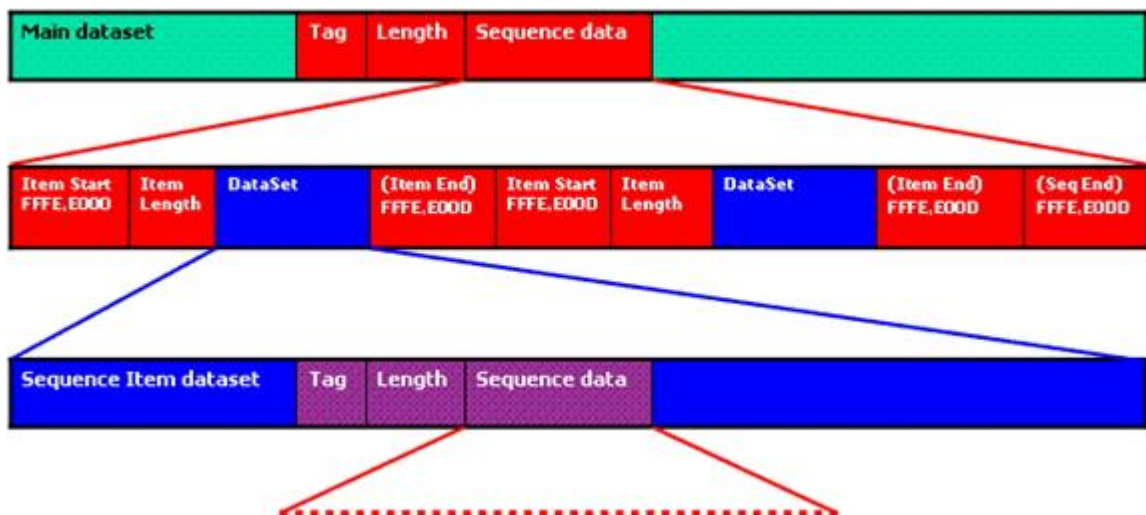


figure 6: VR = SQ multiple

- **Résumé de la structure des TAGs (étiquettes)**

L'ensemble des métadonnées est structuré comme suivants :

Nous avons toujours en premier le SOP (Series of Pair), puis les données des patients, l'étude, l'équipement (le nom du type d'imagerie utilisé, sa marque), les données sur l'image (son identifiant, position, son VOI LUT...).

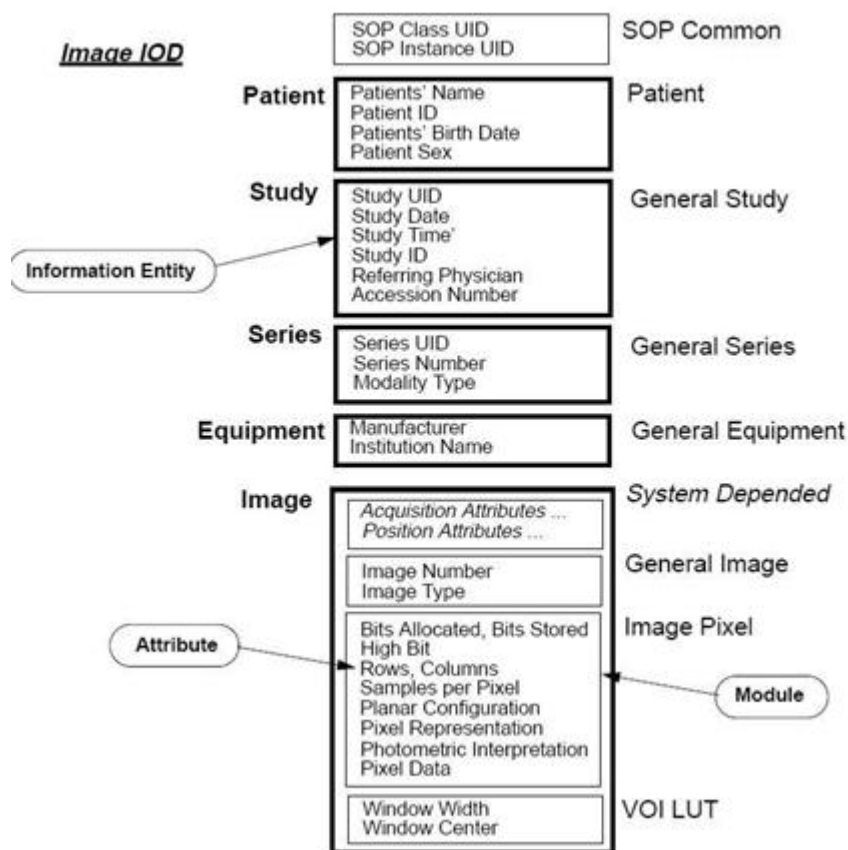


Figure 7 : structure des métadonnées

d) Tableau de la liste des groupes de TAGs :

• Les attributs obligatoires

Les tags obligatoires pour une étude Patient sont :

TAG(Group, element)	Nom Tag	Descriptions
(0020,000D)	Study Instance UID	L'identifiant unique pour l'étude
(0020,000E)	Series Instance UID	L'identifiant pour la série de l'étude
(0008,0020)	Study Date	Date de l'étude de départ
(0008,0030)	Study Time	L'heure de l'étude de départ
(0008,0090)	Referring Physician's Name	Nom du médecin

(0008,0096)	Referring Physician Identification	L'identifiant du médecin
-------------	------------------------------------	--------------------------

➤ General series module:

- *Modality(0008,0060)* : Donne le type d'image acquis par l'appareil
- *Series Instance UID(0020,000E)* : Unique Identifiant de Série
- *Series Number (0020,0011)* : Un nombre qui identifie cette Série
- *Series Time (0008,0031)* : Temps de départ de la série acquis

➤ General image module :

- *Instance Number(0020,0013)* : Un nombre qu'identifie cette image.
- *Acquisition Number(0020,0012)* : Un nombre identifiant le nombre d'acquisition pour période de temps pour examen.
- *Acquisition Time(0008,0032)* : L'heure d'acquisition de donnée qui a un résultat dans l'image départ.
- *Slice location(0020,1024)* : est définie comme la position relative de l'image plane exprimée en mm.

