



HAL
open science

Apport d'un capteur endoluminal pour l'observation de la paroi colorectale par imagerie et spectrométrie de résonance magnétique

J.-M. Verret

► **To cite this version:**

J.-M. Verret. Apport d'un capteur endoluminal pour l'observation de la paroi colorectale par imagerie et spectrométrie de résonance magnétique. Imagerie. Université Claude Bernard Lyon 1, 2014. Français. NNT: . tel-02070769

HAL Id: tel-02070769

<https://hal.science/tel-02070769>

Submitted on 18 Mar 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Apport d'un capteur endoluminal pour l'observation de la
paroi colorectale par imagerie et spectrométrie de résonance
magnétique

--

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

ECOLE DOCTORALE INTER-DISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE

--

pour l'obtention du

DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

--

Spécialité: Ingénierie biologique et médicale, Biotechnologie

--

soutenue publiquement le 8 décembre 2014

M. Jean-Marie Verret

--

La composition du Jury est la suivante:

Rapporteurs:	M. Alexis Amadon M. Fraser Robb M. Jean-Michel Serfaty	<i>Ingénieur Chercheur CEA Manager GE Healthcare PU-PH</i>
Examineurs:	Mme Hélène Ratiney M. Norbert Noury	<i>Chargé de Recherche CNRS PU</i>
Directeurs de thèse:	Mme Cécile Rabrait M. Olivier BEUF M. Frank PILLEUL	<i>Ingénieur Chercheur CEA Directeur de recherche CNRS PU-PH</i>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

Vice-président du Conseil d'Administration
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire
Vice-président du Conseil Scientifique
Directeur Général des Services

M. François-Noël GILLY

M. le Professeur Hamda BEN HADID
M. le Professeur Philippe LALLE
M. le Professeur Germain GILLET
M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard
Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation
Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies
Département Biologie
Département Chimie Biochimie
Département GEP
Département Informatique
Département Mathématiques
Département Mécanique
Département Physique
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon
Polytech Lyon
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education
Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. F. DE MARCHI
Directeur : M. le Professeur F. FLEURY
Directeur : Mme Caroline FELIX
Directeur : M. Hassan HAMMOURI
Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Directeur : M. Georges TOMANOV
Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Directeur : M. Jean-Claude PLENET
Directeur : M. Y.VANPOULLE
Directeur : M. B. GUIDERDONI
Directeur : M. P. FOURNIER
Directeur : M. G. PIGNAULT
Directeur : M. C. VITON
Directeur : M. A. MOUGNIOTTE
Directeur : M. N. LEBOISNE

REMERCIEMENTS

Je remercie l'équipe 5 du laboratoire CREATIS et GE Healthcare qui m'ont donné les moyens matériels et humains pour mener à bien ce projet de thèse. Je remercie en particulier mes encadrants, notamment Cécile Rabrait et Olivier Beuf pour leurs critiques constructives.

Je tiens aussi à remercier l'équipe de General Electric Healthcare de Milwaukee avec qui la collaboration a été fructueuse et en particulier Fraser Robb pour sa disponibilité et son aide constante.

Je remercie aussi ma famille, les autres doctorants et enfin Noélie qui m'ont soutenu et aidé.

RESUME

Les pathologies du côlon représentent un enjeu de santé important, en effet l'incidence du cancer colorectal en France le classe au deuxième rang des cancers les plus fréquents et sa mortalité au deuxième rang des cancers les plus mortels. Lors du bilan d'extension du cancer colorectal (CCR), l'IRM est désormais une modalité de choix pour les stades avancés du cancer colorectal. Cependant, malgré des avancées significatives, les capteurs externes multicanaux employés n'autorisent pas encore une résolution spatiale suffisante pour l'observation de la paroi colorectale. Dans cette optique, l'emploi d'un capteur endoluminal pour l'observation par IRM des premiers stades du CCR présente un intérêt. Ainsi, l'objectif de ces travaux de thèse est de proposer et de développer un capteur endoluminal rigide, adapté à l'observation de la partie terminale du tube digestif (rectum et éventuellement sigmoïde).

Dans un premier temps, la géométrie de ce capteur endoluminal a été optimisée pour minimiser les non uniformités en sensibilité radiale. Ainsi, il a été montré que deux boucles de courant formant entre elles un angle compris entre 50° et 70° permettent une uniformité en sensibilité radiale optimale, ce qui peut potentiellement permettre une augmentation de la spécificité et de la sensibilité de l'examen IRM pratiqué avec un capteur endoluminal.

De plus, la sécurité du capteur endoluminal vis-à-vis de l'échauffement radio fréquence (RF) a été étudié et, comme le montre la littérature, l'ajout de trappes RF permet de diminuer l'échauffement RF sous les limites telles qu'elles sont fixées par la norme IEC-60601 (c'est-à-dire 1°C d'élévation de température induit par la présence du capteur et du câble de réception). Des trappes RF de références, puis des trappes RF miniaturisées, adaptées à l'insertion du dispositif par voie rectale, ont ainsi été développées puis validées sur banc de test et sur l'imageur Discovery MR 750 3T (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, US). Les conditions de l'expérience visaient à maximiser cet échauffement RF par un choix judicieux de la longueur du câble de réception, du chemin de ce câble de réception et de la séquence d'acquisition.

Puis, la conception de ce capteur endoluminal a été optimisée pour permettre l'acquisition d'images de diffusion par IRM et de spectres de résonance magnétique, techniques qui présentent une sensibilité particulière aux inhomogénéités de champ magnétique B₀ et donc à l'effet de susceptibilité magnétique induit par l'interface entre le capteur endoluminal et les tissus de la paroi colorectale. Ainsi, un capteur endoluminal utilisant un matériau de compensation de susceptibilité comme support a été développé et comparé à un capteur endoluminal de référence pour l'acquisition de spectres de résonance magnétique.

Introduction

Dans un dernier temps, le capteur a été modifié, pour pouvoir acquérir des spectres de résonance magnétique du proton mais également des spectres de résonance magnétique du phosphore, tout en conservant sa géométrie. Ce dernier développement a été validé par des mesures sur banc de test et ouvre la voie pour des expériences ultérieures sur fantômes et, à long terme, *in vivo*.

ABSTRACT

The colorectal pathologies a major public health problem, indeed it is the second most lethal cancer and its incidence is second amongst all cancers. To performer the initial assessment of the colorectal cancer (CRC), Magnetic Resonance Imaging (MRI) is, at this moment in time, the gold standard for the assessment of the latest stages of CRC. However, despite significant progress, external phased array coils do not allow a sufficient spatial resolution for the observation of the colorectal wall. In this prospect, the use of an endoluminal coil for the MRI observation of the earliest stages of the CRC seems to present an interest. Thus, in the framework of this PhD, the aim was to propose and develop a rigid endoluminal coil suited for the observation of the terminal part of the digestive tract (rectum and sigmoid).

First, the geometry of the endoluminal coil was optimized to minimize the non-uniformities in radial sensitivity. Thus, it was show that two current loops forming angulated with a 50° to 70° allow for optimal radial sensitivity uniformity. This could potentially allow for an increase in specificity and sensitivity of an endoluminal MR (Magnetic Resonance) exam.

Furthermore, the safety of the endoluminal coil with respect to the radiofrequency (RF) heating was assessed. And, as demonstrated in the literature, the addition of RF traps allows for a reduction of the RF heating under the limits as determined by the IEC-60601 norm (below 1°C heating induced by the coil and reception cable presence). Reference RF traps and miniaturized RF traps, suited for the insertion through the rectum of the patient, were designed, built and assessed both on the benchmark and on the MR scanner DV MR 750 3T (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, US). The experiments were designed to maximize RF heating by an adequate choice of cable length, reception cable path, and acquisition sequence.

Then, the design of the endoluminal coil was optimized to allow the acquisition of diffusion MRI images and magnetic resonance spectra, techniques which are particularly sensitive to the magnetic field (B₀) inhomogeneities. Thus, the susceptibility effect occurring at the interface between the endoluminal coil and surrounding tissues of the rectal wall will deter significantly the performances of

Introduction

these techniques. A susceptibility-matched endoluminal coil was thus developed, using Ultem™ as a support for the coil, and was compared to a reference endoluminal coil for the acquisition of magnetic resonance spectra.

Finally, the coil was modified in order to acquire both hydrogen magnetic resonance spectra and phosphorus magnetic resonance spectra, while keeping the same geometry. This last development was assessed on the bench and opens the way towards further experiments on phantom and, eventually, in vivo experiments.

TABLE DES MATIERES

Remerciements.....	3
Résumé.....	4
ABSTRACT	5
Introduction.....	17
I. Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles.....	21
1. Rappels anatomophysiologiques	21
1.1. Anatomie colorectale.....	21
1.2. Histologie du colon et du rectum.....	30
1.3. Physiopathologie du cancer	32
2. Pathologies colorectales étudiées	33
2.1. Cancer colorectal	33
2.2. Les maladies inflammatoires chroniques de l'intestin (MICI)	49
2.3. Incontinence anale.....	54
3. Le Rôle de l'imagerie dans la prise en charge des pathologies colorectales etudiees	57
3.1. Imagerie anatomique du cancer colorectal	57
3.2. Imagerie métabolique du cancer colorectal	61
3.3. Imagerie fonctionnelle du cancer colorectal	63
4. Conclusion et objectif du travail de these.....	65
II. Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive	68
1. La Formation d'une image de résonance magnétique	70
1.1. Principes physiques : Résonance magnétique et signal de relaxation	70
1.2. L'encodage spatial de l'image IRM.....	76
1.3. Critères de qualité d'une image de Résonance magnétique (RM).....	83
1.4. L'IRM pondérée en diffusion.....	84

Introduction

2.	Spectrométrie par Résonance Magnétique (SRM)	88
2.1.	Le déplacement chimique.....	88
2.2.	Les couplages Spin-Spin	91
2.3.	Les difficultés inhérentes à la SRM	95
2.4.	Les séquences de base en SRM.....	96
2.5.	Critères de qualité d'un spectre.....	97
2.6.	Le Post traitement du signal de SRM	99
3.	La propagation physique du signal de résonance	103
3.1.	Modélisation de la ligne de propagation	105
3.2.	Réflexion le long de la ligne de propagation	107
4.	Le capteur de réception.....	108
4.1.	Recevoir le signal et le transmettre au câble de réception : accord et adaptation.....	108
4.2.	Le découplage du capteur de réception pendant l'émission	111
5.	Développement expérimental : conception et évaluation d'un capteur de réception endoluminal.....	113
5.1.	Le cahier des charges.....	113
5.2.	Méthodologie	114
5.3.	Conception du capteur endoluminal	116
5.4.	Evaluation du capteur sur banc de test	122
5.5.	Evaluation du capteur sur l'imageur clinique à 3T.....	125
III.	L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale	132
IV.	L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM	158
1.	Compensation de l'effet de susceptibilité magnétique	159
1.1.	Classification	160
1.2.	Compatibilité des matériaux avec l'IRM	160
1.3.	Simulation de l'effet de variation de susceptibilité sur le champ magnétique \vec{B}_0	162

Introduction

2.	Développement et caractérisation de dispositifs destinés à limiter l'échauffement Radio Fréquence (RF) : les trappes RF	165
2.1.	Le phénomène physique d'échauffement RF	165
2.2.	L'état de l'art des dispositifs de trappes RF	167
2.3.	Développement de trappes RF	169
2.4.	Caractérisation des trappes RF sur banc de test.....	171
2.5.	Mesure de température sur fantômes	173
2.6.	Estimation du DAS local à partir des mesures de température	177
3.	Article.....	179
V.	L'apport d'un capteur endoluminal pour l'Acquisition d'IRM pondérées en diffusion et Pour la SRM du phosphore	205
1.	Etude de faisabilité de mesure de CDA avec un capteur endoluminal b1 inhomogène	205
1.1.	Réalisation d'un fantôme de diffusion	205
1.2.	Protocole expérimental	206
1.3.	Résultats	208
1.4.	Discussion et conclusion	209
2.	Développement et caractérisation d'un capteur double résonance proton phosphore	210
2.1.	Résonance du proton et résonance du phosphore.....	211
2.2.	Etat de l'art des capteurs à résonance multiple.....	211
2.3.	Capteur multipôle double résonance Proton (^1H) / Phosphore (^{31}P)	213
2.4.	Validation sur banc de test	222
VI.	Conclusion générale et Perspectives	225
	Références	229
VII.	Annexes	239
1.	Métabolisme énergétique du corps humain.....	239
2.	Conception et assemblage d'un connecteur pour imageur GE	241
2.1.	Configuration matérielle du connecteur.....	242
2.2.	Configuration logicielle du connecteur	246

3. Communications et CV 248

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure I-1 : Limites anatomiques des 4 grandes régions du tronc[3]	22
Figure I-2 : Schéma montrant les muscles du plancher inférieur de la cavité abdomino-pelvienne	23
Figure I-3 : Schéma montrant la direction des fibres des Muscles de la paroi abdominale. GO : grand oblique, PO : petit oblique, T : transverse et GD : grand droit [2].....	23
Figure I-4 : Vue antérieure de la cavité péritonéale[3]	24
Figure I-5 : les tuniques du côlon et le mésocolon[4]	25
Figure I-6 : Organisation de la partie basse du tractus gastro intestinal[5]	26
Figure I-7 : Vascularisation du côlon[3].....	27
Figure I-8 : Schéma anatomique du rectum.....	28
Figure I-9 : Coupe sagittale du petit bassin chez la femme.....	29
Figure I-10 : Coupe sagittale du petit bassin chez l'homme	29
Figure I-11 : Coupe coronale du rectum [3].....	30
Figure I-12 : Structure de la paroi digestive au niveau du Colon et du rectum [5]	31
Figure I-13 : Coupe histologique de la paroi digestive du côlon, 1:Muqueuse, 2 : Sous-muqueuse[7] .	32
Figure I-14 : Polypes observés en coloscopie a) polype pédiculé bénin ou malin B) polype sessile bénin ou malin c) adénocarcinome du côlon : tumeur bourgeonnante, friable [9][10].	34
Figure I-15 : Dépistage du cancer colorectal par coloscopie.....	37
Figure I-16 A gauche l'endomicroscope confocal commercialisé par Pentax et à droite le système Mauna Kea avec différentes sondes.	38
Figure I-17: La classification TNM du cancer colorectal 7ème édition[16]	40
Figure I-18 Les stades du cancer colorectal	41
Figure I-19 : a) Hémi-colectomie droite B) Hémi-colectomie gauche c) Sigmoidectomie	43
Figure I-20: Colostomie.....	44
Figure I-21 : Classification chirurgicale des cancers du bas rectum. Les Fleches representes les plans de coupe de chirurgie[17][17]	44
Figure I-23 Anatomie du colon avec l'emplacement des sphincters du canal anal assurant la continence	55
Figure I-24 : Appareil Spinctérien de l'anus	56
Figure I-25 : Chaines métaboliques permettant la production d'énergie par glycolyse dans le cas de cellules normales et de cellules cancéreuses[38]	62
Figure I-26 : Schéma représentant les échanges entre plasma sanguin et liquide interstitiel	64
Figure II-1 : Le spin d'un proton génère un champ magnétique appelé moment magnétique	71
Figure II-2 : Spin parallèle (gauche) et spin anti-parallèle(droite) soumis à un champ magnétique	71

Introduction

Figure II-3 : L'aimantation M_0 formée par un ensemble de spins sous l'action d'un champ magnétique extérieur B_0	73
Figure II-4 : Schéma montrant le mouvement de nutation de l'aimantation (gauche) et de rotation de l'aimantation transversale dans le plan (x,y) (droite).....	74
Figure II-5 : Evolution de l'aimantation longitudinale (gauche) et transversale (droite).....	75
Figure II-6 : Dessin représentant une sélection de coupe avec une excitation sélective[62].....	76
Figure II-7: Encodage spatial des deux directions du plan de coupe avec un gradient d'encodage de phase (G_x) et un gradient d'encodage en fréquence (G_y)	77
Figure II-8 : Schéma représentant l'évolution de l'aimantation transversale avant, après et pendant l'application d'un gradient d'encodage de phase	79
Figure II-9 : Chronogramme d'une séquence d'écho de gradient	81
Figure II-10 : Chronogramme d'une séquence d'écho de spin	82
Figure II-11 : Séquence de diffusion par IRM, placement des gradients d'encodage de la diffusion et définition de B, la pondération en diffusion d'après [63]	85
Figure II-12 : Chronogramme d'une séquence IRM de diffusion	86
Figure II-13 : Chronogramme des gradients d'encodage de phase (ici G_{cp}) et des gradients d'encodage de fréquence (ici GCF) pour trois types de séquences EPI.....	88
Figure II-14: A) Spectre de résonance magnétique acquis dans une muqueuse bénigne b) Echantillon sain correspondant à la zone observée par SRM c) Spectre de résonance magnétique acquis dans une muqueuse bénigne D) Echantillon pathologique contenant 20% de cellules malignes et correspondant à la zone observée par SRM.....	91
Figure II-15 : Schéma explicatif de l'impact des couplages spin-Spin sur le spectre de déplacement chimique dans le cas de deux noyaux voisins a et B	93
Figure II-16 : Schéma explicatif de l'impact des couplages spin-Spin sur le spectre de déplacement chimique dans le cas de trois noyaux voisins a, B et B.....	94
Figure II-17 : Tableau des coefficients des amplitudes des pics d'un multiplet	95
Figure II-18 : Chronogramme d'une Séquence de spectrométrie localisée STEAM.....	96
Figure II-19 : Chronogramme d'une Séquence de spectrométrie localisée PRESS	97
Figure II-20 : Définition du RSB (en anglais SNR) dans le domaine temporel (partie gauche) et dans le domaine fréquentiel (partie droite).....	98
Figure II-21 : Mesure de la largeur de raie à mi-hauteur	99
Figure II-22 : Apparence des spectres de partie réelle et imaginaire pour différentes phases d'ordre 0 d'après [78].....	102
Figure II-23 : Schéma représentant le capteur endoluminal le câble de réception le connecteur et l'IRM	104

Introduction

Figure II-24 : Représentation d'une ligne de propagation avec l la longueur, Z_c impédance caractéristique et f la fréquence.....	104
Figure II-25 : Structure d'un câble coaxial depuis l'intérieur vers l'extérieur on a l'âme, le diélectrique (isolant), la masse et la gaine externe.....	105
Figure II-26 : Modèle RLCG d'un segment de ligne de Propagation.....	107
Figure II-27: Schéma d'accord et d'adaptation série.....	109
Figure II-28: Schéma d'accord et d'adaptation Parallèle.....	110
Figure II-29 : Schéma d'accord et d'adaptation par couplage inductif	111
Figure II-30 : Schéma électrique équivalent du capteur de réception et de la diode PIN D1 utilisée pour le découplage actif du capteur de réception.	112
Figure II-31 : Schéma représentant la diode pin DH 80106 TEMEX avec A entre 3.5 et 3.8 mm, b entre 4.7 et 5.2 mm et enfin C entre 0.2 et 0.38 mm	113
Figure II-32 : Détermination itérative des caractéristiques du capteur de réception telles qu'elles sont fixées par sa géométrie.....	117
Figure II-33 : Schéma simplifié de simulation d'un capteur endoluminal à l'aide de QUCS.....	118
Figure II-34 : Coefficient de réflexion du capteur endoluminal en simulation (gauche) diagramme de smith de l'impédance du capteur endoluminal (droite)	119
Figure II-35 : Schéma de simulation du capteur endoluminal. Les imperfections des capacités et la présence d'un câble de réception sont prises en compte	121
Figure II-36 : Simulation permettant de voir la structure géométrique du capteur de résonance utilisé	122
Figure II-37 : Photographie du capteur endoluminal réalisé.....	122
Figure II-38 : Impact d'une inductance parallèle sur le diagramme de smith des admittances (a) Impact d'une inductance série sur le diagramme de smith des impédances (b) impact d'une capacité en parallèle sur le diagramme de smith des admittances (c) et l'impact d'une capacité en série sur le diagramme de smith des impédances (d).....	124
Figure II-39 : Fantôme contenant une solution d'eau dopée avec du gadolinium afin de raccourcir le temps de relaxation T1 ($T_1 \approx 419$ ms)	126
Figure II-40 : Sélection des régions d'intérêt pour la mesure du signal et du bruit pour les deux capteurs de réception comparés : capteur endoluminal et capteur torse 32 canaux	128
Figure II-41: Profils de RSB acquis selon la direction verticale et comparant les RSB du capteur endoluminal à 1,5T à 3T et du capteur externe 32 canaux de référence	129
Figure II-42 : Méthode de calcul du rapport d'uniformité V, ici $V_{32767} = 89/96 = 0,93$	130
Figure II-43 : Carte des isocontours acquis avec la séquence (Tableau II-4).....	131

Introduction

Figure IV-1: Cartographie du champ magnétique B0 en présence de deux cylindres concentriques. Le cylindre extérieur possède la susceptibilité magnétique de l'eau et simule le corps humain du point de vue de la susceptibilité. Le cylindre intérieur simule le matériau de compensation de susceptibilité (air, ultem, PFC, sulfate de Baryum)	164
Figure IV-2: Profil de coupe comparatif des variations de champ magnétique induites par l'effet de susceptibilité pour différents matériaux.....	165
Figure IV-3 : Artéfact provenant de courants parasites générés par le champ électrique.....	166
Figure IV-4 : Trappe RF basée sur l'emploi d'un câble triaxial, conception dite bazooka	167
Figure IV-5 : Trappe RF, conception lattice	168
Figure IV-6: Trappe RF basée sur l'emploi d'un solénoïde formé par le câble coaxial	168
Figure IV-7 : Schéma d'une inductance à air.....	169
Figure IV-8 : f le coefficient de nagaoka d'après [114].....	170
Figure IV-9 : Trappe RF basée sur l'emploi d'une inductance à air réalisée par le bobinage d'un câble coaxial et d'une capacité variable.....	170
Figure IV-10 : Trappes RF de référence a) et miniaturisées b).....	171
Figure IV-11 : Dispositif de test d'une trappe RF sur un analyseur de réseau.....	172
Figure IV-12 : Pour un câble de 40cm sans trappe RF l'atténuation S21 est de ~ -60 dB	172
Figure IV-13 : Pour un câble de 40cm avec 1 trappe RF l'atténuation S21 est de -78 dB	172
Figure IV-14 : Pour un câble de 1m avec 5 trappes RF l'atténuation S21 est de -77 dB	173
Figure IV-15 : Distribution du courant dans un câble de réception de longueur λ	174
Figure IV-16.....	174
Figure IV-17 : Capteur endoluminal (gauche) et fantôme cylindrique contenant un gel d'agarose à 1,5%	175
Figure IV-18 : Schéma du dispositif de mesure de température avec le Tempsens et les 4 fibres optiques destinées à la mesure de température. La température est mesurée en extrémité de fibre au niveau des points rouges	175
Figure IV-19 : Ajustements de position réalisés durant l'acquisition pour trouver les points les plus chauds.....	176
Figure V-1 : Configuration expérimentale pour l'acquisition d'images de diffusion d'alcane avec a) le capteur endoluminal b) l'antenne de réception 8 canaux.....	207
Figure V-2 : Superposition d'une image pondérée en diffusion (B=0) acquise avec le capteur endoluminal sur une solution de pentadécane et, sur la région d'intérêt sélectionnée, d'une carte de cda (rectangle bleu)	208

Introduction

Figure V-3 : Superposition d'une Image pondérée en diffusion ($B=0$) acquise avec le capteur endoluminal sur une Solution de pentadécane et, Sur la région d'intérêt sélectionnée, d'une carte de cda (rectangle au centre de l'image)	209
Figure V-4 : Superposition d'une Image pondérée en diffusion ($B= 0$) acquise avec le capteur endoluminal sur une Solution de pentadécane et, Sur la région d'intérêt sélectionnée, d'une carte de cda (rectangle jaune)	209
Figure V-5 : Schéma électronique d'un capteur simple résonance (gauche) et double résonance (droite) en bleu les composants participant à l'accord.....	213
Figure V-6 : Schéma des circuits d'adaptation d'impédance a) par ajout d'une résistance parallèle b) par ajout d'une capacité parallèle c) par ajout d'une capacité parallèle associée à une inductance en série (adaptation d'impédance par circuit LC).....	215
Figure V-7 : Adaptation d'impédance par circuit LC High Low a) et par circuit LC Low High b)	216
Figure V-8 : Construction d'un filtre en T à partir de deux filtres LC.....	217
Figure V-9 : Construction d'un filtre en Π a partir de deux filtres LC.....	217
Figure V-10 : Formules permettant de calculer les impédances dans le cas de filtre T (gauche) et de filtres PI (droite)[127]	218
Figure V-11 : Simulation d'un circuit double résonance avec adaptation d'impédance par filtre en Π	219
Figure V-12 : Atténuation du coefficient de réflexion s_{11} en DB (gauche) et diagramme de Smith (droite) du circuit du capteur double résonance présente en Figure V-11.....	220
Figure V-13 : Simulation d'un circuit double résonance avec adaptation d'impédance par filtre en T.	220
Figure V-14 : Atténuation du coefficient de réflexion s_{11} en DB (gauche) et diagramme de Smith (droite) du circuit du capteur double résonance présente en Figure V-13.....	221
Figure V-15 : Simulation d'un circuit double résonance avec adaptation d'impédance par filtre LC Low High.....	221
Figure V-16 : Atténuation du coefficient de réflexion s_{11} en DB (gauche) et diagramme de Smith (droite) du circuit du capteur double résonance présente en Figure V-15.....	222
Figure V-17 : Prototype de capteur endoluminal à double résonance proton et Phosphore	222
Figure V-18 : Facteur de qualité du capteur double résonance proton / phosphore, facteur de qualité à 51,72 MHz fréquence de résonance du phosphore a 3T	223
Figure V-19/ Facteur de qualité du capteur double résonance proton / phosphore, facteur de qualité à 127,72 MHz fréquence de résonance du proton a 3T	224
Figure VII-1 : Le diagramme de glycolyse d'après la physiologie humaine de Vander[37]	239
Figure VII-2 : Le diagramme du cycle de krebs d'après la physiologie humaine de Vander[38]	240

Introduction

Figure VII-3 : La chaîne de transport des électrons dans la mitochondrie est le lieu de la phosphorylation oxydative dans les cellules eucaryotes[130].	241
Figure VII-4 : Connecteur GPFlex initial disposant d'un unique canal de réception permettant la connexion d'un capteur endoluminal de réception.	241
Figure VII-5 : Connecteur proton/Carbone initial	242
Figure VII-6: Structure d'un connecteur GEneral Electric Healthcare sur POrt A.	243
Figure VII-7: Arrangement des pins du port a (NB : les colonnes sont ordonnées par rapport à la vue côté système)	243
Figure VII-8 : Photographie montrant l'ajout d'une deuxième chaine de réception avec population de pins supplémentaires sur le connecteur et ajout d'une chaine de preamplification.	245

INTRODUCTION

Le cancer colorectal représente un enjeu de santé important : en France, comme dans beaucoup de pays, ce cancer se classe parmi les plus fréquents et les plus mortels. La prise en charge de ce cancer se décompose en plusieurs étapes : le dépistage, la caractérisation et le traitement avec un suivi de l'extension du cancer colorectal afin d'estimer l'efficacité du traitement.

Le dépistage est effectué par une recherche de sang occulte dans les selles. En cas de suspicion, une coloscopie est alors prescrite. Cette coloscopie permet alors la détection du cancer colorectal : une sonde est introduite dans le patient et permet l'obtention d'images et de pratiquer des prélèvements biopsiques. C'est l'analyse histologique de ces prélèvements biopsiques qui permet d'établir le diagnostic de cancer colorectal. Un bilan d'extension initial est alors réalisé, bilan qui permet d'attribuer à la tumeur un stade selon la classification TNM (Tumor Node Metastasis). Ce bilan d'extension initial permet premièrement de déterminer la gravité et l'extension locale ou régionale de la tumeur et deuxièmement de décider de la stratégie thérapeutique à adopter. À ce point de la prise en charge du patient il est alors essentiel de disposer d'images de la tumeur, différents examens d'imagerie sont alors possibles : IRM, échographie endoscopique ultrasonore, scanner à rayons X.

Ces dernières années deux techniques tendent à s'imposer comme les techniques de références : l'IRM pour les tumeurs de stade avancé et l'échographie endoscopique ultrasonore pour les tumeurs des stades précoces.

La sensibilité et la spécificité de l'examen IRM ont connu des progrès significatifs grâce à la généralisation des capteurs externes multicanaux. Pourtant, il n'est pas possible d'augmenter le nombre de canaux au-delà d'un certain seuil sans affecter la profondeur d'observation permise par ces capteurs externes. À l'inverse, des travaux précédents ont montré l'apport des capteurs internes pour l'observation de la paroi colorectale en s'appuyant sur des images haute résolution.

Tous ces points fondent l'intérêt des travaux de thèse que j'ai menés, visant à développer un capteur endoluminal à l'invasivité minimale et pouvant être associé avec un capteur externe multicanaux. Ceci peut potentiellement permettre de faire de l'IRM l'examen d'imagerie de référence, quel que soit le stade du cancer colorectal. Par ailleurs, d'autres techniques, en dehors de l'imagerie peuvent permettre une approche novatrice : la SRM et l'IRM de diffusion. À notre connaissance, l'acquisition de spectres de résonance magnétique et d'images de diffusion *in vivo* dans la paroi colorectale constituerait une approche encore inexplorée. À plus long terme, ces travaux peuvent permettre d'ouvrir la voie pour un examen haute résolution spatiale employant plusieurs techniques

Introduction

différentes et permettant d'améliorer la sensibilité et la spécificité de l'IRM pour l'observation du cancer colorectal.

Ce travail décrit essentiellement le développement instrumental réalisé dans le but de coupler plusieurs techniques d'acquisitions (IRM, SRM et IRM de diffusion) en vue du diagnostic du cancer colorectal. Le manuscrit est constitué de trois grandes parties :

- La première partie décrit succinctement l'anatomie colique ainsi que les pathologies colorectales étudiées. Nous aborderons ensuite le cancer colorectal et la problématique actuelle liée à son diagnostic précoce. En partant de ce constat, nous détaillons les différentes techniques développées ou testées actuellement pour répondre à cette problématique.
- La deuxième partie présente les bases nécessaires de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et de la spectroscopie par résonance magnétique (SRM), bases sur lesquelles nous nous sommes appuyés pour réaliser ce travail. Nous présentons également les principes et techniques permettant la réalisation d'un capteur de réception du signal de résonance magnétique. Cette première partie se termine par une première validation des performances du capteur endoluminal, par une étude sur fantôme menée sur l'imageur Discovery MR 750 3T (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA).
- La troisième partie présente une étude validant l'architecture spécifique du capteur endoluminal, une architecture dite à double boucle. Cette étude valide en simulation, et par des expériences sur fantômes et *in vivo** l'intérêt d'une telle architecture pour l'optimisation de l'uniformité en sensibilité d'un capteur endoluminal (* ces résultats ayant été obtenus par des travaux antérieurs à la thèse).
- La quatrième partie du manuscrit traite d'une étude présentant une évolution dans la conception du capteur endoluminal. Le capteur endoluminal emploie un matériau de compensation de susceptibilité magnétique (l'UltemTM), utile à l'acquisition de spectres de résonance magnétique. Nous présenterons donc la notion de susceptibilité magnétique et les résultats de simulation réalisées pour sélectionner le matériau de compensation de susceptibilité le plus adéquat. Puis, nous traiterons du développement instrumental de trappes RF et de trappes RF miniatures, avant de terminer en présentant la routine développée pour estimer le DAS (Débit d'Absorption Spécifique) à partir des mesures de température. Tout ceci permettra ainsi de présenter une étude validant les performances et la sécurité d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique intégrant des trappes RF dans le câble de réception le reliant à l'imageur.

Introduction

- Enfin, dans la dernière et cinquième partie, nous présenterons une étude permettant de valider la faisabilité d'acquisitions d'images de diffusion par un capteur endoluminal. Et ce chapitre se terminera par un développement expérimental et sa validation sur banc de test d'un capteur endoluminal de réception à double résonance proton/phosphore s'appuyant sur les développements précédents réalisés : à savoir la même géométrie double boucle et l'emploi de l'UltemTM matériau de compensation de susceptibilité magnétique.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

I. LE ROLE DE L'IRM DANS LA PRISE EN CHARGE DE PATHOLOGIES COLORECTALES HANDICAPANTES ET/ OU MORTELLES

1. RAPPELS ANATOMOPHYSIOLOGIQUES

1.1. ANATOMIE COLORECTALE

Le colon et le rectum désignent la partie terminale du tube digestif et se trouvent dans la cavité abdomino-pelvienne. Nous présenterons brièvement cette cavité et son organisation avant d'aborder l'anatomie du côlon et du rectum [2].

i. Parois de la cavité abdomino-pelvienne

La cavité abdomino-pelvienne a grossièrement la forme d'un cylindre écrasé dans la direction antéro-postérieure. Ce cylindre est délimité en haut par les côtes et le diaphragme, en bas par le bassin et le périnée, en arrière par la colonne et le sacrum, en avant par la ceinture abdominale.

En haut de cette cavité le diaphragme forme une cloison concave vers le bas. En bas, le plancher de la cavité est le périnée. L'espace compris dans l'entonnoir des os du bassin est appelé la cavité pelvienne ou petit bassin (Figure I-2).

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

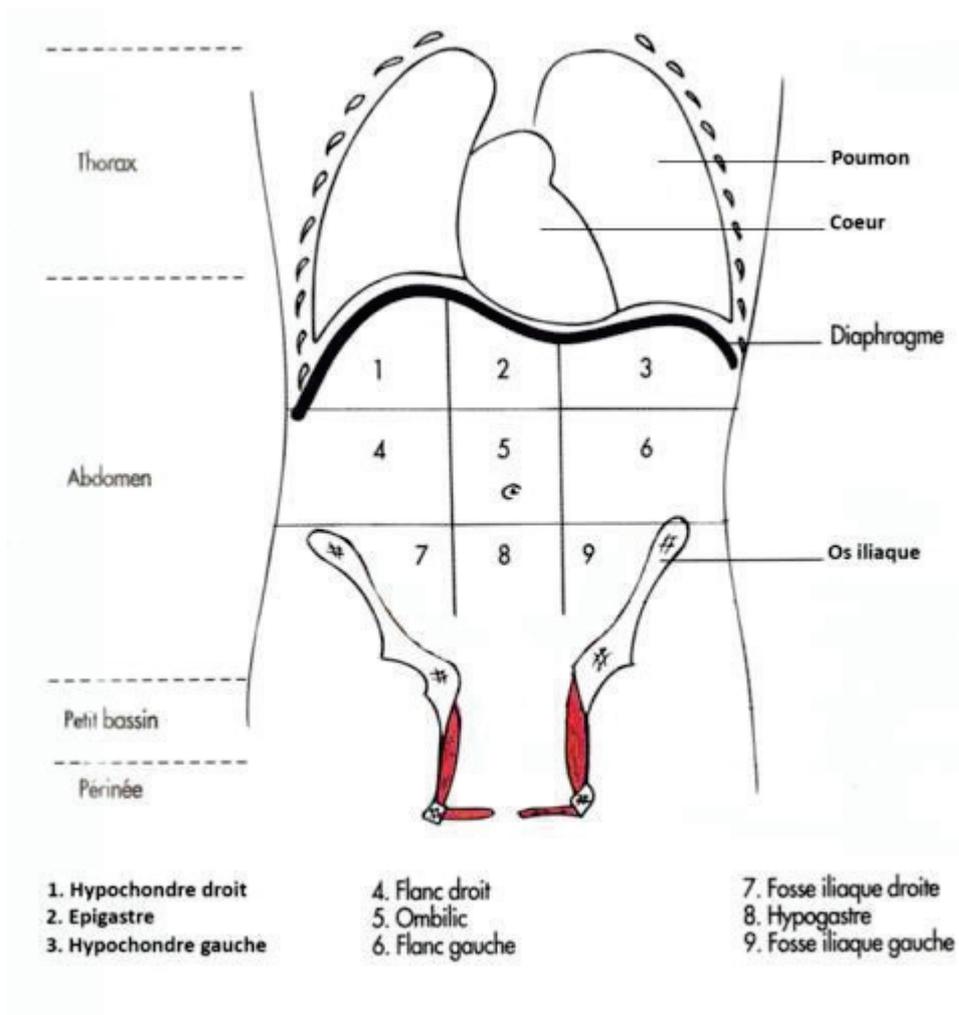
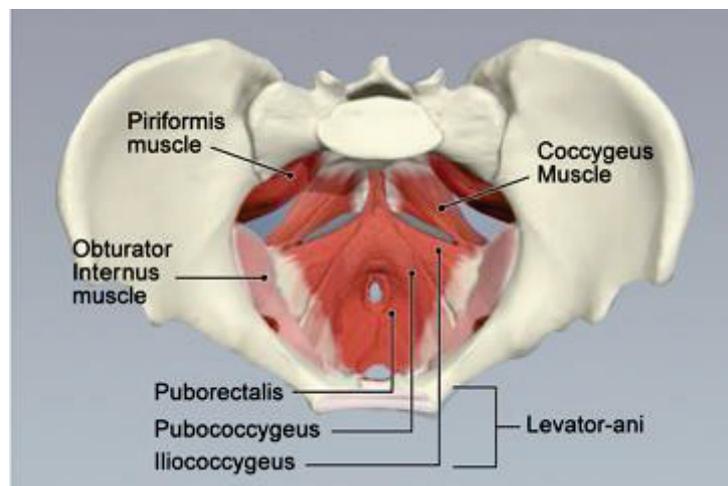


FIGURE I-1 : LIMITES ANATOMIQUES DES 4 GRANDES REGIONS DU TRONC[3]



Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

FIGURE I-2 : SCHEMA MONTRANT LES MUSCLES DU PLANCHER INFERIEUR DE LA CAVITE ABDOMINO-PELVIENNE

Les muscles de la ceinture abdominale s'ordonnent ainsi depuis la surface de la paroi abdominale : grand oblique (GO), petit oblique (PO) et transverse (T). Le muscle grand droit se trouve en avant de la cavité et est tendu entre le rebord costal inférieur et le pubis (Figure I-3)

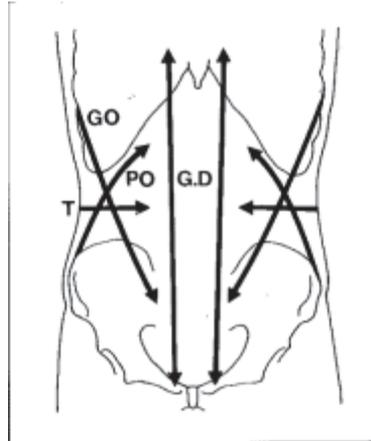


FIGURE I-3 : SCHEMA MONTRANT LA DIRECTION DES FIBRES DES MUSCLES DE LA PAROI ABDOMINALE. GO : GRAND OBLIQUE, PO : PETIT OBLIQUE, T : TRANSVERSE ET GD : GRAND DROIT [2]

Ensuite, l'intérieur de la cavité abdomino-pelvienne est tapissée par une séreuse, le péritoine. Comme toute séreuse, le péritoine comprend deux feuillets :

- le feuillet pariétal qui tapisse la face profonde de la cavité abdominale
- le feuillet viscéral qui tapisse la face superficielle des viscères abdominaux

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

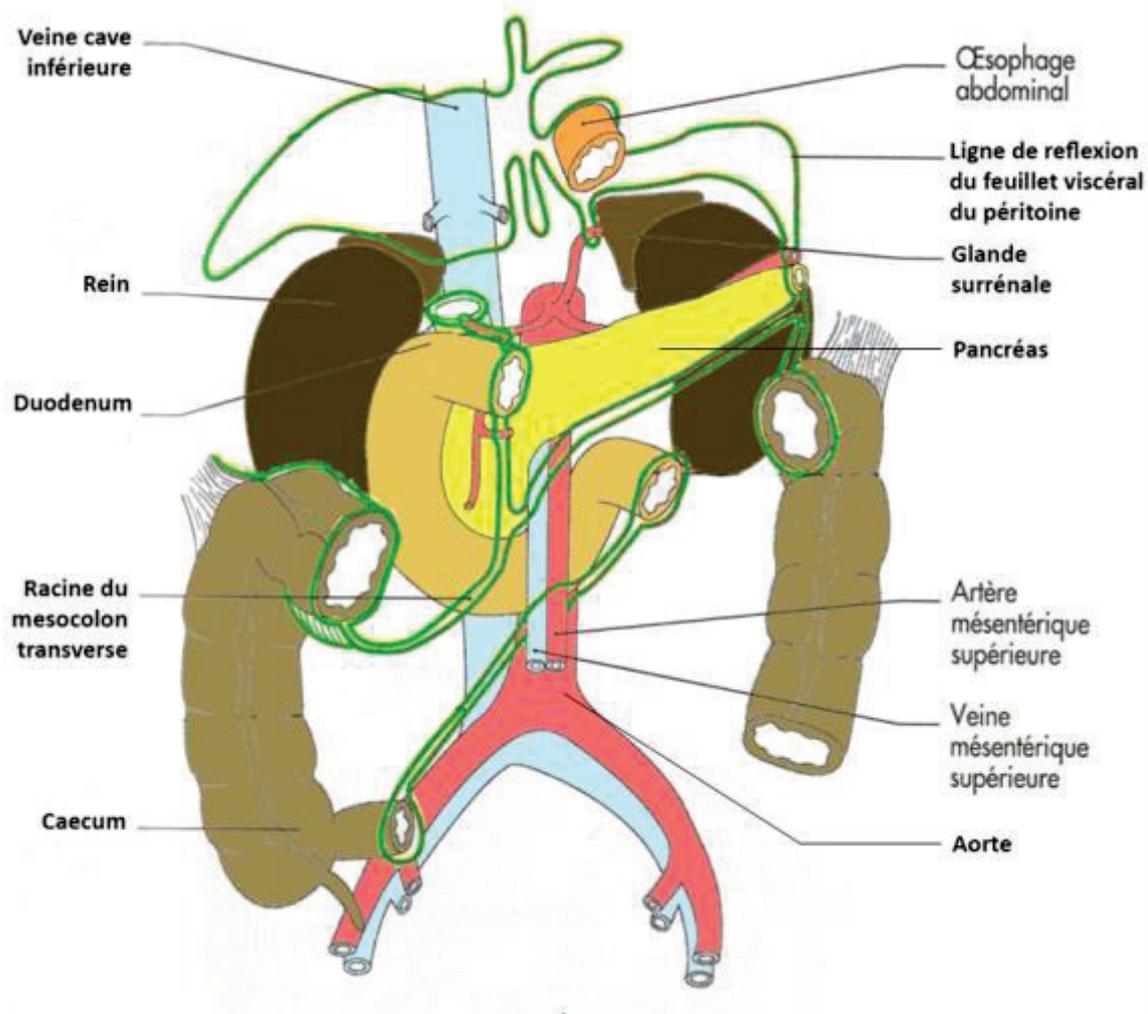


FIGURE I-4 : VUE ANTERIEURE DE LA CAVITE PERITONEALE[3]

Le péritoine permet d'assurer la distribution vasculaire aux différents organes de la cavité. Lorsque les deux feuillets du péritoine s'accrochent autour d'un organe ils constituent un méso. Le méso permet de véhiculer les artères, les nerfs et le drainage lymphatique destinés à l'organe (Figure I-5).

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

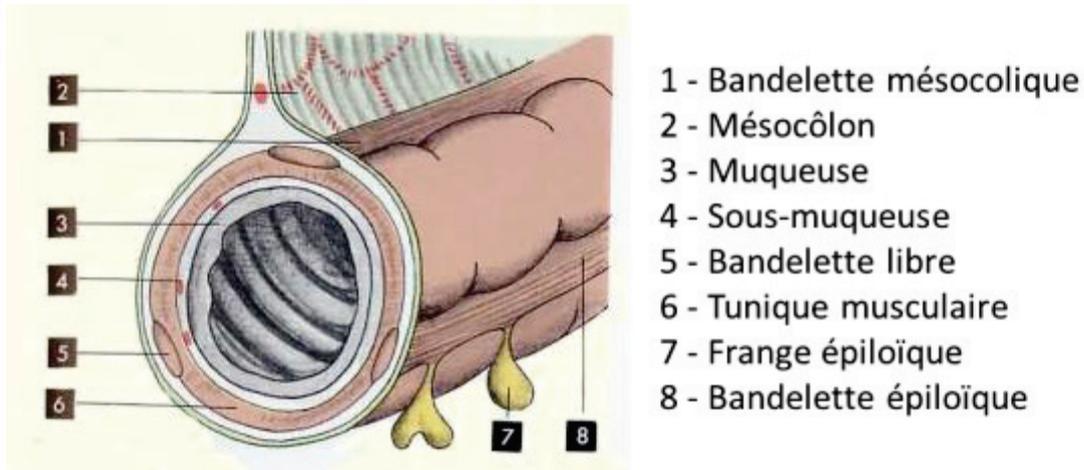


FIGURE I-5 : LES TUNIQUES DU COLON ET LE MESOCOLON[4]

ii. Le tractus colorectal

Le côlon est la partie terminale du tube digestif qui s'étend du caecum au rectum (Figure I-6). Le côlon a une longueur de 1,50 à 1.80 m chez l'adulte et un diamètre de 3 à 8 cm. Le côlon comporte quatre segments principaux:

- le côlon ascendant qui débute par le caecum et monte du côté droit vers le foie.
- le côlon transverse qui traverse horizontalement vers le côté gauche du corps.
- le côlon descendant qui descend le long du côté gauche.
- le côlon sigmoïde en forme de "S" qui réalise la jonction avec le rectum.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

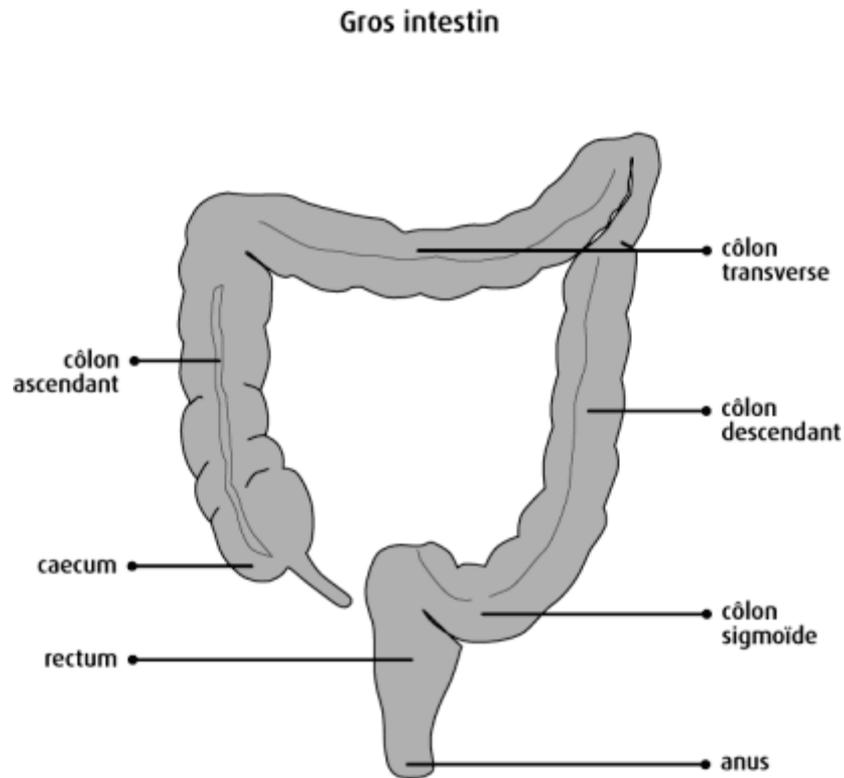


FIGURE I-6 : ORGANISATION DE LA PARTIE BASSE DU TRACTUS GASTRO INTESTINAL[5]

La fonction principale du côlon est d'absorber l'eau et les sels minéraux des résidus alimentaires et de produire les selles ou matières fécales. Au fur et à mesure que les selles progressent dans le colon, elles deviennent de plus en plus solides puis passent dans le rectum. Il est fixé aux parois de l'abdomen par les mésocôlons (transverse et sigmoïde) qui assurent également sa vascularisation (Figure I-7).

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

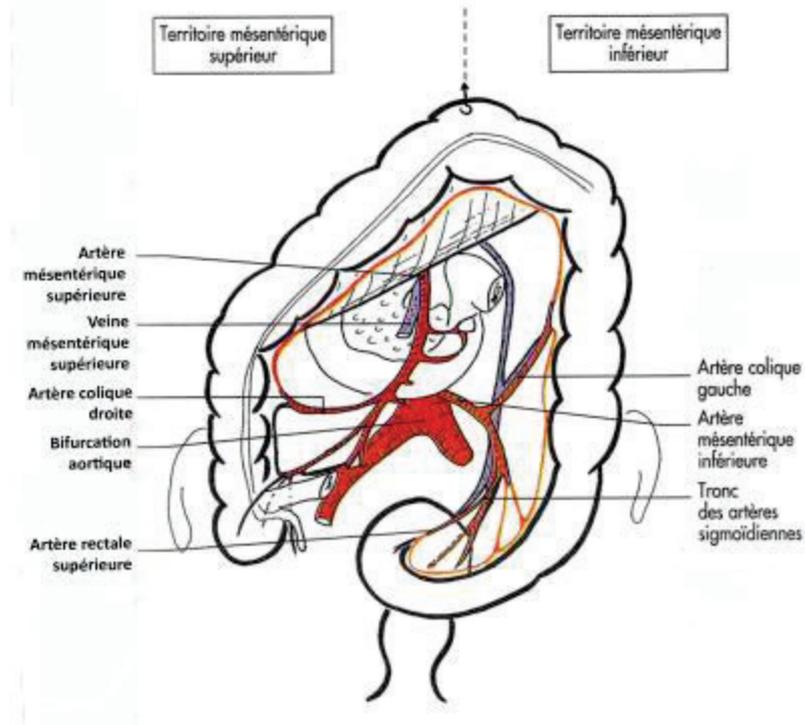


FIGURE I-7 : VASCULARISATION DU COLON[3]

Le rectum fait suite au colon sigmoïde et se termine au niveau de la jonction ano-rectale qui débouche sur l'anus. Il mesure entre 8 et 15 cm de long et possède un diamètre variable : étroit au niveau des jonctions avec le côlon sigmoïde et l'anus et plus large ailleurs (Figure I-8).

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

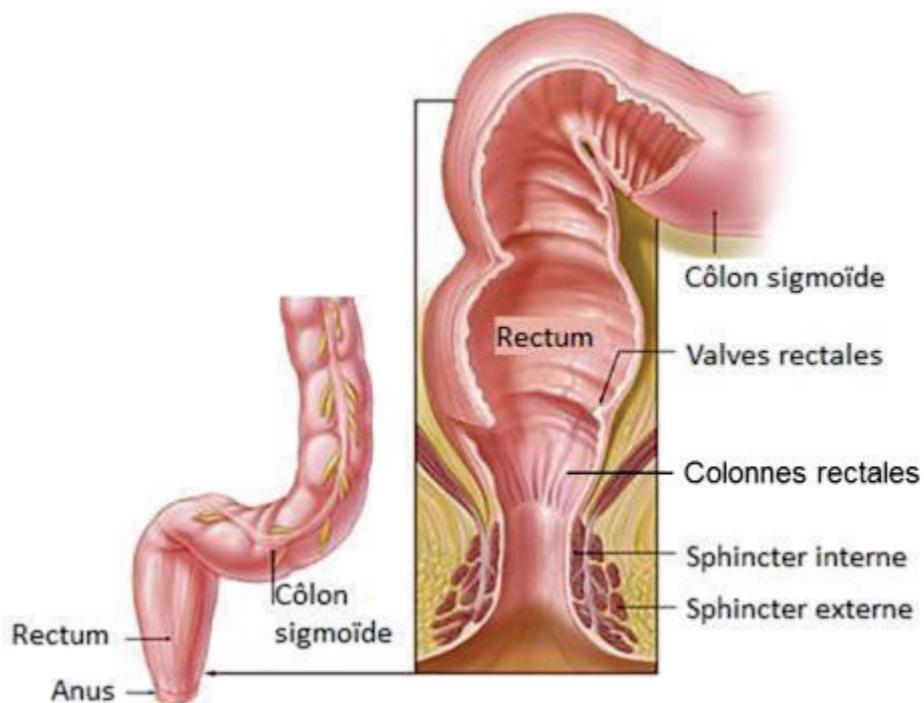


FIGURE I-8 : SCHEMA ANATOMIQUE DU RECTUM

La fonction principale du rectum est de stocker les matières fécales en attente de leur évacuation par défécation. Il est situé en avant du squelette osseux constitué par le sacrum et le coccyx, et en arrière de la vessie et de la prostate chez l'homme, et du vagin et de l'utérus chez la femme (Figure I-9, Figure I-10).

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

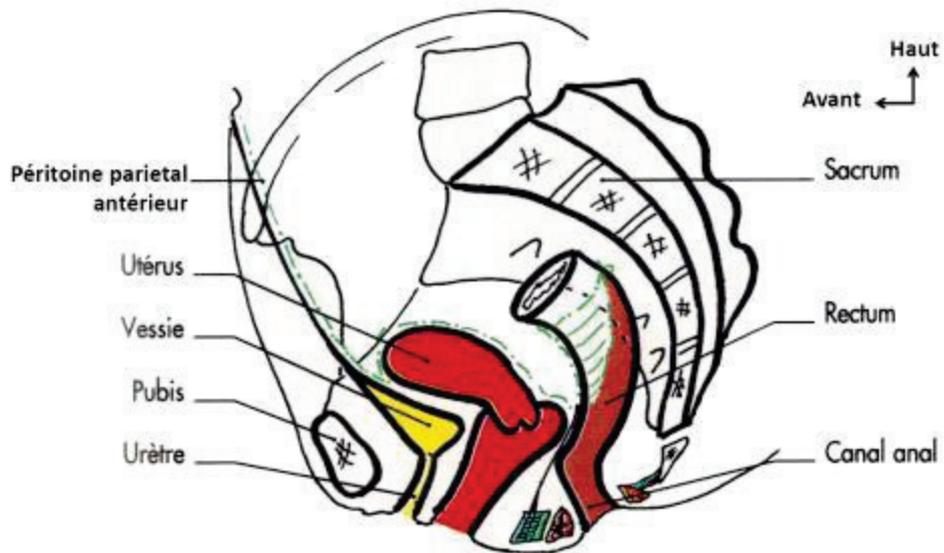


FIGURE I-9 : COUPE SAGITTALE DU PETIT BASSIN CHEZ LA FEMME

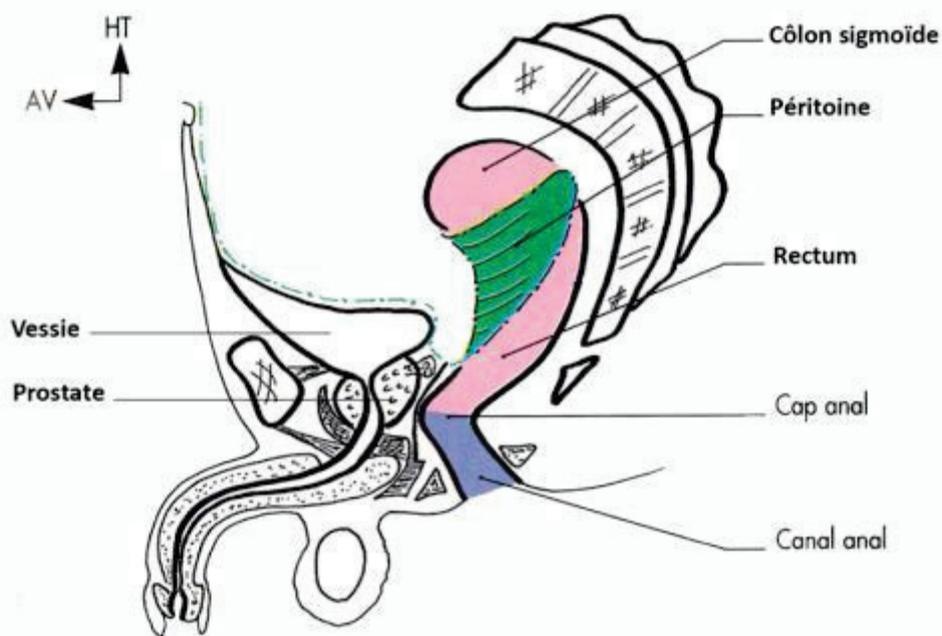


FIGURE I-10 : COUPE SAGITTALE DU PETIT BASSIN CHEZ L'HOMME

Sa surface interne présente deux ou trois replis horizontaux (valves rectales ou valvules de Houston) et des replis verticaux au niveau de sa jonction avec le canal anal (colonnes rectales ou colonnes de Morgagni). Sa surface externe est bosselée et recouverte par un méso : le mésorectum, ce tissu graisseux contient donc les vaisseaux sanguins et les ganglions lymphatiques.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

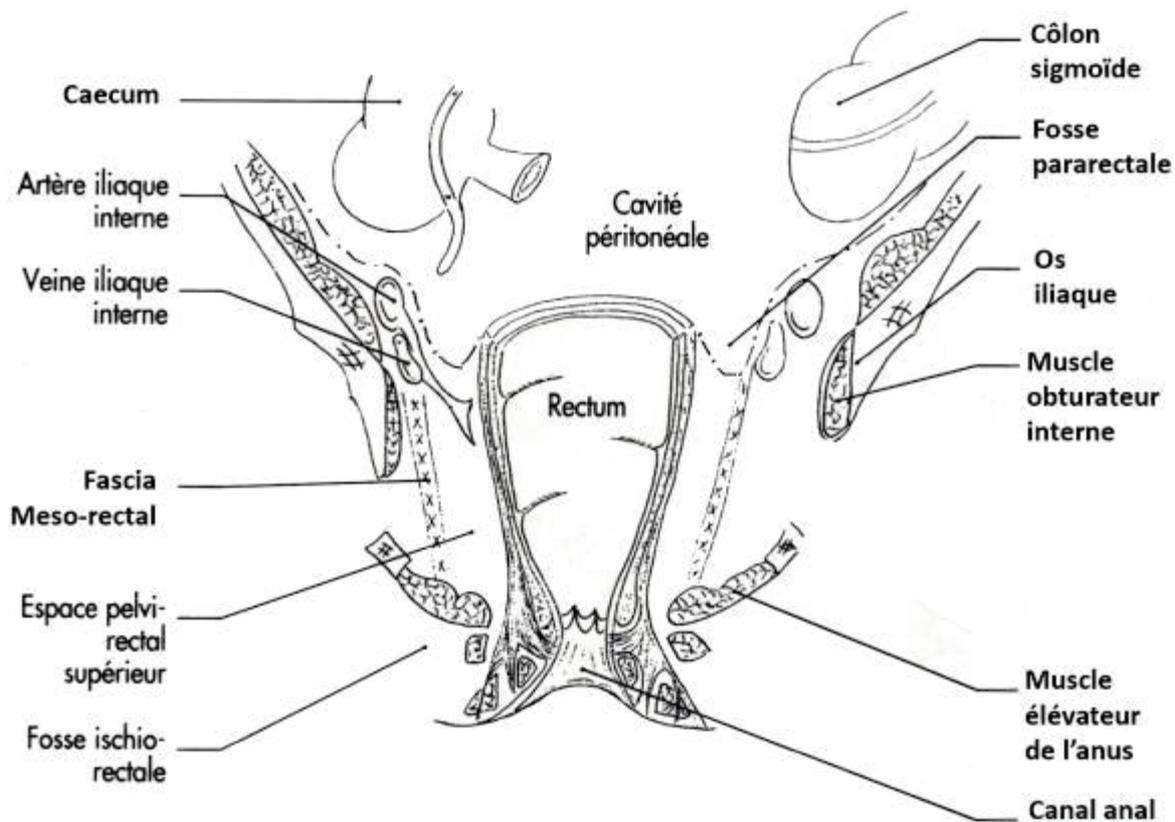


FIGURE I-11 : COUPE CORONALE DU RECTUM [3]

1.2. HISTOLOGIE DU COLON ET DU RECTUM

Comme toute partie du tube digestif, la paroi du côlon ou du rectum est constituée par plusieurs tuniques concentriques dont l'épaisseur totale est de l'ordre du millimètre. Ces couches s'ordonnent comme suit, depuis l'intérieur du côlon/ rectum (ce qu'on appelle la lumière) vers l'extérieur : muqueuse, sous-muqueuse, musculuse, séreuse [6].

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

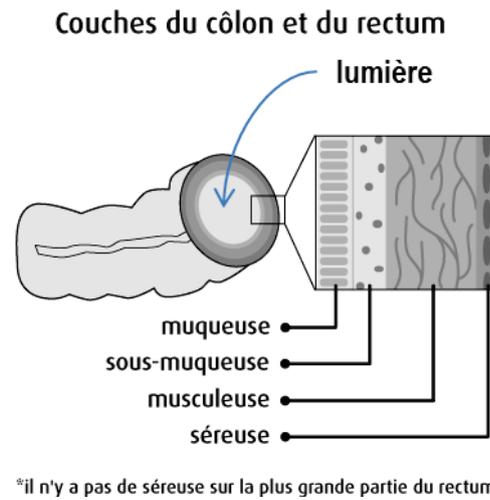


FIGURE I-12 : STRUCTURE DE LA PAROI DIGESTIVE AU NIVEAU DU COLON ET DU RECTUM [5]

Une analyse histologique (en grec « histos » signifie tissu, l'histologie est donc l'étude des tissus) permet de détailler plus finement ces différentes couches (Figure I-13)

- La muqueuse se compose d'une couche unicellulaire en contact avec les selles (épithélium) qui repose sur la lamina propria (tissu conjonctif) et d'une couche mince de muscle (musculaire muqueuse).
- La sous muqueuse est un tissu conjonctif dans lequel on trouve des glandes, des vaisseaux sanguins, des vaisseaux lymphatiques et des nerfs.
- La musculuse est une couche musculaire dans laquelle on trouve des muscles longitudinaux et des muscles circulaires responsables du péristaltisme.
- La séreuse est en réalité le péritoine. Au niveau du rectum, le péritoine se décolle de la musculuse pour former ce que l'on appelle le fascia mésorectal.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

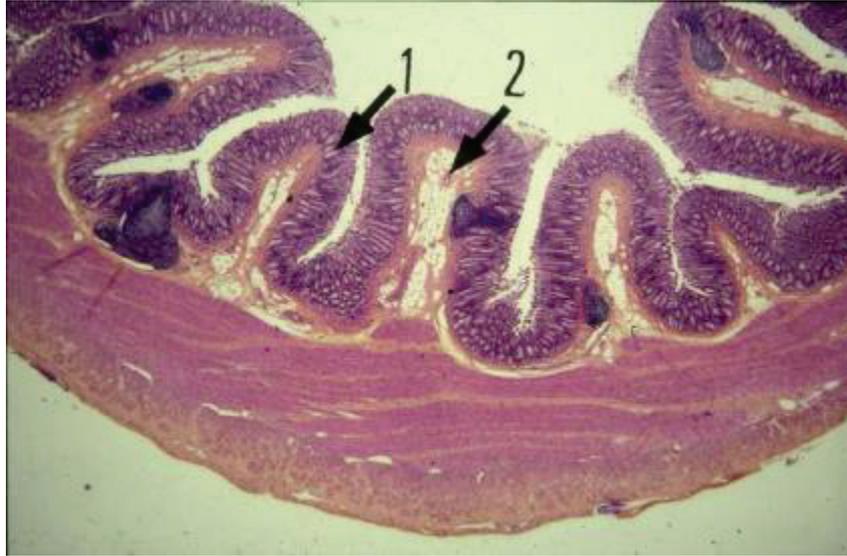


FIGURE I-13 : COUPE HISTOLOGIQUE DE LA PAROI DIGESTIVE DU COLON, 1:MUQUEUSE, 2 : SOUS-MUQUEUSE[7]

1.3. PHYSIOPATHOLOGIE DU CANCER

Le corps humain est constitué de milliards de cellules. À l'âge adulte, l'organisme humain est programmé pour maintenir le nombre de cellules à un niveau à peu près constant, ce phénomène est appelé homéostasie cellulaire. À chaque instant des cellules meurent de façon naturelle, par apoptose et d'autres cellules aux fonctions et structures identiques sont produites en remplacement.

Lorsqu'une cellule anormale se multiplie de manière anarchique, il y a cancer. Les cellules cancéreuses peuvent être situées dans n'importe quel organe, de plus elles peuvent migrer vers un autre organe, formant ainsi des métastases. Il existe deux voies de dissémination des cellules cancéreuses. Tout d'abord, les cellules baignent dans le liquide extracellulaire qui est drainé par les vaisseaux et ganglions lymphatiques qui convergent vers la veine cave inférieure. Les cellules cancéreuses vont donc envahir les ganglions lymphatiques dans un premier temps. Dans un deuxième temps, quand la tumeur sera assez grosse pour avoir synthétisé des néovaisseaux, les cellules cancéreuses se dissémineront par voie hématogène. Il existe une centaine de cancers, définis en fonction de la cellule initiale dont ils sont issus. Cette première cellule a des caractéristiques morphologiques et physiologiques modifiées et a perdu ses capacités d'apoptose. Elle devient donc immortelle et se clone elle-même : on parle pour cette raison d'origine monoclonale des cancers.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Le cancer est une maladie qui a pour origine une mutation génétique héritée ou induite par l'environnement. L'ADN de la cellule et son capital génétique, logé dans le noyau ou les mitochondries subit une mutation. Cette mutation provient d'une exposition répétée à un agent carcinogène de l'environnement (virus, irradiation) ou du mode de vie (tabac, alcool, alimentation, exposition au soleil...). La mutation initiale touche souvent deux familles de gènes : les oncogènes (qui commandent la prolifération de la cellule) et les anti-oncogènes (qui la freinent).

À partir d'une seule cellule maligne, devenue immortelle, d'autres sont produites par dédoublement. Le nombre de cellules malignes augmente donc en 2^n (où n est le nombre d'étapes de dédoublement), lorsqu'on atteint le million (~20 étapes) la tumeur primitive représente environ un milligramme de tissu. Par ailleurs, par un mécanisme de sélection les cellules les plus agressives (temps de de doublement court, capacité de dissémination dans l'organisme) sont celles qui vont se développer le mieux. Ces cellules envahissent ensuite progressivement les tissus et organes voisins en se propageant par la circulation sanguine ou lymphatique constituant ainsi les métastases.

Enfin, la cellule maligne, comme toute cellule, a besoin d'un apport en oxygène et en nutriments pour survivre et donc de vaisseaux sanguins. La masse tumorale secrète des molécules provoquant la formation de nouveaux vaisseaux sanguins (angiogenèse)[8].

2. PATHOLOGIES COLORECTALES ETUDIEES

2.1. CANCER COLORECTAL

iii. Définition

Le cancer colorectal, comme tout cancer, consiste en une multiplication anarchique de cellules anormales. Dans le cas du cancer colorectal la tumeur primitive se développe, comme son nom l'indique, à partir de l'épithélium du colon ou du rectum. Les tumeurs colorectales (bénignes ou malignes) sont appelées polypes et se développent à partir de la muqueuse intestinale dans la lumière (Figure I-14).

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

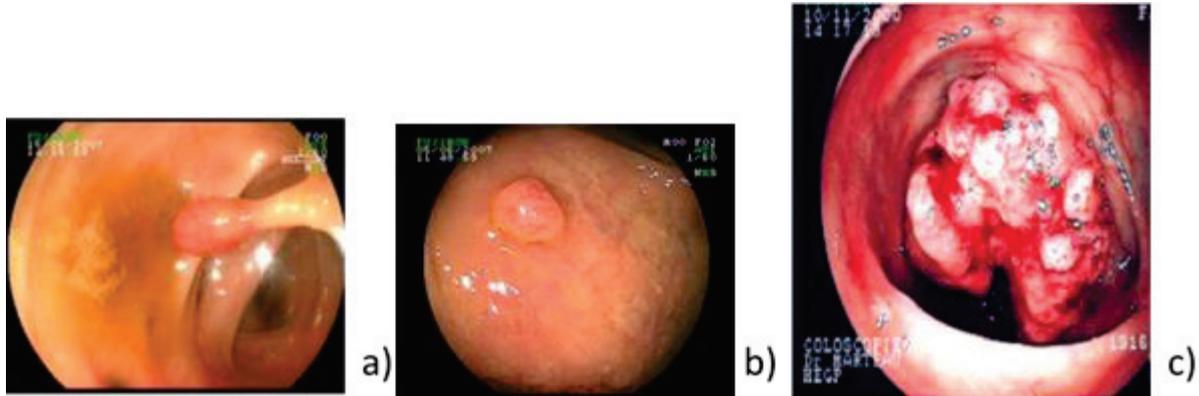


FIGURE I-14 : POLYPPES OBSERVES EN COLOSCOPIE A) POLYPE PEDICULE BENIN OU MALIN B) POLYPE SESSILE BENIN OU MALIN C) ADENOCARCINOME DU COLON : TUMEUR BOURGEONNANTE, FRIABLE [9][10].

iv. Épidémiologie

L'incidence du cancer colorectal en France est élevée, de l'ordre de 40500 cas par an en 2012, ce qui le classe au deuxième rang des cancers chez la femme et au troisième rang des cancers chez l'homme (Tableau I-1, [11]).

Localisation	Effectif-Hommes	Contribution à l'ensemble des cancers-Hommes (%)	Effectif-Femmes	Contribution à l'ensemble des cancers-Femmes (%)
Prostate	53 465	26,7		.
Sein		.	48 763	31,5
Colon-rectum	23 226	11,6	18 926	12,2
Poumon	28 211	14,1	11 284	7,3
Vessie	9 549	4,8	2 416	1,6
Pancréas	5 963	3,0	5 699	3,7
Rein	7 781	3,9	3 792	2,4
Lèvre-bouche-pharynx	8 033	4,0	3 283	2,1

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Mélanome cutané	5 429	2,7	5 747	3,7
Foie	6 867	3,4	1 856	1,2
Thyroïde	2 324	1,2	5 887	3,8
Corps de l'utérus		.	7 275	4,7
Estomac	4 308	2,2	2 248	1,5
Système nerveux central	2 814	1,4	2 185	1,4
Œsophage	3 503	1,7	1 129	0,7
Ovaire		.	4 615	3,0
Larynx	2 821	1,4	501	0,3
Col de l'utérus		.	3 028	2,0
Testicules	2 317	1,2		.
TOUS CANCERS	200 350	100,0	155 004	100,0

TABLEAU I-1 : INCIDENCE ESTIMÉE DES PRINCIPALES LOCALISATIONS CANCEREUSES EN FRANCE METROPOLITAINE SELON LE SEXE EN 2012

De plus, le cancer colorectal en France a une mortalité estimée en 2012 à environ 17700 cas. Bien que cette mortalité ait diminuée pendant les 20 dernières années ce cancer se classe au deuxième rang des cancers les plus mortels (Tableau I-2 [11]).

Localisations	Incidence		Mortalité	
	Effectif	Contribution à l'ensemble des cancers (%)	Effectif	Contribution à l'ensemble des cancers (%)

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Prostate	53465	15	8876	6
Sein	48 763	13,7	11886	8
Côlon-Rectum	42 152	11,9	17722	11,9
Poumon	39 495	11,1	29949	20,2
Tous cancers	355534	100	148378	100

TABLEAU I-2: INCIDENCE ET MORTALITE ESTIMEES DES CANCERS (5 PRINCIPALES LOCALISATIONS) EN FRANCE METROPOLITAINE EN 2012

v. Symptômes

Le cancer colorectal peut se développer longtemps de manière silencieuse, sans symptôme particulier.

Néanmoins, le cancer colorectal peut donner les symptômes suivants :

- Des troubles du transit intestinal (apparition d'une constipation ou au contraire d'une diarrhée).
- Des saignements. Les selles sont recouvertes ou mêlées de sang rouge (rectorragies). Si le sang est digéré dans le côlon, elles deviennent noires (mélèna).
- Des douleurs abdominales (paroxystiques ou permanentes).

À un stade avancé, la tumeur peut finir par boucher complètement le côlon, bloquant le passage de selles et de gaz, c'est ce qu'on appelle l'occlusion intestinale. S'il y a occlusion intestinale, l'augmentation de la pression à l'intérieur du côlon peut entraîner une perforation intestinale auquel cas il y a un risque vital pour le patient.

Enfin, des symptômes communs à tous les cancers et qui touchent à l'état de santé général du patient peuvent se manifester : fatigue, amaigrissement, perte d'appétit...

vi. Diagnostic

Le diagnostic du cancer colorectal est posé grâce à l'examen anatomopathologique (examen au microscope d'un échantillon de tissu) de prélèvements biopsiques effectués pendant l'examen de coloscopie ou en cas d'une chirurgie colique d'urgence (occlusion, perforation)

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

La coloscopie est par définition, l'acquisition d'une image optique de la paroi du côlon. Un capteur CCD, une source lumineuse et la pince sont placés à l'intérieur d'un cathéter, celui-ci est alors introduit par voie rectale dans le patient. La source lumineuse permettant d'illuminer la zone à imager, le signal du capteur CCD est ensuite relayé par une fibre optique jusqu'à un moniteur permettant une visualisation en temps réel. Le gastroentérologue peut simultanément contrôler l'orientation de la sonde et visualiser la zone concernée sur le moniteur (Figure I-15). Cet examen nécessite une préparation, le côlon doit être aussi propre que possible afin de faciliter le passage de la sonde. Pendant l'examen le patient est généralement sous anesthésie générale [12]. [12].

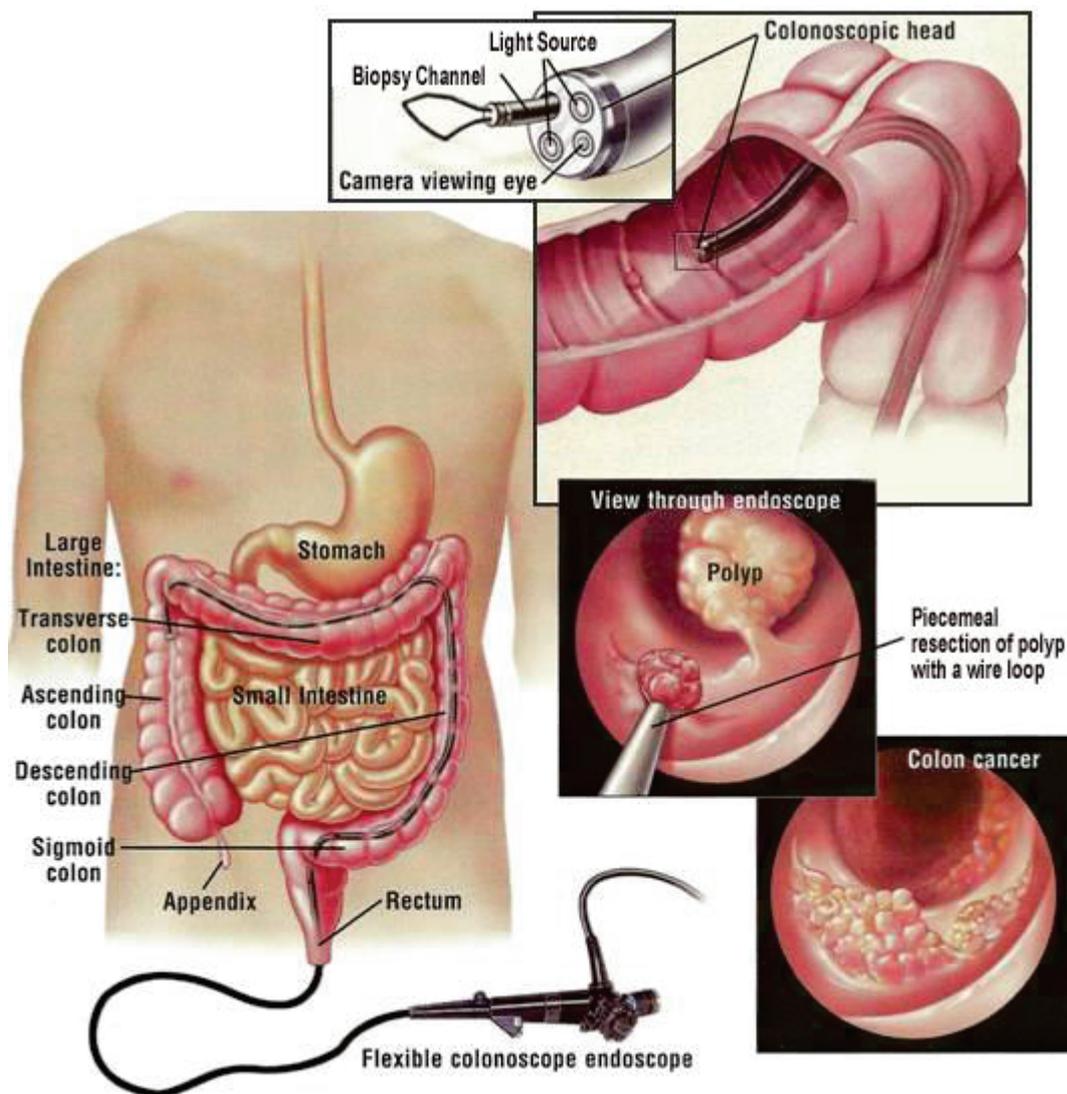


FIGURE I-15 : DEPISTAGE DU CANCER COLORECTAL PAR COLOSCOPIE

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

La coloscopie permet aussi l'ablation de polypes intestinaux. Lorsque c'est possible, on réalise une ablation de tous les polypes présents puis un prélèvement biopsique pour une analyse systématique anatomopathologique ceci afin d'éviter leur possible évolution en tumeur maligne. Généralement, l'ablation est réalisée à l'aide d'un bistouri électrique attaché à la sonde (voir Figure I-15 a) ce qui permet de réséquer le polype intestinal et de coaguler en un seul geste.

