

Comprendre DICOM 3.0  
Par Dimitri PIANETA

2014

*Ce manuel est un travail de six ans avec DICOM 3 et de compréhension.*

*Je me suis seulement intéresser aux métadonnées et une aide pour mieux lire cette norme DICOM.*

*Je vous souhaite une bonne lecture.*

*Dimitri*

## Table des matières

Chapitre 1 : Historiques.....	4
Chapitre 2 : L'informatique biomédicale.....	10
Chapitre 3 : Quelques notions de base du traitement de l'image .....	11
Chapitre 4 : Le standard DICOM.....	16
Chapitre 5 : Les bases des métadonnées .....	22
Chapitre 6 : UID .....	40
Chapitre 7 : Le TAG Modalité .....	46
Chapitre 8 : Les unités dans les TAGS.....	50
Chapitre 9 : Les orientations du patient.....	52
Chapitre 10 : Les TAGS des images.....	68
Chapitre 11 : L'orientation du corps humain dans DICOM .....	82
ANNEXES.....	92
Comprendre la partie 3 du standard DICOM? .....	93
Table ASCII.....	96
Taille des fichiers.....	99

# Chapitre 1 : Historiques

Tous commencent fort longtemps avant Jésus-Christ avec l'apparition du calcul.

## A. Le début du calcul

### ➤ 3000 avant JC

L'empereur Chinois Fou-Hi dont le symbole magique, l'octogone à trigramme contient les 8 premiers nombres représentés sous forme binaire par des traits interrompus ou non : 000 001 010 011 etc...



### ➤ 500 avant JC

On utilisait des tablettes recouvertes de sable ou de poussière, les "abaques" (du grec abax : sable).

Apparition au Moyen Orient du premier "outil" de calcul : l'abaque et le boulier  
L'invention du boulier marque le début d'une nouvelle ère. Pour la première fois, l'homme utilise un outil pour calculer.

### ➤ 300 avant JC

Le philosophe Grec Aristote définit dans son œuvre ce qu'est la logique.

### ➤ 1617

Le mathématicien écossais John Neper inventa un abaque facilitant le calcul des produits, quotients, puissances et racines, qui est connu en français sous le nom de bâtons de Napier, ou réglettes de Neper. En 1580, il avait déjà inventé les logarithmes.

### ➤ 1632

L'Anglais Oughtred invente la Règle à calcul.

### ➤ 1642

Blaise Pascal met au point, pour aider son père collecteur des impôts à Rouen, la Pascaline qui pouvait traiter les additions et les soustractions. Elle est souvent considérée comme la première machine à calculer de l'histoire.

## B. Les débuts de l'automatisme

### ➤ 1694

Le philosophe et mathématicien Allemand Gottfried Wilhelm Leibniz met au point une machine à calculer dérivée de la Pascaline mais capable de traiter les multiplications et divisions.

### ➤ 1728

Facon construit le premier métier à tisser utilisant les cartes perforées pour fonctionner.

### ➤ 1769

Le Turc, automate joueur d'échecs de Von Kempelen.

- 1805  
Jacquard ajoute la carte perforée au métier à tisser. C'est un rudiment de programme préenregistré.

#### C. Les premiers concepts

- 1822  
L'anglais Charles Babbage imagine et tente de réaliser une machine à différences puis une machine analytique qui contient les concepts de ce que sera l'ordinateur moderne : unité de calcul, mémoire, registre et entrée des données par carte perforée.
- 1840  
Collaboratrice de Babbage, Ada Lovelace mathématicienne, définit le principe des itérations successives dans l'exécution d'une opération. En l'honneur du mathématicien Arabe El Khawarizmi (820), elle nomme le processus logique d'exécution d'un programme: algorithme.
- 1849  
Auguste De Morgan, mathématicien et logicien britannique, énonce des base de la logique formelle.
- 1854  
Georges Boole publie un ouvrage dans lequel il démontre que tout processus logique peut être décomposé en une suite d'opérations logiques ( ET, OU, NON) appliquées sur deux états (ZERO-UN, OUI-NON, VRAI-FAUX, OUVERT-FERME).
- 1858  
Le premier câble transatlantique est tiré entre les États Unis et l'Europe pour interconnecter les systèmes de communication Américains et Européens. Il cessa de fonctionner au bout de quelques jours. Un second câble transatlantique fût tiré en 1866 et resta en exploitation pendant une centaine d'années.
- 1890  
Lors d'un recensement aux États-Unis, concernant 62 millions de personnes, la nécessité d'un traitement automatique des informations s'imposa d'elle-même.

#### D. Les débuts du traitement automatique

- 1896  
Herman Hollerith crée la société Tabulating Machine Company, qui évoluera en 1924 en International Business Machines (IBM).
- 1924  
Création d'I.B.M.
- 1935  
IBM commercialise l'IBM 601, un calculateur à relais utilisant des cartes perforées capable de réaliser une multiplication en une seconde. Il en sera vendu 1500 exemplaires essentiellement pour les marchés scientifiques et comptables.

## **E. Du modèle théorique un premier ordinateur**

### ➤ 1937

Alan M. Turing publie un document sur les nombres calculables. Il résolvait des problèmes mathématiques en utilisant une sorte d'ordinateur logique très simple appelé depuis Machine de Turing : une bande de papier comportant des cases, des pions à mettre sur ces cases, un trombone pointant sur la case courante et un tableau d'instructions conditionnelles à réaliser.

### ➤ 1938

Thèse de Claude Elwood Shannon qui le premier fait le parallèle entre les circuits électriques et l'algèbre Booléenne.  
Il définit le chiffre binaire : bit (BInary digiT).

### ➤ 1943

Le premier ordinateur à usage général apparaît : l'ENIAC, est inventé. Son développement coûta à l'armée américaine plus de \$500 000 US. Il pesait plus de 30 tonnes, était constitué de 19 000 tubes à vide et 1 500 relais.

## **F. La machine de Von Neuman**

### ➤ 1945

John Von Neuman, ayant rejoint l'équipe travaillant sur l'ENIAC, publie le premier rapport décrivant ce que devrait être un ordinateur à programme enregistré qu'il appelle l'EDVAC (Electronic Discrete Variable Automatic Computer). C'est à ce document très complet qu'on fait référence en parlant d'ordinateur à architecture Von Neuman.

## **G. La commercialisation**

### ➤ 1947

Invention du transistor par William Bradford Shockley, Walter H. Brattain et John Bardeen dans les laboratoires de Bell Telephone.

### ➤ 1948

Le premier ordinateur commercial est créé. Il est appelé l'UNIVAC.

### ➤ 1950

Invention de l'assembleur par Maurice V. Wilkes de l'université de Cambridge. Avant, la programmation s'effectuait directement en binaire.

### ➤ 1953

IBM lance son premier ordinateur commercial en série : l'IBM 650, conçu pour être compatible avec les machines de comptabilité mécanique à cartes.

### ➤ 1956

Le premier ordinateur utilisant des transistors est terminé au Massachusetts Institute of Technology : c'est le TX-0.

## **H. Le début du stockage des données**

### ➤ 1956

IBM commercialise le premier disque dur, le RAMAC 305 (Random Access Method of Accounting and Control). Il est constitué de 50 disques de 61 cm de diamètre et peut stocker 5 Mo.

- 1957  
Création du premier langage de programmation universel, le FORTRAN (FORMula TRANslator) par John Backus d'IBM. En 1958, A Texas Instruments, Jack Kilby termine la construction du premier circuit intégré : il comporte cinq composants sur un morceau de germanium à peine plus long qu'un centimètre et aussi fin qu'un cure-dent.
- 1958  
Lancement du premier ordinateur commercial entièrement transistorisé, me CDC 1604, développé par Seymour Cray. John Mc Carthy, mathématicien au MIT qui y a fondé en 1957 le département d'Intelligence Artificielle, crée le langage de programmation LISP (LISt Processing) qui va avoir une grande influence sur le développement de la programmation objet.
- 1959  
IBM commercialise l'IBM 1401. Cette machine, orientée vers l'administration, la comptabilité ou le traitement de données, remportera un grands succès.

#### **I. Du macroordinateur au mini**

- 1959  
Digital crée le PDP-1, le premier ordinateur commercial interactif. Ce fût aussi le premier ordinateur "amusant" à utiliser, du fait de son interactivité. Il est en fait très proche dans son utilisation des premiers micro-ordinateurs qui seront vendus 20 ans plus tard.
- 1960  
Publication du cahier des charges du langage de programmation COBOL (COMmon Business Oriented Language). Il devient, après le FORTRAN, le second grand langage de programmation universel, faisant ainsi rapidement disparaître l'ALGOL.
- 1962  
Le mathématicien canadien Kenneth Iverson crée le langage de Programmation APL (A Programming Language).

#### **J. Des ordinateurs en série**

- 1963  
Douglas Engelbart reçoit le brevet pour son périphérique de pointage appelé "souris". John Kemeny et Thomas Kurtz développent le langage de programmation BASIC, au Dartmouth College.
- 1964  
Lancement de la série des ordinateurs IBM 360. Jusque la, chaque nouvel ordinateur qui sortait était complètement incompatible avec les précédents IBM avec la série 360 (compatibles à 360 degrés), inaugure le concept d'une ligne d'ordinateurs compatibles entre eux. Cette série eut un grand succès commercial. Thomas Kurtz et John Kemeny créent le langage BASIC (Begginner's All-purpose Symbolic Instructioàn Code) au Dartmouth College pour leurs étudiants.

#### **K. Le premier mini-ordinateur commercialisée**

- 1964  
IBM crée le langage de programmation PL/I (Programming Language I). Création du code ASCII (American Standard Code for Information Interchange), normalisé en 1966 par l'ISO

pour simplifier l'échange de données entre ordinateurs. Malgré cela, IBM maintient sa propre norme propriétaire EBCDIC (Extended Binary Coded Decimal Interchange Code).

➤ 1965

Digital présente le PDP 8, le premier mini ordinateur qui marque une étape importante dans la miniaturisation et la diminution du prix des ordinateurs.

#### L. Le début du NET

➤ 1967

IBM construit le premier lecteur de disquette.

➤ 1968

Douglas C. Engelbart de la Stanford Research Institute fait une démonstration d'un environnement graphique avec des fenêtres à manipuler avec une souris. Il démontre dans cet environnement l'utilisation d'un traitement de texte, d'un système hypertexte et d'un logiciel de travail collaboratif en groupe.

➤ 1969

Création de la norme de connexion série RS232.

➤ 1970

Le Network Working Group sous la direction de S. Crocker termine le protocole de communication entre ordinateurs pour le réseau ARPANET appelé Network Control Protocol ou NCP. De nouveaux ordinateurs furent rapidement branchés sur ARPANET et l'implémentation de NCP sur la période 1971-1972 permit aux utilisateurs de ce réseau de développer les premières applications.

#### M. Du mini-ordinateur au micro

➤ 1971

Intel introduit son microprocesseur 4004 cadencé à 108 kHz. C'est le premier microprocesseur.

Niklaus Wirth invente le langage de programmation Pascal.

➤ 1972

La compagnie Atari est fondée par Nolan Bushnell. Elle vend Pong, le premier jeu vidéo commercial. Apparition du premier lecteur de disquettes 5" 1/4. Hewlett Packard présente la première calculatrice de poche programmable : la HP 65.

➤ 1973

Le terme "micro-ordinateur" apparaît pour la première fois.

#### N. Le portable pour costauds

➤ 1974

Brian Kernighan et Dennis Ritchie développent le langage C. RCA introduit le 1802, un microprocesseur cadencé à l'impressionnante fréquence de 6,4 Mhz. Il est considéré comme un des premiers microprocesseurs RISC (Reduced Instruction Set Chip).



➤ 1975

La division Entry Level Systems d'IBM dévoile un ordinateur portable : l'IBM 5100. C'est un mini-ordinateur de la taille d'une serviette, avec BASIC, 16 Ko de mémoire RAM, une unité de stockage et un écran intégré de 5 pouces (12,7 cm de diagonale). Il pèse presque 25 kg.

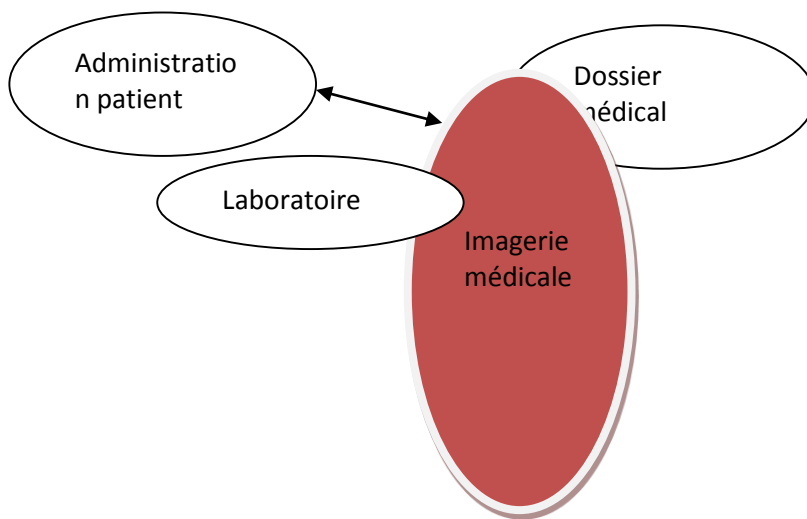
## Chapitre 2 : L'informatique biomédicale

Domaine scientifique qui traite de l'information biomédicale, données et connaissances, de son stockage, de sa recherche et de son utilisation optimale pour la résolution de problèmes et la prise de décisions.

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>1</sup>. On en conclut que la production quotidienne 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.

Le but de DICOM est le suivant de faire le lien avec plein de domaine médicales, médecins, d'appareils différentes.



---

<sup>1</sup> Picture Archiving and Communication System ou en français: Système d'archivage et de transmission d'images.

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

## Chapitre 3 : Quelques notions de base du traitement de l'image

Pour créer une image, nous utilisons différents sources et lois physiques spécifiques à chaque type d'images que nous souhaitons obtenir.

Je vous résume par ce schéma de la figure 1. Il existe beaucoup d'autres sources comme acoustique, l'électronique, ultrason,....

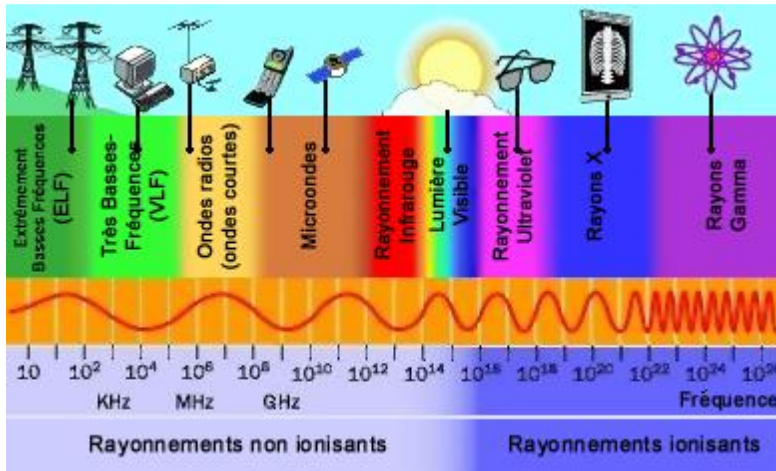


Figure 1: spectre de fréquence

### + L'imagerie par rayons gamma

Utilisée principalement en :

- Médecine nucléaire : détecter les phénomènes métaboliques, fonctionnels, etc.
- Astronomie : mesure de la force des radiations (explosion d'étoile)

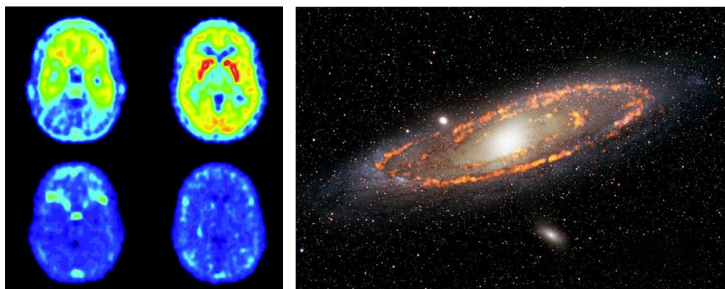


Figure 2: à gauche : médecine nucléaire et à droite astronomie

### + L'imagerie par rayons X

La source du spectre électromagnétique utilisée depuis le plus longtemps.

Les rayons pénétrant la "matière molle".

Utilisée principalement en :

- Médecine : par exemple, pour localiser les pathologies (infections, tumeurs) -> radiographie, angiographie, scanner (CT).
- Industrie, astronomie

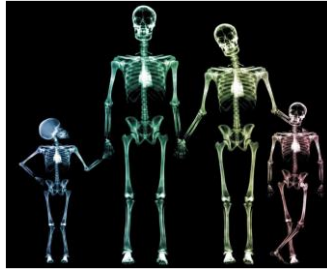


Figure 3 : image en rayon X

#### + L'imagerie ultra-violet

L'ultra-violet n'est pas visible.

Utilisée principalement en :

- Microscopie : différentes fluorescences pour mettre en valeur différentes zones d'une même image.
- Astronomie, lithographie, biologie, ...

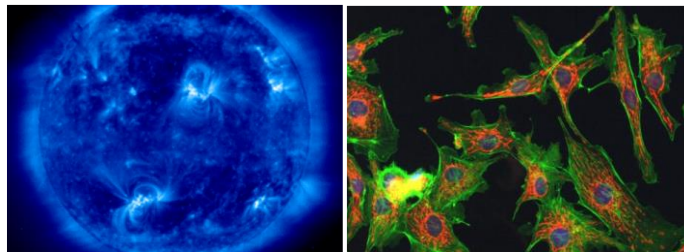


Figure 4: à gauche astronomie et à droite microscopie

#### + L'imagerie dans la bande radio

Utilisée principalement en :

- Médecine : IRM (Imagerie par Résonance Magnétique)
- Astronomie, ...

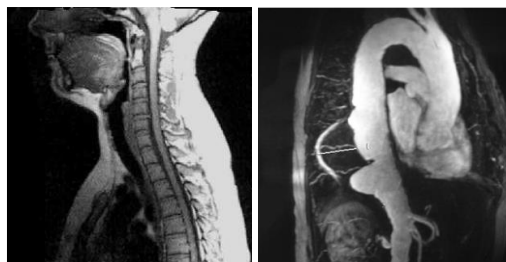


Figure 5: Imagerie par bande en médecine

#### + D'autres modalités d'image

- Imagerie par ultrasons : médecine, géologie
- Microscopes à électrons (EM): biologie, médecine

Après avoir vu quelques types d'images, je vais vous expliquer le cheminement de la création de l'image jusqu'à l'option numériquement de l'image.

La première étape de cette chaîne de traitement est de faire l'acquisition physique de l'image. Cette première étape permet par exemple prendre comme exemple une IRM qui est le support matériel qui permet de créer la chaîne numérique de l'image.

Pour créer une image, il faut que l'appareil d'acquisition fasse une réaction physique qui peuvent être par exemple nucléaire, rayon X, magnétique, .... Par exemple pour notre exemple citée ci-dessus l'IRM, cette appareil réalise une réaction magnétique.

Cette réaction produit des signaux qui sont analysés informatiquement (numériquement) pour créer les pixels (l'unité plus petite pour une image).

Pour améliorer cette image, il est appelée dans la communauté scientifique le traitement de l'image.

Je vais vous citer une chaîne de traitement qui peuvent être utiliser :

- **Acquisition d'images** : pour disposer d'une image sous forme numérique
  - échantillonnage, quantification
- **Amélioration d'images** : amélioration de l'aspect des images, selon un point de vue subjectif, ou selon des critères mesurables
  - débruitage, filtrage
- **Restauration d'images** : amélioration d'images au sens objectif, considération de modèles mathématiques de dégradation
- **Segmentation d'images** : division de l'image en parties ou zones caractéristiques
  - détection de contours, partitionnement
- **Compression d'images** : réduction de la quantité d'informations nécessaires pour représenter une image
  - codage, transmission
- **Représentation et description d'images** : transformation de l'image en un ensemble de "concepts" utilisables par l'ordinateur pour des algorithmes plus évolués
  - détection de caractéristiques, modèles (graphes, ...)
- **Reconnaissance** : association d'une étiquette à un objet à partir de ses descripteurs
- **Indexation d'images** : tri d'images selon un ensemble de descripteurs
  - fouille dans les bases d'images

Je vais me poser la question suivante : **Qu'est-ce qu'une image ?**

Une image est un ensemble d'enchaînement de pixel en gros de niveau de gris dans un pavage par exemple carré.

On appelle cette représentation la vision discrète.



Figure 6 : la vision discrète

Voici maintenant quelques notions et définitions classiques :

- Une image est représentée :
  - par une fonction continue  $f(x, y), x, y \in \mathbb{R}$ ;
  - par une fonction numérique  $f(i, j)$  (ou  $f(n, m)$ ),  $i, j \in \mathbb{N}$  ( $n, m \in \mathbb{N}$  et  $f \in \mathbb{N}^+$ , après numérisation).
- Image analogique -> image numérique : numérisation en deux étapes :
  1. Échantillonnage spatial : discrétisation des coordonnées de l'image réelle;
  2. Quantification des luminances : discrétisation des intensités de l'image réelle.
- Une image numérique est composée d'un ensemble fini d'éléments appelés picture element ou pixel (voxel en 3D).

Après échantillonnage spatial : la notation est la suivante

- N le nombre de lignes de l'image;
- M le nombre de colonnes de l'image;
- (i,j) les coordonnées spatiales d'un élément de l'image (ligne i, colonne j);
- $f_j(i)$ , ou encore  $f(i)$ , la ligne i;
- $f_i(j)$  ou encore  $f(j)$ , la colonne j.

Après quantification : la notation devient alors

- $f(i, j)$  l'amplitude du pixel (i,j);
- k (ou f) le niveau de gris;
- m le nombre de bits sur lesquels est codée la valeur d'un niveau de gris;
- L la dynamique de l'image, soit l'étendue des valeurs qu'un pixel peut prendre.  
 $L = 2^m$ , donc  $k \in [0, \dots, 2^m - 1]$

### **Les types d'images numériques :**

Reprenons la notation ci-dessus, alors

- $m = 1, k \in \{0,1\}$  : image **binaire**
- $m = 8, k \in [0, \dots, 255]$  : image en **niveaux de gris**
  - par convention : noir = 0 et blanc = 255
- $m = 24, k \in [0, \dots, 16777215]$  : image en **couleurs** (3 octets)

### **Formats d'images numériques**

Ils existent actuellement différentes formes d'images par exemple les données brutes comme *raw data*, les standards universels comme le gif, bitmap, tiff, ppm, eps,.... ; les standards médicaux comme le DICOM ; et les standards propriétaires comme Philips, Siemens....