➤ Pour une image de modalité MR, nous définissons ces tags suivants:

- *Slice Thickness(0018,0050)* : Reconstruction nominal de coupe en mm.
- *Spacing Between Slices (0018,0088)* : L'écartement entre les coupes en mm. L'écartement est mesuré du centre tocenter de chaque coupe.
- *Temporal Position Identifier (0020,0100)* : Ordre Temporel d'une dynamique ou fonctionnel de l'image
- *Number of Temporel Positions (0020,0105)* : Nombre Total de position temporel prescrit.
- *Temporal Resolution (0020,0110)* : Heure delta entre les images dans une dynamique ou fonctionnel des images

➤ Multi-frames images

- *Number of Frames* : Nombre de frames dans une image Multi-frame
- *Frame Increment Pointer(0028,0009)* : Contient l'étiquette de donnée de l'attribut qui est utilisé comme l'augmentation de la base de pixel data.

➤ La liste des familles de tags est :

Tag Number	Tag Name
(0000,xxxx)	Command elements and are only used in the DIMSE commands and never stored on media
(0002,xxxx)	File meta group tags and are never sent on the network
(0004,xxxx)	DicomDir
(0008,xxxx)	Identifying tags

(0010,xxxx)	Patient info tags
(0012,xxxx)	Clinical Trial
(0018,xxxx)	Acquisition properties tags or Body parts examined in study
(0020,xxxx)	Positionnement et information relatives à l'acquisition
(0022,xxxx)	
(0028,xxxx)	Présentation de l'image (dimension, niveaux de gris, tables de couleurs
(0032,xxxx)	Requesting or Study information
(0038,xxxx)	Scheduled admission Information
(003a,xxxx)	Waveform properties tags
(0040,xxxx)	Protedure tags (texte)
(0042,xxxx)	Document
(0044,xxxx)	Product
(0046,xxxx)	Visual Acuity
(0050,xxxx)	Container Component
(0054,xxxx)	Energy Window
(0060,xxxx)	Histogram
(0062,xxxx)	Segmentation
(0064,xxxx)	Grid, Vector Grid, Source Frame ID
(0066,xxxx)	Surface
(0070,xxxx)	Annotation
(0072,xxxx)	Hanging Protocol
(0074,xxxx)	Unified Procetured, Beam, Contact.
(0088,xxx)	Storage, Topic
(0088,09xx)	Topic Information
(0100,xxxx)	Sop instance Status, SOP authorization
(0400,xxxx)	MAC, Digital, certificate, encrypted
(2000,xxxx)	
(2010,xxxx)	Caractéristique des films et impressions
(2020,xxxx)	Image Box, Polarity, Requested, Basic, referenced Image
(2030,xxxx)	Annotation position and text string
(2050,xxxx)	Presentation LUT
(2100,xxxx)	Execution, Creation
(2110,xxxx)	Printer
(2200,xxxx)	Label, Barcode, include, requested media
(3002,xxxx)	,RT image, Xray, radiation machine, fluence

	data
(3004,0001)	DVH
(3006,xxxx)	Structure Set, Contour, ROI, frame of reference
(3008,xxxx)	Measured Dose, Treatment Control, Treatment termination
(300A,xxxx)	RT, dose reference, Table Top
(300C,xxxx)	Rereferenced
(300E,xxxx)	Approval, Review
(5200,xxxx)	Shated Functional Groupe Sequence
(5400,xxxx)	Waveform data tags
(60xx,xxxx)	Overlay, type de compression.
(7FE0,0010)	Pixel Data, Pixels de l'image
(FFFA,FFFA)	Digital Signatures Sequence
(FFFC,FFFC)	Data Set Trailing Padding
(FFFE,xxxx)	Gestion des items

e) **VR : value Representation:**

*Définition :*

Es une chaîne de deux caractères de 2 octets associée à la valeur du Data tag Element précédent ? Elle indique la longueur de l'information contenue dans le dernier champ jusqu'au Tag suivant.

VR name	Définition	Détails
<b>AE :</b> Application Entity	<p><b>Chaîne de caractères relatifs à un appareil</b></p> <p>Une chaîne de caractères avec des espaces avant et après (20H) est non significative. La valeur fait de 16 espaces, ce qui signifie "pas de nom de l'application spécifiée", ne doit pas être utilisé.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Caractère répertoire défaut comme LF, FF, CR et ESC.</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>16 octets maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>

<p><b>AS</b> : Age String</p>	<p><b>Chaîne de caractères relatifs à un âge</b></p> <p>Une chaîne de caractères avec l'un des formats suivants - nnnD, nnnW, nnnM, nnnY, où nnn doit contenir le nombre de jours pour D, semaines W, mois M, voir des années Y.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>"0"- "9", "D", "W", "M", "Y"</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>4 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<p><b>AT</b> : Attribute Tag</p>	<p><b>Paire ordonnée d'entiers non signés de 16 bits qui représente la valeur d'une balise d'élément de données</b></p> <p>Paire ordonnée de nombres entiers 16-bit non signé qui est la valeur d'une balise d'éléments de données (Data Element Tag).</p> <p><i>Exemple :</i></p> <p>Un Data Element Tag of (0018,00FF) doit être encodé comme une série de 4 octets dans un Little-Endian Transfert Syntax comme 18H, 00H, FFH, 00H et dans un Big-Endian Transfer Syntax comme 00H, 18H, 00H, FFH.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>4 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>ULong</p>
<p><b>CS</b> : Code String</p>	<p>Un caractère ou espace non-significatif.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Caractère minuscule « 0 »-« 9 », caractère espace et underscore « _ »</p> <p><b>Longueur :</b></p>

		16 octets maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>DA</b> : Date	<p><b>Chaîne de caractères relatives à une date</b></p> <p>Une chaîne de caractères au format aaaammjj(yyyymmdd), où aaaa(yyyy) doit contenir l'année, mm doit contenir le mois et jj doit contenir le jour. Ceci est conforme au type ANSI HISPP MSDS Date de données commune.</p> <p><i>Exemple :</i></p> <p>"19930822" doit représenter August 22, 1993.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Pour des raisons de compatibilité ascendante avec les versions de cette norme avant V3.0, il est recommandé que les implémentations permettent en charge une chaîne de caractères au format aaaa.mm.jj pour ce VR.</li> <li>2. Voir aussi VR = DT dans ce tableau.</li> </ol> <p>Note - Pour des raisons spécifiées dans la colonne précédente, les implémentations de la possibilité de soutenir le "." caractère.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>"0"-"9"</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>8 octets fixe</p> <p>Note : Pour des raisons spécifiées dans les colonnes précédentes, les implémentations peuvent également avoir une longueur de 10 octets fixe.</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<b>DL</b> : Delimitation		
<b>DS</b> : Decimal String	<p><b>Un caractère représentant d'autre nombre de point fixé ou un nombre avec une virgule.</b></p> <p>Une chaîne de caractères représentant soit un nombre à virgule fixe ou un nombre à virgule</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>0" - "9", "+", "-", "E", "e", "." <b>Longueur :</b></p>