Dans certains centres de recherche d'autres techniques de coloscopie sont explorées. Il existe de multiples techniques qui peuvent être utilisées. Nous en présenterons deux : l'endomicroscopie confocale et la tomographie optique cohérente.

L'endomicroscopie confocale résulte de la miniaturisation de la microscopie confocale. Cette technique d'imagerie optique permet d'investiguer en temps réel, à un niveau cellulaire, la paroi digestive du côlon. Ainsi la résolution spatiale de l'endomicroscopie confocale est de l'ordre de quelques microns et sa profondeur de pénétration d'environ 250 microns (variable en fonction des tissus observés). Cette technique présente l'avantage de pouvoir être intégré à un fibroscope conventionnelle et ne nécessite pas de préparation spécifique, sauf injection éventuelle d'un agent de contraste de fluorescence. Aujourd'hui, deux solutions commerciales existent : un système intégré à un fibroscope conventionnel l'eCLE (*endoscopic Confocal Laser Endomicroscopy*) de Pentax et une sonde de Mauna Kea ayant la capacité à être introduite dans le canal opérateur d'un fibroscope (Figure I-16).

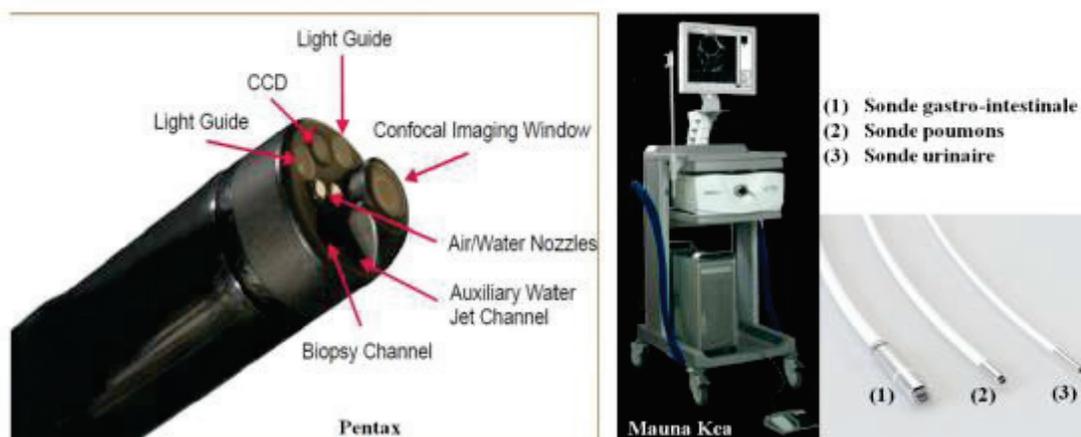


FIGURE I-16 A GAUCHE L'ENDOMICROSCOPE CONFOCAL COMMERCIALISE PAR PENTAX ET A DROITE LE SYSTEME MAUNA KEA AVEC DIFFERENTES SONDES.

La tomographie optique cohérente est une technique d'imagerie qui a été présentée pour la première fois par Fujimoto et al en 1991. L'OCT est analogue à l'échographie hormis le fait qu'elle

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

utilise la lumière au lieu des ultrasons pour sonder le tissu. Cette technique est capable de fournir des images comparables à celles obtenues à travers une histologie conventionnelle mais *in-situ et* en temps réel avec une résolution spatiale axiale et dans le plan variant entre 10 à 15 µm pour les systèmes cliniques. Par ailleurs plusieurs études ont montré la potentialité de cette technique notamment en ce qui concerne la visualisation de néoplasie[13][14].

vii. Bilan d'extension et rôle de l'imagerie

Pour tout cancer, le bilan d'extension complète le diagnostic et a pour but de caractériser l'envahissement local et sa dissémination par voie lymphatique et hématogène. On utilise pour cela la classification TNM (UICC, AJCC 2010. 7ème édition), TNM est l'acronyme de Tumor (Tumeur), Node (Ganglions lymphatiques), Metastasis (Métastases). À partir de cette classification, le cancer est stadifié du stade 0 au stade 4, 7ème édition [15]), TNM est l'acronyme de Tumor (Tumeur), Node (Ganglions lymphatiques), Metastasis (Métastases). À partir de cette classification, un stade est attribué au cancer (du stade 0 au stade 4), ce qui va déterminer la prise en charge et le pronostic du patient (Le pronostic est l'évaluation de l'issue possible de la maladie).

LE CANCER COLORECTAL EST SOIT D'ORIGINE COLONIQUE (60% DES CAS) AVEC UNE LOCALISATION PREFERENTIELLE DANS LE SIGMOÏDE, SOIT D'ORIGINE RECTALE (40% DES CAS). UNE CLASSIFICATION TNM ET UNE STADIFICATION UNIQUE SONT APPLIQUES A CES DIFFERENTES LOCALISATIONS [14]. LA CLASSIFICATION TNM DECRIT L'EXTENSION DE LA TUMEUR PRIMITIVE (T), S'IL Y A DES GANGLIONS LYMPHATIQUES ATTEINTS ET LEUR NOMBRE (N), ET SI LE CANCER S'EST ETENDU OU NON A D'AUTRES ORGANES A DISTANCE (M) (

Figure I-17).

Tumeur primitive (T)

- Tis : invasion tumorale touchant la seule muqueuse
- T1 : Tumeur envahissant la sous muqueuse
- T2 : Tumeur envahissant la musculuse
- T3: Tumeur envahissant la sous-séreuse ou les tissus péirectaux
- T4a : Tumeur perforant le péritoine
- T4b : Tumeur envahissant directement les autres organes ou structures

Ganglions lymphatiques atteints (N)

- N0 : Aucun ganglion lymphatique n'est atteint par le cancer

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

- N1 : Entre 1 et 3 ganglions lymphatiques sont atteints
- N2 : Au moins 4 ganglions lymphatiques sont atteints

Métastases à distance (M)

- M0 : pas de métastases
- M1 : présence de métastases dans les organes ou dans le péritoine

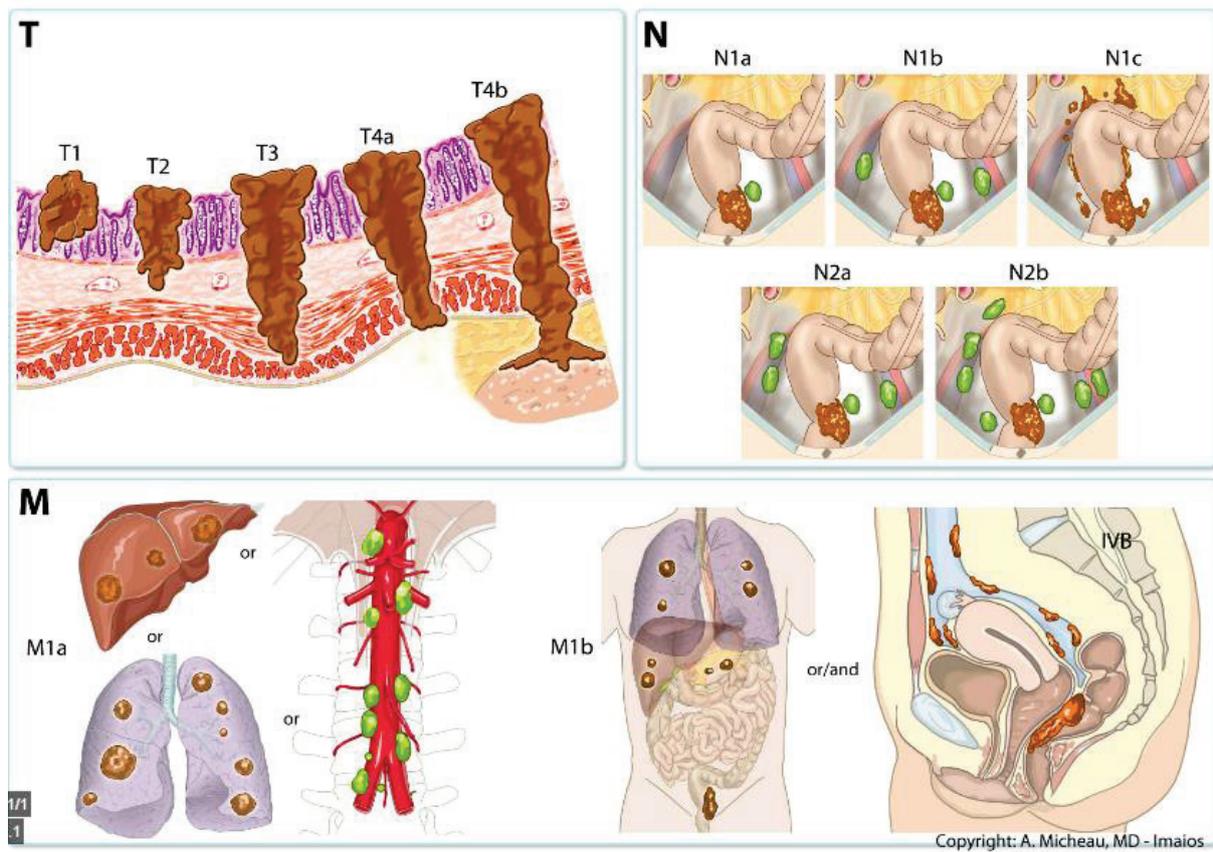


FIGURE I-17: LA CLASSIFICATION TNM DU CANCER COLORECTAL 7EME EDITION[16]

Le stade du cancer est ensuite déterminé :

- **Stade 0 (Tis N0 M0):** la tumeur est in situ, ce qui signifie qu'elle est très superficielle et qu'elle n'envahit pas la sous-muqueuse, que les ganglions lymphatiques ne sont pas atteints et qu'il n'y a pas de métastase à distance.
- **Stade I (T1 N0 M0 ou T2 N0 M0):** la tumeur envahit la deuxième couche (sous-muqueuse) ou la couche musculaire (muscleuse) de la paroi du côlon ou du rectum, les ganglions lymphatiques ne sont pas atteints et il n'y a pas de métastase à distance.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

- **Stade II (T3 N0 M0, T4 N0 M0):** les cellules cancéreuses ont traversé plusieurs couches de la paroi du côlon ou du rectum, mais aucun ganglion n'est atteint et il n'y a pas de métastase.
- **Stade III (Tx N1 M0, Tx N2 M0):** les cellules cancéreuses ont envahi les ganglions lymphatiques proches de la tumeur.
- **Stade IV (Tx, Nx, M1):** le cancer s'est propagé au-delà du côlon ou du rectum, vers des emplacements ou des organes éloignés, généralement le foie ou les poumons.

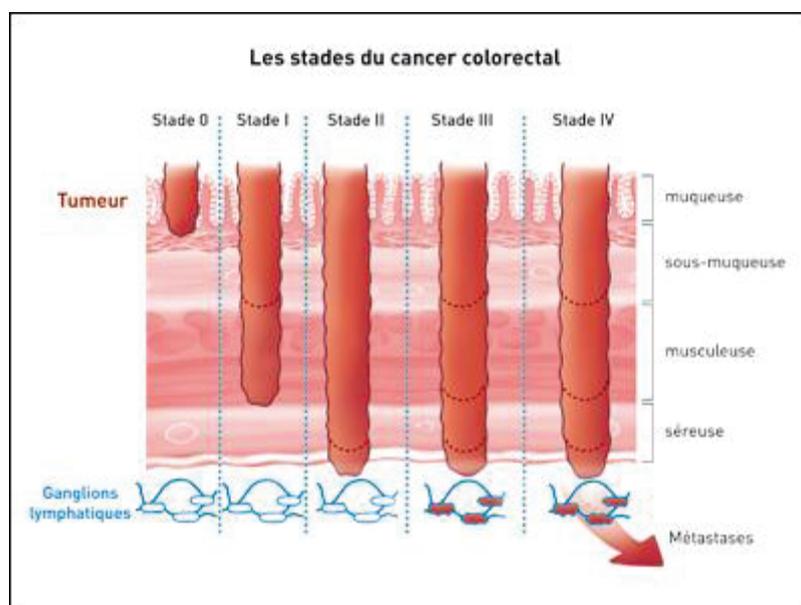


FIGURE I-18 LES STADES DU CANCER COLORECTAL

Les différents stades du cancer colorectal sont résumés en Figure I-18.

Le bilan d'extension du cancer côlon implique un certain nombre d'examen :

- Un examen clinique réalisé par un médecin à la recherche des symptômes des cancers colorectaux décrits plus haut et de métastases ou d'adénopathies (affection des ganglions lymphatiques). Celui-ci comprend au moins une palpation de l'abdomen et un toucher rectal, qui est une palpation de l'intérieur du rectum.
- Une coloscopie, réalisée à l'aide d'un endoscope et sous anesthésie générale du patient. Cet examen permet de faire des prélèvements biopsiques ultérieurement analysés par l'anatomopathologiste. C'est l'examen de référence, indispensable pour confirmer le diagnostic de cancer, il a pour objectif de définir le stade du cancer.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

- Un examen d'imagerie : scanner thoraco-abdomino-pelvien et/ou échographie abdominale et/ou IRM abdomino pelvienne. Ces examens permettent de détecter une propagation du cancer en dehors du côlon (ganglions, organes voisins...) et d'obtenir les informations indispensables à la prise en charge médico-chirurgicale (chirurgie mais aussi chimiothérapie, radiothérapie) : la localisation exacte du cancer, la distance entre la tumeur et l'anus....

viii. Traitement du cancer du côlon

Dans le traitement du cancer du côlon, la radiothérapie est une technique peu employée car son efficacité s'avère limitée (contrairement au cancer rectal). Il y a donc principalement deux types de traitement : la chirurgie et la thérapie médicamenteuse. Comme pour le cancer rectal (qui sera présenté par la suite), ces traitements sont utilisés seuls ou associés dans l'objectif de supprimer la tumeur, réduire le risque de récurrence ou ralentir le développement de la tumeur le cas échéant.

- La chirurgie est le traitement principal du cancer du côlon et consiste à enlever (on parle de résection) une partie du côlon ainsi que le réseau de ganglions qui est dans le mésocôlon associé (ce qu'on appelle curage ganglionnaire). Le côlon n'est pas un organe vital, le patient peut donc vivre normalement même si une partie a subi une résection. L'objectif de l'opération est l'ablation de la tumeur, une marge de sécurité d'au moins 5cm de part et d'autre de la tumeur est généralement prise afin de réduire le risque de récurrence. Au cours de l'opération chirurgicale il y a d'abord une phase d'observation pour déterminer la présence ou l'absence de métastases dans le foie et d'extension locorégionale (extension T+ N). Ensuite, en fonction de la localisation de la tumeur : côlon droit, côlon gauche, sigmoïde le chirurgien effectue respectivement une hémicolectomie droite (on retire le côlon droit et la moitié du côlon transverse), gauche (on retire le côlon gauche et la moitié du côlon transverse) ou une sigmoïdectomie (on retire le sigmoïde) comme le montrent la Figure I-19. Des stomies définitives ou temporaires sont parfois réalisées.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

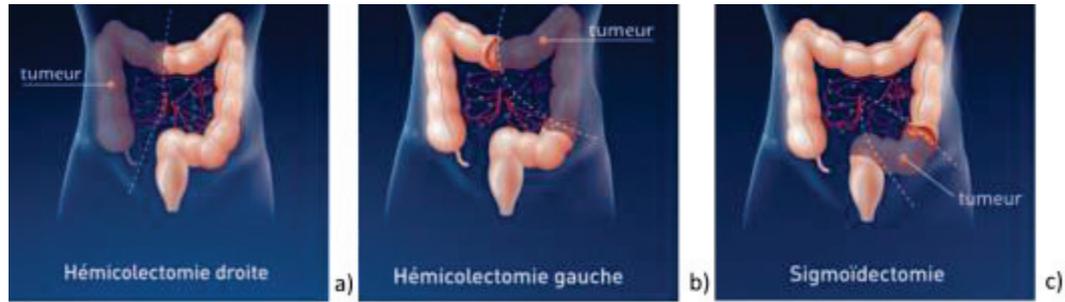


FIGURE I-19 : A) HEMICOLECTOMIE DROITE B) HEMICOLECTOMIE GAUCHE C) SIGMOÏDECTOMIE

- Les thérapies médicamenteuses (chimiothérapie et thérapies ciblées) sont identiques à celles appliquée pour le cancer rectal. Leurs indications principales concernent les cancers avec présence de métastases ou de ganglions atteints.

ix. Traitement du cancer rectal

La chirurgie consiste à retirer la partie malade du rectum (exérèse locale) et le mésorectum qui entoure cette partie du rectum afin de limiter le risque de récurrence locale (pour rappel on trouve dans le mésorectum un réseau lymphatique et veineux, Figure I-5). Le type de chirurgie va également dépendre de la localisation de la tumeur dans le rectum. Il est important pour le chirurgien de connaître la distance de la tumeur au sphincter anal, ce qu'on appelle la marge anale : entre 0 et 5 cm la tumeur est localisée dans le bas rectum, entre 5 et 10 cm la tumeur est localisée dans le moyen rectum, entre 10 et 15 cm la tumeur est localisée dans le haut rectum. La chirurgie pratiquée sera différente selon le segment de rectum, notamment parce que le patient aura à subir ou non une stomie temporaire ou définitive. Une stomie digestive (colostomie ou iléostomie) consiste à raccorder le tube digestif (côlon ou iléon) directement à la peau afin de dériver et évacuer les selles par un orifice réalisé au niveau de l'abdomen. Les selles sont recueillies dans une poche spéciale placée autour de l'orifice de stomie (Figure I-20).

Comme l'indique le dessin suivant, un cancer dans le moyen ou le bas rectum nécessite la résection du sphincter d'où la stomie.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

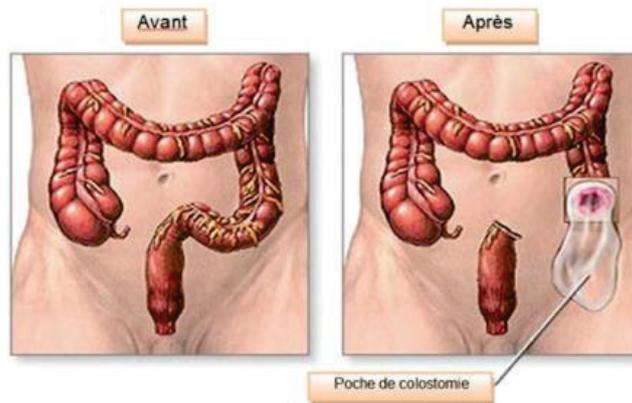


FIGURE I-20: COLOSTOMIE

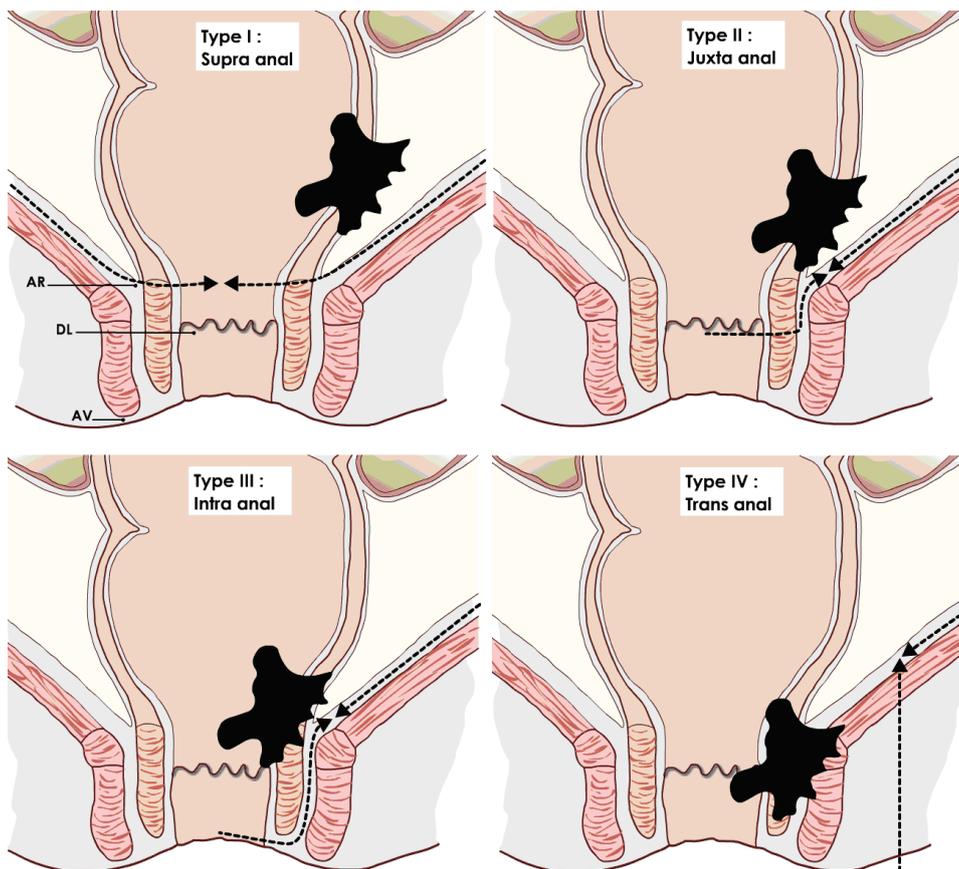


FIGURE I-21 : CLASSIFICATION CHIRURGICALE DES CANCERS DU BAS RECTUM. LES FLECHES REPRESENTES LES PLANS DE COUPE DE CHIRURGIE[17][17]

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

- La radiothérapie utilise des rayonnements X pour détruire les cellules cancéreuses en les empêchant de se multiplier, ceci tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants. Elle est indiquée pour :
 - Réduire la taille de la tumeur avant chirurgie, ce qu'on appelle radiothérapie néoadjuvante. Cela peut permettre d'éviter une colostomie et réduit également le risque de récurrence locale.
 - Détruire les cellules cancéreuses restantes après chirurgie notamment au niveau des ganglions lymphatiques, ce qu'on appelle radiothérapie adjuvante.
 - À un stade avancé, maîtriser les symptômes (saignements et douleurs).
- Les médicaments anticancéreux (chimiothérapie ou thérapies ciblées) sont des traitements par voie générale qui agissent sur toutes les cellules du corps dont les cellules cancéreuses, même celles qui n'ont pas été détectées au moment du diagnostic. La chimiothérapie et les thérapies ciblées se différencient par leur mode d'action.
 - La chimiothérapie agit sur les mécanismes de division cellulaire
 - Les thérapies ciblées agissent sur des mécanismes spécifiques des cellules cancéreuses (d'où leur nom).

Comme les autres traitements, l'utilité et l'efficacité dépend du stade du cancer. Pour des cancers du rectum localisés (stade 0/1), la chimiothérapie n'est généralement pas préconisée. Pour les cancers de stade II et III, la chimiothérapie, associée à la radiothérapie, est souvent utilisée avant la chirurgie (radiochimiothérapie néoadjuvante). Dans ce cas, l'association de la chimiothérapie et de la radiothérapie permet de réduire la taille de la tumeur et la rend plus facile à enlever. On peut aussi avoir recours à la chimiothérapie après la chirurgie, associée ou non à une radiothérapie. Après la chirurgie, la chimiothérapie a pour objectif de réduire le risque de récurrence non locale. Enfin, pour les cancers présentant des métastases (stade 4), la chimiothérapie est généralement utilisée. Elle permet de ralentir, voire d'arrêter temporairement, la progression de la maladie. Les médicaments utilisés en France pour traiter le cancer du rectum sont reportés dans le Tableau I-3 [18] Ces médicaments peuvent être utilisés seuls ou en combinaison (mono ou polythérapie).

Chimiothérapie	Thérapie ciblées
<ul style="list-style-type: none"> • 5-fluoro-uracile (5-FU). Forme injectable • Capécitabine, 5-FU en forme orale • Tégafur uracile (UFT), dérivé du 5-FU. Forme orale • Oxaliplatine. Forme injectable 	<ul style="list-style-type: none"> • Bevacizumab (Avastin®).Forme injectable • Cetuximab (Erbix®).Forme injectable • Panitumumab (Vectibix®).Forme injectable

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

<ul style="list-style-type: none"> • Irinotecan. Forme injectable • Raltitrexed. Forme injectable 	
---	--

TABLEAU I-3 : MEDICAMENTS UTILISES POUR TRAITER LE CANCER DU RECTUM

Les thérapies médicamenteuses (chimiothérapie et thérapies ciblées) sont identiques à celles appliquées pour le cancer rectal.

x. Pronostic

Le pronostic du patient dépend de plusieurs paramètres : le stade auquel la maladie est diagnostiquée, l'état de santé général du malade... Pour l'ensemble des cancers colorectaux, tous stades confondus le taux de survie après 5 ans est de 57% [11]. Mais des variations considérables sont observées en fonction du stade du cancer colorectal au moment du diagnostic (**Tableau I-4**).

Stade	Groupe selon la classification TNM*			Taux de survie à 5 ans (%)
	Stade T	Stade N	Stade M	
I	T1 ou T2	N0	M0	93,2%
IIa	T3	N0	M0	84,7%
IIb	T4	N0	M0	72,2%
IIIa	T1 ou T2	N1	M0	83,4%
IIIb	T3 ou T4	N1	M0	64,1%
IIIc	T	N2	M0	44,3%
IV	T	N	M1	8,1%

TABLEAU I-4 : TAUX DE SURVIE A 5 ANS SELON LES STADES DU CANCER DU COLON [19]

Ces statistiques démontrent donc toute l'importance d'un diagnostic précoce du cancer colorectal.

xi. Prévention

La prévention consiste à dépister le cancer colorectal (CCR) avant l'apparition des symptômes. On distingue trois groupes de population pour lesquelles on applique des stratégies différentes.

- **Sujets à risque très élevé**

(Moins de 5% des CCR) : membre d'une famille d'un patient porteur d'une polypose rectocolique familiale ou d'un syndrome du cancer héréditaire du côlon sans polypose (syndrome de Lynch) où une personne sur sera atteinte de CCR (autosomique dominant). Ces cas de prédisposition justifient une surveillance coloscopique systématique et régulière annuelle. Le dépistage génétique est aujourd'hui possible : mutation du gène APC pour la polypose principalement et mutation des gènes hSMH2 et

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

hMLH1 pour les personnes atteintes du syndrome de Lynch. Dans ce dernier cas il peut exister des cancers multiples notamment cancer de l'endomètre associé au cancer du côlon.

- **Sujets à risque élevé**

Les sujets ayant en ligne directe (apparentés au premier degré) un antécédent de CCR. Un sujet apparenté où le cancer est survenu avant l'âge de 60 ans ou deux sujets apparentés quel que soit l'âge de survenue (coloscopie tous les 5 ans après 45 ans).

Les sujets déjà traités pour un adénome ou un cancer colorectal qui ont un risque augmenté (coloscopie à 3 ans puis tous les 5 ans en cas de normalité).

Les sujets porteurs d'une pathologie inflammatoire chronique de l'intestin (Crohn, colique et surtout RCH) où le risque est augmenté après 15 ans d'évolution (coloscopie biannuelle après 15 ans d'évolution).

- **Sujets à risque moyen ou standard**

Ce sont les plus nombreux (formes sporadiques). Le risque n'apparaît réellement dans les deux sexes qu'à partir de 45-50 ans, (le pourcentage de CCR survenant avant cet âge, ne dépassant pas 3 %). L'âge moyen de survenue se situe entre 65 et 70 ans. Cette population à risque standard représente plusieurs millions d'individus en bonne santé apparente.

Quel que soit le groupe de population auquel le sujet appartient, le dépistage permet de diminuer la mortalité du CCR (dépistage de polypes adénomateux ou villosités ou de cancer à un stade précoce de développement). En France, le dépistage organisé du cancer colorectal repose sur la recherche d'un saignement occulte (c'est-à-dire non visible) dans les selles (test Hemoccult II®) chez les 50-74 ans, tous les deux ans. Ce programme de dépistage lancé par les pouvoirs publics à partir de 2002 a été expérimenté dans 23 départements pilotes, puis étendu progressivement à tout le territoire jusqu'au début 2009. Ce test de dépistage des saignements occultes est basé sur le guaiac mais d'autres tests, qui concernent également la recherche de saignement occultes dans les selles, sont basés sur une analyse immunochimique (appelés tests immunologiques) et présentent des résultats supérieurs. En particulier, la prévalence de cancer colorectal est significativement sous-estimée pour des tests basés sur le guaiac par rapport aux tests immunologiques [20]. L'institut national du cancer a également montré que les tests immunologiques permettent une détection de 2 à 2,5 fois plus de cancers et de 3 à 4 fois plus d'adénomes avancés par rapport aux tests Hemoccult II® actuellement en vigueur [21].

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

2.2. LES MALADIES INFLAMMATOIRES CHRONIQUES DE L'INTESTIN (MICI)

Le terme de maladies inflammatoires chroniques de l'intestin (MICI) est une appellation générale désignant un ensemble de lésions inflammatoires chroniques, d'étiologie inconnue, atteignant le tractus digestif. Ces affections sont récidivantes, atteignent certains segments du tube digestif avec des manifestations cliniques variées et souvent une évolution chronique peu prévisible. Ce terme recouvre la rectocolite hémorragique (RCH) et la maladie de Crohn. Cette dernière est une maladie immunologique dont les causes sont encore mal connues.

i. Maladie de Crohn

1. Définition

La maladie de Crohn est une maladie inflammatoire intestinale qui peut toucher n'importe quel segment du tube digestif et peut s'accompagner de manifestations extra-intestinales (cutanées, articulaires ...). C'est une maladie chronique qui alterne des phases de poussée et des phases de rémission. Elle est caractérisée par des ulcérations séparées par des intervalles de muqueuse saine.

2. Épidémiologie

En France, la maladie de Crohn a une incidence de 3000 cas par an et une prévalence de l'ordre de 1 personne sur 1000 [22].

3. Clinique

Les manifestations cliniques dépendent de la localisation de la maladie. Les symptômes suivants peuvent se manifester :

- Signes digestifs : douleurs abdominales, nausées, vomissements, diarrhée avec ou sans rectorragie, fistule, abcès anaux.
- Signes généraux : fatigue, amaigrissement, fièvre. Chez l'enfant et l'adolescent : cassure des courbes staturo-pondérales et retard de puberté

4. Diagnostic et rôle de l'imagerie

L'écho-endoscopie ultrasonore occupe une place de choix dans le diagnostic de la maladie de Crohn. Elle permet de détecter les lésions superficielles et de pratiquer des biopsies multiples pendant

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

l'examen. Les lésions observées sont généralement disséminées et polymorphes. Par la suite, un examen coloscopique ou encore une biopsie des muqueuses du tube digestif viennent confirmer ou infirmer le diagnostic.

5. Traitement

La maladie de Crohn est une maladie incurable, les traitements actuels permettent d'améliorer la qualité de vie de la personne et de suspendre la maladie.

- Traitement des phases de poussée : En fonction de la localisation des lésions et de la sévérité des symptômes le traitement se fera par les 5-ASA, par les corticoïdes, par des traitements nutritionnels et éventuellement par des anti TNF (de l'anglais Tumor Necrosis factor, les anti TNF inhibent donc la nécrose tumorale).
- Traitement préventif de la rechute : une partie du traitement vise à diminuer la fréquence d'apparition des phases de poussée. En première intention, les immunomodulateurs seront utilisées et, en cas d'échec on aura recours aux anti TNF et/ou methrotexate.

6. Évolution

Pour les maladies de Crohn étendues (atteinte colique au-delà du sigmoïde), il existe un risque d'évolution vers le cancer. Les régions du tube digestif atteintes par la maladie de Crohn présentent parfois des anomalies cellulaires désignées alors par le terme de dysplasie. La dysplasie peut évoluer pour devenir plus grave et finalement dégénérer en cancer. Par conséquent après 15 ans d'évolution une coloscopie bi annuelle est réalisée.

ii. Recto Colite Hémorragique (RCH)

1. Définition

La RCH est une maladie inflammatoire intestinale atteignant de façon continue (sans espace de muqueuse saine) le rectum et parfois tout ou partie du côlon, pouvant s'accompagner de manifestations extra-intestinales (articulaires, cutanées, oculaires...). C'est une maladie chronique évoluant par poussées, alternant avec des phases de rémission.

2. Épidémiologies

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

En France, la RCH touche environ une personne sur mille. L'incidence est de l'ordre de 5 pour 100 000 habitants par an. La RCH peut survenir à tout âge – il existe des cas pédiatriques –, avec un âge moyen de survenue de 34 ans.

3. Clinique

- Douleurs rectales avec ou sans diarrhée, rectorragie, syndrome dysentérique, ténésme (une tension douloureuse dans la région de l'anus avec sensation de brûlure et envie d'aller à la selle), épreintes (tension douloureuse au niveau de l'anus avec une envie constante d'aller à la selle).
- En cas de forte poussée, des douleurs abdominales et des signes généraux (fièvre, altération de l'état général, amaigrissement) peuvent être observés.
- Chez l'enfant et l'adolescent : une cassure des courbes staturo-pondérales (courbes de taille / poids) et/ou un retard pubertaire sont parfois notés.

4. Diagnostic et rôle de l'imagerie

Le diagnostic est établi par une analyse anatomopathologique de prélèvements biopsiques réalisés pendant la coloscopie.

Le diagnostic est basé sur l'aspect des lésions à l'endoscopie (rectosigmoïdoscopie, colonoscopie) et à l'examen microscopique (biopsies) après avoir exclu initialement une recto-colite infectieuse (par culture des selles).

5. Traitement

La RCH est une maladie incurable, les traitements actuels permettent de réguler les phases de poussée et de rémission et d'améliorer la qualité de vie du patient.

Le traitement médical comprend la sulfasalazine (Salazopyrine®) et son dérivé mésalazine (Asacol®, Claversal®, Colitofalk®, Pentasa®). Dans les atteintes du rectum et du côlon gauche, la mésalazine administrée respectivement en suppositoires et lavements ou mousses a un effet anti-inflammatoire beaucoup plus puissant qu'administrée par la bouche en dragées entérosolubles (se libérant dans l'intestin) lors des poussées de la maladie.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Dans les poussées plus graves affectant le côlon gauche ou tout le côlon, les corticostéroïdes sont très efficaces et doivent parfois être administrés par perfusions intraveineuses associées à des transfusions (hospitalisations). Dans les formes les plus graves évoluant vers la rémission grâce à ce traitement, les immunosuppresseurs azathioprine (Imuran®) et 6-mercaptopurine (Purinethol®) sont efficaces pour prévenir la récurrence. Dans certaines poussées très graves au cours d'une hospitalisation, un manque de réponse thérapeutique aux corticostéroïdes après 5 jours, peut justifier l'emploi prudent de ciclosporine en perfusions ou infliximab (Remicade®) pour éviter la chirurgie.

Le traitement chirurgical est indiqué en cas de poussées graves répétées ou en cas de résistance au traitement médical ou complications. Il consiste à réséquer tout le côlon et le rectum et à réaliser en un ou deux temps un réservoir en J constitué par la fin du petit intestin. Ce réservoir est anastomosé (soudé) au canal anal dont les muscles assurant la continence (sphincters) ont été préservés. On constitue ainsi un nouveau rectum. La maladie est en principe guérie mais dans environ 1/3 des cas, il peut survenir une inflammation du réservoir (pochite) qui est toutefois beaucoup moins grave que la maladie initiale et répond bien au traitement par métronidazole (Flagyl®).

6. Évolution

Tout comme pour les lésions inflammatoires dues à la maladie de Crohn, les lésions inflammatoires dues à la RCH peuvent possiblement être à l'origine de dysplasies légères. Dans certains cas, ces dysplasies légères évoluent vers des dysplasies sévères et potentiellement vers un cancer.

iii. Diagnostic différentiel de la maladie de Crohn et de la RCH

La distinction de la maladie de Crohn et de la RCH est essentielle car, comme on a pu le voir précédemment, les traitements appliqués sont différents. Cette distinction est complexe et s'appuie sur des données cliniques, radiologiques, histologiques. Dans le Tableau I-5 ci-dessous un récapitulatif, établi par un radiologue expérimenté (le Pr Frank Pilleul), des atteintes au niveau microscopique pour ces deux pathologies est indiqué [1].

Critères	RCH	Maladie de Crohn
Localisation de l'Inflammation	Localisée dans la muqueuse et la sous muqueuse	Transmurale (traverse toutes les couches de la paroi)

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Épaisseur de la sous muqueuse	Normale ou diminuée	Normale ou augmentée
Hyperhémie**	Intense	Rarement importante
Hyperplasie * lymphatique	Inconstante muqueuse et sous muqueuse	Habituelle et partout
Micro-abcès	Fréquent	Inconstant
Sécrétion de mucus	Diminuée	Peu ou pas diminuée
Cellules de Paneth	Augmentée	Rare
Granulome	Absent	60/70%
Fissure	Absente	Fréquente
Altération épithéliale	Existante	Absente
Ganglion lymphatique	Hyperplasie + plasmocytose	Granulome
Lésion anale	Non spécifique	Granulome fréquent

*L'hyperplasie est une augmentation du volume due à une augmentation du nombre de cellules, **L'hyperhémie est une accumulation de sang dans les vaisseaux d'un ou plusieurs organes (en l'occurrence dans le côlon/ rectum)

TABLEAU I-5 : TABLEAU COMPARATIF DES ATTEINTES MICROSCOPIQUES COMPARATIVES DE LA MALADIE DE CROHN ET DE LA RCH

Ces atteintes microscopiques se traduisent par des différences macroscopiques (Tableau I-6)

	RCH	Maladie de Crohn
Distribution	Continue	Segmentaire
Rectum	Habituellement atteint	Souvent normal
Iléon terminal	Atteint dans 10%	Atteint dans 20%
Muqueuse	Granulaire, ulcérée, pas de	Ulcères discrets, aspect en

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

	fissure	pavé, fissures
Hyperhémie	Intense	Rarement importante
Séreuse	Normale	Sérosités habituelles
Sténose Fibreuse	Rare	Habituelle
Fistules spontanées	Jamais	10%
Pseudo-polypes	Souvent évidents	Moins évidents et étendus
Lésion anales	Moins de 25%	Dans 75%, présence de fistules anales

TABLEAU I-6 : TABLEAU COMPARATIF DES ATTEINTES MACROSCOPIQUES DE LA RCH ET DE LA MALADIE DE CROHN

Par conséquent, en particulier pour observer les atteintes macroscopiques, l'imagerie et en particulier l'IRM, tient un rôle important pour le diagnostic différentiel de ces deux pathologies.

2.3. INCONTINENCE ANALE

i. Définition et épidémiologie

L'incontinence fécale désigne la perte involontaire de selles. L'incontinence touche aux USA entre 6 et 15% des femmes (en fonction de l'âge) et entre 6 et 10% des hommes [23].

ii. Étiologies

- Cause neurologiques : le diabète, la sclérose en plaque ou une atteinte à la moelle épinière peuvent diminuer le contrôle sur la partie basse du tractus gastro intestinal.
- Une extensibilité diminuée du rectum : une inflammation du tube digestif, qu'elle soit provoquée par les pathologies inflammatoire (Maladie de Crohn ou RCH évoquées plus haut) ou induite par des radiations ayant été déposées sur le rectum peut diminuer la capacité élastique du rectum et donc sa capacité à stocker des matières fécales
- Des diarrhées régulières qui peuvent être causées par les pathologies inflammatoires du tube digestif évoquées précédemment

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

- Atteintes d'un ou plusieurs sphincters anaux : les sphincters sont des muscles placés à l'extrémité du rectum. Ce sont eux, avec les muscles pelviens voisins, qui assurent la continence. Le plus souvent les atteintes ont pour origine un accouchement par voie vaginale ou une chirurgie anale.

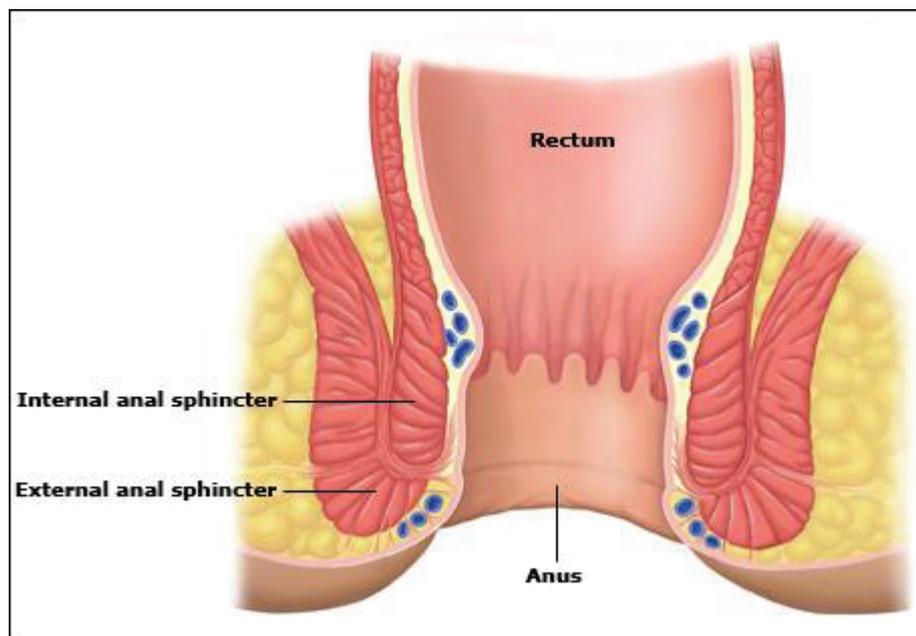


FIGURE I-22 ANATOMIE DU COLON AVEC L'EMPLACEMENT DES SPHINCTERS DU CANAL ANAL ASSURANT LA CONTINENCE

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

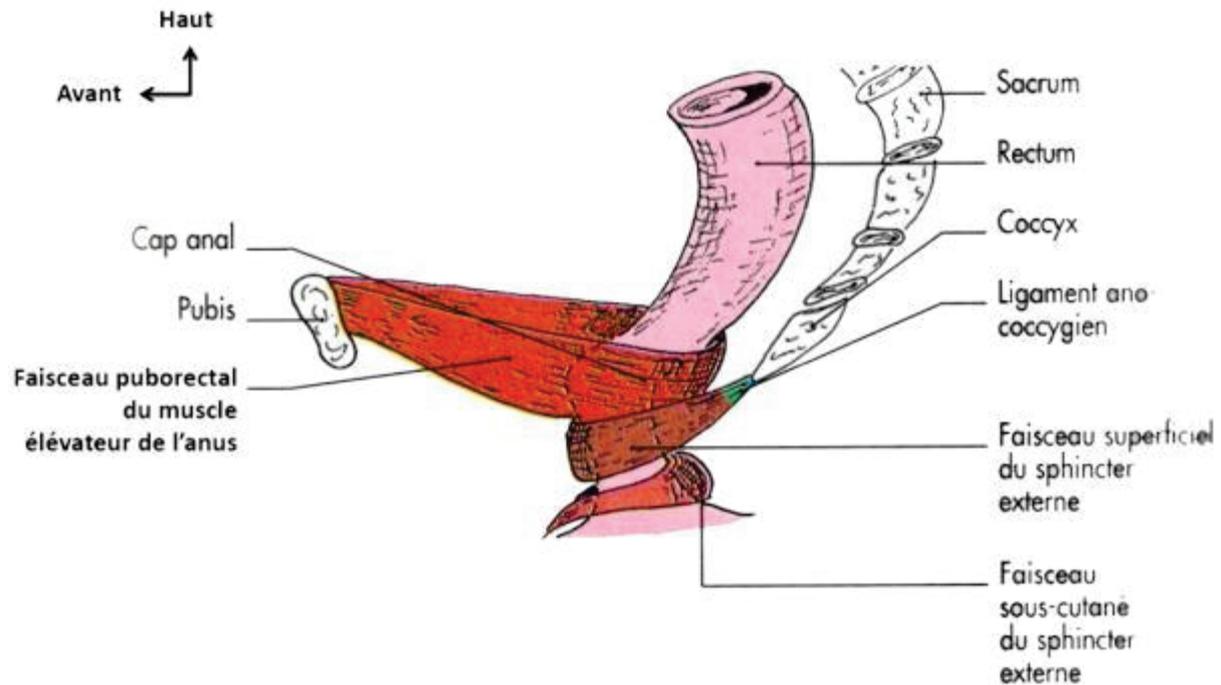


FIGURE I-23 : APPAREIL SPINCTERIEU DE L'ANUS

iii. Imagerie

Deux modalités d'imagerie sont privilégiées :

- L'écho-endoscopie ultrasonore : C'est aujourd'hui la technique de référence, elle permet de distinguer une atonie diffuse du muscle de déchirures. Elle présente aussi des avantages d'ordre pratique : disponibilité et faible coût. Elle a une limite principale : les contours de la couche musculaire de la paroi digestive sont mal définis ce qui rend difficile l'évaluation des dimensions des sphincters anaux externes. Ainsi l'éventuelle atrophie du sphincter externe, une des causes de l'incontinence fécale, ne peut être bien observée [24].
- L'IRM : Si l'incontinence du patient a pour cause une atteinte musculaire des sphincters anaux, l'IRM est une modalité qui permet une bonne visualisation des éventuelles déchirures de ces muscles. Les sphincters anaux sont bien visualisés en raison du bon contraste entre tissus mous et de la capacité, contrairement à l'écho-endoscopie ultrasonore, d'imager plusieurs plans différents. Cet examen est généralement effectué avec une sonde endoanale pour sa capacité reconnue à mieux visualiser les atteintes aux sphincters externes [25].

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

iv. Traitement

Il y a principalement trois types de traitement : thérapie médicamenteuse, thérapie par biofeedback et chirurgie. Ces traitements peuvent être associés ou non en fonction de la cause de l'incontinence fécale

- La thérapie médicamenteuse va viser à réduire la fréquence de l'incontinence et à solidifier les selles. Elle est utile dans toutes les étiologies. L'absorption de substances épaississantes telles que la méthycellulose (un type de fibre) et de médicaments anti-diarrhéiques tels que la lopéramide ou le diphenoxylate est une première possibilité. La prise de médicaments anticholinergiques, ce qui signifie que le médicament va s'opposer à l'action de l'acétylcholine et ralentir l'activité chimique et musculaire liée au transit intestinal en est une autre.
- La rééducation par biofeedback est sans danger pour le patient et non invasive. Elle consiste à aider le patient à identifier le besoin d'aller à la selle et à pouvoir contracter les différents muscles du canal anal (les sphincters) pour se retenir puis déféquer. On utilise cette technique surtout dans les étiologies neurologiques mais aussi parfois dans les pertes d'extensibilités du rectum et les déchirures des sphincters.
- Enfin, une réparation chirurgicale peut permettre de résoudre complètement le problème d'incontinence, il est particulièrement indiqué en cas d'atteinte au sphincter anal externe liée à un accouchement par voie basse. La colostomie, est une opération qui consiste à retirer une partie du tube digestif afin de brancher le côlon sur un sac destiné à contenir les selles du patient. Cette opération, étant donné les conséquences pour les patients, n'est envisagée qu'en dernier recours.

3. LE ROLE DE L'IMAGERIE DANS LA PRISE EN CHARGE DES PATHOLOGIES COLORECTALES ETUDIEES

3.1. IMAGERIE ANATOMIQUE DU CANCER COLORECTAL

L'imagerie a un rôle important dans la prise en charge des patients, en particulier lors du bilan d'extension initial et pour le suivi du patient au cours du traitement (après chirurgie ou radiothérapie par exemple). Certaines informations, nécessaires à l'intervention chirurgicale, ne peuvent être apportées que par un examen d'imagerie qui doit permettre de déterminer :

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

- La localisation de la tumeur ce qui comprend :
 - La marge anale (pour rappel c'est la distance entre la tumeur et l'anus). Elle permet de déterminer les possibilités de conservation des sphincters du patient.
 - Au niveau du rectum le péritoine se décolle du tube digestif pour devenir le fascia mésorectal. La distance entre la tumeur et le fascia mésorectal détermine les limites du méso, c'est ce qu'on appelle la marge de résection circonférentielle. Elle a un impact direct sur le risque de récurrence locale et métastatique [26].
- Les dimensions de la tumeur.
- Les infiltrations dans le mésocôlon ou dans le mésorectum (selon le segment de tube digestif concerné).
- La présence ou l'absence de métastases.

Lorsqu'on effectue un examen d'imagerie plusieurs techniques sont possibles : le scanner, l'écho-endoscopie et l'IRM principalement.

3.1.1. L'ÉCHO-ENDOSCOPIE ULTRASONORE

L'écho-endoscopie ultrasonore (EUS) consiste en un examen d'échographie (imagerie basée sur les ondes ultrasonores, similaire sur le principe aux sonars) particulier au sens où la sonde ultrasonore est introduite dans la lumière du tube digestif du patient soit par voie orale, soit par voie rectale.

L'écho-endoscopie est plutôt bien tolérée par les patients, profite d'une excellente disponibilité et son coût varie de faible à élevé, lorsqu'une anesthésie générale est requise. En s'appuyant sur une revue parue en 2013 [27], il apparaît que l'écho-endoscopie est particulièrement intéressante pour les stades précoces du cancer rectal (T1 et T2) où elle démontre une supériorité par rapport à l'IRM (utilisant une antenne multicanaux) en termes de sensibilité et de spécificité (Tableau I-7)

	Écho-endoscopie ultrasonore	IRM (antenne multicanaux externe)
T1		
Sensibilité	0.67 (0.62-0.73)	0.27 (0.17-0.40)
Spécificité	0.94 (0.93-0.95)	0.98 (0.97-0.99)
T2		
Sensibilité	0.64 (0.60-0.68)	0.59 (0.52-0.66)
Spécificité	0.85 (0.83-0.87)	0.77 (0.73-0.80)

TABLEAU I-7 : COMPARAISON DE L'EUS ET DE L'IRM POUR LES TUMEURS RECTALES T1 ET T2[27]

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

En revanche, comme toute technique endoscopique, cet examen nécessite une préparation du patient. En effet l'examen est rendu difficile en présence d'air dans le tube digestif du patient (ce qui se produit lorsque le patient n'est pas à jeun). De plus, pour que l'examen soit bien toléré, une anesthésie est généralement nécessaire ce qui augmente drastiquement le coût de l'examen et présente un risque supplémentaire pour le patient. Elle demande enfin une expertise de la part du praticien. D'un point de vue médical, les limites de l'écho-endoscopie portent sur la sous-estimation des atteintes aux ganglions lymphatiques avec une sensibilité limitée de l'ordre de 52%(Tableau I-8) et ne permet pas la détection de métastases [27],[28].

N1-2		
	Sensibilité	Spécificité
EUS	0.52 (0.45-0.58)	0.82 (0.78-0.85)
IRM (antenne multicanaux externe)	0.77 (0.71-0.82)	0.68 (0.62-0.73)
Scanner Rayons X	0.78 (0.75-0.81)	0.58 (0.53-0.62)

TABEAU I-8 : COMPARAISON DES DIFFERENTES MODALITES LA CLASSIFICATION N DU CANCER RECTAL [27]

3.1.2. LE SCANNER A RAYONS X

Lors de cet examen, des rayons X sont envoyés sur le patient et, après l'avoir traversé, sont réceptionnés par des scintillateurs. Dans le cadre du cancer colorectal, un scanner du thorax, de l'abdomen et du pelvis est effectué avec une injection de produit de contraste en intraveineuse et un lavement baryté (c'est-à-dire une injection de sulfate de baryum dans la lumière du côlon).

Le scanner à rayons X thoraco-abdomino-pelvien est un examen largement utilisé dans l'évaluation du tractus gastro-intestinal du fait d'une excellente disponibilité, et d'une faible invasivité [29]. Cet examen profite, tout comme l'IRM, d'un large champ de vue et permet en particulier de bien identifier les métastases.

Cependant la sensibilité de la classification T et N n'est pas au niveau de celle qu'on peut atteindre avec d'autres modalités d'imagerie : 73% pour la classification T et 59% pour la classification N[30]. De plus, c'est une technique irradiante, ce qui est une limitation par rapport aux autres modalités.

Le scanner à rayons X thoraco-abdomino-pelvien est un examen largement utilisé dans l'évaluation du tractus gastro-intestinal du fait d'une excellente disponibilité, et de son caractère faiblement invasif [29]. Cet examen profite, tout comme l'IRM, d'un large champ de vue et permet en particulier de bien identifier les métastases.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

Cependant la sensibilité de la classification T et N n'est pas au niveau de celle qu'on peut atteindre avec d'autres modalités d'imagerie : 73% pour la classification T et 59% pour la classification N[30]. De plus, c'est évidemment une technique irradiante ce qui est sa limitation comparé aux autres modalités non ionisantes.

3.1.3. L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE (IRM)

Lors d'un examen IRM, les tissus sont soumis à un champ magnétique statique élevé. L'aimantation créée est changée de son état d'équilibre par l'application d'une excitation magnétique. Lorsque cette excitation magnétique s'arrête, l'aimantation des tissus reprend son état originel et l'IRM consiste à mesurer le retour de cette aimantation à son état d'équilibre. Cette modalité d'imagerie sera abordée dans le détail dans le chapitre 2.

L'IRM est l'examen d'imagerie de première intention pour le bilan d'extension des cancers colorectaux de stade avancé, permettant de différencier les tumeurs T2 et T3, les tumeurs T3 et T4, les statuts N0 et N+ et les tumeurs impliquant ou non le fascia mésorectal. Ce dernier point est une spécificité de l'IRM [27][31][32]. L'IRM est également indiquée pour la classification néoadjuvante (ce qui veut dire précédant la chirurgie) après chimiothérapie. Elle permet d'observer notamment la stérilisation de glandes lymphatiques précédemment atteintes, qui montreront sur les images de RM une taille réduite et un signal homogène. L'examen d'IRM peut être réalisé soit avec une antenne torse externe, soit avec un capteur interne, appelé capteur endoluminal, inséré par voie rectale dans la lumière du patient. En routine clinique, l'examen est le plus souvent réalisé avec une antenne externe.

Les limites de l'IRM touchent aujourd'hui à sa faible spécificité et sensibilité pour les premiers stades pour les premiers stades du cancer colorectal. Aujourd'hui, l'Écho-endoscopie et l'IRM ne permettent pas de classification TNM précise post radiothérapie [33]. De plus, d'un point de vue pratique, l'examen IRM reste, en France, un examen coûteux (de l'ordre de 150 euros). Enfin, le parc d'IRM en France s'élève à environ 600, un nombre insuffisant au vu de la population française et des indications multiples de l'IRM comme examen de première intention, le temps d'attente moyen de 30,5 jours pour cet examen est largement supérieur à celui des autres modalités : scanner à rayon X ou écho-endoscopie ultrasonore [34].

Les examens que nous venons de présenter (écho-endoscopie ultrasonore, scanner à rayons X et IRM) sont tous les trois pratiqués en routine clinique. Cependant, d'autres modalités et d'autres

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

techniques d'imagerie sont explorées afin d'obtenir non seulement des informations anatomiques mais aussi des informations métaboliques ou fonctionnelles du cancer colorectal. En particulier, le Tomographe à Émission de Positrons (TEP), la Spectrométrie de Résonance Magnétique (SRM) et l'IRM de diffusion. Leur pertinence clinique est en cours d'exploration.

3.2. IMAGERIE METABOLIQUE DU CANCER COLORECTAL

Le métabolisme, par définition, est l'ensemble des réactions biochimiques se produisant dans le corps humain. Imager le métabolisme du cancer, c'est donc imager les réactions biochimiques anormales consécutives à la présence d'un cancer. L'imagerie métabolique du cancer colorectale s'intéresse principalement à deux mécanismes : l'insensibilité à l'apoptose et l'augmentation de la consommation de glucose. L'augmentation de la consommation de glucose résulte d'une glycolyse (= destruction des liaisons de la molécule de glucose) augmentée. Ces changements sont la manifestation phénotypique des changements génétiques subis par la cellule cancéreuse. Pour rappel, le phénotype est l'ensemble des caractères observables (caractère anatomique, morphologique, moléculaire, physiologique, ou éthologique) d'un organisme vivant.

Deux modalités d'imagerie métabolique ; le TEP (Tomographe à Émission de Positrons) et la spectrométrie de résonance magnétique (SRM) permettent une observation directe du métabolisme. De plus, l'IRM de diffusion permet une observation indirecte du métabolisme tumoral (en particulier de l'insensibilité à l'apoptose).

3.2.1. METABOLISME DU GLUCOSE (TEP)

Les cellules tumorales surexpriment un transporteur du glucose (GLUT-1). On attache à ce transporteur un radionucléide ^{18}F . À l'intérieur de la cellule une réaction chimique le transforme en glucose-6-phosphate. Cette molécule est ensuite piégée dans la cellule tumorale [35]. Néanmoins, la sensibilité de cette imagerie est faible pour les adénocarcinomes muqueux qui manifestent une activité métabolique peu importante. Pour l'instant, le bénéfice/risque pour le patient n'a pas été démontré, cet examen irradiant n'a pas démontré d'apport significatif en termes de spécificité ou de sensibilité [36].

3.2.2. L'EFFET WARBURG (SRM)

Le métabolisme énergétique humain se décompose en trois étapes: la glycolyse, le cycle de Krebs et la chaîne de transport d'électrons [37] (voir Annexe 1) et diffère pour les cellules cancéreuses et les

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

cellules saines. Les cellules cancéreuses, à l'inverse des cellules saines, dont la production d'énergie repose principalement sur la phosphorylation oxydative, produisent l'énergie dont elles ont besoin par glycolyse aérobie, un phénomène que l'on appelle l'effet Warburg. Ceci implique une augmentation significative de la quantité de Lactate : 85% des molécules de pyruvate produites par glycolyse sont ainsi transformées en molécules de Lactate (Figure II-21).

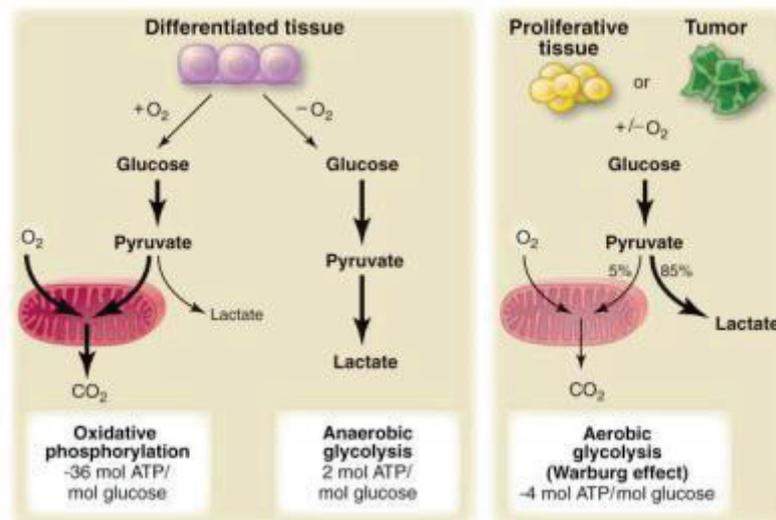


Figure I-24 : Chaînes métaboliques permettant la production d'énergie par glycolyse dans le cas de cellules normales et de cellules cancéreuses[38]

Ces changements métaboliques dans les réactions de glycolyse aérobie (= en présence d'oxygène) et de phosphorylation oxydative (= en présence d'oxygène) présentent un intérêt particulier car ils sont précurseurs de l'évolution future de la tumeur. La spectrométrie de résonance magnétique est une technique sensible à l'évolution des métabolites participant au cycle énergétique (notamment les molécules de Pyruvate et les molécules de Lactate). Ainsi, une étude a permis de démontrer que la SRM du noyau carbone (¹³C) peut permettre de détecter les altérations du cycle de glycolyse et ainsi permettre de prédire l'évolution future de la tumeur [39].

3.2.3. INSENSIBILITE A L'APOPTOSE ET CELLULARITE DE LA TUMEUR (IRM DE DIFFUSION)

Comme les cellules tumorales présentent une insensibilité à l'apoptose, la densité de cellules (ou cellularité) dans les tissus tumoraux sera plus importante que dans les tissus sains. Certains tissus sains : les glandes lymphatiques, la muqueuse du tube digestif et l'endomètre peuvent néanmoins

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

présenter une cellularité similaire à celles de celles cancéreuses. C'est donc une limite à la spécificité de l'examen.

Dans les tissus à forte cellularité, la diffusion de l'eau sera restreinte. Cette restriction en diffusion peut être observée par IRM de diffusion. L'IRM de diffusion sera expliquée plus en détail ultérieurement. Brièvement, c'est une technique qui permet d'obtenir une image reflétant les déplacements microscopiques de noyaux d'hydrogènes. La pondération de ces images en diffusion est paramétrée par un facteur b : plus ce facteur b est élevé, plus l'image est pondérée en diffusion. Lors d'acquisitions d'images de diffusion IRM fortement pondérées en diffusion ($b = 800, 1000 \text{ s/mm}^2$), les zones présentant une cellularité anormalement forte apparaîtront en hyperintensité. Ce principe est à la base d'études menées montrant que l'imagerie de diffusion à b élevé peut être utile pour détecter et définir l'extension de la tumeur [40].

3.3. IMAGERIE FONCTIONNELLE DU CANCER COLORECTAL

L'intérêt clinique d'une imagerie fonctionnelle du cancer de manière générale a déjà été montré [41][42]. L'imagerie fonctionnelle du cancer colorectal s'intéresse principalement à l'observation du mécanisme d'angiogenèse (l'angiogenèse assure l'apport en oxygène et nutriments aux cellules tumorales voir partie 1.c). En effet, celle-ci survient très tôt dans le processus de développement du cancer colorectal via la surexpression d'un facteur de croissance endothéliale vasculaire (VEGF –Vascular Endothelial Growth Factor- 1 e t2) qui peut être corrélé au stade de la tumeur.

Cette vascularisation anormale peut être observée en imagerie de perfusion, que ce soit en imagerie de perfusion par IRM ou en imagerie de perfusion par scanner à rayons X. L'IRM de perfusion est généralement réalisée par une imagerie dynamique après injection en bolus d'un agent de contraste exogène, un chélate de gadolinium (en anglais DCE-MRI pour Dynamic Contrast Enhanced MRI). Une imagerie de perfusion par scanner à rayons X (en anglais DCE-CT) peut être réalisée en appliquant le même protocole. Ces images permettent, en appliquant un modèle pharmacocinétique, d'en déduire les paramètres de perfusion comme par exemple le flux sanguin, le volume sanguin ou le temps de transit moyen.

- Imagerie de perfusion par scanner à rayons X (DCE-CT)

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

L'estimation du flux sanguin réalisé sur des images DEC-CT a permis de montrer un flux sanguin significativement réduit pour les patients qui sont aux premiers stades de la tumeur mais qui développeront plus tard des métastases [43].

- IRM de perfusion (DCE-MRI)

L'analyse des images DCE-MRI peut être qualitative, en se basant simplement sur les changements d'intensité observées sur l'image, ou quantitative pour déterminer l'évolution de la concentration en produit de contraste dans le sang. Pour modéliser l'évolution de la concentration en produit de contraste dans le sang il est nécessaire d'adopter un modèle pharmacocinétique. Le modèle pharmacocinétique le plus utilisé est celui de Tofts [44]. Ce modèle bi-compartimental repose sur deux constantes:

- K_{trans} qui représente le débit du plasma sanguin vers l'espace interstitiel
- K_{ep} qui représente le débit de l'espace interstitiel vers le plasma sanguin (Figure I-25).

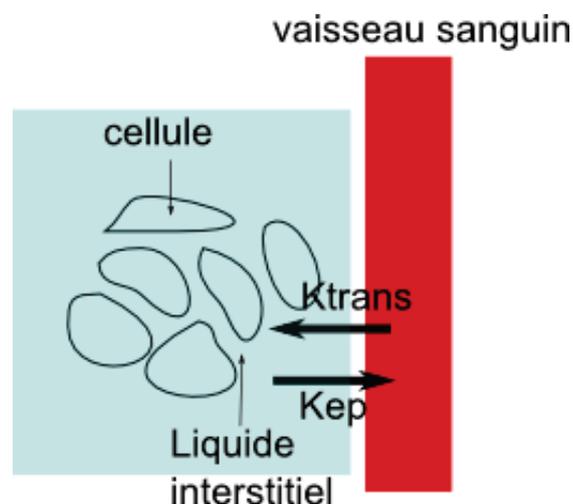


FIGURE I-25 : SCHEMA REPRESENTANT LES ECHANGES ENTRE PLASMA SANGUIN ET LIQUIDE INTERSTITIEL

L'angiogenèse consécutive à l'apparition d'une tumeur produit des vaisseaux dont la structure est plus fine et donc plus perméable [45]. Par conséquent, les molécules de poids faible du produit de contraste franchiront la paroi des vaisseaux sanguins pour aller dans l'espace interstitiel (espace intercellulaires) à un débit K_{trans} qui sera supérieur à celui observé pour des vaisseaux sanguins normaux. Ce débit est déterminé par la perfusion, par la perméabilité de la paroi du vaisseau sanguin et par la surface d'échange [46]. La valeur du débit K_{trans} est également un biomarqueur potentiel de l'activité résiduelle de la maladie après chimiothérapie.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

4. CONCLUSION ET OBJECTIF DU TRAVAIL DE THESE

L'IRM a aujourd'hui une place importante dans l'examen des pathologies du côlon, elle est un outil précieux pour le diagnostic différentiel des MICI (maladie de Crohn et RCH) et est l'examen d'imagerie de choix pour les stades avancés du cancer colorectal.

Cependant, la qualité d'image (résolution spatiale et rapport signal sur bruit) accessible avec des capteurs externes, malgré des progrès significatifs ces dernières années, n'est pas toujours suffisante, en particulier pour les stades T1 T2 du cancer colorectal où l'écho-endoscopie est préférée à l'IRM. Depuis les premiers travaux de Hurst [47], de nombreuses études *in vitro* et *in vivo* ont attesté du bénéfice des capteurs internes insérés dans la lumière du côlon (qu'on appelle capteurs endoluminaux) pour caractériser les tissus dans le voisinage immédiat du capteur [48][49]. En effet, les capteurs endoluminaux permettent localement une augmentation très significative du rapport signal sur bruit (RSB) par rapport aux capteurs externes de référence. Ce gain en sensibilité peut alors être mis à profit pour acquérir des images avec une résolution spatiale plus élevée ou pour réduire significativement le temps d'acquisition [50]. Ainsi, l'analyse morphologique pariétale en imagerie RM proton pour l'identification des couches constituant la paroi digestive avec des capteurs endoscopiques miniatures (quelques millimètres) a été démontrée à 1,5T par rapport aux capteurs externes sur des modèles animaux [51][52][53][50]. Les travaux réalisés jusqu'à présent, fondés sur des images morphologiques de la paroi colique chez des animaux sains et pathologiques, ont permis de distinguer clairement les différentes couches pariétales[54][55][51]

Dans le cadre de ma thèse de doctorat, il est donc proposé de développer à 3T un capteur interne peu invasif permettant une analyse multi-échelle, multi-paramétrique en s'appuyant sur une imagerie morphologique endoluminale à haute résolution spatiale, couplée à une caractérisation lésionnelle par l'utilisation de séquences dédiées (diffusion, spectroscopie). Ce protocole devra être compatible avec une exploration de l'extension lésionnelle (ganglionnaire, vasculaire ou métastatique...) réalisée dans le cadre d'un examen clinique standard.

L'aspect multi-échelle concerne l'intégration du capteur au sein du réseau d'antenne pour l'élaboration d'un protocole intégré d'exploration ne se limitant pas au capteur endoluminal. Ainsi, des images avec des résolutions et des champs de vues complémentaires permettront une analyse complète.

Le rôle de l'IRM dans la prise en charge de pathologies colorectales handicapantes et/ ou mortelles

L'aspect multiparamétrique sera abordé à la fois par la combinaison de séquences de diffusion et de spectrométrie de résonance magnétique adaptées au champ d'observation réduit et aux caractéristiques spécifiques du capteur. La faisabilité de l'imagerie de diffusion IRM s'appuyant sur un capteur endoluminal sera étudiée, en essayant de tirer profit de l'apport de signal fourni par le capteur endoluminal [49]. Des acquisitions de spectroscopie de résonance magnétique du proton seront réalisées avec pour objectif la distinction de tumeurs malignes et bénignes. L'évaluation des concentrations de certains métabolites (Choline, Lactate par exemple) peut permettre cette distinction[56]. Cependant, le rapport signal à bruit de cette technique est intrinsèquement faible les concentrations des métabolites observés étant de l'ordre de la dizaine de mmol/L (Choline, Créatine par exemple). Dans cette perspective, l'emploi d'un capteur endoluminal permettrait d'observer des zones plus petites (d'acquérir des voxels de faible volume). Toutefois, la différence de susceptibilité magnétique entre l'air contenu dans le colon et la paroi intestinale induit des variations locales du champ magnétique. Cette différence de susceptibilité entraîne des artéfacts d'imagerie en forme et en intensité liés à des erreurs de codage [57] qui ne peuvent qu'être partiellement compensés par l'augmentation de l'intensité du gradient de lecture. Nous tenterons de nous affranchir de manière matérielle en modifiant la conception du capteur endoluminal.

Enfin, le développement de l'IRM interventionnelle et de structures radiofréquences endoluminales pose la question de la sécurité du patient. Dans ce domaine, CREATIS a acquis une expérience à travers la réalisation de simulations électromagnétiques mais aussi d'un grand nombre de mesures expérimentales. Ainsi, les travaux déjà réalisés dans ce domaine ont permis de bien appréhender les mécanismes complexes mis en jeu[58] [59] [60]. Des dispositifs visant à limiter l'échauffement radiofréquence (RF) et adaptés à un capteur endoluminal, destiné à une insertion par voie rectale, seront donc conçus et validés.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

II. CONCEPTION, REALISATION ET EVALUATION D'UN CAPTEUR ENDOLUMINAL IRM ADAPTE A L'OBSERVATION DE LA PAROI DIGESTIVE

Dans ce chapitre, le principe physique de formation d'une image de résonance magnétique à partir du signal de résonance magnétique sera tout d'abord présenté. La qualité de l'image de résonance magnétique obtenue repose sur un compromis entre plusieurs critères : le rapport signal à bruit, le temps d'acquisition et la résolution spatiale.

L'imagerie par résonance magnétique repose sur le fait qu'un noyau possède une fréquence de résonance spécifique. Cependant, la fréquence de résonance d'un même noyau, placé dans un environnement chimique différent (électrons et noyaux voisins) sera décalée. Ce phénomène physique, dit de déplacement chimique, est la base de la Spectrométrie de Résonance Magnétique (SRM) qui sera ensuite présentée. En outre, des couplages s'exercent entre des noyaux voisins et induisent, pour un même noyau, de multiples fréquences de résonances qui reflètent la structure de la molécule à laquelle le noyau appartient. Ce phénomène physique, dit de couplage spin-spin, est à l'origine des multiplets observés en spectrométrie de résonance magnétique. De même qu'en imagerie par résonance magnétique, il existe plusieurs critères de qualité (rapport signal à bruit, largeur de raie à mi-hauteur) pour un spectre de RM que nous définirons.

Que ce soit en IRM ou en SRM, le signal de résonance magnétique est transmis du capteur endoluminal de réception à la console de visualisation par une chaîne de propagation. Différents éléments composent cette chaîne: le capteur de réception, le câble de réception, le connecteur et enfin le scanner IRM. Le rôle de chacun de ces éléments sera expliqué et en particulier le rôle du capteur endoluminal de réception et le câble de réception.

Enfin, je présenterai les travaux réalisés. Au commencement de mon projet de thèse, je disposais d'un capteur endoluminal développé et validé à 1,5T par des expériences in vitro et in vivo (cochon et homme). Ce dispositif, valorisé par un brevet mais n'ayant fait l'objet d'aucune publication, était conçu pour un scanner IRM 1,5T Magnetom Symphony (Siemens, Erlangen, Allemagne). La première étape de mes travaux de thèse a consisté à développer un capteur endoluminal, basé sur ce prototype, pour permettre des acquisitions sur un scanner IRM 3T DV MR 750 (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, US).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

1. LA FORMATION D'UNE IMAGE DE RESONANCE MAGNETIQUE

1.1. PRINCIPES PHYSIQUES : RESONANCE MAGNETIQUE ET SIGNAL DE RELAXATION

1.1.1. LES BASES

Le spin est une propriété fondamentale d'une particule au même titre que la masse ou la charge électrique. Le spin est un multiple positif ou négatif de $\frac{1}{2}$. Les protons, les neutrons et les électrons possèdent un spin. Par conséquent, les noyaux qui sont composés de protons et de neutrons possèdent également un spin.

Soit Z le numéro atomique (c'est-à-dire le nombre de protons du noyau d'un atome) et A le nombre de masse (c'est-à-dire le nombre de protons et de neutrons appartenant au noyau). Pour un noyau donné selon le spin (noté S) est déterminé par A et Z (voir Tableau II-1).

A	impair	Pair	Pair
Z	Pair ou Impair	Impair	Pair
S	demi-entier	entier	nul
Exemples	$S = \frac{1}{2}, {}^1_1\text{H}, {}^{31}_{15}\text{P}, {}^{19}_9\text{F}$	$S = 1, {}^2_1\text{H}, {}^{14}_7\text{N}$	$S = 0, {}^{12}_6\text{C}$ (Donc : pas de RMN du carbone 12 dont l'abondance naturelle est d'environ 99% ; le carbone n'interférera pas en RMN du proton)

TABEAU II-1 : DETERMINATION DU NOMBRE DE SPIN S EN FONCTION DU NOMBRE DE MASSE Z ET DU NUMERO ATOMIQUE Z. TABLEAU EXTRAIT DE [61]

Considérons un noyau d'Hydrogène ${}^1\text{H}$, ce noyau possède un unique proton. Le spin de ce proton peut être représenté par un moment magnétique dipolaire $\vec{\mu}$, analogue à celui qui serait généré par un petit aimant avec un pôle Nord et un pôle Sud (Figure II-1)

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

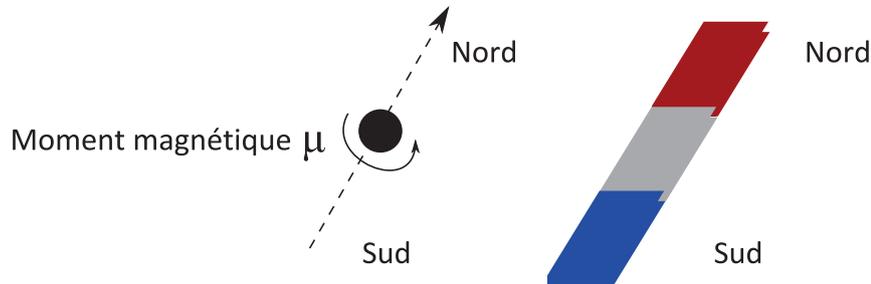


FIGURE II-1 : LE SPIN D'UN PROTON GÈNERE UN CHAMP MAGNETIQUE APPELE MOMENT MAGNETIQUE

Lorsqu'un proton est placé dans un champ magnétique extérieur \vec{B}_0 , le moment magnétique dipolaire $\vec{\mu}$ associé à son spin précesse autour d'un axe aligné avec la direction de \vec{B}_0 soit dans le même sens (spin parallèle), soit dans le sens opposé (spin anti-parallèle). Ces orientations : spin parallèle et spin antiparallèle, correspondent respectivement à un niveau d'énergie bas (Nord Nord Sud Sud) ou à un niveau d'énergie haut (Nord Sud Nord Sud) voir Figure II-2.

