

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne (ICB, UMR 6303), Département
Nanosciences, Groupe d'Étude et de Recherche sur les Microondes (GERM)
Laboratoire Électronique, Informatique et Image (LE2I, UMR 6306), Département
Électronique, équipe Système Non-Linéaire (SNL)

Thèse

Pour obtenir le titre de
Docteur en science de l'Université de Bourgogne
Discipline : Physique Chimie
Spécialité : Physique

CAThéter Hyperfréquence pour ARythmies : CATHAR
Détermination de la profondeur de brulure de tissus
biologiques par voie microonde

Par **Matthieu Brusson**

Soutenue publiquement le 29 Janvier 2015

Jury :

Pr. Françoise Paladian , Université Blaise Pascal	Rapporteur
Pr. Mustapha Nadi , Université de Lorraine	Rapporteur
Mr. Philippe Talbot , Université de Brest Occidentale	Examineur
Mr. Sébastien Lalléchère , Université Blaise Pascal	Examineur
Mr. Jérôme Rossignol , Université de Bourgogne	Co-directeur
Pr. Stéphane Binczak , Université de Bourgogne	Co-directeur
PuPh. Gabriel Laurent , CHU Dijon	Co-directeur
Pr. Didier Stuergea , Université de Bourgogne	Président

Remerciements

Je souhaite remercier en premier lieu mon directeur de thèse, Mr. Jérôme Rossignol, Maître de conférences habilité à diriger les recherches, pour m'avoir permis de réaliser cette thèse au sein de son équipe. Je lui suis également reconnaissant pour ses qualités pédagogiques et scientifiques, sa franchise et sa sympathie.

J'adresse de chaleureux remerciements à mon co-directeur de thèse, Mr. Stéphane Binczak, Professeur des Universités et responsable du département électronique au laboratoire Le2i, pour sa disponibilité de tout instant et ses conseils avisés.

Un grand merci à M. Gabriel Laurent, cardiologue et électrophysiologiste dans le service de cardiologie et rythmologie du CHU de Dijon pour son implication dans le projet, pour ses précieux conseils et pour le partage de ses connaissances et de son expérience. J'ai apprécié son enthousiasme et sa sympathie.

Je voudrais remercier les rapporteurs de cette thèse, Mme. Françoise Paladian, Professeur à l'université Blaise Pascal à Clermont-Ferrand, et Mr. Mustapha Nadi, Professeur à l'institut Jean Lamour à Nancy, pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. J'associe à ces remerciements Mr. Sébastien Lalléchère, Maître de conférences à l'université Blaise Pascal à Clermont-Ferrand, et Mr. Philippe Talbot, Maître de conférences à l'université Brest Occidentale pour avoir accepté d'examiner mon travail.

J'adresse de sincères remerciements à Mr. Didier Stuerge, Professeur à l'université de Bourgogne, pour avoir apporté un précieux point de vue concernant mes travaux. Ses connaissances scientifiques sont incroyables. Il est sans doute le meilleur professeur que j'ai pu avoir lors de ma scolarité.

Je tiens à ne pas oublier Mr. Brice de Fonseca pour avoir partagé le même bureau pendant ces trois années. Ses connaissances tant scientifiques que cinématographiques m'ont permis d'avoir un cadre de travail très agréable et important dans les moments difficiles. Pour cela, je te remercie "engagé guignol".

Je n'oublie pas les personnes qui ont permis à cette thèse d'être financée. Merci à Mr. Fabrice Hervé, Professeur à l'université de Bourgogne pour avoir été à l'écoute des doctorants durant ces trois années de formation, pour son soutien sans faille au dispositif JCE. Merci aussi à Mr. Thomas Quentin, chargé d'affaires au conseil régional de Bourgogne, pour l'aide apportée.

Mes tous derniers remerciements s'adressent aux personnes ayant gravité autour de moi pendant ces années : ma partenaire, ma famille, mes proches et mes amis doctorants pour m'avoir permis de penser à autre chose, les membres de la DN BMX Dijon Côte d'Or pour m'avoir permis de me défouler et d'avoir terminé à la troisième place au championnat de France de DN2, les membres des ateliers pour avoir satisfait mes exigences pour l'élaboration de ces travaux.

Table des matières

Introduction générale	8
1 Fibrillation atriale, mécanismes et traitements	12
1.1 Le cœur et son fonctionnement	13
1.1.1 La morphologie du cœur	13
1.1.2 Le fonctionnement du cœur	14
1.1.3 Les arythmies	17
1.2 Fibrillation atriale et mécanismes	18
1.2.1 Les causes	19
1.2.2 Les conséquences	20
1.2.3 Détection de la FA	21
1.3 Traitements de la Fibrillation Atriale	22
1.3.1 L’ablation de la Fibrillation Atriale	23
1.3.2 L’ablation par radiofréquence	25
1.3.3 Les risques et limites de l’ablation	28
1.3.4 Évolution des cathéters d’ablation RF	30
1.3.5 Paramètres importants lors d’ablation RF	32
1.4 Conclusion du chapitre	33
2 Caractérisation des tissus biologiques par mesure diélectrique large bande	34
2.1 Caractérisations non-destructives des matériaux	36

2.1.1	Introduction	36
2.1.2	Propriétés des matériaux	37
2.1.3	Les ondes électromagnétiques	38
2.1.4	Les techniques EM de CND	40
2.2	Propagation des OEM dans les matériaux	43
2.2.1	Interaction OEM/matériaux	43
2.2.2	Les matériaux à pertes	45
2.2.3	Les conséquences des pertes	46
2.2.4	Origines des pertes	48
2.2.5	Modèles théoriques de la permittivité	50
2.2.6	Réflexion et Transmission des ondes	52
2.3	Tissus biologiques et propriétés diélectriques	54
2.3.1	Structure et composition des tissus	54
2.3.2	Les effets sur la permittivité	55
2.3.3	Relaxations diélectriques des milieux biologiques	56
2.3.4	Données diélectriques de différents tissus	57
2.3.5	Profondeur de pénétration dans le cœur	58
2.3.6	Les paramètres influant sur la permittivité	60
2.3.7	Quid des brûlures ?	63
2.4	Conclusion du chapitre	64
3	Établissement du dispositif expérimental de l'étude	65
3.1	De la réalité médicale à un modèle expérimental	67
3.1.1	Description des paramètres du cœur	67
3.1.2	Établissement et simplification du modèle	68
3.2	Chaine de mesure	69
3.2.1	Obtention des données	69
3.2.2	Ligne de propagation	71
3.2.3	Traitements des données	73
3.3	Gestion des conditions expérimentales	76

3.3.1	Contrôle de la température	76
3.3.2	Positionnement de la sonde	77
3.3.3	État physiologique des tissus biologiques	80
3.4	Génération des brulures	83
3.4.1	Générateur Radiofréquence	83
3.4.2	Système d'irrigation du cathéter	84
3.4.3	Profondeurs de brulure incertaines	86
3.4.4	Mesure optique des brulures	87
3.5	Simulation des données	88
3.5.1	Le logiciel	88
3.5.2	Estimation de la permittivité	89
3.6	Récapitulatif du dispositif expérimental	92
3.7	Conclusion du chapitre	93

4 Détermination de la profondeur de brulure de tissus biologiques : résultats expérimentaux 94

4.1	Estimations et analyses de la permittivité	96
4.1.1	Estimation de la permittivité mesurée dans l'air	97
4.1.2	Estimation de la permittivité mesurée en solution	98
4.1.3	Interprétation des valeurs	100
4.1.4	Conclusion sur ces résultats	104
4.2	Estimation de la profondeur de brulure	105
4.2.1	Simulation de la variation relative	105
4.2.2	Répétabilité	106
4.2.3	Reproductibilité	108
4.2.4	Estimation des profils de brulures	110
4.2.5	Quid des oreillettes cardiaques ?	112
4.2.6	Validation pour d'autres masses appliquées	113
4.2.7	Conclusion sur ces résultats	114
4.3	Élaboration d'une sonde intracardiaque HF	115

4.3.1	Étude de la sonde actuelle	115
4.3.2	Adaptation au design actuel	118
4.3.3	Le CATHéter Hyperfréquence pour ARythmies (CATHAR)	120
4.3.4	Fabrication de la sonde	123
4.3.5	Mesure de profondeur de brulure	124
4.3.6	Conclusion sur ces résultats	127
Conclusion et perspectives		128
Annexe		133
	Annexe 1 : techniques de caractérisation HF	133
	Annexe 2 : réflexions et transmissions d'une onde	136
	Annexe 3 : résultats pour d'autres masses appliquées	137
Bibliographie		140
Listes des publications		161

Introduction générale

Contexte de la thèse

Ce travail est le fruit d'une collaboration entre deux équipes des laboratoires de recherche de l'Université de Bourgogne. La première équipe regroupant des chimistes et électroniciens est le Groupe d'Etude et de Recherche sur les Micro-ondes (GERM) du département Nanosciences du laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne (UMR 6303 ICB). Sous la direction du professeur Stuerger, ses activités portent sur la synthèse de nano-composés par thermohydrolyse micro-ondes, le développement de capteurs par transduction micro-ondes pour la détection de polluants. L'activité capteur et microscopie microondes est sous la responsabilité de J Rossignol (membre COST EUNETAIR). La seconde équipe, Systèmes Non-Linéaires (SNL) du département Electronique du Laboratoire d'Electronique, d'Informatique et d'Image (UMR 6306 LE2I) s'intéresse à la modélisation des milieux excitables et des systèmes complexes avec l'utilisation de divers outils issus des Sciences de l'Ingénieur (traitement du signal, mathématiques appliquées, électronique...). Sous la direction du Professeur Binczack, cette équipe a entrepris des travaux sur l'étude des troubles du rythme et de la conduction au niveau cardiaque suite à des collaborations avec des biologistes et des praticiens hospitaliers. Parmi les membres de cette équipe, le Dr Gabriel Laurent, cardiologue chef de service au CHU Dijon, nous a fait profiter de son expérience, de ses conseils et fait part des besoins d'évolution de la technique d'ablation par radiofréquence lors de ces trois années. Située à l'interface entre les deux domaines de prédilection des équipes, ce travail vise à mettre au point un capteur adapté à l'étude des troubles du rythme cardiaque.

Soutenu par la région Bourgogne, ce projet, reconnu pour son intérêt économique, bénéficie d'un financement de thèse Jeunes Chercheurs Entrepreneurs (JCE). Ce type de projet à caractère innovant présente un fort potentiel de valorisation. Ainsi, les thèses JCE tendent à former par la recherche les doctorants tout en leur donnant les outils de management de l'innovation au moyen d'une formation en alternance au Master Administration des Entreprises IAE dijon. Parrainé par la société NVH medicinal, une salle de manipulation au sein du CHU de Dijon a été mise à disposition pour ce projet. Les activités professionnelles du Pr. Gabriel Laurent nous ont permis d'équiper cette salle avec des matériels semblables à ceux utilisés lors de ses interventions sur les patients.

Contexte scientifique

Trouble du rythme cardiaque la plus répandue, la Fibrillation Atriale (FA) est caractérisée par une activation anarchique des oreillettes et une contraction irrégulière des ventricules. L'efficacité de pompage du cœur est alors diminuée d'où une nette détérioration de la qualité de vie des patients. Cette maladie n'entraîne pas des morts subites mais représente une source d'angoisses chez les patients. Elle devient dangereuse si elle n'est pas traitée. En France, plus de 750000 personnes en sont atteintes. **La fibrillation auriculaire est responsable d'un accident vasculaire cérébral (AVC) toutes les 20 minutes [1].** Le risque de mortalité pour un individu atteint de FA est 2 fois supérieur à celui d'un individu en bonne santé. La prévalence de la FA augmente rapidement avec l'accroissement démographique et le vieillissement de la population. Estimée à environ 1% dans la population générale, elle est supérieure à 6% au-delà de 80 ans et atteint 15% au-delà de 90 ans [2]. La fibrillation auriculaire représente à elle seule 4% des hospitalisations. D'un point de vue économique, le coût de cette pathologie dépasse 3200 € par patient et par an selon une étude COCAF (figure 1) [3]. Plusieurs traitements existent contre la fibrillation atriale et sont susceptibles de soigner, voire de guérir les patients. Parmi l'arsenal thérapeutique dont disposent les spécialistes, la procédure d'ablation par radiofréquence est le traitement le plus efficace [4].

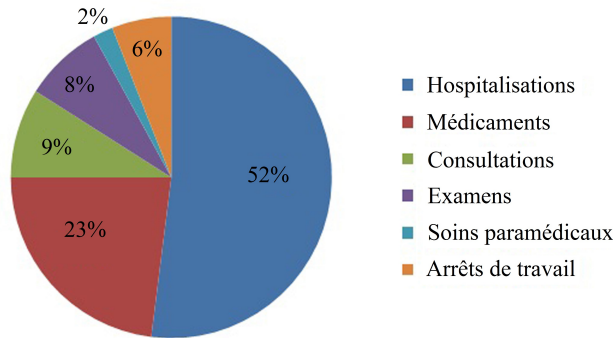


Fig. 1 – Distribution du coût des soins dans l'étude COCAF (2004) [3].

Cette intervention consiste à bruler, à l'aide d'un cathéter, les zones du substrat atrial responsables de l'initiation ou du maintien de la fibrillation. Le temps consacré à la procédure est long (entre 3 et 5 heures). Cependant, les résultats sont parfois incertains du fait de l'absence sur la qualité de la brulure des zones incriminées.

Problématiques et Objectifs

Le but de cette thèse est de qualifier les brulures réalisées par les cardiologues afin de développer un capteur capable de fournir au praticien une information sur la profondeur de brulure réalisée. En effet, à l'heure actuelle, les cardiologues n'ont pas accès à la profondeur de brulure effectuée. Or, il a été prouvé que la non-transmuralité des brulures et un éloignement trop important entre celles-ci seraient la cause des récives de l'arythmie [5]. Cela conduit à une reconnexion des veines pulmonaires souvent à l'origine de la fibrillation atriale.

La détermination de la profondeur de brulure est donc réalisée au moyen d'une technique non-invasive. De préférence, celle-ci nécessite d'être adaptable au cathéter utilisé pour réaliser les brulures. Les cardiologues seraient ainsi en mesure de réaliser la totalité de la procédure au moyen d'une seule sonde avec la connaissance de la qualité des brulures. La pluridisciplinarité de ce projet a conduit à une convergence des compétences des deux équipes afin de proposer une solution à ce challenge.

Plan du manuscrit de thèse

Ce manuscrit est le fruit d'un travail pluridisciplinaire. De ce fait, l'état de l'art de chaque domaine est présenté dans les deux premiers chapitres. Ainsi les experts coté électronique et/ou microondes trouveront un état de l'art sur le domaine médical adapté (chapitre un) tandis que l'homme de l'art coté médical trouvera des informations sur l'électromagnétisme et les microondes au chapitre suivant.

Le premier chapitre porte sur la description de la fibrillation atriale, de ses mécanismes et traitements. De l'explication du fonctionnement du cœur, nous abordons les différents troubles du rythme cardiaque. Dans le cas de la fibrillation atriale, les causes et les mécanismes favorisant le maintien de celle-ci sont abordés. Le procédé de traitement est ensuite décrit ainsi que ses limites.

Le chapitre 2 évoque les différentes techniques de caractérisation des matériaux conduisant, en respect des contraintes de l'opération, à la caractérisation diélectrique large bande. L'utilisation d'une technique non-invasive est primordiale. La propagation d'une onde électromagnétique dans le matériau donne accès à ses propriétés intrinsèques. Après un rappel d'électromagnétisme et des phénomènes mis en jeu, les propriétés diélectriques des tissus biologiques et les paramètres dont elles dépendent sont discutés.

Le chapitre 3 porte sur l'élaboration du modèle expérimental, ses hypothèses ainsi que le dispositif qui en découle. La chaîne de mesure et le contrôle de tous les paramètres sont présentés. Enfin, l'estimation de la permittivité diélectrique est proposée au moyen d'un outil numérique.

Le chapitre 4, composé de trois sections, est consacré aux résultats expérimentaux.

- Les valeurs de permittivité diélectrique obtenues expérimentalement ainsi que leurs évolutions avec la profondeur de brulure sont présentées et discutées.
- La détermination de la profondeur de brulure est traitée à l'aide du coefficient de réflexion de l'onde. Nous sommes en mesure de discriminer des profondeurs de brulure comprises entre 0 et 6 mm de profondeur de matériaux biologiques.
- Enfin, le développement d'une sonde aux dimensions requises pour une mesure intracardiaque est présenté tant d'un point de vue numérique qu'expérimental.