	<p>flottante. Un nombre à virgule fixe doit seulement contenir que les caractères 0-9 avec une option de premier plan "+" ou "-" et une option "." pour marquer le point décimal. Un nombre à virgule flottante doit être transmis tel que défini dans la norme ANSI x3.9, avec un "E" ou "e" pour indiquer l'exposant. Decimal String peuvent être complétés avec des espaces ou de fuite. Les espaces incorporés ne sont pas autorisés.</p>	<p>16 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<p><b>DT :</b> Date Time</p>	<p>La date-heure est une donnée commune. Indique une concaténation date-heure en code ASCII sous la forme suivante:YYYYMMDDHHMMSS.FFFFFFFF&amp;ZZXX.</p> <p>On note que YYYY = Years(années), MM: Month(mois), DD: Days(jours), HH: Hours (Heures) d'interval("00"- "23"), MM= Minutes d'interval("00"- "59") SS= second d'interval ("00"- "60"), FFFFFFFF: Fractional Second (interval "000000"- "999999") et &amp;ZZXX est un suffixe optionnel pour offset de Coordinated Universal Time (UTC) où &amp;="+" ou "-" et ZZ = heures et XX = minutes d'offset. L'année, le mois, et le jour appartient au calendrier Grégorien. Minuit doit-être représenté par un simple "0000" puisque "2400" ne se trouve plus dans l'interval. Le Fractional Second component, s'il est présent, doit contenir 1 à 6 chiffres. Si Fractional Second est non spécifié le caractère "." n'est pas présent. Le suffixe de l'offset, s'il est présent, doit contenir 4 chiffres. La valeur Date Time sans suffixe optionnelle est interprétée comme d'être dans la zone du local time de l'application créer le Data Element au moins explicite spécifié par le Timezone offset de l'UTC (0008,0201). L'offsets UTC sont calculés comme "local time minus UTC". L'offset pour la valeur du Date Time</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>"0" - "9", "+", "-", "."</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>26 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>

	<p>dans UTC doit-être de +0000.</p> <p><b>Notes:</b></p> <p>1. L'intervalle de l'offset est de -1200 à +1400. L'offset pour United States Eastern Standard Time est de -0500. L'offset du Japan Standard Time est de +0900.</p> <p>2. Le RFC 2822 utilise le -0000 comme un offset pour l'indice de l'heure locale est non autorisé.</p> <p>3. La valeur du Date Time de 195308 signifie August 1953, sans spécification du jour. Le Date Time de 19530827111300 0 signifie August 27, 1953, 11:13 a.m avec 1/10ième de second</p> <p>4. Le second composant doit avoir une valeur de 60.</p>	
<b>FL</b> : Floating Point Single	Simple binaire float du nombre de point représenté en 32 bits float Point Number Format.	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>4 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>INT</p>
<b>FD</b> : Floating Point Double	Précision double binaire d'un nombre de point représenté en 64 bits float Point Number Format.	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>8 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>DOUBLE</p>
<b>IS</b> : Integer String	Une chaîne de caractères représentant un entier en base-10 (décimal), ne contient que les caractères 0 - 9, avec une option de premier plan "+" ou "-". Il	<b>Character Repertoire</b>

	<p>peut être rembourré avec de grands et /ou les espaces de fin.</p> <p>L'entier, n, est représenté dans la gamme:</p> $-2^{31} \leq n \leq (2^{31} - 1)$	<p>"0"- "9", "+", "-"</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>12 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<p><b>LO :</b> Long String</p>	<p>Une chaîne de caractères qui peut être complété avec des / ou les espaces de fin. Le 5CH code de caractère (la barre oblique inverse "\" dans la norme ISO-IR 6) ne doit pas être présent, tel qu'il est utilisé comme délimiteur entre les valeurs multiples valeur de caractères par défaut Répertoire (Default Character Repertoire) et / ou tel qu'il est défini par (0008,0005).</p>	<p>La spécification de l'ISO est donnée dans le tag (0008,0005). Ce tag a pour spécification suivante "Specific Character Set"</p> <p><b>Character Repertoire</b></p> <p>64 chars</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>64 chars maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<p><b>LT :</b> Long Text</p>	<p>Chaîne de caractères longs relatifs à un ou plusieurs paragraphes.</p> <p>Une chaîne de caractères que peut contenir un ou plusieurs paragraphes. Il peut contenir les caractères graphiques ensemble et les caractères de contrôle, CR, LF, FF, et de l'ESC. Il peut être complété par des espaces, qui peut être ignoré, mais les espaces sont considérés comme significatifs. Éléments de données avec ce VR ne doit pas être à valeurs multiples et donc 5CH code de caractère (la barre</p>	<p>La spécification de l'ISO est donnée dans le tag (0008,0005). Ce tag a pour spécification suivante "Specific Character Set"</p> <p><b>Character Repertoire</b></p> <p>10240 chars</p>

	oblique inverse "\" dans la norme ISO-IR 6) peuvent être utilisés. Répertoire de caractères par défaut (Default Character Repertoire) et / ou tel que défini par (0008,0005)	<b>Longueur :</b> 10241 chars maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>OB</b> : Other Byte String	Une chaîne d'octets, où l'encodage du contenu est spécifié par la syntaxe de transfert négocié. OB est un VR qui est insensible à Little Endian / Big ordre des octets (voir la section 7.3 de Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) - Partie 5: Structures de données et d'encodage). La chaîne d'octets est rembourrée avec une seule valeur de fuite octet NULL (00H) lorsque cela est nécessaire pour atteindre même longueur.	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> Voir la définition de la Syntaxe de Transfert <b>IDL Data Type :</b> BYTE
<b>OF</b> : Other Float String	Une chaîne de 32-bit IEEE 754:1985 mots en virgule flottante. OF est un VR qui nécessite l'échange d'octets dans chaque mot de 32 bits lors du changement entre Little Endian et Big Endian ordre des octets (voir la section 7.3 de l'imagerie numérique et de communication en médecine (DICOM) - Partie 5: Structures de données et d'encodage).	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> $2^{32}-4$ maximum <b>IDL Data Type :</b> FLOAT
<b>OW</b> : Other Word String	Une chaîne de mots de 16 bits où l'encodage du contenu est spécifié par la syntaxe de transfert négocié. OW est un VR qui nécessite l'échange d'octets dans chaque mot lors du changement entre Little Endian et Big Endian ordre des octets (voir la section 7.3 de l'imagerie numérique et de communication en médecine (DICOM) - Partie 5:	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> Voir la définition de la