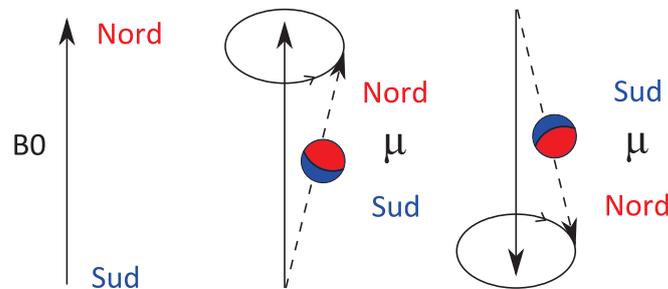


FIGURE II-2 : SPIN PARALLELE (GAUCHE) ET SPIN ANTI-PARALLELE(DROITE) SOUMIS A UN CHAMP MAGNETIQUE

Un proton possédant un spin peut transiter d'un niveau d'énergie à un autre. Lors de la transition du proton d'un niveau d'énergie haut à un niveau d'énergie bas, l'énergie perdue est nécessairement dissipée. À l'inverse, pour que le proton transite d'un niveau d'énergie bas à un niveau d'énergie haut, l'énergie ΔE égale à la différence d'énergie entre le niveau d'énergie haut et le niveau d'énergie bas doit être apportée par une source extérieure. D'après la loi de Planck, cette énergie doit valoir :

$$\Delta E = h\nu_0 \quad (2.1)$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Avec ΔE la différence d'énergie entre les deux niveaux (J) et ν_0 la fréquence de résonance (Hz) et h la constante de Planck $h = 6.626 \times 10^{-34}$ J.s. Cela implique qu'un noyau possédant un spin peut absorber une onde électromagnétique de fréquence ν_0 . La fréquence de résonance ν_0 du noyau dépend du rapport gyromagnétique de ce noyau et de l'intensité du champ magnétique extérieur B_0 , c'est ce qu'on appelle la loi de Larmor :

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.2)$$

Avec ω_0 la fréquence angulaire ou pulsation de résonance en rd/s ($\omega_0 = 2\pi\nu_0$ ou ν_0 la fréquence de résonance en Hz), γ le rapport gyromagnétique (Hz/T) (pour le noyau d'hydrogène $\gamma_{1H} = 42.57$ MHz/T) et B_0 le champ magnétique (T).

Considérons désormais un ensemble de protons, chaque proton possédant un spin. Les spins de cet ensemble seront soit parallèles soit anti-parallèles. La différence de population entre les deux niveaux d'énergie (correspondant aux deux orientations) est décrite par la loi de Boltzmann :

$$\frac{N_-}{N_+} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \quad (2.3)$$

Avec N_- le nombre de spins dans le niveau bas d'énergie, N_+ le nombre de spins dans le niveau haut d'énergie, ΔE la différence entre les deux niveaux d'énergie (J), k la constante de Boltzmann 1.3805×10^{-23} J/K et T la température (K). Cette relation implique également que $N_- < N_+$ c'est-à-dire que un nombre de spins plus important se trouve dans le niveau haut d'énergie.

L'ensemble des moments magnétiques des spins peut alors être représenté par un unique vecteur appelé aimantation \vec{M}_0 et qui est la somme vectorielle des moments magnétiques dipolaires de chaque spin et possède le même sens et la même direction que \vec{B}_0 (Figure II-3). L'aimantation \vec{M}_0 est dans le sens parallèle en raison de la légère surpopulation dans le niveau bas d'énergie (équation (2.3)).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

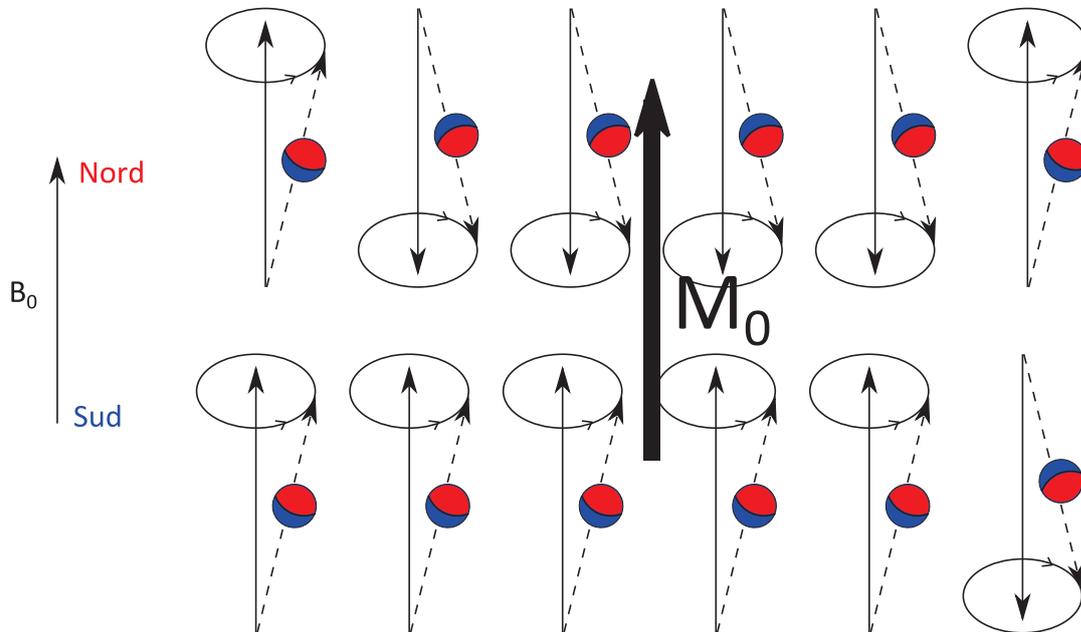


FIGURE II-3 : L'AIMANTATION M_0 FORMÉE PAR UN ENSEMBLE DE SPINS SOUS L'ACTION D'UN CHAMP MAGNETIQUE EXTERIEUR B_0

1.1.2. LE PHENOMENE DE RESONANCE MAGNETIQUE

La résonance magnétique est appelée ainsi en raison du mécanisme de résonance mis en jeu qui est analogue à celui que l'on peut observer en mécanique.

Prenons l'exemple d'un pont : lorsque des piétons parcourent un pont, ils créent des vibrations dans la structure mécanique du pont. Il existe une certaine cadence de marche des piétons pour laquelle les vibrations créées seront grandement amplifiées, ce qui peut potentiellement causer la destruction du pont. En termes scientifiques lorsque l'excitation mécanique (générée par les piétons) est de fréquence ν_0 , la fréquence de résonance du pont (correspondant aux modes propres de vibration du pont), l'énergie mécanique de l'excitation sera absorbée. Cette énergie mécanique sera ensuite restituée sous forme de vibrations mécaniques.

En résonance magnétique, l'excitation est de nature électromagnétique : un champ magnétique, appelé B_1 par convention, excite les tissus que l'on désire observer. Cette excitation magnétique est appelée impulsion Radio Fréquence (RF). Lorsqu'il est soumis à un champ magnétique

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

B_0 statique, le noyau d'hydrogène ^1H possèdent une fréquence de résonance ν_0 , fréquence pour laquelle l'énergie de l'impulsion RF est absorbée puis réémise sous forme d'onde électromagnétique à l'arrêt de l'impulsion RF. Ce principe de résonance magnétique a été observé pour la première fois en 1946 par les physiciens Bloch et Purcell pour des travaux récompensés par un prix Nobel.

1.1.3. LE SIGNAL DE RESONANCE MAGNETIQUE

Le signal que l'on mesure en IRM est un signal de relaxation qui intervient après arrêt de l'excitation magnétique. Initialement, les spins des tissus humains sont soumis à un champ magnétique \vec{B}_0 qui est supposé homogène (de direction et d'intensité identique en tous points de l'espace) et statique (\vec{B}_0 est indépendant du temps). Sous l'effet du champ magnétique \vec{B}_0 les noyaux d'hydrogène de l'échantillon vont générer une aimantation \vec{M}_0 dans le sens et la direction de \vec{B}_0 (notée z). Cette aimantation est en précession autour de B_0 à la vitesse ω_0 . Dans un repère fixe (x,y,z), l'impulsion RF va amener progressivement l'aimantation M_0 dans le plan (xy) par un mouvement de nutation (Figure II-20 Figure II-4, partie gauche). Dans un repère (x',y',z) tournant à la vitesse de précession de l'aimantation : à la vitesse ω_0 , l'aimantation M_0 va basculer dans le plan (x',y'). À l'arrêt de l'impulsion RF, l'aimantation va reprendre progressivement sa direction et son sens d'origine autrement dit se relaxer. Le signal de résonance magnétique est engendré par la relaxation de cette aimantation.

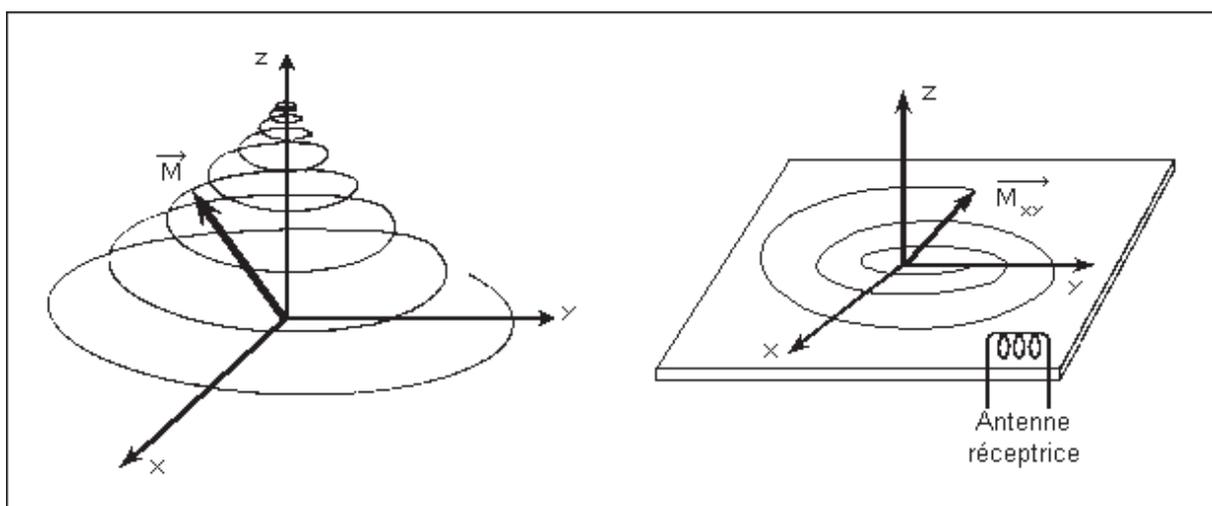


FIGURE II-4 : SCHEMA MONTRANT LE MOUVEMENT DE NUTATION DE L'AIMANTATION (GAUCHE) ET DE ROATION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE DANS LE PLAN (X,Y) (DROITE).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Avant l'application de l'impulsion RF, l'aimantation est longitudinale, elle suit la direction z du champ \vec{B}_0 ($\vec{M} = M_0 \vec{z}$). A l'arrêt de l'impulsion RF, pour une impulsion de 90° , l'aimantation a complètement basculé dans le plan (xy) ($\vec{M} = M_x \vec{x} + M_y \vec{y}$) et est donc devenue transversale. L'aimantation longitudinale va alors progressivement repousser selon une loi exponentielle de constante de temps T1 et l'aimantation transversale progressivement régresser selon une loi exponentielle de constante de temps T2. On parle respectivement de relaxation transversale et de relaxation longitudinale (Figure II-5)

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.4)$$

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (2.5)$$

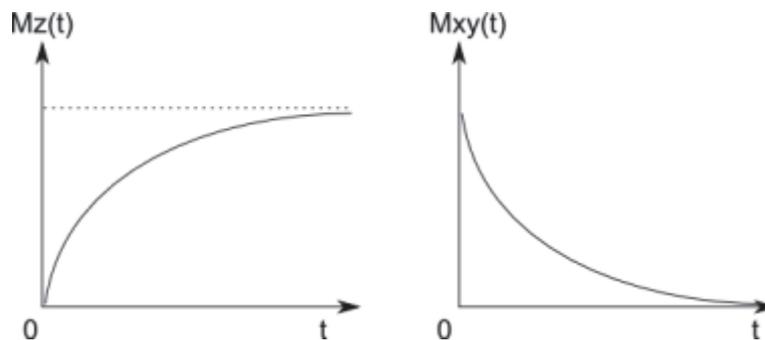


FIGURE II-5 : EVOLUTION DE L'AIMANTATION LONGITUDINALE (GAUCHE) ET TRANSVERSALE (DROITE)

Il faut noter que la relaxation T2 est plus rapide que la relaxation T1 (facteur 5 à 10).

Par conséquent si l'on place une bobine selon l'axe x, une tension est induite par le champ magnétique alternatif vu par l'antenne (Figure II-4). La composante transversale s'exprime alors :

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2^*} \cos(\omega_0 t) \quad (2.6)$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

1.2. L'ENCODAGE SPATIAL DE L'IMAGE IRM

Suite à l'impulsion RF, le signal de relaxation est formé par les contributions émises par tous les protons du volume qui a subi l'excitation. Il est important de pouvoir déterminer la contribution de chacun des éléments de volume (voxels) de l'échantillon, c'est ce qu'on appelle l'encodage spatial.

1.2.1. SELECTION DE COUPE ET ENCODAGE SPATIAL DANS LE PLAN

Une impulsion RF de fréquence ν_0 met en résonance un volume lorsqu'il est soumis à un champ B_0 tel que $2\pi\nu_0 = \gamma_{1H}B_0$ (d'après la loi de Larmor). Pour sélectionner une coupe, un gradient de champ magnétique est appliqué selon la direction de coupe souhaitée et ceci de manière concomitante à l'impulsion RF (Figure II-6).

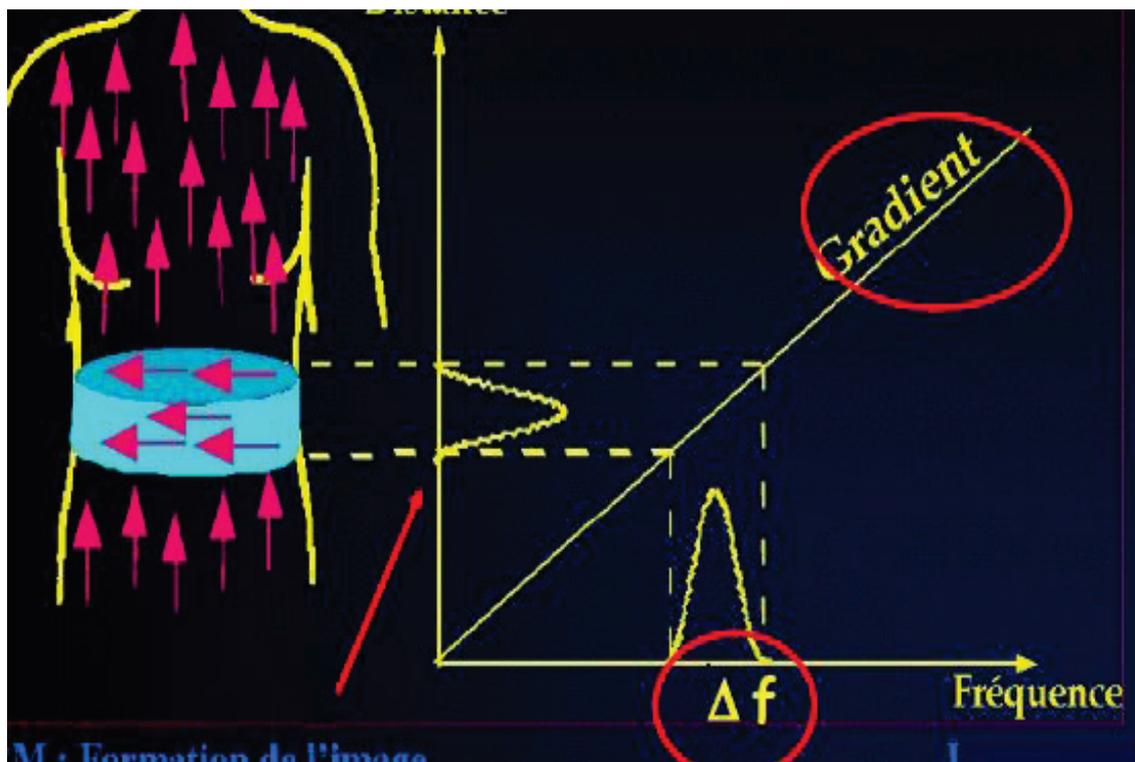


FIGURE II-6 : DESSIN REPRESENTANT UNE SELECTION DE COUPE AVEC UNE EXCITATION SELECTIVE[62]

Soit $\nu \in [\nu_0 - \Delta\nu/2, \nu_0 + \Delta\nu/2]$ avec ν la fréquence de l'impulsion RF. En effet, l'impulsion RF est de durée finie ce qui implique qu'elle possède une bande passante $\Delta\nu$ autour de la fréquence ν_0 .

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Soit $B(z) = B_0 + G_z \cdot \Delta z$ le champ magnétique statique appliqué à l'échantillon à observer. Le gradient G_z est appliqué selon la direction z , ceci implique que seule une coupe selon z entrera en résonance. D'après la loi de Larmor $\nu = \gamma B_0 + \gamma G_z \cdot \Delta z \Rightarrow \Delta \nu = \gamma G_z \cdot \Delta z$

$$\Leftrightarrow \Delta z = \frac{\Delta \nu}{\gamma G_z} \quad (2.7)$$

D'un point de vue physique l'éq (2.7) indique que pour sélectionner une coupe fine selon z , il est nécessaire soit d'appliquer un gradient G_z de forte intensité, soit d'émettre une impulsion RF de bande passante très étroite. La valeur limite atteignable par G_z est fixée par les capacités matérielles des gradients de champ magnétique installés sur l'IRM. À titre d'exemple, l'imageur clinique General Electric Healthcare Discovery MR 750 possède des gradients dont la valeur maximale est de 50 mT/m.

Une fois une coupe sélectionnée, il est nécessaire d'encoder les deux directions du plan de coupe sélectionné, elles seront notées arbitrairement x et y .

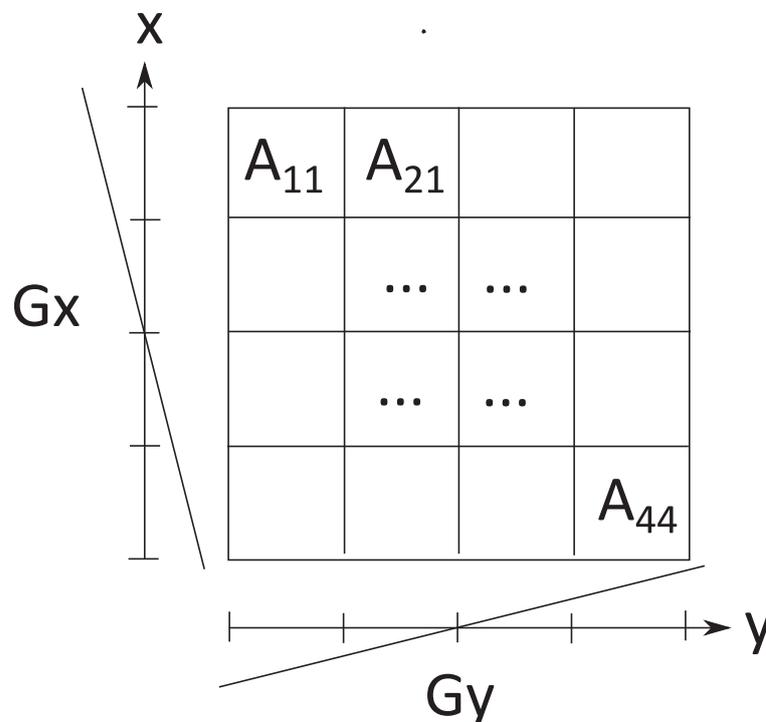


FIGURE II-7: ENCODAGE SPATIAL DES DEUX DIRECTIONS DU PLAN DE COUPE AVEC UN GRADIENT D'ENCODAGE DE PHASE (G_x) ET UN GRADIENT D'ENCODAGE EN FREQUENCE (G_y)

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Selon x , l'encodage spatial est réalisé par un gradient d'encodage de phase (G_x) qui est appliqué avant la lecture du signal. Après son application, des différences de phase suivant l'axe x existent. Selon y , l'encodage spatial est réalisé par un gradient d'encodage en fréquence qui est appliqué pendant la lecture, au moment de l'écho.

Le gradient d'encodage en fréquence G_y modifie le champ magnétique B_0 selon la relation $B(y) = B_0 + G_y \cdot \Delta y$. Par conséquent, d'après la loi de Larmor, $\nu(y) = \nu_0 + \gamma G_y \Delta y$ ce qui en termes mathématiques traduit le fait que la direction y est encodée par la fréquence.

Soit deux pixels à deux positions x différentes : x_1 et x_2 avec $x_2 > x_1$. Lors de l'application du gradient d'encodage de phase, le champ magnétique B_0 en x_2 devient supérieur au champ magnétique B_0 en x_1 . Par conséquent, d'après la loi de Larmor, l'aimantation en x_2 précesse à une fréquence angulaire (ou pulsation) supérieure à la fréquence de précession de l'aimantation en x_1 . À l'arrêt de l'application du gradient d'encodage de phase, les aimantations ont par conséquent des phases différentes ϕ_2 et ϕ_1 avec $\phi_2 > \phi_1$ (Figure II-8). Par conséquent, la direction x est encodée par la phase.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

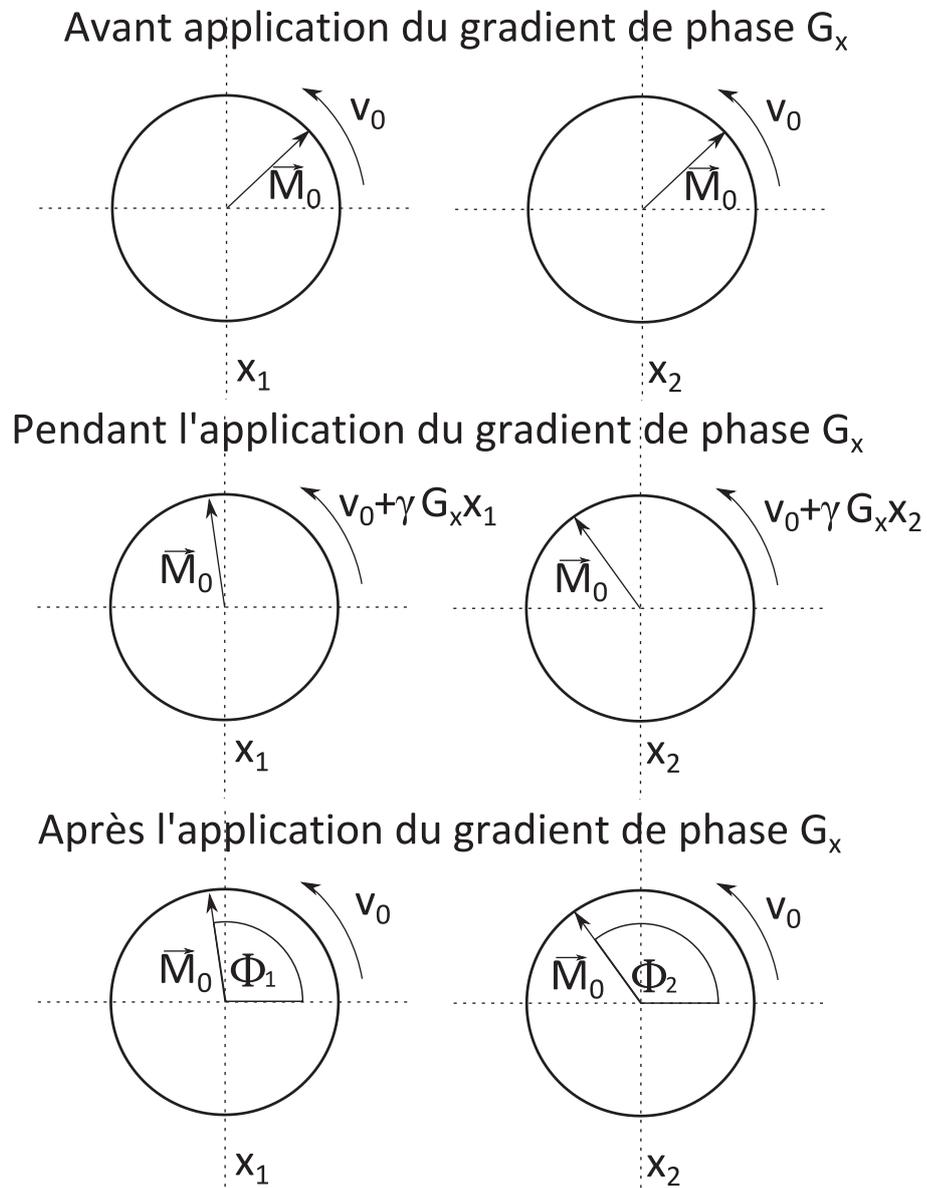


FIGURE II-8 : SCHEMA REPRESENTANT L'EVOLUTION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE AVANT, APRES ET PENDANT L'APPLICATION D'UN GRADIENT D'ENCODAGE DE PHASE

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

1.2.2. UNE SEQUENCE IRM

Une séquence IRM est une succession ordonnée d'impulsions RF et de gradients qui sont appliqués de manière répétée. Dans une séquence IRM, un motif est formé par plusieurs impulsions RF et répété après un certain temps, appelé temps de répétition (TR). La répétition de ce motif permet d'encoder l'image. En outre, le signal de relaxation n'est pas mesuré immédiatement à la fin de l'impulsion RF mais après un certain temps, que l'on appelle le temps d'écho (TE)

À l'intérieur du motif plusieurs informations sont importantes : les impulsions RF (leur nombre, leurs angles de bascules et leurs écart temporels) et les gradients de sélection de coupe, d'encodage de phase et de fréquence qui permettent l'encodage spatial de l'image (voir Figure II-9, Figure II-10).

Prenons ici le temps d'expliquer comment une impulsion RF permet de basculer l'aimantation. Deux mécanismes sont mis en jeu : l'impulsion RF permet aux spins de précesser *en phase* autour de l'axe de B_0 (z) et permet de précesser autour de l'axe de B_1 ce qui crée un mouvement spiralé vers le plan (xy) que l'on appelle mouvement de nutation (voir partie gauche de la Figure II-4). Par conséquent l'angle de bascule est tel que $\theta_1 = \omega_1 \times \tau$ où τ est la durée de l'impulsion et ω_1 la vitesse de précession autour de l'axe de B_1 et d'après la loi de Larmor (qui décrit le mouvement de précession).

$$\theta_1 = \gamma B_1 \tau \quad (2.8)$$

En conséquence, l'intensité et la durée de l'impulsion RF vont déterminer l'angle de bascule. Pour faire basculer l'aimantation plus rapidement on peut donc soit appliquer une impulsion plus intense soit augmenter la durée de l'impulsion RF. Bien sûr, l'intensité de l'impulsion RF ne peut être augmentée indéfiniment car l'énergie transmise au patient pourrait créer des échauffements voire des brûlures (cette problématique sera abordée plus en détail par la suite). Par ailleurs, l'intensité du champ B_1 que peut créer une bobine a également une limite. De la même manière, comme l'impulsion RF est répétée de nombreuses fois pendant une séquence, augmenter la durée de cette impulsion entraîne une augmentation du temps d'examen.

Nous présenterons ici deux séquences IRM fondamentales, desquelles sont dérivées toutes les autres séquences d'imagerie : la séquence d'écho de gradient et la séquence d'écho de spin.

- L'écho de gradient

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

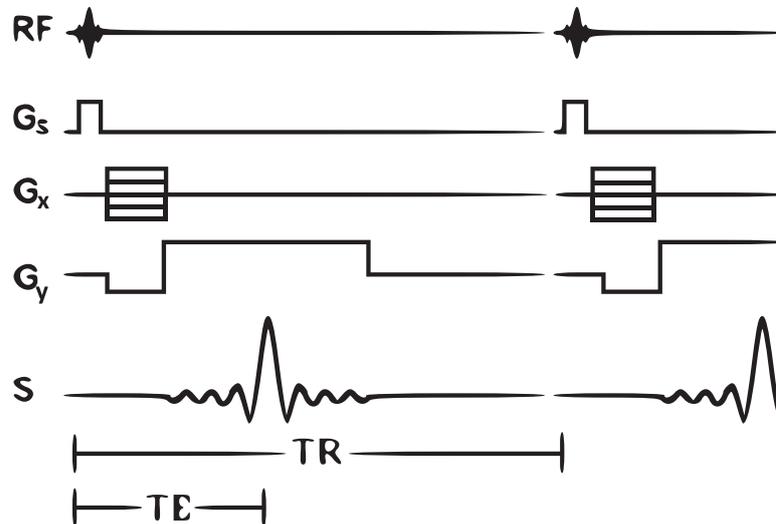


FIGURE II-9 : CHRONOGRAMME D'UNE SEQUENCE D'ÉCHO DE GRADIENT

Au début de la séquence d'écho de gradient, une impulsion RF sélective est appliquée et induit un basculement de l'aimantation d'un angle α compris entre 0 et 90°. Un gradient de sélection de coupe est appliqué simultanément à l'application de l'impulsion RF.

Par la suite, un gradient d'encodage de phase est appliqué (avant réception de l'écho). Le gradient d'encodage de phase change d'amplitude par pas à chaque TR.

Simultanément à l'application du gradient d'encodage de phase (selon la direction x), un gradient de déphasage négatif est appliqué suivant la direction d'encodage de fréquence (cette direction est notée y).

Enfin, le gradient d'encodage de fréquence permet de compenser le déphasage induit par le gradient de déphasage, suscitant un écho : l'écho de gradient. Le gradient d'encodage en fréquence permet également, comme son nom l'indique, d'encoder la fréquence selon la direction x (Figure II-7).

Le temps d'écho TE désigne l'écart temporel entre le début de l'impulsion RF et le maximum d'amplitude de l'écho de gradient. Le temps TR désigne l'écart temporel entre deux impulsions RF successives.

- L'écho de spin :

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

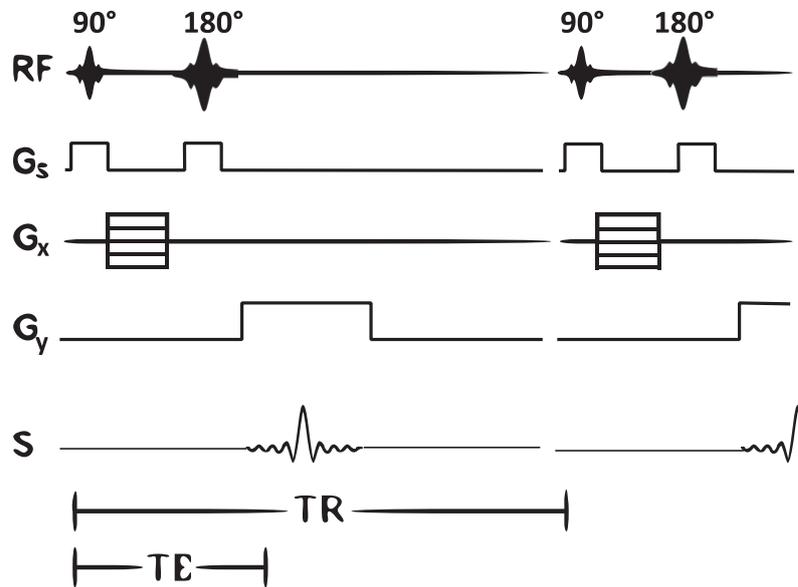


FIGURE II-10 : CHRONOGRAMME D'UNE SEQUENCE D'ÉCHO DE SPIN

La séquence écho de spin est constituée par un enchaînement : impulsion de 90° – impulsion de 180° de rephasage à $TE/2$ – lecture du signal à TE . Cet enchaînement est répété à chaque intervalle de temps TR (Temps de Répétition). L'impulsion de rephasage de 180° permet à l'aimantation de se rephaser et de produire un écho : l'écho de spin.

1.2.3. TRAITEMENT DU SIGNAL

Durant une séquence d'acquisition IRM, le signal analogique reçu doit être converti en signal numérique pour pouvoir remplir l'espace des données que l'on appelle espace k . Ce n'est qu'après une transformation de Fourier inverse selon les deux dimensions de l'espace k que sera générée l'image IRM telle qu'elle est affichée sur la console d'acquisition.

- Conversion analogique/ numérique

Le signal analogique reçu et amplifié par l'amplificateur de réception est ensuite converti en un signal numérique. Cette conversion s'effectue généralement sur 16 bits (ce qui correspond à 2^{16} niveaux d'intensité).

- Remplissage de l'espace des données (appelé espace k)

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

L'espace des données est classiquement rempli ligne par ligne et chaque ligne correspond à la contribution de tous les protons de la coupe sélectionnée par le gradient de coupe. Dans la coupe, les deux directions ont été encodées, une par la fréquence temporelle et l'autre par la phase. Entre deux lignes successives de l'espace k , l'amplitude du gradient d'encodage de phase est modifiée ce qui implique que le pas de phase entre deux pixels consécutifs de cette ligne sera modifié.

L'espace k est en réalité un espace de Fourier spatial (discret puisque le signal est numérisé). En effet k est ce qu'on appelle le nombre d'onde (rd/m), il représente la pulsation spatiale (c'est l'analogue spatial de ω la pulsation temporelle rd/s). Les fréquences spatiales les plus basses sont aux centres de l'espace k et les plus élevées sont situées en bordure de l'espace k .

- Transformée 2D de Fourier inverse (dans le domaine spatiale)

L'image IRM finale résulte de la transformée 2D inverse de Fourier (transformée dans le domaine spatial). Cette transformée de Fourier est une transformée de Fourier qui concerne le domaine spatial. Ce principe peut se généraliser à la troisième dimension.

1.3. CRITERES DE QUALITE D'UNE IMAGE DE RESONANCE MAGNETIQUE (RM)

Il y a essentiellement trois grands critères de qualité pour une image de RM : le rapport signal sur bruit (RSB), la résolution spatiale et le temps d'acquisition. Optimiser une séquence d'acquisition IRM c'est trouver les paramètres permettant le meilleur compromis entre ces trois paramètres.

Il existe des formulations précises du RSB, basées sur l'expression complète du signal en fonction de l'aimantation. Dans notre cas, nous nous contenterons d'une formule simple adaptée à l'optimisation de la qualité d'image IRM.

Soit N_{ex} , le nombre d'excitations, ce nombre désigne le nombre de fois où l'espace k sera rempli.

Soit BW , la bande passante de réception. En effet, un filtre est appliqué au signal reçu, il est possible de régler la bande passante.

Soit N_x , le nombre de pas d'encodage de phase, si la phase encode la direction x , et N_y le nombre de pas d'encodage de fréquence, si la fréquence encode la direction y (x et y étant les deux directions du plan de coupe sélectionné par le gradient de sélection de coupe).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Δx , Δy sont les dimensions dans le plan de coupe d'un voxel et Δz est l'épaisseur de la coupe sélectionnée.

On a (pour une séquence 2D) :

$$\text{RSB} \propto \frac{\Delta x \Delta y \Delta z \sqrt{N_{\text{ex}} N_x N_y}}{\sqrt{BW}} \quad (2.9)$$

Une augmentation de la résolution spatiale (en diminuant le volume du voxel) implique par conséquent une diminution du RSB. De plus, d'après l'équation (2.7) pour augmenter la résolution spatiale selon l'axe z , il est nécessaire d'appliquer une impulsion de bande passante étroite. Or une impulsion de bande passante étroite implique une impulsion plus longue dans le domaine temporel, ce qui se traduit par des temps d'examen allongés. Enfin, la bande passante de l'impulsion RF détermine les temps d'écho accessibles et ceci influence la pondération de l'image.

D'autre part, le temps d'acquisition, noté T_{acq} est donné par $TR \cdot N_{\text{ex}} \cdot N_x$ pour une séquence dont le remplissage de l'espace k est fait de manière cartésienne avec une seule ligne acquise par TR . Par conséquent, augmenter le nombre d'excitations va induire une augmentation en racine carrée du RSB mais au détriment du temps d'acquisition.

Ce que nous allons chercher à optimiser c'est donc le RSB par unité de temps et pour un volume donnée, compatible avec l'exploration de la paroi colorectale (dont l'épaisseur pour rappel est de l'ordre du millimètre)

1.4. L'IRM PONDEREE EN DIFFUSION

Généralement la séquence de diffusion est implémentée sur un motif d'écho de spin. La séquence de diffusion ajoute à la séquence écho de spin un couple de gradients, notés G_D . Ces deux gradients ont même amplitude (G), même durée (δ) et sont placés symétriquement autour de l'impulsion de refocalisation de 180° d'une séquence d'écho de spin. La pondération en diffusion est paramétrée par b (s/mm^2) un facteur définit par :

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) \quad (2.10)$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Avec G l'amplitude des gradients d'encodage de la diffusion, δ la durée temporelle d'application du gradient, Δ l'écart temporel entre l'application des deux gradients d'encodage de diffusion et γ le rapport gyromagnétique.

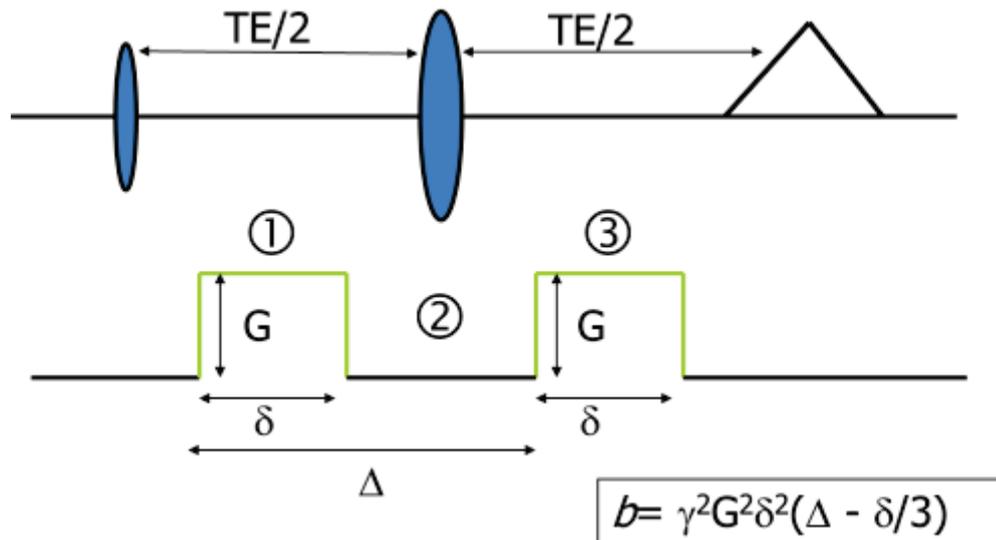


FIGURE II-11 : SEQUENCE DE DIFFUSION PAR IRM, PLACEMENT DES GRADIENTS D'ENCODAGE DE LA DIFFUSION ET DEFINITION DE b , LA PONDERATION EN DIFFUSION D'APRES [63]

Ces gradients sont appliqués selon la direction x , y ou z pour obtenir des images de diffusion selon les directions x , y et z respectivement. Toutes les combinaisons sont possibles dans le cas de l'acquisition du tenseur de diffusion.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

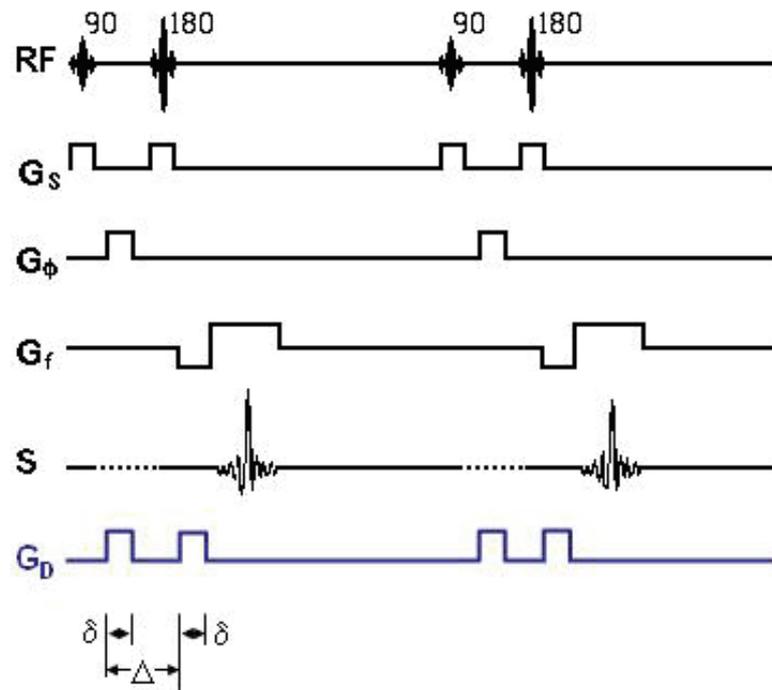


FIGURE II-12 : CHRONOGRAMME D'UNE SEQUENCE IRM DE DIFFUSION

Ces gradients n'ont pas d'effet sur les protons immobiles qui subissent un déphasage avec l'application du premier gradient puis un rephasage avec l'application du deuxième gradient. Dans le cas de protons mobiles, le déphasage résultant de l'application du premier gradient ne sera pas compensé par le déphasage résultant de l'application du second gradient en raison de la diffusion des protons selon la direction d'observation. Il en résulte un signal d'autant plus diminué que la diffusion est forte.

Le signal peut être décrit comme ayant un comportement biexponentiel avec une composante de diffusion pure qui correspond aux mouvements browniens et une composante de pseudoperfusion. C'est le modèle IVIM (Intravoxel Incoherent Motion), établi par Denis Le Bihan [64].

$$S(t) = S_0 e^{-\frac{TE}{T_2}} e^{-bD} (f e^{-bD^*} + (1-f)) \quad (2.11)$$

- D : coefficient de diffusion pure (mm²/sec)
- f : fraction de perfusion, un pourcentage du volume observé
- D* : pseudo coefficient de diffusion, représentant la diffusion liée à la perfusion
- TE : temps d'écho et T₂ la constante de relaxation transversale

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

En première approximation, la diffusion peut également Si l'on considère un modèle avec un comportement monoexponentiel, le signal s'exprime alors comme :

$$S(t) = S_0 e^{\frac{-TE}{T_2}} e^{-b \times CDA} \quad (2.12)$$

Où le CDA (Coefficient de Diffusion Apparent) s'exprime en s/mm^2 .

L'imagerie par résonance magnétique de diffusion a initialement été appliquée pour la détection d'AVC (Accident Vasculaire Cérébral) [65]. En effet, dans un vaisseau présentant une sténose partielle présente le flux sanguin est modifiée et cette modification est observable par l'IRM pondérée en diffusion. Par ailleurs, elle est également employée pour étudier la connectivité de certaines parties du cerveau, cette application est alors appelée DTI pour Diffusion Tract Imaging[66].

Afin d'accélérer l'acquisition l'IRM pondérée en diffusion est souvent acquise avec la méthode EPI (Echo Planar Imaging). L'EPI repose sur une impulsion d'excitation, éventuellement précédée d'une préparation de l'aimantation, une acquisition continue du signal sous la forme d'un train d'échos de gradient, pour acquérir l'espace K en totalité ou en partie (Acquisition single shot ou segmentée) des gradients de lecture et de phase adaptés pour le codage spatial de l'image, avec plusieurs trajectoires possible pour remplir l'espace K (gradient de codage de phase constant [nonblipped] ou intermittent [blipped], acquisition spiralée...) [67].

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

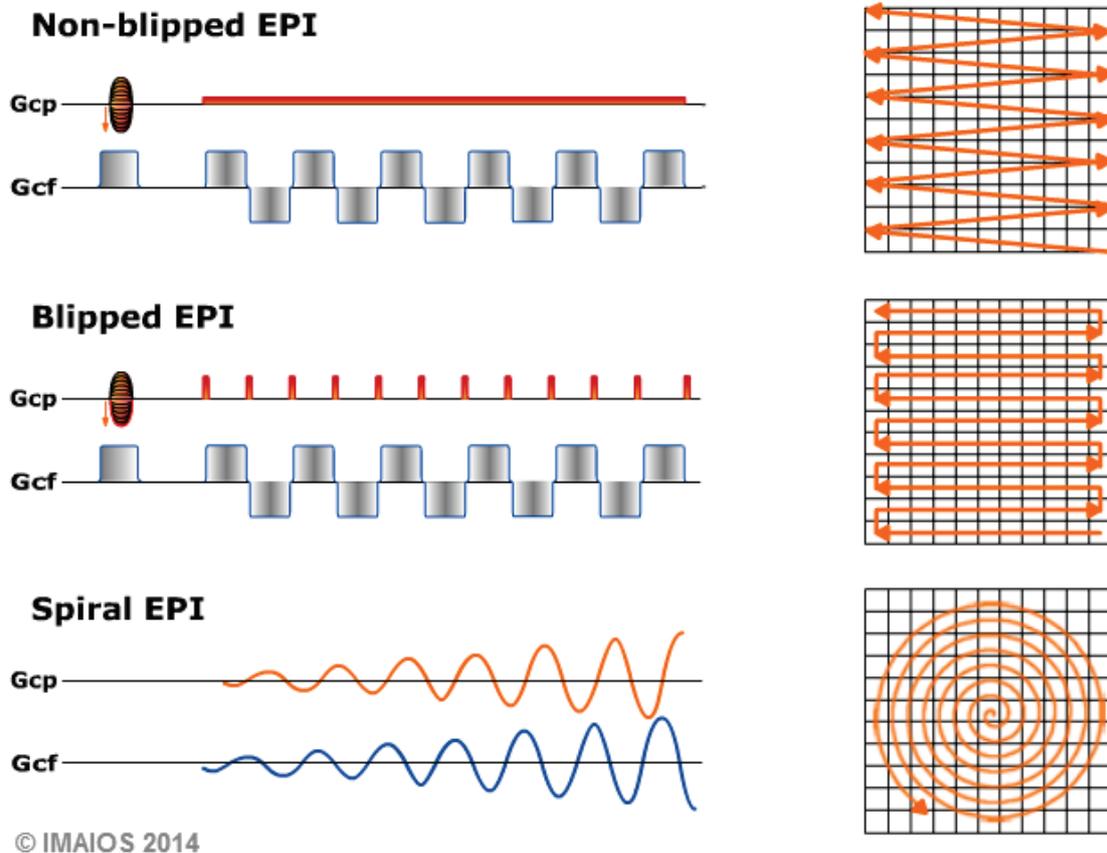


FIGURE II-13 : CHRONOGRAMME DES GRADIENTS D'ENCODAGE DE PHASE (ICI GCP) ET DES GRADIENTS D'ENCODAGE DE FREQUENCE (ICI GCF) POUR TROIS TYPES DE SEQUEUNCES EPI

2. SPECTROMETRIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE (SRM)

La spectrométrie de résonance magnétique est une technique permettant, à l'aide d'un imageur IRM, d'acquérir un spectre de résonance magnétique. Physiquement, que ce soit en imagerie ou en spectrométrie par résonance magnétique, le signal mesuré reste inchangé c'est le signal de résonance magnétique présenté précédemment (voir 1.1.3).

2.1. LE DEPLACEMENT CHIMIQUE

Le signal de résonance magnétique, qui est un signal temporel, subit une Transformée de Fourier, générant ainsi un signal appartenant au domaine fréquentiel, en d'autres termes un spectre. Ce spectre présentera non pas une raie à la fréquence de résonance mais de multiples raies possédant

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

des fréquences proches, mais distinctes. D'après la loi de Larmor, la fréquence de résonance dépend du noyau observé et du champ magnétique appliqué B_0 or ce champ magnétique n'est pas parfaitement uniforme, ce qui induit de multiples fréquences de résonance. En effet, les imperfections des gradients et la présence d'un patient ou d'un fantôme dans le tunnel de l'IRM induisent des inhomogénéités de champ magnétique B_0 .

Le champ magnétique appliqué B_0 (tel qu'il est généré par l'aimant permanent) et le champ magnétique résultant au niveau d'un noyau d'hydrogène, que l'on appellera B_μ , sont différents. En effet, lorsqu'un noyau est placé dans un champ magnétique B_0 parfaitement uniforme, les électrons qui gravitent autour de ce noyau circulent autour de la direction du champ magnétique et génèrent un champ magnétique qui va s'opposer localement au champ magnétique B_0 . Le champ magnétique résultant au niveau du noyau B_μ s'écrit:

$$\vec{B}_\mu = \vec{B}_0(1 - \sigma) \quad (2.13)$$

Avec σ une constante sans unité, appelée constante de blindage dont la valeur dépend de l'environnement moléculaire du noyau d'Hydrogène. Cette modification de champ génère un décalage de la fréquence de résonance que l'on appelle déplacement chimique.

Soit deux groupements appartenant à une même molécule un groupement CH_3 ou à un groupement CH_2 , leurs fréquences de résonance respectives s'expriment ainsi :

$$\omega_{\text{CH}_3} = \gamma \cdot B_{\text{CH}_3} = \gamma B_0(1 - \sigma_{\text{CH}_3}) = \omega_0(1 - \sigma_{\text{CH}_3}) \quad (2.14)$$

$$\omega_{\text{CH}_2} = \gamma \cdot B_{\text{CH}_2} = \gamma B_0(1 - \sigma_{\text{CH}_2}) = \omega_0(1 - \sigma_{\text{CH}_2}) \quad (2.15)$$

Dans le système international, une fréquence de résonance est exprimée en Hz. Cette unité pose problème car nous ne pouvons comparer des déplacements chimiques se produisant à des champs magnétiques différents (du fait de la dépendance en ω_0). Une première définition du déplacement chimique δ , l'exprime comme la différence relative de fréquence par rapport à un métabolite de référence :

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

$$\begin{aligned}\delta &= \frac{\omega - \omega_{\text{ref}}}{\omega_{\text{ref}}} \\ \Rightarrow \delta &= \frac{\omega_0(1 - \sigma) - \omega_0(1 - \sigma_{\text{ref}})}{\omega_0(1 - \sigma_{\text{ref}})}\end{aligned}\quad (2.16)$$

Cependant, le déplacement chimique est généralement de l'ordre de 10^{-6} , la définition communément admise du déplacement chimique s'exprime donc en partie par millions (ppm):

$$\delta(\text{ppm}) = \frac{\omega - \omega_{\text{ref}}}{\omega_{\text{ref}}} \times 10^6 \quad (2.17)$$

Cette expression du déplacement chimique est indépendante de la fréquence de résonance. Le zéro de l'axe des déplacements chimiques est par convention attribué à un métabolite de référence, le tetramethylsilane (TMS) mais l'alignement fréquentiel qui permet d'attribuer les fréquences adéquates aux métabolites est réalisé à partir d'un métabolite présent dans la solution (voir partie 2.6). Ci-dessous, un exemple de spectre de déplacement chimique, acquis après prélèvement biopsique, et obtenu dans la muqueuse du côlon (Figure II-14) [56].

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

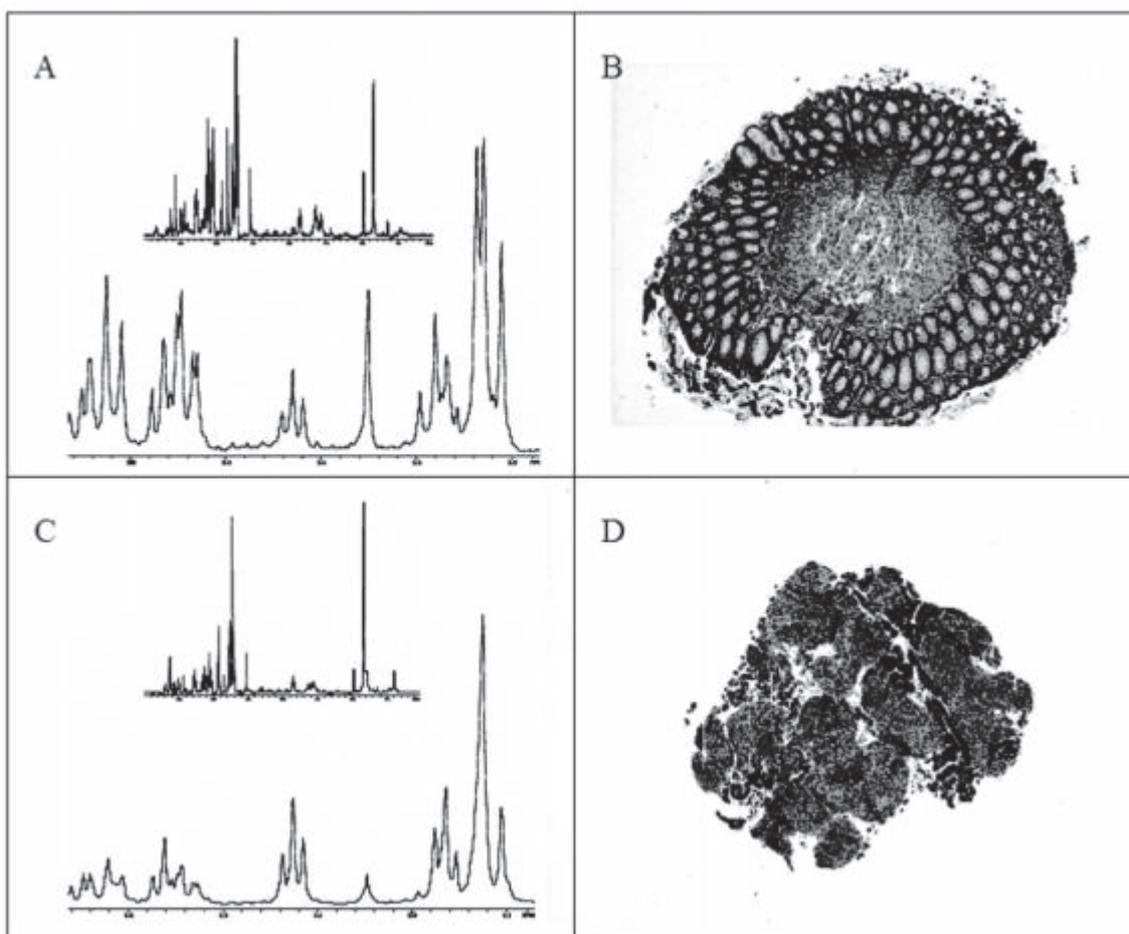


FIGURE II-14: A) SPECTRE DE RESONANCE MAGNETIQUE ACQUIS DANS UNE MUQUEUSE BENIGNE B) ECHANTILLON SAIN CORRESPONDANT A LA ZONE OBSERVEE PAR SRM C) SPECTRE DE RESONANCE MAGNETIQUE ACQUIS DANS UNE MUQUEUSE BENIGNE D) ECHANTILLON PATHOLOGIQUE CONTENANT 20% DE CELLULES MALIGNES ET CORRESPONDANT A LA ZONE OBSERVEE PAR SRM

2.2. LES COUPLAGES SPIN-SPIN

Au sein d'une molécule, lorsque plusieurs noyaux sont distants de trois liaisons ou moins, les champs magnétiques de ces noyaux interagissent de manière notable, c'est ce qui définit le couplage spin-spin ou encore couplage J entre les noyaux [68].

Soit deux noyaux A et B, de nombre quantique de spin $\frac{1}{2}$ (c'est le cas de noyaux d'hydrogène ou de phosphore), chaque noyau peut atteindre deux niveaux d'énergie. Comme déjà décrit en chapitre 1 partie 1.1.1, chaque niveau correspond à une orientation du champ magnétique dite up (dans le sens de B_0) ou down (dans le sens opposé à B_0).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Le champ magnétique au niveau du noyau A sera modifié en fonction de l'état du spin du noyau B (up ou down), d'où l'apparition de deux fréquences de résonances autour du déplacement chimique δ_A que l'on observerait au niveau du noyau A en l'absence du noyau voisin B. C'est ce qu'on appelle un doublet (Figure II-15).

Si l'on considère désormais un noyau A et deux noyaux voisins B distants de moins de trois liaisons et donc exerçant un couplage spin-spin. De la même manière que précédemment, on verra apparaître un triplet. Cependant, une des valeurs de champ magnétique, obtenue pour un noyau B up et un noyau B down sera obtenue pour deux configurations différentes par conséquent l'amplitude du spectre de déplacement chimique de A correspondant à cette valeur de champ magnétique sera deux fois plus importante que pour les autres configurations de champ magnétique. (Figure II-16)

Il est ainsi possible de montrer par récurrence que pour un noyau A entouré de noyaux B, les valeurs des amplitudes sont distribuées selon les coefficients du triangle de Pascal (Figure II-17). Ainsi le nombre de pics d'un multiplet (généralisation du doublet et du triplet) reflète la structure de la molécule dans laquelle se trouve le noyau observé.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

noyau B de spin 1/2 ⇒ 2 niveaux d'Énergie ⇒ 2 orientations de champs possibles (up et down) ⇒

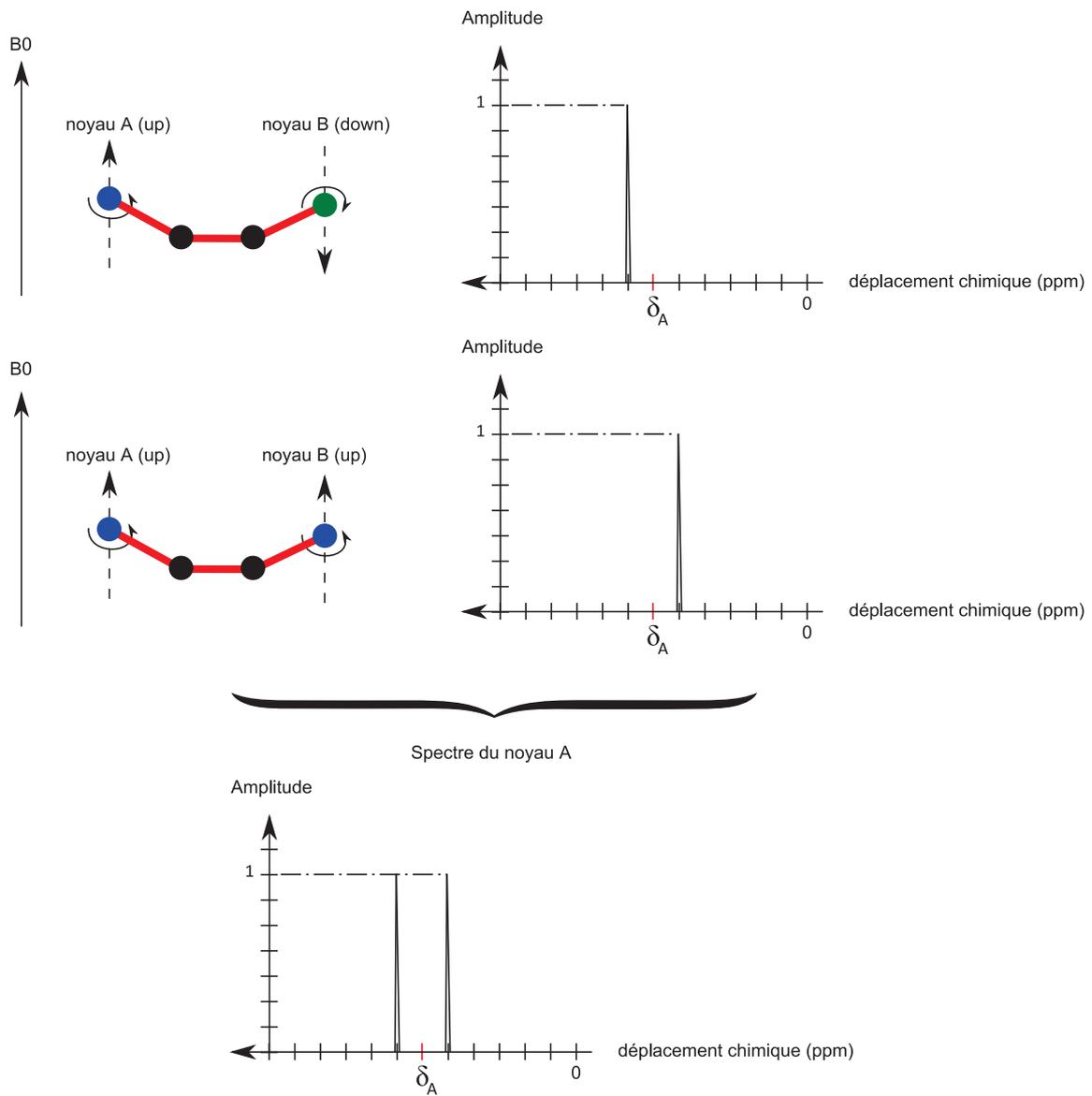


FIGURE II-15 : SCHEMA EXPLICATIF DE L'IMPACT DES COUPLAGES SPIN-SPIN SUR LE SPECTRE DE DEPLACEMENT CHIMIQUE DANS LE CAS DE DEUX NOYAUX VOISINS A ET B

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

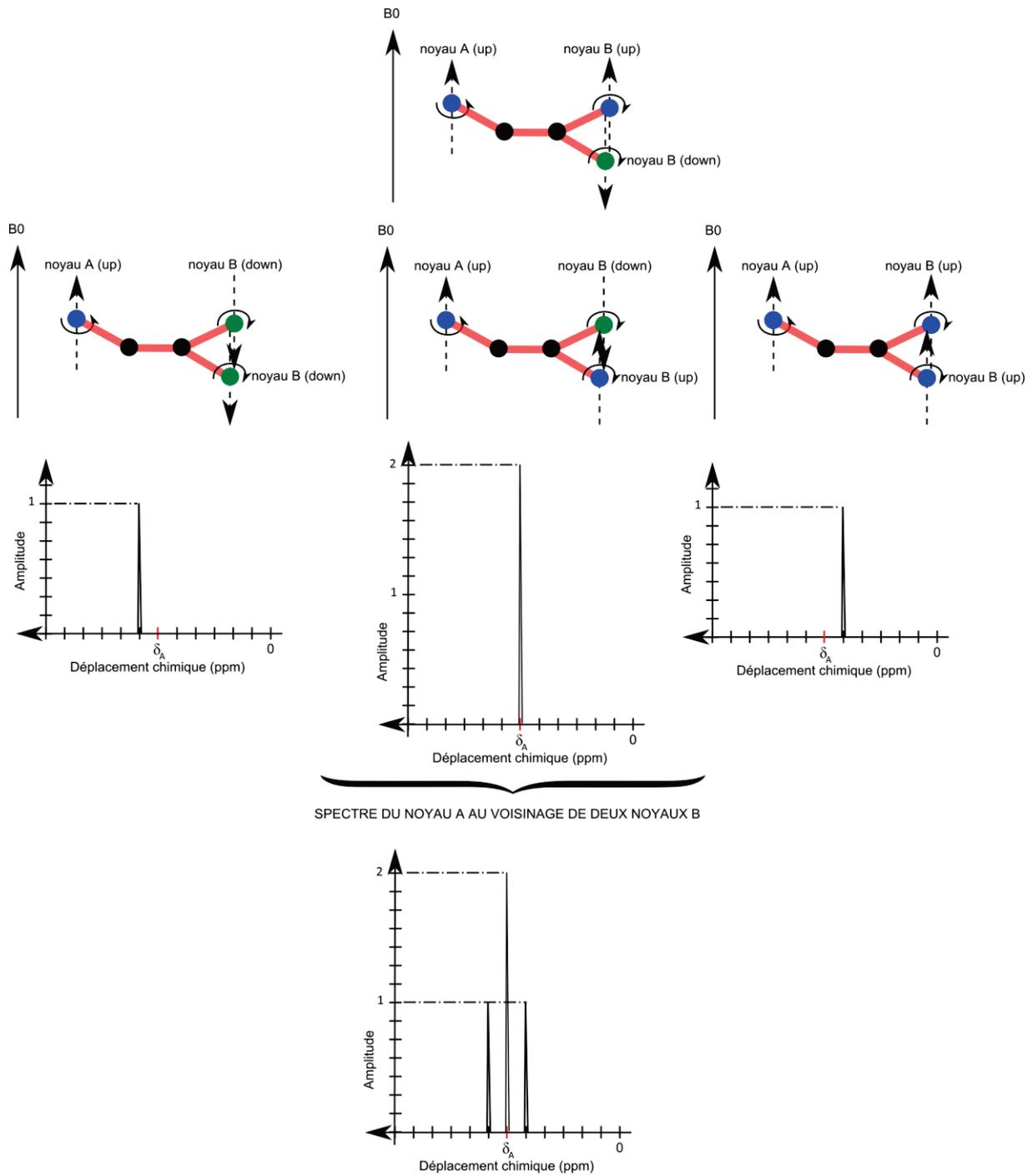


FIGURE II-16 : SCHEMA EXPLICATIF DE L'IMPACT DES COUPLAGES SPIN-SPIN SUR LE SPECTRE DE DEPLACEMENT CHIMIQUE DANS LE CAS DE TROIS NOYAUX VOISINS A, B ET B

AB

1

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

ABB	1	2	1		
ABBB	1	3	3	1	
ABBBB	1	4	6	4	1
...	...				

FIGURE II-17 : TABLEAU DES COEFFICIENTS DES AMPLITUDES DES PICS D'UN MUTIPILET

2.3. LES DIFFICULTES INHERENTES A LA SRM

En IRM, toute déviation du champ magnétique B_0 de sa valeur nominale est indésirable et constitue un artefact. Il est intéressant de remarquer qu'en SRM les inhomogénéités de champ liées au déplacement chimique, permettent la distinction et même la quantification de métabolites présents dans le corps humain. Historiquement, la spectrométrie de résonance magnétique est antérieure à l'imagerie de résonance magnétique et en chimie cela fait de nombreuses années qu'elle existe sous l'appellation de résonance magnétique nucléaire (RMN). Cependant, les instruments en RMN sont prévus pour l'observation d'échantillons *in vitro* et possèdent des champs magnétiques bien plus élevés que ceux des imageurs cliniques: typiquement les champs magnétiques statiques sont compris entre 9,4T et 19T en RMN à comparer aux 1,5T, 3T ou même 7T utilisés en SRM *in vivo*. Par conséquent la SRM *in vivo* ne peut prétendre atteindre la qualité de spectres acquis par RMN

Cette technique de SRM souffre de deux défauts intrinsèques:

- Il est parfois difficile de distinguer les variations de champ magnétique B_0 dues aux imperfections de l'aimant de celles dues au déplacement chimique. Par conséquent, une homogénéisation du champ magnétique B_0 (en anglais shim) est la première et indispensable étape avant toute acquisition de spectres de résonance magnétique.
- La SRM du proton permet d'observer des métabolites qui contiennent des noyaux d'Hydrogène. Or ces métabolites, contrairement à l'eau, sont présents dans le corps humain en quantité faible (rapport de 1 à 10000[69]). Par conséquent, pour pouvoir les observer, il est nécessaire de supprimer le signal de l'eau et le RSB de cette technique sera intrinsèquement faible.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

2.4. LES SEQUENCES DE BASE EN SRM

Il existe principalement deux types d'acquisition en SRM, la spectrométrie localisée (aussi appelée spectrométrie monovoxel) et la spectrométrie multivoxel (aussi appelée CSI pour Chemical Shift Imaging). Mes travaux ont porté sur l'acquisition de spectres localisés.

La spectrométrie localisée permet l'acquisition d'un spectre sur un volume d'intérêt de faibles dimensions que l'on appelle, dans le cadre de la SRM, voxel. La localisation du voxel repose sur l'application de trois impulsions sélectives selon les directions x, y et z. Sur l'imageur Discovery MR 750 3T (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, US), deux séquences sont disponibles pour la spectrométrie localisée du proton : PRESS et STEAM.

- La séquence STEAM (STimulated Echo Acquisition Mode)

Trois impulsions RF sélectives de 90° sont successivement appliquées, l'aimantation transverse obtenue après la première impulsion devient longitudinale après la deuxième impulsion, et se refocalise sous forme d'un écho stimulé après la troisième impulsion [70].

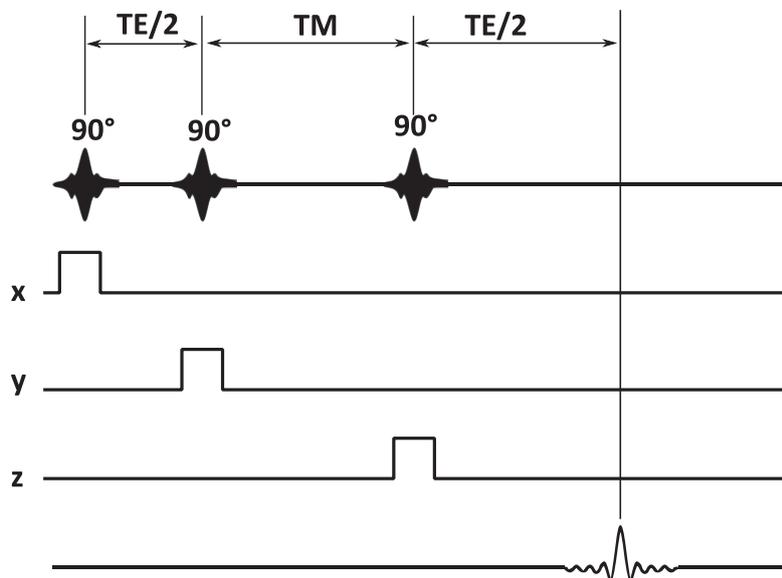


FIGURE II-18 : CHRONOGRAMME D'UNE SEQUENCE DE SPECTROMETRIE LOCALISEE STEAM

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Cette séquence permet d'acquérir à des temps d'écho plus courts, et localise de manière plus fiable que la séquence PRESS. Cependant, le RSB de cette séquence est théoriquement deux fois plus faible que pour une séquence PRESS.

- La séquence PRESS

Là encore, trois impulsions RF sélectives sont appliquées: une première de 90° selon l'axe x, une seconde de 180° selon l'axe z et une troisième de 180° selon l'axe y (Figure II-19) [71].

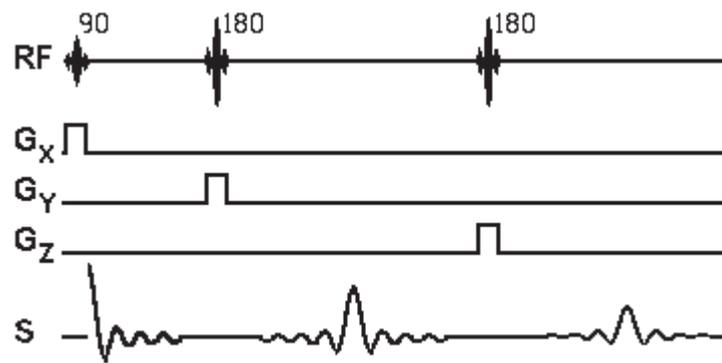


FIGURE II-19 : CHRONOGRAMME D'UNE SEQUENCE DE SPECTROMETRIE LOCALISEE PRESS

2.5. CRITERES DE QUALITE D'UN SPECTRE

Afin de pouvoir mieux exploiter les spectres de résonance magnétique, il est important de s'accorder sur les critères qui vont permettre de définir un spectre de qualité. Ces critères dépendent, en SRM, de l'objectif à atteindre. Dans le cadre de ces travaux, nous désirons comparer des capteurs entre eux pour déterminer lequel permettra l'acquisition des spectres les plus performants. Dans cette optique, nous retiendrons deux critères d'évaluation : le Rapport Signal sur Bruit, dont la définition n'est pas identique à celle utilisée en imagerie, et la largeur de raie à mi-hauteur. Dans l'optique d'expériences *in vivo*, il peut être utile de procéder à une quantification pour cela il est nécessaire de modéliser les métabolites observés que ce soit dans le domaine temporel ou dans le domaine fréquentiel, auquel cas de nombreuses méthodes existent[72][73].

2.5.1. LE RSB

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Le rapport signal sur bruit peut être défini dans le domaine temporel ou fréquentiel. Dans le domaine temporel, une unique mesure de RSB est définie pour l'ensemble des métabolites contribuant au spectre. En effet, dans le signal temporel toutes les composantes fréquentielles, donc tous les signaux issus des métabolites sont mélangés. Le RSB est donc mesuré comme le rapport de l'amplitude à l'origine par rapport à l'amplitude finale (obtenue à la fin du signal temporel, lorsque tous les spins ont relaxé). En revanche, lorsque le RSB est mesuré en fréquentiel il est spécifique à chaque métabolite. C'est ce qui est illustré en Figure II-20, extraite d'une revue de littérature du Pr Roland Kreis [74].

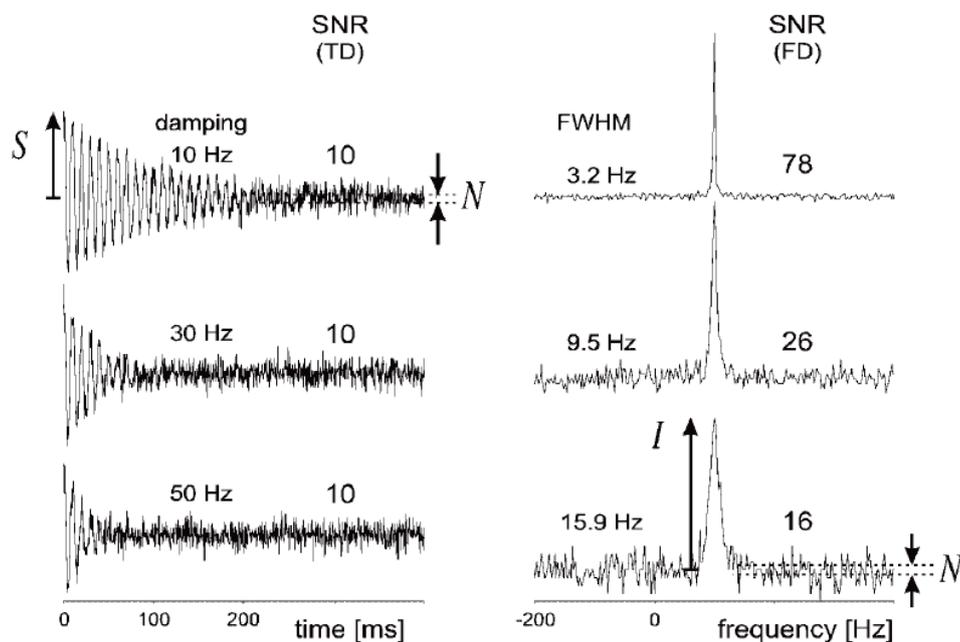


FIGURE II-20 : DEFINITION DU RSB (EN ANGLAIS SNR) DANS LE DOMAINE TEMPOREL (PARTIE GAUCHE) ET DANS LE DOMAINE FREQUENTIEL (PARTIE DROITE)

2.5.2. LA LARGEUR DE RAIE

La largeur de raie ou largeur de raie à mi-hauteur (en anglais FWHM Full Width at Half Maximum) est, par définition, l'écart en fréquence obtenu pour une amplitude égale à la moitié de l'amplitude de la raie.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

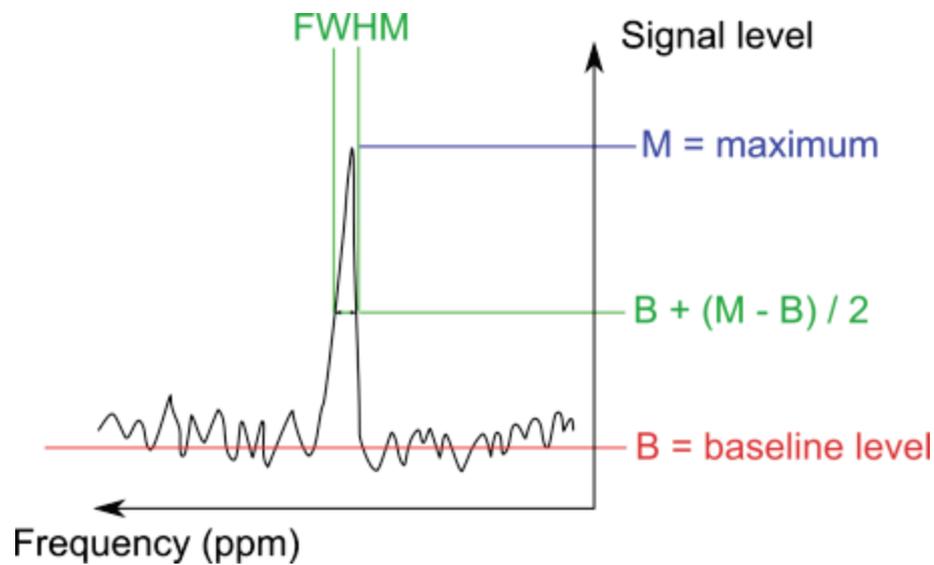


FIGURE II-21 : MESURE DE LA LARGEUR DE RAIE A MI-HAUTEUR

La largeur de raie est directement liée à l'homogénéité du champ magnétique B_0 . Pour un champ magnétique B_0 parfaitement homogène, la largeur de raie est nulle et pour un champ magnétique très inhomogène la largeur de raie sera très importante. De manière qualitative on a :

$$\text{FWHM} = \frac{1}{\pi T_2^*} \quad (2.18)$$

Cette donnée est particulièrement importante car lorsque deux métabolites (1 et 2) ont des déplacements chimiques proches et que leur largeur de raie est trop importante, ils se chevauchent pour ne former qu'un unique pic dans lequel il sera impossible de distinguer les contributions du métabolite 1 et du métabolite 2.