Chapitre 1

Fibrillation atriale, mécanismes et traitements

Plan du chapitre

1.1	Le cœur et son fonctionnement	13
1.1.1	La morphologie du cœur	13
1.1.2	Le fonctionnement du cœur	14
1.1.3	Les arythmies	17
1.2	Fibrillation atriale et mécanismes	18
1.2.1	Les causes	19
1.2.2	Les conséquences	20
1.2.3	Détection de la FA	21
1.3	Traitements de la Fibrillation Atriale	22
1.3.1	L'ablation de la Fibrillation Atriale	23
1.3.2	L'ablation par radiofréquence	25
1.3.3	Les risques et limites de l'ablation	28
1.3.4	Évolution des cathéters d'ablation RF	30
1.3.5	Paramètres importants lors d'ablation RF	32
1.4	Conclusion du chapitre	33

Après une description des phénomènes mis en jeu lors du fonctionnement du cœur et de sa morphologie, les différents problèmes du rythme cardiaque sont abordés, mettant en lumière la pathologie d'intérêt de cette étude à savoir la fibrillation atriale.

Trouble du rythme cardiaque le plus répandu dans la population [6], la fibrillation atriale (FA), également appelée fibrillation auriculaire, correspond à une activation électrique rapide et désynchronisée des oreillettes du cœur. Elle réduit alors l'efficacité du pompage du sang par le cœur et induit des complications. Ainsi la compréhension des mécanismes de cette pathologie et leur localisation explique les traitements couramment utilisés par les cardiologues. Parmi les traitements médicaux spécifiques aux FA, la procédure d'ablation constitue l'unique traitement pour stopper définitivement cette pathologie. La description de la procédure d'ablation souligne ses risques et ses limites et explique le faible taux de réussite de cette pratique. Une présentation exhaustive des différents cathéters et de leur évolution terminent cet état de l'art.

1.1 Le cœur et son fonctionnement

1.1.1 La morphologie du cœur

Le cœur, organe creux, assure la circulation du sang dans l'organisme en le pompant par des contractions rythmiques. Dans le corps humain, le cœur se situe dans la partie médiane de la cage thoracique, plus précisément dans le médiastin antéro-inférieur (entre les deux poumons, l'œsophage, le sternum et la colonne vertébrale) [7]. Le cœur est constitué de plusieurs parties, chacune d'elles joue un rôle dans l'action de pompage [8]. Deux oreillettes (parties supérieures) et deux ventricules (parties inférieures) sont juxtaposés de façon à former deux cœurs comprenant chacun un ventricule et une oreillette (voir figure 1.1). Les deux parties ne communiquent pas entre elles. Elles sont séparées par les cloisons inter-ventriculaire et inter-auriculaire (septum). Dans chaque partie, des valves séparent les oreillettes des ventricules empêchant le sang de revenir en arrière (valve mitrale dans la partie gauche et valve tricuspide dans la partie droite).

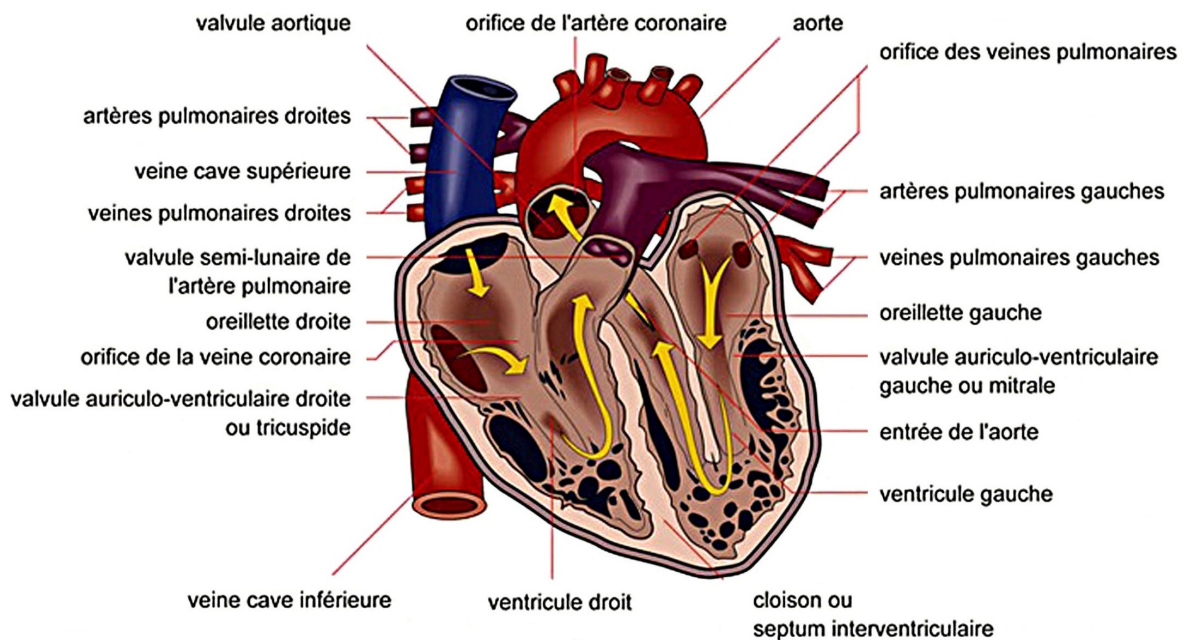


Fig. 1.1 – Circulation du sang dans le cœur (flèche jaune) [9].

La partie droite du cœur est chargée de réoxygéner le sang. Celui-ci est acheminé à l'oreillette droite par la veine cave. Il est expulsé dans les poumons par l'artère pulmonaire grâce à la contraction du ventricule droit. La partie gauche envoie le sang dans tout l'organisme. En effet, elle récupère le sang oxygéné par les quatre veines pulmonaires de l'oreillette gauche puis l'expulse dans le corps par l'artère aorte grâce à la contraction du ventricule gauche.

1.1.2 Le fonctionnement du cœur

Le bon fonctionnement du cœur se traduit par un sang toujours en mouvement. En effet, les contractions des oreillettes et des ventricules sont coordonnées afin d'avoir des battements cardiaques efficaces. Ces contractions sont possibles grâce aux muscles cardiaques et au système de conduction de l'information électrique.

Le tissu musculaire cardiaque

La paroi du cœur est composée de trois tuniques (illustrées figure 1.2). L'endocarde est une mince membrane tapissant la face interne des quatre cavités cardiaques. Le péricarde s'étend sur toute la surface externe du cœur et joue donc le rôle d'enveloppe protectrice extérieure. Enfin, le myocarde, tunique la plus épaisse et couche intermédiaire, est formé de cellules musculaires cardiaques. Il constitue la plus grande partie de la paroi [10]. Cette couche évolue progressivement de quelques millimètres au niveau des oreillettes (environ 4 ou 5 mm d'épaisseur), une dizaine de millimètre au niveau du ventricule droit et au delà de la quinzaine de millimètres pour le ventricule gauche.

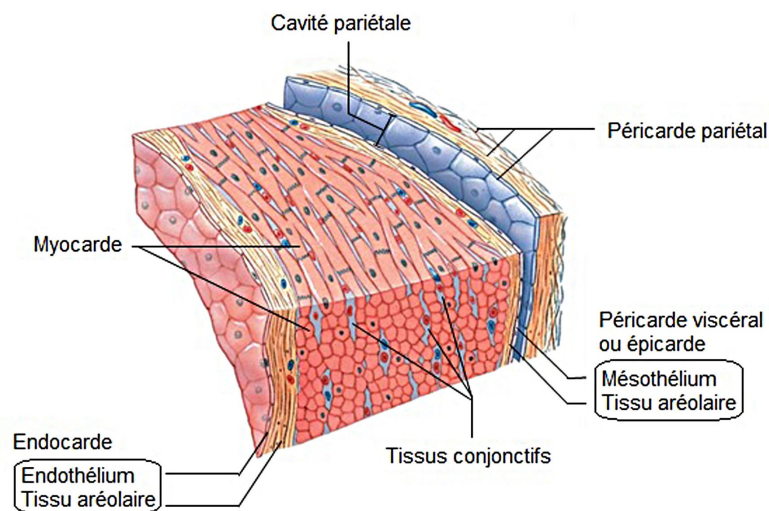


Fig. 1.2 – Coupe transversale d'un ventricule montrant les trois tuniques du cœur (Péricarde, Myocarde et Endocarde) [11].

Le myocarde assure, au moyen de sa contractilité et de son élasticité, la vidange et le remplissage des cavités cardiaques (oreillettes et ventricules). Il est composé d'une majorité de cellules musculaires, les cardiomyocytes qui donnent au cœur la capacité de se contracter et de conduire l'excitation électrique [12]. Ces cellules sont reliées entre elles par un tissu conjonctif. Ainsi, le myocarde est un muscle de type strié, proche des muscles squelettiques. Les cellules qui le constituent sont incapables de rester contractées de façon prolongée.

Le système de conduction

Le cœur reste inerte en l'absence de signal électrique qui le fait se contracter. L'automatisme cardiaque est la propriété que présente le cœur à se contracter rythmiquement en l'absence de toute stimulation lui parvenant d'autres organes. Les cellules du tissu nodal produisent spontanément et conduisent l'impulsion électrique. Elles sont à l'origine de la contraction automatique du myocarde [13]. Le tissu cardionecteur (tissu nodal) est constitué de différentes parties telles que le nœud sino-auriculaire (nœud SA), le nœud auriculo-ventriculaire (nœud AV), le faisceau de Bachmann et le faisceau atrio-ventriculaire. Ces parties sont présentées sur la figure ci-dessous.

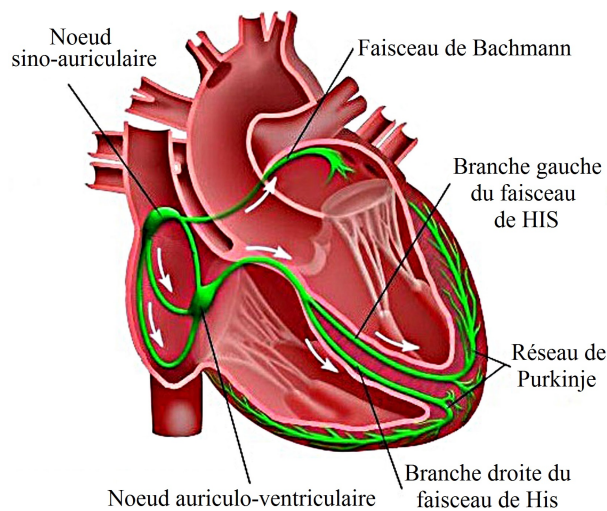


Fig. 1.3 – Le système de conduction électrique du cœur [14].

Le nœud sino-auriculaire (nœud SA ou nœud sinusal) est un stimulateur cardiaque naturel. Situé dans la partie postérieure de l'oreillette droite, il génère une impulsion électrique qui traverse les deux cavités supérieures du cœur pour atteindre le nœud auriculo-ventriculaire (nœud AV). Au passage de cette impulsion, les oreillettes se contractent et envoient le sang dans les ventricules. Le nœud AV fait ensuite passer cette impulsion de la partie supérieure du cœur aux deux cavités inférieures de pompage (ventricules) au moyen du faisceau atrio-ventriculaire (comprenant les branches du faisceau de His et le réseau de Purkinje). Ce dernier est un tissu spécifique à la transmission des impulsions électriques dans les ventricules.

Le cœur bat à un rythme sinusal régulier lorsque la conduction électrique se fait normalement. Dès que le tissu nodal présente un défaut ou que la conduction électrique est perturbée, des troubles du rythme cardiaque apparaissent.

1.1.3 Les arythmies

Au repos, un être sain présente un nombre de pulsations cardiaques de l'ordre de 60 à 90 par minute. L'arythmie, c'est-à-dire une irrégularité des contractions du cœur (bénigne ou maligne), est un trouble du rythme cardiaque. Elle est issue d'un dysfonctionnement de la conduction électrique dans le cœur. Les accroissements de la fréquence de pulsation (tachycardies), les diminutions de la fréquence (bradycardies), ou encore les irrégularités de la fréquence cardiaque sont des formes d'arythmies. Elles peuvent être ventriculaires ou supra-ventriculaires (si le dysfonctionnement provient d'une oreillette). Voici une liste non exhaustive des principales arythmies [15] :

- **L'extrasystole**, battement cardiaque prématuré (ou en surplus), est ressenti comme un battement erratique ou manquant. De nombreuses personnes atteintes d'extrasystoles ne les perçoivent même pas. Si celles-ci ne s'accompagnent pas d'autres symptômes, cette anomalie est bénigne et peut se produire dans un cœur sain.
- **La bradycardie**, littéralement "cœur lent", est une diminution du rythme cardiaque (sous les 60 battements à la minute). Bien que cela puisse parfois exiger l'auscultation par un médecin, un pouls lent sans autre symptôme est considéré comme normal.
- **La tachycardie ventriculaire** prend son origine dans les ventricules (au-delà de 100 battements à la minute). Cette forme d'arythmie ne représente qu'une minorité des arythmies et reflète en général un mauvais fonctionnement des ventricules.
- **La fibrillation ventriculaire** est la forme extrême et aiguë de l'arythmie. Elle est caractérisée par de multiples petites contractions ventriculaires complètement désordonnées dues à la présence d'ondes spirales. Les ventricules n'arrivent plus à chasser le sang dans l'organisme. La vie du patient est menacée si aucune intervention n'est pratiquée.

- **Le flutter atrial** est une contraction rapide et désordonnée de l’oreillette droite. Cette arythmie est provoquée par un dysfonctionnement au niveau de la valve tricuspide. Elle est quelquefois à l’origine de fibrillation atriale.
- **La fibrillation atriale** (FA) est une contraction rapide et désordonnée de l’oreillette gauche. L’oreillette n’arrive plus à se contracter normalement, ce qui entraîne un rythme irrégulier du pouls, mais pas nécessairement des palpitations.

La fibrillation atriale représente le type le plus commun d’arythmies chroniques [16]. Cette arythmie a donc retenu notre attention. De plus, de part sa nature, les traitements ont des résultats incertains.

1.2 Fibrillation atriale et mécanismes

La fibrillation atriale (FA) est une pathologie complexe. Le nombre important de paramètres tels que la fréquence et la durée des crises donnent à cette arythmie une présentation clinique hétérogène. D’un point de vue pathologique, trois formes de fibrillation atriale se distinguent [17, 18] :

1. La FA **paroxystique** se manifeste par des épisodes disparaissant spontanément. Ceux-ci sont souvent inférieurs à 7 jours.
2. La FA **persistante** se manifeste par des épisodes ne se réduisant pas spontanément. Elle requiert un traitement (électrique ou pharmacologique) afin de rétablir le rythme sinusal.
3. la FA **permanente** dure définitivement. Le rythme sinusal ne peut pas être rétabli par traitement pharmacologique.

La fibrillation atriale évolue dans le temps et tend à devenir permanente. Pour enrayer cette évolution, la détection précoce de la FA et la connaissance de ses mécanismes permettent un traitement efficace de cette pathologie.

1.2.1 Les causes

Parfois liée à une pression artérielle élevée ou à une affection des valves du cœur, la fibrillation auriculaire est due à une anomalie de la structure cardiaque. Le point de départ de la fibrillation atriale se situe le plus souvent dans la région des veines pulmonaires, plus précisément au niveau de leur abouchement dans l'oreillette (gauche) [19]. Ces zones, considérées comme des sources secondaires d'impulsion électrique, sont appelées **foyers ectopiques** (FE). Il s'agit d'un groupement de cellules se comportant comme un pacemaker qui possède son propre rythme d'excitation et qui décharge de manière asynchrone des ondes d'activation au reste de l'oreillette. Un second mécanisme, appelé **ondelettes de ré-entrées** [19], s'ajoute aux FE. Ces ondes de dépolarisation viennent exciter la zone dont elles sont issues et ce de manière cyclique. L'oreillette se contracte donc une première fois au passage de l'impulsion venant du nœud SA et plusieurs fois ensuite.

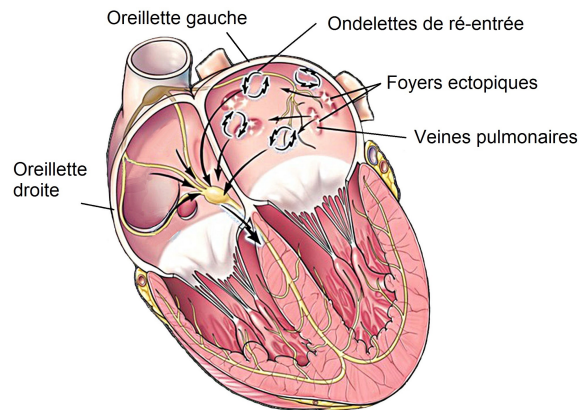


Fig. 1.4 – Point de départ fréquent de la Fibrillation Atriale [20].