	Structures de données et d'encodage).	Syntaxe de Transfert  <b>IDL Data Type :</b>  INT
PN : Person Name	<p>Une chaîne de caractères codés à l'aide d'une convention composant 5. Le 5CH code de caractère (la barre oblique inverse "\" dans la norme ISO-IR 6) ne doit pas être présents, tel qu'il est utilisé comme délimiteur entre les valeurs de plusieurs éléments de données évaluées. La chaîne peut être complétée avec des espaces de fin. Les cinq composantes dans leur ordre d'apparition sont : le nom de famille complexe, donné le nom complexe, prénom, nom de préfixe, suffixe de nom. L'une des cinq composantes peut être une chaîne vide. Le délimiteur élément est le signe d'insertion caractère "^" (5EH). Les délimiteurs sont requis pour des composants nuls intérieur. Composants nuls finaux et leurs délimiteurs peuvent être omis. Les entrées multiples sont admises dans chaque composante et sont codés en chaînes de texte naturelles, dans le format préféré par la personne nommée. Cela est conforme à la norme ANSI HISPP MSDS Nom de la personne type de données commune. Ce groupe de cinq éléments est appelé un groupe de personne composant Nom. L'écriture des noms en caractères idéographiques et en caractères phonétiques, jusqu'à 3 groupes de composants (voir l'annexe H exemples 1 et 2) peuvent être utilisés. Le séparateur de groupes de composants doivent être les égaux de caractère "=" (3DH). Les trois groupes de composants de composants dans leur ordre d'apparition sont : une représentation de caractères codés sur un octet, une représentation idéographique, et une représentation phonétique. Tout le groupe de composants peut être absent, y compris le premier groupe de composants. Dans ce</p>	<b>Character Repertoire</b>  Default Character Repertoire and/or as defined by (0008,0005) excluding Control Characters LF, FF, and CR but allowing Control Character ESC.  <b>Longueur :</b>  64 chars maximum  <b>IDL Data Type :</b>  STRING

	<p>cas, le nom d'une personne peut commencer avec un ou plusieurs "=" délimiteurs. Les séparateurs sont nécessaires pour l'intérieur des groupes de composants nuls. Tirant de l'arrière des groupes composant nulle et leurs délimiteurs peuvent être omis.</p> <p><i>Exemples:</i>  Rev. Adams John Quincy Robert, B.A.M. Div.  "Adams^John Rovertr Quincy ^^ Rev.^B.A.M.Div"  Susan Morrison-Jones, Ph.D., Chief Executive Officer "Morrison^Jones Susan ^ ^ ^ Ph.D., Chief ExecutiveOfficer»  John Doe " Doe^ John". Délimiteurs ont été omis pour les trois composantes nul final] (pour des exemples de l'encodage des noms de personne en utilisant des jeux de caractères multi-octets voir l'annexe H de l'imagerie numérique et de communication en médecine (DICOM) - Partie 5: Structures de données et d'encodage).</p> <p><b>Note :</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Cette convention cinq composants est également utilisé par HL7 tel que défini dans la norme ASTM E-1238-1291 et s'est spécialisé par la ANSI MSDS.</li> <li>2. Dans l'usage américain et européen typique de la première occurrence de «prénom » représenterait le "prénom".</li> </ol> <p>Le "prénom"(middle name) appareil est conservé à des fins de compatibilité avec les normes existantes.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>3. Le présent "Degree" composante dans la norme ASTM E-1238-1291 est absorbé par le « suffixe » composant.</li> </ol>	
<p><b>SH</b> : Short String</p>	<p>Une chaîne de caractères qui peuvent être complétés avec des et / ou les espaces de fin. Le 05CH code de caractère (la barre oblique inverse "\" dans la norme ISO-IR 6) ne doit pas être présent, tel qu'il est utilisé comme délimiteur entre les valeurs des éléments de données multiples. La chaîne ne doit pas avoir des caractères de contrôle, sauf ESC.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>16 chars</p> <p><b>Longueur :</b></p>

	Répertoire de caractères par défaut et / ou tel que défini par (0008,0005).	16 chars maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>SL</b> : Signed Long	Signé binaire entier de 32bits de long sur 2 de forme complémentaire. Représente un entier, n, dans l'intervalle : $-2^{31} \leq n \leq (2^{31} - 1)$	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> 4 octets fixe <b>IDL Data Type :</b> LONG (-2147483648..+2147483647)
<b>SQ</b> : Sequence of Items	Valeur est une Séquence de zéro ou plusieurs items.	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> Non applicable <b>IDL Data Type :</b> LONG
<b>SS</b> : Signed Short	Signé binaire entier de 16 bits de long sur 2 de forme complémentaire. Représente un entier n dans la l'intervalle: $-2^{15} \leq n \leq (2^{15} - 1)$	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> 2 octets fixe

		<b>IDL Data Type :</b> INT
<b>ST : Short Text</b>	<p><b>Chaîne de caractères qui peut contenir un ou plus de paragraphes.</b></p> <p>Une chaîne de caractères que peut contenir un ou plusieurs paragraphes et un ensemble des caractères graphiques et les caractères de contrôle, CR, LF, FF, et de l'ESC. Il peut être complété par des espaces, qui peut être ignoré, mais les espaces sont considérés comme significatifs. Éléments de données avec ce VR ne doit pas être à valeurs multiples et donc 5CH code de caractère (la barre oblique inverse "\" dans la norme ISO-IR 6) peuvent être utilisés. Répertoire de caractères par défaut et / ou tel que défini par (0008,0005).</p>	<b>Character Repertoire</b> 1024 chars <b>Longueur :</b> 1024 chars maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>TM : Time</b>	<p>Une chaîne de caractères de format hhhmmss.frac, où hh contient l'heures (entre "00" - "23"), mm contient minutes ("00" - "59"), ss contient secondes (entre "00" - "59 "), et frac contient une fraction de seconde aussi petits que 1 millionième de seconde (de "000000 "-"999999 "). Une horloge de 24 heures est nécessaire. Minuit peut être représenté que par "0000" puisque "2400" violerait l'intervalle de l'heure. La chaîne peut être complétée avec des espaces de fin. Espaces de début et incorporés ne sont pas autorisés. Un ou plusieurs des composantes mm, ss, ou peut être frac indéterminée tant que toutes les composantes de la droite d'un élément non spécifié est également indéterminée. Si frac n'est pas spécifié la précédente "." ne peut être inclus. Frac se tiendra à six décimales ou moins pour assurer son format est conforme au type ANSI HISPP MSDS Temps de données communes.</p> <p><i>Exemple :</i></p> <p>1. "070907.0705" représente à un temps décomposé 7 heures 9 minutes et 7,0705 secondes</p>	<b>Character Repertoire</b> "0" - "9", "." <b>Longueur :</b> 16 octets maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING



	<p>2. "1010" représente un temps de 10 heures et 10 minutes</p> <p>3. "021" est comme une valeur invalide</p> <p>Note :</p> <p>1. Pour des raisons de compatibilité ascendante avec les versions de cette norme avant V3.0, il est recommandé que les implémentations également en charge une chaîne de caractères de format hh: mm: ss.frac pour ce VR.</p> <p>2. Voir aussi VR DT dans ce tableau.</p>	
<p><b>UI</b> : Unique Identifier (UID)</p>	<p>Une chaîne de caractères contenant un UID qui est utilisé pour identifier une grande variété d'articles. L'UID est une série de composants numériques séparées par la période "." caractère. Si un champ de valeur contenant un ou plusieurs UID est un nombre impair d'octets de longueur, la valeur de champ doit être rembourrée (padded) avec un seul arrière NULL (00H) de caractères afin de s'assurer que la valeur de champ est un nombre pair d'octets de longueur. Voir Section 9 and Annex B of <i>Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) - Part 5: Data Structures and Encoding for a complete specification and examples.</i></p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>0" - "9", "."</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>64 octets maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<p><b>UL</b> : Unsigned Long</p>	<p>Entier long non signé de 32 bits.</p> <p>Représente un entier n dans l'intervalle :</p> $0 \leq n < 2^{32}$	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>4 octets maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>ULONG</p>
<p><b>UN</b> : Unknown</p>	<p>Un string d'octets ou l'encodage du contenu n'est pas connu.</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p>

		<p><b>Longueur :</b></p> <p>Toute longueur valable pour toute de l'autre DICOM VR</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>BYTE</p>
<p><b>US :</b> Unsigned Short</p>	<p>Entier long non signé de 16 bits.</p> <p>N entier représente dans l'intervalle:</p> $0 \leq n < 2^{16}$	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>2 octets maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>UINT</p>
<p><b>UT :</b> Unlimited Text</p>	<p><b>Chaine de caractères relatifs à un ou plusieurs paragraphes.</b></p> <p>Une chaîne de caractères que peut contenir un ou plusieurs paragraphes. Il peut contenir l'ensemble des caractères graphiques et les caractères de contrôle, CR, LF, FF, et de l'ESC. Il peut être complété par des espaces de fuite, qui peut être ignoré, mais les espaces sont considérés comme significatifs. Éléments de données avec ce VR ne doit pas être à valeurs multiples et donc 5CH code de caractère (la barre oblique inverse "\" dans la norme ISO-IR 6) peuvent être utilisés.</p> <p>Le texte sera interprété comme spécifié par Specific Character Set (0008,0005).</p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>(0008,0005)</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p><math>2^{32}-2</math> chars</p> <p>Note - seulement limité par la taille de l'entier non signé représentable maximum dans un champ de 32 bits VL moins un, puisque FFFFFFFFh est réservé</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>

**g) Quelques unités :**

<b>Champ</b>	<b>Nom</b>	<b>Type</b>	<b>Signification</b>	<b>Valeur typique</b>
(0008,0010)	Recognition code	AT	ACR-NEMA 1.0 ou 2.0	
(0008,0020)	Study Date	DA	Date de l'étude	yyyy.mm.dd
(0008,0021)	Series Date	DA	Date de la série	yyyy.mm.dd
(0008,0022)	Acquisition Date	DA	Date d'acquisition	yyyy.mm.dd
(0008,0023)	Image Date	DA	Date de l'image	yyyy.mm.dd
(0008,0030)	Study Time	TM	Heure de l'étude	hh.mm.ss.frac
(0008,0031)	Series Time	TM	Heure de la série	hh.mm.ss.frac
(0008,0032)	Acquisition Time	TM	Heure d'acquisition	hh.mm.ss.frac
(0008,0033)	Image Time	TM	Heure de l'image	hh.mm.ss.frac
(0008,1030)	Study Description	LO	Description de l'examen	exemple : Coeur
(0008,103E)	Series Description	LO	Type de séquence	exemples : Fastcine, tagging
(0010,1010)	Patient's Name	PN	Nom du patient	
(0010,1020)	Patient ID	LO	ID Patient	
(0010,1030)	Patient Birthdate	DA	Date de naissance du patient	yyyy.mm.dd
(0010,1040)	Patient Sex	CS	Sexe du patient	M, F, O pour les autres
(0010,1010)	Patient Age	AS	Sexe du patient	xxxD(Nombre de jours) or W(nombre de semaines) or M(nombre de mois) or Y(nombre d'années)

(0010,1030)	Patient's Weight	DS	Poids du patient	kg
(0018,0010)	Contrast/Bolus Agent	LO	Contraste	
(0018,0030)	Radionuclide	LO		
(0018,0050)	Slice Thickness	DS		mm
(0018,0060)	KVP	DS		
(0018,0080)	Repetition Time	DS	TR	ms
(0018,0081)	Echo Time	DS	TE	ms
(0018,0082)	Inversion Time	DS		ms
(0018,0087)	Magnetic Field Strength	DS	T	Tesla(T)
(0018,1100)	Reconstruction Diameter	DS	DFOV	mm
(0018,1120)	Gantry Tilt	DS		degrés
(0018,1318)	dB/dt	DS	The rate of change of the gradient coil magnetic flux density with time	(T/s)
(0020,1040)	Position Reference	LO		exemple: iliac crest
(0020,1041)	Slice Location	DS		en mm (signé)
(0028,0010)	Rows	US	Nombre de ligne	
(0028,0011)	Columns	US	Nombre de colonnes	
(0028,0030)	Pixel Spacing	DS	Taille des pixels	row\col mm
(0028,0103)	Pixel Representation	US		1 signed, 0 unsigned
(7FE0, 0010)	Pixel Data	OW ou OB		as described by grp 0028