2.6. LE POST TRAITEMENT DU SIGNAL DE SRM

Dans un contexte clinique, le temps d'acquisition est limité par conséquent le signal de SRM ne sera pas très intense. Afin de mieux visualiser et exploiter ce signal, notamment dans l'optique d'une quantification éventuelle des métabolites observés, il existe un certain nombre de technique de post traitement dont certaines, les plus courantes seront présentées ici. Je n'ai pas réalisé de quantification absolue dans le cadre des expériences menées dans cette thèse [72] [73].

Suppression du pic de résonance lié à l'eau

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Dans le cas de la SRM du proton (^1H SRM), la suppression du pic de résonance lié à l'eau est nécessaire afin de pouvoir visualiser les pics de résonances liées aux métabolites. En l'absence de suppression du pic de résonance liée à l'eau (par abus de langage suppression du signal de l'eau), le large pic de résonance correspondant à l'eau ne permettra la visualisation d'aucun métabolite. Lors d'une acquisition spectrométrique, des motifs de préparation sont appliqués avant l'application de la séquence PRESS ou STEAM. Ces motifs de préparation permettent de saturer le signal de l'eau par application de plusieurs impulsions de saturation (VAPOR[75]) ou de plusieurs impulsions d'inversion récupération (CHESS [75])

Alignement fréquentiel

Le signal de résonance temporel, le FID (Free Induction Decay en français signal de précession libre mesuré immédiatement après excitation) , subit une transformée de Fourier numérique (FFT) pour produire le spectre de résonance magnétique. Ce spectre doit être décalé en fréquence de sorte que qu'un pic de résonance dont les caractéristiques sont connues, soit à la fréquence désirée. Dans le cadre d'expérience *in vitro*, l'eau dont le pic de résonance se situe à 4.7 ppm permet de réaliser l'alignement fréquentiel des spectres de résonance magnétique. Dans des conditions *in vivo*, cet alignement fréquentiel s'avère plus délicat car le pic de résonance de l'eau contenue dans les tissus peut se décaler en fonction de la température et du pH.

Troncature et ajout de zéros

Soit N le nombre de points d'acquisition du FID, Δt le pas d'échantillonnage temporel du FID et ν_s la fréquence d'échantillonnage du signal. Afin d'éviter tout repliement spectral, l'échantillonnage du signal doit satisfaire le théorème de Shannon : $\nu_s \geq 2 \times \nu$ où ν la fréquence maximum du signal à mesurer. L'exception à cette règle concerne les signaux dits parcimonieux qui permettent une acquisition comprimée. Des efforts importants de la communauté s'appliquent aujourd'hui à utiliser cette propriété des signaux parcimonieux mais ne font pas l'objet de l'étude présente.

La troncature du FID permet de réduire le nombre de points et peut permettre une amélioration du RSB au détriment de la résolution numérique.

L'ajout de zéros (en anglais « zero filling ») au contraire permet d'augmenter artificiellement le nombre de points ce qui permet une meilleure visualisation de la forme des pics de résonance

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

correspondant aux métabolites observés. Cependant, cet ajout artificiel de points ne permet pas d'ajouter de l'information au signal. L'ajout de zéros permet également à l'algorithme FFT de calculer la transformée de Fourier de manière numérique. En effet l'algorithme FFT nécessite de travailler sur un signal possédant un nombre de points N multiple de deux, l'ajout de zéros permet donc de « compléter » le FID jusqu'à la prochaine puissance de deux.

Le Bruit

Physiquement le bruit a pour origine principale le bruit thermique issu du mouvement des particules chargées dans l'échantillon et le bruit thermique issu du mouvement des électrons dans le capteur et le câble de réception. Par conséquent, le bruit est présent pendant toute la durée du FID, au début où le signal utile est d'amplitude maximale et à la fin du FID, lorsque le signal utile a subi une relaxation quasiment complète. Par conséquent à la fin du FID, le signal enregistré est essentiellement du bruit. C'est pourquoi, la multiplication du FID par un filtre d'amplitude un à l'origine et qui décroît vers zéro au cours du temps permet une augmentation du RSB mesuré dans le domaine fréquentiel. Néanmoins cette augmentation de RSB s'effectue au détriment de la largeur de raie des pics de résonance observés. Par conséquent, un compromis doit être trouvé entre RSB et largeur de raie, ceci en fonction des métabolites à observer. La conception de filtres adaptés permet de répondre à cette problématique [76].

Apodisation

L'apodisation consiste à multiplier le FID par une fonction exponentielle décroissante elle permet d'éviter les oscillations parasites sur le spectre dues à une troncature du FID. Cette transformation équivaut dans le domaine fréquentiel à une convolution du spectre. Soit $S(t)$ le FID et $h(t)$ la fonction d'apodisation, le signal apodisé s'écrit $S(t) \times h(t)$ où $h(t)$ est généralement une des fonctions d'apodisation ci-dessous [77] :

- Fonction de Hanning

$$h(t) = A + B \cos\left(\frac{\pi t}{T_a}\right) \quad \text{avec } A + B = 1$$

- Fonction exponentielle

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

$$h(t) = e^{-at}$$

avec $a = \pi \cdot LB$ où LB est l'élargissement de raie induit par l'apodisation.

- Fonction sinus

$$h(t) = \sin\left(\frac{(\pi - \phi)t}{T_a} + \phi\right)$$

- Transformation de Lorentz Gauss

$$h(t) = e^{-at} e^{-bt^2}$$

avec $a = \pi \cdot LB$ et $b = \frac{-\pi LB}{2GBT_a}$

Correction de phase

La phase du signal correspond à l'angle formé par la projection de l'aimantation dans le plan transversal (xy) et le récepteur à l'instant initial du FID. En fonction de la phase du signal les spectres réels et imaginaires seront d'apparence différente (Figure II-22).

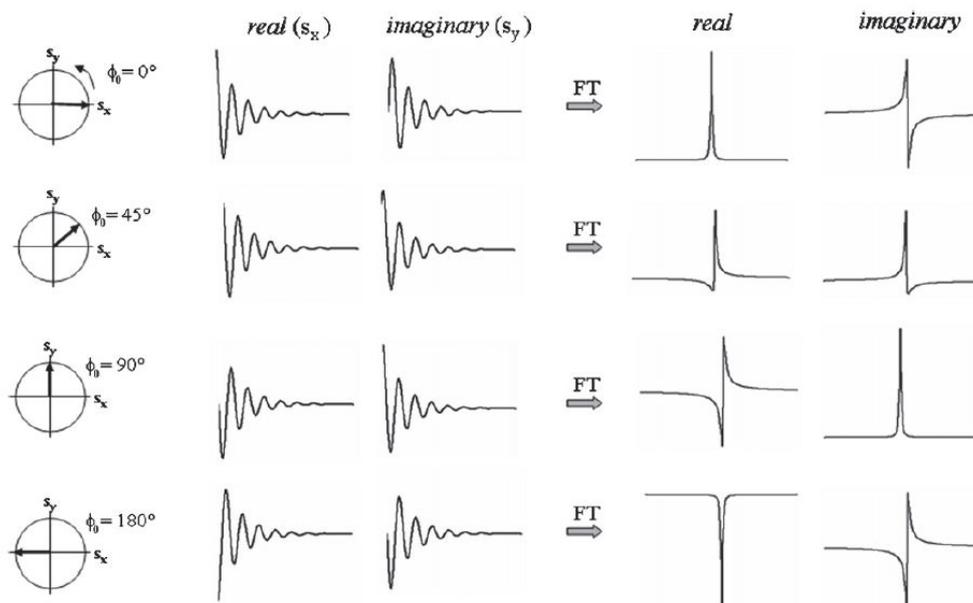


FIGURE II-22 : APPARENCE DES SPECTRES DE PARTIE REELLE ET IMAGINAIRE POUR DIFFERENTES PHASES D'ORDRE 0 D'APRES [78]

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

La correction de phase d'ordre 1 consiste à s'affranchir de cette phase initiale et d'une composante de phase dépendante de la fréquence, ceci afin de permettre une visualisation et par la suite une quantification précise des métabolites observés. Soit θ la phase du signal observé :

$$\theta = \theta_0 + \theta_1 \times \Delta\nu \quad (2.19)$$

Avec θ_0 la phase correspond à l'angle initial entre l'aimantation et le récepteur et θ_1 qui est appelé la phase d'ordre 1 et qui dépend de la fréquence. La correction de phase se fait par ajustement, de manière séparée, de θ_0 et de θ_1 .

Correction de la ligne de base

Les pics du spectre de résonance magnétique ne reposent pas sur une ligne horizontale plate. Cette composante inconnue du spectre est appelée ligne de base. Physiquement, les métabolites ayant un $T2^*$ très court (les lipides ou des macromolécules en général) induisent une ligne de base importante (voir formule 2.16). L'observation des métabolites à des temps d'écho TE plus long aura pour effet de diminuer la contribution de ces métabolites au spectre et donc de minimiser la ligne de base. Il est également possible de corriger la ligne de base en post traitement en estimant la tendance de la fonction par ajustement au sens des moindres carrés avec une fonction. Cependant, cet ajustement est rendu plus difficile par la présence de bruit. La présence d'une ligne de base dans le spectre induit par la suite des erreurs de quantification.

Maintenant que les bases de l'IRM et de la SRM ont été rappelées, la chaîne de propagation physique du signal de résonance magnétique peut être présentée et le principe d'un capteur de réception introduit.

3. LA PROPAGATION PHYSIQUE DU SIGNAL DE RESONANCE

La chaîne de propagation IRM comprend plusieurs éléments : un capteur de réception, un câble de réception, un amplificateur et des filtres fréquentiels. Le signal de résonance magnétique nucléaire (RMN) est d'abord reçu par un capteur de réception puis il est transmis par le câble coaxial de réception jusqu'à l'amplificateur. Enfin, le signal de résonance magnétique est filtré par un filtre passe bande centré autour de la fréquence de résonance (Figure II-23).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

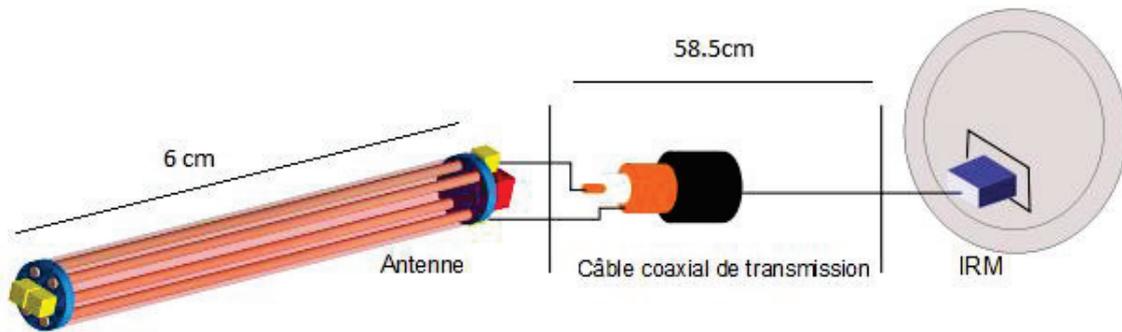


FIGURE II-23 : SCHEMA REPRESENTANT LE CAPTEUR ENDOLUMINAL LE CABLE DE RECEPTION LE CONNECTEUR ET L'IRM

Le câble coaxial de réception est un cas particulier de ligne de propagation qui comprend donc une ligne pour le signal et une ligne pour la masse. Une ligne de propagation est caractérisée par trois paramètres : L l'inductance propre linéique du câble, Z_c l'impédance caractéristique du câble et f la fréquence du signal (Figure II-24). L'impédance Z_c est par définition le rapport entre courant et tension d'une ligne de propagation qui serait infinie.

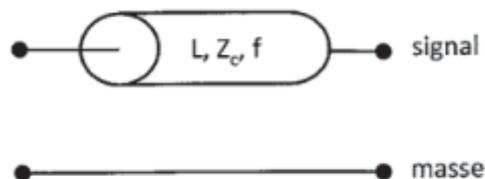


FIGURE II-24 : REPRESENTATION D'UNE LIGNE DE PROPAGATION AVEC L LA LONGUEUR, Z_c IMPEDANCE CARACTERISTIQUE ET f LA FREQUENCE

Un grand nombre de câbles coaxiaux sont disponibles mais il est nécessaire que son impédance caractéristique Z_c soit égale à 50Ω et que l'atténuation de signal induite par le câble soit minimale.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

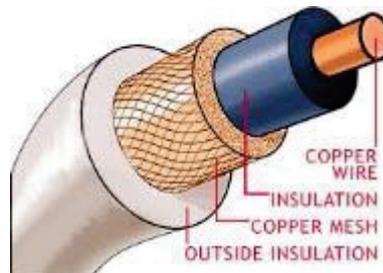


FIGURE II-25 : STRUCTURE D'UN CÂBLE COAXIAL DEPUIS L'INTERIEUR VERS L'EXTERIEUR ON A L'ÂME, LE DIELECTRIQUE (ISOLANT), LA MASSE ET LA GAINÉ EXTERNE

Un câble coaxial se compose généralement de quatre couches concentriques. Au centre se trouve un fil de cuivre (l'âme) qui permet le transport du signal, puis un diélectrique isole cette ligne de signal d'un treillis métallique qui constitue la masse du câble coaxial. Enfin, une protection mécanique constitue la gaine qui protège le câble coaxial mécaniquement (Figure II-25). Dans notre étude, nous avons employé des câbles coaxiaux RG-58/U, qui sont couramment utilisés pour des applications IRM, largement disponibles, présentent une impédance caractéristique de 50Ω (nous en expliquerons la nécessité par la suite) et des pertes relativement faibles (Tableau II-2).

Référence	Impédance Z (en ohm)	Coef. Vel.	pF/m	Atténuation aux 100m (en dB)			Diamètre (en mm)	Diélectrique
				30MHz	100MHz	400MHz		
RG-58/U	50	0,66	95		16,1	39,5	5	PE*

*PE : POLYETHYLENE

TABLEAU II-2: CARACTERISTIQUES TYPIQUES (LES CARACTERISTIQUES EXACTES DEPENDENT DU FOURNISSEUR) D'UN CÂBLE COAXIAL RG-58/U [79]

3.1. MODELISATION DE LA LIGNE DE PROPAGATION

Toute ligne de propagation, et en particulier le câble coaxial RG-58U, induit des pertes sur le signal. En régime non continu, des pertes dues au comportement inductif de la ligne et des pertes diélectriques s'ajoutent aux pertes résistives du câble.

- Les pertes résistives dépendent de la résistivité du matériau conducteur, de la surface de section du conducteur et de la longueur de câble. Elles peuvent être modélisées par une résistance en série :

$$R = \rho L / S \quad (2.20)$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Avec ρ la résistivité du conducteur (S/m)

L : la longueur du conducteur (m)

S : la surface traversée par le courant autrement dit la surface de section du câble coaxial

- Un conducteur parcouru par un courant électrique induit un champ qui va par ses effets s'opposer aux variations de celui-ci. Autrement dit, le conducteur fait preuve d'un comportement inductif qui peut être modélisée par une inductance en série. La valeur de l'inductance peut être calculée par le théorème de Maxwell Ampère et est non triviale et dépendante de la géométrie de la ligne de propagation.
- Le diélectrique qui sépare la masse et l'âme ne réalise pas une isolation parfaite. Le diélectrique est très faiblement conducteur. Ce comportement est modélisé par une capacité diélectrique C et une résistance diélectrique en parallèle. La valeur de cette capacité dépend de la permittivité diélectrique du matériau diélectrique (voir Figure II-25), de l'épaisseur de diélectrique et des caractéristiques géométriques de la ligne (rayon, épaisseur de diélectrique). Pour un câble coaxial

$$C = \varepsilon 2\pi r / h \quad (2.21)$$

Avec ε la permittivité diélectrique du diélectrique

H : épaisseur de diélectrique

D : le diamètre de l'âme (dans le cas du câble coaxial)

- La résistance électrique parallèle dépend de la conductivité (ou de la résistivité qui est son inverse) du matériau diélectrique. On note G l'admittance parallèle ou $G = 1/R$.

Par conséquent, si l'on considère un segment de ligne de propagation de longueur dx, on peut donc le modéliser ainsi, par un modèle RLCG (Figure II-26)

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

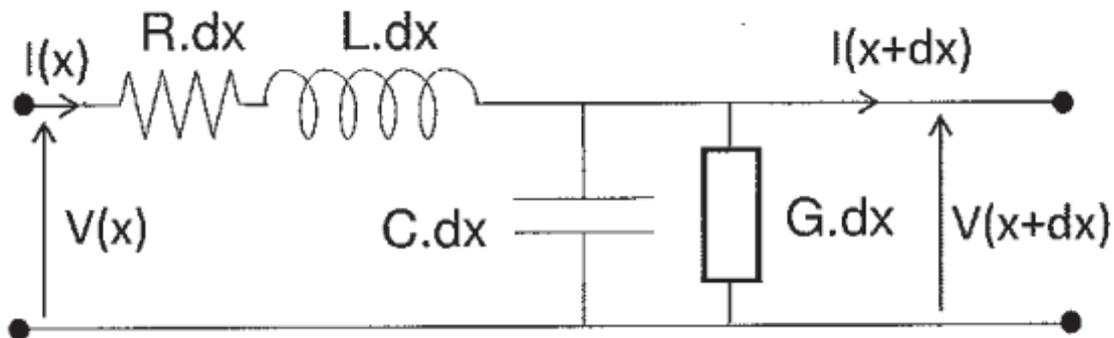


FIGURE II-26 : MODELE RLCG D'UNE SEGMENT DE LIGNE DE PROPAGATION

3.2. REFLEXION LE LONG DE LA LIGNE DE PROPAGATION

Le câble coaxial étant modélisé, il est maintenant aisé de démontrer l'apparition d'un signal réfléchi le long d'une ligne de propagation. En appliquant les lois de Kirchhoff au modèle ci-dessus (Figure II-26) on obtient le système d'équations suivant :

$$V(x + dx, t) - V(x, t) = Rdx \cdot I(x, t) - Ldx \cdot \frac{\partial I(x, t)}{\partial t} \quad (2.22)$$

$$I(x + dx, t) - I(x, t) = -Gdx \cdot V(x, t) - Cdx \cdot \frac{\partial V(x, t)}{\partial t} \quad (2.23)$$

Si l'on étudie la ligne de propagation à une fréquence donnée. On pose $V(x, t) = V(x, \omega)e^{j\omega t}$ et $I(x, t) = I(x, \omega)e^{j\omega t}$ et on définit la constante $\gamma = \sqrt{(R + jL\omega)(G + jC\omega)}$. On trouve comme solution

$$V(x, \omega) = V_+(\omega)e^{-\gamma x} + V_-(\omega)e^{\gamma x} \quad (2.24)$$

$$I(x, \omega) = I_+(\omega)e^{-\gamma x} + I_-(\omega)e^{\gamma x} \quad (2.25)$$

Par conséquent, lorsqu'un signal se propage le long d'une ligne de propagation il y a une onde incidente (terme V_+ ou I_+) et une onde réfléchie (V_- ou I_-), l'onde incidente se propageant dans le sens positif tel qu'il est défini par l'axe x (c'est donc arbitraire) et l'onde réfléchie se propageant dans le sens opposé. On définit le coefficient de réflexion comme le rapport de l'onde de tension réfléchie sur l'onde de tension incidente pour un point de la ligne et pour une fréquence donnée. Le coefficient de réflexion est noté Γ . Dans le cadre d'une expérience de résonance magnétique, l'onde réfléchie est indésirable car elle correspond à une partie du signal de résonance magnétique qui n'est pas convertie en signal numérique et qui est donc perdue.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Si l'on considère un générateur (le capteur de réception) et une charge (le câble coaxial), il est possible de montrer qu'à l'interface générateur-charge on a :

$$\Gamma_{\text{capt-coax}} = \frac{|Z_{\text{coax}} - Z_{\text{capteur}}|}{Z_{\text{coax}} + Z_{\text{capteur}}} \quad (2.26)(2.27)$$

De la même manière à l'interface entre le câble coaxial de réception et l'amplificateur on a :

$$\Gamma_{\text{coax-ampli}} = \frac{|Z_{\text{ampli}} - Z_{\text{coax}}|}{Z_{\text{ampli}} + Z_{\text{coax}}} \quad (2.28)$$

Pour minimiser liées à la propagation du signal il est nécessaire de minimiser le coefficient de réflexion à chaque interface rencontrée. Le câble de réception RG-58U, tout comme l'amplificateur, a une impédance de 50Ω . Il n'y aura donc pas de réflexion à cette interface. Par conséquent, pour transmettre le maximum de signal de résonance magnétique vers l'amplificateur, nous devons nous assurer que l'impédance du capteur de réception soit à 50Ω (ou du moins aussi proche que possible) afin de minimiser le signal réfléchi à l'interface capteur de réception câble coaxial.

4. LE CAPTEUR DE RECEPTION

4.1. RECEVOIR LE SIGNAL ET LE TRANSMETTRE AU CÂBLE DE RECEPTION : ACCORD ET ADAPTATION

Un capteur de réception est, au niveau le plus basique, un circuit RLC possédant une fréquence de résonance. Il est nécessaire d'ajuster la fréquence de résonance de ce circuit afin d'optimiser la réception du signal de résonance magnétique, c'est ce qu'on appelle l'accord du capteur de réception. Dans notre cas, nous travaillons sur un imageur à 3T par conséquent le capteur de réception devra être accordé à la fréquence de résonance de 127.7 MHz. Dans la partie précédente, nous avons montré qu'à l'interface de deux segments d'une ligne de propagation (par exemple entre le capteur de réception et le câble coaxial de réception) la transmission du signal est maximisée lorsque les impédances amont et aval sont égales. L'impédance du capteur de réception devra donc être égale à l'impédance caractéristique du câble de réception, au moins à la fréquence de résonance du capteur de réception, c'est ce qu'on appelle l'adaptation du capteur.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Il y a essentiellement trois techniques pour réaliser l'accord et l'adaptation du capteur de réception. On peut utiliser des capacités pour réaliser soit un circuit d'accord et d'adaptation série (lorsque la capacité d'accord est en série avec l'inductance propre du capteur) soit un circuit d'accord et d'adaptation parallèle (lorsque la capacité d'accord est en parallèle avec l'inductance propre du capteur). On peut également se servir d'un transformateur, qui physiquement utilise l'inductance mutuelle qui se crée entre deux solénoïdes pour adapter et accorder le signal.

- L'accord et l'adaptation série

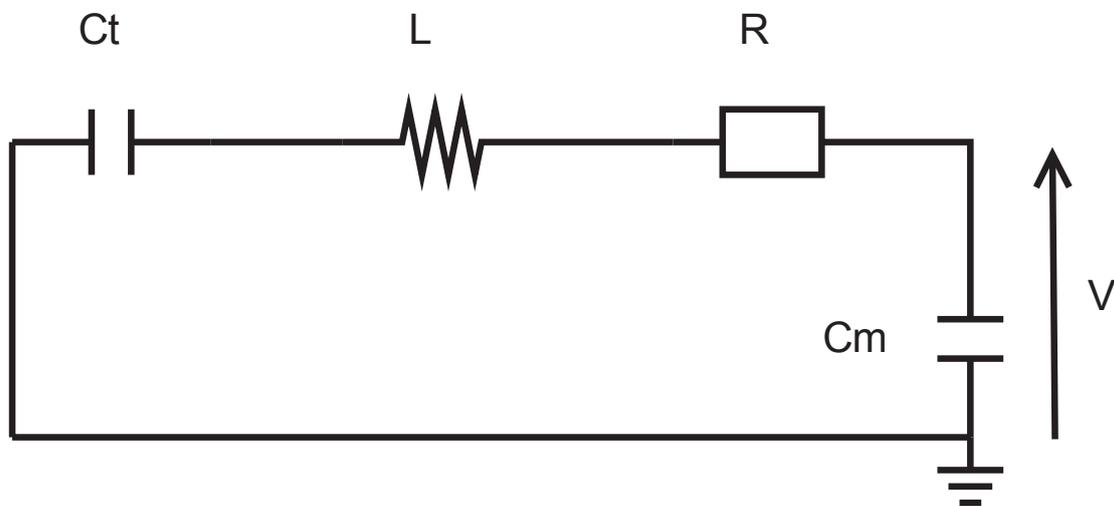


FIGURE II-27: SCHEMA D'ACCORD ET D'ADAPTATION SERIE

Si l'on considère le schéma équivalent d'un circuit d'accord et d'adaptation (Figure II-27) quatre éléments sont importants : C_t qui représente la capacité d'accord qui permet de régler la fréquence de résonance, L l'inductance propre du circuit équivalent du capteur, r la résistance interne au capteur de réception et C_m qui représente la capacité d'adaptation du capteur.

En exprimant l'impédance de ce circuit à la pulsation de résonance (ω_0) à l'aide des lois de Kirchhoff et en tenant compte du fait que $Z(\omega_0) = R_0$ où R_0 est l'impédance caractéristique du câble de réception. Le problème peut être décrit par les deux équations suivantes.

$$C_t = \frac{\omega_0 * L + \sqrt{(r * R_0 - r^2)}}{\omega_0 * (r^2 - r * R_0 + \omega_0^2 * L^2)} \quad (2.29)$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

$$C_m = \frac{C_t (\omega_0^2 L C_t - 1)}{r^2 \omega_0^2 C_t^2 + \omega_0^4 L^2 C_t^2 - 2 \omega_0^2 L C_t + 1} \quad (2.30)$$

Ce que l'on peut observer c'est que C_t et C_m (les capacités dites d'accord et respectivement d'adaptation) sont interdépendantes. En théorie, on ne peut donc régler indépendamment la fréquence de résonance et l'impédance à cette fréquence du capteur. Pourtant, en pratique l'impédance du circuit à la fréquence de résonance est peu sensible aux variations de C_t et la fréquence de résonance est peu sensible aux variations de C_m .

- L'accord et l'adaptation parallèle

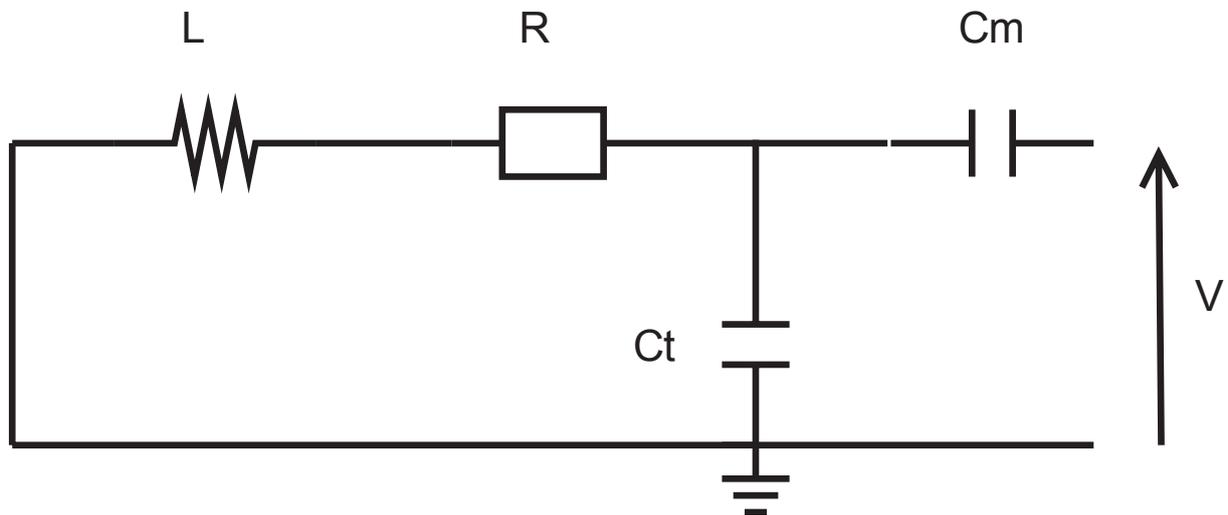


FIGURE II-28: SCHEMA D'ACCORD ET D'ADAPTATION PARALLELE

De la même manière que pour le circuit d'accord et d'adaptation série, il est possible de montrer que pour un circuit d'accord et d'adaptation parallèle on a :

$$C_t = \frac{\omega_0 L R_0 \sqrt{r R_0 (\omega_0^2 L^2 - r R_0 + r^2)}}{\omega_0 R_0 (\omega_0^2 L^2 + r^2)} \quad (2.31)$$

$$C_m = \frac{2 \omega_0^2 L C_t - \omega_0^4 L^2 C_t^2 - \omega^2 r^2 C_t^2 - 1}{\omega_0^2 (r^2 C_t - L + \omega_0^2 L^2 C_t)} \quad (2.32)$$

L'accord et l'adaptation par couplage inductif peut être utilisé pour retransmettre le signal d'un capteur IRM vers un autre mais nous ne l'aborderons par en détail

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

- L'accord et l'adaptation par couplage inductif

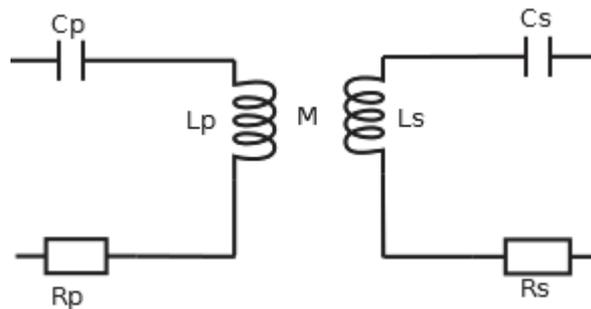


FIGURE II-29 : SCHEMA D'ACCORD ET D'ADAPTATION PAR COUPLAGE INDUCTIF

Sur le principe, l'accord et l'adaptation sont réalisées par l'inductance mutuelle entre deux bobines. Nous ne rentrerons pas dans les détails de cette technique mais nous nous contenterons de souligner son avantage majeur : la fréquence de résonance (l'accord) et l'impédance du circuit du capteur de réception (l'adaptation) peuvent être ajustées indépendamment. Par contre, il est difficile d'atteindre une grande compacité pour ce dispositif, contrairement aux circuits d'accord et d'adaptation basés sur des capacités CMS (Composants Montés en Surface) aux dimensions très restreintes (pour plus de détail voir [80])

4.2. LE DECOUPLAGE DU CAPTEUR DE RECEPTION PENDANT L'EMISSION

Pour découpler efficacement le capteur de réception pendant l'émission de l'impulsion RF il y a essentiellement trois stratégies : le découplage actif, le découplage passif et le découplage qui associe découplage actif et découplage passif que l'on appelle découplage hybride.

- Le découplage actif

Sur le principe, le découplage actif est un découplage qui est déclenché par le signal de découplage continu envoyé par l'imageur IRM au moment de l'émission de l'impulsion RF. Dans notre cas, une diode PIN est placée en parallèle de la capacité d'accord (Figure II-30)

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

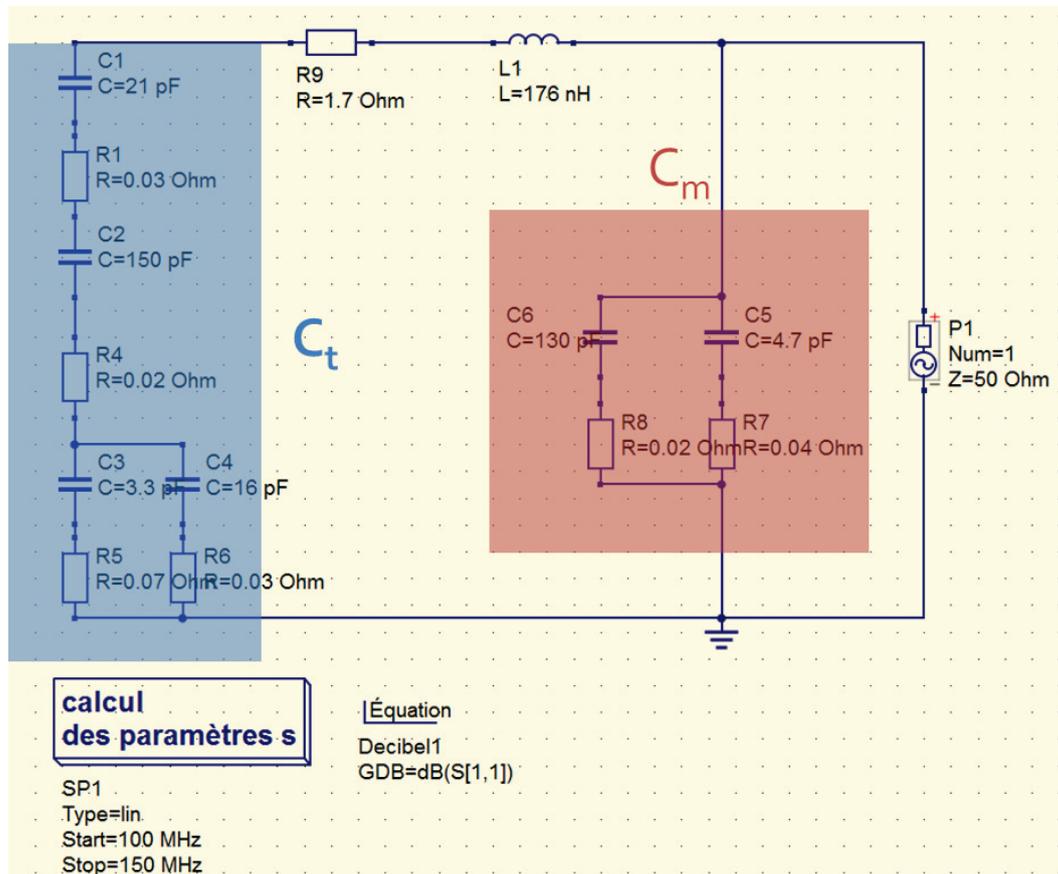


FIGURE II-30 : SCHEMA ELECTRIQUE EQUIVALENT DU CAPTEUR DE RECEPTION ET DE LA DIODE PIN D1 UTILISEE POUR LE DECOUPLAGE ACTIF DU CAPTEUR DE RECEPTION.

Lorsque le signal de découplage est envoyé, la diode PIN de découplage est polarisée en direct elle viendra donc court-circuiter la capacité d'accord et par conséquent le capteur de réception sera complètement désaccordé.

Lorsque la diode PIN est polarisée en inverse, elle est équivalente à une capacité de très faible valeur (de l'ordre de 1 pF). Comme elle est placée en parallèle de la capacité d'accord elle viendra légèrement augmenter la valeur de la capacité d'accord et perturbera donc très peu le signal de réception.

Dans notre cas, nous avons utilisé une diode PIN TEMEX DH80106. C'est un composant CMS de dimensions réduites (voir Figure II-31) dont la résistance équivalente en mode passant est de 0.3Ω et la capacité équivalente en mode bloqué de l'ordre de 1.25 pF .

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

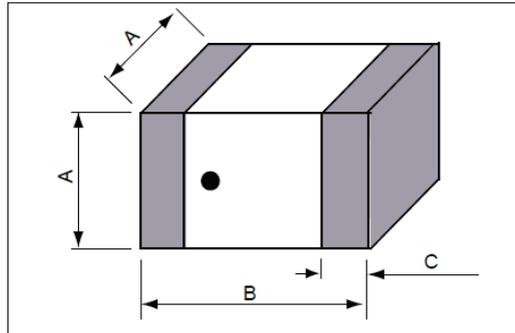


FIGURE II-31 : SCHEMA REPRESENTANT LA DIODE PIN DH 80106 TEMEX AVEC A ENTRE 3.5 ET 3.8 MM, B ENTRE 4.7 ET 5.2 MM ET ENFIN C ENTRE 0.2 ET 0.38 MM

- Le découplage passif

Sur le principe, le découplage passif n'est pas déclenché par un signal de découplage envoyé par l'imagerieur IRM et synchronisé sur l'émission de l'impulsion RF. Le découplage est déclenché par l'impulsion RF en elle-même. Deux diodes PIN sont placées tête bêche et ainsi, quelque soit le signe du courant alternatif induit par l'impulsion RF dans le circuit, au moins une des deux diodes sera polarisée et viendra donc court-circuiter le circuit du capteur de réception.

- Le découplage hybride : consiste simplement à associer les deux techniques précédentes.

5. DEVELOPPEMENT EXPERIMENTAL : CONCEPTION ET EVALUATION D'UN CAPTEUR DE RECEPTION ENDOLUMINAL

5.1. LE CAHIER DES CHARGES

Le capteur de réception doit être de dimensions suffisamment restreintes pour une insertion par voie rectale et son RSB doit être supérieur à celui des antennes cliniques présentement utilisées pour l'observation du côlon dans le cadre des pathologies présentées dans le chapitre 1. Un radiologue expérimenté bénéficiant de plus de 10 ans d'expérience dans ce domaine nous a permis d'établir le cahier de charges suivant (le Pr Frank Pilleul, travaillant au CHU Edouard Herriot puis au Centre anticancéreux Léon Bérard).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

5.1.1. POSTULATS DU PROJET

- Le capteur est un capteur endoluminal dont l'introduction sera réalisée par voie rectale.
- Le capteur endoluminal que nous développons n'est pas flexible et ne pourra donc pas passer l'angle colique gauche. Un capteur flexible est d'une plus grande complexité et n'a pas été abordé dans le cadre de ces travaux.

5.1.2. EXIGENCES

- Le diamètre du capteur endoluminal doit être restreint pour une introduction facilitée dans le patient.
- Le diamètre du capteur endoluminal doit permettre une exploration dans un rayon de 4 cm autour de la paroi digestive. Nous avons décidé de définir la profondeur d'observation comme la zone où le RSB du capteur de réception reste supérieur à celui d'une antenne clinique torse 32 canaux de référence.

Par conséquent, un compromis doit être effectué au niveau du diamètre du capteur. En effet, un capteur endoluminal de diamètre restreint permet une insertion facilitée mais au dépend de la profondeur d'observation.

- Longueur d'analyse. L'introduction par voie rectale et la progression du capteur dans le tube digestif sont plus difficiles pour un capteur dont la longueur est importante. En revanche, la sensibilité d'un capteur endoluminal est limitée par sa longueur, par conséquent de multiples déplacements du capteur endoluminal seront nécessaires pour un capteur de longueur restreinte. Une longueur de capteur de 6 cm constitue un compromis adéquat.
- Sécurité. La sécurité du patient doit être assurée notamment du point de vue de l'échauffement et du risque de brûlures.

5.2. METHODOLOGIE

La première étape du projet consiste à réaliser et évaluer un capteur de réception IRM endoluminal à 3T sur la base du prototype disponible, conçu pour fonctionner à 1,5T. Ce capteur endoluminal doit être conçu pour pouvoir s'interfacer avec l'IRM 3T MR750 (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

La conception de ce capteur de réception endoluminal nécessite de satisfaire deux objectifs:

- Ajuster la fréquence de résonance et l'impédance du capteur de réception pour maximiser le signal reçu par le capteur de réception et propagé par le câble de réception jusqu'au préamplificateur.
- Assurer le découplage du capteur de réception pendant la phase d'émission et ce quelle que soit la séquence utilisée. Le découplage permet plusieurs choses : empêcher le signal d'excitation de perturber le signal de réception, protéger les composants électroniques situés sur le capteur de réception et éviter une concentration de puissance autour du capteur qui pourrait poser des problèmes de sécurité vis-à-vis du patient.

La qualité du capteur endoluminal a ensuite été évaluée de plusieurs manières

- Sur un banc de test avec des mesures précises du facteur de qualité, de l'impédance et du coefficient de réflexion.
- En simulation
 - Avec des simulations analytiques (en utilisant la loi de Biot et Savart) sous Matlab.
 - Avec des simulations par éléments finis à l'aide du logiciel HFSS (HFSS 13.0, Ansoft Corporate, Pittsburgh, USA).
- Sur fantôme, sur l'IRM 3T DV MR 750. Et en comparant les performances de ce capteur à celles du capteur clinique torse 32 canaux (NeoCoil, Pewaukee, WI, US) actuellement utilisé pour l'examen du cancer colorectal.

Les critères de qualité du capteur de réception endoluminal retenus étant classiques à savoir : le RSB, le profil de RSB selon une ou plusieurs directions, mais également l'uniformité radiale en sensibilité du capteur de réception. En effet, en coupe axiale, la carte de sensibilité devra être aussi circulaire que possible ceci afin de ne pas manifester sur l'image de variation de signal ne reflétant pas la physiologie de la paroi colorectale.

La sécurité du dispositif capteur endoluminal et câble de réception a été évaluée vis-à-vis de l'échauffement Radio Fréquence(RF) en insérant des dispositifs anti-échauffement (appelés trappes RF) dans le câble de réception reliant le capteur de réception à l'imageur. En effet, j'ai réalisé des mesures de l'élévation de température consécutive à cet échauffement RF. Il est nécessaire que l'échauffement ne dépasse pas 2°C, conformément à la directive européenne IEC-60601[81]. L'impact

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

de ces dispositifs sur la qualité du capteur endoluminal a été évalué. Ces travaux ont été réalisés sur fantôme.

Ensuite, des acquisitions de spectres de résonance magnétique (Spectrométrie de résonance Magnétique SRM) du proton monovoxel ont été réalisées sur fantômes en imitant les conditions d'exploration *in vivo* à proximité d'une interface air-tissu. En effet, La résolution spectrale à proximité d'une interface entre deux matériaux de susceptibilités magnétiques différentes est perturbée (comme expliqué au chapitre 0).

- Une modélisation magnétostatique du capteur dans son environnement a été réalisée afin de limiter les effets de susceptibilités induits par l'interface capteur/colon/tissu afin d'évaluer la qualité des spectres observés (RSB et largeur de raie à mi-hauteur).
- Différentes solutions pour remédier à ces variations du champ magnétique statique ont été étudiées et une partie de la sonde a été constituée par un matériau à la susceptibilité magnétique proche de celle de la paroi intestinale, ce qu'on appelle compensation de l'effet de susceptibilité.

Finalement, la faisabilité de la SRM hétéro-nucléaire proton-phosphore a été étudiée. Dans ce but, j'ai réalisé un développement hardware (capteur à double résonance et connecteur dédié pour l'imageur Discovery MR 750).

5.3. CONCEPTION DU CAPTEUR ENDOLUMINAL

Nous disposons d'un prototype de capteur endoluminal à 1.5T basé sur un circuit capacitif d'accord et d'adaptation série. L'objectif était d'interfacer ce prototype avec l'imageur Discovery MR 750 3T de General Electric Healthcare installé au service de radiologie de l'hôpital Edouard Herriot avec lequel nous avons collaboré. La fréquence de résonance, comme expliqué précédemment, dépend de l'intensité du champ magnétique et du noyau observé. A 1,5T la fréquence de résonance du proton est de 63,3 MHz a 3T elle est de 127,7 MHz, il est donc nécessaire d'ajuster les valeurs des capacités participant à l'accord et à l'adaptation.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Les capacités utilisées sont des capacités céramiques ATC 100A (American Technical Ceramics) pour deux raisons elles sont reconnues pour être quasiment amagnétiques et possèdent des facteurs de qualité élevés (de l'ordre de 1000 à 127.7 Mhz), nous expliquerons par la suite ce qu'est exactement le facteur de qualité. Pour déterminer les valeurs des capacités d'accord et d'adaptation (voir eq 1.7 et 1.8) les caractéristique électriques du capteur de réception, déterminées par sa géométrie, doivent être estimées c'est-à-dire la résistance interne r et l'inductance propre L du capteur.

L'inductance propre et la résistance interne peuvent être déduites de mesures expérimentales. Dans un premier temps, nous avons réalisé un capteur de réception endoluminal avec des valeurs arbitraires pour les capacités d'accord et d'adaptation. Dans un deuxième temps, nous avons réalisé la mesure de l'impédance et du coefficient de réflexion du capteur endoluminal. Nous avons réalisé une simulation paramétrique en faisant varier la résistance interne entre 0 et 10 Ω et l'inductance propre entre 1 nH et 1uH et avec les capacités d'accord et d'adaptation que nous avons choisies et dont nous connaissons les valeurs. Le couple de valeurs (r , L) pour lesquelles l'impédance et le coefficient de réflexion sont identiques à ceux mesurés constitue une première approximation de la résistance interne et de l'inductance propre du capteur. Nous avons réitéré l'opération avec des valeurs de capacité différentes jusqu'à ce que les valeurs d'inductance propre et de résistance interne soient toujours identiques, stables (cette démarche est résumée en Figure II-32.)

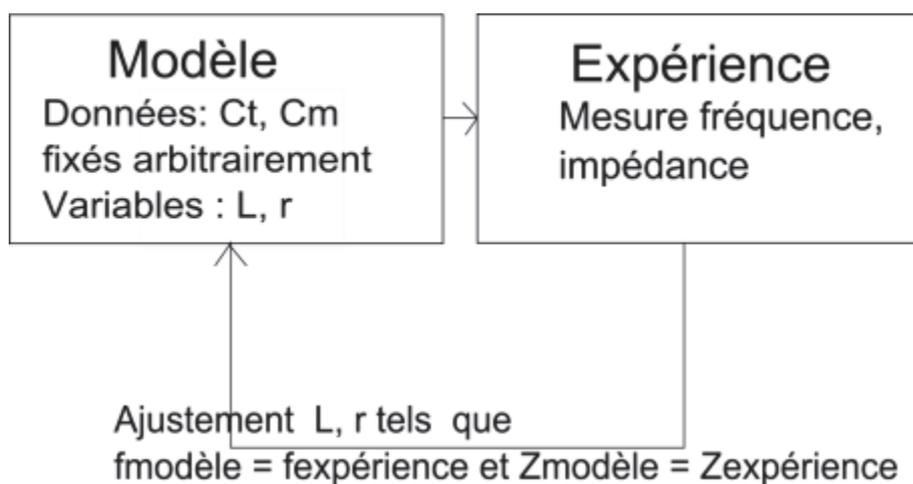


FIGURE II-32 : DETERMINATION ITERATIVE DES CARACTERISTIQUES DU CAPTEUR DE RECEPTION TELLES QU'ELLES SONT FIXEES PAR SA GEOMETRIE

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Les simulations ont été réalisées à l'aide d'un logiciel dédié à la simulation de circuits électroniques QUCS (Quite Universal Circuit Simulator). Nous devons tenir compte des imperfections des capacités ATC100A en particulier de la résistance équivalente série (en anglais Equivalent Series Resistance ESR) car celles-ci peuvent atteindre 0.3Ω alors que la résistance interne du fil de cuivre constituant la boucle du capteur est de l'ordre de 1Ω . Ci-dessous (Figure II-33) est illustré le schéma utilisé pour la simulation du circuit électronique en considérant des capacités parfaites sans résistance équivalente série (ESR pour Equivalent Series Resistor en anglais).

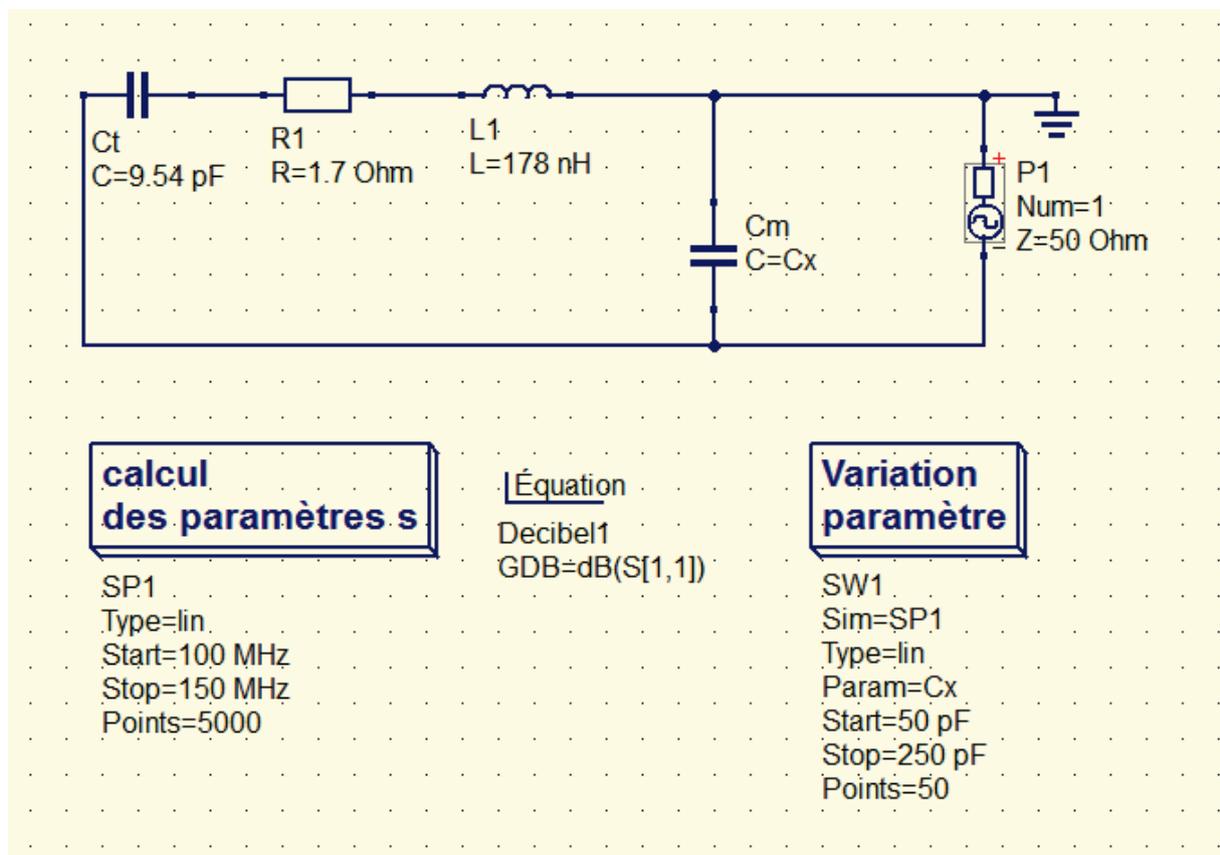


FIGURE II-33 : SCHEMA SIMPLIFIE DE SIMULATOIN D'UN CAPTEUR ENDOLUMINALA L'AIDE DE QUCS

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

En utilisant les expressions analytiques (voir eq (2.29) et eq (2.30)). Les valeurs estimées des capacités sont les suivantes : $C_t = 9.64 \text{ pF}$, $C_m = 113.5 \text{ pF}$ qui induisent un coefficient de réflexion à -33dB et une impédance à 51Ω .

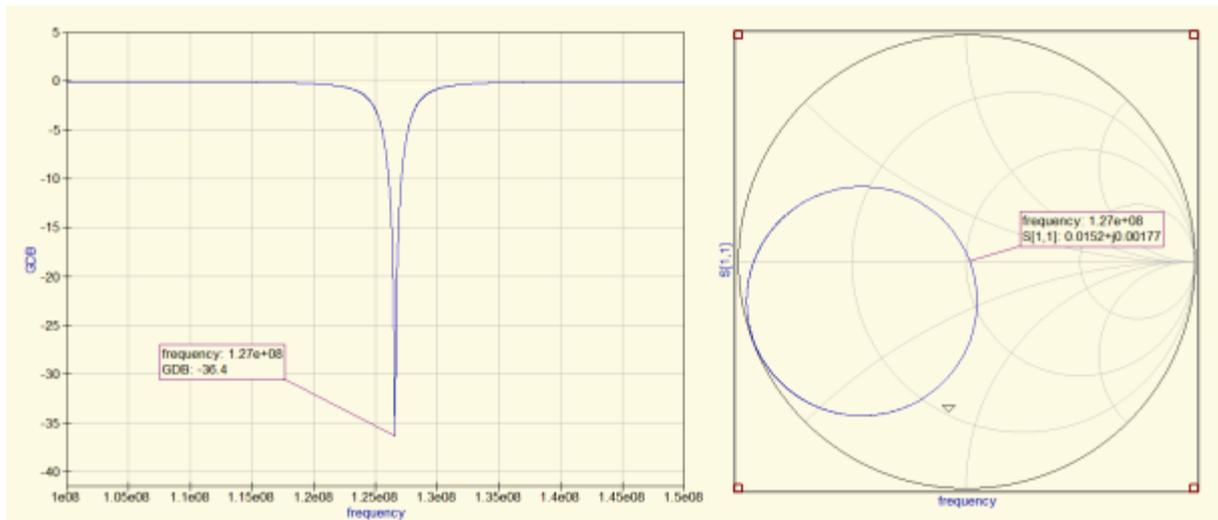


FIGURE II-34 : COEFFICIENT DE REFLEXION DU CAPTEUR ENDOLUMINAL EN SIMULATION (GAUCHE)
DIAGRAMME DE SMITH DE L'IMPEDANCE DU CAPTEUR ENDOLUMINAL (DROITE)

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

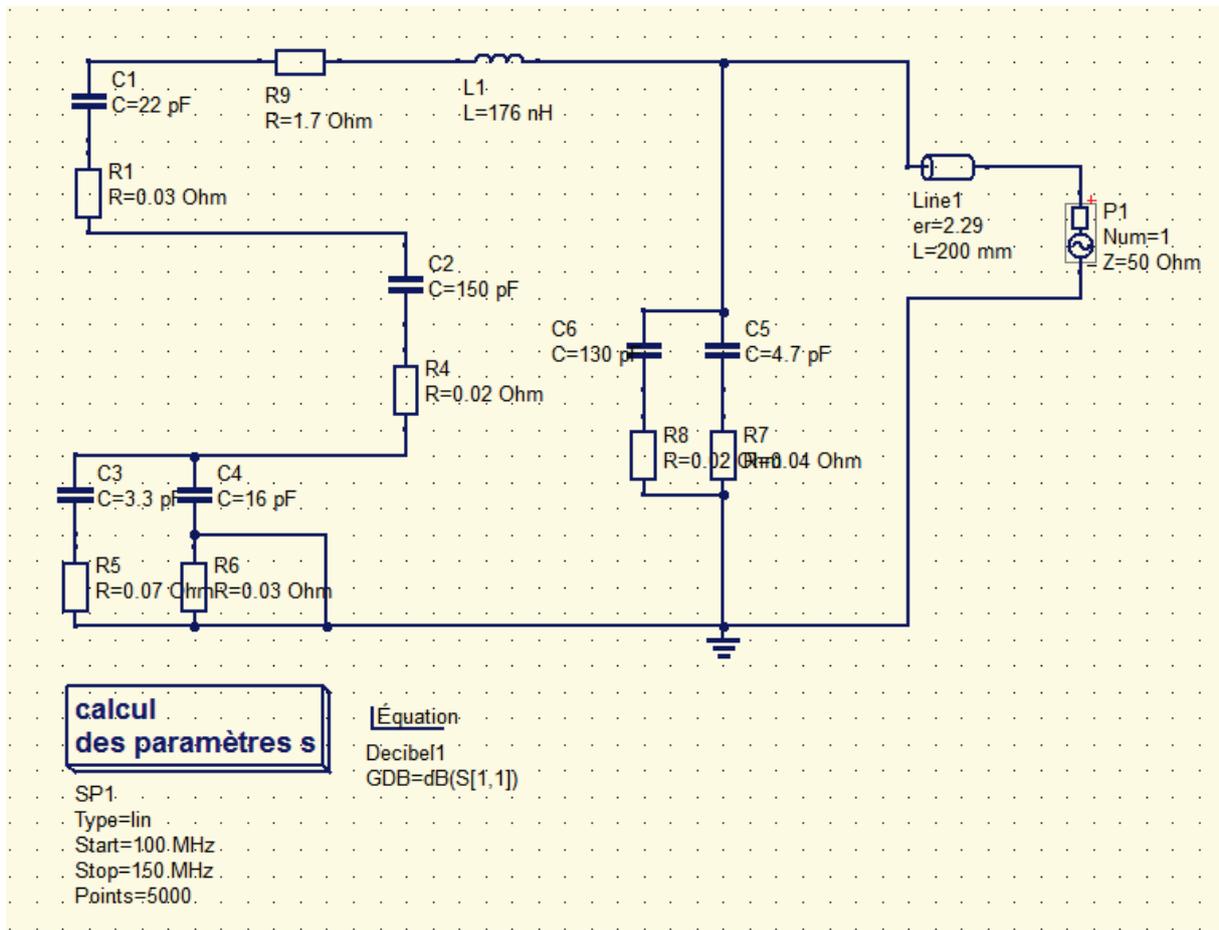


FIGURE II- : SCHEMA DE SIMULATION DU CAPTEUR ENDOLUMINAL. LES IMPERFECTIONS DES CAPACITES ET LA PRESENCE D'UN CABLE DE RECEPTION SONT PRISES EN COMPTE. C1, C2 RESTENT IDENTIQUES MAIS C4 = C5 // C6 PASSE A 134.7 PF AU LIEU DES 113 PF PREVUS INITIALEMENT

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

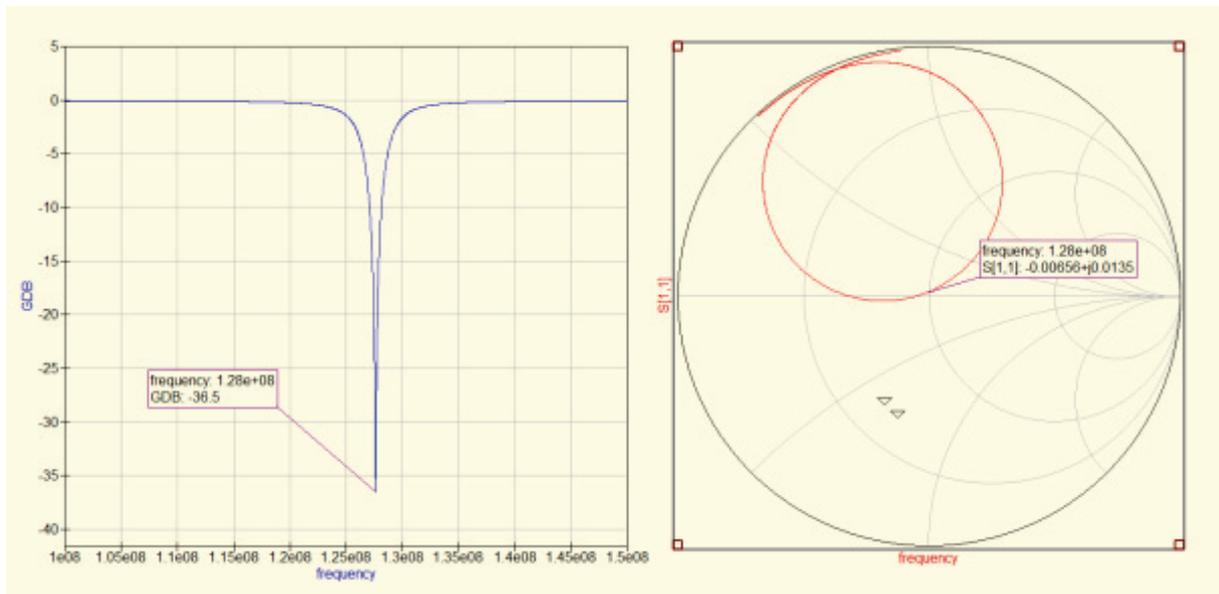


FIGURE II-35 : SCHEMA DE SIMULATION DU CAPTEUR ENDOLUMINAL. LES IMPERFECTIONS DES CAPACITES ET LA PRESENCE D'UN CABLE DE RECEPTION SONT PRISES EN COMPTE

Le choix de la géométrie en lui-même est établi par les contraintes géométriques et la volonté d'avoir une sensibilité radiale du capteur de réception qui soit -la plus uniforme possible. Pour cela des simulations ont été conduites et feront l'objet d'explications détaillées dans la suite (voir chapitre 4). Pour l'instant contentons-nous de dire que le capteur est constitué par l'association en série de circuits rectangulaires formant entre eux un angle de 50° (Figure II-36). La boucle rectangulaire en elle-même est réalisée par un câble de cuivre de diamètre 1 mm.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

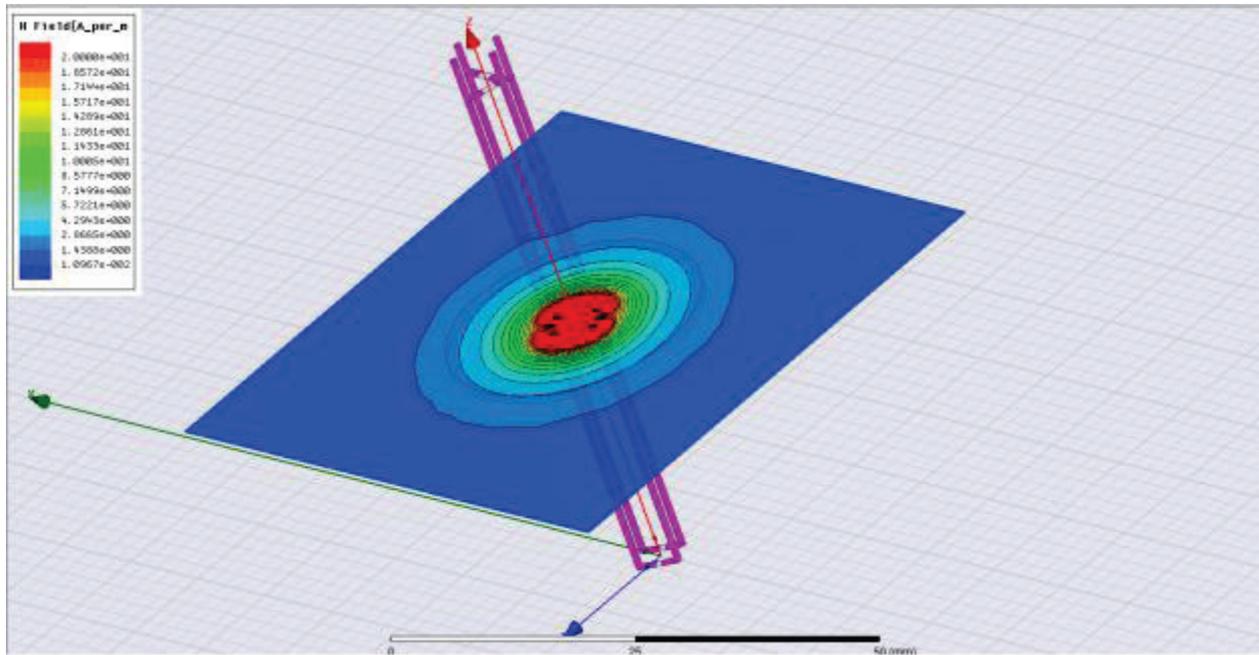


FIGURE II-36 : SIMULATION PERMETTANT DE VOIR LA STRUCTURE GEOMETRIQUE DU CAPTEUR DE RESONANCE UTILISE

Nous avons donc réalisé le capteur de réception endoluminal suivant, que nous avons connecté à un câble coaxial afin de pouvoir l'interfacier avec le connecteur GPFlex permettant le branchement sur l'imageur DVMR750 (voir Figure II-37)

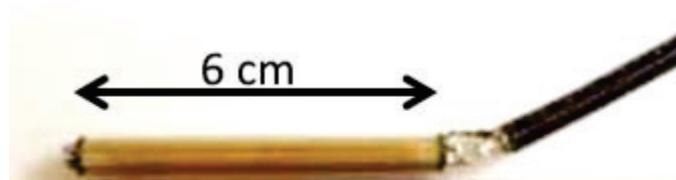


FIGURE II-37 : PHOTOGRAPHIE DU CAPTEUR ENDOLUMINAL REALISE

5.4. EVALUATION DU CAPTEUR SUR BANC DE TEST

Nous avons évalué la qualité du capteur de réception sur banc de test sur la base de facteurs qui reflètent la qualité de l'accord et de l'adaptation : Le coefficient de réflexion et l'impédance du capteur endoluminal.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Ces deux mesures sont réalisées à l'aide d'un analyseur de réseau (Agilent E5071C ENA Network Analyzer) et ont été réalisées selon le protocole suivant :

- Calibration de l'analyseur de réseau
- Le capteur de réception est branché sur le port 1. La mesure peut être faite sans charge physique : le capteur de réception est dans l'air ou avec une charge le capteur est inséré dans un tube lui-même inséré dans une bouteille contenant du sérum dilué à 50%. Le sérum physiologique possède des caractéristiques électriques proches de celles du corps humain : en termes de susceptibilité magnétique, de conductivité électrique En effet, des pertes diélectriques sont engendrées par le couplage entre la bouteille d'eau et le capteur de réception, par conséquent cela permet d'observer le comportement du capteur en charge.
- Le coefficient de réflexion est mesuré par S11 sur l'analyseur de réseau. L'échelle est logarithmique (dB). Dans l'idéal S11 à 127,7 Mhz (la fréquence de résonance du proton à 3T) doit être à $-\infty$. L'accord du capteur de réception se manifeste concrètement par un coefficient de réflexion minimal à 127.7 MHz. L'adaptation du capteur de réception se manifeste concrètement par une atténuation du signal plus ou moins importante à cette fréquence. En pratique on utilise S11 pour régler l'accord du capteur de réception.
- L'impédance est mesurée par le diagramme de Smith d'impédance. Ce diagramme permet de connaître la résistance et la réactance de notre capteur de réception $Z = R + jX$ où R est la résistance du capteur et X la réactance. On peut donc ainsi savoir si l'on doit augmenter ou diminuer la capacité totale du capteur de réception. L'adaptation est parfaitement réalisée lorsque $Z = 50 \Omega$, ce qui correspond au centre du diagramme de Smith. En pratique on utilise donc le diagramme de Smith pour adapter le capteur de réception. L'ajout d'une inductance ou d'une capacité permet d'adapter le capteur de réception, ce qui correspond graphiquement à un déplacement dans le diagramme de Smith des impédances ou des admittances (l'admittance notée Y étant par définition l'inverse de l'impédance $Y = 1/Z$).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

20

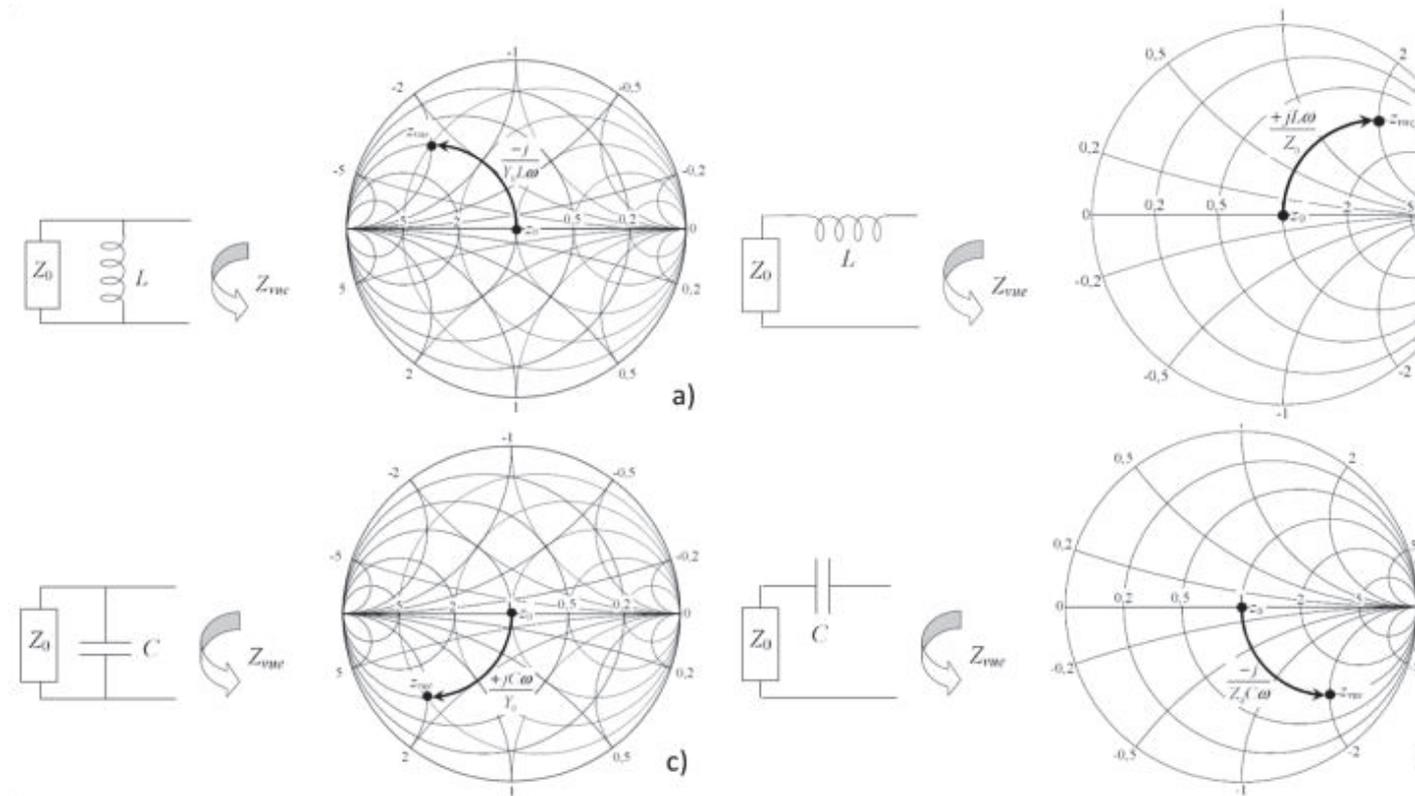


FIGURE II-38 : IMPACT D'UNE INDUCTANCE PARALLELE SUR LE DIAGRAMME DE SMITH DES ADMITTANCES (A) IMPACT D'UNE INDUCTANCE SERIE SUR LE DIAGRAMME DE SMITH DES IMPEDANCES (B) IMPACT D'UNE CAPACITE EN PARALLELE SUR LE DIAGRAMME DE SMITH DES ADMITTANCES (C) ET IMPACT D'UNE CAPACITE EN SERIE SUR LE DIAGRAMME DE SMITH DES IMPEDANCES (D)

Enfin, pour rendre compte de la qualité du capteur de réception, qui est un circuit résonant nous avons mesuré le facteur de qualité. Sur l'imageur IRM, la qualité d'un capteur de réception peut être mesurée par le RSB. Il est possible de comparer les performances de plusieurs capteurs de réception en choisissant un même fantôme (dont la position dans le tunnel IRM est fixe), une même séquence et en comparant les RSB obtenus. Lorsque nous sommes sur banc de test, la performance d'un capteur de réception sera donnée par le facteur de qualité. Le facteur de qualité désigne la capacité d'un circuit, à une fréquence donnée, à stocker son énergie plutôt qu'à la dissiper. On note le facteur de qualité Q et par définition :

$$Q(\omega) = \frac{\omega \times E_{\text{maxstockee}}}{P_{\text{dissipee}}} \tag{2.33}$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

On distingue le facteur de qualité à vide Q_0 , facteur de qualité en charge Q_L et facteur de qualité non chargé Q_{UL} . Le facteur de qualité à vide est une estimation dans le cas où le capteur de réception se trouverait isolé de toute charge électrique. Par conséquent il ne peut qu'être estimé : pour faire la mesure nous devons brancher ce capteur sur l'analyseur de réseau. Le facteur de qualité non chargé est mesuré. Notre antenne a un facteur de qualité en charge d'environ 100.

5.5. EVALUATION DU CAPTEUR SUR L'IMAGEUR CLINIQUE A 3T

Les performances d'un capteur de réception sont déterminées par ses performances en émission (d'après le principe de réciprocité). Deux caractéristiques sont importantes et seront évalués sur les images IRM acquises : le rapport signal sur bruit (RSB) et l'uniformité en sensibilité du capteur de réception. Le capteur de réception endoluminal à 3T est comparé aux résultats obtenus avec le prototype de capteur endoluminal à 1,5 T [82] et à une antenne clinique torse à 32 canaux (NeoCoil). Cette comparaison a pour objectif de déterminer la zone dans laquelle le capteur endoluminal présentera des performances intéressantes (RSB supérieur) par rapport à l'antenne torse qui est l'antenne de référence utilisée lors du bilan d'extension du cancer colorectal (dans les centres où un IRM est pratiqué).

Pour comparer les rapports signal à bruit de différents capteurs, une même séquence d'acquisition Turbo Spin Echo (FSE-XL sous la nomenclature GE Healthcare) pondérée en densité de protons a été acquise (Tableau II-3). A 1,5T, la séquence utilisée est une Turbo Spin Echo (TSE) aux paramètres identiques acquise sur un système IRM Magnetom Symphony (Siemens, Erlangen, Allemagne).

Séquence	Mat	BP / pixel (KHz)	Slice Thickness (mm)	TE/TR (ms)	Θ (°)	FOV (cm×cm)
FSE -XL	192×160	81,4062	5	14,32/1500	90	12×12

TABLEAU II-3 PARAMETRES DE LA SEQUENCES FSE-XL EMPLOYEE POUR MESURER LE RSB

Le capteur endoluminal est inséré dans un tube biocompatible de 10 mm de diamètre, celui-ci étant placé dans un fantôme cubique rempli d'une solution dopée avec du Gadolinium à 0,57 mmol/L dont le T_1 , mesuré avec une méthode de saturation-récupération, est de 419 ± 60 ms.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

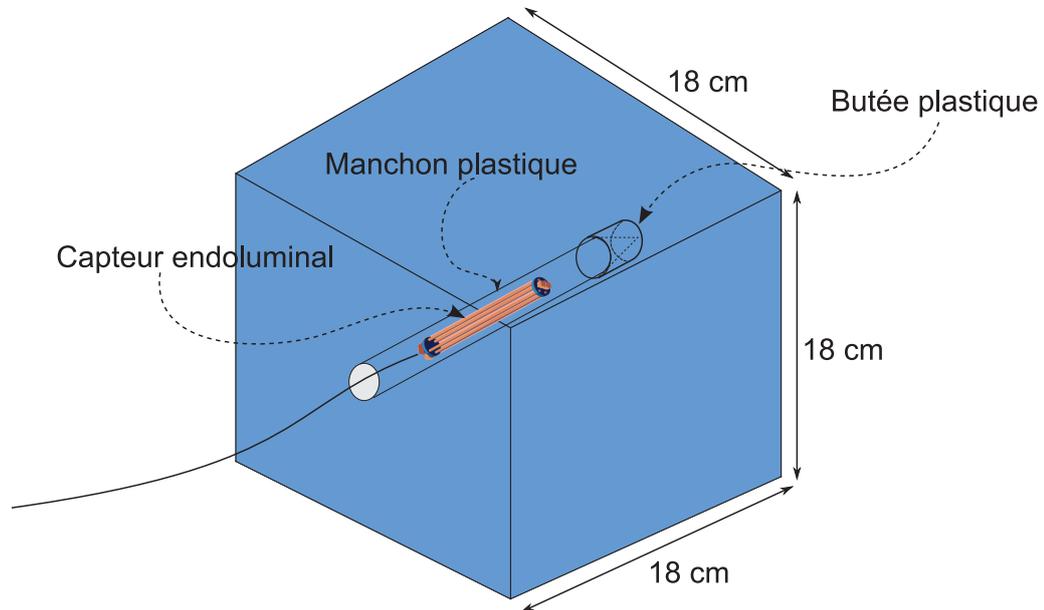


FIGURE II-39 : FANTÔME CONTENANT UNE SOLUTION D'EAU DOPEE AVEC DU GADOLINIUM AFIN DE RACCOURCIR LE TEMPS DE RELAXATION T1 ($T1 \approx 419$ MS)

5.5.1. MESURE DE RSB

En imagerie par résonance magnétique le RSB se définit habituellement en sélectionnant deux régions d'intérêt (RI) distinctes pour le signal (RI_s) et pour le bruit (RI_b). Le RSB est alors défini comme suit :

$$RSB = \frac{m_{\text{signal}}}{\sigma_{\text{bruit}}} \quad (2.34)$$

Avec m_{signal} la moyenne spatiale du signal sur la région d'intérêt RI_s et σ_{bruit} l'écart type spatial du bruit sur la région d'intérêt RI_b . Pour le bruit, la région d'intérêt est sélectionnée de manière à collecter uniquement du bruit, c'est-à-dire en dehors du fantôme ou du patient à observer et si possible en dehors du champ de vue du capteur de réception.

