



HAL
open science

Étude des interactions par radiofréquence entre multiples dispositifs médicaux pour la compatibilité IRM

Julie Kabil

► **To cite this version:**

Julie Kabil. Étude des interactions par radiofréquence entre multiples dispositifs médicaux pour la compatibilité IRM. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université de Lorraine, 2018. Français. NNT : 2018LORR0001 . tel-01822554

HAL Id: tel-01822554

<https://theses.hal.science/tel-01822554>

Submitted on 25 Jun 2018

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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

« Hope and curiosity about the future seemed better than guarantees. »

- Hedy Lamarr

« A smooth sea never made a skillful sailor. »

- Proverb

Remerciements

Même si, pour leur rendre justice je devrais écrire plusieurs pages au sujet des personnes qui m'ont aidée à réaliser ce travail de thèse, je vais m'efforcer de leur exprimer mes plus sincères remerciements à travers ces quelques mots.

À Jacques, professeur et directeur du laboratoire IADI, je voudrais te dire toute ma reconnaissance. Malgré tes fonctions très accaparantes, tu arrives toujours à te rendre disponible pour apporter ton soutien à travers les conseils bienveillants que tu prodigues, sans oublier tes relectures attentives.

J'ai eu la chance d'être encadrée par deux chercheurs exceptionnels : Pierre-André, mon directeur de thèse, merci pour toutes ces discussions passionnantes, merci de m'avoir toujours motivée et merci enfin de m'avoir amenée à être plus rigoureuse et à pousser plus loin mes réflexions. Alexia, ma co-directrice de thèse, il y aurait tellement à dire sur les expériences parfois tard le soir à l'IRM et leur cortège d'imprévus... Avec le recul, j'en garde de très bons souvenirs ! Un immense merci pour avoir supervisé mon travail avec attention et en m'apprenant tant de choses, et pour m'avoir enseigné à me poser les bonnes questions.

J'adresse un remerciement particulier à Cédric, qui a également été très présent pour mon encadrement et qui m'a fait confiance pour me lancer dans ce projet ambitieux au tout début. Merci à Sarra pour m'avoir enseigné beaucoup de choses sur les antennes, avec toute la pédagogie, la bienveillance et la bonne humeur qui la caractérisent, notamment pour mon projet outre-Atlantique. Ce projet n'aurait pu se faire dans l'accueil du Pr. Tommy Vaughan, que je remercie vivement pour ses conseils et pour son aide, et qui m'a permis, avec l'aide de Charles et Alexander Lemaire de mener à bien l'un de mes projets. Je remercie également ici ma famille pour m'avoir encouragée à aller dans cette voie de sciences et de recherche.

À présent, je voudrais remercier l'ensemble des équipes des différentes structures, et certaines personnes plus particulièrement ici. Claire et Claire, Marc, Lucien, Caroline, merci pour ces bons moments partagés. Céline et Laura, merci de m'avoir tant de fois sauvée de paniques administratives et de toujours réussir à tout résoudre (comme par magie), tout en gardant votre sourire et votre disponibilité. Merci à Marine, Freddy, Mitchell, Laurent et Julien, pour leurs conseils et leurs retours toujours constructifs sur mon travail et mes présentations. Damien, je te remercie pour les intéressantes discussions sur la sécurité informatique et pour ton aide précieuse pendant toutes ces années. Aboubaker, Emmanuelle, Agnès et Fabienne, merci pour votre bonne humeur et pour les discussions agréables à la pause de midi autour (ou non) des mots fléchés !

La thèse, c'est aussi une aventure aux côtés de compagnons de fortune : Thérèse, merci pour tout, en particulier pour tes encouragements. Antoine, merci pour ta bonne humeur, pour tes conseils tout au long de la thèse, et pour m'avoir fait découvrir les fameuses spécialités du Norma. Romain et Nicolas, merci pour votre écoute et pour les longues discussions que nous avons eues. A mon homonyme Julie, merci pour tous ces échanges intéressants sur l'IRM, la vie et le bio ; et à Pauline, merci pour ta présence et ton soutien. Merci à Jesus et André pour votre gentillesse et pour les soirées musicales (que ce soit la salsa ou le métal !)

Je souhaite remercier mon amie Marie d'avoir toujours été un soutien très présent depuis toutes ces années. Merci également à tes deux incontournables cavaliers de l'*apocallipse* (sic) à moustaches et à fourrure, dont les épopées ont bien souvent égayé mes journées.

Christophe, l'océan et les milliers de kilomètres entre nous n'ont paradoxalement fait que nous rapprocher. Tout au long de ce travail tu as été présent et tu m'as permis de trouver du réconfort et du courage ; tu me motives tous les jours à m'améliorer et à aller toujours plus loin, pour tout cela je te remercie. A présent que ce manuscrit est achevé, je suis impatiente de commencer métaphoriquement avec toi l'écriture d'un tout nouvel ouvrage, celui de nos prochaines aventures ensemble à travers le monde.

Sommaire

Liste des figures	8
Liste des tableaux	12
Liste des abréviations	14
Liste des publications et communications	16
Introduction générale	18
Partie I : L'IRM pour les patients porteurs de dispositifs médicaux : quels risques ?	20
<i>Chapitre 1. L'IRM en présence d'implants médicaux</i>	<i>21</i>
1.1 L'Imagerie par Résonance Magnétique	21
1.1.1 Principe	21
1.1.2 Antennes radiofréquence	24
1.2 IRM et implants.....	26
1.2.1 Diagnostic et suivi des pathologies.....	26
1.2.2 Prothèses et implants médicaux	27
1.3 Risques potentiel d'un examen IRM sur un patient implanté	29
1.3.1 Champ magnétique statique	29
1.3.2 Gradients de champ magnétique	30
1.3.3 Ondes électromagnétiques radiofréquence	30
<i>Chapitre 2. Etat de l'art sur les interactions implant-radiofréquence.....</i>	<i>34</i>
2.1 Les normes de sécurité IRM pour dispositifs médicaux implantés.....	34
2.1.1 Dispositif médical implanté actif.....	35
2.1.2 Dispositif médical implanté passif	36
2.2 Etude des interactions entre implants actifs et radiofréquence	38
2.3 Etude des interactions entre implants passifs et radiofréquence	39
<i>Chapitre 3. La simulation numérique.....</i>	<i>41</i>
3.1 Simulation électromagnétique	41
3.1.1 Equations de Maxwell	41
3.1.2 Solveurs	42
3.1.3 Modélisation de l'environnement IRM et des objets	46
3.2 Simulation thermique	48

3.2.1 Modélisation de la température dans un corps humain	48
3.2.2 Solveurs	48
3.3 Modèles humains	48
Chapitre 4. Environnement de travail	50
4.1 Cadre de la thèse	50
4.2 Le laboratoire IADI et le CHRU de Nancy	50
4.2.1 IRM et antennes	50
4.2.2 Dispositifs de mesure	50
4.2.3 Logiciels et hardware pour la simulation numérique.....	51
4.3 Université Columbia et MR Safe Devices, LLC.....	51
4.3.1 Simulation numérique	51
4.3.2 Antennes	51
4.3.3 Dispositifs de mesure	51
Conclusion de la partie I	52
Partie II : Prédiction de SAR sur prothèses multiéléments par la méthode des Processus Gaussiens	53
Chapitre 1. Introduction	54
1.1 Problématique	54
1.2 Approche choisie pour répondre à la problématique.....	56
Chapitre 2. Théorie et méthodologie	58
2.1 Les processus gaussiens	58
2.2 Implémentation de l'algorithme de processus gaussiens	63
2.3 Choix des modèles et paramètres des prothèses	63
Chapitre 3. Implémentation et test de la méthode sur résultats de simulation	64
3.1 Tests préliminaires sur câble simple avec un paramètre	64
3.2 Application aux modèles CAO	65
3.2.1 Simulations électromagnétiques	65
3.2.2 Test de l'algorithme sur des entrées à une dimension	66
3.2.3 Discussion et limites	67
3.3 Création et ajout de nouveaux modèles CAO	67
3.3.1 Choix des modifications pour élargir la gamme étudiée	67
3.3.2 Simulations et résultats en SAR	67
3.3.3 Développement et application à l'algorithme à deux dimensions	68

3.3.4 Discussion et limites	70
Conclusion de la partie II	72
Partie III : Couplage de câbles par radiofréquence en environnement IRM	73
Chapitre 1. Introduction	74
1.1 Problématique des interactions entre sondes de dispositifs médicaux en IRM	74
1.2 Approche expérimentale et numérique	78
Chapitre 2. Étude phénoménologique expérimentale et numérique	80
2.1 Expériences sur pacemaker réel	80
2.1.1 Mesures d'échauffements	80
2.1.2 Mesure de tensions induites aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker	87
2.2 Simulation de sondes simples à une dimension	90
2.2.1 Influence de la présence d'une sonde sur les échauffements et les tensions induites	90
2.2.2 Influence de la variation d'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker sur le SAR	95
2.3 Discussion et limites	98
Chapitre 3. Étude comparative entre simulation et expériences	102
3.1 Expériences	102
3.1.1 Choix des câbles	102
3.1.2 Mesures d'échauffements et quantification du couplage	103
3.2 Simulations	106
3.2.1 Câbles avec gaine thermo-rétractable.....	106
3.2.2 Câbles fabriqués à partir de câbles coaxiaux	110
3.3 Discussion et limites	111
Conclusion de la partie III	113
Partie IV : Échauffement d'un implant métallique en présence d'antennes d'émission et de réception distinctes	115
Chapitre 1. Introduction	116
1.1 Problématique	116
1.2 Approche choisie.....	120
1.2.1 Propriétés de l'antenne en cage d'oiseau et de l'antenne simple.....	120
1.2.2 Tests en environnement IRM	121
Chapitre 2. Étude multi-antennes expérimentale et numérique	122
2.1 Mesures de température	122

2.1.1 Antenne en cage d'oiseau, antenne boucle et implant.....	122
2.1.2 Protocole expérimental	125
2.1.3 Résultats et discussion	126
2.2 Simulations numériques en température	129
2.2.1 Modélisation de l'antenne en cage d'oiseau	129
2.2.2 Modélisation de l'antenne boucle	131
2.2.3 Paramètres de simulation	131
2.2.4 Résultats et discussion.....	132
2.3 Comparaison entre expériences et simulation	135
Chapitre 3. Étude multi-antennes en environnement IRM	137
3.1 Protocole expérimental	137
3.1.1 IRM et séquence	137
3.1.2 Antenne de surface et implant simples	138
3.1.3 Déroulement des mesures	139
3.2 Résultats et discussion	140
Conclusion de la partie IV	144
Conclusion générale	146
Bibliographie	149
Annexe : codes de régression par processus gaussiens en Python	157
Résumé – Abstract	159

Liste des figures

Partie I

Figure 1.1 : Magnétisation (\mathbf{M}_0) suivant un mouvement de précession avec un angle α par rapport à (\mathbf{B}_0)	22
Figure 1.2 : Illustration de la relaxation T1 et T2	23
Figure 1.3 : Exemple de diagramme temporel de séquence IRM	24
Figure 1.4 : Schéma d'un circuit RLC	24
Figure 1.5 : Modèle numérique simplifié d'antenne en cage d'oiseau d'une machine IRM. Exemple d'antenne tête	25
Figure 1.6 : Exemple d'antenne surfacique	26
Figure 1.7 : Diagramme représentant l'évolution du nombre d'implantation au fil des ans et en fonction de l'âge, et les pathologies associées à l'âge (pour lesquelles l'IRM peut être une modalité privilégiée)	27
Figure 1.8 : Dispositifs médicaux implantables actifs	28
Figure 1.9 : Dispositifs médicaux implantables passifs	29
Figure 1.10 : Diagramme résumant les effets des différents champs électromagnétiques en IRM en présence d'un implant, et leur dépendance aux propriétés électromagnétiques, thermiques et mécaniques des matériaux du dispositif et des tissus	33
Figure 2.1 Label « MR Safe », label « MR Conditional », label « MR Unsafe »	34
Figure 2.2 : Diagramme récapitulatif de la méthode de test à 4 niveaux	35
Figure 2.3 : Schéma du fantôme ASTM humanoïde	36
Figure 3.1 : Illustrations de cellules de Yee et des composantes des champs électriques et magnétiques	43
Figure 3.2 : Exemple d'un maillage par éléments finis, resserré sur les géométries courbes	44
Figure 3.3 : Modèle d'antenne en cage d'oiseau 1.5 T simplifiée, entourée d'un blindage	46
Figure 3.4 : Fantôme ASTM placé à l'intérieur de l'antenne en cage d'oiseau	47
Figure 3.5 : Modèle d'implant simplifié inséré dans le fantôme ASTM	47
Figure 3.6 : Série de fantôme « Family », représentant des modèles humains de différents âges et fantôme VIP-MAN	49

Partie II

Figure 1.1 : Schéma de prothèse de hanche	54
Figure 2.1 : Exemple de distribution normale à deux variables	59
Figure 2.2 : Exemple de fonctions générées par des processus gaussiens avec différents kernels	61

Figure 2.3 : Exemple de fonctions générées par un processus gaussien prior et posterior	62
Figure 3.1 : Courbe de prédiction de SAR maximal en fonction de la longueur du câble	64
Figure 3.2 : Courbe de prédiction de SAR maximal en fonction de la longueur du câble, obtenue avec un point en moins en entrée.....	65
Figure 3.3 : Courbe de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête de la prothèse.....	66
Figure 3.4 : Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige.....	68
Figure 3.5 : Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige, avec échelle de couleur mettant en évidence les points chauds.....	68
Figure 3.6 : Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige avec un point retiré du jeu de données de départ.....	69
Figure 3.7 : Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige avec 5 points retirés du jeu de données de départ	69
Figure 3.8 : Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige avec un point retiré du jeu de données de départ.....	70

Partie III

Figure 1.1 : Image par rayons X d'un patient porteur de pacemaker et de plusieurs sondes abandonnées	74
Figure 1.2 : Schéma de ligne de transmission d'impédance caractéristique Z_0 , de longueur l et d'impédance de charge Z_L	76
Figure 1.3 : Élément de ligne de transmission avec grandeurs linéiques.....	76
Figure 1.4 : Conducteurs longilignes isolés et séparés d'une distance d dans l'air.....	77
Figure 2.1 : Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM	81
Figure 2.2 : Relevé des températures à l'extrémité des sondes dans chaque configuration décrite en Figure 2.1	81
Figure 2.3 : Nouvelles configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM	83
Figure 2.4 : Configurations anatomiques des positions des sondes dans le fantôme ASTM	84
Figure 2.5 : Sonde de pacemaker connectée à son boîtier, reposant sur les supports imprimés en 3D	85
Figure 2.6 : Configurations dans le fantôme ASTM	86
Figure 2.7 : Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM pour la mesure de tension induite.....	87
Figure 2.8 : Diagramme du système d'acquisition de la RF probe	87
Figure 2.9 : RF probe connectée au boîtier, au tip et au ring de la sonde de pacemaker	88

Figure 2.10 : Courbes d'acquisition de la tension induite par radiofréquence au tip et au ring du pacemaker par la RF probe	88
Figure 2.11 : Modèle de boîtier de pacemaker simplifié connecté à une sonde simplifiée	90
Figure 2.12 : Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM, en simulation	91
Figure 2.13 : SAR moyenné sur 0.1 mg relevé aux extrémités des sondes connectée et abandonnée, dans les configurations a), b) et e)	92
Figure 2.14 : Configurations anatomiques des positions des sondes dans le fantôme ASTM, en simulation.....	93
Figure 2.15 : Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM pour l'étude des tensions induites	94
Figure 2.16 : Impédance inductive originale et impédance capacitive originale	95
Figure 2.17 : Carte de SAR dans le fantôme ASTM en simulation, le pacemaker avec sa sonde connectée et la sonde abandonnée étant en position anatomique.....	95
Figure 2.18 : SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité des deux sondes	95
Figure 2.19 : Diagramme récapitulatif des résultats obtenus.....	99
Figure 3.1 : Câbles isolés par gaine thermo-rétractable sur le support plastique fabriqué en imprimante 3D	103
Figure 3.2 : Configurations des positions des câbles dans le fantôme ASTM	103
Figure 3.3 : Température à l'extrémité de chacune des sondes pour le jeu de câbles numéro 3, dans toutes les configurations.....	104
Figure 3.4 : Câbles isolés par gaine thermo-rétractable modélisés dans le fantôme ASTM.....	106
Figure 3.5 : Carte de température sur câble capped	107
Figure 3.6 : Courbes de température à l'extrémité de chaque câble, pour chaque configuration.....	110

Partie IV

Figure 1.1 : Schéma de la problématique	116
Figure 1.2 : Schéma électrique de deux boucles liées par une inductance mutuelle	117
Figure 2.1 : Schéma de l'antenne en cage d'oiseau utilisée en laboratoire	122
Figure 2.2 : Antenne en cage d'oiseau 1.5 T - 65 MHz et son système d'alimentation	123
Figure 2.3 : Antenne boucle avec circuit de tuning et matching fixée sur son support	124
Figure 2.4 : Schéma du positionnement dans le fantôme ASTM	125
Figure 2.5 : Configurations avec l'antenne boucle positionnée à la surface du fantôme ASTM	126
Figure 2.6 : Vue de côté du gel du fantôme ASTM, le câble étant placé à l'intérieur	126
Figure 2.7 : Températures relevées dans la configuration 1 par le jeu de sondes A, placées radialement le long de l'électrode de l'implant simplifié	127

Figure 2.8 : Températures relevées dans la configuration 1 par le jeu de sondes B, placées axialement à l'extrémité de l'électrode de l'implant simplifié à l'exception de la sonde B1, placée loin de l'implant, dans le gel	127
Figure 2.9 : Températures relevées dans toutes les configurations par la sonde A-2	128
Figure 2.10 : Antenne en cage d'oiseau 1.5 T modélisée	129
Figure 2.11 : Carte de champ E_{RMS} dans le fantôme en coupe axiale	130
Figure 2.12 : Implant simplifié positionné dans le fantôme ASTM sans tête	130
Figure 2.13 : Modélisation de l'antenne de surface avec le circuit de tuning, et la charge de 50 ohms. Modélisation de l'implant simplifié dans le fantôme ASTM, avec l'antenne boucle modélisée et placée à sa surface	131
Figure 2.14 : Electrode de l'implant simplifié dans le fantôme avec l'emplacement du moniteur de température	132
Figure 2.15 : Températures relevées dans toutes les configurations au niveau du moniteur de température placé le long de l'électrode	132
Figure 2.16 : Magnitude et phase du champ électrique incident tangent au câble dans le fantôme ASTM vide	133
Figure 2.17 : Densité surfacique de courant dans l'antenne boucle et dans l'antenne en cage d'oiseau	134
Figure 2.18 : Champ électrique RMS au voisinage de l'antenne boucle.....	135
Figure 3.1 : Antenne de surface simple fabriquée au laboratoire IADI	138
Figure 3.2 : Câble maintenu sur des supports en plastique imprimés en 3D, dans le fantôme ASTM vide. Câble et sonde de température positionnés sur le support en plastique.....	139
Figure 3.3 : Température relevée à l'extrémité de l'implant simplifié dans les 5 différentes configurations avec l'antenne boucle, puis avec l'antenne cardiaque surplombant le fantôme	140
Figure 3.4 : Température relevée à l'extrémité de l'implant simplifié pour les deux jeux de mesures répétés en configuration 0 et en configuration 3	140
Figure 3.5 : Température pendant la séquence et au début du refroidissement post-séquence pour les deux mesures en configuration 3.....	142

Liste des tableaux

Partie I

Table 1.1 : Limites de température lors d'un examen IRM avec antenne d'émission volumique	31
Table 1.2 : Limites de SAR lors d'un examen IRM avec antenne d'émission volumique	32
Table 2.1 : Propriétés physiques du gel de test ASTM	37
Table 2.2 : Exemple d'une séquence générant de forts échauffements radiofréquence	38

Partie II

Table 3.1 : Résultats en SAR maximal moyenné sur 1 g, en W/kg, pour chacune des prothèses en fonction de la longueur de tige et du diamètre de tête (en millimètres), e correspondant à l'épaisseur de la tige (en millimètres)	66
Table 3.2 : Résultats en SAR maximal moyenné sur 1 g (en W/kg) pour chacune des prothèses en fonction de la longueur/épaisseur de tige et du diamètre de tête (en millimètres)	67

Partie III

Table 2.1 : Echauffement au niveau des électrodes pour chaque configuration	82
Table 2.2 : Echauffement à l'extrémité de chacune des sondes, pour chaque configuration	83
Table 2.3 : Echauffement à l'extrémité de chacune des sondes, pour chaque configuration anatomique	84
Table 2.4 : Mesures de températures répétées à l'extrémité de chacune des sondes, pour chaque configuration anatomique	84
Table 2.5 : Echauffement à l'extrémité des sondes, pour chaque configuration	86
Table 2.6 : Tension induite au tip et au ring du pacemaker pour chaque configuration	88
Table 2.7 : SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité des sondes	91
Table 2.8 : Echauffement pour chaque configuration et à ± 1 cm de l'extrémité des sondes	93
Table 2.9 : SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité de chacune des sondes	93
Table 2.10 : Tension maximale induite aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker, en simulation	95
Table 3.1 : Echauffement à l'extrémité de chacune des sondes dans toutes les configurations. Le facteur de couplage est calculé pour chaque sonde, dans chaque jeu de sondes	105
Table 3.2 : Tableau comparatif des échauffements obtenus à l'extrémité des câbles isolés avec la gaine thermo-rétractable, en simulation et en expérience	107
Table 3.3 : Paramètres choisis pour les simulations : les valeurs des paramètres variables sont indiquées en gras	108

Table 3.4 : Echauffement à l'extrémité des sondes, pour chaque configuration et chaque jeu de paramètres avec en gras le paramètre modifié par rapport au paramètres de la ligne précédente. Les facteurs de couplages sont reportés dans chaque cas108

Table 3.5 : Tableau comparatif des échauffements obtenus à l'extrémité des sondes, en simulation et en expériences, pour les câbles isolés par le matériau PTFE.....110

Partie IV

Table 2.1 : Dimension de l'antenne en cage d'oiseau utilisée en laboratoire.....123

Table 3.1 : Paramètres de la séquence IRM utilisée pour générer des échauffements radiofréquence via l'antenne en cage d'oiseau.....137

Liste des abréviations

ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CHRU	Centre Hospitalier Régional Universitaire
CIC-IT	Centre d'Investigation Clinique et d'Innovation Technologique
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
CST	<i>Computer Simulation Technology</i>
DAS	Débit d'Absorption Spécifique
ECG	ElectroCardioGramme
EEG	ElectroEncephaloGramme
ESMRMB	<i>European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FDFD	<i>Finite-Difference Frequency Domain</i>
FDTD	<i>Finite-Difference Time Domain</i>
FEDER	Fonds Européen de Développement Régional
FEM	<i>Finite Elements Method</i>
FIT	<i>Finite Integration Technique</i>
GPU	<i>Graphic Processing Unit</i>
IADI	Imagerie Adaptative, Diagnostique et Interventionnelle
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
INSERM	Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ISMRM	<i>International Society for Magnetic Resonance in Medicine</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
MR	<i>Magnetic Resonance</i>

PBHTE	<i>Pennes' BioHeat Transfer Equation</i>
PEC	<i>Perfect Electric Conductor</i>
PTFE	PolyTetraFluoroEtylène
RF	Radiofréquence
RMN	Résonance Magnétique Nucléaire
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i>
SEMCAD	<i>Simulation platform for ElectroMagnetic Compatibility, Antenna Design</i>
SFPM	Société Française de Physique Médicale
SFRMBM	Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et Médecine
SPEAG	<i>Schmid & Partner Engineering AG</i>
SpinE	<i>Spin Equipment</i>

Liste des publications et communications

PUBLICATION

Kabil J., Missoffe A., Felblinger J., Pasquier C., Belguerras L. *A Review of Numerical Simulation and Analytical Modeling for Medical Devices Safety in MRI*. IMIA Yearbook of Medical Informatics, 2016, 152-158.

COMMUNICATIONS EN CONFERENCES EN TANT QUE PREMIER AUTEUR

➤ Présentations orales

ISMRM Workshop on Ensuring RF Safety in MRI, McLean, VA, USA, Octobre 2017

Kabil J. *et al.*, *Influence of a Surface Coil on the RF-Induced Heating on a Simplified Implanted Lead: A Numerical & Experimental Study.*

SFPM - 55^{èmes} Journées Scientifiques, Nancy, France, Juin 2016

Kabil J. *et al.*, *Couplage et échauffements de sondes de dispositif médical induits par radiofréquence de l'IRM.*

CST European User Conference - 11th edition, Strasbourg, France, Avril 2016

Kabil J. *et al.*, *Influence of lead coupling on the radiofrequency heating of multiple cables in MRI.*

SFRMBM - 2^{ème} Congrès, Grenoble, France, Mars 2015

Kabil J. *et al.*, *Evaluation de la tension induite par radiofréquence sur un pacemaker en présence d'une sonde abandonnée.*

➤ Communications affichées

ISMRM 25th Annual Meeting, Honolulu, HI, USA, Avril 2017

Kabil J. *et al.*, *Quantification and impact of lead coupling on RF-induced heating in MRI.*

ESMRMB 32nd Annual Meeting, Édimbourg, Écosse, Octobre 2015

Kabil J. *et al.*, *Impact of tissue properties on radiofrequency-induced ECG cable heating: a numerical study.*

Kabil J. *et al.*, *Lead coupling with radiofrequency in active implanted medical device: impact of case impedance.*

SFRMBM 2nd Annual Meeting, Grenoble, France, Mars 2015

Kabil J. et al., Échauffements de sonde de pacemaker induits par radiofréquence en présence d'une sonde abandonnée.

ISMRM Workshop on MRI Safety, Washington DC, USA, Septembre 2014

Kabil J. et al., Evaluation of RF-induced voltage on a pacemaker in presence of an abandoned lead.

Kabil J. et al., Simulations and experiments on RF-induced pacemaker lead heating in presence of an abandoned lead.

Introduction générale

« *In silico we trust.* »

- Zurich MedTech

Les pathologies liées au vieillissement bénéficient grandement de diagnostic ou de suivi par imagerie médicale, notamment par l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Cette modalité d'imagerie non-ionisante permet d'obtenir des images de type anatomique ou fonctionnel avec une excellente résolution, et peut se révéler indispensable pour déceler ou suivre l'évolution d'une maladie. Les patients âgés peuvent donc particulièrement bénéficier de ce type d'examen.

Or, avec l'âge augmente également la possibilité de se voir implanter un dispositif médical pour délivrer une thérapie comme avec les implants actifs de type pacemaker ou défibrillateur, ou pour améliorer le confort de vie de la personne tel que le permettent les implants passifs de type prothèse de hanche ou de genou. Il est donc probable qu'une personne soit à la fois porteuse d'un implant médical et susceptible d'avoir besoin d'un examen IRM.

La problématique ici est la sécurité du patient implanté lors de cet examen : en effet, cet appareil d'imagerie fait intervenir différents types de champs électromagnétiques, chacun pouvant interagir avec le dispositif de façon potentiellement dangereuse pour le patient. En particulier, un implant métallique soumis au champ électromagnétique radiofréquence généré par l'imageur agit comme une antenne, ce qui est susceptible de conduire à des échauffements voire à des brûlures.

Les fabricants de dispositifs médicaux connaissent cette problématique et aujourd'hui, de nombreux modèles d'implants permettant de passer un examen IRM de façon plus sûre qu'auparavant ont été développés. En effet, il existe de nos jours des normes destinées aux fabricants de dispositifs médicaux, pour tester leurs appareils et leur délivrer (en fonction des résultats de ces tests) un label attestant de leur innocuité en environnement IRM dans des conditions précises. Cela permet bien sûr au patient de pouvoir bénéficier de ce type d'imagerie, mais également aux manipulateurs en radiologie d'adapter le protocole d'examen de façon à assurer la sécurité de leur patient.

Cependant, si ces normes permettent de donner un cadre et des seuils précis, le test de gammes étendues de prothèses peut être extrêmement long, puisque chaque prothèse de chaque gamme nécessite de passer par ces tests. Par ailleurs, ces normes ne concernent pas des cas complexes avec plusieurs implants placés côte à côte, ou la présence de plusieurs antennes IRM lors de l'examen (comme tel peut être le cas en routine clinique). Il convient donc d'étudier ces problématiques qui, bien que distinctes, se rejoignent sous une seule question : de quelle façon les dispositifs médicaux interagissent-ils par rapport à la radiofréquence de l'IRM ?

La présente thèse, qui vise à y apporter des réponses, s'inscrit dans un projet collaboratif entre le laboratoire IADI et la société de compatibilité IRM Healtis : le projet SpinE, financé par des fonds FEDER et par la Région Grand Est, qui a pour but d'étudier la sécurité IRM sous tous ses aspects (champ électromagnétique statique, gradients de champ magnétique, ondes électromagnétiques radiofréquence).

La simulation numérique présente un grand intérêt pour répondre à la problématique : d'une part, elle permet de valider des résultats expérimentaux, d'autre part, d'effectuer un très grand nombre de tests de façon plus pratique qu'en environnement IRM, et enfin d'accéder à des informations impossibles à obtenir par ailleurs. C'est pourquoi la simulation électromagnétique et thermique fera partie intégrante des études présentées ici, sans perdre de vue la confrontation avec les résultats expérimentaux qui reste indispensable.

Avant de se pencher sur ces cas complexes, il convient de revenir en premier lieu sur les risques potentiels existant pour un patient porteur d'un dispositif médical lors d'un examen IRM, et sur leurs mécanismes physiques.

Après une introduction détaillée à notre problématique dans la partie I, comportant les aspects physiques mais également normatifs de la compatibilité IRM des implants, notre plan se déroulera comme suit :

- Dans la partie II, nous nous intéresserons à la question de la réduction du nombre de simulations nécessaires pour tester une large gamme de prothèses d'épaule. Nous proposerons une méthode de prédiction destinée à réduire le nombre de simulations pour aider à déterminer, parmi une gamme de prothèses, le modèle générant le plus d'échauffement selon divers paramètres.
- Dans la partie III, nous aborderons la problématique de l'échauffement résultant du couplage entre deux sondes. Pour ce faire, nous étudierons différents types de dispositifs via des simulations électromagnétiques et des expériences : nous introduirons une métrique pour quantifier le couplage, et nous mettrons en évidence des facteurs pouvant l'influencer.
- Dans la partie IV, l'influence de la présence d'une antenne de surface en réception, en plus de l'antenne cage d'oiseau habituellement utilisée pour nos tests, sera évaluée. Des mesures de température et des simulations numériques nous permettront d'étudier l'impact des interactions entre un implant simple et plusieurs antennes sur l'échauffement induit.

Partie I

L'IRM pour les patients porteurs de dispositifs médicaux : quels risques ?

Chapitre 1

L'IRM en présence d'implants médicaux

Ce chapitre présente la technique d'IRM, le contexte du vieillissement global de la population corrélé avec des pathologies et les implantations de dispositifs médicaux, pour aboutir sur la problématique des risques posés par la présence de dispositifs médicaux en IRM.

1.1 L'imagerie par Résonance Magnétique

1.1.1 Principe

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie médicale parmi les plus répandues, et en constante augmentation dans le monde (1) depuis son essor débutant dans les années 1980. Son caractère non-ionisant et son excellente résolution en font un examen de choix pour de nombreuses pathologies (2).

Cette technique d'imagerie repose sur l'acquisition du signal provenant des noyaux d'hydrogène contenus dans les tissus. Le champ magnétique statique intense de la machine, entre 1.5 Tesla et 3 Tesla en utilisation clinique, agit sur ces noyaux d'hydrogène ou protons : en présence du champ magnétique statique B_0 , chaque proton subit un mouvement de précession à une fréquence donnée par la fréquence de Larmor ω_0 :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (I.1)$$

γ étant le rapport gyromagnétique, dépendant du noyau considéré et d'une valeur de 42.58 MHz.T⁻¹. En l'absence d'excitation, le moment magnétique macroscopique net \vec{M}_0 , créé par l'ensemble des protons, est parallèle à \vec{B}_0 et sa composante dans le plan transverse \vec{M}_{xy} est nulle.

Excitation et relaxation

La mesure du signal passe par l'augmentation de la norme de la composante \vec{M}_{xy} , orientée perpendiculairement à \vec{B}_0 . Pour ce faire, il est nécessaire d'appliquer un second champ magnétique, le champ électromagnétique radiofréquence \vec{B}_1 : ce champ est également à la fréquence de résonance et permet ainsi de basculer \vec{M}_0 vers le plan (xy) avec un angle de bascule α (Figure 1.1).

$$\vec{M}_{xy} = \vec{M}_0 \sin \alpha \quad (I.2)$$

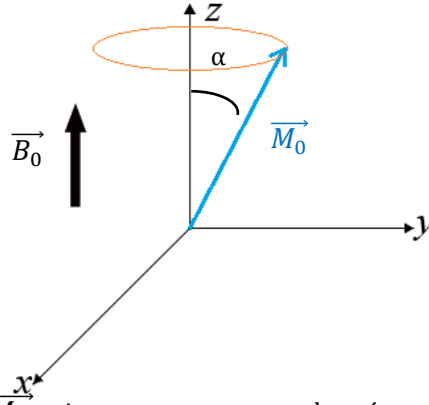


FIGURE 1.1 : Aimantation \vec{M}_0 suivant un mouvement de précession avec un angle α par rapport à \vec{B}_0 .

$$\alpha = \int_0^T \gamma |\vec{B}_1(t)| dt \quad (I.3)$$

T étant la durée de l'impulsion radiofréquence.

Une fois l'excitation radiofréquence finie, la magnétisation \vec{M} retourne à l'état d'équilibre :

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M}(t) \times \vec{B}(t) - R (\vec{M}(t) - \vec{M}_0) \quad (I.4)$$

Où R est la matrice de relaxation, notée :

$$R = \begin{bmatrix} \frac{1}{T_2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{T_2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{T_1} \end{bmatrix} \quad (I.5)$$

Les temps T_1 et T_2 sont des temps de relaxation caractéristique du tissu considéré (Figure 1.2). On distingue la relaxation T_1 et la relaxation T_2 :

- La relaxation T_1 correspond au retour à l'équilibre de la composante M_z :

$$M_z(t) = M_0 \times \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (I.6)$$

- la relaxation T_2 correspond au retour à l'équilibre de la composante M_{xy} :

$$M_{xy}(t) = M_0 \times e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (I.7)$$

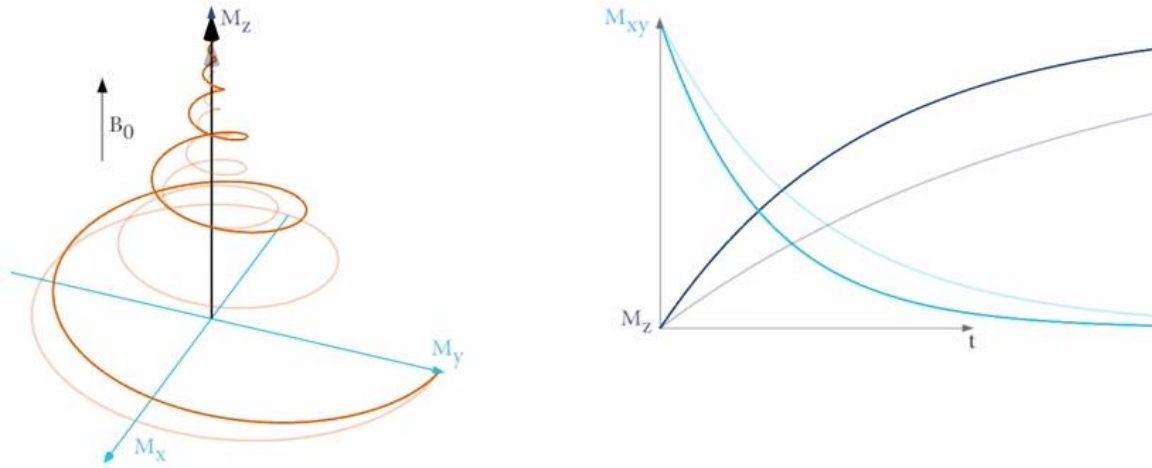


FIGURE 1.2 : Illustration de la relaxation T_1 et T_2 . Adapté du média créé par S. Giannini. CC BY-SA 3.0, https://en.wikipedia.org/wiki/File:Proton_spin_MRI.webm

En pratique, le temps de relaxation T_2 n'est pas le temps caractéristique observé pour un tissu en IRM. En effet, les inhomogénéités de champ statique (pouvant résulter de l'aimant lui-même et de la susceptibilité magnétique de l'environnement) donnent lieu à l'observation en pratique d'une autre grandeur, le temps T_2^* :

$$T_2^* = \frac{1}{\frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}} \quad (1.8)$$

Où $\frac{1}{T_2'}$ est la contribution au taux de relaxation qui dépend des inhomogénéités de champ.

Localisation spatiale du signal et reconstitution de l'image

Pour localiser la provenance du signal et reconstituer une image à partir de ce signal, il est nécessaire de n'exciter qu'une zone spécifique à la fois. Cela est réalisé grâce à la présence de bobines de gradients émettant un champ magnétique dans les trois directions de l'espace, modifiant ainsi la fréquence de Larmor :

$$\omega_0(r) = \gamma(B_0 + G_x x + G_y y + G_z z) \quad (1.9)$$

Les gradients de champ magnétique sont utilisés pour la sélection de coupe, l'encodage en fréquence et en phase (Figure 1.3). Le but de la sélection de coupe est d'exciter sélectivement les protons dans un volume défini. Les gradients d'encodage en fréquence et en phase permettent de modifier la phase et la fréquence des protons d'après leur localisation spatiale dans le volume excité. Ces opérations permettent d'obtenir une matrice de données provenant des codages en phase et en fréquence dans le plan de Fourier (ou espace k). Une transformée de Fourier 2D permet alors de reconstruire l'image.

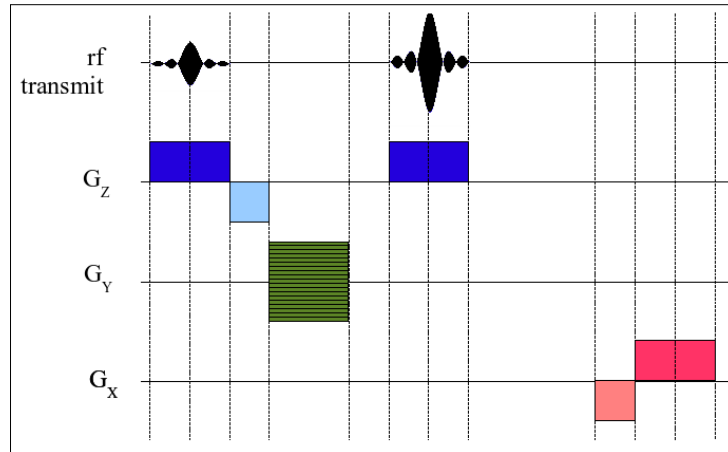


FIGURE 1.3 : Exemple de diagramme temporel de séquence IRM. CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=4179911> (adaptation)

1.1.2 Antennes radiofréquence

Les antennes radiofréquence permettent de créer le champ perturbateur B_1 et de recueillir le signal IRM. Les antennes RF sont basées sur le principe de circuit électrique résonant RLC (Figure 1.4) :

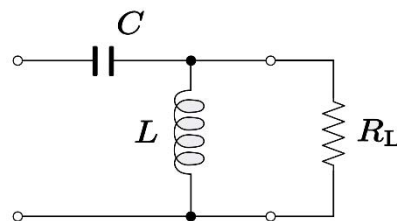


FIGURE 1.4 : Schéma d'un circuit RLC.

Une antenne boucle est caractérisée par le type de fil métallique et les choix de conception de l'antenne : ces paramètres définissent L et R. La fréquence de résonance et le facteur de qualité peuvent ensuite être ajustés avec la valeur de C.

La fréquence de résonance est donnée par :

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (I.10)$$

A ce circuit RLC est ajouté un circuit dit de *tuning* et de *matching* : ce circuit a pour but d'optimiser la connexion de l'antenne à un câble (comme par exemple un câble coaxial) et d'éviter les réflexions. Ce circuit constitué de deux capacités variables en parallèle permet d'ajuster la valeur de l'impédance de l'antenne à 50 Ω pour correspondre aux câbles utilisés en IRM.

Il existe de multiples types d'antennes radiofréquence, qu'on distingue entre antennes volumiques et antennes de surface.

1.1.2.A Les antennes volumiques

Parmi ces antennes se trouvent les antennes en cage d'oiseau (ou *birdcage coil*), dont un exemple est l'antenne directement intégrée à la machine IRM (3) : d'autres antennes en cage d'oiseau sont spécifiquement dédiées à certaines parties du corps, comme la tête ou le genou (Figure 1.5).

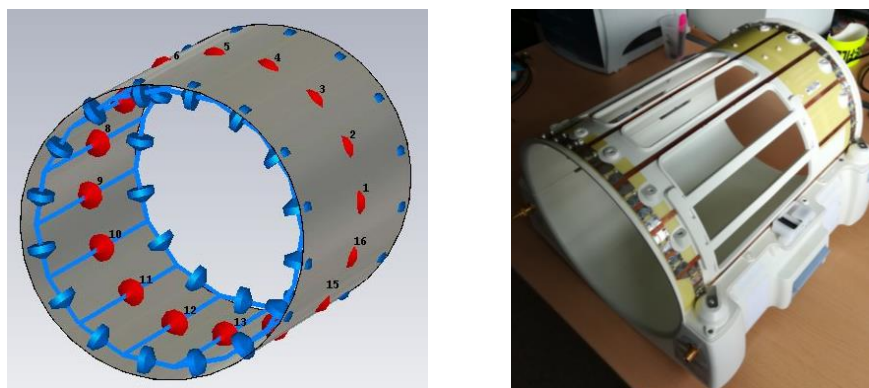


FIGURE 1.5 : A gauche : modèle numérique simplifié d'antenne en cage d'oiseau d'une machine IRM. A droite : exemple d'antenne tête.

Cette antenne, qui tire son nom de sa forme, est constituée de conducteurs longilignes (aussi appelés *legs* et typiquement au nombre de 8, 16 ou 32) connectés aux deux extrémités à des anneaux. Ces antennes peuvent être conçues en tant qu'antennes passe-haut, passe-bas ou passe-bande, selon la position des capacités. Durant la transmission, des courants sont appliqués dans les *legs* de manière à avoir un déphasage de $\frac{2\pi}{N}$ d'un conducteur sur l'autre (N étant le nombre de *legs* total) ce qui permet la génération d'un champ magnétique homogène. Cela correspond au mode principal de l'antenne, mais il existe $\frac{N}{2}$ modes ou harmoniques au total.

Enfin, les antennes en cage d'oiseau peuvent être alimentées en quadrature, c'est-à-dire par deux sources de courant spatialement décalées de 90° sur les anneaux de l'antenne et déphasées de 90° .

Toutefois, bien que l'antenne en cage d'oiseau de la machine permette effectivement d'obtenir un champ magnétique homogène, elle se trouve trop éloignée du patient pour pouvoir faire office d'antenne de réception avec un rapport signal sur bruit (ou *SNR* pour *Signal-to-Noise Ratio*) suffisant. Pour cela, un autre type d'antenne est utilisé, les antennes de surface.

1.1.2.B Les antennes de surface

Les antennes de surface sont des antennes placées sur la zone à imager, permettant d'avoir un SNR supérieur à celui de l'antenne en cage d'oiseau de la machine IRM.

Il existe plusieurs types d'antennes de surface : les antennes de surface simples sous forme de boucle (ou *loop coil*) ne permettent pas d'obtenir un champ homogène sur une large zone : contrairement à l'antenne en cage d'oiseau, elles sont utilisées uniquement en réception. Les réseaux d'antennes (Figure 1.6) sont un ensemble d'antennes de surface simples, visant à obtenir un bon SNR sur une large surface (combinant ainsi les avantages de l'antenne en cage d'oiseau et de l'antenne de surface simple).

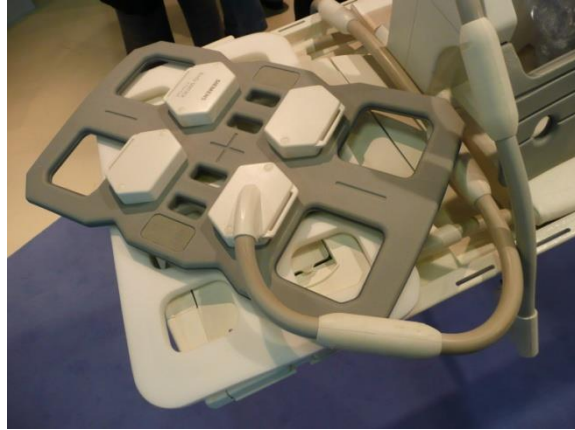


FIGURE 1.6 : Exemple d'antenne surfacique. CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=5044102>

Ces réseaux d'antennes peuvent également être utilisés pour faire de l'imagerie parallèle, accélérant le temps d'acquisition. Si ces antennes ont des avantages, elles présentent également des contraintes techniques : il faut prêter attention au recouvrement optimal des antennes boucles entre elles pour éviter toute interférence parasite.

Enfin, un aspect important qui sera mis en avant plus particulièrement dans la partie IV de ce manuscrit concerne le découplage optimal des antennes de surface lors de la transmission par l'antenne en cage d'oiseau. En effet, si les antennes de réception sont toujours accordées à la fréquence de résonance de l'antenne émettrice, des dommages peuvent s'ensuivre pour l'antenne mais cela pourrait potentiellement être dangereux pour le patient : un couplage peut survenir entre les deux antennes, perturbant le champ électromagnétique initial.

Ainsi, l'IRM permet de réaliser des images du corps humain en se basant sur un principe physique ne faisant uniquement intervenir des rayonnements non-ionisants, et est une modalité d'imagerie utile pour un grand nombre de pathologies.

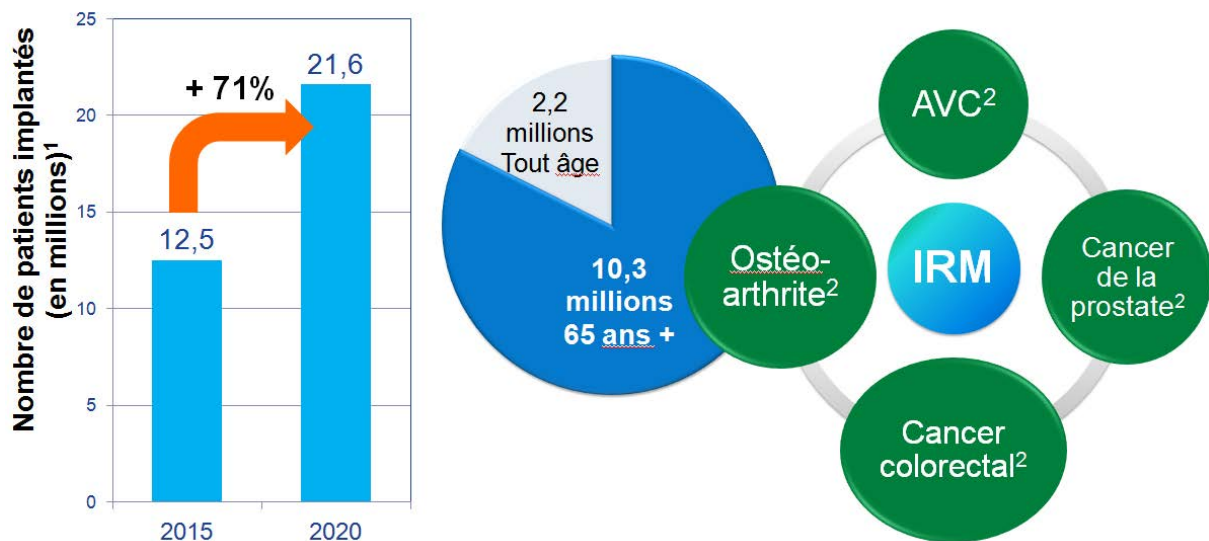
1.2 IRM et implants

1.2.1 Diagnostic et suivi des pathologies

Actuellement, l'IRM fait partie des modalités d'imagerie médicale de référence pour diverses pathologies, qu'il s'agisse de maladies cardiaques (4), de cancers (5), du cerveau (6) ou encore de problèmes ostéo-articulaires (7). En effet, cette modalité est adaptée aux tissus mous et permet notamment de distinguer la matière blanche et grise du cerveau. Par ailleurs, outre ses applications pour l'imagerie anatomique, l'IRM permet également de réaliser des images dites fonctionnelles : l'IRM fonctionnelle (ou IRMf) permet de détecter l'activation de diverses zones du cerveau en fonction de diverses tâches cognitives.

Avec une population globale vieillissante (8), les diagnostics et les examens d'imagerie deviennent de plus en plus nécessaires puisque les pathologies mentionnées ci-dessus sont également corrélées avec l'âge (9). Certaines pathologies, notamment les dysfonctionnements cardiaques (10), sont en constante augmentation.

De plus, ces pathologies peuvent nécessiter la pose d'implants ou de prothèses médicales, comme le pacemaker (stimulateur cardiaque), le neurostimulateur ou les prothèses orthopédiques. Suivant l'augmentation de l'espérance de vie et du nombre de pathologies diagnostiquées, on observe une augmentation des procédures d'implantation (11) comme représenté en Figure 1.7 : les pacemakers sont posés de plus en plus fréquemment (12,13).



¹Philips, data on file. Based on Millennium research group reports RPUS21LJ15; RPUS20SP15; RPGL12CR14. ²National Cancer Institute April 2009. Arthritis Rheum. May 1998;41(5):778-799. American Heart Association. 2010.

FIGURE 1.7 : Diagramme représentant l'évolution du nombre d'implantation au fil des ans et en fonction de l'âge, et les pathologies associées à l'âge (pour lesquelles l'IRM peut être une modalité privilégiée).

1.2.2 Prothèses et implants médicaux

Les dispositifs médicaux implantables peuvent être divisés en deux grandes catégories, les dispositifs médicaux actifs et les dispositifs médicaux passifs.

1.2.2.A Dispositifs médicaux implantables actifs

Les dispositifs médicaux implantables actifs sont des implants comportant une batterie et des circuits électroniques, destinés à administrer une thérapie au patient en utilisant une source d'énergie dédiée.

On trouve entre autres dans cette catégorie les stimulateurs cardiaques (pacemakers), les défibrillateurs cardiaques, les neurostimulateurs, les implants cochléaires (Figure 1.8).

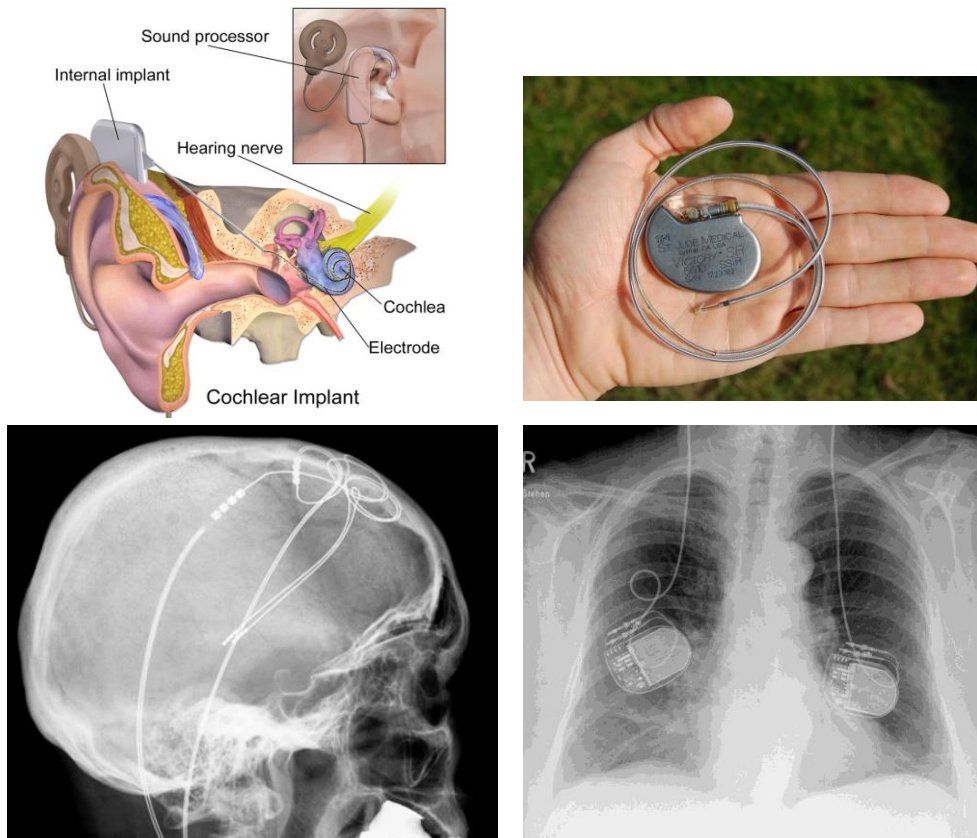


FIGURE 1.8 : Dispositifs médicaux implantables actifs.