Je finis ce chapitre par quelques exemples d'images numériques :

- **Image 2D : objet représenté par un tableau bidimensionnel de surfaces élémentaires (pixels)**
- **Séquence vidéo (2D) : scène dynamique présentant des objets 2D en mouvement**

- **Image volumique** : objet représenté par un tableau tridimensionnel de volumes élémentaires (voxels)
- **Séquences volumiques** : scène dynamique présentant des objets 3D en mouvements

## Chapitre 4 : Le standard DICOM

### I) Définitions :

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 professionnelle (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 et 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>2</sup>. On en conclut que la production quotidienne 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

---

<sup>2</sup> Picture Archiving and Communication System ou en français: Système d'archivage et de transmission d'images.

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



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.

## 2) La structure des documents de cette norme :

DICOM est un standard très complexe, voici la normalisation (figure 7). 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.

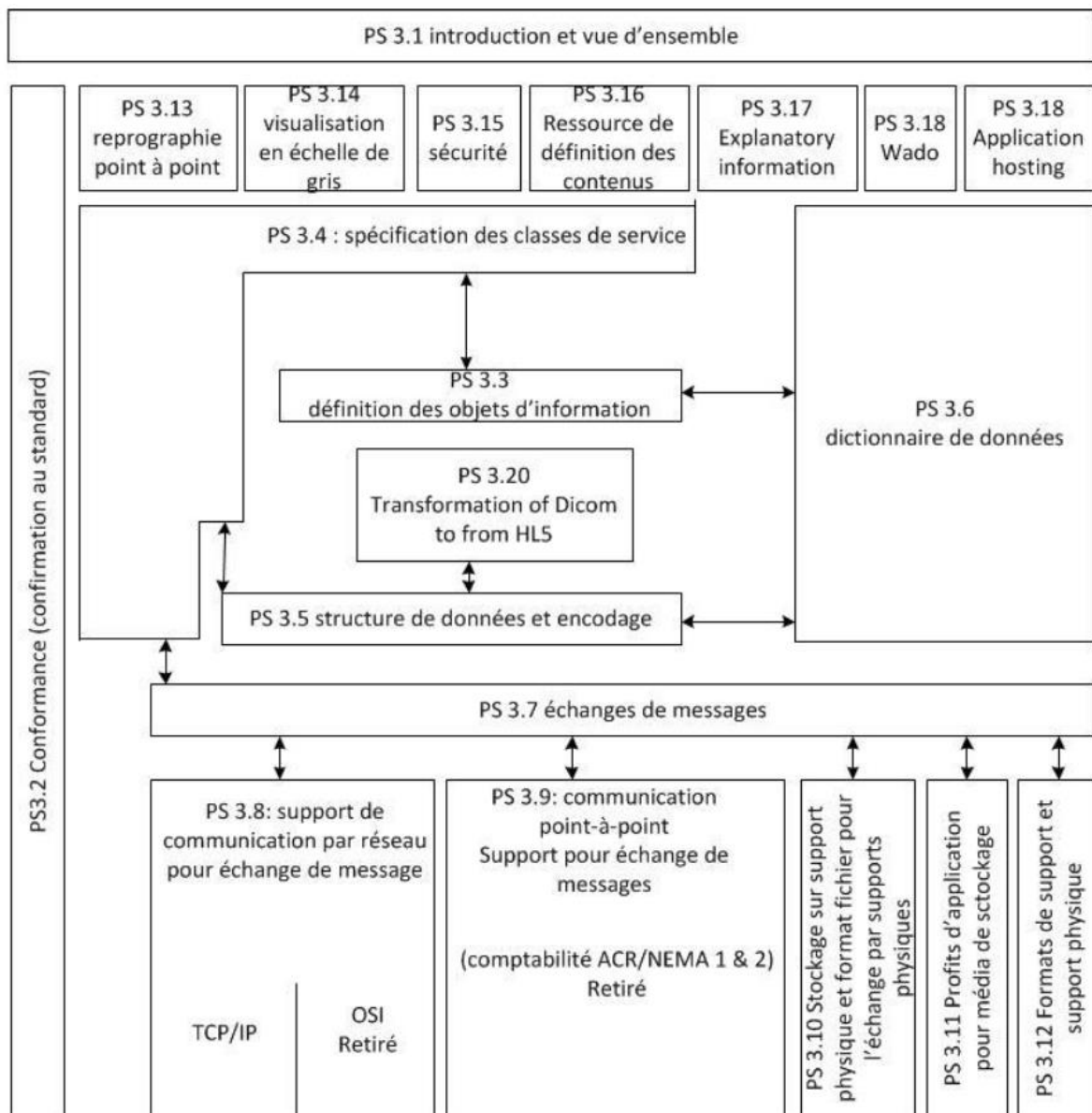


Figure 7: Schéma du standard DICOM3.0 en 2014

## 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.

3) Les comités de travaux de DICOM

<b>No</b>	<b>Name</b>	<b>Works item</b>
WG-01	Cardiac and Vascular information	Develops standard for interchange of digital cardiovascular images, physiologic waveforms and core clinical information
WG-02	Projection Radiography and Angiography	Develops and maintains objects in the domains of 2D and 3D X-Ray imaging
WG-03	Nuclear Medicine	Develops standards for nuclear medicine and PET images
WG-04	Compression	Tracks progress of JPEG2000 image compression standard, prepares a work item for 3D image compression
WG-05	Exchange Media	Develops a standard for interchange media(DVD, UDF file format)
WG-06	Base Standard	Maintains the overall consistency of the DICOM Standard
WG-07	Radiotherapy	Develops and maintains radiotherapy information objects of the DICOM Standard
WG-08	Structured Reporting	Maintains and develops the DICOM Structured Reporting (SR) specification and collaborates with DICOM workgroups in development of codes and controlled terminology and templates for biomedical imaging applications.
WG-09	Ophthalmology	Develops a work flow of eye-care environments and addresses all the issues related to imaging applications
WG-10	Strategie Advisory	Considers the issues and opportunities related to the strategie evolution of DICOM Standard
WG-11	Display Function Standard	Develops services related to display and presentation of images
WG-12	Ultrasound	Develops DICOM Standard to meet the needs of the Ultrasound and echocardiography specialities, provides support for the 3D ultrasound image acquisition and processing
WG-13	Visible Light	Adopts DICOM Standard for still and motion Visible Light color or monochrome images
WG-14	Security	Develops extensions for secure information exchange
WG-15	Digital Mammography and CAD	Develops support for breast imaging and Computer-Aided Detection (CAD)
WG-16	Magnetic Resonance	Develops a new MR object with more descriptive attributes
WG-17	3D	Extends the DICOM Standard for handling 3D and other multidimensional data sets that are not specific only to certain modality
WG-18	Clinical Trials and Education	Extends the DICOM Standard to support clinical trials and research using medical images
WG-19	Dermatologie Standards	Provides support for cutaneous imaging

WG-20	Integration of Imaging and Information Systems	Develops DICOM and Health Level (HL7) standards for image-related information where the consistent use of both standards is of prime concern
WG-21	Computed Tomography	Develops and extends CT image objects to support technological and clinical advances in CT
WG-22	Dentistry	Addresses the issues related to imaging and reporting of image-based studies in dental and maxillofacial applications
WG-23	Application Hosting	Develops specification for interfaces between hosted application system and a DICOM host system
WG-24	Surgery	Develops DICOM objects and services for Image Guided Surgery (IGS)
WG-25	Veterinary Medicine	Develops attributes to support identification and description of veterinary patients
WG-26	Pathology	Extends DICOM Standard to support Pathology images (cytopathology, surgical pathology, clinical pathology and autopsy pathology studies)
WG-27	Web Technology for DICOM	

## Chapitre 5 : Les bases des métadonnées

On sait que la structure DICOM est un fichier XML avec les pixels des images à l'intérieur.  
Je vais vous présenter les principaux éléments pour comprendre ces métadonnées de DICOM.

### 1) Bases

- **L'entête DICOM** : Un fichier DICOM est toujours construit comme suivant un header (un entête) et un data set. Le header (entête) est toujours de 128 octets avec 0x0000 et suivie de son préfixe 'DICM' de 4 octets. (figure 8)

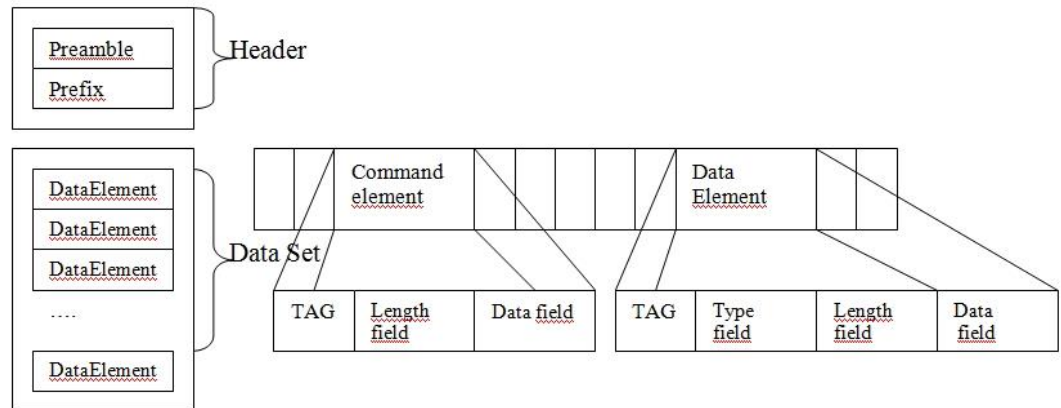


Figure 8: la structure des métadonnées

- **La structure des datasets**

Data Set est construit de différents « data element ». Ces « data element » sont construits comme sur la figure 8.

- **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'. À 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 (partie 6 du standard 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 valeur representation (VR) peut-être un integer(un entier), real(un réel), string(une chaîne de caractère) et text(un texte). Certain autres spécifiques par exemple : la date, time(heure), name(nom).

- **Length field :**

La valeur 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 (figure 9).

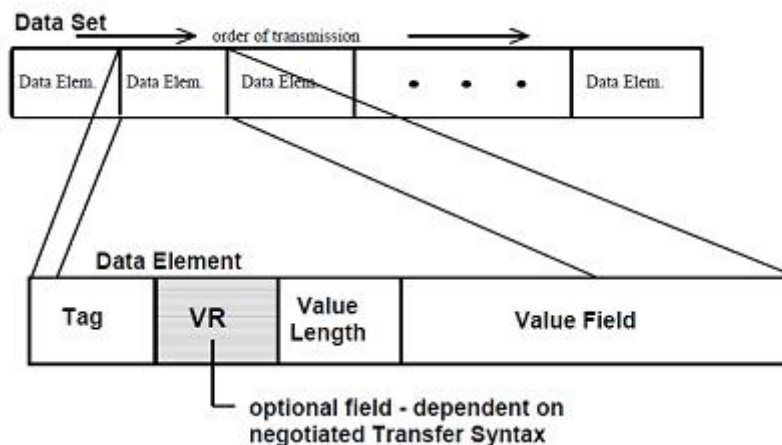
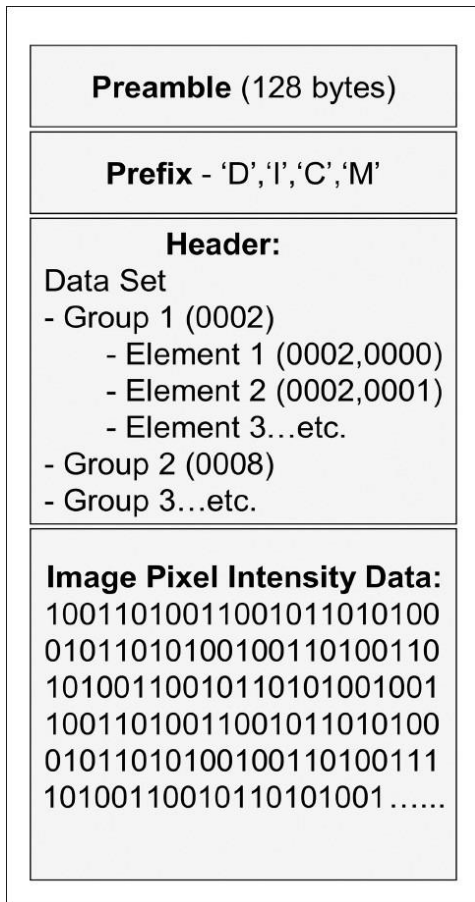


Figure 9: structure d'un data element

*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 des métadonnées



Je rappelle ces données suivantes :

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

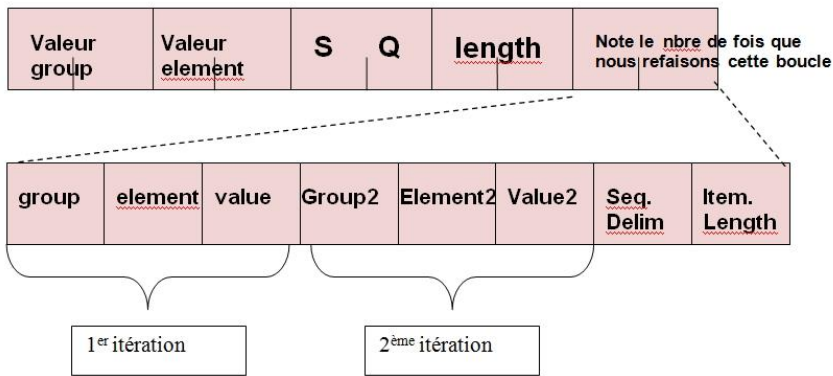
VR : (Value Representation) donne le type d'encodage des valeurs (du champ value).

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

### 2) La spécification de VR = SQ

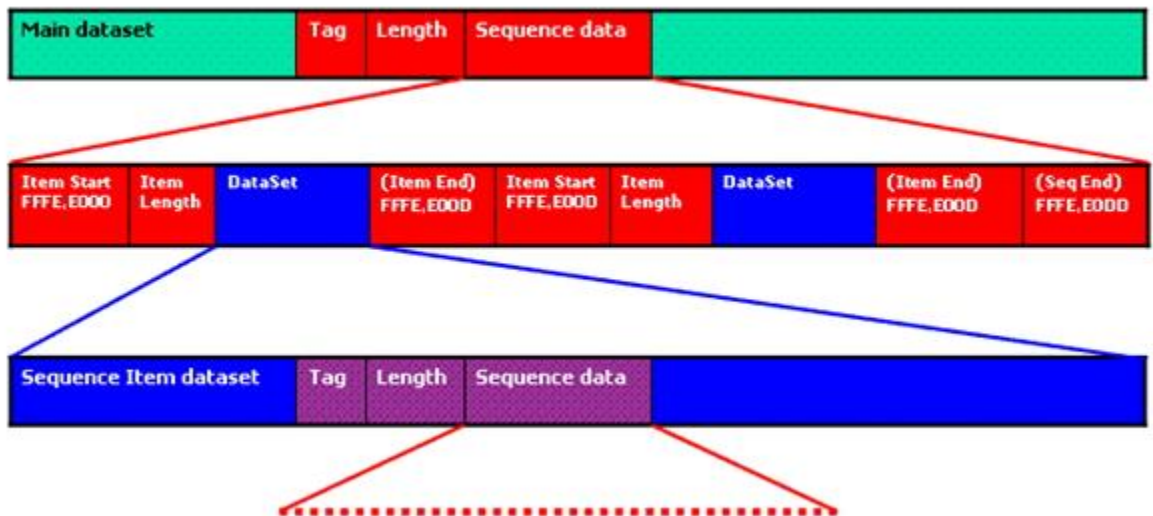
Il existe quelque spécificité pour le cas VR = SQ ou (sont explicites OB, OF, OW, UN, UT ne fait pas partie de cette exemple) ce qui signifie qu'il aura un item (donc une boucle dans le value Field).





Autre

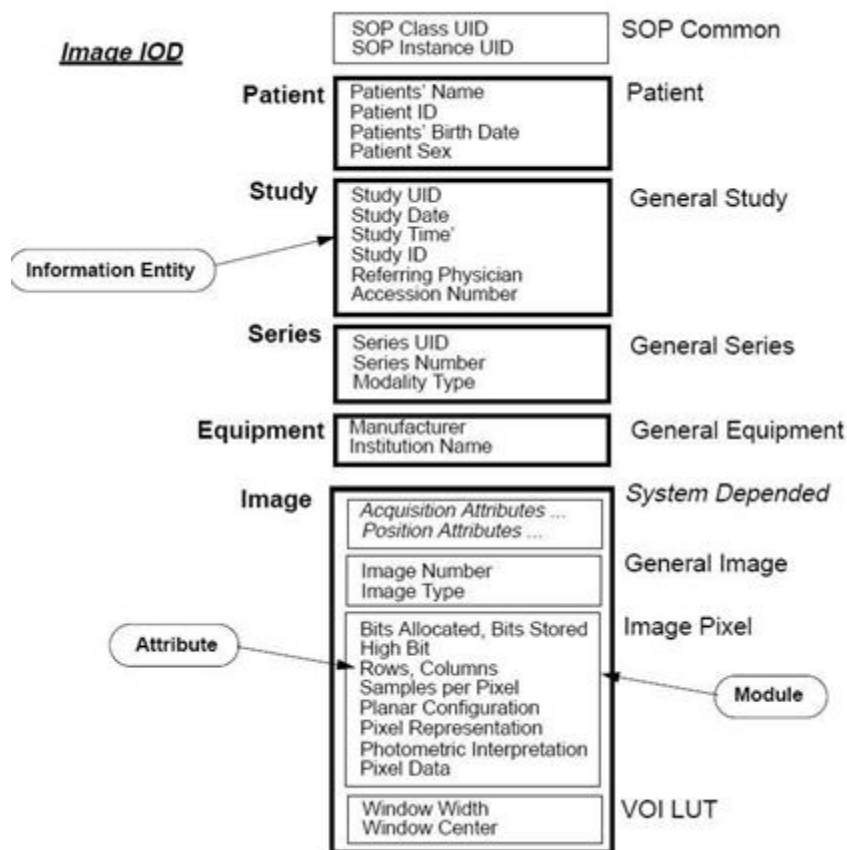
représentation :



### 3) 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...).



#### 4) Tableaux des familles des Tags

Tag Number	Tag Name
(0000,xxxx)	Command elements et utilisées pour la gestion d'envoi des fichiers
(0002,xxxx)	Ce sont les tags du meta group et ne sont jamais envoyés sur le réseau
(0004,xxxx)	DicomDir
(0008,xxxx)	Identifying tags
(0010,xxxx)	Patient info tags
(0012,xxxx)	Clinical Trial
(0018,xxxx)	Acquisition des propriétés des tags ou partie du corps examiné dans étude.
(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 ou 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, referencedImage
(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)	Shaded 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

## 5) Value Representation (VR)

*Définition :*

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

VR name	Définition	Détails
<p><b>AE :</b> Application Entity</p>	<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, voire 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 de (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>

CS : Code String	Un caractère ou espace non-significatif.	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Caractère minuscule « 0 »-« 9 », caractère espace et underscore « _ »</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>16 octets maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
DA : Date	<p><b>Chaîne de caractères relatives à une date</b></p> <p>Une chaîne de caractères au format aaaammjj(yyymmdd), 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 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><b>Character Repertoire</b></p> <p>0" - "9", "+", "-", "E", "e", "." <b>Longueur :</b></p> <p>16 octets fixe</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
<b>DT :</b> Date Time	<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.</p> <p>L'année, le mois, et le jour appartient au calendrier Grégorien.</p> <p>Minuit doit-être représenté par un simple "0000" puisque "2400" ne se trouve plus dans l'intervalle. 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.</p> <p>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).</p> <p>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> <ol style="list-style-type: none"> <li>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.</li> <li>2. Le RFC 2822 utilise le -0000 comme un offset pour l'indice de l'heure locale est non autorisé.</li> <li>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</li> <li>4. Le second composant doit avoir une valeur de 60.</li> </ol>	
<p><b>FL</b> : Floating Point Single</p>	<p>Simple binaire float du nombre de point représenté en 32 bits float Point Number Format.</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>INT</p>
<p><b>FD</b> : Floating Point Double</p>	<p>Précision double binaire d'un nombre de point représenté en 64 bits float Point Number Format.</p>	<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>
<p><b>IS</b> : Integer String</p>	<p>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 peut être rembourré avec de grands et /ou les espaces de fin.</p> <p>L'entier, n, est représenté dans la gamme:</p> <p><math>-2^{31} \leq n \leq (2^{31} - 1)</math></p>	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>"0"- "9", "+", "-"</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>12 octets fixe</p>

		<b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>LO :</b> Long String	Une chaîne de caractères qui peut être complétée 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).	La spécification de l'ISO est donnée dans le tag (0008,0005). Ce tag a pour spécification suivante "Specific Character Set" <b>Character Repertoire</b> 64 chars <b>Longueur :</b> 64 chars maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>LT :</b> Long Text	Chaîne de caractères longs relatifs à un ou plusieurs paragraphes.  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 peuvent 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 (Default Character Repertoire) et / ou tel que défini par (0008,0005)	La spécification de l'ISO est donnée dans le tag (0008,0005). Ce tag a pour spécification suivante "Specific Character Set" <b>Character Repertoire</b> 10240 chars <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	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b>



	d'octets est rembourrée avec une seule valeur de fuite octet NULL (00H) lorsque cela est nécessaire pour atteindre même longueur.	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 <sup>32</sup> -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: Structures de données et d'encodage).	<b>Character Repertoire</b> Non applicable <b>Longueur :</b> Voir la définition de la Syntaxe de Transfert <b>IDL Data Type :</b> INT
<b>PN</b> : Person Name	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	<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>

	<p>"^" (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 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 Roverst 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>  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.  2. Dans l'usage américain et européen typique de la première occurrence de «prénom » représenterait le "prénom".  Le "prénom"(middle name) appareil est conservé à des fins de compatibilité avec les normes existantes.</p>	<p>64 chars maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>STRING</p>
--	--	---

	3. Le présent "Degree" composante dans la norme ASTM E-1238-1291 est absorbé par le « suffixe » composant.	
<b>SH</b> : Short String	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. Répertoire de caractères par défaut et / ou tel que défini par (0008,0005).	<b>Character Repertoire</b> 16 chars <b>Longueur :</b> 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:	<b>Character Repertoire</b> Non applicable