Il est important de comprendre que cette définition du RSB, couramment utilisée en IRM, pose un certain nombre de problèmes. Sur le principe, le bruit est une déviation du signal par

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

rapport à la valeur « vraie » (qui peut être mesuré par la moyenne du signal sur la ROI). Dans le cas d'une zone uniforme cela revient à mesurer l'écart type. Mais que ce soit dans le corps humain ou dans un fantôme, il existe des non uniformités dues aux différences de susceptibilité entre tissus, aux non uniformité de champ...De plus, la mesure de RSB en magnitude pose problème : Le bruit physique est le bruit sur les canaux de réception (Partie réelle et partie imaginaire du signal). Or nous mesurons le rapport signal sur bruit sur une image de magnitude, il en résulte une sous-estimation du RSB (moyenne et écart type sont modifiés)[83][84]. D'où la préconisation de mesurer le signal sur une ou plusieurs ROI placé sur le sujet ou le fantôme et de mesurer le bruit sur une autre ROI placée en dehors du sujet ou du fantôme.

Afin de comparer deux capteurs de réception, une même région d'intérêt est sélectionnée pour la mesure de l'écart type du bruit. En revanche, la RI sélectionnée pour la mesure du signal est spécifique au capteur. En effet, le capteur endoluminal est un capteur de surface dont la sensibilité décroît rapidement avec la distance, contrairement à un capteur torse qui est un capteur volumique dont la sensibilité est relativement uniforme. Ceci explique le placement des RI de signal : pour le capteur torse un carré placé à l'intérieur du fantôme (RI_1) et pour le capteur endoluminal une couronne autour du capteur endoluminal (RI_2 voir Figure II-40).

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

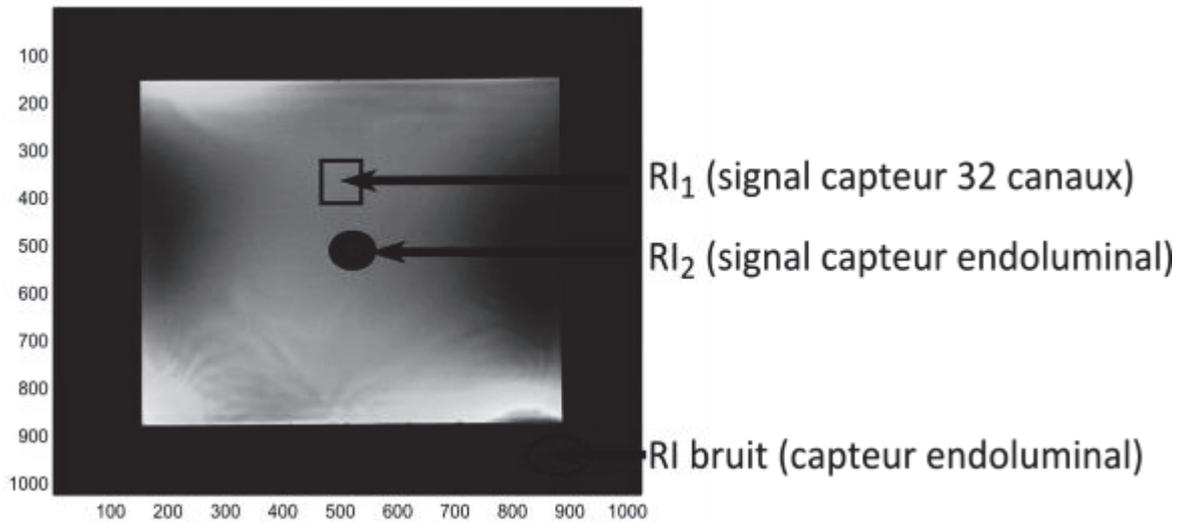


FIGURE II-40 : SÉLECTION DES RÉGIONS D'INTÉRÊT POUR LA MESURE DU SIGNAL ET DU BRUIT POUR LES DEUX CAPTEURS DE RÉCEPTION COMPARÉS : CAPTEUR ENDOLUMINAL ET CAPTEUR TORSE 32 CANAUX

En employant ces régions d'intérêt pour la sélection du signal et du bruit on obtient respectivement un RSB de 395 pour le capteur endoluminal et de 24 pour le capteur externe 32 canaux de référence. Néanmoins cette comparaison est spécifique au choix des régions d'intérêt et si par exemple la couronne choisie est plus épaisse le RSB diminue du fait que le signal moyen dans la couronne a diminué. En effet, comme tout capteur de surface, plus la distance avec le capteur endoluminal est grande moins celui-ci émet de signal.

Par conséquent, il est plus juste et plus utile pour une comparaison entre un capteur de surface et un capteur volumique de sélectionner plusieurs profils de coupe, selon des directions différentes, afin de déterminer la distance jusqu'à laquelle le capteur endoluminal présente un RSB supérieur à celui du capteur externe et est par conséquent utile. Un profil de signal est donc extrait pour chaque capteur de réception, puis ce profil de signal est normalisé par l'écart-type du bruit sur une région d'intérêt placé à l'extérieur du fantôme.

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

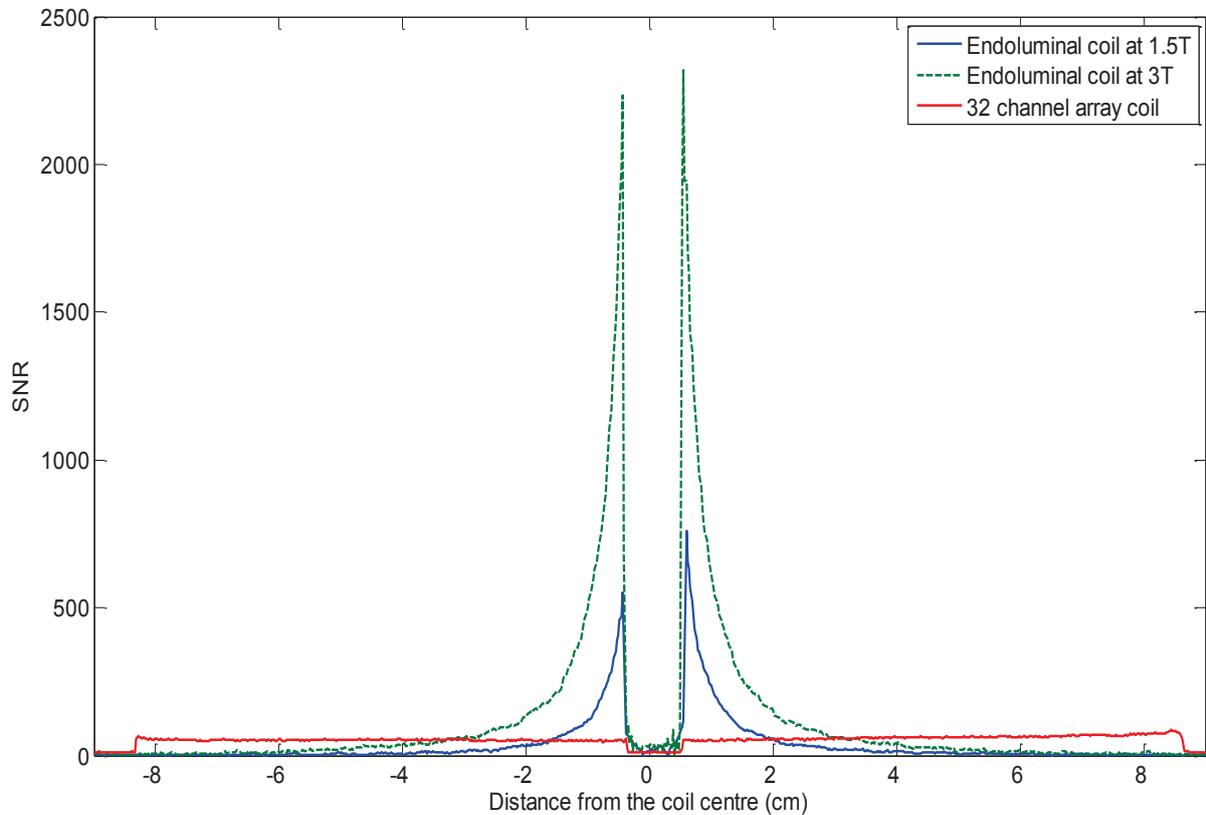


FIGURE II-41: PROFILS DE RSB ACQUIS SELON LA DIRECTION VERTICALE ET COMPARANT LES RSB DU CAPTEUR ENDOLUMINAL A 1,5T A 3T ET DU CAPTEUR EXTERNE 32 CANAUX DE REFERENCE

5.5.2. MESURE DE L'UNIFORMITE EN SENSIBILITE

L'uniformité en sensibilité d'un capteur de réception a été estimée par le tracé des isocontours d'intensité du signal reçu par ce capteur et par le calcul d'un rapport d'uniformité spécifique à cet isocontour (rapport arbitrairement noté V). En effet, l'uniformité en sensibilité du capteur dépend de la distance au capteur endoluminal de réception. Une courbe isocontour de signal peut être extraite aisément à l'aide de la fonction « contour » du logiciel Matlab. Le rapport d'uniformité $V_{\text{isocontour}}$ est défini, pour une courbe isocontour donnée, par le rapport suivant [1] :

$$V_{\text{isocontour}} = \frac{d_{\min}}{d_{\max}} \quad (2.35)$$

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

Avec d_{\min} la distance minimale du centre du capteur à la courbe isocontour (en pixels) et d_{\max} la distance maximale du centre du capteur à la courbe isocontour (en pixels) (Figure II-42).

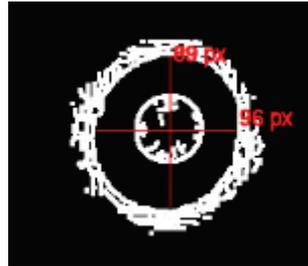


FIGURE II-42 : METHODE DE CALCUL DU RAPPORT D'UNIFORMITE V, ICI $V_{32767} = 89/96 = 0,93$

Une mesure précise de l'uniformité en sensibilité nécessite une séquence à haute résolution spatiale pondérée en densité de protons. Pour nos acquisitions, nous avons employé une séquence Turbo Spin Echo (FSE-XL) avec TE/TR respectivement de 60/ 2460 ms et une résolution spatiale de 68 μm . Le champ de vue choisi est restreint mais ne génère pas d'artefact de repliement significatif, sans doute en raison du profil de sensibilité du capteur endoluminal qui décroît rapidement avec la distance : à une distance supérieure à 7 cm du centre du capteur le SNR du capteur est faible (Figure II-41).

TE/TR (ms)	FOV (cm ²)	Matrice d'acquisition	Train d'Écho	Bande passante par pixel (Hz/px)	Résolution spatiale (μm)	Épaisseur de coupe (mm)
60/2460	7×7	1024×1024	19	20,35	68,5	5

TABLEAU II-4 : PARAMETRES D'ACQUISITION EMPLOYES POUR L'ESTIMATION DE L'UNIFORMITE EN SENSIBILITE

L'uniformité en sensibilité a donc été estimée par le rapport V (voir équation (2.35))

Conception, réalisation et évaluation d'un capteur endoluminal IRM adapté à l'observation de la paroi digestive

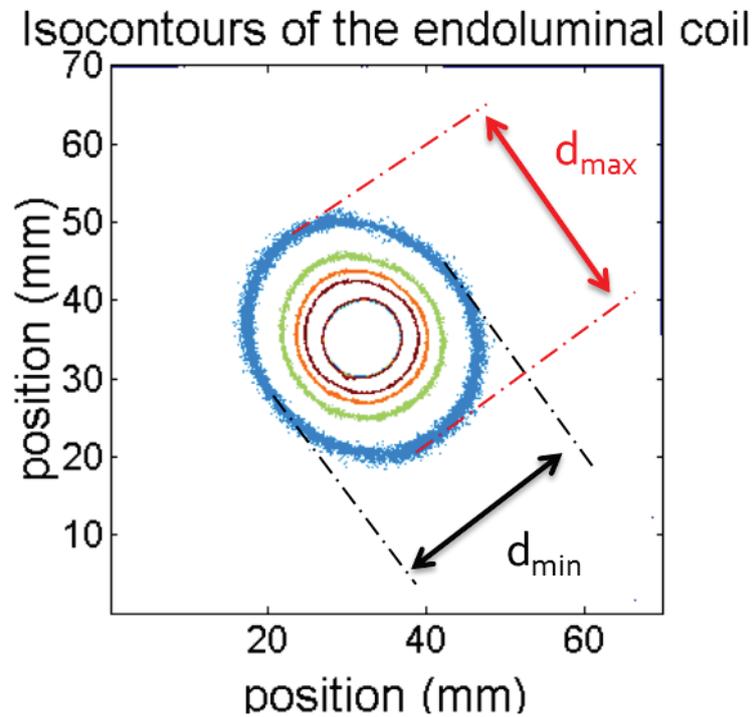


FIGURE II-43 : CARTE DES ISOCONTOURS ACQUIS AVEC LA SEQUENCE (TABLEAU II-4)

Valeur de l'isocontour (en niveau de gris)	20 772	16618	12463	8309	4154
Ratio V	0,99	0,99	0,91	0,86	0,81

TABLEAU II-5 : RATIO V D'UNIFORMITE CALCULE POUR DIFFERENTS ISOCONTOURS

À ce stade le capteur endoluminal développé possède, sur les images acquises, une sensibilité dont l'uniformité radiale est supérieure à 0,8 et dont le RSB s'avère supérieur à celui d'un capteur externe torse de référence pour des distances comprises entre 0 et 3.5 cm (distance mesurée à partir du centre du capteur endoluminal). Dans le chapitre suivant une étude complète de l'uniformité en sensibilité basée sur des résultats obtenus avec le capteur endoluminal à 3T mais aussi sur des résultats obtenus précédemment au laboratoire CREATIS avec le capteur endoluminal à 1,5T a été conduite.

III. L'APPORT D'UN CAPTEUR ENDOLUMINAL DOUBLE BOUCLE POUR L'OBSERVATION DE L'INCONTINENCE FÉCALE

Dans le cadre de mon travail de thèse, je disposais d'un connecteur possédant un unique canal de réception. Par conséquent, le capteur endoluminal que j'ai développé possède un unique canal de réception.

Dans la littérature, les capteurs endoluminaux qui possèdent un unique canal de réception sont basés sur une conception impliquant une unique boucle de réception. Cette conception implique que le capteur endoluminal ne pourra présenter une sensibilité uniforme autour du capteur de réception. Cette non-uniformité radiale en sensibilité, une fois rapportée à l'observation des pathologies colorectales, peut diminuer la sensibilité et la spécificité de l'examen IRM.

Plus récemment (depuis environ dix ans), des capteurs endoluminaux possédant deux canaux de réception en quadrature ont été commercialisés par différents constructeurs. Dans cette configuration, le premier canal reçoit le signal de résonance magnétique capté par une boucle de courant et le deuxième canal reçoit le signal de résonance magnétique capté par une boucle de courant identique en dimensions, mais inclinée de 90° par rapport à la première boucle. Les différents canaux de réceptions interagissent de manière électromagnétique (couplage entre canaux de réception) entre eux et peuvent ainsi perturber le signal reçu. Il est donc nécessaire de découpler ces canaux de réception. En présence de deux canaux de réception, le découplage géométrique permet, en plaçant les deux boucles de courants dans des plans orthogonaux, d'éviter tout couplage. Cette conception permet également une uniformité radiale en sensibilité satisfaisante.

Le capteur endoluminal que j'ai développé à 3T, comme le prototype à 1,5 T précédemment développé, possède une géométrie spécifique. À la place d'une simple boucle de courant rectangulaire, ce sont deux boucles de courant rectangulaires. La seconde boucle de courant est en série avec la première et forme un angle avec la première. Cette géométrie présente plusieurs avantages : la simplicité de conception d'un capteur possédant un unique canal de réception et une uniformité radiale en sensibilité significativement améliorée par rapport à un capteur possédant une simple boucle de courant. Des simulations analytiques avaient été menées à 1,5T et des expériences sur fantômes et in vivo, mon travail a consisté à mener des simulations numériques à l'aide d'un logiciel dédié à la simulation électromagnétique par éléments finis (HFSS 13.0, Ansoft Corporate, Pittsburgh, USA) à 1,5T et à 3T et à acquérir des images sur fantôme, sur un scanner IRM 3T.

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

Ces simulations et ces expériences mettent en évidence qu'à 1,5T comme à 3T, l'angle optimal, permettant une uniformité radiale sensiblement meilleure tout en conservant un RSB similaire se trouve entre 50 et 70°. Ces résultats étant concordants, que ce soit en simulation analytique, numérique, à 1,5T ou à 3T, en expériences sur fantôme et in vivo. Ces travaux ont fait l'objet de l'article suivant accepté pour publication à Concepts in Magnetic Resonance Part B.

Characterization of a dedicated double loop, endoluminal coil for anal sphincter MR imaging at 1.5T and 3 T

J.-M. Verret^{1,2}, F. Pilleul^{3,4}, C. Rabrait², E. Malher⁵, S. Piranda⁶, J-F. Delforge⁷, H. Saint James^{8,9},
O. Beuf¹

1. *Université de Lyon, CREATIS ; CNRS UMR5220 ; Inserm U1044 ; INSA-Lyon ; Université Lyon 1, France.*
2. *General Electric Healthcare, Clinical Science Development Group, Buc, France*
3. *Hospices Civils de Lyon; Département d'imagerie digestive; CHU Edouard Herriot; Lyon, France*
4. *Centre Léon Bérard - Centre de Lutte contre le Cancer; Lyon; France*
5. *MS Techniques, Besançon, France*
6. *Statice Santé, Besançon, France*
7. *Alcis, Besançon, France*
8. *LTSI; Inserm U1099; Université Rennes 1, Rennes, France*
9. *CRLCC; Centre Eugène Marquis, Rennes, France*

Corresponding author: Olivier Beuf, PhD

CREATIS, CNRS UMR 5220, Inserm U1044

Université Lyon 1, ESCPE

3 rue Victor Grignard

69616 Villeurbanne

olivier.beuf@univ-lyon1.fr

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

KEYWORDS: ENDORECTAL COIL, RF UNIFORMITY, FECAL INCONTINENCE

Abstract

MRI has proven its usefulness in the prediction of surgical anterior anal repair which cannot be done with the reference endosonographic examen. Conventional endorectal coils are often based on a single loop coil design and do not possess satisfactory radial uniformity which could impede the correct assessment of the anal sphincter. In this study, several double loop endorectal coils were designed, built and assessed in simulations, on phantoms and in vivo. The optimum was found for a 50 to 70° double loop endorectal coil which presents a better radial uniformity especially at close distance from the coil where the SNR is the highest. First in vivo experiments proved enhanced readability of the MR exam for the radiologist

Introduction

Fecal incontinence has a significant prevalence in the USA which varies from 6% to 15 % for women (depending on age) and from 6 to 10% for men [23]. In the workup of patients with fecal incontinence, imaging is important to characterize the extent of the damage to the muscles in the pelvic floor. Imaging of the muscles in the pelvic floor is usually performed with endosonography but endoanal MRI has been proven to be a viable alternative. Furthermore, unlike endosonography, endoanal MRI enables a precise assessment of the external sphincter atrophy [85][25][86], showing a 89% sensitivity and a 94% specificity with histology as a reference as the thinning of the external sphincter or tears may accurately be seen [87][88]. Indeed patients with a defect of the external anal sphincter may benefit from surgical anterior anal repair and MRI may help to predict the outcome of the external anal sphincter repair [89]. Anal MRI exams can be performed with specific, endorectal coils. The design of endorectal coils usually relies on either a single loop coil design (Medrad Coil or Philips Intera coil) or on the use of a 2 channel coil design with a 90° angle between them (Sentinelle endo array coil from Hologic or Noras 2ch array coil). The sensitivity of such coils will present a sharp decrease of signal with distance from the coil [90][91][92] (which is inherent to any small surface coils) and radial signal non uniformities. This could be detrimental to the estimation of the damage of the external sphincter. Several approaches have been attempted to estimate the sensitivity profile of the coil and thus correct for signal non uniformities in general [93][94][95][96][97]. These methods may involve prior analytical estimation of the sensitivity profile of the coil using the Biot and Savart Law [93] or the prior assessment of the sensitivity profiles of coils based on the acquisition of an homogeneous phantom [97]. Though, both methods are impractical in an in vivo setup due to the difficulty of correct registration of the images with the sensitivity profile of the coil. A third method, the most usual, merely applies a low-pass filter, assuming the low frequency variation in sensitivity mostly originate from the sensitivity profile of the RF coil. However, this last method requires prior knowledge of the region of interest and the sensitivity profile in order to accurately tune the filter. In the present study, we have attempted to minimize the radial non uniformities of endorectal coils based on a double loop endorectal coil design with a tight diameter (which will be detailed later). Thus, the purpose of this work was to design, build and assess a radially uniform double loop endoluminal coil dedicated to the observation of the sphincter muscles. A comparison with a reference single loop coil of the same dimensions was performed. The outer diameter and length of the coil were established based on specification guided by a radiologist with more than 10 years of experience in digestive imaging. A 10 mm outer diameter endoanal coil was considered acceptable leading to an optimum 6 mm loop width. The length of the loop inside the coil determines the length of the region that can be imaged; in this

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

prospect, the ideal length was determined to be 6 cm. The dimensions of the loop coil in the present study were then fixed at 6 mm in width and 60 mm in length.

Material and methods

1. Simulations

A single loop endorectal coil was compared to a double loop endorectal coil. In the case of double loop coils, the angle between both loops was optimized to improve radial uniformity of the RF B1 field compared to a single loop. According to the reciprocity principle, the performances of a coil in reception may be assessed by its performances in transmission. In a magnetostatic frame, the magnetic field B1 transmitted by a coil may be computed by the Biot and Savart Law [98]. Therefore, the magnetic field B1 generated at a point P in space by a loop is:

$$\vec{B}_1(P) = \int_{\text{loop}} \frac{\mu_0 I}{4\pi r^2} d\vec{l} \wedge \vec{u} \quad (1)$$

where μ_0 is the magnetic permeability in air (H/m), I the current circulating in the loop (A), r the distance between P and the current element (m) and u the unit vector between the current element and point P. The B1 distribution was first simulated according to Biot and Savart Law under Mathematica (Wolfram Research, Inc., Champaign, IL) using the analytical expression above and assuming a 1A current. The fixed dimensions (60 mm long and 6 mm width) of the rectangular loops were defined based on specifications established by an experienced interventional radiologist of our center. However theoretically, Biot and Savart Law only applies in a magnetostatic frame, which is not the case of MRI. Therefore, in order to verify its truthfulness, a finite element simulation of the B1 distribution was performed under HFSS software (HFSS 13.0, Ansoft Corporate, Pittsburgh, USA) as it is based on the Maxwell equations (in our case on Maxwell Ampère law). The simulations were performed in driven modal mode, with a convergence threshold (so called Delta S) at 1%, and a curvilinear mesh. Every capacitor of the tuning and matching circuit of the coil was modeled via lumped ports (comprising its internal resistance). The PIN diode (Temex DH 80106) resistance used for active decoupling was accounted for with a lumping port as well. Finally, the coil was loaded with a salted water ($\epsilon = 81$ et $\sigma = 1$ S/m) cylinder concentric with the coil. The radial uniformity of the coil was then assessed based on two parameters. First, the intensity of the magnetic field B1 along a circular contour and at different distances from the coil centre (6, 8 and 10 mm) was computed. If necessary, the ratio δ (%), defined as the peak to peak amplitude of the signal over the mean intensity of the signal, was computed. Secondly, the uniformity of the coil was assessed by plotting isocontours of the magnetic field B1 (between 8 and 81 μ T). Assuming elliptically-shaped isocontours, the V parameter defined as the ratio of the large axis against the small axis was calculated.

SNR estimation

The SNR is proportional to $B_1/(I \cdot R^{1/2})$ [99] with B_1 the radiofrequency magnetic field transmitted (T) by the coil, and R the equivalent resistance representing losses (Ω). The equivalent resistance representing losses comprised mainly two components which are the magnetic losses (R_{mag}) and electric losses (R_{el}). The electrical resistance of the isolated coil R_{el} is due to the ohmic losses, the skin effect and the proximity effect in the coil wires. The current is concentrated toward the outer edge of the conductor (skin effect) with the current density decreasing exponentially from the wire surface to the center. For a multiple loop coil, the magnetic fields line from a given turn of coil induce eddy currents in adjacent turn (proximity effect), further distorting the current distribution and increasing the overall resistance of the coil [100] [101]. The magnetic losses R_{mag} are caused by eddy currents in the sample [102]. These losses increase greatly with the frequency and the volume of the sample to be imaged. First, R_{mag} and R_{el} were computed respectively using eq 2 and eq 3. For an endorectal coil which is at the center of the region of interest, magnetic losses may be expressed as [103][104]

$$R_{mag} \cong \omega^2 \cdot a^3 \cdot \sigma \tag{2}$$

with σ the conductivity (S/m), a the width of the endorectal coil (m) and ω the angular frequency of work (rad/s).

The electric losses may be expressed as

$$R_{el} = \xi \frac{a}{r} \sqrt{\frac{\mu \omega}{2\sigma}} \tag{3}$$

Where μ is the magnetic permeability of the medium (H/m), ω the angular frequency of work (rad/s), σ the conductivity (S/m) of the medium, (ξ) the proximity factor comprised between one and the infinite and depending on spiral spacing and (r) the radius of the circular section of the wire. The value computed with equations 2 and 3 were then verified with a finite element simulation software: Maxwell (Ansoft Corporate, Pittsburgh, USA). The numerical calculation of R_{mag} was based on eq 4

$$R_{mag} = \frac{\sigma \int E^2 dV}{I^2} \tag{4}$$

The simulations were performed in 2-D and 3-D, considering a perfect conductance for the coil (neglected). For 2-D simulations, we assumed infinitely long wires placed in a cylinder filled with air and surrounded by the sample. We computed the RF field and the power loss density only in the sample assuming that electrical current at a frequency of 63.7 MHz is uniformly distributed at the

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

surface of wires. This approximation does not induce significant errors because the coil-sample distance is much greater than the skin depth in the copper (9 μ at 127.7 MHz). The total magnetic power losses were calculated integrating the power loss density over the total sample volume. R_{mag} was finally obtained by dividing the total magnetic power losses by $(I_{eff})^2$. Because 3-D simulations require several hours of calculation, 3-D was only used at the end of the optimization process in order to verify 2-D results. This methodology was adopted to save a lot of computation time, and has been previously compared to full 3-D simulations, leading to 5% maximum approximation error in the determination of R_{mag} . Assuming cylindrical conductors, the electric losses may be defined by

$$R_{el} = \frac{L}{\sigma \int_0^{r_0} 2\pi r \times e^{-\frac{(r-r_0)}{\delta}} dr} \quad (5)$$

Where r_0 is the radius of the conducting wire (m) and δ the skin width defined by $\delta = \sqrt{\frac{2}{\mu\omega_0\sigma_1}}$ where μ is the magnetic permeability (H/m) and σ the conductivity of the wire (S/m)). Then relative SNR could be assessed for the different configurations (single loop coil, 50° double loop coil, 70° double loop coil and 90° double loop coil) with $R = R_{el} + R_{mag}$.

2. Phantom MR imaging experiments

Experiments were performed on either a 1.5 T MR Symphony system (Siemens, Erlangen, Germany) or a 3T Discovery MR 750 (GEHC, Milwaukee, WI, USA). At 1.5T, based on Biot-Savart computations, several double loop coil prototype with $\theta = 50^\circ$, $\theta = 70^\circ$, $\theta = 90^\circ$ (60 mm length, 6 mm width) were designed. Double loop coil prototypes were built using four 1mm diameter copper conductor (Figure 1a). Each side of the loop was closed with double side printed circuit board hosting conventional tuning, matching and active decoupling components (Temex DH 80106 PIN diodes and non-magnetic case A series 100 and 710 ATC capacitors). The coils were tuned to a frequency of 63.7 MHz and matched at 50 Ω for this frequency. At 3T, a 70° double loop coil prototype was built using the same architecture and tuned to the appropriate frequency (127.72 MHz). The experiments were performed on a cubic phantom (18 \times 18 \times 18 cm³). The phantom was filled with a 0.9 % NaCl solution doped with gadolinium (10 mL of Dotarem at 5 mmol/L concentration) in order to decrease the T1 relaxation time (T1-value \cong 200 ms) and thus decrease the acquisition time. The phantom was designed to allow the insertion of different endorectal coil prototypes in a Teflon protective cap of either 8 or 10 mm outer diameter and protecting the coils from the water (Figure 1b). The protective caps allowed to assess the uniformity of the endorectal coil at different controlled distances.

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

Both caps mimicked the tissue location at 4 and 5 mm from the center of the coil. For every prototype, the quality factor (Q) was measured with a network analyzer 4195A (Hewlett Packard, Palo Alto, CA). A Turbo Spin Echo (TSE) sequence (which corresponds to a Fast Spin Echo FSE-XL under GE nomenclature) with the following parameters was performed: TE/TR(ms) = 17/2460, Echo Train = 15, Pixel bandwidth = 97 Hz/px, FOV(cm²)=24×24, matrix = 1024×1024; slice thickness(mm)= 5. The signal uniformity was assessed by plotting B1 magnetic field isocontours for different r, where r is the distance from the coil centre. The SNR was assessed using an SNR profile estimated along a fixed direction, orthogonal to the first loop plan.

3. Prototype for in vivo experiments

Based on results of simulations and imaging, a prototype with a 70° angulation between both loops was built. The full assembly comprised the following elements: the reception coil meant to be used 30 times, a single use sterile protective sleeve (10 mm outer diameter) and an interface circuit enclosed in a box for the connection of the coil to the MR scanner (1.5 T MR Symphony system mentioned above). The disposable protective sleeve comprised an inflatable balloon at its distal extremity and a mechanical stop at its proximal extremity. The inflated balloon diameter was 30 mm, a sufficient diameter for blocking the distal extremity of the coil in the rectal ampulla. Before the examination the disposable protective sleeve is clipped on the endorectal coil and the endorectal coil is connected to the interface circuit (Figure 2). The disposable sleeve in contact with the patient's was made with Pebax for its flexibility, its good mechanical properties at low and high temperatures, and its softness (Pebax is the usual material for catheters and is thus known to be tolerated by patients).

4. In vivo animal experiments

Experiments were performed on a 1.5 T MR Symphony system (Siemens, Erlangen, Germany). Feasibility study was established in vivo on pork (25 kg weight). The coil was introduced through the anal sphincter up to the colon and maintained by inflating a balloon with 5 ml of air placed at the tip of the coil. The experiments were led in accordance with the rules and regulations of the University Ethic Committee on animal experimentations. The imaging protocol combined high-resolution 2D T1-weighted SE, True-Fisp and T2-weighted TSE. A comparison was performed with a reference external coil: a four-element array body coil composed by two quadrature detection elements (out of six composing the spine coil) for the posterior part and by two quadrature detection elements (out of two composing the body coil) for the anterior part.

5. Preliminary experiments on patients

The patient was examined with a 1.5T MR system (Siemens, Symphony, Erlangen, Germany) with a dedicated endoluminal coil. A flexible endoluminal coil was designed and built for this study and is not currently available commercially. The coil was introduced up to the center of the anal canal. Several sequences were performed, a T1-weighted, two-dimensional, spin echo (T1W SE; repetition time/echo time 500/15 ms, 2 mm slice thickness, 512 x 409 matrix, 6 cm field of view, 0.1 x 0.1 x 2 mm voxel size, 4 min 44 sec acquisition time) and a T2-weighted, two-dimensional, turbo spin echo (T2W TSE; repetition time/echo time 3400/106 ms, 2 mm slice thickness, signal averages 3, 384 x 269 matrix, 8 cm field of view, 0.3 x 0.2 x 2 mm voxel size, 6 min acquisition time).

Results

Simulations

Either for a single loop coil or for a double loop coil, the electric losses (R_{el}) remained constant at 0.7Ω . The magnetic losses (R_{mag}) amounted to 2.3Ω for a double loop coil which is about twice the magnetic losses of a single loop coil (1.2Ω). Though, the B_1 amplitude is higher with a double loop coil (4.2×10^{-5} versus 3×10^{-5}). Thus, the SNR remains approximately constant since the gain of the double

loop over the single loop is given by the ratio $\frac{1}{\sqrt{\frac{R_{double}}{R_{single}}}} \frac{B_{1_double}}{B_{1_single}} \cong 1.1$.

Whichever coil is considered, the B_1 distribution on a circular contour around the coil, is not uniform. Furthermore, the radial non uniformity of the B_1 distribution along a circular contour decreases with distance in (Figure 3b and 3c). At short distances: 6 mm and 8 mm radius, the 50° double loop coil yielded the best radial B_1 uniformity (Figure 3d and 3e). At a 10 mm distance, the 40° double loop coil was the optimum regarding radial uniformity (Figure 3f).

Visually, the isocontours of B_1 magnetic field were found closer to a circle for double loop coils than for a single loop coil. Quantitatively, the V parameter maximum reaches 0.93 at 10.2 mm from the coil centre for a single loop coil, 0.91 at 8.2 mm from the coil centre for a 50° double loop coil, 0.87 at 12.5 mm from the coil centre, for a 70° double loop coil and 0.86 at 11.6 mm from the coil centre for a 90° double loop coil (Table 1 first column).

Therefore analytical simulations exhibits that an appropriate angulation (around 50°) for a double loop coil maintains an identical SNR while enhancing radial uniformity, especially at short distances (< 8mm) from the coil centre, distance for which the SNR is the highest.

The simulations performed under HFSS presented a similar B_1 distribution (actually it was the H_1 distribution which was computed): a sinus at 8 and 10 mm from the coil centre and a linear combination of sinus when closer to the coil centre : at 6 mm from the coil centre (Figure 4). Under HFSS, the period of the B_1 distribution was around 180° for every distance from the coil centre. The same simulations of a 70° double loop coil derived from Biot and Savart Law depicted the same period of about 180° .

Experiments

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

Every coil had nearly identical quality factor: 110 for the single loop coil, 118 for the 50° double loop coil, 112 for the 70° double loop coil and 110 for the 90° double loop coil. Bench results thus tend to indicate very comparable SNR. This was confirmed by experimental SNR profile comparison (obtained on phantoms): the SNR obtained with the 4 different coils were comparable whether with an 8mm or a 10mm protective cap (figure 5). Visually, the isocontours of B1 magnetic field were found closer to a circle for the double loop coils than for a single loop coil especially for isocontours at short distances from the endorectal coil (figure 6). For an endorectal coil with an 8mm diameter protective cap, the V parameter was closest to 1 (marking best radial uniformity) for a 50° double loop coil. Compared to a single loop coil both the 50° double loop coil and the 70° double loop coil reach their maxima at shorter or equal distances : 7.5 mm and 8 mm versus 8 mm confirming a better radial uniformity closer to the coil. With a 10 mm diameter protective cap, the V parameter was closest to 1 (marking best radial uniformity) for either a 50° double loop coil or a single loop coil. The values found for different coils were relatively close (within 4%). Again, compared to a single loop coil both the 50° double loop coil and the 70° double loop coil reach their maxima at shorter or equal distances: 7.2 mm and 7.6 mm versus 11.3 mm (Table 1). Finally, the 70° double loop endorectal coil associated to a 3T scanner exhibited significantly superior SNR compared to the same endorectal coil at 1.5T showing the reinforced interest of endorectal coil on a 3T scanner compared to an external reference coil (figure 7) In vivo study established on a domestic swine confirmed the ability of such a coil to acquire an uniform and resolute (about 200um in plane resolution) image of the rectal wall (figure 8). The disposable sleeve could readily be clipped on the endorectal coil, the insertion of the whole assembly was fairly easy and its stability when inside the rectum deemed satisfactory by the experienced radiologist. The internal and external sphincters thus could accurately be seen. Preliminary experiments on patients were conclusive: it enabled a distinction of the different layers of the wall and images (Figure 9).

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

Discussion

Simulations and experimental phantom results were consistent. Indeed, the radial uniformity of the B1 field distribution, measured by the V parameter, showed in both cases that optimum is found for a 50° angulation (Table 2).

The B1 distribution of the coil behaves the same whether it is computed by the Biot and Savart Law or by the Maxwell Ampere Law. This result was obtained despite the fact that Biot and Savart is theoretically only applicable in a magnetostatic frame (which is not the case of MRI). To our knowledge, in the literature the accuracy of the Biot and Savart law was not verified, it is interesting to confirm that in the case of a small surface coils its predictions are rather accurate as was found in our specific case of an endorectal coil.

Usual commercial endorectal coils, for instance the noras endorectal coil (noras 2 ch endoanal coil) or the sentinelle endorectal coil (Sentinelle Endo Coil Array System from Hologic) are based on the use of two loops forming a 90° angle. It may be optimal in the case of a 2 channel design in order to perform a geometrical decoupling of the two channels but as we work with a single channel linearly polarized coil we found out that a 90° angulation is not the optimum angulation anymore. Both simulations and phantom experiments demonstrate better radial uniformity of the signal for double loop coils for lower angulations (either 50° or 70°). Indeed, at first sight, the B1 distribution on a circular contour seems to be sinusoidal whereas it is actually closer to a linear combination of sinusoidal function as given by the Biot and Savart Law. If the B1 distribution did behave as a sinus, the adjunction of a second loop forming a 90° angle with the first one, will be optimal regarding the compensation of the radial non uniformities of the coil. Though this approximation is especially false close to the coil centre which may explain why 90° is not the optimal angle regarding radial uniformity of an endorectal coil.

The double loop endorectal coil designed in this study is compact in size: 10mm diameter with the protective cap and 6mm diameter minimum for the double loop coil in itself and therefore was well tolerated by patients in our pilot study. In comparison, the coils previously used in the literature presented superior diameter: Stoker experiments in 1999 used a endoanal coil from Philips which is 19mm wide and still Stoker, in 2001, used a 16mm wide endoanal coil. This reduction in size did not compromised the SNR so the usual tradeoff between size and depth of sensitivity was adequate for an observation of the external anal sphincter for instance as can be seen on Figure 5a) and Figure 5b) the SNR of every endorectal coil built remained superior to the SNR of external array coil from 0 to 30 mm in radius which is interesting to know because so far, anal MRI exams are often performed with an external array coil.

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

Furthermore, the choice of using a disposable endorectal coil allows to obtain a cleaner and more sterile MRI exam of the patient than may be achieved with reusable endorectal devices and anal MRI exam may use a pelvis array coil in conjunction with the endorectal MRI coil to obtain a full view of the pelvis. This is an advantage over the standard endosonography exam. However, in order to perform a safe endoanal MRI exam, Radio Frequency (RF) Heating needs to be attenuated to an innocuous level. The electric field associated to the RF pulse, induce spurious currents in the ground of the transmission line between the endoanal coil and the MRI scanner. These currents induce electric field in surrounding tissues causing potential heating, in the prospect of proceeding to clinical routine the incorporation of anti RF heating devices (RF traps), well documented in the literature, will be mandatory.

Conclusion

The overall SNR is not significantly different for a single loop or a double loop endorectal coil whichever θ angle is chosen. However, as predicted with simulations and confirmed both in phantoms, animal and human experiments, a double loop endorectal coil is more radially uniform than a single loop coil for short distances ($< 6\text{mm}$) from the coil. This is particularly relevant because SNR is much higher at close distance from the coil. We believe we have proven superiority of a double loop endorectal coil with 50° and 70° and improve overall signal uniformity compared to a single loop coil design while keeping dimensions restrained for better tolerance of the examination and improved reading by the radiologist.

Acknowledgments

This work was performed within the framework of the LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) of Université de Lyon, within the program "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007) operated by the French National Research Agency (ANR).

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

Tables

	Simulation	Measurements with a 8 mm diameter cap	Measurements with a 10 mm diameter cap
Single loop coil	0.93 at 10.2 mm	0.89 at 8 mm	0.89 at 11.3 mm
Double loop coil w/ 90° angulation	0.86 at 11.6 mm	0.84 at 10.5 mm	0.86 at 10.4 mm
Double loop coil w/ 70° angulation	0.88 at 12.6 mm	0.87 at 7.5 mm	0.88 at 7.6 mm
Double loop coil w/ 50° angulation	0.91 at 8.2 mm	0.90 at 8.0 mm	0.89 at 7.2 mm

TABLE 1 : COMPARISON OF THE B1 RADIAL UNIFORMITIES FOR DIFFERENT COIL CONFIGURATIONS. THE RADIAL UNIFORMITY IS MEASURED BY THE V RATIO (LARGE AXIS / SMALL AXIS) MAXIMUM

	Maxwell		Model	
	$R_{el}(\Omega)$	$R_{mag}(\Omega)$	$R_{el}(\Omega)$	$R_{mag}(\Omega)$
Single loop coil	0.68	1.26	0.67	1.17
Double loop coil (90°)	0.74	2.33	0.67	2.34

TABLE 2 : COMPARISON OF COMPUTED ELECTRIC LOSSES AND MAGNETIC LOSSES AT 1.5 T WITH MAXWELL SOFTWARE AND MODEL BASED ON EQUATIONS 2 AND 3

Figures

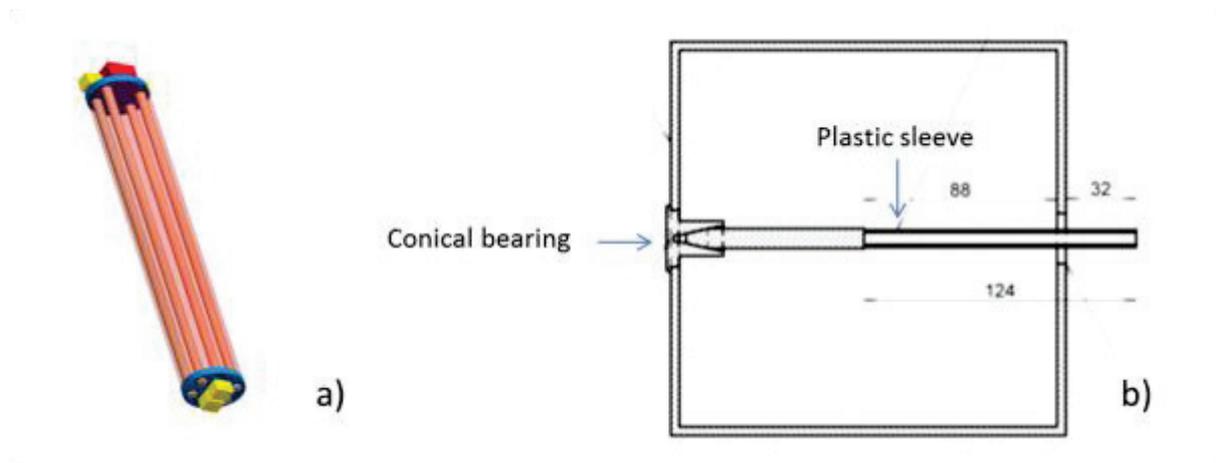


FIGURE 1: A) A 90° DOUBLE LOOP COIL PROTOTYPE B) SCHEMATIC DRAWING OF A CORONAL VIEW OF THE PHANTOM. ENDORECTAL COILS ARE INSERTED IN THE CENTRE. DIMENSIONS QUOTES ARE EXPRESSED IN MM

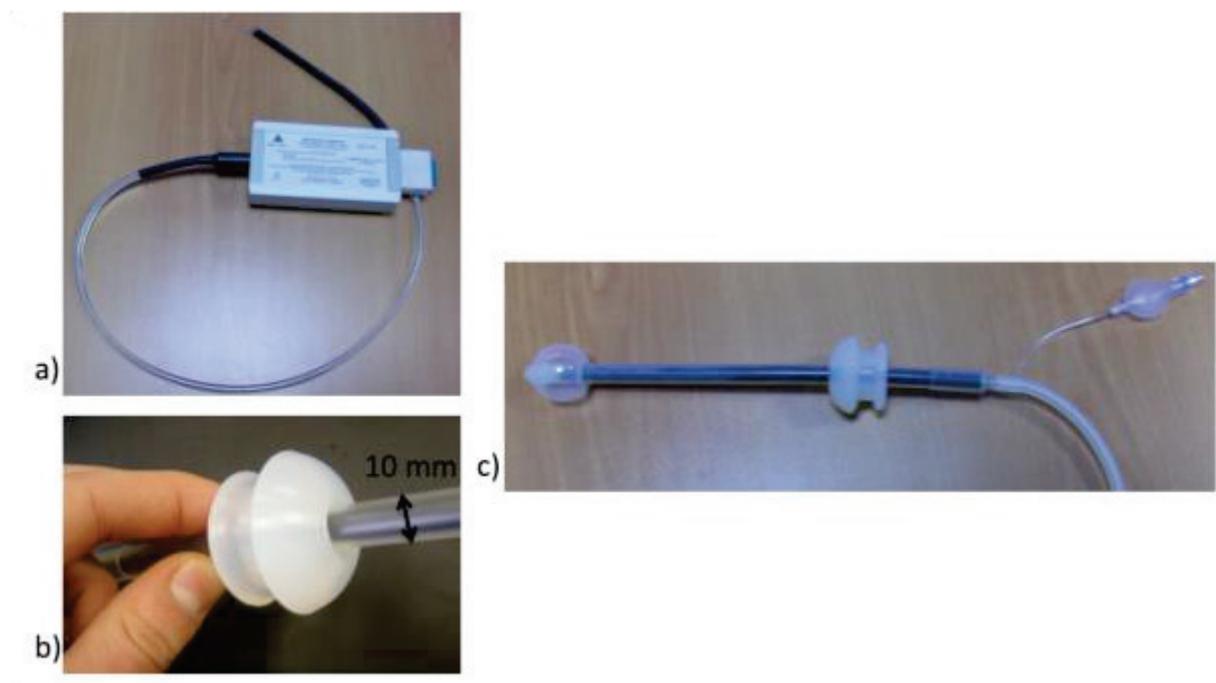


FIGURE 2: A) DOUBLE LOOP ENDORECTAL COIL CONNECTED TO THE INTERFACE CIRCUIT FOR ACQUISITION ON A 1.5T SIEMENS SCANNER B) DISPOSABLE SLEEVE AND MECHANICAL STOP USED TO PREVENT THE COIL FROM BEING EXPELLED AND PROTECT THE COIL C) ENDORECTAL COIL ASSEMBLY WITH DISPOSABLE SLEEVE CLIPPED ON ENDORECTAL COIL. THE DISPOSABLE SLEEVE COMPRISE A INFLATABLE BALLOON (30 MM DIAMETER WHEN INFLATED) AT DISTAL EXTREMITY AND A MECHANICAL STOP AT PROXIMAL EXTREMITY

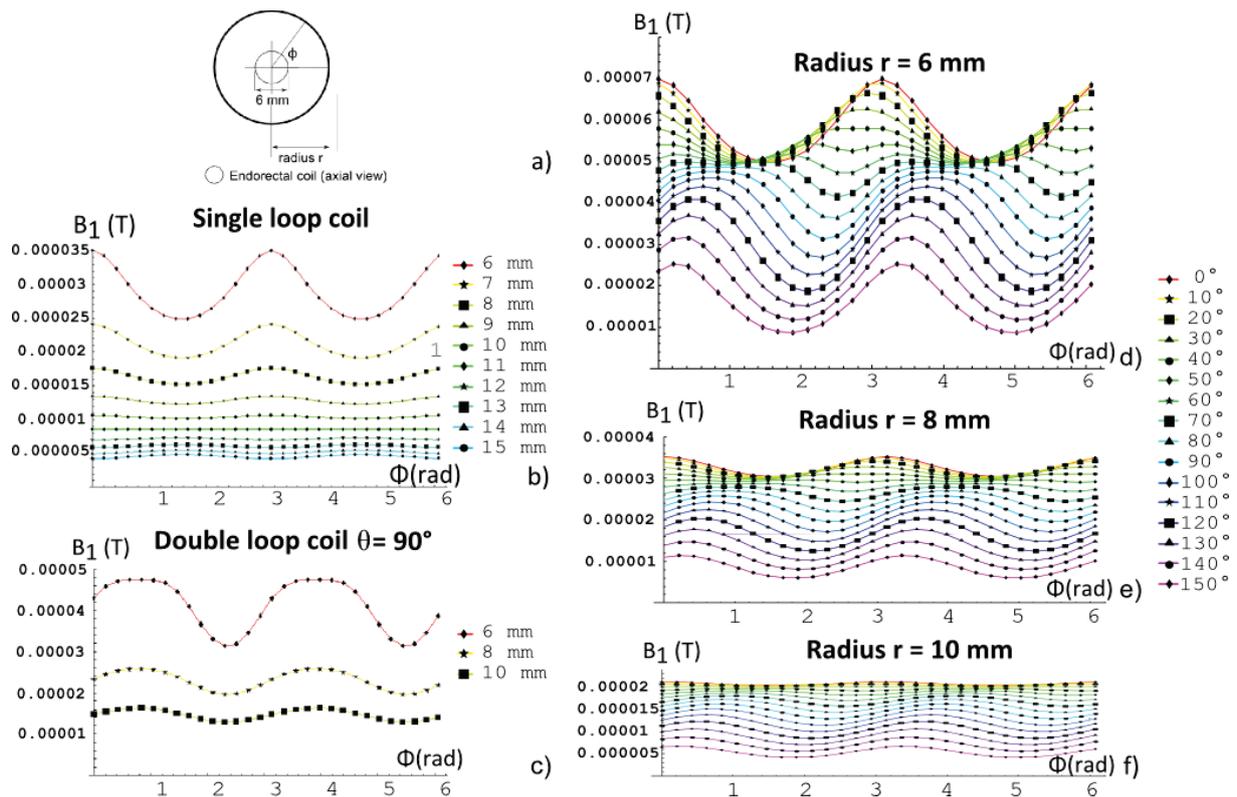


FIGURE 3: A) DRAWING ILLUSTRATING RADIUS R FROM THE COIL CENTRE AND ANGLE ϕ AROUND THE COIL. MAGNETIC FIELD B_1 VARIATIONS FOR A GIVEN R AND IN FUNCTION OF ϕ FOR B) A SINGLE LOOP COIL C) A 90° DOUBLE LOOP COIL. MAGNETIC FIELD B_1 VARIATIONS OF A DOUBLE LOOP COIL WITH DIFFERENT ANGULATION BETWEEN THE 2 LOOPS (θ BETWEEN 0° AND 150°) AT D) 6MM FROM THE COIL CENTRE E) 8MM FROM THE COIL CENTRE F) 10 MM FROM THE COIL CENTRE

Chapitre 3 : L'apport d'un capteur endoluminal double boucle pour l'observation de l'incontinence fécale

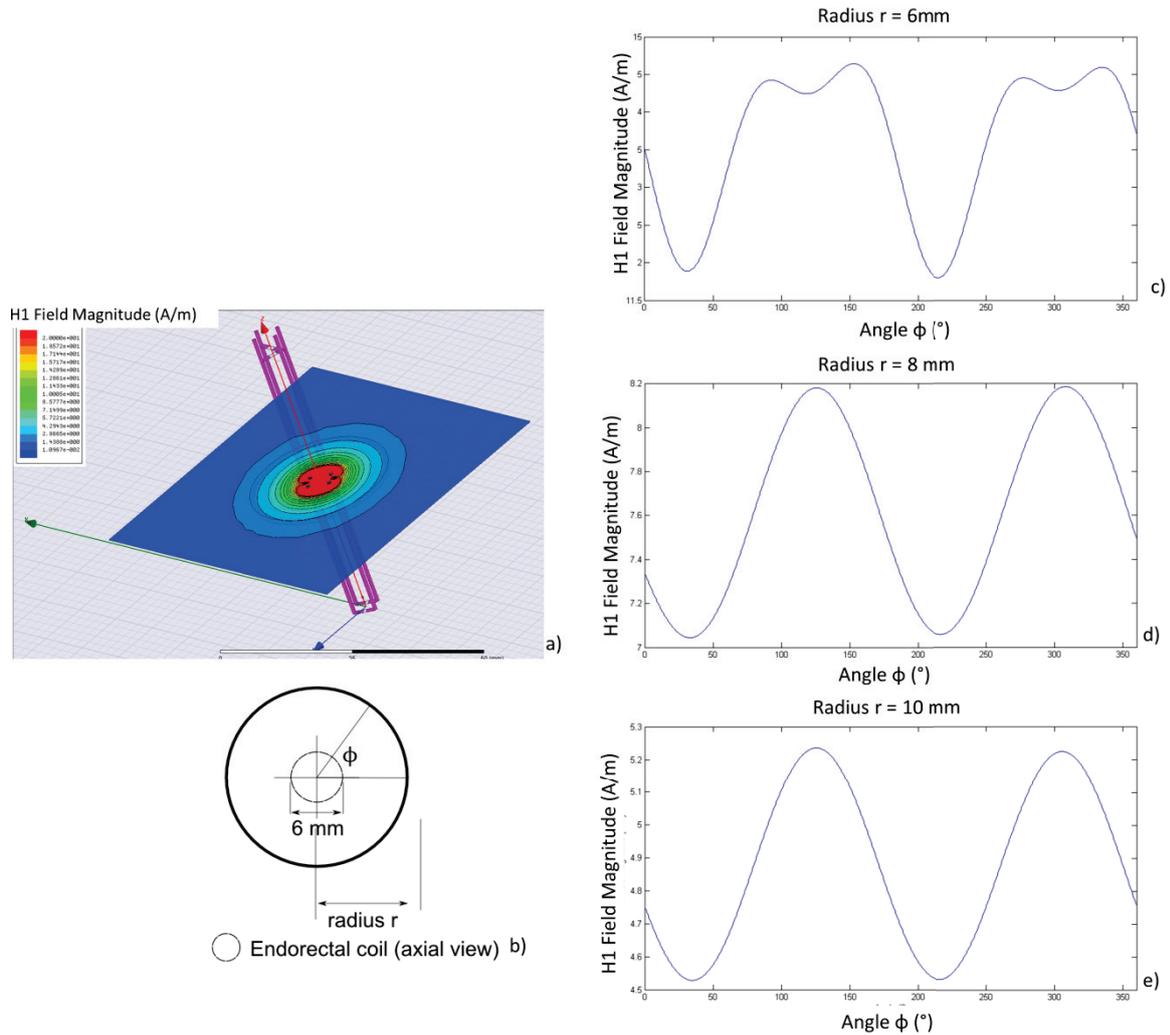


FIGURE 4: A) H1-MAP FOR A DOUBLE LOOP WITH 70° ANGULATION PERFORMED WITH FINITE ELEMENT SIMULATIONS OF MAXWELL EQUATIONS (HFSS 13.0, ANSOFT CORPORATE, PITTSBURGH, USA) B) DRAWING ILLUSTRATING RADIUS R FROM THE COIL CENTRE AND ANGLE ϕ AROUND THE COIL . MAGNETIC FIELD MAGNITUDE VARIATIONS IN FUNCTION OF THE ANGLE (ϕ) AROUND THE COIL AT RESPECTIVELY C) 6 MM FROM THE COIL CENTRE D) 8MM FROM THE COIL CENTRE E) 10 MM FROM THE COIL CENTRE

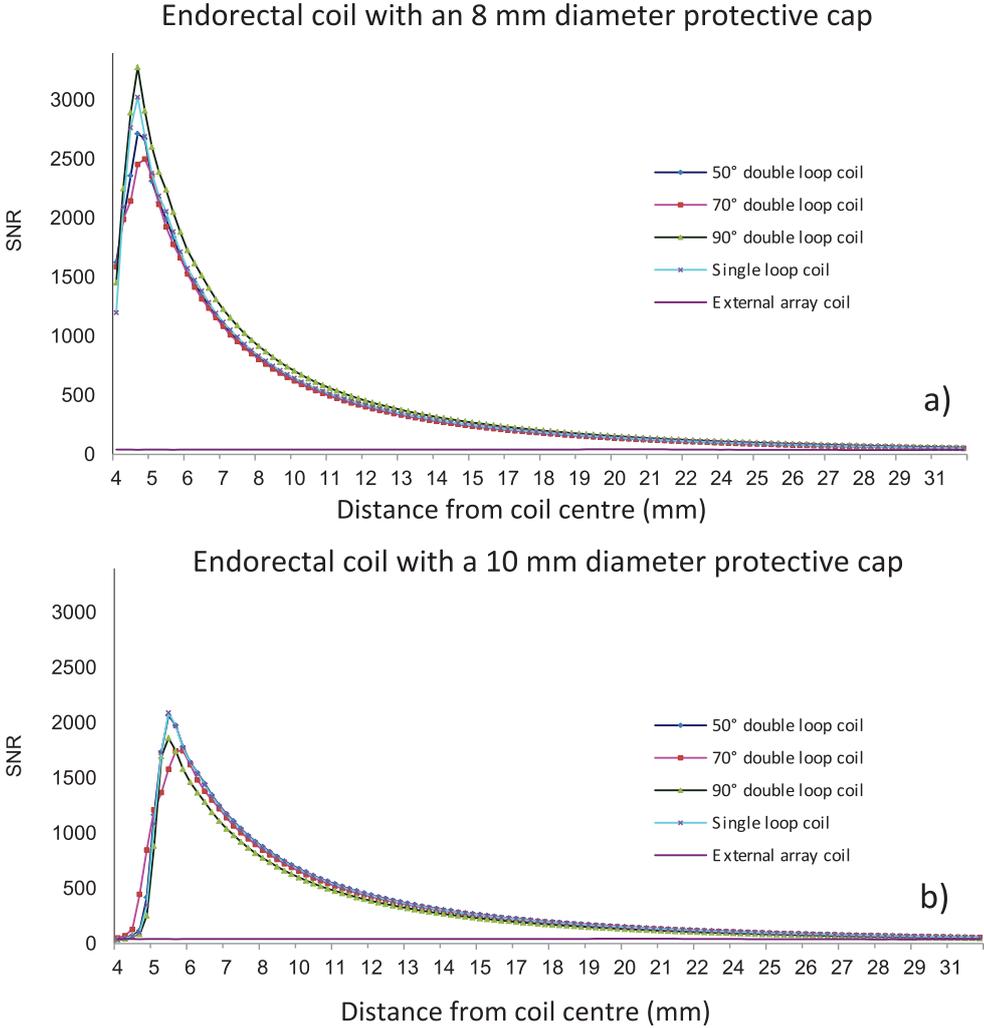


FIGURE 5: EXPERIMENTAL (ON PHANTOM) SNR VARIATION WITH DISTANCE FROM THE COIL CENTRE A) USING THE 8MM TEFLON CAP B) USING THE 10MM TEFLON FOR DIFFERENT ENDORECTAL COILS AND WITH A COMPARISON WITH AN EXTERNAL REFERENCE COIL

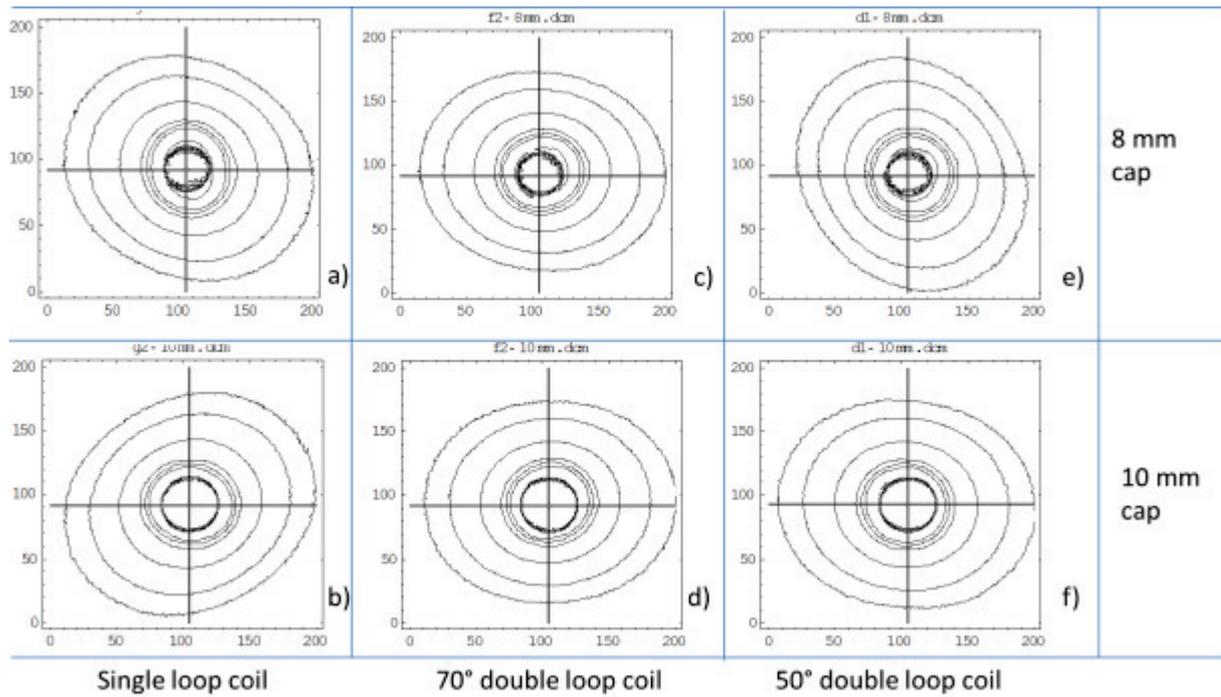


Figure 6: Isocontours extracted from images acquired on phantom (figure 1 b)), for a single loop coil with a) a 8mm cap b) a 10 mm cap for a 70° double loop coil with c) a 8mm cap d) a 10 mm cap and for a 50° double loop coil with e) a 8 mm cap f) a 10 mm cap

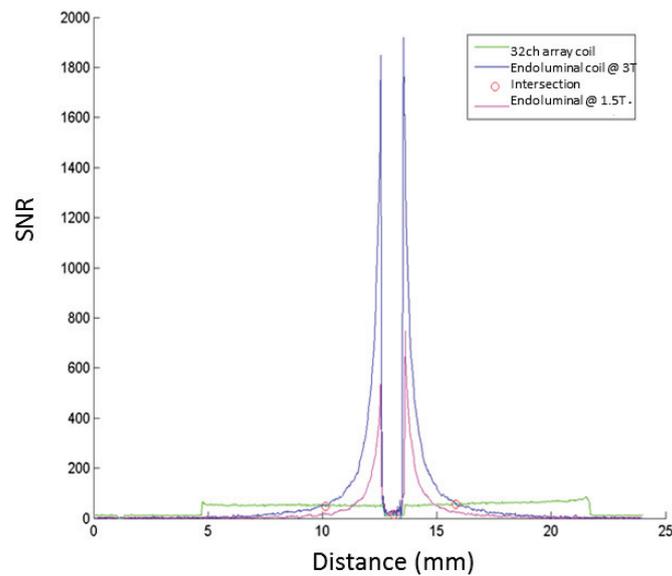


FIGURE 7: SNR PROFILE COMPARISON BETWEEN OUR ENDORECTAL COIL AT 3T (BLUE PLOT), 1.5T (RED PLOT) AND A 32-CHANNEL ARRAY COIL (GREEN PLOT).

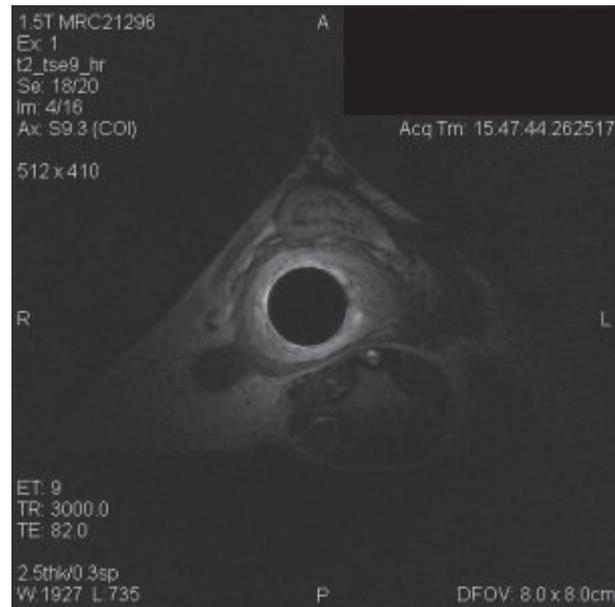


FIGURE 8: AXIAL T2-WEIGHTED TSE IMAGES (TR/TE : 3000/82 MS; FOV = 80 MM; 2.5 MM SLICE THICKNESS; 156 X 195 μ M² PIXEL SIZE; 5 MIN 40 S SCAN TIME) SHOWING THE INTERNAL AND EXTERNAL SPHINCTERS OF A PORK SUBJECT.

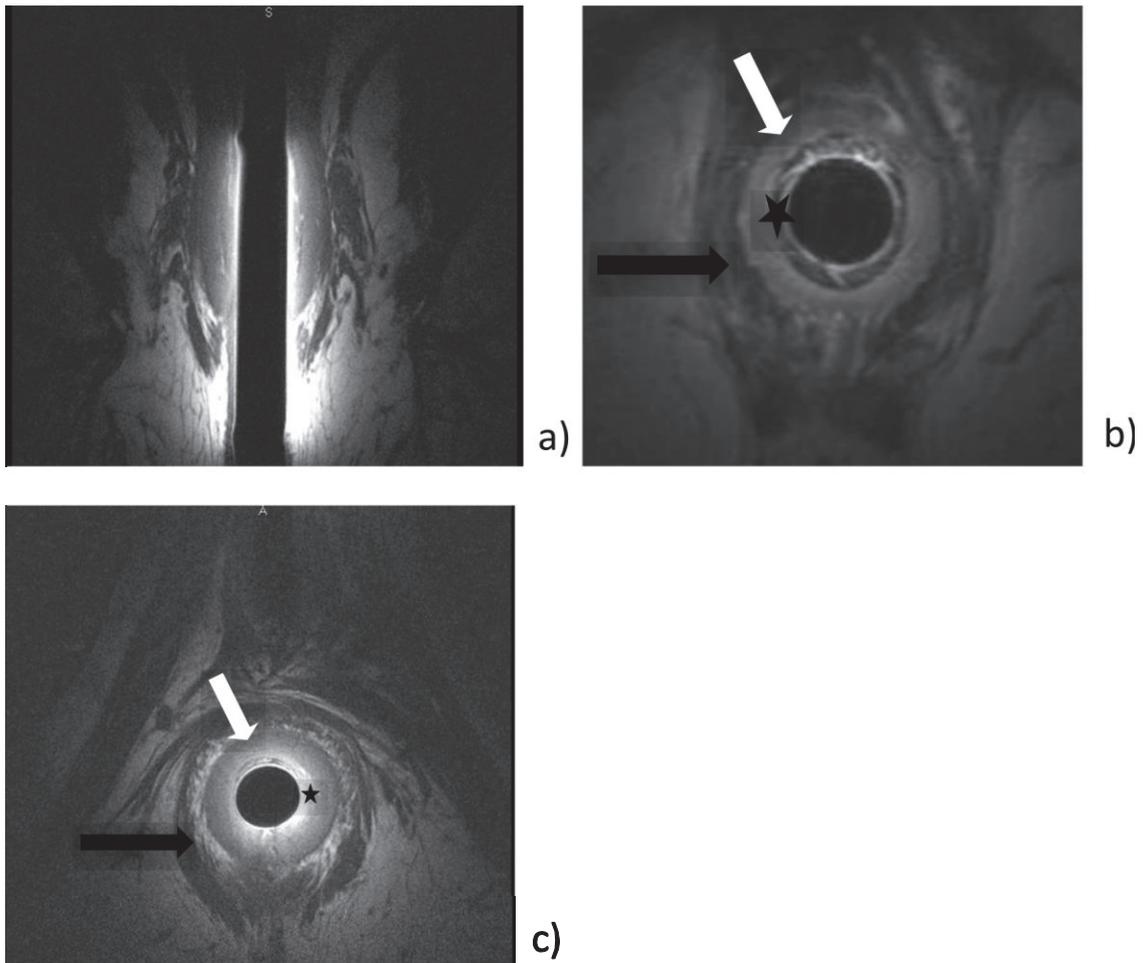


FIGURE 9: A) T1W CORONAL TSE B) T2W AXIAL TSE C) AXIAL T1 TSE IMAGES OBTAINED IN VIVO (HUMANS) WITH THE PREMANUFACTURED ENDOLUMINAL COIL PROTOTYPE. DIFFERENT LAYERS ARE CLEARLY IDENTIFIED IN THE WALL OF THE ANAL CANAL, AN INNER FOLDED LAYER OF HIGH SIGNAL INTENSITY, A SECOND LAYER OF INTERMEDIATE SIGNAL INTENSITY, A THIRD LAYER OF LOW SIGNAL INTENSITY CORRESPONDING TO THE MUCOSAE (BLACK STAR), THE INTERNAL SPHINCTER (WHITE ARROW) AND THE LONGITUDINAL MUSCLE AND EXTERNAL SPHINCTER (BLACK ARROW).

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

IV. L'APPORT D'UN CAPTEUR ENDOLUMINAL A COMPENSATION DE SUSCEPTIBILITE MAGNETIQUE, SUR DU POINT DE VUE DE L'ECHAUFFEMENT RF (3T VS 1,5T) POUR L'IRM ET LA SRM

À ce stade, le capteur endoluminal développé présente un RSB élevé, supérieur à celui d'une antenne torse 32 canaux de référence dans un rayon de 3,5 cm, et une uniformité radiale satisfaisante. Cependant, le capteur endoluminal présenté précédemment souffre, comme tous les capteurs endoluminaux, d'un effet de susceptibilité induit par le gradient de susceptibilité magnétique entre le capteur endoluminal et les tissus de la paroi colorectale qui l'entourent. Dans notre cas, le capteur endoluminal possède une cavité intérieure remplie d'air. Or l'air possède une susceptibilité magnétique significativement différente de celle des tissus humains, dont la susceptibilité magnétique se situe généralement dans un intervalle de 10% autour de celle de l'eau.

Par conséquent, j'ai développé un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique. Ce capteur endoluminal repose également sur l'architecture double boucle (décrite au chapitre III) mais utilise un matériau spécifique comme support de ces deux boucles de courant, minimisant ainsi l'effet de susceptibilité magnétique. Ce matériau doit être proche, du point de vue de la susceptibilité magnétique, de l'eau. Trois matériaux de compensation de susceptibilité magnétique ont ainsi été comparés sur fantôme : l'UltemTM, le Perfluoro-Carbone (PFC) et le sulfate de baryum. Les deux derniers matériaux ayant été utilisés dans la littérature pour compenser l'effet de susceptibilité magnétique induit par l'interface entre le capteur endoluminal et la paroi colorectale. Puis, dans un deuxième temps, les performances du capteur endoluminal employant l'UltemTM pour l'acquisition de spectres de résonance magnétique pour des voxels de taille restreinte seront mesurées. Le capteur endoluminal à compensation de susceptibilité sera alors comparé au capteur endoluminal précédent et à une antenne torse externe de référence.

Enfin, nous avons traité de la problématique de la sécurité du capteur de réception réalisé, sécurité vis-à-vis de l'échauffement radiofréquence (RF). L'échauffement radiofréquence est une problématique qui touche tous les types de capteurs et physiquement s'explique par le fait que lors de l'émission de l'impulsion un champ électrique est également émis. Ce champ électrique est la cause de courants indésirables dans la ligne de propagation qui peuvent alors générer un échauffement local. Nous détaillerons donc le principe physique de l'échauffement RF avant de présenter les

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

dispositifs dédiés à la suppression de cet échauffement (appelés Trappes RF). Les trappes RF développés seront présentées et leur efficacité sera validée par une étude sur un fantôme.

Tous ces points ont fait l'objet d'un article, soumis pour publication au journal MAGMA.

1. COMPENSATION DE L'EFFET DE SUSCEPTIBILITE MAGNETIQUE

Tous les matériaux, lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique, acquièrent une aimantation : ils se magnétisent. La susceptibilité magnétique est une mesure quantitative de la capacité d'un matériau à s'aimanter et par conséquent de sa capacité à influencer et distordre le champ magnétique appliqué. Cette propriété physique est la base de l'imagerie fonctionnelle où l'on mesure, de manière indirecte, l'afflux sanguin en utilisant les propriétés particulières de la désoxyhémoglobine en termes de susceptibilité magnétique (ce qu'on appelle l'effet BOLD) [105].

Classiquement les équations de Maxwell qui décrivent le comportement des ondes électromagnétiques utilisent le champ magnétique \vec{B} (T). Il est utile en IRM de définir \vec{H} (A/m) que l'on appellera l'excitation magnétique tandis que \vec{B} est appelé induction magnétique. Cela permet ainsi de mieux cerner les différences entre l'excitation magnétique qui est appliquée de l'extérieur et le champ réellement perçu par les atomes composant le matériau excité par un champ magnétique. \vec{B} , \vec{H} et \vec{M} sont liés par la relation suivante :

$$\vec{B} = \mu_0 (\vec{H} + \vec{M}) \quad (4.1)$$

Avec μ_0 la perméabilité magnétique du vide ($\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m). Cela nous permet de définir la susceptibilité magnétique :

$$\vec{M} = \chi \vec{H} \quad (4.2)$$

Certains matériaux possèdent une aimantation permanente \vec{M}_0 qui est présente même en l'absence de champ magnétique extérieur appliqué. Ces matériaux sont dits ferromagnétiques et leur aimantation est régie par la relation suivante :

$$\vec{M} = \vec{M}_0 + \chi \vec{H} \quad (4.3)$$

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Il y a donc la relation suivante entre perméabilité magnétique relative et la susceptibilité magnétique

$$\chi = \mu_r - 1 \quad (4.4)$$

Avec μ_r la perméabilité magnétique relative définie par la relation $\mu = \mu_0 \mu_r$. Ces deux quantités expriment donc le même phénomène physique mais avec des ordres de grandeurs différents (bien que ces deux grandeurs s'expriment sans unité).

1.1. CLASSIFICATION

Les Matériaux peuvent être classés en plusieurs catégories

- Diamagnétiques

La susceptibilité magnétique est faible et négative. L'aimantation est dans le sens opposé au champ magnétique appliqué. Exemples : sulfate de baryum, eau

- Paramagnétiques

La susceptibilité magnétique est positive. L'aimantation est dans le même sens que le champ magnétique. Exemples : aluminium, titane

- Ferromagnétiques

L'aimantation est permanente même après arrêt du champ magnétique. La susceptibilité magnétique est forte et positive. Exemples : fer, Cobalt et Nickel.

1.2. COMPATIBILITE DES MATERIAUX AVEC L'IRM

Une classification de la compatibilité magnétique des matériaux avec l'IRM a été établie par Schenck [106]. Les matériaux présentant une compatibilité du premier type sont sûrs du point de vue des forces mécaniques mises en jeu mais amènent des distorsions significatives sur l'image. Cette classification est peu dépendante de la valeur du champ magnétique statique \vec{B}_0 . En effet, La force magnétique qui s'exerce sur un objet placé dans le champ magnétique s'exprime ainsi :

$$F_m = \frac{\chi V}{\mu_0} B \frac{\partial B}{\partial r} \quad (4.5)$$

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Avec χ la susceptibilité magnétique volumique (sans unité voir Tableau IV-2), V le volume de l'objet, μ_0 la perméabilité magnétique du vide ($\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m), B le champ magnétique. Ainsi la force est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique. Pour des applications cliniques sur l'homme, B est généralement comprise entre 1T et 7T, à l'inverse la susceptibilité magnétique χ de matériaux couramment utilisés possède généralement des valeurs comprises entre -10^{-5} et 200. Cela implique que la force magnétique exercée sur un objet placé dans le champ magnétique dépend plus fortement de la susceptibilité de l'objet que du champ magnétique qui est exercé.