Ces tachycardies focales ne sont pas seulement les facteurs déclenchants de l'arythmie, mais constituent le facteur déterminant du maintien de cette dernière. La récurrence des épisodes de fibrillation auriculaire donne rapidement lieu à un remodelage d'abord électrique, puis progressivement structurel, sous la forme d'une fibrose. Il en résulte la formation de nouvelles zones favorisant la fibrillation atriale (nouveaux circuits de ré-entrées autour des foyers de fibrose dû à des ondes spirales). [21, 22].

1.2.2 Les conséquences

La fibrillation auriculaire ne constitue pas, en tant que telle, une cause majeure de décès immédiat. Cependant, elle provoque chez les patients une insuffisance cardiaque empêchant de poursuivre une vie normale. En effet, les crises de fibrillation auriculaire sont susceptibles d'apparaître à tout moment sans raisons particulières entraînant des palpitations, un essoufflement et une sensation de faiblesse [23]. Une étude a mis en évidence que le taux de mortalité des patients atteints de FA est augmenté puisque cette arythmie est liée à un risque accru (multiplié par 5) d'accident vasculaire cérébral (AVC) [1]. Les oreillettes, ne se contractant plus normalement, entraînent une stase et parfois une coagulation sanguine. Les caillots sanguins risquent de provoquer un accident vasculaire cérébral s'ils se fragmentent en migrant dans l'organisme et en bloquant ainsi le flux sanguin artériel vers le cerveau.

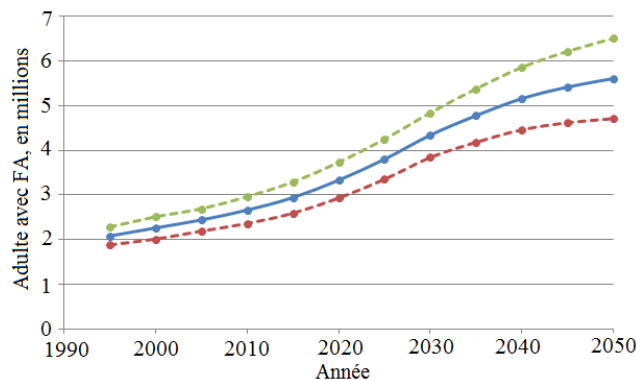


Fig. 1.5 – Prévision du nombre de personnes atteintes de FA [2].

Représentant à elle-seule environ 4 % des hospitalisations, la prévalence de la fibrillation atriale augmente avec l'âge. De part le vieillissement de la population, elle se retrouve donc au centre de toutes les attentions. En effet, en dessous de 50 ans, moins d'1% de la population est affecté par cette pathologie alors qu'elle touche environ 5% des septuagénaires et dépasse même 10% chez les sujets de plus de 80 ans. La figure 1.5 présente une estimation du nombre de patients potentiels jusqu'en 2050 aux Etats-Unis en tenant compte de l'accroissement naturel (les courbes en pointillés représentent l'incertitude de la prévision) [2].

Une détection précoce de la fibrillation atriale ainsi qu'un traitement efficace et adapté aux types de fibrillation sont donc les facteurs d'intérêt de cette pathologie.

1.2.3 Détection de la FA

La fibrillation atriale, comme les autres arythmies, est détectée à l'aide d'un électrocardiogramme (ECG). Celui-ci enregistre les battements du cœur sur plusieurs heures. Les médecins interprètent directement les données recueillies sur l'électrocardiogramme comme le montre la figure ci-dessous.

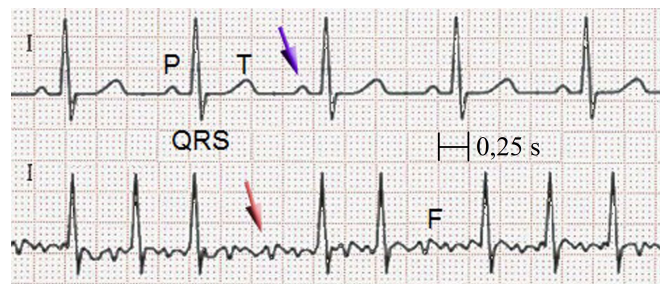


Fig. 1.6 – Comparaison d'un ECG sans et avec FA [24].

Sur la figure 1.6, l'ECG (flèche violette) représente les battements d'un cœur sain. Ils sont réguliers et bien lisibles. Les ondes observées sont liées aux différentes parties du cœur [25]. Ainsi, l'onde P apparaît sur l'électrocardiogramme lorsque les oreillettes se contractent (c'est la dépolarisation auriculaire). Le complexe QRS correspond à la contraction des ventricules (c'est la dépolarisation ventriculaire). L'onde T correspond à la repolarisation des ventricules. Un problème cardiaque est ainsi repéré lorsque ces ondes ne sont pas présentes. Par exemple, l'ECG pointé par la flèche rouge représente les battements erratiques d'un cœur en pleine fibrillation. En effet, l'absence d'activité auriculaire organisée provoque la disparition des ondes P au profit d'une trémulation de la ligne iso-électrique (ondes F) [26]. Le rythme ventriculaire (QRS) est irrégulier et fin. Ces différents points sont caractéristiques de la fibrillation atriale. A l'aide de ces électrocardiogrammes, les cardiologues identifient donc l'arythmie dont souffre le patient.

Pour une fibrillation atriale, le rythme cardiaque est mesuré sur plusieurs jours afin de savoir s'il s'agit d'une fibrillation paroxystique, persistante ou permanente. Le traitement dépend du type de fibrillation. Par ailleurs, la fibrillation auriculaire est souvent associée à d'autres maladies comme une maladie coronarienne, une hypertension, un rhumatisme cardiaque ou une hyperthyroïdie. Le traitement de la fibrillation atriale s'accompagne alors d'un traitement parallèle de ces pathologies.

1.3 Traitements de la Fibrillation Atriale

Une fois diagnostiquée, le traitement de la fibrillation atriale débute par l'absorption d'anticoagulant afin de prévenir tout risque de formation de caillots et donc d'accidents vasculaires cérébraux. Ensuite, différents traitements sont possibles suivant l'âge et le type de FA du patient [27].

- La première option est un traitement médicamenteux afin d'inhiber les zones de conduction défaillante et ainsi retrouver un rythme sinusal normal. Ces anti-arythmiques ne sont pas tous tolérés correctement par l'organisme et entraînent quelquefois des effets indésirables [28].
- La deuxième option consiste en une intervention pour appliquer un choc électrique au cœur par la paroi de la cage thoracique. C'est la cardioversion [29]. Le choc se donne à un moment précis pendant le battement du cœur pour rétablir le rythme sinusal. C'est une intervention sûre réalisée à l'hôpital, sous sédation, dans un milieu surveillé.
- La dernière option est une intervention chirurgicale appelée ablation. Elle consiste à bruler les zones suspectes grâce à un cathéter. Celui-ci est inséré dans le patient au niveau de l'aîne et est acheminé jusqu'au cœur. Cette option est recommandée depuis septembre 2010 par la Société Européenne de Cardiologie [30]. Cependant, celle-ci ne s'exprime pas sur la procédure à suivre lors de l'ablation ainsi que sur les technologies et les cathéters associés.

1.3.1 L’ablation de la Fibrillation Atriale

En général, le terme **ablation** définit l’acte de retirer un tissu ou un organe. Ici, ce n’est pas la paroi du cœur qui est retirée mais les sources d’émission d’ondes d’activation responsables de l’arythmie. Les signaux traduisant la fibrillation atriale ne naissent pas seulement en surface mais sur toute la profondeur de l’oreillette. La paroi de cette dernière est alors brûlée afin d’empêcher la propagation des signaux responsables de l’arythmie. La figure 1.7 présente trois cathéters utilisant des technologies d’ablations différentes.

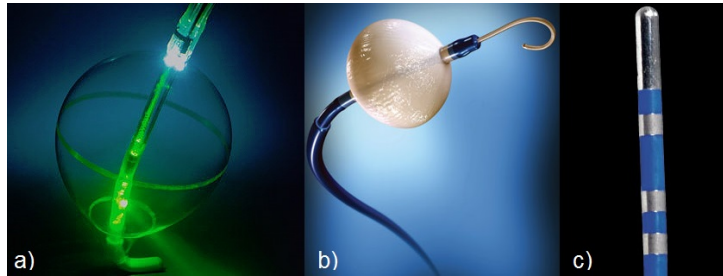


Fig. 1.7 – Différents cathéters utilisés pour l’ablation de la FA. a) cathéter laser [31], b) cathéter de cryoablation [32], c) cathéter radiofréquence [33].

Le procédé d’ablation ou de brûlure doit répondre à des critères stricts [34]. Pour être efficace, l’ablation doit créer des lésions progressives et selon le cas larges et profondes. Tout en préservant au mieux l’architecture tissulaire, l’ablation doit également minimiser les risques de thrombose (coagulation sanguine) et de sténose vasculaire (rétrécissement des vaisseaux sanguins). De plus, il est important que cette technique soit facile à utiliser avec une technologie simple et une durée d’application courte. Enfin, il est préférable que celle-ci soit indolore pour le patient.

Les technologies pour effectuer les brûlures de tissus sont nombreuses, cependant, elles ne sont pas toutes utilisées pour l’ablation de la fibrillation atriale. En effet, la morphologie des oreillettes, la faible épaisseur de leur paroi ainsi que la proximité d’autres organes tel que l’œsophage empêchent l’utilisation de certaines technologies. De plus, les technologies peu économiques sont laissées de côté afin de ne pas augmenter les coûts de traitements de la pathologie.

A l'état de recherche clinique, les technologies fondées sur **les ultrasons** et **les micro-ondes** sont étudiées pour l'ablation de la fibrillation atriale malgré le risque excessif de fistules œsophagiennes. En effet, la profondeur de tissus brûlés est peu contrôlable et s'avère souvent trop importante [35, 36]. Plus récemment, **les infra-rouges** présentent des résultats cliniques prometteurs [37]. Cette technique utilise des cathéters à diode laser d'une longueur d'onde de 980 nm. En forme de ballon, ces cathéters ne s'échauffent pas et ne nécessitent pas d'être en contact avec le tissu pour l'ablater. La variabilité du volume lésionnel et le coût élevé de cette technologie et de ses consommables représentent les principaux écueils à un développement en masse.

Actuellement dans les blocs opératoires du globe, deux technologies s'affrontent [38]. **La cryoablation** est fondée sur l'utilisation du froid pour brûler les tissus [39]. L'embout de ces cathéters prend la forme d'un ballonnet dans le but de mieux épouser le contour des veines pulmonaires. Or, ces dernières ont rarement une forme sphérique ce qui constitue une des limites à cette technique. A cela, il faut ajouter un temps moyen d'ablation supérieur aux autres techniques en raison de la cinétique de refroidissement progressif.

L'ablation par **radiofréquences** (RF) est la seconde technique très répandue. Elle consiste à envoyer des ondes de fréquences comprises généralement entre 300 kHz et 1 MHz sur la paroi interne du cœur [40]. La brûlure dépend de la puissance utilisée et de la durée de l'ablation. Responsable du choix de la technologie qu'ils utilisent, les cardiologues prennent en compte, hormis leur expérience, le contexte budgétaire. En effet, les coûts pour une procédure d'ablation sont importants (environ 4000 €) et les médecins n'ont pas la possibilité de changer de technologie du jour au lendemain [3].

L'ablation par radiofréquence reste la technique la plus utilisée à l'heure actuelle [41, 42]. Cette technique est d'ailleurs utilisée par le service de cardiologie du Centre Hospitalier Universitaire de Dijon. Cette ablation est donc expliquée en détail afin de comprendre les effets de celle-ci lors de la procédure d'ablation sur la paroi du cœur.

1.3.2 L'ablation par radiofréquence

Aspect physique de l'ablation

L'ablation par radiofréquence consiste donc à envoyer un courant sinusoïdal de fréquences comprises entre 300 kHz et 1 MHz. Les fréquences inférieures à 10 kHz ne sont pas utilisées afin de prévenir toutes stimulations des tissus cardiaques [43]. Les valeurs à disposition des électrophysiologistes pour réaliser les ablations RF sont :

- Voltage : de 5 à 150 V (valeur courante : 60 V)
- Intensité : de 50 à 1000 mA (valeur courante : 500 mA)
- Puissance : de 0 à 100 W (valeur courante : 30 W)

L'échauffement des tissus est gouverné par les propriétés électriques de ceux-ci, spécifiquement la permittivité diélectrique et la conductivité (termes développés au chapitre suivant). L'équation de la chaleur, développée dans [44] par exemple, permet de remonter à des profils de température et donc à un profil de brûlure. De plus, le taux d'absorption spécifique ($SAR = \sigma E_i^2 / \rho$ (en W/kg)) [43] montre que l'absorption de l'énergie RF diminue avec la distance par rapport à la sonde (σ est la conductivité (en S/m), ρ est la masse volumique du tissu (en kg/m³) et E_i (en V/m) est l'amplitude du champ se propageant dans le milieu (son profil est développé au chapitre suivant et à la forme d'une exponentielle décroissante)). La figure ci-dessous présente la formation des brûlures qui résultent de la combinaison d'un chauffage résistif (en contact de la sonde) avec un chauffage par conduction thermique [45].

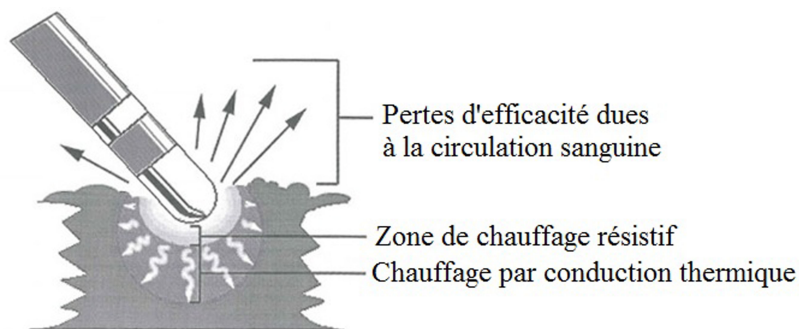


Fig. 1.8 – Schéma de la formation de la brûlure [45].

Aspect physiologique des lésions

De nombreuses études ont été menées sur les effets biologiques de l'ablation RF sur les tissus et les cellules [46]. Ainsi, **au niveau tissulaire**, la réduction des conduits micro-vasculaires est observée. Cela entraîne une rétractation des tissus et donc une diminution de la quantité de sang dans ceux-ci. De plus, une inflammation des tissus à proximité de la lésion est observée pendant plusieurs semaines. **Au niveau cellulaire**, les effets dus aux lésions sont nombreux. Les principaux concernent des changements structuraux (membrane plasmique, cytosquelette et noyau). De plus, le métabolisme cellulaire est inhibé par la dénaturation des protéines métaboliques. Par exemple, l'albumine devient dénaturée et coagulée lorsqu'elle est exposée au courant RF. La spécificité de la brûlure est d'entraîner une perte en molécule d'eau au niveau des cellules et des tissus.

La procédure d'ablation RF

Première technique d'ablation de la fibrillation atriale, l'ablation par cathéter radiofréquence (RF) a été initialement pratiquée à Bordeaux par l'équipe du Professeur M. Haïssaguerre en 1994 [47]. A l'époque, elle consiste à effectuer une brûlure linéaire à l'aide d'un cathéter radiofréquence dans l'oreillette droite du patient. Une rémission fut observée à la fin de l'opération. Cependant, le peu de connaissances des mécanismes de FA s'est traduit sur le suivi du patient par une inefficacité à long terme de ce type d'ablation. Au bout de 4 ans de recherche, cette même équipe a mis en évidence les mécanismes de la fibrillation atriale conduisant à la nécessité d'effectuer les ablations dans l'oreillette gauche, la plupart du temps au niveau des veines pulmonaires [48].

Lors de la procédure d'ablation, la première étape consiste à insérer les cathéters dans l'oreillette gauche en perçant le septum auriculaire. Par la suite, le cardiologue effectue une cartographie de la cavité cardiaque [49]. Celle-ci est réalisée au moyen d'un cathéter lasso (figure 1.9) dédié à cet effet. A partir des électrogrammes intracardiaques mesurés par le cathéter en fonction de sa position dans l'oreillette, un logiciel est conçu pour donner une représentation en trois dimensions sur le moniteur du cardiologue. Dès que cette cartographie est complète, le praticien entame la procédure d'ablation.