En haut : à gauche : schéma de la composition et du positionnement d'un implant cochléaire. ("Medical gallery of Blausen Medical 2014". WikiJournal of Medicine 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436. - CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=29025007>) ; à droite : boîtier de pacemaker connecté à une sonde (Par Steven Fruitsmaak, CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=2909080>).

En bas : radiographie par rayons X d'un patient implanté avec des neurostimulateurs. On aperçoit les électrodes reliées au cerveau, ainsi que les boîtiers des dispositifs au niveau de la poitrine. (Hellerhoff, CC BY-SA 3.0, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tiefe_Hirnstimulation_-_Sonden_Roe.Schaedel_ap.jpg)

1.2.2.B Dispositifs médicaux implantables passifs

Les dispositifs médicaux implantables passifs sont les autres implants, dépourvus de tout circuit électronique.

Les prothèses orthopédiques - prothèses de hanche, de genou ou d'épaule -, les endoprothèses ou *stents*, ou encore les dispositifs de fixation externe (partiellement implantés) sont des exemples d'implants passifs (Figure 1.9).

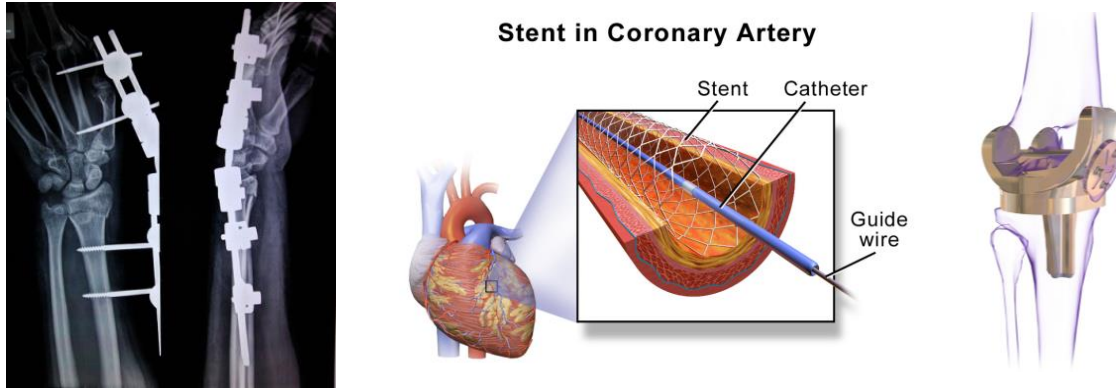


FIGURE 1.9 : Dispositifs médicaux implantables passifs.

De gauche à droite: Image par rayons X d'un appareil de fixation externe pour un os brisé (CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=11673942>). Image d'un stent coronarien placé dans une artère ("Medical gallery of Blausen Medical 2014". *WikiJournal of Medicine* 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436. - Own work, CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=33041225>). Prothèse de genou (Par BruceBlaus, CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=44967235>).

1.3 Risques potentiels d'un examen IRM sur patient implanté

Lors d'un examen IRM, plusieurs champs électromagnétiques statiques et variables dans le temps sont présents. Les dispositifs médicaux implantés comportant des parties métalliques, chacun de ces champs peut poser un risque pour le patient.

1.3.1 Champ magnétique statique

Le champ magnétique statique généré par l'aimant supraconducteur contenu dans une machine IRM est très intense : de l'ordre du tesla en routine clinique, il s'agit d'un champ magnétique approximativement 10^5 fois plus élevé que le champ magnétique terrestre. Un implant en présence d'un tel champ magnétique va présenter plusieurs risques :

- **Attraction** : En présence d'un gradient de champ magnétique statique (tel que subi en se déplaçant dans la salle d'IRM), un dispositif ferromagnétique va subir une force d'attraction \vec{F} proportionnelle au gradient spatial :

$$|\vec{F}| \propto \chi V \vec{B} \cdot \frac{d\vec{B}}{dr} \quad (I.11)$$

\vec{B} étant le champ magnétique statique, V un volume de matériau de susceptibilité magnétique χ et r la position dans le champ magnétique.

- **Torsion** : Même à l'intérieur d'un champ magnétique uniforme, la magnétisation nette aura tendance à s'aligner avec l'axe de celui-ci et une torsion \vec{T} proportionnelle à la force du champ magnétique s'exercera sur le dispositif :

$$|\vec{T}| \propto \chi^2 V |\vec{B}|^2 \quad (I.12)$$

- Génération d'artefacts : la présence de l'implant métallique possédant une susceptibilité χ perturbe le champ magnétique statique qui n'est alors plus homogène. Cela induit des variations locales de champ amenant à des artefacts sur l'image IRM, pouvant perturber le diagnostic ou le suivi du patient.

1.3.2 Gradients de champ magnétique

Les bobines de gradient vont générer des ondes électromagnétiques à basse fréquence pouvant interagir avec un dispositif médical de différentes manières :

- Vibrations : Le champ magnétique variable induit des courants dans le dispositif implanté, qui vont générer des vibrations à cause de la présence du champ magnétique statique.
- Tensions induites sur dispositifs actifs : Sur un dispositif actif comportant une ou plusieurs sondes (par exemple un pacemaker), ces sondes peuvent agir comme une antenne vis-à-vis des ondes électromagnétiques générées par les bobines de gradient et induire des tensions sur le dispositif (14).
- Echauffements : Les implants métalliques peuvent conduire les ondes électromagnétiques et conduire à des échauffements. Des études ont été faites dans la littérature (15), ces effets semblent moins marqués que ceux générés par les ondes électromagnétiques radiofréquence.

1.3.3 Ondes électromagnétiques radiofréquence

Les ondes électromagnétiques radiofréquence (RF) générées par l'antenne en cage d'oiseau lors de la transmission, typiquement d'une fréquence de 64 MHz ou 128 MHz en clinique, peuvent être à l'origine de deux types majeurs de risques pour un patient implanté.

1.3.3.A Echauffements

Lorsqu'un milieu conducteur (comme par exemple le corps humain) est soumis à une onde électromagnétique radiofréquence, il agit comme une antenne en absorbant l'énergie transmise par l'onde. L'impédance du conducteur va alors faire que cette énergie sera plus ou moins dissipée sous forme thermique par effet Joule.

Pour quantifier ce phénomène, une métrique d'absorption de puissance par les tissus est utilisée : il s'agit du Débit d'Absorption Spécifique (ou DAS, ou encore SAR pour *Specific Absorption Rate*). Cette grandeur, également utilisée pour décrire par exemple les effets sur le cerveau liés à l'utilisation d'un téléphone portable, est exprimée en W/kg et est définie comme suit :

$$S = \frac{\sigma E_{RMS}^2}{\rho} \quad (I.13)$$

Avec S le SAR en W/kg, σ la conductivité du tissu, ρ sa densité et E_{RMS} la valeur efficace du champ électrique dans lequel baigne le tissu.

Le SAR est directement lié à la température d'un tissu. Dans l'équation de la chaleur biologique de Pennes permettant d'accéder à la variation de température d'un tissu au cours du temps, on retrouve :

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho \omega (T - T_b) \quad (I.14)$$

k étant la conductivité thermique, ω le taux de perfusion, Q le taux de génération de chaleur métabolique et ρ_b , c_b et T_b étant respectivement la densité, la capacité calorifique spécifique et la température du sang.

En présence d'une onde radiofréquence, les éléments métalliques vont également agir comme des antennes et capter ces ondes. La composante électrique du champ électromagnétique, par un effet « paratonnerre », va induire une concentration de charge aux endroits les plus pointus du dispositif, par exemple à l'extrémité d'une sonde métallique. La pointe métallique étant en contact avec les tissus, il peut alors y avoir une dissipation de chaleur par effet Joule au niveau des tissus à l'interface avec le métal, ce qui peut alors occasionner de forts échauffements localisés voire des brûlures.

En règle générale et pour tout type d'IRM sur tout type de patient (implanté ou non), les échauffements induits par radiofréquence sont soumis à des seuils à ne pas dépasser lors de l'examen. Ces valeurs maximales ont été définies dans la norme dédiée aux exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical IEC 60601-2-33:2010 (16), comme reporté en Table 1.1 :

Mode de fonctionnement	Température interne maximale (°C)	Température maximale du tissu localisé (°C)	Augmentation de la température interne (°C)
Normal	39	39	0,5
1er niveau contrôlé	40	40	1
2ème niveau contrôlé	> 40	> 40	> 1

TABLE 1.1 : Limites de température lors d'un examen IRM avec antenne d'émission volumique.

Les modes sont utilisés selon le compromis bénéfice-risque pour le patient : les modes au-dessus du mode normal requièrent des contrôles de sécurité de plus en plus sévères pour être activés.

Pour ne pas dépasser ces seuils, la même norme a proposé des valeurs de SAR maximales, toujours selon la partie du corps considéré et le mode d'opération de la machine IRM (Table 1.2) :

Temps de moyennage	6 minutes		
Mode de fonctionnement	SAR corps entier (W/kg)	SAR dans une partie du corps (W/kg)	SAR tête (W/kg)
Normal	2	2 à 10	3,2
1er niveau contrôlé	4	4 à 10	3,2
2ème niveau contrôlé	> 4	> 10	> 3,2

TABLE 1.2 : Limites de SAR lors d'un examen IRM avec antenne d'émission volumique.

1.3.3.B Tensions induites sur dispositifs actifs

Ce même phénomène d'antenne est également à l'origine d'un autre type de risque pouvant concerner les porteurs d'implants actifs, tels que les pacemakers ou les neurostimulateurs : la sonde du dispositif agissant comme une antenne, la radiofréquence peut perturber le bon fonctionnement du dispositif et induire des tensions indésirables, ce qui représente un risque majeur en cas de thérapie non désirée ou à l'inverse non délivrée.

Ce chapitre nous a permis d'introduire la problématique et les risques liés aux examens IRM pour les porteurs d'implants médicaux actifs ou passifs (Figure 1.10). Avec une population vieillissante présentant de plus en plus d'implantations mais aussi de pathologies nécessitant l'IRM, il est nécessaire d'étudier les phénomènes à risque pouvant survenir, de façon à tendre vers une IRM sûre pour tous les patients.

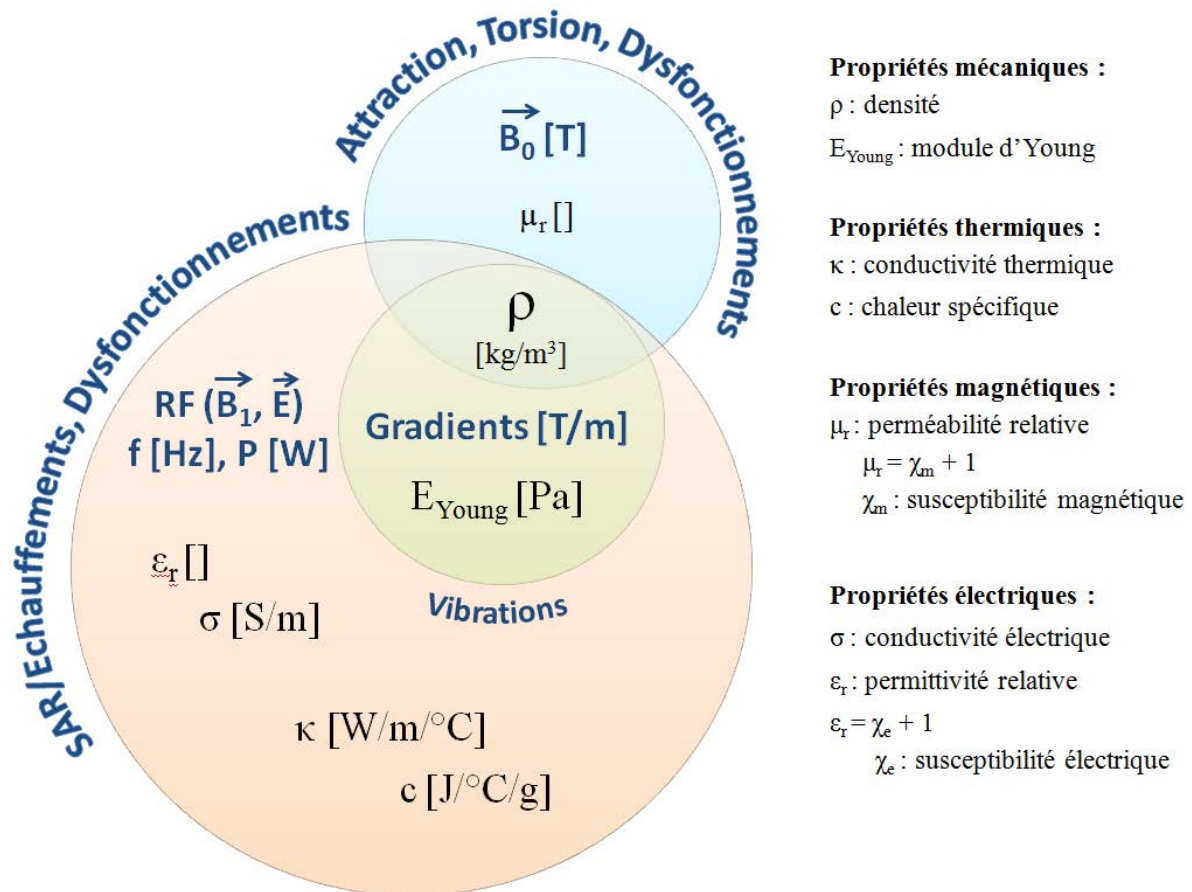


FIGURE 1.10 : Diagramme résumant les effets des différents champs électromagnétiques en IRM en présence d'un implant, et leur dépendance aux propriétés électromagnétiques, thermiques et mécaniques des matériaux du dispositif et des tissus. Diagramme réalisé en collaboration avec le Pr. Jacques Felblinger et le Dr. Pauline Ferry.

Chapitre 2

Etat de l'art sur les interactions implant-radiofréquence

Ce chapitre présente les développements en recherche sur la sécurité IRM, d'une part au niveau des normes de sécurité qui ont été développées, et d'autre part au niveau des études au niveau des problèmes posés par l'interaction avec l'antenne radiofréquence. Ici, nous distinguerons les dispositifs médicaux implantés actifs et passifs.

Il existe dans la littérature des cas de patients ayant subi des dommages à cause de l'interaction entre leur implant et la radiofréquence de l'IRM : un patient porteur de neurostimulateur a subi des dommages irréversibles à cause de l'échauffement de la sonde de son dispositif (17). Les chiffres pour le nombre de patients porteurs de pacemaker décédés des suites d'un examen IRM sont difficiles à trouver, mais les risques ne sont pas à écarter notamment pour les dispositifs anciens, ne bénéficiant pas des technologies destinées à rendre le pacemaker plus sûr en IRM. Il convient donc de prêter attention et de comprendre les interactions entre implants métalliques et radiofréquence, pour proposer un cadre de test éprouvé et ainsi assurer la sécurité des patients.

2.1 Les normes de sécurité IRM pour dispositifs médicaux implantés

Dans le but d'encadrer et d'uniformiser les bonnes pratiques à destination des fabricants de dispositifs médicaux implantables et pour permettre aux manipulateurs en radiologie de scanner les patients en toute sécurité, des normes ont été développées en collaboration avec la FDA pour les implants actifs et passifs. Ces normes ont pour but de présenter des méthodes de tests, des seuils de sécurité acceptable et des labels correspondant à la sécurité du dispositif en environnement IRM (Figure 2.1) :



FIGURE 2.1 : De gauche à droite : Label « *MR Safe* », label « *MR Conditional* », label « *MR Unsafe* ».

Le label « *MR Safe* » signifie que le dispositif ne présente pas de danger quelque soit l'environnement IRM. Le second label, « *MR Conditional* », indique que le dispositif peut être présent lors d'un examen IRM mais seulement sous des conditions précises spécifiées par le fabricant. Enfin, le dernier label « *MR Unsafe* » indique que le dispositif présente un ou plusieurs dangers en environnement IRM, et qu'il ne doit pas être introduit dans cet environnement.

2.1.1 Dispositif médical implanté actif

La norme en vigueur consacrée à la sécurité des dispositifs médicaux implantés actifs en IRM est la norme ISO/TS 10974 :2012 (18). Les procédures de test présentées dans le document sont destinées à être utilisées en IRM 1.5 T, et couvrent tous les risques potentiels énoncés dans le chapitre précédent : échauffements, vibrations, attraction, torsion, et dysfonctionnement du dispositif actif. Le sujet de cette thèse étant les échauffements induits par les ondes électromagnétiques radiofréquence de l'IRM, nous allons plus particulièrement développer cette partie.

Pour déterminer les risques liés à l'échauffement lors de l'excitation radiofréquence, il faut prendre en compte un nombre de paramètres, notamment la géométrie du dispositif médical, la taille et l'anatomie du patient et les propriétés diélectriques et thermiques des tissus considérés. Pour aider à estimer ces risques, une approche à quatre niveaux est proposée (« *four-tier approach* »).

Le principe de cette approche est d'aller de plus en plus loin dans la complexité des tests si nécessaire, en réduisant au fur et à mesure la surestimation des magnitudes des champs électromagnétiques. Cette approche combine également des mesures expérimentales ainsi que des études en simulation numérique. Les niveaux, de plus en plus restrictifs, sont définis comme suit et schématisé en Figure 2.2 :

- Niveau 1 : Après avoir déterminé le champ électrique le plus important en termes d'amplitude, le dispositif est placé dans un milieu homogène et soumis au champ de magnitude et de phase uniforme correspondant. Des mesures de SAR ou de températures sont alors effectuées.
- Niveau 2 : Les mêmes opérations sont répétées mais cette fois-ci en utilisant un champ incident dont l'amplitude est l'amplitude maximale relevée en moyennant sur un volume de 10 g de tissu.
- Niveau 3 : On utilise le champ électrique tangent au chemin pouvant être suivi par le dispositif : toutes les trajectoires possibles devraient être envisagées, et on en retire l'amplitude maximale et la phase moyennée sur une section de 20 mm de longueur. A phase constante, on répète le niveau 1 avec un champ magnétique uniforme de cette amplitude.
- Niveau 4 : Enfin, le dernier moyen d'évaluation est de réaliser une simulation électromagnétique et thermique complète sur un modèle humain validé.

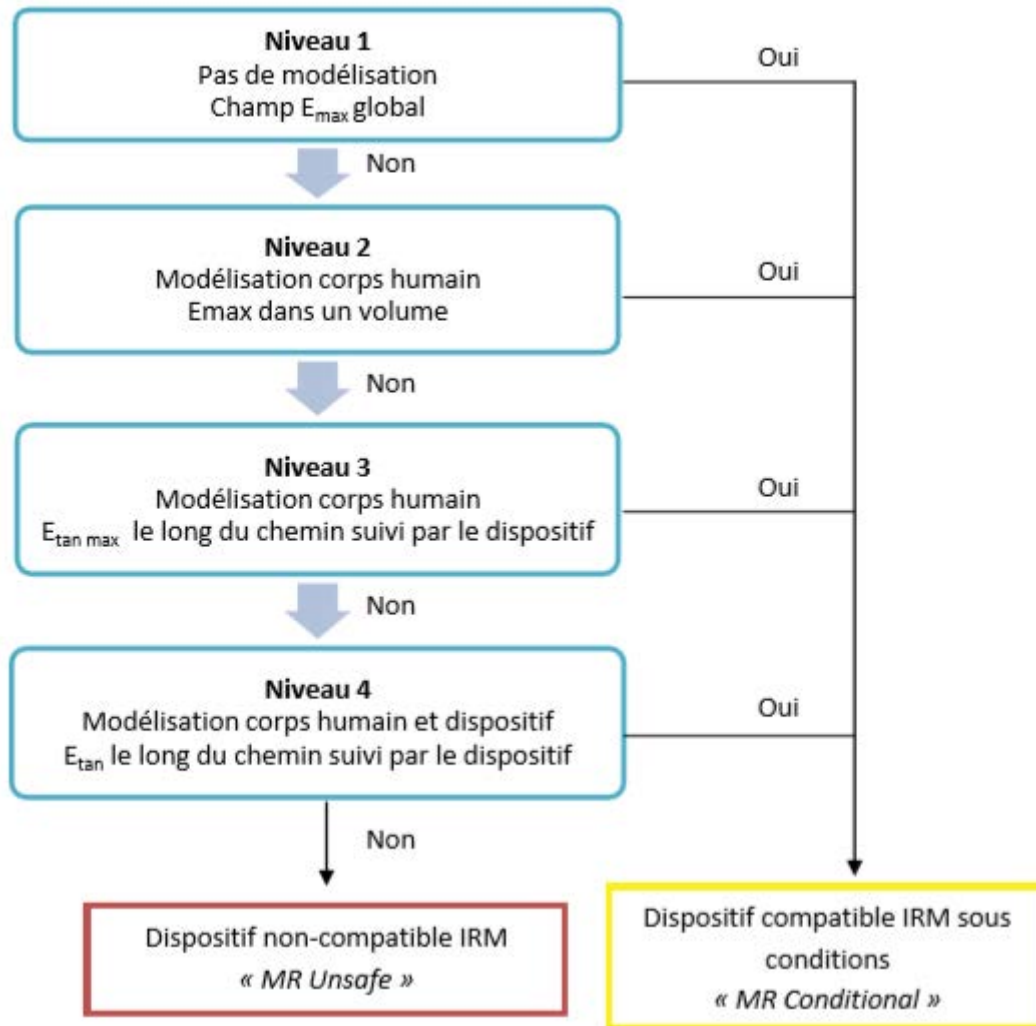


FIGURE 2.2 : Diagramme récapitulatif de la méthode de test à 4 niveaux.

2.1.2 Dispositif médical implanté passif

La norme consacrée à la sécurité des dispositifs médicaux implantés passifs en IRM par rapport aux échauffements induits par radiofréquence est la norme ASTM F-2182A (19). A noter que le document concerne uniquement les dispositifs totalement implantés : les dispositifs partiellement implantés (tels que les dispositifs de fixation externe) ne peuvent pas directement être testés suivant cette norme.

Dans ce texte, l'objet dans lequel doit être immergé le dispositif à tester est décrit : il s'agit du fantôme ASTM. Ce fantôme est un récipient de forme humanoïde (Figure 2.3), destiné à être rempli de gel simulant les propriétés diélectriques et thermiques du corps humain (Table 2.1) :

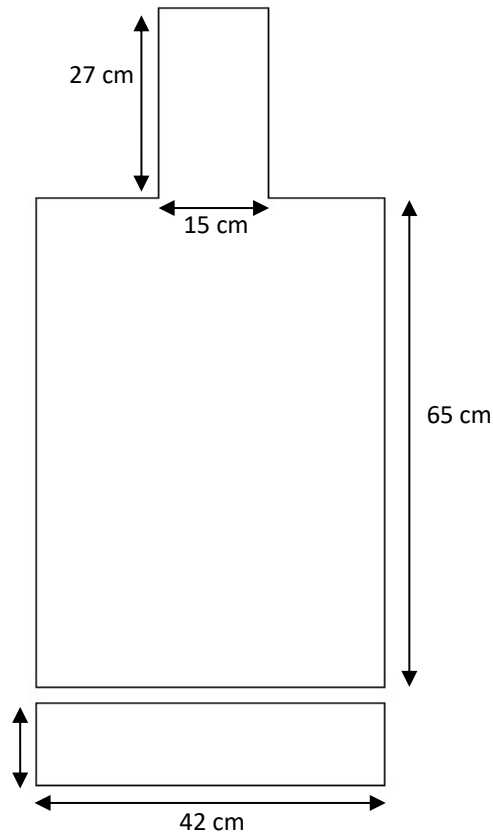


FIGURE 2.3 : Schéma du fantôme ASTM humanoïde.

Formulation	Gel de solution saline
	[NaCl] = 1.32 g/L, [PAA] = 10 g/L (acide polyacrylique), eau
Conductivité	$0.47 \pm 10\%$ S/m
Permittivité relative (64 MHz ou 128 MHz)	80 ± 20
Propriétés thermiques	Capacité calorifique : $4150 \text{ J.K}^{-1}.\text{kg}^{-1}$
	Diffusivité : $1.3 \times 10^{-7} \text{ m}^2.\text{s}^{-1}$

TABLE 2.1 : Propriétés physiques du gel de test ASTM.

Cette norme propose également des paramètres de séquences destinées à générer des échauffements radiofréquence importants, pour trois constructeurs d'imageurs IRM différents. Un exemple en est donné en Table 2.2 :

Type de séquence	Fast Spin Echo
TR	425 ms
TE	14 ms
Longueur train d'écho	4
Plan	Axial
Angle de bascule	90°
Bande passante	16 kHz
Champ de vision	40 cm
Matrice	256 x 256
Epaisseur de coupe	10 mm
Nombre de coupes	40
Gain en transmission	80
Durée	15 minutes

TABLE 2.2 : Exemple d'une séquence générant de forts échauffements radiofréquence.

De nombreuses études ont été réalisées sur les échauffements induits par radiofréquence, notamment en simulation. L'état de l'art rapporté ici a fait l'objet d'un article (20).

2.2 Etude des interactions entre implants actifs et radiofréquence

La parution des normes a permis d'initier un grand nombre d'études sur la compatibilité IRM des dispositifs médicaux implantables, qu'ils soient actifs ou passifs.

L'étude des effets de la radiofréquence sur les dispositifs médicaux pose plusieurs défis : les sondes d'implants actifs étant longues et souples, elles peuvent prendre un grand nombre de positions différentes dans le corps humain et donc subir un champ électromagnétique différent selon leur position. Il est donc primordial de prendre en compte les paramètres du champ électrique pour une étude en SAR et en température.

Si une position dite « du cas le pire » fut longtemps choisie en ne tenant compte que de la magnitude du champ électrique (il s'agit des bords droits et gauche du fantôme ASTM dans une antenne en cage d'oiseau), Yeung *et al.* (21) ont démontré que la phase était également à considérer. En effet, il est possible d'avoir une phase conduisant à une accumulation des effets du champ électrique le long d'une sonde : dans ce cas, la résonance observée traditionnellement pour un champ avec distribution de phase constante n'est plus observée, et on observe que plus la sonde est longue plus l'échauffement sera important. Cependant, un champ avec de tels paramètres est hypothétique : la meilleure façon d'estimer les échauffements serait de réaliser une simulation numérique avec modèle humain et implant, pour reproduire un champ électromagnétique réaliste dans un corps humain.

Or, certains dispositifs médicaux possèdent une géométrie complexe, telles que les sondes de pacemaker (fines, longilignes et hélicoïdales) qui sont impossibles à simuler. Pour répondre à ce problème, les modélisations de sondes par fonction de transfert (22) et par ligne de transmission (23) sur un câble de géométrie simple ont été proposées. Ces deux méthodes visent à proposer un modèle permettant d'estimer l'échauffement à l'extrémité d'une sonde, en fonction du champ électrique incident tangent le long du chemin suivi par cette sonde. Cabot *et al.* (24) ont comparé les résultats numériques aux résultats de la fonction de transfert en termes de SAR sur un implant simplifié, et ont observé une différence pouvant aller jusqu'à plus de 30%. Cependant, ces méthodes restent le meilleur moyen d'estimer les échauffements d'implants complexes comme les sondes de certains implants actifs. Ainsi, un protocole de mesure de fonction de transfert détaillé a été proposé (25), ainsi qu'un modèle de ligne de transmission amélioré (26) pour un câble de géométrie simple.

Une autre grande problématique pour les implants actifs est la présence d'une sonde abandonnée : il s'agit d'une sonde présentant des défauts de fonctionnement, déconnectée du boîtier mais laissée en place dans le corps du patient pour ne pas endommager les tissus environnants en la retirant. Ainsi, une sonde seule connectée à un boîtier de pacemaker et une sonde déconnectée n'interagissent pas avec le champ électromagnétique radiofréquence de la même manière (27). De nombreuses études ont également été menées pour montrer la variation d'échauffements induits par radiofréquence en présence d'une seule sonde (connectée ou abandonnée) et de deux sondes, l'une connectée et l'autre abandonnée (28,29).

En termes de tensions induites par radiofréquence, Barbier *et al.* ont proposé une sonde de mesure de ces tensions induites aux bornes de l'impédance d'entrée d'un pacemaker (30), permettant de vérifier l'influence de la RF sur le bon fonctionnement du dispositif.

2.3 Etude des interactions entre implants passifs et radiofréquence

Des études expérimentales ont été menées pour étudier les échauffements induits par radiofréquence sur des implants passifs, comme les implants dentaires (31) ou les valves cardiaques (32), considérés sûrs dans ces études vis-à-vis du champ RF.

Contrairement aux implants complexes de type pacemaker, certains implants passifs présentent une géométrie simple autorisant les simulations numériques permettant de valider les résultats expérimentaux. Divers implants médicaux ont fait l'objet d'études sur les échauffements induits par radiofréquence via simulation numérique, tels les endoprothèses (ou *stents*). L'utilisation d'un modèle CAO (Conception Assistée par Ordinateur) permet d'obtenir une bonne correspondance entre résultats numériques et expérimentaux (33), mais en simplifiant l'implant cette concordance est diminuée (34,35). Les dispositifs médicaux pour le cerveau et la tête en général ont été étudiés : des clips d'anévrisme ont montré en simulation des points chauds en SAR à 3T et 7T, mettant en évidence l'importance du positionnement de l'implant par rapport aux échauffements (36). Concernant d'autres types de prothèses, nombre d'études ont été réalisées sur des prothèses orthopédiques notamment au travers de simulation numériques sur modèle humain (37,38). A nouveau, cette étude a tout comme d'autres (39,40) révélé l'importance du positionnement d'un implant dans un fantôme ou dans un corps humain.

Nombre de ces études passent par une validation, ou se basent directement, sur des simulations numériques. Le sujet de la validation des simulations radiofréquence est un sujet très actuel, au vu de la complexité du champ électromagnétique réel dans un corps humain. Les différentes

propriétés électriques des tissus et des organes sont répertoriées dans des bases de données (41,42), mais ne peuvent être mesurées *in vivo* dans un corps humain. Un autre défi est la validation expérimentale de ces modèles humains : pour les valider, il serait nécessaire de réaliser une cartographie de champ B_1 et de comparer les résultats à la carte de champ B_1 obtenue expérimentalement.

Enfin, lors de l'étude de larges gammes de prothèses il serait utile de pouvoir diminuer le nombre de simulations nécessaires pour déterminer les points chauds en SAR et le modèle présentant le plus fort échauffement : les méthodes de plans d'expériences pourraient devenir une méthode de test standard pour l'évaluation des échauffements induits par radiofréquence (43).

Chapitre 3

La simulation numérique

Ce chapitre décrit le principe et les méthodes de simulation électromagnétiques et thermiques, ainsi que les modèles humains numériques existants.

3.1 Simulation électromagnétique

La simulation numérique est une méthode permettant de reproduire des phénomènes physiques dans un environnement défini, au moyen d'équations résolues de façon discrète par un programme. Pour résoudre les équations de Maxwell, il faut d'abord se poser la question des approximations nécessaires. En IRM 1.5 T, la fréquence de l'onde radiofréquence émise lors de la transmission est égale à la fréquence de Larmor qui est de 64 MHz : cette fréquence correspond à une longueur d'onde dans le corps humain d'environ 40 centimètres. Ainsi, la longueur d'onde est de l'ordre de grandeur des objets étudiés, ce qui signifie que des simulations « pleine onde » (ou *full wave*) doivent être effectuées, sans approximation possible.

3.1.1 Equations de Maxwell

Les équations unificatrices de l'électromagnétisme sont les équations de Maxwell, au nombre de quatre et dont les formes différentielles sont données ci-dessous :

- Equation de Maxwell-Gauss :

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\varepsilon_0} \quad (I.15)$$

- Equation de Maxwell-Gauss pour le magnétisme :

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (I.16)$$

- Equation de Maxwell-Faraday :

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (I.17)$$

- Equation de Maxwell-Ampère :

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \left(\mathbf{J} + \varepsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \right) \quad (I.18)$$

Ces équations montrent qu'en régime variable, les champs électrique \mathbf{E} et magnétique \mathbf{B} sont intrinsèquement liés, d'où l'appellation de champ électromagnétique. Le principe de la simulation électromagnétique est de résoudre ces équations en les discrétisant au moyen de cellules, et d'obtenir le résultat voulu (par exemple une carte de champ \mathbf{E} ou de SAR, une valeur de SAR local maximal...)

3.1.2 Solveurs

Si les équations de Maxwell restent la base de la simulation électromagnétique, il existe plusieurs algorithmes permettant de les résoudre : un solveur est un programme permettant d'appliquer tel ou tel algorithme à un problème et de réaliser les calculs. Il existe de nombreux solveurs correspondant à différents problèmes physiques décrits par différents types d'équations, par exemple :

- des systèmes d'équations différentielles ordinaires,
- des systèmes d'équations linéaires ou non-linéaires
- des problèmes d'optimisation

Dans notre cas, il est possible de résoudre les équations de Maxwell avec la formulation en domaine temporel (comme présenté ci-dessus) ou en domaine fréquentiel :

- Equation de Maxwell-Faraday :

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mathbf{B} \quad (I.19)$$

- Equation de Maxwell-Ampère :

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0(\mathbf{J} + j\omega\epsilon_0\mathbf{E}) \quad (I.20)$$

3.1.2.A Exemples de solveur temporels

- Un exemple très connu et usité de solveur temporel est le solveur FDTD, pour *Finite-Difference Time Domain* (ou Différences Finies dans le Domaine Temporel). Ce solveur est privilégié en raison de la relative simplicité de son implémentation et de sa rapidité d'exécution.

Proposé par Yee en 1966 (44), le principe du solveur FDTD repose sur le principe des différences finies, qui permet de discrétiser et d'approximer des équations différentielles. En considérant les équations de Maxwell, on constate que les champs électriques et magnétiques sont intrinsèquement liés. En tout point de l'espace, la nouvelle valeur du champ électrique dépendra de la valeur précédente du champ électrique et de la valeur précédente du champ magnétique (et réciproquement pour le champ magnétique). Les champs peuvent ainsi être mis à jour pas à pas (on parle également d'une méthode en *leap frog*).

Le déroulement de l'algorithme part des équations de Maxwell-Faraday et Maxwell-Ampère (ici sans courant ni milieu conducteur) :

$$\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon_0} \nabla \times \mathbf{H} \quad (I.21)$$

$$\frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \nabla \times \mathbf{E} \quad (I.22)$$

Pour plus de clarté pour le développement, considérons ces équations à une dimension :

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = -\frac{1}{\varepsilon_0} \frac{\partial H_y}{\partial z} \quad (I.23)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \frac{\partial E_x}{\partial z} \quad (I.24)$$

Ensuite, la méthode de Yee consiste à considérer E_x et H_y en décalage d'une demi-cellule en espace et d'un demi-pas de temps, en utilisant une approximation des différences centrales des dérivées, ce qui conduit aux équations explicites de la FDTD :

$$E_x^{n+\frac{1}{2}}(k) = E_x^{n-\frac{1}{2}}(k) + \frac{\Delta t}{\varepsilon_0 \Delta z} \left(H_y^n \left(k - \frac{1}{2} \right) - H_y^n \left(k + \frac{1}{2} \right) \right) \quad (I.25)$$

$$H_y^{n+1} \left(k + \frac{1}{2} \right) = H_y^n \left(k + \frac{1}{2} \right) + \frac{\Delta t}{\mu_0 \Delta z} \left(E_x^{n+\frac{1}{2}}(k) - E_x^{n+\frac{1}{2}}(k+1) \right) \quad (I.26)$$

La représentation en trois dimensions du modèle solide est alors discrétisée en cellules, appelées cellules de Yee (Figure 3.1) :

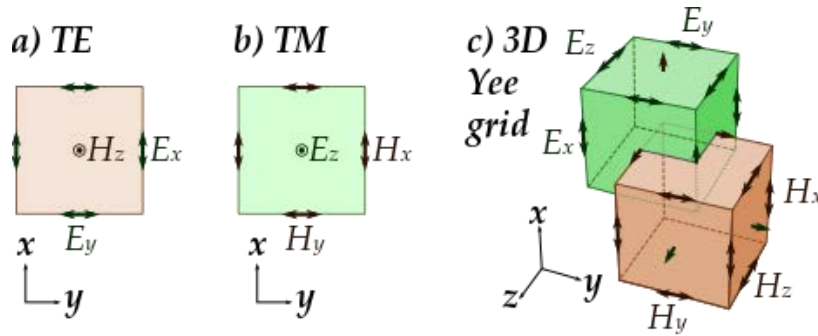


FIGURE 3.1: Illustrations de cellules de Yee et des composantes des champs électriques et magnétiques. Par FDominec, CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=37637085>

Le pas de temps et la taille de la cellule sont également intrinsèquement liés par le critère de stabilité de Courant-Friedrichs-Lewy (45) :

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}}} \quad (I.27)$$

Ainsi, le temps de simulation dépend directement de la taille de la cellule et le pas de temps pour la plus petite cellule impose la durée de simulation. Cela peut poser problème, notamment dans le cas de géométrie très fine et courbée, par exemple un câble : ces cellules cubiques doivent être suffisamment fines pour représenter correctement la géométrie, ce qui contraint donc à des temps de calcul d'autant plus importants.

Pour pallier cet inconvénient, un modèle amélioré d'algorithme a été proposé : le solveur FDTD conforme, qui permet d'assigner à une cellule plus d'un type de matériau, utilisant l'approximation des frontières parfaites (ou *Perfect Boundary Approximation*). Un autre exemple de solveur temporel est le solveur FIT (*Finite Integration Technique* ou Technique d'Intégration Finie) proposé par Weiland (46) en 1977, pouvant généraliser le principe du solveur FDTD à tout type de maillage, mais en utilisant cette fois-ci la forme intégrale des équations de Maxwell.

3.1.2.B Exemple de solveur fréquentiel

Pour résoudre les équations de Maxwell dans le domaine fréquentiel, le solveur par éléments finis (FEM, pour *Finite Elements Method*) est très utilisé. Ce solveur a été proposé dès 1940 par Courant (47).

Le principe de ce solveur est d'abord de discrétiser le domaine selon un maillage, constitué d'*éléments finis*. Ensuite, il s'agit d'approximer des équations aux dérivées partielles (par exemple les équations de Maxwell) avec des équations de modèles numériques aisément calculables. Si f est une fonction dans une équation aux dérivées partielles, on peut l'approximer par une fonction \hat{f} , qui s'exprime comme la combinaison linéaire de fonctions de base :

$$\hat{f} = \sum_i f_i \phi_i \quad (1.28)$$

ϕ_i représentant les fonctions de base et f_i les coefficients de fonctions approximant f par \hat{f} .

Différentes fonctions de base peuvent être adoptées. Un exemple est l'utilisation de fonctions valant 1 au nœud i et 0 pour les autres nœuds. La méthode des éléments finis permet de raffiner le maillage dans les régions le nécessitant, par exemple pour des géométries courbes (Figure 3.2) :

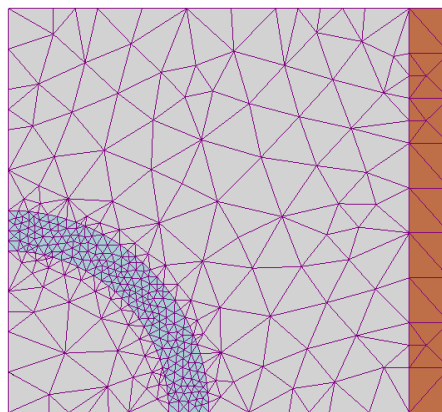


FIGURE 3.2 : Exemple d'un maillage par éléments finis, resserré sur les géométries courbes. Par I. Zureks, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=2358783>.

Il existe également d'autres solveurs dans le domaine fréquentiel, comme le solveur FDFD (pour *Finite-Difference Frequency Domain* ou Différences Finies dans le Domaine Fréquentiel), construit de manière similaire au solveur FDTD.

3.1.2.C Choix du solveur

Les principaux logiciels de simulation électromagnétiques existant dans le commerce proposent différents types de solveurs : CST Microwave Studio™ (CST GmbH, Allemagne), Sim4Life™ (Zurich

MedTech AG, Suisse), Xfdtd™ (REMCOM Inc., Etats-Unis), FEKO™ (Altair Development SA, Afrique du Sud), ANSYS™ (ANSYS Inc., Etats-Unis) et COMSOL Multiphysics™ (COMSOL Inc., Suède).

Pour résoudre les équations de Maxwell, il existe deux possibilités : la résolution en domaine temporel ou fréquentiel. Le choix du solveur va dépendre du problème considéré, et le type de solveur (par exemple en domaine temporel, FDTD ou FIT) dépendra généralement du logiciel de simulation utilisé. Une simulation électromagnétique sur un modèle humain est très coûteuse en temps de calcul : en effet, elle nécessite un grand nombre de cellules de discrétisation (de l'ordre de plusieurs centaines de millions de cellules) et une distribution complexe de matériaux de propriétés diélectriques différentes. De la même manière, en présence d'implant de petite taille et à géométrie complexe, il conviendra de prêter une attention particulière au choix du solveur pour conserver un bon ratio nombre de cellules/temps de simulation.

Les deux choix de solveurs ont leurs avantages et leurs inconvénients en fonction du problème considéré :

- L'augmentation du nombre de cellules pour le solveur fréquentiel conduit à un temps de simulation (et à un coût en mémoire) augmentant plus rapidement que pour le solveur temporel.
- Les algorithmes en domaine temporel comme le solveur FDTD peuvent être facilement parallélisés et peuvent utiliser la puissance de calcul des Unités de Traitement Graphique (ou GPU, pour *Graphic Processing Units*) : ils permettent ainsi d'accélérer le temps de simulation de façon moins coûteuse qu'en faisant intervenir un cluster de CPU (pour Unités de Traitement Centrales).
- Cependant, un des inconvénients majeurs des solveurs FIT et FDTD est leur maillage hexaédrique, qui s'adapte moins facilement aux géométries présentant des courbes. Toutefois, l'utilisation d'un maillage dit « conforme » (*conformal mesh*) permet de suivre la géométrie sans devoir drastiquement réduire la taille des cellules, permettant également de conserver un temps de simulation acceptable.

De manière générale, un solveur fréquentiel sera plus adapté aux problèmes présentant une forte résonance avec une antenne avec un facteur de qualité élevé qu'un solveur temporel, surtout si le système n'est étudié que pour un faible nombre de fréquences (par exemple 64 MHz pour une antenne IRM 1.5 T ou 128 MHz pour une antenne IRM 3 T). Cependant, si le solveur temporel peut être accéléré par GPU, le temps de simulation peut ne pas être problématique ; d'autre part, il existe également d'autres méthodes pour réduire le temps de calcul, telle que la méthode dite de la *Huygens Box*.

3.1.2.D Méthode de la Huygens Box

La méthode de la Huygens Box est une méthode utilisée en simulation pour réduire le temps de calcul pour des objets à différentes échelles de taille. La méthode provient du théorème d'équivalence de surface de Schelkunoff (48) : il est possible de remplacer toutes les sources (primaires et secondaires, telles que définies par exemple par le principe de Huygens) à l'extérieur d'une surface fermée par les composantes tangentielles des champs sur cette surface. Il est donc possible de remplacer le modèle d'une antenne par les densités de courant équivalentes générées par cette antenne sur une surface fermée fictive, qui définissent alors la nouvelle source.

En pratique en simulation électromagnétique, cela revient à :

- Modéliser l'antenne en cage d'oiseau et le fantôme vide ;
- Placer un moniteur de champ englobant la zone où se trouvera ultérieurement l'implant dans le fantôme et lancer la simulation ;
- Créer une seconde simulation avec cette fois-ci uniquement le fantôme et l'implant placé à l'intérieur ;
- Utiliser le moniteur de champ pour générer une source de champ (englobant le même volume) puis lancer la simulation.

Cela présente un grand intérêt pour le temps et la précision des simulations : en effet, on obtient un espace plus petit à mailler, ce qui permet donc de générer un plus grand nombre de cellules plus fines autour d'une zone d'intérêt (ici, l'implant).

3.1.3 Modélisation de l'environnement IRM et des objets

La simulation numérique implique de représenter l'environnement IRM dans lequel des expériences peuvent être faites (comme par exemple une mesure de température), en modélisant les différents éléments impliqués.

3.1.3.A Modèle d'antenne radiofréquence

L'étude des échauffements radiofréquence en IRM passe tout d'abord par la modélisation de l'antenne. Pour représenter l'antenne en cage d'oiseau présentée dans le chapitre 1, il est possible d'utiliser un modèle simplifié, dans lequel chaque « leg » est représentée par une source de courant avec un déphasage de $\frac{2\pi}{N}$ entre chaque « leg », et les capacités sont représentées par de simples éléments de circuit (*lumped elements*) comme visible dans la Figure 3.3. Il est également possible d'utiliser un modèle plus réaliste, alimentant l'antenne en cage d'oiseau par deux ports en quadrature.

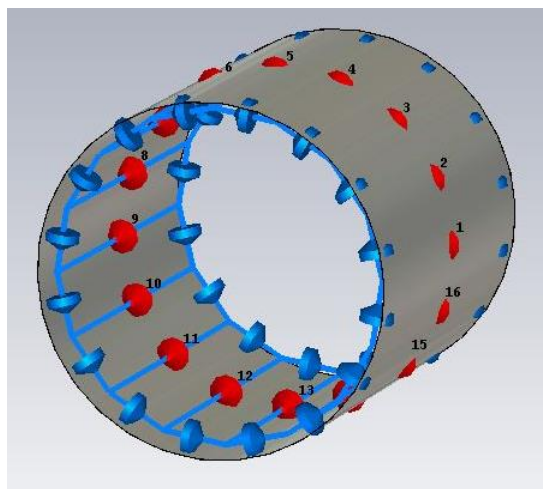


FIGURE 3.3 : Modèle d'antenne en cage d'oiseau 1.5 T simplifiée, entourée d'un blindage (*shield*). Les sources de courant sont représentées en rouge et les capacités sur les anneaux en bleu.

La valeur des capacités, pour une valeur d'inductance d'antenne donnée, va déterminer sa fréquence de résonance. Il existe un outil pour obtenir les valeurs souhaitées (le logiciel *Birdcage Builder*) développé à l'Université Pennsylvania State aux Etats-Unis (49).

Une fois le modèle réalisé, on peut vérifier sa validité en observant le champ magnétique tournant à la fréquence de résonance souhaitée.

3.1.3.B *Modèle de fantôme*

Une fois l'antenne en cage d'oiseau modélisée, on peut ajouter l'objet test, le plus courant étant le fantôme ASTM humanoïde : il s'agit de créer la géométrie du fantôme, puis de lui conférer les propriétés diélectriques et thermiques souhaitées et de placer le fantôme à l'intérieur de l'antenne (Figure 3.4).

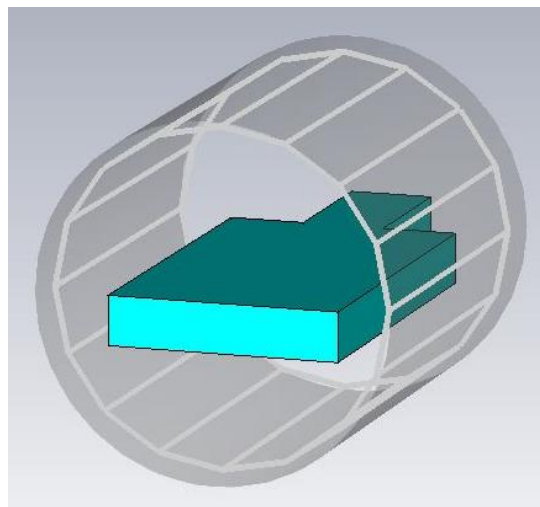


FIGURE 3.4 : Fantôme ASTM placé à l'intérieur de l'antenne en cage d'oiseau.

3.1.3.C *Modèles d'implants*

Enfin, la dernière étape est de représenter l'implant souhaité. Il peut s'agir soit d'une modélisation simple (comme un câble droit isolé), ou de l'import d'un modèle CAO d'implant : le dispositif est ensuite inséré à la position voulue dans le fantôme (Figure 3.5).

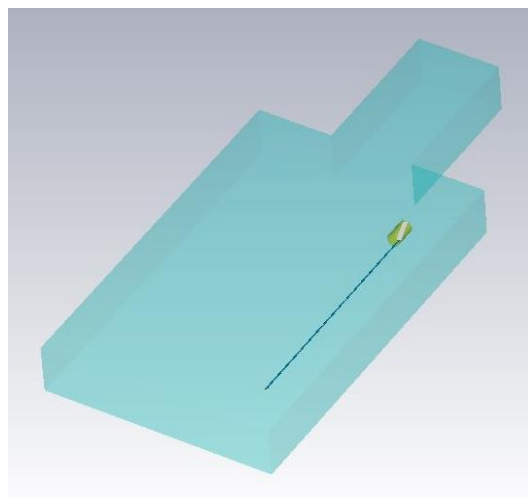


FIGURE 3.5 : Modèle d'implant simplifié inséré dans le fantôme ASTM.

3.2 Simulation thermique

3.2.1 Modélisation de la température dans un corps humain

Tout comme les équations de Maxwell peuvent être utilisées pour obtenir le SAR, les variations de température dans un fantôme ou un modèle humain sont régies par une équation de la chaleur. L'équation la plus souvent utilisée est l'équation de la bio-chaleur de Pennes (*Pennes' BioHeat Transfer Equation* ou PBHTE), déjà donnée dans le chapitre 1. En conservant les notations, cette équation s'écrit :

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho \omega (T - T_b) \quad (1.26)$$

On note que si le SAR est utile pour estimer avec précision l'élévation de température dans des tissus non perfusés (comme par exemple dans un fantôme), cette métrique peut ne pas être suffisante pour l'étude de modèles humains étant donné que la question de la perfusion entre en jeu.

De nombreux modèles mathématiques destinés à décrire l'évolution de la température dans un corps humain ont été proposés (50,51). Certains modèles relèvent de l'observation et sont empiriques, d'autres s'appuient sur des hypothèses sujettes à discussion, par exemple sur la supposition d'un équilibre thermique local. Shrivastava *et al.* (52) ont proposé un modèle qu'ils ont comparé à celui de Pennes : contrairement à ce dernier, leur modèle est sous forme de deux équations couplées, l'une pour la température du sang et l'autre pour la température du tissu.

3.2.2 Solveurs

Comme pour la résolution des équations de Maxwell, différents solveurs peuvent être utilisés pour résoudre l'équation PBHTE. La méthode FDTD et la méthode FEM sont deux méthodes parmi les plus utilisées. La méthode FDTD peut présenter l'inconvénient d'être mieux adaptée à des géométries droites que courbes, mais de la même manière que précédemment un solveur FDTD conforme peut y remédier, comme proposé par Neufeld *et al.* (53).

