



THÈSE / UNIVERSITÉ DE RENNES 1
sous le sceau de l'Université Européenne de Bretagne

pour le grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1

Mention : Génie biologique

Ecole doctorale VAS

présentée par

Jérémy Lasbleiz

Préparée à l'unité de recherche INSERM **UMR 1099 LTSI**
Laboratoire du Traitement du Signal et de l'image

**Utilisation des
ontologies dans le
contexte de
l'imagerie par
résonance
magnétique.**

**Thèse soutenue à RENNES
le 16/12/2013**

devant le jury composé de :

Denis MULLEMAN

PU-PH Université de Tours/ *rapporteur*

Jean-Michel SERFATY

PU-PH Université de Nantes/ *rapporteur*

Régis DUVAUFERRIER

PU-PH Université des Antilles et Guyanne/
examineur

Anita BURGUN

PU-PH Université de Paris V / *examineur*

Marc CUGGIA

PU-PH Université de Rennes I / *examineur*

Hervé SAINT-JALMES

PU-PH Université de Rennes I / *directeur de thèse*

I. Introduction	1
II. Etat de l'art	5
II. A. IRM	6
II.A.1. Bases du principe IRM	6
1.1. Encodage du signal domaine des fréquences : notion de Voxel	8
1.2. Principe de l'IRM : représentation du point de vue du voxel	8
1.3. Représentation du point de vue du chronogramme	11
1.4. Mesure du signal IRM	12
1.5. Traitement du signal par transformée de Fourier	12
1.6. Construction et géométrie de l'image	13
1.7. Exploitation des propriétés du domaine fréquentiel : acquisition parallèle	13
1.8. Suppression de tissu, d'une partie du champ de vue ou excitation sélective	13
1.9. Utilisation d'un produit de contraste	13
1.10. Données de sécurité	13
II.A. 2. Les séquences IRM	14
2.1 Positionnement de la séquence IRM au sein du moyen d'imagerie	14
2.2 Classification des séquences	14
2.2.1 Spin Écho	14
2.2.2 Inversion récupération	19
2.2.3 Séquences d'Echo de Gradient	21
2.2.3.1 Description des techniques d'Écho de gradient	21
2.2.3.2 EG avec destruction de l'aimantation résiduelle	22
2.2.3.3 EG avec utilisation de l'aimantation résiduelle	23
2.2.6 Séquence hybride	26
II.A. 3. Propriétés tissulaires pouvant être explorée en IRM	26
3.1 Imagerie anatomique et dite de "contraste classique"	26
3.2 Pondération des séquences	27
3.3 Cartographie	27
3.4 IRM avec injection de produit de contraste	28
3.5 Imagerie des flux	28
3.5.1 Contraste de phase	28
3.5.2 Temps de vol	28
3.5.3 AngioIRM avec injection de produit de contraste	28
3.5.4 « ECG-gated FSE MR Angiography »	28
3.5.5 SSFP Angiography	29
3.5.6 ASL (Arterial Spin Labeling) utilisant la séquence SSFP	29
3.5.7 « Black-Blood Imaging »	29
3.6 Diffusion et tractographie	29
3.7 Exploration de la susceptibilité magnétique	29

3.8	Déplacement chimique	29
3.9	Spectrométrie	30
3.10	Elastographie	30
3.11	Imagerie de la température	30
II. B.	Terminologie, logiques de description et ontologies	31
II.B. 1.	Problème de communication et texte libre	31
1.1.	Échange d'information	31
1.1.1.	Impératifs liés à l'échange d'information	31
1.1.2.	Langage naturel et interopérabilité sémantique	31
II.B. 2.	Définition	32
2.1.	Triangle sémiotique	32
II.B. 3.	Les systèmes terminologiques	34
3.1.	Généralités sur les terminologies	35
3.2.	Des terminologies différentes pour des objectifs distincts	35
3.2.1.	Thésaurus	35
3.2.2.	Classification	35
3.2.3.	Nomenclature	36
3.3.	Récapitulatif des caractéristiques des systèmes terminologiques	36
II.B. 4.	Systèmes compositionnels multi hiérarchiques	37
4.1.	Approches compositionnelles de représentation des connaissances	37
4.1.1.	Approches compositionnelles	37
4.1.2.	Approche post coordonnées des Concepts	38
4.1.3.	Introduction des opérateurs Booléens	38
4.1.4.	Les axes orthogonaux	38
4.1.5.	Relations explicites	38
4.1.6.	Contraintes sur les relations	38
4.2	Récapitulatif des approches compositionnelles	39
II.B. 5.	Ontologies	40
5.1.	Définition	40
5.1.1.	Ontologie et philosophie	40
5.1.2.	Les ontologies et l'informatique	40
5.2.	Structure d'une ontologie	42
5.2.1.	Les concepts	42
5.2.2.	Les relations	43
5.3.	Ontologies existantes et leur intérêt en médecine	44
5.3.1.	Principales ontologies de haut niveau	44
5.4.	Les ontologies générales du domaine médical	47
5.4.1.	SNOMED-CT	47
5.4.2.	NCIT	50
5.4.3.	UMLS	51

5.5. Systèmes utilisant les ontologies en radiologie	51
1.1. Radlex	51
1.2. JEMRIS	52
1.3. NeuroLog	53
1.4. Ontology of f-MRI	53
II. C. DICOM	54
II.C. 1. Le domaine de DICOM	54
II.C. 2. La structure du standard	54
II.C. 3. Les bases de DICOM	54
3. 1. Définition	54
3. 2. Objectifs	55
3. 3. Description du standard	55
3. 4. DICOM comme consensus de classement des terminologies en radiologie	58
3. 5. Organisation des données dans un fichier DICOM	58
II.C. 4. Synthèse	62
II.D. Article comparant UMLS et DICOM	63
Ontologies and Information Models: Comparing the UMLS and the DICOM	
III. Elaboration et applications des ontologies en IRM	69
III. A. Méthode de construction des ontologies	70
III.A. 1. Méthodes de construction et cycle de vie des ontologies	70
1.1 Méthode de construction d'ontologies à partir de corpus	70
1.2 Méthode de représentation en logique de description de type TBox ABox	71
III.A. 2. Choix du formalisme de représentation et de l'éditeur d'ontologie	71
III.A. 3. Ontologies applicatives	72
III.A. 4. Problèmes particulier au domaine	72
III. B. Annotation des examens IRM	73
III.B. α. Matériel et méthode	73
III.B.α. 1. Critique de l'annotation des examens IRM	73
III.B.α. 2. Analyse de DICOM pour la représentation des acquisitions IRM	73
2.1. Analyse du standard DICOM limité à l'IRM	74
2.2. Analyse des entêtes DICOM	74
III.B.α. 3. Utilisation du logiciel OSIRIX	74
III.B.α. 4. Utilisation d'un extracteur d'entête DICOM	74
III.B. β. Résultats	75
III.B.β. 1. Analyse des entêtes d'examen fait en condition clinique	75
III.B.β. 2. Analyse de DICOM et proposition de modification pour l'annotation	75
2.1. La représentation du type d'acquisition	76
2.2. La représentation des différentes séquences	78
III.B.β. 3. Représentation des examens IRM	79

III.B.β. 4. Le patient	79
III.B.β. 5. Matériel	79
5.1. Les antennes	80
5.2. Événements, temps et intervalle de la séquence	81
5.3. Construction et géométrie de l'image	82
5.4. Exploitation des propriétés du domaine fréquentiel : acquisition parallèle	83
5.5. Suppression de tissu ou d'une partie du champ de vue	84
5.6. Excitation sélective	84
5.7. Flux	84
5.8. Utilisation d'un produit de contraste	86
III.B.β. 6. Données de sécurité	86
III.B.β. 7. Outil informatique permettant une analyse	87
III.B. γ. Article sur la création de l'ontologie IRM	89
Creating a magnetic resonance imaging ontology	
III. C. Outil de reconnaissance et correction des artéfacts en IRM	93
III.C. α. Matériel et méthode	93
III.C.α. 1. Extraction des connaissances	94
III.C.α. 2. Création de l'ontologie	96
III.C.α. 3. Construction de l'interface graphique utilisateur	96
III.C.α. 4. Validation de l'outil	97
III.C. β. Résultats	98
III.C.β. 1. Utilisation du GUI	98
III.C.β. 2. Ontologie des artéfacts d'IRM	99
III.C.β. 3. Validation	100
III.C. γ Article décrivant l'élaboration de l'outil	102
MRI image artifact ontology: A Proposed Method for Improved Recognition	
III. D. Outil d'aide à la décision : Aide à la prescription d'IRM	107
III.D. α. Systèmes existant et limites	107
III.D.α. 1. ACR Appropriateness Criteria	107
III.D.α. 2. Le guide bon usage Français SFR et Européen	108
III.D.α. 3. Synthèse	109
III.D. β. Matériel et méthode	109
III.D.β. 1. Cas d'usage : bon usage de l'IRM dans le cas d'un traumatisme du genou	110
III.D.β. 2. Représentation des connaissances du domaine	111
III.D.β. 3. Moteur statistique	111
III.D. γ. Résultats	115
III.D.γ. 1. Ontologie de la sémiologie clinique et IRM du genou	115
III.D.γ. 2. Signes cliniques et interface utilisateur	115
III.D.γ. 3. Résultat interface graphique	116

IV. Conclusion et perspectives	117
IV. 1. Comparaison de nos solutions avec les systèmes utilisant les ontologies en radiologie	118
IV. 2. Situation de notre travail par rapport au contexte	118
2.1. DICOM lien incontournable	118
2.2. Ontologie et images médicales	118
IV. 3. Possibilité de développement des différentes solutions que nous avons proposées	119
3.1. Annotation des examens IRM	119
3.2. Outil pour la reconnaissance et la correction des artéfacts en IRM	119
3.3. Outil d'aide à la décision : exemple dans l'aide à la prescription d'IRM	120
IV. 4. Conclusion	120
V. Bibliographie	121

I. Introduction

Ce travail, bien qu'il soit centré sur l'Imagerie par Résonance Magnétique nucléaire (IRM), prend ses racines dans l'histoire de l'imagerie médicale et de ses rapports avec l'informatique médicale. Pour l'introduire, nous allons montrer le lien fort qui existe entre informatique et imagerie médicale afin de démontrer l'intérêt qu'il y a à développer des outils performants de gestion des connaissances en imagerie médicale.

Imagerie médicale et virage numérique [1]

Les premiers services de radiologie sont apparus dès 1896 et durant le XX^{ème} siècle, en particulier à partir des années 70, la radiographie va progresser tant en termes techniques que séméiologiques. L'imagerie médicale bénéficie de bouleversements successifs intervenus à partir des années 1950 avec l'apparition de techniques nécessitant du traitement du signal pour obtenir une image. Le virage du numérique est définitivement pris avec l'invention du scanner et de l'IRM. Le principe de l'IRM repose sur le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) qui est connu depuis 1926 mais ce n'est qu'en 1945 qu'on obtient les premiers spectres de RMN. Pour passer de ces spectres à l'imagerie il sera nécessaire de développer une informatique suffisamment puissante et rapide, l'autre écueil étant la production d'un champ stable et uniforme. Raymond Vahan Damadian propose dès 1971 d'utiliser la RMN dans un but médical et appuie sa proposition sur la démonstration que la spectroscopie permet une différenciation tissulaire [2]. Paul Lauterbur et Peter Mansfield ont obtenu le prix Nobel 2003 pour avoir produit la première image IRM, en 1973 [3]. En 1975, Richard Ernst propose d'utiliser la transformée de Fourier pour analyser le codage en fréquence et en phase du signal IRM [4]. Damadian publie la première acquisition sur le corps humain en 1977 [5]. L'IRM est alors définitivement parée pour le développement clinique.

Du fait de tous ces développements, la radiologie est devenue largement tributaire du traitement du signal par l'électronique (ordinateur...) et de leurs développements. Le problème rencontré a très vite été le nombre de données et leur traitement informatique. Dans les années 80, l'enjeu essentiel était la production sur film des images associées à des informations administratives pertinentes (nom du patient, date...). Des solutions de stockage et de réseau sont devenues très vite nécessaires. Ces premiers systèmes informatiques d'imagerie étaient développés par chaque constructeur créant sans consensus leur propre architecture de système, moyen de communication et format d'image. Ces systèmes étaient évidemment incompatibles même entre les différents modèles d'un même constructeur. La multiplication des moyens d'imagerie numérique et l'apparition des stations de traitement de l'image ont nécessité la mise en réseau des machines faisant apparaître la notion de compatibilité des fichiers informatiques. La notion de format est aussi apparue en radiologie, ainsi que celle de protocole de transmission au sein du réseau de machines.

Imagerie médicale et norme

Après la mise en place de ces systèmes autonomes mais non communicants, le problème qui a été posé aux industriels par les utilisateurs, était de pouvoir les rendre compatibles pour permettre le transfert d'images et les informations associées. En effet, lors d'échanges d'informations, deux équipements d'imagerie doivent être capables de se transmettre des données mais aussi de pouvoir les comprendre et les interpréter afin de les utiliser (affichage, impression...).

Trois grandes zones géopolitiques ont alors développé séparément leurs standards :

- Aux USA L'American College of Radiology (ACR) [6] et la National Electrical Manufacturers Association (NEMA) [7] ont abouti à Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) [8].
- En Europe le Comité Européen de Normalisation [9] - Technical Comité 251 – Medical, Informatics Working Group 4 (CEN TC 251 WG4) a abouti à MEDICOM (MEDical Image COMmunication).
- Au Japon, par le Japanese Industry Radiology Apparatus (JIRA) qui a développé IS&C (Image Save and Carry) [10].

Depuis 1993, les trois travaux ont été réunis pour définir un standard mondial. C'est le terme "Digital Imaging and Communication in Medecine" (DICOM) qui a été retenu. Il est considéré comme un standard de communication. La norme de l'International Organization of Standard (ISO) est également utilisée pour les modifications qui sont apportées au standard. La politique de DICOM est aujourd'hui d'incorporer les éléments permettant d'augmenter la standardisation lors de la réalisation des actes de radiologie au sens large (de l'indication au compte rendu...). Les différentes évolutions et la politique de développement du standard sont gérées par un comité international le « DICOM Comitee ». En 1998, une liaison étroite entre le comité DICOM et l'ISO a été instaurée, ce qui a abouti à la reconnaissance de DICOM par l'ISO comme seul standard pour l'imagerie biomédicale. Cette reconnaissance a pour but de faciliter la connexion de l'imagerie médicale au reste du système d'information de santé. Nous reviendrons largement sur le format DICOM dans un chapitre qui lui est consacré.

Modélisation des connaissances, ontologies...

L'intérêt des classifications médicales est apparu dès le milieu du XIX^{ème} siècle avec la Classification Internationale des Maladies (CIM) [11] qui a permis la naissance de spécialités comme l'épidémiologie ou la santé publique...

La radiologie est une spécialité médicale située à l'interface entre la technologie (machines utilisées pour l'acquisition des images et systèmes informatiques) et la pratique médicale clinique (diagnostic et prise en charge des patients...). Une fois les images acquises et interprétées, elles nécessitent des outils de communication pour que les informations soient compréhensibles par tous et non déformées. De plus, l'utilisation des systèmes informatiques dans la gestion des bases de données, nécessite des données structurées et contrôlées dès leur entrée.

Grâce à leur capacité à représenter des connaissances, les ontologies connaissent un succès remarquable parmi la communauté informatique. Connues depuis une vingtaine d'années, d'abord

uniquement au sein de la communauté Intelligence Artificielle (IA), leur utilisation s'étend depuis quelques années aux systèmes d'informations. Ce succès est en grande partie dû à leur émergence dans le monde du Web et au rôle qu'elles jouent dans la création du Web Sémantique [12]. Elles sont considérées de nos jours comme l'outil permettant l'interopérabilité sémantique. Elles permettent l'échange d'information et le partage de connaissances entre les êtres humains et/ou les machines dans des domaines complexes. Les ontologies peuvent être utilisées pour plusieurs objectifs [13] : sémantique (résoudre des conflits sémantiques, uniformiser la sémantique des concepts dans un domaine...), raisonner sur des données dans un langage logique, inférer de nouvelles connaissances...

Intérêt d'utiliser les ontologies dans le domaine IRM

La radiologie du XXI^{ème} siècle est maintenant orientée et ce de manière définitive vers le tout numérique. L'imagerie médicale possède maintenant des services qui sont pour la plupart totalement structurés d'un point de vue informatique. En effet les Systèmes d'Information Radiologique (RIS) permettent la gestion administrative des patients et des examens de radiologie. Les Picture Archiving and Communication System (PACS) permettent eux l'accès aux examens d'imagerie en intranet ou en extranet. Ces systèmes peuvent être en lien avec le SIH (Système d'Information Hospitalier). Ces solutions qui sont maintenant développées en technologie web sont le terreau propice à l'intégration des ontologies.

Objectifs de notre travail

L'imagerie par Résonance Magnétique nucléaire (IRM) n'est plus maintenant aussi mystérieuse que le rayonnement X du temps de Röntgen mais, du fait de son poids sur les décisions médicales et de ses caractéristiques techniques complexes, elle apparaît le moyen d'imagerie le plus intéressant à représenter sous la forme d'une ontologie. Des ontologies en imagerie médicale existent déjà en particulier RadLex [14], qui est très performante et bénéficie d'un large soutien financier et humain [15]. Le but de ce travail ne peut être de créer une ontologie mais de créer des solutions les utilisant pour permettre la résolution de problèmes liés à la pratique de l'IRM. Dans le cadre d'une pratique quotidienne nous avons identifié des problématiques qui peuvent bénéficier au mieux de ce type de technologie. La première est l'annotation d'image, la deuxième est l'association d'image aux connaissances et la troisième est l'association d'outils d'aide à la décision.

ANNOTATION des examens IRM (Représentation des données techniques)

Il est impératif pour le radiologue de savoir à quel type d'imagerie IRM il a affaire pour l'interprétation du signal tissulaire. L'association des propriétés explorées en IRM aux paramètres techniques utilisés est parfois difficile à comprendre par des médecins radiologues praticiens. En effet, les industriels au fur et à mesure de leurs développements ne se sont pas imposés de dénomination commune, ce qui a abouti à une hétérogénéité sémantique très importante. En partant des connaissances du domaine, la méthode que nous proposons utilise les éléments structurants existants (en particulier le DICOM) et propose d'homogénéiser la description de l'examen IRM et les techniques d'acquisitions. L'objectif est

de proposer une annotation de l'examen IRM permettant au radiologue de connaître les paramètres techniques pertinents pour son interprétation.

Intégration des images dans une ontologie (aide à l'identification et correction des artéfacts)

L'imagerie médicale est par définition liée à l'image, que cela soit dans sa production comme nous venons de le voir mais également dans son interprétation. L'interprétation d'image se fait la plupart du temps de manière textuelle mais, comme dans la caricature, les images parlent souvent d'elles-mêmes et il est parfois difficile d'exprimer en mots tous les éléments contenus dans l'image. Cependant il n'est pas commun d'incorporer des images dans les ontologies et il nous apparaît essentiel de lier images et connaissances pour représenter le domaine de l'imagerie médicale. La sémiologie médicale étant complexe et faisant intervenir des notions qui ne sont pas l'objet de ce travail, nous avons choisi de nous intéresser aux artéfacts en IRM. En effet, les artéfacts sont une problématique importante des examens IRM dans le sens où ils arrivent souvent et sont parfois difficiles à reconnaître ou à corriger. L'objectif est donc de représenter les images d'artéfacts IRM au sein d'une ontologie sur ces derniers et de proposer un outil permettant leur identification et correction pour faciliter la pratique quotidienne.

Outil d'aide à la décision (aide à la prescription d'IRM)

L'IRM est de plus en plus au cœur de la décision médicale (prise en charge des AVC, chirurgie du genou...). Or les demandes d'examens non recommandés embolisent les matériels dont le temps d'acquisition est relativement long comparé aux autres moyens d'imagerie. L'exercice de la médecine fait intervenir de plus en plus la notion de probabilité, l'intégration de ces probabilités au sein d'outils d'aide à la décision apparaît essentiel. L'objectif est d'associer les probabilités à une ontologie médicale pour permettre la production d'un système d'aide à la décision. Nous avons ainsi choisi de prendre l'exemple typique de la demande d'IRM dans le cadre du genou traumatique.

II. État de l'art

II. A. IRM

De très nombreux ouvrages ont été écrits dans différentes langues pour expliquer l'IRM. Le but de cette partie du travail n'est pas d'inventer ou de rectifier de nouvelles connaissances sur le sujet mais bien d'organiser ces dernières de manière à les rendre « ontologisables ».

Les livres de référence que nous avons utilisés ont été dirigés par B. Kastler [16] et Bernstein [17].

Les articles sont essentiellement issus de Radiographics [18, 19].

Pour appréhender cette partie nous allons rappeler les différentes propriétés explorables par l'IRM, puis les différentes étapes nécessaires à l'acquisition IRM et enfin les séquences IRM.

1 Bases du principe IRM

Avant de décrire les séquences d'IRM et d'en proposer une classification, nous allons faire un rappel sur les caractéristiques tissulaires pouvant être étudiées. La condition préalable à une acquisition d'IRM est que le noyau possède un nombre de spin non nul. Le noyau d'hydrogène (proton) possède cette propriété. Le spin nucléaire (Fig.1) est une caractéristique quantique intrinsèque du noyau comme sa masse et sa charge, il peut prendre des valeurs entières ou demi-entières : 0, 1/2, 1 et 3/2 (1/2 pour l'hydrogène).

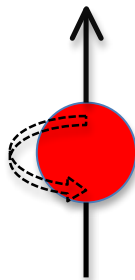


Figure 1 : schéma du spin : le proton tourne sur lui même (spin) mais également autour d'un axe. Par analogie on peut le comparer à une toupie.

En présence d'un champ magnétique B_0 , le spin nucléaire donne naissance à un moment magnétique de spin μ dont l'amplitude est proportionnelle à la valeur du spin. Cet effet n'est donc observable que si le spin est non nul, les noyaux de spin nul sont inexploitable en RMN et IRM. Le moment μ est animé d'un mouvement de précession autour de l'axe de B_0 , tel une toupie autour de la verticale, avec une pulsation propre ω_0 proportionnelle à l'intensité B_0 . Cette précession peut se faire dans la direction que B_0 (parallèle) ou dans le sens opposé (antiparallèle) (Fig. 2).

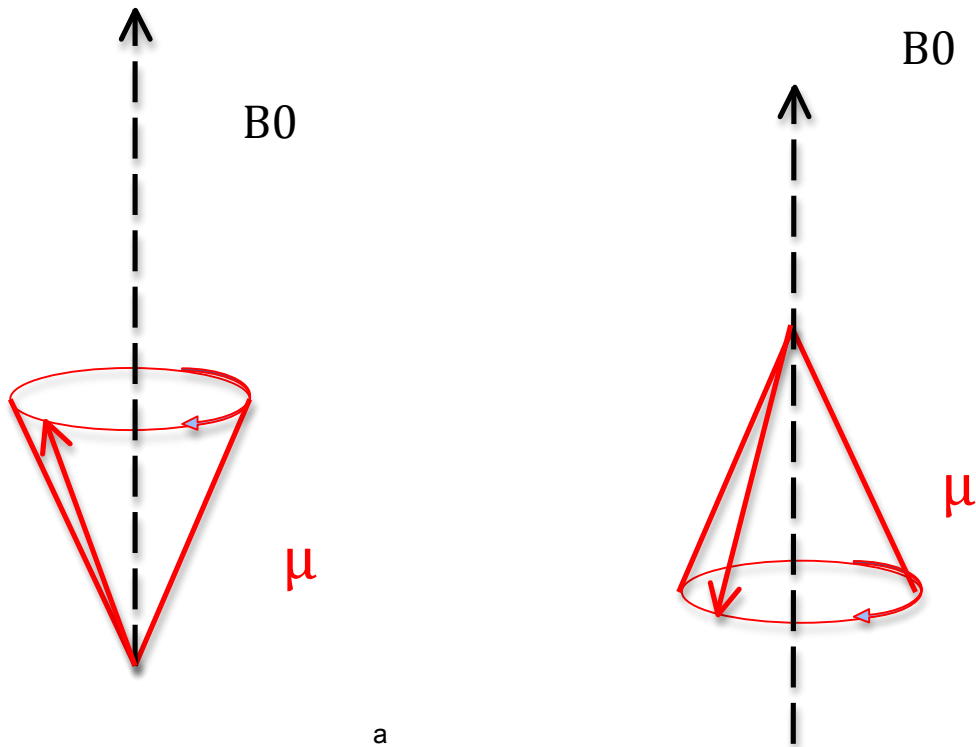


Figure 2 : schéma de représentant μ en position parallèle (a) et en position anti-parallèle (b)

Comme tout élément électrique tournant, le proton possède donc un moment magnétique. Par analogie on peut le comparer aux électrons dans les bobines des aimants supra conducteurs. Dans la vie courante, non exposée à un champ magnétique puissant ces petits aimants s'annulent les uns les autres avec un moment (vecteur) magnétique global $M=0$.

Le principe de la mesure de résonance magnétique nucléaire est de mettre le moment en mouvement de précession autour d'un champ B_0 (Fig. 3). Une fois ce moment magnétique mis en évidence, ses caractéristiques vont être mesurées en le perturbant à l'aide d'un deuxième champ magnétique B_1 appliqué pendant un court instant. Cela dévie la trajectoire de M , mais une fois B_1 disparu, il retrouve son mouvement initial en présence de B_0 seul. Ce retour à l'équilibre s'accompagne d'une émission d'ondes électromagnétiques que l'on peut détecter : c'est le signal mesuré en RMN et IRM. Nous allons détailler cette mesure dans la partie correspondant aux séquences.

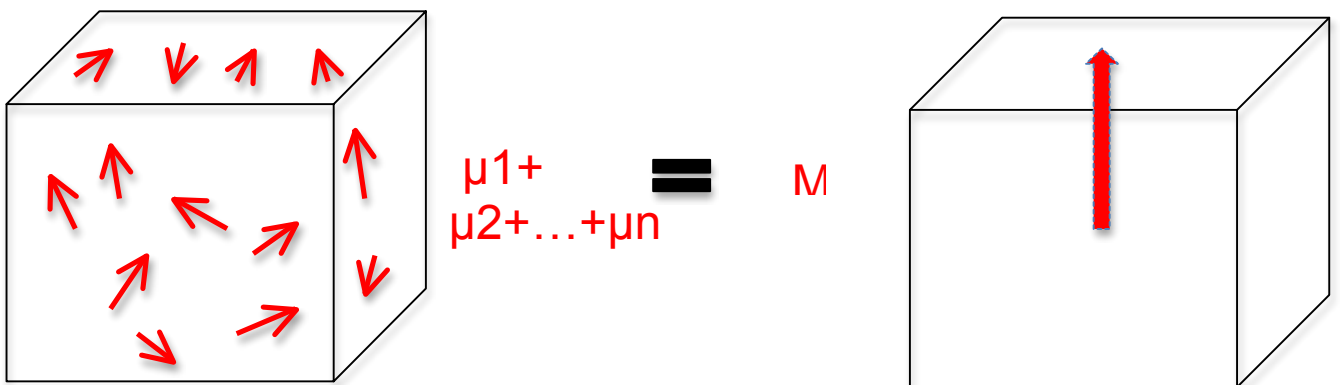


Figure 3 : schéma du voxel et du moment magnétique au sein de B_0

1.1 Encodage du signal domaine des fréquences : notion de Voxel

Durant un examen IRM, le patient est l'objet d'étude. La méthode d'acquisition du signal lors de l'IRM est liée à la manipulation de l'aimantation puis à l'écoute du signal émis par cette aimantation. Ce principe fait que l'on sélectionne la partie du patient que l'on veut étudier grâce à un système de codage de la fréquence de résonance. L'étude qu'elle soit sous la forme d'un volume ou de coupes peut se résumer à une étude de voxels (cube ou parallélépipède rectangle). Ses dimensions sont définies par l'épaisseur de coupe et le champ de vue (Field Of View (FOV)) ou le Volume d'étude en fonction du type d'acquisition choisi : 2D ou 3D. Cette exploitation du domaine des fréquences grâce à l'application de gradients de champ magnétique et à la matrice d'acquisition permet de savoir à quelle partie du sujet d'étude le signal appartient. Le passage entre ce domaine des fréquences (espace k) et l'image se fait à l'aide de la transformée de Fourier et à l'inverse de la transformée de Fourier (Fig.4).

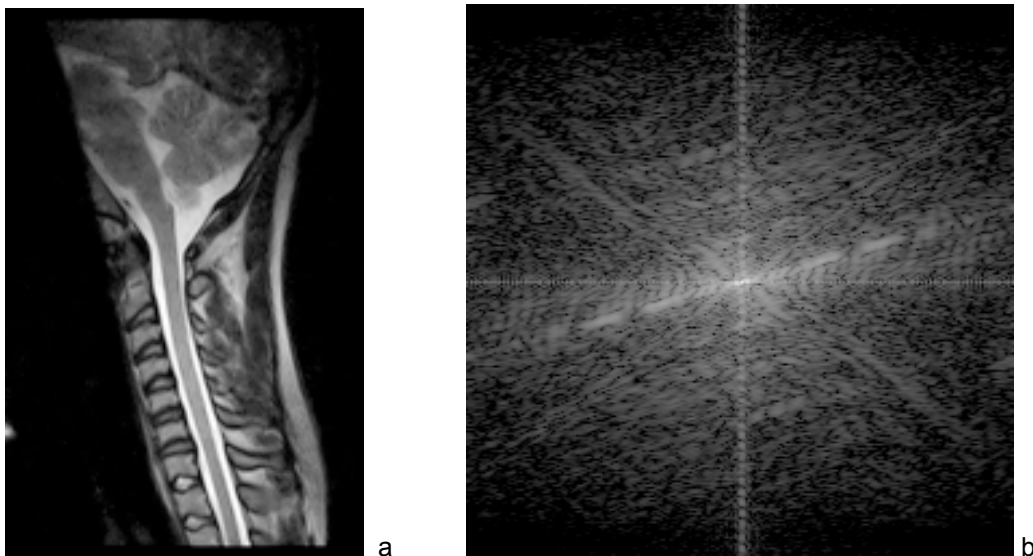


Figure 4 : Image d'IRM (a) et son équivalent en représentation dans le domaine fréquentiel (b). Réalisé grâce au logiciel ImageJ [20]

Pour les explications suivantes nous admettons avoir réduit l'objet d'étude à un ou à une somme de voxels. Nous décrivons les événements visibles par un voxel. En regardant le voxel on peut dire que ce dernier est constitué de la somme des moments magnétiques des noyaux atomiques sélectionnés compris au sein du voxel (μ). Même si ils s'influencent les uns les autres, subissent les influences de leur environnement (autres noyaux atomiques, liaison chimique, effet para-ferromagnétique...) leur somme constitue le moment magnétique M qui sera celui mesuré (Flèche rouge Fig. 3).

1.2 Principe de l'IRM : représentation du point de vue du voxel

Pendant la séquence d'IRM chaque voxel contenant les noyaux stimulés réagira suivant les figures (Fig. 5 à 7). Au début de la séquence le moment magnétique M est à l'équilibre sous l'influence du champ B_0 de l'aimant (Fig. 5). Puis sous l'influence d'une impulsion de radiofréquence B_1 produite par l'antenne émettrice le moment magnétique change sa direction (Fig. 6). Dès la fin de l'impulsion le moment magnétique aura tendance à revenir à l'état d'équilibre. C'est ce phénomène

électromagnétique que l'antenne réceptrice mesurera à un certain temps par rapport au début de l'impulsion de radiofréquence (TE) et avec une certaine bande passante (BW) (Fig. 7 et 8). Un certain temps s'écoulera avant la répétition de l'impulsion émettrice. Cet intervalle de temps définit le TR (Fig.8).

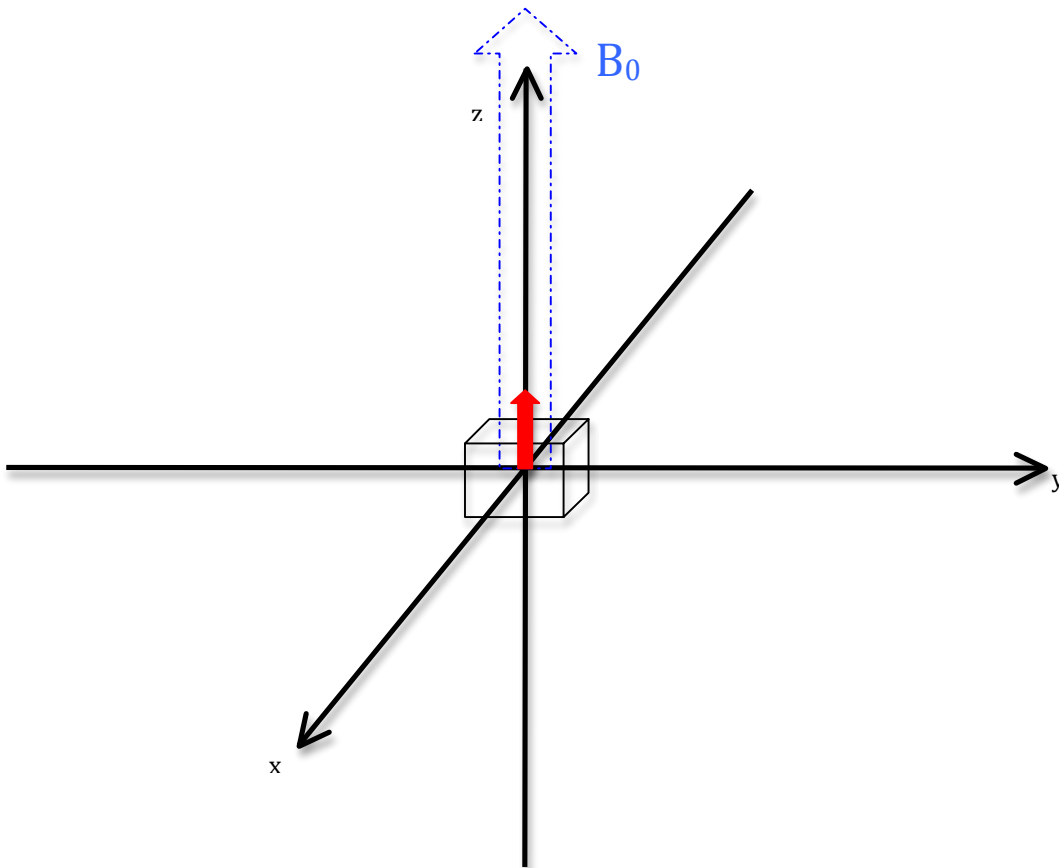


Figure 5 : Représentation schématique d'un voxel (cube noir), avec son moment magnétique (flèche pleine) et B_0 (flèche en tirets) pendant l'expérience IRM : Condition de base sans impulsion de radiofréquence

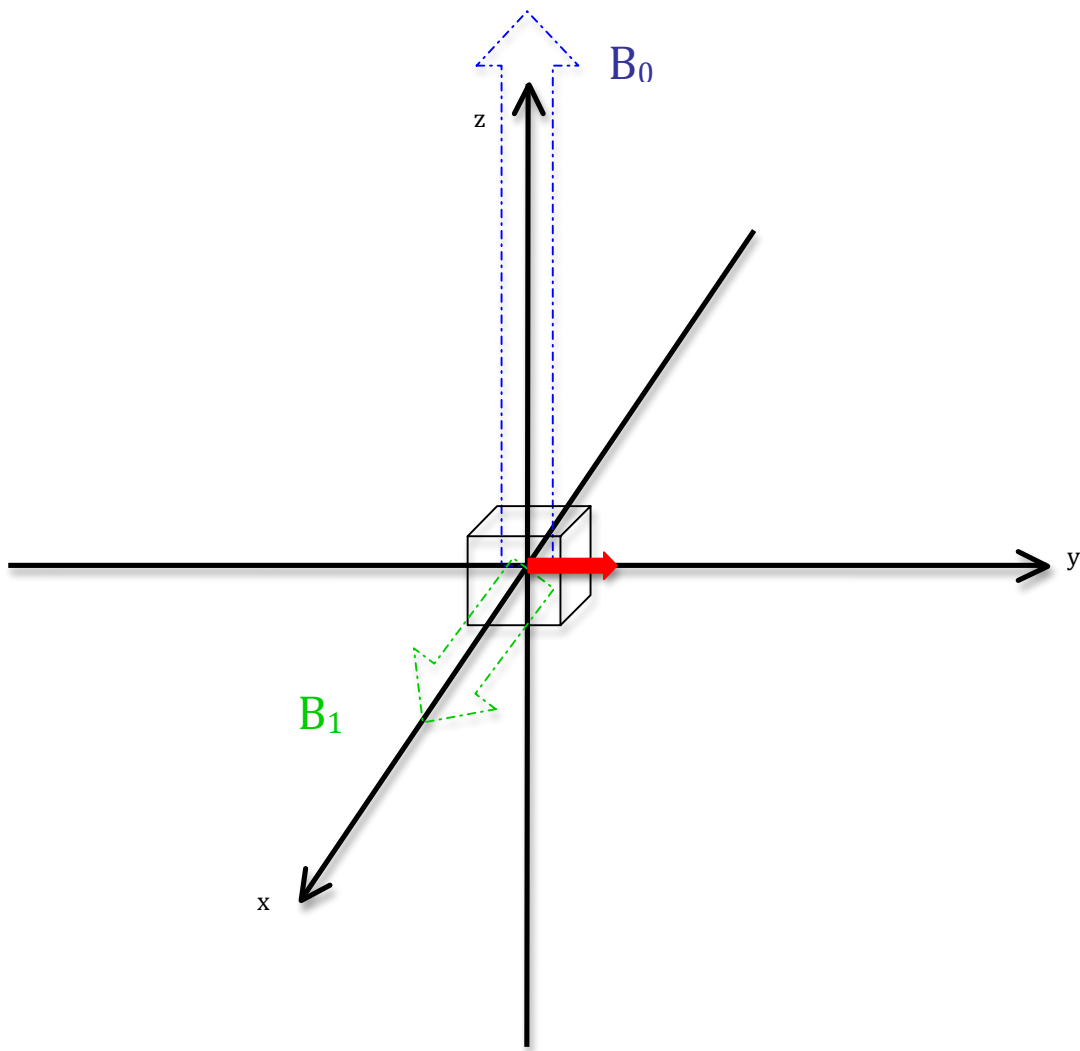


Figure 6 : impulsion RF B_1 (flèche en pointillés) : effet de l'impulsion RF

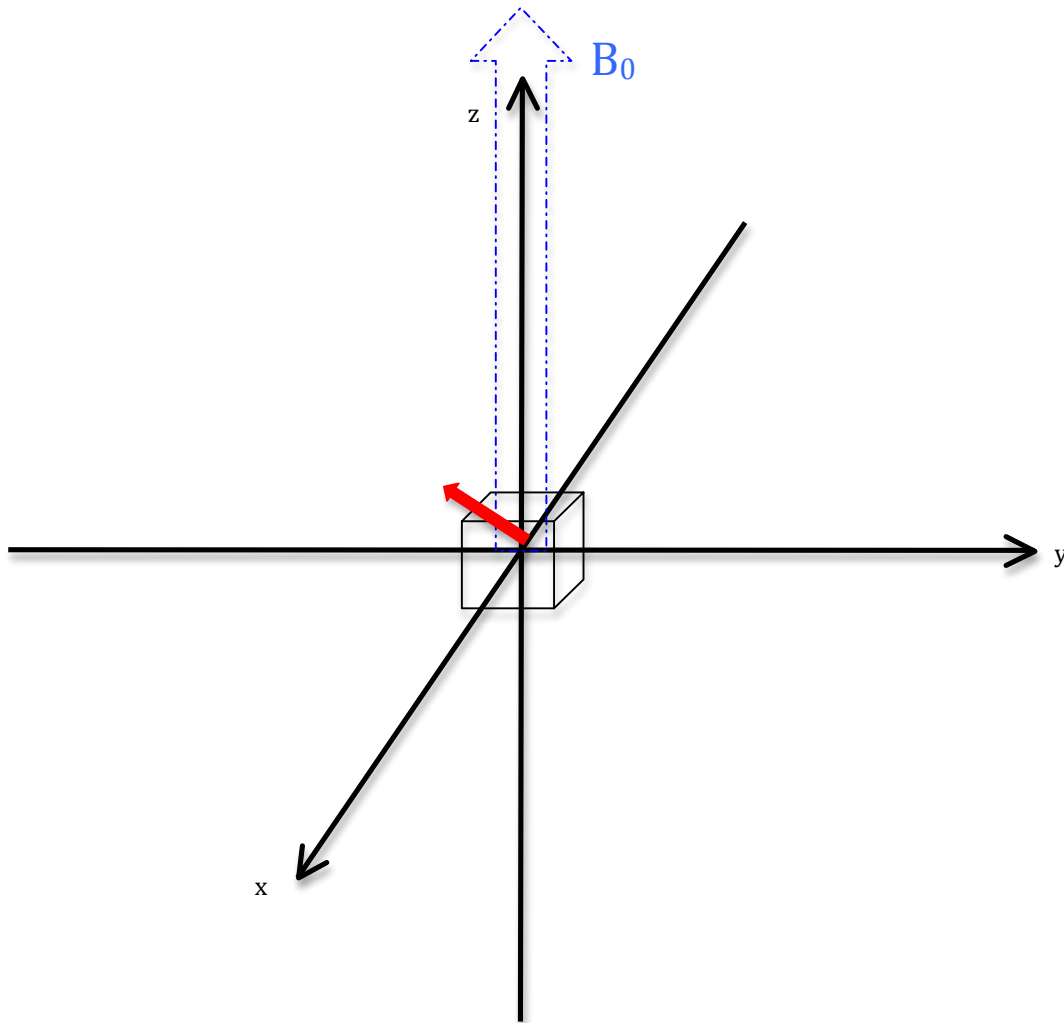


Figure 7 : mesure du signal

1.3 Représentation du point de vue du chronogramme (Fig. 8)

Cette modélisation de la séquence IRM peut également se faire sous la forme d'un diagramme appelé chronogramme. Ce chronogramme ne représente pas les phénomènes au sein du voxel mais au niveau de la machine pour représenter les événements et leur organisation dans le temps. Il permet aux ingénieurs de développer de nouvelles séquences. La représentation réalisée ici est volontairement schématique, les chronogrammes exhaustifs comprennent une dizaine de lignes. Trois types d'événements principaux peuvent être différenciés : impulsion de radiofréquence, gradient et signal.