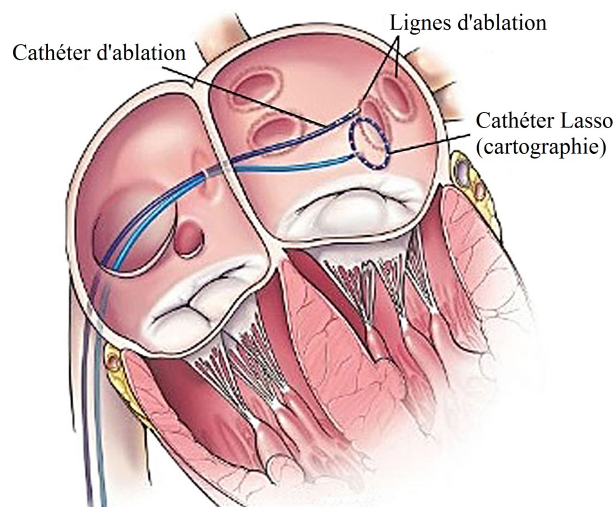


Fig. 1.9 – Cathéters RF intracardiaques lors d’une procédure d’ablation [49].

La procédure dépend du type de FA (paroxystique, persistante, permanente). En effet, les praticiens évitent d’effectuer des brûlures non nécessaires afin de ne pas diminuer inutilement la taille de la cavité de l’oreillette. Lorsque la fibrillation atriale est paroxystique (inférieur à 7 jours), l’ablation circonférentielle des veines pulmonaires est devenue la technique de choix [50]. Les praticiens brûlent donc le contour de chaque veine pulmonaire point par point grâce aux cathéters d’ablation en faisant attention de ne pas entrer dans les veines afin d’éviter une sténose de celles-ci. L’isolation des veines pulmonaires suffit à la plupart des patients en FA paroxystique.

Les FA persistantes et permanentes (supérieures à 7 jours) seront traitées ensemble dans ce paragraphe car en termes de substrat et surtout de stratégie d’ablation, ces 2 types de FA sont très proches. En effet, la durée continue de la FA est importante à préciser car plus elle est ancienne plus le remodelage du cœur sera important, plus la procédure sera longue et le succès limité [51]. Les succès limités de l’ablation de ces fibrillations sont en partie liés à la difficulté d’interprétation des électrogrammes auriculaires complexes fractionnés (EACF) [52]. Ceux-ci sont à l’origine d’une nouvelle stratégie dans le traitement de la FA qui consiste à ablater les zones qui présentent des signaux fractionnés. Les définitions qui limitent ces signaux laissent une part importante à l’interprétation des praticiens [53] parfois en désaccord sur la nature des EACF [54, 55].

La figure 1.10 présente une reconstitution en 3 dimensions d'une oreillette gauche lors d'une procédure d'ablation (VP : veine pulmonaire, G : gauche, D : droite, S : supérieure, I : inférieure). Les points rouges représentent les points d'ablation. L'ablation des FA permanentes ou persistantes consiste donc en premier lieu à isoler les veines pulmonaires. A la différence des FA paroxystiques, une étape supplémentaire s'ajoute à savoir la création d'une ligne d'ablation au niveau du toit de l'oreillette gauche. Cette étape est représentée sur la figure 1.10.a. Enfin, les praticiens repèrent et ablatent les zones où des EACF sont reconnues. Cette étape est présentée sur la figure 1.10.b. Dû fait des remodelages cavitaires et de la complexité à identifier les EACF, les taux de succès sont inférieurs à celui de la FA paroxystique [56].

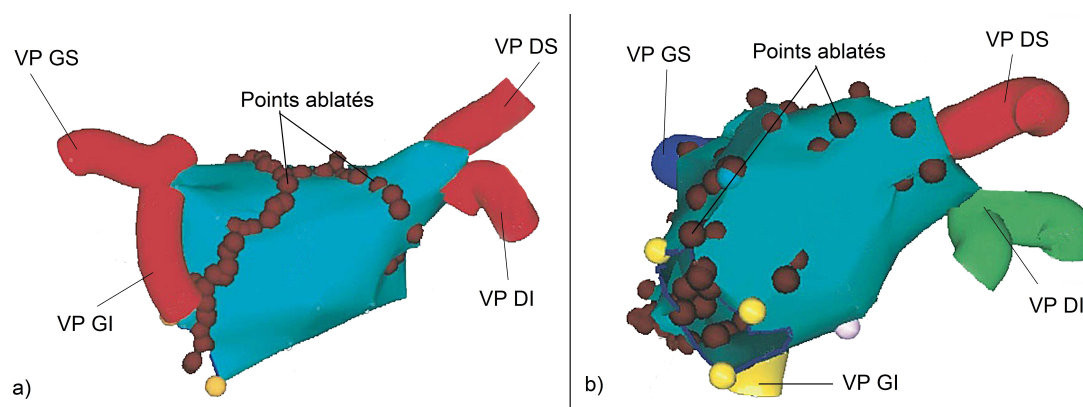


Fig. 1.10 – Cartographies des points ablatés dans une oreillette gauche [57] : a) isolation des veines pulmonaires, b) ablation des complexes fractionnés.

Quelque soit la procédure utilisée, l'ablation de la fibrillation atriale présente un risque pour le patient avec un résultat incertain.

1.3.3 Les risques et limites de l'ablation

Comme toute intervention, l'ablation de la fibrillation atriale présente des risques. La première source de complication opératoire est susceptible d'apparaître lors de l'introduction du cathéter dans la cavité de l'oreillette gauche. Le cardiologue est obligé de percer le septum puisque le cathéter arrive par la veine cave dans l'oreillette droite.

Durant l'intervention, le cardiologue possède très peu d'informations sur la position du cathéter par rapport à la paroi du cœur. Une force de contact trop importante appliquée par le cathéter sur la paroi provoque un épanchement péricardique circonférentiel compressif (tamponade) et conduit au décès dans certains cas rares [58]. Une étude parue en 2011 (figure 1.11) montre que le traitement de la fibrillation atriale ne présente pas une efficacité optimale. En effet, cette étude sur le suivi à 5 ans de patients opérés dans différents services a montré que 30% des patients n'avait plus de FA après une seule opération et près de 65% des patients opérés plusieurs fois ne présentait plus de FA [59]. La présence de FA de novo traduit la récurrence de l'arythmie.

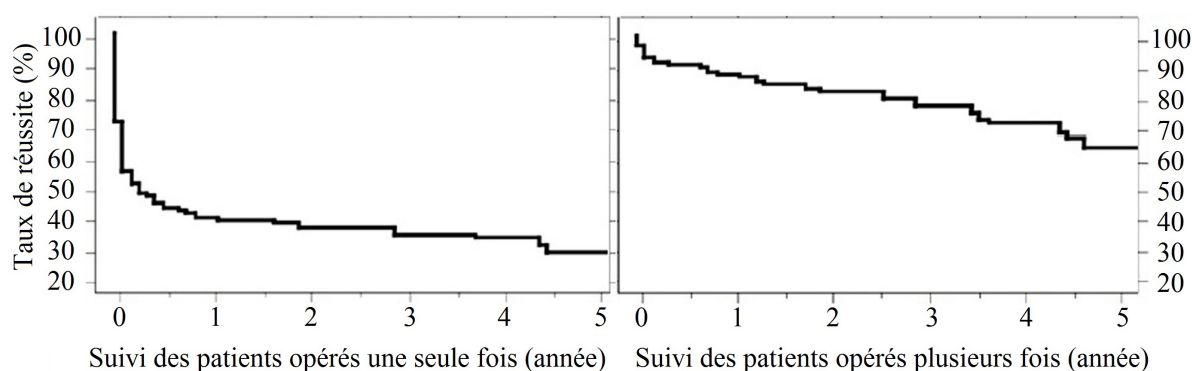


Fig. 1.11 – Suivi des patients ayant subi une ou plusieurs ablations sur 5 ans [59].

La **qualité** et la **quantité** des lésions sont responsables de ces récurrences [60]. En effet, des brûlures trop petites (**pas de transmuralité**) et/ou trop éloignées les unes des autres sont susceptibles de bloquer les signaux traduisant la fibrillation atriale à court terme mais après quelques semaines, celle-ci réapparaît lorsque les inflammations dues à la brûlure sont résorbées. Au contraire, des brûlures trop importantes et en trop grand nombre bloquent ces signaux mais réduisent la cavité de l'oreillette et peuvent endommager les organes en contact direct avec l'oreillette comme par exemple l'œsophage (risque de fistules atrio-œsophagiennes [61]). Les brûlures sont donc souvent insuffisantes et expliquent le faible taux de réussite.

La connaissance de la qualité des lésions est donc une préoccupation pour les praticiens.

Le taux de réussite dépend directement des spécificités des lésions. Afin d'augmenter celui-ci et de diminuer les risques de l'ablation, différents cathéters ont vu le jour.

1.3.4 Évolution des cathéters d'ablation RF

Depuis les débuts de l'ablation par radiofréquence, les cathéters n'ont de cesse d'évoluer. Peu complexes, les premiers cathéters ne comportaient que quatre électrodes basiques en or ou platine (une électrode distale et trois électrodes proximales). Les matériaux utilisés sont inertes et non dangereux pour le corps humain. La gaine du cathéter est fabriquée en polyuréthane [62].

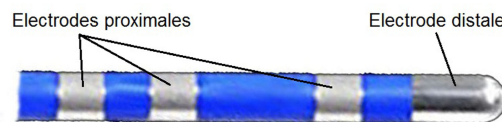


Fig. 1.12 – Premiers cathéters d'ablation radiofréquence [63].

Malgré des résultats encourageants, ce type de cathéter présente l'inconvénient majeur d'une montée trop haute en température (au delà de 90°C) et une formation de "charbon" non désirable est observée (sang et tissu coagulés sur le cathéter) [64]. Pour lever ce verrou technologique, l'innovation s'est portée sur l'intégration d'un système d'irrigation sur ces cathéters RF (illustrés figure 1.13). Cette combinaison offre plusieurs avantages significatifs. La température du cathéter lors de l'ablation est diminuée de plus de 15°C par rapport à un système sans irrigation. La formation de "charbon" est ainsi évitée. De plus, le système d'irrigation stoppe la propagation de la brûlure, évitant ainsi des complications créées par une brûlure excessive. La température du tissu à ablater ne dépasse maintenant pas 48°C [65].

Afin de diminuer le plus possible la température du tissu en contact avec le cathéter, le design de la sonde distale des cathéters a évolué. Malgré cela, ces cathéters ne répondaient pas à une des questions primordiales posées par les praticiens à savoir la force de contact exercée par la sonde sur le tissu.



Fig. 1.13 – Différents cathéters irrigués : a) Catheter Thermocool [66], b) Catheter Thermocool SF [67], c) Catheter Cool Flex [68].

Ces dernières années, de nouveaux cathéters apparaissent avec l'aptitude à déterminer cette force de contact. Actuellement, il existe trois modalités de mesure directe de la force de contact homologuées et disponibles pour une utilisation dans les procédures d'ablation RF. Le TactiCath cathéter (Endosense) est basé sur la mesure de la déformation de la sonde par fibre optique [69]. Le cathéter SmartTouch (Biosense Webster) donne la force appliquée par la mesure magnétique de la déformation d'un ressort [70]. Le cathéter Intellisense (Hansen médical) mesure la force appliquée via son bras robotisé [71]. Le risque de percer la paroi est alors diminué. Les médecins réalisent donc les brûlures lorsque le cathéter est en contact avec le cœur.



Fig. 1.14 – Cathéter mesurant la force de contact (SmartTouch) [72].

Il est à noter que l'unité de mesure utilisée pour cette force est le "gramme" [73] et non le Newton, par abus de langage des praticiens. Il faut comprendre que les valeurs (en grammes) obtenues correspondent à la masse d'un objet de mêmes dimensions que les sondes. Les forces appliquées lors des ablations sont comprises entre 10 et 40 grammes. Une force supérieure à 50 g est susceptible d'entraîner une perforation de la paroi [74]. A la suite des différentes innovations, les procédures d'ablations radiofréquence sont moins dangereuses et offrent un taux de réussite de plus en plus élevé.

Des verrous technologiques, persistants et récurrents pour tous les cathéters et toutes les techniques d'ablation, sont encore à lever. La durée d'intervention, par exemple, comprise en moyenne entre 3 et 5 heures, est relativement importante et éprouvante tant pour le patient que pour le médecin du fait du fonctionnement des cathéters eux-mêmes.

1.3.5 Paramètres importants lors d'ablation RF

Pour ne pas dépasser une température de tissu à bruler de l'ordre de 48°C, les paramètres mis en jeu lors du fonctionnement d'un cathéter RF sont :

- la puissance appliquée (entre 10 et 30 Watts).
- le volume de solution irriguée par minute (réglé et basculant automatiquement d'un flux léger à un flux élevé lors des ablations [75]).

Pour obtenir une brûlure, plus ou moins profonde, le praticien varie alors la durée d'ablation. Pour les cathéters de contact, la force appliquée par la sonde a un impact direct sur la profondeur de brûlure [76].

Après avoir prédéfini ces paramètres, les cathéters sont utilisés pour effectuer des mesures pendant et après les ablations. Durant l'opération, actuellement deux types de mesures de contrôle sont possibles à savoir la température et l'impédance. Les sondes distales sont équipées de capteurs de température [77]. La température de la sonde est donc connue à chaque instant. Celle-ci est inférieure à la température du tissu du fait de l'irrigation (environ 42°C).

La mesure d'impédance du tissu est conçue pour différencier les types de tissus et aider au placement de l'extrémité du cathéter. Cette mesure peut être unipolaire (mesurée entre l'extrémité de la sonde et une électrode indifférente placée dans le dos du patient) et donne accès à une impédance globale (cœur et corps du patient). Elle peut être aussi bipolaire (mesurée entre l'extrémité de la sonde et le premier anneau proximal) afin de donner l'impédance localisée en surface du tissu. On notera qu' à la référence [78], le principe de la mesure est décrit dans les deux cas. Les praticiens sont donc en mesure de placer correctement les cathéters lors des ablations.

Malgré ces mesures, le point clé des ablations n'est toujours pas déterminé. En effet, la profondeur de tissu brûlé n'est pas connue avec certitude. Un logiciel, Verisense®, est développé par St Jude Medical afin de corréler la mesure d'impédance de contact avec les profondeurs de brûlures [79]. Les résultats sont encourageants mais il s'agit là d'une mesure indirecte qui peut être, de plus, perturbée par le décollement des électrodes placées sur certaines parties du corps du patient. **La qualité de la brûlure** représente donc un enjeu majeur dans l'amélioration du geste opératoire. Parfois, il est possible que les signaux traduisant la fibrillation auriculaire disparaissent même si les brûlures n'ont pas bien été réalisées. En effet, l'inflammation des tissus due à l'ablation suffit à arrêter l'arythmie pour un certain temps mais pas indéfiniment. A l'heure actuelle, **aucun cathéter** ne donne d'informations précises et directes de la qualité de la brûlure [80]. Ce type de mesure devrait répondre à cet enjeu reconnu par tous les praticiens.

1.4 Conclusion du chapitre

Le cœur humain apparaît comme une structure organisée et complexe animée par le système nodal. L'activité électrique du cœur est à la fois la commande et la conséquence de son activité. La mesure extra-thoracique ou endocardique de cette activité électrique prend la forme d'une représentation graphique portant respectivement les noms d'électrocardiogramme ou d'électrogrammes intracardiaques. La signature très reconnaissable de son activité, illustrée dans l'ECG sous la forme du complexe P-QRS-T permet d'associer ses variations ou modifications à certaines pathologies. Le traitement de ces pathologies passe souvent par une procédure d'ablation intracardiaque. La compréhension des mécanismes associés à ces pathologies a conduit à la démocratisation de ces procédures. Ainsi, l'évolution des cathéters d'ablation entraîne une augmentation des taux de réussite. Cependant, l'impossibilité de connaître avec précision la profondeur de brûlure engendrée lors de l'ablation reste le facteur limitant pour ces interventions. Le développement d'une technique de mesure directe de cette profondeur de brûlure est une voie pour lever ce verrou technologique.