Les matériaux présentant une compatibilité du second type présentent une susceptibilité magnétique suffisamment proche de celles des tissus humains pour ne pas induire de déformation significative de l'image même en étant placé dans la région à imager.

	Compatibilité	Exemples	
$M_0 \neq 0$ ou $ \chi \geq 10^{-2}$	Incompatibilité	Fer, Nickel, acier	Matériaux qui subissent une force importante et créer des distorsions d'images même en étant à l'extérieur du champ de vue
$10^{-5} < \chi - \chi_{\text{water}} < 10^{-2}$	Compatibilité de premier type	Titanium, bismuth ;	Matériaux ne subissant pas de forces notables mais qui produisent des déformations sur l'image lorsqu'ils sont dans le champ de vue
$ \chi - \chi_{\text{water}} < 10^{-5}$	Compatibilité de deuxième type	Eau, tissu humains, cuivre, zircon	Matériaux qui ne subissent pas de forces notables et ne produisent pas de déformations significative sur l'image même quand ils sont placés dans le champ de vue

TABLEAU IV-1 COMPATIBILITE MAGNETIQUES DES MATERIAUX POUR L'IRM

En l'absence de précision et dans ce manuscrit, c'est à la susceptibilité magnétique qu'il sera fait référence (grandeur définie par l'équation(4.2)). Néanmoins, et cela peut être une source de confusion, d'autre susceptibilités peuvent être définies : susceptibilité massique et susceptibilité molaire (Tableau IV-2). Par ailleurs, dans la suite de ce manuscrit, toutes les grandeurs sont exprimées dans les unités du Système International (SI) bien que des grandeurs exprimées dans d'autres systèmes de mesures (CGS par exemple) aient pu être utilisées par le passé.

	Symbole	Définition	Unités SI
Susceptibilité volumique	χ	$\chi = M/H$	Sans unité

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Susceptibilité massique	χ_m	$\chi_m = \chi / \rho$	m ³ /kg
Susceptibilité molaire	χ_M	$\chi_M = \chi MW / \rho$	m ³ /mol

TABLEAU IV-2 : SUSCEPTIBILITE VOLUMIQUE, SUSCEPTIBILITE MASSIQUE ET SUSCEPTIBILITE MOLAIRE.

D'une manière générale et sans connaissance de la forme des milieux et des interfaces, la susceptibilité magnétique va engendrer une variation du champ magnétique de l'ordre de $|\Delta B_{\max}| \approx \chi |B_0|$.

1.3. Simulation de l'effet de variation de susceptibilité sur le champ magnétique \vec{B}_0

La distribution spatiale du champ magnétique a été simulée pour un capteur endoluminal entouré par des tissus humains. Le capteur endoluminal est modélisé par un cylindre de 6 mm de diamètre. Sa susceptibilité magnétique est considérée uniforme. Le cylindre a été considéré comme infini puisque sa longueur de 6 cm atteint dix fois son diamètre (longueur \gg diamètre).

Les tissus biologiques ont été modélisés par un milieu uniforme à la susceptibilité magnétique de l'eau. Ces hypothèses permettent l'existence d'une solution analytique et par conséquent des simulations rapides.

L'effet de susceptibilité sur le champ magnétique \vec{B}_0 dépend de la différence de susceptibilité magnétique entre les deux milieux et de la forme et de l'orientation de l'interface de la susceptibilité magnétique par rapport à la direction du champ magnétique \vec{B}_0 .

Par conséquent, le matériau le plus approprié est celui présentant le plus faible Δ , des simulations analytiques sur un modèle simple du capteur (modélisé par un cylindre uniforme à une susceptibilité magnétique donnée) permettent de prédire la distribution de champ magnétique et par conséquent la déformation consécutive sur l'image.

Deux cas extrêmes ont été considérés : le cylindre étant orienté soit transversalement soit de manière colinéaire à la direction du champ magnétique \vec{B}_0 . J'ai donc développé une routine sous Matlab afin de réaliser cette simulation

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

- Pour une orientation transverse, à l'intérieur du capteur endoluminal une inhomogénéité de champ magnétique ΔB_z est induite par l'interface de susceptibilité magnétique telle que :

$$\Delta B_z = \frac{\Delta\chi B_0}{2} \quad (4.6)$$

À l'extérieur du capteur endoluminal, l'inhomogénéité de champ magnétique s'écrit :

$$\Delta B_z = \frac{\Delta\chi B_0}{2} r^2 \frac{z^2 - x^2}{z^2 + x^2} \quad (4.7)$$

avec (z,x) un plan transverse au cylindre (Figure V-1).

- Pour une orientation du cylindre colinéaire à la direction du champ magnétique B_0 , les inhomogénéités de champ magnétique sont nulles à l'extérieur du cylindre. Par conséquent, aucune simulation n'a été réalisée puisque l'image dans les tissus environnants ne serait pas, dans ce cas idéal, perturbé par l'interface de susceptibilité magnétique.

La déviation maximum du champ magnétique de référence (3T) a été calculée et le capteur endoluminal de référence, modélisé par un cylindre à la susceptibilité magnétique de l'air, a été comparé à des capteurs endoluminaux possédant une susceptibilité magnétique spécifique (celle de l'UltemTM, du PFC ou du sulfate de baryum) (Figure IV-2).

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

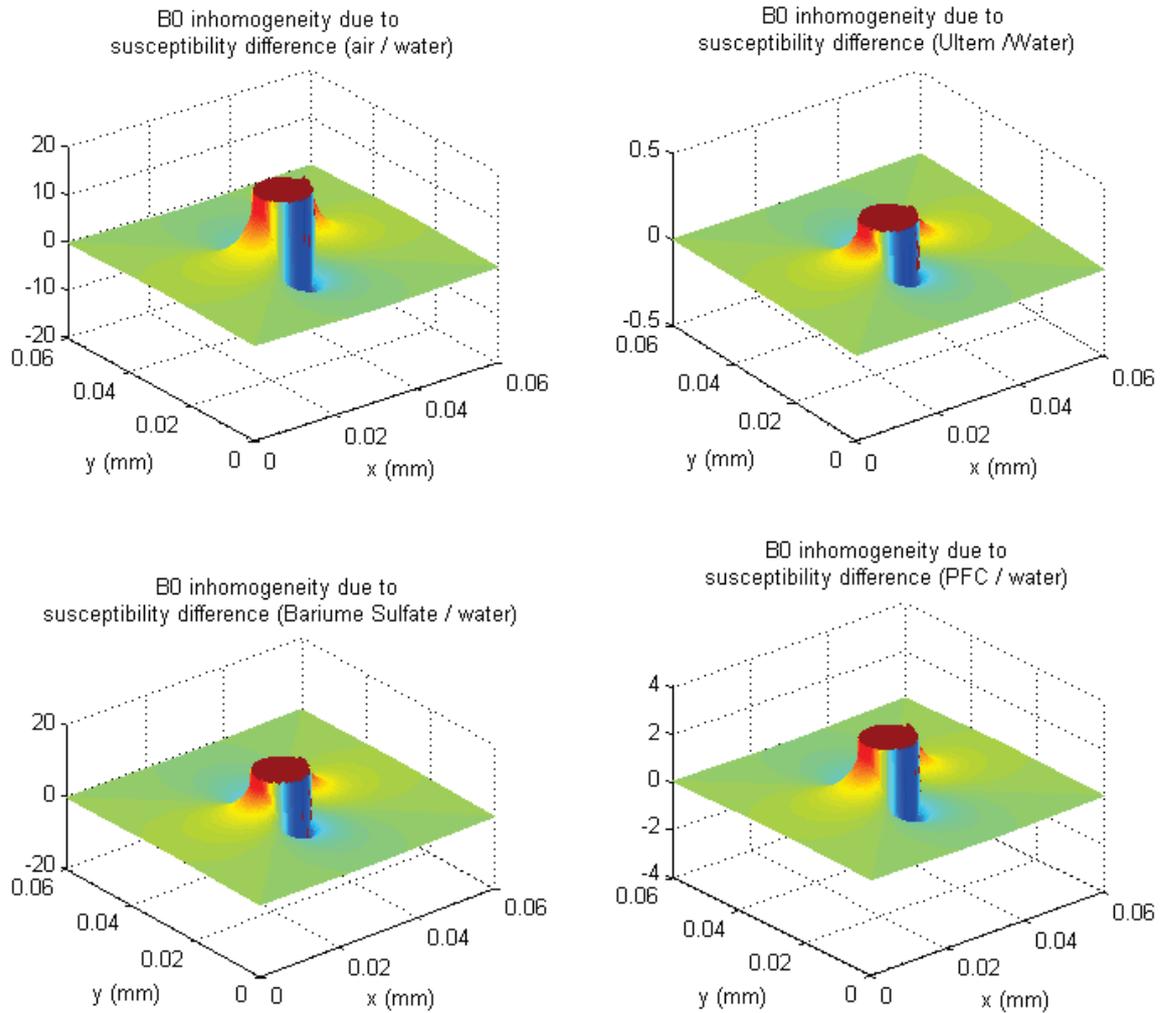


FIGURE IV-1: CARTOGRAPHIE DU CHAMP MAGNETIQUE B0 EN PRESENCE DE DEUX CYLINDRE CONCENTRIQUES. LE CYLINDRE EXTERIEUR POSSEDE LA SUSCEPTIBILITE MAGNETIQUE DE L'EAU ET SIMULE LE CORPS HUMAIN DU POINT DE VUE DE LA SUSCEPTIBILITE. LE CYLINDRE INTERIEUR SIMULE LE MATERIAU DE COMPENSATION DE SUSCEPTIBILITE (AIR, ULTEM, PFC, SULFATE DE BARYUM)

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

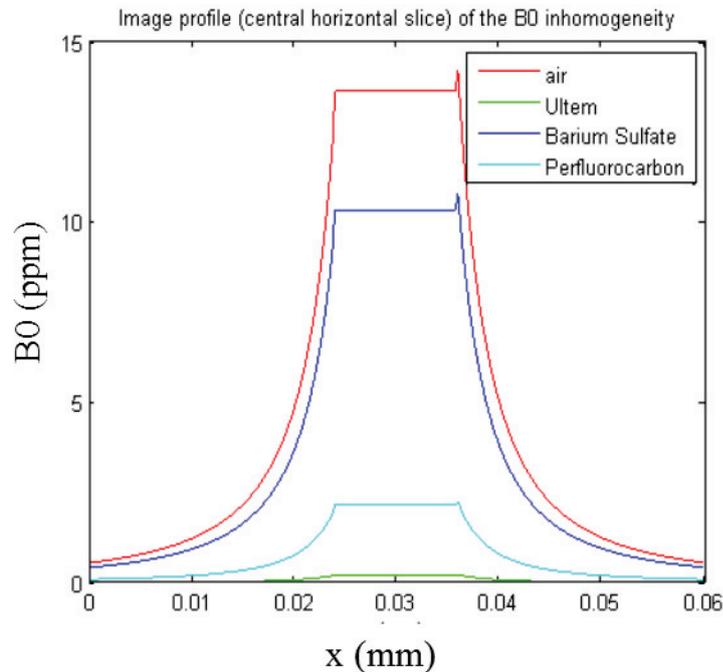


FIGURE IV-2: PROFIL DE COUPE COMPARATIF DES VARIATIONS DE CHAMP MAGNETIQUE INDUITES PAR L'EFFET DE SUSCEPTIBILITE POUR DIFFERENTS MATERIAUX.

Comme prévu, l'UltemTM est le matériau le plus approprié pour servir de support à un capteur à compensation de susceptibilité magnétique.

2. DEVELOPEMENT ET CARACTERISATION DE DISPOSITIFS DESTINES A LIMITER L'ECHAUFFEMENT RADIO FREQUENCE (RF) : LES TRAPPES RF

2.1. LE PHENOMENE PHYSIQUE D'ECHAUFFEMENT RF

La présence d'un capteur de réception et d'un câble coaxial de réception dans le champ électromagnétique posent un problème d'échauffement RF et par conséquent de sécurité du patient. En effet, lors de l'émission de l'impulsion RF (\vec{B}_1), un champ électrique (\vec{E}_1) est également émis. Le champ électrique (\vec{E}_1) induit un courant i_{E1} dans la masse du câble de réception du capteur puis le courant i_{E1} induit à son tour un champ électrique (\vec{E}_2). C'est ce champ électrique (\vec{E}_2) qui est responsable d'échauffements potentiels dans les tissus entourant le capteur endoluminal et engendre

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

un risque de brûlures pour le patient. Le courant i_{E1} en circulant dans la masse génère une perturbation sur le signal qui se traduit par des arcs hypointenses sur l'image (Figure IV-3). Les courants parasites circulant dans la masse sont issus du champ électrique \vec{E}_1 associé à l'impulsion magnétique \vec{B}_1 , par conséquent ces courants ont une fréquence de 127,72 MHz à 3T.

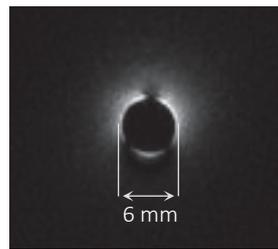


FIGURE IV-3 : ARTEFACT PROVENANT DE COURANTS PARASITES GENERES PAR LE CHAMP ELECTRIQUE

L'intensité de l'échauffement RF généré dans les tissus ou le fantôme étudié dépend de nombreux paramètres, notamment de la longueur du câble de réception, du chemin de ce câble de réception dans le tunnel de l'IRM et de la séquence d'acquisition IRM.

En effet, un câble de réception plus long et passant par les maxima spatiaux de la magnitude du champ électrique induira un courant i_{E1} d'amplitude supérieure, responsable d'échauffements RF plus importants. En outre, la magnitude du champ électrique émis $|\vec{E}_1|$ est déterminée par le chronogramme des impulsions RF (\vec{B}_1).

L'échauffement induit dans les tissus, ou dans le fantôme étudié, résulte de la puissance absorbée par ces tissus. La puissance absorbée par unité de masse et de volume est appelée Débit d'Absorption Spécifique (DAS). Le DAS local est défini, en tout point de l'espace, par l'expression suivante :

$$\text{DAS} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \quad (4.8)$$

avec ρ la densité du matériau (kg / m^3), σ la conductivité électrique (S/m), E le champ électrique (V/m). Le DAS peut être moyenné spatialement sur un volume correspondant à une masse de 1g, soit à une masse de 10g. Ainsi :

$$\text{DAS}_{1g} = \int_{1g} \text{DAS}_{\text{local}} dm \quad (4.9)$$

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

$$DAS_{10g} = \int_{10g} DAS_{local} dm \quad (4.10)$$

Le DAS fait l'objet de limitations réglementaires régies par la norme IEC-60601. Ainsi, le DAS_{10g} est limité à 10W/kg pour la tête et le tronc. Le DAS moyenné sur la totalité du corps du patient (DAS corps entier) fait l'objet de limites plus restrictives : 2W/kg en mode normal (le mode d'opération de la machine défini par la norme et qui est appliqué par défaut au patient) [81]

2.2. L'ETAT DE L'ART DES DISPOSITIFS DE TRAPPES RF

Une trappe RF, ou bien « balun » ou bien encore « common-mode choke » a pour objectif de filtrer les courants parasites circulant dans la masse du câble de réception tout en évitant de perturber le signal utile qui circule dans l'âme du câble coaxial de résonance magnétique. Par ailleurs, ces dispositifs sont également utilisés pour minimiser les couplages électromagnétiques entre les différents canaux d'un capteur disposant de plusieurs canaux de réception [107].

Il y a dans la littérature trois conceptions principales de trappes RF: conception basée sur l'emploi d'un câble triaxial (trappes RF Bazooka), une conception basée sur l'emploi d'un circuit électronique (trappes RF Lattice) et une conception basée sur l'emploi du câble coaxial pour réaliser une inductance (trappes RF sur câble coaxial).

Une trappe RF Bazooka nécessite l'emploi d'un câble triaxial, cette conception présente une atténuation du signal moindre, comparé aux conceptions suivante et un encombrement important du fait de l'emploi du câble triaxial [108].

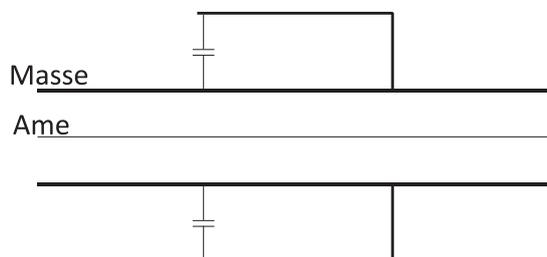


FIGURE IV-4 : TRAPPE RF BASEE SUR L'EMPLOI D'UN CABLE TRIAXIAL, CONCEPTION DITE BAZOOKA

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Une trappe RF Lattice est complexe à régler, du fait de la présence de quatre composants, mais possède un encombrement minimal dans le cas où les capacités et les inductances sont réalisées par des composants montés en surface (CMS) [104].

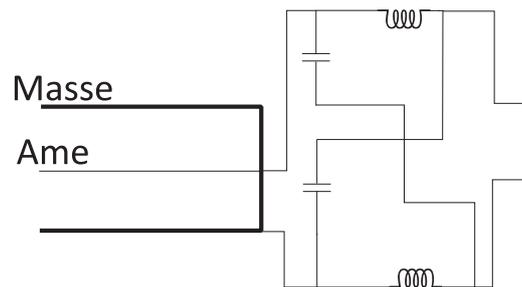


FIGURE IV-5 : TRAPPE RF, CONCEPTION LATTICE

Une trappe RF peut être basée sur l'emploi d'un solénoïde. Le solénoïde est alors mis en parallèle avec une capacité, formant ainsi un filtre LC parallèle. Ce type de trappe RF permet une atténuation excellente des courants parasites circulant dans la masse mais implique de souder une capacité au câble coaxial ce qui, d'un point de vue pratique, peut s'avérer délicat et poser des problèmes de résistance mécanique. Le câble coaxial de réception subit un enroulement afin de former un certain nombre de spires. Aux extrémités de cet enroulement la gaine du câble coaxial est dénudée afin de pouvoir souder une capacité, formant ainsi un filtre LC parallèle dont la fréquence de coupure doit être ajustée à 127,7 MHz, fréquence des courants parasites. La capacité étant uniquement sur la masse, le signal circulant dans l'âme du câble coaxial ne subit, en théorie, aucune atténuation subséquente (Figure IV-6) [109][110][111].

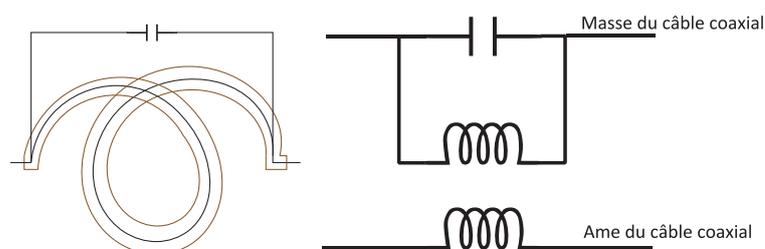


FIGURE IV-6: TRAPPE RF BASEE SUR L'EMPLOI D'UN SOLENOIDE FORME PAR LE CABLE COAXIAL

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Dans le cadre de mes travaux de thèse j'ai donc adopté cette dernière conception de trappes, du fait de sa simplicité de mise en œuvre et de ses performances supérieures du point de vue de l'atténuation des signaux parasites

2.3. DEVELOPPEMENT DE TRAPPES RF

D'un point de vue pratique, il est nécessaire de pouvoir estimer la valeur de l'inductance qui sera formée par l'enroulement du câble coaxial. Ce type d'inductance, dite inductance à air, présente l'avantage d'être insensible à la présence d'un champ magnétique et sa valeur peut être prédite de manière fine soit par des simulations électromagnétique, soit par des formules empiriques éprouvées. Soit l'inductance à air ci-dessous (Figure IV-7) de longueur l (m) et de diamètre d (m), d étant la distance de centre à centre du fil conducteur, n le nombre tours.

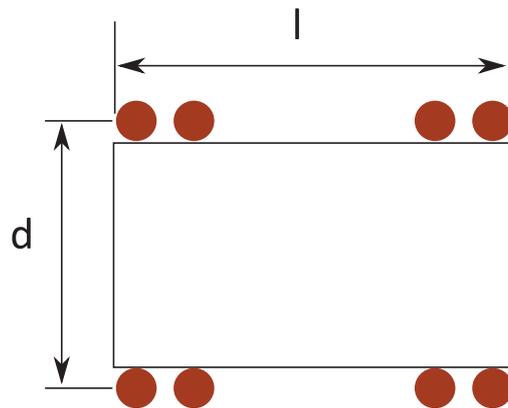


FIGURE IV-7 : SCHEMA D'UNE INDUCTANCE A AIR

Ainsi, dans le cas où $l > 0.4d$ la formule de Wheeler [112] indique que :

$$L = \frac{d^2 n^2}{l + 0.45d} [\mu\text{H}] \quad (4.11)$$

Pour des inductances à air de longueur inférieures, la formule de Nagaoka [113] permet une estimation plus précise de la valeur de l'inductance mais requiert l'usage d'abaques.

$$L = \frac{\mu_0 n^2 \pi a^2}{b} f\left(\frac{2a}{b}\right) \quad (4.12)$$

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Avec a le rayon du solénoïde (m), b la longueur axiale du solénoïde, n le nombre de spires, μ_0 la perméabilité du vide, L l'inductance et f un facteur d'ajustement donnée par un abaque (Figure IV-8)

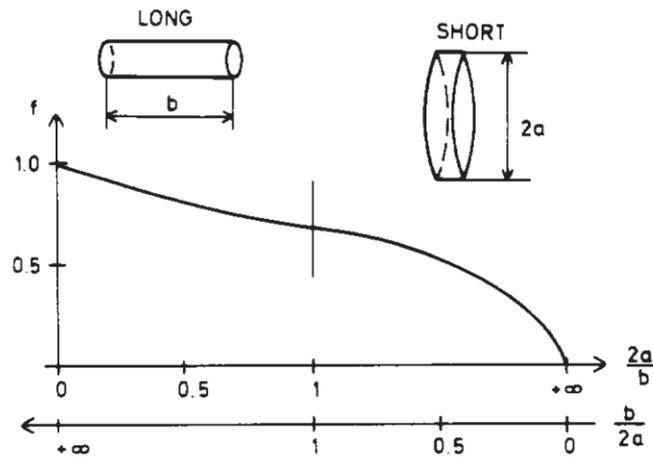


FIGURE IV-8 : F LE COEFFICIENT DE NAGAOKA D'APRES [114]

Des variations de ces formules ont été présentées par Lundin [114] et Langford-Smith [115].

Ainsi, pour un diamètre d de seize mm avec un nombre de spires n égal à deux l'inductance générée par l'enroulement est approximativement de 200 nH, en ajoutant en parallèle une capacité variable dont la valeur est comprise entre 2 et 22pF il est possible d'ajuster la fréquence de résonance à 127,7 MHz.

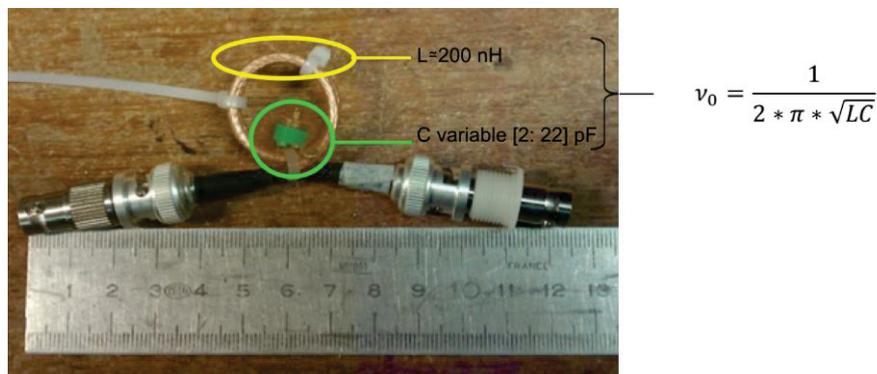


FIGURE IV-9 : TRAPPE RF BASEE SUR L'EMPLOI D'UNE INDUCTANCE A AIR REALISEE PAR LE BOBINAGE D'UN CABLE COAXIAL ET D'UNE CAPACTITE VARIABLE

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

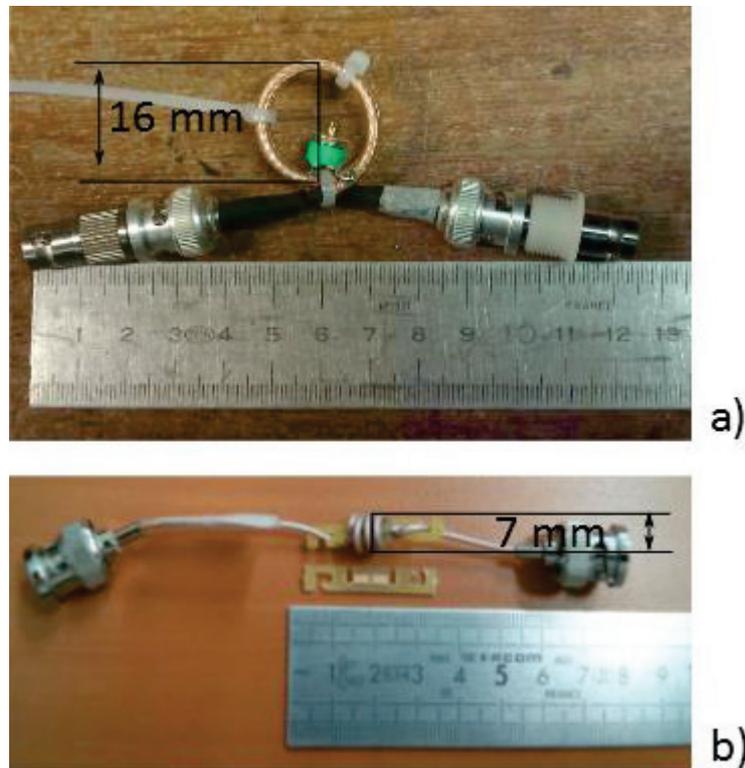


FIGURE IV-10 : TRAPPES RF DE REFERENCE A) ET MINIATURISEES B)

2.4. CARACTERISATION DES TRAPPES RF SUR BANC DE TEST

À l'aide d'un analyseur de réseau nous avons testé l'efficacité d'une trappe RF. L'efficacité de la trappe RF est mesurée par l'atténuation qu'elle apporte sur le mode commun du câble coaxial.

Sur le port 1, une fiche BNC est branchée. Seule l'âme de la fiche BNC est connectée à un fil de cuivre. De plus le fil de cuivre doit être de longueur suffisante. Une tension alternative est appliquée aux bornes de la fiche BNC créant ainsi un champ électrique alternatif E .

Sur le port 2, on branche une trappe RF à la suite d'un câble coaxial de 50cm. La trappe RF est surmontée d'un capuchon d'impédance 50 Ohms.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Nous avons ensuite réalisé une mesure de S_{21} afin de savoir ce qui est transmis par le port 1 au port 2 via le champ électrique émis. Nous avons ensuite mesuré l'atténuation, avec et sans trappe RF, afin de connaître l'amélioration apportée à l'atténuation des courants induits par le champ électrique.

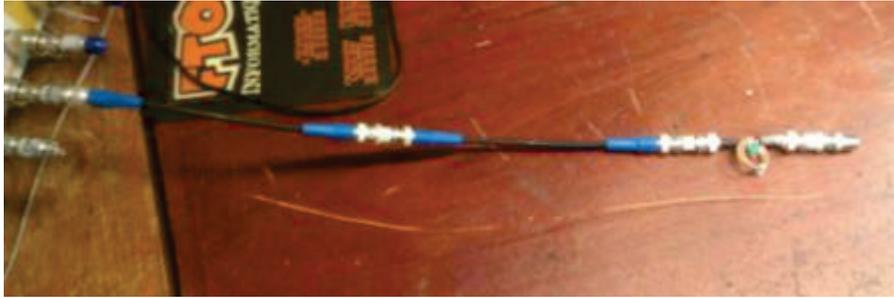


FIGURE IV-11 : DISPOSITIF DE TEST D'UNE TRAPPE RF SUR UN ANALYSEUR DE RESEAU.

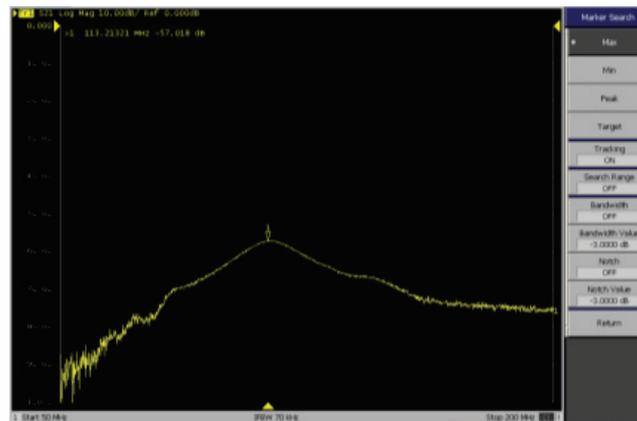


FIGURE IV-12 : POUR UN CABLE DE 40CM SANS TRAPPE RF L'ATTENUATION S_{21} EST DE ~ -60 DB

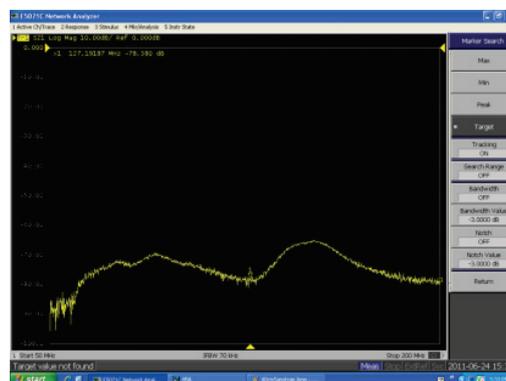


FIGURE IV-13 : POUR UN CABLE DE 40CM AVEC 1 TRAPPE RF L'ATTENUATION S_{21} EST DE -78 DB

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

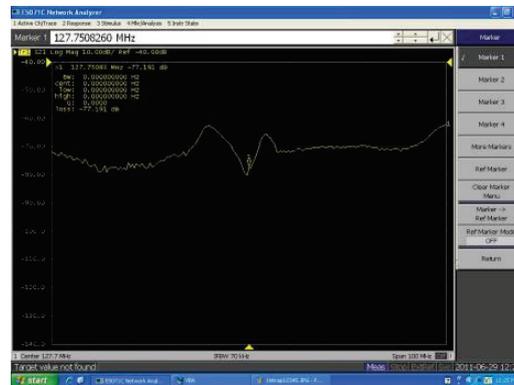


FIGURE IV-14 : POUR UN CABLE DE 1M AVEC 5 TRAPPES RF L'ATTENUATION S21 EST DE -77 DB

En théorie, les maxima de l'onde électrique dans le câble coaxial apparaissent tous les multiples impairs de $\lambda/4$ avec λ la longueur d'onde dans le câble coaxial (à 3T et dans le vide $\lambda = 2,34$ m). En principe en insérant une trappe RF tous les $\frac{\lambda}{4}$ l'intensité de l'onde électrique sera grandement réduite [25].

2.5. MESURE DE TEMPERATURE SUR FANTOMES

Des expériences ont été mises en place pour prouver la sécurité du dispositif de l'ensemble capteur endoluminal, trappes RF et câble de réception (comme nous allons le voir plus tard le câble de réception joue un rôle important dans l'échauffement). On s'est volontairement placé dans les pires conditions, avec un échauffement maximum pour vérifier l'efficacité du dispositif de suppression de l'échauffement.

○ Mise en place expérimentale (nombre de trappes RF et placement)

Rappelons que l'échauffement dépend de la longueur du câble de réception. Des travaux précédents [110] ont montré que pour une longueur de câble égale à λ , où λ est la longueur d'onde du champ électrique dans le vide, on a une certaine distribution de courant (voir Figure IV-15).

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

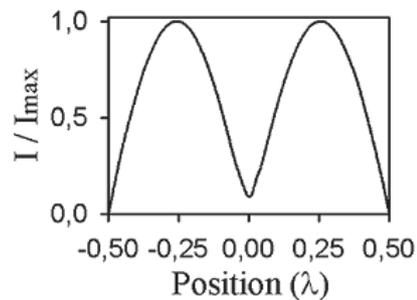


FIGURE IV-15 : DISTRIBUTION DU COURANT DANS UN CÂBLE DE RÉCEPTION DE LONGUEUR λ

Pour un câble de réception de longueur λ on a également une certaine distribution du module du champ électrique (voir Figure IV-16)

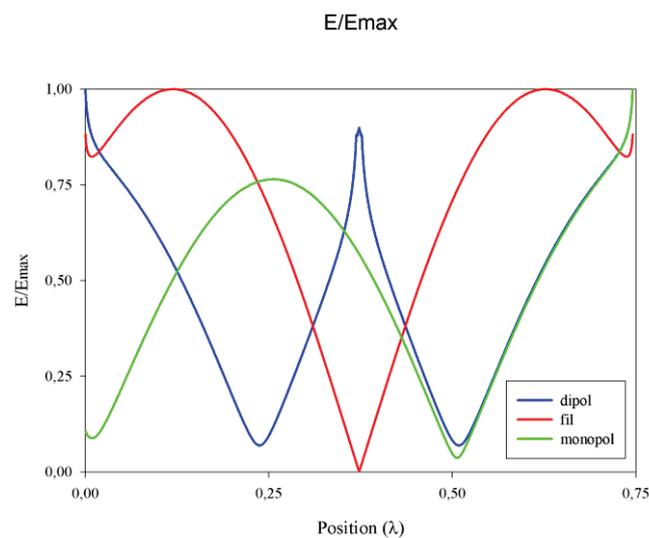


FIGURE IV-16

De ces courbes théoriques, nous pouvons déduire deux considérations pratiques

- La cartographie de l'échauffement suit celle du module du champ électrique. Pour mesurer un échauffement maximal il faut donc se placer aux extrémités d'un dipôle (dans notre cas aux extrémités du capteur endoluminal), en tout cas pour une longueur de câble de l'ordre de λ
 - Les dispositifs de trappes RF seront idéalement placés en $\lambda/4$ et en $\frac{3\lambda}{4}$. Mais ajouter d'autres trappes RF ne peut nuire à la suppression de l'échauffement [25].
- **Mesure de température**

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Le capteur endoluminal a été placé dans un milieu à pertes, propice à la propagation de la chaleur : du gel agar (voir Figure IV-17).

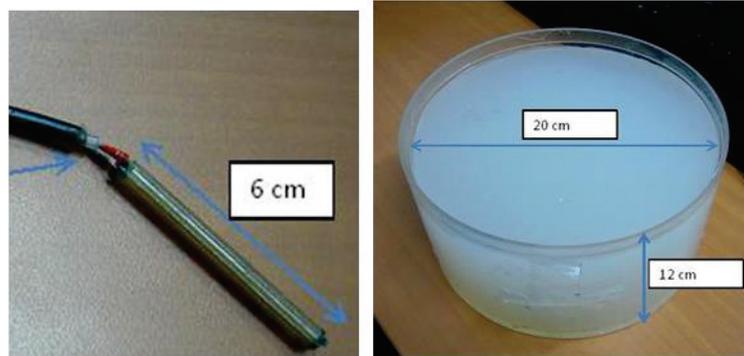


FIGURE IV-17 : CAPTEUR ENDOLUMINAL (GAUCHE) ET FANTOME CYLINDRIQUE CONTENANT UN GEL D'AGAROSE A 1,5%

La mesure de température est réalisée par quatre sondes de température optique placées sur le capteur endoluminal à ses extrémités distales et proximales (voir Figure IV-18).

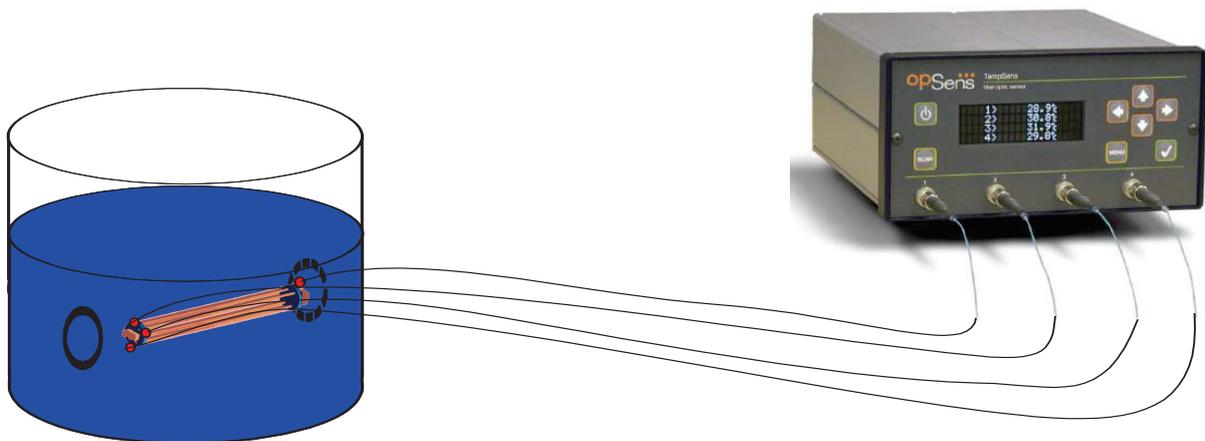


FIGURE IV-18 : SCHEMA DU DISPOSITIF DE MESURE DE TEMPERATURE AVEC LE TEMPSENS ET LES 4 FIBRES OPTIQUES DESTINEES A LA MESURE DE TEMPERATURE. LA TEMPERATURE EST MESUREE EN EXTREME DE FIBRE AU NIVEAU DES POINTS ROUGES

L'emplacement des capteurs de température est important car l'échauffement est un phénomène local. Il est donc possible de mesurer un échauffement nul en un point et qu'un échauffement très important existe à quelques mm de distance. En pratique des ajustements sont faits pendant l'acquisition pour repérer les points les plus chauds (voir Figure IV-19).

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

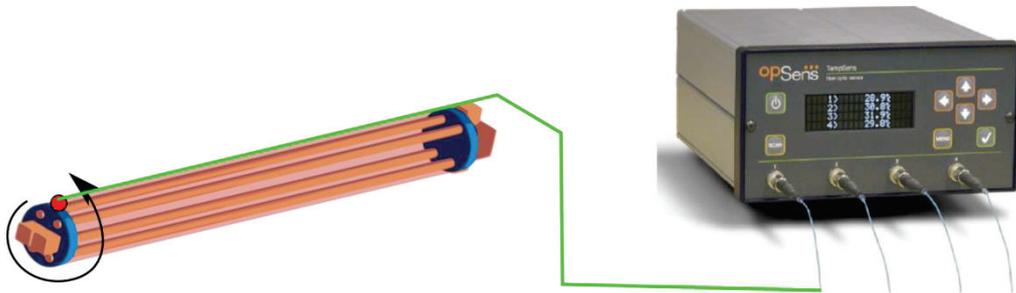


FIGURE IV-19 : AJUSTEMENTS DE POSITION REALISES DURANT L'ACQUISITION POUR TROUVER LES POINTS LES PLUS CHAUDS

2.5.1. CHOIX DE LA SEQUENCE

La séquence FIESTA a été choisie pour sa rapidité. C'est une séquence avec écho de spin dans laquelle l'aimantation transversale résiduelle participe au signal. Pour optimiser les paramètres de cette séquence nous avons choisi de maximiser le champ électrique moyen.

Il y a un compromis à trouver entre un temps de répétition court qui produit un champ électrique moyen intense (par la répétition de l'envoi d'impulsions RF) et un champ électrique instantané maximal (obtenu pour des angles de bascules de 90°).

- L'échauffement observé augmente de manière quadratique avec l'angle de bascule.
- L'échauffement observé est proportionnel au carré du module du champ électrique moyen. Or le champ électrique augmente linéairement avec le temps de répétition

Par conséquent, pour observer un échauffement plus important il est préférable d'augmenter l'angle de bascule.

Temps d'acquisition	Angle de Bascule	FOV	Matrice	TE/TR	Bande Passante
1min36s	35°	48 48 cm ²	128*128	0.988/2.7 ms	250 KHz

TABLEAU IV-3 : PARAMETRES D'ACQUISITION DE LA SEQUENCE FIESTA

2.5.2. CHEMIN DU CABLE DE RECEPTION

L'échauffement est déterminé, entre autres, par le champ électrique capté par le câble de réception. Or le champ électrique généré durant l'impulsion RF ne se répartit pas de manière uniforme dans le tunnel IRM. Afin de maximiser l'échauffement il est nécessaire de positionner le câble de réception de manière adéquate : son chemin doit passer par des maxima du champ électriques.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Pour repérer, de manière qualitative, les maxima du champ électrique nous avons placé une Diode Electro Luminescente (DEL) dans un tube cylindrique de gel agar à 1.5%. L'ensemble forme ainsi un dipôle, de longueur $\sim 20\text{cm}$ le gel permettant de réduire la longueur d'onde du champ électrique appliqué au dipôle et ainsi de détecter des variations de champ électriques plus locales. Sous l'effet du gradient de champ électrique, une tension sera appliquée aux bornes de ce dipôle ce qui allumera la DEL avec une intensité lumineuse proportionnelle à l'intensité du gradient de champ électrique.

2.6. ESTIMATION DU DAS LOCAL A PARTIR DES MESURES DE TEMPERATURE

Les valeurs de DAS peuvent être estimées en reformulant l'équation (4.8) :

$$\text{DAS} = \frac{\Delta T \times c}{t} \quad (4.13)$$

Avec le DAS (W/kg), $c(\text{J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C}))$ la capacité calorifique du fantôme, $\Delta T(^{\circ}\text{C})$ l'augmentation de température subie par le fantôme au cours de l'expérience, $t(\text{s})$ la durée de la séquence d'acquisition.

Cependant, étant donné la courbe de température, qui atteint un plateau, la différence de température ne peut être une fonction linéaire du temps. En effet, l'équation (4.13) est une solution de l'équation de la chaleur dans un cas simplifié pour lequel la diffusivité thermique et la perfusion dans le milieu sont considérées comme négligeables. Cependant, le gel agarose utilisé pour les expériences possède une diffusivité thermique non négligeable, il est donc nécessaire de revenir à l'équation de la chaleur :

$$\frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \left(\frac{k}{\rho c}\right) \nabla^2 T - \frac{\text{DAS}}{c} + \frac{1}{\tau} \Delta T \quad (4.14)$$

Avec le DAS (W/kg), $T(^{\circ}\text{C})$, $k(\text{W}/\text{m} \cdot ^\circ\text{C})$ la conductivité thermique, $\rho(\text{kg}/\text{m}^3)$ la densité, $c(\text{J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C}))$ la capacité calorifique et $\tau(\text{s})$ la constante de perfusion.

La solution de cette équation différentielle aux dérivées partielles a été résolu numériquement par une routine que j'ai développé sous Matlab R2012b (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, United States) et en faisant appel à la toolbox PDE (Partial Differential Equation). La composante de

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

perfusion dans le fantôme a été négligée car le gel d'agar à 1,5% est un gel qui ne présente pas de perfusion.

Le DAS ensuite été estimé par dichotomie, chaque valeur de DAS_{local} permettant la génération d'une courbe théorique de température qui a été ajustée au sens des moindres carrés à la courbe expérimentale de température. La valeur de DAS qui minimise la différence entre ces deux courbes a été retenue. Le DAS a été considéré comme constant au cours de l'expérience ce qui signifie que la valeur représente le DAS moyen pendant toute la durée de l'acquisition.

Ainsi, les valeurs de DAS estimées à partir des relevés de température ont pu mettre en évidence un DAS inférieur au seuil légal (10 W/kg d'après la norme IEC-60601) lorsque cinq trappes RF sont employées pour limiter l'échauffement (Tableau IV-4). Ces résultats sont développés et détaillés dans l'article (partie 3).

Nombre de trappes RF	0	1	2	3	4	5
Augmentation de température ΔT durant la séquence d'acquisition (°C)	7.0±0.3	1.8±0.1	1.6±0.1	1.5±0.1	1.4±0.1	0.4±0.1
Estimations du DAS (W/kg)	80	20	19	18	16	5

TABLEAU IV-4 : AUGMENTATION DE TEMPERATURE ΔT EN FONCTION DU NOMBRE DE TRAPPES RF (SUR LA BASE DE 5 MESURES REPETEES) ET ESTIMATIONS DE DAS SUBSEQUENTES. ΔT EST LA DIFFERENCE ENTRE LA TEMPERATURE FINALE, A LA FIN DE LA SEQUENCE D'ACQUISITION FIESTA ET LA TEMPERATURE INITIALES, AU DEPART DE LA SEQUENCE FIESTA

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

3. ARTICLE

FEASIBILITY AND CHARACTERIZATION OF A SAFE SUSCEPTIBILITY MATCHED ENDORECTAL COIL FOR MRS

J.-M. Verret^{1,2}, F. Pilleul^{3,4}, C. Rabrait², O. Beuf¹

1. *Université de Lyon, CREATIS ; CNRS UMR5220 ; Inserm U1044 ; INSA-Lyon ; Université Lyon 1, France.*

2. *General Electric Healthcare, Clinical Science Development Group, Buc, France*

3. *Hospices Civils de Lyon; Département d'imagerie digestive; CHU Edouard Herriot; LYON, France*

4. *Centre Léon Bérard - Centre de Lutte contre le Cancer; LYON; France*

Corresponding author: Olivier Beuf, PhD

CREATIS, CNRS UMR 5220, Inserm U1044

Université Lyon 1, ESCPE

3 rue Victor Grignard

69616 Villeurbanne

olivier.beuf@univ-lyon1.fr

- Abstract word count : 198, Text word count (excluding references, acknowledgements) : 5342
- Number of figures: 7, Number of tables 4, Number of references: 30

Keywords: endorectal coil, susceptibility matching material, RF heating

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Abstract

Object

Most endorectal coils induce a susceptibility effect detrimental to both anatomical images and MRS acquisitions. Furthermore, local RF heating may occur in the tissues surrounding the endorectal coil. Our aim was to assess the safety and MRS performances of a susceptibility-matched endorectal coil for a dedicated MRI and MRS examination of the rectal wall.

Materials and Methods

Experiments were performed on GE DVMR750 3T. Initially, RF heating was assessed on a 1.5% agarose phantom and incorporating a variable number of miniaturized passive RF traps in the reception cable. Several susceptibility-matching materials: Ultem, PFC, barium sulfate were then compared using an external coil. Finally, Ultem was used as a solid support for an endorectal coil and compared to a reference coil.

Results

Phantom experiments exhibited an efficient suppression of the RF heating phenomenon and restoration of the coil sensitivity pattern. Ultem was the susceptibility-matching material inducing the smallest image distortion. FWHM of MRS spectra, acquired using the susceptibility-matched endorectal coil, showed at least 30% narrowing compared to a reference endorectal coil.

Conclusion

A susceptibility matched endorectal coil with RF traps incorporated was validated on phantoms. Such coil appears to be a promising device for future in vivo experiments.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Introduction

Rectal cancer is the third most common cause of death among cancer patients in the USA [1]. The prognosis of the patient and the course of the treatment strongly depend on the ability to stage the disease properly which requires the examination of the different layers of the rectal wall. In the initial staging of the rectal cancer, endorectal US imaging is, at present, the most appropriate technique especially in the early T1 and T2 stages (following the Tumor Node Metastasis -TNM-classification). The assessment of local recurrence is particularly accurate with MRI phased array coils but they yield poor specificity and sensitivity in the early stages of the rectal cancer [2]. Indeed, the signal-to-noise ratio (SNR) provided by MR surface array coils is insufficient, at clinical fields (1.5T, 3T), and achievable spatial resolution is, in this specific case, inappropriate. Since endorectal coils provide a significantly higher local signal sensitivity, higher spatial resolution can be achieved [3] and endorectal MR imaging is thus believed to be a promising imaging exam. Its use has been however controversial.

So far, endorectal coils have been mainly evaluated for the examination of either the prostate (Prostate endorectal coil, PEC) or the rectal wall (Colorectal endorectal coil, CEC). Clinical PEC are either flexible coils surrounded by a balloon inflated with air meant to prevent coil migration and unfold loop coil (Medrad Prostate eCoil from Medrad or PMS Endo Coil Intera from Invivo) or rigid coils whose migration is prevented by a rigid arm (Sentinelle Endo Coil Array System from Hologic). Whereas clinical CEC migration is usually prevented by the organ itself (with the tightening of the colon [4]). Manufactured coils are usually built with a plastic casing around an in-plane loop (or even two as is the case for the noras 2 ch endoanal coil) thus inducing an air cavity [5]. A magnetic susceptibility effect will then be induced by the air/ tissue interface between the coil and the surrounding tissues of the rectal wall. Depending on geometry, a large difference in magnetic susceptibility between the two media can induce significant B_0 magnetic field inhomogeneities and magnetic field susceptibility gradients at the interface between the two media. Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS) is very sensitive to B_0 magnetic field inhomogeneities and thus requires susceptibility matching strategies [6]. A previous clinical study performed on patients suffering from a prostate cancer, used a PEC inflated with a perfluoro carbon compound (PFC) instead of air and therefore significantly improved B_0 uniformity showing a Full Width at Half Maximum (FWHM) divided by 2. Another study performed a comparison of MRS examinations of the prostate with a PEC inflated with air, PFC or barium sulfate suspension at 100% w/v and also demonstrated a significant and similar decrease of the FWHM for PFC and barium sulfate. The authors thus recommended barium sulfate since it is less expensive than

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

PFC [7]. Furthermore, PFC produces no visible signal on proton MR imaging whereas Barium sulfate does produce low intensity signal.

Images acquired with endorectal coils may also be affected by electric field artifacts. The reception cable, connecting the coil to the MR scanner, is sensitive to the electric component of the RF excitation field. Consequently, spurious currents are generated in the reception cable ground. At 3T electric wavelength in air is 234 cm but wavelength λ depends on the electric permittivity of the medium and given by:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{c_0}{f\sqrt{(\epsilon_r)}} = \frac{\lambda_0}{\sqrt{(\epsilon_r)}} \quad (1)$$

with c_0 the velocity (m/s), f the frequency (Hz), λ_0 the free space wavelength (m) and ϵ_r the relative permittivity of the medium (without unit).

First, this will cause non-uniformities on the MR image thus altering the apparent coil sensitivity profile and leading to hypo intense areas (black bands). This artifact has been reported in the MRI literature as the RF antenna effect [8]. Second, it will be the source of RF heating hazards in the surrounding tissues [9, 10]. RF heating suppression devices (called RF traps) attenuate the amplitude of the electric currents circulating in the ground of the reception cable. Two architectures of RF traps are mainly used: historical passive RF traps[11, 12] and active RF traps. Active RF traps are more efficient but harder to implement and larger in dimensions [13]. Passive RF traps are extensively used solutions. Advantages are such circuits are easier to implement and potentially compact in size but several traps placed along the cable are needed to perform complete suppression of RF heating. The location of the RF traps affects the efficiency of RF heating suppression and they should be placed on maxima of the standing wave present in the reception cable [14].

The present feasibility study aimed at characterizing a safe susceptibility-matched endorectal coil for MR examination of the rectal or colonic wall.

Temperature measurements and Specific Absorption Rate (SAR) simulations were performed to assess the safety of the endorectal coil. Several miniaturized RF traps were built and incorporated in the reception cable to achieve efficient RF heating reduction. We aimed at a reduction of RF heating below accepted level ($<1^\circ\text{C}$), following the IEC-60601 requirements. Furthermore, the addition of miniaturized RF traps allowed for the reduction below noticeable level of an artifact disrupting the sensitivity pattern.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

After a comparison of UltemTM (Sabic, Riyadh, Saudi Arabia) with other susceptibility-matching materials, already described in the literature, a susceptibility-matched endorectal coil incorporating UltemTM material was built. Finally, the performance of this coil for spectroscopy acquisitions was assessed using phantoms containing metabolite solutions.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Material and Methods

All experiments were performed on GE DVMR750 3T system (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA) using home-made endorectal coils (60 mm length, 6 mm width) [15]. A variable number of miniaturized passive RF traps were incorporated in the reception cable for RF heating suppression.

1. Safety of the endorectal coil: RF heating reduction

First, local temperature measurements were performed with and without miniaturized RF traps incorporated in the reception cable to assess RF heating reduction below authorized level.

The endorectal coil was placed in a 1.5 % agar gel phantom (whose electrical conductivity was doped with NaCl at 9g/L concentration), an adequate medium for heat propagation. Four optic fiber probes were taped on the endorectal coil: 3 at the distal extremity and 1 at the proximal base and connected to a temperature measurement device: 0.1 °C resolution, 0.4 Hz sampling rate (Tempsens device from Opsens, Quebec, Quebec, Canada). These locations were determined in accordance with previous studies demonstrating that hot spots are located at the distal extremities of a conductive object [16;17]. Furthermore, as a preliminary step, many locations of temperature measurements were tested by moving the tip of the optical fiber around the distal extremity of the endorectal coil during the acquisition, until no superior temperature increase could be found. FSE-XL MR axial images were acquired with the endorectal coil first without any RF traps then with 5 RF traps incorporated in the reception cable. The cable path and cable length were kept the same.

The amount of RF heating depends on the energy transmitted to the phantom, which is maximal along the cable path and along the coil: $\Delta T \propto |E|^2$ with $\Delta T(^{\circ}\text{C})$ the temperature increase ($^{\circ}\text{C}$) and E the electric field (A/m) [16]. Therefore, the electric field amplitude (depending on the acquisition sequence), cable location and cable length are influencing parameters. The electric field amplitude is dependent on the sequence and, more specifically, on the repetition time (TR) and on the flip angle (θ). Indeed, the fast repetition of RF pulses (in other words a short TR) induces an intense electric field. Moreover, the quadratic increase of temperature with the flip angle was confirmed experimentally by Armenean et al [9] in the case of True-FISP or FIESTA sequence. Hence, there is a tradeoff between flip angle and repetition time. In our experiments, TR was kept short to enable a high average electric field and an average flip angle was applied: the temperature has a quadratic increase

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

with flip angle though a 35° angle was deemed appropriate in order to avoid melting of the surrounding agar gel and thus modifying its thermal properties.

For our temperature measurements, the reception cable length, cable path, acquisition sequence and scan parameters were set to aim for the worst case scenario. A FIESTA (equivalent to True-FISP or balanced FFE) sequence was used; it consists in steady state free precession sequence where gradients are balanced on all axis over a single TR. Parameters of the sequence were: 96sec acquisition time, 35°flip angle, 48x48 cm² FOV, 128x128 matrix, 250 kHz bandwidth, TE/TR: 0.99/2.7ms. The receiver cable was an RG 58 coaxial cable whose length remained constant at 310 cm and which incorporated between 0 and 5 RF traps. The RF traps were placed as indicated in Figure 1. The trap bulk size was kept restricted: 7 mm diameter, which is the diameter of the air core inductance and only enlarges the RG58 cable diameter by 2mm. Inside the MRI bore, the receiver cable path passed through maxima of the electric field. These maxima were located using an electric dipole associated to a LED HLMP 4015 (Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA) whose luminous intensity reflected the intensity of the electric field. Finally, the RF traps were shielded, in order to prevent them from receiving currents induced by the magnetic field. The shielding consisted in a copper casing surrounding the RF trap. This copper casing was the place of eddy currents resulting in a near-null magnetic field inside the copper casing. It was realized by using a 0.102 mm copper tape wrapped around the body of the RF trap.

Then, based on these temperature measurements, the local SAR values were estimated. SAR is a heating source and, as such, determines the temperature elevation in a medium following the Pennes bioheat equation:

$$\frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \left(\frac{k}{\rho c} \right) \nabla^2 T - \frac{SAR}{c} + \frac{1}{\tau} \Delta T \quad (2)$$

with SAR(W/kg), T(°C), k(W/m°C) the heat conductivity, ρ(kg/m³) the density, c(J/(kg.°C)) the heat capacity and τ(s) the perfusion time constant. In the simulations conducted, the perfusion component was neglected since 1.5% agar gel is mostly solid and should not exhibit any significant perfusion.

Using equation (2), the temperature distribution of a homogeneous disk representing a section of the phantom (diameter 20 cm) was simulated. The simulation was first performed with an arbitrarily high local SAR value (100 W/kg). The mesh element (the hot spot) yielding the maximum temperature increase ΔT_{sim} was selected and compared to the experimental temperature increase ΔT_{exp} . The

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

simulation was then iterated with different values of local SAR until, following a dichotomy process, the local SAR value was estimated.

The simulations were performed under Matlab R2012b (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, United States) using the PDE toolbox. The disk possessed the thermal properties of the agar gel ($k = 0.55 \text{ W/(m}^\circ\text{C)}$, $\rho = 998 \text{ kg/m}^3$, $c=4200 \text{ J/(kg.}^\circ\text{C)}$). The temperature distribution was simulated for a time comprised between 0 and 360 s (temporal resolution of 0.01 s). For each mesh element (16,192 triangular mesh elements covering the surface), the corresponding temperature increase was computed. The mesh element's size was approximately 1.9 mm^2 ensuring a tight mesh of the surface.

Finally, to confirm the location of hot spots, 3D numerical simulations of the distribution of local SAR were conducted under HFSS (ANSYS, Pittsburgh, U.S.A). The HFSS design simulated the exact geometrical configuration of the endorectal coil connected to a RG 58 cable (310 cm long) and inserted into a cylindrical gel agar phantom (20 cm diameter and 10 cm height identical to the experimental phantom). A *lumped port* excitation was defined between the legs of the endorectal coil at its extremity. The subsequent simulation was performed under *Driven modal* mode.

2. Comparison of susceptibility matching materials

Once the endorectal coil was tested for safety, several candidates for susceptibility matching were investigated in order to reduce the magnetic susceptibility effect. The susceptibility of human tissues was considered close to water susceptibility (a classical assumption). UltemTM (i.e Polyetherimide: $\text{C}_{37}\text{H}_{24}\text{O}_6\text{N}_2$) is sometimes used as plug for high resolution liquids NMR (susceptibility matched sample plugs at Doty Scientific Inc, Columbia, SC, USA) and is a solid plastic presenting a 2nd kind magnetic susceptibility compatibility with human tissues. A comparison of different susceptibility matching material was performed with UltemTM, air (no susceptibility matching material), Barium Sulfate at 100 % w/v and Perfluoro Carbon compound FC-72 (C_6F_{14}) called PFC. The consequent maximum B_0 field inhomogeneity due to the magnetic susceptibility difference with water is of 0.24 ppm for UltemTM against 11.2 ppm with Barium sulfate or 2.3 ppm with PFC. UltemTM thus theoretically induces a B_0 field inhomogeneity much smaller than other susceptibility matching materials. B_0 field inhomogeneities induce image distortions which can be measured as shifts in pixel position Δx . Though, a distortion is more visible for an object of small dimensions than for an object of larger dimensions. Assuming a cylindrical shape, $\Delta x/a$ was computed where a is the radius of the cylinder inducing the distortion (Schenck [18]). $\Delta x/a$ was equal to 2.70 for air, 2.02 for Barium Sulfate, 0.42 PFC and finally 0.035 for UltemTM.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

The images were acquired with an HD T/R Knee array coil (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) on a 60 mm diameter cylinder filled with water (figure 2) thus simulating, from a magnetic susceptibility point of view, the human tissues (its magnetic susceptibility is usually considered within 15% [18] of water's magnetic susceptibility) . The central hole (6mm diameter) allowed the insertion of an Ultem™ cylinder (6mm diameter, 6 cm long) whose dimensions were identical to the endorectal coil. The peripheral holes (5 mm diameter) were regularly placed (every 60°) around the central hole and allowed the insertion of high resolution NMR tubes. The tubes were located 1cm away from the center of the phantom and contained air, water, Barium Sulfate or PFC. There are three important locations to consider which are labelled 1,2,3. In locations 1 and 2 some susceptibility matching materials are tested (Ultem™, PFC or Barium Sulfate) in location 3, an empty tube was inserted to serve as reference and to indicate what artifact could arise if the susceptibility effect was not taken care of. Thus, susceptibility artifacts will be present on all images, due to the presence of an air/water interface in location 3. The phantom axis was oriented orthogonally to the B₀ magnetic field

The experiments were set to maximize the magnetic susceptibility effect. For a given susceptibility difference between two media and a given shape (cylindrical or other), artifact amplitudes will depend on the orientation of the object with respect to the magnetic field B₀. For a cylinder, it is maximal when the cylindrical axis is orthogonal to B₀. The phantom had thus an orthogonal orientation during the experiments. The difference of susceptibility between two media results in artifacts in shape and signal intensity due to pixels shift in readout direction [18]. The pixel shifts occur in the readout direction (with the exception of echo planar imaging) and can be formulated as $\Delta x = \Delta B_z(x,y) / G_R$ with G_R the readout gradient in the x direction. The magnetic susceptibility effect was maximized with low readout gradient amplitude (low bandwidth for a given field of view (FOV)). The slice thickness was set to 2 mm to limit slice deformation during selection process in presence of inhomogeneities. The shim values were kept the same across all acquisitions in order to observe differences coming only from the susceptibility modifications.

Finally FSE-XL sequence was performed with TE/TR = 29.1/1500 (ms), echo train =10, slice thickness = 2 (mm) , matrix = 320× 256, FOV = 70 × 70 (mm×mm), pixel bandwidth (Hz/px) = 27.1 and GRE was performed with TE/TR = 15.8/300 (ms), flip angle $\theta = 30^\circ$, slice thickness = 2 (mm), matrix = 512 × 384, FOV = 80×80 (mm×mm), pixel bandwidth = 46.5 (Hz/px).

3. MRS using a susceptibility matched endorectal coil

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Having tested different susceptibility matching materials, an endorectal coil incorporating Ultem™ was compared to an endorectal coil without filling material and referenced as “standard”. The standard endorectal coil comprised an air cavity. The susceptibility matched endorectal coil used Ultem™ as a solid support for the double loop structure of the coil, thus suppressing this air cavity (Figure 3 a)). The endorectal coil used is a surface coil. The coil is a double loop coil composed of two rectangular loops in series. This design was chosen to optimize the radial uniformity of the coil, while keeping similar SNR (compared to a single rectangular loop) [19]. This RF coil is a single channel receive coil similar in design to a double channel receive coil with 2 rectangular loops in geometrical quadrature [20]. Tuning and matching of the coil are performed with a serial capacitive tuning and matching circuit using capacitors (ATC 100A) and active decoupling is performed with a PIN diode (Temex 80106) placed in parallel with the coil, which detunes the coil during the transmit phase. In the literature, insertable RF coils meant for the rectum or prostate observation are either based on single loop coil design (Medrad, Intera Philips) with an inflatable design or more recently on the combination of two rectangular coils with a geometrical quadrature configuration, for instance the sentinelle coil (Nova Medical Inc, Reading, MA, USA).

The performances of the coils were first assessed by quality factors Q_L measured on the bench with a network analyzer E5071C ENA Network Analyzer (Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA). The quality factor Q_L was measured with a load: the endorectal coil was inserted in a tube placed inside a small bottle of water, inducing losses similar to those obtained with a larger water phantom. For both endorectal coils, the quality factor measure was performed on this same phantom. Bench tests were performed with and without RF traps, while keeping a total length of cable constant at 175cm throughout all bench experiments and the endoluminal coils were loaded with a bottle containing water.

Then, to assess the relevance of using a susceptibility matching material as a support for the endorectal coil, single voxel PRESS acquisitions were performed to compare FWHM of magnetic resonance spectra obtained with the standard and susceptibility-matched endorectal coil. The endorectal coils were inserted in the central hole of a cylindrical phantom previously used for the comparison of susceptibility-matching material (Figure 2).

Furthermore, for the examination of the rectum, the patient is usually in supine position thus the lumen (until left colonic flexure) define a low angle with the B_0 magnetic field. Therefore PRESS acquisitions were performed with both coils at 0° , 15° , 30° and 45° angulations (angulations performed in the xy plane) between the phantom axis and the B_0 magnetic field direction. The

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

shimming parameters (Transmit and receive gains, central frequency and X, Y, Z gradients) were defined with the endoluminal coil aligned with B₀ and then kept identical throughout the experiments. The NMR tubes contained Choline, Creatine or Lactate solutions at 50 mmol/L.

For the first series of data, the voxel was prescribed on a small volume of $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ (the minimum volume that can be prescribed with a standard PRESS sequence on the MR scanner in clinical mode) inside an NMR tube (Figure 3 b)). For the second series of data, the prescription of the voxel was realized on a larger volume of $10 \times 24.8 \times 25.5 \text{ mm}^3$ including the endorectal coil (susceptibility-matched or not) and 2 NMR tubes containing metabolites solutions. In both cases, other parameters were: TE/TR = 35/1800 (ms), spectral bandwidth = 5 KHz, number of sampling points = 4096, number of accumulations = 128 and scan duration = 72s (Figure 3 c)).

For singlets (Choline, Creatine) the baseline level was computed as the mean of the signal over a defined region of the spectrum ([-2ppm;-1ppm]) where there are no metabolites. FWHM was then determined to be insensitive to baseline suppression errors. For multiplets, (Lactate) FWHM was determined as the average of the FWHM of each peak.

Finally, to assess the relevance of using an endorectal coil, the SNR of the susceptibility matched endorectal coil was compared to the SNR of a clinical 32 channel surface coil. First, SNR profiles were acquired with proton density weighted FSE-XL imaging. Then the SNR of a single voxel PRESS acquisition was compared for both the susceptibility-matched endorectal coil and the 32 channel torso array coil. The endorectal coil is able to acquire a spectrum on a restricted volume $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ unlike the 32 channel coil which is just not sensitive enough. Therefore, in order to gain sufficient SNR for the 32 channel coil, the spectra had to be acquired on a larger volume: $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$. The normalization of SNR with volume allows the comparison despite the fact that acquisitions were performed at different volumes.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Results

Without any RF heating suppression devices, the maximum increase in temperature was 7 °C. The introduction of 5 RF traps brought it down to 0.4°C for a cable length of 310 cm (Table 3, Figure 4 a)). Thus RF heating was below authorized level in clinical mode which is 1°C [21]. The incorporation of 5 RF traps suppressed the black bands artifacts marking the electric field effect on fast spin echo images (Figure 4 c) d)) and restored the coil sensitivity pattern. Furthermore, local SAR estimates indicate that for 5 RF traps, maximal local SAR should reach 5 W/kg well below the IEC-60601 standard which requires a SAR < 10W/kg estimated over a 10g mass (Table 3). Numerical 3D simulations exhibited a local SAR distribution with maxima distributed at both extremities of the endorectal coil (figure 4 e) and f)).

As expected, visible image distortions occur on every image when air interfaces with water. These distortions are manifested by an arrowhead shape on fast spin echo image and an irregular shape on gradient echo images (at location 3 Figure 5) [22] and demonstrate the need for a susceptibility matching material. Barium sulfate induces a slight distortion visible both on fast spin echo and gradient echo images. PFC and Ultem™ do not produce any visible distortion whether on fast spin echo or on gradient echo images. Barium sulfate / water slightly modifies the original shape of the tube (circle) leading to a water drop shape.

The comparison plots of spectra obtained on three metabolites showed similar SNR for both coils (Figure 6). As could have been expected following bench test results. The loaded quality factor Q_L achieved with the endoluminal coil was 88 and dropped to 84 with the adjunction of 5 RF traps. With the endoluminal coil built with ultem, Q_L achieved was 100 and dropped to 91 with the adjunction of 5 RF traps. The 12% improvement of the quality factor of the susceptibility-matched endorectal coil was not considered significant as it may originate in the variability due to the manual assembly of different endorectal coils.

For both RF coils, with and without Ultem, the insertion of 5 RF traps induced a slight decrease in the quality factor, between 4 and 10%. Furthermore, reduced FWHM were obtained for an endorectal coil using ultem compared to an endorectal of the same geometry but comprising an air cavity. These reduced linewidth were observed for all three metabolites tested (Choline, Creatine and Lactate). For a 0° angulation, FWHM was decreased by using the susceptibility matched endorectal: a 32% decrease for Lactate, 28 % for Choline and 38% for Creatine. For a 15° angulation, FWHM was decreased by 28% for Lactate, 37% for Choline, 49.7% for Creatine. For a 30° angulation: FWHM was decreased

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

by 34% for Lactate. For a 45° angulation: FWHM was decreased by 40% (Table 2). The images acquired with a susceptibility matched endorectal coil showed no distortions although parameters were set to maximize the magnetic susceptibility effect.

The SNR of the 32 channel surface coil was uniform across the FOV whereas the SNR of the endorectal coil exponentially decreased with distance. The SNR profiles showed superior SNR of the endorectal coil for a distance between 0 and 3.5 cm from center of the endorectal coil. In spectroscopy, the volume-normalized SNR was between 3 to 7 times greater using the endorectal coil (examples of spectrum on Figure 6). These results are consistent with the SNR ratio derived from image sensitivity profiles with the distance: at 1 cm the SNR of the endorectal coil is around 400 and the SNR of the 32 channel coil is comprised between 50 and 75 which yield a ratio between 5 and 7.8. (Figure 7)

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Discussion

In the present study, the safety of the endorectal coil was ensured with the incorporation of several RF traps. Indeed, without any RF traps, significant heating (up to 7°C) occurred. And the incorporation of 5 passive RF traps along the cable connecting the endorectal coil to the scanner enabled efficient RF heating reduction. These rise in temperature were obtained for a 96s acquisition time since our experiments did not exhibit superior heating for longer acquisition time, the temperature curve reaches a plateau after about 100s (Figure 4 b)).

Based on these temperature measurements, the local SAR estimates were found inferior to the required level (local SAR at 5 W/kg inferior to local SAR limits at 10 W/kg) and give confidence in the fact that no significant heating may occur. This method of local SAR estimation does not account for the third dimension, which should not be a problem since the agar gel phantom may be considered homogeneous. However, the impact of the presence of the coil may modify simulated temperature distribution. Therefore, it was important to perform dedicated 3D local SAR simulations which also allowed to confirm the location of hot spots. The results confirmed that hot spots are located at proximal and distal extremities, verifying that optical fiber were accurately positioned to measure the local temperature.

Finally, for reproducibility purposes, the experiments were conducted with a 310 cm long reception cable but, a smaller cable would imply inferior RF heating, since the received electric field would also be smaller. The size of RF traps was also kept restrained (outer diameter below 7 cm) to allow an easy insertion through the rectum of the patient. The literature does not communicate on the necessary length for the observation of the rectum and the first part of the colon (until left colonic flexure) but we believe it should be sufficient in clinical practice.

The RF traps experimentally allowed to minimize the electric field artifact (Figure 4c and 4d). From a physical standpoint, this artifact due to the standing wave (spurious currents) occurring in the reception cable. It should be distinguished from the wavelength effect (sometimes called dielectric effect) reported for a long time as a source of non-uniformity of the image[23, 24]. On the one hand, the electric field E_1 , associated to the B1 RF excitation is the origin of the standing wave effect in the tissues and on the other hand, the induced electric field E_2 , emitted by the spurious currents flowing in the reception cable is the origin of the electric field artifact (manifested by black curve disrupting the sensitivity of the coil). E_1 is determined by the permittivity of the medium and the characteristics of the RF excitation and cannot easily be suppressed. E_2 may be suppressed by inserting the miniaturized

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

RF traps in the reception cable. To our knowledge, this artifact is not largely described and no clear explanation was given to justify the impact of RF traps on image sensitivity pattern. The sensitivity of the coil depends on the B_1 distribution which is usually computed with the Biot and Savart Law which cannot account for the influence of the electric field on the image and is only valid in a magnetostatic frame, conditions which can hardly be considered at 127.7 MHz. In a magnetodynamic frame, the sources of the magnetic field are both currents in closed loop or temporal variations of the electric field (so called Maxwell displacement current), it is the Maxwell Ampère law:

$$\text{rot}\vec{B}_1 = \mu_0\vec{J} + \mu_0\epsilon_0\frac{\partial\vec{E}}{\partial t} \quad (3)$$

with \mathbf{J} (A/m²) the current density vector, \mathbf{B}_1 (T) the magnetic field, \mathbf{E} (A/m) the total electric field, μ_0 (H/m) the vacuum permeability, ϵ_0 the vacuum dielectric permittivity (F/m).

It is not possible to solve this equation analytically and such geometry would require numerical simulations. Electromagnetic simulations are not the prime focus of this article but could be performed to bring out theoretical confirmation of this phenomenon.

The restoration of the sensitivity pattern (disrupted by the electric field) may not be overlooked since a hypo intense area due to this electric field artifact may be misleading during the image reading (it could potentially hide tumoral cells). This strategy of incorporating several RF traps in the galvanic connection between the coil and the scanner is not the only one that can be adopted to reduce the electric field artifact and some ongoing studies have assessed the feasibility of an optical connection both for the receive NMR signal and for the active optical decoupling of the reception coil. This strategy would directly suppress the electric field artifacts though at the cost of greater design complexity [25].

Conclusion

Our experiments confirmed that a susceptibility matched endorectal coil significantly enhanced the ability to acquire non distorted images whether in gradient echo or in fast spin echo imaging. PFC and UltemTM were both found superior to barium sulfate 100% w/v since they yielded no visible distortion and no signal from these materials could be observed thus avoiding unwanted signal in the regions immediately surrounding the endorectal coil. So UltemTM has comparable performances to PFC and is superior to barium sulfate both on GRE and FSE-XL images. But as we wish to integrate the

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

susceptibility matching material inside the coil, UltemTM has the extra advantage of being a solid and machinable plastic. PFC, on the contrary, is a liquid and requires a more complex integration with the coil.

This absence of image distortion indicates a better B₀ homogeneity which was confirmed by MRS acquisitions. For every metabolite, the spectra acquired with the susceptibility matched endorectal coil showed a consistent decrease of the FWHM (~30 %) compared to the original endorectal coil, this tendency was confirmed for small angulations of the phantom. As expected, a better B₀ homogeneity allows for narrower spectra, less susceptible to overlap. The quantitative values of the FWHM were found inferior to those obtained in the literature [7, 26], though these studies were in vivo studies, unlike the present work performed on phantoms.

It has been shown that the colorectal cancer induce metabolic changes that can be seen on spectra [27]. This makes MRS an interesting modality for a non-invasive chemical analysis of local tumors and may avoid the systematic use of histology. It has for example been recommended for the observation of the prostate cancer and Choline and Citrate seem pertinent biomarkers of prostate cancer [28]. Thus, the good quality of the spectra obtained in our acquisitions seems very promising for the study of these pathologies. Besides, the SNR of the endorectal coil was compared to the SNR obtained with an 32-channel torso coil which is often used in the examination of the abdomen and rectal wall [29, 30] for rectal cancer staging. The comparison, using a FSE-XL sequence and for a volume prescription corresponding to the study of the rectal or colonic wall (within 3.5 cm of the endorectal coil), showed a superior SNR for our endorectal coil.