Les impulsions de radiofréquence (RF), sont des ondes produites dont l'effet est le plus souvent exprimée en angle qui représente en fait leur action (angle de basculement de l'aimantation) sur le moment magnétique.

Les gradients sont

- Le gradient de sélection de coupe (Gs) permet de choisir la partie du sujet que l'on souhaite étudier au moment des impulsions de radiofréquence.

- Le gradient de phase (G_p) permet le codage de chaque ligne de la matrice de Fourier en utilisant la phase. Il est appliqué après l'impulsion RF et avant la lecture du signal.
- Le gradient de lecture (G_r) permet d'assigner le signal reçu dans les colonnes de la matrice de Fourier. Il est appliqué pendant le recueil du signal.

Le chronogramme met l'accent sur l'organisation temporelle des événements au sein de la séquence. D'un point de vue temporel il est important de distinguer les événements qui se déroulent à un instant avec une durée propre, de ceux qui sont définis par un intervalle entre deux événements (le milieu de l'événement étant en général pris en compte).

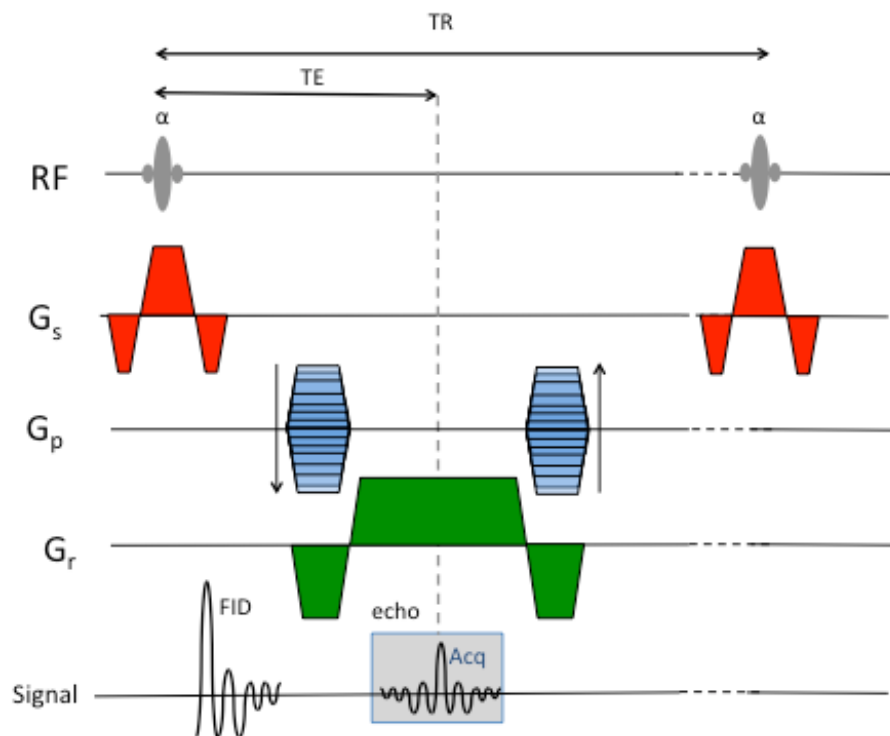


Figure 8 : exemple de représentation de chronogramme

1.4 Mesure du signal IRM

Lorsque l'on coupe l'impulsion RF (B_1) le système de spin retourne à l'équilibre en produisant un champ électromagnétique qui induit un courant dans la bobine de réception du signal. Ce courant induit est le signal effectivement mesuré.

La courbe qui donne le courant induit en fonction du temps est appelée FID pour Free Induction Decay ou « signal de précession libre » en français. Pour pouvoir exploiter la mesure il faut faire appel à une opération mathématique de traitement du signal : la transformée de Fourier.

1.5 Traitement du signal par transformée de Fourier

La transformée de Fourier (TF) est une opération mathématique qui permet de déterminer le spectre en fréquence d'un signal temporel $f(t)$. Les sinusoïdes contenues dans $f(t)$ sont décomposées grâce à

la TF en pics centrés sur des fréquences ce permet leur analyse voire leur quantification (aire du pic). L'espace k possède des propriétés qui peuvent être utilisées. La plus évidente est la symétrie qui permet des acquisitions partielles avec reconstruction de l'image complète. Le centre de l'espace k correspond aux basses fréquences et pèse sur le contraste de l'image, la périphérie correspond aux hautes fréquences et pèse sur les contours au sein de l'image. Des filtres mathématiques peuvent être utilisés pour renforcer ou diminuer certains composants de l'image.

1.6 Construction et géométrie de l'image

Comme l'homme n'est pas capable d'interpréter directement l'espace k, ce dernier est transformé en image par la transformée de Fourier. L'image est divisée en lignes et colonnes pour constituer un champ de visualisation qui permet une représentation « anatomique », analysable par l'être humain. Du fait de la technique d'acquisition il faut choisir la direction de codage de phase horizontal ou vertical qui aura un effet en particulier sur les artéfacts de répétition.

1.7 Exploitation des propriétés du domaine fréquentiel : acquisition parallèle

L'acquisition parallèle est un moyen d'utiliser une propriété des antennes multiéléments. Elle est utilisée pour réduire le temps d'acquisition, en utilisant l'ensemble des vues de chacun des éléments de l'antenne pour remplir au plus vite l'espace k.

1.8 Suppression de tissu, d'une partie du champ de vue ou excitation sélective

Du fait des propriétés du signal IRM on peut choisir de supprimer soit une zone de l'image (en général pour se prévenir d'artéfacts) ou une composante tissulaire en annulant le spectre du tissu au sein du signal reçu. Enfin des impulsions de gradient de brouillage (spoilers) peuvent être utilisées pour annuler toute aimantation résiduelle afin de ne pas perturber la mesure lors du prochain cycle.

A l'inverse des processus de saturation, l'IRM permet l'étude d'un tissu en particulier par l'excitation sélective de son spectre.

1.9 Utilisation d'un produit de contraste

Pendant la durée de l'examen IRM un agent de contraste peut être administré. Ce dernier présente des caractéristiques particulières et son utilisation se fait suivant un protocole. Il permet de mettre en évidence les propriétés d'un tissu ou d'accentuer les différences entre deux tissus.

1.10 Données de sécurité

Les normes de sécurité, la surveillance et le suivi lors des examens médicaux sont un élément essentiel. Ceci est particulièrement vrai en imagerie médicale où la plupart des examens sont réalisés dans un but diagnostique et ne doivent pas nuire à la personne. Le taux d'absorption spécifique ou

Specific Absorption Rate (SAR) est un élément essentiel car il permet de juger de l'énergie délivrée au patient lors d'un examen.

2 Les séquences IRM

2.1 Positionnement de la séquence IRM au sein du moyen d'imagerie

Un **examen IRM** pour un patient est composé d'un ensemble de **séquences**. Chacune d'entre elle est réalisée dans un but précis (mise en évidence de propriétés) et possède une organisation particulière des événements élémentaires qui la compose pour répondre à ce but. L'organisation des séquences d'IRM est souvent liée à la pathologie ou à l'organe ou la région anatomique étudiée, on parle alors de protocole d'examen. Il peut être le **protocole d'examen à réaliser** mais comme l'examen IRM est dynamique, peut être modifié en cours d'examen du fait de découverte, on parle de **protocole d'examen réalisé**. Le protocole d'examen planifié peut évidemment être identique au protocole réalisé. L'exploration a pour but de mettre en évidence les propriétés tissulaires le plus souvent au travers des pondérations T1, T2, Densité de Protons (DP) et T2*. D'un point de vue général le T1 permet une exploration plutôt anatomique ou d'analyse de prise de contraste, le T2 la mise en évidence de l'œdème, du liquide et des collections, la DP la densité en proton principalement utilisée en imagerie ostéo-articulaire et le T2* qui reflète les inhomogénéités de champ magnétique particulièrement et est particulièrement utile pour la recherche de saignement.

2.2 Classification des séquences

2.2.1 Spin Écho

Schéma de base

La séquence débute par une impulsion de radiofréquence de 90°, suivie d'une impulsion de 180° au temps TE/2. Un écho est mesuré au Temps d'Echo (TE). La séquence est répétée tous les Temps de Répétition (TR).

Chronogramme (Fig. 9)

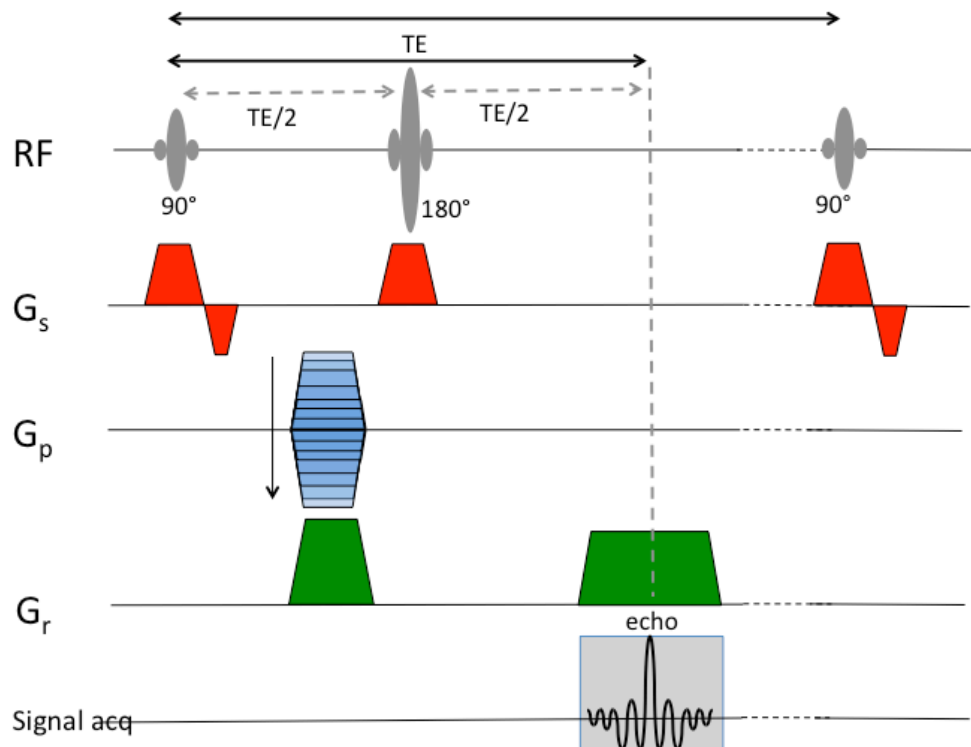


Figure 9 : chronogramme de la séquence Spin Echo

Acronymes et noms spécifiques aux constructeurs : Le nom Spin Écho (SE) est utilisé par tous mais parfois peut apparaître sous l'appellation Conventional Spin Echo (CSE).

Variantes de la séquence Spin Echo

a. Multi Spin Echo

Schéma de base

Cette séquence a au moins deux échos mesurés avec deux TE différents durant le même TR. Le changement par rapport à la séquence de base est le nombre de mesures dont les TE caractériseront les pondérations des images obtenues. Ces échos multiples peuvent permettre d'obtenir plusieurs coupes ou plusieurs pondérations.

Acronymes (tab. 1)

	Nom	Acronyme
GE	Spin Echo	SE (2 to 4 echos)
	Multi-Echo Multi-Planar	MEMP
	Variable Echo Multi Planar	VEMP
Hitachi	Spin Echo	SE (2 to 4 echos)
Philips	Multi Spin Echo	MSE
Siemens	Spin Echo	SE
	Multi Echo	ME
	Multi Spin Echo	MS
Toshiba	Spin Echo	SE
	Multi Echo	ME

Tableau 1 : acronymes des séquences spin écho

b. Fast Spin Echo

Schéma de base

L'idée de cette séquence est de remplir les temps morts laissés par les longs TR que les séquences type SE nécessitent. Ce but est renforcé par les techniques de remplissage rapide de l'espace k. Le changement essentiel par rapport à la séquence SE tient au fait que plusieurs lignes de l'espace k soient remplies durant le même TR. Pour permettre cela, avant chaque nouvel encodage de gradient, il doit y avoir une impulsion de 180° pour permettre la création d'un nouvel écho de spin. Une autre méthode est d'utiliser des gradients dont la première partie sert à la lecture et la deuxième partie à annuler ce codage. Les limites à l'accélération sont TR et surtout la décroissance du signal transversal suivant T2 ou T2*. Le nombre d'échos recueillis au sein du même TR pour remplir la même image est appelé : Echo Train Length (ETL) ou Turbo Factor (TF). Comme tous ces échos ont des TE différents, le TE qui donnera la pondération de l'image est déterminé par les TE des acquisitions correspondant au centre de l'espace k. Différentes techniques peuvent être utilisées pour augmenter le signal sur les échos tardifs du même TR : impulsion de RF refocalisante à la fin du TR, intervalles d'échos irréguliers, angle variable d'impulsion de RF refocalisante.

Chronogramme (Fig. 10)

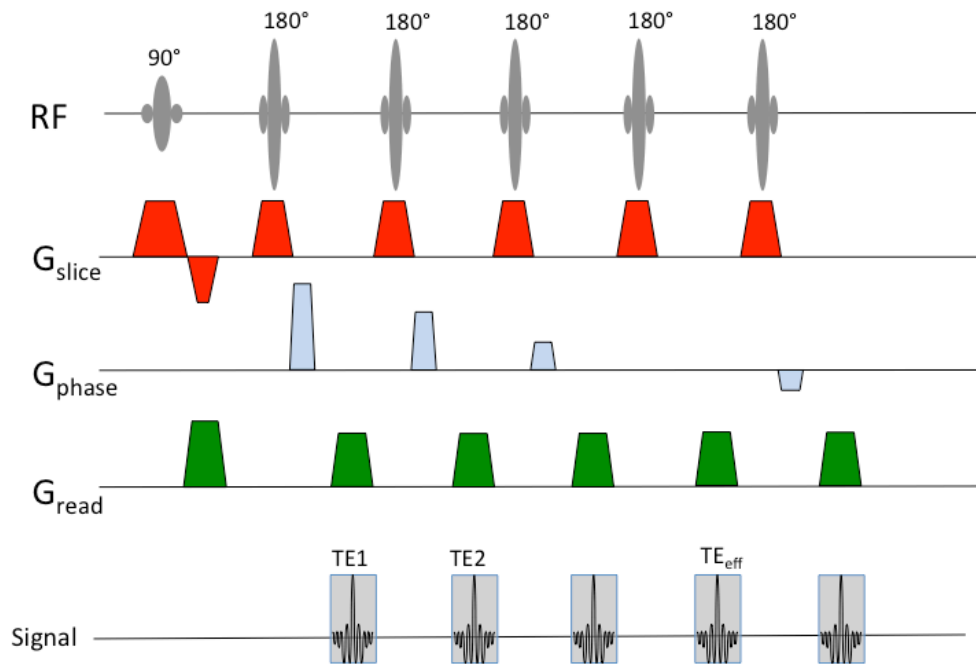


Figure 10 : chronogramme de la séquence Fast Spin Echo

Acronyme (Tab 2)

Différents noms ont été utilisés pour appeler cette séquence RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement)/ Turbo SE (TSE) / Fast Spin Echo FSE. Les constructeurs ont donné de nouveaux noms à des variantes de cette séquence permettant de corriger ses défauts. Ces noms ont été développés dans un but essentiellement commercial.

TSE avec angle de basculement variable

Les impulsions refocalisantes de 180° peuvent être remplacées par un angle variable durant le train d'écho (ETL) (pour les séquences TRAPS ou SPACE Siemens, RF SMART Philips) ou un profil d'impulsion de radiofréquence modifié. Ces techniques permettent d'accélérer les acquisitions 3D et de diminuer la SAR. DEFT (Driven Equilibrium Fourier Transform) utilisant une RF pour restaurer l'aimantation longitudinale permet de réduire le TR (Restore Siemens, DRIVE Philips, FR-FSE GE, FSE T2 Pulse)

Sequence Name	GE	Hitachi	Philips	Siemens	Toshiba
Turbo Spin Echo	FSE	FSE	TSE	TSE	FSE
Turbo Spin Echo (Echo train)	FSE-XL/FSE	FSE	TSE	TSE	Fast SE
Turbo Spin Echo (Echo Train) refocusing RF at the TR end.	FRFSE XL (-90°)	DEFSE	TSE DRIVE (180° then 90°)	Restore (180° then 90°)	FSE / FASE T2 Plus
Turbo Spin Echo (Echo Train) avec intervalles d'échos irréguliers.					DIET
Turbo Spin Echo with variable angle refocusing RF	Cube			SPACE (TSE VLF)	
Turbo Spin Echo 3D			VISTA		

Tableau 2 : acronymes de la séquence Turbo spin écho

c. **Fast Spin Echo avec échos multiples**

Dual Echo Fast Acquisition Interleaved Spin Echo (DEFAISE), Double Turbo Spin Echo (DTSE / DE TSE) permettent l'acquisition simultanée d'un écho en Densité de Proton (DP) et en T2 au sein du même TR.

d. **Ultra Fast Spin Echo**

L'idée de l'écho de spin ultra rapide vient d'une séquence d'écho de spin rapide que l'on aurait poussée à l'extrême en remplissant l'ensemble de l'espace k après une seule impulsion de 90°, le TR devenant donc infini. Le temps d'acquisition dépend juste de la durée nécessaire au balayage de l'espace k. Ces techniques sont donc appelées « single shot » et peuvent être encore accélérée en utilisant des techniques de remplissage de l'espace k...

Elles requierent un grand nombre d'impulsions de RF de 180° qui dépendra du nombre de pas nécessaires à l'acquisition de l'espace k. Souvent ces techniques sont associées à des remplissages partiels de l'espace k (HASTE).

Acronyme (Tab. 3)

Sequence Name	GE	Hitachi	Philips	Picker	Shimadzu	Siemens	Toshiba
Single Shot Technique	SSFSE	Single Shot FSE	Single Shot TSE	EXPRESS		HASTE	FASE
Echo de Spin Ultra Rapide avec angle d'excitation ou angle de refocalisation variables.	SSFSE (184 à 264 échos)	FSE (3 à 120°)	Modified TSE			TSE	FSE (variable flip angle)
Echo de Spin Ultra Rapide avec train d'échos court.							Short ETS FASE
Echo de Spin Ultra Rapide avec train d'échos long (>15ms).							Long ETS FASE
Echo de Spin Ultra Rapide avec balayage du plan de fourier en un seul ou en quelques TR.	SSFSE (de 184 à 264 échos)	MRCP with ADA	Multi et Sshot TSE			SSTSE / HASTE (128 échos) / RARE (240 échos)	FASE (facteur écho 512 Super FASE (facteur écho 1024)

Tableau 3 : acronymes de la séquence ultra fast spin écho

2.2.2 Inversion récupération

Schéma de base

Certains considèrent l'inversion récupération (IR) comme une variante du Spin Echo du fait de l'utilisation d'impulsion de 180°. La gestion du signal de l'IR permettant d'annuler le contraste de certains tissus par simple choix de la durée de l'inversion, nous avons décidé de différencier ces deux techniques. Le terme d'inversion récupération se réfère à des séquences qui commencent chaque TR par une impulsion d'inversion de 180°. Cette impulsion est suivie par un délai (Inversion Time : TI) qui est la caractéristique de la séquence. En effet du fait de l'inversion de l'aimantation, le signal passe par zéro durant son retour à l'équilibre. Cette technique peut donc être utilisée pour supprimer le signal provenant d'un tissu en choisissant un TI adapté au T1 du tissu : un TI court permettra de supprimer le signal de la graisse, un TI long celui de l'eau. Après ce TI, la suite des événements est superposables aux séquences SE.

Chronogramme (Fig. 11)

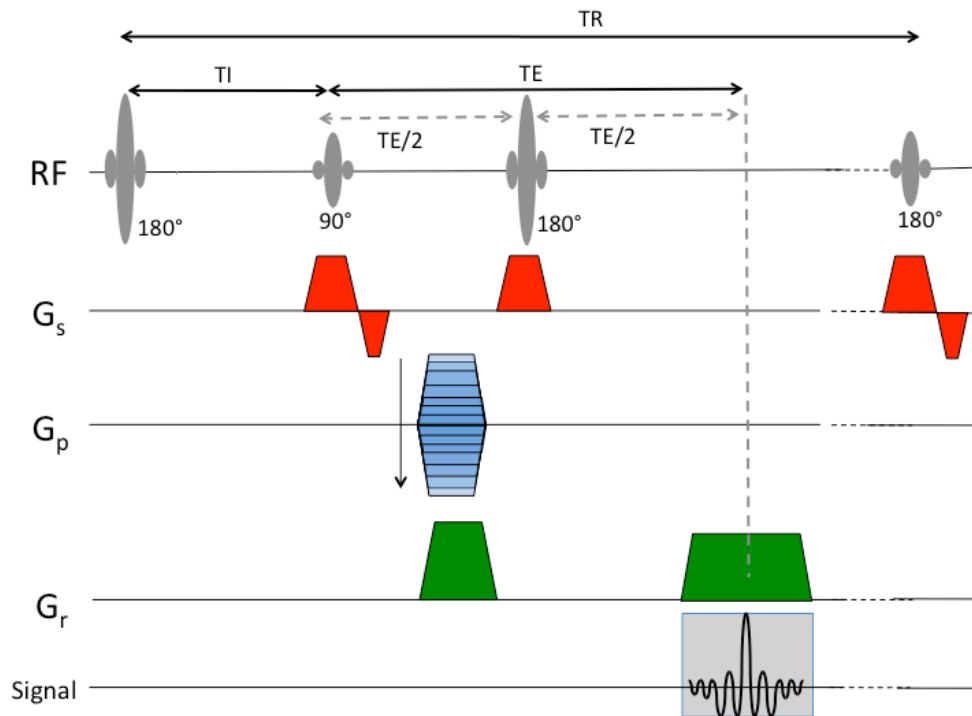


Figure 11 : chronogramme de la séquence IR

Contraste

Le contraste de la séquence en IR est très influencé par le TI et le T1 des tissus.

On peut généralement choisir la représentation du signal en valeur absolue (représentation appelée "standard magnitude") ou en fonction de la valeur réelle (représentation appelée "real image"). Un moyen de les différencier est le fond d'image : noir pour "standard magnitude" et gris pour "real image".

Applications Clinique

Pour montrer l'œdème

FLAIR Fluid-attenuated Inversion Recovery: utilisé essentiellement en pathologie neurologique avec un TI long pour atténuer les signaux des liquides.

STIR Short TI Inversion Recovery: Utilisé en pathologie ostéoarticulaire avec un TI court pour supprimer les signaux de la graisse.

Variantes :

Turbo IR

Comme nous l'avons expliqué l'IR reprend les techniques de récupération de signal du SE et reprend donc ses avancées en terme de rapidité en utilisant le schéma Fast SE. C'est ce dernier qui est actuellement le plus utilisé.

2.2.3 Séquences d'Echo de Gradient

Les séquences d'écho de gradient sont difficiles à classer. On peut en effet choisir différentes méthodes : organisation des impulsions de radiofréquence, utilisation des gradients, obtention du signal, durée de la séquence... La solution qui nous est apparue la plus évidente pour caractériser les séquences d'un point de vue technique et médical est de se placer au niveau de la manipulation du signal, c'est celle qu'a proposée [19]. Nous allons donc regrouper les séquences suivant l'utilisation du signal ce qui conditionne le plus la pondération de l'image obtenue. On peut diviser les séquences en deux grandes classes :

- La séquence d'écho de gradient dite classique à TR relativement long ou ce sont le TR, le TE et l'angle de basculement de l'aimantation qui vont définir le contraste.
- Les séquences à TR court ou très court devant le temps de relaxation transverse où l'aimantation résiduelle, liée au précédent TR, peut avoir un effet sur le signal obtenu : l'écho de gradient en régime d'équilibre. Le résidu d'aimantation pourra être :
 - détruit (spoiled)
 - utilisé (steady state) mais alors les différents éléments du signal reçu peuvent être fusionnés ou isolés

2.2.3.1 Description des techniques d'écho de gradient

L'écho de gradient est une séquence d'architecture très simple. Elle consiste en l'application d'une seule impulsion de radiofréquence d'angle inférieur à 90° et ne possède pas d'impulsion de 180° pour la lecture. Cette absence est comblée par un gradient bipolaire dit de lecture qui combine encodage de fréquence et réception du signal. L'angle de basculement devient la donnée la plus importante car de ses modifications va dépendre la quantité d'aimantation mobilisée. Quand la quantité d'aimantation longitudinale mobilisée est faible, pour un angle de basculement faible, l'aimantation longitudinale n'est que peu mobilisée et donc la pondération de la séquence va être liée à l'aimantation transversale qui elle-même dépend du $T2^*$ et des hétérogénéités de champ magnétique du tissu examiné. La manipulation du TR va également avoir un retentissement important sur la séquence. Si l'on choisit un TR proche du $T1$ des tissus examinés la re-croissance de l'aimantation fait que la pondération de la séquence dépendra uniquement du choix de l'angle de basculement. Par contre pour des TR très inférieurs au $T2$, le signal résiduel présent avant la nouvelle impulsion sera recyclé et contribuera donc au signal mesuré dans le cycle suivant. Ces constatations ont permis la création de deux grandes familles de séquences : une où le signal des TR précédents est recyclé, une autre où il est détruit.

Chronogramme (Fig. 12)

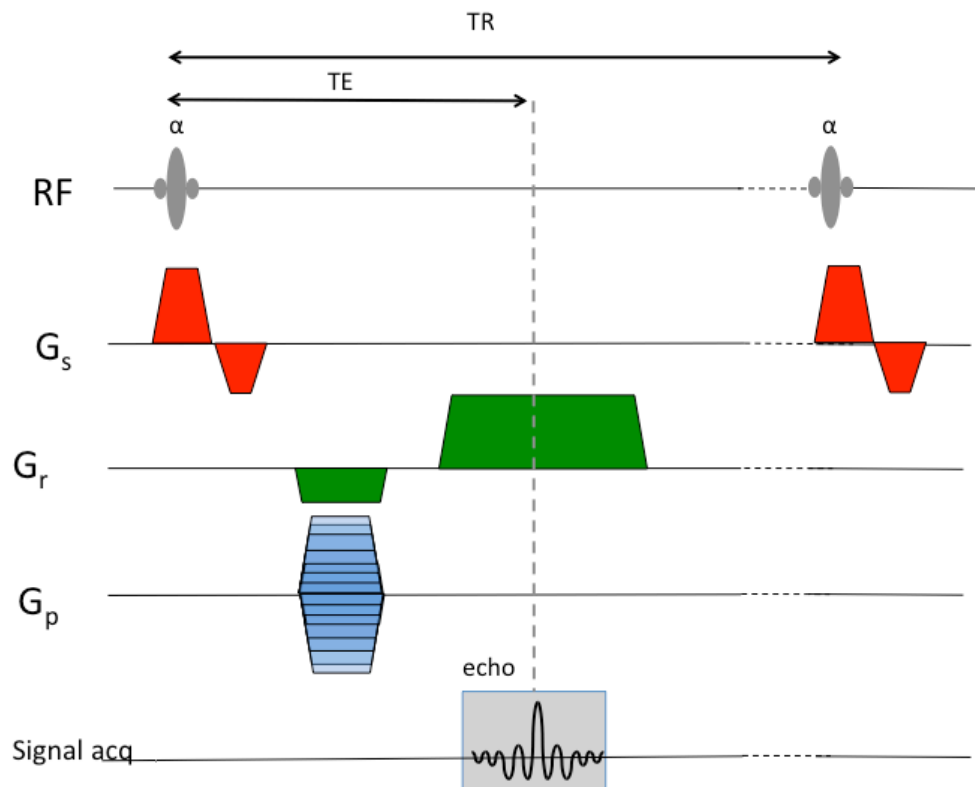


Figure 12 : chronogramme de la séquence Echo de Gradient

2.2.3.2 « Spoiled Gradient Echo » EG avec destruction de l'aimantation résiduelle

Dans cette séquence, l'aimantation transversale résiduelle est annulée pour éviter sa contribution lors de l'excitation suivante. Un gradient destructeur (spoiler), c'est-à-dire désorientant les aimantations résiduelles, est appliqué en plus du schéma d'écho de gradient de base, à la fin du gradient de lecture. Une alternative consiste à appliquer une phase différente à chaque impulsion de radiofréquence (RF Spoiling). Cette séquence est nommée FLASH chez Siemens, SPGR chez GE, RF-spoiled chez Toshiba, T1-FFE chez Philips.

Ces séquences permettent, du fait de la destruction de l'aimantation transversale, des études T1 et DP.

Chronogramme (Fig. 13)

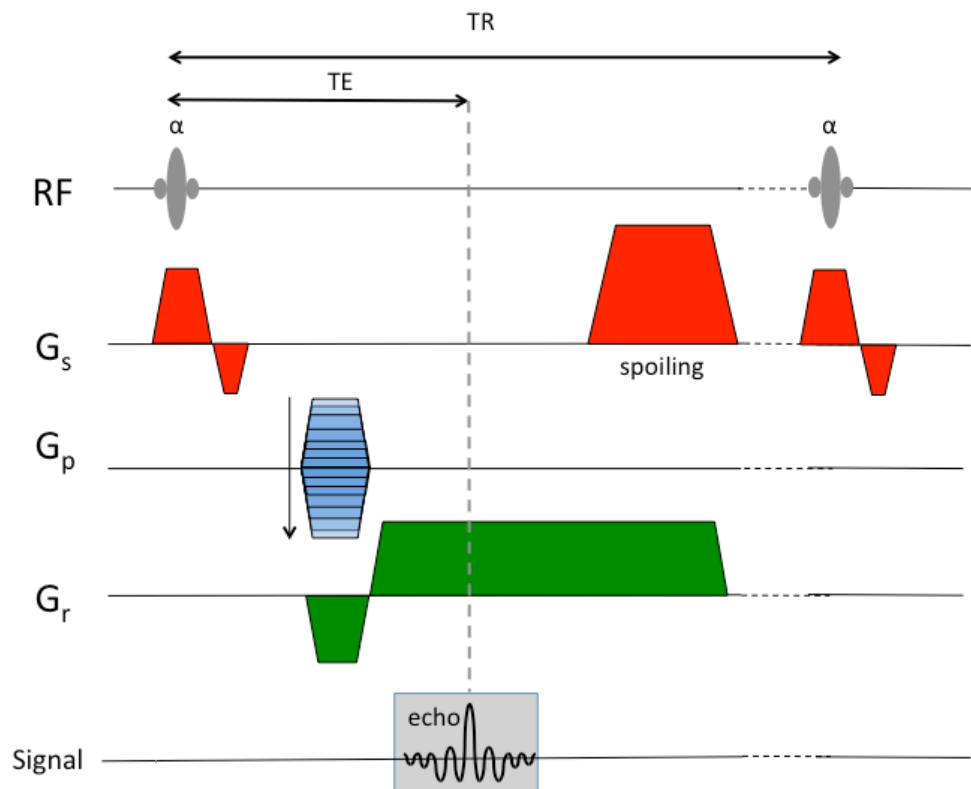


Figure 13 : chronogramme de la séquence Echo de Gradient avec destruction de l'aimantation résiduelle

2.2.3.3 Steady state Gradient Echo avec utilisation de l'aimantation résiduelle

Du fait des TR très courts utilisés en écho de gradient en général, le TR est très inférieur au T2 des tissus, il persiste donc à la fin du premier cycle une aimantation résiduelle. Cette dernière, lors du cycle suivant dans ces conditions particulières, est à nouveau mobilisée et s'additionne à la nouvelle aimantation basculée (Écho de spin). En fonction de ce que l'on fera de ces différents signaux on obtiendra différents sous groupes de séquences.

« postexcitation refocused steady state » Séquence avec gradient rephaseur (Fig. 14)

Le rephasage de l'aimantation transversale fait que le résultat de cette séquence est un rapport T2/T1. Cette séquence est nommée FISP chez Siemens, GRASS chez GE et FFE chez les autres constructeurs.

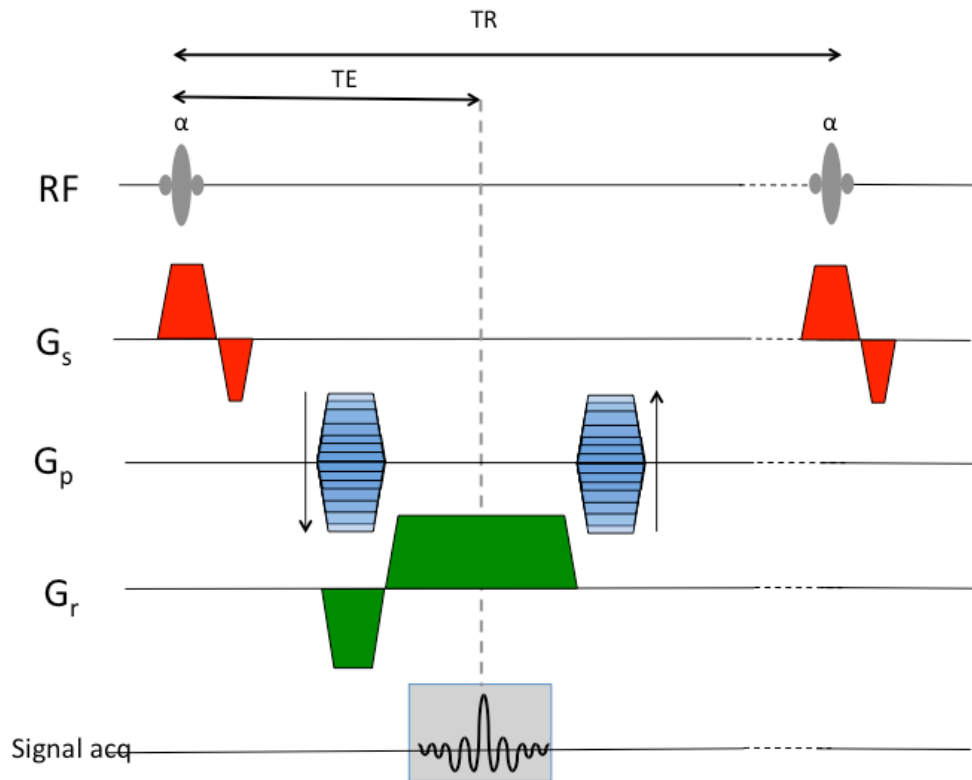


Figure 14 : chronogramme de la séquence Echo de gradient avec gradient rephaseur FISP

« Preexcitation refocused steady state » EG avec état d'équilibre et renforcement du contraste T2 (Fig. 15)

Dans cette séquence c'est l'écho de spin qui est mesuré. Cette séquence est nommée PSIF chez Siemens, SSFP chez GE et T2-FFE chez les autres constructeurs.

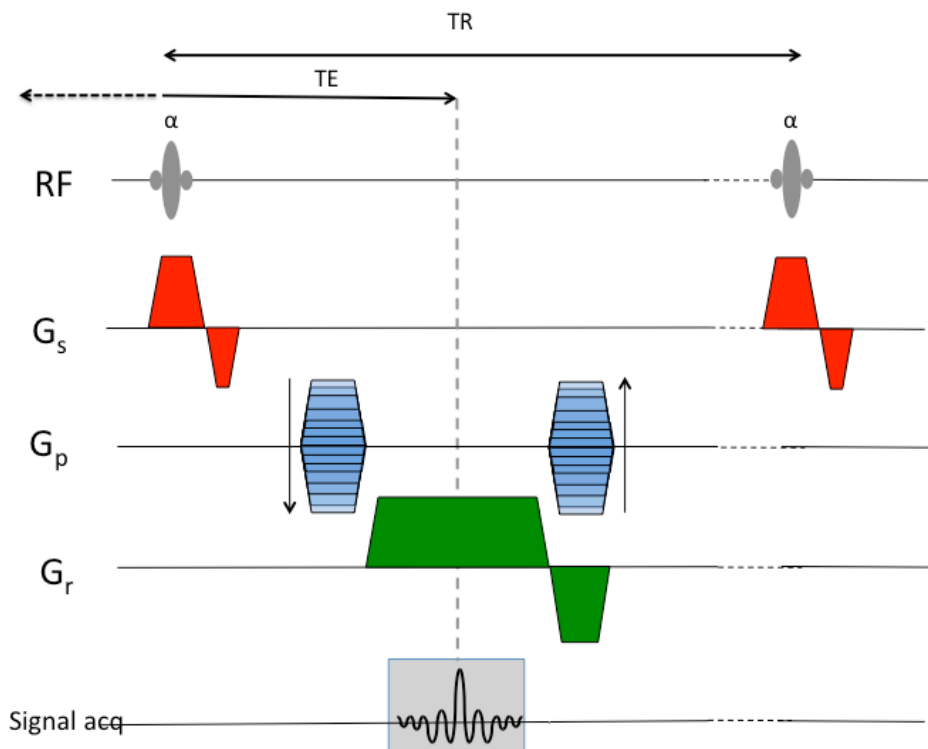


Figure 15 : chronogramme de la séquence Echo de Gradient avec état d'équilibre et renforcement du contraste T2

« Fully refocused steady state » EG avec état d'équilibre et gradients équilibrés (Fig. 16)

L'écho de cette séquence est lié à un cycle de deux impulsions de RF, le TR est donc long la pondération est T2 et le rapport signal sur bruit faible. Cette séquence est nommée chez Siemens true fisp, Philips Balanced FFE, GE Fiesta, Toshiba True SSFP, Hitachi BASG

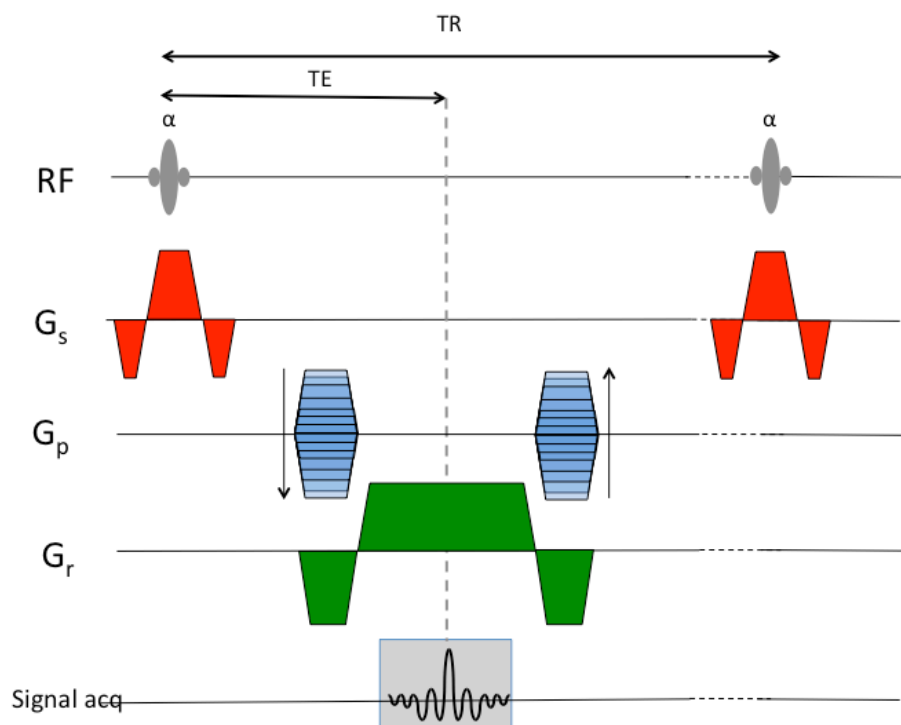


Figure 16 : chronogramme de la séquence EG avec état d'équilibre et gradients équilibrés TrueFisp

Combinaison des séquences PSIF et FISP

Dans cette séquence les deux échos sont obtenus séparément (Écho de Gradient et Écho de Spin). Dès lors il est possible de faire deux images différentes ou de les combiner. Lorsqu'on les combine on obtient un contraste très pondéré en T2 (PSIF Écho) et un bon rapport signal sur bruit (Fisp Écho) c'est typiquement le cas de la séquence DESS.

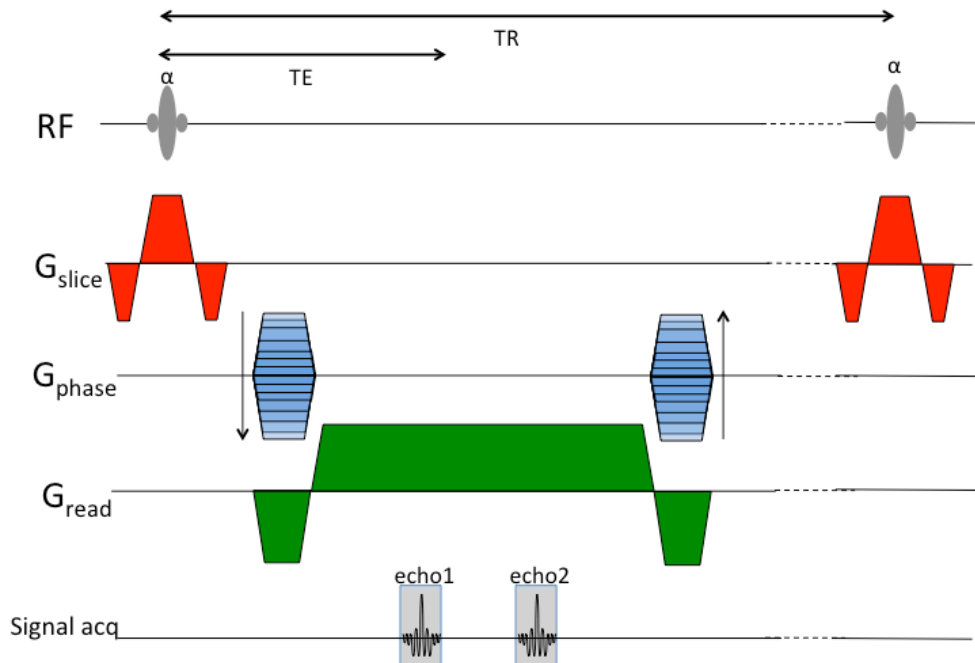


Figure 17 : chronogramme de la séquence DESS : Combinaison des séquences PSIF et FISP

2.2.4 Séquence hybride

Ce sont des séquences où le schéma de base est l'écho de gradient auquel des impulsions de radiofréquence de 180° vont être associées. Leur pondération est de fait difficile à prédire car elle va dépendre de l'importance accordée au signal SE ou EG. Cette séquence est nommée TGSE chez Siemens, GRASE chez Philips.