## h) Glossaire du vocabulaire employé :

<b>Association</b>	Connexion entre deux programmes DICOM par laquelle des informations DICOM sont échangées. Une machine donnée peut gérer une ou plusieurs associations simultanément.
<b>Attributs</b>	traduction: attributs  Éléments décrivant une caractéristique d'un objet, un flux DICOM échange essentiellement des attributs spécifiques aux objets transmis, chaque attribut possède une valeur.
<b>Byte order</b>	Ordre des octets : façon de les assembler pour former un entier de deux octets ou plus :  Little endian : valeur de l'entier $\text{octet1} * 256 + \text{octet2} = \text{octet le moins significatif en dernier}$  Big endian : valeur de l'entier : $\text{octet2} * 256 + \text{octet 1} = \text{octet le plus significatif en dernier}$
<b>Composite objects</b>	traduction : objets composites.  Objets décrivant plusieurs types d'attributs DICOM , les images sont des objets composites, s'oppose à un objet normalisé.
<b>Data Dictionary</b>	Dictionnaire de données.
<b>Data set</b>	Traduction : jeu de données  Ensemble de données dans lesquelles chaque attribut DICOM possède une valeur propre correspondant à un objet réel (une image par exemple).
<b>Data Element</b>	Élément de donnée, élément d'information du "Data Set", exemple largeur d'une image.

<b>Information objects</b>	Objets Dicom dont la fonction est de véhiculer une information précise, objet dont les attributs descriptifs sont répertoriés et définis dans la norme.
<b>Information object instance</b>	Un objet précis, dont les attributs DICOM sont tous assignés et correspondant à une entité unique d'une classe de données, une instance (exemple : le compte rendu de M Dupont ).
<b>Normalized objects</b>	Traduction : objet normalisé  Objets définissant une seule entité DICOM ne possédant qu'un attribut. S'oppose à un objet composite qui décrit plusieurs attributs.
<b>Analyse Orientée Objet</b>	Ensemble d'informations et de fonctions spécifiques reliées entre eux de façon virtuelle. Un objet donné peut hériter des fonctions et des informations d'un autre objet (exemple : l'objet "Image IRM" hérite des fonctions et informations de la classe des "Images").  Certaines informations et fonctions d'un objet ne sont pas "visibles" à l'extérieur de cet objet (encapsulation), ce qui permet de créer des programmes par modules associés et interchangeableables.  En pratique, au niveau physique, un objet est un ensemble d'octets successifs occupant une certaine quantité de place en mémoire.
<b>Offset</b>	Saut initial, nombre d'octets à sauter avant de commencer à lire une information ou un tableau.
<b>Protocole</b>	Ensemble de règles permettant à deux machines de communiquer. DICOM décrit un ensemble de règles permettant aux applications de communiquer, ces règles supposent que les connexions physiques et les protocoles de communications entre deux machines ont été résolues.  Le protocole DICOM intervient uniquement lors de la communication d'un programme à un autre, il suppose les connexions de bas niveau effectuées.

<b>Tag</b>	<p>Traduction: Borne ou une balise ou étiquette</p> <p>en DICOM le nom sous une forme numérique d'un attribut. (exemple la balise correspondant à la largeur de l'image est : 0028 0010 H )</p>
<b>Transfer syntax</b>	<p>Traduction : Syntaxe de transfert</p> <p>Description de la façon dont est transmise la VR (Value Representation) de l'information : l'ordre des octets (byte order) et éventuellement le type de compression</p>
<b>Value representation (VR)</b>	<p>Mode de représentation de la valeur (binaire, texte, alphanumérique...)</p> <p>Ne pas confondre :</p> <p>Byte Order (little ou Big endian)</p> <p>Transfert Syntax( Byte Order + compression éventuelle )</p> <p>Value Representation(texte, binaire, entier , réel ...)</p>

## Annexe : Unité physique et opérateurs mathématiques

### a) Unité :

*Viscosité* : en Pascal (Pa) équivalent à 10 P (poise) soit en unité SI<sup>25</sup> qui est  $1 \text{ kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$  ou 1000cP (centipoise)

*Kinematic viscoelasticity* : en  $\text{m}^2.\text{s}^{-1}$  équivalent à  $10^4$  St (stoke) ou  $10^4 \text{ cm}^2/\text{s}$

*Shear stress* : en Pa équivalent à 0,1 dyn (dyne) =  $\text{g.cm/s}^2$

*1 Pascal* =  $1\text{kg}/(\text{m}.\text{s}^2)=\text{N}/\text{m}^2 =10^{-5}$  bar

*Shear rate*:  $\text{s}^{-1}$

*Modulus* : Pa équivalent à 0,1 dyn (dyne) =  $\text{g.cm/s}^2$

*Compliance* :  $\text{Pa}^{-1}$  est équivalent  $10 \text{ cm}^2=\text{dyn}^{-1}$

### b) Symbole utilisée dans le compte-rendu

$\mu$  : Module de cisaillement

$\kappa$  : Module de compression

$\nu$  : Coefficient de Poisson

$G$  : Module de cisaillement ou  $\mu$

**Coefficients de lamé** :  $\lambda$  et  $\mu$

$E$  : Module de Young

$\varphi$  : Transformée de Carson

$\sigma$  : La contrainte

$u$  : le déplacement dans l'espace lors de la déformation du milieu

$G'$  : storage modulus

$G''$  : loss module

---

<sup>25</sup> Système International



### c) Les opérateurs différentiels:

#### ➤ L'opérateur gradient:

L'opérateur "nabla"  $\nabla$  appliqué à un scalaire définit le gradient du scalaire. Il s'agit d'un vecteur. On le note  $\nabla p$  ou **grad** $p$ <sup>26</sup> ou  $\overrightarrow{\text{grad}}p$ .

- En coordonnées cartésiennes

$$\nabla p = \frac{\partial p}{\partial x} e_x + \frac{\partial p}{\partial y} e_y + \frac{\partial p}{\partial z} e_z \text{ soit } \nabla p = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} \\ \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} \end{pmatrix} p$$

On pose  $(e_x, e_y, e_z)$  étant les trois vecteurs unitaires pour les coordonnées cartésiennes  $(x, y, z)$ .