To conclude, UltemTM is a suitable susceptibility-matching material for endorectal coils: it suppresses significantly artifacts due to the susceptibility gradient at the coil - tissue interface, does not show visible proton signal and is a solid material that can be used as support for loop conductors. With the adjunction of five RF traps regularly located along the reception cable, the RF heating is reduced below authorized levels and the coil sensitivity profile restored. The comparison of the endorectal coil with a 32-channel surface coil demonstrated the superior SNR of our endorectal coil in a 3.5 cm radius around the endorectal coil. Since the rectum tightens around the endorectal coil, the rectal wall would be located at approximately between 4 and 5 mm from the centre of the endorectal coil. It will thus be possible to achieve significantly smaller volume of examination in the rectal or colonic wall close to the lumen with adequate SNR.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

References

1. Costa-Silva L, Brown G (2013) Magnetic resonance imaging of rectal cancer. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 21:385–408.
2. Torricelli P (2007) Rectal cancer staging. *Surg Oncol* 16, Supple:49–50.
3. Stoker J, Rociu E, Zwamborn AW, et al. (1999) Endoluminal MR Imaging of the Rectum and Anus: Technique, Applications, and Pitfalls. *Radiographics* 19:383–398.
4. Dwarkasing RS, Schouten WR, Geeraedts TEA, et al. (2013) Chronic anal and perianal pain resolved with MRI. *AJR Am J Roentgenol* 200:1034–1041.
5. Powell DK, Kodsí KL, Levin G, et al. (2014) Comparison of comfort and image quality with two endorectal coils in MRI of the prostate. *J Magn Reson Imaging JMRI* 39:419–26.
6. Lee GC, Goodwill PW, Phuong K, et al. (2010) Pyrolytic graphite foam: a passive magnetic susceptibility matching material. *J Magn Reson Imaging JMRI* 32:684–691.
7. Rosen Y, Bloch BN, Lenkinski RE, et al. (2007) 3T MR of the prostate: reducing susceptibility gradients by inflating the endorectal coil with a barium sulfate suspension. *Magn Reson Med* 57:898–904.
8. Dempsey MF, Condon B, Hadley DM (2001) Investigation of the factors responsible for burns during MRI. *J Magn Reson Imaging JMRI* 13:627–631.
9. Armenean C, Beuf O, Armenean M, et al. (2007) Interventional MRI: risk of burns to the patient and radiologist. *J Radiol* 88:599–600.
10. Konings MK, Bartels LW, Smits HFM, Bakker CJG (2000) Heating Around Intravascular Guidewires by Resonating RF Waves. *J Magn Reson Imaging JMRI* 12:79–85.
11. Harrison WH, Arakawa M, McCarten BM (1987) RF coil coupling for MRI with tuned RF rejection circuit using coax shield choke. US Pat. 4,682,125
12. Wynn TTA, Molyneaux DA (2006) Tunable resonant cable trap. US Pat. 20060290448

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

13. Zanchi M, Pauly J, Scott G (2009) Feasibility of Active Cable Trap to Attenuate MRI-Induced RF Currents. In: Proceedings of the 17th scientific meeting, International Society for Magnetic Resonance in medicine, Honolulu, p 4790
14. Peterson DM, Beck BL, Duensing GR, Fitzsimmons JR (2003) Common mode signal rejection methods for MRI: Reduction of cable shield currents for high static magnetic field systems. *Concept Magn Reson B* 19B:1–8.
15. Beuf O, Pilleul F, Saint-Jalmes H, et al. (2010) Endoluminal coil dedicated to magnetic resonance imaging and spectroscopy. INPI Pat. 0759652
16. Armenean C, Perrin E, Armenean M, et al. (2004) RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging: influence of diameter and length. *Magn Reson Med* 52:1200–1206.
17. Yeung CJ, Susil RC, Atalar E (2002) RF safety of wires in interventional MRI: using a safety index. *Magn Reson Med* 47:187–93.
18. Schenck JF (1996) The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys* 23:815–850.
19. Armenean M, Beuf O, Pilleul F, Saint-Jalmes H (2004) Optimization of Endoluminal Loop Radiofrequency Coils For Gastrointestinal Wall MR Imaging. *IEEE Sens J* 4:57–64.
20. Quick HH, Ladd ME, Zimmermann-Paul GG, et al. (1999) Single-loop coil concepts for intravascular magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 41:751–8.
21. Dybdahl K, International Electrical Commission System for Conformity Testing and Certification of Electrotechnical Equipment and Components (IECEE) (2009) Patient protection at risk in IEC 60601-1 3rd edition. *Med Device Technol* 20:26, 28–29.
22. Beuf O, Briguet A, Lissac M, Davis R (1996) Magnetic resonance imaging for the determination of magnetic susceptibility of materials. *J Magn Reson B* 112:111–118.
23. Simmons A, Tofts PS, Barker GJ, Arridge SR (1994) Sources of intensity nonuniformity in spin echo images at 1.5 T. *Magn Reson Med* 32:121–128.
24. Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO (2008) Artifacts in 3-T MRI: Physical background and reduction strategies. *Eur J Radiol* 65:29–35.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

25. Ayde R, Gaborit G, Jarrige P, et al. (2013) Potentialities of an Electro-Optic Crystal Fed by Nuclear Magnetic Resonant Resonant Coil for Remote and Low-Invasive Magnetic Field Characterization. *IEEE Sens J* 13:1274–1280.
26. Choi H, Ma J (2008) Use of perfluorocarbon compound in the endorectal coil to improve MR spectroscopy of the prostate. *AJR Am J Roentgenol* 190:1055–1059.
27. Duarte IF, Gil AM (2012) Metabolic signatures of cancer unveiled by NMR spectroscopy of human biofluids. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc* 62:51–74.
28. Kurhanewicz J, Vigneron D, Carroll P, Coakley F (2008) Multiparametric magnetic resonance imaging in prostate cancer: present and future. *Curr Opin Urol* 18:71–77.
29. Roach SC, Hulse PA, Moulding FJ, et al. (2005) Magnetic resonance imaging of anal cancer. *Clin Radiol* 60:1111–1119.
30. Beaumont C, Pandey T, Gaines Fricke R, et al. (2013) MR Evaluation of Rectal Cancer: Current Concepts. *Curr Probl Diagn Radiol* 42:99–112.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Figures

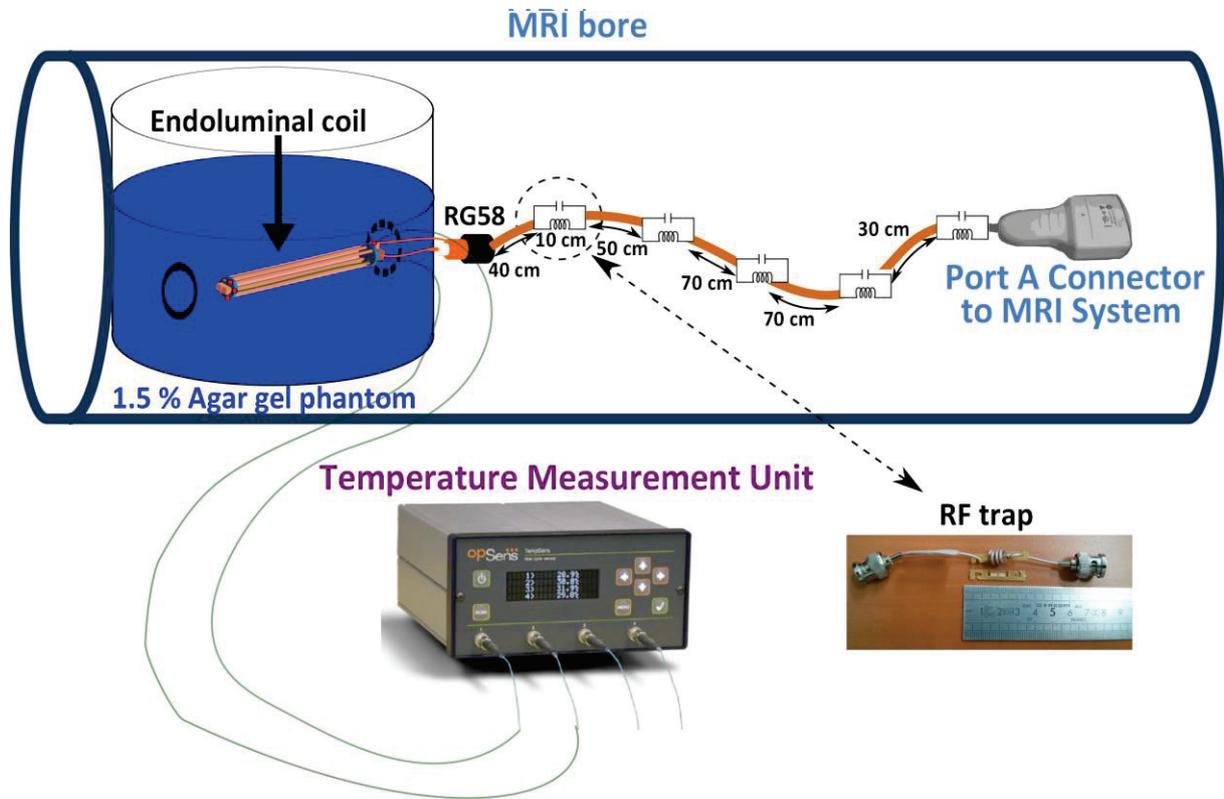
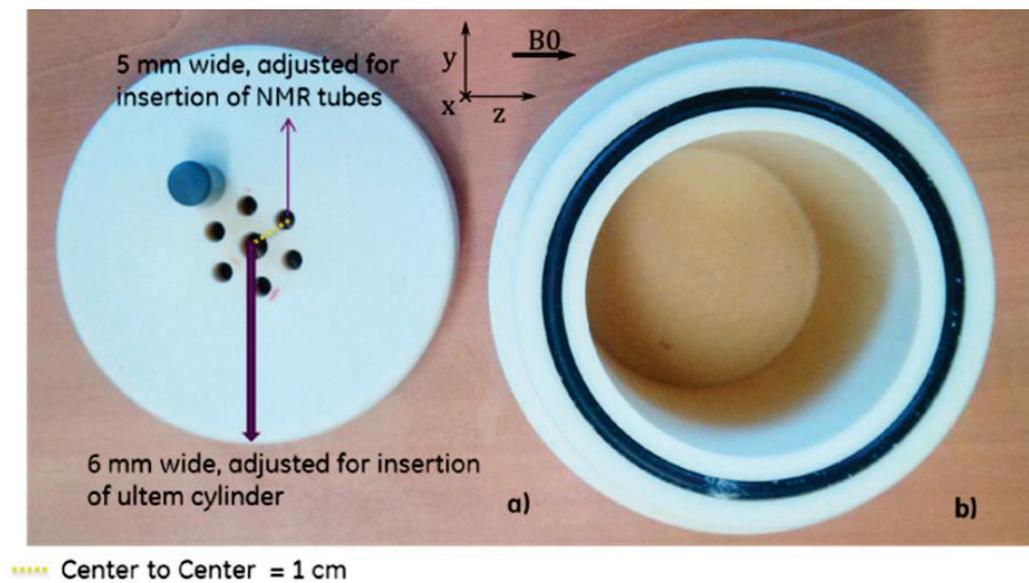


Figure 1: Scheme of the 5 RF traps incorporated along the reception cable connecting the endoluminal coil to the MRI scanner and for a reception cable length of 310 cm



L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Figure 2: Photograph of the phantom: (a) side view; (b) interior view. Six 5mm outer diameter NMR tubes can be placed every 60° around the center used for the insertion of the endorectal coil

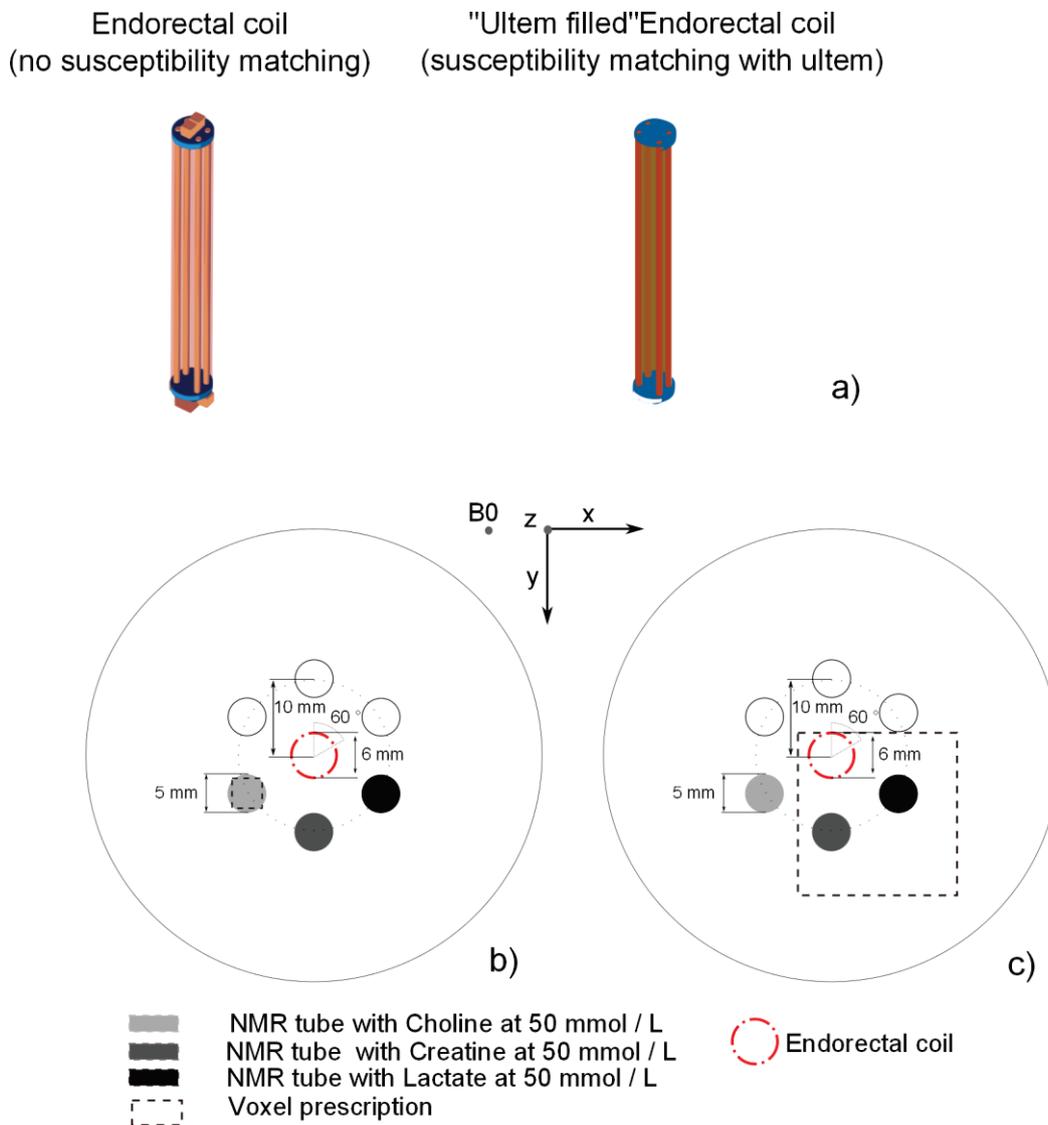
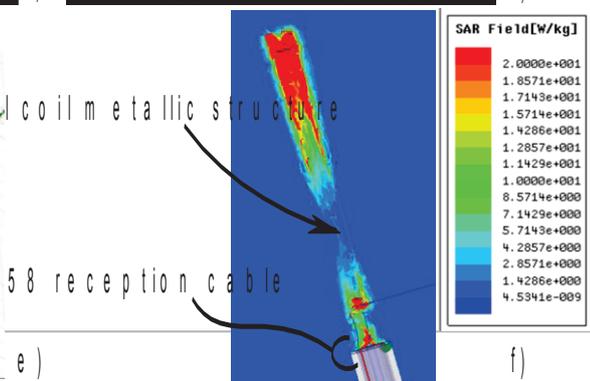
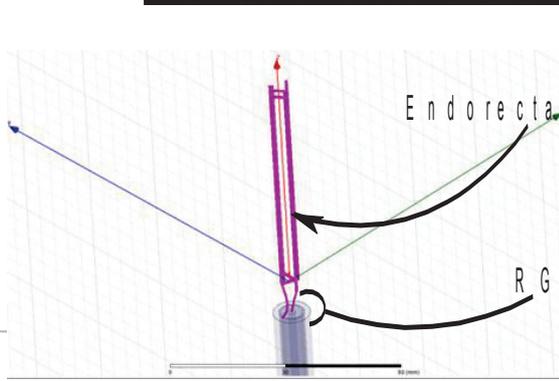
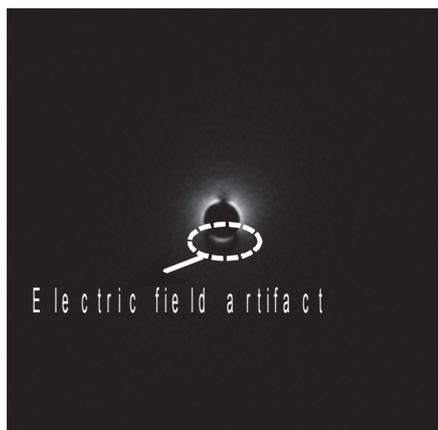
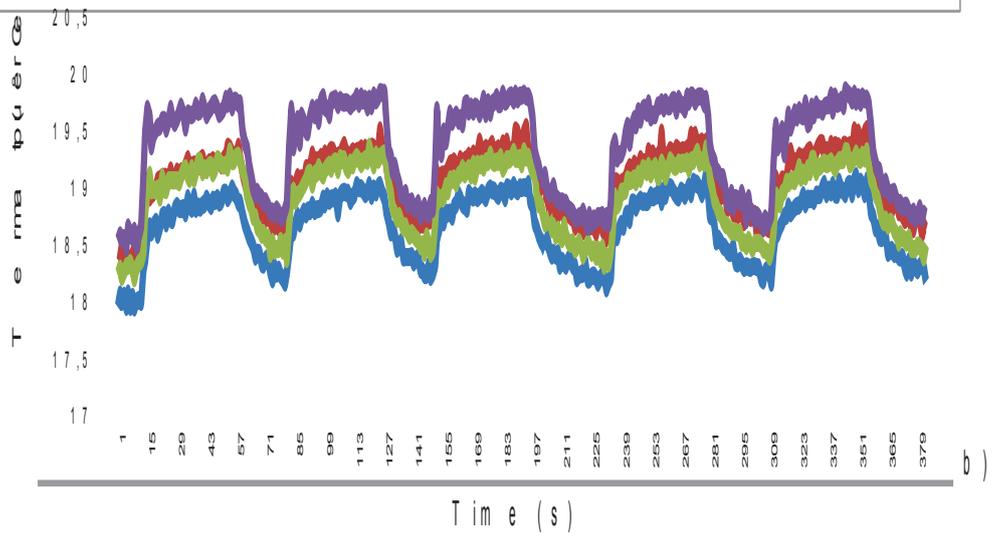
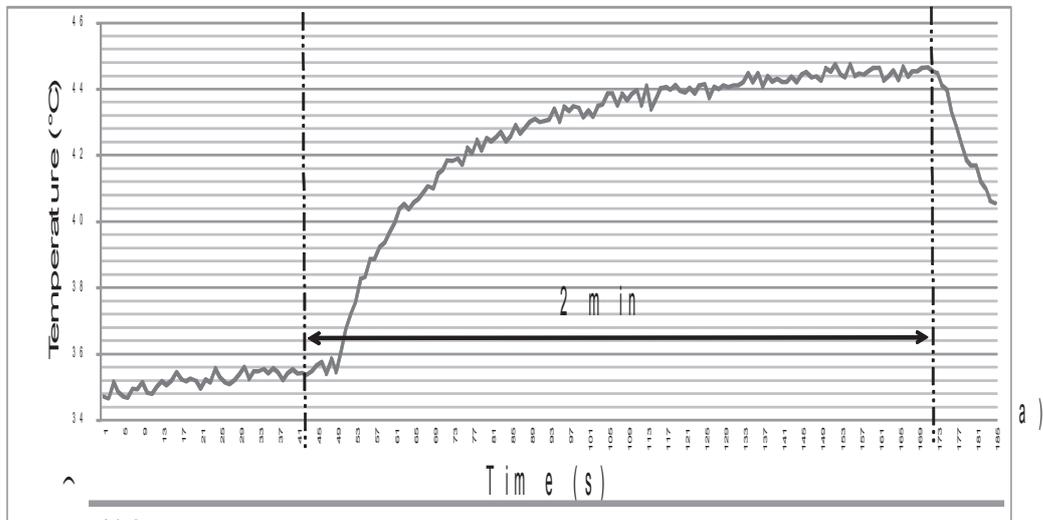


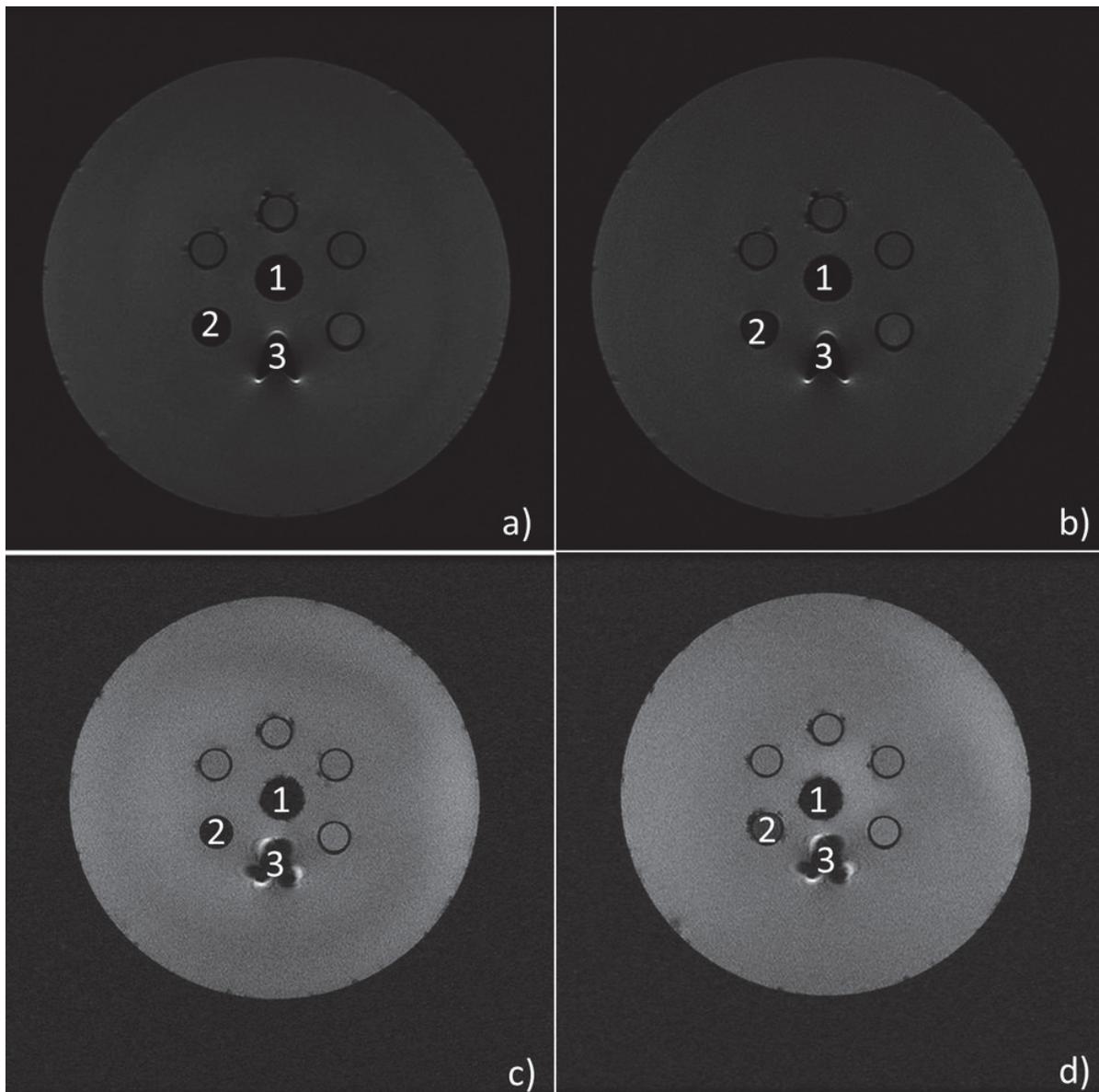
Figure 3: a) 3D drawing of the original versus susceptibility matched endorectal coil.: b) Example of voxel prescription for PRESS spectra acquired with the susceptibility matched endorectal coil including the unique NMR tube of Choline at 50 mmol /L; c) Example of a larger prescribed voxel including NMR tubes containing Creatine and Lactate at 50 mmol /L and the endorectal coil itself.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM



L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Figure 4: a) Temperature measurements with 3 RF traps. The 4 curves correspond to the temperatures respectively measured at the tip of the 4 optic fiber probes. b) Temperature curve with no RF traps, the temperature reaches a plateau after some time. FSE-XL MR axial images with the endorectal coil c) Electric field-induced sensitivity pattern artefact observed on MR images without RF traps, d) Restoration of the expected sensitivity pattern with the use of five RF traps. e) HFSS design of the endorectal coil connected to a 310 cm RG58 reception cable with a zoom on the endorectal coil f) Local SAR distribution induced by the previous assembly (endorectal coil connected to a 310 cm long RG58 cable) zoomed around the endorectal coil.



L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

Figure 5: FSE-XL images of the phantom shown in fig 4 with a) UltemTM (1), PFC (2), air (3); b) UltemTM (1), Barium Sulfate (2), air (3). GRE images of the same phantom with c) UltemTM (1), PFC(2), air(3); d) UltemTM (1), Barium Sulfate (2), air (3).

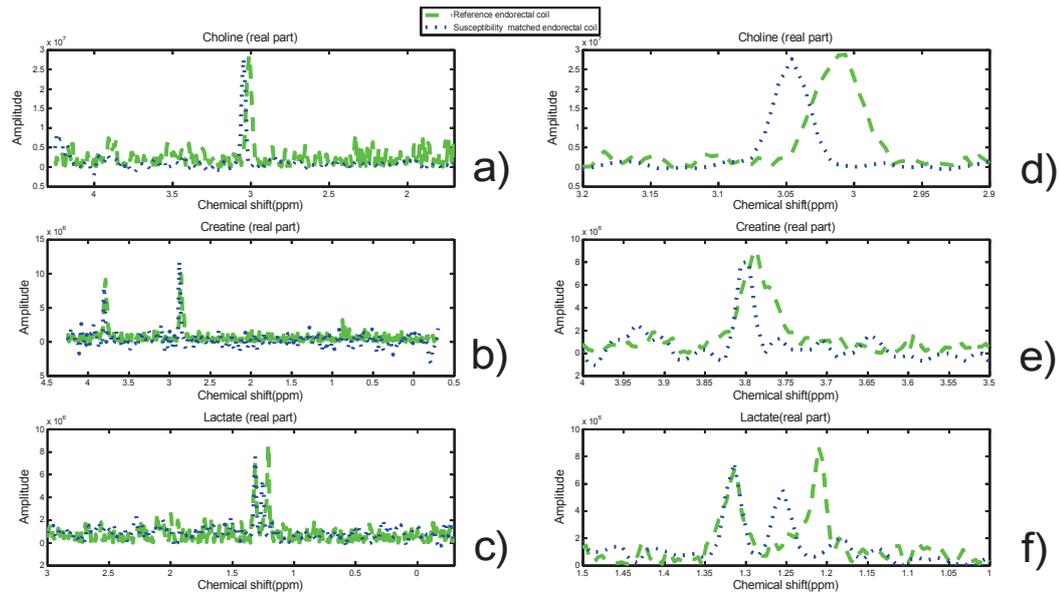


Figure 6: Real part of the a) Choline (d) is a zoom on the range of interest) b) Creatine (e) is a zoom on the range of interest) c) Lactate spectrum (f) is a zoom on the range of interest) acquired with the susceptibility matched endorectal coil and reference endorectal coil for a 72s acquisition on a $4 \times 4 \times 4$ mm³ voxel.

L'apport d'un capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique, sûr du point de vue de l'échauffement RF (3T vs 1,5T) pour l'IRM et la SRM

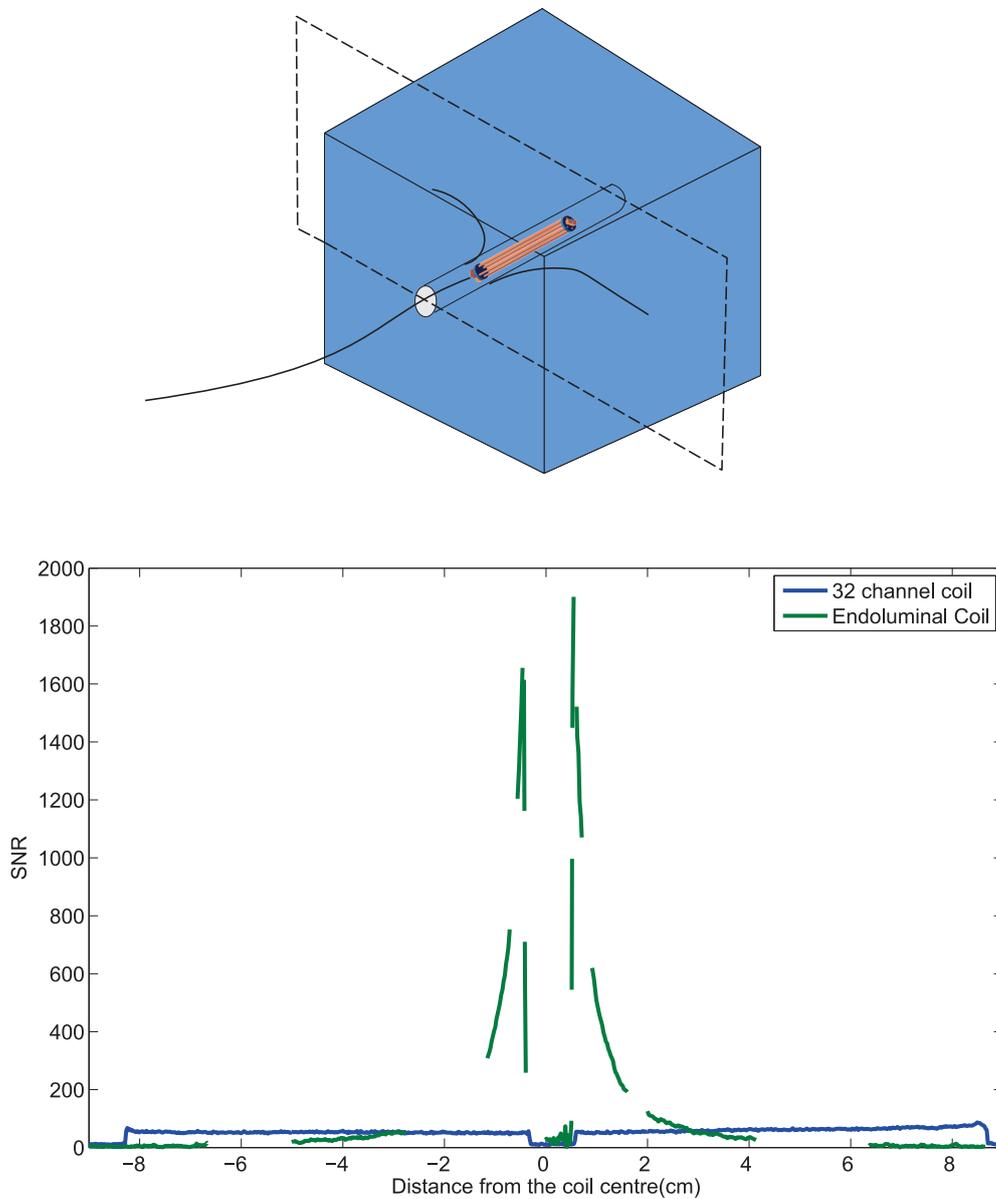


Figure 7: a) Cubic phantom used for SNR comparison ($18 \times 18 \times 18 \text{cm}^3$) containing water doped with gadolinium at 0.57 mmol/L (in order to reduce T1-value). In the center of the phantom, a biocompatible tube (10mm diameter) was positioned against a conical bearing and the endorectal coil was introduced in that tube. The dotted line curve represent the SNR profile and indicate its location; b) SNR profile comparison between the endorectal coil (dotted line) and a 32-channel torso array coil (continuous line)

V. L'APPORT D'UN CAPTEUR ENDOLUMINAL POUR L'ACQUISITION D'IRM PONDEREES EN DIFFUSION ET POUR LA SRM DU PHOSPHORE

À ce stade, le capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique développé a montré sa capacité à diminuer les inhomogénéités de champ magnétique \vec{B}_0 , capacité vérifiée par des acquisitions de spectrométrie localisée du proton (SRM ^1H).

De plus, l'acquisition d'images pondérées en diffusion à haute résolution spatiale dans l'épaisseur de la paroi colorectale présente un intérêt clinique potentiel pour la distinction de tumeurs malignes et bénignes (comme évoqué au chapitre I partie 3.2). Cette technique, tout comme la SRM ^1H , est sensible aux inhomogénéités de champ magnétique \vec{B}_0 . Nous nous sommes attachés à montrer la faisabilité d'acquisition d'IRM de diffusion avec un capteur endoluminal dont le profil de sensibilité n'est pas uniforme et qui pose donc la question de sa capacité à acquérir des cartes de coefficient de diffusion apparent (CDA) fiables. Il y a deux objectifs principaux : mesurer la reproductibilité statistique de ces cartes de CDA et estimer l'erreur de quantification en analysant la distribution spatiale des cartes de CDA sur une solution homogène.

Dans un deuxième temps, un capteur endoluminal permettant la réception du signal du proton, comme du signal du phosphore a été développé. Nous nous sommes appuyés sur les développements réalisés en conservant la géométrie optimisée du capteur et en continuant d'employer l'UltemTM comme matériau de compensation de susceptibilité.

1. ETUDE DE FAISABILITE DE MESURE DE CDA AVEC UN CAPTEUR ENDOLUMINAL B1 INHOMOGENE

1.1. REALISATION D'UN FANTOME DE DIFFUSION

Afin d'étudier les capacités du capteur endoluminal à acquérir des images de diffusion nous avons dans un premier temps réalisé un fantôme spécifique. Dans la littérature, il existe plusieurs possibilités pour la réalisation de fantômes de diffusion.

- Fantôme réalisé à partir de tubes contenant des concentrations différentes de gel agar (fantôme isotrope)

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

Le fantôme est réalisé par un ensemble de tubes. Dans chaque tube est présent un gel agarose dont la concentration varie entre 1% et 4% (seuil au-delà duquel le gel d'agar devient solide). L'inconvénient majeur de ceci est que le CDA n'est pas suffisamment sensible aux variations de structures chimiques observées dans le gel agar pour des concentrations différentes [116]

- Fantôme réalisé à partir de tubes contenant des produits dont les CDA sont documentés par la littérature (fantôme isotrope)

La famille chimique des alcanes : tridécano, hexadécano et pentadécano possède des coefficients de diffusion apparents bien documentés dans la littérature[117][118] (Tableau V-1).

	ADC Tridécano (mm ² /sec)	ADC Hexadécano (mm ² /sec)	ADC Pentadécano (mm ² /sec)
Luciani 2008	$6,77 \times 10^{-4} \pm 0,19$	$3,50 \times 10^{-4} \pm 0,39$	$4,61 \times 10^{-4} \pm 0,27$
Brugières 2004	$6,53 \times 10^{-4}$	$3,62 \times 10^{-4}$	$4,39 \times 10^{-4}$

TABLEAU V-1 : VALEURS DE CDA REPORTEES DANS LA LITTERATURE POUR LE TRIDECAENE, L'HEXADECANE ET LE PENTADECANE

- Fantôme réalisé à partir d'un faisceau de fibres de densité variable (fantôme anisotropique)

Des fibres, réalisées dans un plastique : Dyneema™ et dont le diamètre est très fin (0.8mm) sont introduites dans un milieu liquide, un tube par exemple. Il y a une relation bijective (correspondance 1-1) et inversement proportionnelle entre la densité de fibres et le coefficient de diffusion apparent. Par ailleurs, la direction de diffusion privilégiée sera le long des fibres ce qui permet d'envisager de faire de la diffusion orientée (Diffusion Tensor Imaging DTI) [119][120].

Nous avons opté pour un fantôme isotrope réalisés à partir de tubes contenant des alcanes ce qui permet une quantification précise des valeurs de CDA et une comparaison avec des valeurs trouvées dans la littérature

1.2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Les expériences ont été conduites sur le système IRM Discovery MR 750 3T avec deux capteurs de réception différents : le capteur de réception endoluminal et le capteur torse 8 canaux General Electric (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, US). Les données ont été acquises avec une séquence d'écho de spin pondérée en diffusion et avec un remplissage de l'espace k EPI (comme expliqué en chapitre 2 partie 1.4) afin d'accélérer l'acquisition de données et de rendre l'acquisition moins sensible au mouvement dans l'optique d'expériences *in vivo*. Les paramètres de la séquence sont inchangés quel que soit le capteur de réception avec un champ de vue de 9cm, une matrice d'acquisition de 64x64 des gradients selon les trois directions de l'espace avec l'option 3 in 1 et 6

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

valeurs différentes de coefficient b : 0, 100, 300, 500, 800, 1100 s/mm². Le choix d'un nombre important de valeurs de b permet un échantillonnage suffisant du signal tel que décrit en équation (2.12). Chaque acquisition a été répétée 7 fois dans les mêmes conditions expérimentales (même fantôme, même capteur de réception à une position identique) pour mesurer la reproductibilité de ces expériences et ceci pour chaque capteur de réception.

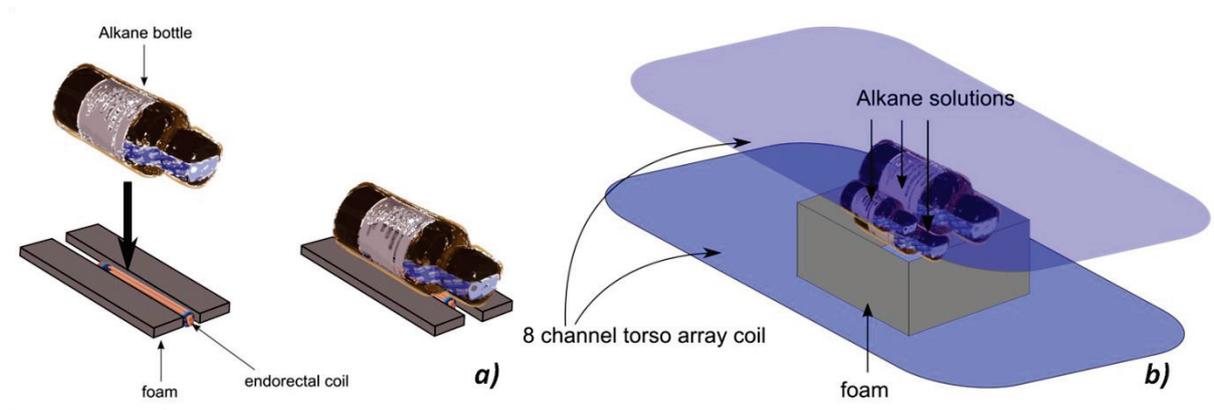


FIGURE V-1 : CONFIGURATION EXPERIMENTALE POUR L'ACQUISITION D'IMAGES DE DIFFUSION D'ALCANES AVEC A) LE CAPTEUR ENDOLUMINAL B) L'ANTENNE DE RECEPTION 8 CANAUX

Les données ont été traitées par une routine que j'ai spécifiquement développée à l'aide de Matlab R2012b (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, United States). Le traitement des données comprend plusieurs étapes importantes : le choix de la région d'intérêt, le choix de l'algorithme d'ajustement qui permet l'estimation du CDA en chaque pixel de la région d'intérêt, le calcul final de la valeur de CDA et enfin le calcul du coefficient de variation statistique.

Pour un alcane donné, une unique région d'intérêt (RI) a été définie pour toutes les mesures. Dans chaque RI, pour chaque pixel, nous avons réalisé un ajustement monoexponentiel par l'algorithme de Levenberg Marquardt afin d'estimer le CDA de chaque pixel.

Comme les tubes que nous utilisons contiennent une solution homogène, la valeur finale de CDA a été calculée comme la moyenne spatiale des valeurs de CDA sur la RI que nous avons défini. Enfin, le coefficient de variation a été calculé à partir des valeurs finales de CDA précédemment calculées à l'aide de la formule suivante :

$$CV_{CDA} = \frac{\text{Ecart-type}_{CDA}}{\text{Moyenne}_{CDA}} \quad (5.1)$$

1.3. RÉSULTATS

	Tridécano ADC (mm ² /sec)	Pentadécano ADC (mm ² /sec)	Hexadécano ADC (mm ² /sec)
8-channel torso array coil	$6.6 \times 10^{-4} \pm 0.4$	$4.57 \times 10^{-4} \pm 0.35$	$3.29 \times 10^{-4} \pm 0.39$
Endorectal coil	$6.41 \times 10^{-4} \pm 0.33$	$4.28 \times 10^{-4} \pm 0.4$	$3.61 \times 10^{-4} \pm 0.38$

TABEAU V-2 : MESURES DES CDA DES SOLUTIONS DE TRIDÉCANO, PENTADÉCANO ET HEXADÉCANO

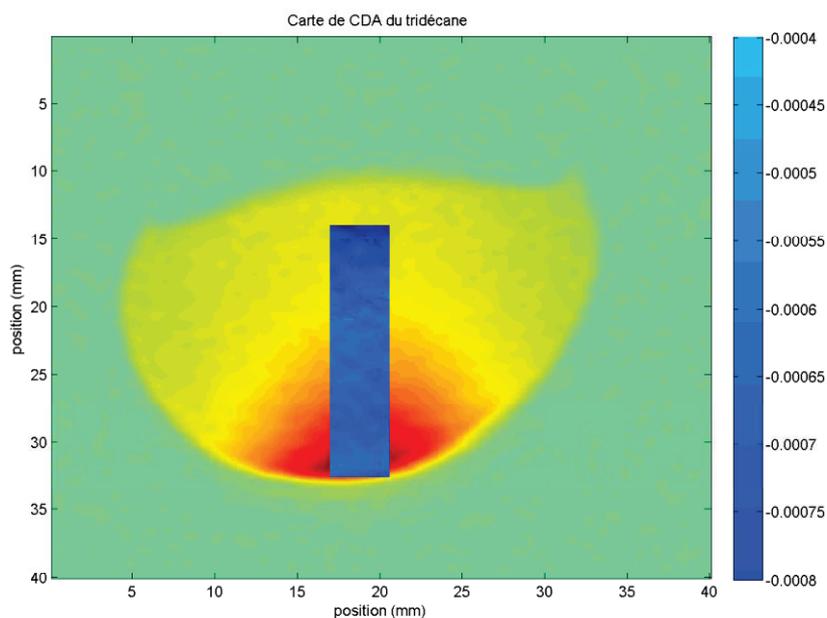


FIGURE V-2 : SUPERPOSITION D'UNE IMAGE PONDEREE EN DIFFUSION (B=0) ACQUISE AVEC LE CAPTEUR ENDOLUMINAL SUR UNE SOLUTION DE PENTADÉCANO ET, SUR LA REGION D'INTERET SELECTIONNEE, D'UNE CARTE DE CDA (RECTANGLE BLEU)

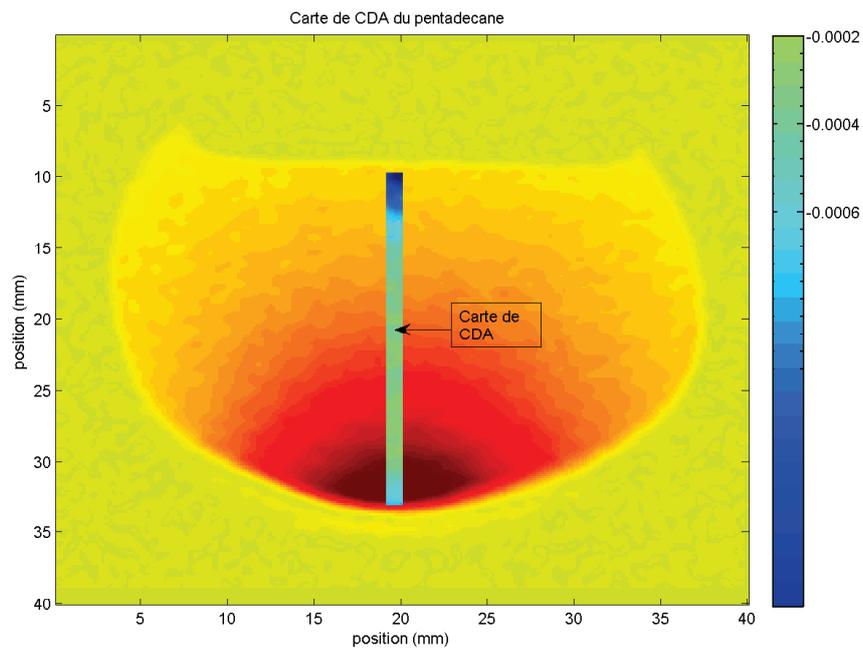


FIGURE V-3 : SUPERPOSITION D'UNE IMAGE PONDEREE EN DIFFUSION ($B=0$) ACQUISE AVEC LE CAPTEUR ENDOLUMINAL SUR UNE SOLUTION DE PENTADECANE ET, SUR LA REGION D'INTERET SELECTIONNEE, D'UNE CARTE DE CDA (RECTANGLE AU CENTRE DE L'IMAGE)

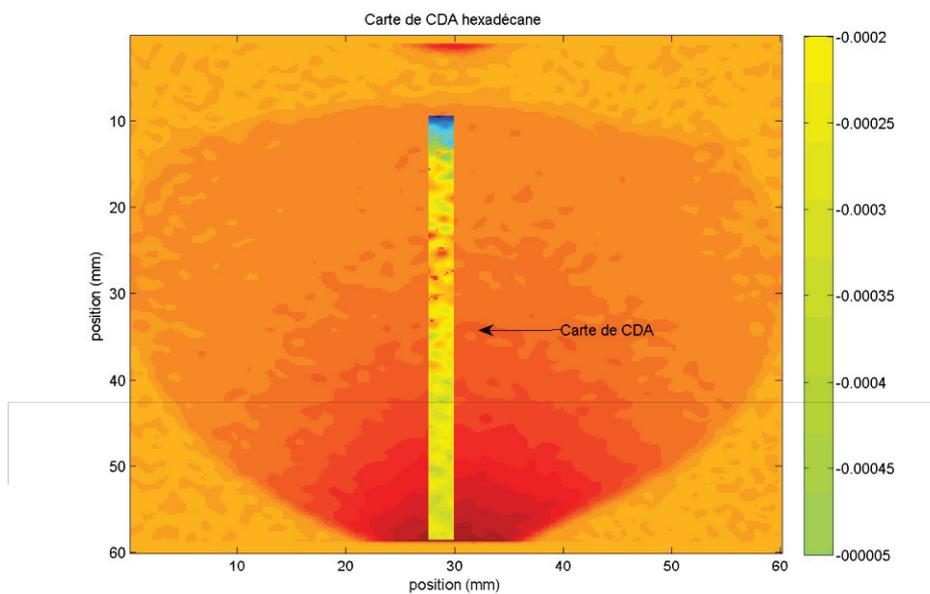


FIGURE V-4 : SUPERPOSITION D'UNE IMAGE PONDEREE EN DIFFUSION ($B=0$) ACQUISE AVEC LE CAPTEUR ENDOLUMINAL SUR UNE SOLUTION DE PENTADECANE ET, SUR LA REGION D'INTERET SELECTIONNEE, D'UNE CARTE DE CDA (RECTANGLE JAUNE)

1.4. DISCUSSION ET CONCLUSION

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

Les cartes de CDA acquises avec le capteur endoluminal, de sensibilité non uniforme, sont relativement uniformes excepté au niveau des bords des récipients où la diffusion est réduite par la paroi du récipient. Les résultats obtenus avec le capteur endoluminal mettent en évidence une reproductibilité des valeurs de CDA de 3.2% pour l'hexadécane, de 1.2% pour le pentadécane et de 2.3% pour le tridécane (les valeurs indiquées sont celles du coefficient de variation). Dans le but de discriminer les variations de signal liées à la séquence et à celles liées au capteur de réception nous avons montré que les cartes de CDA calculées à partir des images pondérées en diffusion acquises avec l'antenne torse 8 canaux montrent une reproductibilité similaire de 3.3%

Par conséquent, en dépit de son profil de sensibilité non uniforme, le capteur endoluminal permet de calculer des valeurs d'ADC qui sont cohérentes avec celles obtenues dans la littérature. Cependant, la reproductibilité de ces expériences est limitée. Les différences obtenues entre des mesures répétées ont été mises en évidence à la fois avec le capteur endoluminal et avec l'antenne torse 8 canaux donc les limites de reproductibilité sont liées à la séquence et non à un capteur de réception spécifique. Entre chaque répétition de la séquence et donc de la mesure de CDA, les paramètres d'homogénéisation du champ magnétique B_0 (gradients selon les directions X, Y, Z) n'ont pas été exactement identiques afin de faire correspondre cela à des conditions in vivo ou pour chaque patient les paramètres d'homogénéisation du champ magnétique B_0 seront différents. Ces différences peuvent impacter la séquence de diffusion qui est une séquence IRM dont il est connu qu'elle est sensible aux inhomogénéités de champ magnétique [121] et par conséquent expliquer les différences de CDA pour des mesures répétées réalisées sur le même fantôme et avec le même capteur de réception. En conclusion, le capteur de réception développé est apte à acquérir des images de diffusion IRM et ceci avec une reproductibilité identique à celle d'une antenne torse volumique de référence. Les séquences de types EPI étant également sensibles aux variations de susceptibilité magnétiques, les développements dans le chapitre 0 et principalement évalués pour la SRM seront également bénéfiques à la diffusion.

2. DEVELOPPEMENT ET CARACTERISATION D'UN CAPTEUR DOUBLE RESONANCE PROTON PHOSPHORE

À notre connaissance, aujourd'hui l'utilisation de capteurs double résonance proton/phosphore à 3T pour l'observation de la paroi digestive n'a jamais été explorée. La molécule d'Adénosine Tri Phosphate (ATP) joue un rôle crucial dans les mécanismes énergétiques et ces mécanismes énergétiques sont modifiés pour les cellules cancéreuses (c'est l'effet Warburg présenté plus haut.). Dans les muscles, et notamment dans la couche musculuse de la paroi digestive colorectale, l'ATP est

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

stockée sous forme de phosphocréatine pour servir de réserve d'énergie disponible à la demande. C'est pourquoi le développement d'un capteur endoluminal double résonance proton/phosphore semble prometteur, notamment pour une meilleure prédiction de l'évolution du cancer colorectal.

2.1. RESONANCE DU PROTON ET RESONANCE DU PHOSPHORE

L'IRM clinique concerne principalement la résonance magnétique du noyau de l'atome d'hydrogène ^1H du fait de son abondance dans le corps humain (~60% du corps humain est composé d'eau qui contient des molécules d'hydrogène).

Cependant d'autres noyaux, possédant un nombre impair de protons, possèdent donc un spin résultant non nul et peuvent donc être observés par résonance magnétique) en particulier le noyau de l'atome de phosphore ^{31}P . D'après la loi de Larmor la fréquence de résonance de ces deux noyaux dépend du rapport gyromagnétique, spécifique à chaque noyau (Tableau V-3).

Noyau	Nombre quantique de spin S	Rapport gyromagnétique (MHz /T)
^1H	$\frac{1}{2}$	42,57 (127,72 MHz à 3T)
^{31}P	$\frac{1}{2}$	17,24 (51,72 MHz à 3T)

TABEAU V-3: SPIN ET RAPPORT GYROMAGNETIQUE DES NOYAUX D'HYDROGENE ET DE PHOSPHORE

Par conséquent, pour pouvoir acquérir des images ou des spectres de résonance magnétique, il est nécessaire de concevoir un capteur de réception adapté possédant deux fréquences de résonance à 127.72 MHz (pour le noyau d'hydrogène) et à 51.72 MHz (pour le noyau de phosphore). D'un point de vue pratique, cela implique de réaliser un connecteur avec des préamplificateurs adaptés.

2.2. ETAT DE L'ART DES CAPTEURS A RESONANCE MULTIPLE

La conception des premiers capteurs à double résonance faisait appel à des lignes de transmission quart d'onde (dont la longueur égale à $\lambda/4$ induisait des propriétés de résonance spécifiques) ou bien à des lignes de transmission de longueur variable qui permettaient de déporter l'accord loin de l'échantillon à observer et d'ajuster aisément pour les différentes fréquences de résonance. Cependant, ces conceptions souffraient de pertes importantes à l'origine d'une forte diminution du facteur de qualité [122].

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

Dans des conceptions plus récentes, deux capteurs de réceptions sont conçus indépendamment, chaque capteur étant accordé et adapté à la fréquence de résonance [123]. Cette conception pose néanmoins plusieurs problèmes : deux capteurs de réception doivent être réalisés et ceci implique un encombrement supérieur et donc une plus grande invasivité de l'examen d'IRM pour le patient dans le cadre d'un examen endoluminal. De plus, d'un point de vue conception, cela implique une plus grande complexité avec la nécessité de découpler ces deux capteurs de réception à l'aide de circuits de découplage « blocking circuits »[124].

Une autre approche, appelé capteur multipôles, repose sur le fait qu'une seule boucle physique présente des résonances multiples. Pour concevoir un capteur endoluminal double résonance Proton / Phosphore ceci présente plusieurs avantages : il n'est plus nécessaire de découpler les boucles de réception hydrogène et phosphore puisqu'il n'existe physiquement qu'une seule boucle possédant deux fréquences de résonance. De plus, les modifications sur la géométrie du capteur endoluminal sont minimales et par conséquent son profil de sensibilité restera inchangé. C'est pour cette raison que, dans le temps imparti au projet, nous avons opté pour cette approche.

Enfin, le capteur double résonance Mode Commun Mode Différentiel (MCMD) repose sur le principe que deux modes de courants coexistent dans le câble : le courant de mode commun (MC) et le courant de mode différentiel (MC). Les champs électromagnétiques associées aux courants de mode commun et de mode différentiel sont orthogonaux l'un par rapport à l'autre et par conséquent sont intrinsèquement découplés. Chacun de ces modes peut être réglé indépendamment à une fréquence de résonance ce qui permet de réaliser un capteur à double résonance. Ce concept a été trouvé et validé en 2011 par une équipe de l'University of California, San Francisco (UCSF) [125] .

2.3. CAPTEUR MULTIPOLE DOUBLE RESONANCE PROTON (^1H) / PHOSPHORE (^{31}P)

2.3.1. ACCORD D'UN CIRCUIT DOUBLE RESONANCE

En pratique, pour concevoir un circuit multipôles double résonance proton / phosphore, nous devons partir du circuit d'accord et d'adaptation série et remplacer la capacité d'accord C_t par un système composé d'une inductance L_a en parallèle avec une capacité C_a , puis mettre en série une capacité C_b .

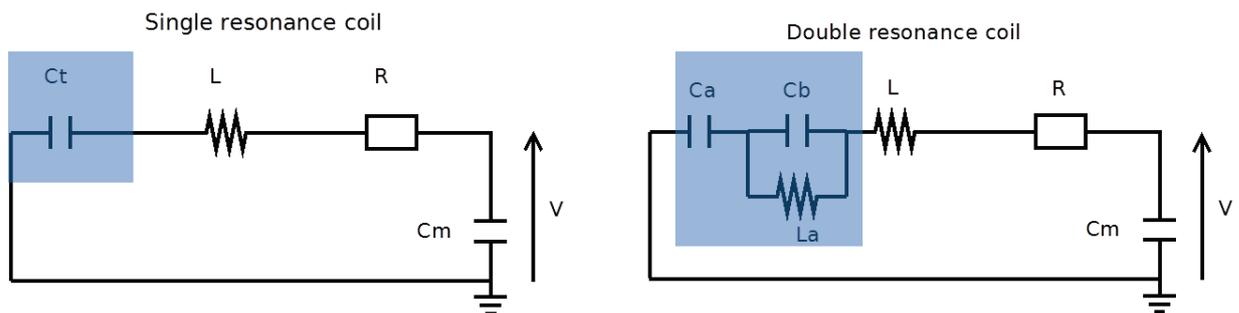


FIGURE V-5 : SCHEMA ELECTRONIQUE D'UN CAPTEUR SIMPLE RESONANCE (GAUCHE) ET DOUBLE RESONANCE (DROITE) EN BLEU LES COMPOSANTS PARTICIPANT A L'ACCORD

Les lois de Kirschoff permettent d'exprimer l'impédance de manière formelle par :

$$Z_{\text{DR}}(\omega) = R + j(L\omega - \frac{L_a\omega \frac{1}{C_a\omega}}{L_a\omega - \frac{1}{C_b\omega}}) \quad (5.2)$$

En exprimant la condition de résonance pour chacune de deux fréquences de résonance :

$$\begin{aligned} X_{\text{DR}}(\omega_1) &= X_{\text{DR}}(2\pi \times 51.72 \times 10^6) = 0 \\ X_{\text{DR}}(\omega_2) &= X_{\text{DR}}(2\pi \times 127.72 \times 10^6) = 0 \end{aligned} \quad (5.3)$$

Le capteur à double résonance proton/phosphore repose sur la même géométrie, par conséquent R et L sont identiques (la fréquence à une influence faible sur l'inductance [103]) à ceux obtenus pour le capteur simple résonance et sont donc connus. Une attention particulière doit être portée à la valeur d'inductance L_a qui amène des pertes résistives dans le capteur. Ces pertes peuvent être évaluées à partir de l'efficacité énergétique du capteur. L'efficacité énergétique de la puissance délivrée à l'inductance propre du capteur sur la puissance dissipée dans les composants participant à l'accord, en particulier l'inductance L_a . En supposant que les pertes résistives sont proportionnelles à l'inductance, l'efficacité des modes de résonance s'écrit [126]:

$$\begin{aligned}
 E_{\omega_{31P}} &= \sqrt{\frac{L}{L_a + L}} \\
 E_{\omega_{1H}} &= \sqrt{\frac{L_a}{L_a + L}}
 \end{aligned}
 \tag{5.4}$$

On remarque que la somme des carrés des efficacités énergétiques est égale à 1 donc on favorise toujours un mode de résonance au détriment de l'autre. L'abondance naturelle du phosphore étant moindre par rapport à celle du proton un bon point de départ est de prendre $L/L_a \sim 4$ soit $L_a = 45$ nH. Ceci implique une efficacité énergétique de 90% pour la fréquence de résonance noyau du phosphore et de 45% pour la fréquence de résonance du noyau d'hydrogène.

On se retrouve désormais avec un système de deux équations avec deux inconnues C_a et C_b (équation (5.3)), système qui peut être résolu de manière formelle sous Matlab R2012b (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, United States). On obtient : $C_a = 46$ pF et $C_b = 39$ pF (mettre figure résultante de la simulation).

Nous pouvons également déterminer les valeurs des composants C_a et C_b qui sont les capacités d'accord en utilisant le formalisme de la fonction de transfert issu de la théorie automatique. En automatique, les pôles désignent, par définition les valeurs singulières de la fonction de transfert. Par conséquent, p_1 et p_2 sont les pôles de la fonction de transfert. Il y a donc un unique pôle correspondant à une fréquence positive : p_1 .

2.3.2. L'ADAPTATION DU CIRCUIT DOUBLE RESONANCE

L'adaptation d'impédance est un problème classique de l'électronique, nous nous restreindrons à trois circuits d'adaptation d'impédance : circuit LC, circuit en T et circuit en Π . La difficulté est d'adapter l'impédance en introduisant le minimum de pertes dans le circuit.

Considérons une source d'impédance R_{in} , si une résistance R est placée en parallèle de R_{in} , alors l'impédance de sortie sera donnée par $R_{out} = \frac{R_{in} \times R}{R_{in} + R}$ (adaptation d'impédance par une résistance). Cette solution présente néanmoins un problème majeur : une grande partie de la puissance sera dissipée dans la résistance que nous avons ajoutée. (Figure V-6 a).

Considérons cette fois une capacité placée en parallèle de l'impédance d'entrée R_{in} , alors l'impédance de sortie sera donnée par $R_{out} = \frac{R_{in} \times (-jX_1)}{R_{in} - jX_1}$. Cependant, dans cette configuration, l'impédance de sortie possède une réactance non nulle (Figure V-6 b).

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

Si l'on place une inductance en série du montage précédent, dont la valeur est choisie pour annuler la réactance de la capacité précédente, alors il y a adaptation d'impédance (Figure V-6 c) et ceci sans pertes à la condition que la capacité et l'inductance soient des composants parfaits (adaptation d'impédance par réseau LC).

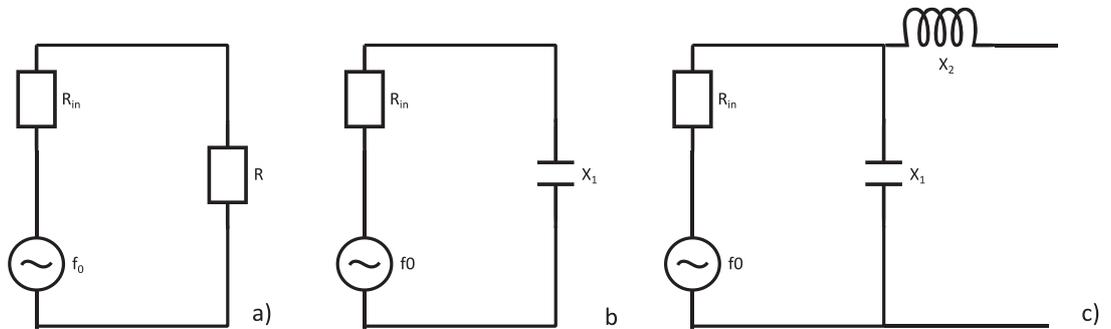


FIGURE V-6 : SCHEMA DES CIRCUITS D'ADAPTATION D'IMPEDANCE A) PAR AJOUT D'UNE RESISTANCE PARALLELE B) PAR AJOUT D'UNE CAPACITE PARALLELE C) PAR AJOUT D'UNE CAPACITE PARALLELE ASSOCIEE A UNE INDUCTANCE EN SERIE (ADAPTATION D'IMPEDANCE PAR CIRCUIT LC).

En écrivant les lois de Kirchhoff, on en déduit l'expression des réactances X_1 et X_2 :

$$X_1 = R_{in} \sqrt{\frac{R_{out}}{R_{in} - R_{out}}} \quad (5.5)$$

$$X_2 = \frac{R_{out} X_1}{R_{out}^2 + X_1^2}$$

On remarque que cette configuration permet d'adapter l'impédance si, et seulement si, $R_{in} > R_{out}$. Ce montage d'adaptation d'impédance (Figure V-6) permet donc de diminuer l'impédance. En anglais on parle d'adaptation d'impédance par circuit LC High-Low (pour signifier que l'impédance est diminuée).

Si l'inductance est placée en série, entre l'impédance d'entrée et la capacité parallèle, alors tout se passe comme si nous étions dans la configuration précédente, en ayant cependant inversé l'entrée et la sortie (Figure V-7)

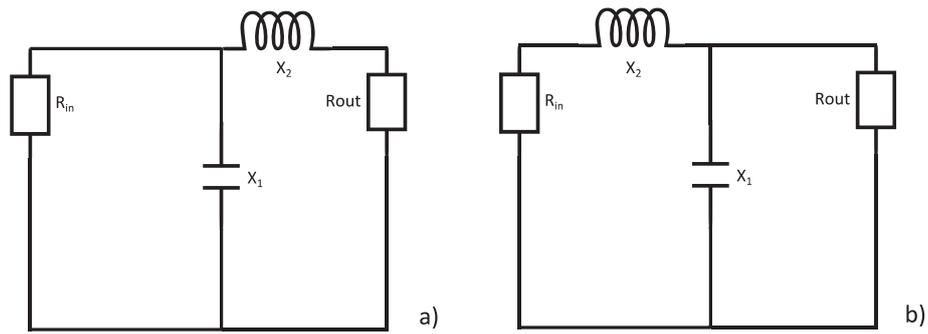


FIGURE V-7 : ADAPTATION D'IMPEDANCE PAR CIRCUIT LC HIGH LOW A) ET PAR CIRCUIT LC LOW HIGH B)

Par conséquent, en remplaçant R_{in} par R_{out} et réciproquement R_{out} par R_{in} on obtient aisément les expressions suivantes :

$$\begin{aligned}
 X_1 &= R_{in} \sqrt{\frac{R_{out}}{R_{in} - R_{out}}} \\
 X_2 &= \frac{R_{out} X_1}{R_{out}^2 + X_1^2}
 \end{aligned}
 \tag{5.6}$$

Les filtres en T et les filtres en Π peuvent être vus comme la composition de deux filtres LC (Figure V-8 et Figure V-9).

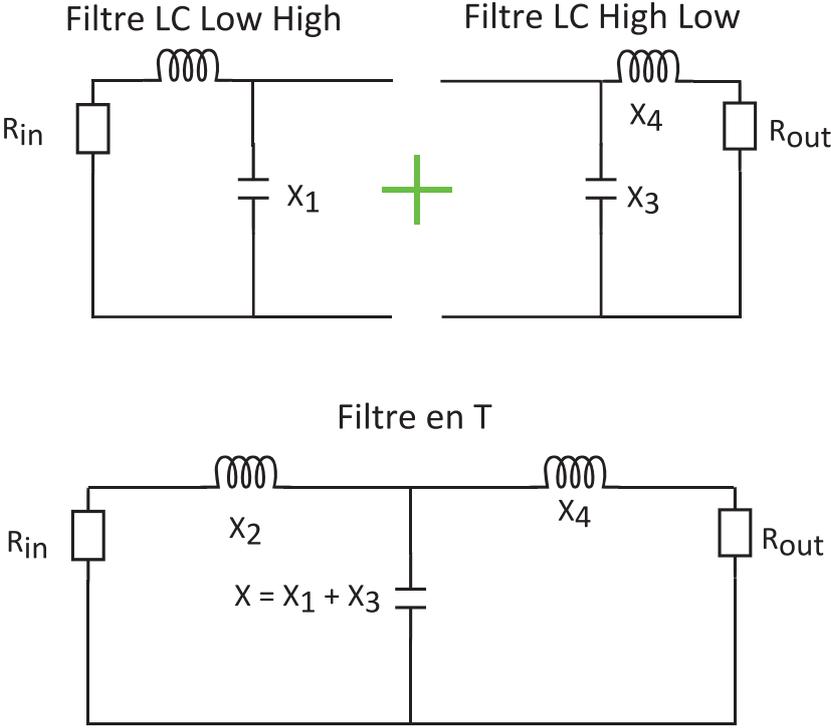


FIGURE V-8 : CONSTRUCTION D'UN FILTRE EN T A PARTIR DE DEUX FILTRES LC

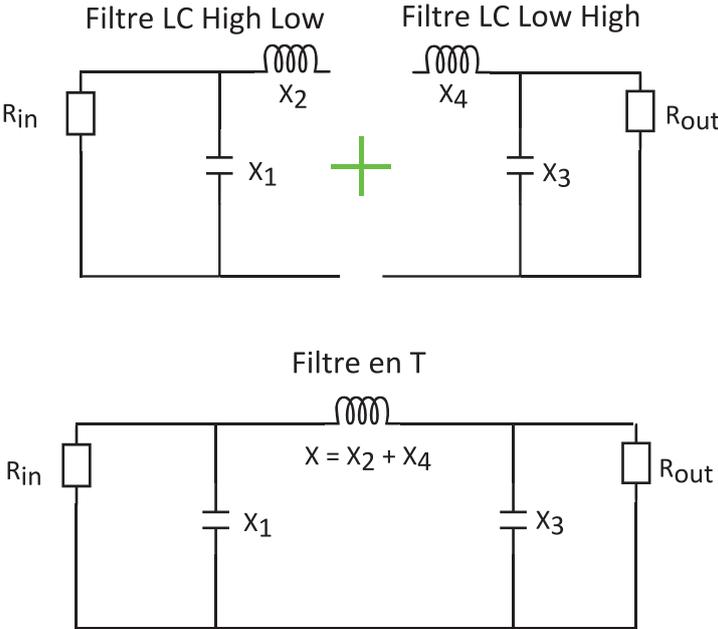


FIGURE V-9 : CONSTRUCTION D'UN FILTRE EN II A PARTIR DE DEUX FILTRES LC

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

D'autres configuration de filtres en T et en Pi existent (faisant appel à deux inductances et une capacité ou réciproquement une capacité et deux inductances) pour les configurations présentées nous pouvons aisément déduire les réactances voulues pour adapter l'impédance. Néanmoins, dans la littérature la formulation générale des impédances de chacun des trois composants intervenant dans un filtre T et Pi ont été données par les formules (Figure V-10).

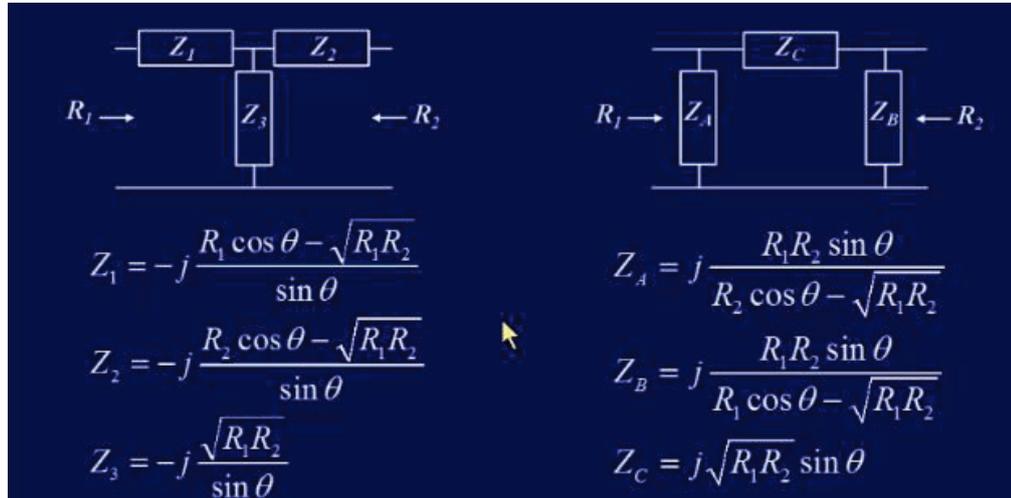


FIGURE V-10 : FORMULES PERMETTANT DE CALCULER LES IMPEDANCES DANS LE CAS DE FILTRE T (GAUCHE) ET DE FILTRES PI (DROITE)[127]

Par conséquent, un filtre en T ou en Pi permet non seulement d'adapter l'impédance mais également d'introduire un déphasage sur le signal transmis par la ligne[127][103][128]. Dans le cas particulier d'un déphasage de 90°, les formules peuvent être simplifiées ainsi :

$$\begin{aligned}
 Z_1 &= j\sqrt{R_1 R_2} \\
 Z_2 &= j\sqrt{R_1 R_2} \\
 Z_3 &= -j\sqrt{R_1 R_2}
 \end{aligned}
 \tag{5.7}$$

$$\begin{aligned}
 Z_A &= -j\sqrt{R_1 R_2} \\
 Z_B &= -j\sqrt{R_1 R_2} \\
 Z_C &= j\sqrt{R_1 R_2}
 \end{aligned}
 \tag{5.8}$$

Le capteur endoluminal que nous développons possède un unique canal de réception, par conséquent la phase n'a pas d'importance et nous pouvons employer les formules simplifiées dans le cas particulier d'un déphasage de 90° (eq (5.7) et eq (5.8)). En implémentant ces formules dans une routine Matlab R2012b (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, United States) nous pouvons en déduire les valeurs nécessaires des composants (capacités et inductances) pour réaliser une

adaptation d'impédance à une fréquence donnée (soit à $f_{1H} = 127,7$ MHz soit à $f_{31P} = 51,72$ MHz). Le capteur double résonance associé à différents réseaux d'adaptation d'impédance (en T, en Π et LC) a ensuite fait l'objet de simulation sous QUCS (Quite Universal Circuit Simulator).

2.3.3. SIMULATION SOUS QUCS

Trois simulations ont été réalisées afin de comparer l'efficacité des trois circuits d'adaptation d'impédance en association avec le circuit d'accord et d'adaptation série modifié pour la double résonance. Ainsi le circuit d'adaptation d'impédance en T, en Π et LC low-high sont comparés afin de déterminer quelle configuration permet l'adaptation la meilleure. (Figure V-11).

- Filtre en Π

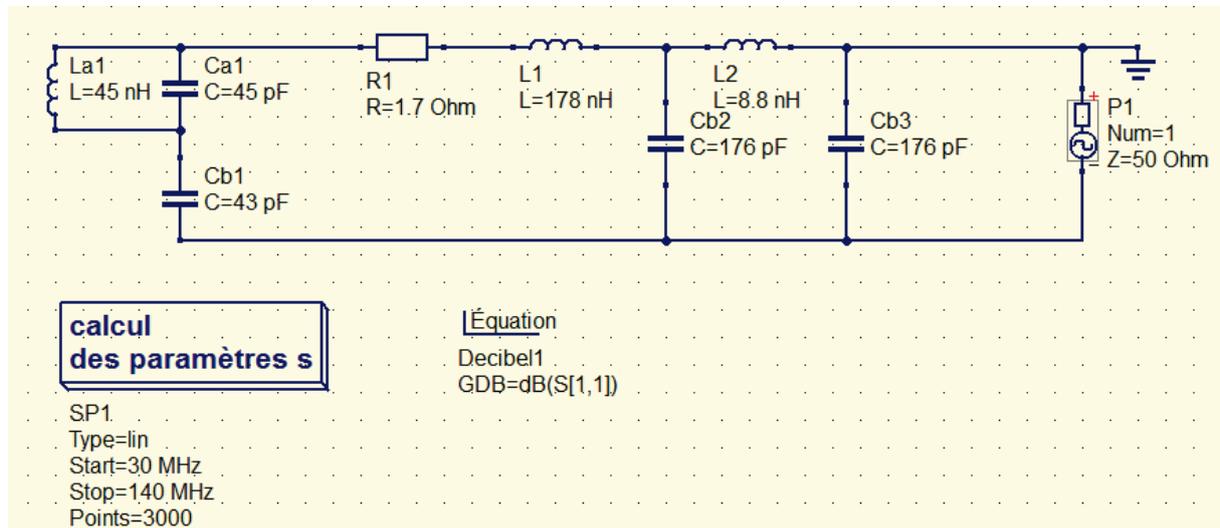


FIGURE V-11 : SIMULATION D'UN CIRCUIT DOUBLE RÉSONANCE AVEC ADAPTATION D'IMPÉDANCE PAR FILTRE EN Π .

Les résultats obtenus mettent en évidence deux modes de résonances, pour lesquels le coefficient de réflexion est fortement atténué : -43 dB à 51.8 MHz et -12 dB à 127.8 MHz (Figure V-12).

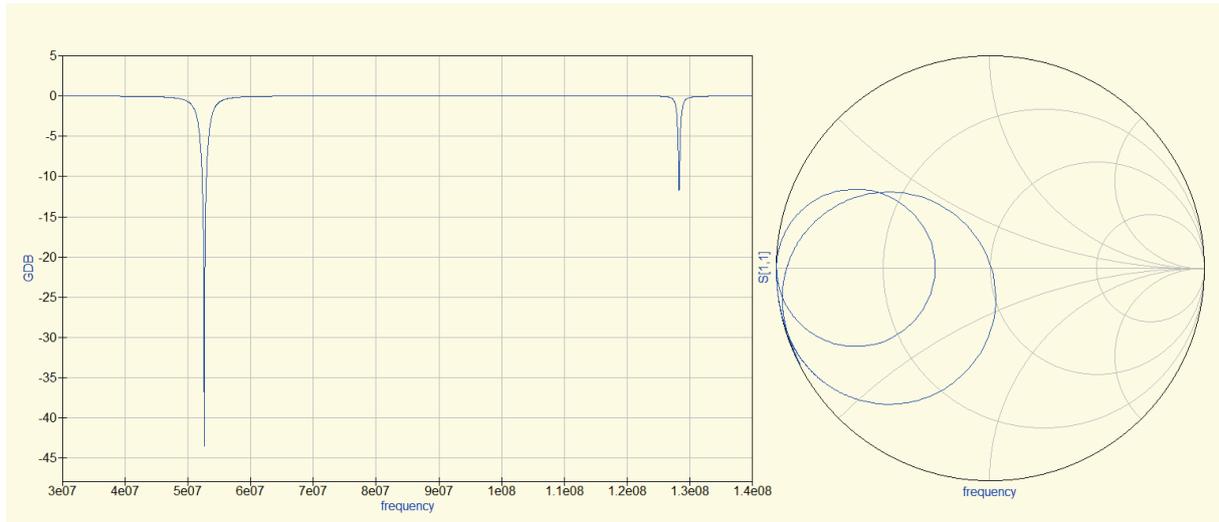


FIGURE V-12 : ATTENUATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S11 EN DB (GAUCHE) ET DIAGRAMME DE SMITH (DROITE) DU CIRCUIT DU CAPTEUR DOUBLE RESONANCE PRESENTE EN FIGURE V-11

- Filtre en T

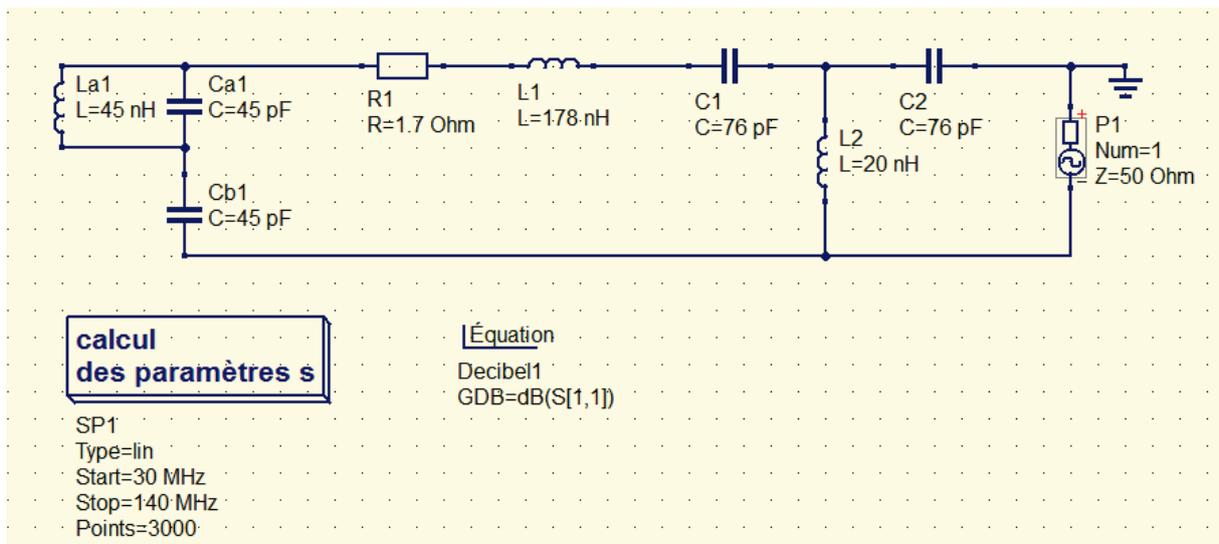


FIGURE V-13 : SIMULATION D'UN CIRCUIT DOUBLE RESONANCE AVEC ADAPTATION D'IMPEDANCE PAR FILTRE EN T.