3 Propriétés tissulaires pouvant être explorées en IRM

L'IRM est une technique basée sur l'analyse des propriétés magnétiques des noyaux atomiques. Cette analyse limitée au domaine médical induit évidemment des notions d'anatomie, de sémiologie et de nosologie afin de permettre au radiologue de répondre à la question posée par le praticien demandeur de l'examen. Dans une représentation générale de l'IRM, il est important de décrire ces différentes possibilités d'exploration.

3.1 Imagerie anatomique et dite de "contraste classique"

L'IRM dite classique (T1, T2 et DP) permet une exploration anatomique de très grande qualité du fait d'une imagerie morphologique de haut contraste tissulaire. En effet en IRM les tissus biologiques ont

des propriétés différentes (teneur en eau, graisse, environnement physicochimique des protons...), la différence de contraste entre ces tissus est donc marquée.

Le voxel est un volume de tissu qui a des propriétés IRM propres que l'on peut étudier de la manière suivante :

Prenons l'exemple de la mobilisation la plus complète possible, c'est-à-dire 180°-90°, les différentes mesures pourront intéresser T1, T2 et DP que l'on peut définir comme :

T1 = Il correspond à une repousse de 63 % de l'aimantation longitudinale.

T2 = Il correspond à la persistance de 37 % de l'aimantation transversale.

DP = Le nombre de protons influence l'amplitude du signal mesuré.

3.2 Pondération des Séquences : mise en évidence de la composante longitudinale, transversal de l'aimantation et de la densité de proton

Pour mettre en évidence ces composantes, il faut mobiliser M de manière à pouvoir le mesurer. Les conditions devront être :

- Pour la séquence de Spin Echo

Image pondérée T1 : TR <= au T1 spécifique du tissu, TE < au T2 spécifique du tissu

Image pondérée T2 : TR >>> au T1 spécifique du tissu, TE >= au T2 spécifique du tissu

Image pondérée DP : TR >>> au T1 spécifique du tissu, TE < au T2 spécifique du tissu

- Pour l'écho de gradient le signal classique (Tab. 4) :

		Temps Echo	
		Faible < 15ms	Important > 30ms
Angle de basculement	Faible < 40°	pondérée PD	pondérée T2*
	Important > 50°	pondérée T1	Non utilisé

Tableau 4 : séquence écho de gradient, pondération de la séquence en fonction du temps d'écho et de l'angle de bascule (valeur donnée à titre d'exemple pour une IRM à 1.5 Tesla)

- Pour l'écho de gradient avec état d'équilibre (Tab. 5)

Steady-state sequence			
Spoiled	Post excitation refocused	Pre excitation refocused	Fully refocused
pondérée T1	pondérée T2*	pondérée T2	pondérée T2/T1

Tableau 5 : séquence d'écho de gradient avec état d'équilibre, pondération de la séquence en fonction de la manipulation de l'écho

3.3 Cartographie

A l'aide de mesures itératives du signal dans des conditions d'excitation différentes, on peut mesurer les pentes d'évolution du signal au cours du temps et extrapoler le T1, T2 et même la DP des voxels.

Ces éléments permettent de réaliser des cartographies de signal (Map) dans la pondération choisie, on obtient alors des images en T1, T2 et DP « vrai » (true) et non plus des images pondérées (weighed).

3.4 IRM avec injection de produit de contraste

L'injection par voie veineuse d'un produit de contraste modifie le signal IRM des tissus dans lesquels il se propage. Une série d'images acquises rapidement après l'injection permet d'obtenir les dynamiques de concentration d'agent de contraste dans les tissus.

Les agents de contraste sont le plus généralement paramagnétiques ou ferromagnétiques.

L'acquisition après injection du produit de contraste peut se faire à :

- un temps unique, par exemple AngioIRM avec injection de produit de contraste acquisition en général 3D T1 rapide ou pour un autre cas à un temps parenchymateux.
- des mesures itératives, morphologique (ex : imagerie multiphase exploration abdominale) avec la possibilité de courbe d'évaluation de la concentration en agent de contraste IRM dynamique de perfusion.

3.5 Imagerie des flux [21]

3.5.1 Contraste de phase

Le contraste de phase, « Phase Contraste » (PC), utilise des excitations multiples permettant de détecter des changements de la phase créé par le flux, déplacements, au sein des gradients de champ magnétique. Il faut choisir la gamme des flux que l'on souhaite explorer avant l'acquisition de manière à les visualiser de manière optimale et pour éviter le repliement.

3.5.2 Temps de vol

L'imagerie en temps de vol, « Time Of Flight » (TOF), utilise l'entrée de l'aimantation fraîche, non saturée, apportée par le flux sanguin dans le plan de coupe, ce qui produit donc un signal plus élevé que celui de l'aimantation statique présente dans le plan de coupe du fait des TR court. Pour sélectionner les veines ou les artères on utilise une bande de saturation sur le flux entrant artériel ou veineux.

3.5.3 AngioIRM avec injection de produit de contraste

Elle correspond à une injection de produit de contraste associée à une acquisition en général 3D T1 rapide, les délais dépendront du type d'exploration souhaitée : Artériel ou Veineux.

3.5.4 « ECG-gated FSE MR Angiography »

Cette technique utilise l'annulation du signal des vaisseaux à circulation rapide en systole pour soustraire le fond de l'image obtenu en hypersignal en T2 lors de la diastole. Il faut 2 acquisitions, un synchronisation cardiaque et le choix du bon séquençement pour les acquisitions de manière à obtenir une soustraction efficace permettant l'imagerie des structures vasculaires souhaitées.

Acronymes: FBI (fresh blood imaging), Delta Flow, NATIVE SPACE (sampling perfection with application of optimized contrasts using different flip angle evolutions), TRANCE (triggered angiography non-contrast-enhanced),

3.5.5 Steady State Free Precession (SSFP) Angiography

Cette séquence utilise le fort signal des vaisseaux lors de la séquence steady state Fully refocused et permet des visualisations satisfaisantes de ces derniers.

Acronymes: Balanced FFE (fast field echo), TrueFISP (fast imaging with steady-state precession), FIESTA (fast imaging employing steady state acquisition) et TrueSSFP.

3.5.6 ASL (Arterial Spin Labeling) utilisant la séquence SSFP

Il consiste en un marquage des spins entrants au sein du volume, c'est à dire les éléments provenant du flux artériel qui seront les seuls capables de restituer du signal au temps d'écoute.

3.5.7 « Black-Blood Imaging »

Cette technique permet l'étude des parois vasculaires en rendant l'intérieur des éléments vasculaire noirs en utilisant une double Inversion. Elle permet l'étude en particulier des dissections artérielles.

3.6 Diffusion et tractographie

L'imagerie de diffusion consiste à mesurer la diffusion des molécules d'eau dans un gradient spécifique, dont l'efficacité est résumée par un facteur noté b . L'IRM pondérée en diffusion permet à partir d'au moins deux mesures avec des facteurs b différents de calculer le coefficient de diffusion apparent de l'eau. La restriction du mouvement brownien des molécules d'eau par les tissus se traduit par une chute du coefficient de diffusion apparent. Ce mouvement restreint peut donc être étudié par RMN par les techniques de diffusion, elles permettent également d'avoir accès à l'orientation de fibres et d'obtenir des cartes de tractographie.

3.7 Exploration de la susceptibilité magnétique

Tout matériel ayant une susceptibilité magnétique importante (métal, hémosidérine libre...) perturbera le système de codage et créera une empreinte sur l'image plus importante que la taille réelle de l'objet. Des séquences particulières amplifiant ce phénomène ont été développées par exemple pour la recherche d'épisode hémorragique T2*.

3.8 Déplacement chimique

Cette méthode est basée sur l'existence d'une différence entre la fréquence de précession des protons de l'eau et ceux des lipides dans un champ magnétique. Ce sont les séquences in et out of phase ou les protons de la graisse seront en phase avec ceux de l'eau (In) ou en opposition (Out).

3.9 Spectrométrie par Résonance Magnétique (SRM)

L'étude IRM peut se faire sur un noyau mis en résonance, l'environnement de ce noyau influence la fréquence d'émission lors de la restitution du signal. L'analyse de ces fréquences sous la forme FID peut permettre la reconnaissance de molécules. L'exemple le plus connu est la recherche de lactate pour l'aide à la différenciation entre abcès et tumeur cérébrale nécrotique. De plus « l'aire sous la courbe » permet une quantification des molécules. Ce type d'analyse peut permettre le recueil d'informations biochimiques permettant d'identifier et de mesurer des biomarqueurs et d'aider à la compréhension des processus physio-pathologiques ou à la graduation de la maladie. La spectroscopie RMN peut être localisée à un voxel ou réalisée sous la forme d'une cartographie.

3.10 Elastographie

L'élastographie par résonance magnétique (ERM) est une technique non-invasive permettant de quantifier les propriétés mécaniques des tissus. A l'aide de l'IRM, on mesure les micro-déplacements générés par la propagation d'une onde mécanique dans les tissus. Des ondes acoustiques externes sont appliquées sur l'organe à explorer à des fréquences de l'ordre de 50 à 200 Hz par un matériel tel qu'une sonde d'échographie et synchronisées avec une séquence d'acquisition IRM. Cette séquence généralement en écho de gradient à laquelle est ajoutée un gradient oscillant (dit Gradient de Sensibilisation au Mouvement dont la fréquence est imposée par la fréquence de l'excitation mécanique appliquée) permet de mettre en évidence l'élasticité des tissus.

Les images obtenues sont des cartographies d'élasticité qui peuvent être fusionnées avec les images anatomiques bien résolues de manière à retrouver des repères connus.

3.11 Imagerie de la température

La mesure des variations de température dans le corps humain peut être interprétée reflet de son métabolisme normal ou pathologique. C'est depuis toujours une constante qui est mesurée et interprétée dans le cadre du diagnostic médical. L'imagerie de la température en IRM est basée sur le décalage de la fréquence de résonance du proton ou sur les variations du temps de relaxation T1 des tissus avec la température. Elle peut être utilisée par exemple dans le suivi d'intervention au laser.

II. B. Terminologies, logiques de description et ontologies

La radiologie est basée sur des échanges entre humains et utilise le langage comme vecteur de communication au travers des demandes, protocoles, compte rendus... Aujourd'hui ces échanges se font à l'aide d'outils informatiques (ordinateurs, logiciels...). Après avoir présenté les problèmes liés aux échanges, nous allons décrire les différents systèmes qui peuvent être proposés pour justifier le choix des ontologies.

1. Problème de communication et texte libre

A l'heure actuelle le compte rendu de radiologie se fait le plus souvent sous la forme du texte libre (langage naturel). De façon plus générale, en médecine le texte libre sert à tout (le dossier patient, les cours de médecine, les références médicales opposables, les demandes d'examen...). La puissance de la langue naturelle est liée à son potentiel d'expressivité mais ceci crée dans le même temps un obstacle à son utilisation pour le traitement de l'information par ordinateur. En effet, les outils informatiques se trouvent en difficulté en présence de paraphrase ou de « nouveaux » concepts. Nous allons définir les différents éléments de la communication qui peuvent poser problème.

1.1. Échange d'information

Il existe des obligations et des problèmes possibles liés à l'échange d'informations.

1.1.1. Impératifs liés à l'échange d'information

Notion d'intégrité du message

Pour qu'un système de communication entre deux individus (personnes ou systèmes informatiques) fonctionne, il faut que le contenu du message produit par l'émetteur soit préservé lorsque le message est reçu par le récepteur (modèle de Shannon) [22].

1.1.2. Langage naturel et interopérabilité sémantique

La notion d'interopérabilité sémantique fait intervenir un élément essentiel de la communication : le message doit être compris de la même manière par l'émetteur et le récepteur. Une application informatique qui reçoit un message doit pouvoir mettre en rapport le contenu du message avec ses propres représentations. Ceci nécessite que le récepteur et l'émetteur aient leurs concepts en commun. La tendance est à la normalisation des échanges : International Standard Organisation (ISO) [23, 24] et Comité Européen de normalisation [25].

Problèmes liés à l'interopérabilité sémantique

Les trois autres niveaux d'interopérabilité dans le cadre de la modélisation des connaissances sont

divisés en sémantique (« savoir se comprendre »), syntaxique (« savoir communiquer »), et technique (« pouvoir communiquer ») [26]. Dans notre cadre, l'interopérabilité sémantique est l'essentiel du problème posé par l'échange d'informations. En effet, en fonction de l'individu récepteur ou émetteur, on peut se heurter à des problèmes de culture, de formations... qui sont générateurs de différences de langage aboutissant à des confusions par rapport aux concepts exprimés : l'ambiguïté, le manque de consensus, l'imprécision, la paraphrase, la synonymie. L'ensemble de ces problèmes fait la richesse de notre langue mais rend difficiles les interrogations des bases de données ou leur indexation au sein de cette dernière. La terminologie idéale tendrait vers la monosémie alors que la réalité ne cesse d'aller dans le sens de l'ambiguïté et de la polysémie. En effet un langage strictement référentiel comporterait autant de mots ou termes qu'il existe de concepts désignables dans l'univers perçu ou conçu et serait impossible à mémoriser et inapte à toute communication.

2. Définition [27, 28, 29]

Pour comprendre le problème que posent les systèmes d'indexation des connaissances médicales, il faut reprendre les bases de la communication et dans un premier temps définir les termes.

Le terme **définition** représente un consensus à propos du sens d'un concept.

Un **mot** est un élément de la langue constitué d'un ou de plusieurs phonèmes et susceptible d'une transcription graphique comprise entre deux blancs.

Un **terme** est la désignation au moyen d'une unité linguistique d'une notion définie dans une langue de spécialité.

Une **notion** est une idée que l'on a de quelque chose.

Un **objet** correspond à toute partie perceptible ou concevable du monde.

Un **concept** est une représentation générale et abstraite d'un objet ou d'un ensemble d'objets. Les concepts peuvent être désignés de plusieurs façons par des termes surtout en fonction de la langue et plusieurs termes peuvent désigner le même concept.

Une fois ces définitions posées, nous pouvons introduire le triangle sémiotique qui se base sur les concepts définis précédemment.

2.1. Triangle sémiotique [27, 28, 29]

Le triangle sémiotique que nous représentons est inspiré de Wüster et décrit par Ingenerf et Giere. Nous prenons ce schéma comme point de départ pour la compréhension des différents systèmes d'indexation. En effet, les différents systèmes de classification, thésaurus ou nomenclature reposent sur les principes contenus dans ce triangle (Fig. 18). Objets, concepts et désignations forment le triangle sémiotique. La réalité peut être envisagée sous la forme d'objet physique comme par exemple un genou ou d'objets abstraits comme la douleur. Notre pensée utilise les caractéristiques des objets pour faire des constructions cognitives, appelées concepts. Les outils terminologiques utilisent les concepts et non les objets. Ces notions organisées les unes par rapport aux autres sont la base nécessaire à la compréhension des méthodes d'organisation du langage.

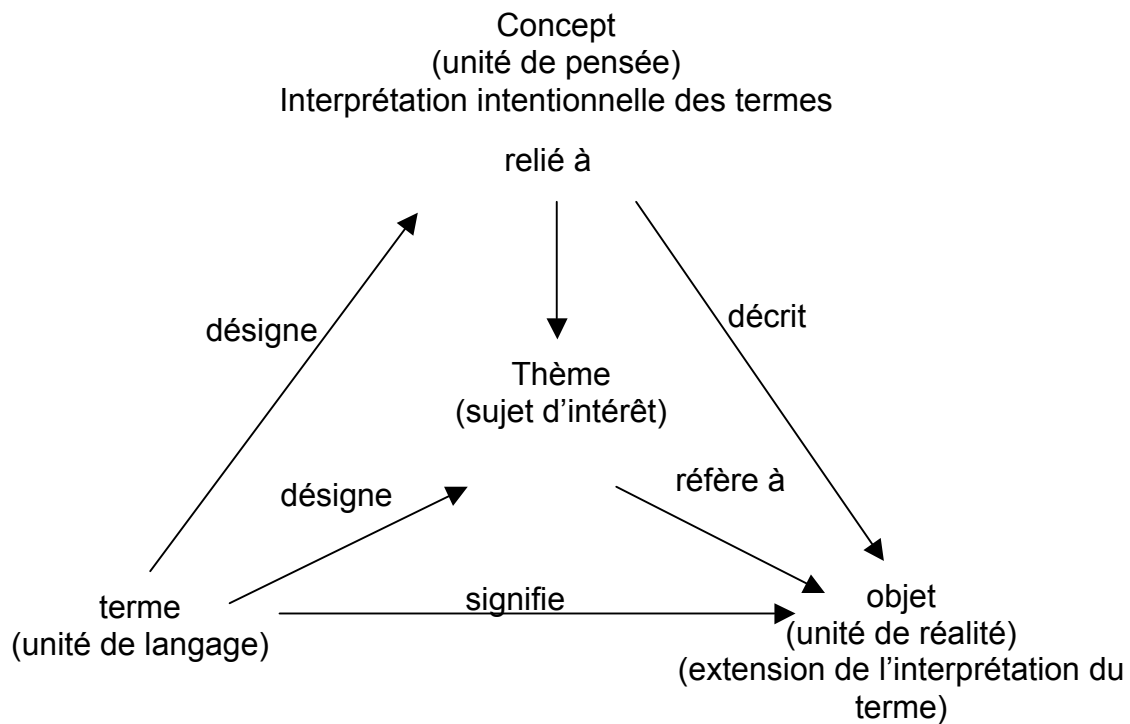


Figure 18 : triangle sémiotique

En fonction des objectifs du langage dans une situation donnée (enseignement, note technique, règle...) on cherchera à utiliser de manière préférentiel une partie du triangle. En effet, en fonction de la partie du triangle à laquelle on s'intéresse, les résultats seront différents (Fig. 19).

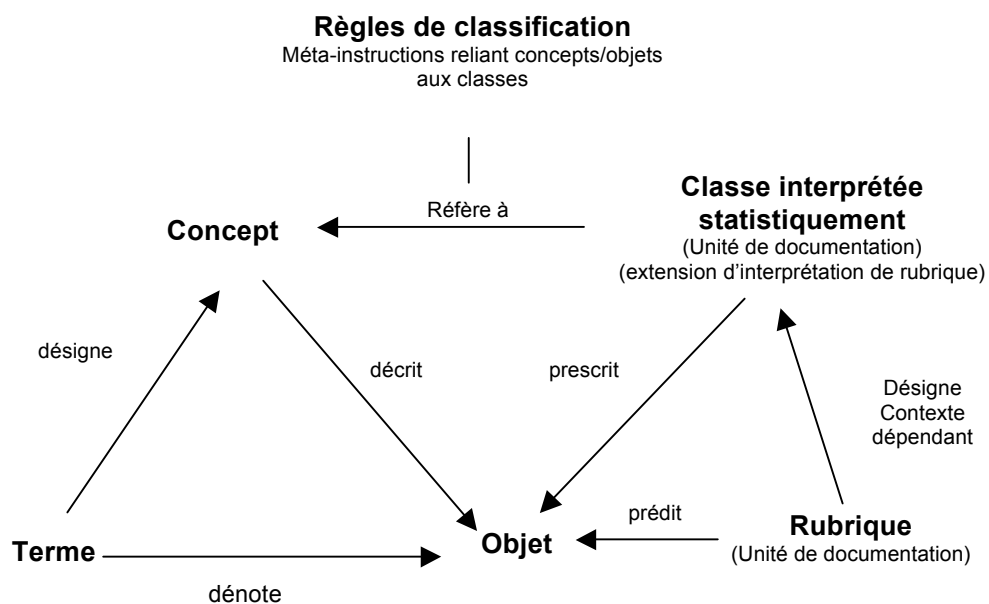


Figure 19 : triangle des rubriques

Un autre point à comprendre dès à présent est que langage et concept sont deux entités bien différentes. Par exemple, lorsque l'on veut indexer ou interroger une base de données, la situation

n'est pas du tout la même. En effet, W. Giere a exprimé ces différences qui sont résumées dans la figure 20.

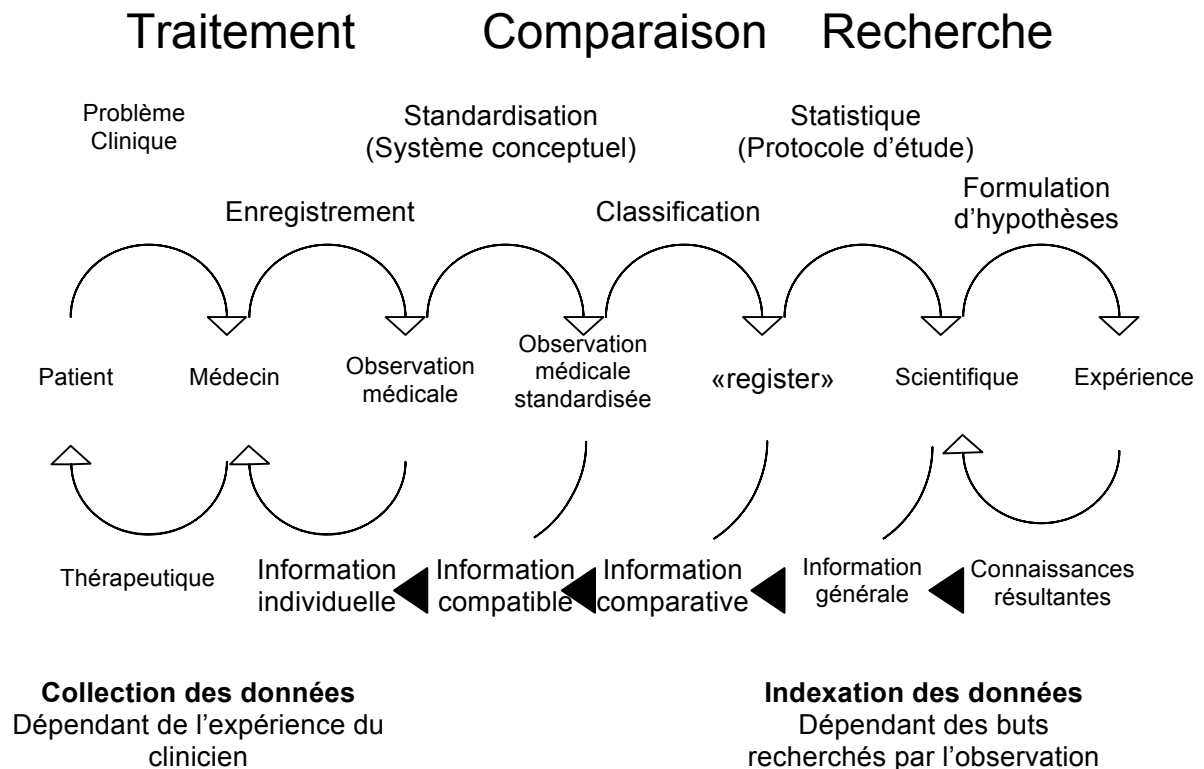


Figure 20 : étapes et retentissement de l'indexation ou de la collection des données

On comprend que la collection des données influence l'indexation et que l'indexation va pouvoir rétrospectivement modifier la collection des données. Mais les outils informatiques manipulent des symboles formels et ne peuvent appréhender directement des textes libres comme un humain. Pour traiter l'information, un système informatique a besoin d'un modèle formel. Le système informatique doit pouvoir comparer deux représentations et déterminer si elles sont totalement identiques, partiellement identiques ou tout à fait différentes pour utiliser ensuite sa puissance de calcul. C'est cette nécessité de consensus sur les termes employés pour des concepts qui fait naître le besoin des terminologies.

La construction d'une terminologie correspond donc à un inventaire normalisé des éléments d'information que l'on veut manipuler : l'ensemble des *concepts* pertinents pour le domaine abordé et celui des *relations* qui permettent de relier des concepts généraux à des concepts plus spécifiques ou de construire des concepts complexes à partir de concepts plus simples.

3. Les systèmes terminologiques

Les systèmes terminologiques correspondent à des systèmes de codage standard (CIM10 [30], CDAM [31]) qui sont en place depuis des années. Il s'agit de listes de termes associés à des codes

hiérarchisés à la flexibilité limitée et sans signifiant. Elles ne permettent pas une exploitation des connaissances médicales mais le plus souvent sont utilisées pour des études statistiques. La description des observations et des autres éléments du dossier est cependant très limitée.

3.1. Généralités sur les terminologies [32,33]

La terminologie est une science qui s'intéresse au recensement des concepts d'un domaine et des termes qui les désignent. Historiquement, les terminologies s'intéressent essentiellement à des domaines techniques et visent à faciliter l'échange de connaissances d'une langue à une autre.

Les terminologies ont une visée normative, c'est-à-dire de consensus. Lors de la constitution de la terminologie, les mots polysémiques doivent être évités ou précisés par d'autres mots, en veillant à ce que chaque terme désigne un concept unique du domaine. L'imprécision, si elle n'est pas supprimée, peut être quant à elle mieux encadrée. En l'occurrence la possibilité de hiérarchiser les concepts permet de relier explicitement un terme générique (imprécis) (p.ex., « *infarctus* »), à des termes plus spécifiques qui peuvent le préciser (p.ex., « *infarctus osseux* », « *infarctus cérébral* »).

3.2. Des terminologies différentes pour des objectifs distincts

Les terminologies ont été créées pour améliorer la communication de l'information médicale. Il n'existe pas de terminologie idéale et il convient donc d'adapter sa terminologie en fonction des différents objectifs poursuivis [34]. Trois grands types de terminologie peuvent être distingués mais même pour ces concepts les définitions ne sont pas consensuelles, les différents sous-comités de l'ISO en proposent en effet des définitions différentes [35].

3.2.1. Thésaurus : indexation dans un but de recherche documentaire

Le thésaurus est un dictionnaire hiérarchisé comprenant les termes génériques, des termes associés et "employés pour". Il permet une homogénéité de vocabulaire lors de l'analyse de documents et de la saisie de références et une aide à la recherche/interrogation. La recherche d'informations ou recherche documentaire, a pour but d'identifier les documents contenant des informations pertinentes par rapport à une requête initiale. Les deux applications les plus connues de cette technique sont la recherche bibliographique dans des bases d'articles scientifiques (Medline ou Pascal) et la recherche en texte intégral sur Internet. La base Medline, la plus employée dans le domaine biomédical, utilise le thésaurus MeSH (*Medical Subject Headings*) [36]. L'indexation au sein de MESH est effectuée manuellement par des indexeurs professionnels. Le but est de décrire un article par les thèmes principaux dont il traite, ces derniers étant référencés dans le thésaurus.

3.2.2. Classification : indexation dans un but de recueil orienté de données (statistique)

Le recueil des données est guidé parfois par un objectif précis. C'est par exemple le cas du recueil de diagnostics à des fins de santé publique ou d'évaluation de l'activité hospitalière. Le système de concepts que l'on va mettre en place pour représenter les réponses possibles à cette question est directement influencé par cet objectif. Pour pouvoir effectuer des calculs statistiques sur les données recueillies, on va partitionner l'espace des réponses en classes, de préférence statistiquement

équilibrées. Ces classes constituent une classification. Elles doivent couvrir l'ensemble des réponses possibles. Leur granularité dépend des objectifs poursuivis. La définition de classes plus spécifiques, partitionnant elles-mêmes les classes plus générales, hiérarchise la classification. Elle permet de travailler à différents niveaux de granularité. La *classification statistique internationale des maladies et des problèmes de santé connexes* (CIM) [37] est un exemple de classification hiérarchique. En reprenant notre modèle terminologique, les concepts d'une classification sont ses classes. Les termes d'une classification (aussi appelés *rubriques*) sont souvent des expressions d'un métalangage plutôt que les expressions que l'on pourrait trouver dans des textes naturels.

3.2.3. Nomenclature : indexation dans un but de recueil ouvert de données

La nomenclature vise à recenser tous les concepts d'un domaine, sans se restreindre a priori à un objectif spécifique. La *nomenclature systématique des médecines humaine et vétérinaire* (SNOMED) [38] est une *nomenclature systématique multiaxiale* : elle permet de projeter les concepts médicaux selon plusieurs *axes orthogonaux*. La variété de ces axes distingue cette nomenclature d'une classification monoaxiale (hiérarchique pure) comme la CIM, qui se limite essentiellement à un type de concept : les diagnostics. Par ailleurs, chaque axe est lui-même hiérarchisé, les concepts de différents niveaux étant liés par des relations de spécialisation.

Pour terminer il convient de définir le terme **lexique** qui correspond à un dictionnaire spécialisé regroupant les termes utilisés dans une science ou une technique. C'est-à-dire que chaque concept est accompagné d'une définition, on parle alors de vocabulaire ou de lexique (glossary).

3.3. Récapitulatif des caractéristiques des systèmes terminologiques (Tab. 6)

Les systèmes terminologiques de première génération sont de type monoaxial. Ils répartissent en plusieurs classes disjointes un ensemble d'objets. Cette démarche implique la construction d'une hiérarchie de termes à partir d'une racine commune en anticipant les classes utilisées. Les classes de premier niveau sont les classes principales, elles doivent couvrir l'ensemble du domaine. Un objet du domaine y trouvera une place et une seule. Le découpage doit ensuite obéir à un critère qui s'applique à l'ensemble des éléments de la classe mère. Les classes de même niveau hiérarchique peuvent éventuellement être segmentées selon des critères particuliers à chaque classe. Les critères se succèdent ensuite dans un ordre d'importance décroissante. Les relations sémantiques à l'intérieur des relations hiérarchiques sont alors des filiations (de type appartenance « est un ») ou de partitionnement (« a un »).

Présentation	Liste systématique (typiquement des codes) Index alphabétique avec permutation
Organisation	fixé (typiquement : est un (is a), hiérarchique)
But	Dévolu à une seule application
Flexibilité et extension	Aucune ; liste prédéfinie d'expression autorisée
Travail sur la sémantique	Aucun ; seulement du archivage Transmission et récupération de chaînes et de codes
Avantage	Simple à mettre en place inventaire des termes
Défaut	Chaque mise à jour nécessite une réorganisation de la base Impossibilité de s'exprimer en phrase Défaut d'expressivité chaque terme devant représenté un concept

Tab. 6 : Résumé des systèmes terminologiques

4. Systèmes compositionnels multi hiérarchiques

Le besoin d'exprimer plus de concepts et de faciliter la mise à jour de la base a fait naître ces systèmes à plusieurs catégories de concepts permettant une expressivité plus importante que les terminologies. Les plus connus sont le SNOMED [39] et l'UMLS [40]. La représentation d'une information médicale dans ces classifications nécessite plusieurs axes ce qui permet une richesse d'expression et une certaine flexibilité dans la description. L'idée est donc de créer des classifications pouvant se modifier en même temps que les connaissances, sans bouleverser l'ensemble des concepts à chaque nouvelle mouture. Pour élaborer des classifications de concepts les termes doivent être organisés avec une approche compositionnelle voire avec un système formel.

4.1. Approches compositionnelles et systèmes formels de représentation des connaissances

Les classifications multiaxiales ou à facettes ont pour but de combiner des termes appartenant à des classes différentes permettant une approche compositionnelle. Une sémantique de juxtaposition complète la sémantique de positionnement.

4.1.1. Approches compositionnelles

La composition correspond à la possibilité de représenter un concept complexe par plusieurs concepts simples, elle est absente des terminologies basiques.

Deux types d'approches compositionnelles sont possibles :

- Pré-coordonnée : chaque objet pertinent du domaine considéré est identifié par un concept défini dans la terminologie et un ou plusieurs termes lui sont associés. Chaque combinaison pertinente de concepts élémentaires doit être explicitement prévue à l'avance lors de la constitution de la terminologie. La classification internationale des maladies en est un exemple.

- Post-coordonnées : cette approche donne des possibilités de composition plus puissantes. Comme tous les langages pour exprimer des concepts complexes, il faut définir des règles correspondant à une sémantique (en nous inspirant de la gradation proposée par Spackman et Campbell [41]).

4.1.2. Approche post coordonnée des Concepts

La *cooccurrence* ou conjonction de deux ou plusieurs concepts constitue une forme élémentaire de combinaison de ces concepts. Cela fait intervenir différents types de « syntaxe ».

4.1.3. Introduction des opérateurs Booléens (MESH, CIM et PMSI)

On peut reformuler cette cooccurrence avec l'emploi de l'opérateur booléen (*et*). On augmente les possibilités de recherche en employant également les opérateurs (*ou*) et (*non*). La recherche documentaire dans la base Medline (thésaurus MeSH), permet ce type de composition.

4.1.4. Les axes orthogonaux

Lorsque les concepts médicaux sont répartis selon plusieurs axes orthogonaux, comme dans la nomenclature SNOMED, leur conjonction peut prendre un sens différent. En effet, plutôt que d'énumérer par exemple différents diagnostics, on va pouvoir composer un diagnostic en spécifiant ses différentes facettes. Par exemple si les axes orthogonaux correspondent à la maladie, l'étiologie, la topographie ... (Arthrite Septique Genou). Les concepts sont reliés entre eux dans l'approche post coordonnée, alors que dans l'approche pré-coordonnée il aurait fallu avoir la séquence complète dans la terminologie sinon il y aurait eu une perte d'information.

L'approche compositionnelle multiplie les possibilités mais apporte des restrictions liées au nombre d'axe orthogonaux et au classement des concepts dans chacun de ces axes.

4.1.5. Relations explicites

Les relations explicites peuvent remplacer les axes orthogonaux et cette fois faire tendre la composition vers l'infini. Il faut définir les liens possibles entre les concepts grâce à des relations explicites comme « cause », « site anatomique », « anomalie »... On peut alors représenter un concept complexe par un petit réseau de concepts et de relations.

Les termes cliniques du système Read V3.1 mis au point en Grande Bretagne (appelé maintenant « *NHS Clinical Terms* ») sont structurés par un ensemble de relations (*attributs*) [42].

4.1.6. Contraintes sur les relations

Les relations entre les concepts doivent être normalisées pour les employer dans un sens qui correspond à l'intention initiale du modélisateur. Deux voies de normalisation sont possibles. La première consiste à s'efforcer de normaliser le sens des relations de la même façon qu'on a pu le faire pour le sens des concepts. Une définition explicite et la hiérarchisation participent à cet objectif. La seconde consiste à définir des contraintes de combinaison des relations avec les concepts. Par exemple, on pourra imposer que la relation « *localisé dans* » relie systématiquement un concept de type « *fonction* » ou « *morphologie* » à un concept de type « *localisation anatomique* », alors qu'une

relation « *agit sur* » sera de son côté licite entre un « *acte* » et une « *localisation anatomique* ». Le réseau sémantique du projet UMLS (Unified Medical Language System) [43] propose ainsi une hiérarchie de types de concepts, une hiérarchie de relations, et des contraintes spécifiant quelles relations peuvent être employées avec quels concepts.

Récapitulatif des approches compositionnelles (Tab. 7)

Les classifications multiaxiales ont pour but de combiner des termes appartenant à des classes différentes qui peuvent elles-mêmes être organisées de façon hiérarchique. Les relations sémantiques entre les différentes classes sont de positionnement (appartenance (« is a ») et partitionnement (a un)) mais également de juxtaposition. Cette juxtaposition est cependant assez vite limitée devant la richesse de la sémantique des phrases qui peuvent être générées dans le langage médical.

Présentation	
Structure catégorielle	Elle décrit des catégories sémantiques, les liens sémantiques et les données structurales les plus pertinentes
Thésaurus croisé	Il permet de fournir un ensemble de descripteurs organisé suivant les catégories précédemment définies
Listes (classifications, nomenclatures...)	Une famille structurée de listes de classes ou de phrases
Connaissance basée sur les dissections	Où chaque phrase est représentée par des descripteurs du thésaurus croisé d'après les données structurées
Organisation	Dynamique (multiple, hiérarchique)

Buts	
Component	Emplois et devoir
Structure catégorielle	Fournit des méta-datas pour poser des requêtes Fournit des critères pour organiser les phrases
Thésaurus croisés	Fournit des éléments pour les requêtes Reflétant les hiérarchies et les dissections
Base de connaissances issue des dissections	Référence croisée dynamique des concepts Détails suggérés pour des entrées structurées Groupage et indexation des phrases par détail Groupage des phrases par données

Flexibilité et extension	De nouveaux éléments peuvent être ajoutés par les utilisateurs ; de nouvelles combinaisons peuvent être faites par les utilisateurs
Travail sur la sémantique	(Utilisation de structures et de dissections catégorielles) Formation de phrases d'après les critères Extension structurée des listes Extraction et réarrangement des détails Interface à entrée structurée (détails suggérés)

Tableau 7 : Récapitulatif des systèmes compositionnels multi hiérarchiques

5. Ontologies [44, 45]

Les ontologies représentent le développement des systèmes que nous avons décrit précédemment. Ce sont des sortes de « super terminologies » dans lesquelles chaque entité peut être décrite de manière profonde et formelle et qui permettent le raisonnement grâce à la modélisation des connaissances. Nous allons préciser les définitions nécessaires à leur compréhension en donnant un point de vue sur leurs exploitations.

5.1. Définition

Il paraît difficile de trouver une définition universelle du terme "ontologie", tant ce terme est utilisé de diverses manières dans différents domaines.

5.1.1. Ontologie et philosophie [46]

L'Ontologie prend ses racines dans l'antiquité. Ce sont les philosophes grecs, au premier rang desquels Aristote, qui ont en premier lieu introduit la notion d'Ontologie. Pour différencier la notion informatique de la philosophique, cette dernière présente un O majuscule. Elle désigne l'étude de « ce qui est », c'est-à-dire l'ensemble des connaissances que l'on a sur le monde. Elle se rapproche donc de la métaphysique et est parfois utilisée comme synonyme de cette dernière, qui étudie la « Nature », c'est-à-dire l'organisation (propriétés et relations essentielles) de tout ce qui est : la réalité. Elle est aussi définie comme l'étude de l'organisation et la nature du monde indépendamment de la manière dont ils sont perçus [47]. Sowa suggère que le sujet de l'ontologie est l'étude des catégories des choses qui existent ou peuvent exister dans un certain domaine [48].

5.1.2. Les ontologies et l'informatique

L'informatique, du fait de son expansion, a été divisée en différents domaines au sein desquels les ontologies ont pris de l'importance tels que l'ingénierie des connaissances, la représentation des connaissances, l'intégration de l'information... Nous allons décrire des points de vue sur les ontologies qui ont fait date de manière à mieux appréhender leur sens.

Définition de McCarthy

Le terme ontologie a été utilisé par John McCarthy [49], dans les années 1980, quand il fit le lien entre le travail fait en Ontologie philosophique et l'élaboration des théories logiques de systèmes d'Intelligence Artificielle (IA). L'IA se voyait alors représenter notre monde dans une grande ontologie. Les ontologies avaient été identifiées comme le moyen pouvant répondre à la problématique de représentation et de manipulation des connaissances au sein des systèmes informatiques.

Définition de Gruber [50]

La définition de Gruber est une référence : *"An ontology is an explicit specification of a conceptualization"* où la conceptualisation signifie une abstraction du monde pour obtenir une représentation. Cette définition de Gruber, largement utilisée comme première définition des ontologies en informatique, est cependant critiquée.

Définition de Guarino [51, 52]

Guarino *et al* propose une autre définition " *an ontology is an explicit, partial account of the intended models of a logical language*", autrement dit une abstraction du monde pour obtenir une représentation, cette dernière ne pouvant être que partielle. Guarino définit plus précisément l'ontologie en ajoutant une notion de contrainte dans la structuration de l'ontologie : par la notion de hiérarchie (taxonomie (appelée également relation de subsomption)) dans les cas les plus simples et par la notion de relation dans les cas plus complexes. Ces notions contraignent l'interprétation des concepts.

"An ontology is a logical theory for the intended meaning of a formal vocabulary, i.e. its ontological commitment to particular conceptualization of the world. The intended models of a logical language using such a vocabulary are constrained by its ontological commitment. An ontology indirectly reflects this commitment (and the underlying conceptualization) by approximating these intended models".

Il précise également en les schématisant, les relations entre le concept, le vocabulaire et leur transcription au sein de l'ontologie grâce à des modèles prévus dans un langage logique de manière à préserver au maximum le sens lors de la modélisation.

Définition de Bachimont [53]

Comme cela est sous-entendu par Guarino et précisé par Bachimont, les ontologies sont indépendantes du langage, introduisant la notion d'interopérabilité sémantique.

"Définir une ontologie pour la représentation des connaissances, c'est définir, pour un domaine et un problème donnés, la signature fonctionnelle et relationnelle d'un langage formel de représentation et la sémantique associée".

En 1997, il modifia légèrement la définition de Gruber en énonçant que :

"Une ontologie est définie comme étant une spécification formelle d'une conceptualisation partagée".

Définition de Smith [54]

Des systèmes d'information tels que des catalogues, des glossaires, des thésaurus satisfont la définition de Gruber. Smith différencie ces différents systèmes en fonction de leur capacité à avoir un raisonnement automatisé.

Définition de Guizzardi [55]

Le schéma de Guizzardi clarifie la définition de Gruber, en explicitant les relations existantes entre une conceptualisation, un langage, une abstraction du domaine et une spécification dans le langage qui représente cette abstraction du domaine. Les relations entre conceptualisation, abstraction du domaine, langage de modélisation et spécification sont définies et permettent de comprendre les différentes étapes à respecter.

Définition de Studer [56]

L'explication de Studer permet de mieux appréhender sa signification :

Le terme **Conceptualisation** fait référence à une modélisation du monde.

Le terme **Explicite** signifie que les concepts et leurs descriptions sont définis de manière explicite (sans ambiguïté).

Le terme **Formel** fait référence au fait que l'ontologie doit pouvoir être interprétable par une machine après sa traduction dans le langage informatique nécessaire.

Le terme **Partagé** fait référence au fait qu'une ontologie représente la connaissance consensuelle, c'est-à-dire admise par un groupe ou une communauté représentative du domaine.