On notera que certains logiciels de simulation comme par exemple CST (Darmstadt, Allemagne) permettent d'effectuer des co-simulations électromagnétiques et thermiques : une fois la simulation électromagnétique achevée, les pertes calculées par le solveur électromagnétique sont automatiquement fournies au solveur thermique.

3.3 Modèles humains

Dans un souci de précision notamment pour la simulation, des modèles humains ont été construits. Ces modèles humains ont grandement évolué depuis leur première apparition dans les années 1960 (54). A l'origine, il s'agissait simplement de modèles géométriques très

approximatifs, qui ont évolué au fil des ans pour aboutir aux modèles humains très détaillés que l'on utilise aujourd'hui en simulation (Figure 3.6).

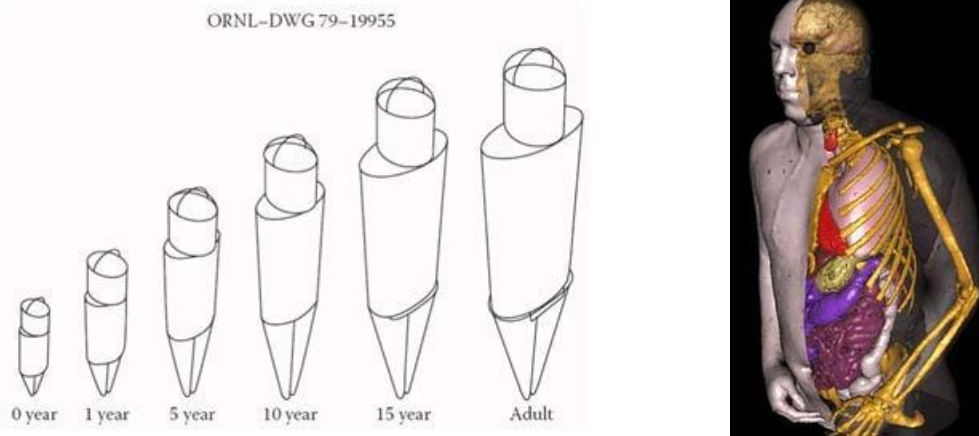


FIGURE 3.6 : A gauche : série de fantôme « Family », représentant des modèles humains de différents âges. Image du domaine public. A droite : Fantôme VIP-MAN. Par Xu *et al.* (Published with Permission) - Rensselaer Polytechnic Institute, FAL, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=15257615>

Les modèles sont obtenus à partir d'images médicales par scanner ou IRM d'une population diverse (âge, sexe, morphologie). Les différents tissus du corps sont ensuite segmentés et une structure 3D est obtenue, comportant les différents organes auxquels il est possible d'attribuer des propriétés diélectriques et thermiques. Un projet notable a également été le *Visible Human Project* pour lequel les modèles ont été générés en découpant, photographiant et numérisant des sections de deux corps masculin et féminin donnés à la science (55). Il existe de nos jours un grand nombre de modèles humains différents recensés dans un inventaire en ligne.

Enfin, deux types principaux de modèles numériques humains existent : les modèles voxel et les modèles de surface. Les premiers sont des modèles voxellisés et discrétisés, tandis que les modèles de surfaces sont lisses, peuvent être maillés à la volonté de l'utilisateur et possèdent une haute résolution, essentielle quand des structures corporelles ou tissulaires fines sont étudiées (56).

Chapitre 4

Environnement de travail

Ce chapitre présente l'environnement de travail au sein du laboratoire IADI, l'environnement pour les mesures expérimentales grâce à l'accès recherche à l'IRM au CHRU de Nancy ainsi que les stations de travail utilisées pour effectuer les simulations numériques.

4.1 Cadre de la thèse

Cette thèse a été réalisée dans le cadre d'un projet nommé *SpinE*, destiné à la recherche et au développement de méthodes autour de la sécurité IRM, en lien avec la société de compatibilité IRM Healtis (Nancy, France). Le projet a été financé par l'Union Européenne (via des fonds FEDER) et par la Région Lorraine, aujourd'hui Région Grand Est.

4.2 Le laboratoire IADI et le CHRU de Nancy

4.2.1 IRM

Le laboratoire IADI bénéficie d'accès recherche sur les IRM 1.5 T et 3 T du CHRU de Nancy. L'IRM sur laquelle ont été faites les mesures dans toute la suite de cette thèse (sauf mention contraire) était une IRM 1.5 T Signa HDx de General Electric (GE Healthcare, Chicago, Etats-Unis). Au cours de cette thèse, le CHRU a fait l'acquisition d'une nouvelle plateforme IRM pour remplacer les machines GE, avec notamment une IRM 1.5 T Siemens Avanto Fit (Siemens, Erlangen, Allemagne).

4.2.2 Dispositifs de mesure

Le fantôme utilisé pour toute cette thèse est le fantôme ASTM (19), décrit dans le chapitre 2 de cette partie.

Pour effectuer le travail reporté dans ce manuscrit, des mesures de température ont été effectuées au moyen de sonde de température à fibre optique Neoptix T1 de la marque Neoptix (Québec, Canada). Ces sondes, une fois positionnées à l'endroit où l'on souhaite observer des échauffements, acquièrent la température en temps réel (par pas de 1 seconde) et avec une précision de 0.1°C, au moyen d'un logiciel dédié sur un ordinateur situé hors de la salle d'examen.

Des mesures de tension induite aux bornes de l'impédance d'entrée ont été rendues possibles par le dispositif appelé *RF probe* sur lequel Thérèse Barbier, alors doctorante au laboratoire, a publié un article (30).

4.2.3 Logiciels et hardware pour la simulation numérique

Une partie des simulations effectuées pour cette thèse a été réalisée sur le logiciel de simulation électromagnétique et thermique SEMCAD X (Speag, Zurich, Suisse), la seconde partie a été réalisée

via deux modules du logiciel de simulation multiphysique CST (Darmstadt, Allemagne), les modules CST Microwave Studio et CST Multiphysics. Une station de travail avec GPU a permis d'accélérer les simulations électromagnétiques faites en domaine temporel.

Dans toute la suite, il sera systématiquement fait mention au préalable du logiciel utilisé.

4.3 Université Columbia et MR Safe Devices, LLC

Au cours de cette thèse, un projet de six mois au sein de l'Université Columbia aux Etats-Unis (*Columbia University in the City of New York*) a été effectué chez le Pr. J. Thomas Vaughan. Ce projet ayant pris place au sein du *Zuckerman Institute* à New York est rapporté dans la partie IV de ce manuscrit.

4.3.1 Simulation numérique

Pour la simulation numérique, le logiciel CST avec les modules CST Microwave Studio et CST Multiphysics a été utilisé. Une station de travail dédiée a permis d'utiliser le solveur fréquentiel et d'effectuer les simulations thermiques.

4.3.2 Antennes

L'antenne en cage d'oiseau utilisée pour les mesures est une antenne en cage d'oiseau 1.5 T seule, dans les laboratoires de la société de test de compatibilité IRM *MR Safe Devices, LLC* (Burnsville, MN, Etats-Unis). L'antenne de surface utilisée pour le projet a été conçue à l'Université du Minnesota.

4.3.3 Dispositif de mesure

Les sondes de températures utilisées étaient des sondes de mesure de températures à fibre optique LUXTRON (LumaSense Technologies, Santa Clara, CA, Etats-Unis), permettant tout comme les sondes de température Neoptix d'enregistrer la température toutes les secondes avec une précision de 0.1°C.

Conclusion de la partie I

Dans cette partie, la problématique liée aux risques d'un examen IRM pour un patient porteur d'implant a été introduite : les risques posés par l'interaction de chaque champ électromagnétique avec un implant ont également été présentés.

L'état de l'art a permis de montrer que si des normes existent pour fournir des tests fiables pour assurer la sécurité du patient implanté lors de l'examen, la compatibilité IRM des dispositifs médicaux reste complexe. La simulation numérique sera donc un atout précieux pour la validation de résultats expérimentaux mais également pour mieux comprendre les phénomènes en jeu.

Par ailleurs, on constate au travers de cette première partie que plusieurs niveaux d'interaction vis-à-vis de la radiofréquence sont observés :

1. les interactions dépendant des parties d'un même implant ;
2. les interactions entre deux implants distincts ;
3. les interactions entre un implant, une antenne d'émission et une antenne de réception.

Cette thèse a vocation à étudier ces trois niveaux d'interaction au travers de nouvelles méthodes de test, de simulations électromagnétiques et thermiques et de mesures expérimentales.

Partie II

Prédiction de SAR sur prothèses multiéléments par la méthode des Processus Gaussiens

Chapitre 1

Introduction

Ce chapitre introduit la problématique des simulations numériques pour la compatibilité IRM de gammes étendues de prothèses médicales. Ces prothèses, présentant en effet souvent de multiples parties de dimensions variables, doivent être individuellement simulées. L'approche proposée est d'utiliser une méthode de prédiction de SAR, dans le but d'arriver à réduire le nombre de simulations nécessaires pour trouver le cas présentant les échauffements les plus importants.

1.1 Problématique

Les prothèses et implants médicaux, tels que les implants orthopédiques de type prothèse de hanche ou de genou visant à pallier une défaillance osseuse et/ou articulaire, sont de plus en plus répandus (57). Avec plusieurs millions de procédures d'implantation de prothèse de hanche et de genou chaque année dans le monde (58), il est indispensable d'étudier ce type d'implants pour la compatibilité IRM. Il en existe de nombreux modèles et de nombreux fabricants, et il est courant que les prothèses soient déclinées en larges gammes, de façon notamment à s'adapter aux différentes anatomies des patients (59–61). Par exemple, une prothèse de hanche (Figure 1.1) comporte plusieurs parties distinctes interchangeable, et peut être déclinée en plusieurs longueurs et épaisseurs de tige et diamètres de tête.

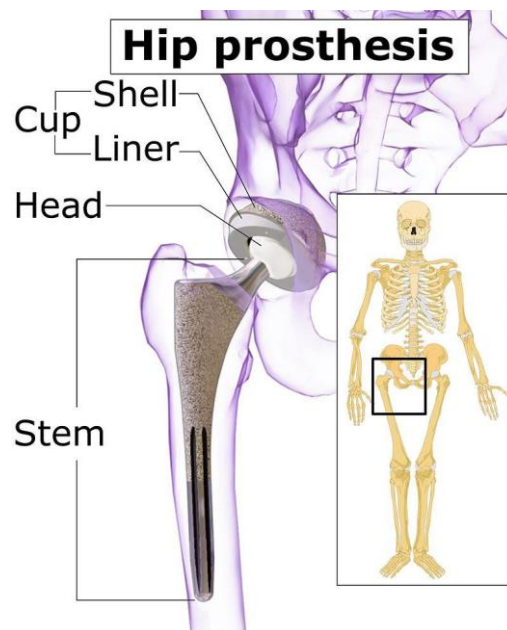


FIGURE 1.1 : Schéma de prothèse de hanche. La tige (*stem*) est liée à la tête (*head*) qui tourne dans la cupule (*cup*). Par Mikael Häggström, image source par Bruce Blaus et composant de Andrew Still. « Total Hip Replacement [Arthroplastie totale de la hanche]. » University of Southern California. CC BY-SA 4.0.

Comme vu en introduction de ce manuscrit, l'étude de la compatibilité IRM des dispositifs médicaux implantés décrite dans les normes dédiées (18,19) repose sur des études

expérimentales et numériques visant notamment à déterminer le SAR et l'échauffement résultant de la présence du dispositif en question dans un fantôme, à une position donnée. Les tests se font en IRM via une séquence paramétrée pour obtenir un échauffement le plus important possible sur une durée donnée, et également en parallèle en simulation en reproduisant l'antenne radiofréquence, le fantôme, et en utilisant le modèle CAO de l'implant. Selon les résultats obtenus, le dispositif est considéré ou non comme sûr en IRM vis-à-vis de l'échauffement induit par radiofréquence.

Dans le cas de gammes importantes de dispositifs, il importe que chaque prothèse subisse ces tests et simulations pour évaluer le caractère potentiellement dangereux de chacune par rapport aux échauffements, pour optimiser les tests expérimentaux : cela implique donc de tester individuellement chaque prothèse, ce qui peut représenter un temps considérable de mise en œuvre. Pour simplifier cela, l'idée est donc de réduire au préalable le nombre de prothèses à tester en ayant une estimation du *worst case* (cas présentant l'échauffement le plus important). Il serait pour cela utile d'avoir un moyen de prédiction de SAR ou d'échauffement pour les prothèses, en se basant sur un certain nombre de résultats obtenus au préalable sur un jeu de prothèses donné.

Distinction entre résultats expérimentaux et résultats numériques

Résultats provenant d'expériences physiques

Avant d'aborder plus spécifiquement le sujet de la compatibilité IRM de prothèses en IRM, il est utile de revenir sur la notion et les méthodes de prédiction en général. Lors d'expériences et de mesures physiques, il existe une variation dans les résultats obtenus, imputables au bruit parasite présent. Pour pallier ce problème, des techniques ont été développées : la *randomisation* consiste à effectuer les mesures dans un ordre aléatoire, de façon à empêcher les résultats d'être corrompu par les paramètres incontrôlables qui pourraient systématiquement les affecter. La méthode de *blocking* consiste à effectuer les mesures dans des groupes les plus similaires possibles, présentant les mêmes variations par rapport aux paramètres incontrôlables. Enfin, la méthode de *réplication* est simplement le fait de répéter les mesures suffisamment de fois pour s'affranchir des erreurs liées au bruit.

Résultats obtenus numériquement

Comme détaillé en introduction, les méthodes numériques sont de plus en plus répandues : en effet, dans certains cas, les résultats sont très difficiles voire impossibles à obtenir par expérience et la simulation numérique est d'une aide précieuse (par exemple pour les problèmes liés à la météorologie). Si les développements technologiques récents permettent de définir un jeu de paramètres d'entrée à un système, de définir son environnement, et enfin de récupérer des résultats de façon similaire à l'expérience, il existe des différences notables entre les résultats obtenus par simulation numérique et ceux obtenus par expériences (62).

En effet, les résultats fournis par les méthodes numériques sont déterministes : à une entrée définie correspondra la même sortie, quel que soit le nombre de fois où le programme est lancé. Ainsi, il n'est plus pertinent d'utiliser les méthodes de *randomisation*, de *blocking* et de *réplication*. Par ailleurs, comme établi dans la partie précédente et en début de cette introduction, les simulations peuvent être extrêmement coûteuses en temps de calcul, ne serait-ce que pour produire une unique réponse.

Le principe de la prédiction repose sur le fait d'estimer une réponse en fournissant une entrée inconnue à l'algorithme se basant sur les observations faites en d'autres points. Pour cela, les méthodes de plans d'expériences proposent une approche visant soit à déceler les paramètres ayant une influence sur la réponse (dits plans de *screening* ou de criblage), soit à déterminer la réponse selon les variations des paramètres d'entrées (il s'agira alors de plans de surface de réponse). Ces deux approches sont alors souvent utilisées successivement, la première permettant de se ramener à un nombre plus réduit de paramètres et de négliger ceux qui n'auront de toute façon pas d'impact sur la réponse.

Etude bibliographique sur la prédiction d'échauffement de prothèses en IRM

Dans la littérature, si l'on trouve beaucoup de publications et d'ouvrages consacrés aux problématiques de prédiction, peu se rapportent à la problématique étudiée ici. Abbasi et al. (43) ont étudié les échauffements d'un modèle de prothèse de hanche simplifié en faisant varier ses caractéristiques géométriques, dans le but d'estimer l'impact de chaque paramètre sur le SAR. La méthode utilisée était une méthode de plan d'expérience, dite de Taguchi (63). Si les conclusions de cette étude semblent prometteuses, cependant aucune information n'est apportée au sujet des hypothèses faites et de la mise en œuvre de cette méthode. De plus, une telle méthode passe par un « échantillonnage » ou « *sampling* » pour déterminer les couples {entrées ; sortie(s)} à calculer, ce qui a pu être réalisé dans cet abstract puisque les auteurs travaillaient sur des prothèses simples qu'ils avaient modélisées. Cependant, le but de notre étude était de travailler sur un cas réel où un fabricant de prothèse fournit des modèles CAO de gammes déjà existantes, dont il faut effectuer les simulations et obtenir les résultats en SAR.

Il s'agit d'une problématique très actuelle puisque le travail en cours sur les futures normes de compatibilité IRM comporte un volet dédié aux simulations de larges gammes d'implants, dans le but de réduire le nombre de simulations nécessaires. Cependant, ce développement est très récent et n'apparaît pas encore dans les normes officielles.

Une méthode intéressante pour faire de la régression sans avoir d'*a priori* défini sur la forme de la fonction attendue (*i.e.* régression non paramétrique, contrairement par exemple à la régression linéaire) est la méthode de régression par processus gaussiens. Cette technique (qui sera développée plus complètement dans le chapitre 2 de cette partie) permet ainsi de faire des prédictions sans connaître nécessairement la forme de la réponse souhaitée à la variation simultanée de plusieurs paramètres. De plus, un intérêt des processus gaussiens est non seulement d'effectuer une prédiction, mais également d'avoir accès à l'incertitude existant autour de la valeur prédite tout en restant simples à implémenter grâce aux modules de programmation existants. Nous avons donc choisi de tester et d'appliquer cette méthode à une gamme de modèles CAO de prothèses d'épaule, pour vérifier la fiabilité des prédictions sur le SAR en fonction d'un certain nombre de paramètres d'entrée.

1.2 Approche choisie pour répondre à la problématique

Tout d'abord, un partenariat avec un fabricant de prothèses d'épaules a permis d'obtenir des modèles CAO de prothèses réelles : la première étape a été d'en sélectionner un nombre précis en faisant varier un nombre défini de paramètres géométriques, puis de paramétrer et lancer des simulations numériques sur chacun des modèles CAO de ces prothèses. La seconde étape est le

post-traitement de ces simulations et l'obtention de résultats en termes de SAR maximal moyenné sur 1g. Les couples {entrées ; sortie} permettront ensuite ultérieurement d'effectuer une prédiction de SAR en d'autres entrées.

Ensuite, un algorithme basé sur la méthode des processus gaussiens sera développé en langage Python, testé sur un jeu d'entrées à une dimension, puis utilisé sur les données pour obtenir une carte de SAR en fonction de deux paramètres géométriques de prothèses. La théorie et la méthodologie seront développées plus en détail dans le chapitre suivant.

*
**

L'auteur souhaite remercier le Dr. Antoine Liutkus pour ses conseils sur la théorie des processus gaussiens et leur application à ce projet, ainsi que le Dr. Christophe Meyer pour son expertise en programmation qui a permis de résoudre certains problèmes liés au code.

Chapitre 2

Théorie et méthodologie

Ce chapitre expose la théorie derrière la méthode de régression par processus gaussiens. Les moyens d'implémentation en programmation et l'algorithme sont également présentés, ainsi que le choix des modèles CAO de prothèses en fonction de divers paramètres géométriques.

2.1 Les processus gaussiens

Dans cette partie, la question de la prédiction du SAR dans le fantôme en fonction d'un jeu de paramètres géométriques de prothèse d'épaule est centrale. Or, le lien unissant ces grandeurs et paramètres n'est pas trivial : en effet, il ne s'agit pas ici d'une géométrie simple comme par exemple celle d'une sonde ou d'un câble droits, puisque comme vu en introduction de cette partie la prothèse d'épaule anatomique comporte minimum trois parties distinctes et de formes variables. Si la tête de la prothèse pourrait potentiellement être approximée par une sphère parfaite, la tige ne peut pas être simplement assimilée à un objet cylindrique longiligne. Il est ici risqué de supposer *a priori* une forme spécifique pour la fonction liant le SAR et les paramètres des prothèses.

Ainsi, le problème se traduit par la nécessité de prédire la valeur du SAR en fonction de divers paramètres, tandis que la relation liant ces paramètres au phénomène d'échauffement est complexe et inconnue. Deux approches seraient ici envisageables : la première serait de tenter d'établir un modèle physique visant à reproduire l'impact de la variation géométrique de deux paramètres sur le SAR, ayant au préalable déterminé l'impact sur le SAR de chacun des paramètres séparément.

L'autre approche, plus directe, est d'utiliser une méthode de prédiction impliquant la possibilité d'estimer une réponse en fonction d'un jeu d'entrées, sans connaître *a priori* la forme de la fonction les reliant. Cela est rendu possible par la régression par processus gaussiens.

La théorie de la régression par processus gaussiens découle directement de la généralisation de la théorie des distributions gaussiennes. Dans l'un des ouvrages faisant autorité en la matière, Rasmussen et Williams (64) proposent en préambule une analogie entre ces deux théories : une distribution de probabilité gaussienne décrit les variables aléatoires qui y sont associées, tandis qu'un processus gaussien régit les propriétés de fonctions qui y sont liées.

La théorie complète est complexe et il sera nécessaire de se reporter aux ouvrages de référence pour une connaissance plus approfondie, mais le principe de base en sera tout de même donné ici. Le développement présenté ici s'appuie sur l'ouvrage de Rasmussen et Williams (64), sur une présentation également donnée par Rasmussen (65) et d'autres sources pédagogiques (66,67).

Préambule

Considérons dans un premier temps une entrée \mathbf{x} (vecteur de dimension d , correspondant au nombre de paramètres considérés) qui est liée à une sortie y par une fonction f inconnue. Si on note X et Y respectivement les espaces des entrées et des sorties, on peut ainsi noter :

$$\begin{aligned} f: X &\rightarrow Y \\ f(\mathbf{x}) &= y \end{aligned} \quad (2.1)$$

On cherche à modéliser la fonction f , c'est-à-dire à trouver une fonction représentant au mieux la relation entre \mathbf{x} et y . Cette fonction devra donc d'une part être construite à partir de l'observation des couples $\{\mathbf{x}, y\}$ existants, et d'autre part devra permettre une prédiction adéquate de la sortie y^* liée aux nouveaux points \mathbf{x}^* dont les sorties n'auront pas encore été observées.

La première étape est donc l'observation de couples entrées/sorties pour avoir une idée de la relation qui les lie. Si l'on considère n observations, les couples $\{\mathbf{x}, y\}$ peuvent être regroupés en :

$$D = \{\mathbf{x}_i, y_i \mid i = 1, \dots, n\} \quad (2.2)$$

En notant X la matrice de dimensions $d \times n$ regroupant toutes les entrées et \mathbf{y} le vecteur rassemblant toutes les sorties, on peut noter :

$$D = \{X, \mathbf{y}\} \quad (2.3)$$

On souhaite alors déduire $f(\mathbf{x}^*)$ pour l'entrée inconnue \mathbf{x}^* en connaissant au préalable les données D .

Distributions gaussiennes/normales multidimensionnelles

Avant de développer plus avant, il est utile de revenir d'abord à la théorie des distributions normales multidimensionnelles qui sont au cœur du principe des processus gaussiens.

Pour une distribution normale à deux variables (Figure 2.1), la forme de l'ellipse de confiance est déterminée par la matrice de covariance de la distribution.

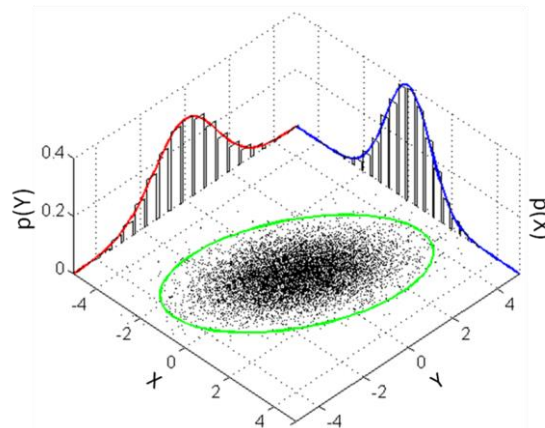


FIGURE 2.1: Exemple de distribution normale à deux variables.
<https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=25235145>

La matrice de covariance est donnée par :

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_x^2 & \rho\sigma_x\sigma_y \\ \rho\sigma_x\sigma_y & \sigma_y^2 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

où le terme $\rho\sigma_x\sigma_y$ représente la covariance des variables x et y , ρ étant la corrélation entre ces deux variables.

La distribution à deux variables s'écrit donc :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \sim N \left(\begin{pmatrix} \mu_x \\ \mu_y \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} \sigma_x^2 & \rho\sigma_x\sigma_y \\ \rho\sigma_x\sigma_y & \sigma_y^2 \end{pmatrix} \right) \quad (2.5)$$

Et la distribution conditionnelle de x en connaissant y est alors donnée par :

$$p(x|y) = N \left(\mu_x + \rho \frac{\sigma_x}{\sigma_y} (y - \mu_y), \sigma_x^2 (1 - \rho^2) \right) \quad (2.6)$$

Ici nous avons considéré des scalaires pour x et y , mais le même type de raisonnement peut être étendu à des vecteurs. Ainsi, il est possible d'estimer une probabilité conditionnelle d'une variable en fonction d'une autre variable : c'est sur ce principe que repose la régression par processus gaussiens.

Processus gaussiens

➤ *Définition*

Un processus gaussien est une généralisation des distributions normales multidimensionnelles à un nombre infini de variables : il s'agit d'une collection de variables aléatoires dont tout ensemble fini a une distribution gaussienne. Pour avoir une approche plus intuitive, on peut assimiler un vecteur infiniment long à une fonction.

Pour reprendre le parallèle distribution gaussienne/processus gaussien :

- une distribution gaussienne sera définie par un vecteur de moyenne noté μ et une matrice de covariance Σ :

$$f = \begin{pmatrix} f_1 \\ \vdots \\ f_n \end{pmatrix} \sim N(\mu, \Sigma) \quad (2.7)$$

- Un processus gaussien sera quant à lui défini par une fonction moyenne $m(x)$ et une fonction de covariance $k(x, x')$:

$$f(x) \sim \mathcal{GP}(m(x), k(x, x')) \quad (2.8)$$

La moyenne est souvent choisie égale à zéro en l'absence d'a priori, pour des raisons pratiques. C'est la fonction de covariance $k(x, x')$ aussi appelée *kernel* qui va permettre de déterminer à quel point deux points de l'espace des entrées x et x' sont corrélés. Un choix usuel est la fonction de covariance exponentielle quadratique (68) :

$$k(x, x') = \sigma^2 e^{-\frac{(x-x')^2}{2l^2}} \quad (2.9)$$

Le paramètre l est la longueur d'échelle caractéristique (ou *characteristic length scale*) : c'est ce paramètre qui va définir le caractère plus ou moins lisse des fonctions avant observation. Il s'agit d'un *hyperparamètre*, soit un paramètre influant sur la forme de la fonction de covariance d'un kernel spécifique. Si $x \approx x'$, la fonction de covariance se rapproche de son maximum et $f(x)$ sera bien corrélée avec $f(x')$. Autrement dit, la fonction de covariance va permettre de spécifier à quel point des valeurs proches dans l'espace des entrées auront des valeurs proches dans l'espace des sorties.

Un exemple de génération de différentes fonctions avec différents kernels est donné pour une meilleure visualisation de leurs effets en Figure 2.2 :

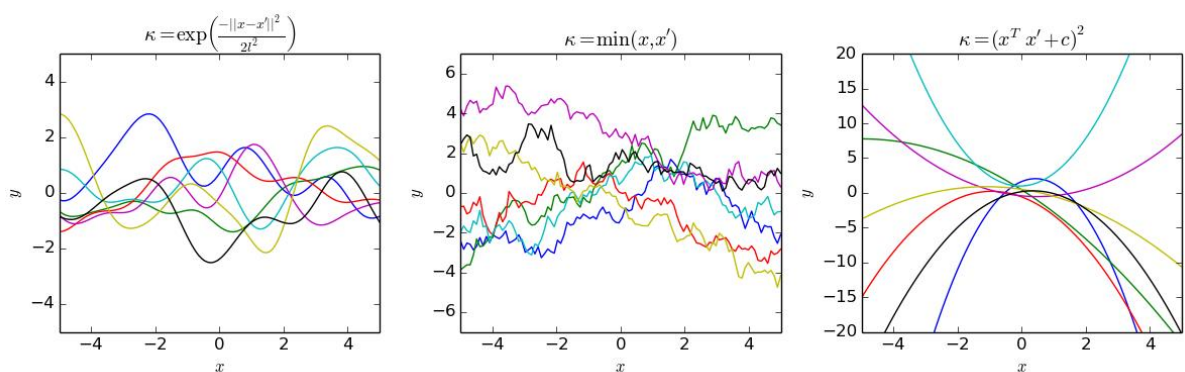


FIGURE 2.2 : Exemple de fonctions générées par des processus gaussiens avec différents kernels. De gauche à droite : kernel exponentiel quadratique (ou kernel gaussien), kernel brownien, kernel quadratique. CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=47589358>

➤ Application

Le processus gaussien défini dans l'équation (2.8) correspond aux fonctions possibles, sans connaître encore les données d'entrées (dit « *prior* »). Ensuite, la connaissance des données d'observation x et y va permettre d'établir la probabilité des données en sorties, dont certaines ont été observées (notées f) et dont certaines restent à prédire (notées f_*), en faisant l'hypothèse que f et f_* sont conjointement normales :

$$\begin{pmatrix} f \\ f_* \end{pmatrix} \sim N \left(\begin{pmatrix} \mu \\ \mu_* \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} K & K_* \\ K_*^T & K_{**} \end{pmatrix} \right) \quad (2.10)$$

La matrice K est obtenue en appliquant la fonction de covariance aux données d'entrée observées, autrement dit K donne la similarité entre deux observations x et x' . K_* donne la similarité entre

données d'entraînement et données de test dont nous cherchons à estimer les valeurs de sorties, et K_{**} donne la similarité entre deux valeurs d'entrée de test.

Ici, nous cherchons donc à connaître $p(f_*|x_*, x, f)$.

Après développement mathématique, cette distribution peut être obtenue et donne, en l'absence de bruit :

$$p(f_*|x_*, x, f) \sim N(k(x_*, x)^T K^{-1} f, k(x_*, x_*) - k(x_*, x)^T K^{-1} k(x_*, x)) \quad (2.11)$$

Pour récapituler :

- On suppose que notre fonction inconnue liant les entrées et les sorties est issue d'un processus gaussien, le *prior*.
- On génère ce processus gaussien en spécifiant le kernel souhaité et ses paramètres, selon l'*a priori* que l'on peut avoir sur les données et la forme de la fonction attendue.
- On obtient les données d'entraînement (x, y) : dans ce jeu de données, les entrées et les sorties sont parfaitement connues (on néglige ici tout bruit).
- On ajuste le processus gaussien à ces données d'entraînement et l'on obtient les paramètres du « *posterior* », qui est également un processus gaussien.
- On peut ensuite faire la prédiction pour les points d'entrées souhaités : il s'agit de la moyenne du nouveau processus gaussien en chaque point de l'espace des entrées, l'erreur faite sur la prédiction en chaque point étant également connue.

Une illustration de *prior* et *posterior* est donnée ci-dessous (Figure 2.3). Le code permettant de générer ces processus gaussiens a été adapté du code de Jan Hendrik Metzen, disponible sur le site Web scikit-learn.org (69).

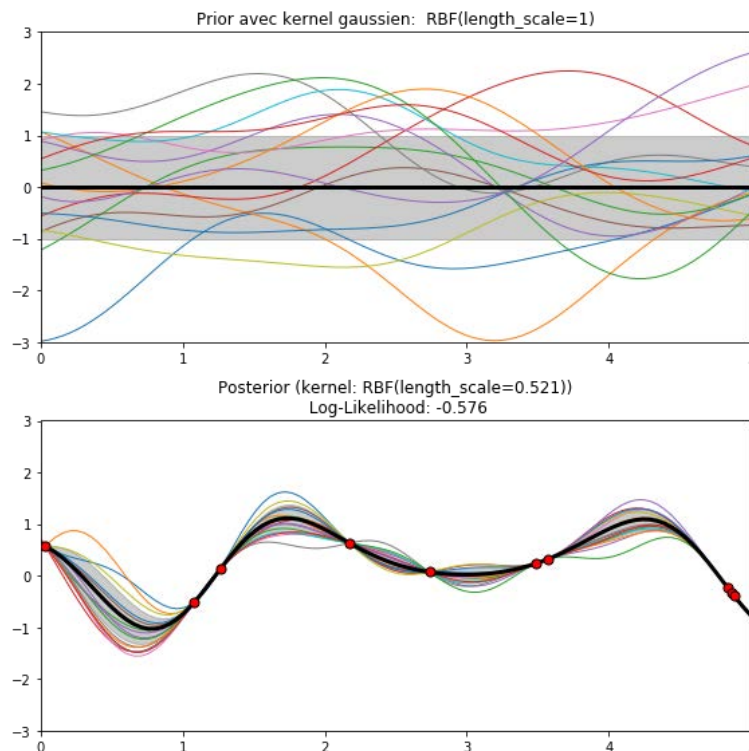


FIGURE 2.3 : Exemple de fonctions générées par un processus gaussien *prior* (haut, sans observations) et *posterior* (bas, avec observations).

2.2 Implémentation de l'algorithme de processus gaussiens

Pour implémenter la méthode des processus gaussiens, le langage de programmation Python a été utilisé avec le module d'apprentissage automatique (ou "*machine learning*") appelé *scikit-learn* (70,71). En effet, ce module comporte les fonctions nécessaires à l'utilisation des processus gaussiens avec de nombreux exemples d'applications présents sur le site dédié, et de plus la relative simplicité du langage Python en ont fait une méthode de choix. La version de Python utilisée est la version 3.6, et la version du module *scikit-learn* est la version 0.19.1. L'environnement de développement Jupyter a été adopté, également pour une question de simplicité.

Nous avons choisi de garder le kernel exponentiel quadratique, puisque semblant être assez flexibles pour nombre de jeux de données, en gardant également la longueur caractéristique à 1 lors de la génération du processus. En effet, une fonction d'optimisation est incluse dans le module *scikit-learn* et permet d'obtenir les meilleurs hyperparamètres.

Les codes Python sont reportés en annexe de ce manuscrit (p.157).

2.3 Choix des modèles et paramètres des prothèses

Pour implémenter la méthode, il était nécessaire de choisir au préalable un nombre précis de modèles avec des variations de paramètres. La sélection a ici été arbitraire, nous avons souhaité sélectionner des valeurs extrêmes de paramètres ainsi que des valeurs intermédiaires.

Les 24 modèles de prothèses d'épaule anatomiques ont été sélectionnés en fonction de trois paramètres dans un premier temps : longueur de tige, gamme, diamètre de tête. Le fabricant de prothèses a ensuite fourni tous les modèles CAO pour pouvoir les importer en simulation.

Nous nous sommes rendu compte par la suite que la gamme correspondait à l'épaisseur de la tige, ce qui nous a amené à reconsidérer les paramètres et à réfléchir à l'obtention d'autres modèles pour augmenter la taille de notre jeu de données.

Chapitre 3

Implémentation et test de la méthode sur résultats de simulation

Ce chapitre présente dans un premier temps les tests préliminaires sur câble simple pour vérifier que le fonctionnement du code à une dimension. Ensuite, les tests effectués sur les modèles CAO de prothèse d'épaule sur un ou deux paramètres (après adaptation du code) sont ici présentés. Bien que la méthode semble donner des résultats satisfaisants, des améliorations sont possibles et une validation plus poussée serait nécessaire.

3.1 Tests préliminaires sur câble simple avec un paramètre

Pour évaluer le bon fonctionnement du code, un premier test préliminaire simple a été réalisé. Un câble à une dimension de longueur L isolé par une gaine d'un millimètre de diamètre a été modélisé dans le logiciel SEMCAD X (Speag, Zurich, Suisse). Les valeurs prises par la longueur L (en centimètres) ont été choisies de manière à obtenir des longueurs nombreuses et régulièrement espacées : $L = \{15, 18, 20, 25, 27, 30, 33, 35, 38, 42, 45, 48, 50, 52\}$. Le câble a été placé le long du bord droit du fantôme ASTM (19) et des simulations électromagnétiques dans le domaine temporel à l'aide du logiciel SEMCAD X (Speag, Zurich, Suisse), utilisant la méthode de la Huygens Box, ont été lancées. Les résultats en termes de SAR maximal (noté S_{max}) à l'extrémité du câble ont ensuite été obtenus.

Ainsi, les données d'observation à fournir à l'algorithme sont 14 couples $[L ; S_{max}]$. Ensuite, l'espace des entrées sur lequel on souhaite faire les prédictions en SAR a été choisi selon les bornes inférieures et supérieures des longueurs du câble en centimètres : $[15 ; 52]$. Pour finir, le code a été lancé et a retourné le graphe suivant (Figure 3.1) :

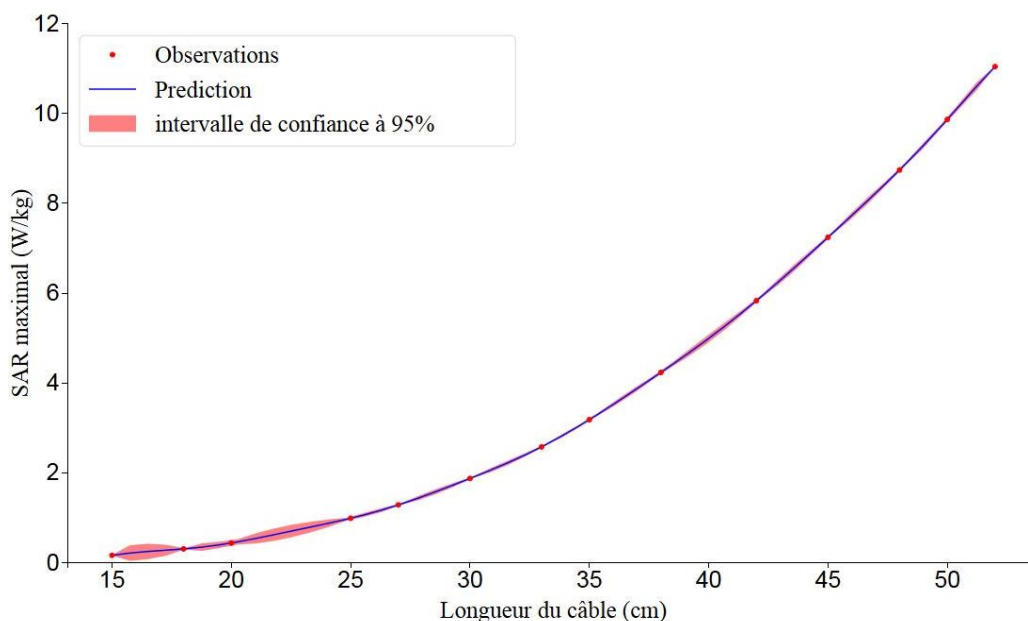


FIGURE 3.1 - Courbe de prédiction de SAR maximal en fonction de la longueur du câble. Les points rouges représentent les observations faites donc les jeux de données $[L ; S_{max}]$ pour chacune des longueurs, la ligne bleue continue correspond à la moyenne du processus gaussien et l'intervalle en rouge correspond à l'intervalle de confiance à 95% pour la prédiction faite sur le SAR pour une longueur non testée en simulation.

On constate que conformément à ce qui est attendu, les zones où l'écart entre les points est le plus important correspondent aux zones où l'intervalle de confiance à 95 % est également le plus étendu, soit aux zones où la prédiction est la moins précise. En enlevant des points dans le jeu de points d'entraînement, la zone d'incertitude s'étend (Figure 3.2).

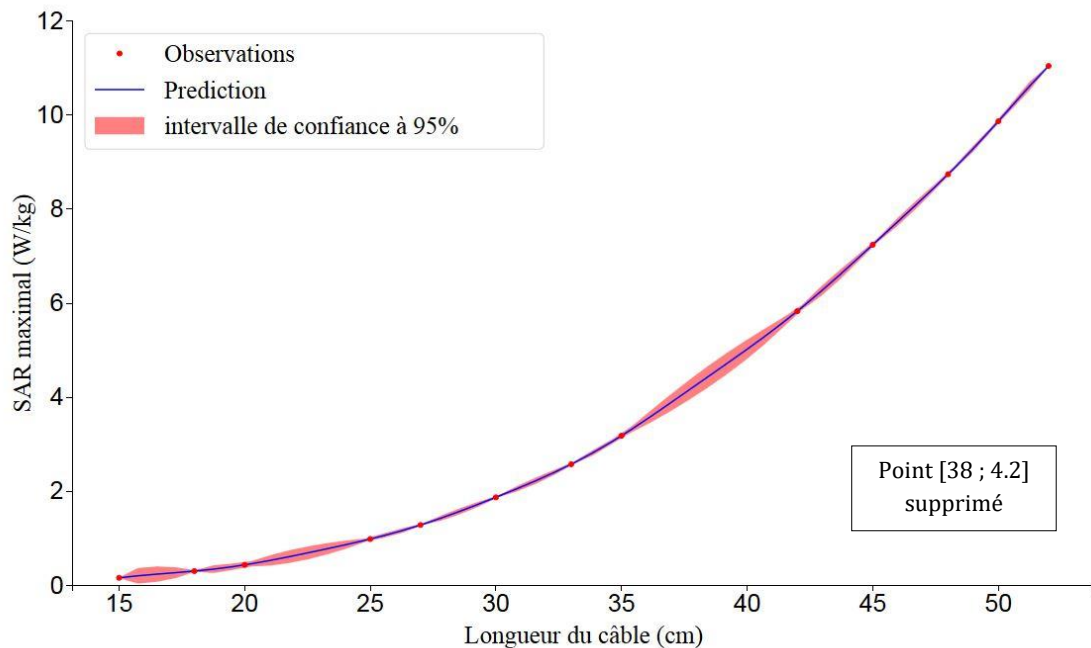


FIGURE 3.2 - Courbe de prédiction de SAR maximal en fonction de la longueur du câble, obtenue avec un point en moins en entrée.

Ce premier test sur un cas très simple a permis de montrer que le code renvoie ce qui est attendu, et a mis en évidence l'importance du nombre et de la régularité des points dans l'espace des entrées. Il est à présent possible de l'adapter pour des résultats de simulation de prothèses plus complexes, en fournissant des entrées à deux dimensions.

3.2 Application aux modèles CAO

3.2.1 Simulations électromagnétiques

Les simulations électromagnétiques ont été paramétrées dans le logiciel CST Microwave Studio (CST, Darmstadt, Allemagne) via la méthode de la Huygens Box : une première simulation électromagnétique a été lancée avec l'antenne en cage d'oiseau 1.5 T et le fantôme vide, un moniteur de champ englobant en partie le fantôme à l'endroit où la prothèse sera par la suite positionnée.

Chaque modèle CAO a ensuite été positionné à 30 cm du bord haut, à 2 cm du bord droit du fantôme, et à 4.5 cm sous la surface du gel (soit en son milieu), dans une nouvelle simulation électromagnétique.

A l'issue de la simulation d'une durée moyenne d'une heure et 15 minutes, le SAR maximal (situé à l'extrémité de la tige de la prothèse) moyenné sur 1 gramme a été calculé pour chacune des prothèses, au nombre de 24.

Les résultats de simulation en termes de SAR maximal moyenné sur 1 gramme sont reportés dans la Table 3.1.

	Gamme 1	Gamme 5	Gamme 8	Gamme 1	Gamme 5	Gamme 8
	long. 65,1 / e. 15,0	long. 80,8 / e. 18,5	long. 92,6 / e. 21,8	long. 92,3 / e. 15,0	long. 107,8 / e. 18,5	long. 123,1 / e.21,8
diam. 37	17,5	14,6	12,8	26,4	19,6	17,2
diam. 46	19,6	15,8	13,7	29	20,8	17,9
diam. 48	20	16,1	13,9	28	21,1	18
diam. 54	21,7	17,4	14,8	30,2	22,2	18,6

TABLE 3.1 : Résultats en SAR maximal moyenné sur 1 g, en W/kg, pour chacune des prothèses en fonction de la longueur de tige et du diamètre de tête (en millimètres), e correspondant à l'épaisseur de la tige (en millimètres).

On constate que le SAR maximal va dépendre à la fois de la longueur de tige et du diamètre de tête.

Comme décrit dans le chapitre précédent, il s'est avéré que nous avons appris bien après avoir commencé cette étude que l'épaisseur était un paramètre indépendant de la longueur, et était en fait lié au numéro de gamme : nous avons donc décidé tout d'abord de nous concentrer sur la gamme 1 pour tester l'algorithme sur une entrée à une dimension.

3.2.2 Test de l'algorithme sur des entrées à une dimension

Nous avons adapté l'algorithme précédent à la gamme 1. Nous avons dans un premier temps choisi de garder la longueur constante en faisant varier le diamètre D (colonne 1 de la Table 3.1). Les points fournis à l'algorithme étaient donc 4 couples $[D ; S_{max}]$. Les résultats obtenus selon le même procédé que la Figure 3.1 sont présentés dans la Figure 3.3 :

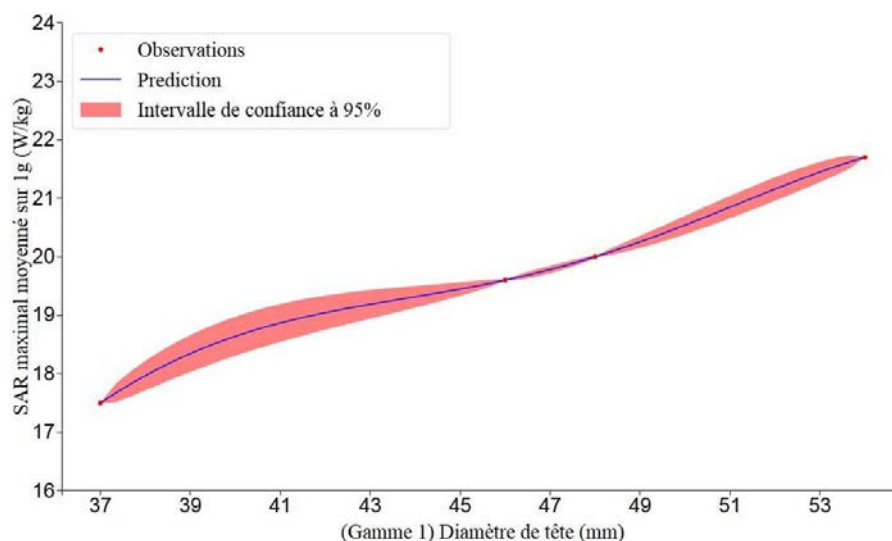


FIGURE 3.3 - Courbe de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête de la prothèse.

Sur cette courbe, on constate que l'écart entre deux points éloignés (comme les points d'abscisse 37 et 46) donne lieu à une incertitude de l'ordre de 1 W/kg : il s'agit d'une incertitude relativement importante par rapport aux écarts réels observés en SAR entre les 4 points. Par contre, cela laisse peu de doute possible par rapport au cas le pire dans ce jeu de prothèses, qui serait le cas de la prothèse avec la tête de diamètre le plus important.

3.2.3 Discussion et limites

Cette première application à des modèles de prothèses souligne l'importance d'un nombre de points suffisant pour réduire l'incertitude de la prédiction. Le faible nombre de longueurs disponibles pour cette gamme (au nombre de deux) ne nous a pas permis de faire une étude avec une entrée à une dimension en gardant le diamètre de tête fixe et en faisant varier la longueur de tige. Nous avons donc décidé de créer de nouveaux modèles CAO à partir des modèles existants afin d'obtenir davantage de points de données, pour ensuite l'appliquer à une étude avec 2 paramètres.

3.3 Création et ajouts de nouveaux modèles CAO

3.3.1 Choix des modifications pour élargir la gamme étudiée

Pour obtenir davantage de couples de données à fournir à l'algorithme, nous avons décidé de générer des modèles CAO de longueurs de tige différentes avec le concours de Monsieur Alexandre Ponsard de la société MP2i (Mâcon, France). A partir de la prothèse de la gamme 1 ayant une longueur de tige 65,1 mm et un diamètre de tête de 37 mm, nous avons ajouté 10 millimètres, 45 millimètres et 65 millimètres à la longueur de tige initiale. Ce choix a été fait de façon d'une part à obtenir des points relativement espacés, et d'autre part pour couvrir une gamme de longueurs assez large.

3.3.2 Simulations et résultats en SAR

Comme précédemment, nous avons lancé les simulations électromagnétiques et obtenu les résultats en SAR moyenné sur 1 gramme (Table 3.2) :

	long. 65,1	long. init. +10 = 75,1	long. 92,3	long. init. +45 = 110,1	long. init.+65 = 130,1
diam. 37	17	20,6	25,4	28,5	29,6
diam. 46	19,4	23,2	28,3	30,4	30,6
diam. 48	19,6	23,6	27,3	30,6	30,6
diam. 54	21,2	25,4	29,9	32	31,2

TABLE 3.2 : Résultats en SAR maximal moyenné sur 1 g (en W/kg) pour chacune des prothèses en fonction de la longueur/épaisseur de tige et du diamètre de tête (en millimètres). La grandeur *long. init.* correspond à la longueur de tige initiale, soit 65.1 mm.

On constate que la longueur de tige semble avoir un impact plus marqué que le diamètre de tête sur le SAR : pour l'expliquer il serait utile de développer une théorie de « facteur de forme », liant une forme géométrique et le SAR en résultant.

3.3.3 Développement et application à l'algorithme à deux dimensions

Pour étudier les variations de SAR en fonction des variations conjointes de longueur de tige et de diamètre de tête, nous avons adapté le code utilisé précédemment à des entrées à deux dimensions, en fournissant les 20 vecteurs $[L,D]$ en entrée à l'algorithme et en modifiant le code en conséquence. La carte de prédiction du SAR maximal en fonction de la longueur de tige et du diamètre de tête est donnée dans la Figure 3.4, et avec une échelle de couleur différente pour mieux visualiser les points chauds en Figure 3.5.

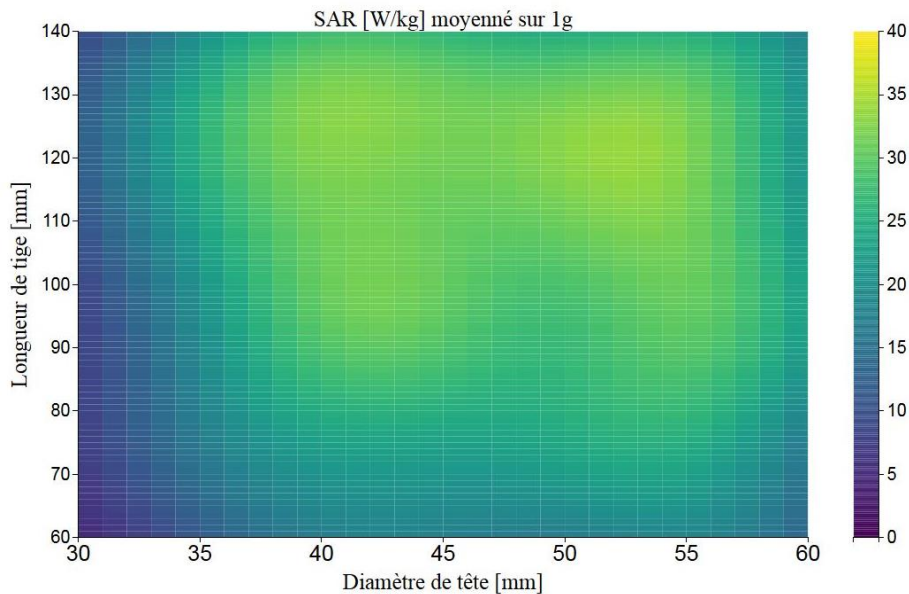


FIGURE 3.4 - Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige.