Chapitre 2

Caractérisation des tissus biologiques par mesure diélectrique large bande

Plan du chapitre

2.1	Caractérisations non-destructives des matériaux	36
2.1.1	Introduction	36
2.1.2	Propriétés des matériaux	37
2.1.3	Les ondes électromagnétiques	38
2.1.4	Les techniques EM de CND	40
2.2	Propagation des OEM dans les matériaux	43
2.2.1	Interaction OEM/matériaux	43
2.2.2	Les matériaux à pertes	45
2.2.3	Les conséquences des pertes	46
2.2.4	Origines des pertes	48
2.2.5	Modèles théoriques de la permittivité	50
2.2.6	Réflexion et Transmission des ondes	52
2.3	Tissus biologiques et propriétés diélectriques	54

2.3.1	Structure et composition des tissus	54
2.3.2	Les effets sur la permittivité	55
2.3.3	Relaxations diélectriques des milieux biologiques	56
2.3.4	Données diélectriques de différents tissus	57
2.3.5	Profondeur de pénétration dans le cœur	58
2.3.6	Les paramètres influant sur la permittivité	60
2.3.7	Quid des brûlures ?	63
2.4	Conclusion du chapitre	64

L’ablation de la fibrillation atriale consiste donc à bruler les zones de conceptions électriques défaillantes au sein de l’atrium gauche. La qualité des brulures réalisées détermine la réussite ou non de l’intervention. L’étude des brulures sur un organe tel que le cœur représente donc une problématique médicale forte [81]. Ce chapitre vise à présenter les différentes approches de caractérisation des tissus biologiques. De ce bilan exhaustif découle la stratégie de mon travail à savoir l’étude des propriétés diélectriques du matériau. La pluridisciplinarité de mon travail implique la nécessité d’un rappel d’électromagnétisme afin de mieux appréhender les problèmes rencontrés dans cette étude. La spécificité de ce travail réside dans l’étude des tissus biologiques à fortes pertes diélectriques. La discussion de ces propriétés diélectriques et leur estimation dans la littérature soulignent différents paramètres mis en jeu. Cela conduit à choisir la gamme de fréquences dans laquelle ces propriétés seront évaluées au cours de cette thèse.

2.1 Caractérisations non-destructives des matériaux

2.1.1 Introduction

Caractériser la propriété d’un matériau consiste à estimer l’une de ses grandeurs intrinsèques. Il est intéressant de retenir que toutes les techniques de caractérisation se répartissent en deux catégories en fonction de leur capacité à détruire ou non l’échantillon sous test. Ainsi, les essais destructifs conduisent à la destruction du matériau analysé. Ce type de caractérisation ne sera pas développé dans ce manuscrit. En effet, dans l’intérêt du patient, la destruction de la paroi du cœur n’est pas envisageable. Les techniques de caractérisation à utiliser sont donc de type **contrôle non-destructif (CND)** [82] en vue d’une application à l’intérieur du cœur des patients. De manière générale, les techniques de CND sont utilisées afin de mettre en évidence la présence ou non de défauts (discontinuité dans le matériau due à une fissure ou un corps étranger) mais aussi pour déterminer les propriétés des matériaux. Une présentation de ces propriétés est nécessaire avant d’aborder succinctement les techniques utilisées afin de caractériser les matériaux en profondeur.

2.1.2 Propriétés des matériaux

Les propriétés des matériaux définissent leur comportement en réponse à des actions extérieures et déterminent leurs propriétés d'usage. L'analyse de celles-ci est l'un des aspects fondamentaux de la science des matériaux. Ces propriétés sont exploitées tant dans l'utilisation de l'objet final que dans son processus de fabrication ou de vérification. Une présentation non-exhaustive de différentes propriétés est faite ci-dessous [83] :

- **Les propriétés chimiques** sont basées sur la composition atomique de l'échantillon. A partir de ces éléments, il est possible de définir entre autres des propriétés comme l'énergie de surface, la polarité et la réactivité d'un échantillon.
- **Les propriétés physiques** regroupent des caractéristiques comme la masse volumique, le pouvoir calorifique, le pouvoir réfléchissant.
- **Les propriétés mécaniques** sont obtenues en étudiant le comportement de l'échantillon soumis à différentes forces. Les principales caractéristiques mécaniques d'un matériau sont la dureté, l'élasticité, la viscosité et la fatigue.
- **Les propriétés magnétiques** sont obtenues en étudiant l'interaction d'un champ magnétique avec l'échantillon. La perméabilité, la susceptibilité et l'aimantation sont des propriétés souvent étudiées.
- **Les propriétés diélectriques** regroupent des caractéristiques tel que la conductivité, la résistivité et la permittivité. Celles-ci sont obtenues en étudiant l'interaction d'un champ électrique avec l'échantillon.

Les techniques utilisées sont dépendantes de la grandeur et de la propriété du matériau analysé. Ainsi, d'un point de vue médical, toutes ces propriétés ne sont pas importantes lors de l'étude de la profondeur de brûlure.

Les propriétés chimiques et physiques utilisent en général des méthodes conduisant à la destruction de l'échantillon (analyses sanguines, urinaires ou de tumeurs) [84]. De plus, l'analyse in situ est beaucoup trop complexe.

Les techniques de vibrations mécaniques sont déjà largement utilisées en médecine. En effet, des différences de propriétés mécaniques entre les organes permettent d'analyser ceux-ci en profondeur [85]. Par exemple, les échographies donnent accès à la morphologie d'un fœtus. Bien que ces propriétés soient très importantes, les techniques associées ne sont pas applicables directement à la mesure de profondeur de brûlure à cause de leur encombrement et de la contraction du cœur lors des mesures.

Les propriétés diélectriques et magnétiques sont les dernières propriétés à notre disposition. Les techniques basées sur la propagation des ondes électromagnétiques dans les matériaux sont employées afin de connaître ces propriétés. Une présentation de ces ondes est réalisée avant de discuter de leur possible utilisation en fonction de leurs fréquences.

2.1.3 Les ondes électromagnétiques

D'une manière générale, un rayonnement électromagnétique désigne un transfert d'énergie. Du fait de la dualité onde/corpuscule, les rayonnements électromagnétiques se modélisent de deux manières complémentaires. Le photon est un corpuscule de masse nulle associé à une radiation électromagnétique monochromatique (l'énergie du corpuscule est définie par $E = hf$ où h est la constante de Planck et f la fréquence (en Hz)). L'onde électromagnétique est la propagation d'une variation des champs électriques et magnétiques. La nature ondulatoire du rayonnement électromagnétique est le modèle d'intérêt pour cette étude puisqu'il traduit la propagation de l'onde dans les milieux.

Dans ce modèle, l'onde électromagnétique (OEM) est la combinaison de deux composantes, l'une **électrique** $\mathbf{E}$, l'autre **magnétique** $\mathbf{H}$. Ces deux champs oscillent en même temps dans deux plans perpendiculaires dans l'espace libre (onde transverse électromagnétique). Une onde électromagnétique se définit par sa fréquence f (en Hz), sa longueur d'onde λ (en m), son amplitude et sa phase. Les composantes de l'onde électromagnétique, en régime harmonique, sont donc représentées par les formules suivantes (notations complexes) :

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = E_0 \cdot e^{i(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{r} + \phi)} \quad (2.1)$$

$$\vec{H}(\vec{r}, t) = H_0 \cdot e^{i(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{r} + \phi)} \quad (2.2)$$

où E_0 et H_0 sont les amplitudes des champs électriques et magnétiques, ω est la pulsation angulaire ($= 2\pi f$), $\vec{k}$ est le vecteur d'onde dont la norme vaut $2\pi/\lambda$, $\vec{r}$ est le vecteur position du point considéré et ϕ est le déphasage de l'onde [86].

En fonction de la fréquence, nous distinguons deux types de rayonnements comme le montre la figure 2.1. Le rayonnement ionisant est un rayonnement capable de déposer assez d'énergie dans la matière qu'il traverse pour créer une ionisation. Il correspond aux ondes dont la fréquence est supérieure à 3.10^{15} Hz. Le rayonnement non-ionisant ne possède pas assez d'énergie pour provoquer une ionisation [87].

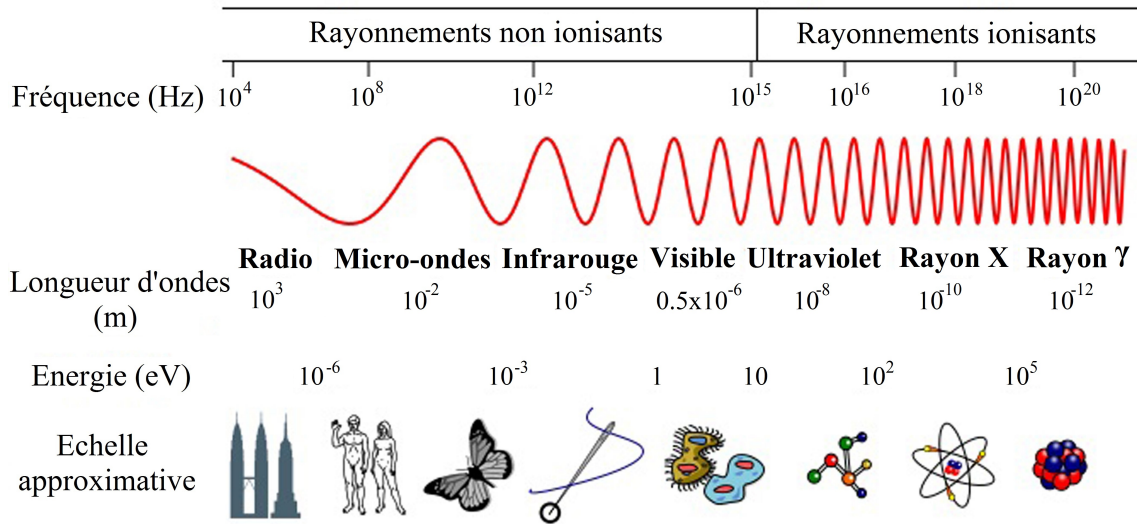


Fig. 2.1 – Spectre électromagnétique [88].

Le spectre électromagnétique (EM) se compose de plusieurs gammes de fréquences bien distinctes. Les propriétés des matériaux analysés dépendent directement de l'énergie utilisée (donc de la fréquence). Par exemple, les radiofréquences et spécifiquement les micro-ondes, correspondent aux transitions entre les niveaux rotationnels (rotation d'ensemble de la molécule) tandis que pour les fréquences supérieures, les énergies vibrationnelles sont mises en jeu (oscillations des noyaux autour de leur position d'équilibre). Quelques techniques électromagnétiques de CND sont maintenant présentées.

2.1.4 Les techniques EM de CND

Ces techniques se classent en fonction de l'énergie du signal employé. La figure 2.1 présente d'ailleurs les noms de différentes gammes de fréquences ainsi que leurs longueurs d'ondes et énergies respectives. Ainsi, les différentes gammes de fréquence du spectre sont passées en revue afin d'appréhender les inconvénients de chacune.

La radiographie regroupe des techniques utilisant les rayonnements ionisants (X et γ). L'examen de la structure ou de la santé interne d'un objet par radiographie consiste à le faire traverser par un rayonnement électromagnétique de très courte longueur d'onde et à recueillir les modulations d'intensité du faisceau [89]. Suivant la technologie employée, les modulations sont observées soit sous forme d'une image 2D soit en reconstitution 3D. Un exemple d'application des rayons X est présenté figure 2.2 où l'on peut voir une très bonne représentation de la morphologie des os de la main.



Fig. 2.2 – Main gauche aux rayons X [90].

Les rayons γ ont des fréquences supérieures à $3 \cdot 10^{10}$ GHz et sont utilisés en Médecine pour le traitement de cancer grâce à leur grande énergie (destruction des cellules). Les rayons X sont utilisés dans les services de radiologie pour des examens des os mais aussi pour la détection de tumeurs (à l'aide d'un scanner). La fréquence des rayons X est comprise entre $3 \cdot 10^7$ GHz et $3 \cdot 10^{10}$ GHz (longueurs d'ondes inférieures à 10^{-8} m). Ces longueurs d'ondes donnent accès à la position des défauts (os cassés) avec une grande précision. Cependant, le principal inconvénient réside dans la mise en œuvre de l'utilisation des rayons X. De plus, la législation tend à limiter l'exposition à ces rayons puisqu'une exposition prolongée entraîne des effets néfastes. Ainsi, ces ondes ne sont pas retenues pour la quantification des profondeurs de brûlure de tissus biologiques.

Les ultraviolets ont des longueurs d'ondes comprises entre 10 nm et 400 nm. Ils ne sont pas utilisés sur l'Homme mais sur des minéraux comme techniques de caractérisation [91]. En effet, du fait de leur énergie, ils ne feraient que brûler les patients. Ainsi, cette gamme de fréquences est directement rejetée.

Les méthodes optiques regroupent toutes les techniques utilisant les longueurs d'ondes dans le visible (400 nm-800nm). Les ondes sont utilisées comme outil d'analyse visuelle. Il s'agit de techniques de caractérisations surfaciques. Cette analyse peut se faire à l'œil nu (grain de beauté) ou à l'aide d'une sonde (endoscope). De part la nature des mesures visées dans ce projet, les méthodes optiques ne sont pas appropriées [92].

La thermographie est une technique électromagnétique d'obtention de l'image thermique d'une scène observée dans un domaine spectral de l'infrarouge (de $3 \cdot 10^3$ GHz à $3,8 \cdot 10^5$ GHz). On parlera plus généralement de thermographie infrarouge (IR). Dans le domaine médical [93], elle repère les anomalies de températures locales (tendinites, inflammations, tumeurs possibles). La figure 2.3 illustre une différence de température due à la présence possible d'une tumeur dans le sein droit.

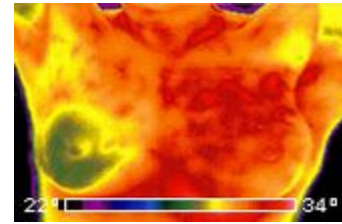


Fig. 2.3 – Suspicion de cancer du sein par IR [94].

Le principal inconvénient de cette technique réside dans le fait que la caractérisation ne renseigne que sur la température globale des tissus. Elle ne différencie pas les tissus brûlés des non brûlés lorsqu'ils ont la même température. Elle ne peut donc être appliquée à notre étude.

Les térahertz, aussi appelées ondes submillimétriques ou ondes T, sont des ondes de fréquences comprises entre 300 GHz et $3 \cdot 10^3$ GHz. Elles ont longtemps constitué une partie du spectre des infrarouges. Ces ondes ont connu un intérêt grandissant cette dernière décennie puisque, contrairement aux rayons X, ces ondes sont non-ionisantes. Elles ont la particularité de fortement pénétrer les milieux non conducteurs comme les vêtements, le papier, le plastique. Ainsi, le principal développement a été la détection d'armes ou d'explosifs dans les aéroports [95]. L'inconvénient des térahertz réside dans la très faible pénétration des ondes dans les milieux métalliques ou contenant une quantité non négligeable d'eau (brouillard, peau, muscle). En effet, la distance de pénétration est inférieure à 0,5 mm pour ces milieux. Cette gamme de fréquence n'est donc pas exploitable dans notre cas.

Les radiofréquences et les micro-ondes sont des ondes de fréquences comprises entre 3 Hz et 300 GHz (leurs longueurs d'ondes, dans l'air, sont donc comprises entre 1 mm et 100000 km). Le principe consiste à envoyer une onde sur le matériau et d'étudier sa réflexion et sa transmission. Celles-ci dépendent de l'échantillon et des défauts qu'il contient [96]. La figure ci-contre présente un type de sonde utilisée pour effectuer des mesures dans cette gamme de fréquences.



Fig. 2.4 – Exemple d'une sonde utilisée pour les mesures radio et hyperfréquences [97].

Cette technique de caractérisation, très peu utilisée dans l'industrie ou le domaine médical, se développe surtout au sein des laboratoires de recherche. De nombreuses études utilisent ces fréquences pour la caractérisation de tissus biologiques tel que le cerveau [98] ou les tumeurs du sein [99]. Contrairement aux térahertz, cette gamme de fréquences offre une très bonne pénétration des ondes dans les milieux contenant de l'eau. A faible puissance, ces ondes sont aussi utilisées dans des domaines comme la téléphonie mobile ou les radars routiers. A forte puissance, elles sont utilisées, par exemple, dans les fours micro-ondes ou en tant qu'armes "non-létales" [100, 101]. L'utilisation de cette gamme de fréquences pour la caractérisation des brûlures apparaît comme idéale puisque la gamme de fréquences utilisée s'adapterait aux sondes utilisées par les cardiologues.

L'objectif du contrôle non destructif évolue en rapprochant ce domaine de celui de l'instrumentation. Il ne suffit plus aujourd'hui de détecter un défaut, il faut aussi le caractériser et le dimensionner. Les ondes électromagnétiques ont l'avantage de pouvoir être utilisées sur tous les matériaux. De plus, elles ne nécessitent pas forcément de contact entre la sonde et le matériau et caractérisent aussi bien des matériaux classiques que des tissus biologiques. L'interaction des ondes électromagnétiques (OEM) avec les matériaux, et plus particulièrement les tissus biologiques, est expliquée dans la suite de ce rapport.