Synthèse des définitions

Les ontologies sont des représentations informatiques définies à l'aide d'un formalisme de représentation et peuvent se décomposer en un ensemble de concepts, de relations et de propriétés logiques. Elles répertorient les concepts et notions d'un domaine ainsi que leur signification et les formalisent. Cette conceptualisation est explicite mais partielle. Comme une ontologie capture des concepts, elle peut être considérée comme une collection massive des trois types de signes de Pierce : icônes, indices et symboles que nous avons précédemment décrits. Nous allons à présent décrire la structure d'une ontologie.

5.2. Structure d'une ontologie

Une ontologie est divisée en différents éléments qui permettent de traduire la représentation du domaine.

5.2.1. Les concepts

Les connaissances modélisées dans une ontologie portent sur des objets auxquels on se réfère à travers des concepts, classes de l'ontologie. Un concept peut donc être divisé en trois parties :

- Une notion, un objet matériel, une idée : également appelée **intension** du concept est l'ensemble des caractéristiques que ces choses sont supposées avoir en commun. Elle est exprimée en termes de propriétés et d'attributs, de règles et de contraintes.
- Une **représentation** : un terme, symbole, image...
- Un ensemble d'objets, également appelé **extension du concept** est la collection d'objets auxquels la notion s'applique.

Un concept est ainsi doté d'une **sémantique référentielle** (celle imposée par son extension) et d'une **sémantique différentielle** (celle imposée par son intension).

Les concepts peuvent être classés suivant leurs dimensions : *niveau d'abstraction* (concret ou abstrait), *atomicité* (élémentaire ou composée), *niveau de réalité* (réel ou fictif)...

Les concepts ont des propriétés dont les principales sont :

- la généricité : un concept est générique s'il n'admet pas d'extension,
- l'équivalence : deux concepts sont équivalents s'ils ont même extension,
- la disjonction : (on parle aussi d'incompatibilité) deux concepts sont disjoints si leurs extensions sont disjointes.

5.2.2. Les relations

Les concepts manipulés dans un domaine de connaissances sont organisés au sein d'un réseau de concepts. Dans une ontologie, l'ensemble des concepts est structuré hiérarchiquement et les concepts sont liés par des propriétés conceptuelles. La propriété utilisée pour structurer la hiérarchie des concepts est la **subsumption**, qui lie deux concepts : un concept C1 subsume un concept C2 si toute propriété sémantique de C1 est aussi une propriété sémantique de C2, c'est-à-dire si C2 est plus spécifique que C1. L'extension d'un concept est forcément plus réduite que celle d'un concept qui le subsume. Son intension est par contre plus riche.

Si certains liens conceptuels existant entre les concepts peuvent s'exprimer à l'aide de propriétés portées par les concepts, d'autres doivent être représentés à l'aide de relations autonomes. Ce choix est parfois difficile entre la relation hiérarchique et la relation autonome. La **relation autonome** est un lien s'établissant entre des concepts, exprimée en général par un terme, un symbole, une image... Une relation permet de lier des instances de concepts ou des concepts génériques.

Les **relations** associent les concepts pour permettre la modélisation de la réalité. Les relations les plus évidentes sont : Sous-classe-de (généralisation - spécialisation), Partie-de (agrégation ou composition)... Ces relations permettent de représenter le réseau de concepts en les organisant les uns par rapport aux autres. Les relations ont des effets :

- Extension d'une relation : l'ensemble des réalisations effectives d'une relation entre des concepts, ce dont découle la relation entre deux concepts.
- Compréhension / intension d'une relation : l'ensemble des attributs, propriétés communes à toutes les réalisations d'une relation, c'est-à-dire les contraintes liées à la relation.
- Signature d'une relation : elle définit le nombre d'instances de concepts que la relation lie, leurs types et l'ordre des concepts, c'est-à-dire la façon dont la relation doit être utilisée.

Tout comme les concepts, les relations peuvent être spécifiées par **des propriétés**. Les relations peuvent également être organisées de manière hiérarchisée à l'aide de la propriété de subsumption. Par exemple :

Propriété intrinsèque à la relation :

- Propriétés algébriques : symétrie, réflexivité, transitivité.
- Cardinalité : fixe le nombre minimal et maximal de valeurs élémentaires que peut prendre un rôle. Les relations portant une cardinalité représentent souvent des attributs.

Propriétés entre deux relations :

- l'incompatibilité : deux relations sont incompatibles si elles ne peuvent lier les mêmes instances de concepts ;
- l'inverse : deux relations binaires sont inverses l'une de l'autre si, quand l'une lie deux instances I1 et I2, l'autre lie I2 et I1 ;
- l'exclusivité : deux relations sont exclusives si, quand l'une lie des instances de concepts, l'autre ne lie pas ces instances, et vice versa. L'exclusivité entraîne l'incompatibilité.

Concepts et relations peuvent donc être définis, contraints et instanciés pour représenter les connaissances. L'ensemble est complexe et la mise en œuvre demande des choix qui doivent servir l'objectif opérationnel de l'ontologie et être validés dans les contextes d'usage de l'ontologie. Il existe

des méthodologies d'élaboration d'ontologie. Les ontologies peuvent être complétées par de nouvelles fonctionnalités grâce à l'ajout de nouveaux composants (interfaces : plug-ins) dont certains sont fabriqués par les utilisateurs.

5.3. Ontologies existantes et leur intérêt en médecine

Nous allons prendre les différentes ontologies existantes et décrire l'intérêt qu'elles peuvent avoir pour représenter le domaine médical. Cette approche, même si elle n'a pas un lien direct avec notre travail, permet d'avoir une analyse sur la manière dont est structurée une ontologie.

5.3.1. Principales ontologies de haut niveau

Les ontologies de haut niveau sont maintenant reconnues comme essentielles pour intégrer des connaissances hétérogènes provenant de sources multiples [57]. Le but de ces ontologies est de décrire suffisamment les concepts généraux pour pouvoir relier un grand nombre d'ontologies particulières par leur sommet.

Ontologie de Sowa [58] (Fig. 21) (Tab. 8)

Dans l'ontologie de Sowa la catégorisation est basée sur la philosophie de Peirce et d'autres philosophes dont Whitehead. De Peirce il prend notamment la trichotomie que l'on retrouve dans les catégories initiales « indépendant », « relative » et « mediating ».

L'ontologie de Sowa est la seule à utiliser un langage modal de premier ordre, c'est-à-dire ayant les opérateurs (necessarily « nec ») et (possibly « poss »).

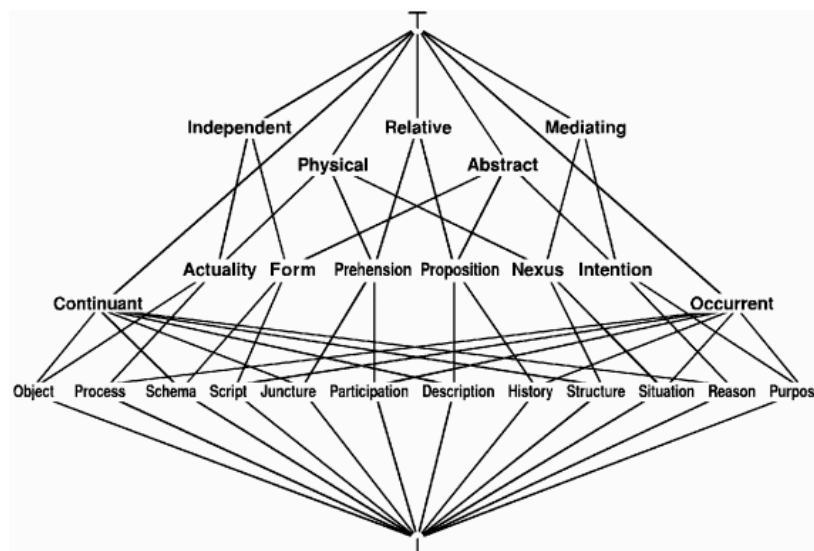


Figure 21 : Représentation d'une partie de l'ontologie de Sowa

	Physical		Abstract	
	Continuant	Occurrent	Continuant	Occurrent
Independent	Object	Process	Schema	Script
Relative	Juncture	Participation	Description	History
Mediating	Structure	Situation	Reason	Purpose

Tableau 8 : Particularités de l'ontologie de Sowa

Ontologie SUMO [59] (Fig. 22)

La « Suggested Upper Merged Ontology » : SUMO est fondée sur plusieurs ontologies existantes et notamment celle de Sowa.

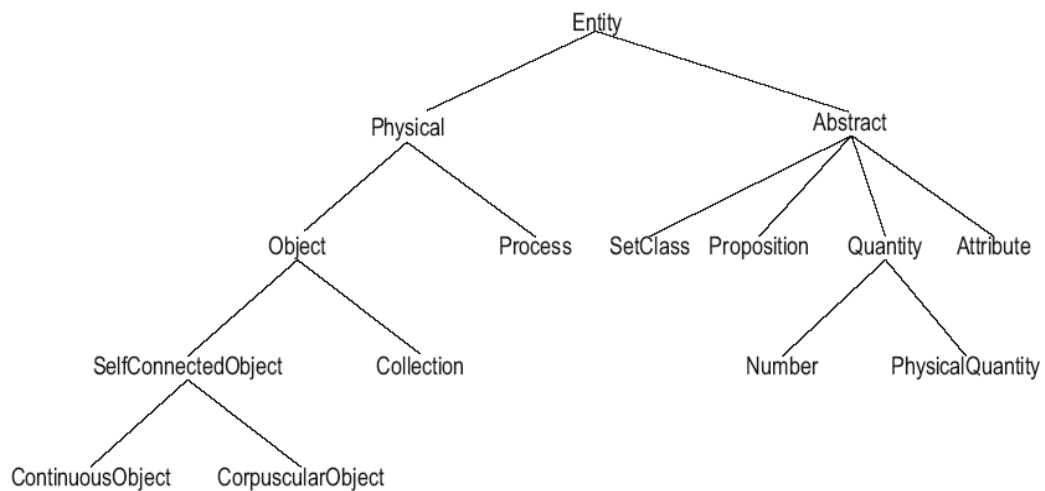


Figure 22 : représentation d'une partie de l'ontologie SUMO

SUMO reprend de nombreux concepts de Sowa mais pas celui de « mediating » même si Niles & Pease considèrent qu'il est important [60]. Ainsi, il le laisse traiter aux niveaux ontologiques sous-jacents.

Ontologie BFO [61] (Fig. 23)

« Basic Formal Ontology » : BFO consiste en deux sous ontologies : SNAP concernant les entités durantes et SPAN concernant les entités perdurantes. BFO par contre ne contient aucune entité abstraite, ceci est volontaire de la part des auteurs qui voulaient cette ontologie délibérément « réaliste ».

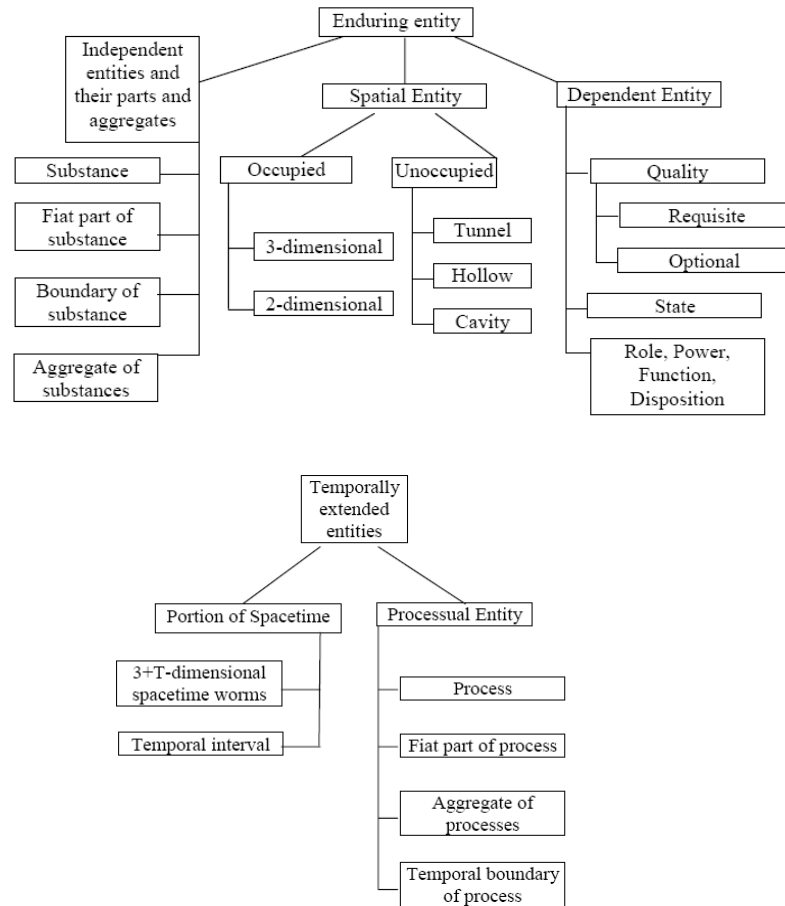


Figure 23 : particularités de l'ontologie BFO

Ontologie DOLCE [62] (Fig. 24)

La « Descriptive Ontology for Linguistic and Cognitive Engineering » : DOLCE a pour objectif de construction de capturer les catégories du langage naturel et du sens commun. Elle est même décrite par ses auteurs comme une ontologie des particuliers et non pas comme une ontologie des universaux. En ceci elle permet facilement de décrire les signes.

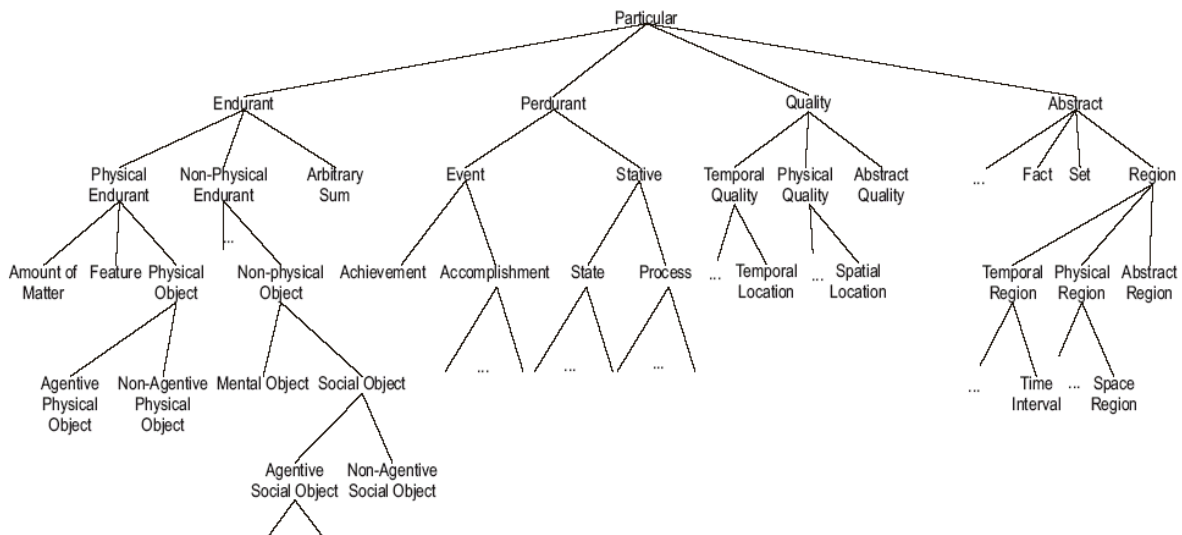


Figure 24 : représentation d'une partie de l'ontologie DOLCE

5.4. Les ontologies générales du domaine médical

Les ontologies générales du domaine médical sont l'UMLS, NCIT ou SNOMED-CT et tentent de couvrir l'ensemble de la médecine.

Les ontologies du domaine médical ne sont cependant pas toutes générales et il faut aussi considérer les ontologies spécialisées médicales ou non médicales pouvant se raccorder aux ontologies noyaux et couvrir au moins en partie la sémiologie médicale comme FMA, la CCAM...

5.4.1. SNOMED-CT (Fig. 25)

Les catégories principales de SNOMED qui nous intéressent principalement sont : « Observables entity », « Clinical finding », « attribute » et « qualifier value ». Les « observables entity » (glycémie) une fois qualifiés deviennent des « finding » (glycémie élevée). Les « clinical finding » dans SNOMED regroupent les signes mais incluent aussi les maladies. Les attributs des signes et les « qualifier » permettent de préciser la sémantique des signes. Cette précision sémantique peut être pré-coordonnée, c'est-à-dire qu'elle donne naissance à un concept identifié dans SNOMED ou post-coordonnée. Les attributs de « clinical finding » dans SNOMED sont les suivants :

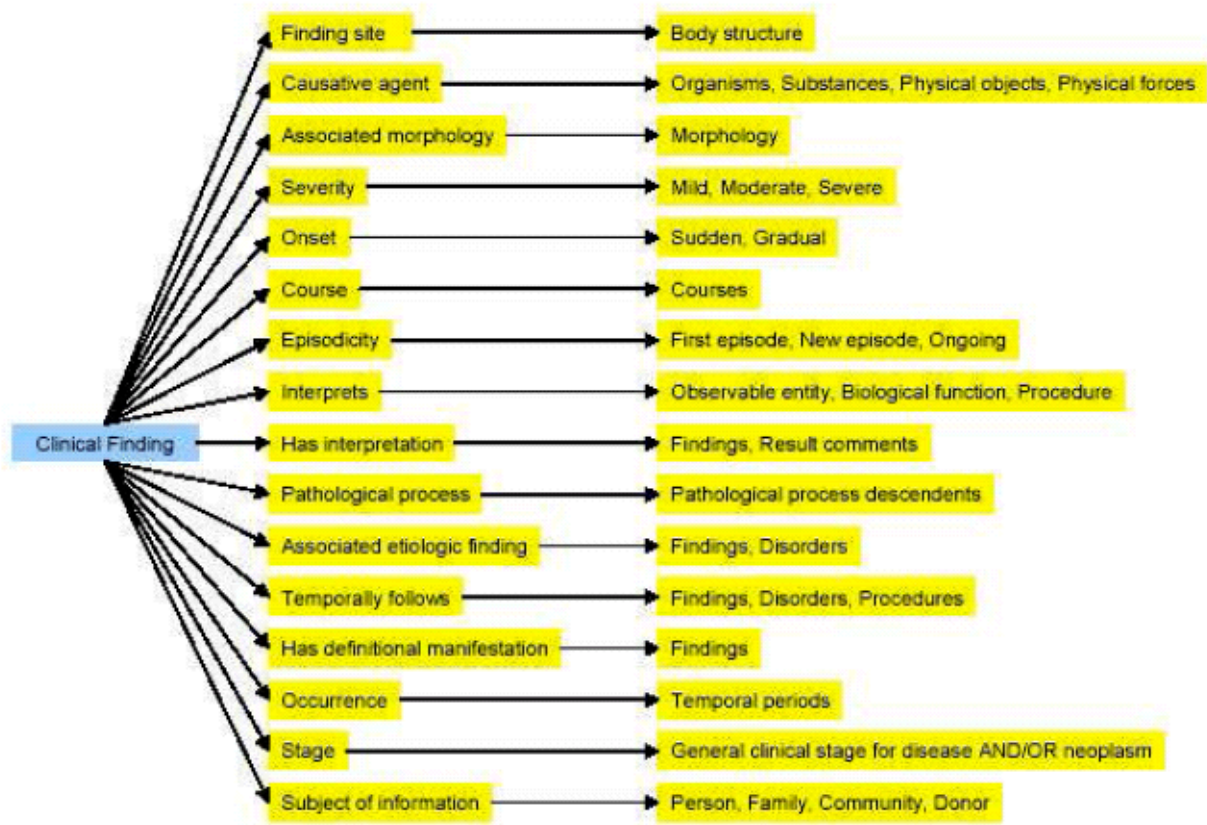


Figure 25 : représentation d'une partie de l'ontologie SNOMED-CT

La post-coordination permet de modéliser le contexte sémantique d'un signe ou de raffiner un signe en utilisant la « compositional grammar » de SNOMED-CT (d'ailleurs identique au « concept descriptor data type » de HL7V3) [63].

- Pour exprimer la richesse des expressions (Fig. 26), les « finding » peuvent être raffinés en utilisant les « attributes » et les « qualifiers ». Par exemple douleur du pouce gauche sévère : « hand pain », « finding site » « thumb structure », « laterality » « left », « severity » « severe ».

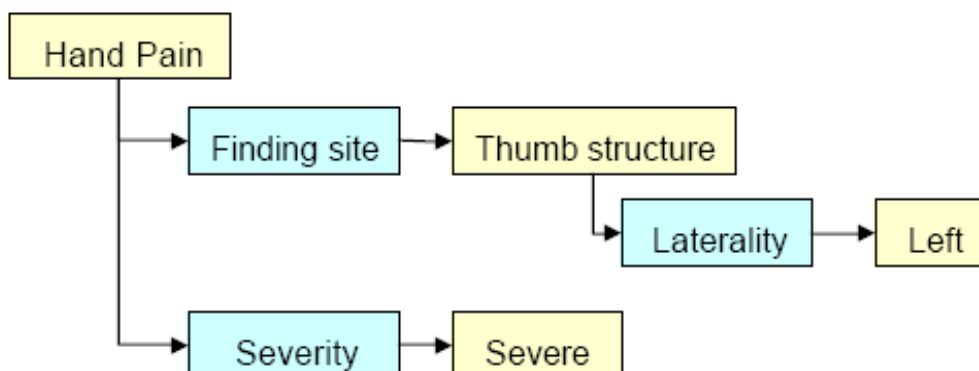


Figure 26 : exemple de description de la symptomatologie

Le contexte d'un signe (Fig 27.) peut être défini par quatre attributs : « subject relationship attribute », « temporal context », « finding context », « associated finding ». Par exemple : family history of

allergy ; donne : « subject relationship attribute » member of family, « temporal context » current or specified, « finding context » know present, « associated finding » allergy.

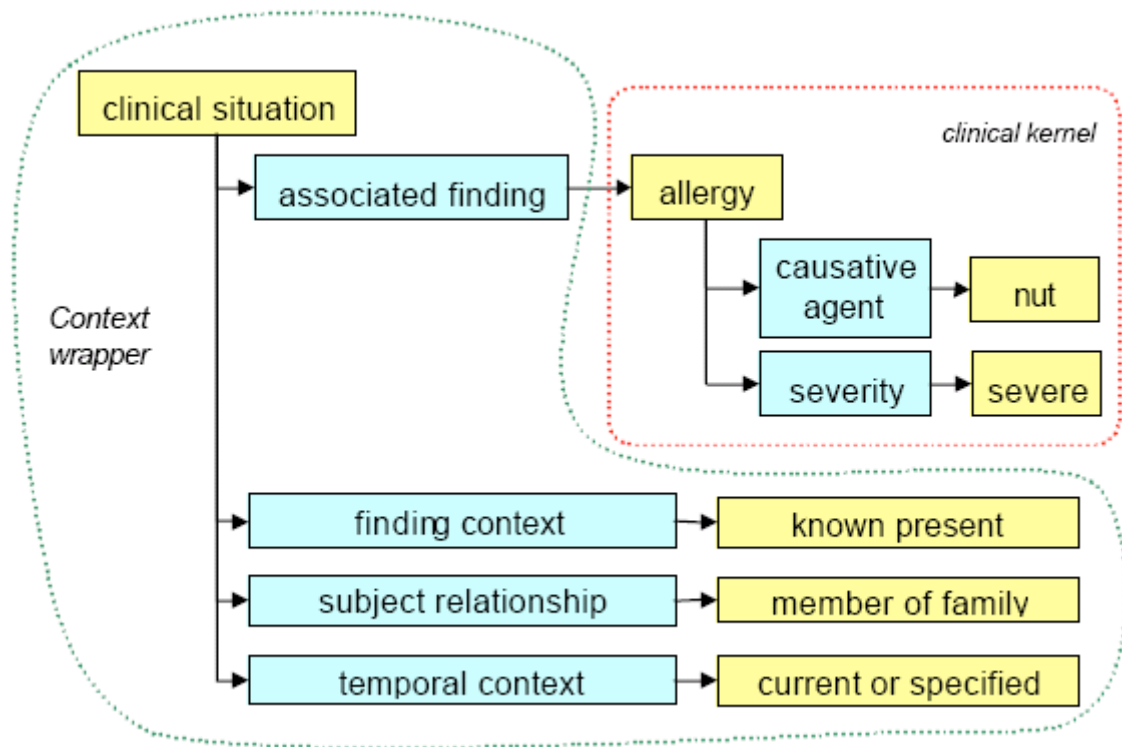


Figure 27 : exemple de description du contexte de la maladie

La post-coordination permet aussi de préciser les procédures de la même façon que les signes en utilisant quatre attributs : « subject relationship context », « temporal context », « procedure context », « associated procedure ». Par exemple : history of vasectomy ; donne : « associated procedure » «vasectomy », « procedure context » « done », «subject relationship context» « subject of record », « temporal context » « past ».

La pré et la post coordination dans SNOMED posent cependant des problèmes divers :

- Si on étudie les pathologies déployées dans les structures anatomiques subsumées (fracture de la main = fracture du scaphoïde + fracture du pouce...), on s'aperçoit qu'il existe des classes manquantes de maladies, celles-ci n'étant pas définies pour chaque structure anatomique : il en résulte que certains concepts sont pré-coordonnés et d'autres doivent être post-coordonnés sans qu'une règle soit formellement établie pour ce choix [64].
- La pré ou post coordination dans SNOMED oblige à définir des règles d'utilisation de SNOMED-CT dans HL7 Version 3. En effet, tout ce qui doit être post coordonné gagnera à l'être dans le modèle d'information d'une manière normative [65].

Un autre problème de SNOMED CT concerne la subsomption. En effet, il apparaît que toutes les règles nécessaires à la définition d'une ontologie ne sont pas respectées dans SNOMED : 31 % des classes n'ont qu'un seul enfant, dans 51 % des cas il n'y a pas de différence entre les descriptions des parents et des enfants. En fait la relation « is_a » est ambiguë dans SNOMED ce qui pose des problèmes dans les héritages multiples car elle inclut « is_a_site » et « is_a_agent » [66].

5.4.2. NCIT

NCI Thesaurus a comme principale particularité de définir les attributs obligatoires des maladies et les attributs non définitoires, c'est-à-dire non obligatoires pour toutes les instances [67]. La relation (Tab.9) May-have introduit le fait que les signes peuvent être dans l'ontologie sans pour autant être hérités obligatoirement. Ainsi cohabitent :

Disease_May_Have_Finding

Disease_Has_Finding

Ceci permet représenter les maladies par des signes qui ne seraient uniquement ceux avec une sensibilité à 100 %.

Un point intéressant de NCIT est également de permettre la description des grades de tumeurs. En sachant que les critères de classification définis par l'OMS sont en général exclusifs, il est alors possible à partir de ces critères de définir automatiquement le grade ou au moins d'exclure les non_grades des tumeurs en raffinant l'ontologie [68].

Role name	Range kind
Disease_Excludes_Abnormal_Cell	Abnormal_Cell_Kind
Disease_Has_Abnormal_Cell	Abnormal_Cell_Kind
Disease_May_Have_Abnormal_Cell	Abnormal_Cell_Kind
Disease_Excludes_Normal_Cell_Origin	Anatomy_Kind
Disease_Excludes_Primary_Anatomic_Site	Anatomy_Kind
Disease_Has_Associated_Anatomic_Site	Anatomy_Kind
Disease_Has_Metastatic_Anatomic_Site	Anatomy_Kind
Disease_Has_Normal_Cell_Origin	Anatomy_Kind
Disease_Has_Normal_Tissue_Origin	Anatomy_Kind
Disease_Has_Primary_Anatomic_Site	Anatomy_Kind
Disease_May_Have_Normal_Cell_Origin	Anatomy_Kind
Disease_May_Have_Normal_Tissue_Origin	Anatomy_Kind
Disease_Excludes_Finding	Findings_and_Disorders_Kind
Disease_Has_Associated_Disease	Findings_and_Disorders_Kind
Disease_Has_Finding	Findings_and_Disorders_Kind
Disease_May_Have_Associated_Disease	Findings_and_Disorders_Kind
Disease_May_Have_Finding	Findings_and_Disorders_Kind
Disease_Excludes_Cytogenetic_Abnormality	Molecular_Abnormality_Kind
Disease_Excludes_Molecular_Abnormality	Molecular_Abnormality_Kind
Disease_Has_Cytogenetic_Abnormality	Molecular_Abnormality_Kind
Disease_Has_Molecular_Abnormality	Molecular_Abnormality_Kind
Disease_May_Have_Cytogenetic_Abnormality	Molecular_Abnormality_Kind
Disease_May_Have_Molecular_Abnormality	Molecular_Abnormality_Kind
Disease_Is_Grade	Properties_or_Attributes_Kind
Disease_Is_Stage	Properties_or_Attributes_Kind

Tableau 9 : représentation des relations au sein du NCIT

5.4.3. UMLS (Fig. 28)

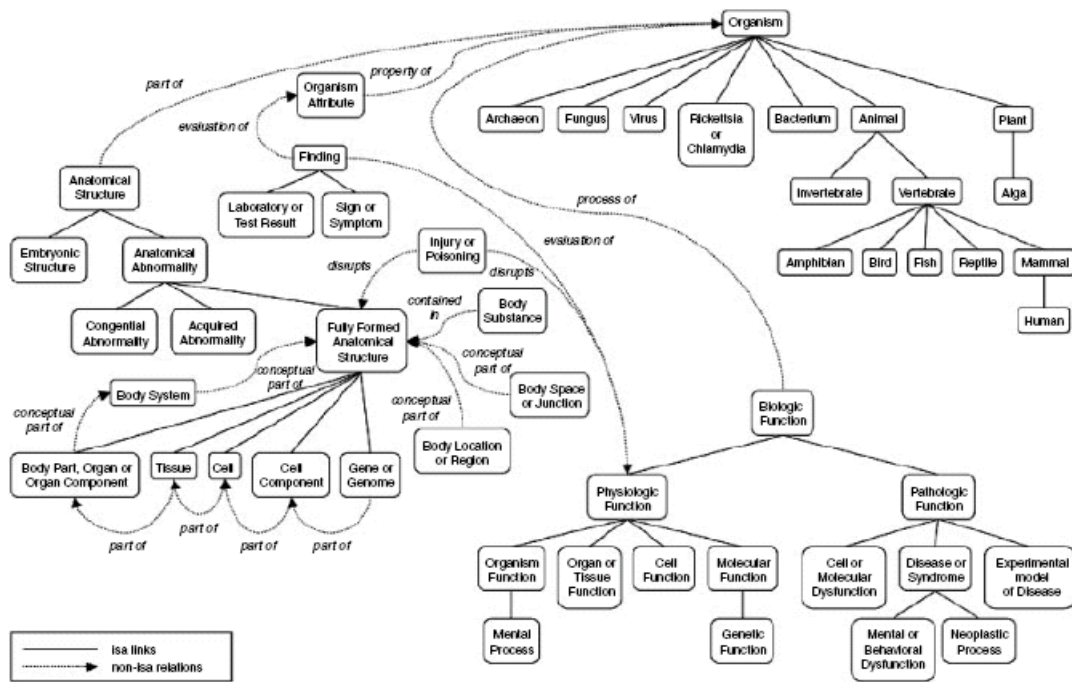


Figure 28 : représentation d'une partie de l'UMLS

Le Semantic Network de la NLM se veut un « upper-level » pour le domaine biomédical [69].

5.5. Systèmes existants utilisant les ontologies en radiologie

Il existe différents systèmes utilisant les ontologies dans le domaine de la radiologie. Elles les utilisent à des degrés divers, avec des objectifs variés, aucune ne s'est vraiment imposée mise à part Radlex.

5.5.1. Radlex [70, 71, 72]

Les radiologues utilisent de nombreuses terminologies et standard mais pas un lexique commun. C'est l'objectif de Radlex d'unifier le langage radiologique pour réaliser de l'indexation standardisée et des recherches sur les différentes ressources. Il contient plus de 30 000 termes qui remplacent l'ACR index et est appariale à SNOMED-CT et DICOM. C'est une solution sponsorisée par le RSNA et d'autres organisations. Elle a été créée en 2005 et regroupe des professionnels de la radiologie et les organisations ACR, DICOM et IHE. Ce projet est en particulier sous la direction de DL. Rubin de l'université de Stanford.

Il existe deux solutions d'utilisation : la plus simple est de rechercher directement à partir du site web, la deuxième est la mise en place au sein de son propre site web grâce à des API (RadLex API).

Les différentes classes dans Radlex :

- treatment

- imaging procedure attribute
- substance
- procedure step
- imaging observation characteristic
- modifier
- foreign body
- imaging observation
- anatomic entity
- teaching attribute
- relationship
- imaging service request
- image quality

Liens utiles :RadLex homepage:

<http://www.rsna.org/radlex/>

RadLex Viewer:

<http://radlex.org/viewer>

RadLex Documentation:

<ftp://ftp.ihe.net/RadLex/documentation.html>

Radlex API (Application programming interface): http://radlexwiki.rsna.org/?title=RadLex_API

5.5.2. JEMRIS [73, 74]

JEMRIS est un simulateur d'IRM intégrant un système d'indexation de type bornage XML. Il est a priori développé de cette manière pour faciliter l'utilisation de la technologie Web. Son système d'indexation comporte des boucles et une hiérarchisation insuffisante pour permettre une exploitation ontologique. Le logiciel est écrit en C++ et possède un bornage XML qui permet de faciliter l'importante base de données d'équations de représentation des impulsions de RF. Il permet la représentation de la géométrie des antennes, des gradients non linéaires, du déplacement chimique, du T2* et des variations temporelles de l'objet (mouvements, flux). Une interface graphique a été développée où les paramètres de simulation et les antennes peuvent être configurés. Il possède également un module pour l'élaboration des séquences. Le logiciel est divisé en 5 classes :

- sample : décrit les propriétés physiques de l'objet,
- signal : décrit les informations à propos du signal,
- model : décrit les fonctions pour résoudre le problème physique,
- coil : décrit les antennes 4 types : antenne uniforme idéal ; Biot- Savart-type loop ; arbitrary coil user defined sensitivity map and sensitivity pattern,
- sequences : cette dernière a été élaborée sous la forme d'une arborescence avec la description de boucles. Le langage XML a servi à sérialiser les objets C++ en décrivant les étapes de chaque séquence. La gestion des différents temps de l'examen a été définie de manière formelle. Les modules dépendent les uns des autres et varient pour s'adapter.

5.5.3. NeuroLog

L'équipe Visage au sein du projet NeuroLog [75] a développé une ontologie représentant les examens IRM. L'indexation des séquences IRM s'est appuyée sur l'article de Boyle [76] avec sa taxonomie. Elle ne prend pas en compte les problèmes de pondération et de modification du signal en EG comme nous l'avons évoqué dans le chapitre sur l'IRM. La taxonomie des séquences IRM n'apparaît donc pas assez représentative des différentes possibilités de manipulation du signal et des différents objectifs recherchés lors de l'examen IRM.

5.5.4. Ontology of f-MRI [77]

Ce travail est basé sur une technique IRM de pointe : l'IRM fonctionnelle et montre la volonté d'intégrer les différents travaux existants (ontologies biomédicales) dans un processus clinique complexe. Ce travail est de dimension internationale avec des moyens importants.

II. C. DICOM [78, 79]

Comme nous l'avons défini précédemment DICOM, qui signifie "Digital Imaging and Communication in Medecine", est un standard de communication qui a été établi par une association créée en 1983. Nous allons le décrire plus en avant pour expliquer son importance dans la normalisation des échanges en imagerie médicale.

1 Le domaine de DICOM

Pour comprendre le standard et ses enjeux, il faut définir son domaine d'application. Le point de départ de DICOM est bien sûr l'imagerie médicale, qui constitue son centre d'intérêt principal. Du fait de la progression de l'informatique dans le domaine médical, DICOM a pris en charge la globalité de l'acte d'imagerie médicale. Cet acte débute avec la rédaction de la demande d'examen par le clinicien, puis la réalisation de l'examen avec tout le domaine administratif et le choix de la technique et des incidences. Le radiologue interprète ensuite ces images, émet des hypothèses et rédige le compte-rendu. L'acte d'imagerie s'achève avec d'une part, l'expédition des images sur un format choisi et du compte-rendu au clinicien et d'autre part leur archivage.

DICOM en tant qu'institution dans le domaine de l'imagerie médicale essaie de normaliser toutes ces étapes.

2 La structure du standard

Le standard comportait initialement 12 parties lors de sa première publication en 1993. L'édition 2000 en comporte 15 et l'édition 2001 en comportera 16. Les 20 parties actuelles de DICOM sont dénommées PS 3.x où x est le numéro de la partie. La dernière version disponible en ligne est mise à jour (2013) régulièrement et les anciennes versions sont toujours disponibles [80].

3 Les bases de DICOM

Le standard DICOM s'est appuyé sur les technologies orientées objet, c'est-à-dire sur des technologies modélisant les objets du monde réel. Les concepts d'informations, de services et d'attributs ont été développés, soit pour décrire, soit pour classer les objets. Le formalisme retenu est spécifique à DICOM, car à l'époque de sa création aucun formalisme et en particulier Unified Modeling Language (UML) ou eXtensible Mark up Language (XML) ne s'était imposé.

3.1 Définition

DICOM est un standard à visée normative qui définit une méthode de communication entre les différents équipements d'imagerie médicale numérique. Il s'est maintenant imposée à la plupart des fabricants de matériel d'imagerie médicale. Elle a pour première application de permettre de prédire la

possibilité de connexion des appareils d'imagerie médicale à partir d'un document de conformité (Conformance Statement) émis pour chacune des machines respectant cette norme. La norme permet aux équipements de communiquer localement, à distance ou au travers d'un média en assurant le protocole d'échange de données et en éliminant les formats propriétaires qui font échouer la communication entre les machines.

3.2 Objectifs

Le but est d'obtenir les images du patient ainsi que toutes les informations associées dans un format identique permettant l'interconnexion et l'interaction ("interoperability") des équipements et le transfert des données.

3.3 Description du standard (Tab. 10)

Le standard DICOM est une technologie orientée objet. Il permet de ranger des données liées à l'image suivant le principe des sous-ensembles. Le fait que les données soient toujours rangées suivant le même principe permet l'interopérabilité entre les différentes machines et les différents constructeurs. Le rangement des données se fait suivant un protocole propre à chacun des types de données. Prenons un exemple afin de mieux comprendre la structure du standard pour l'agencement des données. Le niveau le plus élevé de cette classification hiérarchique (de type is a) est appelée Information Object Definition (IOD) (par exemple : MAGNETIC RESONANCE (MR) Image IOD), elle contient ensuite des Informations Entities (IE), elles-mêmes divisées en modules puis en attributs. Ces attributs sont donc très nombreux pour un IOD (264 pour notre exemple). La structure hiérarchique du standard fait qu'il existe une répétition des concepts, que cela soit dans un même IOD ou dans les différents IOD. Seuls les attributs sont en contact avec l'intervenant extérieur qui peut les remplir. Le remplissage se fait de manière obligatoire, facultative ou optionnelle. Les champs sont remplis avec des caractères alphanumériques soit prédéfinis, soit libres. Il faut bien comprendre que le format permet de véhiculer les images, tout en gardant leur place dans l'examen, dans la série et dans la base de données, ainsi que les informations qui lui sont connexes.

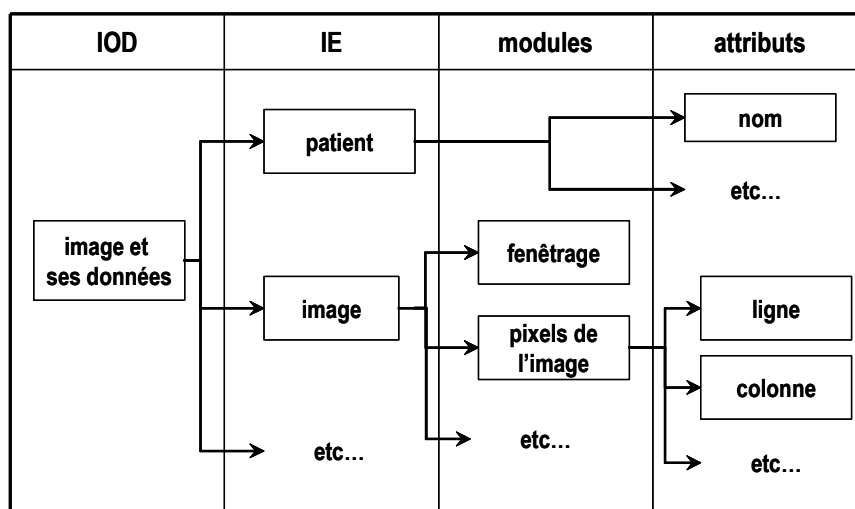


Tableau 10 : représentation la structure de DICOM

Nous allons reprendre un à un les différents niveaux du standard.

3.3.1 IOD

Les IOD sont des modèles de données résumées orienté-objet, utilisés pour spécifier les informations concernant les entités du monde réel de manière structurée au sein du standard.

Un IOD fournit aux entités d'application (scanner, reprographe...) communicantes une vue commune des informations à échanger. Il existe deux groupes d'IOD : les composites et les normatifs.

Les **Composite Information Object** contiennent les informations décrivant les objets du monde réel au sein du standard. Les Composite IOD donnent le contexte nécessaire pour l'échange d'information entre les entités d'application (scanner, reprographe...). L'IOD contient les attributs permettant la description de l'objet, suivant la hiérarchie précédemment décrite.

Les « Composite IOD » sont précisés dans l'annexe A de la partie 3 du standard.

Par exemple :

Computed Radiography Image IOD (image de radiographie).

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 échographique).

Ultrasound Multi-frame Image IOD » : séquence d'images ultrasons animées.

Secondary Capture Image IOD (Image de capture secondaire).

Les **Normalized Information Object** (Objet d'information normalisé) représente une seule entité d'application (action par exemple sur le patient ou scanner, reprographe...) du model DICOM du monde réel. Les définitions de ces NIOD ont volontairement été non strictes de manière à ne pas gêner l'implantation de nouveau système dans des structure comprenant d'ancien système (problème de versioning). Par contre, il existe des renvois vers les modules des IOD pour permettre des échanges d'informations non limités.