- En coordonnées cylindriques

$$\nabla p = \frac{\partial p}{\partial r} e_r + \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} e_\theta + \frac{\partial p}{\partial z} e_z$$

On pose  $(e_r, e_\theta, e_z)$  étant les trois vecteurs unitaires pour les coordonnées cylindriques  $(r, \theta, z)$ .

- En coordonnées sphériques

$$\nabla p = \frac{\partial p}{\partial r} e_r + \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} e_\theta + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial p}{\partial \phi} e_\phi$$

On pose  $(e_r, e_\theta, e_\phi)$  étant les trois vecteurs unitaires pour les coordonnées sphériques  $(r, \theta, \phi)$ .

#### ➤ L'opérateur divergence:

Le produit scalaire de l'opérateur "nabla"  $\nabla$  par un vecteur définit la divergence du vecteur.

La divergence (également noté *div*) d'un vecteur est un scalaire. Pour le vecteur  $v$ , elle s'écrit :

- En coordonnées cartésiennes

$$\nabla \cdot v = \text{div } v = \frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z}$$

---

<sup>26</sup> En gras ce qui signifie que c'est un vecteur

Avec  $v = v_x e_x + v_y e_y + v_z e_z$

- En coordonnées cylindriques

$$\nabla \cdot v = \operatorname{div} v = \frac{1}{r} \frac{\partial(rv_r)}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial v_z}{\partial z}$$

Avec  $v = v_r e_r + v_\theta e_\theta + v_z e_z$

- En coordonnées sphériques

$$\nabla \cdot v = \operatorname{div} v = \frac{1}{r^2} \frac{\partial(r^2 v_r)}{\partial r} + \frac{1}{r \sin(\theta)} \frac{\partial(\sin(\theta) v_\theta)}{\partial \theta} + \frac{1}{r \sin(\theta)} \frac{\partial v_z}{\partial z}$$

Avec  $v = v_r e_r + v_\theta e_\theta + v_\phi e_\phi$

- Quelques opérations

Pour 2 vecteurs  $u = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix}$  et  $v = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix}$ , le produit scalaire  $u \cdot v = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix}^t \cdot \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix} =$

$$u_x v_x + u_y v_y + u_z v_z$$

$$\text{Donc } \nabla \cdot v = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} \\ \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix} = \frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z}$$

➤ **L'opérateur laplacien :**

Il s'agit d'un opérateur différentiel, notée  $\Delta$ , qui est appliqué à un scalaire.

- En coordonnées cartésiennes

$$\Delta p = \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2}$$

- En coordonnées cylindriques

$$\Delta p = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 p}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2}$$

- En coordonnées sphériques

$$\Delta p = \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left( r^2 \frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2 \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \theta} \left( \sin \theta \frac{\partial p}{\partial \theta} \right) + \frac{1}{r^2 \sin^2(\theta)} \frac{\partial^2 p}{\partial \theta^2}$$

➤ **L'opérateur rotationnel:**

Le produit vectoriel de l'opérateur "nabla"  $\nabla$  par un vecteur définit le rotationnel du vecteur.

Le rotationnel (également noté  $\operatorname{rot}$ ) d'un vecteur est un vecteur. Pour le vecteur  $v$ , il s'écrit :

- En coordonnées cartésiennes

$$\nabla \wedge v = \text{rot} v = \left( \frac{\partial v_z}{\partial y} - \frac{\partial v_y}{\partial z} \right) e_x + \left( \frac{\partial v_x}{\partial z} - \frac{\partial v_z}{\partial x} \right) e_y + \left( \frac{\partial v_y}{\partial x} - \frac{\partial v_x}{\partial y} \right) e_z$$

- En coordonnées cylindriques

$$\nabla \wedge v = \text{rot} v = \left( \frac{1}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} - \frac{\partial v_\theta}{\partial z} \right) e_r + \left( \frac{\partial v_r}{\partial z} - \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) e_\theta + \frac{1}{r} \left( \frac{\partial(rv_\theta)}{\partial r} - \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right) e_z$$

- En coordonnées sphériques

$$\nabla \wedge v = \text{rot} v = \frac{1}{r \sin \theta} \left( \frac{\partial(\sin \theta v_\phi)}{\partial \theta} - \frac{\partial v_\theta}{\partial \phi} \right) e_r + \frac{1}{r} \left( \frac{1}{\sin \theta} \frac{\partial v_r}{\partial \phi} - \frac{\partial(rv_\phi)}{\partial r} \right) e_\theta + \frac{1}{r} \left( \frac{\partial(rv_\theta)}{\partial r} - \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right) e_\phi$$

➤ **Quelques relations:**

- $\mathbf{grad}(f \cdot g) = f \mathbf{grad}(g) + g \mathbf{grad}(f)$
- $\mathbf{div}(f \cdot \vec{g}) = f \mathbf{div}(\vec{g}) + \mathbf{grad}(f) \cdot \vec{g}$
- $\mathbf{rot}(f \vec{g}) = f \mathbf{rot}(\vec{g}) + \mathbf{grad}(f) \wedge \vec{g}$
- $\Delta(fg) = f \Delta g + 2 \mathbf{grad}(f) \cdot \mathbf{grad}(g) + g \Delta f$
- $\mathbf{div}(f \wedge \vec{g}) = \mathbf{rot}(\vec{f}) \cdot \vec{g} - \vec{f} \cdot \mathbf{rot}(\vec{g})$
- $\mathbf{rot}(\mathbf{rot} \vec{v}) = \mathbf{grad}(\mathbf{div} \vec{v}) - \Delta \vec{v}$
- $\mathbf{div}(\mathbf{rot} \vec{f}) = 0$
- $\mathbf{rot}(\mathbf{grad} f) = \vec{0}$
- $\mathbf{rot}(f \mathbf{grad} g) = \mathbf{grad} f \wedge \mathbf{grad} g$

➤ **Produit vectoriel de deux vecteurs**

Pour 2 vecteurs  $u = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix}$  et  $v = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix}$ , le produit vectoriel

$$u \wedge v = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u_y v_z - u_z v_y \\ u_z v_x - u_x v_z \\ u_x v_y - u_y v_x \end{pmatrix}$$

## Annexe : fenêtrage

Certaine méthode donne une influence sur l'intensité des pixels (sur échelle de gris).