	$-2^{15} \leq n \leq (2^{15} - 1)$	<b>Longueur :</b> 2 octets fixe <b>IDL Data Type :</b> INT
<b>ST :</b> Short Text	<b>Chaine de caractères qui peut contenir un ou plus de paragraphes.</b> 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 peuvent 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).	<b>Character Repertoire</b> 1024 chars <b>Longueur :</b> 1024 chars maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING
<b>TM :</b> Time	Une chaîne de caractères de format hhmmss.frac, où hh contient l'heure (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.  <i>Exemple :</i> 1. "070907.0705" représente à un temps décomposé 7 heures 9 minutes et 7,0705 secondes 2. "1010" représente un temps de 10 heures et 10 minutes	<b>Character Repertoire</b> "0" - "9", "." <b>Longueur :</b> 16 octets maximum <b>IDL Data Type :</b> STRING

	<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 Identier (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>	

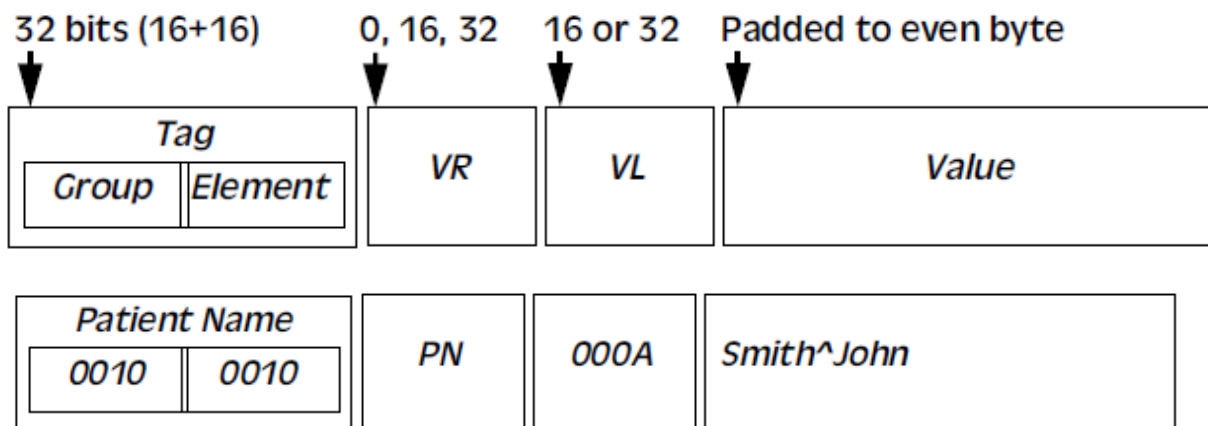
	<p>N entier représente dans l'intervalle:</p> $0 \leq n < 2^{16}$	<p><b>Character Repertoire</b></p> <p>Non applicable</p> <p><b>Longueur :</b></p> <p>2 octets maximum</p> <p><b>IDL Data Type :</b></p> <p>UINT</p>
<p><b>UT :</b> Unlimited Text</p>	<p><b>Chaîne de caractères relatifs à un ou plusieurs 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>

## 6) Le système d'encodage

Prenons maintenant un exemple pour comprendre l'encodage des métadonnées dans DICOM :

Tag	Value Length	Value
2 octets balises groupe	2 octets balise élément	4 octets pour code la longueur L du champ suivant
10 00	10 00	0A 00 00 00
Information sur le patient	Information sera le nom du patient	Indique la longueur du champ suivant en nombre d'octets. Ici L =10 octets réservés dans le champ Value
		Information (sur L=10 octets) écrit ici en hexadécimal.
		53 45 52 4B 41 4E 53 45 44 41
		S E R K A N S E D A

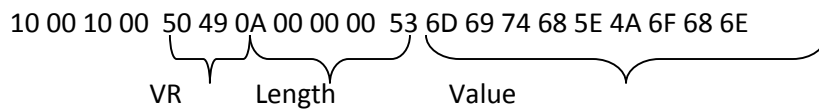
Autre exemple complet:



PN est Person Name, 000A est en base de 16 vers une base de 10 (10) ce qui signifie qu'il aura 10 caractères dans value.

VR, Value est codé en ASCII de base 16.

Voici la solution :



## Chapitre 6 : UID

### 1) Explications :

Le IOD (Information Object Definition) spécifie une liste d'éléments de données caractérisant:

- Le contexte général d'obtention de l'image (information essentielles sur le patient, l'examen, la série);
- Les paramètres d'acquisition (notamment paramètres physiques d'acquisition, algorithmes de reconstruction, etc.);
- Les caractéristiques de l'image (taille de l'image, résolution, etc. );
- Les données pixels;

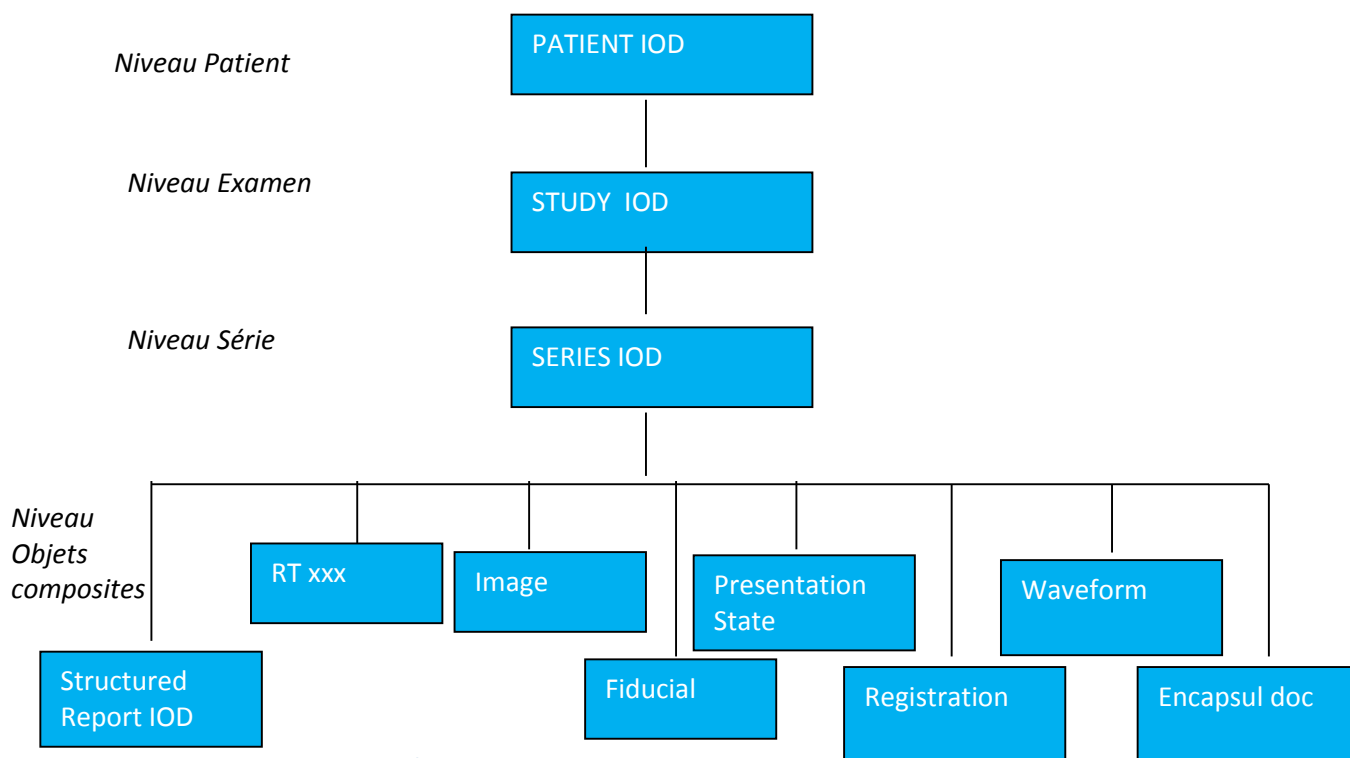
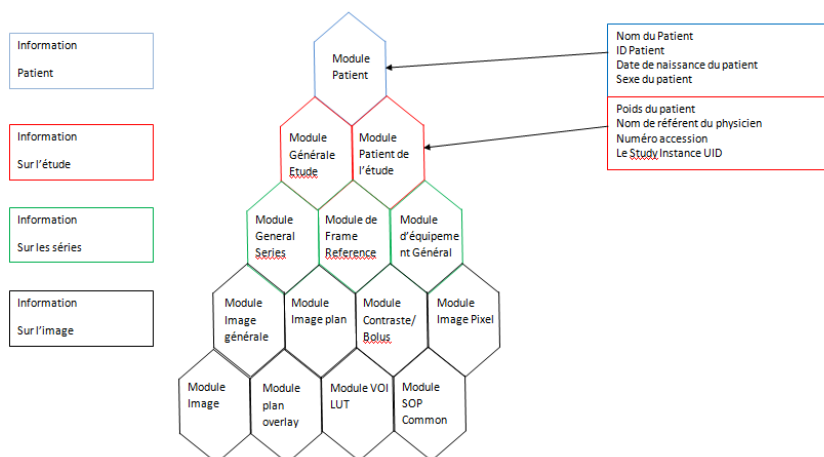


Figure 10 : Structure IOD dans DICOM

Autres représentation,





## 2) Composite IOD

Un composite IOD est une définition d'objet d'information.

Lorsqu'une instance d'un IOD composite est transmise à la machine (IRM, scanner,...), c'est donc tout le contexte qui est échangé entre les entités d'application. Les relations entre les instances d'IOD composites peuvent être acheminées avec ces informations contextuelles.

*Quelques exemples d'IOD :*

« Computed Radiography Image IOD » : Image de radiographie numérisée (systèmes à plaques électroluminescentes) ;

- computed tomography image IOD : image de scanner X ;
- magnetic resonance image IOD : image d'IRM ;
- nuclear medicine image IOD : image de médecine nucléaire ;
- ultrasound image IOD : image ultrason (échographie) ;
- ultrasound multi-frame image IOD : séquence d'images ultrasons animées ;
- secondary capture image IOD : image de capture secondaire (permet de représenter n'importe quelle image numérique sous la forme d'un objet image DICOM) ;
- autres : curves, overlays, LUT, etc.

DICOM a introduit, depuis cette date, de très nombreux nouveaux objets composites :

- X-ray angiographic image IOD : image d'angiographie ;
- X-ray RF image IOD : image de radiofluoroscopie ;

plusieurs objets dédiés à la radiothérapie ;

- PET image IOD : image de tomographie par émission de positons ;
- plusieurs objets dédiés à l'imagerie en lumière visible (endoscopie, microscopie, etc.) ;
- greyscale softcopy presentation state IOD : dédié à la présentation des images (fenêtrage, zoom, annotations, etc.) ;
- plusieurs objets dédiés aux signaux physiologiques ou waveforms (voix, électrocardiogramme, etc.) ;
- plusieurs objets liés aux comptes rendus structurés: « DICOM SR IOD » ;
- plusieurs objets enhanced MR IOD, permettant de gérer les nouvelles séquences IRM volumiques, l'IRM fonctionnelle, la spectroscopie.

## 3) Normalized IOD

Un normalized IOD est une définition d'objet d'information qui représente généralement une seule entité du modèle DICOM. Dans DICOM, la stricte définition des « définitions d'objets normalisés » n'a pas été appliquée. L'application de définitions strictes pourrait avoir pour conséquence une complexité inutile et réduirait les performances des implantations pour plusieurs applications.

Lorsqu'une instance d'un IOD normalisé est transmise, le contexte de cette instance n'est effectivement pas échangé. À la place, le contexte est fourni par l'utilisation d'identificateurs uniques des instances des IOD normalisés reliés.

De la même manière, voici quelques exemples d'objets normalisés:

- patient IOD : objet d'information caractérisant le patient et contenant, entre autres, son identité ;
- visit IOD : décrit la notion de visite du patient (important en médecine nucléaire où un examen peut s'étaler sur plusieurs jours, donc plusieurs visites) ;
- study IOD : permet de décrire les caractéristiques de l'étude ;

- study component IOD : permet de décrire plusieurs composantes pour des études plus complexes ;
- results IOD et interpretation IOD : ces objets correspondent à une première tentative pour standardiser les comptes rendus. Ils n'ont guère été utilisés et sont aujourd'hui supplantés par les comptes rendus structurés (DICOM SR) qui sont des objets composites et sur lesquels nous reviendrons en détail ;
- plusieurs objets pour l'impression DICOM à savoir : basic film session IOD, basic film box IOD, basic image box IOD, etc.

#### 4) Les principaux SOP

La notion SOP signifie Service Object Pair.

SOP Class UID	Identifie le type de Service auquel est destinée l'image : <ul style="list-style-type: none"> <li>• Storage Service Class</li> <li>• Query/Retrieve Service Class</li> </ul>
Study instance UID	Identifie un examen entier, en temps et lieu
Series instance UID	Identifie une série d'image au sein de l'examen
SOP Instance UID ou image UID	Identifie l'image associée au fichier

#### 5) Les SOP importants

- Verification Service Class:

SOP Class Nom	SOP Class UID
Verification	1.2.840.10008.1.1

- Storage Service Class  
Tag: (0002,0002) Media Storage SOP Class UID

SOP Class Nom	SOP Class UID
CR Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1
CT Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
US Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.6
US Multi-frame Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.3
MR Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.4
NM Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.5
SC Image Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.7
Standalone Overlay Storage	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.8

- Transfer Syntax UID  
Tag: (0002, 0010)

SOP Class Nom	SOP Class UID
Implicit VR Little Endian	1.2.840.10008.1.2
Explicit VR Little Endian	1.2.840.10008.1.2.1
Explicit VR Big Endian	1.2.840.10008.1.2.2

## 6) Les UUIDs

Le standard Dicom a adopté l'ISO en utilisant Unique IDentifiers (UID). L'UID de DICOM est le suivant : 1.2.840.10008

Il y a quatre attributs obligatoires pour UID dans les métadonnées de l'image DICOM (cf au paragraphe 4).

Nous allons effectuer cette explication en utilisant un exemple :

1.2.840.10008.1.2.1 du tag (0002,0010) qui Transfert Syntax UID.

- '1' identifie l'ISO (International Organization for Standardization).
- '2' est le ISO membre de corps,
- '840' spécifie le code pays
- '10008' est un registre de AINSI à NEMA pour DICOM

DICOM appelle un "UID": est référé pour l'ISO OSI monde comme un Object Identifier (OID). L'ensemble des UID sont écrits dans la partie 6 annexe A.

OID est une identification pour nom un object Structurally, un OID consists d'un bruit dans une hierarchically-assigned namespace, former définit utilisant le ITU-Ts ASN 1 Standard.

Les UUIDs doivent construire du préfixe de registre ou entreprise de l'appareil médicale ou site. Par exemple une information CT doit être avoir UID de 1.2.840.123456.2.999999.940623.170717 d'où 123456 est vendor registered et la modalité générée un unique suffixe basée sur un unique suffixe pour le device number, patient hospital id, date and time, à qui n'a pas de signification de chaque créateur de suffixe.

Chaque entreprise d'implémentation DICOM nécessite une racine UID à qui commence sa générer leur propriété UUIDs.

Par exemple :

Le 1 correspond au pays racine, à qui est rajouté différent nombre de registre.

Si nous prenons exemple suivant "2.16.840.1.113662" comme la racine. Nous savons que GE(Général Electric) utilise "2.16.840.1.113662". "840" est le pays des états unis.

7) Les UIDS utilisés dans DICOM :

008.1.2	Implicit VR Little Endian: Default Transfer Syntax for DICOM
1.2.840.10008.1.2.1	Explicit VR Little Endian
1.2.840.10008.1.2.1.99	Deflated Explicit VR Little Endian
1.2.840.10008.1.2.2	Explicit VR Big Endian
1.2.840.10008.1.2.4.50	JPEG Baseline (Process 1): Default Transfer Syntax for Lossy JPEG 8 Bit Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.51	JPEG Extended (Process 2 & 4): Default Transfer Syntax for Lossy JPEG 12 Bit Image Compression (Process 4 only)
1.2.840.10008.1.2.4.52	JPEG Extended (Process 3 & 5) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.53	JPEG Spectral Selection, Non-Hierarchical (Process 6 & 8) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.54	JPEG Spectral Selection, Non-Hierarchical (Process 7 & 9) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.55	JPEG Full Progression, Non-Hierarchical (Process 10 & 12) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.56	JPEG Full Progression, Non-Hierarchical (Process 11 & 13) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.57	JPEG Lossless, Non-Hierarchical (Process 14)
1.2.840.10008.1.2.4.58	JPEG Lossless, Non-Hierarchical (Process 15) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.59	JPEG Extended, Hierarchical (Process 16 & 18) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.60	JPEG Extended, Hierarchical (Process 17 & 19) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.61	JPEG Spectral Selection, Hierarchical (Process 20 & 22) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.62	JPEG Spectral Selection, Hierarchical (Process 21 & 23) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.63	JPEG Full Progression, Hierarchical (Process 24 & 26) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.64	JPEG Full Progression, Hierarchical (Process 25 & 27) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.65	JPEG Lossless, Hierarchical (Process 28) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.66	JPEG Lossless, Hierarchical (Process 29) (Retired)
1.2.840.10008.1.2.4.70	JPEG Lossless, Non-Hierarchical, First-Order Prediction (Process 14 [Selection Value 1]): Default Transfer Syntax for Lossless JPEG Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.80	JPEG-LS Lossless Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.81	JPEG-LS Lossy (Near-Lossless) Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.90	JPEG 2000 Image Compression (Lossless Only)
1.2.840.10008.1.2.4.91	JPEG 2000 Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.100	MPEG2 Main Profile @ Main Level
1.2.840.10008.1.2.5	RLE Lossless

**Compression RLE** (Run Length Encoding): Il s'agit d'un algorithme de codage par plage très simple, utilisé dans le format TIFF 6.0, appelé PackBits. Il faut noter que dans ce cas l'élément de donnée (0028,0006) Planar Configuration prend la valeur color-by-plane, de façon à

maximiser la taille des plages uniformes. La syntaxe de transfert correspondante porte l'identificateur unique 1.2.840.10008.1.2.5. Elle peut être utilisée aussi bien pour des images simples ou des images multi-frame.

**Compression d'image MPEG2** : le standard MPEG 2 (ISO/IEC 13818-2) a été développé par l'ISO pour la compression d'image vidéo ou animées et le signal sonore éventuellement associé. La référence à ce standard s'appuie sur une syntaxe de transfert unique, qui porte l'identificateur 1.2.840.10008.1.2.4.100. Elle référence l'option MPEG MP@ML s'appuie sur un codage de source en 4 :2 :0 réduisant le débit brut à 162 Mbit/s en entrée de codeur. Le profil principal Main Profile (MP) indique une séquence MPEG composée d'images intra(I), prédictives(P), bidirectionnelles(B) et le niveau principal Main Level (ML) une définition d'image égale à celle de la télévision standard. Le débit en sortie de codeur n'est pas fixé par la norme, débits entre 1,5 et 15Mbit/s.

## Chapitre 7 : Le TAG Modalité

### Définition

Il existe un tag très spécifique pour savoir si l'image est issue d'un scanner, IRM... On l'appelle la modalité (Modality). On a comme valeur du tag (0008,0060). Le but de cette partie n'est pas de présenter tous les modalités mais que les principaux. Voici le tableau résumé de l'ensemble de modalités existantes dans DICOM 3.

### Tableau

Normalisation	Significations
AS	Angioscopy (retired)
AR	Autorefraction
AU	Audio
BDUS	Bone Dimensiometry(ultrasound)
BI	Biomagnetic imaging
BMD	Bone Densitometry
CD	Color flow Doppler(retired)
CF	Cinefluorography (retired, now in RF)
CP	Culposcopy (retired)
CR	Computed Radiography
CS	Cystoscopy (retired)
CT	Computed Tomography
DD	Duplex Doppler(retired)
DF	Digital fluoroscopy (retired, now in RF)
DG	Diaphanography
DM	Digital microscopy (retired)
DOC	Document
DS	Digital Subtraction Angiography (retired, now in XA)
DX	Digital Radiography
EC	Echocardiography (retired)
ECG	Electrocardiography
EPS	Cardiac Electrophysiology
ES	Endoscopy
FA	Fluorescein angiography (retired)
FID	Fiducials
FS	Fundoscopy (retired)
GM	General Microscopy
HC	Hard Copy

HD	Hemodynamic Waveform
IO	Intra-oral Radiography
IOL	Intraocular Lens Data
IVOCT	Intravascular Optical Coherence Tomography
IVUS	Intravascular Ultrasound
KER	Keratomic
KO	Key Object Selection
LEN	Lensometry
LP	Laparoscopy (retired)
LS	Laser surface scan
MA	Magnetic Resonance angiography (retired)
MG	Mammography
MR	Magnetic Resonance
MS	Magnetic Resonance spectroscopy (retired)
NM	Nuclear Medicine
OAM	Ophthalmic Axial Measurement
OCT	Optical Coherence Tomography
OP	Ophthalmic Photography
OPM	Ophthalmic Mapping
OPR	Ophthalmic Refraction(retired)
OPT	Ophthalmic Tomography
OPV	Ophthalmic Axial Measurements
OT	Other
PLAN	Plan
PR	Presentation State
PT	Positron emission tomography (PET)
PX	Panoramic X-Ray
REG	Registration
RESP	Respiratory Waveform
RF	Radio Fluoroscopy
RG	Radiographic imaging (conventional film/screen)
RTDOSE	Radiotherapy Dose
RTIMAGE	Radiotherapy Image
RTPLAN	Radiotherapy Plan
RTRECORD	RT Treatment Record
RTSTRUCT	Radiotherapy Structure Set
SEG	Segmentation
SM	Slide Microscopy
SMR	Stereometric Relationship

SR	SR Document
ST	Single-photon emission computed tomography (SPECT)(retired)
TG	Thermography
US	Ultrasound
VA	Visual Acuity
VF	Videofluorography (retired, now in RF)
XA	X-Ray Angiography
XC	External-camera Photography

### *Exemples de modalité*

Ils existent différents exemples pour les images médicales :

- **CT Computed Tomography**

C'est l'image issue du scanner. On parle de scanner implique une image faite par rayons X.

La taille de l'image est de 512 x 512 et on obtient de séries d'images. Il est possible de faire la reconstruction volumique (3D) à partir des coupes.

#### Image :

- 0.5 Mo par image (noir et blanc)
- Possibilité de reconstruction 3D en couleur

#### Examen :

- Série de 50 : 25 Mo
- Examen normal : 4 séries
- Images brutes et reconstruction
- 250 Mo

- **MR (Magnetic Resonance)**

C'est l'image issue d'IRM. La taille de l'image est de 512 x 512 ou 256 x 256 et on obtient des séries d'images. Il est possible de faire la reconstruction volumique (3D) à partir des coupes.