Les « Normalized IODs » sont précisés dans l'annexe B de la partie 3.

L'intérêt de ce système est évident lorsque l'on prend l'exemple de la queue d'impression sur le reprographe (Print Queue IOD). Le protocole « simplifié » permet d'éviter d'avoir à manipuler les IOD plus gros accélérant ainsi le flux des données.

Par exemple :

PRINTER IOD : contient les informations sur le reprographe et sur les actions possibles sur ce dernier.

PATIENT IOD : contient les informations sur le patient et sur les actions possibles sur ce dernier.

3.3.2 Les Information Entity (IE)

Les IE correspondent à un ensemble unique : un patient, un examen, une image...

3.3.3 Les modules

Il n'existe pas forcément de modules dans un IE : si les informations situées dans celui-ci sont indivisibles, alors ce sont des attributs. Par exemple, dans l'IE patient, le nom du patient n'entraîne pas d'autres sous-divisions, c'est donc un attribut. Les modules interviennent lorsque le nombre d'informations dans l'IE est encore très important, les différents attributs sont alors regroupés en module.

3.3.4 Attributs

Les attributs sont les derniers maillons de la chaîne. Ce sont des unités d'informations élémentaires, ils ne peuvent être divisibles. Les attributs d'un IOD décrivent les propriétés de l'instance de l'objet du monde réel. Les attributs concernés sont regroupés dans des « Modules » qui représentent un niveau supérieur de sémantique documenté dans le « Module Specifications » de l'annexe C de la partie 3. Les attributs sont encodés comme des éléments de données (« Data Element ») en utilisant les règles, représentations de valeur (« Value Representation ») et les valeurs multiples (« Value Multiplicity concepts ») spécifiées dans la partie 5 du standard. Pour des éléments de données (« Data Element ») spécifiques, les « Value Representation » et « Value Multiplicity » sont spécifiés dans le dictionnaire de données objet de la partie 6 du standard.

Il existe quatre types d'attributs :

- Les attributs demandant un remplissage obligatoire et qui sont toujours présents,
- Les attributs toujours présents mais dont le remplissage n'est pas obligatoire,
- Les attributs qui sont présents selon la modalité d'acquisition de l'image,
- Les attributs optionnels.

Le catalogue de ces attributs est stocké dans le "Data dictionary", et selon l'image acquise, les listes des quatre types d'attributs sont prédéfinies. Le vocabulaire utilisé est issu de lexiques tel SNOMED.

Les attributs n'appartiennent pas à une catégorie de façon figée, c'est-à-dire qu'un attribut peut être optionnel pour une image scanner tout en étant obligatoire pour une image IRM.

La composition d'une IOD correspondant à une image scanner ne sera donc pas la même que celle correspondant à une image d'IRM.

Ainsi Dicom différencie le type d'image. Les différentes images sont identifiées selon une nomenclature. Par exemple, une image d'échographie se nommera "US image".

Il existe également les "*private elements*" qui sont des items ajoutés par le constructeur. Ils respectent le formalisme Dicom, ne perturbent pas une transmission Dicom mais ne correspondent pas aux items définis dans la norme. Un système radiologique d'angiographie peut permettre l'envoi de capture secondaire vers l'extérieur à l'aide d'un message contenant tous les champs obligatoires d'une image capture secondaire et dans la partie privée, sous des étiquettes différentes, toutes les informations qui permettent de rendre l'image transmise éligible comme *XA single plane*. Si le récepteur sait interpréter ces champs privés, il peut considérer les images reçues comme des images angiographiques mais s'il ne le sait pas, il ne visualise que des photos d'angiographie.

3.4 DICOM comme consensus de classement des terminologies en radiologie (DICOM et l'interopérabilité des machines)

Le but est d'obtenir les images du patient ainsi que toutes les informations associées dans un format identique permettant l'interconnexion et l'interaction (« interoperability ») des équipements et le transfert des données.

Les attributs sont les derniers maillons de la chaîne. Ce sont des unités d'informations élémentaires, ils ne peuvent être divisibles. Les attributs d'un IOD décrivent les propriétés de l'instance de l'objet du monde réel. Les attributs concernés sont regroupés dans des « Modules » qui représentent un niveau supérieur de sémantique documenté dans le « Module Specifications » de l'annexe C de la partie 3.

Il existe quatre types d'attributs :

- les attributs obligatoires (M),
- les attributs obligatoires mais conditionnels (MC),
- les attributs optionnels (U),
- les attributs optionnels et conditionnels (UC).

Les attributs n'appartiennent pas à une catégorie de façon figée, c'est-à-dire qu'un attribut peut être optionnel pour une image scanner tout en étant obligatoire pour une image IRM. La composition d'une IOD correspondant à une image scanner ne sera donc pas la même que celle correspondant à une image d'IRM.

3.5 Organisation des données dans un fichier DICOM :

Du fait de l'historique de DICOM et des premiers enregistrements sur support type bande magnétique, la sauvegarde d'information au sein du fichier se fait sous forme séquentielle.

Chaque information élémentaire (par exemple nom du patient) est organisée sous une forme séquentielle comportant trois segments.

- Premier segment : **DICOM TAG** c'est un code qui permet de faire référence au thésaurus DICOM en indiquant le nom de l'information (concept) qui va suivre (ex : (0010,0010) Patient name). Il est codé sur 8 octets.
- Deuxième segment : **longueur de l'information contenue dans le troisième segment** de manière à ce que le système informatique retrouve le DICOM TAG suivant. Elle est codée sur 8 octets.
- Troisième segment : l'information concernant l'entité examinée (individu).

Nous reviendrons largement sur les DICOM TAG, en particulier ceux nous intéressant dans le cadre de l'IRM. Il apparaît cependant nécessaire de préciser la construction des DICOM Tag. Comme on peut le voir, ils sont divisés en deux parties séparées par une virgule. Les 8 octets sont organisés en deux groupes de 4. Cela permet la définition de groupes par exemple (0000= commande ; 0008= identification de l'établissement ; 0010= patient ; 0018= type d'acquisition ; 0020= informations sur l'acquisition ; 0028= présentation de l'image ; 7FE0= pixels de l'image).

Prenons l'exemple simple du codage de l'identification du patient :

Si notre système rencontre dans un flux de données DICOM les éléments suivants :

001000200000000F4A4552454D595E4C4153424C45495A

Ces données se lisent :

DICOM TAG (0010,0020) (8 octets)

- **Group (4 octets)**
0010 = information liée au patient
- **Element (4 octets)**
0020 = patient name

Longueur du segment suivant (8 octets)

Il est codé en hexadécimal ASCII (ref)

F correspond à 15

L'information (Tab. 11)

4A	45	52	45	4D	59	5E	4C	41	53	42	4C	45	49	5A
J	E	R	E	M	Y	^	L	A	S	B	L	E	I	Z

Tableau 11 : exemple de résultat du codage alphanumérique

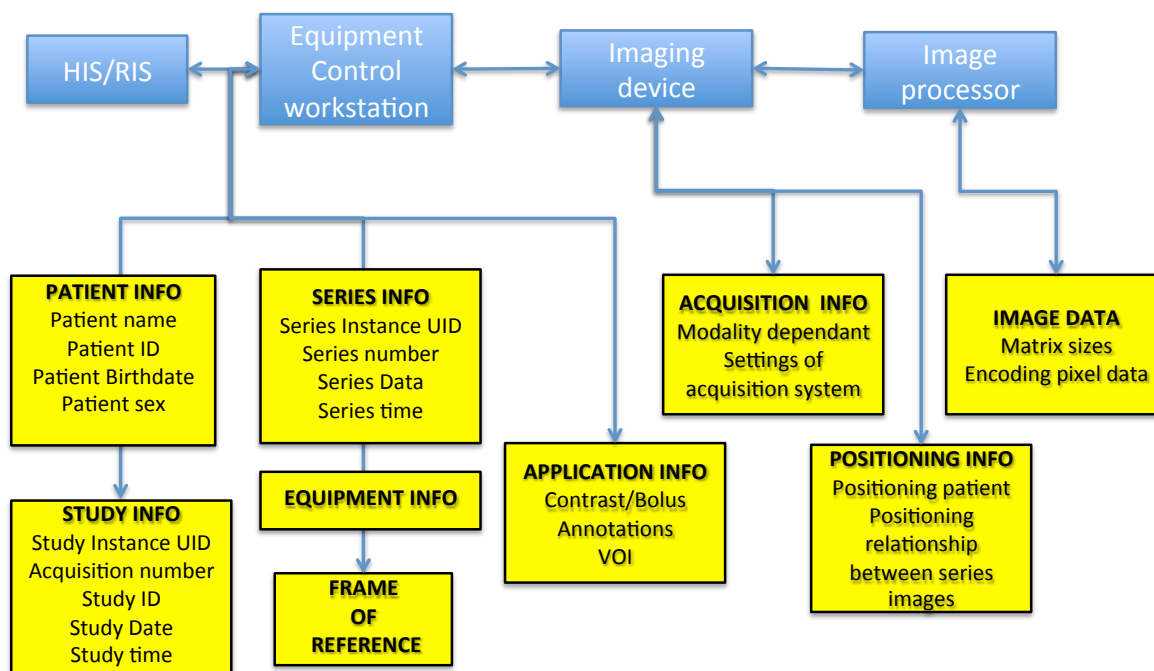
L'organisation des DICOM tag au sein du fichier se fait en ordre croissant. Le système informatique pouvant ainsi cibler les groupes de données qui l'intéressent.

3.5.1 Organisation du Flux de Données (Fig. 29)

DICOM et la gestion des actes d'imagerie (le workflow) :

À sa création DICOM avait comme seules problématiques la gestion de l'image et des données connexes simples permettant tout au plus l'impression sur film de manière cohérente et la visualisation des images sur la console diagnostique dédiée à la machine d'acquisition. Dans les années 90 avec l'avènement de l'imagerie en coupe (numérique), l'introduction des PACS puis dans les années 2000 l'apparition des solutions RIS, PACS et l'avènement de la radiologie numérique et de la mise en réseau (intranet, extranet...) ont nécessité l'intégration au standard de nouvelles informations. Cette mise à jour s'est fait en créant de nouveaux objets, de nouveaux services... pour permettre les échanges de données (workflow) lors des différentes étapes de l'examen radiologique. Accueil administratif, réalisation de l'acte technique, interprétation, rédaction, communication des comptes-rendus et images, facturation...

MODALITIES: Classification and origin of image information



Yellow boxes: Image SOP instance

Figure 29 : représentation de l'organisation des flux de données

Le premier avantage de la mise en réseau et de l'échange grâce au standard est d'éviter les doubles saisies administratives, les erreurs de saisie, les doublons...

L'organisation des flux de données est gérée avec des protocoles :

- La « Modality Worklist Management » : elle permet le suivi du patient au sein de la structure radiologique en créant des identifiants uniques à partir des données du SIH ou du RIS.
- La « Modality Performance Procedure Step » : elle permet un échange entre les consoles d'acquisition et le matériel et le RIS et le SIH. Par exemple rapport à l'examen : nature, date, série, doses délivrée (PDL, PDS, SAR...), délivrance de produits pharmaceutiques (produit de contraste...)
- Le « Storage Commitment » : il permet de créer le lien entre le RIS ou SIH et le système d'archivage de l'examen pour permettre la bonne localisation de ce dernier et restituer les données à l'utilisateur en cas de requête.
- Le DICOM SR (Structured Report) : il correspond à la gestion du compte-rendu. Cette dernière n'est pas encore acceptée et utilisée en routine. L'écueil principal étant l'acceptation par les radiologues d'une standardisation de leur protocole. Par contre les données précédemment citées liées à la technique sont intégrées de manière automatique au sein du compte-rendu.

3.5.2 Le Format DICOM est adaptable aux autres spécialités médicales

Ainsi ce format est déjà adopté par les cardiologues, les dentistes, les anatomopathologistes et les gastro-entérologues.

4 Synthèse

DICOM ne peut plus simplement être considéré comme un format d'images, DICOM est le chaînon principal permettant la gestion des images médicales et de leur environnement pour permettre une interopérabilité entre les différents systèmes d'exploitation informatique, qu'ils soient de la même marque ou non. DICOM n'est pas une « nature morte », c'est un système vivant qui sait s'adapter du fait de ses comités en lien avec les experts du domaine par exemple :

- création des comptes-rendus structurés,
- gestion des signaux électrocardiogramme, respiration,
- gestion du workflow à l'intérieur...

Article d'analyse comparative de DICOM et de l'UMLS

Pour mieux appréhender la construction de notre ontologie, une analyse plus poussée des systèmes existants a été réalisée. Nous avons choisi l'UMLS et le DICOM comme matériel d'étude du fait de leur position dominante et de leur différences : l'UMLS ayant un but plus académique et DICOM répondant à une problématique plus technique. Dans l'article qui suit « **Ontologies and Information Models: Comparing the UMLS and the DICOM Content Mapping Resource** » [81], nous avons mené une étude comparative reposant sur l'architecture des deux représentations et de leur contenu. Le logiciel MetaMap [82] est l'outil qui a permis l'extraction des termes pour la comparaison. Cet article a permis la mise en évidence des différences d'objectif entre le DICOM et l'UMLS. Des recommandations ont été formulées pour l'amélioration des représentations.

Deux autres articles [83, 84], utilisant les mêmes techniques, ont proposé une représentation unifiée de sémiologie radiologique à partir de l'UMLS et de DICOM, en utilisant les gammes diagnostiques radiologiques [85]. Nous avons montré qu'il était possible de construire une ontologie de signes radiologiques.

Au delà de ces constatations, ces travaux ont permis de comprendre les lacunes des systèmes existant et de proposer un modèle de construction d'ontologie pour la représentation des signes radiologiques. Ces points réglés nous ont permis d'envisager l'élaboration de systèmes informatiques, utilisant les ontologies, pour la résolution de problèmes du quotidien.

Ontologies and Information Models: Comparing the UMLS and the DICOM Content Mapping Resource

Jérémy Lasbleiz^{a, b}, Valérie Bertaud^a, Fleur Mouglin^a, Franck Marin^b, Anita Burgun^a,
Régis Duvauferrier^{a, b}

^a EA 3888, LIM, Faculté de Médecine, Université Rennes 1, France

^b Département de Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de Rennes, France

Abstract

Even if ontologies and information models can be distinguished by many points, they also have many data in common. Nowadays, we can consider DICOM (Digital Image Communication in Medicine) as a reference information model for radiology and Unified Medical Language System as a reference ontology for biomedicine. The goal of the study is to know if comparing the DICOM Content Mapping Resource and the UMLS, could help to build a medical imaging ontology. The methodology has consisted in analysing and comparing the DICOM Structured Reporting and the UMLS Semantic Network: The DICOM network is rather limited but efficient, while the UMLS is a huge database well organized. There is a lack of terms corresponding to image analysis and technical vocabulary in the UMLS and a too complex redaction of Context Group ID terms in DICOM. This shows that the UMLS should include more technical and semiological concepts to be suitable for radiology. It also suggests that DICOM could build its new Context Group ID and Template ID respecting, if possible, UMLS Semantic Types.

Keywords:

Digital Image Communication in Medicine; Ontology; Information model; Unified Medical Language System

1. Introduction

Rector distinguishes between ontologies and information models (1). He assimilates ontologies to terminology or concept models. He argues that, while the purpose of ontologies is essentially to represent meanings, information models are more concerned with the structure of the information. However, information models may be populated by concepts drawn from terminologies and ontologies.

DICOM (Digital Image Communication in Medicine) offers an example of a reference information model for radiology. DICOM part 16 (2) has been created in 2001 and is in quick mutation. This part includes all codes and terminologies appearing in DICOM objects (Images, structured reporting, Physiological signals...). Thus it is called DICOM Content Mapping Resource (DCMR). In this document, terms are sorted in domains (Context Group ID: CID), from which are elaborated templates (Template ID: TID). Those TID and CID are DICOM Structured Reporting (DICOM SR) roots.

The Unified Medical Language System® (UMLS®) has been developed and maintained by the U.S. National Library of Medicine since 1990. It comprises two major inter-related

components: the Metathesaurus®, a huge repository of concepts, and the Semantic Network, a limited network of 135 Semantic Types, and 54 relations. The latter is a high-level representation of the biomedical domain based on Semantic Types under which all the Metathesaurus concepts are categorized, and which is intended to provide a basic ontology for the biomedical domain (3).

We have to consider those two representations as references to create a medical imaging ontology. Indeed, DICOM in imaging data management and UMLS as a reference repository of medical concepts are both indisputables.

The goal of this study is twofold:

- To know if coherences between DICOM and UMLS information representation could help to complement or create DICOM SR templates.
- To know if differences between the two representations could help to enrich DICOM and UMLS with new relations and terms.

2. Materials and Methods

DICOM SR information model network analysis: starting from the elaboration of a generic standardized report, we analyzed DICOM SR main concepts hierarchy and their relations.

UMLS Semantic Network analysis: we isolated the Semantic Types which have interest in imaging and then we analysed possible relations between Semantic Types (is-a and others)

Comparison between DICOM SR network and UMLS Semantic Network: Thanks to the two previous analyses, we made a comparison.

Comparison between DICOM SR 2004 CID content and UMLS Semantic type content: In order to compare the DICOM DCMR content with the UMLS ontology, we used NLM lexical resource: MetaMap 2.3.C version (4). This software finds UMLS Metathesaurus concepts in different kind of texts. All CID contents have been analyzed with MetaMap. In this paper, only the MetaMap results for the main CID, identified in generic DICOM SR report elaboration, are presented. For results analysis, only high probable terms have been considered (MAP), i.e. those with high mapping scores. The MetaMap results are expressed in: percentage of CID terms corresponding to UMLS concept, percentage of CID terms corresponding to more than one UMLS concept, percentage of CID terms which cannot be described by at least one UMLS concept. Moreover, we indicate the number of UMLS terms and the number of Semantic Types found for each CID

3. Results

DICOM SR information system network analysis results:

All the relations existing between CIDs in an imaging report are summarized in figure 1. In DICOM SR, a report includes several different parts. First of all, an observation context (HAS OBS CONTEXT) which concerns the observer (radiologist, technologist...). The CID used are:

- Observer : CID 7452 (Organisational Roles), CIDS 7453 (Performing Role).
- Subject: CID 7455 (sex), CID 7457 (Units of measure for age).
- Procedure: the reference is CID 29 (Acquisition Modality). Those procedures can need to specify some acquisition contexts (HAS ACQ CONTEXT). It can be the anatomic region explored (CID 4 and 4031 (Anatomic Region)) or radiographic projection CID 4009 (DX Anatomy Image). They are often related to concept

modifier (HAS CONCEPT MOD) as CID 4010 (DX View) with CID 4011 (DX View Modifier). Another example concerns sonography, « DX Anatomy image » contained in CID 5 (Transducer approach). Another possible acquisition context for procedure is the patient positioning, specified in CID 20 (Patient Orientation Modifier). Contrast injection is an important acquisition context specified in CID 13 (Contrast Agent Ingredient) and CID 11 (Route of administration). Finally for MRI, the acquisition modality is essential and specified in CID 7203 (Image derivation).

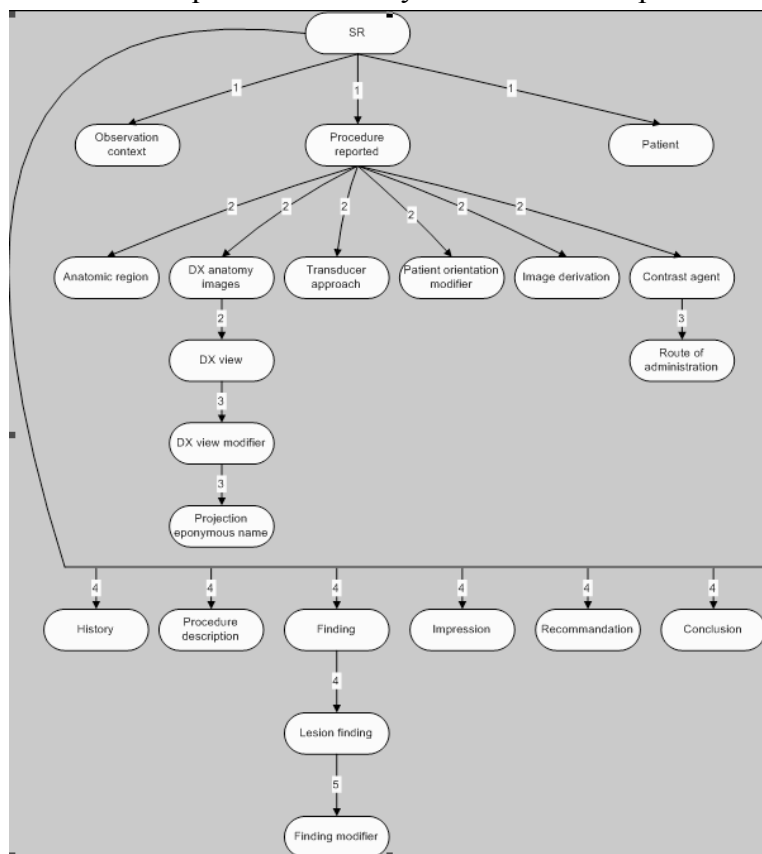


Fig.1 - Relations between DICOM CID in a structured report (Relations: 1 - HAS OBS CONTEXT, 2 - HAS ACQ CONTEXT, 3 - CONTAINS, 4 - HAS PROPERTIES, 5 - HAS CONC MOD)

Beyond those elements, structured reporting takes into account patient background (history), test results (finding), general impression about the test, recommendation for the clinician and conclusion. CID uses are:

- Patient history is essential, it includes procedure reason. For mammography, it is specified in CID 6051 (Breast procedure reason), CID 6055 (Breast clinical finding or indicated problem) and CID 6080 (Breast cancer risk factors).
- General impression is specified in CID 6027 (Assessment from BIRAD) with six levels.
- Recommendations for the clinician are contained in CID 6029 (Recommended follow-up from Bi-Rads)
- Findings are well represented in DICOM lexicon, the majority are “lesion finding” but can also be more precise with finding modifiers.

UMLS Semantic Network analysis results:

Semantic Types regarding imaging report are few. Only 46 types on 134 are useful. The 134 UMLS Semantic Types have been incorporated into 15 groups, expressing better some notions as Disorders which contained every pathology and semeiologic types. If we analyze

the 15 groups, only 9 have are interesting. Hierarchy of Semantic Types (is-a relations) represents the ontology in the field of medical imaging (fig. 2).

1. Entity.....	<i>OBJC</i>
1.1. Physical object.....	<i>OBJC</i>
1.1.1. Anatomical structure.....	ANAT
1.1.1.1. Anatomical abnormality.....	DISO
1.1.1.1.1. Congenital abnormality.....	DISO
1.1.1.1.2. Acquired abnormality.....	DISO
1.1.1.2. Fully formed anatomical structure.....	ANAT
1.1.1.2.1. Body part, organ, or organ component.....	ANAT
1.1.1.2.2. Tissue.....	ANAT
1.1.2. Substance.....	<i>OBJC</i>
1.1.2.1. Chemical.....	<i>CHEM</i>
1.1.2.1.1. Chemical viewed structurally.....	<i>CHEM</i>
1.1.2.1.1.1. Organic chemical.....	<i>CHEM</i>
1.1.2.1.1.1.1. Lipid.....	<i>CHEM</i>
1.1.2.1.1.2. Element, ion, or isotope.....	<i>CHEM</i>
1.2. Conceptual entity.....	<i>CONC</i>
1.2.1. Idea or concept.....	<i>CONC</i>
1.2.1.1. Temporal concept.....	<i>CONC</i>
1.2.1.2. Qualitative concept.....	<i>CONC</i>
1.2.1.3. Quantitative concept.....	<i>CONC</i>
Functional concept.....	<i>CONC</i>
1.2.1.3.1. Body system.....	ANAT
1.2.1.4. Spatial concept.....	<i>CONC</i>
1.2.1.4.1. Body space or junction.....	ANAT
1.2.1.4.2. Body location or region.....	ANAT
1.2.2. Finding.....	DISO
1.2.2.1. Sign or symptom.....	DISO
1.2.3. Intellectual product.....	<i>CONC</i>
1.2.3.1. Classification.....	<i>CONC</i>
1.2.4. Group.....	LIVB
1.2.4.1. Population group.....	LIVB
1.2.4.2. Age group.....	LIVB
2. Event.....	<i>ACTI</i>
2.1. Activity.....	<i>ACTI</i>
2.1.1. Occupational activity.....	<i>ACTI</i>
2.1.1.1. Health care activity.....	PROC
2.1.1.1.1. Diagnostic procedure.....	PROC
2.2. Phenomenon or process.....	<i>PHEN</i>
2.2.1.1. Biologic function.....	<i>PHEN</i>
2.2.1.1.1. Physiologic function.....	PHYS
2.2.1.1.1.1. Organ or tissue fonction.....	PHYS
2.2.1.1.2. Pathologic function.....	DISO
2.2.1.1.2.1. Disease or syndrome.....	DISO
2.2.1.1.2.1.1. Mental or behavioural dysfunction.....	DISO
2.2.1.1.2.1.2. Neoplastic process.....	DISO
2.2.2. Injury or poisoning.....	DISO

Fig.2 - Hierarchy of UMLS semantic Types that are the most frequent in medical imaging. *Italic terms represent arborescence root (is-a type) which are too high level to be used in imaging reports. The four semantic groups that are the most represented in radiology are: anatomy ANAT, Chemicals & drugs CHEM, Disorders DISO, Living beings LIVB, Physiology PHYS, Concepts & ideas CONC, Procedures PROC.*

Comparison between DICOM SR network and UMLS Semantic Network results:

The possible relations between the seven UMLS Semantic Types are numerous. The main ones are : ANAT-CHEM : contain, ingredients_of ; ANAT-DISO : location_of, disrupt_by ; ANAT-PHYS : location_of ; ANAT-CONC : location_of ; ANAT-PROC : location_of, analysed_by ; CHEM-PROC : assesses_effect_of ; CHEM-CONC : measure ; CHEM-PHYS : disrupts, affects ; CHEM-DISO : treats, diagnoses, causes ; DISO-PROC : diagnoses, results_of ; DISO-PHYS : affected_by ; DISO-LIVB : associated_with,

occurs_in ; LIVB-PROC : performs, diagnoses ; LIVB-PHYS : affects ; PHYS-PROC : measures_by, assessed_for_effect_by ; PHYS-CONC : measurement_of ; CONC-PROC : evaluation_of, conceptual_part_of.

The DICOM CID and TID relations could be: CONTAINS, HAS OBSERVER CONTEXT, HAS CONCEPT MODIFIER, HAS PROPERTIES, HAS ACQUISITION CONTEXT, INFERRED FROM, SELECTED FROM

Comparison between DICOM SR 2004 CID and UMLS semantic type contents results:

Table I shows main CID statements implicated in observation context examination. The analysis shows that anatomical and pharmacological CIDs correspond to UMLS concepts. On the other hand, terms about procedure and image characteristics doesn't have correspondence with UMLS concepts. In between, there are clinical or radiological CID, which have the particularity to include several UMLS terms and multiple Semantic Types.

Table 1 - CID terms and UMLS concepts correspondence for the main CID. (Table total: terms =531, CID terms corresponding to UMLS concepts = 58%, CID terms corresponding to more than one UMLS concepts=14%, CID terms can't be described by at least one UMLS concepts = 28%)

	CID number of term	CID terms corresponding to UMLS concepts (percentage)	CID terms corresponding to more than one UMLS concepts (percentage)	CID terms can't be described by at least one UMLS concepts (percentage)	Number of UMLS interested Semantic Types
CID 4 Anatomic Region	130	80,77	6,92	12,31	3
CID 5 Transducer Approach	35	74,28	11,43	14,28	4
CID 11 Route of Administration	18	94,44	5,56	0	1
CID 12 Radiographic Contrast Agent	34	94,12	0	5,88	4
CID 20 Patient Orientation Modifier	17	29,41	17,65	52,94	5
CID 4009 DX Anatomy Images	73	94,52	4,11	1,37	4
CID 4010 DX View	38	21,05	34,21	44,74	1
CID 4011 DX View Modifier	7	57,14	0	42,86	2
CID 6027 Assessment from BI-RADS®	6	16,67	33,33	50	5
CID 6029 Recommended Follow-up from BI-RADS®	17	23,53	11,76	64,71	10
CID 6041 Mammography Image Quality Finding	44	6,82	11,36	81,82	17
CID 6051 Breast Procedure Reason	13	46,15	38,46	15,38	12
CID 6055 Breast Clinical Finding or Indicated Problem	14	35,71	42,86	21,43	12
CID 6080 Gynaecological Hormones	5	80	20	0	4
CID 6135 Chest Image Quality Finding	14	7,14	42,86	50	5
CID 7203 Image Derivation	32	3,12	28,12	68,75	12

CID 7452 Organizational Roles	13	46,15	0	53,85	2
CID 7453 Performing Roles	8	62,5	0	37,5	4
CID 7455 Sex	10	30	50	20	7
CID 7460 Units of Linear	3	100	0	0	1

4. Discussion

It appears that no exact similarity between DICOM and UMLS Semantic Networks. On the other hand, several Semantic Network relations of UMLS could be included in one DICOM SR relation (ex: HAS PROPERTIES (DICOM) = location_of, disrupted_by, measured_by, affected_by, associated_with...(UMLS)).

Short CID terms are well recognized by MetaMap, especially in anatomy, pathology, therapeutic procedures and medical device fields. Composed terms are a special problem, they should be considered as not recognized. Indeed the lack of syntax in the UMLS prevents from representing the whole information.

Finally, CID terms that are not recognized underline UMLS defects, particularly in semeiologic and technical domains.

In response to the two questions that motivated this study, we can make suggestions:

It would be better, for CID terms corresponding to more than one UMLS concept, to segment those CID in UMLS Semantic Types and to link each other with the DICOM SR syntax as “has properties” and “has concept modifier”.

All CID are not homogenous and could earn to be, it would give them more meaning as ontology does.

It would be interesting to take into account those remarks to elaborate the new DICOM SR templates. This could help the SR template conception using the entire UMLS knowledge database.

The UMLS does not represent all the notions considered to be essential in medical imaging. For example, its coverage in terms of descriptions and image analyses vocabulary is not sufficient for our purpose.

5. Conclusion

The UMLS and DCMR do not serve the same objectives. The UMLS is an ontology/terminology whereas the DCMR of DICOM is an information model. Giving the Dicom information model an ontologic dimension would be of great value. Moreover, DICOM SR is a part of HL7 V3, i.e. of Clinical Document Architecture (CDA), and it would be very useful to have possible links with the UMLS.

6. References

- [1] Rector AL. The interface between information, terminology, and inference models. Medinfo. 2001;10(Pt 1):246-250
- [2] National Electrical Manufacturers Association. Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM), part 16: Content Mapping Ressource. Rosslyn, Va : NEMA, 2001. Available at : <http://medical.nema.org/dicom/2003.html>
- [3] Burgun A, Bodenreider O. - Mapping the UMLS Semantic Network into general ontologies - Proc AMIA Symp. 2001;:81-5
- [4] Aronson AR. - Effective mapping of biomedical text to the UMLS Metathesaurus: the MetaMap program. Proc AMIA Symp. 2001:17-21.

Address for correspondence

Jérémy Lasbleiz : jeremy.lasbleiz@chu-rennes.fr; Département d’imagerie médicale – Hôpital Sud – 16, Bd de Bulgarie – BP 90347 – 35203 Rennes cedex 2 - France

III. Elaboration et applications des ontologies en IRM

Nous allons à présent présenter les trois solutions que nous avons élaborées pour les situations que nous avons définies comme problématiques en radiologie quotidienne.

La première partie correspond à la méthode de construction des ontologies qui a été commune aux trois travaux. Les trois situations : Annotation des examens IRM, outil d'aide à l'identification et la correction des artefacts et outil d'aide à la décision (aide à la prescription d'IRM) sont développées sous la forme : matériel, méthode et résultats.

III. A. Méthode de construction des ontologies

Comme nous l'avons évoqué dans l'état de l'art, les ontologies ont de multiples applications. Nous avons choisi de résoudre des problèmes de la vie quotidienne des services de radiologie avec les ontologies comme outil pour structurer les connaissances utilisées pour cette résolution. Nous allons décrire les méthodes de construction que nous avons utilisées et l'évolutivité des solutions.

1 Méthodes de construction et cycle de vie des ontologies [86]

On peut utiliser de multiples méthodes pour construire une ontologie et il reste certainement encore des techniques à inventer. Cependant il existe des méthodes qui font aujourd'hui référence. Les ontologies sont destinées à être utilisées comme des composants logiciels dans des systèmes informatiques, leur développement doit s'appuyer sur les principes du génie logiciel. Leur cycle de vie peut être divisé en **gestion de projet** (planification, contrôle, assurance qualité), **développement** (spécification, conceptualisation, formalisation), **support** (évaluation, documentation, la gestion de la configuration...) [87]. Nous avons retenu une étape initiale d'évaluation des besoins, une étape de construction, une étape de diffusion et une étape d'utilisation. Après chaque utilisation ou modification significative, l'ontologie et les besoins sont réévalués et l'ontologie peut être améliorée [88]. Il existe deux techniques particulières d'ontologisation qui font actuellement référence et que nous avons utilisées.

1.1 Méthode de construction d'ontologies à partir de corpus (Bottom-up) [89]

La méthode Bottom-up vise à identifier les concepts et les relations à partir de documents du domaine, ou de questions posées à l'utilisateur dans les limites du domaine intéressé et à les transformer en une ontologie. Le **corpus** est l'expression des connaissances à travers une langue de *spécialité* (vocabulaire, terminologie et sémantique spécifiques) qui est utilisé pour échanger dans le domaine. L'obtention du corpus s'est fait à travers un relevé des informations et connaissances (état de l'art, DICOM, documents, experts...). L'objectif est l'obtention du corpus en partant des connaissances dont on aura besoin pour nourrir la représentation ontologique. L'étape précédente fournit les candidats à l'entrée dans l'ontologie mais on doit réaliser une **normalisation sémantique** pour éviter les problèmes de langage naturel que nous avons déjà évoqués. L'**engagement ontologique** correspond à l'évolution du contenu obtenu à l'étape précédente vers une **ontologie formelle**.

L'opérationnalisation : dernière étape de la méthodologie, l'opérationnalisation consiste en la représentation de l'ontologie dans un **langage de représentation des connaissances** permettant de surcroît des services inférentiels de type classification des concepts ou généralisation, etc. Il y a plusieurs possibilités de choix de langage d'opérationnalisation, comme les graphes conceptuels [90] et les logiques de description [91] permettant, l'un comme l'autre, d'effectuer un certain nombre d'opérations sur des ontologies. Nous en justifierons les choix dans les sections suivantes.

1.2 Méthode de représentation en logique de description de type TBox ABox [92]

La modélisation des connaissances d'un domaine avec les logiques de description peut se réaliser en deux niveaux séparant les représentations de connaissances intentionnelles et extensionnelles. Le premier est un niveau terminologique ou TBox, qui décrit les connaissances générales d'un domaine alors que le second est un niveau factuel ou ABox, et représente une configuration précise. Plus précisément :

La Tbox (T pour terminologique) décrit les connaissances générales d'un domaine et contient les déclarations des primitives conceptuelles, organisées en concepts et relations, qui peuvent également être combinés grâce à des constructeurs, pour former de nouveaux concepts appelés concepts décrits. Ces déclarations décrivent les propriétés des concepts et des relations, elles constituent donc une définition intentionnelle des connaissances,

Une Abox (A pour assertionnel) décrit les connaissances factuelles d'un domaine et représente une configuration précise. Elle contient les déclarations d'individus, instances des concepts qui ont été définies dans la Tbox. Plusieurs Abox peuvent être associées à une même Tbox ; chacune représente une configuration constituée d'individus et utilise les concepts et rôles de la TBox pour l'exprimer.

Cette approche nous a permis lors de l'ontologisation : pour la TBox de déterminer s'il existe une interprétation quelconque pour laquelle un concept a une instance et pour la ABox de déterminer si un individu particulier est ou n'est pas une instance d'un concept (instanciation).

2 Choix du formalisme de représentation et de l'éditeur d'ontologie

Récemment, la croissance de l'Internet a également mené à la création de langages d'ontologies basés sur le Web, comme RDF [93] RDFS [94] DAML + OIL [95] et OWL [96] qui exploitent les caractéristiques du World Wide Web. Nous avons choisi Web Ontology Language (OWL) qui est le résultat des efforts du consortium du World Wide Web pour créer un langage standard pour le Web sémantique. Il est basé sur un sous-ensemble des logiques de description (DLs). Les logiques de description représentent donc une famille de langages définis comme un compromis entre expressivité et computabilité et le langage OWL illustre très bien ce compromis.

Dans notre travail, il nous a semblé important d'opter pour le langage OWL, en particulier dans sa version OWL2, car il est devenu un standard de fait comme langage d'ontologie et le langage standard pour le web sémantique. Sa version OWL2 permet de plus la gestion de données

quantitatives ce qui paraît essentiel dans un domaine où la gestion des paramètres d'acquisition est essentielle pour pouvoir définir des concepts.

Éditeur d'ontologie

Un éditeur d'ontologie est un logiciel informatique permettant les différentes opérations sur l'ontologie. Nous avons choisi **PROTÉGÉ [97, 98]** qui est un environnement graphique de développement d'ontologies développé par le Stanford Medical Informatics group (SMI). En effet, Protégé est l'éditeur d'ontologie dominant toutes disciplines confondues. PROTÉGÉ permet l'édition, la visualisation, le contrôle (vérification des contraintes) d'ontologies, l'extraction d'ontologies à partir de sources textuelles, la compatibilité OWL de référence, des services inférentiels, la gestion de bases de connaissances, la visualisation d'ontologies, l'alignement et la fusion semi-automatique d'ontologies, etc. De nombreux outils de construction d'ontologies utilisant des formalismes variés et offrant différentes fonctionnalités ont été développés. Développé au départ pour représenter des ontologies en frames, en conformité avec le protocole de l'Open Knowledge Base Connectivity (OKBC), Protégé a évolué, en collaboration avec l'Université de Manchester, pour représenter les ontologies en OWL, basé sur des logiques de description. De nombreuses grandes ontologies biomédicales ont choisi Protégé y compris le « *Foundation Model Anatomy* » (FMA) [99] (en frames) et le NCI Thesaurus (en logique de description). D'autre part Protégé permet d'exporter une ontologie vers des formats variés tels que RDF/S, OWL et schémas XML.

3 Ontologies applicatives

Notre volonté de développer des solutions impliquant plusieurs systèmes informatiques mais utilisables de manière transparente pour l'utilisateur justifie l'utilisation du langage OWL et de fait l'utilisation de Protégé pour l'élaboration des ontologies. Tout le monde n'étant pas familier avec Protégé, il nous est apparu important de ne pas « rebuter » les utilisateurs en proposant des interfaces graphiques, ce que permet OWL. La solution de l'interface graphique libère les utilisateurs des manipulations dans Protégé

4 Problèmes particulier au domaine

- **Unité de mesure** : l'IRM présente de nombreuses données quantitatives importantes pour le raisonnement ce qui nous a imposé le choix de OWL2 qui permet la représentation quantitative.
- **Temporalité** : la représentation du temps n'est pas le point fort des ontologies, de ce fait nous nous sommes intéressé aux domaines dans lesquels cette gestion est essentielle en particulier le trafic aérien [100]. De ces modélisations, nous avons déduit que nous allions gérer le problème de la représentation du temps en termes d'instant et d'intervalle, même si un instant peut être considéré comme un intervalle de durée nulle.

III. B. Annotation des examens IRM

III. B. α . Matériel et méthode

De l'analyse des différents travaux que nous avons précédemment cités, il nous est apparu nécessaire de diviser la représentation des examens IRM en paliers indiscutables et nécessaires. Ainsi une expérience IRM est faite pour dégager l'anatomie, une propriété tissulaire, une fonction... plus que d'aligner des séquences de différents types. Les séquences de l'expérience organisant les interactions entre le matériel et les paramètres sont les moyens permettant la production de l'image. On pourrait schématiser ce triptyque comme un prisme (Fig. 30) permettant la production d'image pour la résolution des hypothèses diagnostiques.

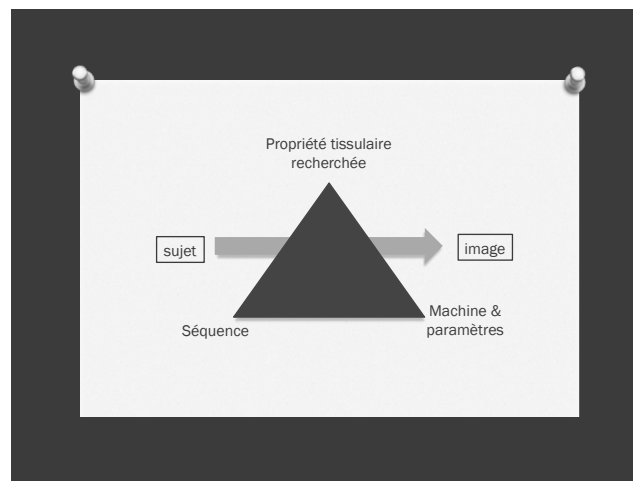


Figure 30 : points clés incontournables pour la représentation des connaissances en IRM

1 Critique de l'annotation des examens IRM

DICOM est le moyen reconnu pour fédérer les utilisateurs de matériels radiologiques. En effet, dans l'analyse de sa représentation en IRM, la majorité des éléments nécessaires à la bonne description de l'examen IRM sont présents. En reprenant nos trois points clés nous allons analyser DICOM et le remplissage des entêtes de manière à proposer des modifications à chaque fois qu'elles apparaissent nécessaires.

2 Analyse de DICOM pour la représentation des acquisitions IRM

Pour analyser la réalité de l'utilisation du DICOM en IRM, nous avons fait une étude sur les trois IRM des constructeurs majeurs (GE, Siemens et Philips) et sur des IRM de différents modèles grâce aux

examens que nous avons réalisés sur ces différents équipements à différents moments. Cette étude, associée à une étude du standard DICOM focalisée sur la partie concernant l'IRM, permet d'obtenir une représentation des différents matériels et événements intervenant au cours de l'acquisition IRM.