L'exemple suivant (figure 77) permet de montrer que certaine méthode d'interpolation dépasse le maximum du niveau de gris.

Cette variation est due à la méthode d'interpolation bicubique qui calcule des coefficients d'estimation parfois supérieure à la plage de gris de l'image originale. La figure 77 montre un exemple de ce problème avec l'interpolation bi-spline (comparée à l'interpolation linéaire).

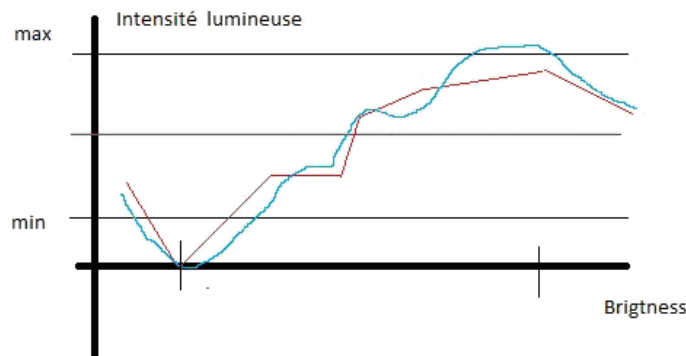


Figure 2 : Courbe mauve : interpolation linéaire (utilisation de droites affines). Courbe bleu : interpolation B-spline. Dans le cas de l'interpolation BSpline, quelques valeurs approximées se trouvent supérieures aux valeurs min et max de l'image originale.

Les images médicales sont dans un standard appelé Dicom. Ce sont des matrices de type monochrome dont l'intensité d'un pixel est liée aux caractéristiques physiques du tissu.

Certaines méthodes d'interpolation modifient les valeurs du fenêtrage dans l'en-tête Dicom ce qui génère un contraste d'affichage différent comparé à celui de l'image originale. J'ai donc du résoudre ce problème en implémentant un petit code en java pour modifier l'en-tête Dicom de la matrice HR.

*Mais à quoi sert le fenêtrage ?*

On sait que les images médicales sont plus riches en niveau de gris que les images naturelles. L'amplitude de chaque pixel ou voxel est codée sur 16 bits. On peut se poser la question suivante : Pourquoi utiliser autant de niveaux de gris, alors que d'une part, l'œil n'est pas capable d'en différencier autant et que d'autre par la majorité des écrans de visualisation sont des LCD 8-bits ?

En fait, pour établir leur diagnostic les radiologues ont l'habitude, avec les films argentiques, d'utiliser toute la dynamique des 4 096 niveaux de gris. Et lorsque le radiologue utilise des écrans 8 bits, il réalise un fenêtrage de l'intensité afin d'augmenter le contraste au niveau de l'organe ou de la pathologie à mettre en évidence.

Nous pouvons résumer le fenêtrage par ce schéma :

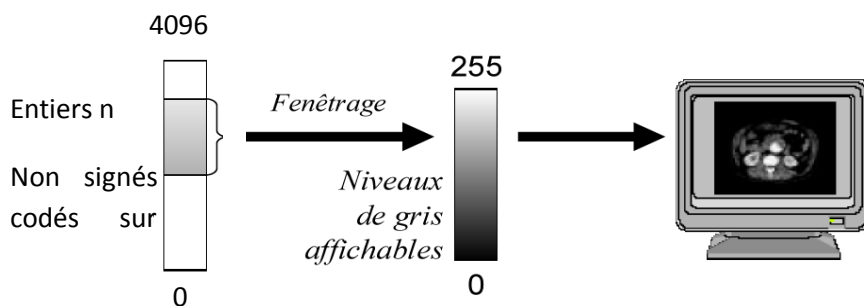


Figure 3: Principe du fenêtrage : l'échelle de 0 à 4096 représente les valeurs d'origine des pixels

Le fenêtrage permet de sélectionner les intensités les plus utiles pour le diagnostic en augmentant le contraste dans cet intervalle d'intensité. Le fenêtrage est surtout utilisé pour les images scanners ou IRM. Ces quatre attributs définissent le centre et la largeur de l'échelle de gris de l'image affichée (**figure 79**).

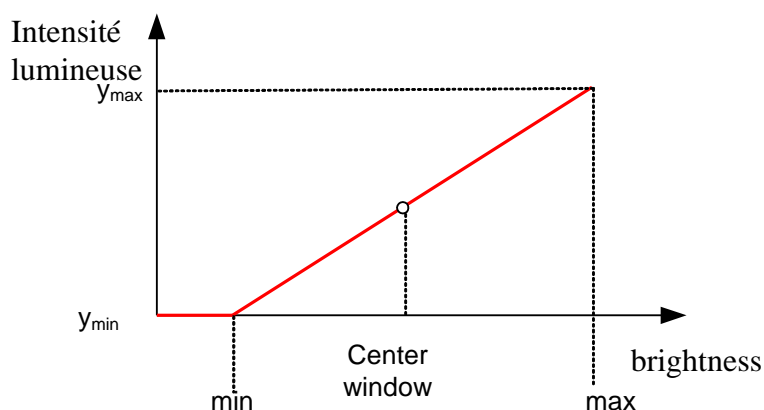


Figure 4 : Principe du fenêtrage

## REFERENCES

- [1] E. Meijering, “A chronology of interpolation: From ancient astronomy to modern signal and image processing.” <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.19.1654> ou *Proceedings of the IEEE Volume 90 issue 3 pages 319-342*
- [2] Thévenaz ,“A Image Interpolation and Resampling”. *IEEE Handbook of medical imaging book contents. Pages: 393 - 420. Year of Publication: 2000. ISBN:0-12-077790-8 ...*
- [3] Konstantinos K. Delibasis and al., “Hermite kernels for slice interpolation in medical images”, *IEEE*
- [4] Neeta Nain, “Creating Three Dimensional Surfaces from Two Dimensional Slices for Medical Imaging”
- [5] L. Gao, K. J. Parker, R. M. “Lerner and S. F. Levinson, Imaging of the elastic properties of tissue-a review”, *Ultrasound Med. Biol.* , 1996, 22, 959–977.
- [6] Raja Muthupillai, “books: Magnetic Resonance Elastography ”, *Mayo Graduate School, 1997 - 372 pages*
- [7] Paul McCracken, “Mechanical transient-based magnetic resonance elastography”, *Magnetic Resonance in Medicine* 53:628–639 (2005)
- [8]
- [9]