#### Image :

- 0.5 Mo par image (noir et blanc)



- Possibilité de reconstruction 3D en couleur

**Examen :**

- Série de 50 : 25 Mo
- Série de 100 : 50 Mo

- **US(Ultrasound)**

C'est l'image issue des échographes. Les images peuvent être fixes ou dynamiques. La résolution est 768 x 576.

Les images sont en niveaux de gris ou en couleur. La couleur est utilisée pour le mode doppler pour identifier les flux.

**Image :**

- 1.5 Mo par image (couleur ou noir et blanc)
- 20 pour une séquence de 10 sec

**Examen :**

- 8 images fixes : 12 Mo
- 8 images fixes et 2 séquences : 50 Mo

- **NM(Nuclear Medicine)**

L'image nucléaire vient de la radioactivité. Les images de médecine sont soit en couleurs. (Fausse couleurs)

On nomme dans cette même famille l'imagerie PET qui permet d'obtenir des coupes et des reconstructions 3D.

La taille des images est 256 x 256 ou 64 x 64.

## Chapitre 8 : Les unités dans les TAGS

Dans les métadonnées, il est possible de mettre des valeurs physiques comme la valeur du champ magnétique de l'IRM...

<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 srie	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

## Chapitre 9 : Les orientations du patient

### 1) Rappel de l'orientation spatiale

L'anatomie évolue dans un espace à 3 dimensions, dans un monde volumétrique, monde qui se repère par rapport aux 3 plans de références:

C'est-à-dire: vertical (x2)/horizontal (x1)

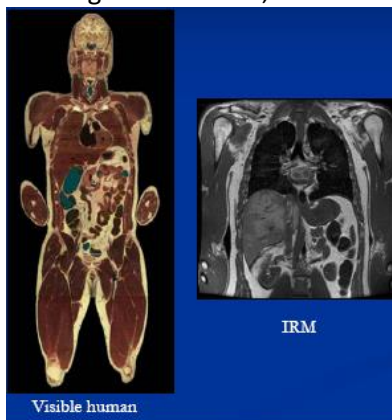
- transversal ou axial
- frontal ou coronal
- sagittal

- **Plan Transversal ou axial**



Vertical de droite à gauche  
Plan parallèle au front  
Plan définissant un espace antérieur (ou ventral), en avant, et un espace postérieur (ou dorsal), en arrière

En imagerie médicale,

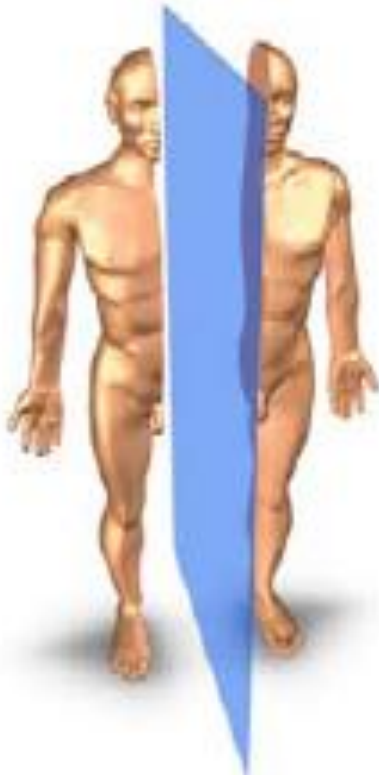


- **Plan frontal ou plan coronal**



Vertical de droite à gauche  
Plan parallèle au front  
Plan définissant un espace antérieur (ou ventral), en avant, et un espace postérieur (ou dorsal), en arrière

- **Plan sagittal :**



Plan vertical d'avant en arrière  
Plan dans l'axe d'une flèche  
Plan définissant:

- sur la ligne médiane (plan sagittal médian), un côté droit est un côté gauche
- d'un côté (plan sagittal paramédian), un espace médial (ou interne), en dedans et un espace latéral (ou externe), en dehors.

## 2) Équipement basique

Quand l'orientation de l'appareil médical et avec la position de la tête du patient. L'axe x est augmenté pour la droite ; l'axe des y est augmenté vers le bas (attraction de la terre –gravité terrestre) ; et l'axe z est défini comme la ligne orthogonal de x et y, avec les valeurs augmentés de la face vers le dos du patient.

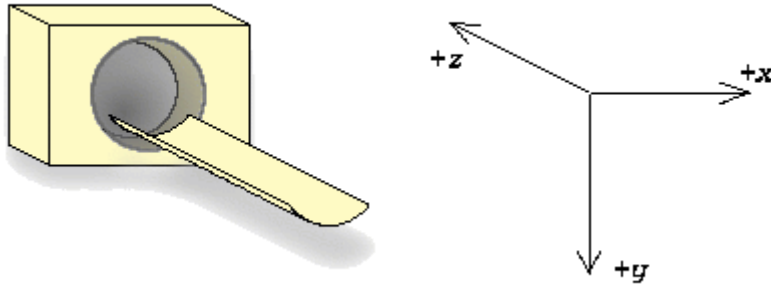


Figure 11: a) vue de l'appareil, b) l'orientation cartésien

## 3) Base du patient

La direction des axes définit l'orientation du patient. L'axe x est augmenté pour la main gauche du patient. L'axe y est augmenté pour le postérieur du patient. L'axe z est augmenté vers la tête du patient.

Nous définissons le système suivant :

X-axis: Right (hand) -> Left (hand)  
Y-axis: Anterior (front) -> Posterior (back)  
Z-axis: Inferior (feet) -> Superior (head)

Nous savons que les colonnes et les lignes sont défini avec la direction cosinus.

La syntaxe DICOM est :

Direction de vecteur ligne \ direction de vectrice colonne

Les abréviations sont les suivant pour l'orientation :

L = towards Left                      R = towards Right  
A = towards Anterior                  P = towards Posterior  
F = towards Feet                        H = towards Head

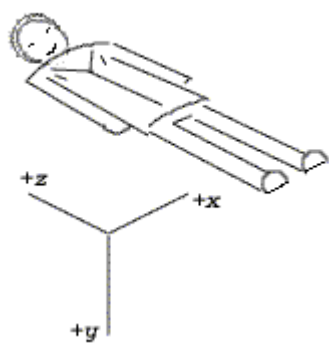


Fig.12 a: **supine head first**

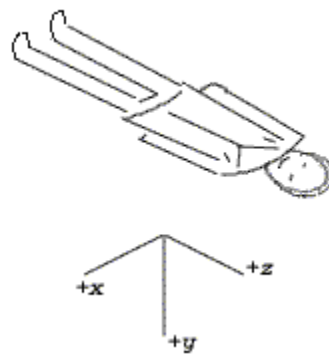


Fig.12 b: **supine feet first**

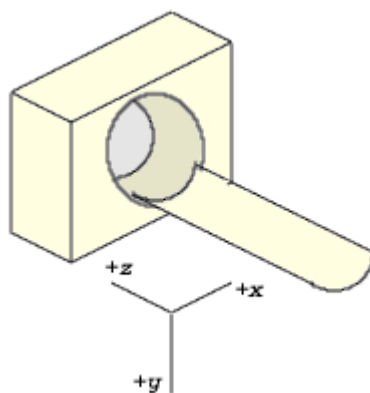


Fig.: Front view of imaging device with equipment based coordinate system

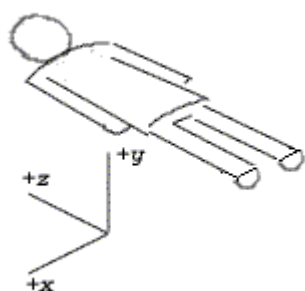


Fig.13a: **prone head first**

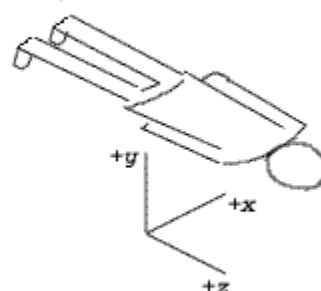


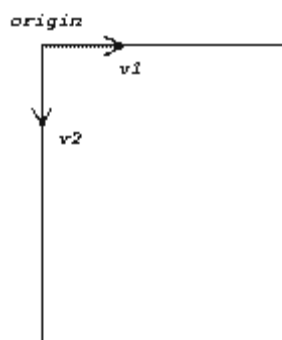
Fig.13b: **prone feet first**

#### 4) L'orientation de l'image

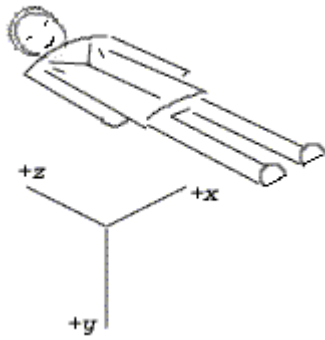
L'origine de l'image (slice) peut être transversale, sagittale, ou coronale. Elles sont toujours dans le coin en haut à gauche où l'image est remplie, pixel par pixel, de gauche à droite (colonnes), de haut vers le bas (rows).

#### 5) Vecteur unité :

Les lignes et colonnes de la matrice image sont représentées comme cela la direction de deux vecteurs selon le patient (le système de coordonnées du patient), la direction cosinus des deux vecteurs selon le patient (système de coordonnées du patient).



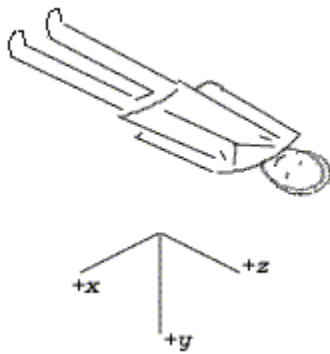
#### 6) Position dans l'espace



1a. supine head first

Transversal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	+1	-0	+0
<b>VCol</b>	+0	+1	-0
Sagittal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	+0	+1	-0
<b>VCol</b>	+0	-0	-1
Coronal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	+1	-0	+0
<b>VCol</b>	+0	-0	-1

Transversal (XY-plane)	Sagittal (YZ-plane)	Coronal (XZ-plane)
Left \ Posterior Slices -> -z (F)	Posterior \ Feet Slices -> -x (R)	Left \ Feet Slices -> -y (A)

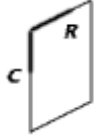
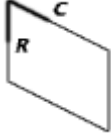



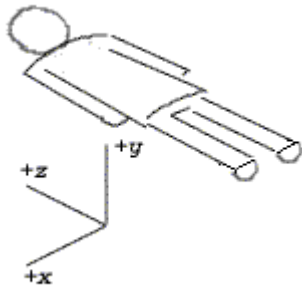
1b. supine feet first

Transversal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	-1	+0	-0
<b>VCol</b>	+0	+1	-0
Sagittal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	+0	+1	-0
<b>VCol</b>	-0	+0	+1
Coronal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	-1	+0	-0
<b>VCol</b>	-0	+0	+1

Transversal (XY-plane)	Sagittal (YZ-plane)	Coronal (XZ-plane)

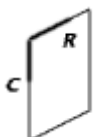
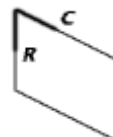



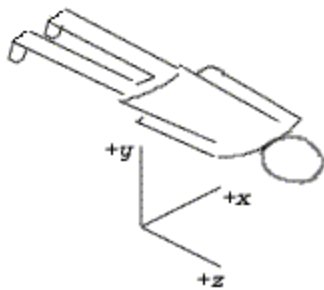
		
<b>Right \ Posterior</b> Slices -> +z (H)	<b>Posterior \ Head</b> Slices -> +x (L)	<b>Right \ Head</b> Slices -> -y (A)



2a. prone head first

Transversal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	-1	+0	-0
<b>VCol</b>	-0	-1	+0
Sagittal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	-0	-1	+0
<b>VCol</b>	+0	-0	-1
Coronal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	-1	+0	-0
<b>VCol</b>	+0	-0	-1

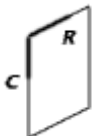


<b>Transversal</b> (XY-plane) 	<b>Sagittal</b> (YZ-plane) 	<b>Coronal</b> (XZ-plane) 
<b>Right \ Anterior</b> Slices -> -z (F)	<b>Anterior \ Feet</b> Slices -> +x (L)	<b>Right \ Feet</b> Slices -> +y (P)



2b. prone feet first

Transversal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	+1	-0	+0
<b>VCol</b>	-0	-1	+0
Sagittal			
	x	y	z
<b>VRow</b>	-0	-1	+0

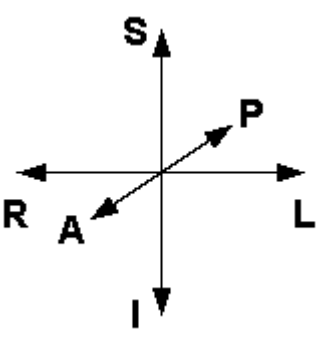

<b>VCol</b>	-0	+	+
	0	0	1
<b>Coronal</b>			
	<b>x</b>	<b>y</b>	<b>z</b>
<b>VRo</b>	+	-0	+
<b>w</b>	1	0	0
<b>VCol</b>	-0	+	+
	0	0	1

<b>Transversal</b> (XY-plane) 	<b>Sagittal</b> (YZ-plane) 	<b>Coronal</b> (XZ-plane) 
<b>Left \ Anterior</b> Slices -> +z (H)	<b>Anterior \ Head</b> Slices -> -x (R)	<b>Left \ Head</b> Slices -> +y (P)

### 7) L'orientation dans une IRM

- Terme de direction de base

Nous définissons l'orientation du patient suivant ce schéma :

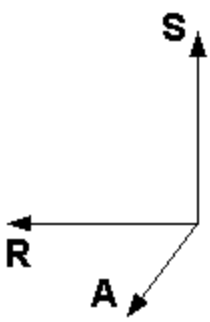
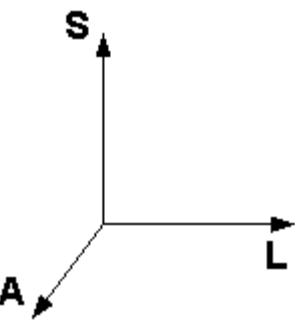
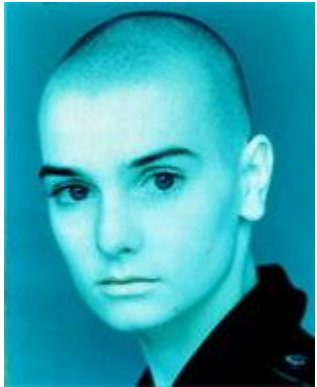
			
Right	Left		Head orientation reference
Anterior	Posterior		
Inferior	Superior		

On note que :

- Up, down, front, back ne sont pas utilisés parce qu'ils sont des termes qui peuvent être confondus avec l'orientation du patient.
- Medial, Lateral : parce que la gauche ou la droite ¼ du cerveau sont presque identiques que l'image, comme :
  - « medial » : vers le milieu de l'axe R-L et « lateral » à l'intérieur du milieu de l'axe R-L.

• **Axes pour les coordonnées Spatiaux**

Nous savons d'après l'atlas du cerveau, qu'il doit être décomposé en trois axes les x, y, et z.  
En pratique dans l'imagerie est défini selon le schéma suivante:

		
<p>"Neurological" convention for axes, aka "RAS"</p>	<p>"Radiological" convention for axes, aka "LAS"</p>	<p>Head orientation reference</p>

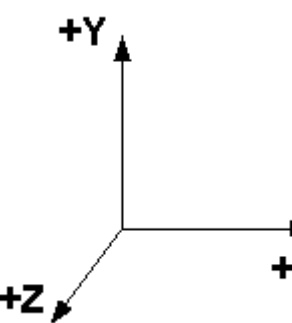
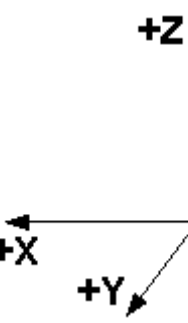
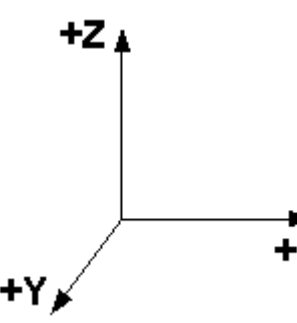
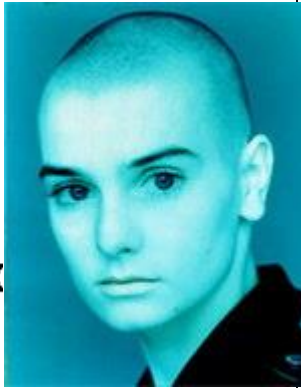
**Quelques que points importants:**

- **Direction et Autres:** Soit par convention les trois axes ne sont pas obligés d'être positive.
- **Right-hand et Left-hand (main droite ou main gauche):** Soit le RAS est de coordonnée right-hand (pouce = R, deuxième doigt = A, milieu des doigts = S), si LAS est un système de coordonné de la main gauche.

**LSA :** Les axes L, A and S doivent fournir les coordonnées du système de la main gauche. Mais, nous pouvons réécrire que X, Y, Z.

• **X, Y, Z pour les Axes Spatiaux**

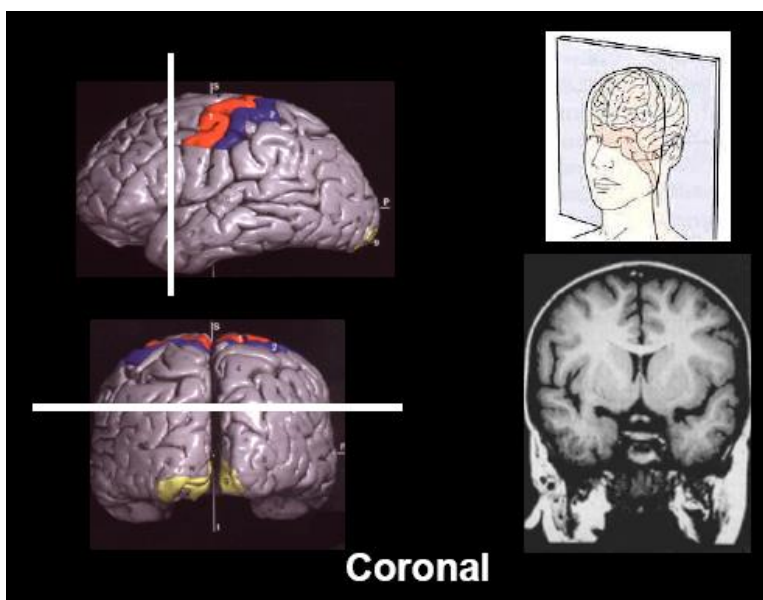
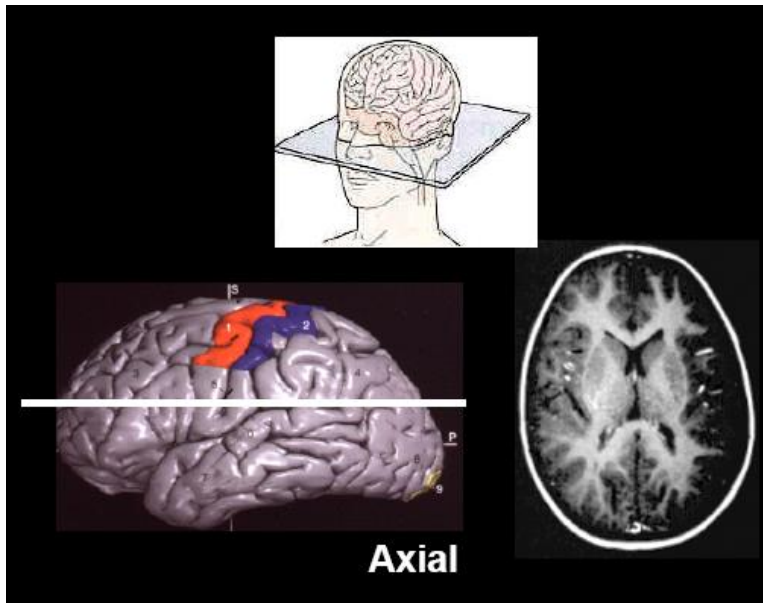
Nous considérons les données le système de coordonnée X, Y, et Z comme ce tableau suivant :

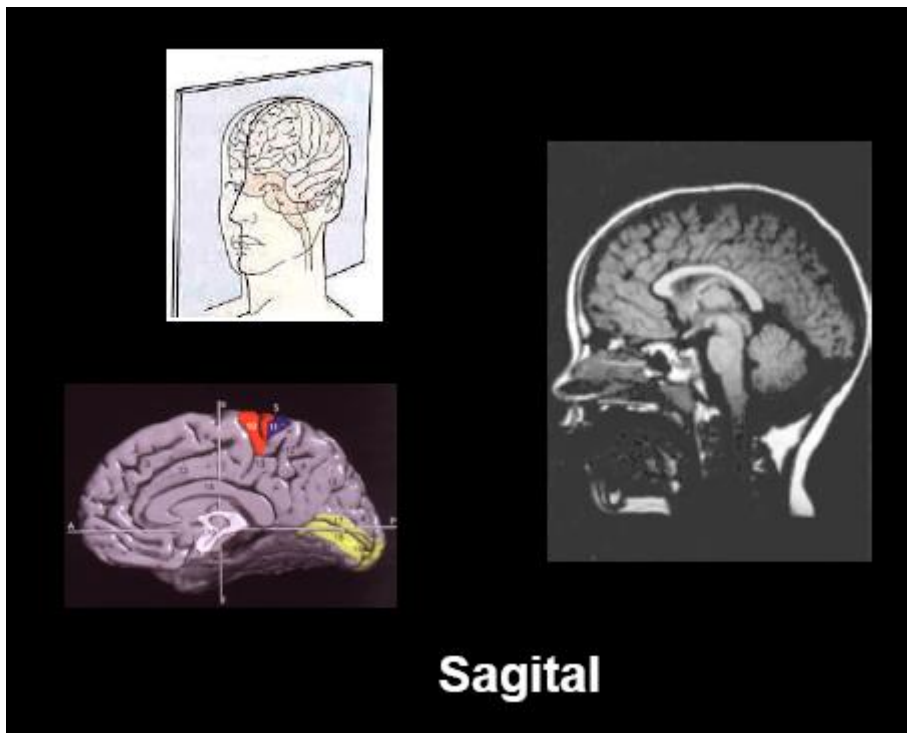
			
<p>1. LSA: +X = L +Y = S +Z = A</p>	<p>2. RAS: +X = R +Y = A +Z = S</p>	<p>3. LAS: +X = L +Y = A +Z = S</p>	<p>L'orientation du cerveau original (référence)</p>

**Notes :**

- **LSA:** Attrayant peut-être à la première vue à un programmeur graphique et évidemment vous pouvez faire que vous voulez à l'intérieur de votre propre programme - mais ne semble pas apprécier la large utilisation pour les coordonnées du cerveau.
- **RAS:** Correspond pour l'axes Neurologist-preferred RAS et est du système de la main droite.
- **LAS:** Correspond pour la Radiologist-preferred LAS et est du système de la main gauche.