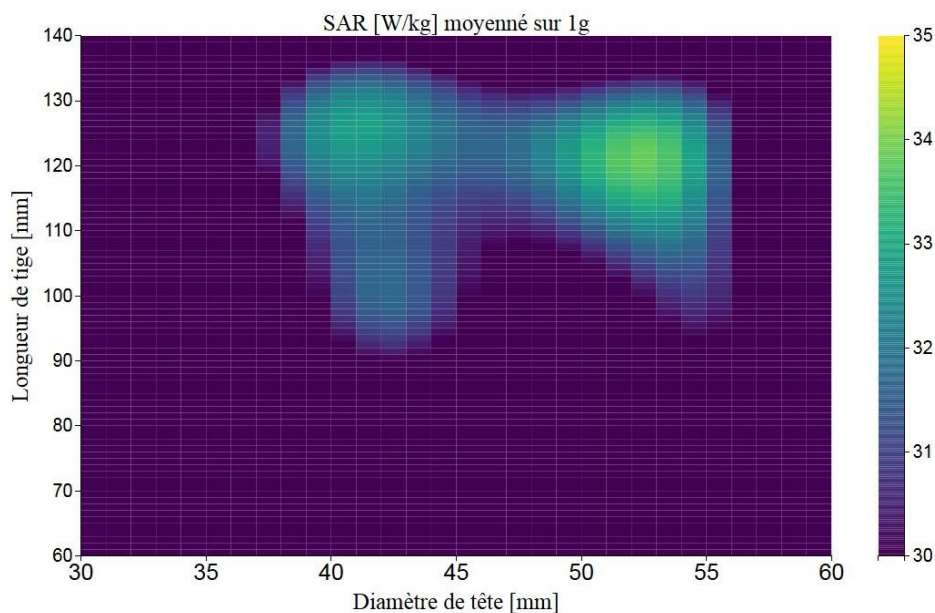


FIGURE 3.5 - Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige, avec échelle de couleur mettant en évidence les points chauds.

On observe ici deux points chauds majeurs, autour des points de coordonnées [41,125] et [54,120]. Il serait intéressant de simuler et de tester ces deux points pour vérifier dans quelle mesure la prédiction est valide.

En l'absence de modèle CAO correspondant à ces points, nous avons également appliqué l'algorithme en partant du même jeu de points, mais en retirant 1 point (le point [110.1 ; 54], correspondant au point chaud dans le jeu de données d'entraînement) pour voir comment la prédiction s'en trouve modifiée (Figure 3.6). Enfin, nous avons retiré un point pour chaque longueur, nous ramenant à un jeu de données de départ de 15 points au lieu de 20 (Figure 3.7) :

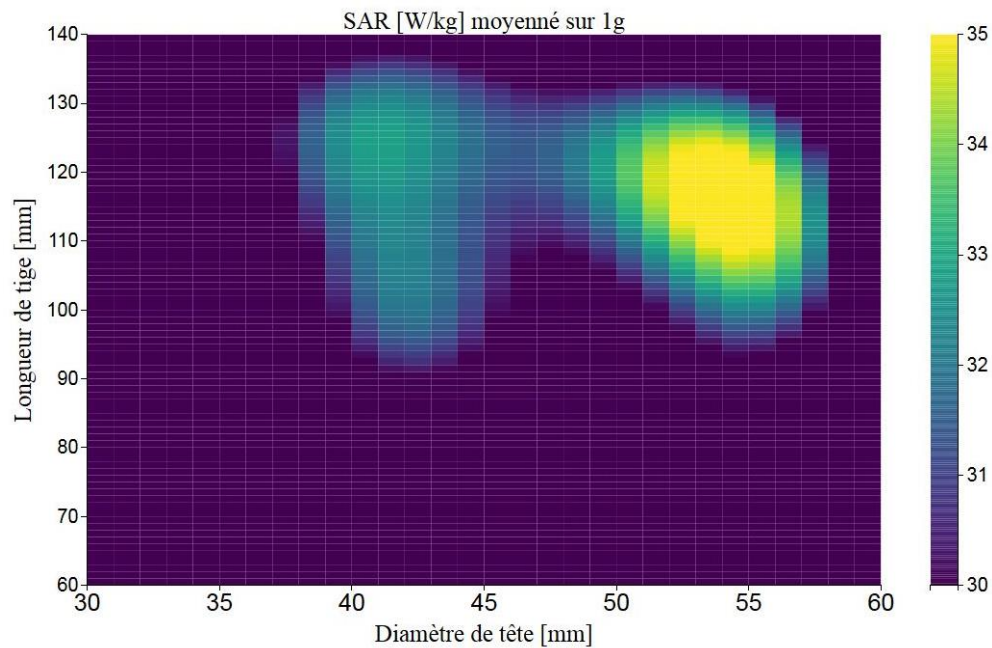


FIGURE 3.6 - Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige avec un point retiré du jeu de données de départ.

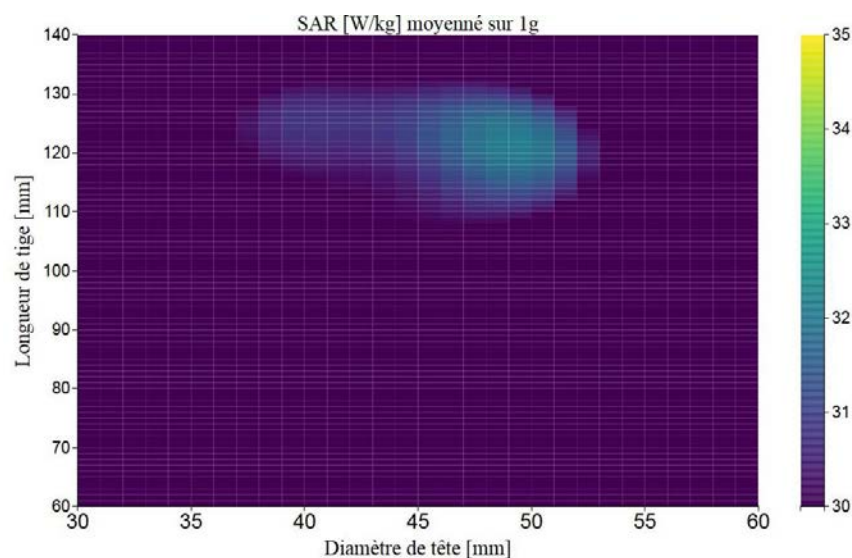


FIGURE 3.7 - Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige avec 5 points retirés du jeu de données de départ.

- On constate sur la Figure 3.6 que si retirer le point chaud du jeu de données donne lieu à une estimation moins précise de sa position, et que (connaissant la valeur au point chaud) sa valeur est surestimée, les zones d'intérêt restent les mêmes : si nous avons ce jeu de

données à 19 points au lieu de 20, sans connaître où se situe le point chaud, il serait envisageable de focaliser le choix des prothèses à simuler autour de ces coordonnées.

- En revanche, la Figure 3.7 montre une très nette perte d'information, et une sous-estimation des valeurs de SAR, même si la zone du *worst case* peut être relativement estimée. Ainsi, la précision des prédictions peut drastiquement diminuer avec la réduction du nombre de points de données et de modèles à simuler à notre disposition.

Enfin, comme mentionné lors du développement théorique, un intérêt de la régression par processus gaussien est de vérifier l'erreur faite sur la prédiction. Nous avons donc extrait une ligne de la carte donnée en 3.4 (avec le jeu de données de 20 points au complet), choisie verticalement en $x = 54$ mm et affiché la courbe de prédiction avec l'incertitude obtenue (Figure 3.8) :

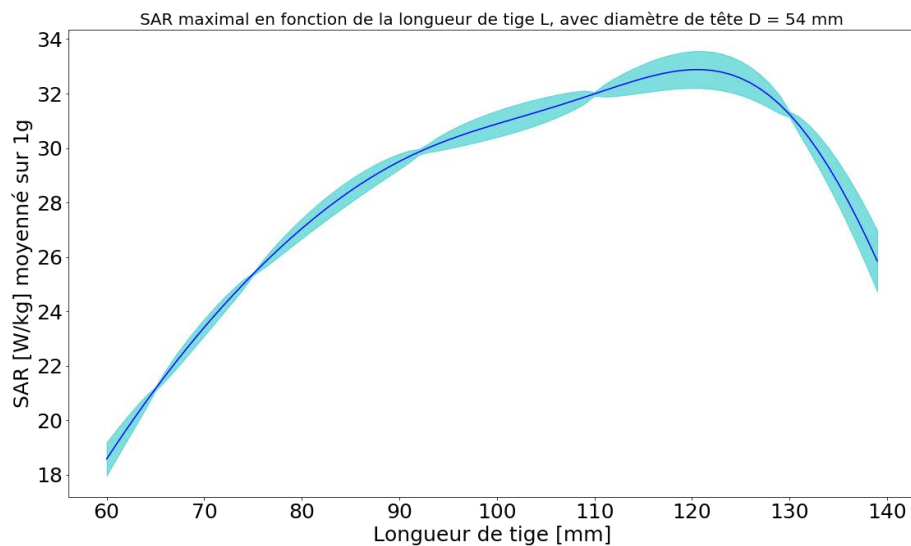


FIGURE 3.8 - Carte de prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction du diamètre de la tête et de la longueur de la tige avec un point retiré du jeu de données de départ.

Comme observé précédemment sur le câble simple, on constate bien que l'incertitude augmente en s'éloignant des points d'observation. Sur l'exemple montré, l'incertitude maximale est de l'ordre de 2 W/kg, ce qui semble raisonnable au vu de l'ordre de grandeur des observations faites sur l'ensemble des points et que là encore, cela n'impacte pas significativement l'estimation du *worst case*.

3.3.4 Discussion et limites

La méthode de la régression par processus gaussiens donne des résultats relativement satisfaisants au vu de la taille du jeu de données utilisé. L'incertitude observée sur une ligne de la carte de SAR est faible devant les variations des valeurs observées. Cependant, des limites à cette étude existent :

- En premier lieu, pour vérifier totalement que l'incertitude est acceptable il serait nécessaire de présenter une figure construite à partir de la carte de SAR 2D mais comportant également l'information d'incertitude en chaque point : cela pourrait être fait en passant la carte 2D en 3D, en gardant l'échelle de couleur, avec la troisième dimension représentant l'incertitude.

- Ensuite, ici nous avons choisi les paramètres et le kernel de base (kernel exponentiel quadratique) dans l'algorithme. Cependant, bien qu'il soit décrit dans la littérature que ce kernel soit approprié pour nombre de problèmes (68), et bien qu'une fonction d'optimisation de sa longueur caractéristique soit présente dans le module, il serait tout indiqué de tester d'autres kernels en faisant varier à leur tour leurs hyperparamètres. Il est en effet possible que d'autres formes de fonctions de covariances soient mieux adaptées à la physique de notre problème, et, conjointement avec l'ajout de nouveaux points, puissent aider à réduire les incertitudes notamment observées en Figure 3.8.
- Le jeu de données testé ici est d'une taille relativement faible, ce qui n'est pas idéal pour cette méthode. Pour l'éprouver, un plus grand nombre de modèles de prothèses ou de diamètres de tête serait souhaitable : cela permettrait d'une part de valider ou invalider la carte de SAR obtenue, mais également de définir un seuil raisonnable au-delà duquel des données supplémentaires seraient superflues au vu du gain sur la précision de la prédiction.
- Comme indiqué en introduction, le choix des modèles de prothèses a été intuitif : nous avons sélectionné un ensemble de paramètres dont nous pensions qu'ils pouvaient avoir une influence sur le SAR, tout en en négligeant d'autres pour des raisons de praticité. Les valeurs des paramètres ont été sélectionnées de façon à obtenir une valeur significative de la réponse en SAR. Cependant, il serait utile de sélectionner les paramètres d'importance en faisant un plan d'expérience de criblage : comme évoqué en introduction de cette partie, ce plan permettrait de prendre en compte tous les facteurs possibles sans *a priori*, et de déterminer rigoureusement ceux qui auront une influence sur le SAR.
- Ici, nous nous sommes placés dans le cas relativement simple d'une sortie en fonction d'entrées à deux dimensions, mais il serait intéressant de faire des prédictions sur le SAR en prenant en compte de multiples paramètres. Par exemple, en appliquant l'idée du plan de criblage, on pourrait avoir un nombre supérieur de paramètres influents à tester et faire des prédictions sur ces paramètres.
- Enfin, il serait intéressant de comparer la carte de SAR à deux dimensions obtenue à celle que l'on pourrait obtenir par une méthode de plan d'expérience de surface de réponse. Ainsi, en faisant suivre un plan de criblage par un plan de surface de réponse, nous pourrions vérifier si les réponses en SAR sont comparables en fonction des mêmes paramètres. La méthode « *unscented transform* » pourrait également être appliquée ici pour la confronter aux résultats obtenus par régression par processus gaussiens.

Malgré tout, cette étude a permis de montrer que l'application de la régression par processus gaussiens semble possible dans un cas relativement simple, même sur un jeu de données restreint. De plus, les processus gaussiens présentent l'avantage d'être flexibles et de s'adapter à la forme de la réponse sans fixer d'*a priori*. Cependant, des améliorations et une validation plus poussée restent nécessaires avant de pouvoir définitivement conclure sur son potentiel pour des cas plus complexes.

Conclusion de la partie II

Dans cette partie, la problématique des simulations pour la compatibilité IRM de larges gammes de dispositifs médicaux a été présentée. Il s'agit d'une problématique très actuelle puisque comme relaté en introduction, les efforts pour l'actualisation des normes de compatibilité IRM vont dans le sens de trouver des méthodes efficaces pour réduire le nombre de tests nécessaires. Dans l'optique d'en faciliter le déroulement et idéalement d'en réduire le nombre nécessaire, une méthode de prédiction de SAR appliquée à une gamme de prothèses orthopédiques multiéléments à ici été proposée.

La méthode de régression par processus gaussiens est une méthode robuste, relativement simple à mettre en œuvre grâce aux modules de programmation existants, et flexible : ses caractéristiques en font une technique de choix pour établir la réponse en SAR à de multiples paramètres géométriques complexes. Bien qu'il reste des validations et des confrontations avec d'autres méthodes à effectuer, cette technique semble prometteuse pour répondre à la problématique.

Ce chapitre a également permis de mettre en lumière la complexité de la réponse en SAR en présence d'un dispositif médical implanté. Des parties bien distinctes d'une même prothèse peuvent donner lieu à des échauffements différents selon les autres éléments avec lesquels elles sont associées. Après cette étude sur les interactions au sein d'un même implant par rapport à la radiofréquence, la partie suivante traitera des interactions entre deux implants bien distincts.

Partie III

Couplage de câbles par radiofréquence en environnement IRM

Chapitre 1

Introduction

Dans ce chapitre, la problématique des échauffements inhérente à la présence de deux ou plusieurs sondes de dispositif médical en environnement IRM est introduite ainsi que les observations et développements dans la littérature. L'approche choisie conjuguant expériences et simulations est également présentée.

1.1 Problématique des interactions entre sondes de dispositifs médicaux en IRM

Depuis 2008 (72), des premiers pacemakers compatibles IRM sont disponibles sur le marché des dispositifs médicaux. Ils sont de plus en plus fréquemment implantés aux patients présentant des défaillances cardiaques (73) : auparavant proscrite aux patients porteurs de ce type d'implants, l'IRM devient donc accessible. Les tests recommandés par les normes actuelles aux fabricants pour s'assurer de la compatibilité IRM de leur pacemaker ne font pas intervenir plusieurs sondes, connectées ou non, placées côte à côte (18) ; or, un patient peut être implanté avec deux sondes connectées au boîtier voire même davantage, stimulant différentes parties du cœur (74). Outre cette configuration classique, il n'est pas inhabituel qu'un patient présente également une ou plusieurs sondes dites « abandonnées » : il s'agit d'une ou plusieurs sondes défectueuses, déconnectées du boîtier et laissées en place dans le corps du patient tandis qu'une autre sonde est introduite via la même veine ou un autre vaisseau, si la veine ne permet pas le passage d'une nouvelle sonde (Figure 1.1).

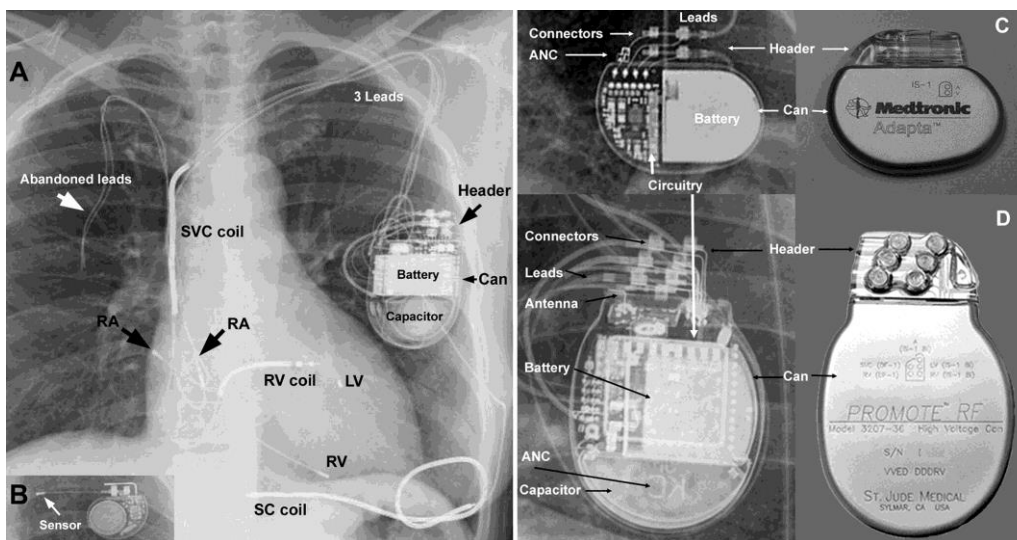


FIGURE 1.1 - Image par rayons X d'un patient porteur de pacemaker et de plusieurs sondes abandonnées. Jacob S. et al. *Cardiac Rhythm Device Identification Algorithm using X-Rays: CaRDIA-X. Heart Rhythm. June 2011 Volume 8, Issue 6, Pages 915–922.*

En effet, le cardiologue peut ne pas pouvoir retirer la sonde abandonnée sans causer de dommage interne au patient, ce qui peut être inévitable notamment en cas de tissus fibrosés à l'emplacement

de la ou des électrodes (75). En pareil cas, son unique possibilité est de laisser la sonde défectueuse en place. Il peut cependant choisir d'isoler l'extrémité distale par un petit capuchon en silicone, auquel cas la sonde sera dite « *capped* », et dans le cas contraire elle sera dite « *uncapped* » (76). Ainsi, une sonde de pacemaker peut se présenter de trois façons : connectée au boîtier, abandonnée « *capped* », ou abandonnée « *uncapped* », ce que l'on appelle des conditions de terminaison.

Etude bibliographique

La question des échauffements induits par la radiofréquence de l'IRM sur ces implants longilignes (de l'ordre du millimètre de diamètre (77) et d'une longueur allant généralement de 40 centimètres à 60 centimètres (78)) est une problématique majeure pour les dispositifs médicaux (voir Partie I, Chapitre 1 - 1.3). Des études ont tout d'abord été menées en considérant uniquement un câble seul. Ainsi, Yeung *et al.* (79) ont conclu que l'épaisseur, la permittivité ainsi que le diamètre de l'isolant autour d'un implant métallique longiligne avait un impact certain sur les échauffements induits par radiofréquence à son extrémité. Langman *et al.* (80) ont par ailleurs démontré l'influence de la conductivité du milieu sur l'échauffement à l'extrémité d'une sonde. Nous porterons donc une attention particulière à ces paramètres pour une étude portant sur les échauffements induits par radiofréquence.

Toujours pour une sonde seule, les expériences de Langman *et al.* (27) sur les échauffements d'une unique sonde de pacemaker en fonction de sa condition de terminaison ont montré l'importance de ce paramètre : en effet, cette étude démontrait qu'un changement de condition de terminaison d'une sonde peut provoquer des variations d'échauffements à leur extrémité allant jusqu'à 96% entre deux conditions de terminaison. Quant à la configuration avec deux sondes placées côte à côte, Mattei *et al.* (28) ont montré expérimentalement que la présence d'une sonde abandonnée placée à côté d'une sonde de pacemaker réelle peut modifier les échauffements induits à leur extrémité, en fonction de leurs conditions de terminaison (l'une étant connectée à un boîtier et l'autre abandonnée « *capped* » ou abandonnée « *uncapped* ») mais également en fonction de leurs positions relatives. En particulier, le fait que dans un certain cas la température soit moins élevée en présence de deux câbles qu'en présence d'un seul met en évidence un phénomène de couplage.

Ces observations ont permis de mettre en évidence la complexité du phénomène d'échauffements des tissus environnant les implants métalliques en IRM : pour les décrire, des méthodes théoriques ont été proposées. Ainsi, la distribution de champ électrique et notamment sa phase ont été démontrée comme très importants par Yeung *et al.* (21). En effet, la configuration dite « *worst case* » (configuration générant les échauffements les plus importants) ne dépend pas uniquement de la magnitude du champ électrique, auquel cas cette position serait au niveau des bords droit et gauche du fantôme : la distribution de phase de champ électrique peut faire que les contributions s'ajoutent le long d'un implant métallique dans une certaine position, donnant lieu à des échauffements plus importants que dans la position du « *worst case* » traditionnelle. Ainsi, pour un câble placé dans un champ électrique caractérisé par une magnitude et une phase constantes, on observe le phénomène de résonance attendu dépendant de la longueur du câble. Par contre, dans une configuration avec la distribution de phase la plus défavorable (où chaque contribution s'ajoute et n'est pas compensée), plus l'implant est long, plus l'échauffement sera important.

Il importe donc de tenir compte de la distribution de phase de champ électrique lors de l'évaluation de la compatibilité IRM d'un implant. La distribution de champ électrique dans le corps humain est très complexe, et la meilleure solution serait donc d'effectuer une simulation en plaçant l'implant considéré dans un modèle de corps humain. Or, des dispositifs à géométrie complexe tels que des sondes de pacemaker très fines, très longues par rapport à leur diamètre et hélicoïdales ne peuvent pas être simulés avec la puissance de calcul actuelle. Pour pallier ce problème, la méthode dite de fonction de transfert a été développée par Park *et al.* (22). La fonction de transfert lie, pour un câble donné, le champ électrique incident tangent le long du chemin du câble au champ électrique résultant au niveau de l'électrode. En mesurant la fonction de transfert du câble à l'aide par exemple du système décrit par Missoffe et Aissani (25) et en connaissant la magnitude et phase du champ électrique le long du chemin suivi par le câble (*via* simulation numérique), il est ainsi possible de connaître le champ électrique « diffus » (ou « *scattered* ») au niveau de l'électrode et de remonter ensuite à l'élévation de température. Ce modèle de fonction de transfert met donc bien en évidence que l'échauffement à l'extrémité d'un câble ou d'une sonde n'est pas un effet local, mais dépend bien du champ électrique incident tangent tout au long du câble.

Une alternative plus physique a été proposée par Acikel *et al.* (23), inspirée des travaux de King *et al.* (81) : il s'agit du modèle de ligne de transmission (Figure 1.2).

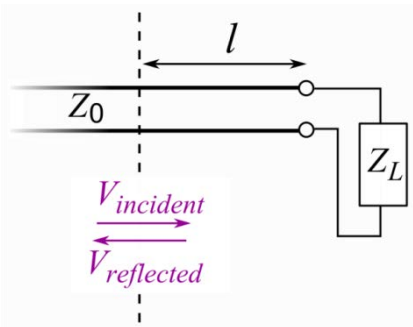


FIGURE 1.2 - Schéma de ligne de transmission d'impédance caractéristique Z_0 , de longueur l et d'impédance de charge Z_L .

CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=20396981>

Le système {conducteur(s), milieu, onde électromagnétique radiofréquence} est un système que l'on peut retrouver classiquement lorsque l'on s'intéresse à la théorie des antennes : lorsqu'un câble se trouve dans le champ électromagnétique de l'émission radiofréquence, il subit un couplage par rayonnement en champ proche. Si l'on considère un câble simple seul dans un premier temps, il est possible de l'assimiler à une ligne de transmission. Une ligne de transmission se décompose en une infinité d'éléments comme représenté en Figure 1.3, chaque valeur de composant électrique (R , L , C) étant donnée par unité de longueur dx en termes de grandeur linéique.

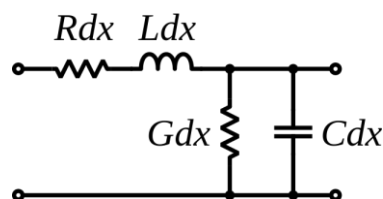


FIGURE 1.3 - Élément de ligne de transmission avec grandeurs linéiques.
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Transmission_line_element.svg

Le modèle de ligne de transmission permet, en déterminant les paramètres d'impédance par unité de longueur ainsi qu'un nombre d'onde le long du câble, de connaître les courants induits dans un câble ou une sonde de géométrie simple. Un enjeu de ce modèle de ligne de transmission est de correctement modéliser l'électrode : Missoffe (26) a proposé de modéliser celle-ci par un élément passif au lieu d'une source de tension associée à une impédance comme proposé auparavant par Acikel *et al.* (23).

Si ces modèles permettent de décrire le comportement d'un seul câble dans un fantôme soumis à la radiofréquence de l'IRM, la difficulté consiste à les adapter à deux câbles côte à côte. En effet, la présence du second conducteur peut donner lieu à des phénomènes de diaphonies, c'est-à-dire que le courant circulant dans l'un des deux câbles est influencé par le courant circulant dans le second câble (et réciproquement). Ces diaphonies peuvent être inductives et capacitives : la diaphonie inductive, engendrée par la variation de champ magnétique, dépend de l'inductance mutuelle entre les deux câbles. La diaphonie capacitive, reposant sur la variation de champ électrique, dépend de la capacité entre les deux conducteurs. Il est par exemple possible de déterminer la capacité totale par unité de longueur C_T entre deux câbles identiques isolés placés dans l'air (Figure 1.4), comme développé par Kaiser (82) :

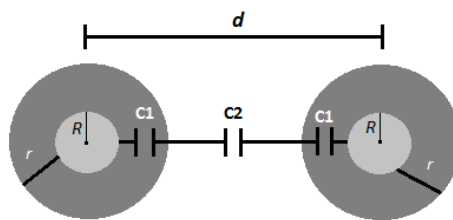


FIGURE 1.4 - Conducteurs longilignes isolés et séparés d'une distance d dans l'air. Adapté de *Transmission Lines, Matching, and Crosstalk* par Kenneth L. Kaiser. p. 2-28, CRC Press, 2005.

En posant $C_T = \frac{1}{\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_1}}$, et en faisant l'hypothèse que $d \gg R$ et $R \gg r$, après développement la valeur de C_T est donnée par :

$$C_T = \frac{\pi \varepsilon_0}{\ln\left(\frac{d}{R+r}\right) + \frac{r}{\varepsilon_r + R}} \quad (1.1)$$

ε_0 étant la permittivité relative du vide, d'une valeur de $\frac{1}{36\pi} \times 10^{-9} F.m^{-1}$ et ε_r étant la permittivité relative de l'isolant (grandeur adimensionnée).

Cependant, d'une part cette relation fait appel à des approximations et d'autre part les câbles sont placés dans l'air et non dans un milieu particulier. De plus, une attention particulière doit être portée à la modélisation correcte des conditions de terminaison des sondes et des électrodes, comme vu précédemment dans le développement fait sur le modèle de ligne de transmission. De

ce fait, il n'est pas immédiat d'appliquer les théories existantes sur le couplage de câble au cas de sondes dans un fantôme ou dans le corps humain en environnement IRM.

Enfin, une autre question importante est la tension induite par radiofréquence sur un dispositif implantable actif, tel que le pacemaker ou le neurostimulateur. En effet, tel que nous l'avons vu en introduction de ce manuscrit, la radiofréquence de l'IRM peut induire des dysfonctionnements du dispositif et compromettre l'envoi d'impulsions électriques (pouvant donc être dangereux pour le patient).

Analyse

Les paramètres d'influence majeurs concernant les échauffements induits par radiofréquence sur des sondes de dispositifs médicaux sont leur diamètre et leur géométrie, leur condition de terminaison, leur longueur, l'épaisseur de l'isolant ainsi que la position relative des sondes.

Qu'elles soient d'observation ou visant à développer un modèle théorique, toutes ces études représentent une avancée certaine vers la compréhension des phénomènes survenant en présence d'une ou plusieurs sondes de pacemaker. Elles soulignent la complexité des échauffements induits sur des sondes du fait de leur dépendance à de multiples paramètres, que ce soit la géométrie des implants, leur position ou encore les propriétés diélectriques du fantôme de gel. Il est nécessaire de continuer à porter à l'attention de la communauté spécialisée en sécurité IRM, aussi bien fabricants que membres de groupes normatifs, que ces configurations particulières avec deux sondes côte à côte requièrent d'être étudiées attentivement et à terme incluses dans les normes actuelles pour assurer la sécurité des patients concernés. Ainsi, des études en simulation et en expérience peuvent permettre d'apporter une meilleure compréhension des phénomènes potentiellement dangereux survenant en présence d'une sonde abandonnée (ou de deux sondes connectées passant par la même veine).

1.2 Approche expérimentale et numérique

Les interactions entre sondes de conditions de terminaison différentes seront étudiées au niveau d'une part de l'échauffement, et d'autre part sur les tensions induites par radiofréquence : en effet, bien que les deux phénomènes soient bien distincts, ils ont tous deux pour origine les sondes longilignes se comportant comme des antennes vis-à-vis de la radiofréquence de l'IRM.

L'approche en deux grandes parties consiste dans un premier temps en une étude exploratoire menée conjointement en expérience et en simulation qui permettra d'abord d'observer expérimentalement les phénomènes se déroulant en présence de deux sondes dans plusieurs configurations. Le système étudié sera un pacemaker avec sondes, et un pacemaker simplifié en simulation au vu de la complexité géométrique des sondes. Les études en simulations permettront d'accéder à des informations impossibles à obtenir expérimentalement. Ensuite, l'impact de divers paramètres sur les échauffements sera étudié ainsi que les divergences entre protocole expérimental et modèles en simulations pour mieux envisager la seconde partie de notre approche.

Ce second volet consiste à pouvoir comparer directement les résultats numériques et expérimentaux, ce qui n'a à notre connaissance pas été effectué dans les publications portant sur la problématique de la sonde abandonnée en IRM. La littérature portant sur ce sujet et présentée précédemment implique des simulations seules ou des expériences seules, sans comparaison directe entre simulation et expérience. Par ailleurs, étant donné que les mesures expérimentales sont sujettes à des variations dues à la difficulté de positionner de façon constante les sondes ainsi que la sonde de température dans le fantôme ASTM, la simulation peut permettre de valider les expériences et à l'inverse, l'expérience peut prouver l'occurrence des phénomènes observés en simulation.

Dans ce but, des mesures de températures ont dans un premier temps été menées sur un pacemaker réel puis sur un système de câbles simples dans une machine IRM 1.5 T appartenant au CHRU de Nancy. Ici, l'approche adoptée se base sur des mesures de températures relatives entre plusieurs configurations, et non des mesures absolues, puisque la grandeur considérée ici est la variation d'échauffement. En effet, l'obtention d'une concordance entre températures obtenues en expériences et en simulation est rendue difficile par la complexité de simuler l'antenne en cage d'oiseau de façon fidèle à la réalité (83).

*
**

Les mesures et simulations reportés dans les deux chapitres suivants de cette partie qui ont été réalisées avec l'aide et en étroite collaboration avec le Dr. Alexia Missoffe, co-directrice de cette thèse, ont fait l'objet de plusieurs communications en conférences nationales et internationales :

Communications orales

- 55^{èmes} Journées Scientifiques de la SFPM, Nancy, France, Juin 2016

Kabil J. *et al.*, *Couplage et échauffements de sondes de dispositif médical induits par radiofréquence de l'IRM.*

- CST European User Conference - 11th edition, Strasbourg, France, Avril 2016

Kabil J. *et al.*, *Influence of lead coupling on the radiofrequency heating of multiple cables in MRI.*

- 2^{ème} Congrès Annuel de la SFRMBM, Grenoble, France, Mars 2015

Kabil J. *et al.*, *Evaluation de la tension induite par radiofréquence sur un pacemaker en présence d'une sonde abandonnée.*

Communications affichées

- ISMRM 25th Annual Meeting, Honolulu, HI, USA, Avril 2017

Kabil J. *et al.*, *Quantification and impact of lead coupling on RF-induced heating in MRI.*

- ESMRMB 32nd Annual Meeting, Édimbourg, Écosse, Octobre 2015

Kabil J. *et al.*, *Lead coupling with radiofrequency in active implanted medical device: impact of case impedance.*

- 2^{ème} Congrès Annuel de la SFRMBM, Grenoble, France, Mars 2015

Kabil J. *et al.*, *Échauffements de sonde de pacemaker induits par radiofréquence en présence d'une sonde abandonnée.*

- ISMRM Workshop on MRI Safety, Washington DC, USA, Septembre 2014

• Kabil J. *et al.*, *Evaluation of RF-induced voltage on a pacemaker in presence of an abandoned lead.*

• Kabil J. *et al.*, *Simulations and experiments on RF-induced pacemaker lead heating in presence of an abandoned lead.*

Chapitre 2

Étude phénoménologique expérimentale et numérique

Dans ce chapitre, les échauffements induits par radiofréquence survenant à l'extrémité de sondes de pacemaker de terminaisons différentes sont mesurés. Plusieurs configurations de chemin relatif des sondes ont été étudiées, ce qui permet de conclure sur leur influence significative sur les échauffements. Ces mêmes configurations sont étudiées en termes de tensions induites par radiofréquence aux bornes de l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker. Nous concluons d'une part sur un impact marqué sur les tensions induites dû à la présence même de la sonde abandonnée, mais également à sa condition de terminaison et (à nouveau) aux chemins relatifs suivis. Un phénomène de couplage est ici apparent sur les échauffements et sur les tensions induites.

2.1 Expériences sur pacemaker réel

Les expériences ont été menées dans les conditions suivantes :

- Fantôme : Les expériences ont été faites dans le fantôme ASTM (19) rempli de gel composé d'eau, de chlorure de sodium et d'acide polyacrylique, ayant une conductivité de 0.47 S/m et une permittivité relative de 80.
- IRM : L'imageur IRM utilisé est l'IRM 1.5 T GE Signa HDx (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, États-Unis). La séquence choisie est une séquence FRFSE-XL (*Fast Recovery Fast Spin Echo*) décrite dans la norme ASTM sur les échauffements des implants passifs (19). Le SAR moyen dans le fantôme ASTM était de 1,22 W/kg.
- Dispositif médical : L'implant étudié est un boîtier de pacemaker non-*MR conditional*, connecté à des sondes de 52 cm pouvant faire partie d'un système *MR-conditional* (quand elles sont connectées à un boîtier *MR-conditional*).

Plusieurs configurations ont été choisies de façon à étudier les échauffements des sondes seules et dans différentes positions relatives.

2.1.1 Mesures d'échauffements

Le pacemaker a été disposé avec sa sonde connectée ainsi que la sonde abandonnée sur un support en plastique dans le fantôme ASTM, de façon à positionner les sondes 4.5 cm en dessous de la surface du gel et selon les configurations suivantes (Figure 2.1), la sonde de mesure de température Neoptix T1 (Neoptix, Québec, Canada) étant placée à l'extrémité de la sonde de

pacemaker abandonnée (exceptée en configuration a) où la mesure est faite au niveau de l'électrode de la sonde connectée).

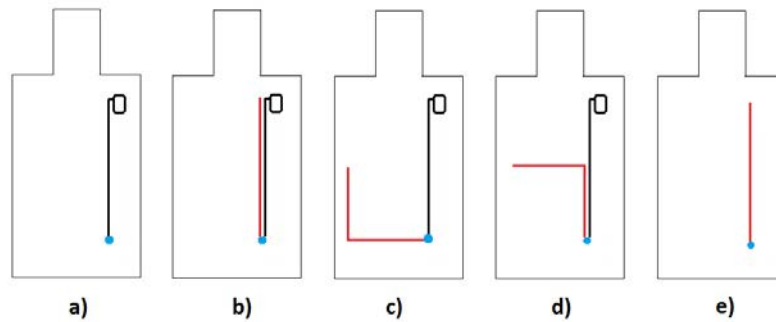


FIGURE 2.1 - Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM. En noir : pacemaker et sonde connectée, en rouge : sonde abandonnée *capped*. Le point de mesure indiqué en bleu représente la position de la sonde de température.

La séquence décrite dans le protocole expérimental a alors été lancée pendant 10 minutes et la température à l'extrémité de la sonde connectée ou abandonnée selon la configuration (Figure 2.2) a été relevée en temps réel avec un pas d'une seconde par la sonde de température. La précision de la sonde de température était de 0.1°C. Une étude réalisée par simulation thermique sur un câble simple par le Dr. Alexia Missoffe a montré qu'un déplacement de 0.2 mm de la sonde de température par rapport à l'extrémité de l'électrode peut induire une erreur allant jusqu'à 15%, atteignant 32% si la sonde de température est déplacée 0.5 mm plus loin. Dans les mesures effectuées, la précision de positionnement des sondes de température est estimée à 0.2 mm, donc l'incertitude maximale sur les températures relevées est supposée de 20%.

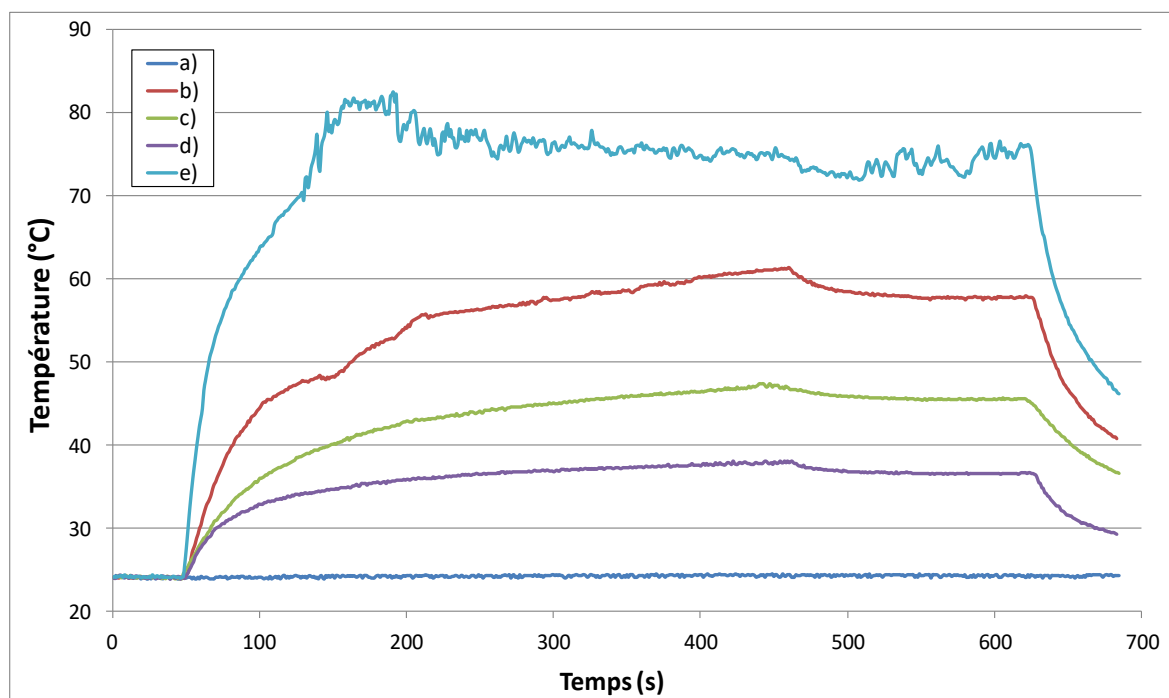


FIGURE 2.2 - Relevé des températures à l'extrémité des sondes dans chaque configuration décrite en Figure 2.1.

L'élévation de température maximale à l'extrémité des sondes est reportée pour chaque configuration dans la Table 2.1 :

Configuration	a)	b)	c)	d)	e)
Echauffement (°C)	0.4	33.2	30.2	13.7	57.9

TABLE 2.1 - Echauffement au niveau des électrodes pour chaque configuration.

De ces résultats se dégagent plusieurs observations :

- Seule (en configuration a), la sonde connectée au boîtier du pacemaker ne génère presque pas d'échauffement, restant dans l'ordre de grandeur de l'échauffement du gel seul (mesuré de l'ordre du degré Celsius). La sonde abandonnée seule (configuration e) induit des échauffements très importants en comparaison.
- On note également que l'échauffement de la sonde abandonnée en présence des deux sondes est inférieur à l'échauffement généré en présence de la seule sonde abandonnée.
- On constate par ailleurs que la configuration d), avec les chemins des deux sondes partiellement communs, produit un échauffement inférieur à celui des configurations b) et c) avec respectivement un chemin totalement commun et totalement distinct.
- Ici, il apparaît donc que l'échauffement global induit à l'extrémité des sondes dépend de la position relative de celles-ci et que la présence de la sonde connectée tend à donner lieu à un échauffement au niveau de la sonde abandonnée inférieur à celui à l'extrémité de la sonde abandonnée lorsqu'elle est seule.
- On note sur les courbes un décrochage de quelques degrés Celsius environ 400 secondes après le début de la séquence : cela est dû au paramétrage de la séquence qui présente des périodes d'arrêt d'envoi d'impulsions radiofréquence : cela n'est cependant pas problématique pour nos mesures puisqu'il s'agit ici d'une étude relative entre différentes configurations (qui de plus présentent des échauffements bien distincts et semblent toutes présenter ce décrochage) et non pas d'une étude en températures absolues.
- Enfin, l'aspect très irrégulier de la courbe en Figure 2.2 pour la configuration e), tout comme l'aspect moins lisse que les autres courbes de la configuration b), proviennent vraisemblablement des mouvements de gel dû à l'agitation thermique sous ces températures très élevées par rapport aux configurations a), c) et d).
- Ces premiers résultats ne permettent cependant pas de quantifier dans quelle mesure l'échauffement au niveau d'une sonde vient du SAR au niveau de l'électrode elle-même, ou de la diffusion thermique du phénomène d'échauffement de la sonde à proximité. Pour diminuer l'influence du phénomène de diffusion thermique et de façon à distinctement observer les effets du couplage aux extrémités de chacune des sondes, les deux sondes ont été écartées d'un centimètre au niveau de leurs électrodes et placées deux sondes de températures à ces endroits. Une fois la séquence ASTM rejouée sur la même durée pour différentes configurations (Figure 2.3) et les élévations de température à l'extrémité de chaque sonde ont été obtenues (Table 2.2).

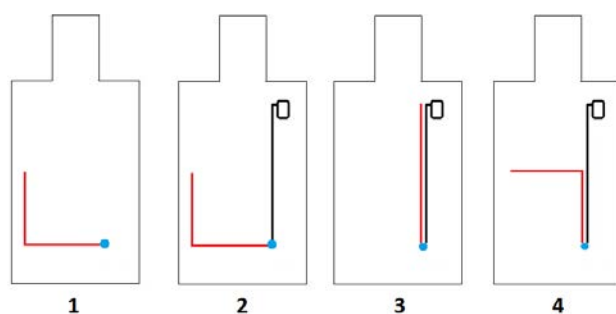


FIGURE 2.3 - Nouvelles configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM avec : en noir, pacemaker et sonde connectée, en rouge, sonde abandonnée *capped*, et les extrémités des sondes espacées de 1 centimètre. Le point de mesure indiqué en bleu représente la position de la sonde de température.

Configuration	1	2	3	4
Echauffement sonde connectée (°C)		7.9	1.6	1.0
Echauffement sonde abandonnée (°C)	52.0	44.6	51.3	14.1

TABLE 2.2 - Echauffement à l'extrémité de chacune des sondes, pour chaque configuration.

A nouveau, plusieurs observations sont faites :

- Les mesures effectuées en configuration 1 semblent indiquer que lorsque la sonde abandonnée est seule, des échauffements importants par rapport à ceux induits avec la sonde connectée seule sont observés, que sa direction soit alignée avec le bord droit du fantôme (Table 2.1, configuration e) ou bien courbée comme dans la configuration 1.
- Par ailleurs, les échauffements observés précédemment (Table 2.1) semblent être générés à l'extrémité de la sonde abandonnée : en effet, dans les configurations 2, 3 et 4 les échauffements produits relevés dans la Table 2.2 sont bien plus importants à l'extrémité de la sonde abandonnée qu'à l'extrémité de la sonde connectée. On note également pour la configuration 2 (avec les chemins des sondes totalement disjoints) une variation nette par rapport à la configuration 1, où la sonde abandonnée est placée dans la même position que pour la configuration 2 : cela est dû à la proximité des électrodes elles-mêmes, sans que les câbles des sondes ne se rejoignent.
- Ainsi, cette configuration 2 a permis de quantifier l'importance de la diffusion thermique seule, sans l'effet du couplage : les 7.9°C à l'extrémité de la sonde connectée semblent significatifs et indiquent qu'un centimètre de distance entre les électrodes est insuffisant pour s'affranchir du phénomène de diffusion thermique.

Ces deux jeux de mesures permettent donc de conclure sur l'influence du chemin relatif et des conditions de terminaison (dont les effets observés sont similaires à ceux reportés par Langman *et al.*(27)). Il est intéressant de noter que même des chemins relatifs disjoints avec les sondes ne se rejoignant qu'au niveau de leurs électrodes peuvent produire des différences significatives au vu de la sensibilité de la sonde de mesure de température (0.1°C) et des mesures faites dans les autres configurations, montrant ainsi un impact important du phénomène de diffusion thermique

sur les mesures. Ainsi, la sonde connectée présente un échauffement plus important en présence de la sonde abandonnée, mais cela est dû au phénomène de diffusion thermique. De plus, les incertitudes sur les mesures (résultant de la grande sensibilité au positionnement, notamment au vu des élévations de températures importantes au niveau de la sonde abandonnée) rendent difficile la mise en évidence du couplage. Par ailleurs, si ces configurations permettent d'étudier des chemins différents, elles ne représentent pas des chemins anatomiques que l'on pourrait trouver chez un patient porteur de pacemaker.

Pour se placer dans des cas anatomiquement plus réalistes, les configurations proposées par Mattei *et al.* (28), représentées dans la Figure 2.4, ont été adoptées et leurs d'échauffements toujours dans les mêmes conditions sont reportées dans la Table 2.3. Les électrodes étaient à nouveau espacées d'un centimètre de façon à pouvoir mesurer distinctement les échauffements à l'extrémité de l'une et l'autre sonde.

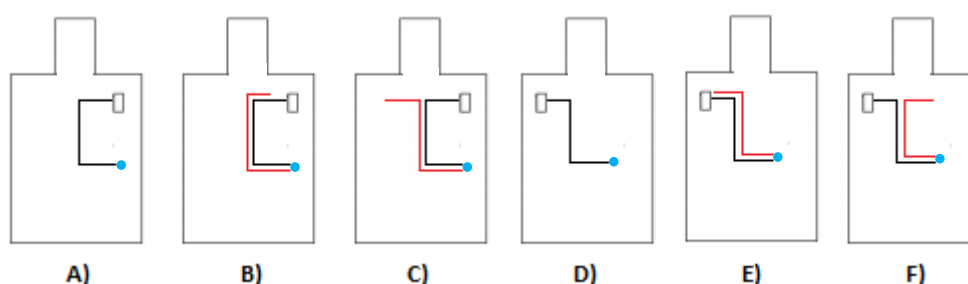


FIGURE 2.4 - Configurations anatomiques des positions des sondes dans le fantôme ASTM. En noir : pacemaker et sonde connectée, en rouge : sonde abandonnée *capped*. Le point de mesure indiqué en bleu représente la position de la sonde de température.

Configuration	A)	B)	C)	D)	E)	F)
Echauffement sonde connectée (°C)	1.1	1.6	2.2	1.1	1.3	1.4
Echauffement sonde abandonnée (°C)		1.4	5.0		1.4	2.3

TABLE 2.3 - Echauffement à l'extrémité de chacune des sondes, pour chaque configuration anatomique.

Ces mesures ont été répétées et les résultats suivants ont été obtenus (Table 2.4) :

Configuration	A)	B)	C)	D)	E)	F)
Echauffement sonde connectée (°C)	0.8	1.1	1.0	1.0	1.5	1.0
Echauffement sonde abandonnée (°C)		1.1	8.9		3.4	1.8

TABLE 2.4 - Mesures de températures répétées à l'extrémité de chacune des sondes, pour chaque configuration anatomique.

On notera pour les mesures répétées pour la même configuration, les échauffements les plus élevés correspondent aux mesures les plus précises : en effet, une élévation de température indique que la sonde de température est d'autant plus proche de l'électrode.

- Dans ces configurations, on observe que la sonde abandonnée chauffe beaucoup moins que dans les configurations précédentes, qu'elle soit seule ou en présence de la sonde connectée. La sonde connectée reste quant à elle dans les mêmes ordres de grandeur que précédemment quelle que soit la configuration.
- Ces résultats pourraient partiellement s'expliquer avec la forme du champ électrique dans le fantôme : en effet, dans les configurations précédentes la sonde abandonnée suivait davantage un chemin parallèle au champ électrique, tandis que dans ces configurations plus réalistes elle passe par un chemin couvrant partiellement une zone de champ électrique plus faible, au centre du fantôme et qui n'est plus constamment parallèle au champ électrique.
- Cependant, il est impossible de tenir compte de ce seul paramètre pour l'expliquer : en effet, le rôle de la phase du champ électrique incident (21) sur les deux sondes est à considérer.

Pour obtenir un positionnement plus précis des sondes de pacemaker et de la sonde de température et améliorer la reproductibilité, des supports adaptés en plastique ont été fabriqués grâce à une imprimante 3D au laboratoire (Figure 2.5) et avec le concours d'Antoine Delmas, alors doctorant, et de Nicolas Weber, ingénieur d'étude. Ce support, incluant deux encoches parallèles d'un côté puis perpendiculairement une encoche plus large, permet de maintenir les deux sondes de pacemaker écartées de 2.5 mm tout en maintenant également l'extrémité de la sonde de température au niveau de leurs électrodes.

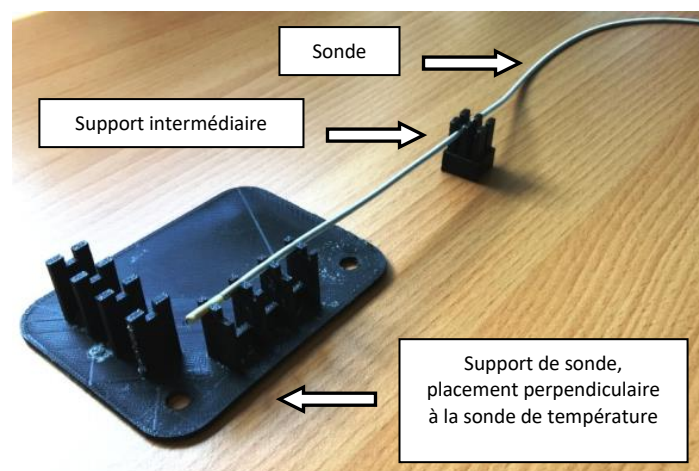


FIGURE 2.5 - Sonde de pacemaker connectée à son boîtier, reposant sur les supports imprimés en 3D. Une encoche permet le maintien de la sonde de température perpendiculairement à la sonde de pacemaker.

En positionnant les sondes de pacemaker selon les configurations suivantes (Figure 2.6), les mesures de température ont été répétées avec cette fois-ci un SAR moyen dans le fantôme de 0.7 W/kg et les résultats en termes de température maximale sont rassemblés dans la Table 2.5. Les mesures sont effectuées dans les configurations a) et b) à l'extrémité de la sonde connectée, dans la configuration c) à l'extrémité de la sonde abandonnée *capped*, et dans la configuration d) à l'extrémité de la sonde abandonnée *uncapped*.