2.1 Analyse du standard DICOM limité à l'IRM

Le standard DICOM, comme nous l'avons déjà dit, est divisé en différentes parties. Nous allons nous intéresser en particulier à l'IRM c'est la partie 3 : « Information Object Definition » et en particulier son sous-chapitre C.8.13 « Enhanced MR Image » que nous avons étudié. Pour analyser la bonne représentation des différentes étapes de l'examen IRM, nous avons fait la description de l'examen IRM et vu, à chaque étape de ce dernier, quels sont les différents éléments de l'entête concernés.

2.2 Analyse des entêtes DICOM

Nous avons analysé les entêtes des examens réalisés durant différentes vacances sur des IRM 1,5 tesla et 3 teslas des trois constructeurs majeurs en Europe (General Electric, Siemens et Philips) sur les hôpitaux : CHU de Rennes, CH de Saint Malo, CH de Dinan et Clinique mutualiste de la Sagesse Rennes. Nous avons analysé des examens intéressants différents parties du corps et réalisés dans des cadres nosologiques différents.

Pour extraire ou analyser les entêtes DICOM, nous avons utilisé deux méthodes. L'utilisation d'Osirix permet une analyse instantanée de l'entête DICOM lors de la lecture de l'examen alors qu'un extracteur d'entête DICOM permet, lui, l'utilisation des données contenues dans cette dernière.

3 Utilisation du logiciel OSIRIX [101]

Le logiciel gratuit Osirix, exploitable uniquement sur environnement Mac permet de transformer son ordinateur en une console d'analyse d'images, voire même d'un PACS et d'une console diagnostique si l'on acquiert des versions payantes. Au-delà de ces avantages, le logiciel par l'onglet « Métadonnées » permet l'accès aux entêtes DICOM. Ces dernières peuvent être analysées in situ ou exportées sous un format Excel ou XML. Cette solution a l'avantage d'être disponible de suite et n'oblige pas l'utilisateur à des manipulations importantes pour avoir accès à ces données.

4 Utilisation d'un extracteur d'entête DICOM

Comme nous cherchons à développer des outils informatiques interagissant entre le radiologue et les machines d'acquisition, traitement de l'image, communication..., nous avons besoin d'un accès à l'entête DICOM qui pourra être rendu transparent pour l'utilisateur (sans manipulation, affichage...) et intégré à d'autres systèmes informatiques. Notre choix s'est porté sur un logiciel gratuit permettant un interfaçage facile avec d'autres outils (DICOMextracter.jar).

III.B. β . Résultats

1 Analyse des entêtes d'examens faits en condition clinique

Les résultats de l'analyse des remplissages des entêtes DICOM en situation clinique ont été très décevants. Lors de l'extraction des entêtes DICOM, on est surpris en premier lieu que la plupart des éléments sont souvent non remplis mis à part les éléments obligatoires. Il est dommage de voir tous ces éléments qui pourraient servir aux radiologues (indexation, remplissage automatique, recherche...) et seraient facilement remplis sont absents. En effet il suffirait à la mise en place de la machine de faire le lien entre les données machines et l'entête DICOM, le remplissage se ferait alors automatiquement à chaque examen. Nous n'avons pas fait d'étude statistique de ces remplissages d'entête DICOM pour chacun des sites car leur remplissage est totalement arbitraire dépendant du constructeur, du modèle, de la version, de l'ingénieur d'application ayant mis en route la machine... Il est à noter que des éléments qui pourraient être remplis dans des champs DICOM bien identifiés sont rejetés dans les champs privés constructeurs. Après interrogation des constructeurs, la réponse est : « pourquoi faire quelque chose qui n'est pas obligatoire ? ». Nous avons donc décidé de proposer une annotation d'examen en utilisant les données et les connaissances existantes.

En utilisant la même technique d'extraction des entêtes DICOM, nous avons analysé où se trouvait le nom de la séquence. Si à chaque examen nous savions si nous avions affaire à une séquence SE EG ou IR nous ne savions jamais où trouver de manière reproductible le nom et le plus souvent l'acronyme de la séquence. Pire encore lorsque l'acronyme était retrouvé dans un champ libre, il était précédé et suivi de caractères alphanumériques ne permettant pas une recherche automatisée ! A titre d'exemple nous avons retrouvé les acronymes au niveau des DICOM TAG ((0018,0020); (0018,0024) (Siemens); (0018,0023) (General Electric)...).

Nous avons donc réalisé une classification des séquences en les regroupant suivant l'organisation de leur chronogramme suivant des critères reconnus par tous quant à leur effet sur le signal obtenu.

2 Analyse de DICOM et proposition de modification pour l'annotation des examens IRM

L'image en radiologie ne se limite pas au pixel. Comme nous l'avons déjà expliqué l'entête DICOM permet d'y associer des informations essentielles aux radiologues. Nous allons maintenant reprendre les informations en les organisant, voire en ajoutant les informations qui ne sont pas contenues dans ces entêtes.

2.1 La représentation du type d'acquisition

Malheureusement les « DICOM tag » permettant la représentation du type d'acquisition n'est quasiment jamais rempli. Ces « DICOM Tag » peuvent représenter soit : Image Flavor or Derived Pixel Contrast, c'est-à-dire soit l'image native soit l'image travaillée à l'aide d'un post-traitement automatisé ou non.

Nous avons séparé les différentes possibilités d'annotation des acquisitions au sein de l'entête DICOM afin de produire un plan cohérent par rapport aux pratiques radiologiques (Tab. 12). Ces différentes catégories vont nous permettre de décrire les différents types d'acquisition en fonction du but recherché.

	Defined Term Name	Defined Term Description
Contraste	T1	T1 weighted
	T1_MAP	T1 Map
	T2	T2 weighted
	T2_MAP	T2 Map
	T2_STAR	T2* weighted
	T2_STAR_MAP	T2* Map
	PROTON_DENSITY	Proton density weighted
	RHO	Proton Density map
	MULTIECHO	Multiple echoes with different contrast weighting (e.g. proton density and T2 weighted)
	FLUID_ATTENUATED	Fluid Attenuated T2 weighted
	STIR	Short Tau Inversion Recovery
flux	TCS	Time Course of Signal
	VELOCITY	Velocity encoded
	TOF	Time Of Flight weighted
	FLOW_ENCODED	Flow Encoded
	ANGIO_TIME	Angio time acquisition (peripheral vascular/carotid)
mouvement	CINE	Cardiac CINE
	REALTIME	Real-time collection of single slices
diffusion	DIFFUSION	Diffusion weighted
	DIFFUSION_ANISO	Diffusion Anisotropy
	DIFFUSION_ATTNTD	Diffusion Attenuated. Derived by removing the T2 contributions from a Diffusion Weighted image.
	ADC	Apparent Diffusion Coefficient
SRM	METABOLITE_MAP	Metabolite Maps from spectroscopy data
	METABOLITE_MAP	Metabolite Maps from spectroscopy data
IRM thermographie	TEMPERATURE	Temperature encoded
	TEMPERATURE	Images record temperature
Images reconstruites	MAX_IP	Maximum Intensity Projection
	MIN_IP	Minimum Intensity Projection
	NEI	Created through Negative Enhancement Integral operation
	M_MODE	Image line over time
	FMRI	Collected for functional imaging calculations.
	R_COEFFICIENT	R-Coefficient Map (fMRI)
	SCM	Signal Change Map
	SNR_MAP	Signal to Noise Map
TAGGING	Images with superposition of thin saturation bands	

Tableau 12 : représentation DICOM : Image Flavor or Derived Pixel Contrast

2.2 La représentation des différentes séquences

La Table C.8-87 spécifie les attributs des “MR Pulse Sequence Module” (Tab. 13a). Le problème est que ce tableau contient des éléments qui décrivent plus que l’architecture de la séquence, ce qui pose des problèmes de confusion (Echo Planar Pulse Sequence = décrit une technique de remplissage de l’espace k ; Phase contrast = décrit une propriété que l’on cherche à mettre en évidence). Nous avons donc limité le tableau à ce qui nous paraît relever de l’architecture de la séquence (Tab. 13b).

Name	DICOM Tag	Enumerated Values/ Defined Terms
Pulse Sequence Name	(0018,9005)	
MR Acquisition Type	(0018,0023)	1D ; 2D ; 3D
Echo Pulse Sequence	(0018,9008)	SPIN ; GRADIENT ; BOTH
Multiple Spin Echo	(0018,9011)	YES/NO
Multi-planar Excitation	(0018,9012)	YES/NO
Phase Contrast	(0018,9014)	YES/NO
Time of Flight Contrast	(0018,9015)	YES/NO
Steady State Pulse Sequence	(0018,9017)	FREE_PRECESSION / TRANSVERSE / TIME_REVERSED / LONGITUDINAL / NONE
Echo Planar Pulse Sequence	(0018,9018)	YES/NO
Saturation Recovery	(0018,9024)	YES/NO

a

Name	DICOM Tag	Enumerated Values/ Defined Terms
Pulse Sequence Name	(0018,9005)	
MR Acquisition Type	(0018,0023)	1D ; 2D ; 3D
Echo Pulse Sequence	(0018,9008)	SPIN ; GRADIENT ; BOTH
Multiple Spin Echo	(0018,9011)	YES/NO
Multi-planar Excitation	(0018,9012)	YES/NO
Steady State Pulse Sequence	(0018,9017)	FREE_PRECESSION / TRANSVERSE / TIME_REVERSED / LONGITUDINAL / NONE
Saturation Recovery	(0018,9024)	YES/NO

b

Tableau 13 : MR Pulse Sequence Module (a) modifié (b)

Le problème le plus important est que Pulse Sequence Name (0018,9005) est de type Ic, c’est-à-dire non obligatoire. La plupart du temps les constructeurs ne le remplissent donc pas.

Résumé de la Classification des séquences :

Spin Echo

- FSE
- TSE

Inversion Recovery

- TIR

Gradient Echo

- Spoiled Gradient Echo
- Steady state gradient echo
 - o Séquence avec gradient rephaseur
 - o Séquence avec Echo de gradient et echo stimulé superposes
 - o Signal echo de spin/ echo stimulé
 - o Lecture séparée de l'écho de gradient et de l'écho stimulé

Hybrid Echo

3 Représentation des examens IRM

Nous allons décrire les éléments et événements nécessaires à une acquisition IRM, pour appréhender au mieux les concepts liés à l'acquisition IRM qui peuvent être intéressants pour le radiologue. Cette description schématique reprendra les étapes et matériels nécessaires et y associera les différents éléments DICOM qui peuvent être trouvés au sein de l'entête DICOM grâce au DICOM tag.

4 Le patient (Tab. 14)

Au sein de l'entête DICOM, une multitude de renseignements concernant le patient peuvent être remplis (origine ethnique...). Nous n'avons répertorié que ceux qui étaient intéressants dans le cadre de l'IRM.

Name	DICOM Tag	Enumerated Values/ Defined Terms
Patient's Name	(0010,0010)	
Patient ID	(0010,0020)	
Patient's Birth Date	(0010,0030)	
Patient's Sex	(0010,0040)	M = male ; F = female ; O = other
Patient's weight	(0010,1030)	

Tableau 14 : représentation du patient dans l'entête DICOM (**PATIENT**)

5 Matériel (Tab. 15)

Pour faire une IRM, il y a différents matériels dont nous avons besoin. Nous allons décrire les caractéristiques de chacun de ces éléments qui peuvent être retrouvés au sein des entêtes.

L'IRM appartient à une institution qui est localisée géographiquement. L'aimant est bien sûr défini par son constructeur, il est d'une certaine intensité mesurée en tesla, lui est associé tout un système électronique avec sa version.

Un noyau atomique choisi sera mis en résonance, sachant que la fréquence d'une IRM est prédéfinie la plupart du temps sur l'hydrogène. Certaines IRM sont dites multicanaux et permettent d'explorer un ou plusieurs des noyaux suscités en sachant qu'il n'est possible d'en étudier qu'un à la fois et que le changement de fréquence prend du temps en réglage et calibrage (quelques heures). Il est à noter que la fréquence de résonance des antennes va dépendre de la valeur du champ magnétique.

Name	DICOM Tag	Enumerated Values/ Defined Terms
Manufacturer	(0008,0070)	
Manufacturer's Model Name	(0008,1090)	
Software Versions	(0018,1020)	
Institution Name	(0008,0080)	
Institution Address	(0008,0081)	
Magnetic Field Strength	(0018,0087)	
Resonant Nucleus	(0018,9100)	1H ; 3HE ; 7LI ; 13C ; 19F ; 23NA ; 31P ; 129XE
Imaging Frequency	(0018,0081)	

Tableau 15 : représentation du matériel dans l'entête DICOM (MRI device Information)

5.1 Les antennes (Tab. 16, 17)

Le patient est introduit au centre de l'aimant. Les antennes émettrice et réceptrice vont permettre de manipuler les noyaux mis en résonance pour obtenir des informations à leur sujet. Les antennes sont au plus proche du malade et de la région que l'on veut explorer. Elles peuvent avoir différentes caractéristiques.

Name	DICOM Tag	Defined Terms
Transmit Coil Name	(0018,1251)	
Transmit Coil Manufacturer Name	(0018,9050)	
Transmit Coil Type	(0018,9051)	BODY ; VOLUME = head, extremity, etc. ; SURFACE

Tableau 16 : représentation des antennes émettrices dans l'entête DICOM Transmit Coil

Name	DICOM Tag	Values
Receive Coil Manufacturer Name	(0018,9041)	
Receive Coil Type	(0018,9043)	Defined Terms: BODY; VOLUME = head, extremity, etc. ; SURFACE ; MULTICOIL
Quadrature Receive Coil	(0018,9044)	YES=quadrature or circularly polarized ; NO=linear

Tableau 17 : représentation des antennes réceptrices dans l'entête DICOM Receive Coil

5.2 Événements, temps et intervalle de la séquence (Tab. 18, 19)

Une séquence peut être décomposée en événement, temps et intervalle qui sont définis dans les tableaux suivants.

Name	DICOM Tag	Defined terms
Flip Angle	(0018,1314)	Steady state angle in degrees to which the magnetic vector is flipped from the magnetic vector of the primary field.
MR Averages Sequence	(0018,9119)	Identifies the averaging parameters of this frame.
Number of Averages	(0018,0083)	Maximum number of times any point in k-space is acquired.

Tableau 18 : événements de la séquence

Name	DICOM Tag	Defined terms
MR Timing and Related Parameters Sequence	(0018,9112)	
Repetition Time	(0018,0080)	The time in ms between two successive excitations of the same volume.
Echo Time	(0018,0081)	
RF Echo Train Length	(0018,9240)	
Gradient Echo Train Length	(0018,9241)	
Effective Echo Time	(0018,9082)	The time in ms between the middle of the excitation pulse and the peak of the echo produced for $k_x=0$.
Acquisition Duration	(0018,9073)	The time in seconds needed to run the prescribed pulse sequence.

Tableau 19 : temps et intervalles de la séquence

5.3 Construction et géométrie de l'image (Tab. 20, 21)

Comme l'homme n'est pas capable d'analyser l'espace k , ce dernier est transformé en image.

L'image est, elle, divisée en ligne et colonne pour constituer un champ de visualisation qui permet une représentation « anatomique », analysable par l'être humain. Du fait de la technique d'acquisition, il faut choisir le sens de codage de phase qui aura un effet en particulier sur les artéfacts de répétition.

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
MR FOV/Geometry Sequence	(0018,9125)	Identifies the geometry parameters of this frame.	
In-plane Phase Encoding Direction	(0018,1312)	The axes of the in-plane phase encoding with respect to the frame.	COLUMN; ROW ; OTHER
MR Acquisition Frequency Encoding Steps	(0018,9058)	Number of Frequency Encoding steps (k_x) acquired	
MR Acquisition Phase Encoding Steps in-plane	(0018,9231)	Number of In-Plane Phase Encoding steps (k_y) acquired	
MR Acquisition Phase Encoding Steps out-of-plane	(0018,9232)	Number of Out-of-Plane Phase Encoding steps (k_z) acquired	
Percent Sampling	(0018,0093)		
Percent Phase Field of View	(0018,0094)		

Tableau 20 : DICOM Tag correspondant à la géométrie de l'image

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
Echo Planar Pulse Sequence	(0018,9018)	YES/NO	Echo Planar Pulse Sequence
Echo Train Length	(0018,0091)		Number of lines in k-space acquired per excitation
Oversampling Phase	(0018,9029)		2D= phase direction ; 3D = out of plane direction ; 2D_3D = both ; NONE
k-space Filtering	(0018,9064)	Describes k-space filtering applied.	COSINE ; COSINE_SQUARED ; FERMI ; GAUSSIAN ; HAMMING ; HANNING ; LORENTZIAN ; LRNTZ_GSS_TRNSFM ; RIESZ ; TUKEY ; NONE
Geometry of k-Space Traversal	(0018,9032)	Geometry category of k-Space traversal.	RECTILINEAR ; RADIAL ; SPIRAL
Rectilinear Phase Encode Reordering	(0018,9034)	Rectilinear phase encode reordering.	LINEAR ; CENTRIC ; SEGMENTED ; REVERSE_LINEAR ; REVERSE_CENTRIC
Segmented k-Space Traversal	(0018,9033)	If Geometry of k-Space Traversal is rectilinear, multiple lines can be acquired at one time. If Geometry of k-Space Traversal is spiral or radial, paths can be interleaved and acquired at one time.	SINGLE = successive single echo coverage PARTIAL = segmented coverage ; FULL = single shot full coverage
Coverage of k-Space	(0018,9094)	Coverage of k-Space in the ky-kz plane.	FULL ; CYLINDRICAL ; ELLIPSOIDAL ; WEIGHTED
Number of k-Space Trajectories	(0018,9093)	Number of interleaves or shots. The center of k space corresponding to low frequencies and outskirt corresponding to high frequencies. That's why it is often tell that k space corresponding to contrast and outskirt corresponding to resolution.	

Tableau 21 : DICOM Tag correspondant au K space

5.4 Exploitation des propriétés du domaine fréquentiel : acquisition parallèle (Tab. 22)

L'acquisition parallèle est un moyen d'utiliser une propriété des antennes multi-éléments. Elle est utilisée pour réduire le temps d'acquisition. Le principe est d'utiliser l'ensemble des vues de chacun des éléments de l'antenne pour remplir plus rapidement l'espace k.

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
Parallel Acquisition	(0018,9077)	Parallel acquisition has been used to reduce measurement time.	YES ; NO
Parallel Acquisition Technique	(0018,9078)	Parallel acquisition characteristics.	PILS ; SENSE ; SMASH ; OTHER
Parallel Reduction Factor In-plane	(0018,9069)	Measurement time reduction factor expressed as ratio of original and reduced measurement time for the in-plane direction.	
Parallel Reduction Factor out-of-plane	(0018,9155)	Measurement time reduction factor expressed as ratio of original and reduced measurement time for the out-of-plane direction	
Parallel Reduction Factor Second In-plane	(0018,9168)	Measurement time reduction factor expressed as ratio of original and reduced measurement time for the second in-plane direction	

Tableau 22 : DICOM Tag correspondant à l'imagerie parallèle

5.5 Suppression de tissu ou d'une partie du champ de vue (Tab. 23)

Du fait des propriétés du signal IRM, on peut choisir de supprimer soit une zone de l'image (en général pour se prévenir d'artéfacts) ou une composante tissulaire en annulant le spectre du tissu au sein du signal reçu. Enfin des spoilers peuvent être utilisés pour annuler toute aimantation résiduelle afin de ne pas perturber le prochain cycle de mesure.

5.6 Excitation sélective (Tab. 24)

A l'inverse des processus de saturation, l'IRM permet l'étude d'un tissu en particulier par l'excitation de son spectre.

5.7 Flux (Tab. 25)

L'IRM permet l'étude des flux par mesure des vitesses comme nous le verrons ultérieurement mais dans certain cas les flux vont être annulés ou compensés.

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
Spectrally Selected Suppression	(0018,9025)		Defined Terms: FAT ; WATER ; FAT_AND_WATER ; SILICON_GEL ; NONE
MR Spatial Saturation Sequence	(0018,9107)	A sequence that provides the position of spatial saturation bands deposited as part of the pulse sequence. Zero or more Items may be included in this sequence.	
Slab Thickness	(0018,9104)	Thickness of slab in mm.	
Slab Orientation	(0018,9105)	The direction cosines of a normal vector perpendicular to the saturation plane with respect to the patient.	
Mid Slab Position	(0018,9106)	The x, y, and z coordinates of the midpoint of the slab plane in mm with respect to the patient	
Spoiling	(0018,9016)		RF = RF spoiled ; GRADIENT= gradient spoiled ; RF_AND_GRADIENT ; NONE

Tableau 23 : DICOM Tag correspondant à la suppression d'une partie du signal

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
Spectrally Selected Excitation	(0018,9026)	Spectrally Selected Excitation	WATER = water excitation ; FAT = fat excitation ; NONE

Tableau 24 : DICOM Tag correspondant à l'excitation sélective

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
Flow Compensation	(0018,9010)	Flow Compensation	ACCELERATION;VELOCITY; OTHER ; NONE
Flow Compensation Direction	(0018,9183)	Flow Compensation.	ACCELERATION ; VELOCITY; OTHER ; NONE
Flow Compensation Direction	(0018,9183)	Flow Compensation Direction	PHASE ; FREQUENCY ; SLICE_SELECT ; SLICE_AND_FREQ ; SLICE_FREQ_PHASE ; PHASE_AND_FREQ ; SLICE_AND_PHASE ; OTHER

Tableau 25 : DICOM Tag correspondant à l'imagerie des flux

5.8 Utilisation d'un produit de contraste (Tab. 26)

Pendant la durée de l'examen IRM un agent de contraste peut être administré. Ce dernier présente des caractéristiques et son utilisation se fait suivant un protocole.

Name	DICOM Tag		Enumerated Values/ Defined Terms
Contrast/Bolus Agent	(0018,0010)		
Contrast/Bolus Agent Sequence	(0018,0012)	Identifies the contrast agent.	
Contrast/Bolus Route	(0018,1040)	Administration route of contrast agent	
Contrast/Bolus Administration Route Sequence	(0018,0014)	identifies the route of administration of contrast agent.	
Contrast/Bolus Volume	(0018,1041)	Volume injected in milliliters of diluted contrast agent	
Contrast Flow Rate	(0018,1046)	Rate(s) of injection(s) in milliliters/sec	
Contrast/Bolus Ingredient	(0018,1048)	Active ingredient of agent.	IODINE ; GADOLINIUM ; CARBON DIOXIDE ; BARIUM

Tableau 26 : DICOM Tag correspondant à l'utilisation de produit de contraste

6 Données de sécurité (Tab. 27)

Les normes de sécurité, la surveillance et le suivi lors des examens médicaux sont un élément essentiel, le but de la médecine étant au minimum de ne pas nuire à la personne. Ceci est particulièrement vrai en imagerie médicale où la plupart des examens sont réalisés dans un but diagnostique. Le taux d'absorption spécifique ou Specific Absorption Rate (SAR) est un élément essentiel car il permet de juger de l'énergie délivrée lors d'un examen. La puissance des gradients permet également de contrôler le caractère non invasif d'un examen.

Name	DICOM Tag	Enumerated Values/ Defined Terms
Applicable Safety Standard Agency	(0018,9174)	IEC ; FDA ; MHW
Applicable Safety Standard Description	(0018,9175)	
Specific Absorption Rate Sequence	(0018,9239)	
Specific Absorption Rate Definition	(0018,9179)	IEC_WHOLE_BODY ; IEC_PARTIAL_BODY ; IEC_HEAD ; IEC_LOCAL
Specific Absorption Rate Value	(0018,9181)	
Gradient Output Type	(0018,9180)	(DB_DT = in T/s ; ELECTRIC_FIELD = in V/m ; PER_NERVE_STIM = percentage of peripheral nerve stimulation)
Gradient Output	(0018,9182)	
Operating Mode Sequence	(0018,9176)	
Operating Mode Type	(0018,9177)	STATIC FIELD ; RF ; GRADIENT
Operating Mode	(0018,9178)	IEC_NORMAL ; IEC_FIRST_LEVEL ; IEC_SECOND_LEVEL

Tableau 27 : DICOM Tag correspondant à des données sur la sécurité lors de l'acquisition

7 Outil informatique permettant une analyse

Bien que limités par le faible remplissage des entêtes DICOM et en particulier le défaut d'information sur les familles des séquences, nous avons produit un système permettant une analyse des données simples de l'entête DICOM et le calcul de la pondération. Grâce à l'interface développée pour les artefacts que nous décrirons dans la partie suivante, on peut faire une analyse des données DICOM en donnant une pondération (Fig. 31) en cliquant sur le « bouton DICOM » une fois l'image chargée. Certes cette solution peut facilement être mise en défaut du fait des défauts de remplissage des entêtes DICOM mais les règles que nous avons définies dans l'état de l'art quant à la pondération seront facilement actives quand les « DICOM tags » seront bien définis et remplis.



Figure 31 : analyse de l'entête DICOM : en haut à gauche l'image chargée en bas les données de l'entête DICOM en haut à droite la pondération de la séquence

8 Article [102]

A partir de ce travail un article a été rédigé, il correspond essentiellement au travail préliminaire et focalise sur la distinction entre le but clinique, les paramètres d'acquisition et les séquences.

Creating a magnetic resonance imaging ontology

Jérémy Lasbleiz^{1,2*}, Hervé Saint-Jalmes², Régis Duvauferrier¹, Anita Burgun¹

¹ *Modélisation Conceptuelle des Connaissances Biomédicales INSERM : U936 , IFR140 , Université de Rennes 1 , FR*

² *LTSI, Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image INSERM : U642 , Université de Rennes 1 , Campus de Beaulieu, 263 Avenue du Général Leclerc - CS 74205 - 35042 Rennes Cedex,FR*

* Correspondence should be adressed to: Jérémy Lasbleiz <jeremy.lasbleiz@univ-rennes1.fr >

Abstract

The goal of this work is to build an ontology of Magnetic Resonance Imaging. The MRI domain has been analysed regarding MRI simulators and the DICOM standard. Two MRI simulators have been analysed: JEMRIS, which is developed in XML and C++, has a hierarchical organisation and SIMRI, which is developed in C, has a good representation of MRI physical processes. To build the ontology we have used Protégé 4, owl2 that allows quantitative representations. The ontology has been validated by a reasoner (Fact++) and by a good representation of DICOM headers and of MRI processes. The MRI ontology would improved MRI simulators and eased semantic interoperability.

MESH Keywords Algorithms ; Computer Communication Networks ; standards ; Computer Graphics ; Computer Simulation ; Data Display ; Diagnostic Imaging ; methods ; Humans ; Magnetic Resonance Imaging ; methods ; Programming Languages ; Radiology Information Systems ; Software ; Systems Integration ; User-Computer Interface

Author Keywords MRI ; MRI Simulator ; OWL ; ontology

Introduction

Magnetic Resonance Imaging is the most versatile diagnostic imaging technique. It can study T1, T2, diffusion, PH, temperature, spectroscopy... of tissues and of course make images. The vocabulary used by medical imaging constructors is very heterogeneous [1] and physical phenomena involved during MRI are very complex. So the MRI domain needs ontology to make the MRI community sharing the same concepts. To build our ontology we will take into account two MRI representations: MRI simulators and DICOM. The DICOM is an applicative representation with daily-use concepts. MRI simulators give a representation of complex physical phenomena that are involved in MRI and that are not describe in DICOM. The fusion of MRI simulators and DICOM concepts is needed to represent MRI examinations not only in an administrative way but in a useful way for radiologist interpretations.

Material and methods

Analyzing DICOM [2]

The DICOM standard is divided in different parts. The relevant part for MRI is C.8.13 « Enhanced MR Image ». It is a section of the standard part 3: « Information Object Definition ». All concepts of this part, and their DICOM tags, will be included in our ontology, thus will give a semantic interoperability to the ontology. In DICOM, there is a lack of definition for an ontology. We will fill this gap by domain expert definitions, thanks to MRI simulators analysis.

Analyzing MRI simulators

We decided to analyze two MRI simulators JEMRIS and SIMRI.

SIMRI [3], is implemented in C language and is based on the Bloch equations. It enables simulations of 1D, 2D, and 3D images. Although simple, the user interface requires the use of C.

The simulator is divided in different parts:

- **Model** (Virtual object): Each voxel of the virtual object contains a set of physical values that are necessary to compute the local spin magnetization vector with the Bloch equations. These values are the proton density and the two relaxation constants T1 and T2.
- **MRI sequence** : During an MRI experiment, the object is placed in a static magnetic field B0 and is excited by electromagnetic events of two types: RF pulses (B1 field) and magnetic field gradients.
- The acquisition of the object magnetization state is stored as a complex signal in the **k- space** to obtain the image. This part is divided in 4 parts: The **free precession** , **precession with application of gradients** (specified by its duration and the gradient magnitudes in the three spatial directions), **signal acquisition** (number of points to capture, bandwidth, readout gradient magnitude and position of this signal

in the k-space), the **application of RF pulses** (specified by its duration, a flip angle and the rotation axis). RF inhomogeneity and gradient non-linearity are not simulated. The user can define the echo train and sequence parameters (repetition time, echo time, flip angle...). Chemical shift and susceptibility artefacts are modeled.

JEMRIS [4 –5], is a C++ software with XML tags. It uses an optimized library for numerical solutions equations needed to simulate complex RF-pulses. It can deal with multichannel Tx-Rx coil geometries and configurations, nonlinear gradients, chemical shift, reversible spin dephasing (T2*), susceptibility-induced off-resonance, temporal varying processes of the object (e.g., movement or flow), and concomitant gradient fields.

The **graphical user interface** (GUI) is divided in three: one for interactively designing the MRI sequence, another for defining the coil configuration, and one for the setup and execution of the main simulator.

The software is divided in **5 classes**: **sample** (describes the physical properties of the object) **signal** (holds information about the MR signal) **model** (describes the functionality for solving the physical problem) **coil** (contains the code for spatially varying RF transmission and signal reception), **sequences** . The sequence loop is represented as a left-right ordered tree with loops (Fig 1). The xml language has been used to serialized C++ objects, describing the different steps of each sequence. The management of time interval has also been taken into account and formalised. The different modules interact with each other.

Using Protégé 4, owl2, Ontology validation

To build our ontology, we will use Protégé [6], which is a free, open source ontology editor and knowledgebase framework and the owl language. In our case, the domain has a lot of quantitative informations so we choose owl2, which allows us to define quantitative data properties. First of all, we have taken into account concepts from DICOM and secondly we have added concepts from MRI simulators.

We will use an ontology classifier FACT++ to check the ontology consistency. The ontology will be validated by the analysis of 10 MRI examination DICOM headers, extracted with OSIRIX [7] and the possibility to write sequences with the ontology.

Results

Ontology taxonomy

The main classes of ontology **taxonomy** are:

Object of the study: Defined by its size, voxels size, properties (T1, T2, Proton Density, Diffusion, Contrast enhancement cinetic), T2*, movements (general and flux)

Device: Magnet (intensity, shape, kind) coil (receiver coil, transmitter coil, multi-element coil, region) Gradient (magnetic field, slice selection, diffusion...)

Sequence , from this point our vision is different from JEMRIS. Actually, the representation of loop in a vertical way (fig. 1) of physical events that are horizontal (dependant to time) and independent cannot be included in an ontology. Therefore we have divided sequences in elementary events: radiofrequency pulse, slice selection gradient, readout gradient... according to SIMRI description of events.

The signal acquisition modeled, has to be formalised by a mathematical way thanks to Bloch equations resolution as in the two softwares. The formula will be integrated in the ontology.

Acquisition results will be divided in: image, quantitative result...

Organisation of **sequences** in taxonomy is a difficult management. An article [8], written in a didactical goal, has organized sequences with their technical characteristics and with loops. Taxonomy doesn't have loop and the problem is that sequences can be a mix of different techniques that can't be organised in taxonomy. The solution we have chosen is to classify sequence according to their goals.

This solution is intuitive for clear goal: diffusion, angiography image... but less obvious for contrast sequences. So we have chosen to start with a general taxonomy of sequences (Fig. 2), adding to each of them the Weighting of final images: T1Weighted, T2Weighted, DPWeighted and T2*Weighted.

Constructor acronyms of sequences have been added as synonyms of sequence name.

Acquisition parameters are divided in two essential parts: parameters modifying image geometry and parameters modifying image contrast.

The ontology relations are:

Different kinds of relations between concepts will be defined: **General:** Has_a, Has_Parameters... ; **Quantitative :** Has_Value, Has_Unit...

Owl2 permits quantitative representation of classes. The relations between classes are then: A Has_Modifier B, A Increase_When_Decrease B, A Decrease_When_Increase B will permit to describe variations of parameters.

Ontology validation

With the concepts present in the ontology we can define events that happen during MRI experiences, for examples:

Spin echo T2 weighed sequence : Spin_Echo_T2W has_modifier some ((TR and (Has_Unit some milisecond) and (Has_Value some float [\geq 2000])) and (TE and (Has_Unit some milisecond) and (Has_Value some float [\geq 80])))

radiofrequency pulses of Spin Echo sequence: Spin_Echo Has_Parameter some Radiofrequency_Pulse and (RadioFrequency_Pulse Has_a Flip_Angle ((Flip_Angle Has_Value value =90) or (Flip_Angle Has_Value value =180))).

We extract DICOM headers of 10 MRI examinations with OSIRIX Métadonnées. The analysis shows that concepts of DICOM headers are well represented in the ontology. The problem is that MRI constructors don't share the same DICOM tags for the same concept.

Discussion

There is only one work about MRI and ontology. It concerns brain functional MRI [9] and are interested in all the process and not only MRI. However it has already shown the need of ontology in the domain. JEMRIS have also, by using XML, shown the interest of web semantic in physical process description. DICOM also need to be improved with definitions and rules that ontology could define. Our ontology can increase the semantic interoperability in MRI. An ontology has already be implemented on a PACS in that goal [10] but not for MRI examinations.

References:

- 1 . Gibaud B . The quest for standards in medical imaging . Eur J Radiol . May 31 2010 ;
- 2 . Digital Imaging and Communication in Medicine: DICOM web site . available from: <http://medical.nema.org/> Access January 2011 .
- 3 . Benoit-Cattin H , Gollewet G , Belaroussi B , Saint-Jalmes H , Odet C . The SIMRI project : a versatile and interactive MRI simulator . Journal of Magnetic Resonance . 173 : 97 - 115 2005 ;
- 4 . <http://www.jemris.org> Access January 2011 .
- 5 . Stöcker T , Vahedipour K , Pflugfelder D , Jon Shah N . High-performance computing MRI simulations . Magnetic Resonance in Medicine . 64 : (1) 186 - 193 2010 ;
- 6 . <http://protege.stanford.edu> Access January 2011 .
- 7 . <http://www.osirix-viewer.com/> Access January 2011 .
- 8 . Boyle GE , Ahern M , Cooke J , Sheehy NP , Meany JF . An Interactive Taxonomy of MR Imaging Sequences . RadioGraphics . November–December 26 : (6) e24 - 2006 ;
- 9 . Nakai T , Bagarinao E , Tanaka Y , Matsuo K , Racoceanu D . Ontology for FMRI as a biomedical informatics method . Magn Reson Med Sci . 2008 ; 7 : (3) 141 - 55 Review
- 10 . Rubin DL , Mongkolwat P , Kleper V , Supekar K , Channin DS . Medical Imaging on the Semantic Web: Annotation and Image Markup . 2008 AAAI Spring Symposium Series, Semantic Scientific Knowledge Integration . Stanford University ; 2008 ;

Fig. 1

Echo Planar Imaging sequence schema in JEMRIS [4] yellow = loops, blue = pulses, green = intervals.

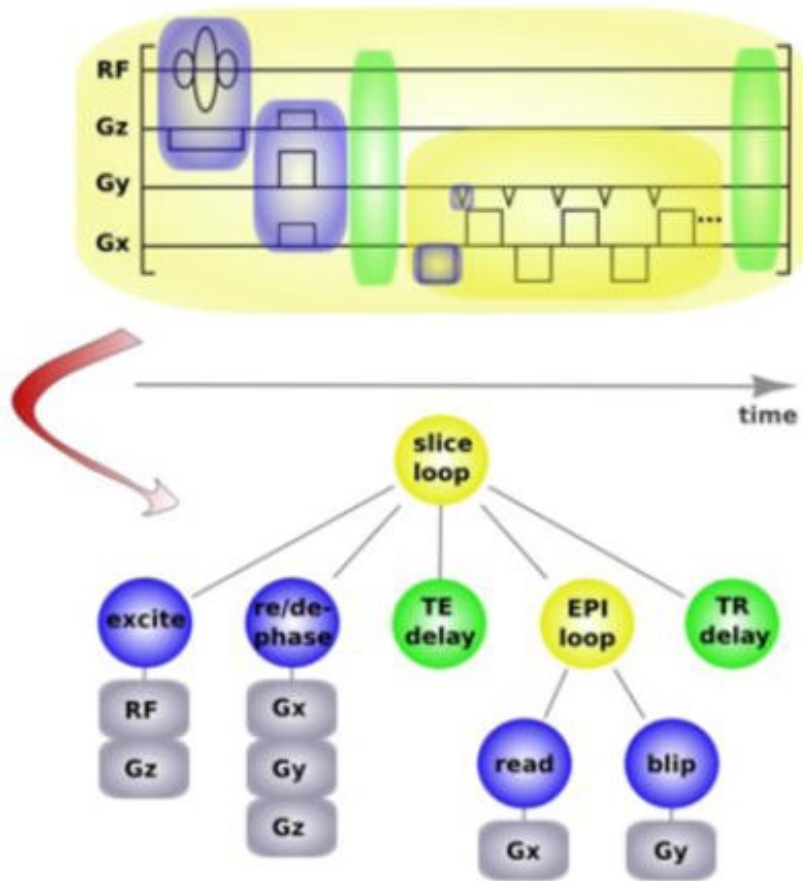


Fig. 2

Contrast sequence Taxonomy

- ▼ ● Mri_Sequence
 - ▼ ● Contrast_Sequence
 - Hybrid_Spin_Echo_Gradient_Echo
 - ▼ ● Inversion_Recovery
 - ▼ ● Conventional_Inversion_Recovery
 - Fluid_Attenuated_Inversion_Recovery
 - Short_Inversion_Time_Inversion_Recovery
 - ▼ ● Turbo_Inversion_Recovery
 - Turbo_Short_Inversion_Time_Inversion_Recovery
 - Turbo_Fluid_Attenuated_Inversion_Recovery
 - ▼ ● Gradient_Echo
 - Conventional_Gradient_Echo
 - ▼ ● Coherent_Gradient_Echo
 - Fast_Single_Shot_Free_Precession
 - Spin_Echo_and_Gradient_Echo_Signal_Coherent_Gradient_Echo
 - Gradient_Echo_Signal_Coherent_Gradient_Echo
 - Spin_Echo_Signal_Coherent_Gradient_Echo
 - ▼ ● Spoiled_Gradient_Echo
 - Magnetisation_Prepared_Spoiled_Gradient_Echo
 - ▼ ● Spin_Echo
 - Conventional_Spin_Echo
 - Fast_Spin_Echo
 - Ultra_Fast_Spin_Echo
 - Multi_Echo_Spin_Echo

III. C. Outil pour la reconnaissance et la correction des artéfacts en IRM

III.C. α. Matériel et méthode

L'application que nous avons choisie de développer est centrée sur le Graphical User Interface (GUI) car nous avons voulu développer une ontologie des artéfacts s'articulant avec les connaissances pour qu'elles soient accessibles à des utilisateurs pour résoudre cette problématique. L'interfaçage entre l'ontologie, images et utilisateur a été modélisé suivant la figure 32.

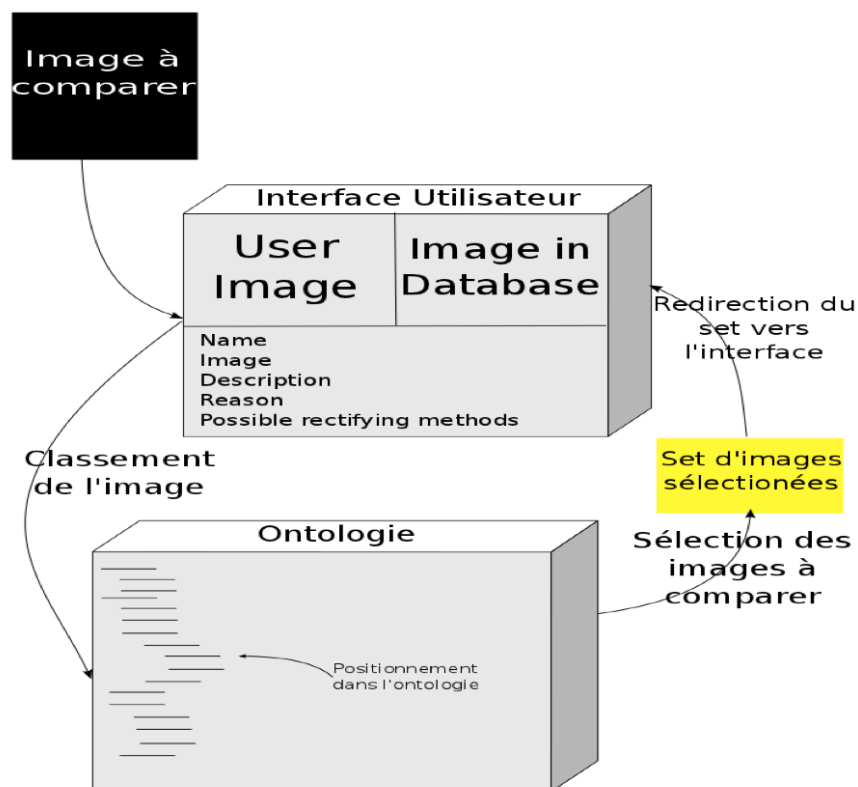


Figure 32 : schéma représentant le lien entre les différentes parties du système

Pour enrichir cette solution informatique quatre étapes ont été nécessaires : extraction des connaissances, création de l'ontologie, création de l'interface graphique et la validation de l'outil.

1 Extraction des connaissances

Les connaissances qui ont servi de point de départ viennent d'une collaboration avec une équipe américaine (Université du Texas) et plus particulièrement d'un travail collaboratif avec le Dr J. Morrelli. L'article [103] est le point de départ pour les connaissances. À partir du texte, les connaissances ont été divisées en différents concepts pour construire la taxonomie. Les relations entre les concepts ont été définies et transformées en logique de description. Les images correspondant à chacun des artefacts ont été ajoutées à chaque artefact comme une classe. Le texte qui est affiché aux utilisateurs a été vérifié par les experts en IRM qui ont participé à ce travail.