Les résultats obtenus mettent en évidence deux modes de résonances, pour lesquels le coefficient de réflexion est fortement atténué : -9 dB à 51.8 MHz et -6dB à 127.8 MHz (Figure V-14).

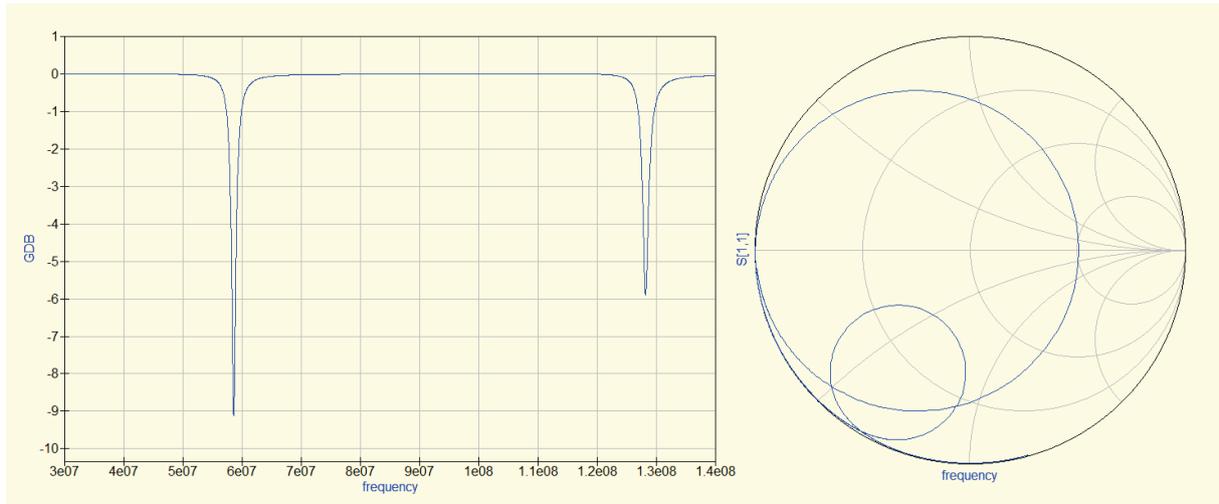


FIGURE V-14 : ATTENUATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S11 EN DB (GAUCHE) ET DIAGRAMME DE SMITH (DROITE) DU CIRCUIT DU CAPTEUR DOUBLE RESONANCE PRESENTE EN FIGURE V-13.

- Filtre LC Low High

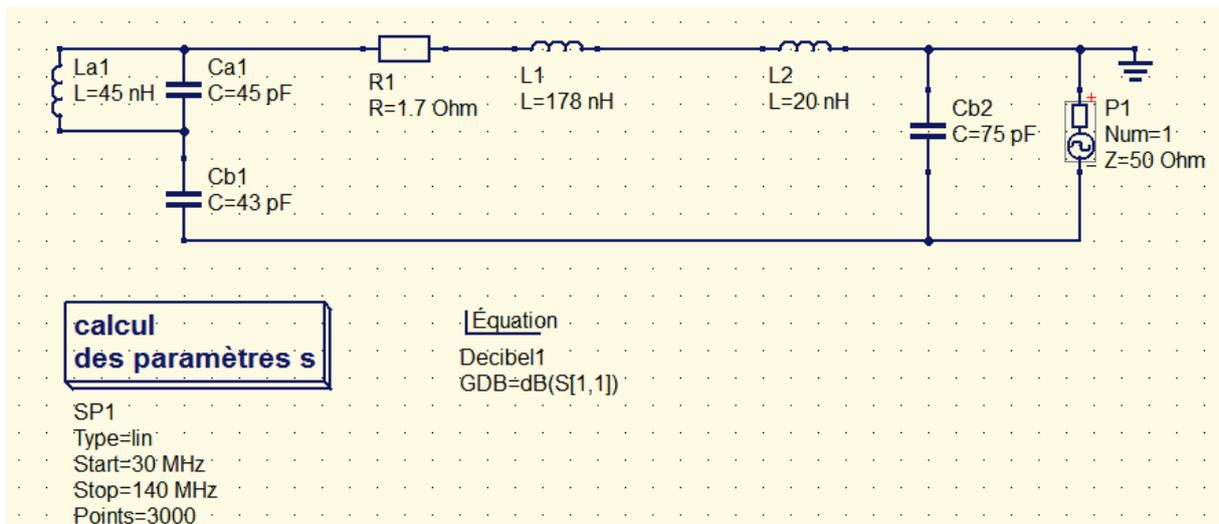


FIGURE V-15 : SIMULATION D'UN CIRCUIT DOUBLE RESONANCE AVEC ADAPTATION D'IMPEDANCE PAR FILTRE LC LOW HIGH.

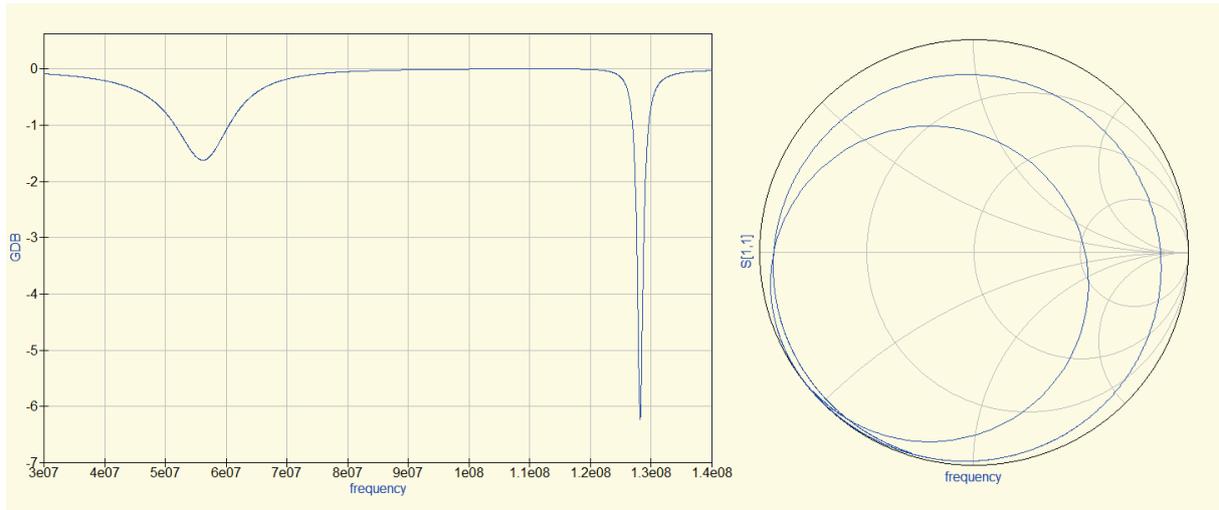


FIGURE V-16 : ATTENUATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION S_{11} EN DB (GAUCHE) ET DIAGRAMME DE SMITH (DROITE) DU CIRCUIT DU CAPTEUR DOUBLE RESONANCE PRESENTE EN FIGURE V-15.

En conclusion, l'adaptation d'impédance par filtre en Π est la plus efficace pour notre capteur endoluminal du point de vue de l'impédance et que ce soit à la fréquence de résonance des noyaux de phosphore où à celle des noyaux d'hydrogène. Nous avons donc opté pour ce montage.

2.4. VALIDATION SUR BANC DE TEST

Un prototype de capteur double résonance proton/phosphore a été réalisé sur la base du capteur endoluminal précédent (Figure V-17).



FIGURE V-17 : PROTOTYPE DE CAPTEUR ENDOLUMINAL A DOUBLE RESONANCE PROTON ET PHOSPHORE

Chapitre 5 : L'apport d'un capteur endoluminal pour l'acquisition d'autres techniques (IRM de diffusion et SRM du phosphore)

La mesure du facteur de qualité permet d'obtenir les résultats suivants ; à la fréquence de résonance du phosphore le facteur de qualité est de 81, à la fréquence de résonance du proton le facteur de qualité est de 60.

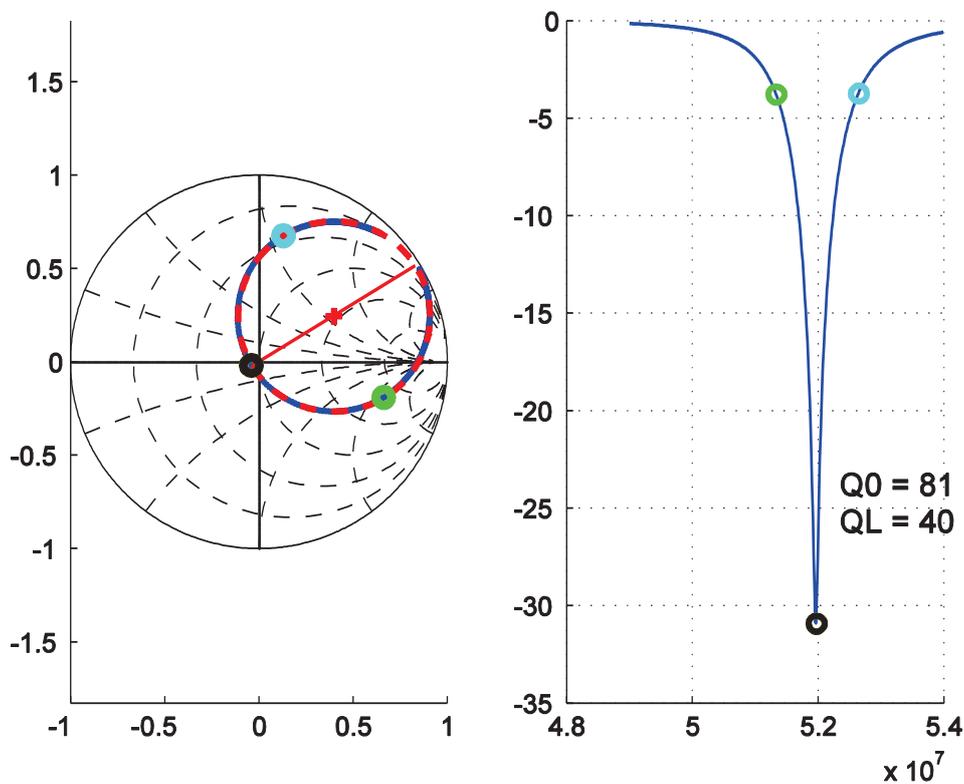


FIGURE V-18 : FACTEUR DE QUALITE DU CAPTEUR DOUBLE RESONANCE PROTON / PHOSPHORE, FACTEUR DE QUALITE A 51,72 MHZ FREQUENCE DE RESONANCE DU PHOSPHORE A 3T

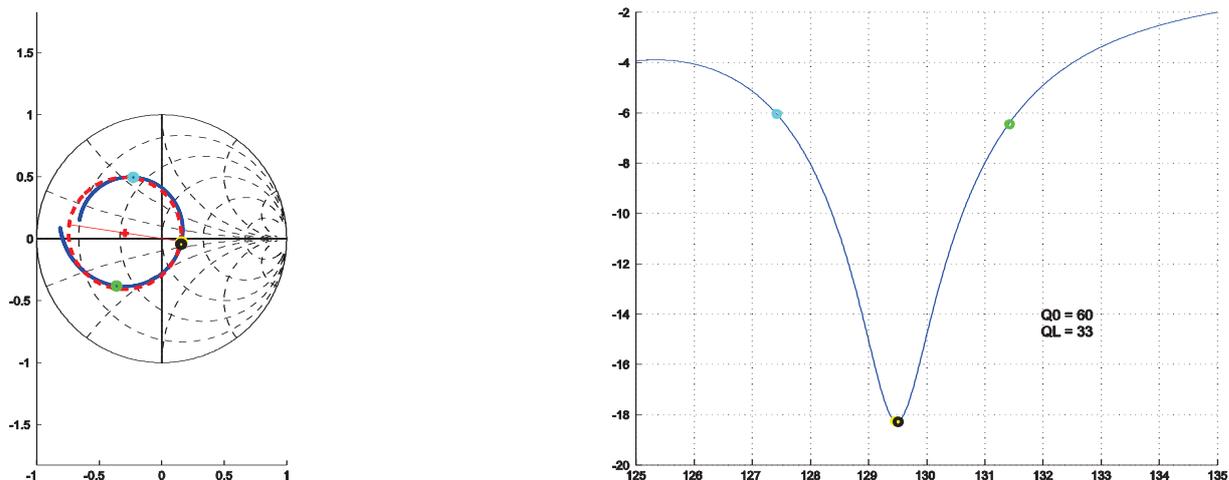


FIGURE V-19/ FACTEUR DE QUALITE DU CAPTEUR DOUBLE RESONANCE PROTON / PHOSPHORE, FACTEUR DE QUALITE A 127,72 MHZ FREQUENCE DE RESONANCE DU PROTON A 3T

En conclusion, nous avons développé un capteur endoluminal double boucle, à compensation de susceptibilité magnétique et à double résonance proton/ phosphore. Ce capteur nécessite une validation ultérieure par des expériences sur fantôme.

VI. CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Conformément aux objectifs fixés en début de thèse, nous avons développé un capteur endoluminal à 3T sur la base du prototype existant. Ce capteur a conservé des dimensions restreintes (6mm de diamètre et 6 cm de longueur) qui présente donc un caractère invasif minimal, en particulier par rapport aux capteurs endoluminaux utilisés en clinique dont les diamètres sont de l'ordre de 15-20 mm selon les constructeurs. Le RSB de ce capteur endoluminal a été estimé et confronté à celui d'un capteur externe 32 canaux de référence afin de déterminer la région pour laquelle le capteur endoluminal permet des performances supérieures. Les résultats montrent que cette zone se situe dans un rayon de 3,5 cm autour du capteur endoluminal. Enfin l'uniformité en sensibilité de ce capteur endoluminal a été optimisée en employant une architecture double boucle dont la validité à 3T a été vérifiée par des simulations et sur fantômes, confirmant ainsi les résultats précédemment obtenus à 1,5T.

Nous avons également assemblé et configuré un connecteur dédié permettant ainsi la réception parallèle et simultanée du signal de résonance du proton avec le capteur endoluminal et un capteur externe torse 32 canaux de référence. Ceci permet d'espérer obtenir des images avec des résolutions et des champs de vue complémentaires pour la clinique. La réalisation de ce connecteur ainsi que d'un autre connecteur permettant l'émission et la réception proton/phosphore est le fruit d'un séjour au centre de recherche General Electric Healthcare basé à Aurora (Ohio, USA) où j'ai pu bénéficier du support et de l'expertise de l'équipe dirigée par le Dr Fraser Robb.

Nous avons vérifié la faisabilité d'acquisition d'images de diffusion et de cartes d'ADC fiables avec un capteur endoluminal dont la sensibilité est pourtant inhomogène. Ainsi nous avons confronté les résultats obtenus à ceux donnés dans la littérature et obtenus avec un autre capteur externe 32 canaux, en appliquant les mêmes séquences et le même post traitement que pour le capteur endoluminal.

Nous avons enfin adapté la conception du capteur endoluminal, employant un matériau de compensation de susceptibilité magnétique, ce qui a permis d'acquérir des spectres localisés protons aux largeurs de raies restreintes et avec un RSB suffisant, ceci pour un voxel de volume restreint ($4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$). Ceci a été validé par des mesures sur fantôme et le capteur endoluminal à compensation de susceptibilité magnétique a été confronté au capteur endoluminal original de référence.

Conclusion générale et perspectives

Enfin, nous avons développé et testé dans des conditions les plus défavorables la sécurité du dispositif composé d'un capteur endoluminal et du câble de réception et du connecteur en développant et en intégrant des trappes RF dans le câble de réception. Des mesures de températures ont été réalisées et des estimations de DAS également et toutes les mesures répétées confirment que l'inclusion de 5 trappes RF permettent d'assurer la sécurité du patient du point de vue de l'échauffement RF, tel qu'il est défini par la norme IEC-60601 (un échauffement inférieur à 1°C). Les estimations de DAS, réalisées à partir des mesures expérimentales de température ont montré un DAS de 5W/kg, là encore inférieur aux limites fixées par la norme. L'impact de ces trappes RF sur le facteur de qualité est limité mais induit tout de même une diminution du facteur de qualité de l'ordre de 4 à 10%. Nous avons développé des trappes aux dimensions restreintes (7 mm de diamètre), permettant ainsi d'envisager l'insertion du capteur endoluminal et du câble de réception muni de trappes RF dans le tube digestif du patient.

Selon mon opinion, le capteur endoluminal permet d'ouvrir des perspectives pour le bilan d'extension du cancer colorectal et la différenciation des pathologies digestives. L'emploi d'un capteur endoluminal pourrait permettre l'acquisition de spectres *in vivo* dans la paroi colorectale, ceci reste inaccessible pour des données acquises par des capteurs multicanaux externes 3T et à 1,5T. D'un point de vue clinique, ceci peut permettre d'espérer une stadification plus fine des cancers colorectaux en particulier pour les premiers stades du cancer colorectal. C'est une perspective intéressante au sens où l'acquisition de spectres *in vivo* dans la paroi colorectale est inédite. La confirmation par des expériences *in vivo* et la confrontation à des données issues de prélèvement biopsique est une étape indispensable et intéressante qui permettra de décider ou non si l'apport de performances se traduit par une augmentation significative de la spécificité et sensibilité.

Du point de vue instrumental, nous avons développé un matériel spécifique : un connecteur double résonance proton/ phosphore a été assemblé et ses performances d'amplification ont été mesurées et un capteur à double résonance proton/phosphore a été développé et testé sur banc de test. La spectroscopie du phosphore (^{31}P) apporte des informations intéressantes et complémentaires à la spectroscopie proton et en particulier concernant le métabolisme énergétique et le pH intracellulaire [129]. Les principales modifications observées dans les tumeurs sont une élévation de la concentration de la phosphorylcholine (PCho) et de la phosphoethanolamine (PEth). Ainsi la prochaine étape consistera à valider ce capteur à double résonance sur l'imageur 3T par des acquisitions de spectre localisé du phosphore sur fantôme et à plus long terme, par des expériences *in vivo*.

Pour conclure, ces travaux ouvrent une perspective intéressante ce qui concerne le développement d'un capteur endoluminal dédié à l'exploration par SRM proton et phosphore de la

Conclusion générale et perspectives

paroi colorectale. Perspectives qui devront nécessairement passer par des validations sur fantôme mais surtout par des expériences *in vivo* chez l'animal ou chez l'homme.

REFERENCES

- [1] F. Pilleul, “Imagerie RMN Endoluminale de la paroi digestive du développement de l’instrument à son application in vivo,” 2005.
- [2] J. C. Alain Bouchet, *Anatomie topographique 13/L’abdomen*, Simep Edit. 1974.
- [3] J.-M. Chevallier, *Anatomie: Le tronc*. Flammarion Médecine-Sciences, 1998, p. 468.
- [4] “Archive Larousse: Larousse Médical - côlon,” *Larousse Médical*. 2006.
- [5] “Anatomie et physiologie du côlon et du rectum,” *Société Canadienne du Cancer*. [Online]. Available: <http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/cancer-type/colorectal/anatomy-and-physiology/?region=qc>. [Accessed: 19-Jun-2014].
- [6] M. Catala, J.-M. André, G. Katsanis, J. Poirier, and Université Pierre et Marie Curie, “Histologie: organes, systèmes et appareils,” 2008. [Online]. Available: <http://www.chups.jussieu.fr/polys/histo/histoP2/histoP2.pdf>.
- [7] “Atlas d’Histologie humaine et animale.” [Online]. Available: <http://webapps.fundp.ac.be/umdb/histohuma/histohuma/index.php?go=img&chap=69&pos=14&dsc=1>. [Accessed: 06-Apr-2014].
- [8] Inserm, “Cancers, les mécanismes.” [Online]. Available: <http://www.inserm.fr/thematiques/cancer/dossiers/cancers-les-mecanismes>. [Accessed: 06-Apr-2014].
- [9] O. Spatzierer, “Thérapie par polytlectomie.” [Online]. Available: <http://www.gastroenterologie-paris.com/page-Polypectomie-18.html>.
- [10] C. des U. en H.-G.-E. (CDU-HGE), “Item 148 : Tumeurs du côlon et du rectum,” 2009. [Online]. Available: http://umvf.univ-nantes.fr/hepato-gastroenterologie/enseignement/item148/site/html/2_2.html.
- [11] INca, “Les données - Institut National Du cancer,” *collection Guides de références Cancer info*. [Online]. Available: <http://lesdonnees.e-cancer.fr/les-fiches-de-synthese/1-types-cancer/11-cancer-colorectal/43-epidemiologie-du-cancer-colorectal-en-france-metropolitaine-incidence.html>. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [12] S. F. d’Endoscopie Digestive, S. N. F. de Gastro-Entérologie, and S. N. F. de Colo-Proctologie, “Informations médicales avant réalisation d’une coloscopie,” 2009. [Online]. Available: <http://www.sfed.org/Examens-Endoscopiques/Les-examens-endoscopiques.html>.
- [13] M. E. Brezinski, G. J. Tearney, B. E. Bouma, J. A. Izatt, M. R. Hee, E. A. Swanson, J. F. Southern, and J. G. Fujimoto, “Optical coherence tomography for optical biopsy. Properties and demonstration of vascular pathology.,” *Circulation*, vol. 93, no. 6, pp. 1206–13, Mar. 1996.

- [14] J. G. Fujimoto, C. Pitris, S. A. Boppart, and M. E. Brezinski, “Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy.,” *Neoplasia*, vol. 2, no. 1–2, pp. 9–25.
- [15] C. C. Compton, D. R. Byrd, J. Garcia-Aguilar, S. H. Kurtzman, A. Olawaiye, and M. K. Washington, *AJCC Cancer Staging Atlas: A Companion to the Seventh Editions of the AJCC Cancer Staging Manual and Handbook*. Springer, 2012.
- [16] “Colorectal cancer staging / Radiological classifications commonly used on medical imaging / Radiology / Channels / e-Cases / IMAIOS - IMAIOS.” [Online]. Available: <http://www.imaios.com/e-Cases/Channels/Radiology/Classifications/Colorectal-cancer-staging>. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [17] E. Rullier, Q. Denost, V. Vendrely, A. Rullier, and C. Laurent, “Low rectal cancer: classification and standardization of surgery.,” *Dis. Colon Rectum*, vol. 56, no. 5, pp. 560–7, May 2013.
- [18] INCa, “Les traitements du cancer du rectum.” collection Guides de références Cancer info, 2008.
- [19] J. B. O’Connell, M. A. Maggard, and C. Y. Ko, “Colon cancer survival rates with the new American Joint Committee on Cancer sixth edition staging.,” *J. Natl. Cancer Inst.*, vol. 96, no. 19, pp. 1420–5, Oct. 2004.
- [20] L. G. van Rossum, A. F. van Rijn, R. J. Laheij, M. G. van Oijen, P. Fockens, H. H. van Krieken, A. L. Verbeek, J. B. Jansen, and E. Dekker, “Random comparison of guaiac and immunochemical fecal occult blood tests for colorectal cancer in a screening population.,” *Gastroenterology*, vol. 135, no. 1, pp. 82–90, Jul. 2008.
- [21] INCa, “Programme national de dépistage organisé du cancer colorectal - Synthèse relative aux modalités de migration vers l’utilisation des tests immunologiques de dépistage.” Boulogne-Billancourt.
- [22] HAS - Haute Autorité de Santé, “Haute Autorité de Santé - ALD n° 24 - Maladie de Crohn.” [Online]. Available: http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_671094/fr/ald-n-24-maladie-de-crohn. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [23] “NIH state-of-the-science conference statement on prevention of fecal and urinary incontinence in adults.,” *NIH Consens. State. Sci. Statements*, vol. 24, no. 1, pp. 1–37, 2007.
- [24] M. H. Fuchsjäger and A. G. Maier, “Imaging fecal incontinence,” *Eur. J. Radiol.*, vol. 47, no. 2, pp. 108–116, 2003.
- [25] E. Rociu, J. Stoker, M. J. Eijkemans, W. R. Schouten, and J. S. Laméris, “Fecal incontinence: endoanal US versus endoanal MR imaging.,” *Radiology*, vol. 212, no. 2, pp. 453–8, Aug. 1999.
- [26] M. Rivoire, M. Malerba, and A. Gandini, “Rectal cancer margin,” *Bull. Cancer*, vol. 95, no. 12, pp. 1177–81, Dec. 2008.

- [27] C. Beaumont, T. Pandey, R. Gaines Fricke, J. Laryea, and K. Jambhekar, “MR Evaluation of Rectal Cancer: Current Concepts,” *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 42, no. 3, pp. 99–112, May 2013.
- [28] N. J. Serkova and M. S. Brown, “Quantitative analysis in magnetic resonance spectroscopy: from metabolic profiling to in vivo biomarkers,” *Bioanalysis*, vol. 4, no. 3, pp. 321–341, Feb. 2012.
- [29] F. Pilleul, M. Penigaud, L. Milot, J.-C. Saurin, J.-A. Chayvialle, and P.-J. Valette, “Possible small-bowel neoplasms: contrast-enhanced and water-enhanced multidetector CT enteroclysis.,” *Radiology*, vol. 241, no. 3, pp. 796–801, Dec. 2006.
- [30] A. Filippone, R. Ambrosini, M. Fuschi, T. Marinelli, D. Genovesi, and L. Bonomo, “Preoperative T and N staging of colorectal cancer: accuracy of contrast-enhanced multi-detector row CT colonography--initial experience.,” *Radiology*, vol. 231, no. 1, pp. 83–90, Apr. 2004.
- [31] S. Roach, P. Hulse, and F. Moulding, “Magnetic resonance imaging of anal cancer,” *Clin. Radiol.*, 2005.
- [32] P. Taflampas, M. Christodoulakis, E. de Bree, J. Melissas, and D. D. A. Tsiftsis, “Preoperative decision making for rectal cancer,” *Am. J. Surg.*, vol. 200, no. 3, pp. 426–432, Sep. 2010.
- [33] G. Mezzi, P. G. Arcidiacono, S. Carrara, F. Perri, M. C. Petrone, F. De Cobelli, S. Gusmini, C. Staudacher, A. Del Maschio, and P. A. Testoni, “Endoscopic ultrasound and magnetic resonance imaging for re-staging rectal cancer after radiotherapy.,” *World J Gastroenterol*, vol. 15, no. 44, pp. 5563–5567, Nov. 2009.
- [34] I. S. Avenir, “L'accès à l'IRM en France,” 2013. [Online]. Available: http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2013/20131210-163811-165/src/htm_fullText/fr/ISA_IRM_MHC_DER.pdf.
- [35] R. L. Wahl, H. Jacene, Y. Kasamon, and M. A. Lodge, “From RECIST to PERCIST: Evolving Considerations for PET response criteria in solid tumors.,” *J. Nucl. Med.*, vol. 50 Suppl 1, p. 122S–50S, 2009.
- [36] F. P. Esteves, D. M. Schuster, and R. K. Halkar, “Gastrointestinal tract malignancies and positron emission tomography: an overview.,” *Semin. Nucl. Med.*, vol. 36, no. 2, pp. 169–81, Apr. 2006.
- [37] A. J. V. J. S. D. S. L. E. P. W. H. R. H. Strang, E. P. Widmaier, H. Raff, and K. T. Strang, *Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*, vol. 2002. McGraw-Hill Higher Education, 2002, p. 825.
- [38] M. G. Vander Heiden, L. C. Cantley, and C. B. Thompson, “Understanding the Warburg effect: the metabolic requirements of cell proliferation.,” *Science*, vol. 324, no. 5930, pp. 1029–33, May 2009.

- [39] S. Hu, A. Balakrishnan, R. A. Bok, B. Anderton, P. E. Z. Larson, S. J. Nelson, J. Kurhanewicz, D. B. Vigneron, and A. Goga, “¹³C-pyruvate imaging reveals alterations in glycolysis that precede c-Myc-induced tumor formation and regression,” *Cell Metab.*, vol. 14, no. 1, pp. 131–42, Jul. 2011.
- [40] T. Ichikawa, S. M. Erturk, U. Motosugi, H. Sou, H. Iino, T. Araki, and H. Fujii, “High-B-value diffusion-weighted MRI in colorectal cancer,” *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 187, pp. 181–184, 2006.
- [41] D. A. Torigian, S. S. Huang, M. Houseni, and A. Alavi, “Functional Imaging of Cancer with Emphasis on Molecular Techniques,” *CA. Cancer J. Clin.*, vol. 57, no. 4, pp. 206–224, Jul. 2007.
- [42] R. Alonzi and P. Hoskin, “Functional Imaging in Clinical Oncology: Magnetic Resonance Imaging- and Computerised Tomography-based Techniques,” *Clinical Oncology*, vol. 18, pp. 555–570, 2006.
- [43] V. Goh, A. R. Padhani, and S. Rasheed, “Functional imaging of colorectal cancer angiogenesis,” *Lancet Oncol.*, vol. 8, pp. 245–255, 2007.
- [44] P. S. Tofts and A. G. Kermode, “Measurement of the blood-brain barrier permeability and leakage space using dynamic MR imaging. 1. Fundamental concepts,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 17, no. 2, pp. 357–67, Feb. 1991.
- [45] L. Huwart, N. Michoux, and B. E. Van Beers, “Imagerie par résonance magnétique de l’angiogénèse tumorale,” *J. Radiol.*, vol. 88, no. 3, pp. 331–338, Mar. 2007.
- [46] T. Jeswani and A. R. Padhani, “Imaging tumour angiogenesis,” *Cancer Imaging*, vol. 5, pp. 131–138, 2005.
- [47] G. C. Hurst, J. Hua, J. L. Duerk, and A. M. Cohen, “Intravascular (catheter) NMR receiver probe: preliminary design analysis and application to canine iliofemoral imaging,” *Magn Reson Med*, vol. 24, no. 2, pp. 343–357, Apr. 1992.
- [48] D. Gilderdale and G. Coutts, “Design and use of internal receiver coils for magnetic resonance imaging,” *Br. J. ...*, vol. 72, no. 864, pp. 1141–1151, Dec. 1999.
- [49] T. Heye, C. Kuntz, M. Düx, J. Encke, M. Palmowski, F. Autschbach, F. Volke, G. W. Kauffmann, and L. Grenacher, “New coil concept for endoluminal MR imaging: initial results in staging of gastric carcinoma in correlation with histopathology,” *Eur Radiol*, vol. 16, no. 11, pp. 2401–2409, Nov. 2006.
- [50] O. Beuf, F. Pilleul, M. Armenean, G. Hadour, and H. Saint-Jalmes, “In vivo colon wall imaging using endoluminal coils: feasibility study on rabbits,” *J Magn Reson Imaging*, vol. 20, no. 1, pp. 90–96, Jul. 2004.
- [51] H. Yoshinaka, Y. Morita, Y. Matsuoka, D. Obata, S. Fujiwara, R. Chinzei, M. Sugimoto, T. Sanuki, M. Yoshida, H. Inokuchi, E. Kumamoto, K. Kuroda, T. Azuma, and H. Kutsumi, “Endoluminal MR imaging of porcine gastric structure in vivo,” *J Gastroenterol*, vol. 45, no. 6, pp. 600–607, Jun. 2010.

- [52] S. Kramer, M. Palmowski, S. Macher-Göppinger, M. Müller, F. Volke, M. Düx, H.-U. Kauczor, and L. Grenacher, “[High-resolution imaging of the layers of the gastrointestinal wall of pig and human specimens using an endoluminal MR receiver coil: correlation to histology],” *RöFo Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Röntgenstrahlen Und Der Nukl.*, vol. 181, no. 11, pp. 1073–1080, Nov. 2009.
- [53] Y. Morita, H. Kutsumi, H. Yoshinaka, Y. Matsuoka, K. Kuroda, M. Gotanda, N. Sekino, E. Kumamoto, M. Yoshida, H. Inokuchi, and T. Azuma, “Newly developed surface coil for endoluminal MRI, depiction of pig gastric wall layers and vascular architecture in ex vivo study,” *J. Gastroenterol.*, vol. 44, no. 5, pp. 390–395, 2009.
- [54] F. Pilleul, O. Beuf, M. Armenean, J. Y. Scoazec, P. J. Valette, and H. Saint-Jalmes, “In vitro rat colonic wall imaging with MR endoluminal coil: feasibility study and histologic correlations.,” *Acad Radiol*, vol. 11, no. 7, pp. 795–801, Jul. 2004.
- [55] F. Pilleul, O. Beuf, C. Godefroy, J.-Y. Scoazec, M. Armenean, C. Armenean, E. Perrin, P.-J. Valette, and H. Saint Jalmes, “High-resolution MR imaging appearance of colonic tissue in rabbits using an endoluminal coil.,” *MAGMA*, vol. 18, no. 5, pp. 238–244, Nov. 2005.
- [56] K. W. Jordan, J. Nordenstam, G. Y. Lauwers, D. A. Rothenberger, K. Alavi, M. Garwood, and L. L. Cheng, “Metabolomic characterization of human rectal adenocarcinoma with intact tissue magnetic resonance spectroscopy.,” *Dis Colon Rectum*, vol. 52, no. 3, pp. 520–525, Mar. 2009.
- [57] O. Beuf, A. Briguët, M. Lissac, and R. Davis, “Magnetic resonance imaging for the determination of magnetic susceptibility of materials.,” *J Magn Reson B*, vol. 112, no. 2, pp. 111–118, Aug. 1996.
- [58] V. Detti, D. Grenier, E. Perrin, and O. Beuf, “Assessment of RF self-heating around a metallic wire with MR T1-based thermometry,” *Magn Reson Med*, 2011.
- [59] C. Armenean, O. Beuf, M. Armenean, F. Pilleul, E. Perrin, and H. Saint-Jalmes, “Interventional MRI: risk of burns to the patient and radiologist,” *J Radiol*, vol. 88, no. 4, pp. 599–600, Apr. 2007.
- [60] C. Armenean, E. Perrin, M. Armenean, O. Beuf, F. Pilleul, and H. Saint-Jalmes, “RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging: influence of diameter and length.,” *Magn Reson Med*, vol. 52, no. 5, pp. 1200–1206, Nov. 2004.
- [61] C. J. D. D. N. Rutledge, C. Concepts, and C. S. Rmn, “La résonance magnétique nucléaire (RMN) Principe et applications.” [Online]. Available: https://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0CCEQFjAA&url=https%3A%2F%2Fwww.agroparistech.fr%2FIMG%2Fpdf%2FRMN_CH.1.CORRIGE_CONCEPTS_Total_21-01-09_avec_Noms_.pdf&ei=YnQqVI3yM8G_PLeugFA&usq=AFQjCNHGS26K7EOFiS_aooywgh9zWUjj1KA&bvm=bv.76477589,d.ZWU.
- [62] J. Bittoun, “L’Imagerie par Résonance Magnétique.” .

- [63] C. Oppenheim, “Irm - diffusion : technique.” .
- [64] D. Le Bihan, “Intravoxel incoherent motion perfusion MR imaging: a wake-up call.,” *Radiology*, vol. 249, no. 3, pp. 748–752, Dec. 2008.
- [65] D. K. Powell, K. L. Kodsi, G. Levin, A. Yim, D. Nicholson, and A. C. Kagen, “Comparison of comfort and image quality with two endorectal coils in MRI of the prostate.,” *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 39, no. 2, pp. 419–26, Feb. 2014.
- [66] G. De Groof, M. Verhoye, V. Van Meir, I. Tindemans, A. Leemans, and A. Van der Linden, “In vivo diffusion tensor imaging (DTI) of brain subdivisions and vocal pathways in songbirds.,” *Neuroimage*, vol. 29, no. 3, pp. 754–63, Mar. 2006.
- [67] “Séquences IRM Echo planar (EPI).” [Online]. Available: <http://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/Sequences-IRM/echo-planar-imaging>. [Accessed: 29-Sep-2014].
- [68] J. P. Hornak, “The Basics of NMR,” 1999. [Online]. Available: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr/inside.htm>.
- [69] C. Laurent, S. Caron, M. Faivre-Pierret, G. S. Ares, X. Leclerc, and J. Pruvo, “Apport de la spectroscopie dans la prise en charge des tumeurs cérébrales.” société française de radiologie, 2008.
- [70] J. Frahm, H. Bruhn, M. L. Gyngell, K. D. Merboldt, W. Hänicke, and R. Sauter, “Localized high-resolution proton NMR spectroscopy using stimulated echoes: initial applications to human brain in vivo.,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 9, no. 1, pp. 79–93, Jan. 1989.
- [71] P. A. Bottomley, “Spatial localization in NMR spectroscopy in vivo.,” *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 508, pp. 333–48, Jan. 1987.
- [72] J.-B. Pouillet, D. M. Sima, and S. Van Huffel, “MRS signal quantitation: a review of time- and frequency-domain methods.,” *J. Magn. Reson.*, vol. 195, no. 2, pp. 134–44, Dec. 2008.
- [73] D. Graveron-Demilly, “Quantification in magnetic resonance spectroscopy based on semi-parametric approaches.,” *MAGMA*, vol. 27, no. 2, pp. 113–30, Apr. 2014.
- [74] R. Kreis, “Issues of spectral quality in clinical 1H-magnetic resonance spectroscopy and a gallery of artifacts,” *NMR Biomed.*, vol. 17, no. 6, pp. 361–381, 2004.
- [75] R. A. de Graaf, *In Vivo NMR Spectroscopy: Principles and Techniques*. John Wiley & Sons, 1998.
- [76] R. R. Ernst, G. Bodenhausen, and A. Wokaun, *Principles of Nuclear Magnetic Resonance in One and Two Dimensions*. Clarendon Press, 1990.
- [77] S. Akoka and L. Rmn, “UNE INTRODUCTION A LA RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE Chapitre 3 : Le spectromètre RMN.”

- [78] F. Jiru, "Introduction to post-processing techniques.," *Eur. J. Radiol.*, vol. 67, no. 2, pp. 202–17, Aug. 2008.
- [79] "Câble coaxial — Wikipédia." [Online]. Available: https://fr.wikipedia.org/wiki/Câble_coaxial. [Accessed: 07-Jun-2014].
- [80] M. Armenean, "Spectroscopie et imagerie de faibles volumes par RMN: conception et optimisation de capteurs radiofréquence implantables et endoluminaux," Université Claude Bernard - Lyon1, 2002.
- [81] K. Dybdahl and International Electrical Commission System for Conformity Testing and Certification of Electrotechnical Equipment and Components (IECEE), "Patient protection at risk in IEC 60601-1 3rd edition.," *Med. Device Technol.*, vol. 20, no. 5, pp. 26, 28–29, Sep. 2009.
- [82] O. Beuf, F. Pilleul, H. Saint-Jalmes, F. Jaillon, M. Armenean, S. D. Piranda, and E. Mahler, "Brevet N. 0759652 - Français. Extension PCT/FR2008/052248. Sonde endocavitaire pour l'imagerie et/ou la spectrométrie par résonance magnétique nucléaire," .
- [83] L. Kaufman and D. M. Kramer, "Measuring Signal-to-Noise Ratios in MR Imagin."
- [84] T. W. Redpath, "Signal-to-Noise Ratio in MRI.," *Br. J. Radiol.*, vol. 71, no. 847, pp. 704–707, Jul. 1998.
- [85] J. B. Kruskal and J. Stoker, "Magnetic Resonance Imaging in Fecal Incontinence.," *Semin. Ultrasound, CT MRI*, vol. 29, no. 6, pp. 409–413, 2008.
- [86] A. J. Malouf, S. Halligan, A. B. Williams, C. I. Bartram, S. Dhillon, and M. A. Kamm, "Prospective assessment of interobserver agreement for endoanal MRI in fecal incontinence.," *Abdom. Imaging*, vol. 26, no. 1, pp. 76–78, Jan. 2001.
- [87] J. W. Briel, D. D. E. Zimmerman, J. Stoker, E. Rociu, J. S. Laméris, W. J. Mooi, and W. R. Schouten, "Relationship between sphincter morphology on endoanal MRI and histopathological aspects of the external anal sphincter.," *Int. J. Colorectal Dis.*, vol. 15, no. 2, pp. 87–90, May 2000.
- [88] N. M. deSouza, R. Puni, A. Zbar, D. J. Gilderdale, G. A. Coutts, and T. Krausz, "MR imaging of the anal sphincter in multiparous women using an endoanal coil: correlation with in vitro anatomy and appearances in fecal incontinence.," *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 167, no. 6, pp. 1465–71, Dec. 1996.
- [89] M. P. Terra, R. G. H. Beets-Tan, V. P. M. van der Hulst, M. Deutekom, M. G. W. Dijkgraaf, P. M. M. Bossuyt, A. C. Dobben, C. G. M. I. Baeten, and J. Stoker, "MRI in evaluating atrophy of the external anal sphincter in patients with fecal incontinence.," *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 187, no. 4, pp. 991–9, Oct. 2006.
- [90] R. W. Jones and R. J. Witte, "Signal intensity artifacts in clinical MR imaging.," *Radiographics*, vol. 20, no. 3, pp. 893–901, 2000.

- [91] M. V Kulkarni, J. A. Patton, and R. R. Price, “Technical considerations for the use of surface coils in MRI.,” *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 147, no. 2, pp. 373–8, Aug. 1986.
- [92] E. A. Vokurka, N. A. Thacker, and A. Jackson, “A fast model independent method for automatic correction of intensity nonuniformity in MRI data.,” *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 10, no. 4, pp. 550–62, Oct. 1999.
- [93] S. E. Moyher, D. B. Vigneron, and S. J. Nelson, “Surface coil MR imaging of the human brain with an analytic reception profile correction.,” *Jmri-Journal Magn. Reson. Imaging*, vol. 5, no. 2, pp. 139–144, 1995.
- [94] P. A. Narayana, W. W. Brey, M. V Kulkarni, and C. L. Sievenpiper, “Compensation for surface coil sensitivity variation in magnetic resonance imaging.,” *Magn. Reson. Imaging*, vol. 6, no. 3, pp. 271–4, 1988.
- [95] W. W. Brey and P. A. Narayana, “Correction for intensity falloff in surface coil magnetic resonance imaging.,” *Med. Phys.*, vol. 15, no. 2, pp. 241–5, 1988.
- [96] M. S. Cohen, R. M. DuBois, and M. M. Zeineh, “Rapid and effective correction of RF inhomogeneity for high field magnetic resonance imaging.,” *Hum. Brain Mapp.*, vol. 10, no. 4, pp. 204–11, Aug. 2000.
- [97] L. Axel, J. Costantini, and J. Listerud, “Intensity correction in surface-coil MR imaging.,” *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 148, no. 2, pp. 418–20, Feb. 1987.
- [98] J. D. Hanson and S. P. Hirshman, “Compact expressions for the Biot–Savart fields of a filamentary segment,” *Phys. Plasmas*, vol. 9, no. 10, p. 4410, Sep. 2002.
- [99] D. I. Hoult and R. E. Richards, “The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment,” *J. Magn. Reson.*, vol. 213, no. 2, pp. 329–343, 2011.
- [100] A. G. Webb, “Radiofrequency microcoils in magnetic resonance,” *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.*, vol. 31, no. 1, pp. 1–42, 1997.
- [101] T. L. Peck, R. L. Magin, and P. C. Lauterbur, “Design and analysis of microcoils for NMR microscopy.,” *J. Magn. Reson. B*, vol. 108, no. 2, pp. 114–24, Aug. 1995.
- [102] C. H. Durney, C. C. Johnson, P. W. Barber, H. Massoudi, M. F. Iskander, S. J. Allen, and J. C. Mitchell, “Descriptive summary: Radiofrequency radiation dosimetry handbook-Second edition,” *Radio Sci.*, vol. 14, no. 6S, pp. 5–7, Nov. 1979.
- [103] F. Terman, *Radio Engineer’s Handbook*. New York, 1943.
- [104] C.-N. (Ching-nien) Chen and D. I. Hoult, “Biomedical magnetic resonance technology / C-N. Chen and D.I. Hoult.” A. Hilger, Bristol ; New York, 1989.
- [105] S. Ogawa, R. S. Menon, D. W. Tank, S. G. Kim, H. Merkle, J. M. Ellermann, and K. Ugurbil, “Functional brain mapping by blood oxygenation level-dependent contrast magnetic resonance imaging. A comparison of signal characteristics with a biophysical model.,” *Biophys. J.*, vol. 64, no. 3, pp. 803–12, Mar. 1993.

- [106] J. F. Schenck, “The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds,” *Med Phys*, vol. 23, no. 6, pp. 815–850, Jun. 1996.
- [107] M. Meyerspeer, E. S. Roig, R. Gruetter, and A. W. Magill, “An improved trap design for decoupling multinuclear RF coils,” *Magn. Reson. Med.*, Sep. 2013.
- [108] M. E. Ladd and H. H. Quick, “Reduction of resonant RF heating in intravascular catheters using coaxial chokes,” *Magn. Reson. Med. Off. J. Soc. Magn. Reson. Med. / Soc. Magn. Reson. Med.*, vol. 43, no. 4, pp. 615–619, Apr. 2000.
- [109] W. H. Harrison, M. Arakawa, and B. M. McCarten, “RF coil coupling for MRI with tuned RF rejection circuit using coax shield choke,” 4682125Jul-1987.
- [110] D. M. Peterson, B. L. Beck, G. R. Duensing, and J. R. Fitzsimmons, “Common mode signal rejection methods for MRI: Reduction of cable shield currents for high static magnetic field systems,” *Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng.*, vol. 19B, no. 1, pp. 1–8, Jan. 2003.
- [111] T. T. A. Wynn and D. A. Molyneaux, “Tunable resonant cable trap,” 200602904482006.
- [112] H. A. Wheeler, “Inductance formulas for circular and square coils,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 70, no. 12, pp. 1449–1450, 1982.
- [113] H. Nagaoka, “The inductance coefficients of solenoids,” *J. Coll. Sci.*, vol. 27, pp. 18–33, 1909.
- [114] R. Lundin, *A Handbook Formula for the Inductance of a Single-layer Circular Coil and a General Power-series Expansion Method for Exact Analysis of the Guided Modes in an Optical Fiber*. 1987.
- [115] F. L. Smith, *Radio Designer’s Handbook*. Iliffe and Sons, 1940.
- [116] C. H. Lorenz, D. R. 3rd Pickens, D. B. Puffer, and R. R. Price, “Magnetic resonance diffusion/perfusion phantom experiments,” *Magn. Reson. Med. Off. J. Soc. Magn. Reson. Med. / Soc. Magn. Reson. Med.*, vol. 19, no. 2, pp. 254–260, Jun. 1991.
- [117] A. Luciani, A. Vignaud, M. Cavet, J. T. Van Nhieu, A. Mallat, L. Ruel, A. Laurent, J.-F. Deux, P. Brugieres, and A. Rahmouni, “Liver Cirrhosis: Intravoxel Incoherent Motion MR Imaging—Pilot Study1,” *Radiology*, vol. 249, no. 3, pp. 891–899, Dec. 2008.
- [118] P. Brugières, P. Thomas, A. Maraval, H. Hosseini, C. Combes, A. Chafiq, L. Ruel, S. Breil, M. Peschanski, and A. Gaston, “Water Diffusion Compartmentation at High b Values in Ischemic Human Brain,” *Am. J. Neuroradiol.*, vol. 25, no. 5, pp. 692–698, May 2004.
- [119] E. Fieremans, Y. De Deene, S. Delputte, M. S. Özdemir, E. Achten, and I. Lemahieu, “The design of anisotropic diffusion phantoms for the validation of diffusion weighted

- magnetic resonance imaging,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 19, pp. 5405–5419, Oct. 2008.
- [120] E. Farrher, J. Kaffanke, A. A. Celik, T. Stöcker, F. Grinberg, and N. J. Shah, “Novel multisection design of anisotropic diffusion phantoms,” *Magn. Reson. Imaging*, vol. 30, no. 4, pp. 518–526, May 2012.
- [121] H. Huang, C. Ceritoglu, X. Li, A. Qiu, M. I. Miller, P. C. M. van Zijl, and S. Mori, “Correction of B0 susceptibility induced distortion in diffusion-weighted images using large-deformation diffeomorphic metric mapping,” *Magn. Reson. Imaging*, vol. 26, no. 9, pp. 1294–302, Nov. 2008.
- [122] B. L. Beck, “Double-Tuned Surface Coils,” in *eMagRes*, John Wiley & Sons, Ltd, 2007.
- [123] R. Stara, G. Tiberi, and M. Tosetti, “Construction of a dual tuned coil,” in *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 22, 2014.
- [124] M. Alecci, S. Romanzetti, J. Kaffanke, A. Celik, H. P. Wegener, and N. J. Shah, “Practical design of a 4 Tesla double-tuned RF surface coil for interleaved ¹H and ²³Na MRI of rat brain,” *J. Magn. Reson. (San Diego, Calif. 1997)*, vol. 181, no. 2, pp. 203–211, Aug. 2006.
- [125] Y. Pang, X. Zhang, Z. Xie, C. Wang, and D. B. Vigneron, “Common-mode differential-mode (CMDM) method for double-nuclear MR signal excitation and reception at ultrahigh fields,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 30, no. 11, pp. 1965–73, Nov. 2011.
- [126] M. . Schnall, V. Harihara Subramanian, J. . Leigh, and B. Chance, “A new double-tuned probed for concurrent ¹H and ³¹P NMR,” *J. Magn. Reson.*, vol. 65, no. 1, pp. 122–129, Oct. 1985.
- [127] S. B. King, “Circuit and Transmission Lines,” in *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 22, 2014.
- [128] J. Mispelter, M. Lupu, and A. Briguet, *NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Experiments: Theoretical Principles & Practical Guidelines*. Imperial College Press, 2006.
- [129] C. Menuel, R. Guillevin, R. Costalat, M. Perrin, M. Sahli-Amor, N. Martin-Duverneuil, and J. Chiras, “Phosphorus magnetic resonance spectroscopy: Brain pathologies applications,” *J. Neuroradiol.*, vol. 37, pp. 73–82, 2010.
- [130] “Chaîne respiratoire — Wikipédia.” [Online]. Available: https://fr.wikipedia.org/wiki/Chaîne_respiratoire. [Accessed: 08-Jun-2014].

VII. ANNEXES

1. METABOLISME ENERGETIQUE DU CORPS HUMAIN

La source principale d'énergie du corps humain est le glucose qui est stocké dans le foie est relâché dans le sang de manière à asservir la concentration de glucose à un niveau constant. Pour que cette source d'énergie (ce « carburant ») soit utilisable, il doit être transformé en molécule d'ATP puis distribué dans le corps humain.

Lors de la glycolyse, la molécule de glucose est dégradée en deux produits, le pyruvate et l'ATP (Figure VII-1).

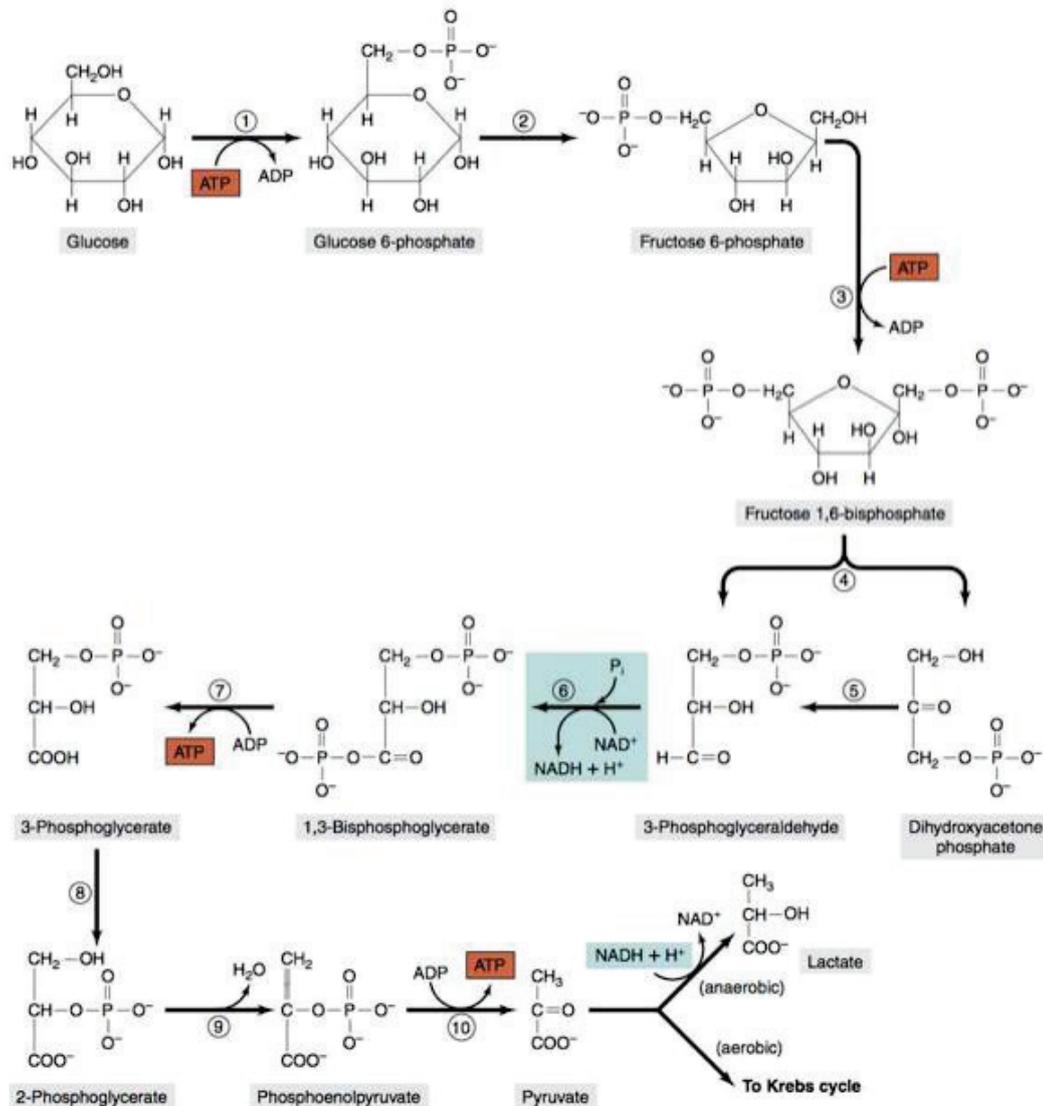


FIGURE VII-1 : LE DIAGRAMME DE GLYCOLYSE D'APRES LA PHYSIOLOGIE HUMAINE DE VANDER[37]

En l'absence d'oxygène (environnement anaérobie), le pyruvate est dégradé en Lactate. En revanche, en présence d'oxygène (environnement aérobie), le cycle de Krebs est initié et le pyruvate est alors utilisé comme catalyseur pour l'étape 1. Le cycle de Krebs permet la production des molécules d'ATP (Figure VII-2).

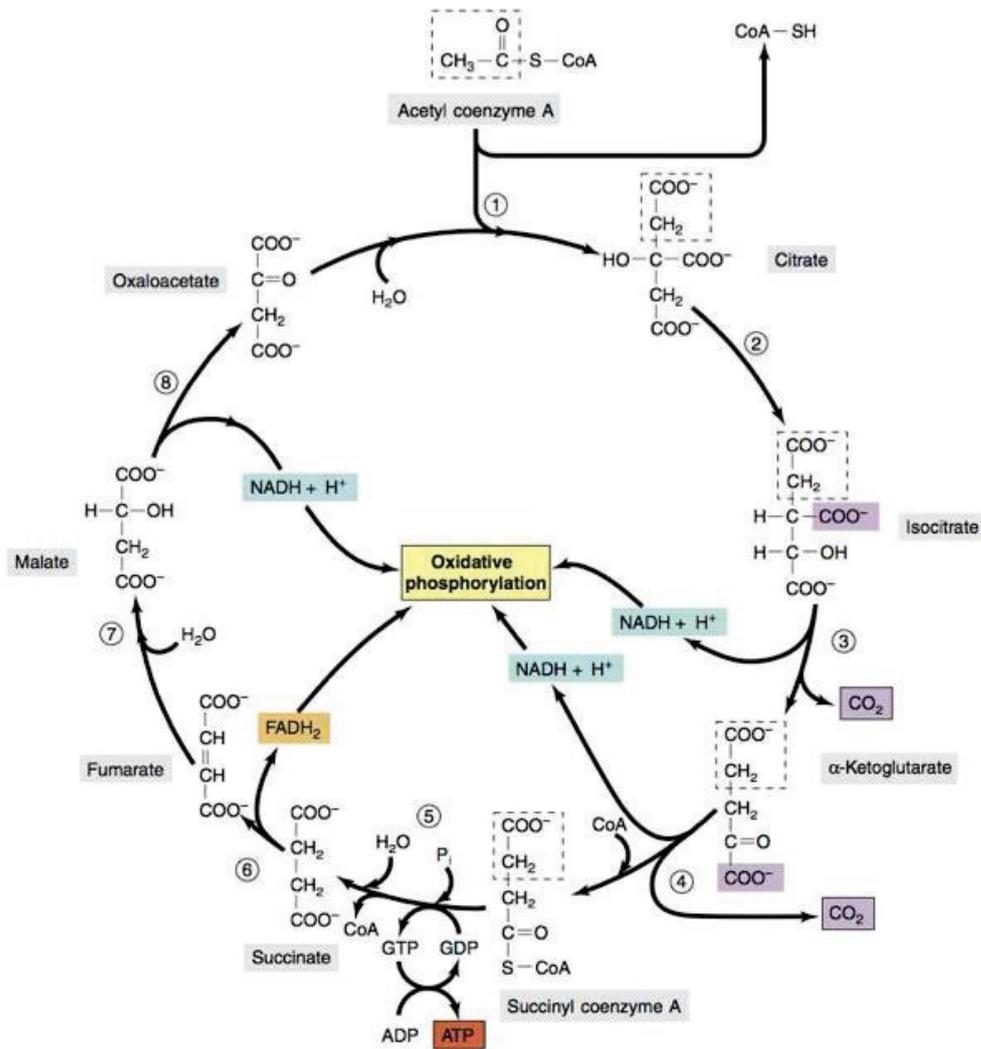


FIGURE VII-2 : LE DIAGRAMME DU CYCLE DE KREBS D'APRES LA PHYSIOLOGIE HUMAINE DE VANDER[38]

Enfin, la chaîne de transport d'électrons est un ensemble de protéines de la mitochondrie et permet au cycle de Krebs de se perpétuer en réoxydant les coenzymes NADH et ubiquinone qui ont été réduites (au sens de l'oxydo-réduction) au cours du cycle de Krebs. C'est ce mécanisme que l'on appelle phosphorylation oxydative et qui a été mis en évidence par Peter Mitchell, ce qui lui a valu le prix Nobel de Chimie en 1978 (Figure VII-3).

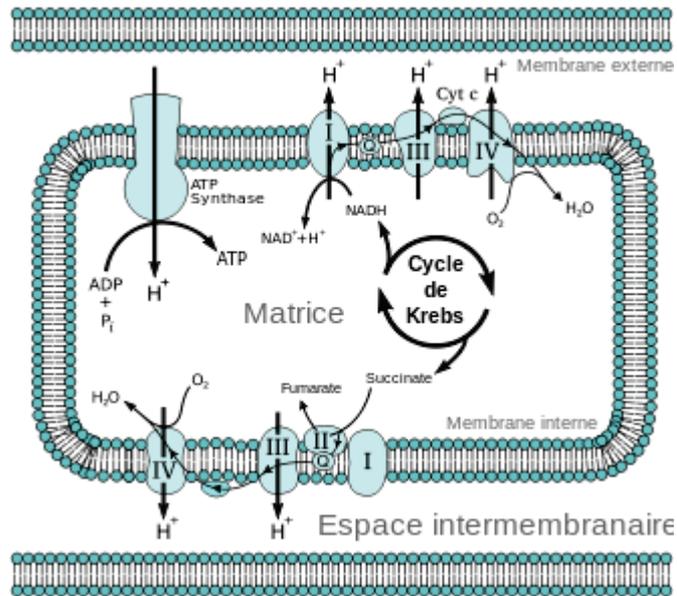


FIGURE VII-3 : LA CHAÎNE DE TRANSPORT DES ÉLECTRONS DANS LA MITOCHONDRIE EST LE LIEU DE LA PHOSPHORYLATION OXYDATIVE DANS LES CELLULES EUCARYOTES[130].

2. CONCEPTION ET ASSEMBLAGE D'UN CONNECTEUR POUR IMAGEUR GE

Un connecteur est un boîtier contenant une ou plusieurs cartes électroniques et réalisant l'interface entre le capteur et les ports du scanner IRM DVMR 750 3T. Le connecteur de départ, un connecteur GPFlex, permet la réception du signal de résonance du proton à 3T sur unique canal (Figure VII-4).



FIGURE VII-4 : CONNECTEUR GPFLEX INITIAL DISPOSANT D'UN UNIQUE CANAL DE RÉCEPTION PERMETTANT LA CONNEXION D'UN CAPTEUR ENDOLUMINAL DE RÉCEPTION

Dans le cadre de mes travaux de thèse j'ai réalisé et assemblé deux connecteurs. Tout d'abord, à partir du connecteur GPFlex (Figure VII-4), j'ai réalisé un connecteur permettant la réception de deux canaux de réception proton et permettant l'association de ces canaux de réception avec l'antenne torse 32 canaux (NeoCoil).

Puis, dans un deuxième temps, j'ai modifié un connecteur existant possédant un canal de réception proton, un canal de réception carbone (pour la réception du signal de résonance des noyaux de ^{13}C) et un canal de transmission carbone.

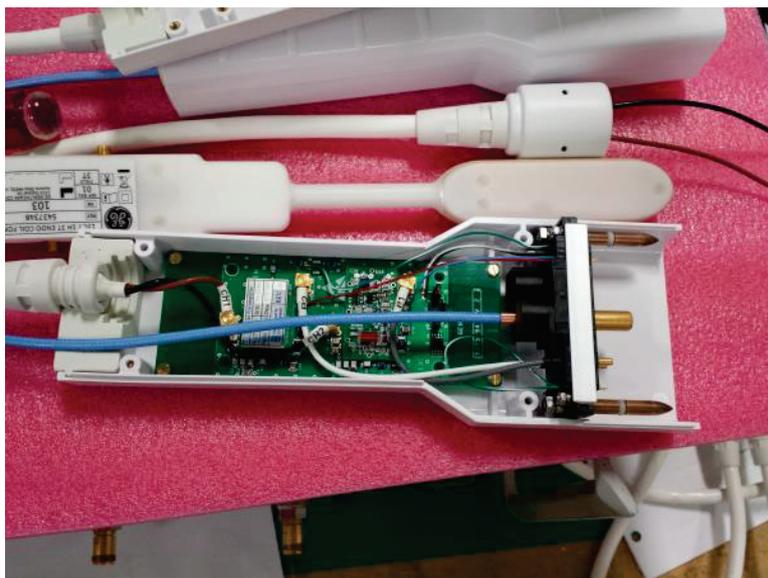


FIGURE VII-5 : CONNECTEUR PROTON/CARBONE INITIAL

Pour cela j'ai modifié le circuit préamplificateur de sorte que la fréquence de résonance du phosphore soit amplifiée.

2.1. CONFIGURATION MATERIELLE DU CONNECTEUR

Sur le système GE Discovery MR 750 3T, deux types de ports sont disponibles le port A et le port P. Le connecteur GPFlex s'interface avec un port A, comme l'indique l'inscription présente sur le boîtier. Le connecteur (interface mâle) et le port A (interface femelle) se composent de 32 pins (Figure VII-6).

Annexes

- Présence et intégrité du capteur

La présence du capteur est vérifiée par les pins de la colonne A. La présence de court-circuit ou de circuit ouvert dans le capteur connecté est ensuite vérifiée par des mesures de tension et de courant entre les pins de la colonne J (MC bias) et les pins de la colonne K (MC bias return).

Faute en circuit ouvert

Une source de courant commande le courant envoyé sur les pins de la colonne J. Cette source de courant est programmable par pas de 10mA entre 20 et 400 mA. Lorsqu'une tension (déterminé par la différence de potentiel entre J1 et K1 par exemple) supérieure à 8V est nécessaire pour commander le courant déterminé précédemment, le système juge que le capteur connecté est un circuit ouvert.

Faute en circuit fermé

Une source de tension commande la tension entre les pins de la colonne J et les pins de la colonne K. Cette source de tension est programmable par pas de 100 mV entre 100mV et 8V. Lorsqu'un courant (circulant dans la boucle connecté entre les pins J1 et K1 par exemple) supérieur à 70 mA est mesuré, le système juge que le capteur connecté est en court-circuit.

- Identification du connecteur

Chaque connecteur reçoit un circuit programmable, appelé *coilID*, qui est connecté sur la carte électronique présente dans le connecteur. Ce circuit transmet un identifiant unique qui permet l'identification du connecteur par l'imageur. Sur le connecteur, ces informations sont physiquement relayées par les pins M7 et M8.

Exemple du coilID défini pour le connecteur proton:

```
R000VOhO6U1jSbOkD9Z0GkmekJlgCVFU79e67dd2ef3ac9ea37cffa4d45a97215
```

Copyright 2014 GE Healthcare

Research use only, not for commercial coils

- Le découplage et la réception

Les pins des colonnes C et D permettent la réception d'un canal différent, par conséquent 8 canaux de réception sont disponibles sur le connecteur. Afin d'ajouter un deuxième canal de réception, il est nécessaire de peupler un pin supplémentaire.

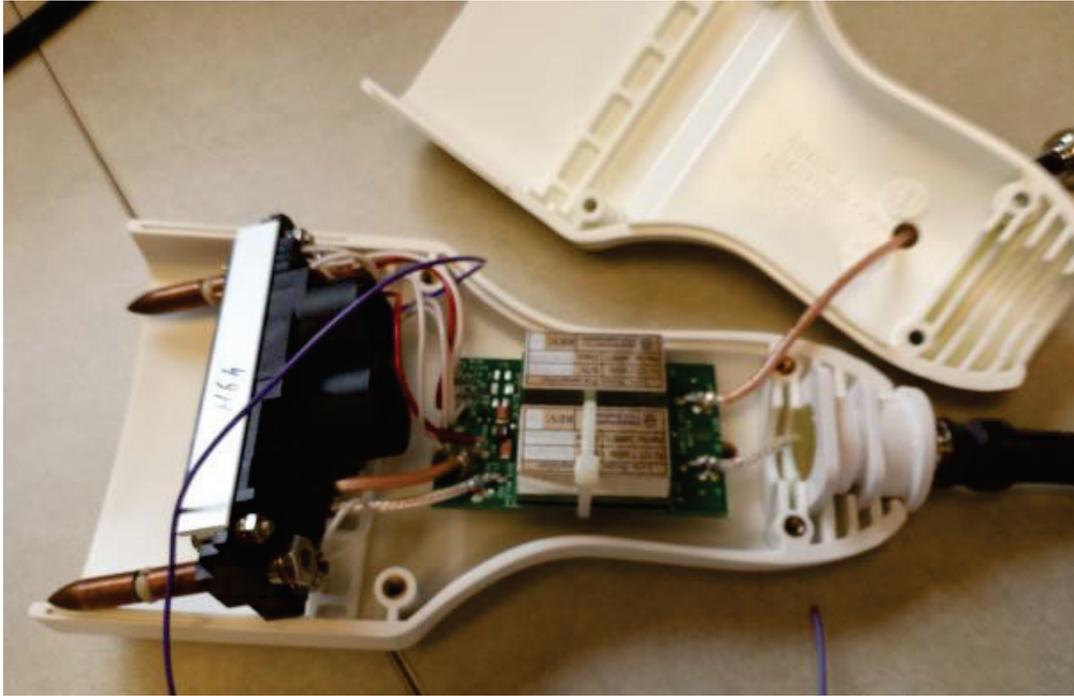


FIGURE VII-8 : PHOTOGRAPHIE MONTRANT L'AJOUT D'UNE DEUXIEME CHAINE DE RECEPTION AVEC POPULATION DE PINS SUPPLEMENTAIRES SUR LE CONNECTEUR ET AJOUT D'UNE CHAINE DE PREAMPLIFICATION.

Deux types de découplage doivent être distingués : le découplage entre les différents canaux de réception et le découplage émission/réception. Le découplage entre les différents canaux est situé au niveau du capteur en lui-même. Le découplage entre l'émission et la réception est assuré par la polarisation de la diode PIN par une source de tension appliquée aux bornes de deux pins du connecteur.

Une source de tension est connectée aux bornes *MC Bias* de la colonne J et *MC Bias return* de la colonne K. Le retour de tension peut également se faire par la masse de C1.

- En phase de réception, la tension de découplage appliquée est de -5V. La diode PIN, située sur le capteur endoluminal, sera alors polarisée en direct. Une mesure de la tension aux bornes de la diode indique 0.8V, la diode est passante.
- En phase d'émission, la tension de découplage appliquée est de 7V. La diode PIN, située sur le capteur endoluminal, sera alors polarisée en inverse. Une mesure de la tension aux bornes de la diode indique 0V, la diode est bloquée.
- La préamplification

La préamplification s'opère soit sur la carte électronique présente dans le connecteur, soit dans le capteur de réception en lui-même. Dans le cadre du développement d'un capteur endoluminal à l'encombrement minimal il est nécessaire que l'étape de préamplification du signal s'opère sur la carte électronique présente dans le connecteur.

Pour le connecteur GPFlex une seconde chaîne de préamplification, identique à celle du premier canal a été ajoutée, ceci sur la carte électronique présente dans le boîtier du connecteur GPFlex

Pour le connecteur proton/phosphore, la chaîne de préamplification a été modifiée de sorte à assurer un gain en préamplification de 20 dB à la fréquence de 51,72 MHz, séquence de résonance du phosphore à 3T.

2.2. CONFIGURATION LOGICIELLE DU CONNECTEUR

La configuration logicielle d'un connecteur est définie par un fichier .xls. Ce fichier de configuration, une fois transféré sur la console de commande de l'IRM, permet ensuite de générer un fichier de configuration .xml, contenant les propriétés du capteur, et un fichier d'attribut qui pointe vers le fichier xml et gère les dépendances avec les autres connecteurs. Ces fichiers forment ce qui est appelé un *Coil Package*.

Le *Coil Package* est ensuite enregistré dans une base de données contenant les fichiers de configuration correspondant à tous les connecteurs et donc à tous les capteurs d'émission/réception disponibles sur la machine.

Un fichier de configuration se structure en plusieurs catégories, correspondant à des onglets dans le fichier de configuration .xls.

- Configuration physique du connecteur, onglet « *Physical Coil Data* »

Les paramètres qui définissent les propriétés matérielles, électriques du connecteur. Ces propriétés peuvent être spécifiques au connecteur ou spécifique à un pin en particulier. Des structures distinctes sont utilisées pour définir les paramètres de transmission et les paramètres de réception. C'est dans cette catégorie que sont listés les connecteurs qui peuvent ou doivent être connectés C'est également dans cette partie que l'identifiant unique, stocké dans la mémoire du circuit électronique de coilID, doit apparaître afin de permettre l'identification du connecteur.

- Configuration des modes d'utilisation du connecteur, onglet « *Logical Coil Data* »

Annexes

Dans cette catégorie sont définis les modes d'utilisation du connecteur : quels connecteurs physiques sont employés ensemble et quels pins seront utilisés pour la réception. Ces paramètres peuvent être spécifiques au connecteur, à un pin en particulier. Il y a dans cette couche également des structures séparées pour la transmission et la réception.

- Configuration des données cliniques du connecteur, onglet « Clinical Coil Data »

Les paramètres qui définissent la façon dont le connecteur apparaît dans l'interface utilisateur, la compatibilité avec les applications logicielles (comme les algorithmes de post traitement de l'intensité SCIC et PURE).

3. COMMUNICATIONS ET CV

Jean-Marie VERRET

phD student in MRI

45 rue Colin, 69100 Villeurbanne
France
+33 (0)6 83 21 46 18
jeanmarieverret@gmail.com
08/21/1995, 28 years old



Experience

- 2011-2014 **PhD in Magnetic Resonance Imaging**, *General Electric Healthcare, CREATIS*, Lyon, France.
(3 years) Design, build and assessment of a reception coil, with a focus on MRS (Magnetic Resonance Spectroscopy) acquisition and post processing in the prospect of a medical application on colon pathologies.
- 2010 **Master Degree project**, *Centre Imagerie Médicale Avancée -CIMA-*, Compiègne, France.
(6 months) High resolution Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS) with superresolution technique and application to brain imaging of the alzeihmer disease.
- 2008-2009 **Consulting Engineer in Information Technologies**, *Viveris Technologies*, Lyon, France.
(11 months) Real Time and parallel programming of industrial automatons
- 2008 **Master Degree project**, *Viveris Technologies*, Rungis, France.
(6 months) Simulate airships communication (AFDX protocol)under a realtime os : QNX

Communications

Articles

- 2014 **Accepted**, *Concepts in Magnetic Resonance Part B*.
Characterization of a dedicated double loop, endoluminal coil for anal sphincter MR imaging at 1.5T and 3 T J.-M.Verret,..., O.Beuf
- 2014 **Under review**, *MAGMA journal*.
Feasibility and characterization of a safe susceptibility matced endorectal coil for MRS J.-M. Verret, F. Pilleul, C. Rabrait, O. Beuf

Congresses

- 2014 **International Society in Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM)**, Milan, 2 communications.
MRS with a susceptibility-matched endoluminal coil and reduction of the electric field artifact with RF traps.
- 2013 **International Society in Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM)**, Salt Lake City, 2 communications.
Susceptibility matching materials for MRS and RF(RadioFrequency) heating reduction
- 2013 **European Society of Magnetic Resonance in Medicine and Biology (ESMRMB)**, Toulouse, 2 communications.
Assessment of a susceptibility matching material, ADC measurements with an endoluminal coil.
- 2012 **European Society of Magnetic Resonance in Medicine and Biology (ESMRMB)**, Lisbon, 1 communication.
RF heating in the case of an endoluminal coil
- 2012 **French congress *Nouvelles méthodologies en imagerie du vivant***, Lyon, 1 communication.
RF traps assessment in the case of an endoluminal coil

Education

- 2009–2010 **Master Degree in Health Sciences**, *Université Technologique de Compiègne -UTC-*, Compiègne, France.
- 2005–2008 **Master Degree in Electrical Engineering**, *ENSIEG part of the Institut National Polytechnique Grenoble (INPG) university*, Grenoble, France.
Majors : signal processing, control of industrial processes. **Minors** : electronics, electrotechnics.

Computer Skills

OS GNU/Linux, Microsoft Windows
Softwares Matlab, \LaTeX , Word
Langages C, C++, EPIC (initial training for pulse sequences programming was undergone)

Langages

French Native
English Full working proficiency
Spanish Scholar level

Hobbies

Kung Fu 4 years of practice in the Hung-Gar style