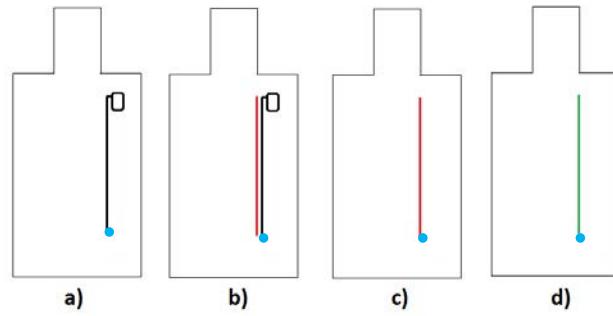


FIGURE 2.6 - Configurations dans le fantôme ASTM avec en noir, pacemaker et sonde connectée, en rouge, sonde abandonnée *capped*, et en vert, sonde abandonnée *uncapped*. Le point de mesure indiqué en bleu représente la position de la sonde de température.

Configuration	a)	b)	c)	d)
Echauffement (°C)	0.3	17.6	23.9	5.9

TABLE 2.5 - Echauffement à l'extrémité des sondes, pour chaque configuration.

- On constate tout d'abord que bien que les échauffements des sondes seules soient plus faibles que lors des mesures précédentes (en raison de la différence de SAR moyen dans le fantôme), les tendances suivies par les configurations sont les mêmes que précédemment, ce qui tend à valider les premières mesures effectuées sans support. On retrouve à nouveau l'échauffement le plus faible à l'extrémité de la sonde connectée seule, l'échauffement le plus fort à l'extrémité de la sonde abandonnée seule, et un échauffement intermédiaire au niveau de la sonde connectée en présence des deux sondes.
- Il est par ailleurs intéressant de noter les différences de température entre sonde abandonnée *capped* seule (configuration c) et sonde abandonnée *uncapped* seule (configuration d). En effet, les observations en configurations a), c) et d) permettent de conclure de la même manière que Langman *et al.* [27] quant à l'influence de la condition de terminaison sur les échauffements, puisqu'on retrouve ici le même comportement relatif que dans cet article.

Cette étude expérimentale sur les échauffements indique que ceux-ci dépendent de la position relative des sondes et de leur condition de terminaison respective, conformément à la littérature : mais l'observation majeure ici est l'occurrence d'un phénomène de couplage visible sur les résultats en température de la sonde abandonnée qui, une fois placée à côté de la sonde connectée, présente un échauffement inférieur à celui observé quand elle est seule. En l'absence d'un tel phénomène, la température observée à l'extrémité de la sonde abandonnée lorsqu'elle est placée à côté de la seconde sonde devrait être supérieur ou égal à celui observé lorsqu'elle est seule, ce qui n'est pas le cas ici. Par ailleurs, le support permet de laisser en place la sonde de température entre deux mesures, et donc d'améliorer la fiabilité des mesures par rapport à celles faites précédemment sans support. Ce couplage des dispositifs en interaction avec le champ électromagnétique radiofréquence est donc mis en évidence par rapport aux échauffements et est

un premier résultat de cette étude phénoménologique, de même que l'influence de la diffusion thermique.

2.1.2 Mesure de tensions induites aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker

Nous avons vu que les échauffements induits par radiofréquence en présence de sondes de pacemaker dépendent notamment de leur positions relatives, et qu'un couplage semble se produire au vu des résultats en température : pour estimer l'impact de la présence d'une sonde abandonnée sur la tension induite aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker et voir si un phénomène est à nouveau visible, le même protocole que précédemment a été utilisé en se plaçant dans les configurations suivantes (Figure 2.7).

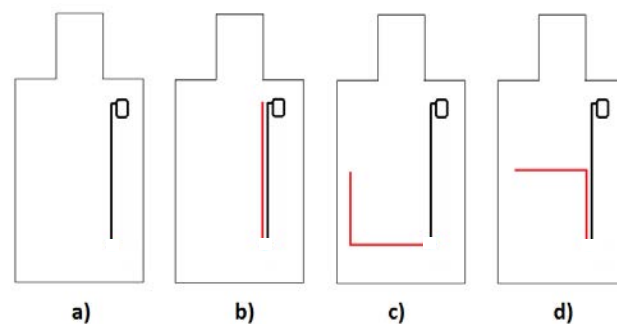


FIGURE 2.7 - Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM pour la mesure de tension induite. En noir : pacemaker et sonde connectée, en rouge : sonde abandonnée *capped* ou *uncapped*.

Pour relever les tensions induites, un dispositif de mesure développé au laboratoire IADI et qui a donné lieu à une publication par Barbier *et al.* (30), nommé « *RF probe* », a été utilisé. Il permet d'acquérir en temps réel les tensions induites par la radiofréquence aux bornes de l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker, en distinguant les tensions induites au « *ring* » des tensions induites au « *tip* » de la sonde (Figures 2.8 et 2.9). Le dispositif acquiert la radiofréquence démodulée et les mesures réalisées sont des mesures différentielles entre *tip*/boîtier et *ring*/boîtier.

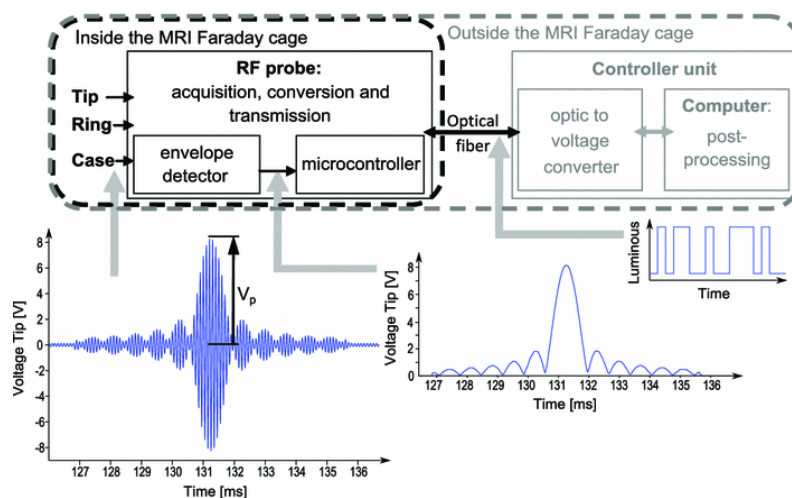


FIGURE 2.8 - Diagramme du système d'acquisition de la *RF probe*. Barbier, T., Piumatti, R., Hecker, B. *et al. Magn Reson Mater Phy* (2014) 27: 539.

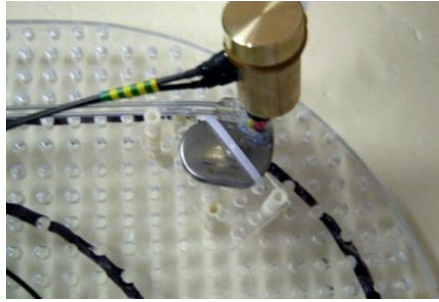


FIGURE 2.9 - *RF probe* connectée au boîtier, au *tip* et au *ring* de la sonde de pacemaker. Reproduit avec l'autorisation de Thérèse Barbier.

Un exemple de courbe d'acquisition obtenue dans le logiciel développé pour cette *RF probe* est visible en Figure 2.10, donnant la tension induite par radiofréquence au *tip* et au *ring* au cours du temps.

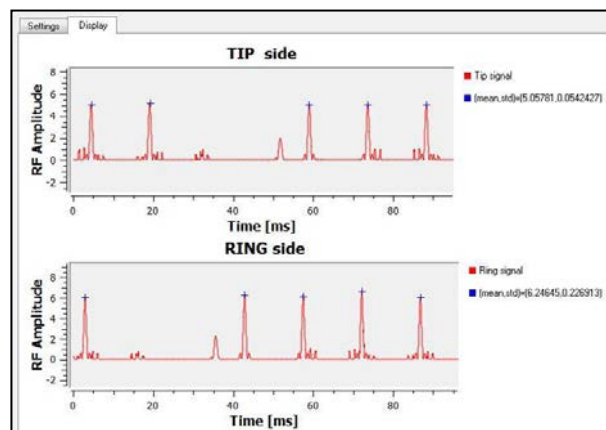


FIGURE 2.10 - Courbes d'acquisition de la tension induite par radiofréquence au *tip* et au *ring* du pacemaker par la *RF probe*.

Les résultats obtenus pour chaque configuration sont reportés dans la Table 2.6. Les valeurs données en pourcentage entre parenthèses correspondent à la variation par rapport à la configuration a), configuration de référence sans sonde abandonnée.

Configuration	a)	b)	c)	d)
Tension au Tip (capped) (V)	5.16	4.55 (-11%)	5.03 (-3%)	6.20 (+20%)
Tension au Ring (capped) (V)	6.67	4.91 (-26%)	6.31 (-5%)	7.88 (+18%)
Tension au Tip (uncapped) (V)	5.16	4.67 (-9%)	4.97 (-4%)	6.35 (+23%)
Tension au Ring (uncapped) (V)	6.67	5.16 (-23%)	6.07 (-9%)	8.35 (+25%)

TABLE 2.6 - Tension induite au *tip* et au *ring* du pacemaker pour chaque configuration.

- On remarque tout d'abord que la présence de la sonde abandonnée donne systématiquement lieu à une diminution de la tension induite aux bornes de l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker allant de 3% à 26%, excepté pour la configuration d) où l'on observe cette fois-ci une augmentation nette de la tension induite entre 18% et 25%. Le fait que la sonde abandonnée soit *capped* ou *uncapped* ne semble pas modifier de façon significative la tension induite.
- Cependant, ces mesures montrent que le chemin relatif suivi par les deux sondes est un paramètre très important à considérer pour les tensions induites par radiofréquence et qu'à nouveau, les deux sondes semblent interagir au vu des variations observées. Au vu de la tension de stimulation du pacemaker qui est de l'ordre du volt, la sonde abandonnée peut significativement influencer sur son fonctionnement.

*
**

Ces premières études expérimentales ont permis de mettre en évidence l'importance du chemin relatif suivi par les deux sondes, impactant à la fois les échauffements et les tensions induites. Les observations sur les tensions induites sont en effet d'une part nouvelles puisque non traitées jusqu'à présent dans la littérature existante, et d'autre part fiables puisque la RF *probe* est laissée en place entre deux expériences. De même, le rôle joué par les conditions de terminaison est ici démontré par les différences obtenues en température et en tension. Enfin, le résultat principal de cette étude expérimentale est qu'un phénomène de couplage est bel et bien observé d'une part au niveau des échauffements, puisque la sonde abandonnée produit un échauffement moindre lorsqu'elle est en présence de la sonde connectée au boîtier du pacemaker, par rapport au cas où elle est seule ; et d'autre part un couplage est également observé sur les tensions induites au niveau du pacemaker.

Cependant, on note que ces mesures souffrent d'incertitudes et notamment que le positionnement des sondes dans le gel, surtout en l'absence de support, a pu induire des erreurs de mesures. En effet, sans support, les sondes de pacemaker et la sonde de températures pouvaient bouger de quelques millimètres, le positionnement n'était donc pas constant ni exactement reproductible ; et même avec les supports imprimés en 3D une erreur d'une fraction de millimètre n'est pas à exclure, notamment en raison de la flexibilité mécanique aussi bien des sondes de pacemaker que de la sonde de température.

A présent que ces phénomènes ont été mis en évidence, nous allons étudier en simulation leur occurrence et leur dépendance à certains paramètres via un modèle de pacemaker simplifié, en raison de l'impossibilité actuelle de simuler une sonde de pacemaker de géométrie hélicoïdale réelle. Ce modèle, bien que n'étant pas directement comparable avec ces expériences, peut cependant permettre de mieux les comprendre tout en s'affranchissant de toute erreur de positionnement. De plus, la simulation électromagnétique permet de s'affranchir du phénomène de diffusion thermique observé expérimentalement en étudiant le SAR local à l'extrémité des électrodes.

2.2 Simulation de sondes simples à une dimension

Pour cette étude numérique, le logiciel de simulation électromagnétique et thermique SEMCAD X (Speag, Zurich, Suisse) est utilisé ainsi que l'antenne en cage d'oiseau simplifiée et le fantôme ASTM, dont les propriétés diélectriques et thermiques énoncées précédemment ont été entrées dans le logiciel. Le solveur temporel FDTD couplé à la méthode de la *Huygens Box* décrite en partie I est utilisé pour réduire le temps de calcul.

2.2.1 Influence de la présence d'une sonde sur les échauffements et les tensions induites

2.2.1.A Echauffements

Les expériences menées précédemment ont permis de mettre en évidence un phénomène de couplage. Pour l'étudier plus en détail, la simulation présente l'avantage d'une part de s'affranchir des erreurs de positionnement des deux sondes et de la sonde de température et d'autre part de pouvoir observer précisément les phénomènes survenant à l'extrémité de l'une ou l'autre sonde en s'affranchissant du phénomène de diffusion thermique observé en pratique.

Afin de vérifier si les phénomènes survenant en expérience en présence de deux sondes de conditions de terminaison différentes sont également observés en simulation, un pacemaker simplifié a été modélisé (Figure 2.11), comportant un boîtier de 40 x 25 x 5 mm et une sonde représentée par un fil en matériau PEC (« *Perfect Electrical Conductor* » ou conducteur parfait) à une dimension de 52 cm de long, isolé par une gaine d'un millimètre de diamètre et dénudé à son extrémité sur 3 mm (de façon à représenter l'électrode). Une autre sonde construite de la même manière, isolée à son extrémité distale (par un capuchon de 5 mm de long, de même matériau que la gaine) et laissée dénudée sur 3 mm à son extrémité proximale, a été positionnée à côté de la sonde connectée : cette sonde est donc la sonde *capped*. Ce choix de pacemaker simplifié résulte de la complexité géométrique et de la finesse des sondes de pacemaker, hélicoïdales avec un diamètre de l'ordre du millimètre et une longueur de plusieurs dizaines de centimètres : un tel modèle nécessiterait un maillage extrêmement fin et représenterait des temps de simulations bien trop importants.

La sonde était connectée au boîtier via une impédance d'entrée représentée par deux éléments de circuit (ou « *lumped elements* ») : une capacité de 185 pF en parallèle avec une résistance de 16 ohms, selon une valeur obtenue d'après un fabricant de pacemakers.

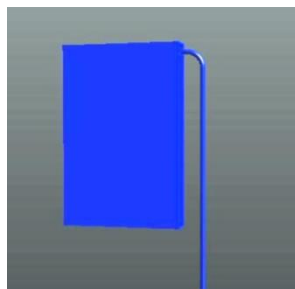


FIGURE 2.11 - Modèle de boîtier de pacemaker simplifié connecté à une sonde simplifiée.

Les configurations utilisées en expérience, représentées dans la Figure 2.12, ont été utilisées. Au vu des dimensions et des géométries cylindriques considérées, un maillage cubique d'une résolution de 0.0625 mm autour des sondes a été adopté.

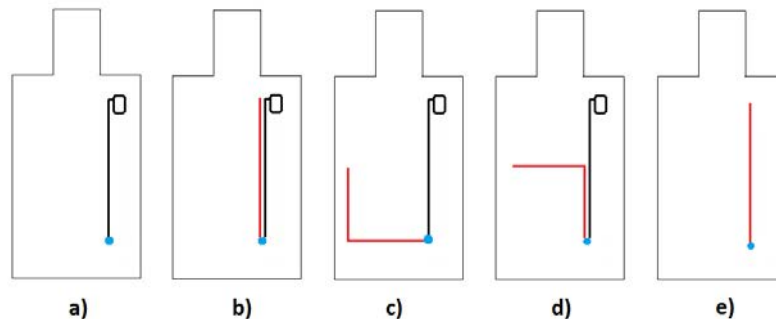


FIGURE 2.12 - Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM, en simulation. En noir : pacemaker et sonde connectée, en rouge : sonde abandonnée *capped*. Le point indiqué en bleu représente l'endroit où le SAR local est relevé.

Le SAR moyen dans le fantôme vide en simulation était de 0.182 W/kg. Pour l'exploitation des résultats de simulation à l'extrémité des sondes et toujours au vu de la finesse des objets considérés un moyennage du SAR dans un premier temps global, de 10 mg (soit un cube de 2.2 mm de côté), a été choisi. Les valeurs maximales de SAR moyen sont reportées dans la Table 2.7 :

Configuration	a)	b)	c)	d)	e)
$SAR_{Max. 10\text{ mg}} * 10^{+5}$ (W/kg)	2.2	3.4	2.8	2.7	3.7

TABLE 2.7 - SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité des sondes.

La valeur élevée de l'ordre de grandeur du SAR provient des petites dimensions du volume de moyennage choisi. Ces résultats indiquent qu'en accord avec les observations expérimentales faites précédemment, les positions relatives des deux sondes influent sur les échauffements dans le fantôme. On note également que le cas produisant le SAR le plus élevé ici est la configuration avec les deux sondes suivant le même chemin.

Ensuite, un moyennage de SAR sur 0.1 mg, soit un cube d'environ 0.5 mm de côté, a été appliqué sur ces résultats de simulation autour des extrémités des câbles pour observer plus en détail les configurations a), b) et e). En effet, ce moyennage bien plus petit est nécessaire pour visualiser le SAR local à chaque électrode indépendamment, et ces trois configurations permettent d'étudier directement l'influence de l'ajout de la seconde sonde sur les échauffements de la première.

La Figure 2.13 présente les courbes de SAR moyenné sur 0.1 mg à l'extrémité des sondes le long de la direction perpendiculaire à leur axe, quand la sonde connectée est seule (configuration a), quand la sonde abandonnée est présente à côté d'elle (configuration b) et quand la sonde abandonnée est seule (configuration e). On observe que le SAR est plus important (+55%) à

l'extrémité de la sonde connectée quand la sonde abandonnée est présente que quand la sonde connectée est seule. Inversement, le SAR à l'extrémité d'une sonde abandonnée est plus important quand elle est seule qu'en présence de la sonde connectée.

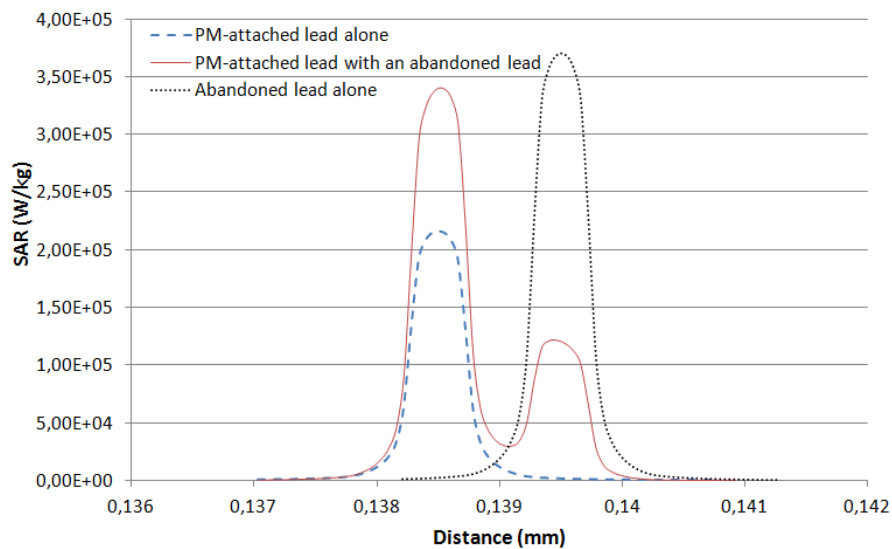


FIGURE 2.13 - SAR moyenné sur 0.1 mg relevé aux extrémités des sondes connectée et abandonnée, dans les configurations a), b) et e).

- L'observation importante de ces premières simulations est que l'élévation de SAR à l'extrémité de la sonde connectée semble causée par l'échauffement de la sonde abandonnée à côté d'elle mais également par l'augmentation de son propre SAR local : la simulation, avec le choix d'un petit volume sur lequel moyenner le SAR, permet d'accéder à cette information en distinguant le SAR local à l'extrémité de l'une ou l'autre sonde.
- Ainsi, on observe ici de façon claire une manifestation du phénomène de couplage, puisque si tel n'était pas le cas et que les sondes agissaient quand elles sont ensemble comme si elles étaient seules, nous observerions le même SAR local à l'extrémité de chaque sonde quelle que soit la configuration.
- On constate par ailleurs ici une divergence avec les résultats expérimentaux, pour lesquels la sonde connectée présente toujours des échauffements inférieurs à ceux de la sonde abandonnée, quelle que soit la configuration. Cela suggère donc que la forme du conducteur de la sonde (droit ou hélicoïdal) ainsi que son diamètre peuvent radicalement impacter les tendances observées sur les températures et le couplage, et qu'il est absolument nécessaire de tenir compte de la géométrie exacte de la sonde.

Pour utiliser la même métrique qu'en expérience, à savoir la température, nous avons effectué des simulations thermiques d'une durée de 600 secondes sur les mêmes trois configurations a), b) et e) de la Figure 2.11. En plus de l'échauffement à l'extrémité de chaque câble, l'élévation de température à ± 1 cm radialement de l'extrémité des câbles a été enregistrée (Table 2.8) dans le but de voir la décroissance en température en s'éloignant des électrodes et d'estimer le rôle joué par l'une ou l'autre sonde dans l'échauffement global.

Configuration	a)	b)	e)
Echauffement sonde connectée (°C)	8.8	9	
Echauffement sonde abandonnée (°C)		2.3	15.2
Echauffement sonde + 1 cm (°C)	0.2	0.1	0.5
Echauffement sonde - 1 cm (°C)	0.1	0.1	0.5

TABLE 2.8 - Echauffement pour chaque configuration et à ± 1 cm de l'extrémité des sondes.

- On constate que la température peut décroître de plus de 95% en s'éloignant d'un centimètre de l'extrémité des sondes. Bien que l'écart soit relativement important au vu des dimensions des sondes, cela indique que la température décroît dramatiquement en s'éloignant du point chaud.
- On constate également que l'effet de la diffusion thermique est visible, notamment avec la sonde abandonnée seule (configuration e) qui présente une température à son extrémité plus élevée et également une température à ± 1 cm plus élevée relativement aux autres configurations présentant des échauffements moins importants. Ainsi, tout comme en expérience, il apparaît qu'un centimètre de distance entre les extrémités n'est pas suffisant pour s'affranchir des effets de la diffusion thermique.

Pour étudier des positionnements plus réalistes, un autre jeu de configurations avec des chemins plus proches de chemins anatomiques a été défini, leurs extrémités étant espacées de 1 centimètre (Figure 2.14). Les simulations électromagnétiques ont ensuite permis de relever les résultats en termes de SAR moyenné sur 10 mg (Table 2.9).

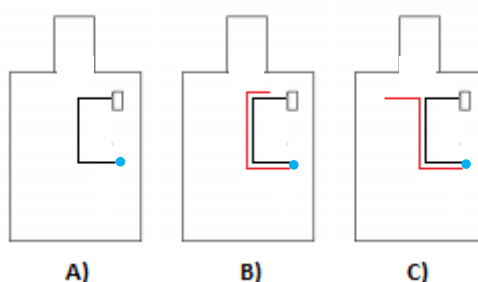


FIGURE 2.14 - Configurations anatomiques des positions des sondes dans le fantôme ASTM, en simulation. En noir : pacemaker et sonde connectée, en rouge : sonde abandonnée *capped*. Le point indiqué en bleu représente l'endroit où le SAR local est relevé.

Configuration	A)	B)	C)
SAR Max. sonde connectée (W/kg)	281.6	385.7	364.8
SAR Max. sonde abandonnée (W/kg)		63.3	121.2

TABLE 2.9 - SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité de chacune des sondes.

- Ces configurations en sondes courbées présentent un SAR moins élevé que la configuration avec les sondes droites vues précédemment (Figure 2.12 - b). Comme discuté précédemment, il est possible que cela soit partiellement dû à la distribution de champ électrique dans le fantôme : contrairement aux configurations avec sondes droites, pour lesquelles les sondes sont parallèles au champ électrique sur toute leur longueur, ici les sondes y sont perpendiculaires sur une partie de leur chemin et passent par une zone de champ incident faible au centre du fantôme (par rapport à celui observé aux bords droite et gauche).
- Il est cependant difficile de conclure de façon définitive sur cette théorie : l'échauffement dépend de la distribution de phase du champ incident, et donc de la position des sondes dans le fantôme. Ainsi, les effets résultants de la distribution de phase le long des sondes peuvent induire une addition entre les différentes contributions du champ électrique ou bien une destruction entre ces contributions (22), à la manière d'interférences constructives ou destructives.

Ces résultats en température mettent donc en évidence un phénomène de couplage comme observé en expérience : toutefois, des divergences existent entre résultats expérimentaux et numériques, vraisemblablement dues aux différences nettes entre la géométrie réelle du pacemaker et la géométrie simplifiée adoptée en simulation, ce qui compromet la comparaison directe entre ces deux études. La simulation a tout de même permis de vérifier précisément l'occurrence de ce phénomène, mais aussi de montrer qu'en fonction du type et de la géométrie des sondes considérées des résultats tout à fait différents sont obtenus en termes d'échauffements relatifs. De plus, la simulation a également mis en évidence l'impact de la diffusion thermique sur les températures relevées.

Enfin, l'observation majeure est que le phénomène de couplage peut augmenter le SAR local au niveau d'une électrode : les tests de compatibilité avec sonde seule ne semblent pas suffisants.

2.2.1.B Tensions induites

Pour faire suite aux mesures expérimentales et vérifier si ce phénomène de couplage apparaît également au niveau des tensions induites par radiofréquence, nous allons à présent les étudier en simulation, dans les mêmes configurations que celles adoptées expérimentalement (Figure 2.15). Des simulations électromagnétiques ont donc été lancées dans les mêmes conditions que précédemment, en relevant cette fois-ci les résultats en termes de tensions induites aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker (Table 2.10) :

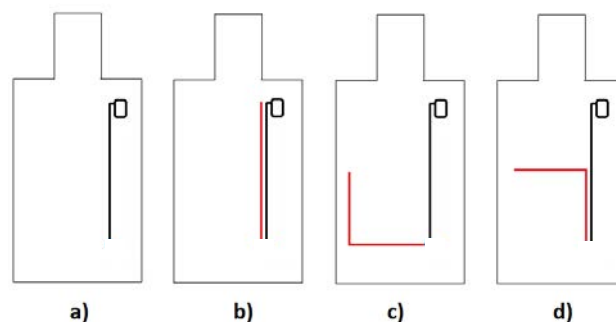


FIGURE 2.15 - Configurations des positions des sondes dans le fantôme ASTM pour l'étude des tensions induites. En noir : pacemaker et sonde connectée, en rouge : sonde abandonnée *capped*.

Configuration	a)	b)	c)	d)
Tension induite max. (V)	0.65	0.82 (+27%)	0.78 (+20%)	0.75 (+16%)

TABLE 2.10 - Tension maximale induite aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker, en simulation.

Le pourcentage de variation de tension induite par rapport à la configuration de référence a) est donné entre parenthèses.

- On observe que l'augmentation de tension la plus importante a lieu quand la sonde abandonnée est parallèle à la sonde connectée. Comme pour les échauffements, on observe une divergence entre résultats de simulation et expérience puisqu'en expérience une diminution de tension était observée dans certaines configurations : ce qui à nouveau suggère un impact certain de la géométrie du pacemaker modélisé.
- Cependant, on note que la présence d'une sonde abandonnée a une influence sur la tension induite aux bornes de l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker, ce qui est également l'observation que l'on retire des expériences.

Ainsi, un effet de couplage semble donc à nouveau avoir lieu par rapport aux résultats obtenus en tension dans les différentes configurations, car bien que la sonde abandonnée ne soit aucunement connectée au boîtier elle a pourtant une influence sur les tensions induites aux bornes de l'impédance d'entrée de celui-ci. Ces observations ont conduit à l'étude de l'influence de l'impédance d'entrée du boîtier sur le couplage et donc sur les échauffements.

2.2.2 Influence de la variation d'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker sur le SAR

Inspirés par les travaux de Seitz (84) et sachant que la condition de terminaison d'une sonde a un impact sur l'échauffement induit comme indiqué en introduction, nous avons modifié l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker pour observer l'impact de ce paramètre sur l'échauffement des deux sondes, en partant d'une valeur mesurée et de la valeur utilisée précédemment (obtenue sur données d'un fabricant). En effet, en changeant l'impédance d'entrée du boîtier la condition de terminaison de la sonde connectée s'en trouve par conséquent également changée, ce qui laisse penser que les échauffements peuvent eux aussi s'en trouver modifiés.

Nous avons ainsi respectivement modifié la valeur de l'inductance et de la capacité tout en gardant la valeur de la résistance inchangée (Figure 2.16) en choisissant les valeurs 10 nH, 100 nH, 300 nH, 460 nH, 600 nH pour l'impédance inductive et 10 pF, 100 pF, 185 pF, 300 pF, 500 pF pour l'impédance capacitive.

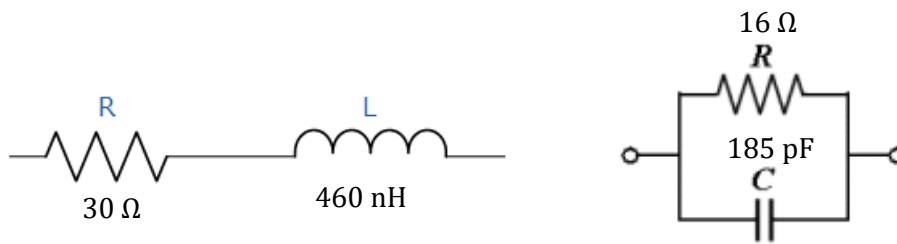


FIGURE 2.16 - A gauche : impédance inductive originale, à droite : impédance capacitive originale.

Les deux sondes ont été placées suivant une configuration anatomique (Figure 2.17) en les espaçant de 5 mm à leur extrémité pour permettre un moyennage en SAR plus grand que précédemment tout en observant chaque sonde distinctement. Les résultats de simulations ont été traités en termes de SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité de chacune des deux sondes (Figure 2.18) :



FIGURE 2.17 - Carte de SAR dans le fantôme ASTM en simulation, le pacemaker avec sa sonde connectée et la sonde abandonnée étant en position anatomique. Les extrémités des deux sondes sont espacées de 5 mm.

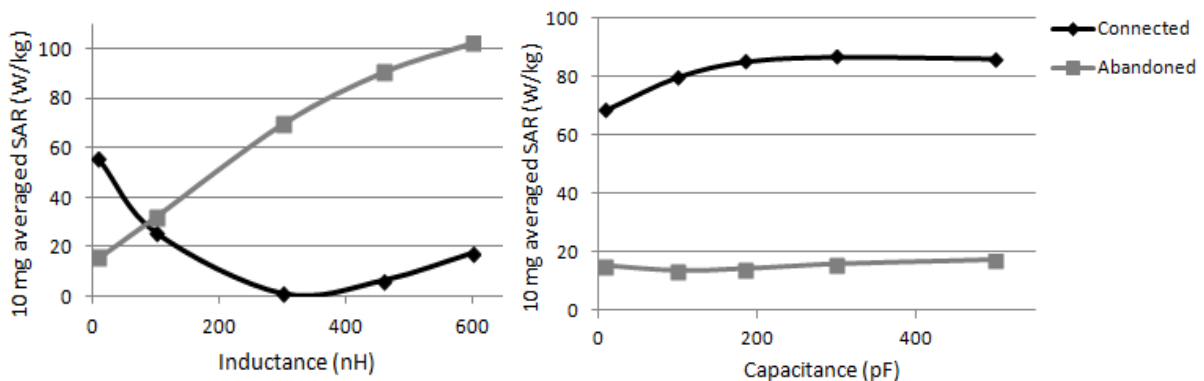


FIGURE 2.18 - SAR maximal moyenné sur 10 mg à l'extrémité des deux sondes, à gauche : en fonction des variations d'inductance pour l'impédance inductive, à droite : en fonction des variations de capacité pour l'impédance capacitive.

- Ces résultats montrent qu'une variation d'inductance pour une impédance d'entrée inductive du boîtier modifie fortement le SAR à l'extrémité de la sonde connectée, et l'on observe que le SAR à l'extrémité de la sonde abandonnée est également fortement modifié. On peut remarquer par ailleurs qu'en deçà de 100 nH, on observe un SAR plus important à l'extrémité de la sonde connectée qu'à l'extrémité de la sonde abandonnée tandis qu'au-delà de cette valeur d'inductance les tendances s'inversent.
- Par ailleurs, on note qu'un changement de paramètre concernant uniquement la sonde connectée aura une influence tout d'abord sur cette sonde connectée, mais également sur la sonde abandonnée qui se trouve à côté et qui y est également sensible : ceci met à nouveau en évidence l'influence de la condition de terminaison sur le couplage entre les deux câbles.
- On relève qu'une variation de capacité pour une impédance d'entrée capacitive n'a, quant à elle, que relativement peu d'influence sur le SAR à l'extrémité des deux sondes, ce qui suggère que la variation de capacité de l'impédance capacitive a un impact moins marqué sur le couplage que la variation d'inductance de l'impédance inductive.

Bien que le phénomène d'échauffement d'une sonde seule en présence de radiofréquence soit lui-même complexe, la théorie du modèle de ligne de transmission évoqué en introduction de cette partie et amélioré par Missoffe (26) pourrait être utile pour expliquer ces différences marquées : en effet, ce modèle représente chaque terminaison d'une sonde par une impédance de charge, paramètre qui a d'une part une influence sur le coefficient de réflexion de la terminaison, et qui d'autre part peut être utilisé pour obtenir la distribution de courant le long du câble. En adaptant le modèle à nos deux impédances inductive et capacitive, cela permettrait d'avoir une information sur le comportement d'une sonde seule dans un premier temps voire de faire évoluer ce modèle de ligne de transmission vers la prise en compte de deux sondes de conditions de terminaison différentes.

Le type de couplage entre les câbles pourrait également être une piste théorique intéressante et complémentaire de cette approche : en présence de deux câbles, il s'agirait de déterminer si l'on peut modéliser les interactions via des inductances mutuelles ou par une capacité (car les conducteurs sont séparés par leurs isolants respectifs et par le gel lui-même), en appliquant les théories de Compatibilité Electromagnétique (CEM) à notre problème. Bien que l'on retrouve en effet un système antenne et conducteur baignant dans un milieu, une difficulté possible serait cependant la prise en compte correcte de ce milieu dans les équations : en effet, il s'agit souvent d'air ou de vide dans les problèmes classiques de CEM mais dans notre cas le conducteur baigne dans le gel légèrement conducteur, ce qui pourrait modifier peut-être de façon non triviale les modèles mathématiques.

Pour finir, bien que l'on ne puisse pas faire de comparaison directe, cette étude de simulation a permis de retrouver le phénomène de couplage observé en expériences. Par ailleurs, l'influence de l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker simplifié (que la simulation nous a permis d'étudier) indique que le SAR résultant du couplage est dépendant du type d'impédance (inductive ou capacitive) et de sa valeur : en effet, la modification de l'impédance d'entrée revient à modifier la condition de terminaison de la sonde connectée.

2.3 Discussion et limites

Dans ce chapitre, nous avons pu observer en simulation et en expérience les effets de la radiofréquence de l'IRM en présence de deux sondes, en termes d'échauffements et de tensions induites, et également montré le rôle de l'impédance d'entrée du boîtier (Figure 2.19).

Expérimentalement d'abord, l'observation majeure est le phénomène de couplage en fonction de la position relative des sondes : en effet, la sonde abandonnée, une fois placée à côté de la sonde connectée, présente un échauffement inférieur à celui observé pour la sonde abandonnée seule. En l'absence de tout phénomène de cet ordre, on pourrait s'attendre à une température supérieure ou égale à celle de la sonde abandonnée seule, ce qui n'est pas le cas ici. Par ailleurs, on constate que quelle que soit la configuration, la sonde connectée présente un échauffement bien moindre que celui induit à l'extrémité de la sonde abandonnée, qu'elle soit ou non en présence de celle-ci. Il n'est cependant pas évident de déterminer expérimentalement si la sonde connectée induit des échauffements légèrement plus élevés en présence de la sonde abandonnée à cause de la proximité de celle-ci, ou parce qu'elle induit elle-même ces échauffements, ce qui est une information importante pour connaître la contribution de l'effet de couplage sur l'une ou l'autre sonde. En effet, l'étude menée en simulation a montré qu'un écart d'un centimètre entre les sondes simplifiées n'est pas nécessairement suffisant pour s'affranchir de ces effets de diffusion thermique.

En termes de limites de ce volet expérimental, le protocole suivi pour mener les expériences a bénéficié de l'introduction de supports en plastique pour maintenir les sondes de pacemaker et la sonde de température (augmentant ainsi la précision et la répétabilité des mesures). En effet, les premières expériences effectuées sans support sont davantage sujettes à des erreurs de positionnement de quelques millimètres pouvant induire une variation de température relevée entre deux configurations en raison :

- De la surface sensible de la sonde de température, très réduite, tout comme les électrodes de sondes de pacemaker ;
- Du déplacement des sondes de pacemaker plusieurs fois pour mettre en place les différentes configurations.

Le support utilisé pour maintenir les sondes et la sonde de température semble avoir toutefois donné des résultats probants en termes de validation des mesures précédentes, les échauffements obtenus étant plus fiables car la sonde de température reste en place entre deux mesures sur la même sonde : ce support sera donc utilisé dans la suite.

La simulation apporte quant à elle des informations sur des phénomènes intéressants qui ouvrent de nouvelles questions : une augmentation du SAR local à l'extrémité de la sonde connectée en présence de la sonde abandonnée, et une diminution du SAR local à l'extrémité de cette dernière dans la configuration où les deux sondes sont côte à côte a été relevée. Lorsque les deux sondes sont seules, un comportement inverse à l'extrémité de chacune est observé. On peut donc supposer à nouveau qu'un couplage se produit entre les deux sondes, que la sonde connectée induit davantage d'échauffements à cause de la présence de la sonde abandonnée et que réciproquement, la sonde abandonnée en induit moins en raison de la proximité de la sonde connectée.

Les résultats obtenus en termes de tension induite aux bornes de l'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker confirment, ce qui est nouveau, que le chemin suivi par chacune des sondes a également un impact sur les tensions induites par radiofréquence. Cette observation représente en effet une nouveauté par rapport aux publications existantes sur l'influence de la présence de la sonde abandonnée.

En revanche, les mêmes limitations que précédemment s'appliquent : la géométrie des implants est un paramètre crucial et les différences entre le pacemaker simplifié modélisé et le pacemaker réel ne permettent pas de comparer les tensions obtenues. On note également que contrairement au pacemaker réel, notre modèle simplifié ne comporte pas de *ring*, ce qui peut significativement modifier les résultats.

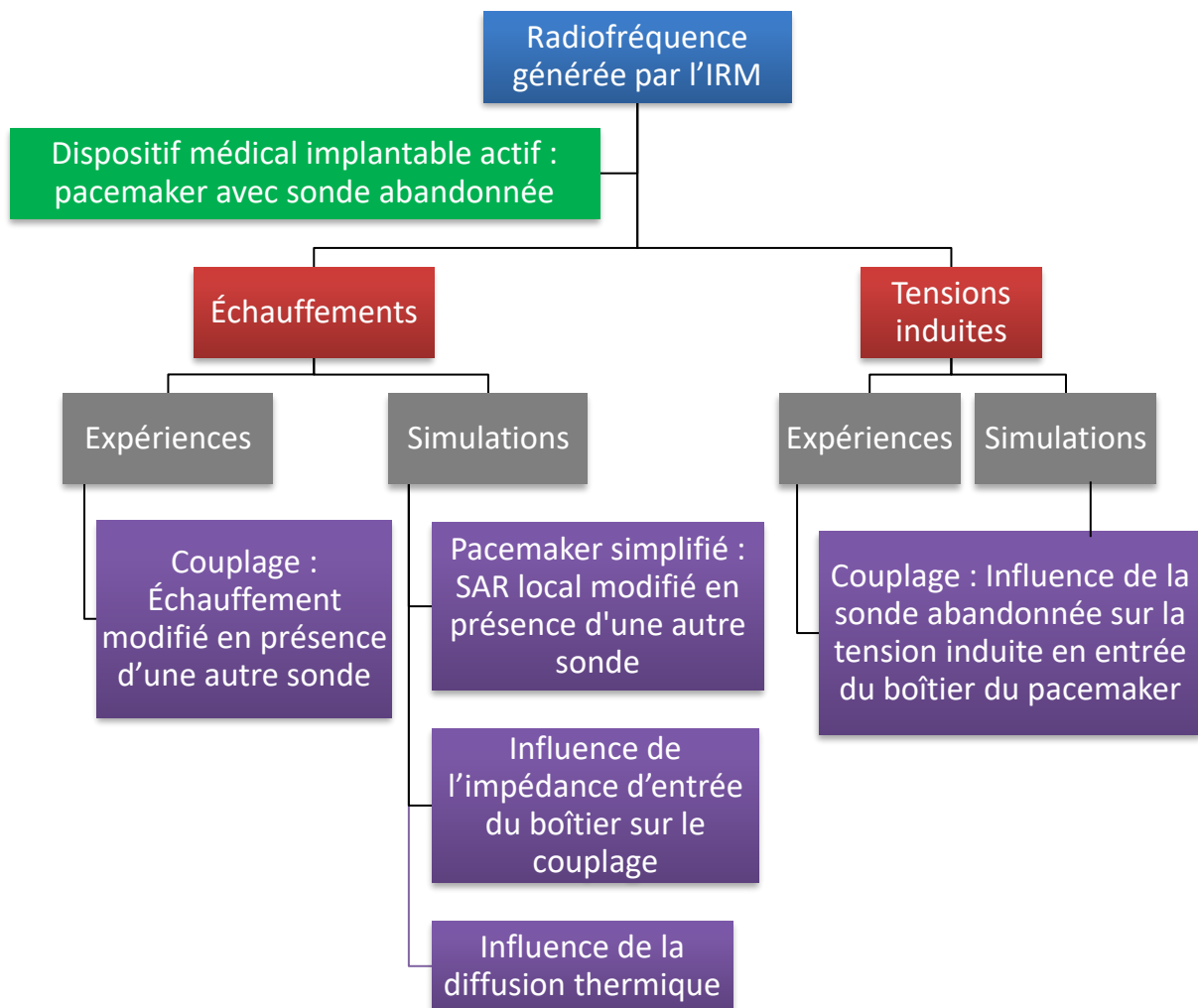


FIGURE 2.19 - Diagramme récapitulatif des résultats obtenus.

Enfin, la simulation nous a également permis de tester l'impact des conditions de terminaison en termes d'impédance d'entrée du boîtier du pacemaker simplifié sur les échauffements à l'extrémité de chacune des sondes : cette étude de dispositif simplifié a mis en évidence une valeur optimale d'inductance dans ce cas précis, dans le sens où elle permettrait un compromis entre l'échauffement de l'une et l'autre sonde pour une impédance inductive. On constate donc, à nouveau, un phénomène de couplage puisqu'en modifiant un paramètre uniquement lié au boîtier

(et donc à la sonde connectée) l'échauffement à l'extrémité de la sonde abandonnée s'en trouve lui aussi modifié. Par ailleurs, elle a aussi permis de montrer l'importance du type d'impédance par rapport au couplage : selon que l'on considère une impédance inductive ou capacitive, le comportement des deux sondes en termes d'échauffement sera très différent. Cela montre, comme précédemment, l'importance d'une bonne modélisation du pacemaker réel, que ce soit en termes de géométrie ou de la valeur précise de l'impédance d'entrée du boîtier.

En simulation et en expérience, il est à noter que la configuration produisant ici le plus d'échauffements est celle avec les deux sondes parallèles le long du bord du fantôme, et que les configurations plus réalistes proposées par Mattei *et al.* semblent produire des échauffements bien moindres que dans les configurations avec sondes droites étudiées au préalable. Cependant, comme vu en introduction de cette partie, les échauffements dépendent non seulement de la longueur et de la position relative des câbles mais également de la distribution de phase du champ électrique incident dans le fantôme.

La méthode de fonction de transfert et le modèle de ligne de transmission (Partie III – Chapitre 1, p. 76) peuvent permettre de modéliser un câble et d'estimer au mieux les échauffements induits par rapport au champ électrique tangent appliqué le long de celui-ci : peut-être pourront-ils être extrapolés pour prendre en compte une seconde sonde et ainsi mieux répondre à la problématique. Une adaptation des modèles électriques et mathématiques appliqués en CEM pourrait également, en complément des méthodes évoquées ci-dessus, apporter une explication aux observations faites dans cette partie, notamment par rapport aux différences d'échauffements induits en fonction du type et des valeurs d'impédance d'entrée aux bornes du boîtier simplifié. Comme vu en introduction de cette partie, il serait donc intéressant d'adapter le modèle de ligne de transmission (avec non plus une mais deux lignes de transmission) à la théorie du couplage par rayonnement avec diaphonies inductives et capacitatives dans un milieu spécifique, le gel du fantôme.

Pour pouvoir être directement comparées, ces études numériques et expérimentales nécessiteront des ajustements : en effet, la géométrie simplifiée du fil à une dimension ne rend pas compte de la géométrie réelle de la sonde du pacemaker qui est hélicoïdale et qui semble, au vu des résultats obtenus en simulation et en expérience, induire des effets totalement différents en termes d'échauffements dans le fantôme. Cela impliquera ainsi des expériences sur des câbles facilement reproductibles en simulation, pour comparer les effets induits sur des objets identiques dans le même environnement expérimental et numérique. De plus, le moyennage du SAR sur un volume très petit, s'il permet d'accéder au SAR local à l'extrémité de chacune des sondes, n'est pas nécessairement le meilleur indicateur de ce qui peut survenir à l'échelle macroscopique : les résultats en SAR sont dépendant du moyennage, et il peut être délicat de déterminer un moyennage suffisamment petit pour distinguer les deux sondes mais suffisamment grand pour rendre compte des phénomènes macroscopiques. Dans l'optique de comparer dans la suite de cette étude des résultats expérimentaux et numériques, il conviendra également de faire systématiquement des simulations thermiques, et non plus uniquement de SAR, pour pouvoir les confronter aux mesures de température réalisées expérimentalement.

Cependant, ces divergences entre simulation et expériences ont le mérite de suggérer que les phénomènes observés peuvent se produire avec différentes configurations, dimensions de sondes et impédance d'entrée de boîtier, ce qui met en lumière que ce couplage n'est pas un événement

exceptionnel survenant uniquement pour un implant précis : à ce titre, il pourra être étudié pour tout type d'implants de géométrie et de configurations similaires.

En conclusion, dans le but d'aller vers une comparaison puis une validation mutuelle entre simulation et expérience pour l'étude du phénomène de couplage, il est nécessaire de se tourner vers des implants simplifiés de dimensions suffisamment importantes pour être maillés et inclus dans une simulation et de conserver en expérience des moyens pratiques de maintien des implants et des capteurs de température pour s'assurer de la validité et de la répétabilité des mesures.

Chapitre 3

Étude comparative entre simulation et expériences

Dans ce chapitre, nous réalisons des expériences sur des câbles simples, l'un « capped » et l'autre « uncapped », pour mesurer leurs échauffements induits dans différentes configurations. Cela permet d'introduire une nouvelle métrique pour quantifier le couplage que nous appellerons « facteur de couplage ». Nous effectuons également des simulations électromagnétiques et thermiques en modélisant ces câbles et en leur attribuant leurs dimensions ainsi que les paramètres des matériaux utilisés. En comparant les températures obtenues expérimentalement et en simulation, il ressort que si la simulation correspond à un facteur près à l'expérience quand chaque câble est seul, ce facteur est modifié quand les deux câbles sont ensemble. Les mêmes expériences et simulations reproduites avec d'autres câbles mieux caractérisés ne semblent pas apporter de solution à ce problème, ce qui suggère que d'autres paramètres, non pris en compte en simulation, doivent intervenir dans le couplage.

3.1 Expériences

Les expériences suivantes ont été réalisées en utilisant le protocole décrit précédemment (Partie III, Chapitre 2, p. 80). Le SAR moyen dans le fantôme était de 1.36 W/kg (± 0.14 W/kg).

3.1.1 Choix des câbles

Pour pouvoir comparer simulations et expériences, il est nécessaire d'utiliser un implant de géométrie simple et de dimensions suffisamment importantes pour être maillé puis simulé en un temps raisonnable. Dans ce but, nous avons créé deux câbles simples à l'aide de fils en acier inoxydable de 40 cm de long, 1.5 mm de diamètre isolés par une gaine thermo-rétractable de 0.51 mm d'épaisseur et laissant 5 mm dénudé à une extrémité, représentant l'électrode. L'un des deux câbles était *capped* et l'autre *uncapped*, le bouchon isolant du câble *capped* étant réalisé à l'aide de la gaine thermo-rétractable repliée et le câble *uncapped* étant dénudé à son extrémité distale sur 2 mm. Les fils métalliques étant courbes à l'origine, il était impossible d'obtenir des câbles parfaitement droits : pour pallier cela, nous avons créé deux autres câbles simplifiés suivant le même procédé, cette fois-ci en utilisant des fils d'acier trempés parfaitement droits mais dont nous nous sommes aperçus cependant qu'ils étaient ferromagnétiques. Nous vérifierons l'impact de ces propriétés magnétiques en expérience.

Un positionnement fiable et répétable des câbles et de la sonde de température était également essentiel. Pour les maintenir dans le gel, nous avons réutilisé les supports en plastique imprimés en 3D décrits dans le chapitre précédent pour maintenir les câbles tout en les espaçant parallèlement sur toute leur longueur de 2.5 mm (Figure 3.1).

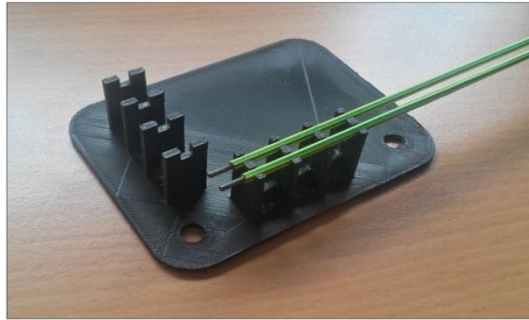


FIGURE 3.1 - Câbles isolés par gaine thermo-rétractable sur le support plastique fabriqué en imprimante 3D.

La connaissance des propriétés diélectriques des matériaux des câbles étant essentielle pour parvenir à une concordance entre simulation et expériences, nous avons utilisé la documentation technique de la gaine thermo-rétractable pour en extraire cette information : seul le terme *polyoléfine* était mentionné. Or, il s'agit en réalité d'une famille de matériaux à laquelle correspond donc non pas une unique valeur de permittivité relative, paramètre essentiel pour la simulation, mais bien diverses valeurs selon le type de polyoléfine (85) pouvant ainsi varier entre 1 et 3. C'est pourquoi nous avons d'une part mené une étude en simulation pour déterminer l'impact de ce paramètre sur les échauffements induits (qui sera décrite dans la suite), et nous avons d'autre part fabriqué un troisième jeu de câbles simples de même longueur que les précédents à partir d'un câble coaxial, en enlevant le blindage extérieur. Le fil métallique en acier cuivré recouvert d'argent était de 0.92 mm de diamètre et l'isolant en PTFE (Poly-Tétra-Fluoro-Ethylène ou encore Téflon) était de 1 mm d'épaisseur. Ainsi, les propriétés diélectriques et géométriques de ces nouveaux câbles étaient connues de façon précise.

3.1.2 Mesures d'échauffements et quantification du couplage

Pour chacun de ces jeux de câbles simples nous avons mesuré les températures à l'extrémité de chacun des câbles dans les configurations suivantes (Figure 3.2). Il s'agit de mesurer précisément la température à l'extrémité du câble *capped* et du câble *uncapped*, dans le cas où ils sont seuls puis placés côte à côte.