**8) L'orientation dans cerveau humain**





## 9) Quelques maths

La Position d'Image (0020,0032) spécifie les coordonnées  $x$ ,  $y$  et  $z$  main gauche bord supérieure de l'image; c'est le centre de premier voxel transmis. L'Orientation d'Image (0020,0037) spécifie les cosinus de direction du premier rang et de la première colonne en ce qui concerne le patient. Ces attributs sont toujours deux à deux. La valeur des lignes pour les axes  $x$ ,  $y$  et  $z$  respectivement suivies par la colonne évalué pour les axes  $x$ ,  $y$  et  $z$ .

**Reformulons** : Les trois premières valeurs de 'Patient d'Orientation d'Image' sont le cosinus de direction pour l'axe de la ligne positif. Ainsi, ils expriment le changement de direction dans  $(x, y, z)$ , dans le système de coordonnées DICOM du patient (DPCS), comme vous avancez le rang. Ainsi, comme vous vous déplacez de la colonne à une autre. Ainsi, comme les changements d'indice de la matrice colonne. De même le deuxième triplé de valeurs de 'Patient d'Orientation d'Image' sont le cosinus de direction pour l'axe des colonnes positives et expriment la direction que vous déplacez, dans le DPCS, comme vous bougez de la ligne à ligne et donc comme les changements d'indice dans la matrice ligne.

En chaque image, la position de l'image (Patient) du tag (0020,0032) spécifie l'origine de l'image en respectant pour le coordonné d'origine du patient. Le RCS (Reference Coordinate System) et Image Orientation (Patient) (0020,0037) spécifie l'orientation de l'image en ligne et colonne. On pose que  $i, j$  qui sont les coordonnées locales de l'image pour le RCS.

Elle peut calculée :

$$\begin{pmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_x \Delta i & Y_{-x} & 0 & S_x \\ X_y \Delta i & Y_{-y} & 0 & S_y \\ X_z \Delta i & Y_{-z} & 0 & S_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i \\ j \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

Avec

1.  $P_{xyz}$  – Les coordonnées voxels(i,j) en le RCS → d'unité le mm
2.  $S_{xyz}$  – Les trois valeurs de la position de l'image d'attribut (Patient) (0020,0032).

C'est la localisation en mm de l'original de le RCS.

3.  $X_{xyz}$  – Les valeurs de la direction cosinus des lignes(X) de l'image attribut d'Orientation (Patient) (0020,0037).
4.  $Y_{xyz}$  – Les valeurs de la direction cosinus de l'orientation de l'image (Patient) (0020,0037).
5.  $i$  – L'indice colonne pour la matrice pixel de l'image. La première colonne est index zéro.
6.  $\Delta_i$  – Résolution pixels des colonnes de la résolution spatial -the Pixel Spacing- (0028,0030) d'unité les mm.
7.  $j$  – L'indice ligne pour la matrice pixel de l'image. La première ligne commence à 0.
8.  $\Delta_j$  – Résolution pixels des ligne de la résolution spatial -the Pixel Spacing- (0028,0030) d'unité en mm.

Si on représente affine de l'image :

L'image est représenté par (i,j) les lignes et colonnes. Si le vecteur des 6 valeurs dans attribut imageOrientationPatient sont ( $i_1 \dots i_6$ ), alors :

$$F = \begin{bmatrix} i_4 & i_1 \\ i_5 & i_2 \\ i_6 & i_3 \end{bmatrix}$$

Maintenant la première colonne de F est appelée la colonne Y direction cosinus et la seconde colonne contrains la ligne X direction cosinus.

La formule de l'affine dans dicom :

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} F_{11} \Delta c & F_{12} \Delta c & 0 & S_x \\ F_{21} \Delta c & F_{22} \Delta c & 0 & S_y \\ F_{31} \Delta c & F_{32} \Delta c & 0 & S_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{bmatrix} r \\ c \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} r \\ c \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Où :

1.  $P_{xyz}$  : Les coordonnées voxels(i,j) en le RCS → unité mm
2.  $S_{xyz}$  : Les trois valeurs de la position de l'image d'attribut (Patient) (0020,0032).

C'est la localisation en mm de l'original de le RCSI.

3.  $F_{:,1}$  : Les valeurs de la direction cosinus des colonnes(Y) de l'image attribut d'Orientation (Patient) (0020,0037).
4.  $F_{:,2}$  : Les valeurs de la direction cosinus des lignes(Y) de l'image attribut d'Orientation (Patient) (0020,0037).
5.  $r$  : L'indice ligne pour la matrice pixel de l'image. La première ligne est index zéro.
6.  $\Delta r$  : Résolution pixels des lignes de la résolution spatial -the Pixel Spacing- (0028,0030) d'unité les mm.
7.  $c$  : L'indice colonne pour la matrice pixel de l'image. La première ligne commence à 0.
8.  $\Delta c$  : Résolution pixels des colonnes de la résolution spatial -the Pixel Spacing- (0028,0030) d'unité en mm.

Pour terminer, nous définissons la valeur pour le 3D.

Dans une coupe 3D, nous avons cette explication suivante :

Nous avons un simple fichier DICOM ou une liste de fichiers DICOM que nous croyions qu'ils sont volumiques. Nous allons appeler le premier le « single slice case » et le second « multi-slice ».

Par coordonnée voxel, nous signifions les coordonnées de (r,c,s) la ligne, colonne et indice de la coupe comme pour les formules affines.

Dans le cas d'une simple coupe, les coordonnées de voxel sont devenues les indices du tableau de pixel avec trois coordonnées qui sont toujours égales à 0.

Dans le cas multi-slice, nous avons arrangé les coupes en ordre croissant ou décroissant où le nombre d'échelle de coupe de 0 à N-1 où N est le nombre de coupes et les coordonnées de la coupe est le nombre sur cette échelle.

Nous avons de la formule affine que les premières, secondes et quatrièmes colonnes dans A sont données directement par 'ImageOrientationPatient', 'PixelSpacing' et 'ImagePositionPatient'.

*Dicom définition affine :*

$T^1$  est les 3 éléments du vecteur du champ 'ImagePositionPatient' de la première entête dans la liste de l'entête pour son volume ;

- $T^N$  est le 'ImagePositionPatient' vecteur pour les dernières entêtes dans la liste pour son volume;
- Vecteur  $n = (n_1, n_2, n_3)$  est le résultat du produit deux colonnes de F.

## Dérivations :

Pour une simple coupe vient de  $k$  avec  $n\Delta s$  sur les bases pour une Z dimension qui va de la main gauche orthogonal de directions X et Y.

Pour la multi-coupe vient dans  $k$  par l'information de TN, parce que TN est la translation nécessaire pour prendre le premier voxel dans le dernier (indice de la coupe = N-1) pour une échelle de mm. Donc,

$$\begin{pmatrix} TN \\ 1 \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1 + N \\ 1 \end{pmatrix}$$

Soit maintenant la nouvelle formule :

$$\left\{ k_1 : \frac{T_1^1 - T_1^N}{1 - N}, k_2 : \frac{T_2^1 - T_2^N}{1 - N}, k_3 = \frac{T_3^1 - T_3^N}{1 - N} \right\}$$

Maintenant dans le 3D :

$$A_{multi} = \begin{pmatrix} F_{11}\Delta r & F_{12}\Delta c & \frac{T_1^1 - T_1^N}{1 - N} & T_1^1 \\ F_{21}\Delta r & F_{22}\Delta c & \frac{T_2^1 - T_2^N}{1 - N} & T_2^1 \\ F_{31}\Delta r & F_{32}\Delta c & \frac{T_3^1 - T_3^N}{1 - N} & T_3^1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$A_{single} = \begin{pmatrix} F_{11}\Delta r & F_{12}\Delta c & \Delta sn_1 & T_1^1 \\ F_{21}\Delta r & F_{22}\Delta c & \Delta sn_2 & T_2^1 \\ F_{31}\Delta r & F_{32}\Delta c & \Delta sn_3 & T_3^1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

## 10) Champs spécifiques dans DICOM

General series module :

- *Modality(0008,0060)* : Type de l'équipement qui acquit l'original de donnée utilisant les données utilisées pour créer un fichier dicom.
- *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 image MR : Nous définissons :

- *Slice Thickness(0018,0050)* : Nominal reconstruction 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

- *Nombre de Frames (0028,0008)* : Nombre de frames dans une Multi-frame image
- *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.

## 11) Lecture des tags spécifiques à l'orientation

**Orientation de l'image (0020,0037)** spécifiés la direction cosinus de la première ligne et la première colonne en respectant la position du patient. Cet attribut est écrit en couple. La valeur de la ligne pour les axes (x, y, z) , puis des valeurs des colonnes pour les axes (x, y, z).

La lecture dans le tag est le suivant :

[Xx,Xy,Xz,Yx,Yy,Yz] avec X les lignes et Y les colonnes

**Image Position (Patient) (0020,0032)** : Les coordonnées x, y, z sous le côté gauche de la main (centre du premier pixel transmis) de l'image en mm.

[Xd,Yd,Zd] coordonnées du centre du premier voxel. Soit Xd = Gauche, Yd = Postérieur, Zd = Supérieur

*Exemple :*

Nous allons voir le changement d'orientation dans dicom :

L'orientation des axes (x,y,z) relative à (i,j,k) dans l'espace 3D est spécifié par une unité [a,b,c,d], où  $a^2+b^2+c^2+d^2=1$ .

Les valeurs (b,c,d) sont tous nécessaires pour que  $a = \sqrt{1-(b^2+c^2+d^2)}$  est positif.

Les rotations de la matrice 3x3 que correspond à [a,b,c,d] est :

$$R = \begin{bmatrix} a^2+b^2-c^2+d^2 & 2*b*c-2*a*d & 2*b*d+2*a*c \\ 2*b*c+2*a*d & a^2+c^2-b^2-d^2 & 2*c*d-2*a*b \\ 2*b*d-2*a*c & 2*c*d+2*a*b & a^2+d^2-c^2-b^2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R11 & R12 & R13 \\ R21 & R22 & R23 \\ R31 & R32 & R33 \end{bmatrix}$$

Si (p,q,r) est un vecteur d'unité 3, alors la rotation de l'angle h est une direction de la canonique suivante :

$$[a,b,c,d] = [\cos(h/2), p*\sin(h/2), q*\sin(h/2), r*\sin(h/2)]$$

Alors  $a \geq 0$  est équivalent au  $-\pi \leq h \leq \pi$ .

La rotation a un vecteur des 3 éléments (x,y,z) utilisant le calcul suivant :

$$[0,x',y',z'] = [a,b,c,d]*[0,x,y,z]*[a,-b,-c,-d]$$

À qui est équivalent à la matrice au vecteur suivante :

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (\text{Équivalence dépend de } a^2+b^2+c^2+d^2=1)$$

Multiplication de 2 vecteurs est équivalent à :

$$[a,b,c,d] = a*I + b*J + c*K + d*L$$

Où

$$I^2 = J^2 = K^2 = L^2 = -1$$

$$I*J = K \quad J*K = I \quad K*I = J$$

$$J*I = -K \quad K*J = -I \quad I*K = -J$$

Par exemple,

$$[a,b,0,0] * [0,0,0,1] = [0,0,-b,a]$$

$$\text{Donc } (a+b*I)*(K) = (a*K+b*I*K) = (a*K-b*J)$$

On trouve alors que :

$$a = 0.5 * \sqrt{1+R11+R22+R33}$$

$$b = 0.25*(R32-R23)/a$$

$$c = 0.25*(R13-R31)/a$$

$$d = 0.25*(R21-R12)/a$$

Si  $a = 0$  ( $a = 180^\circ$ ), alternative formule est utilisé.

Dans dicom, l'attribut Image Position (0020,0032) donne (Xd, Yd, Zd) coordonnées du centre du 1<sup>er</sup> voxel. Ici, pour effectuer une rotation on trouve que  $X_d = -x$ ,  $Y_d = -y$ ,  $Z_d = z$ , où (x,y,z) appartient au coordonnée.

Soit  $+X_d \rightarrow$  Left,  $+Y_d \rightarrow$  Posterior,  $+Z_d \rightarrow$  Superior et  $+x \rightarrow$  Right,  $+y \rightarrow$  Anterior,  $+z \rightarrow$  Superior

L'attribut (0020,0037) 'Image Orientation' donne l'orientation de l'axe x' et y' de l'image donnée en terme de 2/3 vecteurs selon l'axe des y.

Si l'attribut (0020,0037) est extrait les valeurs (xa,xb,xc,ya,yb,yc), alors la première deux colonnes de la matrice R doit être :

$$\begin{bmatrix} -xa & -ya \\ -xb & -yb \\ xc & yc \end{bmatrix}$$

*Résumer en anglais :*

Pour CT et MR met impossible pour US :

**Image Orientation (Patient)** (0020,0037) : Rotation with respect to Patient Coordinate System is specified by direction cosinus.

**Image Position (Patient)**: Translation with respect to Patient Coordinate System is specified by vecteur.

## Chapitre 10 : Les TAGS des images

### 1) Différents tags pour gérer les pixels (la couleur, la taille des pixels)

**Samples per Pixel (0028,0002)** : est le nombre de séparation plan dans cette image. Un et trois images plans sont définis. D'autres nombres de plans dans l'image sont alloués mais leur signification n'est pas définie par ce standard.

Pour le monochrome (échelle de gris) et couleur palette des images, le nombre de plan est de 1. Pour RGB et d'autres des trois vecteurs couleurs du modèle, la valeur de cet attribut est de 3.

Toutes les images doivent avoir le nombre de lignes (0028,0010), nombre de colonnes (0028,0011), Bits Allocated(0028,0100), Bits Stored (0028,0101), High Bit(0028,0102), Pixel Representation(0028,0103) et Pixel Aspect Ratio(0028,0034).

Les données de chaque pixel doivent être représenté comme un « Composite Pixel Code ». Si le Samples Per Pixel est à 1, le Composite Pixel Code devient le 'n' bit pixel sample où 'n'= Bits allocated. Si le Samples Per Pixel est plus grand que 1, Composite Pixel Code est un 'k' bit concatenation de l'image, où 'k'=Bits Allocated multiplier par Samples Per Pixel et avec l'image représenté par le vecteur couleur désigner en premier dans l'interprétation photométrique comprise le plus significatif bits de le Composite Pixel Code suivant l'ordre par l'image représenté par le prochain vecteur couleur avec une image représente le vecteur couleur désigner dernier code.

PHOTOMETRIC Interpretation

*La valeur de Photometric Interpretation (0028,0004) spécifie l'interprétation de l'image Pixel Data.*

Ils existent différentes types de photométrie dans DICOM :

- **Monochrome 1** : Pixel data représente une simple monochrome une image plan. La valeur minimum comme le blanc après la transformation VOI. La valeur doit utiliser quand le Samples per Pixel(0028,0002) a une valeur de 1.
- **Monochrome 2** : Pixel data représente un simple monochrome plan. Le minimum de valeur est visé par l'affichage comme le noir après VOI d'échelle de gris. La valeur doit être de valeur du Samples per Pixel(0028,0002) à une valeur de 1.
- **Palette Color** : Pixel data décrit une image couleur avec un simple frame par pixel. La valeur pixel est utilisée comme un indice de chaque Rouge, Bleu et vert Palette par Pixel (0028,0002) a une valeur de 1.
- **RGB** : Pixel Data représente une image couleur décrit par le rouge, vert et bleu. La minimum valeur pour chaque couleur plan représente l'intensité minimum de couleur. Le Samples per Pixel doit être égale à 3.
- **YBR\_FULL** : Pixel data représente une image couleur décrit par une luminance (Y) et 2 chrominances ( $C_B$  et  $C_R$ ). Cette interprétation photométrique doit être utilisée quand le Samples per Pixel(0028,0002) est de 3. Noir est représenté par Y égale à 0. L'absence de couleur est représentée par deux  $C_B$  et  $C_R$  valeurs égale au ¼ de l'échelle.

Dans ce cas où le Bits Allocated(0028,0100) est une valeur de 8 alors l'équation de conversion entre RGB et  $YC_B C_R$  est comme suivant :

$$\begin{pmatrix} Y \\ C_B \\ C_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.2990R & +0.5870G & +0.1140B \\ -0.1687R & -0.3313G & +0.500B +128 \\ 0.500R & -0.4187G & -0.0813B +128 \end{pmatrix}$$

- **YBR\_FULL\_422** : Elle est comme la YBR\_FULL excepter que les valeurs  $C_B$  et  $C_R$  sont horizontal à  $\frac{1}{4}$  du taux de Y et le résultat de  $C_B$  et  $C_R$  est égale à Y.

Cette « Photometric Interpretation » est seulement autoriser avec un Planar Configuration (0028,0006) égale à 0.

Deux valeurs Y doivent prendre les valeurs  $C_B$  et  $C_R$ . Les valeurs  $C_B$  et  $C_R$  doivent prendre le premier des deux valeurs Y. Pour chaque Ligne de Pixels, le premier  $C_B$  et  $C_R$  doivent prendre le premier Y. Le prochain  $C_B$  et  $C_R$  doit prendre le troisième Y.

- **YBR\_PARTIAL\_422** : Le YBR\_PARTIAL\_422 est comme le YBR\_FULL\_422 excepter que :
  - Noir correspond au  $Y=16$  ;
  - Y est réservé aux 220 niveaux ;
  - $C_B$  et  $C_R$  sont un minimum de valeur de 16 ;
  - $C_B$  et  $C_R$  sont restreint pour 220 niveaux ;
  - Couleur est représenté par  $C_B$  et  $C_R$  égale à 128.

Dans ce cas où Bits Allocated (0028,0100) a une valeur de 8 alors l'équation conversion RGB et YBR\_PARTIAL\_422 :

$$\begin{pmatrix} Y \\ C_B \\ C_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.2568R & +0.5041G & +0.0979B +16 \\ -0.1482R & -0.2910G & +0.4392B +128 \\ 0.4392R & -0.3678G & -0.0714B +128 \end{pmatrix}$$

- **YBR\_PARTIAL\_420** : Identique que YBR\_PARTIAL\_422 excepter que le  $C_B$  et  $C_R$  sont horizontaux et verticaux comme  $1/2$  du taux Y et elles sont 4 fois moins  $C_B$  et  $C_R$  que les valeurs Y.

Cette Photometric interpretation est seulement autorisé avec Planar Configuration (0028,0006) égale à 0. Les valeurs  $C_B$  et  $C_R$  doivent prendre le premier de deux valeurs Y. Pour la première ligne des pixels, le premier  $C_B$  et  $C_R$  doivent prendre le premier Y. Le prochain  $C_B$  et  $C_R$  doivent prendre le troisième Y. Les prochaines lignes de Pixels contenues dans  $C_B$  et  $C_R$ .

- **YBR\_ICT** : Irreversible color Transformation

Pixel data représente une couleur image décrit par une luminance (Y) et deux chrominances ( $C_B$  et  $C_R$ ). Ce « photometric interpretation » doit être utilisé quand Samples par Pixel (0028,0002) est égale à 3. Noir est représenté par Y est égale à 0. L'absence de couleur est représentée par deux  $C_B$  et  $C_R$  valeurs égales à 0.

$$\begin{pmatrix} Y \\ C_B \\ C_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.29900R & +0.58700G & +0.11400B \\ -0.16875R & -0.33126G & +0.50000B \\ 0.50000R & -0.41869G & -0.08131B \end{pmatrix}$$

- **YBR\_RCT** : Reversible Color Transformation

Pixel data représente une couleur image décrit par une luminance (Y) et deux chrominances ( $C_B$  et  $C_R$ ) L'interprétation photométrique doit être utilisé quand Samples par Pixel (0028,0002) est égale à 3. Noir est représenté par Y est égale à 0. L'absence de couleur est représentée par deux  $C_B$  et  $C_R$  valeurs égales à 0.

$$Y = (R + 2G + B) / 2$$

$$C_B = B - G$$

$$C_R = R - G$$

Par la suite, nous pouvons convertir YBR\_RCT et RGB :

$$G = Y - (C_R + C_B) / 4$$

$$R = C_R + G$$

$B=C_B+G$

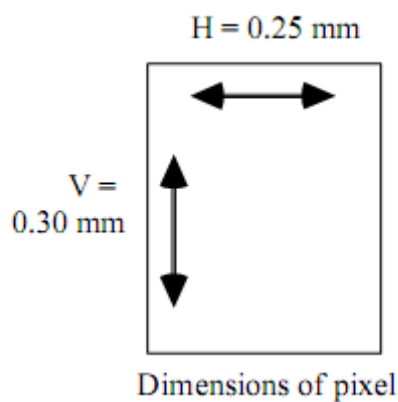
### Planar Configuration :

Planar Configuration (0028,0006) indique les pixels couleurs données sont envoyés vers color by plane ou color-by-pixel Cette attribut doit être présent si Samples per Pixel (0028,0002) a une valeur plus grande que 1.

0 = Les valeur pour les premiers pixels sont ensuite les secondes valeurs.... Pour une image RGB, ces significations doivent être R1, G1, B1, G2, B2,...etc

### Pixel Aspect Ratio :

Le pixel aspect ratio est le ratio de la taille vertical et la taille horizontal des pixels dans l'image spécifier par une paire de valeur où la première valeur est la taille verticale du pixel et la seconde valeur est la taille horizontale d'un pixel.



## 2) Le Tag Pixel Data

On peut rappeler que dans le standard DICOM, il existe un tag spécifique qui gère le tableau de matrice de l'image de type JPEG (très souvent JPEG 2000).

Les images succèdent à l'entête. Elles peuvent être compressées au format JPEG par l'intermédiaire d'un groupe d'élément « Transfert Syntax UID ». La façon dont les pixels sont sauvegardés peut énormément changer. Selon l'architecture de l'ordinateur, le problème de l'ordonnancement des bits intervient lors de la lecture (little/big endian).

L'encodage des Pixel Data sont représentés par trois variables :

- Bits Allocated (0028,0100) → La taille de la cellule Pixel
- Bits Stored (0028,0101) → Définie le nombre total son allocated bits qui doit représenter la valeur du Pixel Sample.
- High Bit (0028,0102) → spécifie le plus grand ordre du bits Stored

Toute la matrice ce trouve sur le tag (element,group) the Pixel Data Element (7FE0,0010). L'encodage est rangé comme file d'attente (figure 12).