2.2 Propagation des OEM dans les matériaux

Dans le paragraphe précédent, l'utilisation de la propagation des ondes électromagnétiques dans les matériaux est abordée. Le choix a été fait de ne s'intéresser qu'aux radiofréquences et aux micro-ondes qui correspondent à une partie des rayonnements non-ionisants. Il est donc primordial de comprendre l'interaction des ondes électromagnétiques avec les matériaux avant de s'intéresser plus particulièrement aux matériaux de cette étude (tissus biologiques).

2.2.1 Interaction OEM/matériaux

L'interaction entre un matériau quelconque et un champ électromagnétique a été décrite par Maxwell en 1865. Ces équations traduisent sous forme locale différents théorèmes (Gauss, Ampère, Faraday) régissant l'électromagnétisme [102] :

$$\text{div}\mathbf{D} = \rho \quad (2.3)$$

$$\text{div}\mathbf{B} = 0 \quad (2.4)$$

$$\text{Rot}\mathbf{E} = -\partial\mathbf{B}/\partial t \quad (2.5)$$

$$\text{Rot}\mathbf{H} = \mathbf{J} + \partial\mathbf{D}/\partial t \quad (2.6)$$

Dans ce système d'équation, ρ représente la densité de charge (en C/m^3). $\mathbf{D}$ représente le vecteur déplacement électrique aussi appelé induction électrique ou excitation électrique (en $C.m^2$), $\mathbf{E}$ est le vecteur champ électrique (en $V.m^{-1}$). $\mathbf{H}$ représente le vecteur champ magnétique (en $A.m^{-1}$), $\mathbf{B}$ est défini comme le vecteur densité de flux magnétique (en T) et $\mathbf{J}$ est le vecteur densité de courant (en A). Dans un milieu linéaire, homogène et isotrope (LHI), les relations entre ces différents champs sont alors :

$$\mathbf{D} = \varepsilon\mathbf{E} = \varepsilon_0\mathbf{E} + \mathbf{P} \quad (2.7)$$

$$\mathbf{B} = \mu\mathbf{H} \quad (2.8)$$

$$\mathbf{J} = \sigma\mathbf{E} \quad (2.9)$$

$\mathbf{P}$ représente le vecteur densité de moments dipolaires ou polarisation tenant compte des effets du matériau. Le comportement d'un matériau est alors caractérisé au moyen de trois grandeurs complexes : la perméabilité μ , la permittivité ε , et la conductivité σ [103, 104].

La perméabilité magnétique (en $H.m^{-1}$) traduit, par définition, l'aptitude d'un matériau à modifier un champ magnétique, c'est-à-dire à confiner les lignes de flux magnétique. Ainsi, la perméabilité relative μ_r (sans unité) est obtenue en divisant la perméabilité magnétique μ par la perméabilité du vide μ_0 ($\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} H.m^{-1}$).

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (2.10)$$

La permittivité électrique (en $F.m^{-1}$) d'un milieu représente la propriété physique décrivant la réponse de ce milieu à une sollicitation sous forme d'un champ électrique. La permittivité relative ε_r (ou constante diélectrique) (sans unité) est calculée à partir de la permittivité ε et de la permittivité du vide ε_0 ($\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} F.m^{-1}$) :

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0} \quad (2.11)$$

La conductivité électrique (en $S.m^{-1}$) est l'aptitude d'un matériau à laisser les charges électriques se déplacer librement, donc à permettre le passage d'un courant électrique. Les matériaux se distinguent donc en fonction de leur conductivité :

- Les conducteurs ont une conductivité supérieure à $10^6 S.m^{-1}$.
- Les isolants (ou diélectriques) ont une conductivité inférieure à $10^{-7} S.m^{-1}$.
- Les semi-conducteurs ont une conductivité intermédiaire.

L'étude des tissus biologiques est particulière. Ceux-ci sont considérés comme des matériaux à la fois amagnétiques ($\mu = \mu_0$), diélectriques à pertes et conducteurs ioniques [105]. L'étude de ces matériaux n'est pas aisée. En effet, ces particularités se répercutent sur les grandeurs caractéristiques des matériaux. L'intérêt ne se porte donc pas sur l'étude de la perméabilité mais plutôt sur les caractéristiques diélectriques (la permittivité et la conductivité). L'étude du champ électrique est donc privilégiée par rapport à l'étude du champ magnétique.

2.2.2 Les matériaux à pertes

Dans cette partie, les solutions de l'équation de propagation d'une onde transverse électromagnétique (TEM) ($\mathbf{E}$ et $\mathbf{H}$ perpendiculaires à la direction de propagation) dans un milieu à pertes sont présentées et analysées. Ces solutions s'obtiennent en considérant un milieu LHI où il n'y a pas de charges dans le milieu ($\mathbf{Grad} \rho = 0$). Ainsi, à partir des équations 2.3 à 2.9, il est possible d'écrire :

$$\mathbf{Grad}(\text{div}\mathbf{E}) = \mathbf{Grad}\left(\frac{\rho}{\varepsilon}\right) = \frac{1}{\varepsilon}\mathbf{Grad}(\rho) = 0 \quad (2.12)$$

$$\mathbf{Rot}(\mathbf{Rot} \mathbf{E}) = \mathbf{Grad}(\text{div}\mathbf{E}) - \nabla^2\mathbf{E} = -\nabla^2\mathbf{E} = -\mu\sigma\frac{\partial\mathbf{E}}{\partial t} - \mu\varepsilon\frac{\partial^2\mathbf{E}}{\partial t^2} \quad (2.13)$$

Maintenant, en définissant le champ électromagnétique dépendant sinusoïdalement du temps en notation complexe ($\underline{\mathbf{E}}$), l'égalité devient :

$$\nabla^2\underline{\mathbf{E}} + (\omega^2\mu\varepsilon - j\omega\mu\sigma)\underline{\mathbf{E}} = \nabla^2\underline{\mathbf{E}} - \underline{\gamma}^2\underline{\mathbf{E}} = 0 \quad (2.14)$$

où $\underline{\gamma}$ est la constante de propagation complexe. En considérant les milieux biologiques ($\mu = \mu_0$) et $c^2 = 1/\mu_0\varepsilon_0$, la constante de propagation devient :

$$\underline{\gamma}^2 = j\omega^2\mu_0\varepsilon_0\left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} - j\varepsilon_r\right) = j\frac{\omega^2}{c^2}\varepsilon_r^* \quad (2.15)$$

Pour ce cas, la permittivité diélectrique devient un nombre complexe ε_r^* :

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' \quad (2.16)$$

Ainsi, deux types de phénomènes interviennent lors de l'interaction du matériau avec un champ électrique : le stockage d'énergie et la dissipation d'énergie. La partie réelle tient compte **du stockage d'énergie** ε_r' et la partie imaginaire prend en compte **les pertes** ε_r'' traduisant la conversion sous forme thermique de l'énergie électromagnétique [106]. Il faut noter que la conductivité électrique d'un matériau est liée à la partie imaginaire de la permittivité par la relation suivante (où $\varepsilon_{relaxation}''$ est un terme lié aux relaxations diélectriques) :

$$\varepsilon_r'' = \varepsilon_{relaxation}'' + \frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} \quad (2.17)$$

Ainsi, à partir de ces équations, les conséquences qui découlent des solutions de l'équation de propagation sont discutées en prenant en compte explicitement la présence d'un milieu à fortes pertes.

2.2.3 Les conséquences des pertes

La présence d'importantes pertes dans le matériau entraîne une forte absorption de l'onde dans le matériau. La constante de propagation est définie par la relation suivante ($\underline{\gamma} = \alpha + j\beta$) où $\beta = |k|$ le nombre d'onde. En prenant E_0 l'amplitude du champ à l'interface, le champ électromagnétique se propageant suivant un axe z dans le matériau s'écrit :

$$\underline{\mathbf{E}} = \mathbf{E}_0 e^{(j\omega t - \underline{\gamma}z)} = \mathbf{E}_0 e^{-\alpha z} e^{j(\omega t - \beta z)} \quad (2.18)$$

A partir de cette formule, deux termes se distinguent : un terme d'atténuation commandé par α et un terme de propagation commandé par β .

Atténuation et propagation

Le coefficient d'atténuation α , aussi appelé affaiblissement linéaire, s'exprime en Neper par mètre (Np/m) ou en décibels par mètre (dB/m) (1 Np = 8,68 dB) [106]. Le calcul de ce coefficient est présenté ci-dessous. Plus ce coefficient est grand, plus la distance d'atténuation de l'onde dans le matériau est courte.

$$\alpha = \omega \sqrt{\mu \varepsilon} \left\{ \frac{1}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega \varepsilon} \right)^2} - 1 \right] \right\}^{1/2} \quad (\text{en Np/m}) \quad (2.19)$$

La constante de phase β (rad/m) représente la variation de phase par mètre le long de la trajectoire parcourue par l'onde [106]. Elle est liée aux vitesses de phase et de groupe de l'onde mais aussi à la longueur d'onde λ par la relation ($\beta = 2\pi/\lambda$).

$$\beta = \omega \sqrt{\mu \varepsilon} \left\{ \frac{1}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega \varepsilon} \right)^2} + 1 \right] \right\}^{1/2} \quad (\text{en rad/m}) \quad (2.20)$$

A partir du coefficient d'atténuation α , il est possible de calculer la profondeur de pénétration des ondes dans le matériau. L'effet de peau se traduit par une diminution du champ $E(z)$ à une distance z de l'interface suivant la relation $E(z) = E_0 e^{-\alpha z}$.

Profondeur de pénétration

Ainsi, la profondeur de pénétration correspond à la distance où l'amplitude de l'onde est réduite d'un facteur e^{-1} ($= 36.8\%$) de sa valeur initiale [106, 107]. Ainsi, la profondeur de pénétration δ s'obtient facilement par calcul ($E(z)/E_0 = e^{-1} = e^{-\alpha\delta}$) d'où l'équation suivante :

$$\delta = \frac{1}{\alpha} = \frac{1}{\omega\sqrt{\mu\varepsilon} \left\{ \frac{1}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon} \right)^2} - 1 \right] \right\}^{1/2}} = \frac{c}{\omega \left\{ \frac{\varepsilon'_r}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\varepsilon''_r}{\varepsilon'_r} \right)^2} - 1 \right] \right\}^{1/2}} \quad (2.21)$$

Ainsi, à partir de cette formule, nous observons que plus la fréquence et les pertes sont grandes, plus la profondeur de pénétration (illustrée figure 2.5) est faible.

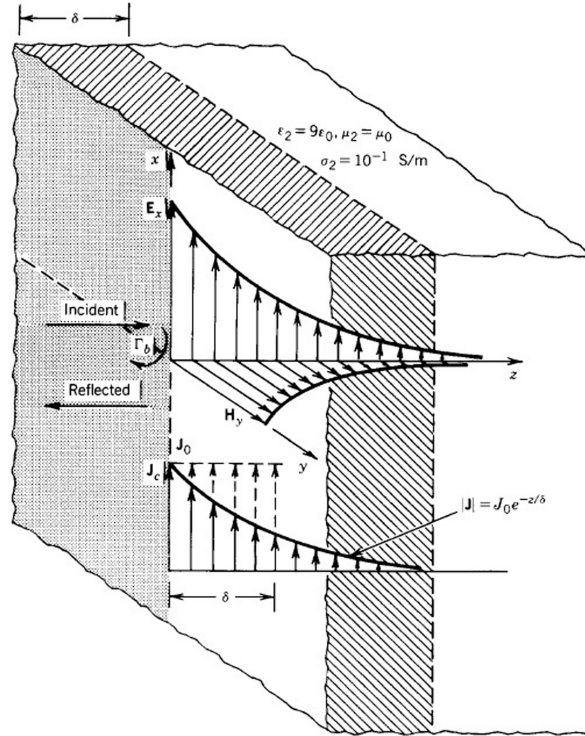


Fig. 2.5 – Profondeur de pénétration d'une onde dans un matériau [108].

Cette figure illustre le comportement des champs et de la densité de courant à l'intérieur du matériau. Les valeurs (présentées sur la figure) sont utilisées pour réaliser le calcul. La profondeur de pénétration δ apparaît clairement. Les milieux considérés étant à fortes pertes, il est nécessaire de comprendre l'origine de celles-ci.

2.2.4 Origines des pertes

A l'échelle microscopique, les propriétés diélectriques d'un matériau se déterminent par la répartition des électrons sur les bandes d'énergie des atomes constituant le matériel. Une différence d'électronégativité au niveau de ces atomes induit un moment dipolaire $\vec{\mu}$ [109]. Ce moment est modifié sous l'effet du champ électrique qu'il subit :

$$\vec{\mu} = \alpha_p \varepsilon_0 \vec{E}_{loc} \quad (2.22)$$

où α_p est la polarisabilité. $\vec{E}_{loc}$ est le champ local vu par le dipôle et correspond à la somme du champ électrique extérieur et des champs électriques locaux générés par les dipôles voisins. La polarisation globale du matériau exprimée par unité de volume est donc le produit du moment dipolaire par le nombre total N de dipôles dans l'échantillon sur le volume V considéré ($\vec{P} = \frac{N}{V} \alpha_p \varepsilon_0 \vec{E}_{loc}$).

La figure 2.6 représente les déplacements de charges des principaux mécanismes de polarisation existant dans un matériau soumis à un champ électrique [110].

- La polarisation électronique traduit la déformation du nuage électronique autour de chaque noyau atomique.
- La polarisation ionique ou atomique apparaît dans les matériaux constitués d'atomes différents. Les électrons des liaisons covalentes se délocalisent avec le champ vers les atomes les plus électronégatifs.
- La polarisation dipolaire se manifeste lorsque le matériau diélectrique possède des moments dipolaires permanents (molécules polaires) susceptibles de s'orienter dans la direction du champ électrique appliqué.
- La polarisation interfaciale est liée à la présence de porteurs de charges libres en excès dans le matériau.

La relation suivante [111] fait le lien entre grandeurs micro et macroscopiques :

$$\frac{\varepsilon_r^* - 1}{\varepsilon_r^* + 2} = \frac{\rho N}{3\varepsilon_0 M} \left[\alpha_p + \frac{\mu^2}{3kT(1 + j\omega\tau)} \right] \quad (2.23)$$

avec ε_r^* la permittivité complexe, α_p la polarisabilité, ρ la masse spécifique, N le nombre d'Avogadro, M la masse molaire, τ le temps de relaxation spécifique, T la température (en K), k la constante de Boltzmann et μ est la norme du moment dipolaire.

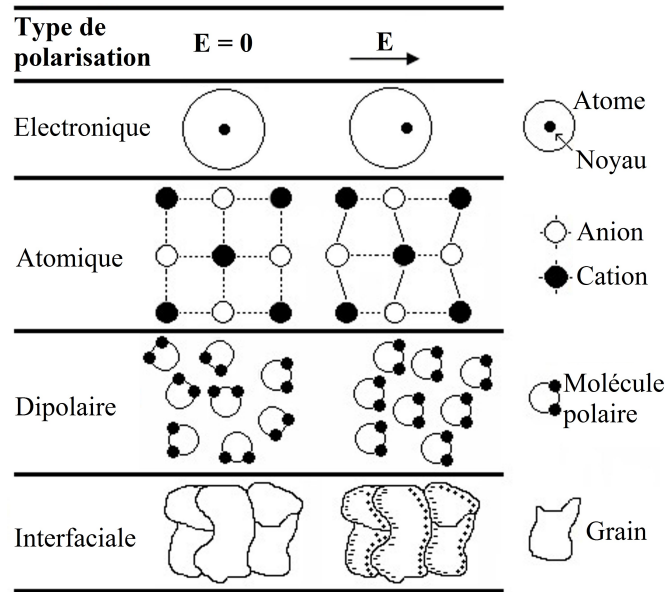


Fig. 2.6 – Différents types de polarisation [110].

Il est possible d'associer à chacun des mécanismes de polarisation une constante de temps définissant le temps de réponse à l'alignement des différents dipôles. Une résonance se produit pour une fréquence spécifique au type de polarisation, ce qui entraîne une absorption d'énergie maximale par le matériau (donc un pic au niveau de la partie imaginaire de la permittivité). De plus, la variation d'une polarisation entraîne une variation de la permittivité. L'évolution fréquentielle des parties réelle et imaginaire de la permittivité d'un matériau quelconque est présentée dans la figure 2.7.