Exemple de texte : Ghosting and smearing

Name:

Ghosting and smearing

General Definition:

Ghosting and smearing are common artifacts produced by voluntary or involuntary motion of the patient.

Origin :

These motion-related artifacts may result from
esophageal contraction (during head and neck Imaging)
vascular pulsation (during head and neck Imaging)
respiration (during thoracic and abdominal imaging)
cardiac activity (during thoracic and abdominal imaging)
bowel peristalsis (during abdominal and pelvic imaging).

Technical explanation or Reason and Description :

The appearance of ghosting on the final clinical image depends on where in k-space such phase errors occur: If they occur along the x-axis of k-space, ghosting will appear in the frequency encoding direction. Along the y-axis of k-space, ghosting will appear in the phase encoding direction. In the middle of k-space, there will be a smearing appearance on the final image.

If phase errors are periodic (as is the case during pulsatile motion), ghosting also will be periodic. The short duration of readout along the x-axis of k-space (on the order of milliseconds) explains why phase errors are rarely seen in this direction; such errors are relatively more common in the phase encoding direction.

Image

esophageal contraction
vascular pulsation during head and neck Imaging
respiration
cardiac activity
bowel peristalsis

Possible solutions:

The most effective method may be pulse sequences that shorten the acquisition time and, thus, the interval during which patient motion might affect image quality.

Such sequences may be implemented utilizing new MR hardware, including the use of faster and stronger gradients, multichannel coils, and higher magnetic field strengths.

Using a faster MRI technic :

Variants of Rectilinear k-Space Filling Techniques.

Fast spin-echo sequences

Multisection Imaging

Single-shot single-section imaging techniques

Parallel Imaging

Radial k-Space Filling Techniques

Cardiac Gating and Triggering

Respiratory Gating

Navigator Echo

Image included to the ontology (Fig. 33, 34) :

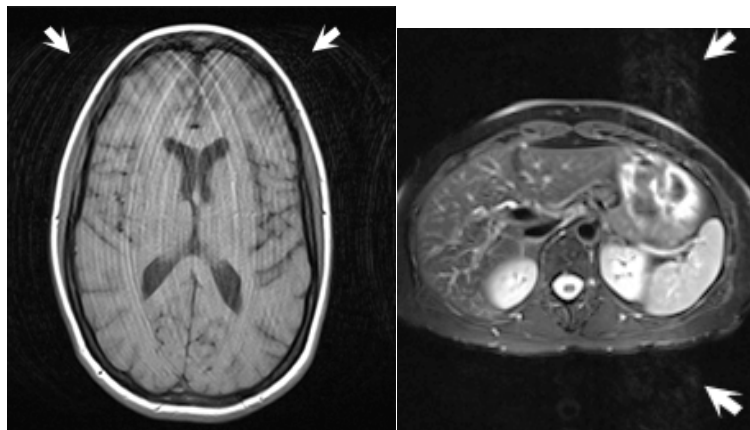


Figure 33 : ghosting related to patient motion as seen on an axial T1-weighted image of the brain (left, white arrows). Ghosting related to digestive motion within the gastric fundus is present on a fat saturated axial T1-weighted image of the abdomen (right, white arrows).

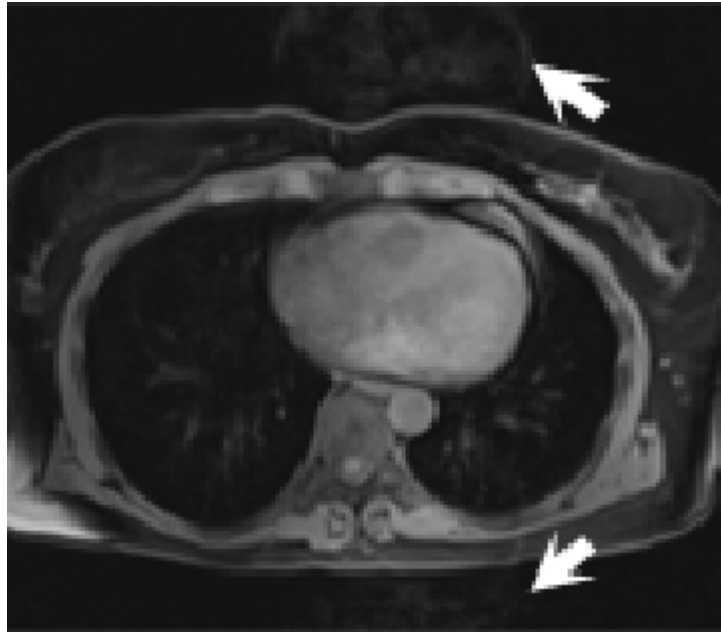


Figure 34 : fat saturated axial pre-contrast T₂-weighted image of the lower thorax demonstrates ghosting related to cardiac motion (white arrows).

2 Création de l'ontologie

Pour élaborer l'ontologie, nous avons utilisé comme précédemment l'éditeur d'ontologie Protégé 4 et le langage OWL2, pour les mêmes raisons que nous avons déjà énoncées. Le raisonneur utilisé pour l'ontologie est également Hermit [104].

3 Construction de l'interface graphique utilisateur

Le GUI a été pensé pour permettre aux utilisateurs de comparer leurs images avec les images et le texte de référence. Le développement du GUI s'est fait en JAVA et les relations entre l'ontologie et le GUI ont été réalisées avec OWLAPI [105]. Les requêtes SPARQL ont été développées avec JENA API [106]. Après validation par le raisonneur, notre application est capable de faire le lien entre les images et les concepts.

Interface Graphique (GUI) (Fig. 35) :

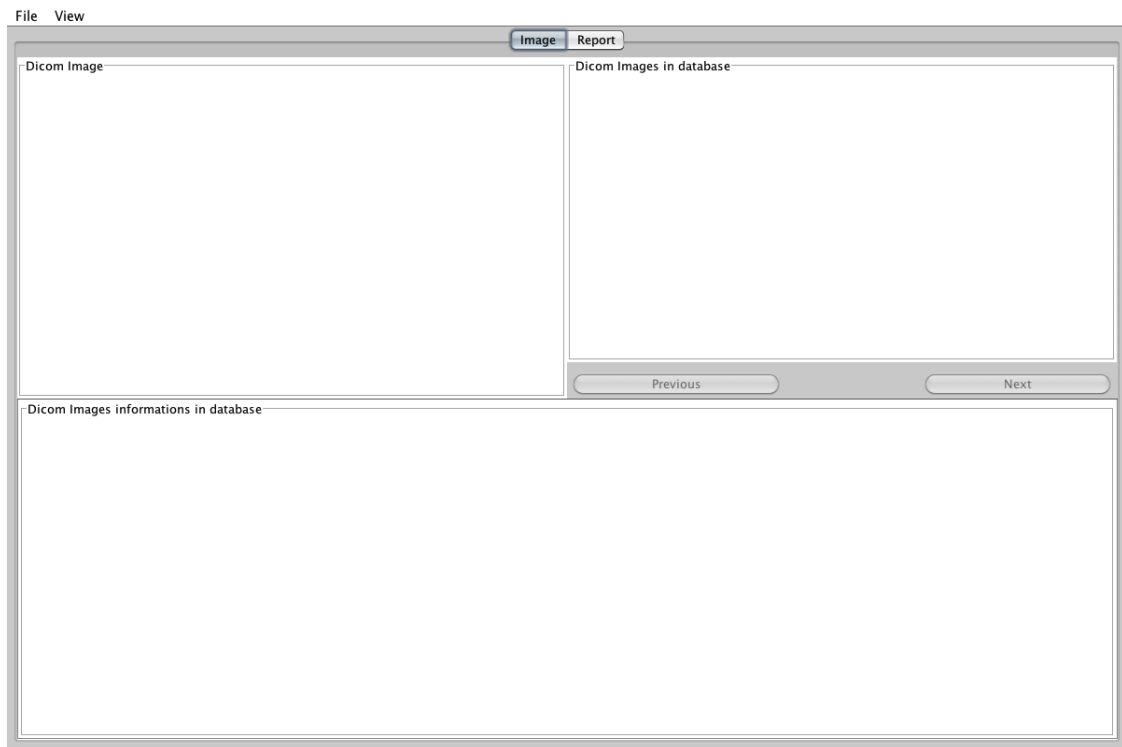


Figure 35 : schéma du GUI (Graphical User Interface)

Le GUI est divisé en différentes parties. Il existe un menu dans le coin supérieur gauche dans lequel l'utilisateur peut charger ou sauvegarder ses images. L'écran est divisé en trois parties :

- dans le coin supérieur gauche figure l'image chargée par l'utilisateur,
- dans la partie inférieure les différentes informations à propos de l'artéfact,
- dans le coin supérieur droit, l'image correspondant à l'artéfact.

Il est possible de se déplacer d'artéfact en artéfact grâce aux boutons « next » et « previous »

4 Validation de l'outil

L'outil utilisé a été validé par 3 radiologues et 3 manipulateurs spécialisés en IRM. La validation a consisté en : rapidité de l'affichage de l'information, intérêt de l'information et intérêt général de l'outil.

III.C. β . Résultats

1 Utilisation du GUI (Fig. 36, 37, 38)

L'utilisateur charge son image en sélectionnant « File » dans un menu déroulant. Une fenêtre pop up apparaît dans laquelle, il peut sélectionner son image parmi ses documents.



Figure 36 : Boîte de dialogue pour le chargement des images

Pour permettre d'enrichir notre base de données et être dans l'esprit des Freeware à caractère collaboratif, l'utilisateur peut charger son image au sein du système. Un message de « disclosure » est affiché et l'image est anonymisée. Elle est ajoutée à l'ontologie mais dans une classe spéciale « MRI_Image_Artifact_Proposal ». Elle sera alors soumise à un expert pour être intégrée à la base de données.

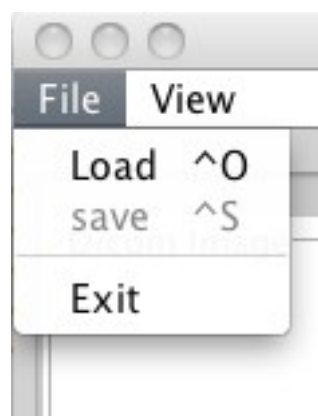


Figure 37 : fonction « Load »



Figure 38 : fonction « Save »

2 Ontologie des artéfacts d'IRM (Fig. 39)

L'ontologie obtenue a pour classes principales :

- MRI_Artifact,
- MRI_Artifact_Origin
- MRI_Artifact_Explanation,
- MRI_Artifact_Possible_Solutions,
- MRI_Artifact_General_Definition,
- MRI_Artifact_Image.

Les différents artéfacts (MRI_Artifact) sont :

- Ghosting and smearing,
- Pulsatile flow related artifact,
- Main field inhomogeneities,
- Magnetic susceptibility artifact,
- Gradient induced Eddy current,
- Gradient field non linearity,
- Radiofrequency field inhomogeneity,
- Aliasing,
- Artifact caused by metallic objects,
- Chemical shift artifact,
- Signal truncation artifacts.

Les relations entre les différentes classes ont été définies comme :

- MRI_Artifact has_for_origin MRI_Artifact_Origin,

- MRI_Artifact_Origin can_cause MRI_Artifact,
- MRI_Artifact can_be_explained_by MRI_Artifact_Explanation,
- MRI_Artifact_Explanation can_explain MRI_Artifact,
- MRI_Artifact can_be_corrected_by MRI_Artifact_Possible_Solutions,
- MRI_Artifact_Possible_Solutions can_correct MRI_Artifact.

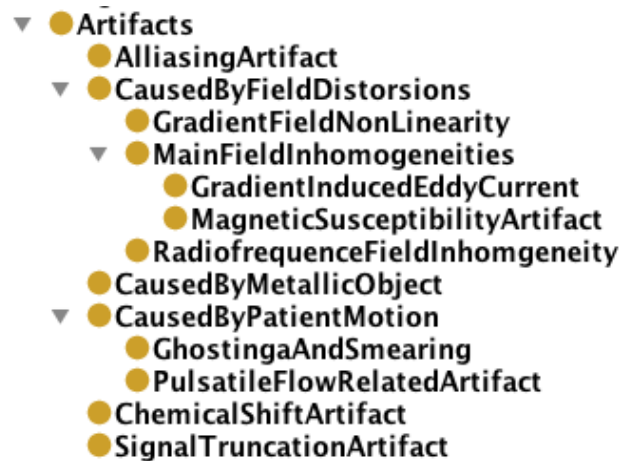


Figure 39 : capture d'écran de l'ontologie sur Protégé

3 Validation (Fig. 40)

La satisfaction des utilisateurs est très importante :

- la réponse par rapport à la problématique est jugée très satisfaisante,
- la vitesse de changement entre les artéfacts (« previous » et « next ») est instantanée et est jugée très satisfaisante,
- l'information contenue au sein du texte est également jugée très satisfaisante.

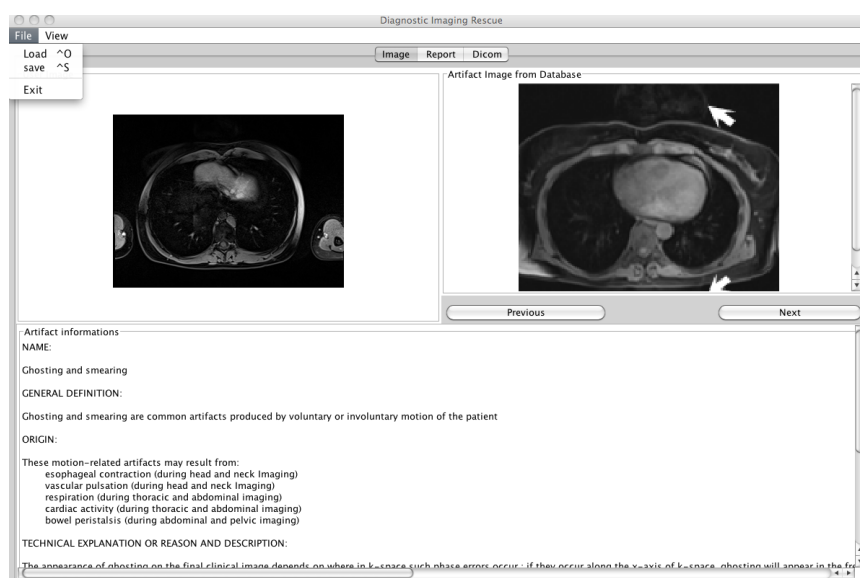


Figure 40 : graphic User Interface avec cas d'usage chargé dans la partie supérieure gauche en haut à droite l'image de référence en bas les différentes connaissances liées à l'artéfact

4 Article [107]

A partir de ce travail un article a été rédigé, il correspond à la description de la mise en place du système informatique et de l'interface utilisateur.

MRI image artifact ontology: A Proposed Method for Improved Recognition

Jeremy LASBLEIZ^{a,1}, John MORELLI^b, Nicolas SCHNEL^a, Anita BURGUN^a, Régis DUVAUFERRIER^a and Hervé SAINT JALMES^{b,c,d}

^a*Unité Inserm U936, IFR 140, Faculté de Médecine, University of Rennes 1, France*

^b*Department of Radiology, Scott and White Memorial Hospital and Clinic, Texas A&M Health Sciences Center*

^c*LTSI ; INSERM UMR642 ; Université de Rennes 1, France*

^d*Cancer Institute Eugène Marquis, 35000 Rennes, France*

Abstract. Magnetic Resonance Imaging is an essential diagnostic imaging technique. The complexity of interpreting MRI images is often compounded by the presence of a wide range of artifacts which are often challenging to identify and eliminate. Ontology permits the construction of a knowledge database with which users can interact given an appropriate interface. The goal of this work is to create an interactive tool for the ontology of MRI artifacts that will allow a radiologist to compare any given MRI artifact image with those contained in the ontology. Material and method: Using Protégé 4, we have constructed the ontology with input from an expert in MRI artifacts and utilizing images exemplifying such artifacts. The graphical user interface has been built in Java and the linkage with the ontology made with Owl API. Results: Using the tool, users can compare imaging artifacts encountered in daily practice to those in the database. Once a user has identified the image the most similar to their own, they then have instantaneous access to the knowledge contained in the ontology about the artifact. Individual users can also submit images and have access to DICOM data.

Keywords. MRI, Artifact, Ontology, Image

Introduction

During the last forty years Magnetic Resonance Imaging (MRI) has become an essential diagnostic imaging technique. The complexity of phenomena that occur during the acquisition of an MR image not uncommonly lead to the presence of artifact in the obtained image. Even if there is no standard definition for “artifact” in MRI, we can use: “Any image content that does not correspond to the distribution of the object being scanned or to random noise” [1]. The diagnostic quality of MR images is often limited by artifacts caused by patient motion, vascular flow, geometric distortions of the magnetic field, signal inhomogeneity, aliasing, metallic implants, chemical shift, and signal truncation. Continuing improvements in MR hardware may provide partial solutions to such limitations. However, knowledge of the physical basis of MR imaging artifacts is often needed to identify methods for avoiding specific types of artifacts or lessening their severity. Although understanding MR physics is not the main duty of

1

Corresponding Author. Jeremy Lasbleiz. E-mail: jeremy.lasbleiz@chu-rennes.fr

practicing radiologists, such an understanding may be helpful for recognizing common artifacts, optimizing MR image quality, and maximizing diagnostic yield. Ontologies have been increasingly adopted by the informatics community since the birth of Internet to organize large collections of data. An ontology describes a set of entities and their relationships [2,3]. It formally specifies the entities in a domain and their properties (attributes), allowing people and information systems to access knowledge stored within it. Ontologies are “computable,” meaning the highly structured information they contain may be used to improve information retrieval, knowledge discovery, and automated reasoning [4,5]. Ontologies allow a linkage between the knowledge and users thanks to a Graphical User Interface (GUI). The purpose of this article is to help radiologists improve their recognition of common MR imaging artifacts through a GUI that allows comparison between images from the database representing artifacts to their own images. Thus users can identify and understand causes of artifacts and identify practical methods for correcting them. To increase the size of our database we have added a tool to integrate users’ images to the ontology.

1. Material and Methods

This work consists of using ontology to bring knowledge coming from the medical literature directly to users. First we have extracted knowledge from the medical literature and have constructed it in such a way that is embeddable to an ontology. Secondly, we have built the ontology. Third, we have built the graphical user interface allows the user to interact with the ontology without having to directly interface with Protégé. Finally, the tool we have created has been validated by users.

1.1. Extracting knowledge from the literature

Starting with the knowledge contained in [6], the concepts contained in that text are divided to allow the building of the taxonomy. Relations between concepts are well-defined and transformed in description logic. Images are added to each artifact as a class. Those data are coming from an expert in MRI artifacts and the author of the aforementioned article, Dr J. MORELLI, who has revised and refined the text to be shown to users. This knowledge has been improved and made suitable for description in a logic representation thanks to MRI experts and ontology experts.

1.2 Creating the ontology

To build the ontology, we utilized Protégé 4 software and the owl2 language [7]. This software is an ontology editor and its owl2 format allows users to use quantitative data. The reasoner used for the ontology is Hermit [8]. Although not all MR artifact concepts are available in Radlex [9], all concepts which are currently available are embedded within the ontology as synonyms.

1.3 Building the user graphical interface

The Graphical User Interface gives to users the possibility to compare their images with images from the database and to access the knowledge contained in the ontology.

The GUI is developed in JAVA, the relations between the ontology and the GUI are made with OWLAPI [10]. Possible SPARQL requests are developed in JENA API [11].

1.4 Validation of the tool

The created tool has been validated by radiologists, specialists in MR imaging. The validation consisted of a GUI evaluation: speed of information display, interest of the information contained in the database, and interest in the tool. The validation had been made analysing twenty cases.

2 Results

2.1 MRI artifacts Ontology

The obtained ontology has for main classes: MRI_Artifact ; MRI_Artifact_Origin ; MRI_Artifact_Explanation;MRI_Artifact_Possible_Solutions; MRI_Artifact_General_Definition and MRI_Artifact_Image.

The different MRI_Artifact are: Ghosting and smearing, Pulsatile flow related artifact, Main field inhomogeneities, Magnetic susceptibility artifact, Gradient induced Eddy current, Gradient field non linearity, Radiofrequency field inhomogeneity, Aliasing, Artifact caused by metallic objects, Chemical shift artifact, Signal truncation artifacts.

The relations between the different classes are defined as:

MRI_Artifact has_for_origin MRI_Artifact_Origin

MRI_Artifact_Origin can_cause MRI_Artifact

MRI_Artifact can_be_explained_by MRI_Artifact_Explanation

MRI_Artifact_Explanation can_explain MRI_Artifact

MRI_Artifact can_be_corrected_by MRI_Artifact_Possible_Solutions

MRI_Artifact_Possible_Solutions can_correct MRI_Artifact

2.2 The user graphical interface

The user uploads his or her image, utilizing the load file menu. The image then appears on the upper left part of the interface (Fig.1). The bottom of the interface gives the user access to the artifact name, general definition, origin, explanation and possible solution, and that information is linked to the image. The upper right part of the interface shows the reference image. With the buttons « Previous » and « Next », users can navigate through the database.

2.3 Tool validation

User satisfaction is very high, because:

- GUI is simple to use, and informatics training is unnecessary.
- Changes between the different artifacts types with the previous and next buttons, are instantaneous
- Relevance of the presented information to the radiologists is very high and most users appreciate the ability to identify the MRI artifact and possible solutions which give technologists the information needed to improve image quality.

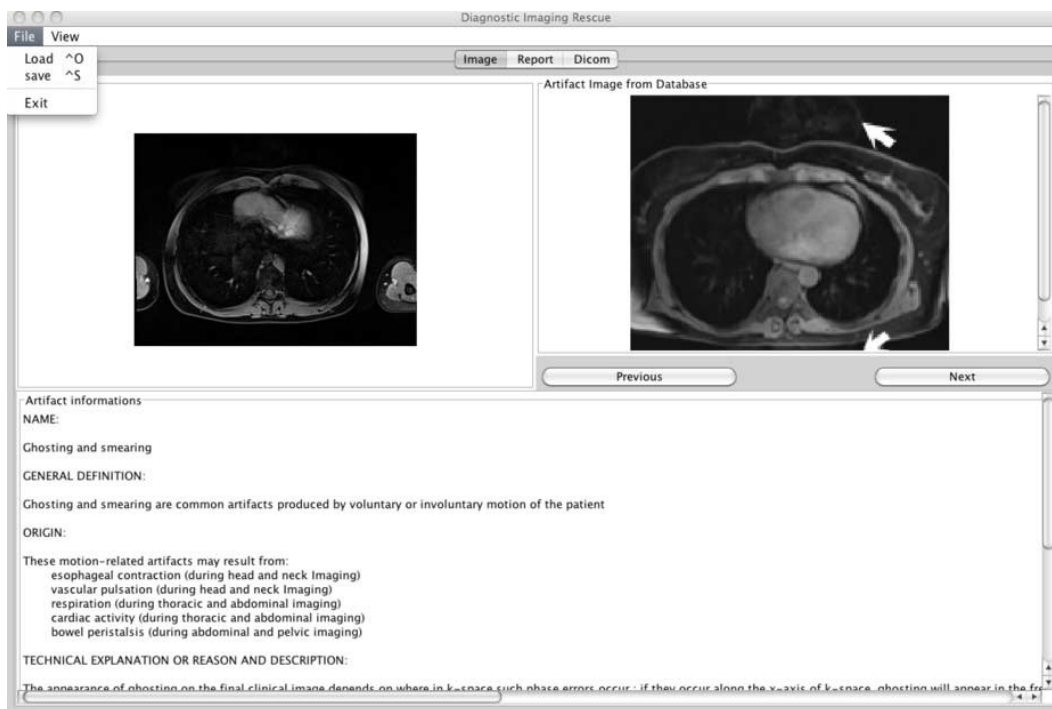


Figure1. Graphic User Interface at the top: on the left user image, on the right artifact image from the database; at the bottom the concepts linked to the artifact image in the ontology

2.4 Image saving function

To increase our database and in response to a user request, a given user can provide the uploaded medical image to the user community and thus save the image in the ontology (a message will be display for disclosure). The saved image will be added to the database in a special class: MRI_Image_Artifact_Proposal. This image is automatically anonymized by the system. An expert can then validate or not whether the image as representative of the MRI Artifact in question, and the name of the submitter will be attached to it as submitted-by "User".

3. Discussion

Image artifacts in MRI can present diagnostic and practical dilemmas in day to day practice. Artifacts are a detriment to image quality and can often impair diagnosis; however, because MRI technologists and physicians are under pressure to complete examinations in a timely fashion, these individuals must detect, identify and correct artifacts as soon as possible. Knowledge about MRI artifacts is often lacking or unavailable. Our tool provides quick access to relevant knowledge, allowing comparisons of images with a given database. The interest in using ontology for this application is to create a knowledge source about MRI artifact that is easy to maintain: new concepts and images can be easily added and expanded upon. There is also the possibility to link this with our MRI ontology [12], which gives us information about technical features of acquisition (Fig.2). The next step of our work will be to make it available on line and to create a community of users.

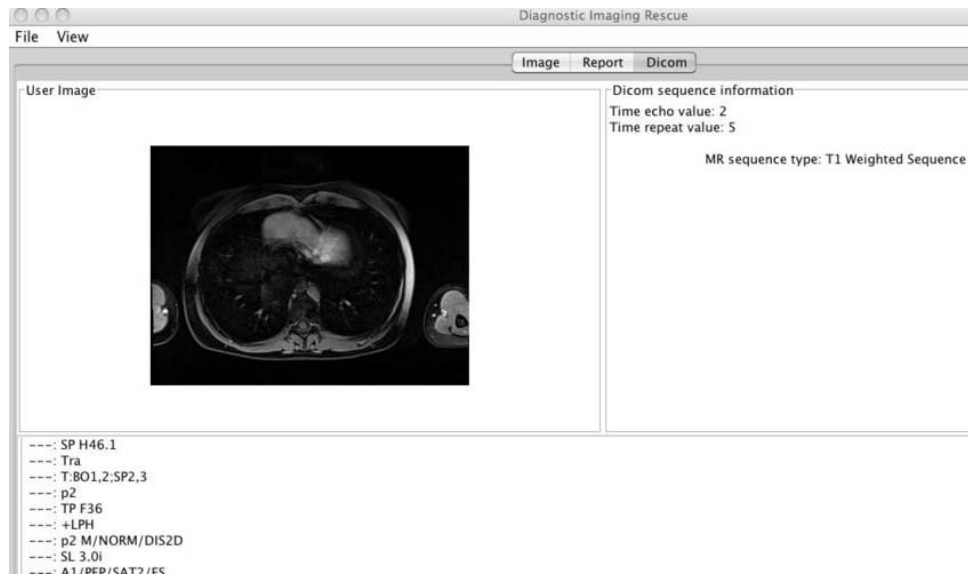


Figure 2. Graphic User Interface at the top: on the left user image, on the right analysis of DICOM data with MRI ontology; at the bottom the DICOM data

References

- [1] Smith TB, Nayak KS. An overview of MRI artifacts and correction strategies. *Imaging in Medicine* 2010; 2(4):445-457.
- [2] Gruber TR. Toward principles for the design of ontologies used for knowledge sharing. *Int J Hum Comput Stud* 1995; 43(5-6):907-928.
- [3] Kahn CE Jr, Langlotz CP, Channin DS, Rubin DL. Informatics in radiology: an information model of the DICOM standard. *Radiographics*. 2011; 31(1):295-304.
- [4] Bodenreider O. Biomedical ontologies in action: role in knowledge management, data integration and decision support. *Yearb Med Inform* 2008:67-79.
- [5] Rubin DL, Shah NH, Noy NF. Biomedical ontologies: a functional perspective. *Brief Bioinform* 2008; 9(1):75-90
- [6] Morelli JN, Runge VM, Ai F, Attenberger U, Vu L, Schmeets SH, Nitz WR, Kirsch JE. An image-based approach to understanding the physics of MR artifacts. *Radiographics*. 2011; 31(3):849-66.
- [7] <http://protege.stanford.edu> (Last accessed January 2012).
- [8] Shearer R, Motik B, Horrocks I, Hermi T. A Highly-Efficient Owl Reasoner. *Proceeding of the 5th Workshop on OWL*. 2627, 2008.
- [9] <http://www.radlex.org> (Last accessed January 2012).
- [10] Bechhofer S, Volz R, Lord P. Cooking the Semantic Web with the OWL API. *Lecture in Notes in Computer Science*. 2870, 655-675, 2003.
- [11] McBride B. Jena: a semantic Web toolkit. *Internet Computing, IEEE*. 6, 55-59, Nov/Dec 2002.
- [12] Lasbleiz J, Saint-Jalmes H, Duvauferrier R, Burgun A. Creating a magnetic resonance imaging ontology. *Stud Health Technol Inform* 2011; 169:784-8.

III. D. Outil d'aide à la décision :

Aide à la prescription d'IRM

Comme tout examen complémentaire en médecine, l'IRM, repose sur une demande d'examen du clinicien avec des hypothèses diagnostiques. L'IRM est un moyen d'imagerie médicale, sa vocation première est de mettre en évidence des propriétés IRM des tissus qui vont permettre par l'interprétation du radiologue une hypothèse diagnostique. Cette dernière pouvant confirmer, infirmer, ou changer l'hypothèse diagnostique de départ. Les systèmes existants pour déterminer l'intérêt d'un examen de radiologie sont rédigées sous la forme de documents de références et sont très proches les uns des autres quant à leurs grands principes. Nous allons reprendre les projets les plus représentatifs de cette volonté de diminuer la prescription d'examens non nécessaires en prenant l'exemple de l'IRM du genou dans le cadre du traumatisme.

III.D. α. Systèmes existant et limites

1 ACR Appropriateness Criteria [108]

Le système américain est bien résumé par le texte de présentation :

"The ACR Appropriateness Criteria® are evidence-based guidelines designed to assist referring physicians and other providers in making the most appropriate imaging or treatment decision for a specific clinical condition. By employing these guidelines, providers enhance quality of care and contribute to the most efficacious use of radiology".

Les directives sont développées par un panel d'experts en imagerie diagnostique, interventionnelle et radiothérapie. Chaque groupe comprend des référents radiologues et d'autres spécialités. Il y a 175 sujets avec 850 variantes dans la version de décembre 2011.

Dans le cas de notre exemple : MRI appropriateness in case of the Acute Trauma to the Knee

- Dans le cas du trauma du genou, il existe 6 variantes cliniques :
 - Variant 1: Patient any age (excluding infants); fall or twisting injury, no focal tenderness, no effusion; able to walk. First study.
 - Variant 2: Patient any age (excluding infants); fall or twisting injury, with one or more of the following: focal tenderness, effusion, inability to bear weight. First study.
 - Variant 3: Patient any age (excluding infants); fall or twisting injury with either no fracture or a Second fracture seen on a radiograph, with one or more of the following: focal tenderness, effusion, inability to bear weight. Next study.
 - Variant 4: Patient any age (excluding infants); fall or twisting injury with a tibial plateau fracture on a radiograph, with one or more of the following: focal tenderness, effusion, inability to bear weight. Next study.

- Variant 5: Patient any age (excluding infants). Injury to knee 2 days ago, mechanism unknown. Focal patellar tenderness, effusion, able to walk. First study.
- Variant 6: Patient any age (excluding infants). Significant trauma to knee from motor vehicle accident, suspect posterior knee dislocation. First study.

- Différents points vont alors décrire le caractère approprié de l'examen :

1. Ratings of Examination Appropriateness

Rating Scale: 1-3 Usually not appropriate; 4-6 May be appropriate; 7-9 Usually appropriate.

MRI appropriateness:

- Variant 1: RATING 2, first place shared with X-Ray
- Variant 2: RATING 5, second place (first place X-ray knee with rating of 9)
- Variant 3: RATING 9, first place
- Variant 4: RATING 7, second place (first place CT knee without contrast with rating of 9)
- Variant 5: RATING 5, second place (first place X-ray knee with rating of 9)
- Variant 6: RATING 9, first place shared with X-Ray

2. Comments

An explanation about the use and the requirements of the exam may follow. For example, "Variant 6: Necessary to evaluate extent of damage to ligament and other support structures."

3. Relative Radiation Level

In case of MRI, there is no ionizing radiation; however, this information is typically provided help physicians in choosing the examinations in a way that minimizes exposure to ionizing radiation (Table). SAR and noise delivered could also be mentioned.

4. "Summary of Literature Review"

Those considerations are followed by an article, explaining and justifying the different positions taken with literature references.

2 Le guide bon usage Français SFR et « European Guidelines for the Clinical Use of Medical Imaging »

[109]

La Société Française de Radiologie (SFR) travaille avec un groupe européen à ce sujet de fait les deux projets sont superposables. Pour des raisons de comparaison linguistique, nous avons pris l'exemple Européen. Les recommandations sont faites en accord avec la directive européenne Euratom 97/43 dont le but est d'améliorer la qualité et la sécurité en radiologie : Referral guidelines for

appropriate clinical use of medical imaging (R 1333-56), the obligation of having clinical information to justify the radiological examination (R 1333-66), and clinical information justifying the examination must be included in the radiological report (R 1333-66) [110].

- **Recommandations**

Elles sont représentées en 4 niveaux :

- Indicated only in particular situations (described in the comments column)
- Specialized examination (complex or expensive examination ordered only by experimented physicians in the field of the disease, whose indication needs a multidisciplinary consultation or a consultation with a radiologist subspecialized in the field)
- Not indicated initially: but may be considered according to the patient outcome or specific patient-related conditions
- Contra-indicated.

- **Evidence-based Diagnostic Impact**

L'impact diagnostique est représenté par 3 niveaux :

- grade A : high level of scientific proof (randomized controlled trials, meta-analysis),
- grade B : intermediate level of scientific proof (comparative non randomized studies, cohort studies, randomized comparative studies of mild power),
- grade C : low level of scientific proof.

- **Radiation Effective Dose : Intensity of effective dose (mSv)**

Un groupe de travail compose les informations décrites précédemment à propos d'un sujet donné. Ce travail est soumis à un groupe lecteur qui valide le document produit. La version la plus récente de ce guideline est de 2011 et inclut une bibliographie étendue. Cette version n'est disponible qu'électroniquement et promue par les différentes autorités nationale.

3 Synthèse

Les systèmes existants proposés aux médecins pour les aider dans la prescription d'examens n'utilisent pas les statistiques or l'exercice de la médecine fait intervenir de plus en plus la notion de probabilité. L'intégration des probabilités au sein d'une ontologie apparaît être une technique innovante pour permettre la création d'outil d'aide à la décision.

III.D. β . Matériel et méthode

Le problème lorsque l'on s'intéresse au degré de pertinence d'un examen complémentaire par rapport à une situation clinique, c'est le manque d'étude de référence faisant le lien entre les signes cliniques ou point d'appel (biologie, antécédents...) et l'étude statistique des découvertes d'imagerie associées.

Nous avons décidé de mettre au point une méthode pour faciliter cette démarche. Nous allons valider la méthode avec une étude focalisée sur le genou traumatique et l'examen IRM. Le schéma général de la prescription des moyens d'imagerie est le suivant (Fig. 41) :

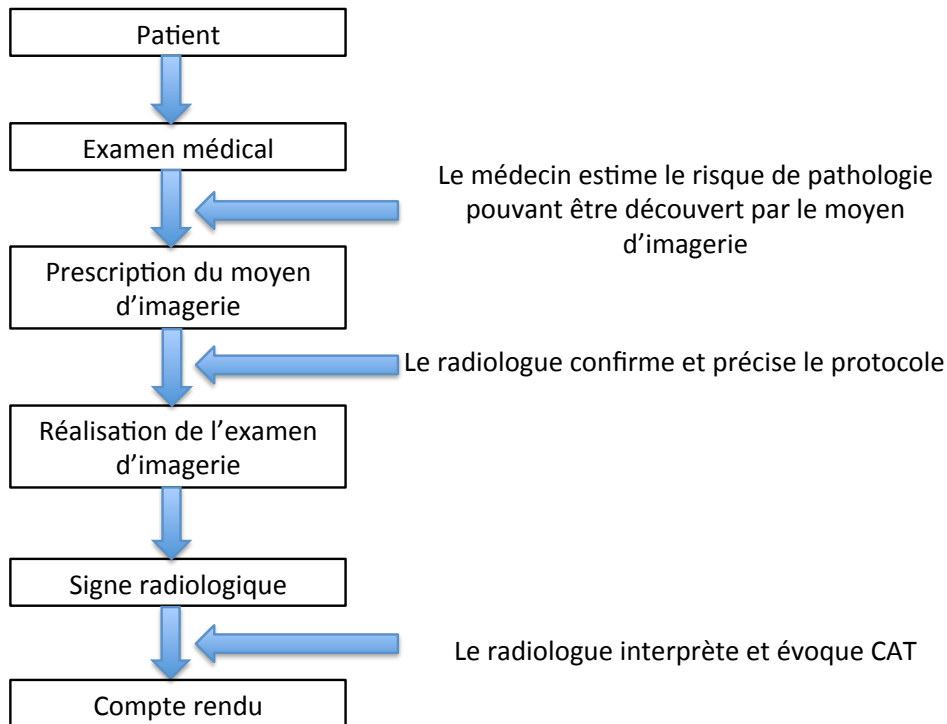


Figure 41 : schéma général de la prescription des moyens d'imagerie

Pour modéliser ce processus, il faut :

- une représentation des connaissances des signes cliniques et des lésions radiologiques,
- le moteur statistique permettant de prendre les décisions.

Pour faciliter la compréhension, nous allons prendre un cas d'usage.

1 Cas d'usage : bon usage de l'IRM dans le cas d'un traumatisme du genou

En partant d'une étude réalisée au sein du département de médecine du sport du CHU de Rennes par le Docteur Loiselay A., le Professeur Rochcongar P. et le département d'imagerie par le Pr Duvauferrier R., le lien a été réalisé entre les signes cliniques et les résultats d'imagerie.

Patients

134 patients qui ont été admis au département d'urgence après un traumatisme du genou. Dans les 5 jours suivant un examen clinique utilisant des signes clinique reconnus dans ce cadre. 52 ont eu une IRM interprétée par un radiologue spécialisé en imagerie ostéoarticulaire. 17 ont eu un traitement chirurgical.

Interprétation IRM et gold standard

Toutes les IRM ont été réalisées sur une IRM 1.5 Tesla (Siemens Avanto) avec une antenne 8 canaux. Au moins un des trois radiologues seniors supervise l'interprétation des examens. Le diagnostic posé lors de l'IRM est considéré comme gold standard pour l'étude. Les lésions ont été classées.

2 Représentation des connaissances du domaine

L'ontologie doit représenter la situation clinique ou la maladie. Pour juger du caractère approprié d'un examen, les différentes informations participant à l'élaboration des hypothèses diagnostiques doivent être prises en compte (symptômes, signes cliniques, biologie...). Les différentes lésions pouvant être retrouvées par le moyen d'imagerie sont également répertoriées. Pour construire l'ontologie, nous avons recueilli les informations provenant d'experts et de la littérature. Avec l'ensemble de ces informations, en utilisant Protégé 3.4.2 comme éditeur et Pellet 1.5.2 [111] comme raisonneur, l'ontologie a été élaborée.

3 Moteur statistique

Une fois les connaissances organisées au sein de l'ontologie, il convient d'introduire la sémiologie quantitative [112, 113] au sein du système de manière à déterminer le lien statistique entre les différents concepts (sensibilité SE, spécificité SP, prévalence PREV, rapport de vraisemblance positif LR+, rapport de vraisemblance négatif LR-, valeur prédictive positive PVP, valeur prédictive négative). Les statistiques doivent pouvoir être réalisées pour un signe mais également pour une combinaison de signes. Le lien entre les connaissances du domaine peut alors être fait à l'aide de données statistiques comme dans la figure 42.

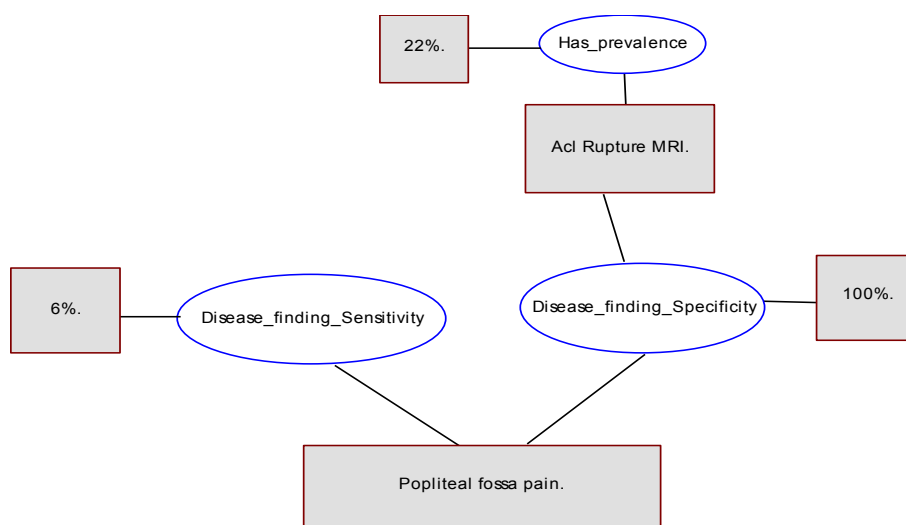


Figure 42 : relation d'arité 4 entre la douleur du creux poplité, la lésion du LCA, la sensibilité et la spécificité. Et une relation d'arité 2 entre la lésion du LCA et sa prévalence

Une limitation bien connue des langages OWL, RDF et SWRL est que seules les relations unitaire ou binaire peuvent être représentées [114, 115]. Les relations représentées dans la figure 42 ne peuvent être représentées que par l'utilisation des ontology design pattern 1 (ODP 1) du W3C W3C Working Group Note, « Defining N-ary Relations on the Semantic Web », *W3C Working Group Note* (2006).. Les ODP 1 codent ces relations comme des classes appelées « réification », par exemple « *Acl_rupture_MRI, Popliteal_fossa_pain* » est le résultat de la relation entre *Acl_rupture_MRI* et *Popliteal_fossa_pain*. La figure 43 présente un exemple de ce type de représentation.