## Image Plane

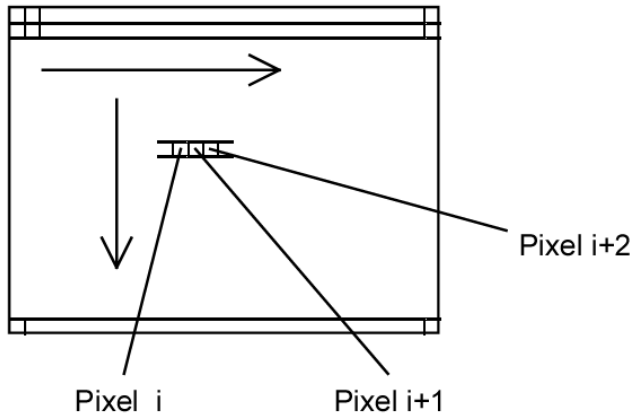


Figure 12

Chaque cellule de pixel doit contenir une seule valeur de niveau de gris. La taille de la cellule Pixel est spécifiée par le Bits Allocated (0028,0100). Le Bits Stored (0028,0101) définit le nombre total de son allocated Bits qui devra être représenté par le Pixel Sample Value. Bits Stored (0028,0101) ne devra jamais être plus large que Bits Allocated (0028,0100). High Bit (0028,0102) spécifie où le bit est le plus grand du Bits Stored (0028,0101) et placé avec le bits Allocated (0028,0100).

### Résumer:

La taille des cellules pixels (Pixel Cells) est donnée par le Bits Allocated (0028,0100) et il se trouve plus grand ou égal au Bits Stored (0028,0101).

Le placement des Pixel Sample Values des cellules pixel est spécifié par le High Bit(0028,0102).

On note pour réaliser cette matrice. Elle est représentée par le Value Representation OW (Other Word String).

On pourra voir que les pixels sont concaténés du bit le moins significatif aux bits le plus significatif de la première cellule pixel jusqu'au bit le significatif du dernier pixel. (figure 13 a)

On poursuit l'étude en voyant que le pixel le plus significatif est suivi au moins par la dernière cellule. Le Pixel data est encodé sur 16 bits.

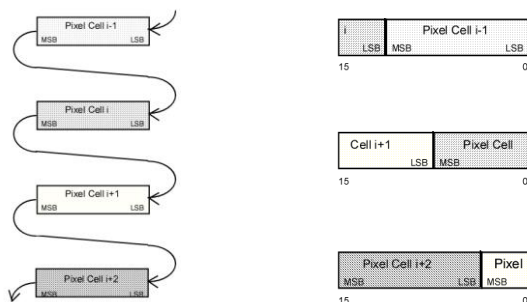


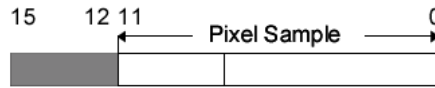
Figure 13 a) encodage des pixels

b) concaténation des pixels

Nous allons nous intéresser à deux exemples significatifs. On a dit que les pixels sont encodés dans le tag (7FE0, 0010) avec un VR = OW.

Le premier exemple est pour une image de modalité CT qui a pour caractéristique suivante :

**Example 1: CT Pixel Cell**



Bits Allocated = 16  
 Bits Stored = 12  
 High Bit = 11

**Example 2: Hypothetical Pixel Cell**



Bits Allocated = 24  
 Bits Stored = 18  
 High Bit = 19

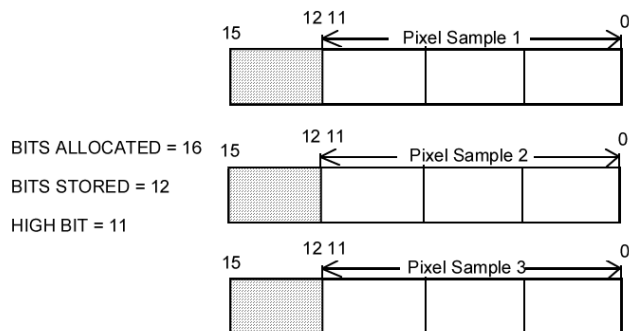
**3) L'over data**

On appelle dans DICOM overlay data, la matrice qui permet de mettre du commentaire dans l'image des cercle, de l'écriture lors de mesure sur une station avant de réaliser le fichier DICOM.

Elle est définie comme une matrice de valeur intensité lumineuse. Elle a pour attribut (60xx,3000).

Le overlay data est définie par deux Data elements :

- Overlay Bits Allocated (60xx,0100)
- Overlay Bit Position (60xx,0102)



On l'utilise pour le Bitmap Display Shutter Module.



#### 4) Comment est représenté les pixels dans le tag Data Pixel

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=FFFFFF 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.

**a) 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 :

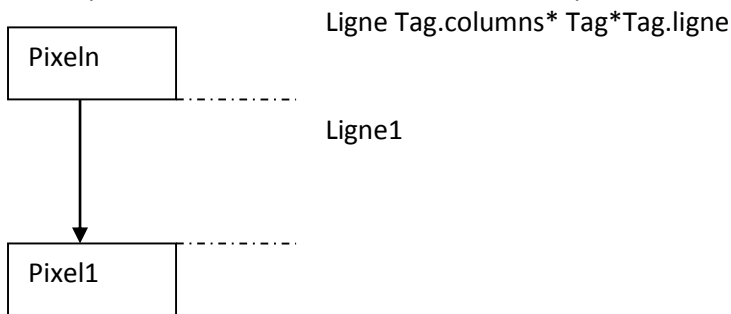
group	element	V	R	length	value
7F E0	00 10	O	W	0 1	

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

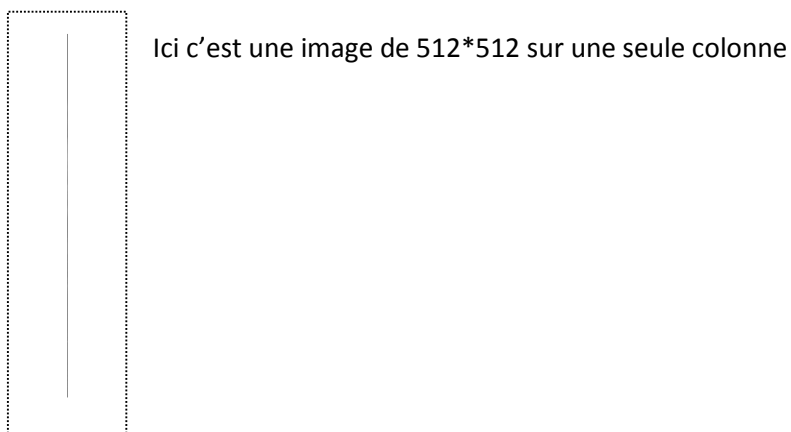
La matrice des intensités en niveau de gris est une matrice de dimension de deux. Voici cette matrice :

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

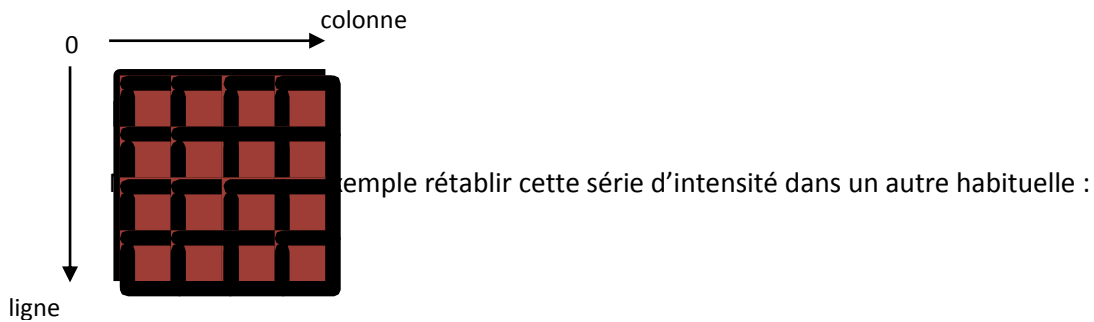
Nous pouvons voir cette matrice est schématiquement suivant :



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 :



Exemple :

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

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);
```

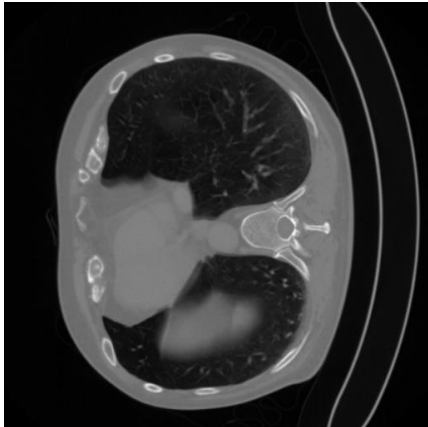
Or

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

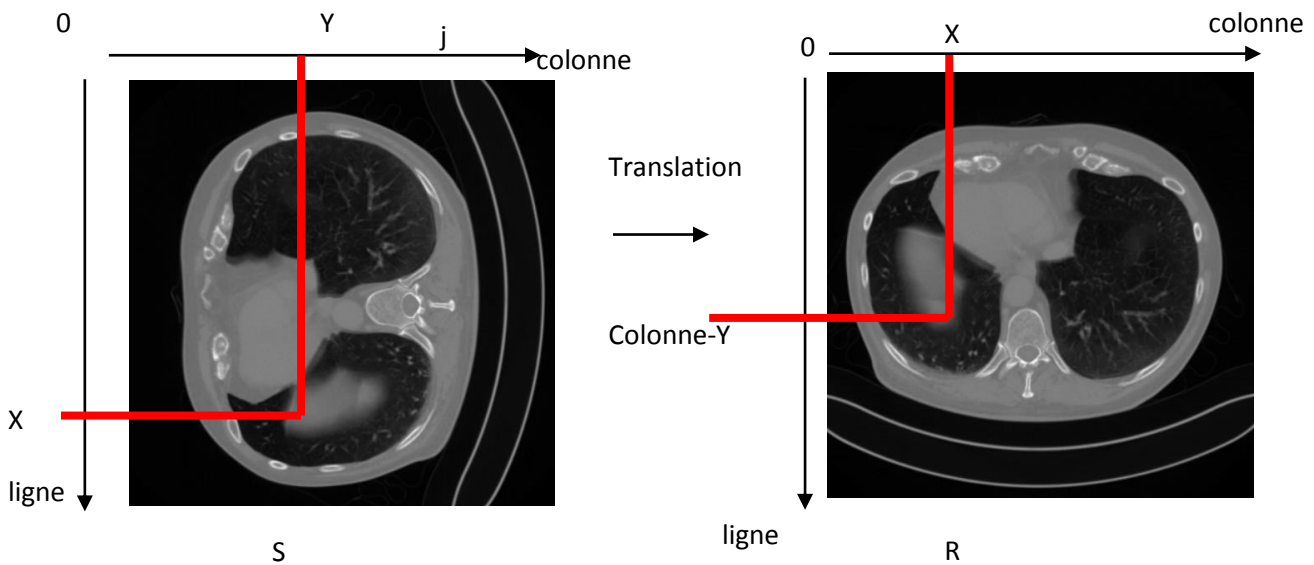
**rows** : représente les lignes de la matrice (Tag.Rows)

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

On obtient l'image suivante :



On doit la transposé de plan :

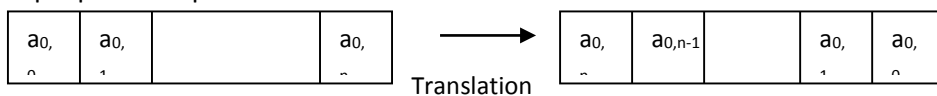


**Pseudo code :**

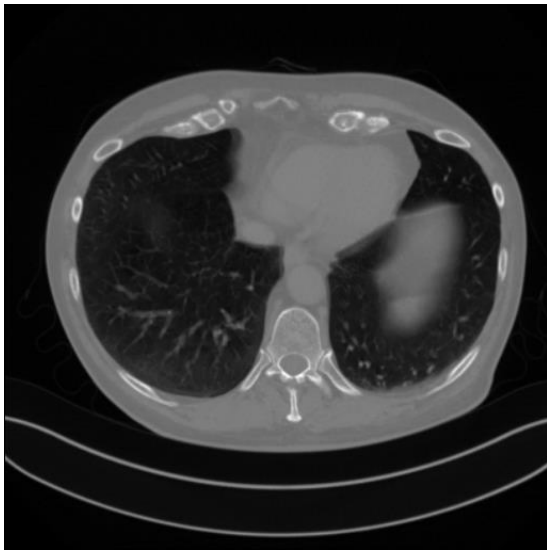
```

Pour i = 0 à Tag.Rows
  Pour j = 0 à Tag.Columns
    R(i,j) = S(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 :

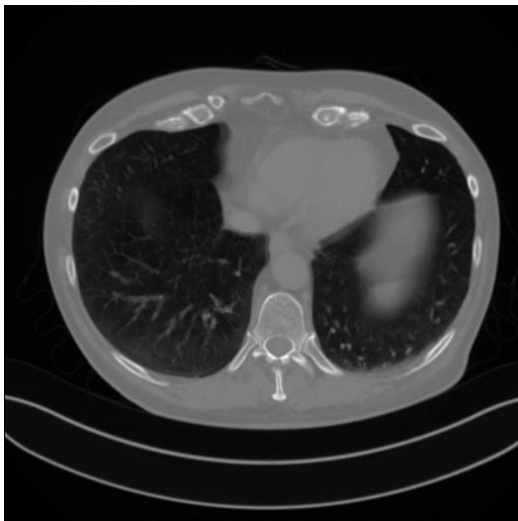


Voici l'image obtenu:



**b) L'écriture des pixels :**

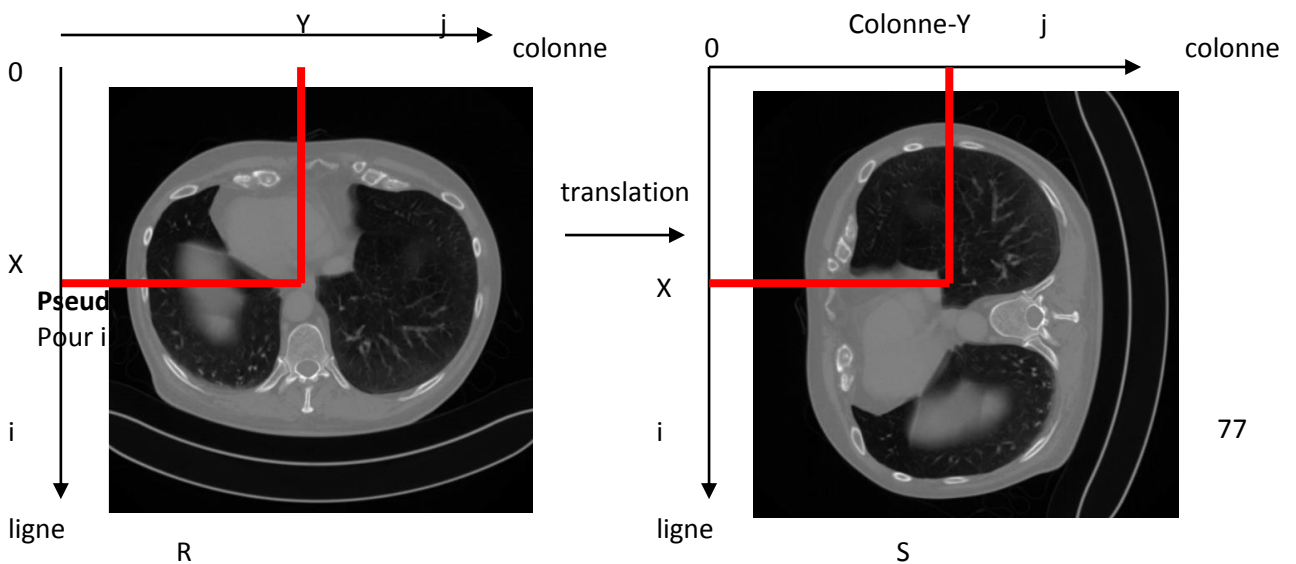
Nous allons voir comment enregistrer une matrice pixel en Matlab:



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:

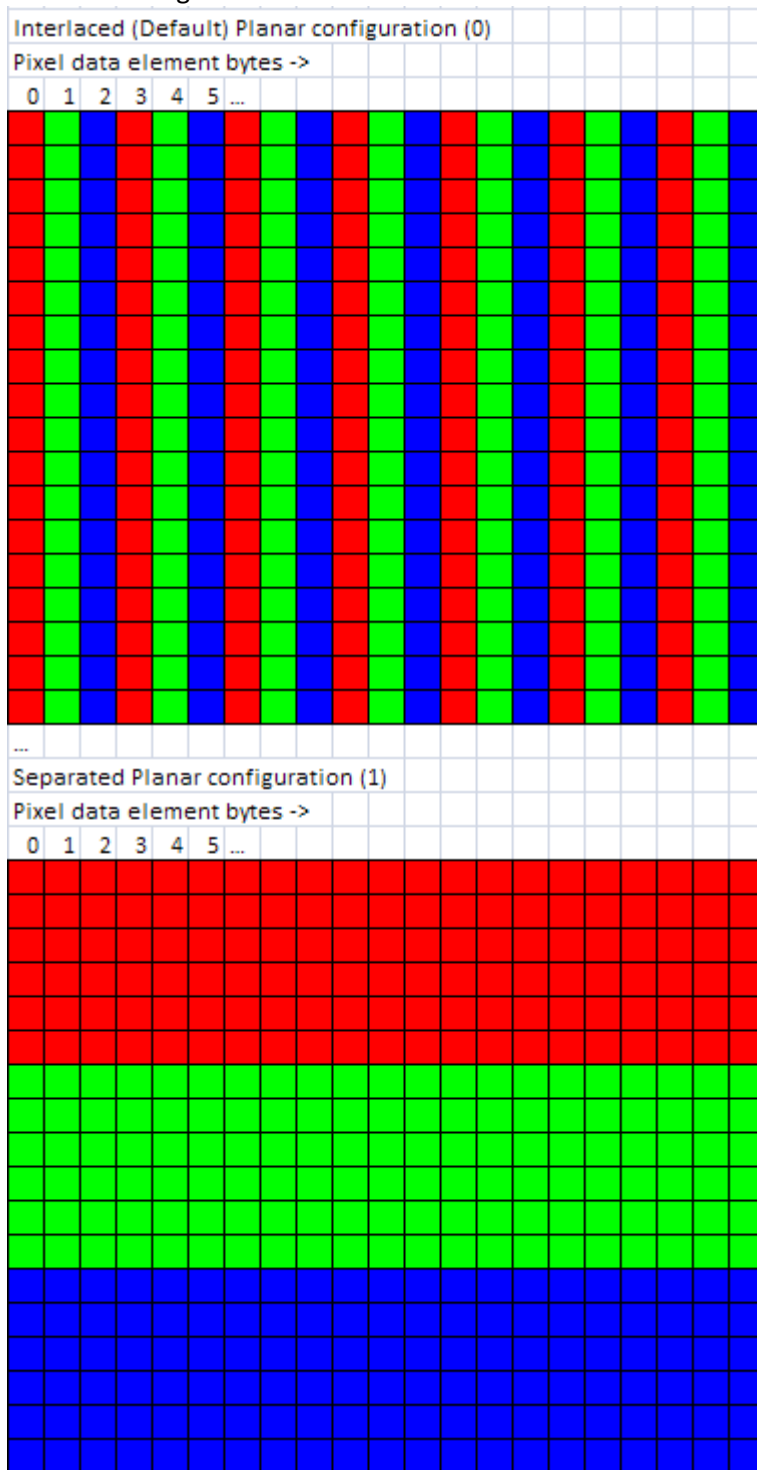
On doit la transposé de plan :





➤ **Planar configuration :**

Planar configuration (0028,0006) définit combien de couleur dans les canaux.  
Il existe deux configurations :



➤ **Bits Allocated, Bits Stored at High Bit :**

**Bits Allocated** (0028,0100): définit combien espace a dans le l'allocated dans le buffer pour chaque échantillon pour chaque bits.

Pour chaque objet DICOM a toujours 8 ou 16 pour le niveau de gris de l'image avec plus que 256 niveau de gris.

**Bits Stored** (0028,0101) : définit combien de bits allocated sont en réalité utilisé.

Par exemple pour 12 ce qui signifie  $2^{12} = 4096$ , donc chaque valeur est définie entre 0 et 4095.

**High Bit** (0028,0102) : définit combien de bits stored sont alignés à l'intérieur des bits allocated. C'est le nombre de bit (le premier bit est 0) du dernier bit utilisé.

➤ **Pixel Representation :**

Pixel Representation (0028,0103) soient unsigned (0) ou signed (1). Par défaut, il est unsigned.

➤ **Number of Frames :**

Number of frames (0028, 0008) définit combien de frame a dans l'image. Si il y a une image dans le fichier DICOM ce tag n'est pas mis.

➤ **Pixel Data :**

C'est le tag où il y a la matrice de l'image. Ce tag est en (7FE0, 0010).