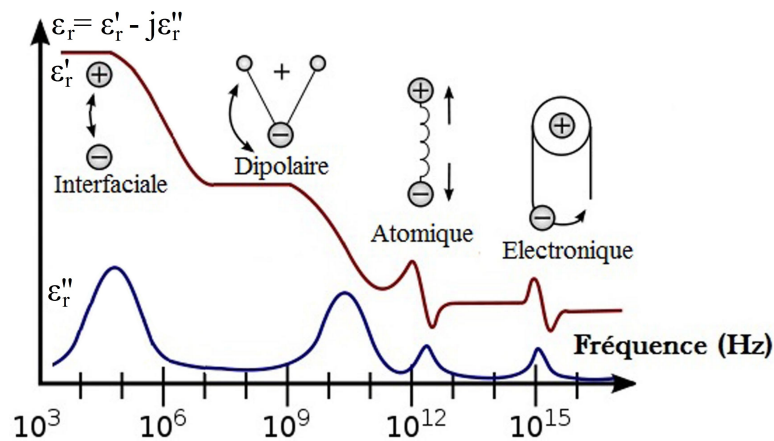


Fig. 2.7 – Évolution fréquentielle de la permittivité [112].

Les variations de la permittivité sont les plus importantes pour les polarisations interfaciale et dipolaire soit dans la gamme des radiofréquences (RF) et des hyperfréquences (HF). L'étude du champ se limite aux fréquences inférieures à $3 \cdot 10^{11}$ Hz. Les propriétés macroscopiques font l'objet d'études poussées depuis le début du $XX^{\text{ème}}$ siècle [113, 114]. Différents modèles existent pour approximer les variations fréquentielles de la permittivité.

2.2.5 Modèles théoriques de la permittivité

Le modèle de Debye constitue la base des modèles utilisés aujourd'hui [113]. Il traduit la réponse diélectrique du modèle étudié en prenant en compte l'interaction avec les moments dipolaires du matériau. Ce modèle mathématique identifie les phénomènes de relaxation à des systèmes mécaniques du premier ordre. La permittivité complexe relative ε_r^* en fonction de la fréquence suit la loi suivante :

$$\varepsilon_r^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_S - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} - j \frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} \quad (2.24)$$

où ε_S est la permittivité en statique, ε_∞ est la permittivité à haute fréquence, τ est le temps caractéristique de relaxation, ω est la fréquence angulaire et σ est la conductivité.

La figure 2.8 présente la relaxation dipolaire de l'eau libre (pure) calculée grâce à ce modèle. En se plaçant entre 10^8 Hz et 10^{12} Hz, les parties réelles et imaginaires de la permittivité de l'eau sont calculées à partir des valeurs de U. Kaatz [117]. La fréquence de relaxation de l'eau pure se situe en effet à 17 GHz à température ambiante. Ces valeurs ont été obtenues en considérant une conductivité ionique nulle. A noter que lorsque l'eau est solidifiée (eau liée), la fréquence de relaxation "tombe" dans les MégaHertz [118, 119].

Les tissus biologiques sont constitués d'eau mais aussi d'ions et d'autres composants. La figure 2.9 présente l'influence de la conductivité ionique sur la partie imaginaire de la permittivité. Nous observons que la partie imaginaire de la permittivité croît fortement avec l'augmentation de la conductivité ionique. De ce fait, la moindre variation de conductivité ionique à un impact direct sur la partie imaginaire de la permittivité [116].

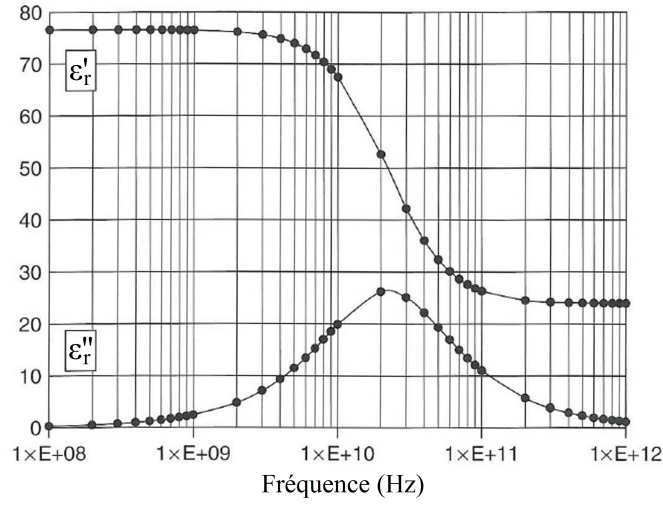


Fig. 2.8 – Évolution de la permittivité diélectrique complexe de l'eau pure en fonction de la fréquence ($T = 25^\circ\text{C}$, $\varepsilon_S = 78.2$, $\varepsilon_\infty = 5.5$, $\tau = 6.8 \times 10^{-12}$ s), $\sigma=0$ [115].

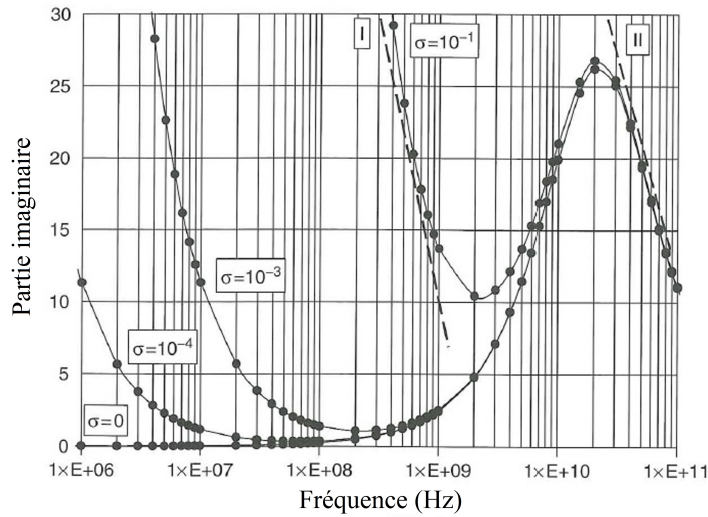


Fig. 2.9 – Évolution des pertes diélectriques avec la conductivité [116].

Le modèle de Debye correspond au cas idéal où tous les dipôles participant au phénomène de relaxation répondent au même temps de relaxation τ . Ce comportement est rarement observable. En effet, une dispersion du temps de relaxation est induite du fait que les interactions entre les dipôles ne sont pas négligeables. Ainsi, plusieurs modèles ont été développés pour prendre en compte ces phénomènes (Cole-Cole, Davidson-Cole, Havriliak-Negami) [120].

Le modèle de Cole-Cole [114, 121] tient compte de la distribution des différentes constantes de temps de relaxation puisque les molécules n'interagissent pas qu'entre elles mais aussi avec d'autres molécules. Pour se faire, il introduit un coefficient α_c ($0 < \alpha_c < 1$). Ainsi, l'expression s'écrit :

$$\varepsilon_r^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_S - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha_c}} - j \frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} \quad (2.25)$$

Généralement, le modèle de Cole-Cole permet une meilleure représentation des valeurs expérimentales que le modèle de Debye. D'ailleurs, lorsque α_c est nul, il n'y a pas de dispersion et la formule est celle de Debye.

Les deux modèles présentés ci-dessus sont utilisés afin de caractériser tous types de matériaux (solide, liquide, gazeux) avec ou sans pertes. Les différents paramètres sont ajustés afin de correspondre au mieux aux valeurs issues des mesures expérimentales. En effet, la détermination de la conductivité statique σ , de la permittivité statique ε_S , et de la permittivité à haute fréquence ε_∞ suffit à la complète caractérisation diélectrique des matériaux. Ces grandeurs sont déduites de valeurs mesurées expérimentalement.

2.2.6 Réflexion et Transmission des ondes

L'onde TEM définie page 45 paragraphe 2.2.2 est envoyée sur un milieu considéré comme infini et l'interaction de celle-ci avec le matériau à pertes est étudiée. L'étude des coefficients de réflexion et de transmission se fait donc à l'interface du matériau. Les paramètres mis en jeu proviennent des caractéristiques de la source utilisée (fréquence, puissance, polarisation, ...), de la nature de l'échantillon (propriétés diélectriques) ainsi que l'environnement de mesure (température, humidité, ...).

Les tissus biologiques sont considérés amagnétiques en première approximation. Ainsi, l'étude des coefficients de réflexion et de transmission ne se fait que pour les composantes du champ électrique. La figure 2.10 illustre les différents champs se propageant d'un milieu 1 à un milieu 2 supposés homogènes, linéaires et isotropes.

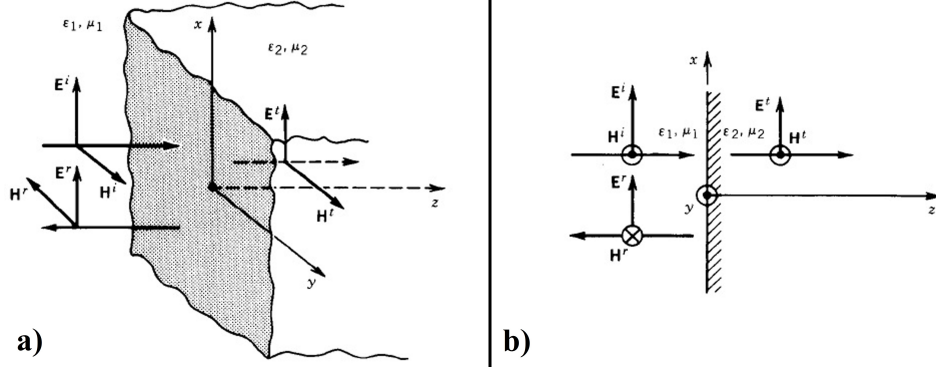


Fig. 2.10 – Réflexion et transmission d'une onde en incidence normale à une interface plane : a) représentation 3D, b) représentation 2D. [122]

En considérant les coordonnées cartésiennes $(\hat{a}_x, \hat{a}_y, \hat{a}_z)$, les formules suivantes présentent alors respectivement le champ électrique incident ($\underline{\mathbf{E}}_i$), réfléchi ($\underline{\mathbf{E}}_r$) et transmis ($\underline{\mathbf{E}}_t$) à l'interface [122]. Ces champs sont tous orientés selon $(\hat{a}_x)$.

$$\underline{\mathbf{E}}_i = \hat{a}_x E_0 e^{-\alpha_1 z} e^{-j\beta_1 z} \quad (2.26)$$

$$\underline{\mathbf{E}}_r = \hat{a}_x \Gamma E_0 e^{+\alpha_1 z} e^{+j\beta_1 z} \quad (2.27)$$

$$\underline{\mathbf{E}}_t = \hat{a}_x T E_0 e^{-\alpha_2 z} e^{-j\beta_2 z} \quad (2.28)$$

Les coefficients de réflexion et de transmission sont respectivement définis par :

$$\Gamma = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad \text{et} \quad T = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.29)$$

Dans ces formules, les paramètres Z sont les impédances intrinsèques des milieux considérés. Ils s'obtiennent à partir de la permittivité complexe et de la perméabilité :

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (2.30)$$

Dans cette partie, il ressort que lorsque l'on est capable de mesurer les coefficients de réflexion et de transmission, les propriétés diélectriques des matériaux sont alors accessibles. Le lien entre ces grandeurs est discuté lors du prochain chapitre. La permittivité diélectrique complexe des tissus biologiques est particulièrement difficile à appréhender.

2.3 Tissus biologiques et propriétés diélectriques

Dans le domaine de l'électromagnétisme, les milieux biologiques apparaissent comme des matériaux atypiques. Leurs propriétés diélectriques complexes diffèrent des matériaux classiques de part leur composition et leur structure. Grossièrement, nous pouvons considérer de l'eau plus ou moins en interaction, des ions, et des hétérogénéités.

2.3.1 Structure et composition des tissus

Le corps humain rassemble une grande variété de milieux biologiques [123]. Au niveau du corps humain, deux catégories se distinguent :

- Les tissus dits conjonctifs sont constitués de cellules séparées par le milieu extra-cellulaire. Ce sont les tissus les plus répandus dans le corps. C'est le cas du sang, des os, des muscles ou des tissus adipeux (tissus gras). Pour le sang, le milieu extra-cellulaire est liquide. Pour les os, il s'agit d'une matrice rigide et calcifiée.
- Les tissus dits épithéliums sont constitués de cellules jointives (cellules de la peau par exemple).

Le corps humain contient de l'eau et des sels minéraux ainsi que de la matière organique à base de carbone. L'eau et les sels minéraux sont répartis dans l'organisme pour les deux tiers à l'intérieur des cellules et pour un tiers dans le milieu extra-cellulaire. Ce dernier contient principalement du chlorure de sodium tandis que les cellules contiennent surtout des ions potassium et des ions hydrogénophosphates. Le milieu aqueux intracellulaire, ou cytoplasme, renferme tous les organites assurant les fonctions vitales de la cellule. Les milieux intra et extra-cellulaire sont séparés par une membrane constituée d'une double couche lipidique. Cette double couche se comporte comme un diélectrique entouré de deux conducteurs. Elle est assimilée à un condensateur plan de forte capacité ($1 \mu F/cm^2$) au regard de sa très faible épaisseur (inférieure à 10 nm) [124].

Les tissus biologiques sont constitués d'un très grand nombre de cellules. Pour les muscles, ces cellules sont réparties dans des fibres appelées myofibrilles. La répartition et l'orientation de ces éléments ont une influence sur les propriétés diélectriques.

2.3.2 Les effets sur la permittivité

La résolution de l'équation de propagation 2.15 a donné lieu à l'établissement de la permittivité diélectrique complexe. Cependant, cette résolution a été établie pour un milieu linéaire, homogène et isotrope (LHI). Dans la réalité, la composition et la structure des tissus ont un impact direct sur les propriétés diélectriques. Ces tissus peuvent être considérés comme des matériaux composites. Ainsi, la permittivité diélectrique complexe devient un tenseur de rang 3 défini par la relation [125] :

$$[\varepsilon_r^*] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx}^* & \varepsilon_{xy}^* & \varepsilon_{xz}^* \\ \varepsilon_{yx}^* & \varepsilon_{yy}^* & \varepsilon_{yz}^* \\ \varepsilon_{zx}^* & \varepsilon_{zy}^* & \varepsilon_{zz}^* \end{bmatrix} \quad (2.31)$$

Dans cette équation, chaque entrée peut être un nombre complexe. Elles représentent la permittivité diélectrique complexe dans la direction considérée. Certains tissus biologiques, présentant une structure fibreuse (muscle cardiaque ou squelettique), sont anisotropiques. Leurs propriétés diélectriques sont susceptibles d'être plus grandes dans la direction longitudinale que perpendiculaire. Une approximation consiste à présenter les tissus avec une anisotropie transversalement isotrope en ce qui concerne leurs propriétés diélectriques [126]. De ce fait, dans un système de coordonnées locales, le tenseur de permittivité du muscle devient :

$$[\varepsilon_r^*] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx}^* & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{yy}^* & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{zz}^* \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

La permittivité diélectrique complexe est alors simplifiée puisque ε_{xx}^* correspond à la permittivité longitudinale et $\varepsilon_{yy}^* = \varepsilon_{zz}^*$ est la permittivité perpendiculaire, relative à la direction des fibres [127]. Enfin, une dernière approximation considère la permittivité longitudinale égale à la permittivité perpendiculaire. Il est alors question de permittivité effective (ε_{eff}^*) car le matériau, constitué de divers éléments (matériaux composites), est considéré comme homogène [128]. Dans le cas des tissus biologiques, cette permittivité effective est caractérisée par différentes relaxations dues aux constituants des tissus.

2.3.3 Relaxations diélectriques des milieux biologiques

Une propriété dont les valeurs évoluent en fonction de la fréquence est une propriété dispersive. Sur la gamme de fréquences correspondants aux rayonnements non ionisants, les variations de la permittivité complexe mettent en évidence quatre phénomènes de relaxation ($\alpha, \beta, \delta, \gamma$) liés à la composition des cellules (figure 2.11) [129, 130, 131].

- La relaxation α apparaît en basse fréquence (entre 1 Hz et 1 kHz). Elle est due à un phénomène de diffusion ionique à la surface des membranes cellulaires. A ces fréquences, le courant ne traverse que le milieu extra-cellulaire du fait de la capacité des membranes. Plusieurs fréquences de relaxations se superposent suivant la taille des structures étudiées et provoquent une dispersion fréquentielle.
- La relaxation β se situe entre 500 kHz et 20 MHz. Elle provient essentiellement du mécanisme de charge capacitive des membranes cellulaires puisque, à ces fréquences, le courant circule dans le milieu intra-cellulaire. Ce comportement s'associe à la relaxation de Maxwell-Wagner qui se produit dans les milieux inhomogènes.
- La relaxation δ est peu marquée et apparaît vers 100 MHz. Elle est due à la relaxation des molécules d'eau situées au voisinage de macromolécules avec qui elles partagent des liaisons hydrogènes. Cette relaxation est peu marquée puisque la quantité de molécules d'eau "liée" est très faible .
- La relaxation γ apparaît à 17 GHz. Elle est liée à la relaxation des molécules d'eau "libres". Elles ne sont pas en interaction avec des macromolécules.