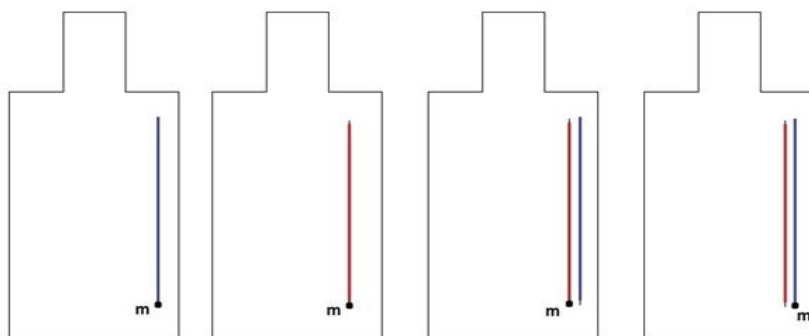


FIGURE 3.2 - Configurations des positions des câbles dans le fantôme ASTM avec en bleu : le câble *capped*, en rouge : le câble *uncapped*, le point 'm' représentant le point de mesure de température.

Les câbles étaient placés à 4.5 cm sous la surface du fantôme, à 14 cm du bord inférieur et à 8 cm du bord droit de celui-ci. Nous avons numéroté les jeux de câbles : le jeu numéro 1 correspond aux câbles isolés par gaine thermo-rétractable, droits mais ferromagnétiques, le jeu numéro 2 correspond aux câbles également isolés par gaine thermo-rétractable légèrement courbés et amagnétiques, et le jeu numéro 3 correspond aux câbles fabriqués à partir du câble coaxial, également légèrement courbés.

Nous avons lancé la même séquence d'échauffement que précédemment sur une durée de 3'24 (Figure 3.3), certaines mesures étant répétées plusieurs fois à plusieurs jours d'intervalle pour en vérifier la variabilité.

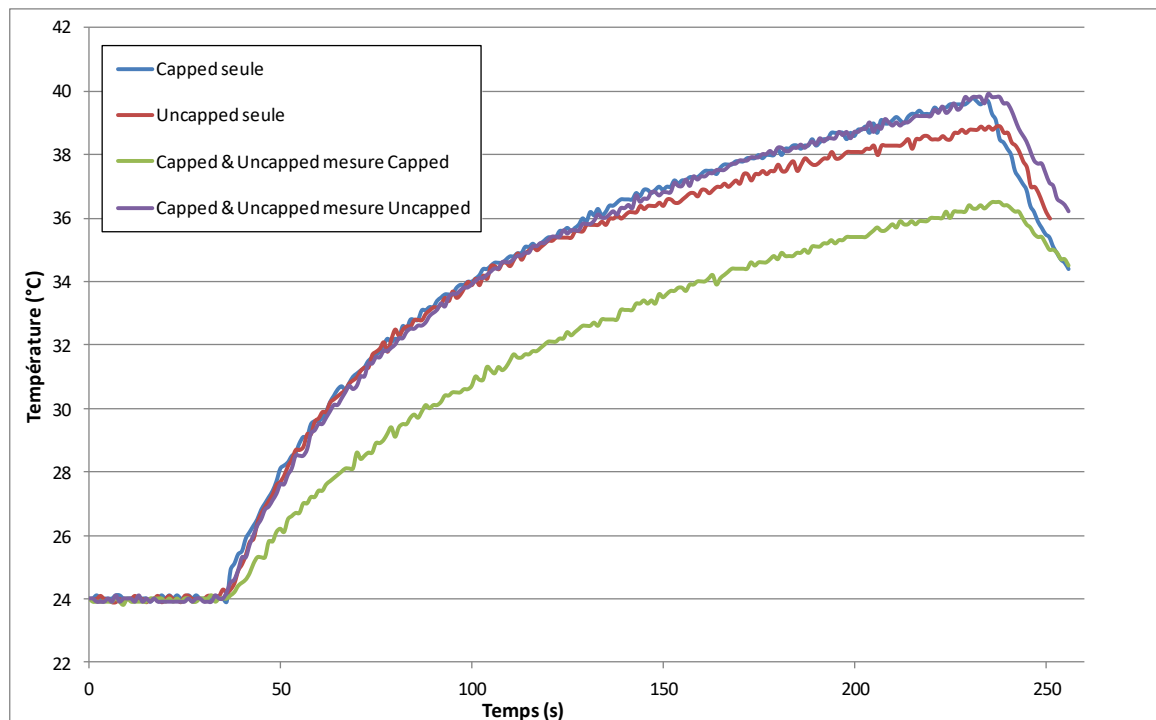


FIGURE 3.3 - Température à l'extrémité de chacune des sondes pour le jeu de câbles numéro 3, dans toutes les configurations.

Nous avons obtenu les résultats suivants (Table 3.1), ΔT étant l'élévation de température sur la durée de la séquence IRM. Nous avons également introduit et calculé une nouvelle métrique, le facteur de couplage (ou « *coupling factor* ») C :

$$C = \frac{\Delta T_{ensemble}}{\Delta T_{seul}}$$

$\Delta T_{ensemble}$ représente l'élévation de température pour un câble donné quand il est placé à côté de l'autre câble, et ΔT_{seul} l'élévation de température pour ce même câble une fois seul.

Jeu de câbles	ΔT capped (°C)	ΔT uncapped (°C)	ΔT capped (°C) (capped & uncapped)	ΔT uncapped (°C) (capped & uncapped)	C_{capped}	C_{uncapped}
1	31,2	20,7	21,4	21,0	0,69	1,01
1	27,7	20,6	17,3	18,7	0,62	0,91
1	29,8	18,3	17,4	15,7	0,58	0,86
2	30,4	21,6	19,0	16,8	0,63	0,78
3	21,8	15,5	15,9	17,2	0,73	1,11
3	16,6	14,8	12,6	15,8	0,76	1,07

TABLE 3.1 - Echauffement à l'extrémité de chacune des sondes dans toutes les configurations. Le facteur de couplage est calculé pour chaque sonde, dans chaque jeu de sondes.

La valeur moyenne obtenue pour C_{capped} pour le premier jeu de câbles est de 0.63 ± 0.08 (IC 95%), et la valeur moyenne pour C_{uncapped} pour le même jeu de câbles est de 0.93 ± 0.07 (IC 95%). Pour le jeu de câbles numéro 3, nous obtenons pour C_{capped} une valeur moyenne de 0.75 ± 0.04 (IC 95%) et pour C_{uncapped} une valeur moyenne de 1.09 ± 0.06 (IC 95%).

- Comme dit précédemment, la principale source d'erreur que nous souhaitons maîtriser pour les valeurs absolues d'élévation de température provient de la position de la sonde de température à l'extrémité des câbles et des positions des câbles eux-mêmes dans le fantôme. On constate que ce protocole expérimental incluant les supports en plastique permet d'obtenir une répétabilité satisfaisante pour les facteurs de couplage au vu de la précision de la sonde de température utilisée.
- On observe également que les propriétés magnétiques du jeu de câbles numéro 1 ne semblent pas avoir une influence sur le couplage marquée sur les élévations de température (par rapport au jeu de câbles numéro 2, amagnétique), ce qui permet de conclure que ce jeu de câbles peut être utilisé pour étudier le couplage vis-à-vis de la radiofréquence.
- On note par ailleurs que bien que l'écartement des câbles et donc leur caractère parfaitement droit doive avoir un impact sur leur couplage, dans le cas présent il n'est pas observé de changement majeur sur les températures observées ni sur les couplages relatifs entre les jeux 1 et 2.

L'observation majeure qui ressort de cette étude expérimentale est que le couplage peut significativement impacter les échauffements à l'extrémité de chacun des câbles, qui peuvent diminuer jusqu'à 40%. Il est également intéressant de remarquer que les facteurs de couplage pour le câble *uncapped* montrent que le couplage peut induire des échauffements soit plus importants, soit plus faibles que lorsque le câble est seul, selon le type de câbles considérés. Le couplage de câbles est donc un phénomène complexe puisque, tout comme pour l'échauffement d'un câble seul, il est fortement dépendant des propriétés géométriques et/ou diélectriques des

matériaux : d'où l'importance de les connaître au mieux pour effectuer des simulations électromagnétiques et thermiques.

Il serait également utile de vérifier l'impact de la diffusion thermique dans le gel sur les valeurs de température relevées. En effet, quand le facteur de couplage est inférieur à 1 (donc quand la température en présence de l'autre câble est inférieure à celle observée pour le câble seul) on peut conclure qu'un phénomène de couplage est en jeu, mais dans le cas contraire il est plus difficile de différencier le rôle du couplage de celui de la diffusion thermique en provenance de l'autre câble dans l'élévation de température. Des simulations numériques sont donc nécessaires pour valider ces observations.

3.2 Simulations

Ces simulations ont été réalisées à l'aide du logiciel CST en utilisant les modules CST Microwave Studio (CST, Darmstadt, Allemagne) pour son solveur électromagnétique temporel et CST Multiphysics pour son solveur thermique. L'antenne en cage d'oiseau utilisée est une antenne réelle et la méthode de la Huygens Box décrite dans la partie I (Chapitre 3, p. 45) a été mise en œuvre pour réduire les temps de calcul.

3.2.1 Câbles avec gaine thermo-rétractable

Dans le but de valider les expériences précédentes, nous avons dans un premier temps modélisé les câbles avec isolant en gaine thermo-rétractable, dans les configurations décrites précédemment. Les câbles ont été insérés dans le fantôme ASTM avec leurs dimensions réelles en attribuant à la gaine thermo-rétractable ses propriétés diélectriques, le matériau PEC étant utilisé pour le fil métallique (Figure 3.4).

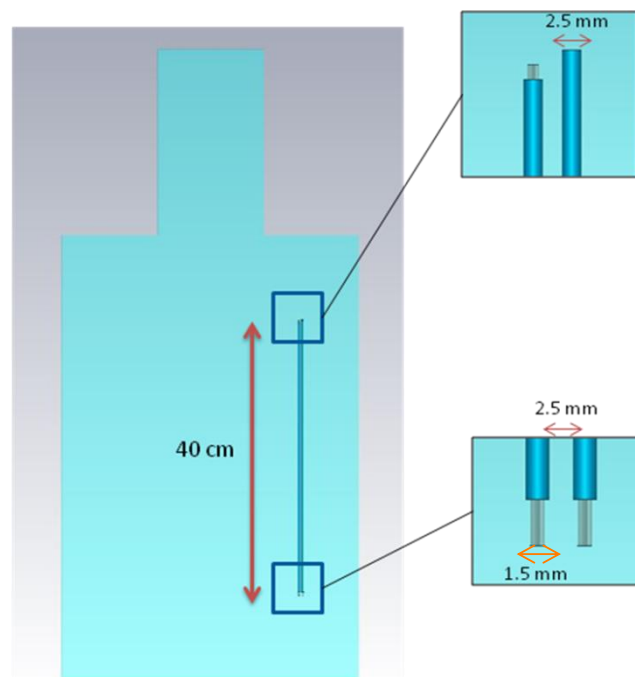


FIGURE 3.4 - Câbles isolés par gaine thermo-rétractable modélisés dans le fantôme ASTM, en simulation, avec un agrandissement sur leur extrémité distale (haut) et sur leurs électrodes (bas).

Comme précédemment, un maillage suffisamment fin est primordial pour les implants considérés, même si ici les dimensions des câbles ainsi que leur espacement sont plus importants que dans le Chapitre 2. Nous avons donc adopté un maillage hexaédrique avec des cubes de 0.1 mm de côté aux électrodes puis lancé les simulations électromagnétiques d'une durée allant de 3 heures à 5 heures. Une fois celles-ci achevées, nous avons effectué des simulations thermiques sur 3'24 secondes (pour garder les mêmes conditions qu'en expériences) en mettant à l'échelle la température pour prendre en compte le SAR expérimental moyen dans le fantôme de 1.36 W/kg (Figure 3.5), pour un temps de simulation allant de 3 heures à 4 heures. Ici, en raison de la difficulté mentionnée plus haut d'avoir un modèle d'antenne en cage d'oiseau correspondant exactement à la réalité (83), l'objectif est d'obtenir des tendances et non pas les valeurs absolues obtenues en expérience.

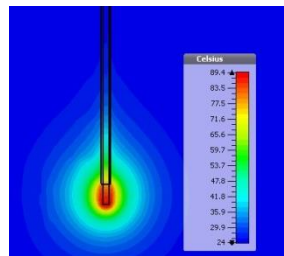


FIGURE 3.5 - Carte de température sur câble *capped*.

Les résultats obtenus en termes d'élévation de température en simulation sur 3'24 secondes et en expérience ont été reportés dans la Table 3.2.

	ΔT capped (°C)	ΔT uncapped (°C)	ΔT capped (°C) (capped & uncapped)	ΔT uncapped (°C) (capped & uncapped)	C_{capped}	C_{uncapped}
Simulations	60.8	40.0	23.3	28.6	0.38	0.72
Expériences	29.6 ± 1.6	19.9 ± 1.2	18.7 ± 2.3	18.5 ± 2.5	0.63 ± 0.08	0.93 ± 0.07

TABLE 3.2 - Tableau comparatif des échauffements obtenus à l'extrémité des câbles isolés avec la gaine thermo-rétractable, en simulation et en expérience.

- En analysant ces résultats, on constate que si avec les câbles *capped* et *uncapped* seuls on obtient le même facteur multiplicatif de 2 entre simulation et moyenne en expérience, quand les câbles sont ensemble ce facteur change (respectivement 1.2 pour le câble *capped* et 1.5 pour le câble *uncapped*).
- Si les simulations rendaient correctement compte des expériences, même à un facteur près (en raison par exemple de différences entre l'antenne cage d'oiseau simulée et l'antenne cage d'oiseau réelle), ce facteur devrait être le même quelle que soit la configuration observée : en effet, nous considérons ici les échauffements relatifs entre configurations. Dans le cas contraire, on peut supposer que le phénomène de couplage peut ne pas être rendu correctement en simulation, ou qu'un paramètre influent n'est pas correctement pris en compte : il peut s'agir de la permittivité de la gaine isolante, de son épaisseur, ou encore de la conductivité électrique du gel du fantôme.

Nous avons donc cherché à évaluer si cette divergence provenait d'une différence de paramètres entre câbles réels et simulés. Au vu de la méconnaissance des paramètres diélectriques exacts de la gaine thermo-rétractable évoquée dans la partie précédente, nous avons testé plusieurs de ces paramètres en simulation (Table 3.3) : ϵ_{gaine} correspondant à la permittivité relative de la gaine isolante, σ_{gel} correspondant à la conductivité électrique du gel, et e_{gaine} correspondant à l'épaisseur de la gaine isolante.

Objet	Permittivité relative	Conductivité (S/m)	Epaisseur (mm)	Capacité calorifique (kJ/K/kg)	Conductivité thermique (W/m/K)
Fil métallique	-	-	-	0.473	40.0
Gaine isolante	1.6 ; 1.9 ; 2.3	-	0.375 ; 0.5	1.7	0.19
Fantôme	80	0.47 ; 0.50	-	4.15	0.54

TABLE 3.3 - Paramètres choisis pour les simulations : les valeurs des paramètres variables sont indiquées en gras.

Les valeurs ont été choisies en nous basant sur des valeurs trouvées dans la littérature pour la famille de matériaux « polyoléfine » et sur les valeurs de conductivité de gel mesurées expérimentalement. Les résultats en température après simulation sont reportés ci-dessous (Table 3.4) :

	ΔT_{capped} (°C)	$\Delta T_{\text{uncapped}}$ (°C)	ΔT_{capped} (°C) (capped & uncapped)	$\Delta T_{\text{uncapped}}$ (°C) (capped & uncapped)	C_{capped}	C_{uncapped}
$\epsilon_{\text{gaine}} = 1.9$ $\sigma_{\text{gel}} = 0.47 \text{ S/m}$ $e_{\text{gaine}} = 0.5 \text{ mm}$	57.1	39.9	22.3	28.4	0.39	0.71
$\epsilon_{\text{gaine}} = 1.9$ $\sigma_{\text{gel}} = 0.47 \text{ S/m}$ $e_{\text{gaine}} = 0.375 \text{ mm}$	59.6	39.5	19.4	24.3	0.33	0.62
$\epsilon_{\text{gaine}} = 2.3$ $\sigma_{\text{gel}} = 0.47 \text{ S/m}$ $e_{\text{gaine}} = 0.375 \text{ mm}$	56.1	37.6	17.2	20.8	0.31	0.55
$\epsilon_{\text{gaine}} = 1.6$ $\sigma_{\text{gel}} = 0.47 \text{ S/m}$ $e_{\text{gaine}} = 0.375 \text{ mm}$	58.6	39.6	21.1	26.8	0.36	0.68
$\epsilon_{\text{gaine}} = 1.6$ $\sigma_{\text{gel}} = 0.50 \text{ S/m}$ $e_{\text{gaine}} = 0.375 \text{ mm}$	55.6	36.4	20.1	25.3	0.36	0.70

TABLE 3.4 - Echauffement à l'extrémité des sondes, pour chaque configuration et chaque jeu de paramètres avec en gras le paramètre modifié par rapport au paramètres de la ligne précédente. Les facteurs de couplages sont reportés dans chaque cas.

- On constate que les variations de ces paramètres géométriques et diélectriques ne suffisent pas à expliquer les divergences entre simulations et expériences, puisqu'on ne retrouve toujours pas un même facteur multiplicatif entre simulation et expérience pour toutes les configurations observées.
- Cependant, il est intéressant de noter que chacun de ces paramètres semble avoir un impact sur le couplage : en effet, pour le câble *capped*, un changement de permittivité relative de 1.6 à 2.3 induit une variation de 4.3% sur l'élévation de température quand le câble est seul, et induit une variation de 18.9% quand le second câble est présent. Dans tous les cas, la présence de l'autre câble induit une diminution de température de l'ordre de 60% pour le câble *capped* et de l'ordre de 30% pour le câble *uncapped*.
- En particulier, on peut remarquer une diminution du couplage quand la permittivité de la gaine thermo-rétractable diminue, en gardant tous les autres paramètres constants (plus le facteur de couplage est proche de 1, plus l'échauffement obtenu pour le câble seul est proche de celui observé quand les deux câbles sont ensemble et donc moins l'effet du couplage est grand). Ce fait est intéressant puisqu'on retrouve un comportement vis-à-vis de la permittivité similaire à ce qui a été présenté en introduction de cette partie (Chapitre 1, Equation 1.1).
- On note également qu'une variation de 30.4% de l'épaisseur de l'isolation induit une variation de 17.1% sur C_{capped} et de 12.3% sur C_{uncapped} . Ici, on constate un couplage d'autant plus faible que l'épaisseur est importante (on remarque à nouveau des similitudes avec les développements théoriques de Kaiser(82)), tandis qu'une variation de 25.0% de la permittivité relative de l'isolation induit quant à elle une variation de 15.8% sur C_{capped} et 18.6% sur C_{uncapped} . Pour finir, une variation de 6% de la conductivité du fantôme ne donne pas lieu à une variation significative de C_{capped} , et à une variation de 2.8% pour C_{uncapped} .
- L'épaisseur et la permittivité de la gaine thermo-rétractable semblent donc être des facteurs majeurs d'influence sur le couplage et les échauffements : dans notre cas, l'épaisseur peut ne pas être exactement constante tout le long des câbles étant donné que les gaines thermo-rétractables ont été chauffées avec un appareil à air chaud tenu à la main, ce qui peut donner lieu à des irrégularités sur l'épaisseur de l'isolant. Pour éliminer ces deux sources de divergences entre expérience et simulation, il est nécessaire d'adopter des câbles dont ces caractéristiques seront mieux connues.

Bien que cette étude n'ait pas réussi à apporter une explication aux différences observées entre simulation et expérience, elle a tout de même permis de mettre en évidence qu'un paramètre qui peut n'avoir que peu ou pas d'impact sur l'élévation de température d'un câble seul peut avoir une plus forte influence sur les échauffements survenant en présence d'un second câble. Les paramètres géométriques et diélectriques de la gaine isolante étant dans l'environnement immédiat des conducteurs métalliques, ils ont un impact significatif sur les facteurs de couplage, tandis que les autres éléments de l'environnement tel que les différences de conductivité du fantôme ne semblent pas avoir d'influence majeure.

Nous avons pu ici déterminer des facteurs pouvant influencer le couplage et les échauffements : une étude numérique similaire va être effectuée afin de vérifier si les problèmes persistent sur des câbles fabriqués à partir de câbles coaxiaux, mieux caractérisés.

3.2.2 Câbles fabriqués à partir de câbles coaxiaux

Nous avons mené les mêmes études en simulation électromagnétique et thermique qu'en expérience, en modélisant les câbles fabriqués à partir du câble coaxial avec ses caractéristiques connues plus précisément, notamment l'épaisseur (qui cette fois-ci est constante tout le long du câble) et la permittivité relative de l'isolant en PTFE. Les courbes de températures obtenues sont reportées dans la Figure 3.6 :

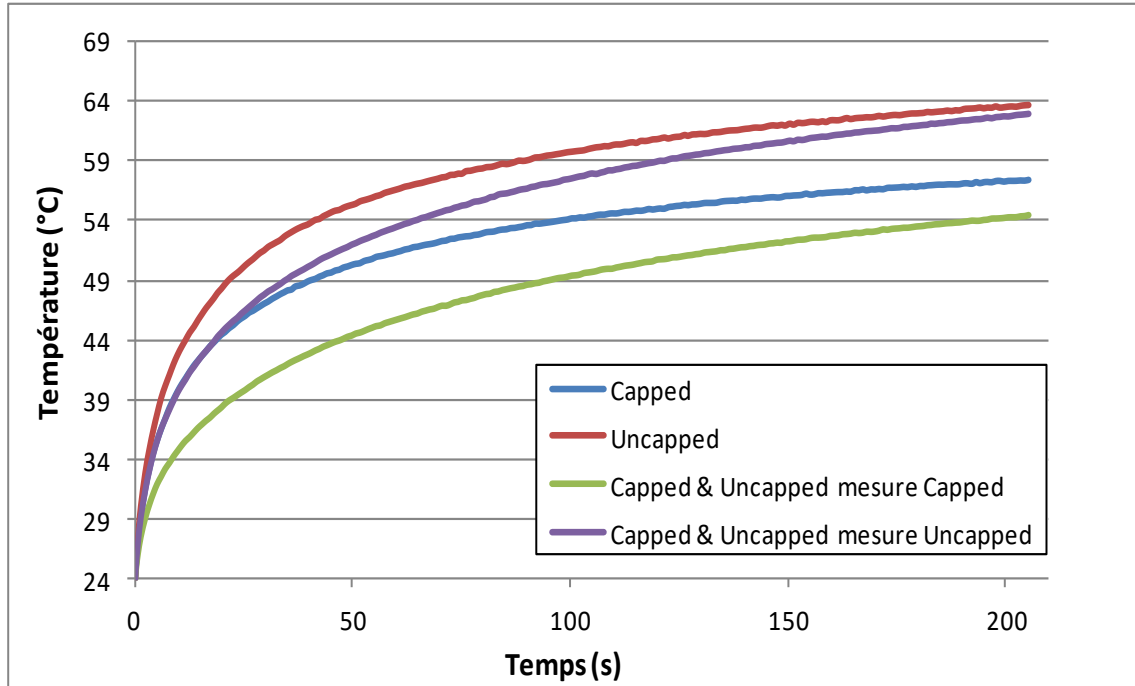


FIGURE 3.6 - Courbes de température à l'extrémité de chaque câble, pour chaque configuration.

Les résultats en température au bout de 3'24 secondes sont reportés dans la Table 3.5 :

	ΔT capped (°C)	ΔT uncapped (°C)	ΔT capped (°C) (capped & uncapped)	ΔT uncapped (°C) (capped & uncapped)	C_{capped}	C_{uncapped}
Simulations	33.4	39.5	30.7	39.2	0.92	0.99
Expériences	19.2 ± 3.6	15.2 ± 0.49	14.3 ± 3.1	16.5 ± 1.5	0.75 ± 0.04	1.09 ± 0.06

TABLE 3.5 - Tableau comparatif des échauffements obtenus à l'extrémité des sondes, en simulation et en expériences, pour les câbles isolés par le matériau PTFE.

- Les rapports entre élévations de température entre simulation et moyennes obtenues en expérience ont, comme précédemment, été calculés. Pour les câbles *capped* et *uncapped* seuls ce rapport est respectivement de 1.7 et 2.6, tandis que quand les deux câbles sont placés ensemble le rapport est de 2.1 pour la mesure au câble *capped* et de 2.4 pour la mesure au câble *uncapped*.

- Bien que la simulation indique, tout comme en expérience, l'occurrence d'un phénomène de couplage au vu des températures obtenues dans différentes configurations, elle ne rend toujours pas exactement compte de la réalité. La comparaison des facteurs de couplage eux-mêmes entre simulation et expérience diffère selon que l'on considère C_{capped} ou C_{uncapped} .
- Cependant, on constate que les valeurs des facteurs de couplage sont plus proches de ceux observés expérimentalement que pour les mesures faites sur les câbles avec gaines thermo-rétractables.

Ainsi, une simple mise à l'échelle des températures par un facteur multiplicatif ne permet toujours pas d'expliquer les divergences entre simulation et expérience : par ailleurs, ces câbles fabriqués à partir de coaxiaux étant légèrement courbés (dû à la déformation lorsque le blindage a été retiré) et bien que les supports aient été pensés de façon à les maintenir droits, il peut à nouveau s'agir d'une source d'erreur entre expériences et simulations. Cependant, le choix de ces câbles bien caractérisés a toutefois permis d'éliminer ou tout du moins de réduire fortement les erreurs liées aux propriétés géométriques et diélectriques du modèle.

3.3 Discussion et limites

Les mesures d'échauffements induits par radiofréquence en présence de deux câbles sont complexes, par la nécessité d'effectuer des mesures très précises et répétables, ce qui est rendu difficile par le déplacement des câbles pour mettre en place l'une ou l'autre configuration et par la surface sensible relativement restreinte de la sonde de température. Ainsi, la simulation reste incontournable pour valider les observations, puisqu'elle permet de s'affranchir de ces sources d'erreurs.

En premier lieu, cette étude menant en parallèle simulation et expérience a permis de retrouver le phénomène de couplage : en effet, un facteur de couplage inférieur à 1 montre que la température relevée à l'extrémité d'un câble est plus faible en présence d'un autre câble. Si aucun couplage n'avait lieu, on pourrait s'attendre à obtenir une température supérieure ou égale à celle observée lorsque le câble est seul. Cependant, l'absence de concordance à un même facteur près entre simulation et expérience rend délicate la validation ainsi qu'une étude plus poussée en simulation, par exemple sur un modèle de corps humain.

Les simulations mises en œuvre pour tenter de comprendre l'influence de la variation de divers paramètres soulignent l'importance de la connaissance exacte des paramètres des matériaux utilisés en expérience. Cependant, même en connaissant de façon bien plus précise les paramètres des câbles fabriqués à partir des câbles coaxiaux que pour les câbles fabriqués avec la gaine thermo-rétractable, la concordance n'est toujours pas atteinte.

Cela laisse donc à penser que d'autres facteurs pourraient être responsables de ces divergences, par exemple les propriétés thermiques exactes du gel lors de l'expérience ou encore tout simplement la modélisation du « capuchon » pour le câble *capped* qui est parfaitement cylindrique et plein dans la modélisation, mais qui en expérience peut présenter des irrégularités jouant sur les phénomènes de réflexion le long du câble (si l'on se place par exemple dans le modèle de ligne de transmission).

Ces observations ont malgré tout permis de mettre en évidence :

- D'une part que la précision aussi bien dans la mesure expérimentale de température que dans les paramètres diélectriques et géométriques pour la simulation est essentielle, et qu'il s'agit d'un prérequis pour espérer atteindre une concordance entre ces deux modalités.
- Ensuite, que le couplage peut dépendre fortement de certains paramètres géométriques ou diélectriques sans que ces paramètres n'aient une influence marquée sur l'échauffement à l'extrémité d'un câble seul. Cela souligne que pour une étude de compatibilité IRM pour des implants souvent posés avec deux sondes (comme tel est le cas pour le pacemaker), il est important de considérer non pas uniquement le boîtier et sa sonde seule, mais bien de s'intéresser également aux phénomènes survenant en présence de deux sondes.

Un paramètre qu'il serait également nécessaire d'étudier est la distance entre les câbles, qui devrait intuitivement avoir un impact certain sur le couplage.

Conclusion de la partie III

Dans cette partie, nous avons étudié le couplage de câbles de pacemaker et de câbles simples vis-à-vis des tensions et échauffements induits par la radiofréquence de l'IRM.

L'étude expérimentale menée sur un pacemaker et des sondes réels a mis en évidence un couplage existant entre les deux sondes par rapport à la température aux extrémités des sondes mais également par rapport à la tension. En effet, la sonde abandonnée seule présente un échauffement supérieur à celui observé en présence de la sonde connectée ; et d'autre part, cette sonde abandonnée, pourtant déconnectée du boîtier, produit un effet sur la tension induite aux bornes de celui-ci : ce qui laisse à penser que les deux sondes interagissent en présence de la radiofréquence. Les résultats de ces expériences correspondent bien aux résultats de Langman *et al.* (27) sur les échauffements résultants de différentes conditions de terminaison, et à ceux de Mattei *et al.* (28) sur les échauffements de sondes en configurations anatomiques (plus faibles que pour des sondes droites).

Les simulations réalisées sur pacemaker simplifié, si elles ont montré que la géométrie de la sonde était un paramètre essentiel influant sur les échauffements et qu'elles ne peuvent donc pas être directement comparées aux mesures sur pacemaker réel, ont à nouveau mis en évidence ce phénomène de couplage : elles ont notamment permis de s'affranchir de la diffusion thermique observée en expérience en accédant au SAR local à l'extrémité de l'une et l'autre sonde. Ces simulations ont également ouvert la voie vers la question d'une impédance d'entrée « idéale » pour le boîtier du pacemaker, qui permettrait de trouver un compromis entre les échauffements aux extrémités des deux sondes.

Pour pouvoir comparer simulations et expériences, nous avons réalisé des mesures sur des câbles simples, aisés à simuler, fabriqués dans un premier temps avec une gaine thermo-rétractable : le couplage, de nouveau observé, a donné lieu à l'introduction d'une nouvelle métrique pour quantifier le couplage entre deux câbles, le facteur de couplage ou « *coupling factor* ». La non-correspondance des résultats obtenus avec la simulation a mené à une étude numérique en faisant varier plusieurs paramètres des câbles et du gel, ce qui a permis de conclure sur l'importance de ces facteurs pour les échauffements seuls et le couplage. Enfin, les mesures et simulations réalisées sur des câbles mieux caractérisés n'ont toujours pas permis d'arriver à une concordance, ce qui, tout en éliminant des sources d'erreurs potentielles, souligne à nouveau la complexité de reproduire exactement ce phénomène en simulation et la détermination et la prise en compte de tous les paramètres importants.

On retiendra que le couplage dépend en effet de multiples facteurs, qu'ils soient directement liés à la géométrie et aux propriétés des matériaux eux-mêmes, ou qu'ils concernent les positions des implants par rapport à la distribution de champ électrique dans le fantôme ou leurs positions relatives l'un par rapport à l'autre. Ceux-ci pourraient être étudiés via une méthode de plans d'expériences de criblage, de manière à se concentrer ensuite sur les facteurs les plus importants (notamment la distance entre les câbles, qui n'a pas été étudiée ici mais qui devrait significativement impacter le couplage). Une étude théorique serait également nécessaire pour appuyer et valider ces résultats, par exemple au travers de la modélisation des sondes par un modèle de lignes de transmission ou en adoptant le modèle de Kaiser (82) en considérant deux

câbles. Cependant, ce modèle double ne sera pas trivial à établir en présence de deux câbles et devra être adapté, notamment au niveau du milieu de gel considéré.

En conclusion, ces phénomènes soulignent la nécessité de réfléchir aux situations dans lesquelles un patient présente plusieurs sondes de pacemaker, connectées et abandonnées, pour mener des tests expérimentaux ou des simulations avant de pouvoir conclure de façon fiable dans un sens comme dans l'autre sur l'innocuité d'un dispositif : à terme, le phénomène de couplage, qui nécessite bien d'autres études, devra être pris en compte lors de l'élaboration de futures normes de sécurité pour la compatibilité IRM des dispositifs médicaux.

Ces interactions entre implants métalliques proches appellent une autre problématique qu'il est essentiel d'aborder : la sécurité du patient implanté en présence de l'antenne en cage d'oiseau en émission, et d'une antenne de surface en réception.

Partie IV

Échauffement d'un implant métallique en présence d'antennes d'émission et de réception distinctes

Chapitre 1

Introduction

Ce chapitre introduit la problématique posée par l'utilisation dans un système IRM d'une antenne de surface en réception en présence d'un dispositif médical implanté. La littérature sur le sujet au sujet des possibles interactions entre antennes est détaillée. La nécessité de vérifier les interactions dans un nouveau système à trois éléments : {antenne en cage d'oiseau, antenne de surface, implant} est mise en évidence et une hypothèse de travail est posée. La démarche adoptée, joignant expériences et simulations, est ici présentée.

1.1 Problématique

Actuellement, les normes de sécurité IRM destinées aux fabricants de dispositifs médicaux actifs (18) et passifs (19) donnent des directives pour effectuer des tests de compatibilité en incluant uniquement l'antenne en cage d'oiseau en transmission et en réception. Or, comme abordé en introduction de ce manuscrit dans la partie I (Chapitre 1, p. 24), les antennes de surface sont utilisées en pratique pour obtenir un meilleur rapport signal sur bruit (86-88). Dans une telle situation, la ou les antennes de surfaces sont désaccordées activement pendant l'émission grâce à un système de *switchs* (89) ou commutations. Sur le même principe, les antennes en réseau, constituées de plusieurs antennes boucles juxtaposées, permettent d'améliorer ce rapport signal sur bruit sur une grande surface (90). Enfin, grâce aux techniques d'imagerie parallèle (91), les antennes de surface permettent en plus d'accélérer l'examen grâce à un temps d'acquisition plus court qu'en imagerie traditionnelle avec antennes en réseau. On note qu'à 3 T et au-delà la transmission multicanaux est de plus en plus privilégiée (92). Ainsi, il est donc possible qu'un patient implanté présente une pathologie pouvant grandement bénéficier de la présence d'une antenne de surface en réception, avec par exemple l'antenne en cage d'oiseau imbriquée dans la machine IRM active pour l'émission (Figure 1.1).



FIGURE 1.1 - Schéma de la problématique avec de gauche à droite : antenne en cage d'oiseau, antenne de surface, implant médical (pacemaker).

Image centrale : CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=5044102>.

Image de droite : CC BY 3.0 <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=2909080>.

Pour proposer une approche intuitive d'une situation avec implant et antenne de surface, évoquons un modèle très simple de tige métallique placée dans un fantôme de gel possédant une

certaine conductivité, surplombé par une antenne de surface boucle. La tige métallique baignant dans un milieu conducteur, on peut l'assimiler à une boucle, le chemin retour du courant étant dans le gel. Si un courant parcourt l'antenne boucle, alors le phénomène d'inductance mutuelle évoqué plus haut entre en jeu (Figure 1.2) :

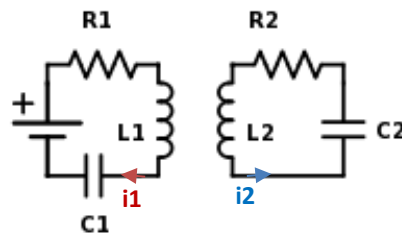


FIGURE 1.2 - Schéma électrique de deux boucles liées par une inductance mutuelle.

avec:

$$\Phi_1 = L_1 i_1 + M i_2 \quad (1.1)$$

$$\Phi_2 = L_2 i_2 + M i_1 \quad (1.2)$$

et :

$$M = k \sqrt{L_1 L_2} \quad (1.3)$$

Φ étant le flux d'induction magnétique, M représentant l'inductance mutuelle entre les deux circuits et k étant un coefficient de couplage.

On constate ainsi que le flux d'induction magnétique à travers chacune des boucles sera influencé par la présence de l'autre, par inductance mutuelle.

Ce modèle simple permet d'avoir une première intuition bien que, comme nous allons le décrire, les antennes cliniques sont équipées de systèmes visant à les désaccorder durant la transmission (prévenant ainsi tout courant de circuler dedans). Cependant, comme nous l'introduirons plus en détail un peu plus loin, il existe cependant un risque de désaccordage insuffisant dans le cas où une antenne de réception présente des dysfonctionnements non détectés.

Étude bibliographique

Découplage d'antenne de réception

La nécessité des systèmes de découplage a notamment été mise en évidence par Edelstein *et al.* (89) qui ont étudié le couplage entre antennes de réception et de transmission : ils ont en particulier décrit que durant la phase de transmission, en l'absence de circuit de découplage des courants sont induits dans l'antenne réceptrice par inductance mutuelle, ce qui produit alors un

champ magnétique opposé au champ B_1 émis (selon la loi de Faraday-Lenz). Le courant I_r dans l'antenne de surface de réception est donné par :

$$I_r = \frac{\Phi}{L} = \frac{B_1 S}{L} \quad (1.4)$$

Φ étant le flux d'induction magnétique à travers la surface S délimitée par l'intérieur de la boucle formant l'antenne de surface, et L étant l'inductance de l'antenne de surface.

Le champ magnétique B_1 initialement émis se trouve donc modifié par l'apparition du nouveau champ magnétique induit : en plus des questions se posant pour la sécurité qui seront abordées au paragraphe suivant, cela peut compromettre l'excitation de la zone à imager. Pour pallier ce problème, les auteurs ont proposé de découpler leur système de réception en utilisant un circuit de blocage basé sur des diodes qui vont permettre d'augmenter l'impédance de l'antenne de réception en présence de courant, lors de la transmission : cela permet ainsi de ne pas affecter le champ B_1 original. Une autre méthode, plus simple et largement utilisée aujourd'hui, est d'utiliser des diodes PIN pour découpler l'antenne de réception comme également décrit dans la même publication (89).

Sur le même sujet mais traitant cette fois-ci davantage des aspects de sécurité, une publication importante est celle de Buchli *et al.* (93) portant sur le couplage entre antenne en cage d'oiseau émettrice et antenne de surface en réception, et sur les échauffements résultants dans un fantôme en cas de dysfonctionnement du circuit de découplage. En effet, comme dans la publication évoquée dans le paragraphe précédent, s'il existe un tel couplage par inductance mutuelle alors un courant va être induit dans l'antenne de surface durant la transmission, surimposant un nouveau champ au champ déjà émis par l'antenne de transmission, ce qui à son tour va induire des courants dans le matériau conducteur à proximité, ici le fantôme. Les auteurs concluaient à des échauffements induits important lors du dysfonctionnement de circuits de découplage à capacités mécaniquement variables, ce qui n'était pas le cas en utilisant un circuit comportant une diode à capacité variable (ou *varicap*).

Interactions entre éléments d'antennes

Roemer *et al.* (94) se sont par la suite intéressés aux interactions entre antennes de surface en réception dans un réseau. Mettant en évidence les phénomènes d'inductance mutuelle survenant entre deux antennes boucle simples et proches, qui donnent lieu à un désaccordage de chacune des antennes boucles et compromettent ainsi la réception du signal RMN, ils proposent deux solutions possibles. L'une est de rapprocher les deux boucles l'une de l'autre jusqu'à les superposer de façon à annuler leur inductance mutuelle avec un recouvrement (ou *overlap*) optimal des antennes déterminé de façon empirique : cette première méthode est suffisante pour les voisins immédiats d'une antenne boucle. Pour les antennes boucles plus éloignées et qui peuvent tout de même interagir par inductance mutuelle, les auteurs proposent de connecter chaque antenne boucle à un pré-amplificateur avec une faible impédance d'entrée.

D'autres publications ont traité des problématiques liées au design et à la sécurité des antennes radiofréquence, que ce soit les antennes endocavitaires (95) ou encore sur la possibilité d'utiliser

des endoprothèses artérielles (ou *stents*) comme antennes (96), les *stents* traditionnels agissant en effet comme une cage de Faraday à l'endroit de leur implantation et rendant impossible d'imager les tissus se trouvant à l'intérieur.

Dispositifs médicaux en IRM

Après avoir étudié le couplage d'antennes se pose la question de l'ajout d'un dispositif médical implanté dans un tel système multi-antennes. Si quelques dispositifs médicaux labellisés *MR-conditional* sont considérés sûrs avec des antennes de surface en réception seule sans restriction de position ou avec des antennes de surface en émission/réception suffisamment loin de la zone d'implantation (97), les tests de compatibilité, les méthodes et les seuils choisis pour arriver à cette conclusion ne sont pas dévoilés par les fabricants. Pourtant, de telles situations devraient idéalement faire partie intégrante des normes de compatibilité IRM pour les dispositifs médicaux de manière à pouvoir couvrir davantage de situations, notamment par rapport aux échauffements induits par radiofréquence.

La littérature à ce sujet comporte une publication d'Angelone *et al.* (98) développant une étude en simulation calculant le SAR à proximité d'électrodes EEG (Electro-EncéphaloGramme) dans un modèle de tête humaine, en utilisant pour la transmission une antenne en cage d'oiseau puis une antenne de surface simple. Cette publication, se concluant sur une augmentation relative de SAR plus importante en présence de l'antenne en cage d'oiseau qu'en présence de l'antenne de surface, présente des limitations au regard de la problématique soulevée : d'une part il s'agit uniquement d'une étude numérique sans validation expérimentale, et d'autre part cette étude n'implique pas la présence des deux antennes en même temps.

Enfin, Park *et al.* (22) se sont particulièrement intéressés aux échauffements de câbles insérés dans un fantôme en introduisant la notion de fonction de transfert déjà abordée dans la partie III (Chapitre I, p. 76). Cette fonction de transfert lie le champ électrique tangent en chaque point le long du câble au champ électrique résultant au niveau de l'électrode : ainsi, le champ électrique diffus observé au niveau de l'électrode métallique en contact avec les tissus environnants est directement dépendant du champ électrique tangent appliqué sur le chemin du câble, et donc de son environnement. Le SAR étant lui-même intrinsèquement lié au champ électrique, la fonction de transfert d'un câble permet, en connaissant le champ électrique incident et après détermination expérimentale d'un facteur de calibration, de connaître les échauffements induits à son extrémité.

Analyse

Au vu de toute la littérature, l'hypothèse que l'on peut avancer est que la présence d'une antenne de surface découplée de l'antenne en cage d'oiseau lors de la transmission va modifier le champ électrique environnant vu par l'implant, ce qui influera sur les échauffements à l'extrémité de celui-ci. Dans l'optique de vérifier cette possibilité et évaluer l'impact d'une antenne de surface sur les échauffements d'un dispositif implanté simplifié, il est nécessaire de réaliser une étude expérimentale et numérique : l'antenne choisie pour l'émission est une antenne en cage d'oiseau 1.5 T et l'antenne de réception est une antenne de surface sous forme d'une boucle simple.

L'implant simplifié, quant à lui, est un câble dénudé aux deux extrémités (dit « *uncapped* », de façon semblable aux câbles simples décrits dans la partie III de ce manuscrit).

1.2 Approche choisie

L'approche adoptée consiste en deux séries d'expériences : la première avec une antenne en cage d'oiseau, dont les mesures seront confrontées à des résultats obtenus en simulation numérique, la seconde en environnement IRM clinique.

1.2.1 Propriétés de l'antenne en cage d'oiseau et de l'antenne simple

Pour réaliser une étude expérimentale et numérique sur les températures induites à l'extrémité d'implants simplifiés, la nécessité d'avoir une connaissance optimale du système étudié a été mise en évidence dans la partie précédente, que ce soit pour le modèle d'implant étudié, les propriétés exactes du fantôme pendant les expériences (comme par exemple sa conductivité électrique) ou encore les caractéristiques géométriques de l'antenne en cage d'oiseau elle-même. En effet, comme vu dans les parties II et III de ce manuscrit les interactions entre deux objets métalliques en IRM sont complexes et sujettes à des variations importantes en modifiant certains paramètres : par exemple, au sein même d'une prothèse les variations géométriques de chaque partie peuvent engendrer des variations de SAR, et dans le cas de câbles simples, la permittivité relative de l'isolant de ces câbles ou leur position relative a également un impact sur les échauffements induits par radiofréquence.

L'utilisation d'une antenne en cage d'oiseau caractérisée permet donc d'éliminer une potentielle source d'erreur et de minimiser les erreurs dues aux approximations faites sur le modèle. De plus, considérer l'antenne radiofréquence seule permet également de se rapprocher au plus près de la simulation où seule l'antenne est modélisée et où le reste de la machine IRM (bobines de gradients, électronique) n'est pas représentée. Par ailleurs, il s'agit ici d'étudier les interactions entre plusieurs éléments : antenne en cage d'oiseau, implant métallique et enfin antenne de surface simple. Tout comme l'antenne en cage d'oiseau, cette dernière nécessite également d'être suffisamment bien connue et caractérisée pour minimiser les erreurs entre simulation et expériences. Le fait de concevoir et d'utiliser une antenne de surface simple permet de remplir au mieux cette condition.

Cette étude requiert donc un système d'antennes bien caractérisé : pour répondre à ce besoin, il est nécessaire tout d'abord de construire l'antenne boucle simple, ce qui sera fait à l'Université du Minnesota (Minneapolis, MN, États-Unis), où se trouve l'antenne en cage d'oiseau 1.5 T fabriquée par le Pr. J. Thomas Vaughan (et donc avec des dimensions et caractéristiques par conséquent bien connues), qui sera utilisée pour la transmission au sein du laboratoire de la société MR Safe Devices LLC (Burnsville, MN, USA). L'implant devant lui aussi être parfaitement connu, il sera fabriqué sur le même modèle que le câble « *uncapped* » fabriqué à partir du câble coaxial comme présenté dans la partie précédente.

La connaissance des caractéristiques du système expérimental permettra ensuite une reproduction aussi fidèle que possible en simulation, toujours dans le but de valider les observations dans un premier temps puis d'aller plus loin pour mieux comprendre les phénomènes observés expérimentalement.

1.2.2 Tests en environnement IRM

En se plaçant dans un environnement clinique de façon à vérifier si les échauffements suivent des tendances similaires à celles obtenues avec l'antenne en cage d'oiseau seule, des mesures de température en configurations identiques seront effectuées au sein d'une machine IRM 1.5 T, sur l'imageur MAGNETOM Avanto Fit (Siemens, Erlangen, Allemagne) du CHRU de Nancy. Dans ce but, une nouvelle antenne boucle sera fabriquée sur le modèle de celle créée et utilisée à l'Université du Minnesota.

Les échauffements seront également évalués avec l'antenne en cage d'oiseau en émission de l'imageur IRM et une antenne cardiaque comme antenne de surface réceptrice.

*
**

Les résultats obtenus dans cette partie ont fait l'objet d'un poster et d'une communication orale à la conférence internationale suivante :

- ISMRM Workshop on Ensuring RF Safety in MRI: Current Practices & Future Directions. McLean, VA, USA, Septembre-Octobre 2017

Kabil J. *et al.*, *Influence of a surface coil in the RF-induced heating on a simplified implanted lead: a numerical and experimental study.*

Chapitre 2

Étude multi-antennes expérimentale et numérique

Dans ce chapitre, les résultats expérimentaux et numériques obtenus en laboratoire pour un système {antenne cage d'oiseau, implant simplifié, antenne de surface} sont présentés. Les résultats d'expérience et de simulation sont confrontés pour en dégager les similitudes entre différentes configurations. Il en ressort que pour l'étude faite en laboratoire avec antenne en cage d'oiseau, la présence de l'antenne de surface a un impact significatif sur l'échauffement à l'extrémité de l'implant simplifié.

2.1 Mesures de température

Dans ce chapitre, les mesures de température seront effectuées dans une antenne en cage d'oiseau 1.5 T.

2.1.1 Antenne en cage d'oiseau, antenne boucle et implant

Pour cette étude en laboratoire, une antenne en cage d'oiseau à 65.631 MHz développée à l'Université du Minnesota a été utilisée dans les laboratoires de la société de test de compatibilité IRM MR Safe Devices, LLC (Burnsville, MN, USA) (Figure 2.1).

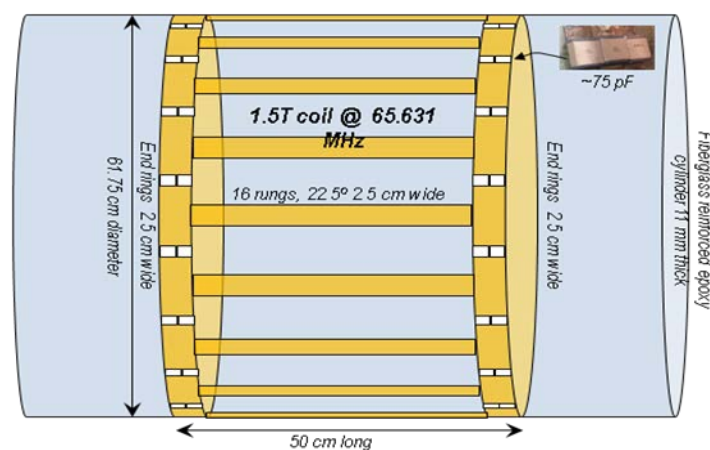


FIGURE 2.1 - Schéma de l'antenne en cage d'oiseau utilisée en laboratoire. *Conception et fabrication de l'antenne : J.T. Vaughan, MR Safe Devices, LLC. Schéma reproduit avec l'autorisation de A. B. Lemaire, M.R. Safe Devices, LLC.*

Cette antenne alimentée en quadrature présente l'avantage d'avoir des dimensions connues, ce qui permet une reproduction fidèle en simulation (Table 2.1), et également de s'affranchir de toute interférence qui serait liée à la présence des autres éléments d'une machine IRM comme les bobines de gradient.

Diamètre de l'antenne	Diamètre du blindage	Longueur du blindage	Longueur de l'antenne	Largeur des « legs »	Largeur des anneaux
61,8 cm	67,9 cm	122,9 cm	49,8 cm	2,5 cm	2,5 cm

TABLE 2.1 - Dimension de l'antenne en cage d'oiseau utilisée en laboratoire.

Le signal de 65 MHz était produit par un générateur d'onde entretenue (« *Continuous Wave* » ou *CW*) 83620B-H80 (Hewlett Packard, Santa Clara, CA, Etats-Unis), pour être ensuite amplifié par un amplificateur de puissance (ENI 5100L MRI Power Amplifier, ENI, Rochester, NY, USA) et enfin délivré en quadrature grâce à un diviseur de puissance (ou « *power splitter* ») avec un déphasage de 90° à l'antenne en cage d'oiseau (Figure 2.2).

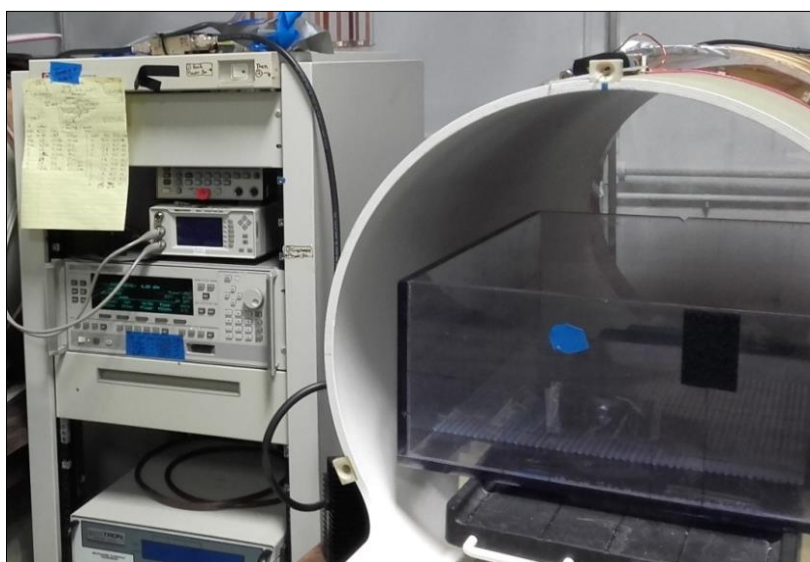


FIGURE 2.2 - Antenne en cage d'oiseau 1.5 T - 65 MHz et son système d'alimentation. *Conception et fabrication de l'antenne : J.T. Vaughan, MR Safe Devices, LLC. Photographie : A. B. Lemaire, M.R. Safe Devices, LLC.*

L'antenne boucle de 8 cm de diamètre a été fabriquée avec le concours du Dr. Gregor Adriany de l'Université du Minnesota, à l'aide d'un câble connecté à un circuit d'accordage et d'ajustement (ou *tuning* et *matching*) à capacités variables lui-même connecté à un câble coaxial. L'antenne boucle a ensuite été fixée sur un support en acrylique transparent de 5.6 mm d'épaisseur, 8.6 cm de large et 12.7 cm de long (Figure 2.3).