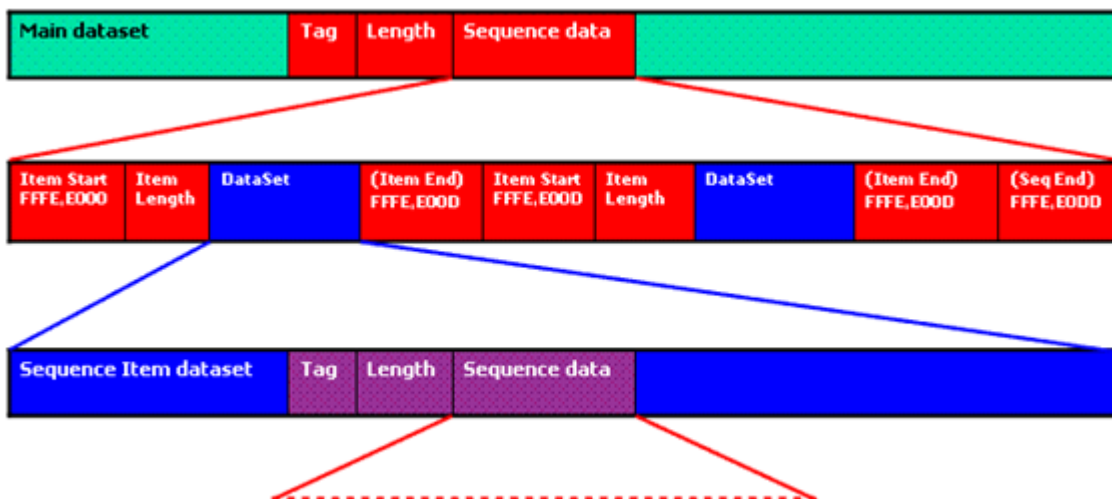
Je finis par un calcul de la longueur de pixel Data:

$$\text{ROWS} * \text{COLUMNS} * \text{NUMBER\_OF\_FRAMES} * \text{SAMPLES\_PER\_PIXEL} * (\text{BITS\_ALLOCATED}/8)$$

$$= 1024 * 1024 * 1 * 1 * (16/8) = 2097152 \text{ octets}$$

**7) Le cas particulier dans le TAG Pixel Data**

Nous savons que les pixels se trouvent en 7FE0,0010 ranger comme une matrice d'une dimension. Nous savons aussi si l'attribut du Value Representation est de valeur SQ pour VL = FFFFFFFF=-1 que nous avons la figure suivante :





Prenons un exemple concret pour expliquer le phénomène :

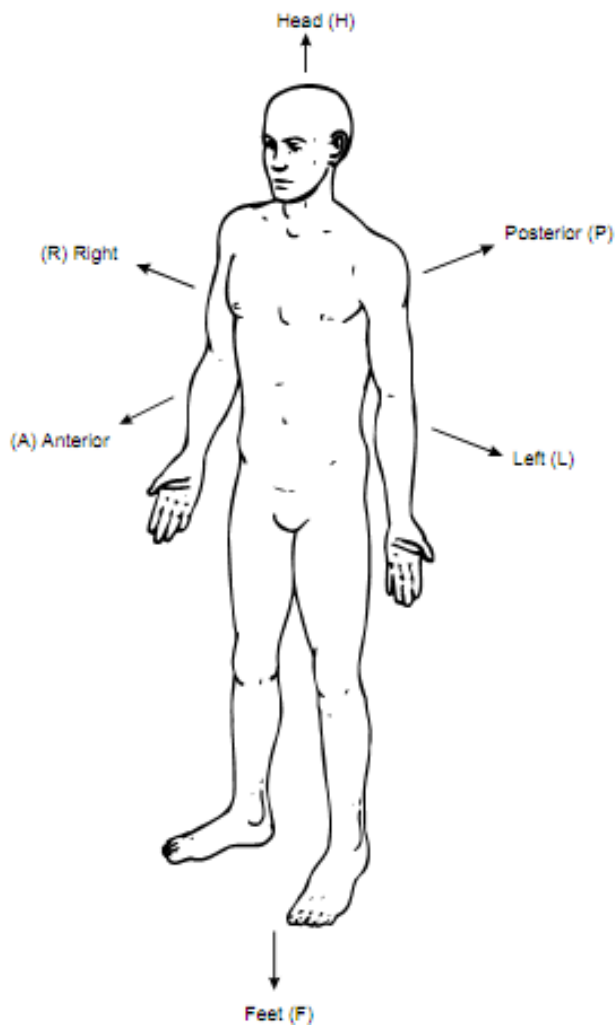
```
(0040,0275) Request Attributes Sequence VR= SQ VL=FFFFFFFF
  (FFFE,E000) Item
    (0040,0007) VR=LO VL =10
    (0040,0008) VR=SQ VL = VL=FFFFFFFF
      (FFFE,E000) Item
        (0008,0010) code value VR=SH
        (0008,0102) coding Scheme Designator VR=SH
        (0008,0104) code Meaning
      (0040,0009) Scheduled Procedure Step ID
      (0040,1001) Requested Procedure ID
    (0040,XXXX)
```

En XML:

```
<attr tag="00400275" vr="SQ" len="-1">
<item off="2756" len="-1">
<attr tag="00400007" vr="LO" len="10">IRM CRÂNE</attr>
<attr tag="00400008" vr="SQ" len="-1">
<item off="2794" len="-1">
<attr tag="00080100" vr="SH" len="4">747</attr>
<attr tag="00080102" vr="SH" len="8">MEDASYS</attr>
<attr tag="00080104" vr="LO" len="10">IRM CRÂNE</attr>
```

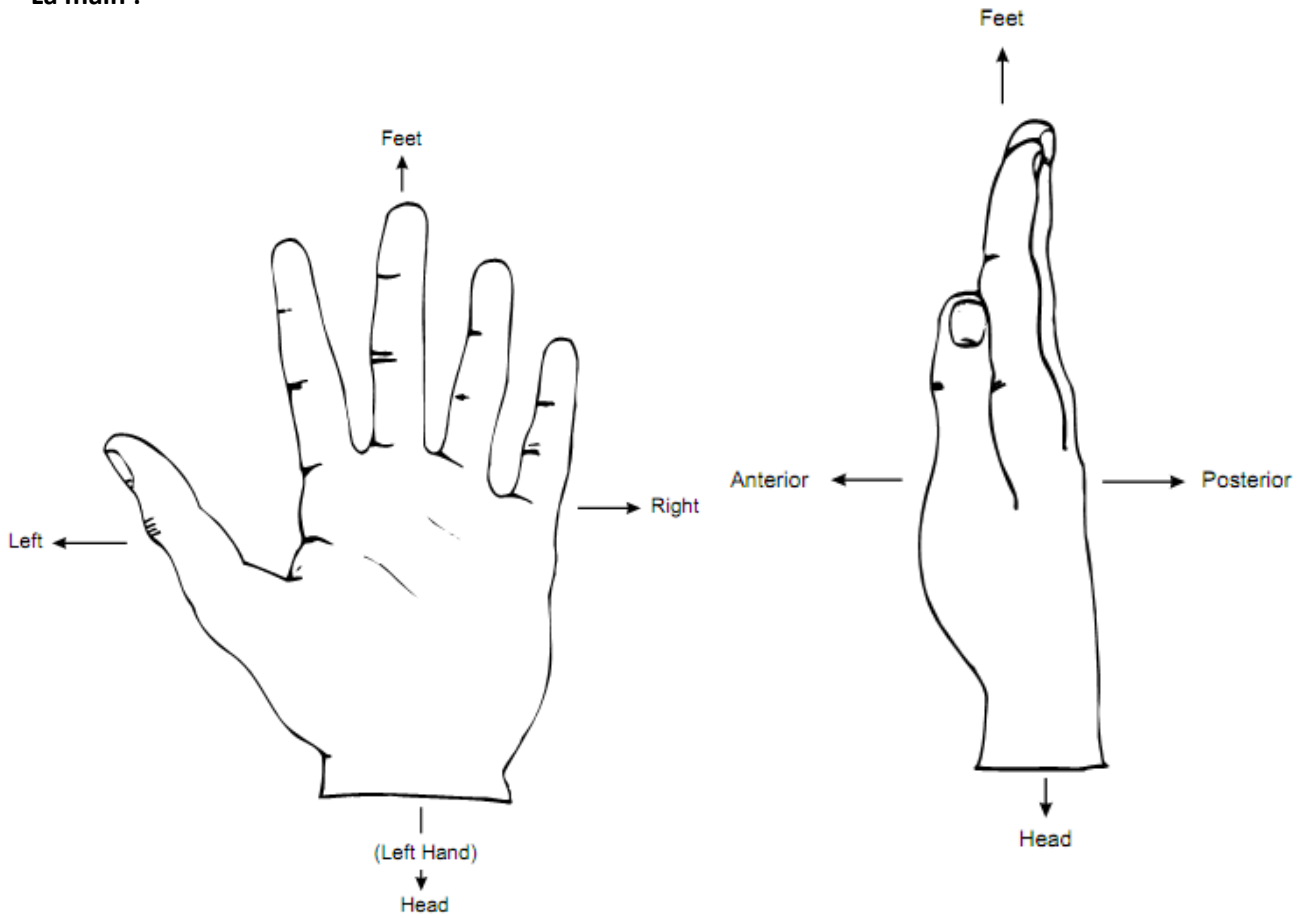
## Chapitre 11 : L'orientation du corps humain dans DICOM

Le corps :

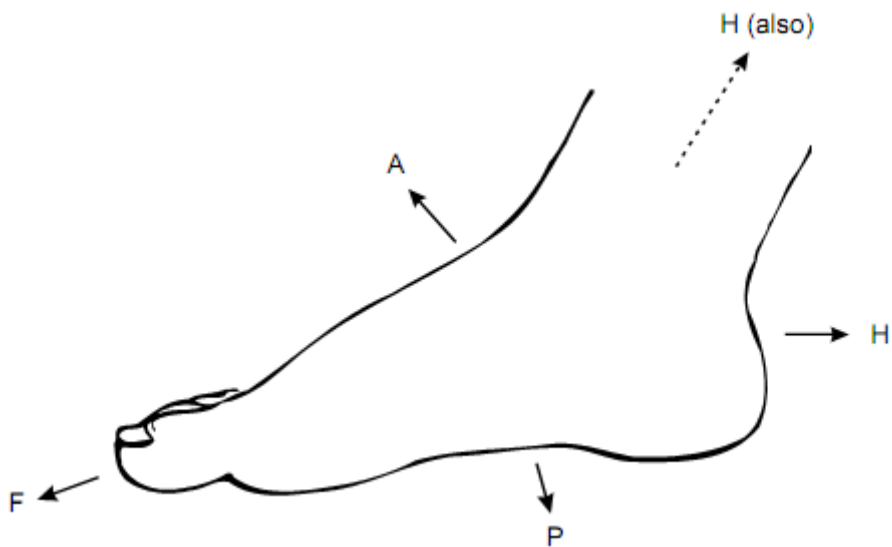


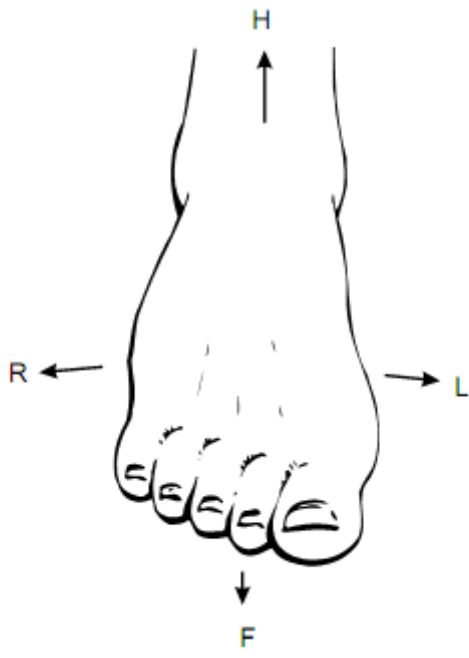
Ces directions sont définies par un label pour la direction des doigts et pieds (du pied (F) dans la direction de wrist et du genou vers la tête H). Pour définir l'orientation latérale, on utilise R ou L.

**La main :**

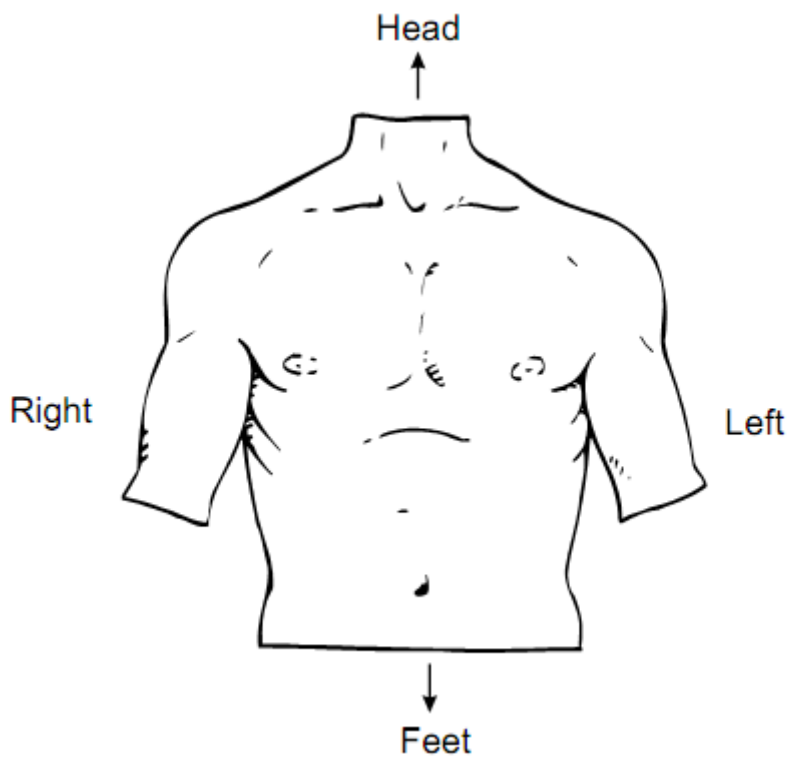


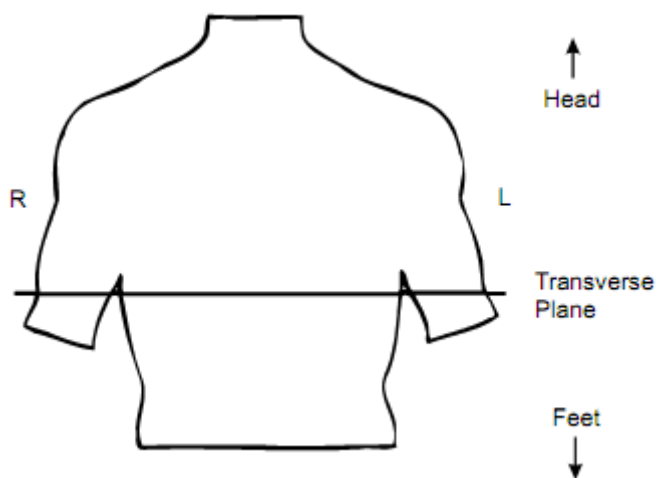
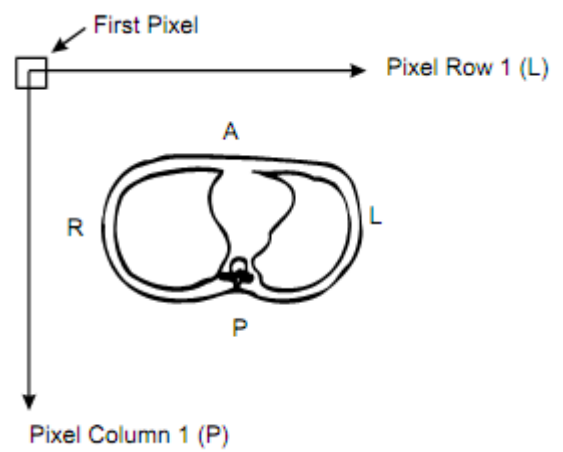
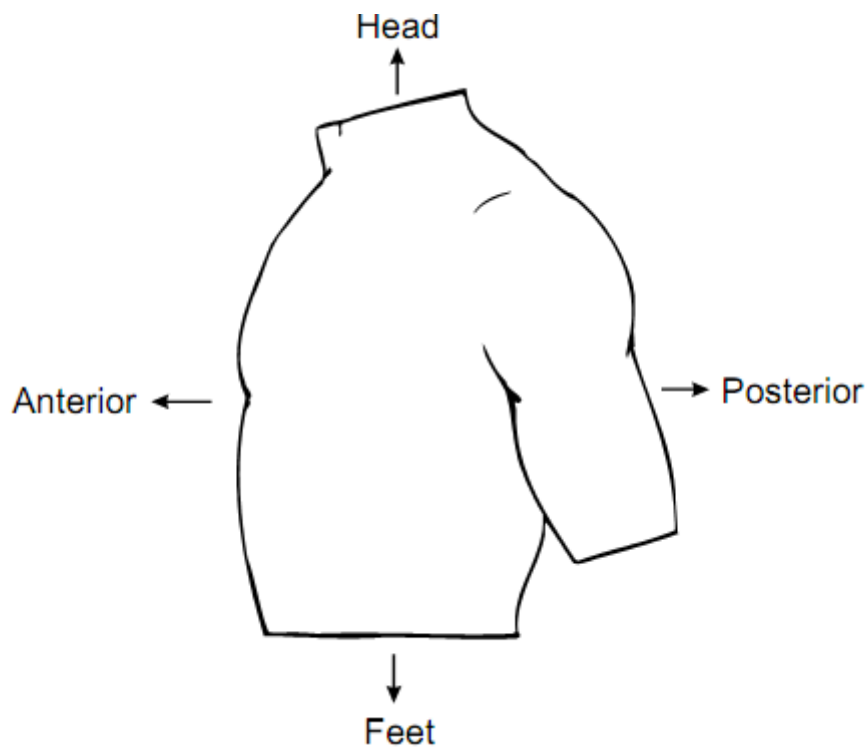
**Le pied :**

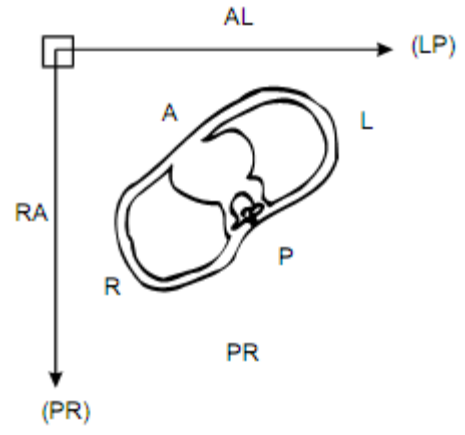
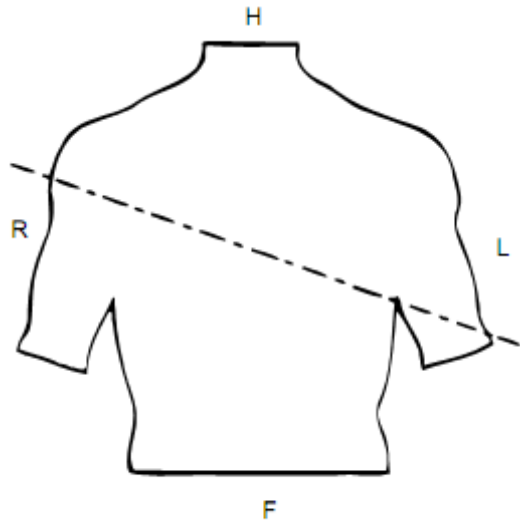


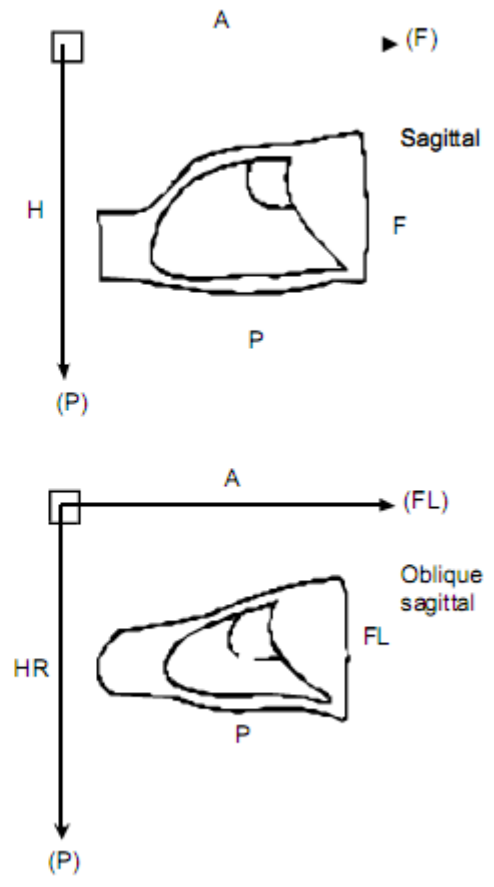
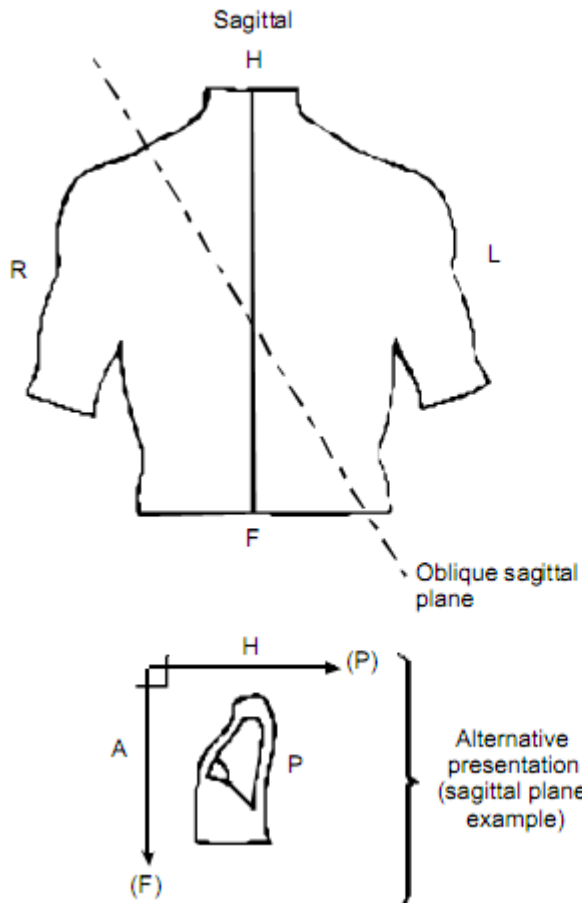
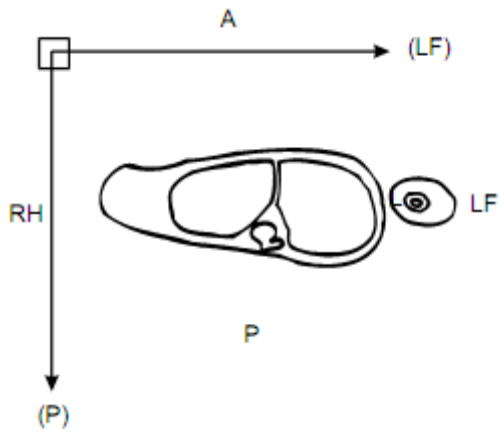