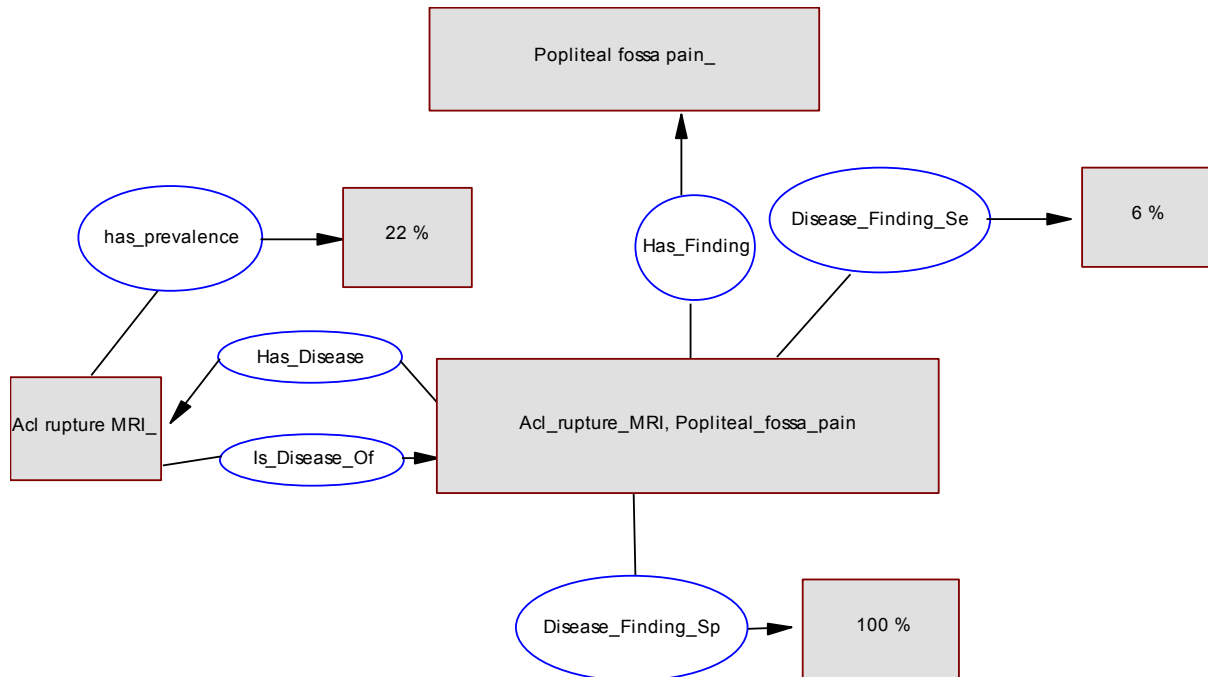


Figure 43 : deux relations d'arité 2 entre la lésion du LCA et la prévalence d'une part, et la lésion du LCA et l'instance de la classe matérialisée par le couple (lésion, signe) « *Acl_Lesion, Pain_Provoqued_of_Hollow_of_Poplity* » (ALPHP) d'autre part. Trois relations d'arité 2 entre l'instance de la classe « ALPHP » et la douleur du creux poplité d'une part, d'autre part entre l'instance de la classe « ALPHP » et la sensibilité « 6% », et enfin entre l'instance de la classe « ALPHP » et la spécificité « 100% ».

Étude statistique (Tab. 28, 29 et 30)

Résultats des examens cliniques :

joint effusion (n=54), sagittal and medial laxity (n=34), positive jerk test (n=16), positive grinding (Apley) test (n=6), blocked knee flexion (n=8), limited knee motion (n=25), tibial plateau (n=5) and popliteal fossa pain (n=4), and painful palpation along collateral ligaments (n=44), articular space (n=23), patella (n=25), condyle (n=17), or peroneal head (n=1).

Résultats des examens IRM :

ACL rupture with meniscal tear (n=12), ACL rupture and patellar contusion (n=1), patellar subluxation (n=4), collateral ligament sprain with (n=5) and without ACL rupture (n=5), collateral ligament sprain with meniscal injury (n=3), isolated findings of ACL rupture (n=6), meniscal tear (n=3), contusion (n=2), peroneal head fracture (n=1), or bursitis (n=1). There were n=2 normal examinations. A surgical lesion was defined as one for which the patient subsequently required surgical intervention.

Examination Sign (% Prevalence)	Surgical lesion (13%)	MRI Lesion (44%)	MRI Ligament injury (28%)	MRI ACL rupture (22%)	MRI Meniscal injury (18%)
Patellar pain	0.05/0.78	0.02/0.9	0.01/0.87	0.01/0.90	0.04/0.96
Instability	0.01/0.95	0.07/1	0.07/1	0.03/0.90	0.08/0.96
Popliteal fossa pain	0.01/0.97	0.04/1	0.05/1	0.06/1	0.04/0.96
Condylar pain	0.35/0.90	0.16/0.6	0.15/0.64	0.2/0.7	0.16/0.75
Blocked knee flexion	0.11/0.94	0.07/1	0.05/0.92	0.03/0.90	0.12/1
Limited knee motion	0.29/0.82	0.11/0.8	0.07/0.71	0.06/0.77	0.12/0.85
Tibial tray	0.01/0.95	0.04/0.9	0.05/0.92	0.03/0.90	0.08/0.96
Positive grinding test	0.05/0.95	0.09/0.9	0.07/0.85	0.03/0.81	0.16/0.96
Joint space	0.11/0.82	0.21/1	0.18/0.57	0.83/0.33	0.37/0.85
Positive Jerk test	0.23/0.89	0.33/0.9	0.65/0.14	0.4/0.86	0.29/0.71
Knee effusion	0.64/0.63	0.66/0.6	0.71/0.64	0.73/0.54	0.54/0.32
Laxity	0.56/0.78	0.51/0.77	0.62/0.84	0.6/0.65	0.45/0.46
Painful palpation of the collateral ligament	0.29/0.67	0.38/0.4	0.39/0.5	0.3/0.65	0.33/0.5

Tableau 28 : prévalence des types de lésions. Sensibilités et spécificités (se/sp) des signes par rapport aux différents types de lésions.

Examination Sign (% Prevalence)	Surgical lesion (13%)	MRI Lesion (44%)	MRI Ligament injury (28%)	MRI ACL rupture (22%)	MRI Meniscal injury (18%)
Patellar pain	0.05/0.78 (1/1)	0.02/0.9 (1/ 1)	0.01/0.87 (1/1)	0.01/0.90 (1/1)	0.04/0.96 (1/1)
Instability	0.01/0.95(1/1)	0.07/1(7/ 0.93)	0.07/1(7/0.93)	0.03/0.90(1/1)	0.08/0.96 (2/0.96)
Popliteal fossa pain	0.01/0.97(1/1)	0.04/1 (4/ 0.96)	0.05/1(5/0.95)	0.06/1(6/ 0.94)	0.04/0.96 (1/1)
Condylar pain	0.35/0.90(3.5/ 0.72)	0.16/0.6 (1/ 1)	0.15/0.64(1/1)	0.2/0.7(1/ 1)	0.16/0.75 (1/1)
Blocked knee flexion	0.11/0.94(1.83 /0.94)	0.07/1 (7/ 0.93)	0.05/0.92(1/1)	0.03/0.90 (1/1)	0.12/1(12/0.88)
Limited knee motion	0.29/0.82(1.61 /0.87)	0.11/0.8 (1/ 1)	0.07/0.71(1/1)	0.06/0.77 (1/1)	0.12/0.85 (1/1)
Tibial tray	0.01/0.95(1/1)	0.04/0.9(1/ 1)	0.05/0.92(1/1)	0.03/0.90 (1/1)	0.08/0.96(2/0. 96)
Positive grinding test	0.05/0.95(1/1)	0.09/0.9 (1/ 1)	0.07/0.85(1/1)	0.03/0.81(1/1)	0.16/0.96(4/0. 88)
Joint space	0.11/0.82(1/1)	0.21/1(21/ 0.79)	0.18/0.57(1/1)	0.83/1.24(1.2 4/0.52)	0.37/0.85(2.47 /0.74)
Positive Jerk test	0.23/0.89(2.09 /0.87)	0.33/0.9(3.3/ 0.74)	0.65/0.14(1/1)	0.4/0.86(2.88/ 0.70)	0.29/0.71(1/1)
Knee effusion	0.64/0.63(1.73 /0.57)	0.66/0.6(1.65/ 0.57)	0.71/0.64(1.9 7/0.45)	0.73/0.54(1.59/ 0.5)	0.54/0.32(1/1)
Laxity	0.56/0.78(2.55 /0.56)	0.51/0.77(2.22/ 0.64)	0.62/0.84(3.8 8/0.45)	0.6/0.65(1.71/ 0.61)	0.45/0.46(1/1)
Painful palpation of the collateral ligament	0.29/0.67(1/1)	0.38/0.4(1/1)	0.39/0.5(1/1)	0.3/0.65(1/1)	0.33/0.5(1/1)

Tableau 29 : likelihood ratios (Lr+/Lr-) des signes cliniques pour chacune des lésions

À partir des résultats décrits précédemment, les probabilités post-test sont calculées.

	Surgical lesion	MRI Meniscal lesion	ACL Rupture	MRI Ligaments lesion	MRI lesion
PRE-TEST Probability	13 %	18 %	22 %	28 %	31 %
Patellar pain	13-13	18-18	22-22	28-28	31-31
instability	13-13	17.38-30.51	22-22	26.56-73.13	29.47-75.87
Popliteal fossa pain	13-13	18-18	20.96-62.86	26.98-66.04	30.13-66.04
Condylar pain	9.74-34.34	18-18	22-22	28-28	31-31
Blocked knee flexion	12.39-21.5	16.19-72.48	22-22	28-28	29.47-75.87
Limited knee motion	11.46-19.4	18-18	22-22	28-28	31-31
Tibial tray	13-13	17.38-30.51	22-22	28-28	31-31
Positive grinding test	13-13	16.11-46.75	22-22	28-28	31-31
Joint space	13-13	13.99-35.13	12.69-25.89	28-28	26.2-90.42
Positive Jerk test	11.45-23.81	18-18	16.44-44.62	28-28	25.06-59.72
Knee effusion	7.87-20.54	18-18	12.36-30.92	14.98-43.41	20.29-42.57
Laxity	7.77-27.55	18-18	14.79-32.59	14.96-60.11	22.23-49.91
Painful palpation of the collateral ligament	13-13	18-18	22-22	28-28	31-31
PROB POST-TEST	2.41 % - 93.43 %	10.32 % - 99.05 %	2.85 % - 94.22 %	6.58 % - 99.05 %	7.33 % - 100 %

Tableau 30 : synthèse de la valeur des signes cliniques dans la prédiction des lésions découvertes à l'IRM

III.D. γ. Résultats

1 Ontologie de la sémiologie clinique et IRM des lésions traumatiques du genou

Cette ontologie représente les lésions IRM en fonction des signes cliniques et les indications thérapeutiques liées à ces lésions en fonction des signes cliniques (fig. 44). Les lésions ligamentaires et méniscales causées par les traumatismes sont évaluées par un examen clinique. Le but est alors, à partir des signes cliniques, d'identifier les lésions ligamentaires et méniscales pouvant être confirmées par IRM et de retenir les patients pouvant bénéficier d'un traitement chirurgical.

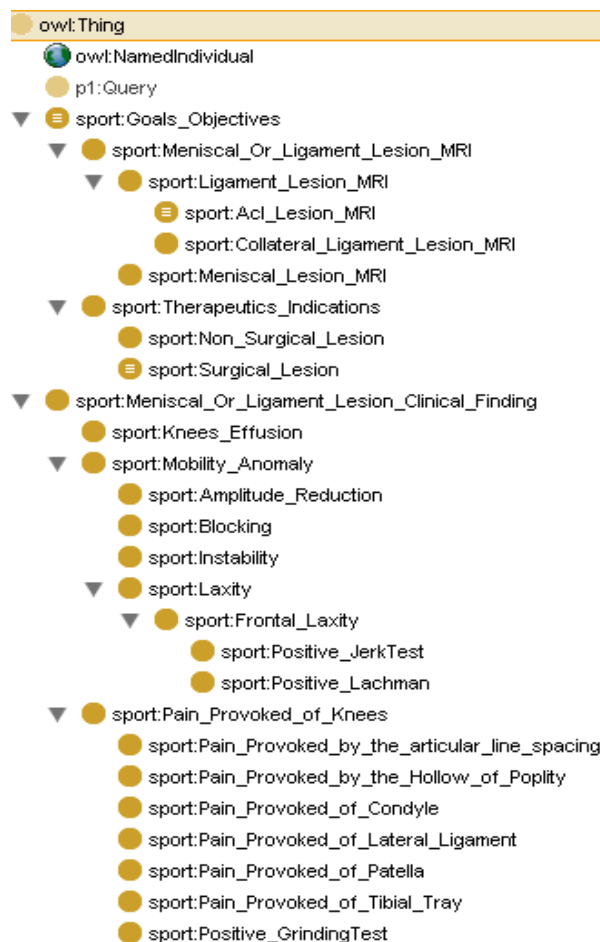


Figure 44 : Ontologie de la sémiologie clinique et IRM des lésions traumatiques du genou contenant des connaissances qualitatives regroupées par catégorie.

2 Signes cliniques et interface utilisateur

Pour faciliter la prise de décision d'une éventuelle IRM, on propose un calculateur de probabilité de lésion ligamentaire à 5 jours d'un traumatisme du genou en fonction des signes cliniques.

3 Résultat interface graphique

Une interface graphique de type Web a été réalisée pour faciliter la saisie de ce formulaire et est disponible à l'adresse

<http://nautilus.univ-rennes1.fr:8080/AppDiagnosticVdpWithDetail/Auth.do> (Fig. 45)

Figure 45 : formulaire “Web designed “ pour la saisie des signes cliniques

A partir des éléments saisis, le système calcule les différentes probabilités et les affiche à l'utilisateur (Fig. 46).

MRI injury (Pre test probability : 31.0 %) - Positive Diagnosis Value: 97.32% - Observed finding : 5 ; 7					
Present finding			Absent finding		
Finding name	Role	sensitivity Specificity LR+ LR-	Finding name	Role	Sensitivity Specificity LR+ LR-
Instability	Finding_Has_Diagnosis	7.0 100.0 7.0 0.93	Patellar pain	Finding_Absence_Has_Diagnosis	2.0 90.0 1.0 1.0
Blocking Knee flexion	Finding_Has_Diagnosis	7.0 100.0 7.0 0.93	Condylar pain	Finding_Absence_Has_Diagnosis	16.0 60.0 1.0 1.0
Knees effusion	Finding_Has_Diagnosis	66.0 60.0 1.65 0.56666666			

MRI Ligament injury (Pre test probability : 28.0 %) - Positive Diagnosis Value: 84.29% - Observed finding : 5 ; 7					
Present finding			Absent finding		
Finding name	Role	sensitivity Specificity LR+ LR-	Finding name	Role	Sensitivity Specificity LR+ LR-
Instability	Finding_Has_Diagnosis	7.0 100.0 7.0 0.93	Patellar pain	Finding_Absence_Has_Diagnosis	1.0 87.0 1.0 1.0
Blocking Knee flexion	Finding_Has_Diagnosis	5.0 92.0 1.0 1.0	Condylar pain	Finding_Absence_Has_Diagnosis	15.0 64.0 1.0 1.0
Knees effusion	Finding_Has_Diagnosis	71.0 64.0 1.9722222 0.453125			

(Figure 46 : résultats pour un cas d'usage (patient with a blocking knee flexion, instability, knee effusion and without patellar pain and condylar pain)

Conclusion

et

Perspectives

Pour conclure ce travail nous allons comparer les solutions que nous avons proposées avec les systèmes existants, les situer par rapport au contexte et proposer les développements envisageables.

1 Comparaison avec les systèmes existants

Le projet Radlex est un projet réunissant la communauté radiologique américaine avec des sponsors très importants, il existe de fait une dimension totalement différente en comparaison de ce travail. L'objectif est également différent : Radlex propose de gérer la problématique d'interopérabilité sémantique au sein d'un lexique avec une dimension essentiellement terminologique. Nos solutions proposent, dans les situations que nous avons identifiées comme étant problématiques, des systèmes intégrant des ontologies pour permettre l'interopérabilité sémantique. Comme nous partageons les mêmes outils (logiciels Protégé) et que des contacts ont été pris avec DL. Rubin les connexions de nos solutions peuvent être envisagées en particulier en réalisant un alignement des termes.

JEMRIS fait partie d'un projet de simulation IRM avec comme arrière-pensée la volonté de faciliter l'élaboration de nouvelles séquences. Le projet est beaucoup plus pointu que ce que nous avons envisagé et modélise même les différentes formes d'impulsions de radiofréquence possibles. Par contre il n'a aucune volonté d'exploiter le niveau ontologique mais utilise le bornage XML pour faciliter l'utilisation des technologies web dans l'affichage. Ce bornage pourrait faciliter l'alignement avec notre ontologie.

2 Situation de notre travail par rapport au contexte

Comme le montre l'évolution des RIS depuis quelques années, une mutation de l'architecture et du développement de ces programmes est en train de s'opérer vers une technologie Web [116, 117, 118]. Les services « on line » présentent de nombreux avantages : ergonomie, facilité à gérer des clients légers, travail à distance... Les ontologies qui partagent d'un point de vue informatique ces environnements peuvent améliorer la gestion des connaissances au sein de ces outils.

2.1 DICOM lien incontournable

Comme nous l'avons vu, DICOM présente quasiment l'ensemble des concepts nécessaires à la représentation de l'examen IRM. Si toutefois un concept venait à manquer un signalement au DICOM comitee permettrait de le corriger. Le problème est l'harmonisation et le bon remplissage des entêtes DICOM et l'outil que nous pourrions proposer devrait mettre en évidence les corrections à réaliser par les différents constructeurs.

2.2 Ontologie et images médicales

Non loin du pléonasmie : « en imagerie médicale la place de l'image est prépondérante » et comme parfois « l'image parle plus que les mots », il était essentiel de démontrer que les images pouvaient être associées à une ontologie. L'image au-delà de sa production et de ses artéfacts nécessite une interprétation et comme nous l'avons démontré dans la gestion des artéfacts (problème simple). Cette

démarche est également ontologisable. Bien sûr, nous ayons limité la démarche volontairement, cette dernière peut être affinée jusqu'à la sémiologie radiologique.

Les améliorations à apporter au système sont évidemment dépendantes des améliorations du DICOM et du remplissage des entêtes pour l'annotation des examens. La dématérialisation des différents systèmes sous la forme d'un Web Service apparaît l'étape nécessaire pour se confronter aux utilisateurs et faire progresser l'outil.

3 Possibilité de développement des différentes solutions que nous avons proposées

3.1 Annotation des examens IRM

Lors de la réalisation de l'examen et à l'aide de connaissances structurées, une annotation efficace permettant au radiologue d'obtenir facilement des informations pertinentes peut être réalisée. Notre travail a démontré que cela était possible mais nécessitait un important travail scientifique d'amont consistant à l'organisation des connaissances. Contrairement à une idée reçue ce n'est pas l'élaboration de l'ontologie d'un point de vue informatique mais l'organisation des connaissances permettant l'ontologisation qui demande le plus de temps et de connaissances sur le domaine. Nous avons démontré qu'il était possible de créer des outils permettant une vérification du bon remplissage des annotations d'examen. Même si elle est limitée à l'examen IRM, cette démonstration est transposable à l'ensemble de l'imagerie médicale et est plus aisée sur ces derniers qui sont moins complexes.

Proposition de WebService

Nous avons démontré qu'un maximum d'informations étaient présentes au sein du DICOM mais que le problème est plus un défaut ou un mauvais remplissage de ces entêtes. Les modifications itératives de DICOM n'améliorent pas ce remplissage, sauf évidemment pour les champs rendus obligatoires, comme nous l'avons vu sur les différentes versions analysées. L'idée est alors de proposer un web service permettant l'analyse des entêtes DICOM permettant aux utilisateurs de mettre en évidence les lacunes et de faire pression sur les constructeurs.

3.2 Outil pour la reconnaissance et la correction des artefacts en IRM

L'outil que nous avons créé montre l'intérêt d'introduire les images au sein de l'ontologie pour permettre une interopérabilité sémantique au-delà des mots. En effet la reconnaissance d'un artefact peut se faire avant sa connaissance. Un radiologue ne connaissant pas un type d'artefact ne va pas être capable de trouver directement un artefact dans une liste de mots ; par contre il va être capable par analogie d'image de trouver quel artefact correspond le mieux à l'image qui lui pose problème.

Nous avons volontairement pris le domaine des artéfacts IRM, de manière à limiter la problématique mais cet exemple est transposable à l'imagerie médicale en général. D'autre part il peut être envisageable d'associer la technique que nous avons décrite à des systèmes types Content Based Image Retrieval (CBIR), ce qui permettrait la proposition d'images et donc d'artéfacts les plus pertinents à l'utilisateur. Il est possible de proposer le système en tant que web-service associé à un article didactique sur les artéfacts IRM.

3.3 Outil d'aide à la décision : exemple dans l'aide à la prescription d'IRM

Ce travail présente une nouvelle approche pour déterminer le caractère approprié de l'examen d'imagerie. Actuellement les guidelines ne proposent pas de statistiques pouvant aider le médecin dans sa décision. Bien sûr pour être statistiquement pertinent, ce travail doit être étendu que cela soit en nombre de patients ou en multicentrique. Le problème essentiel du maniement des résultats statistiques est la définition de valeur seuil de déclenchement de la prescription. Il convient de prendre en compte la pathologie recherchée et la possibilité de la méconnaître en ne réalisant pas l'examen. Une autre donnée devrait également être prise en compte, la possibilité d'échec lors d'un examen complémentaire. Malheureusement la faiblesse de notre échantillon ne permet pas ce type de définition. Il apparaît également que ce type de décisions, comme le sont les guidelines, doivent émaner des autorités de santé et de la communauté médicale car elles ont un caractère de santé publique. Le système créé permet, par contre, la sauvegarde des données statistiques avec la possibilité pour le clinicien de remplir les résultats de l'IRM et ainsi faire progresser le moteur statistique. D'autre part pour augmenter l'acceptation de ce type de formulaire par les cliniciens, une exportation sous la forme de texte est également prévue permettant la génération d'un compte rendu de consultation. Bien sûr, l'utilisation de l'ontologie permet des modifications lors des opérations d'amélioration du système. Dans notre cas propre, l'adjonction de l'âge du patient et de données liées à l'interrogatoire apparaît essentielle.

4 Conclusion

Ces différents travaux ont permis le cheminement grâce aux échanges et aux rencontres qu'ils nous ont apportés. On peut d'ailleurs remarquer l'évolution des travaux vers des systèmes intégrés proposant des solutions les plus ergonomiques possibles pour les utilisateurs. Nous espérons continuer ce travail grâce notamment à des collaborations avec les différents acteurs du domaine industriels, institutions et sociétés savantes ou normatives.

Bibliographie

1. « International Society for the History of Radiology - ISHRAD », consulté en décembre 2012, <http://www.ishrad.org/home>.
2. R Damadian, « Tumor detection by nuclear magnetic resonance », *Science (New York, N.Y.)* 171, n° 3976 (19 mars 1971): 1151-1153.
3. « Nobelprize.org », consulté en février 2013, http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/2003/press-fr.html.
4. Anil Kumar, Dieter Welti, et Richard R Ernst, « NMR Fourier zeugmatography. 1975 », *Journal of magnetic resonance (San Diego, Calif.: 1997)* 213, n° 2 (décembre 2011): 495-509.
5. R Damadian, M Goldsmith, et L Minkoff, « NMR in cancer: XVI. FONAR image of the live human body », *Physiological chemistry and physics* 9, n° 1 (1977): 97-100, 108.
6. « Home - American College of Radiology », consulté en décembre 2012, <http://www.acr.org/>.
7. « NEMA - National Electrical Manufacturers Association », consulté en décembre 2012, <http://www.nema.org/Pages/default.aspx>.
8. « DICOM Homepage », consulté en décembre 2012, <http://medical.nema.org/>.
9. « CEN », consulté en décembre 2012, <https://www.cen.eu/cen/pages/default.aspx>.
10. « Japan Medical Imaging and Radiological Systems Industries Association -JIRA- », consulté en décembre 2012, <http://www.jira-net.or.jp/e/index.htm>.
11. « WHO | International Classification of Diseases (ICD) », *WHO*, consulté en janvier 2013, <http://www.who.int/classifications/icd/en/>.
12. Ian Horrocks, « Ontologies and the semantic web », *Commun. ACM* 51, n° 12 (décembre 2008): 58-67.
13. Olivier Bodenreider et Robert Stevens, « Bio-ontologies: current trends and future directions », *Briefings in bioinformatics* 7, n° 3 (septembre 2006): 256-274.
14. « RadLex Term Browser », consulté en mai 2013, <http://www.radlex.org/>.
15. « RadLex », consulté en mai 2013, <http://www.rsna.org/RadLex.aspx>.
16. Bruno Kastler et Daniel Vetter, *Comprendre l'IRM: Manuel D'auto-apprentissage* (Elsevier Masson, 2011).
17. Matt A. Bernstein, Kevin F. King, et Xiaohong Joe Zhou, *Handbook of MRI Pulse Sequences* (Elsevier, 2004).
18. Robert A. Pooley, « Fundamental Physics of MR Imaging1 », *Radiographics* 25, n° 4 (7 janvier 2005): 1087-1099.
19. Govind B Chavhan et al., « Steady-state MR imaging sequences: physics, classification, and clinical applications », *Radiographics* n° 4 (août 2008): 1147-1160, doi:10.1148/rg.284075031.
20. « ImageJ », consulté en mai 2013, <http://rsbweb.nih.gov/ij/>.
21. Satoru Morita et al., « Unenhanced MR Angiography: Techniques and Clinical Applications in Patients with Chronic Kidney Disease », *Radiographics* n°2 (janvier 2011): E13-E33.
22. David Clark, Sebastian Hunt, et Pasquale Malacaria, « Quantitative Analysis of the Leakage of Confidential Data », *Electronic Notes in Theoretical Computer Science* 59, n° 3 (novembre 2002): 238-251.

23. « ISO - ISO Standards - ICS 01.040.01: Generalities. Terminology. Standardization. Documentation (Vocabularies) », consulté en janvier 2013, http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_ics/catalogue_ics_browse.htm?ics1=1&ics2=40&ics3=1.
24. N. F. de Keizer, A. Abu-Hanna, et J. H. M. Zwetsloot-Schonk, « Understanding terminological systems I: terminology and typology », *Methods of information in medicine* 39, n° 1 (2000): 16-21.
25. European Committee for Standardization (CEN), « Medical Informatics—Categorial Structure of Systems of Concepts: Model for Representation of Semantics. » (Publication CEN ENV 12264:1997., Brussels, Belgium: CEN 1997).
26. « Auth12a-interop-si-2012.pdf », consulté en août 2013, <http://rmod.lille.inria.fr/archives/papers/Auth12a-interop-si-2012.pdf>.
27. K E Campbell et al., « Representing thoughts, words, and things in the UMLS », *Journal of the American Medical Informatics Association: JAMIA* 5, n° 5 (octobre 1998): 421-431.
28. J Ingenerf et W Giere, « Concept-oriented standardization and statistics-oriented classification: continuing the classification versus nomenclature controversy », *Methods of information in medicine* 37, n° 4-5 (novembre 1998): 527-539.
29. W. Giere, « Medical Information Processing – The BAIK Model. – », in *Open Systems in Medicine*. (Amsterdam (IOS Press), 1995), 24-34.
30. « ICD10Volume2_fr_2008.pdf », consulté en janvier 2013, http://apps.who.int/classifications/icd10/browse/Content/statichtml/ICD10Volume2_fr_2008.pdf
31. « Qu'est-ce que le CdAM », consulté en janvier 2013, <http://www.atih.sante.fr/?id=0000D00001FF>.
32. Simon de Lusignan, « Codes, Classifications, Terminologies and Nomenclatures: Definition, Development and Application in Practice », *Informatics in Primary Care* 13, n° 1 (2005): 65-70.
33. « THE IMPORTANCE OF TERMINOLOGY », consulté en août 2013, <http://www.computing.surrey.ac.uk/ai/pointer/report/section1.html>.
34. Ingenerf et Giere, « Concept-oriented standardization and statistics-oriented classification ».
35. Rossi Mori, « Report 00-05-19 SSS-ICIT/N06 v1.1 ».
36. « Introduction to MeSH - 2013 », Technical Documentation, consulté en janvier 2013, <http://www.nlm.nih.gov/mesh/introduction.html>.
37. ICD10Volume2_fr_2008.pdf. <http://www.who.int>, consulté en janvier 2013.
38. D J Rothwell et al., « Developing a standard data structure for medical language--the SNOMED proposal ». *Proceedings of the Annual Symposium on Computer Application in Medical Care* (1993): 695-699.
39. D. J. Rothwell et al., « Developing a standard data structure for medical language--the SNOMED proposal. », *Proceedings of the Annual Symposium on Computer Application in Medical Care* (1993): 695-699.
40. Betsy L. Humphreys et al., « The Unified Medical Language System », *Journal of the American Medical Informatics Association : JAMIA* 5, n° 1 (1998): 1-11.

41. K. A. Spackman et K. E. Campbell, « Compositional concept representation using SNOMED: towards further convergence of clinical terminologies. », *Proceedings of the AMIA Symposium* (1998): 740-744.
42. P J Brown, M O'Neil, et C Price, « Semantic definition of disorders in version 3 of the Read Codes », *Methods of information in medicine* 37, n° 4-5 (novembre 1998): 415-419.
43. James J. Cimino, « Auditing the Unified Medical Language System with Semantic Methods », *Journal of the American Medical Informatics Association : JAMIA* 5, n° 1 (1998): 41-51.
44. Valérie Bertaud-Gounot, « Proposition d'un modèle constructiviste de base de connaissance fondé sur une ontologie des signes permettant les raisonnements abductif et déductif: la représentation du signe en médecine », Thèse 2007.
45. Lynda Temal, « Ontologie de partage de données et d'outils de traitement dans le domaine de la neuroimagerie », Thèse 2008.
46. Aristote, « *Metaphysics* », s. d.
47. N. Guarino, « Formal ontology, conceptual analysis and knowledge representation », *International Journal of Human Computer Studies* 43, n° 5 (1995): 625-640.
48. J. F. Sowa, *Knowledge representation: logical, philosophical, and computational foundations*, vol. 13 (MIT Press, 2000)
49. J. McCarthy, « Some expert systems need common sense », *Annals of the New York Academy of Sciences* 426, n° 1 (1984): 129-137.
50. T.R. Gruber, « Toward principles for the design of ontologies used for knowledge sharing », in *Formal ontology in conceptual analysis and knowledge representation* (Kluwer Academic Publishers, 1993).
51. N. Guarino, « Understanding, building and using ontologies », *International Journal of Human-Computer Studies* 46, n° 2-3 (1997): 293-310.
52. N. Guarino, *Formal ontology in information systems: proceedings of the first international conference (FOIS'98), June 6-8, Trento, Italy*, vol. 46 (Ios PressInc, 1998)
53. B. Bachimont, « Engagement sémantique et engagement ontologique: conception et réalisation d'ontologies en ingénierie des connaissances », *Ingénierie des connaissances: évolutions récentes et nouveaux défis* (2000): 305-323.
54. « FOIS introduction: Ontology—towards a new synthesis », in *Proceedings of the international conference on Formal Ontology in Information Systems - Volume 2001*, FOIS '01 (New York, NY, USA: ACM, 2001).
55. Giancarlo Guizzardi, « *Ontological Foundations for Structural Conceptual Models* » (2005).
56. R. Studer, V. R. Benjamins, et D. Fensel, « Knowledge engineering: principles and methods », *Data & knowledge engineering* 25, n° 1 (1998): 161-197.
57. A Comparison of Upper Ontologies. Viviana Mascardi, Valentina Cordì, Paolo Rosso. Giancarlo Guizzardi, « *Ontological Foundations for Structural Conceptual Models* » (2005).
58. <http://www.jfsowa.com/ontology/>. consulté en janvier 2013.
59. <http://www.ontologyportal.org/>. consulté en janvier 2013.

60. Niles, I., and Pease, A. 2001. Towards a Standard Upper Ontology. In Proceedings of the 2nd International Conference on Formal Ontology in Information Systems (FOIS-2001), Chris Welty and Barry Smith, eds, Ogunquit, Maine, October 17-19, 2001.
61. <http://www.ifomis.org/bfo>. consulté en janvier 2013.
62. <http://www.loa-cnr.it/DOLCE.html>. consulté en janvier 2013.
63. SNOMED Clinical Terms Guide August 2006 Revision. http://www.ihtsdo.org/fileadmin/user_upload/Docs_01/Technical_Docs/transformations_to_normal_forms consulté en janvier 2013
64. Classifying diseases with respect to anatomy: a study in SNOMED CT. A Burgun, O Bodenreider, F Mouglin. mor.nlm.nih.gov/pubs/pdf/2005-amia-ab.pdf consulté en janvier 2013
65. Using SNOMED CT in HL7 Version 3; Implementation Guide, release 1.4. HL7 V3 Terminology – September 2007.
66. Bodenreider O, Smith B, Kumar A, Burgun A. Investigating subsumption in SNOMED CT: an exploration into large description logic-based biomedical terminologies. *Artif Intell Med.* 2007 Mar; 39(3):183-95. Epub 2007 Jan 22
67. Comparative and Functional Genomics *Comp Funct Genom* 2004; 5: 648–654. Published online in Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com).
68. Gwenaëlle Marquet, Olivier Dameron, Stephan Saikali, Jean Mosser, and Anita Burgun. Grading glioma tumors using OWL-DL and NCI thesaurus. In *Proceedings of the American Medical Informatics Association Conference AMIA'07, 2007*. In Press.
69. Alexa T. McCray An upper-level ontology for the biomedical domain. *Comp Funct Genom* 2003; 4: 80-84.
70. Langlotz CP. RadLex: a new method for indexing online educational materials. *Radiographics* 2006; 26(6):1595-97
71. R. Hazen Automatic extraction of concepts to extend Radlex. *J Digit Imaging.* Feb 2011 ; 24 (1) :165-9
72. « Radlex-Tutorial.ppt », consulté en mai 2013, <http://www.searchradiology.com/RadLex/radlaxtutorial/Radlex-Tutorial.ppt>.
73. « Forschungszentrum Jülich - JEMRIS - MRI Simulations Software », consulté en août 2013, <http://www.jemris.org/>.
74. Tony Stöcker et al., « High-performance Computing MRI Simulations », *Magnetic Resonance in Medicine: Official Journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine* 64, n° 1 (juillet 2010): 186-193.
75. « NeuroLog: un système fédéré pour le partage de données et d'outils de traitement en neuroimagerie - Inria », consulté en août 2013, <http://www.inria.fr/innovation/secteurs-industriels/sante-sciences-de-la-vie-biotechnologie/demos/neurolog>.
76. Gerard E. Boyle et al., « An Interactive Taxonomy of MR Imaging Sequences », *Radiographics*, n° 6 (11 janvier 2006): e24. Online only.

77. Toshiharu Nakai et al., « Ontology for FMRI as a Biomedical Informatics Method », *Magnetic Resonance in Medical Sciences: MRMS: An Official Journal of Japan Society of Magnetic Resonance in Medicine* 7, n° 3 (2008): 141-155.
78. « DICOM Homepage », consulté en décembre 2012, <http://medical.nema.org/>.
79. Bernard Gibaud, « The quest for standards in medical imaging », *European journal of radiology* 78, n° 2 (mai 2011): 190-198.
80. « DICOM standard », consulté en février 2013, <http://medical.nema.org/standard.html>.
81. Lasbleiz J, Bertaud V, Mougín F, Burgun A, Duvauferrier R. Ontologies and information models: comparing the UMLS and the DICOM content mapping resource *Actua informatica medica* Dec 2005 Vol 13 n 4
82. Aronson AR. Effective mapping of biomedical text to the UMLS Metathesaurus: the MetaMap program. *Proc AMIA Symp.* 2001:17-21.
83. Bertaud V, Lasbleiz J, Mougín F, Marin F, Burgun A, Duvauferrier R. A unified representation of findings in clinical radiology using the UMLS and DICOM. *Int J Med Inform.* 2008. Sep;77(9):621-9.
84. Bertaud V, Lasbleiz J, Mougín F, Marin F, Burgun A, Duvauferrier R. Toward a unified representation of findings in clinical radiology. *Stud Health Technol Inform.* 2005; 116: 671-6.
85. M.M. Reeder, B. Felson, *GAMUTS in Radiology Comprehensive lists of roentgen differential diagnosis*, fourth ed., 2003.
86. M. Fernández-López, « Overview of Methodologies for Building Ontologies », Presentation at Congress IJCAI , août 1999, <http://oa.upm.es/5480/> consulté en janvier 2013.
87. Fabien L. Gandon, « Ontology Engineering: a Survey and a Return on Experience » (mars 2002), <http://hal.inria.fr/inria-00072192>.
88. Stevens R, Goble CA, Bechhofer S. Ontology-based representation for bioinformatics. *Brief Bioinform ;* 1 (4) : 398-414
89. Paul E. van der Vet et Nicolaas J. I. Mars, « Bottom-up construction of ontologies », *Knowledge and Data Engineering, IEEE Transactions on* 10, n° 4 (1998): 513-526.
90. Michel Chein et Marie-Laure Mugnier, « Conceptual graphs: Fundamental notions », in *Revue d'intelligence artificielle*, 1992.
91. Franz Baader et al., *The description logic handbook: Theory, implementation and applications* Cambridge university press, 2003,
92. Deborah L. McGuinness, Daniele Nardi, et Peter F. Patel-Schneider, *The description logic handbook: Theory, implementation, and applications*, Cambridge University Press, 2003.
93. D. L. McGuinness, « Harmelen Fv. OWL Web Ontology Language Overview », *W3C Recommendation (February 10, 2004) Available at <http://www.w3.org/TR/owl-features>* (2004).
94. Baader et al., *The description logic handbook*. Cambridge university press, 2010
95. Rector et al., « The GRAIL concept modelling language for medical terminology ». *Artif Intel Med* 1997 Feb ; 9 (2) :139-71
96. Olivier Bodenreider et Robert Stevens, « Bio-ontologies: current trends and future directions », *Briefings in bioinformatics* 7, n° 3 (septembre 2006): 256-274.

97. John H Gennari et al., « The evolution of Protégé: an environment for knowledge-based systems development », *International Journal of Human-Computer Studies* 58, n° 1 (janvier 2003): 89-123, doi:10.1016/S1071-5819(02)00127-1.
98. « The Protégé Ontology Editor and Knowledge Acquisition System », consulté en mars 2013, <http://protege.stanford.edu/>.
99. FMA <http://sig.biostr.washington.edu/projects/fm/index.html> consulté en mars 2013
100. Bart-Jan van Putten, S. R. Wolfe, et M. V. Dignum, « An ontology for traffic flow management » (2008), <http://igitur-archive.library.uu.nl/math/2008-1027-201642/UUindex.html>.
101. « OsiriX.Fr », consulté en mai 2013, <http://osirix.fr/>.
102. J lasbleiz, H Saint-Jalmes, R Duvauferrier, A Burgun. Creating a Magnetic resonance imaging ontology. 2011. *Stud Health Technol Inform* ;169:784-8.
103. John N Morelli et al., « An Image-based Approach to Understanding the Physics of MR Artifacts », *Radiographics*: 31, n° 3 (juin 2011): 849-866.
104. Rob Shearer, Boris Motik, et Ian Horrocks, « Hermit: A highly-efficient OWL reasoner », in *Proceedings of the 5th International Workshop on OWL: Experiences and Directions (OWLED 2008)*, 2008, 26–27
105. Sean Bechhofer, Raphael Volz, et Phillip Lord, « Cooking the Semantic Web with the OWL API », in *The Semantic Web - ISWC 2003*, éd. par Dieter Fensel, Katia Sycara, et John Mylopoulos, Lecture Notes in Computer Science 2870 (Springer Berlin Heidelberg, 2003), 659-675, http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-39718-2_42.
106. B. McBride, « Jena: a semantic Web toolkit », *IEEE Internet Computing* 6, n° 6 (2002): 55-59
107. J Lasbleiz, J Morelli, N Schnel, H Saint-Jalmes. MRI image artifact ontology: A Proposed Method for Improved Recognition and Rectification *Stud Health Technol Inform*. 2012;180:103-7.
108. « ACR Appropriateness Criteria® - American College of Radiology », consulté en avril 2013, <http://www.acr.org/Quality-Safety/Appropriateness-Criteria>.
109. « sfrnet.org », consulté en mai 2013, <http://www.sfrnet.org/>.
110. « COUNCIL DIRECTIVE 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of \ individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to med\ ical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom - 9743_en.pdf », consulté en avril 2013, http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf.
111. « Pellet: OWL 2 Reasoner for Java », consulté en avril 2013, <http://clarkparsia.com/pellet/>.
112. G Chatellier, J Ménard, et P Degoulet, « [Introduction to quantitative semiology] », *La Revue du praticien* 46, n° 3 (1 février 1996): 291-297.
113. Steven McGee, « Simplifying Likelihood Ratios », *Journal of General Internal Medicine* 17, n° 8 (août 2002): 646-649.
114. Severi, P., Fiadeiro, J., & Ekserdjian, D. Guiding the representation of n-ary relations in ontologies through aggregation, generalisation and participation. *Web Semantics: Science, Services and Agents on the World Wide Web*, 9(2), 83-98. (2011). Elsevier B.V.

115. Stevens, R., Ega, M., Wolstencroft, K., Sattler, U., Drummond, N., Horridge, M., & Rector, A. (2006). Using OWL to Model Biological Knowledge. *Science*, 1-23.
116. « EDL - Gestion de l'imagerie médicale et Suivi des dossiers patients », consulté en avril 2013, <http://www.edl.fr/>.
117. « Global Imaging On Line », consulté en avril 2013, <http://www.global-imaging.net/>.
118. « Radiologie by Waid », consulté en avril 2013, http://www.waid.fr/index8250.html?option=com_content&view=article&id=7&Itemid=22.