FIGURE 2.3 - Antenne boucle avec circuit de *tuning* et *matching* fixée sur son support.

L'extrémité du câble de l'antenne boucle était connecté à une charge de 50Ω pour représenter la connexion qu'il y aurait en réalité entre l'antenne de surface et le système IRM.

Comme abordé en introduction de cette partie, durant la transmission en IRM l'antenne en cage d'oiseau émet les ondes électromagnétiques radiofréquences à la fréquence de Larmor et l'antenne de surface voit quant à elle sa fréquence de résonance décalée et éloignée de cette fréquence particulière, grâce au système de *switchs* ou commutations. Ainsi, l'antenne de surface interfère le moins possible avec la transmission, et est ensuite à nouveau accordée à la fréquence de Larmor pour recevoir le signal.

Dans notre cas, l'antenne étant fabriquée à la main et disposant d'une place insuffisante sur le circuit pour y monter un tel circuit de commutation, l'antenne boucle de surface a été désaccordée en modifiant les valeurs des capacités variables du circuit de *tuning* et *matching* en observant le paramètre S_{11} grâce à un analyseur de réseau, déplaçant ainsi sa fréquence de résonance à 50 MHz (décalage maximum possible avec les capacités variables présentes sur le circuit). Il ne s'agit pas du désaccord optimal que l'on devrait obtenir avec un circuit comportant des *switchs* : cependant, ce décalage de 15 MHz par rapport à la fréquence de résonance de l'antenne en cage d'oiseau semble *a priori* suffisant pour que l'antenne de réception n'interfère pas avec l'émission, si l'on se réfère aux courbes de S_{11} que l'on peut obtenir pour l'antenne en cage d'oiseau d'une IRM clinique (99).

Enfin, l'implant simplifié a été fabriqué de la même manière que le câble « *uncapped* » fabriqué à partir d'un câble coaxial qui a été présenté dans la partie III (Chapitre 3, p.110). Il s'agissait donc d'un câble de 40 centimètres de long, dont le fil en acier cuivré recouvert d'argent était de 0.92 mm de diamètre et l'isolant en PTFE (Poly-Tétra-Fluoro-Ethylène ou encore Téflon) était de 2.97 millimètres de diamètre, dénudé à 5 millimètres de l'une des extrémités du câble (représentant ainsi l'électrode) et à 2 millimètres de l'autre extrémité.

2.1.2 Protocole expérimental

Le même fantôme ASTM (19) que celui présenté dans la partie précédente, à la différence près que celui-ci est sans tête, a été rempli de gel (également présenté dans cette partie) à 9 centimètres du fond du fantôme. L'implant simplifié a ensuite été placé au centre du fantôme le long de l'axe y (à 4.5 centimètres de la surface du gel), à 4.5 centimètres du bord gauche du fantôme et à 1 centimètre du bord inférieur du fantôme. Ces positions ont été choisies par rapport à une connaissance préalable de la distribution de champ électrique et donc des échauffements dans le fantôme.

Le câble a ensuite été maintenu en place à l'aide de supports en plastique emboîtables adaptés à ses dimensions. Ces mêmes supports ont permis le maintien de 8 sondes de températures (LUXTRON Fiber Optic Temperature Sensor, LumaSense Technologies, Santa Clara, CA, Etats-Unis) espacées de 5 millimètres, 4 étant placées radialement le long de l'électrode (jeu de sondes A) et 3 étant placées axialement à l'extrémité de celle-ci (jeu de sondes B, à l'exception de la sonde B-1 qui est placée loin de l'implant, dans le gel). Le schéma du protocole expérimental est visible en Figure 2.4.

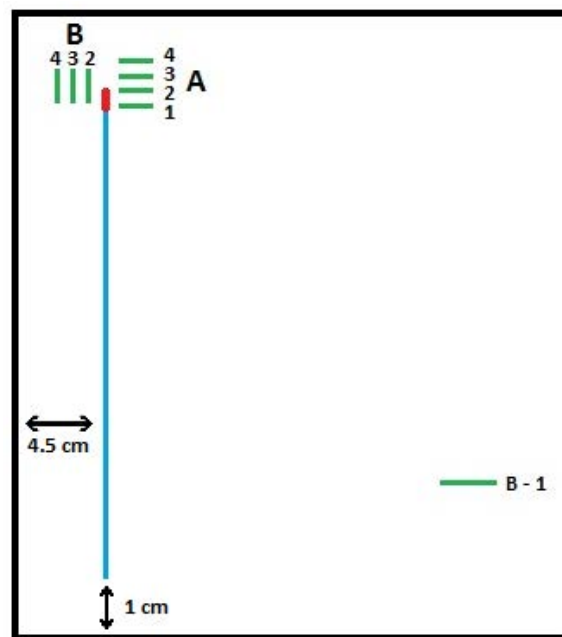


FIGURE 2.4 - Schéma du positionnement dans le fantôme ASTM. Le câble simplifié est représenté en bleu clair, son électrode simplifiée est représentée en rouge, et les deux jeux de sondes numérotés A et B sont représentés en vert.

Un film plastique a ensuite été placé sur tout le gel, de manière d'une part à éviter les transferts thermiques avec l'extérieur et à supporter l'antenne de surface boucle qui a été posée dessus dans les différentes positions lors de l'émission par l'antenne en cage d'oiseau (Figure 2.5 et 2.6).

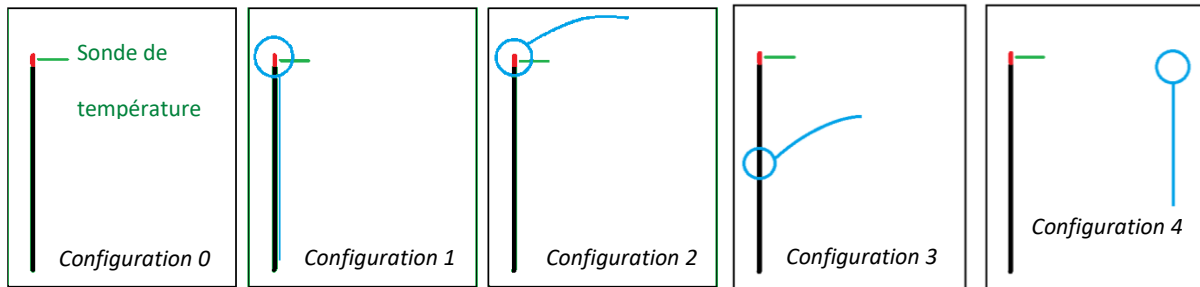


FIGURE 2.5 - Configurations avec l'antenne boucle (en bleu clair) positionnée à la surface du fantôme ASTM, avec la position de la sonde radiale numéro 2 indiquée en vert. L'électrode simplifiée à l'extrémité du câble est représentée en rouge. Dans la configuration 1, le câble de l'antenne boucle est droit et parallèle à l'implant simplifié dans le fantôme.

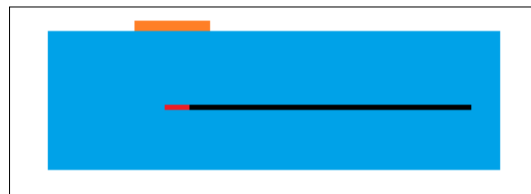


FIGURE 2.6 - Vue de côté du gel du fantôme ASTM, le câble étant placé à l'intérieur avec l'électrode simplifiée toujours représentée en rouge. L'antenne de surface simple, représentée en orange, est positionnée à la surface du gel sur le film plastique.

Durant la transmission sur 400 secondes, la température a été enregistrée par pas d'une seconde à l'aide des sondes de température à fibre optique ayant une précision de 0.1°C.

2.1.3 Résultats et discussion

Les températures relevées par les sondes de température placées radialement (jeu de sondes A) en configuration 1 sont reportées dans la Figure 2.7, et les températures relevées par les sondes de température placées axialement (jeu de sondes B), toujours dans la configuration 1, sont reportées dans la Figure 2.8.

On observe que c'est la sonde de température A2 qui relève les échauffements les plus importants, et que la sonde B1 relevant la température du gel loin de l'implant simplifié montre une élévation de température inférieure à 1°C sur la durée des 400 secondes.

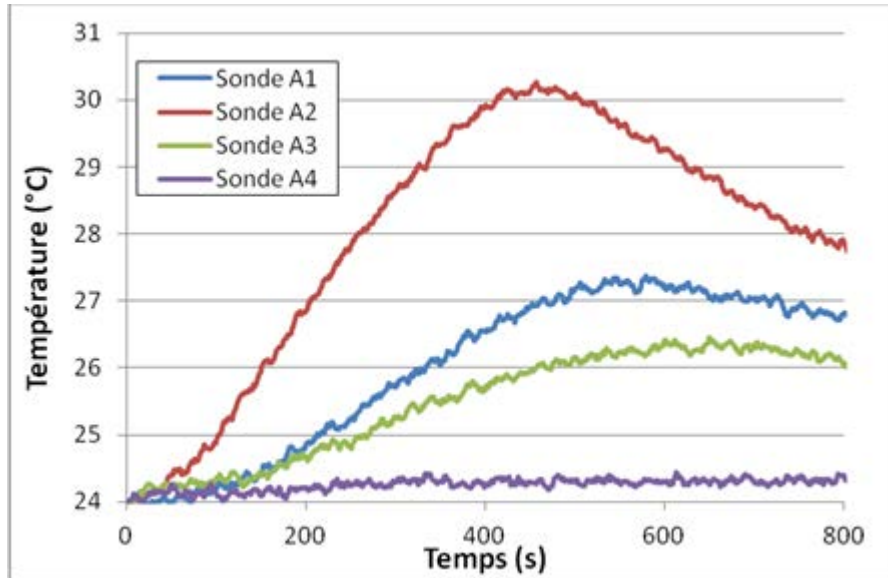


FIGURE 2.7 - Températures relevées dans la configuration 1 par le jeu de sondes A, placées radialement le long de l'électrode de l'implant simplifié.

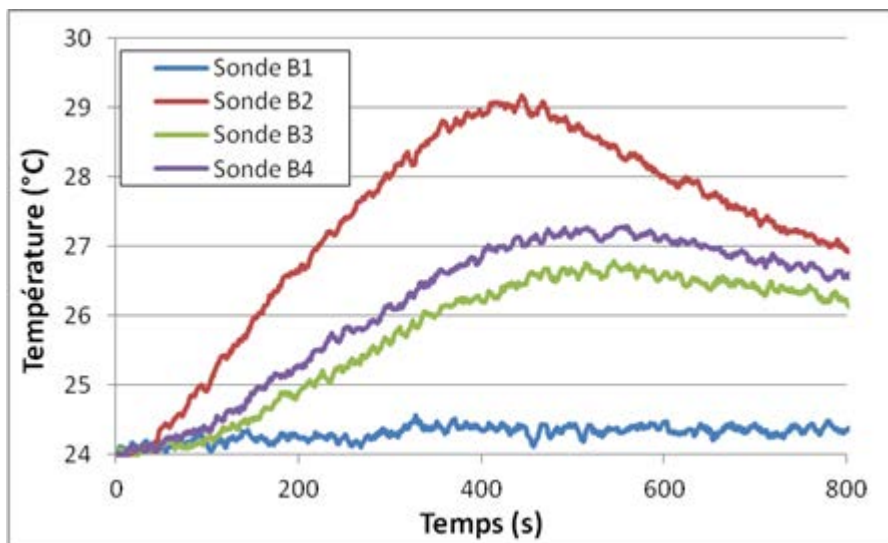


FIGURE 2.8 - Températures relevées dans la configuration 1 par le jeu de sondes B, placées axialement à l'extrémité de l'électrode de l'implant simplifié à l'exception de la sonde B1, placée loin de l'implant, dans le gel.

Pour étudier les différentes configurations, la sonde A2 (placée au centre de l'électrode le long de celle-ci) a été retenue : en effet, dans toutes les configurations dont les températures ont été relevées, il s'agit de la sonde qui présente les échauffements les plus importants et qui permet donc de bien distinguer chaque configuration.

Les résultats en température obtenus pour chacune des configurations sont synthétisés dans la Figure 2.9 :

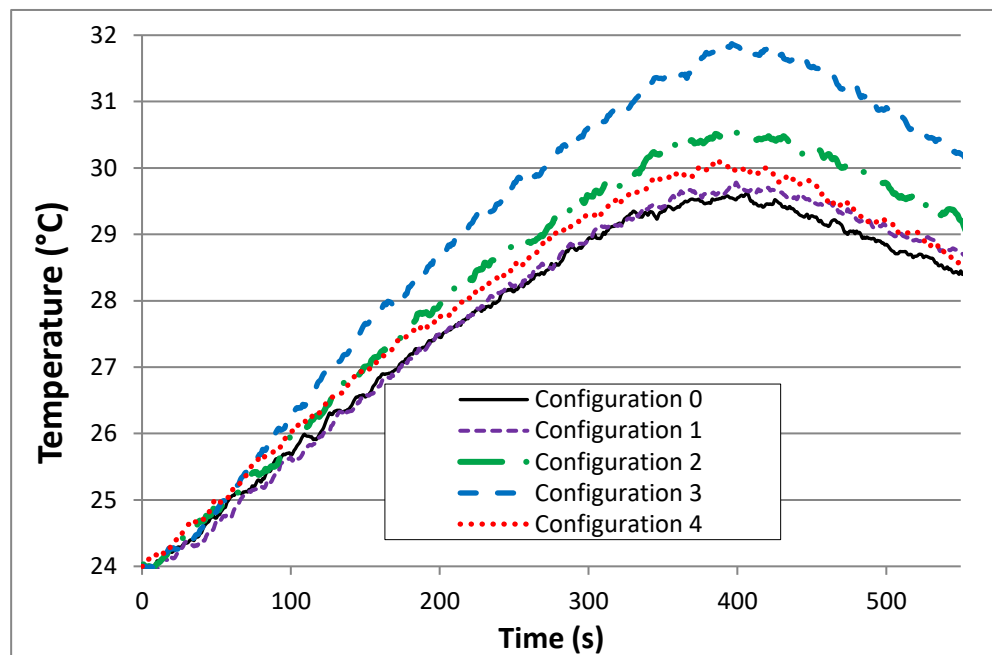


FIGURE 2.9 - Températures relevées dans toutes les configurations par la sonde A-2.

- On observe que la configuration de référence (la configuration 0, sans l'antenne de surface) montre l'échauffement le plus faible, tandis que la configuration 3, avec l'antenne de surface positionnée au-dessus du milieu du câble, produit l'échauffement le plus élevé avec une élévation de température de 44% par rapport à l'élévation de température observée dans la configuration de référence.
- Les autres configurations montrent un échauffement moindre par rapport à la configuration 0, mais permettent également de mettre en évidence l'impact de la position de l'antenne de surface sur l'échauffement induit à l'extrémité de l'implant simplifié.

Ainsi, ces résultats indiquent que la présence de l'antenne boucle et sa position à la surface du fantôme peut modifier les échauffements induits sur un dispositif médical en IRM.

Dans ce cas, comme introduit dans la littérature présentée dans le chapitre 1 de cette partie (p. 120), l'hypothèse que l'on peut faire ici est qu'en raison de la présence de l'antenne de surface le champ électrique vu par l'implant simplifié change, ce qui modifie notamment sa composante tangentielle et donc les échauffements résultants à l'extrémité du câble : la validation de cette hypothèse sera étudiée en simulation, au travers des courbes de champ électrique incident tangent le long du câble.

Par ailleurs, il est important que souligner que d'après Yeung *et al.* (21) et comme décrit dans la partie précédente de ce manuscrit, les effets liés à la distribution de phase du champ électrique incident tangent le long du câble peuvent conduire soit à une augmentation soit à une diminution de température par rapport à la configuration de référence (configuration 0).

Ces observations soulignent donc qu'il est nécessaire d'étudier et d'inclure ce genre de cas de figure dans les normes de compatibilité IRM pour les dispositifs médicaux. En effet, pour ces expériences et contrairement à celles réalisées dans la partie précédente sur le couplage de câbles, la sonde de température et l'implant simplifié considéré n'ont pas été déplacés entre deux mesures de température pour les différentes configurations : cela permet donc d'avoir une meilleure confiance dans les résultats, puisque le déplacement des objets dans le gel a été maintenu à un minimum.

Cependant, comme nous l'avons vu dans la partie III (Chapitre 2, p. 98), les mesures de température par sondes de température à fibre optique sont délicates à effectuer précisément, au vu de la taille de la surface sensible du capteur et de la flexibilité de la sonde. Des simulations numériques peuvent permettre de valider ces observations.

2.2 Simulations numériques en température

Dans cette partie, les simulations seront effectuées à l'aide du logiciel CST et du solveur fréquentiel pour les simulations électromagnétiques.

2.2.1 Modélisation de l'antenne en cage d'oiseau

Pour reproduire l'environnement expérimental, l'antenne en cage d'oiseau 1.5 T a dans un premier temps été modélisée suivant les dimensions données dans la partie 2.1.1.A. Deux ports ont été ajoutés pour alimenter l'antenne en quadrature, visibles en rouge dans la Figure 2.10. Les valeurs des capacités également visibles en bleu dans la Figure 2.10 ont été choisies de manière à obtenir une fréquence de résonance à 64 MHz.

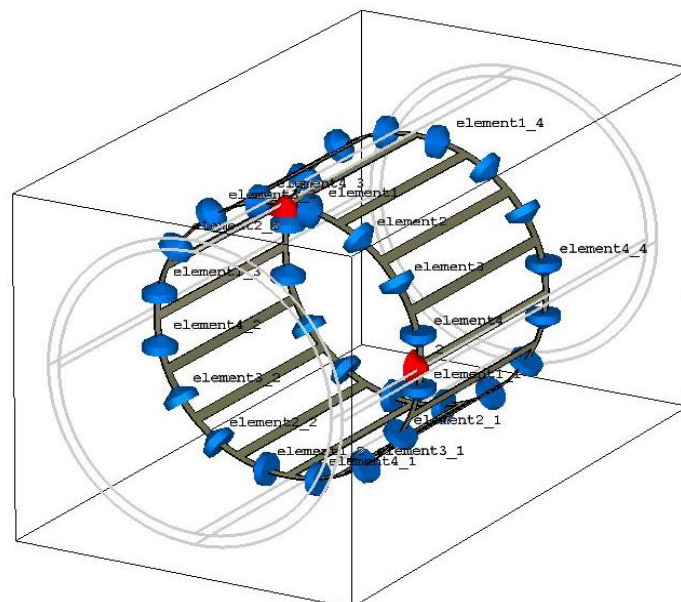


FIGURE 2.10 - Antenne en cage d'oiseau 1.5 T modélisée, avec en bleu sur les anneaux les capacités, et en rouge les ports d'alimentation.

Le fantôme ASTM sans tête a été dans un premier temps modélisé avec ses propriétés diélectriques et thermiques (19). Le champ électrique dans le fantôme vide (en coupe coronale au milieu du fantôme) est visible en Figure 2.11.

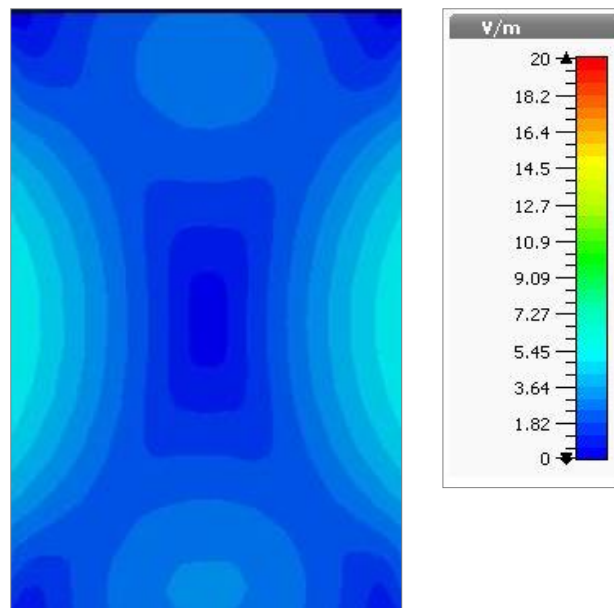


FIGURE 2.11 - Carte de champ E_{RMS} dans le fantôme en coupe axiale.

L'implant simplifié a été modélisé en conservant les paramètres géométriques des matériaux, en utilisant le matériau *PEC* pour le fil métallique, et le matériau Téfalon pour son isolant, et en dénudant le câble suivant les mêmes dimensions qu'en expérience. Il a ensuite été placé dans la même position que dans le protocole expérimental, en respectant les distances aux bords du fantôme et à sa surface (Figure 2.12).

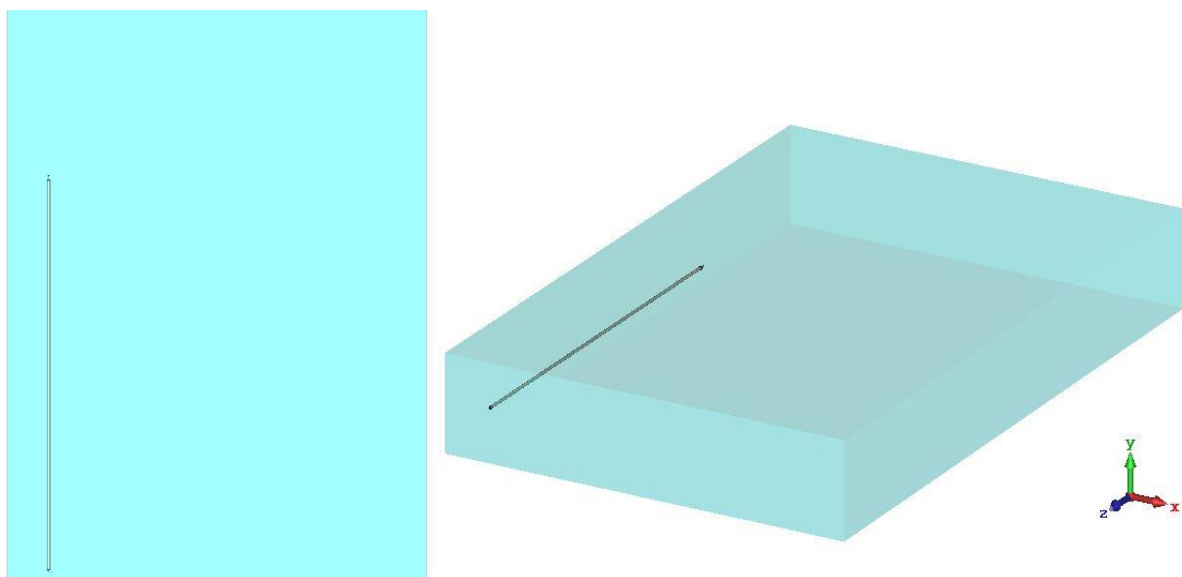


FIGURE 2.12 - Implant simplifié positionné dans le fantôme ASTM sans tête.

2.2.2 Modélisation de l'antenne boucle

L'antenne boucle a été modélisée par un anneau de 1 mm d'épaisseur et de 8 cm de diamètre, en matériau PEC (*Perfect Electrical Conductor* ou conducteur parfait), reposant sur son support en acrylique (Figure 2.13).

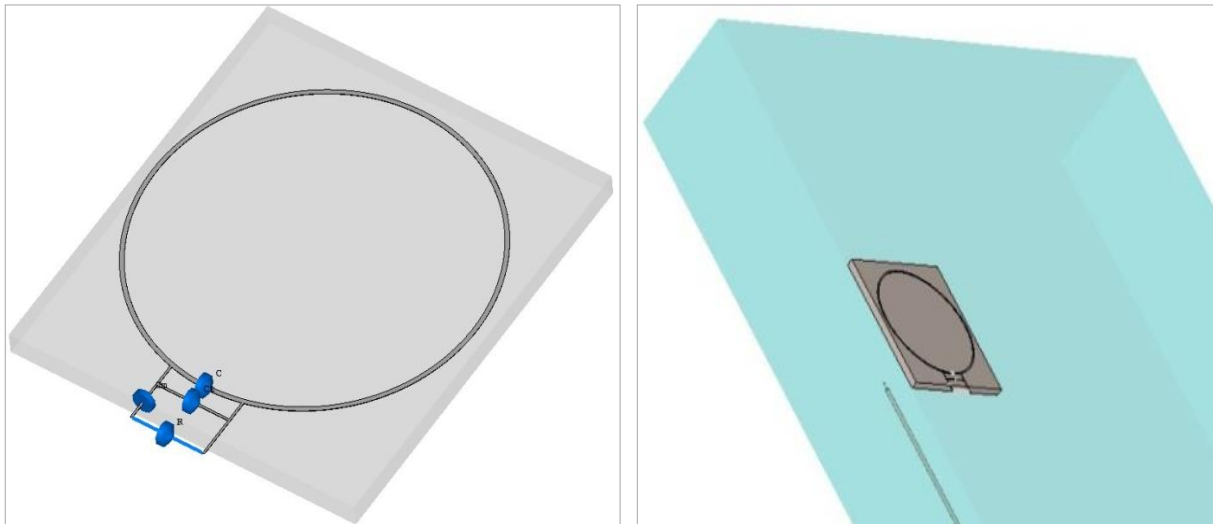


FIGURE 2.13 - A gauche : modélisation de l'antenne de surface avec le circuit de *tuning*, et la charge de 50 ohms. A droite : modélisation de l'implant simplifié dans le fantôme ASTM, avec l'antenne boucle modélisée et placée à sa surface.

Pour désaccorder l'antenne de surface, un circuit a été modélisé avec des éléments de circuits (ou *lumped elements*) sous forme de capacités apparentes en bleu sur la Figure 2.13. L'antenne connectée à une résistance de 50 ohms a ensuite été désaccordée par rapport à la fréquence de résonance de l'antenne en cage d'oiseau, à 50 MHz comme en expérience.

Chacune des configurations de la Figure 2.5 a ensuite été modélisée en déplaçant l'antenne boucle à la surface du fantôme. La configuration avec l'antenne boucle posée au niveau de l'électrode simplifiée a été considérée, en l'absence de câble lié à cette antenne, comme étant la configuration 2. En effet, dans cette configuration le câble de l'antenne est loin de l'implant simplifié dans le fantôme.

Dans un second temps, pour observer la variation de champ électrique incident et tangent au câble en fonction de la position de l'antenne de surface, des simulations ont été faites dans les mêmes configurations que précédemment mais cette fois-ci sans le câble : ensuite, le champ électrique tangent a été extrait en magnitude et en phase le long de l'axe où devrait par la suite se trouver le câble.

2.2.3 Paramètres de simulation

L'accélération GPU n'étant dans un premier temps pas disponible à l'Université Columbia (en raison de contraintes pratiquées liées à la station de travail avec cartes graphiques dédiées), le solveur temporel aurait représenté un temps de simulation trop important ; le solveur fréquentiel, adapté aux systèmes résonants, a donc été adopté. Par ailleurs, ce solveur correspond bien au

problème considéré : en effet, la différence de dimensions entre le câble, le fantôme et l'antenne en cage d'oiseau ainsi que les géométries circulaires présentes bénéficient du maillage tétraédrique disponible dans le domaine fréquentiel (car suivant mieux les formes géométriques qu'un maillage hexaédrique). Ensuite, la fonctionnalité de maillage adaptatif permet de raffiner automatiquement le maillage dans les zones qui le nécessitent, garantissant un compromis temps/précision optimal pour les calculs.

Une co-simulation électromagnétique et thermique a été adoptée pour chacune des configurations, les résultats de la simulation électromagnétique en termes de pertes thermiques étant automatiquement fournis au solveur thermique. Un moniteur de température ponctuel a été placé au niveau du milieu de l'électrode de l'implant simplifié (Figure 2.14), pour relever la température durant 400 secondes approximativement à la même position que la sonde de température A-2 en expérience.

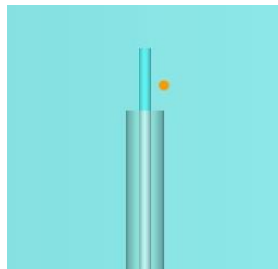


FIGURE 2.14 - Electrode de l'implant simplifié dans le fantôme avec l'emplacement du moniteur de température représenté par le point orange (situé au même niveau vertical que l'implant).

Le temps de simulation électromagnétique était de l'ordre d'une heure pour chaque configuration, et le temps de simulation thermique était de l'ordre de 45 minutes pour chacune.

2.2.4 Résultats et discussion

Les résultats obtenus en simulation en termes d'élévation de température à l'extrémité de l'implant simplifié dans chaque configuration sont reportés dans la Figure 2.15.

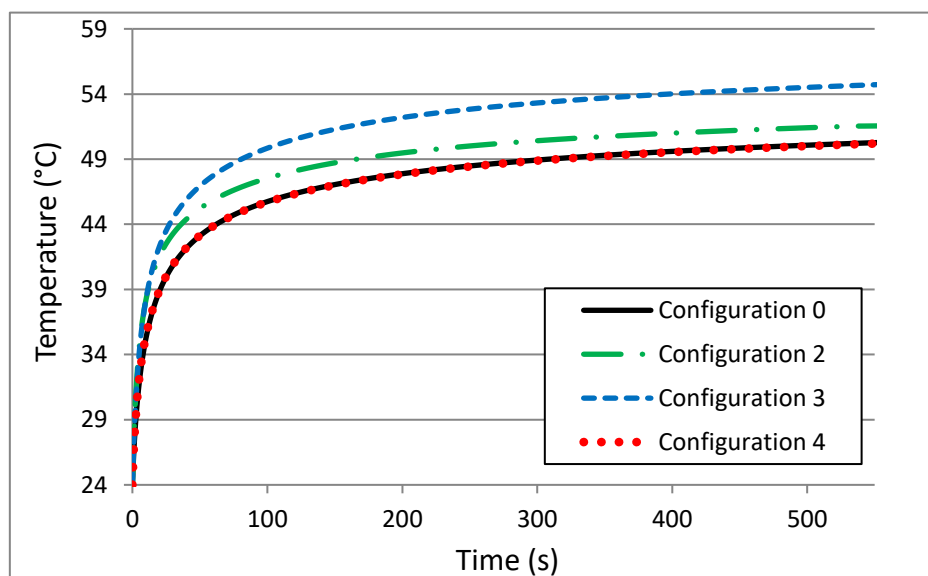


FIGURE 2.15 - Températures relevées dans toutes les configurations au niveau du moniteur de température placé le long de l'électrode.

Ces résultats indiquent que la configuration 0 et la configuration 4 montrent les échauffements les plus faibles. L'élévation de température la plus importante est observée en configuration 3 (avec l'antenne de surface située au milieu de l'implant simplifié), avec une élévation de température de 19% par rapport à l'échauffement observé en configuration de référence.

On observe ainsi une influence significative de la présence de l'antenne de surface sur l'échauffement induit à l'extrémité de l'implant simplifié.

Dans le but d'estimer l'influence de la présence et de la position de l'antenne de surface sur le champ électrique incident, des simulations ont été effectuées dans le fantôme vide dans chaque configuration. Les résultats en termes de champ incident tangent le long du chemin que suivrait le câble dans le fantôme vide ont été extraits (Figure 2.16) :

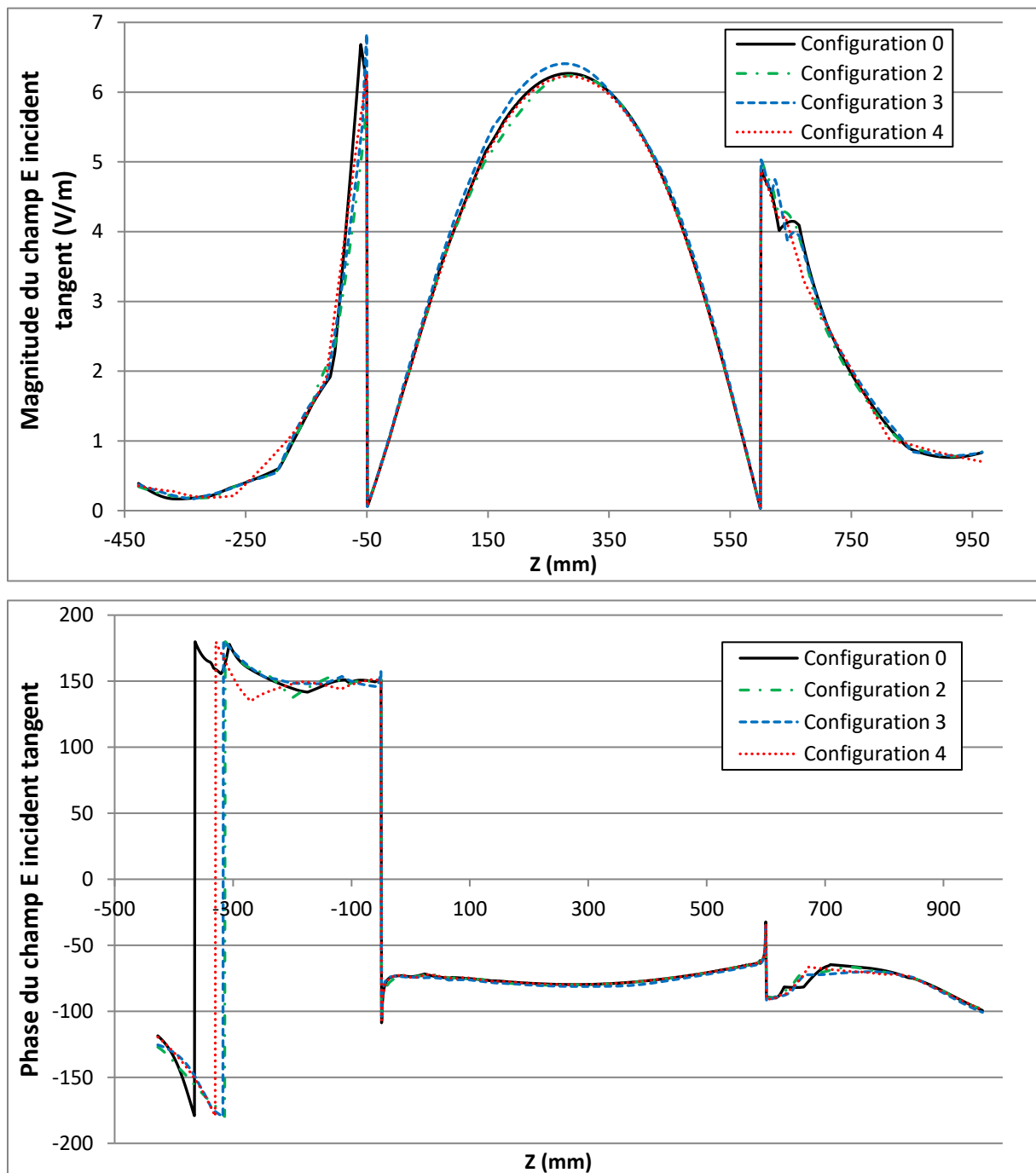


FIGURE 2.16 - Magnitude (haut) et phase (bas) du champ électrique incident tangent au câble dans le fantôme ASTM vide. Le chemin suivi par le câble est compris entre 190 mm et 590 mm.

- Les différences en termes de phase entre les différentes configurations sont pratiquement inexistantes le long du chemin suivi par le câble dans le fantôme. En termes de magnitude, on observe un écart maximal entre la configuration 0 (configuration de référence) et la configuration 3 de 0.3 V/m (soit 7% de la magnitude du champ obtenu au même point en configuration 0). Cependant, l'élévation de température est liée au carré de la composante tangentielle du champ électrique incident : ainsi, cette variation de magnitude donne lieu à une variation de 14% au niveau de la température, à mettre en relation avec les 19% d'écart observés en simulation.
- La phase étant identique le long du chemin suivi par le câble entre les différentes configurations variant la position de l'antenne de surface, il est ainsi possible d'estimer la variation de température (relativement entre les configurations) à partir des variations de la norme de la composante tangentielle du champ électrique incident. Comme décrit en introduction et dans la partie précédente, la connaissance des propriétés du champ électrique incident tangent le long du chemin du câble permet ici d'avoir une estimation des différences d'échauffements générées.
- Enfin, en observant le courant électrique dans les deux antennes (antenne en cage d'oiseau et antenne boucle), on constate que le courant circulant dans l'antenne en cage d'oiseau est bien supérieur à celui circulant dans l'antenne boucle (Figure 2.17). Cependant, les courants dans l'antenne boucle ne sont pas nuls : il n'est donc pas exclu que l'antenne boucle rayonne tout de même et contribue également, en plus du support plastique, à perturber le champ électromagnétique dans le fantôme.

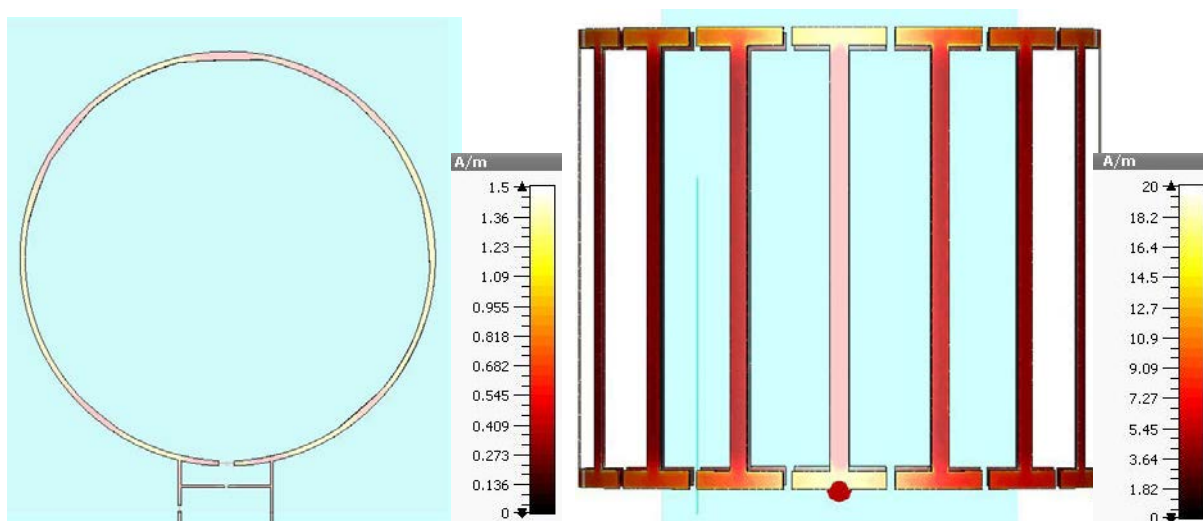


FIGURE 2.17 - Densité surfacique de courant dans l'antenne boucle (à gauche) et dans l'antenne en cage d'oiseau (à droite).

Pour le vérifier, nous avons extrait la carte de champ E_{RMS} , qui indique que tel est bien le cas (Figure 2.18) :

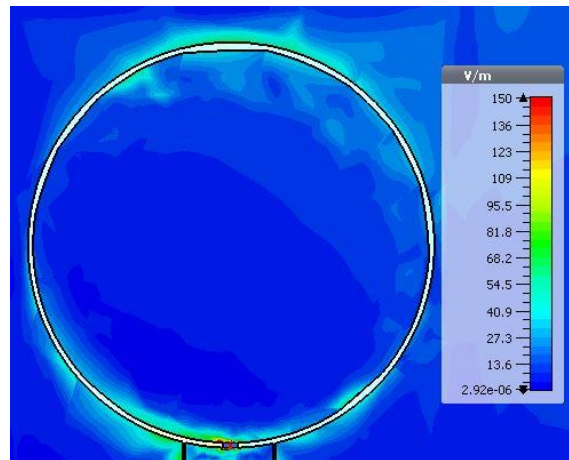


FIGURE 2.18 - Champ électrique RMS au voisinage de l'antenne boucle.

Ainsi, il semble que la perturbation du champ électrique incident dans le fantôme résulte d'une part de la présence physique même de l'antenne boucle et de son support, et d'autre part d'une contribution générée par le courant (si faible soit-il) dans l'antenne. En condition réelles un désaccord plus efficace serait de mise pour annuler totalement le courant dans l'antenne boucle.

Cependant, ce cas de figure reste très intéressant à étudier. En effet, un problème actuel en IRM clinique est que les dysfonctionnements d'éléments d'antenne de surface au sein d'un réseau d'antennes ne sont pas immédiatement détectés : il faut que l'antenne présente un dysfonctionnement majeur nécessitant l'intervention de la maintenance pour que le problème soit découvert. Entre-temps, il est possible qu'un ou plusieurs éléments d'antenne aient vu leur fréquence de résonance modifiée et ainsi qu'ils se trouvent accordés proche de la fréquence de résonance de l'IRM lors de la transmission. Un phénomène d'inductance mutuelle entre antenne et implant peut alors apparaître : il pourrait donc résulter d'un élément d'antenne de surface un champ électromagnétique se superposant à celui existant, pouvant potentiellement induire des échauffements importants à l'extrémité d'un dispositif médical implanté.

2.3 Comparaison entre expériences et simulation

- Expériences et simulations montrent une même tendance entre les différentes configurations, avec un échauffement minimal dans la configuration de référence (configuration 0, sans antenne de surface) et un échauffement maximal avec l'antenne de surface positionnée au milieu de l'implant simplifié.
- Cela tend à valider les observations faites, et indique que la simulation rend compte des résultats relatifs expérimentaux. Les différences en termes de températures absolues peuvent être liées au caractère parfait des matériaux et des connexions en simulations, alors que dans la réalité les soudures et les matériaux non-conducteurs parfaits peuvent engendrer des pertes au niveau de la transmission par l'antenne en cage d'oiseau. Par ailleurs, l'absence de câble connecté à l'antenne simple peut également être source de différences par rapport aux températures relevées expérimentalement.

- D'autre part, comme dit précédemment le positionnement expérimental des sondes de température n'est pas très précis : le moniteur de température ponctuel utilisé en simulation peut ne pas être positionné à l'endroit exact où sont relevées les températures en expériences ce qui peut donc à nouveau être une source de différences. Une répétition des mesures serait donc souhaitée pour pouvoir conclure définitivement sur les résultats obtenus.

Cette étude sur câble simplifié avec antenne en cage d'oiseau seule en transmission a donc montré que la présence d'une antenne de surface simple peut modifier la température dans le fantôme à l'extrémité de l'implant simplifié, variant en fonction de la position de l'antenne à la surface du fantôme. On remarquera que la configuration où l'antenne de surface est située loin du dispositif ne montre pas un changement majeur par rapport à la configuration sans antenne de surface : cela semble cohérent avec les guides d'utilisation de fabricants de dispositifs médicaux évoqués en introduction de cette partie. Ces phénomènes pourraient donc être intégrés aux normes destinées aux fabricants de dispositifs implantables compatibles IRM en prenant en compte la géométrie de l'implant et de l'antenne de surface, mais également leurs positions relatives l'un par rapport à l'autre.

Pour vérifier l'occurrence de phénomènes similaires dans un contexte se rapprochant davantage d'un environnement clinique, nous avons répété le même type de mesures dans une machine IRM 1.5 T, en utilisant le même câble simple.

Chapitre 3

Étude multi-antennes en environnement IRM

Le protocole expérimental ainsi que les mesures de températures sur câble simple obtenues en environnement IRM avec antenne de surface simple et antenne cardiaque sont ici présentés. Si les différences entre les configurations avec antenne simple sont moins marquées que lors de l'étude en laboratoire, l'antenne cardiaque clinique semble avoir plus d'impact, probablement à cause de sa taille plus importante qui peut d'autant plus modifier le champ électrique tangent au câble.

3.1 Protocole expérimental

3.1.1 IRM et séquence

Dans ce chapitre, les mesures seront réalisées suivant le protocole expérimental décrit dans le chapitre 2 de la partie III, à la différence près que l'imageur IRM utilisé est une machine IRM 1.5T MAGNETOM Avanto Fit (Siemens, Erlangen, Allemagne) toujours au CHRU de Nancy, et que les paramètres de la séquence d'échauffement utilisée ont été modifiés comme reporté dans la Table 3.1. Cette séquence a été conçue à partir d'une séquence de calorimétrie préexistante : en effet, il était souhaitable d'avoir des échauffements suffisants pour pouvoir distinguer les échauffements entre les différentes configurations, sur un temps similaire à celui des mesures effectuées à l'Université du Minnesota, mais sans toutefois que ces échauffements ne soient trop importants pour des raisons pratiques (étant donné qu'un échauffement plus important du gel ASTM induira un temps de redescende de la température puis de stabilisation plus important). Comme il était utile de refaire au moins certaines mesures plusieurs fois, un compromis a donc été trouvé en ce sens en jouant sur le temps de répétition (TR) et en interrompant la séquence IRM 400 secondes après son commencement.

Paramètres de la séquence IRM	
Machine IRM	Siemens Avanto Fit
Champ statique	1.5 T
Antenne émettrice	Antenne en cage d'oiseau
Type de séquence	Turbo Spin Echo (TSE)
Plan d'imagerie	Axial
TE	115 ms
TR	3500 ms
Angle de bascule	169°
Longueur du train d'écho	32
Epaisseur de coupe	4 mm
Espacement entre les coupes	6 mm
Nombre de coupes	6
Résolution	64 x 64

TABLE 3.1 - Paramètres de la séquence IRM utilisée pour générer des échauffements radiofréquence via l'antenne en cage d'oiseau.

3.1.2 Antenne de surface et implant simples

Pour réaliser ces expériences dans la machine IRM 1.5 T, il a tout d'abord fallu recréer l'antenne boucle : une antenne de surface simple similaire à celle utilisée pour les expériences précédentes a donc été réalisée par le Dr. Sarra Aissani, post-doctorante au laboratoire IADI. De la même manière que précédemment, cette antenne a été conçue à partir d'un câble fixé en forme de boucle sur un support en acrylique de mêmes dimensions que précédemment, et connecté à un circuit de *tuning* et de *matching* (Figure 3.1), avec des capacités variables permettant de désaccorder l'antenne pour respecter les conditions expérimentales, avec l'aide d'un analyseur de réseau. A nouveau, le câble de l'antenne a été connecté à une charge de 50 ohms.



FIGURE 3.1 - Antenne de surface simple fabriquée au laboratoire IADI.

Le même implant simplifié a été fabriqué à partir du même type de câble coaxial de 40 centimètres de long, et placé sur le même type de support en plastique imprimé en 3D que dans la partie III, comme visible sur la Figure 3.2 à gauche.

L'implant simplifié a ensuite été positionné de façon à avoir la même distance relative aux bords du fantôme que pour les mesures de températures faites à l'université du Minnesota. Sur cette même figure on observe à droite les encoches présentes sur le support permettant de positionner la sonde de température à fibre optique au niveau du milieu de l'électrode.

Au cours des expériences, il s'est avéré que la fibre optique de la sonde de température utilisée présentait l'inconvénient de glisser dans la gaine protectrice (visible en orange sur la Figure 3.2). Ce problème a donc dans un premier temps compromis l'intégrité et la répétabilité des mesures qui ont été faites plusieurs fois : cependant, avec le concours de M. Damien Husson (responsable informatique du CIC-IT de Nancy) une solution de fixation fiable a été trouvée pour maintenir la fibre optique à l'intérieur de la gaine, assez loin pour ne pas modifier l'environnement autour du capteur sensible de la fibre et gêner les mesures. Cela a permis de s'assurer de la validité et de la répétabilité des mesures, en garantissant constant le point de mesure de température.

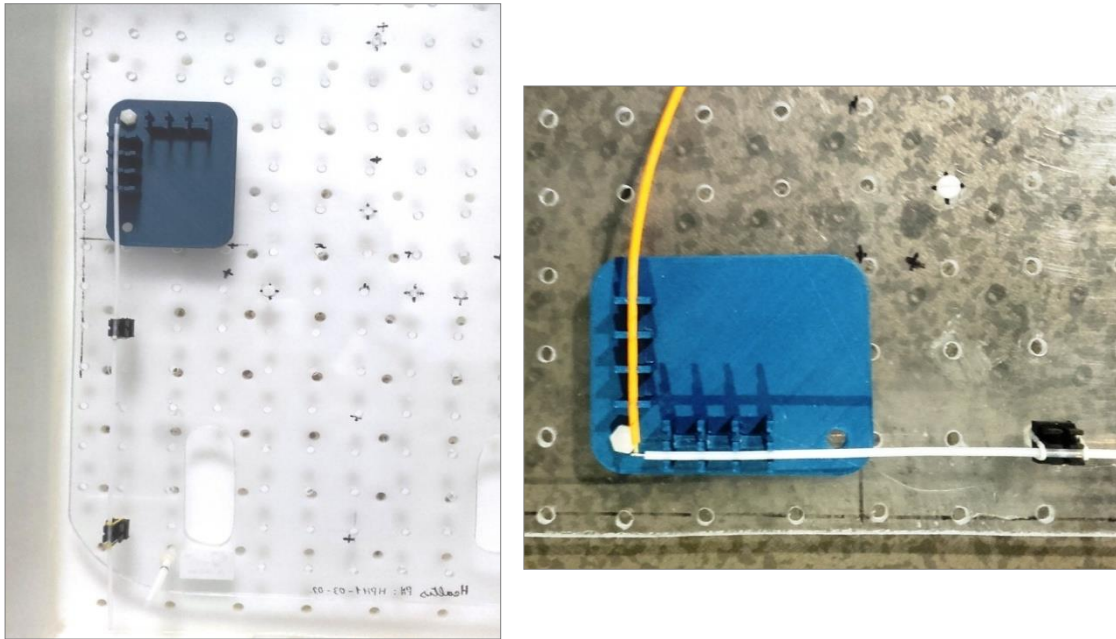


FIGURE 3.2 - A gauche : câble maintenu sur des supports en plastique imprimés en 3D, dans le fantôme ASTM vide. A droite : câble et sonde de température (visible en jaune/orange) positionnés sur le support en plastique.

3.1.3 Déroulement des mesures

Le câble et la sonde de température ont été placés dans le fantôme rempli de gel ASTM à la même position que dans les expériences réalisées dans le Minnesota.

La séquence décrite plus haut a été lancée pour chacune des positions de l'antenne de surface de la Figure 2.5, et en remplaçant également l'antenne boucle par une antenne cardiaque positionnée au-dessus du fantôme pour l'une des mesures. Les mesures sur la configuration 0 (sans antenne boucle) et la configuration 3 (avec l'antenne boucle située au milieu de l'implant simplifié) ont été répétées deux fois. Entre chaque mesure, la constance de la position de l'implant simplifié et de la sonde de température a été vérifiée en minimisant les risques de déplacement lors de l'observation grâce à l'utilisation d'un grand verre à fond plat, permettant d'écarter le gel sur une petite surface tout en visualisant les objets se trouvant en dessous de celui-ci.

La température a été relevée en temps réel pendant les 400 secondes pour chaque configuration, avec un pas d'une seconde.

3.2 Résultats et discussion

Les résultats sont relevés dans la Figure 3.3. L'élévation de température est reportée pour chacune des configurations avec antenne simple ainsi que la configuration avec antenne cardiaque, sur 400 secondes.