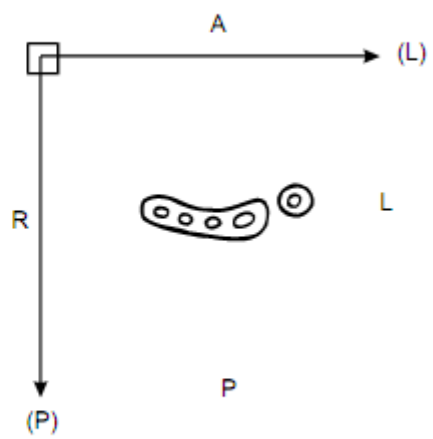
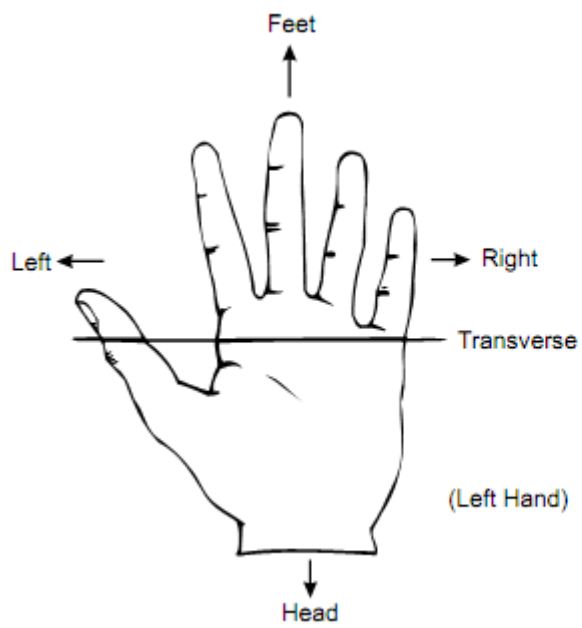
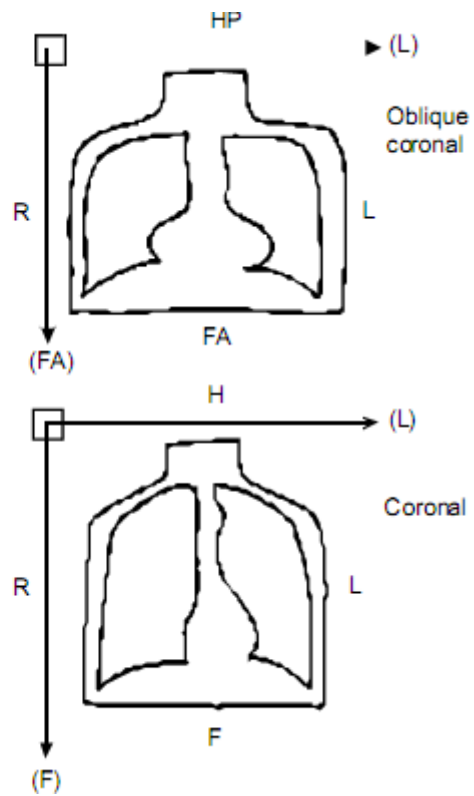
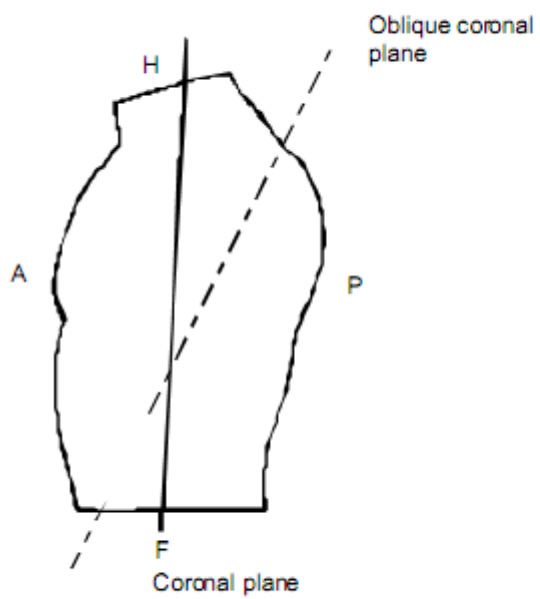
Le tronc :



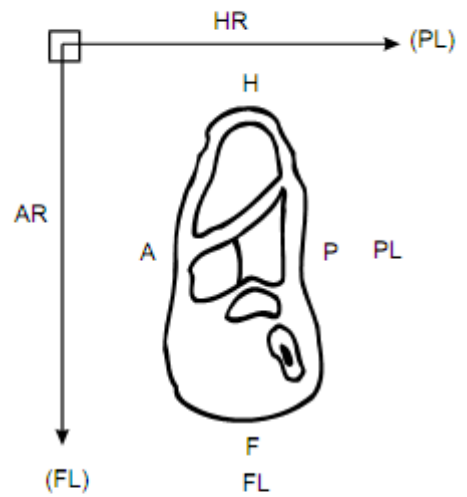
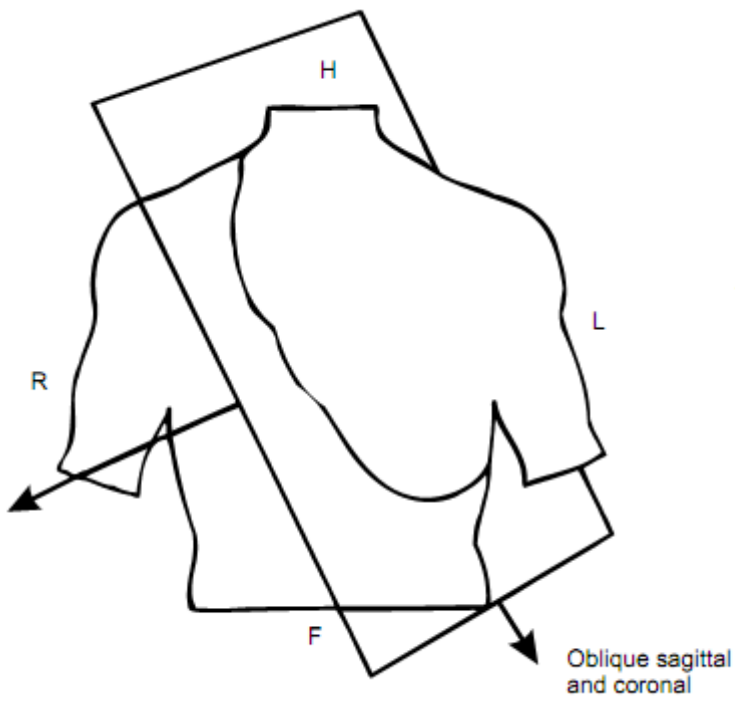
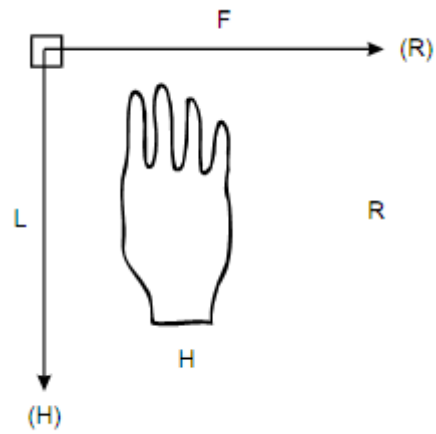
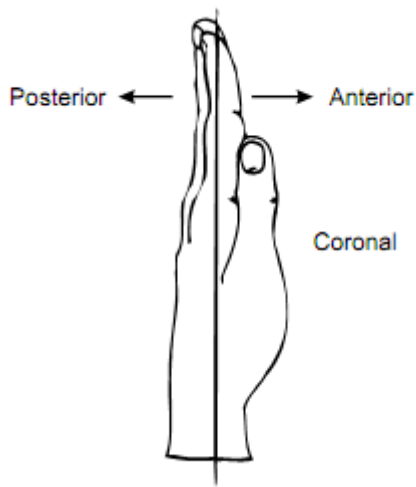
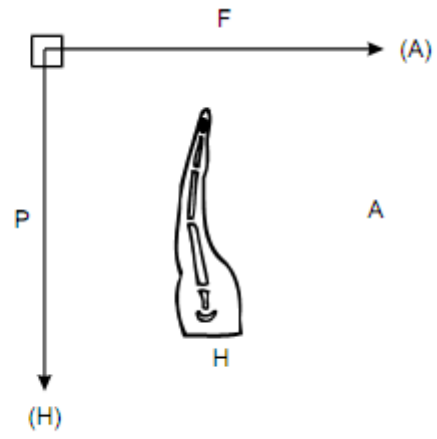
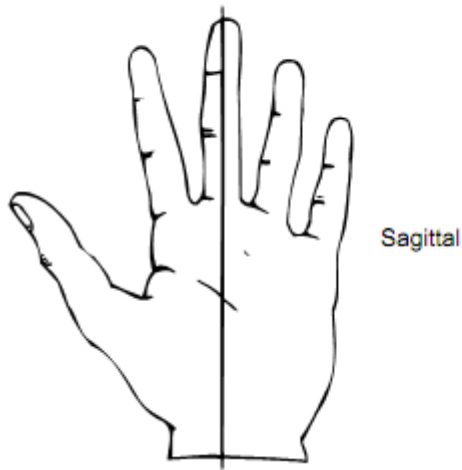


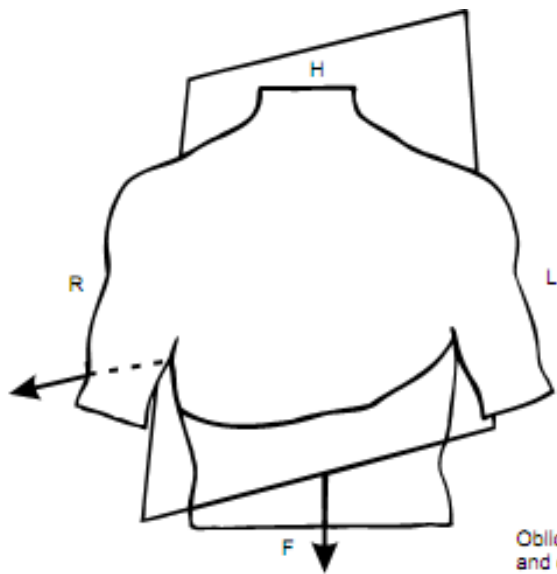




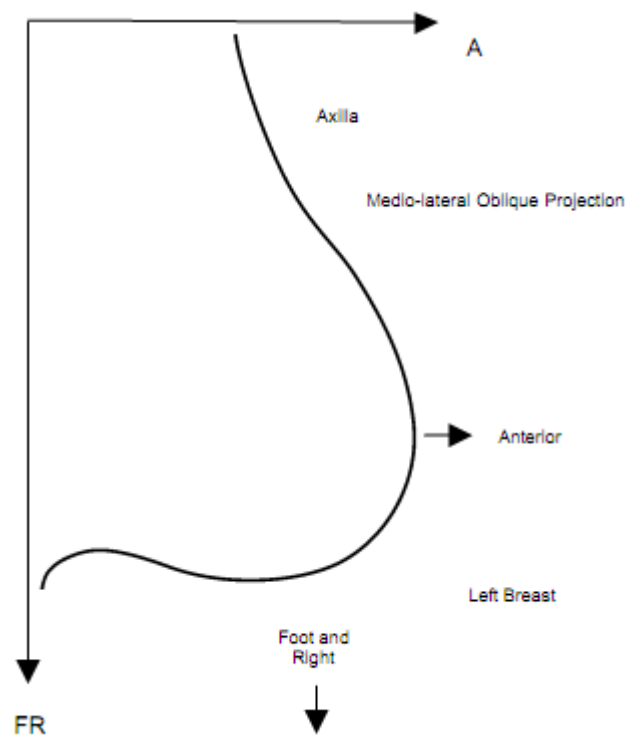
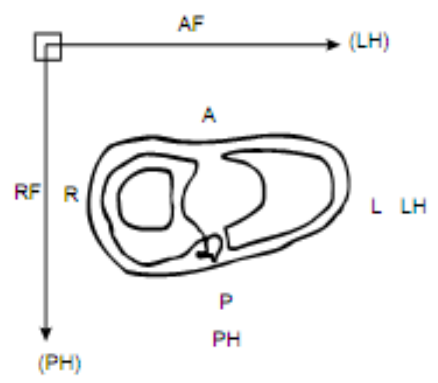


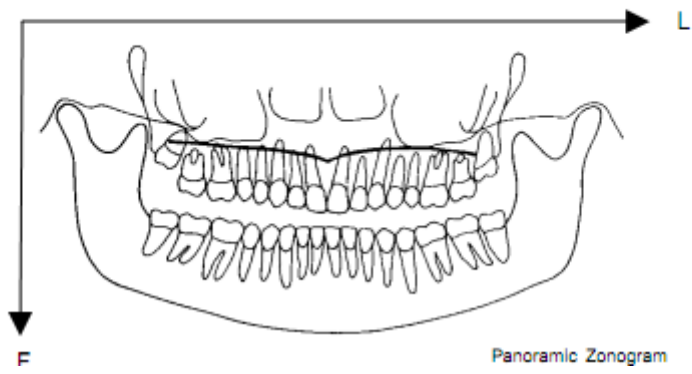
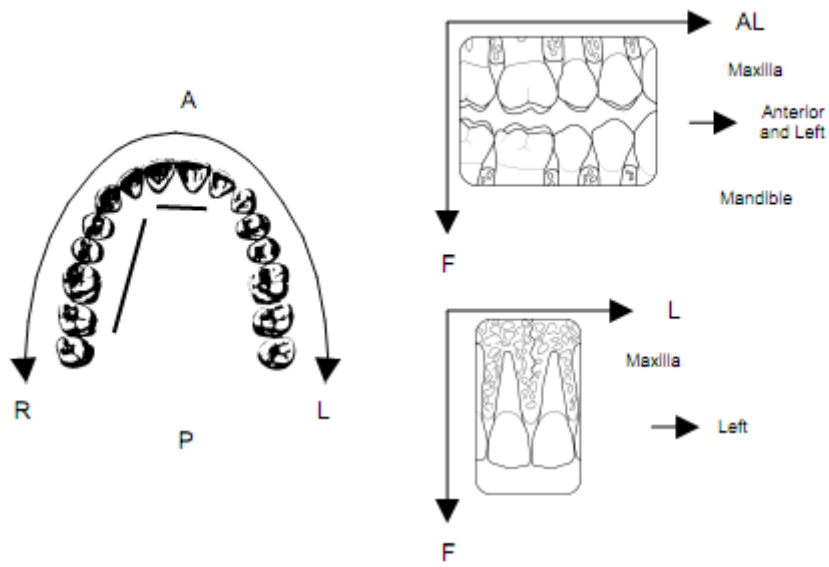






Oblique transverse and coronal





## **ANNEXES**

# Comprendre la partie 3 du standard DICOM?

## 1. Introduction

La partie 3 du standard de DICOM 3.0 a pour but de présenter les différentes caractéristiques physiques des tags (étiquette) des métadonnées (metadata).

Nous allons voir la structure de ce fichier important pour comprendre les tags avec différente aide pour retrouver les informations.

## 2. Structure générale

- *Notice and disclaimer* : explique les recommandations d'utilisation de ce document et explique comment NEMA fait ce document.
- *Content* : Le sommaire
- *Foreword* : Petite explication du standard DICOM avec présentation du comité DICOM, ACR et NEMA.

Puis rappel des différents documents du standard DICOM.

Sous partie :

1. Scope and field of application
2. Normative references
3. Definitions
4. Symbols and abbreviations
5. Conventions
6. Purpose of a conformance statement

## 3. Dans le PS3 du standard DICOM de 2014 version 2 (version valable jusqu'à janvier 2015)

### 1. Foreword

- A. Scope and field of application : définition du IOD
- B. Normative references : donnent l'ensemble des ISO de DICOM, ITU, IETF, HL7, NIST, autres références.
- C. Definitions: donnent des références selon des mots de DICOM pour comprendre la suite du document.
- D. Symbols and abbreviations: définition des abréviations rencontrées dans DICOM
- E. Conventions :

- Norme pour comprendre les diagrammes d'états

- Sequences : Dans les documents du standard DICOM, il est exprimé par '>' ce qui signifie que VR = SQ. (On appelle item(s))

*****	*****
Referenced Series Sequence	*****
>Series Date	*****
>Series Time	*****
>Series Instance UID	*****
Modality	****

Exemple

Referenced Series Sequence  $\Rightarrow$  VR=SQ ce qui signifie qu'il aura héritage (ce qui signifie li-  
 Referenced Series Sequence tous les éléments avec le symbole '>').

Autres symboles utilisés :

- M : Mandatory (Obligatoire)
- C : Conditional (Conditionnelle)
- U : User Option (Optionnelle)

Séquence Attribut Type	Nombre d'item(s)	Significations
1 ou 1C	1	Seulement un seul item doit-être inclus dans cette séquence.
1 ou 1C	1-n	Un ou plusieurs items doit-être inclus dans cette séquence.
2 ou 2C	0-1	Zéro ou un item doit-être inclus dans cette séquence
2 ou 2C	0-n	Zéro ou plusieurs items doit-être inclus dans cette séquence.
3	1	Seulement un seul item est permit dans cette séquence.
3	1-n	Un ou plusieurs items sont permit dans cette séquence.

Exemple détaillé

Nous prenons le cas de l'attribut Patient Name.

DICOM Data Stream = .00100010Smith^John^^^.

<i>Tag</i>	<i>Attribute Name</i>	<i>VR</i>	<i>VM</i>	<i>Value</i>
(0010,0010)	Patient Name	PN	1	<u>Smith^John^^^</u>

Exemple du tag patient

- Tag: (Group #, Element #) : pour identifier l'attribut /data element
- Value Representation (VR): data type used to encode the value(s)
- Value Multiplicity (VM): how many values can be in the attribute

Patient Module:

<i>Attribute</i>	<i>Tag</i>	<i>Type</i>	<i>Attribute Description</i>
Patient Name	(0010,0010)	2	Patient's Full Name
Patient ID	(0010,0020)	2	Primary hospital identification number or code for the patient
Issuer of Patient ID	(0010,0021)	3	Identifier of the Assigning Authority that issued the Patient ID
...			

Exemple du tag patient

Module: an architectural convenience; a logical group of attributes about a common topic  
 Maintenant l' Object IOD, par exemple Enhanced CT Object

<i>IE</i>	<i>Module</i>	<i>Reference</i>	<i>Usage</i>
Patient	Patient	C.7.1.1	M
...			
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Image	General Image	C.7.6.1	M
	Contrast/Bolus	C.7.6.4	C – Required if contrast media was used in this image
	CT Image	C.8.2.1	M

Exemple du tag patient

**Information Entity (IE):** a group of modules representing a Real-World object

**Reference:** a Section in Part 3 where it is defined

**Usage:** (M) Mandatory; (C) Conditional; (U) Optional

Table ASCII

OCTAL	DÉCIMAL	HEXADÉCIMAL	CARACTÈRE	NOM
000	0	00	NUL	
001	1	01	SOH	
002	2	02	STX	
003	3	03	ETX	Control-C
004	4	04	EOT	
005	5	05	ENQ	
006	6	06	ACK	
007	7	07	BEL	
010	8	08	BS	
011	9	09	HT	tabulation
012	10	0a	LF	saut de ligne
013	11	0b	VT	
014	12	0c	FF	
015	13	0d	CR	retour chariot
016	14	0e	SO	
017	15	0f	SI	
020	16	10	DLE	
021	17	11	DC1	Control-Q
022	18	12	DC2	
023	19	13	DC3	Control-S
024	20	14	DC4	
025	21	15	NAK	
026	22	16	SYN	
027	23	17	ETB	
030	24	18	CAN	
031	25	19	EM	
032	26	1a	SUB	
033	27	1b	ESC	
034	28	1c	FS	
035	29	1d	GS	
036	30	1e	RS	
037	31	1f	US	
040	32	20	espace	
041	33	21	!	point d'exclamation
042	34	22	"	guillemet
043	35	23	#	dièse
044	36	24	\$	dollar
045	37	25	%	pour cent
046	38	26	&	et commercial
047	39	27	'	apostrophe
050	40	28	(	parenthèse ouvrante
051	41	29	)	parenthèse fermante
052	42	2a	*	astérisque
053	43	2b	+	plus
054	44	2c	,	Virgule
055	45	2d	-	tiret



056	46	2e	.	point final
057	47	2f	/	barre oblique (slash)
060	48	30	0	
061	49	31	1	
062	50	32	2	
063	51	33	3	
064	52	34	4	
065	53	35	5	
066	54	36	6	
067	55	37	7	
070	56	38	8	
071	57	39	9	
072	58	3a	:	deux-points
073	59	3b	;	point-virgule
074	60	3c	<	inférieur
075	61	3d	=	Égal
076	62	3e	>	supérieur
077	63	3f	?	Point d'interrogation
100	64	40	@	at
101	65	41	A	
102	66	42	B	
103	67	43	C	
104	68	44	D	
105	69	45	E	
106	70	46	F	
107	71	47	G	
110	72	48	H	
111	73	49	I	
112	74	4a	J	
113	75	4b	K	
114	76	4c	L	
115	77	4d	M	
116	78	4e	N	
117	79	4f	O	
120	80	50	P	
121	81	51	Q	
122	82	52	R	
123	83	53	S	
124	84	54	T	
125	85	55	U	
126	86	56	V	
127	87	57	W	
130	88	58	X	
131	89	59	Y	
132	90	5a	Z	
133	91	5b	[	crochet ouvrant
134	92	5c	\	barre oblique inversée (anti- slash)
135	93	5d	]	crochet fermant
136	94	5e	^	accent circonflexe
137	95	5f	_	souligné

140	96	60	`	
141	97	61	a	
142	98	62	b	
143	99	63	c	
144	100	64	d	
145	101	65	e	
146	102	66	f	
147	103	67	g	
150	104	68	h	
151	105	69	i	
152	106	6a	J	
153	107	6b	k	
154	108	6c	l	
155	109	6d	m	
156	110	6e	n	
157	111	6f	o	
160	112	70	p	
161	113	71	q	
162	114	72	r	
163	115	73	s	
164	116	74	t	
165	117	75	u	
166	118	76	v	
167	119	77	w	
170	120	78	x	
171	121	79	y	
172	122	7a	z	
173	123	7b	{	accolade ouvrante
174	124	7c		barre verticale
175	125	7d	}	accolade fermante
176	126	7e	~	tilde
177	127	7f	Effacement	

## Taille des fichiers

<b>Value</b>	<b>Description</b>	<b>Matric(px)</b>	<b>Bit per px</b>	<b>Size</b>	<b>Study count</b>
CD	Color flow Doppler	768 x 576	8	0,442 MB	
CR	Computed radiography	3520 x 4280	12	30 MB	2
CT	Computed tomography	512 x 512	16	0,524 MB	40-3000
DSA	Digital Subtraction Angiography	512 x 512	8		15-40
DX	Digital Radiography	2048 x 2048	12		2
MG	Mammography	512 x 512	8	0,25 MB	1
MR	Magnetic Resonance	256 x 256	16	0,131 MB	60-3000
NM	Nuclear Medicine	256 x 256		0,128 MB	
PET	Positron Emission Tomography - PET	128 x 128		32 MB	
US	Ultrasound	512 x 512	8	0,262 MB	20-240
XA	X-Ray Angiography	512 x 512	16		