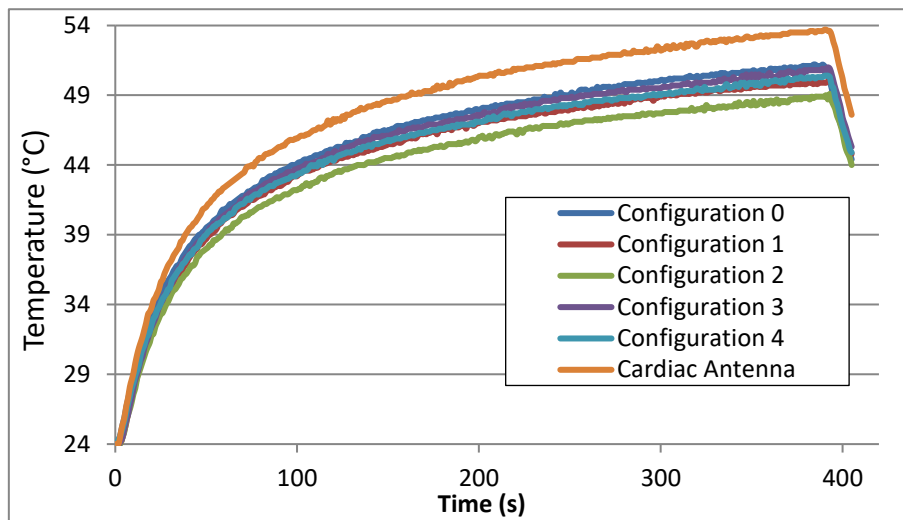


FIGURE 3.3 - Température relevée à l'extrémité de l'implant simplifié dans les 5 différentes configurations avec l'antenne boucle, puis avec l'antenne cardiaque surplombant le fantôme.

Les résultats de mesures de température répétées sur les configurations 0 et 3 sont reportés dans la Figure 3.4 :

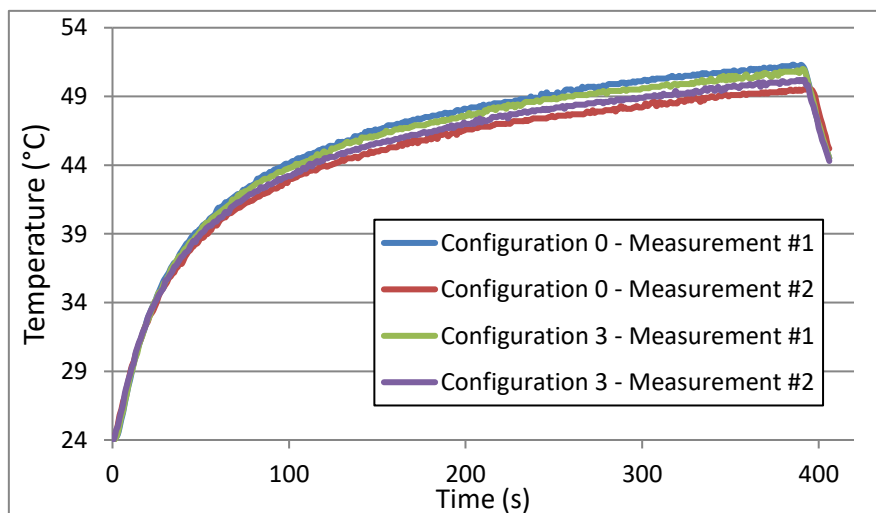


FIGURE 3.4 - Température relevée à l'extrémité de l'implant simplifié pour les deux jeux de mesures répétées en configuration 0 et en configuration 3.

Pour ces deux figures, la température à l'instant $t = 0$ s a été ramenée à 24 °C pour chaque mesure dans un souci de faciliter la comparaison visuelle des résultats entre les différentes configurations.

- Tout d'abord, la Figure 3.3 montre des échauffements similaires entre les différentes configurations avec antenne boucle : en effet, l'écart de température maximal (observé entre la configuration 0 et la configuration 2) est de seulement 2°C, ce qui est peu au regard de l'échauffement initial pour la configuration sans antenne boucle qui est de 51°C et qui représente ainsi une différence de 4%. Ce résultat, mis en parallèle avec les mesures obtenues sur antenne en cage d'oiseau seule au Minnesota, indique une première dissemblance.
- Ensuite, les différentes configurations ne sont pas aussi distinctes que précédemment : les erreurs de positionnement ayant été minimisées au maximum grâce au maintien en place de la fibre optique de la sonde de température, se pose la question de l'impact réel de l'antenne boucle.
- Grâce aux mesures répétées deux fois de la configuration 0 et de la configuration 3 visibles sur la figure 3.4, on constate que les mesures en configuration 0 révèlent à l'issue de la séquence une température tantôt supérieure (Mesure numéro 1) tantôt inférieure (Mesure numéro 2) aux mesures réalisées en configuration 3, avec un écart maximal de 1.8°C.
- Ainsi, même si les résultats des mesures en configuration 3 sont quant à eux plus similaires entre eux, présentant un écart maximal de 0.7 °C, l'erreur observée entre deux mesures sans antenne boucle est du même ordre de grandeur que les écarts observés entre les températures maximales relevées pour différentes configurations.

Une possible explication peut être que malgré l'attention apportée au fait de ne pas déplacer la sonde de température entre deux mesures, il n'est pas impossible que celle-ci se soit déplacée même d'un millimètre : en effet, la première mesure en configuration 0 a été faite au tout début de la vacation IRM, tandis que la seconde mesure dans cette même configuration a été réalisée à la fin, après que toutes les autres configurations aient été faites. En revanche, les mesures pour la configuration 3 ont été plus rapprochées. Il est donc possible que le déplacement de la sonde de température ait été plus important entre les mesures 1 et 2 pour la configuration 0 qu'entre les deux mesures faites pour la configuration 3, et que même moins d'un millimètre de différence a pu suffire à enregistrer des températures différentes. La surface sensible de 0.4 mm², relativement petite au regard des dimensions de l'implant simplifié, fait que tout déplacement même léger peut avoir un impact sur la mesure comme vu dans la partie précédente.

Une autre hypothèse reposerait sur les différences de températures initiales. En effet, comme dit précédemment les températures initiales sont toutes ramenées à 24°C pour pouvoir comparer les échauffements relatifs : ainsi, on pourrait penser que les échanges thermiques avec l'extérieur sont d'autant plus importants que la température du fantôme est élevée, à cause d'un gradient de température plus intense.

- Pour les jeux « Mesure n°1 », la température initiale était plus faible que pour le second jeu de mesures. Cependant, d'une part les échanges thermiques sont maintenus à un minimum grâce aux parois du fantôme et au film plastique recouvrant le gel, et d'autre part les courbes de température de la Figure 3.5 représentant les résultats obtenus pour la mesure en configuration 3 montrent un comportement similaire au début de la

séquence, après une période de stabilisation où l'écart entre les courbes semble constant (après environ 300 secondes) et lors de la période de refroidissement.

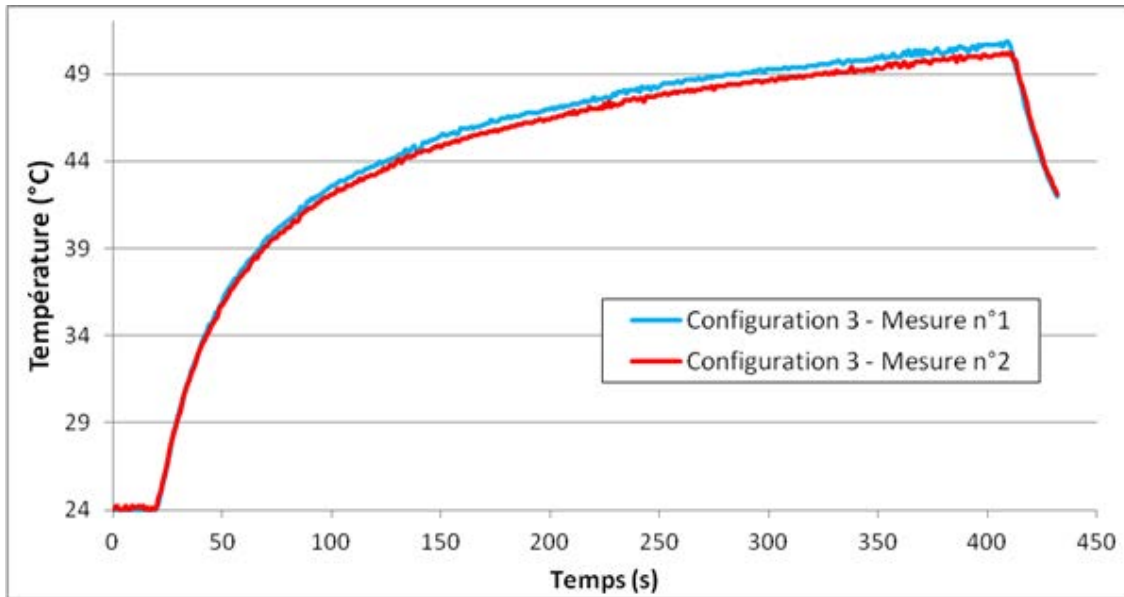


FIGURE 3.5 - Température pendant la séquence et au début du refroidissement post-séquence pour les deux mesures en configuration 3.

Au vu de ces remarques, on peut donc avancer que lors des mesures en IRM, l'impact de l'antenne boucle a été peu marqué, puisque les différences de températures maximales entre les différentes configurations sont de l'ordre de l'écart observé entre les deux mesures de température en configuration 0 (2°C contre 1.8°C), sans antenne de surface.

- Le fait que (contrairement à ce qui a été observé lors des expériences à l'Université du Minnesota) la présence et la position de l'antenne boucle semblent avoir un impact faible sur l'échauffement peut également provenir du fait que la sonde de température utilisée dans le laboratoire était différente, de même que les systèmes de fixation, qui ont peut-être pu influencer sur les mesures.
- Par ailleurs, l'antenne simple recréée au laboratoire n'était pas exactement la même. Cela souligne que la forme et la taille de l'antenne de surface peuvent influencer sur le champ généré par l'antenne en cage d'oiseau et donc sur les échauffements.
- Les résultats en température obtenus en présence de l'antenne cardiaque, bien plus imposante par rapport à la taille du câble, semblent aller dans ce sens : en effet, bien qu'il serait nécessaire de refaire toutes les mesures au moins une seconde fois pour vérifier si les problèmes de répétabilité développés ci-dessus surviennent à nouveau, l'échauffement dans ce cas précis se distingue nettement de ceux observés en présence de l'antenne boucle.
- Par ailleurs, suivant l'ordre des expériences il a été observé une décroissance des températures au fil du temps (comme on peut le voir par exemple sur la Figure 3.4), pouvant à nouveau suggérer un léger éloignement de la sonde de température par rapport

au point de mesure situé au niveau de l'électrode. Or, à l'encontre de cette tendance, la mesure sur antenne cardiaque (qui a été la troisième mesure réalisée) montre quant à elle une élévation de température. Cela signifie que même si la sonde de température s'était éloignée depuis la première mesure réalisée (sans antenne boucle), la température obtenue avec l'antenne cardiaque reste supérieure.

- Pour reprendre l'hypothèse de départ, il est probable que la taille de l'antenne de surface considérée influe sur le champ électrique tangent au câble.

Ainsi, tout en soulignant les limites en termes de précision et de reproductibilité des mesures de température sur dispositifs implantés en IRM, cette étude a permis vérifier l'hypothèse selon laquelle la présence d'une antenne de surface peut influencer sur l'échauffement induit sur le dispositif, mais également que la taille et la forme de l'antenne de surface peuvent l'impacter de façon significative. Ces observations suggèrent donc que s'il est établi que la présence d'antenne de surface lors d'un l'examen avec dispositif implanté nécessite de s'y intéresser de manière approfondie, il faudra davantage d'études sur le sujet avant de pouvoir établir puis inclure des protocoles de tests standardisés dans les normes de sécurité en vigueur.

Conclusion de la partie IV

Dans les parties précédentes de ce manuscrit, les différentes interactions pouvant survenir en présence d'un implant en IRM ont été montrées : tout d'abord entre les multiples pièces pouvant composer une prothèse, puis entre deux câbles métalliques. Ici, il s'agit cette fois de prendre en compte l'environnement extérieur au fantôme avec implant en plus de l'antenne en cage d'oiseau, puisque l'on considère les interactions avec une antenne supplémentaire qui serait posée sur le patient.

L'hypothèse proposée, soutenue par la littérature sur le couplage d'antennes et sur l'échauffement de câbles, est que la présence d'une antenne de surface découplée modifie l'environnement électromagnétique vu par l'implant et en particulier le champ électrique tangent au câble.

L'étude numérique et expérimentale menée sur une antenne en cage d'oiseau seule et bien caractérisée a permis de mettre en évidence l'impact que peut avoir la présence d'une antenne de surface simple sur l'échauffement induit à l'extrémité d'un implant simplifié : la position de cette antenne a également une influence sur cet échauffement. Cette première étude semble aller dans le sens de l'hypothèse émise, le dispositif simplifié voyant l'échauffement à son extrémité modifié. Les simulations numériques ont permis d'extraire le champ électrique incident tangent le long du câble en magnitude et en phase. La phase ne variant pas significativement d'une configuration à l'autre il est possible d'extraire une information sur les différences d'échauffements à partir des différences de magnitude du champ électrique incident. Ainsi, l'étude semble valider l'hypothèse de départ, liant la variation de champ électrique incident tangent résultant de la présence de l'antenne de surface aux différences de températures entre les configurations.

Cependant, les mesures effectuées en conditions plus réalistes dans un environnement IRM clinique ont montré un impact moins marqué qui peut être dû aux différences d'antenne de surface par rapport aux expériences antérieures, de sondes de température, et de systèmes de fixation pour garantir un positionnement constant pour cette dernière : mais le fait que l'antenne cardiaque induise quant à elle une élévation de température plus importante à l'extrémité de l'implant simplifié que sans antenne de surface incite à nouveau à considérer la présence, la taille et la position d'une antenne supplémentaire lors de l'examen IRM d'un patient implanté.

Ainsi, il serait envisageable d'inclure à terme dans les normes de compatibilité IRM en vigueur pour les dispositifs médicaux des tests semblables, afin de déterminer si l'emplacement de l'antenne de surface (et donc de la zone à imager) par rapport à l'endroit de l'implantation peut poser un risque pour la sécurité du patient, ou si un examen précis et bien défini peut tout de même être réalisé sans que le patient pâtisse de règles et de seuils de sécurité trop restrictifs. Il existe dans la littérature des cas d'imagerie cardiaque de patients porteurs de pacemakers compatibles (100) et non-compatibles IRM (101) réalisés avec succès, en utilisant des séquences spécifiques pour s'affranchir des problèmes d'artefacts causés par les implants métalliques : cependant, ces quelques cas ne peuvent être extrapolés de façon sûre à tout patient porteur de pacemaker.

Comme décrit dans le chapitre 2, la question du dysfonctionnement d'éléments d'antenne de surface en IRM reste très importante à traiter, et d'autant plus en présence d'un dispositif médical pouvant induire des échauffements importants dans le corps du patient.

Pour aller développer cette étude, il serait utile d'effectuer des mesures semblables sur d'autres dispositifs (par exemple une sonde de pacemaker), avec d'autres types d'antennes placées à

différents endroits par rapport à la position de l'implant considéré. Par ailleurs, l'influence de différents désaccords de l'antenne boucle pourrait être étudiée, afin de vérifier l'importance respective de la présence physique de l'antenne et des courants éventuels circulant dans celle-ci vis-à-vis des échauffements induits. Il serait également utile d'effectuer des études numériques avec un modèle CAO d'antenne cardiaque, voire sur un modèle de corps humain perfusé pour vérifier si un impact similaire peut être observé dans un cas plus réaliste.

Conclusion générale

« *What the caterpillar calls the end, the rest of the world calls a butterfly.* »
- Attribué à Lao-Tzu et Richard Bach

La problématique ayant trait à la sécurité des patients implantés en IRM, posée au début de ce manuscrit, peut se résumer de la façon suivante : comment différents dispositifs médicaux interagissent-ils par rapport aux ondes électromagnétiques radiofréquence de l'IRM ? Pour y répondre, nous avons choisi d'étudier le problème à différents niveaux. En effet, il existe plusieurs façons d'approcher cette problématique :

Interactions intra-dispositif : la prédiction de SAR pour une large gamme de prothèses

En premier lieu, nous avons considéré une prothèse d'épaule et les éléments qui la composent. Dans le but de réduire le nombre de simulations à effectuer pour trouver les prothèses présentant le plus fort échauffement dans une configuration donnée, nous avons proposé une méthode de prédiction en utilisant la régression par processus gaussiens. En sélectionnant en entrée de l'algorithme certains paramètres géométriques des différentes parties de la prothèse et en sortie le SAR maximal obtenu en simulation, nous avons pu générer une carte 2D de SAR maximal, et ainsi pu prédire les paramètres donnant lieu aux échauffements les plus importants (même en enlevant des points de notre jeu de données d'entraînement).

Cette étude pourrait bénéficier d'un plus grand nombre de prothèses pour extraire les données d'entraînement, et pourrait également être étendue au-delà de deux paramètres. Par ailleurs, une confrontation avec la méthode *unscented transform*, ou avec une méthode de plan de criblage suivi d'une méthode de plan d'expérience de surface de réponse serait intéressante. En ce qui concerne les normes, de récents développements semblent également aller dans le sens de la réduction du nombre de prothèses à tester : une fois les méthodes décrites et proposées dans les textes officiels, il sera intéressant de les comparer avec la méthode des processus gaussiens.

Interactions inter-dispositifs : le couplage entre deux sondes de condition de terminaison différente

Ensuite, nous nous sommes intéressés au couplage existant entre deux sondes, tel que dans la configuration dite de la « sonde abandonnée », tant en termes d'échauffements induits par radiofréquence que de tensions induites. Expérimentalement d'abord, nous avons pu mettre en évidence que la présence d'une sonde abandonnée modifie les tensions induites aux bornes de l'impédance d'entrée du pacemaker. Par ailleurs, la sonde de pacemaker abandonnée influe sur les échauffements observés à l'extrémité de la sonde connectée, et réciproquement ; nous avons vérifié l'influence de la diffusion thermique dans ces observations, qui joue un rôle important. La simulation a permis de s'affranchir de ce phénomène de diffusion en permettant l'observation du SAR local distinctement à l'extrémité de chacune des sondes simplifiées, mettant en évidence là encore ce phénomène de couplage. Une autre partie de l'étude a consisté à faire varier l'impédance d'entrée du boîtier de pacemaker simplifié et d'en vérifier l'impact sur les échauffements : la modification de la condition de terminaison de la sonde connectée a également donné lieu à une modification du couplage, dans le cas d'une impédance inductive.

Le pacemaker réel et le modèle simplifié de nos simulations n'étant cependant pas comparables (puisque leurs géométries étaient trop différentes), nous avons cherché à effectuer des expériences de couplage que nous puissions reproduire le plus fidèlement possible en simulation. Si la fabrication de câbles simples de conditions de terminaison différentes nous a permis de simuler au mieux l'environnement expérimental réel, le phénomène de couplage ne semble pas avoir été bien rendu en simulation au vu des différences de facteurs de couplage numériques et expérimentaux. Cependant, cette étude a donné lieu d'une part à cette nouvelle métrique de quantification de couplage, et d'autre part au test de différents paramètres pour vérifier leur impact sur la température. Nous avons ainsi pu noter que la permittivité de l'isolant ainsi que son diamètre sont parmi les paramètres les plus influents sur le couplage, et également qu'un paramètre n'influant pas nécessairement sur l'échauffement induit par un câble seul peut modifier significativement celui-ci en présence d'un second câble.

A nouveau, il pourrait être utile d'utiliser un plan d'expérience de criblage pour déterminer les facteurs ayant une influence sur le couplage et sur l'échauffement ; par ailleurs, l'adaptation du modèle de ligne de transmission à deux câbles pourrait permettre une étude encore plus précise du couplage. Au vu de ces résultats et de ceux existant dans la littérature, les normes actuelles pourraient inclure les configurations avec sondes multiples dans leurs procédures de test. En termes de conception de dispositif médical, les observations faites sur l'influence de l'impédance d'entrée pourraient peut-être permettre de trouver un compromis entre l'échauffement de la sonde connectée et celui de la sonde abandonnée.

Interactions dispositif-antennes : l'échauffement d'un implant en présence d'antennes d'émission et de réception distinctes

Enfin, nous nous sommes intéressés à l'échauffement d'un implant en présence d'une antenne de réception distincte. Grâce à des mesures et à un environnement expérimental reproduit en simulation, nous avons pu observer que la présence et la position d'une antenne de surface peut influencer sur l'échauffement à l'extrémité d'un câble simple. Des mesures réalisées en environnement IRM clinique ont montré l'influence de l'antenne cardiaque sur les échauffements induits.

Il serait intéressant de compléter cette étude par davantage de mesures en environnement de laboratoire et en environnement IRM réel, avec des tests sur un implant existant comme un pacemaker. L'influence de l'accordage de l'antenne de surface lors de la réception est également un phénomène à étudier, au vu de la problématique des éléments d'antennes pouvant dysfonctionner au sein d'un réseau. A terme, l'inclusion de ce type de configuration dans les normes proposant les tests de compatibilité IRM serait utile et permettrait de fournir des procédures de test standardisées.

*
**

Chacune de ces parties a soulevé des questions très différentes, notamment : la faisabilité d'une prédiction visant à réduire le nombre de simulations, en partant d'un nombre relativement restreint de prothèses ; la difficulté d'effectuer des mesures de température reproductibles à un endroit précis ; et la enfin validation réciproque entre simulation et expérience. Ce dernier point est aujourd'hui une question majeure dans la communauté de la sécurité IRM, et spécifiquement en sécurité par rapport à la radiofréquence. Les questions de reproductibilité et répétabilité

expérimentales ainsi que la reproduction de l'environnement IRM en simulation sont en effet aujourd'hui au cœur des préoccupations de la communauté scientifique.

Par ailleurs, si de nos jours le standard pour réaliser les tests d'échauffements en IRM est le fantôme ASTM, celui-ci reste très loin de l'anatomie réelle d'un patient et des fonctions du corps, comme la perfusion, qui jouent un rôle important dans la régulation de la température. Les mécanismes de régulation thermique sont de plus en plus à l'étude dans le cadre de notre problématique de compatibilité IRM : dépendants du patient, de son métabolisme, de son âge voir des médicaments pouvant les inhiber, ces mécanismes sont très complexes et nécessiteront pourtant d'être intégrés dans les futures études de compatibilité IRM, pour s'approcher le plus possible des phénomènes qui surviennent effectivement *in vivo*.

Ces récents développements et discussions montrent que l'étude de la compatibilité IRM des dispositifs médicaux par rapport à la radiofréquence reste un sujet de recherche pluridisciplinaire : en plus du domaine de l'IRM bien sûr, elle fait intervenir à la fois la compatibilité électromagnétique avec les phénomènes de couplage, la biologie et la physiologie avec les mécanismes de régulation thermique, et l'ingénierie pour les antennes radiofréquence.

*

**

En conclusion, nous avons mis en évidence les possibles interactions entre plusieurs dispositifs médicaux en environnement IRM. Pour assurer la sécurité des patients, nos travaux ont montré qu'il est inévitable de prendre en considération chacune des configurations possibles, que ce soit le modèle de prothèse considéré, la présence de multiples sondes ou la position d'une antenne de surface.

Bibliographie

1. Magnetic resonance imaging (MRI) exams, total per 1 000 population. Available from: <http://www.oecd-ilibrary.org/docserver/download/190800461e1t008.pdf?expires=1508998338&id=id&accname=freeContent&checksum=A1F51C4962E12E31E7F8BEF3259B8295> [cited 2017 Oct 26].
2. Pomeranz SJ, Taranto R. Imaging on trial: MRI versus CT. Available from: <http://www.wcclinical.com/docs/whitepapers/200701-MRI-vs-CT.pdf>. [cited 2017 Oct 26].
3. Hayes CE, Edelstein WA, Schenck JF, Mueller OM, Eash M. An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5 T. *J Magn Reson* 1969. 1985;63(3):622–628.
4. Jaarsma C, Leiner T, Bekkers SC, Crijns HJ, Wildberger JE, Nagel E, et al. Diagnostic Performance of Noninvasive Myocardial Perfusion Imaging Using Single-Photon Emission Computed Tomography, Cardiac Magnetic Resonance, and Positron Emission Tomography Imaging for the Detection of Obstructive Coronary Artery Disease. *J Am Coll Cardiol*. 2012 May;59(19):1719–28.
5. Floriani I, Torri V, Rulli E, Garavaglia D, Compagnoni A, Salvolini L, et al. Performance of imaging modalities in diagnosis of liver metastases from colorectal cancer: A systematic review and meta-analysis: Radiological Evaluation of Liver Metastases. *J Magn Reson Imaging*. 2010 Jan;31(1):19–31.
6. Parizel PM, van den Hauwe L, De Belder F, Van Goethem J, Venstermans C, Salgado R, et al. Magnetic Resonance Imaging of the Brain. In: Reimer P, Parizel PM, Meaney JFM, Stichnoth FA, editors. *Clinical MR Imaging* [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2010 [cited 2017 Oct 26]. p. 107–95. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-74504-4_2
7. Gulek B, Soker G, Erken E, Yesilkaya Y, Durgun B, Alpaslan N, et al. The Evaluation of the Knee Joint in Terms of Magnetic Resonance Imaging Measurements in Osteoarthritis Patients: A Comparative Study Comprising a Control Group. *Open J Radiol*. 2014;04(01):111–9.
8. Martin J, Sheaff M. The pathology of ageing: concepts and mechanisms. *J Pathol*. 2007 Jan 1;211(2):111–3.
9. Niccoli T, Partridge L. Ageing as a Risk Factor for Disease. *Curr Biol*. 2012 Sep;22(17):R741–52.
10. Stewart S, MacIntyre K, Capewell S, McMurray JJV. Heart failure and the aging population: an increasing burden in the 21st century? *Heart*. 2003;89(1):49–53.
11. Pabinger C, Geissler A. Utilization rates of hip arthroplasty in OECD countries. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014 Jun;22(6):734–41.

12. Greenspon AJ, Patel JD, Lau E, Ochoa JA, Frisch DR, Ho RT, et al. Trends in Permanent Pacemaker Implantation in the United States From 1993 to 2009. *J Am Coll Cardiol.* 2012 Oct;60(16):1540–5.
13. de Vries LM, Dijk WA, Hooijschuur CAM, Leening MJG, Stricker BHC, van Hemel NM. Utilisation of cardiac pacemakers over a 20-year period: Results from a nationwide pacemaker registry. *Neth Heart J.* 2017 Jan;25(1):47–55.
14. Barbier T, Aissani S, Weber N, Kabil J, Pasquier C, Felblinger J. Real-time measuring of active medical devices malfunction, rectification and induced gradient voltages during MRI exam: low-frequency voltage sensor for MRI safety test. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 25 (2017)
15. El Bannan K, Handler W, Chronik B, Salisbury SP. Heating of metallic rods induced by time-varying gradient fields in MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2013 Aug 1;38(2):411–6.
16. CEI 60601-2-33:2010. Appareils électromédicaux -Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical.
17. Henderson JM, Tkach J, Phillips M, Baker K, Shellock FG, Rezai AR. Permanent neurological deficit related to magnetic resonance imaging in a patient with implanted deep brain stimulation electrodes for Parkinson’s disease: case report. *Neurosurgery.* 2005 Nov;57(5):E1063; discussion E1063.
18. ISO/TS 10974:2012. Assessment of the safety of magnetic resonance imaging for patients with an active implantable medical device. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.
19. ASTM F2182-11a, Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating On or Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2011, www.astm.org
20. Kabil J, Belguerras L, Trattng S, Pasquier C, Felblinger J, Missoffe A. A Review of Numerical Simulation and Analytical Modeling for Medical Devices Safety in MRI: *IMIA Yearb.* 2016;(1):152–8.
21. Yeung CJ, Susil RC, Atalar E. RF heating due to conductive wires during MRI depends on the phase distribution of the transmit field. *Magn Reson Med.* 2002 Dec;48(6):1096–8.
22. Park S-M, Kamondetdacha R, Nyenhuis JA. Calculation of MRI-induced heating of an implanted medical lead wire with an electric field transfer function. *J Magn Reson Imaging.* 2007 Nov;26(5):1278–85.
23. Acikel V, Atalar E. Modeling of radio-frequency induced currents on lead wires during MR imaging using a modified transmission line method. *Med Phys.* 2011 Dec 1;38(12):6623–32.

24. Cabot E, Lloyd T, Christ A, Kainz W, Douglas M, Stenzel G, et al. Evaluation of the RF heating of a generic deep brain stimulator exposed in 1.5 T magnetic resonance scanners. *Bioelectromagnetics*. 2013 Feb;34(2):104–13.
25. Missoffe A, Aissani S. Experimental setup for transfer function measurement to assess RF heating of medical leads in MRI: Validation in the case of a single wire. *Magn Reson Med*.
26. Missoffe A. New transmission line model of an insulated cable embedded in gel for MRI radiofrequency interaction hazard evaluation as an alternative to the transfer function model. 2017 [cited 2017 Jun 26]; Available from: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01494478/>
27. Langman DA, Goldberg IB, Finn JP, Ennis DB. Pacemaker lead tip heating in abandoned and pacemaker-attached leads at 1.5 tesla MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2011 Feb;33(2):426–31.
28. Mattei E, Gentili G, Censi F, Triventi M, Calcagnini G. Impact of capped and uncapped abandoned leads on the heating of an MR-conditional pacemaker implant: MR-Conditional Pacemaker Implant and Abandoned Lead. *Magn Reson Med*. 2015 Jan;73(1):390–400.
29. Mattei E, Triventi M, Calcagnini G, Censi F, Kainz W, Mendoza G, et al. Complexity of MRI induced heating on metallic leads: Experimental measurements of 374 configurations. *Biomed Eng OnLine*. 2008;7(1):11.
30. Barbier T, Piumatti R, Hecker B, Odille F, Felblinger J, Pasquier C. An RF-induced voltage sensor for investigating pacemaker safety in MRI. *Magn Reson Mater Phys Biol Med*. 2014 Dec;27(6):539–49.
31. Hasegawa M, Miyata K, Abe Y, Ishigami T. Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofacial Radiol* [Internet]. 2013 May;42(5). Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3635774/>
32. Edwards M-B, Taylor KM, Shellock FG. Prosthetic heart valves: Evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging*. 2000 Aug 1;12(2):363–9.
33. Camps-Raga B, Goertz W, Schaeffers G, Mezape Y, Shalev A. A comparative study of numerical and experimental evaluation of RF-induced heating for an endovascular stent-graft at 1.5T and 3T. *Biomed Eng Biomed Tech* [Internet]. 2012 Jan 6 [cited 2017 Nov 1];57(SI-1 Track-S). Available from: <https://www.degruyter.com/view/j/bmte.2012.57.issue-s1-S/bmt-2012-4348/bmt-2012-4348.xml>
34. Pawlenka M, Schaeffers G. MR Safety of Implants: Numerical assessment of SAR distribution at design-simplified stents of different lengths placed inside a virtual phantom model investigated at an MR frequency of 63.9 MHz.
35. Chaudhury A, Khasnavis S, Russell M, Sarathy V. Magnetic resonance induced heating in a vascular stent. 2007;

36. Ibrahim TS, Tang L, Kangarlu A, Abraham R. Electromagnetic and modeling analyses of an implanted device at 3 and 7 Tesla. *J Magn Reson Imaging*. 2007 Nov 1;26(5):1362–7.
37. Hand JW, McRobbie DW. Effects of Hip Prostheses In Situ Exposed to 64 and 128 MHzRF Fields. In: *eMagRes* [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2007. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9780470034590.emrstm1283/abstract>
38. Powell J, Papadaki A, Hand J, Hart A, McRobbie D. Numerical simulation of SAR induced around Co-Cr-Mo hip prostheses in situ exposed to RF fields associated with 1.5 and 3 T MRI body coils. *Magn Reson Med*. 2012;68(3):960–968.
39. Liu Y, Chen J, Shellock FG, Kainz W. Computational and experimental studies of an orthopedic implant: MRI-related heating at 1.5-T/64-MHz and 3-T/128-MHz. *J Magn Reson Imaging*. 2013 Feb;37(2):491–7.
40. Liu Y. Numerical and Experimental Study of MRI RF Signal Interactions with Various Medical Devices [Internet]. 2013 [cited 2016 Sep 2]. Available from: <https://uh-ir.tdl.org/uh-ir/handle/10657/830>
41. D.Andreuccetti, R.Fossi and C.Petrucci: An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz. Website at <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>. IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997. Based on data published by C.Gabriel et al. in 1996.
42. DATABASE » IT'IS Foundation [Internet]. [cited 2017 Nov 1]. Available from: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/>
43. Abbasi M, Schaefers G, Sánchez JD, Erni D. Worst-Case Analysis of RF-Induced Heating During MRI Scanning in a Generic Multi-Component Orthopedic Medical Implant Applying the Design of Experiment Method (DoE). In: *Proceedings of the Joint Annual Meeting of ISMRM-ESMRMB, Milan, Italy* [Internet]. 2014 [cited 2016 Sep 2]. Available from: http://www.ate.uni-duisburg.de/data/dokumente_2014/ISMRM_2014_Abbasi.pdf
44. Yee K. Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* (Volume: 14, Issue: 3, May 1966).
45. Courant R, Friedrichs K, Lewy H. On the partial difference equations of mathematical physics. *IBM J Res Dev*. 1967;11(2):215–234.
46. Weiland MCT. Discrete electromagnetism with the finite integration technique. *Prog Electromagn Res*. 2001;32:65–87.
47. Courant R. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. *Bull Am Math Soc*. 1943;49(1):1–23.
48. Schelkunoff SA. Some equivalence theorems of electromagnetics and their application to radiation problems. *The Bell System Technical Journal* (Volume: 15, Issue: 1, Jan. 1936).

49. Chin C-L, Collins CM, Li S, Dardzinski BJ, Smith MB. BirdcageBuilder: Design of Specified-Geometry Birdcage Coils with Desired Current Pattern and Resonant Frequency. *Concepts Magn Reson*. 2002 Jun;15(2):156–63.
50. Zhu L. Recent Developments in Biotransport. *J Therm Sci Eng Appl*. 2010;2(4):040801.
51. Charny CK. Mathematical Models of Bioheat Transfer. In: Cho YI, editor. *Advances in Heat Transfer* [Internet]. Elsevier; 1992. p. 19–155. (Bioengineering Heat Transfer; vol. 22). Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0065271708703447>
52. Shrivastava D, Vaughan JT. A Generic Bioheat Transfer Thermal Model for a Perfused Tissue. *J Biomech Eng*. 2009;131(7):074506.
53. Neufeld E, Chavannes N, Samaras T, Kuster N. Novel conformal technique to reduce staircasing artifacts at material boundaries for FDTD modeling of the bioheat equation. *Phys Med Biol*. 2007;52(15):4371.
54. Xu XG, Eckerman KF, Poston Sr JW, Bolch WE, Zankl M, Caon M, et al. *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry* (To be published in 2009 in “Series in Medical Physics and Biomedical Engineering”) Edited by.
55. Xu XG, Chao TC, Bozkurt A. VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Phys*. 2000;78(5):476–486.
56. Kim CH, Jeong JH, Yeom YS. Recent Advances in Computational Human Phantom for Monte Carlo Dose Calculation. *Prog Nucl Sci Technol*. 2012;3:7–10.
57. Burnett RSJ. Total hip arthroplasty: techniques and results. *BC Med J*. 2010;52(455):e64.
58. León B, Jansen J. *Thin Calcium Phosphate Coatings for Medical Implants*. Springer Science & Business Media; 2009. 337 p.
59. Girard J. Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015 Feb;101(1):S25–9.
60. Foruria AM, Antuña S, Rodríguez-Merchán EC. Shoulder hemiarthroplasty: review of basic concepts. *Rev Esp Cir Ortopédica Traumatol Engl Ed*. 2008;52(6):392–402.
61. Harmer L, Throckmorton T, Sperling JW. Total shoulder arthroplasty: are the humeral components getting shorter? *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2016 Jan 22;9(1):17–22.
62. Santner TJ, Williams BJ, Notz WI. *The Design and Analysis of Computer Experiments*. Springer Series in Statistics, 2003.
63. Athreya S, Venkatesh YD. Application of Taguchi method for optimization of process parameters in improving the surface roughness of lathe facing operation. *Int Refereed J Eng Sci*. 2012;1(3):13–19.

64. Rasmussen CE, Williams CKI. Gaussian processes for machine learning. Cambridge, Mass.: MIT Press; 2008.
65. Rasmussen CE. Solving Challenging Non-linear Regression Problems by Manipulating a Gaussian Distribution. Sheffield Gaussian Process Summer School, 2014. Available from: <http://mlg.eng.cam.ac.uk/carl/talks/sheffield2.pdf> [cited 2017 Oct 23]
66. Snelson E. Tutorial: Gaussian process models for machine learning. Gatsby Comput Neurosci Unit UCL. 2006;
67. Available from: <http://katbailey.github.io/> [cited 2017 Oct 23].
68. Duvenaud D. Automatic model construction with Gaussian processes. University of Cambridge; 2014.
69. Illustration of prior and posterior Gaussian process for different kernels — scikit-learn 0.19.0 documentation [Internet]. [cited 2017 Oct 21]. Available from: http://scikit-learn.org/stable/auto_examples/gaussian_process/plot_gpr_prior_posterior.html
70. Pedregosa F, Varoquaux G, Gramfort A, Michel V, Thirion B, Grisel O, et al. Scikit-learn: Machine learning in Python. *J Mach Learn Res.* 2011;12(Oct):2825–2830.
71. scikit-learn: machine learning in Python — scikit-learn 0.19.1 documentation [Internet]. [cited 2017 Oct 22]. Available from: <http://scikit-learn.org/stable/index.html>
72. Ferreira AM, Costa F, Marques H, Cardim N, Tralhao A, Adragao P. MRI-conditional pacemakers: current perspectives. *Med Devices Evid Res.* 2014 May;115.
73. Papalia F, Mohiddin SA, Davies C, Westwood M, Weerackody R, Whittaker-Axon S, et al. CMR scanning of MR-conditional pacemakers: a 5-year single centre experience. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. 2015 Feb 3;17(Suppl 1). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4328800/>
74. Aguilera AL, Volokhina YV, Fisher KL. Radiography of Cardiac Conduction Devices: A Comprehensive Review. *RadioGraphics.* 2011 Oct;31(6):1669–82.
75. Buch E, Boyle NG, Belott PH. Pacemaker and Defibrillator Lead Extraction. *Circulation.* 2011 Mar 22;123(11):e378–80.
76. Parsonnet V. To Cut or to Cap, That Is the Question. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2011 May 1;34(5):621–621.
77. Giudici MC, Barold SS. Should the trend toward smaller lead sizes with pacemakers and defibrillators be reconsidered? *Expert Rev Cardiovasc Ther.* 2012 Nov;10(11):1337–9.
78. Shinbane JS, Colletti PM, Shellock FG. Magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacemakers: era of“ MR Conditional” designs. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2011;13(1):1.
79. Yeung CJ, Susil RC, Atalar E. RF safety of wires in interventional MRI: Using a safety index. *Magn Reson Med.* 2002 Jan;47(1):187–93.

80. Langman DA, Goldberg IB, Judy J, Paul Finn J, Ennis DB. The dependence of radiofrequency induced pacemaker lead tip heating on the electrical conductivity of the medium at the lead tip. *Magn Reson Med.* 2012;68(2):606–613.
81. King RWP. The many faces of the insulated antenna. *Proc IEEE.* 1976 Feb;64(2):228–38.
82. Kaiser KL. *Transmission Lines, Matching, and Crosstalk.* CRC Press; 2005. 456 p.
83. Kozlov M, Angelone LM, Kainz W. Coil losses significantly alter the electromagnetic fields of a 64 MHz quadrature driven birdcage coil. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 25 (2017).
84. Seitz S. *Magnetic Resonance Imaging on Patients with Implanted Cardiac Pacemakers.* KIT Scientific Publishing; 2011. 176 p.
85. Nwabunma D, Kyu T. *Polyolefin Composites.* John Wiley & Sons; 2008. 626 p.
86. Edelman RR, Shoukimas GM, Stark DD, Davis KR, New PF, Saini S, et al. High-resolution surface-coil imaging of lumbar disk disease. *Am J Roentgenol.* 1985;144(6):1123–1129.
87. Kumar A, Bottomley PA. Optimized quadrature surface coil designs. *Magn Reson Mater Phys Biol Med.* 2008 Mar;21(1–2):41–52.
88. Burk Jr DL, Kanal E, Brunberg JA, Johnstone GF, Swensen HE, Wolf GL. 1.5-T surface-coil MRI of the knee. *Am J Roentgenol.* 1986;147(2):293–300.
89. Edelstein WA, Hardy CJ, Mueller OM. Electronic decoupling of surface-coil receivers for NMR imaging and spectroscopy. *J Magn Reson* 1969. 1986;67(1):156–161.
90. Walsh DO, Gmitro AF, Marcellin MW. Adaptive reconstruction of phased array MR imagery. *Magn Reson Med.* 2000;43(5):682–690.
91. Adriany G, Van de Moortele P-F, Wiesinger F, Moeller S, Strupp JP, Andersen P, et al. Transmit and receive transmission line arrays for 7 Tesla parallel imaging. *Magn Reson Med.* 2005 Feb;53(2):434–45.
92. Wiesinger F, Van de Moortele P-F, Adriany G, De Zanche N, Ugurbil K, Pruessmann KP. Parallel imaging performance as a function of field strength? An experimental investigation using electrodynamic scaling. *Magn Reson Med.* 2004 Nov;52(5):953–64.
93. Buchli R, Saner M, Meier D, Boskamp EB, Boesiger P. Increased RF power absorption in MR imaging due to RF coupling between body coil and surface coil. *Magn Reson Med.* 1989;9(1):105–112.
94. Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM. The NMR phased array. *Magn Reson Med.* 1990;16(2):192–225.
95. Harman RR, Butson PC, Hall AS, Young IR, Bydder GM. Some observations of the design of RF coils for human internal use. *Magn Reson Med.* 1988;6(1):49–62.

96. Busch M, Vollmann W, Bertsch T, Wetzler R, Bornstedt A, Schnackenburg B, et al. On the heating of inductively coupled resonators (stents) during MRI examinations. *Magn Reson Med*. 2005 Oct;54(4):775–82.
97. MRI guidelines for Medtronic deep brain stimulation systems. Available from: http://manuals.medtronic.com/wcm/groups/mdtcom_sg/@emanuals/@era/@neuro/documents/documents/contrib_228155.pdf [cited 2017 Jun 30].
98. Angelone LM, Potthast A, Segonne F, Iwaki S, Belliveau JW, Bonmassar G. Metallic electrodes and leads in simultaneous EEG-MRI: Specific absorption rate (SAR) simulation studies. *Bioelectromagnetics*. 2004 May 1;25(4):285–95.
99. Kudielka GP. Coil load changes for physiological motion acquisition in cardiac magnetic resonance imaging. Available from: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/DDOC_T_2016_0071_KUDIELKA.pdf [cited 2017 Oct 12].
100. Yokoyama K, Kariyasu T, Kuhara S, Imai M, Ishimura R, Nitatori T. Influence of MRI-Conditional Cardiac Pacemakers on Quality and Interpretability of Images Acquired in 1.5-T Cardiac MRI. *International Journal of Clinical Cardiology*, (2:2) 2015
101. Thounlasenh KJ, Prost RW, Rubenstein J. Experience with cardiac MR imaging of patients with legacy ICDs or pacemakers. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013 Jan 30;15(Suppl 1):T4.

Annexe : Codes de Processus Gaussiens en Python

➤ Code 1D (longueur câble simple, diamètre/longueur prothèse épaule)

```
import numpy as np
from sklearn.gaussian_process import GaussianProcessRegressor
from sklearn.gaussian_process.kernels import RBF
import mpld3
from mpld3 import plugins
import pylab as pl

# Points en entrée : différentes longueurs de câble
X = np.atleast_2d([15.,20.,25.,27.,30.,33.,42.,45.,48.,50.,52.]).T
# Observations : SAR maximal
y=np.array([0.1636,0.4387,0.989,1.287,1.8754,2.5792,5.8332,7.2446,8.7444,9.870,11.0457])

# Création de l'espace des points pour lesquels on souhaite faire la prédiction
x = np.atleast_2d(np.linspace(X.min(), X.max())).T

# Instanciation du modèle de Processus Gaussien
kernel = RBF(1)
gp = GaussianProcessRegressor(kernel=kernel, optimizer='fmin_l_bfgs_b', n_restarts_optimizer=50)

# Ajustement du modèle aux données observées (X,y)
gp.fit(X, y)

# Prédiction sur l'espace des longueurs de câble x défini précédemment et obtention de l'erreur (MSE)
y_pred, MSE = gp.predict(x, return_std=True)
sigma = np.sqrt(MSE)

# Affichage de la prédiction et de l'intervalle de confiance à 95% basé sur la MSE
figure=pl.figure()
figure.set_size_inches(18.5,10.5)
pl.plot(X, y, 'r.', markersize=10, label=u'Observations')
pl.plot(x, y_pred, 'b-', label=u'Prediction')
pl.fill(np.concatenate([x, x[:-1]]),
        np.concatenate([y_pred - 1.9600 * sigma,
                        (y_pred + 1.9600 * sigma)[:-1]]),
        alpha=.5, fc='r', ec='None', label='intervalle de confiance à 95%')
pl.xlabel('Longueur du câble (cm)', fontsize=25)
pl.ylabel('SAR maximal (W/kg)', fontsize=25)
pl.xticks(size=25)
pl.yticks(size=25)
pl.ylim(0, 12)
pl.legend(loc='upper left', fontsize=25)
plugins.connect(figure,plugins.MousePosition(fontsize=20))
mpld3.show()
```

➤ Code 2D (longueur de tige, diamètre de tête prothèse)

```

import numpy as np
from sklearn.gaussian_process import GaussianProcessRegressor
from sklearn.gaussian_process.kernels import RBF
import mpld3
from mpld3 import plugins
import pylab

# Couples de points en entrée : [longueur tige, diamètre tête]
X=np.atleast_2d([[65.1,37],[65.1,46],[65.1,48],[65.1,54],[75.1,37],[75.1,46],[75.1,48],[75.1,54],[92.3,37],[92.3,46],[92.3,48],[92.3,54],[110.1,37],[110.1,46],[110.1,48],[110.1,54],[130.1,37],[130.1,46],[130.1,48],[130.1,54]])
# Observations : SAR maximal moyenné sur 1g
y=np.array([17,19.4,19.6,21.2,20.6,23.2,23.6,25.4,25.4,28.3,27.3,29.9,28.5,30.4,30.6,32,29.6,30.6,30.6,31.2])

# Instanciation du modèle de Processus Gaussien
kernel = RBF([1,1])
gp = GaussianProcessRegressor(kernel=kernel, optimizer='fmin_l_bfgs_b', n_restarts_optimizer=50)
# Ajustement du modèle aux données observées (X,y)
gp.fit(X, y)
# Prédiction sur l'espace des [longueurs tige, diamètre tête] souhaité
x1=range(60,140)
x2=range(30,60)
Y_PRED=np.zeros( (len(x1),len(x2)) )
for i in x1:
    for j in x2:
        y_pred, MSE = gp.predict([[i,j]], return_std=True)
        Y_PRED[i-60,j-30]=y_pred

# Affichage de la prédiction de SAR maximal moyenné sur 1g en fonction de la longueur de tige et du diamètre de tête
x1=range(60,140+1)
x2=range(30,60+1)
X2,X1 = np.meshgrid(x1,x2)

figure=pylab.figure()
figure.set_size_inches(18.5,10.5)
#pylab.pcolor(X1, X2, np.swapaxes(Y_PRED,0,1))
pylab.pcolor(X1, X2, Y_PRED.T)
#pylab.pcolor(Y_PRED)
cbar=pylab.colorbar()
pylab.xlabel('Diamètre de tête [mm]', fontsize=25)
pylab.ylabel('Longueur de tige [mm]', fontsize=25)
pylab.title('SAR [W/kg] moyenné sur 1g', fontsize=25)
pylab.xticks(size=25)
pylab.yticks(size=25)
pylab.clim(30,35)
cbar.ax.tick_params(labelsize=20)
plugins.connect(figure,plugins.MousePosition(fontsize=20))
mpld3.show()

```


Résumé

Avec une population mondiale vieillissante, de plus en plus de personnes sont à risque de présenter des pathologies pour lesquelles l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une modalité de choix : ainsi, le nombre d'exams IRM est en constante augmentation. Les patients âgés étant par ailleurs une population davantage susceptible de recevoir une implantation de dispositifs médicaux (tels qu'un pacemaker ou une prothèse de hanche), la sécurité des patients implantés en IRM est primordiale. En effet, cet appareil d'imagerie médicale fait intervenir différents champs électromagnétiques pouvant interagir avec un implant métallique et donner lieu à des risques potentiels pour le patient. Si des normes de compatibilité existent aujourd'hui pour soumettre individuellement les dispositifs médicaux à des tests standardisés et assurer leur innocuité en environnement IRM, les interactions entre multiples dispositifs médicaux vis-à-vis des ondes électromagnétiques radiofréquence (et des dangers qui peuvent en résulter) sont un domaine complexe qu'il est nécessaire de comprendre. L'objet de cette thèse est d'étudier ces interactions sur plusieurs niveaux : interactions intra-dispositif, interactions inter-dispositifs et interactions entre dispositif et plusieurs antennes. Une méthode de prédiction d'échauffement a été proposée pour simplifier l'étude de larges gammes d'implants, suivant les variations de paramètres caractérisant les différentes parties au sein d'une prothèse. Des simulations électromagnétiques et thermiques, associées à des mesures expérimentales dans un environnement IRM clinique, ont permis de mettre en évidence des phénomènes de couplages entre deux implants simplifiés et d'introduire une nouvelle métrique pour les quantifier. Enfin, une étude multi-antennes a fourni des éléments de réponse à la question de la sécurité d'un patient implanté en présence de plusieurs antennes, dans une configuration semblable à celle des exams en routine clinique. Les travaux présentés dans cette thèse ont ainsi permis d'évaluer les interactions vis-à-vis de la radiofréquence de l'IRM en présence d'un ou plusieurs dispositifs médicaux et antennes, ouvrant plusieurs perspectives pour aller vers une IRM sûre pour tous.

Mots-clés : *Dispositifs médicaux, Compatibilité, IRM, Simulation numérique, Radiofréquence*

Abstract

With an aging population worldwide, more and more persons are at risk of suffering from pathologies which are best diagnosed or monitored with Magnetic Resonance Imaging (MRI): thus, the number of MRI exams is constantly increasing. Moreover, elderly patients being likely to undergo a medical device implantation (such as a pacemaker or a hip prosthesis) the safety of implanted patient in MRI is crucial. The medical imaging technique involves indeed different electromagnetic fields which can interact with a metallic implant and lead to potential hazard for the patient. Even though compatibility guidelines exist today to subject individually medical devices to standardized tests and ensure their harmlessness in an MRI environment, the interactions between multiple medical devices with respect to radiofrequency electromagnetic waves (and to the hazards that may follow) are a complex research area that has to be understood. The aim of this thesis is to study these interactions on different levels: intra-device interactions, inter-devices interactions and interactions between a device and several antennas. A prediction method has been proposed to simplify the study of large range of implants, according to the variations of parameters characterizing the different parts of a prosthesis. Electromagnetic and thermal simulations, associated with experimental measurements in a clinical MRI environment, allowed to highlight a coupling phenomenon between two simplified implants and to introduce a new metric to quantify them. Finally, a multi-antenna study led to some insights to answer the question of the safety of an implanted patient with several antennas, in a configuration similar to a clinical routine exam. Thus, the research work presented in this thesis allowed to assess the interactions with respect to MRI radiofrequency in presence of one or several medical devices and antennas, opening new prospects towards a safe MRI for everyone.

Keywords: *Medical devices, Compatibility, MRI, Numerical Simulation, Radiofrequency*