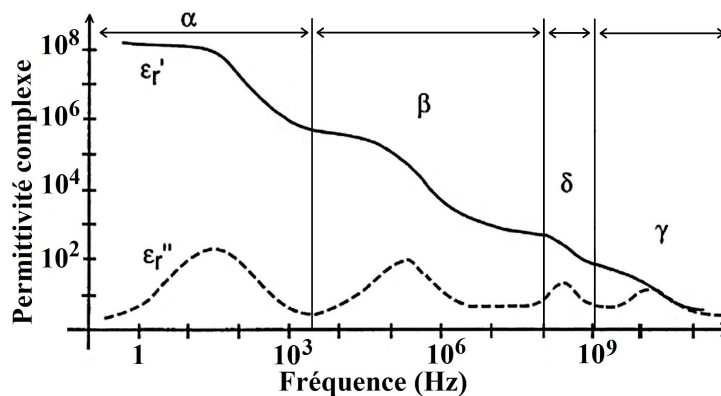


Fig. 2.11 – Relaxations diélectriques des tissus biologiques [129].

2.3.4 Données diélectriques de différents tissus

Les phénomènes de relaxation décrits précédemment sont visibles pour différents tissus lorsque les permittivités effectives sont étudiées sur une large gamme de fréquence. En effet, depuis plusieurs décennies, de nombreuses études ont été effectuées sur la caractérisation diélectrique des tissus biologiques. Il est donc possible de trouver dans la littérature des valeurs représentant leurs propriétés diélectriques. La figure ci-dessous présente la permittivité relative (partie réelle et partie imaginaire) pour certains tissus biologiques répertoriés par Gabriel et al. [132]. Ces mesures ont été obtenues à l'aide d'une sonde coaxiale open-ended (présentée au chapitre suivant) en contact avec les échantillons sur les gammes de fréquences 10 Hz - 10 MHz et 1 MHz - 20 GHz.

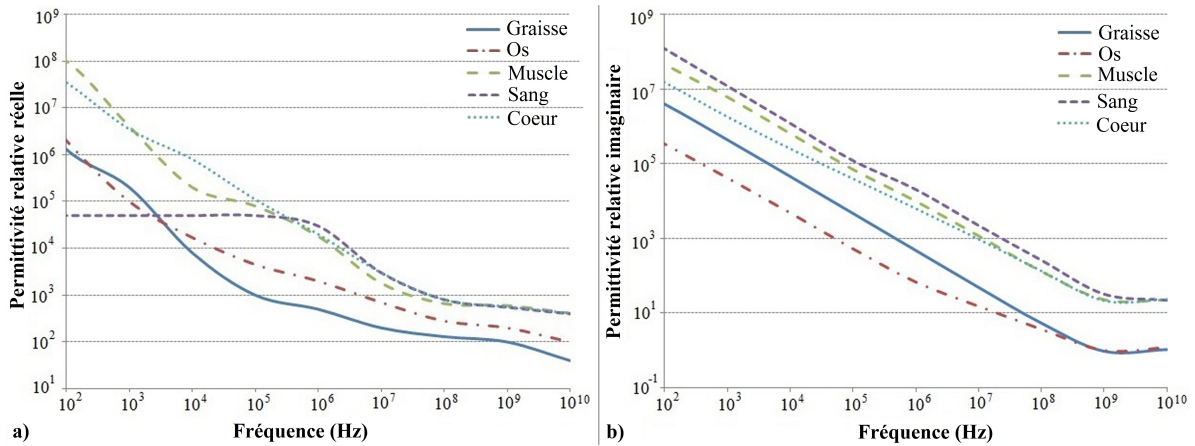


Fig. 2.12 – Permittivité relative de tissus biologiques : a) réelle, b) imaginaire.

A partir de ces valeurs, plusieurs constatations sont faites. Tout d'abord, le sang ne présente pas de relaxation α . C'est d'ailleurs le cas de tous les tissus peu structurés. A haute fréquence, les comportements électriques des muscles et du cœur sont identiques. En effet, le cœur, le muscle et le sang ont des permittivités relatives très proches à partir de 10⁶ Hz. Ce n'est pas le cas aux fréquences plus faibles. De part la nature complexe des tissus biologiques évoqués précédemment, l'estimation de la permittivité complexe n'est pas aisée. Ainsi, le tableau ci-dessous présente les permittivités complexes à 1 GHz obtenues par divers auteurs depuis 1955 pour des tissus musculaires. Cette fréquence est choisie car c'est celle où le plus de valeurs sont répertoriées.

Répertoire par Gabriel et al.			Publications plus récentes		
Auteurs (année)	ϵ_r'	ϵ_r''	Auteurs (année)	ϵ_r'	ϵ_r''
Schwarz (1985)	63	23	Bernard (2007)	55	18
Schwan (1977)	55	20	Brunton (2006)	57	22
Joines (1994)	52	20	Clerjon (2009)	61	21
Schwan (1955)	50	24	Bircan (2002)	58	25
Kraszewski (1982)	58	24	Castrò-Giraldez (2011)	63	21
Gabriel (1996)	60	23	Mc Carthy (2009)	59	22

Tab. 2.1 – Permittivités complexes de muscle à 1 GHz [132, 133, 134, 135, 136, 137, 138].

Sur ce tableau, les permittivités répertoriées par Gabriel et al. [132] sont obtenues sur des tissus musculaires provenant d'animaux différents (grenouilles, rats, humains, ovins). Cela peut expliquer les variations observées entre ces valeurs. En revanche, les permittivités provenant de publications récentes ont toutes été obtenues sur des tissus musculaires bovins. Il en ressort que pour un même tissu, les valeurs diffèrent énormément, en particulier pour la partie imaginaire (presque 40% obtenu en comparant la valeur haute par rapport à la valeur basse). Ces variations proviennent des conditions et/ou dispositifs de mesures différents très peu spécifiés dans les publications. Il apparaît que les valeurs de permittivité de tissus musculaires de divers animaux sont assez proches les unes des autres. A partir des valeurs de permittivité issues de la littérature, nous faisons le lien avec la profondeur de pénétration des ondes discutée plus haut.

2.3.5 Profondeur de pénétration dans le cœur

De nombreuses valeurs de permittivité sont récapitulées par Gabriel dans [139]. Pour des fréquences comprises entre 10 Hz et 20 GHz, celle-ci a d'ailleurs mesuré à l'aide d'une sonde coaxiale la permittivité sur divers tissus biologiques [140]. Nous avons ainsi à notre disposition une variation continue de valeurs permettant de calculer la profondeur de pénétration pour une large gamme de fréquence.

A partir de la formule 2.21 et des valeurs de permittivité de cœurs ovins recueillies dans [139], nous avons calculé la profondeur de pénétration théorique des ondes de fréquences comprises entre 100 MHz et 10 GHz. La figure ci-dessous présente ces valeurs.

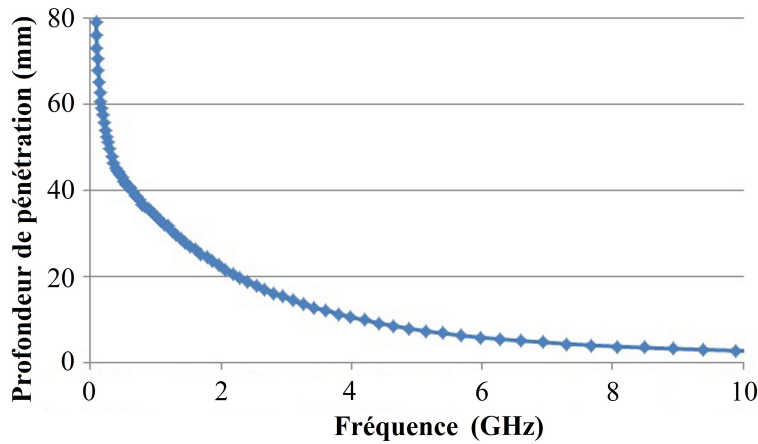


Fig. 2.13 – Évolution de la profondeur de pénétration des ondes dans les tissus cardiaques.

Pour mémoire, nous avons vu précédemment que la profondeur de pénétration des ondes dépendait à la fois de la fréquence et de la permittivité complexe (fonction elle aussi de la fréquence). Cette profondeur est indépendante de la puissance incidente. Ainsi, sur cette figure, il n'est pas étonnant d'observer que la profondeur de pénétration des ondes dépend fortement de la fréquence utilisée. En effet, cette profondeur est d'environ 8 cm à 100 MHz et d'environ 6 mm à 6 GHz. Cette profondeur de pénétration correspond, pour mémoire, à une atténuation de l'onde d'environ 37% ce qui signifie que l'onde est encore présente après cette profondeur calculée.

La véracité des valeurs de permittivité est donc importante puisqu'elles entraînent des changements sur la profondeur de pénétration. La définition des conditions de mesures est donc obligatoire puisqu'elle explique des éventuels écarts par rapport aux valeurs déjà publiées. Dans [140], il est d'ailleurs noté que l'hétérogénéité des tissus entraîne une variation d'au moins 10% sur ces valeurs de permittivité. A cela s'ajoute la définition de la température qui est le paramètre le plus important à définir. Dans la suite de ce rapport, les principaux paramètres ayant une influence sur les caractéristiques diélectriques sont décrits.

2.3.6 Les paramètres influant sur la permittivité

La littérature apporte de nombreuses informations concernant la caractérisation des tissus biologiques. En effet, plusieurs paramètres ont un impact sur les propriétés électriques. La présentation de ceux-ci est faite ci-dessous.

La température

L'évolution des propriétés diélectriques avec la température a largement été étudiée. Tout d'abord, le passage de 25 à 48°C du rein de porc modifie de 40 à 50% sa conductivité et sa permittivité à 460 kHz [141]. Une étude sur du sang humain pour des températures allant de 25°C à 45°C a montré que la permittivité relative réelle est peu sensible aux variations de température (+0.3%/°C à 1 MHz et -0.3%/°C à 1 GHz) alors que la permittivité relative imaginaire y est plus sensible (1%/°C entre 1MHz et 1 GHz) [142]. Ces résultats sont en contradiction avec le fait que les propriétés diélectriques évoluent avec la température [117]. Enfin, Lazebnik et al. se sont intéressés aux propriétés diélectriques de foies d'animaux de 0,5 à 20 GHz avec la température (entre 25 et 55°C) [143]. Ceux-ci ont noté une diminution de la partie réelle de la permittivité lors de l'augmentation de la température tandis que la partie imaginaire augmente avec la température. Le contrôle de la température est donc primordial afin d'éviter toute variation de signal.

L'anisotropie

Au niveau microscopique, les tissus biologiques sont assimilés à une suspension cellulaire dans un milieu dilué (modèle de Fricke) [144, 145]. Ce modèle est basé sur un circuit électrique équivalent composé d'une capacité C_S associée en série à une résistance R_S traduisant le milieu intracellulaire. La résistance R_P en parallèle avec cet ensemble traduit le milieu extracellulaire. Ainsi, sur la figure 2.14, l'onde traverse la totalité du matériau aux hautes fréquences alors qu'à basse fréquence, l'onde ne traverse que le milieu extracellulaire car les membranes cellulaires jouent un rôle de barrière électrique.

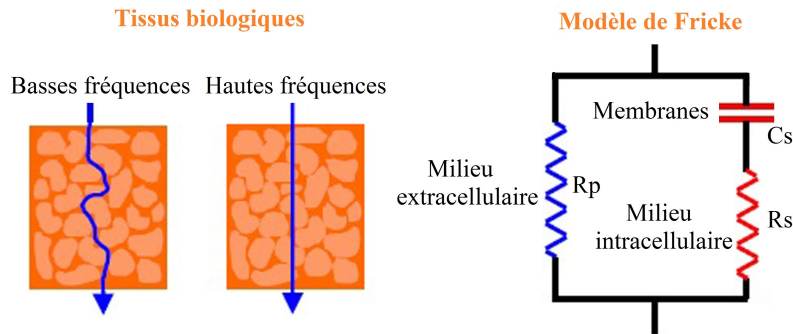


Fig. 2.14 – Circulation du courant électrique et modèle de Fricke [146].

Au niveau macroscopique, les tissus musculaires (ou cardiaques) ont une structure anisotrope et sont composés d'éléments aux dimensions variées. Les muscles sont alors considérés comme un matériau composite avec des fibres musculaires entourées de tissus de connexions [147]. La permittivité de ces derniers est équivalente à celle des tendons. Cependant, du fait de leur faible épaisseur, la permittivité complexe des tissus est approximée à celle des myofibrilles [147]. L'orientation de ces fibres par rapport à la sonde de mesure a un impact sur les propriétés diélectriques. Différentes études ont analysé ce comportement sur une large gamme de fréquence [148, 149]. Leurs résultats montrent une forte différence aux fréquences inférieures à 10^6 Hz selon la direction de mesure perpendiculaire ou parallèle aux fibres musculaires. Par contre, aux fréquences supérieures, la variation observée devient nulle lorsqu'une sonde coaxiale open-ended est utilisée [134]. Ainsi, selon la technique de mesure et la gamme de fréquences utilisées, l'anisotropie des tissus musculaires a un impact sur les propriétés diélectriques.

L'état physiologique

L'état physiologique est un autre paramètre faisant varier les propriétés électriques. Peyman et al. ont montré, sur la plage de fréquences 130 MHz à 10 GHz, que des variations de 10 à 40% sur la conductivité et la permittivité du cerveau de rat sont observées entre un nouveau né et un sujet âgé de 70 jours [150]. Ces variations s'expliquent par les quantités d'eau libre et liée qui varient selon la maturité du cerveau. Des variations sont donc possibles entre des patients jeunes et âgés (problème rencontré dans [151]).

Une notion à introduire est celle du temps post-mortem. A des fins agroalimentaires, différentes études ont montré que la permittivité complexe de viandes bovines ou porcines évolue avec le temps post-mortem. Cette évolution a été mesurée sur une gamme de fréquences très large (100 Hz - 20 GHz) avec des temps post-mortem pouvant atteindre 14 jours [135, 152]. Lors de mesures in-vitro, ce paramètre doit être pris en compte. Ainsi, les mesures, issues du dispositif expérimental présenté dans le chapitre suivant, doivent donc être courtes pour ne pas être influencées par l'évolution post-mortem.

Enfin, la composition du sang a elle aussi un impact sur ces propriétés diélectriques. Par exemple, une étude a mis en évidence, entre 1 MHz et 1 GHz, que la variation du taux d'hématocrite dans le sang entraîne une variation de la permittivité complexe [153]. De cette expérience, nous pouvons déduire que l'ajout de sérum physiologique au sang (lors d'une procédure d'ablation) modifiera les propriétés diélectriques de celui-ci puisque la solution physiologique a une permittivité complexe supérieure à celle du sang.

Autres paramètres étudiés

Dans cette section, seuls deux paramètres principaux sont développés : le taux d'humidité ainsi que la force appliquée lors des mesures.

Le taux d'humidité est très important. Un changement de la concentration en molécules d'eau dans les tissus va entraîner une variation de la permittivité, en particulier aux fréquences comprises entre 100 MHz et 20 GHz puisque les relaxations des molécules d'eau se situent dans cette gamme de fréquence. Clerjon et al. [154] ont montré l'influence de l'activité de l'eau sur les propriétés diélectriques d'un gel entre 200 MHz et 6 GHz. Une augmentation de la constante diélectrique est observée avec l'augmentation de l'activité de l'eau. La partie imaginaire évolue avec la concentration en ions, en accord avec la figure 2.9.

Récemment, Reinecke et al. [155] se sont intéressés à la concentration en molécules d'eau dans le cerveau. En effet, la teneur de celui-ci en eau donne une information sur la rapidité de décès du sujet. Il apparaît en effet que lorsque la mort est subite, la quantité d'eau dans le cerveau est faible tandis que celle-ci est importante lorsque le

décès est lent. Ainsi, cette étude met en avant une diminution de la constante diélectrique lorsque la concentration en eau diminue avec une force constante appliquée par la sonde sur l'échantillon. En revanche, cette étude ne s'est pas intéressée à l'évolution de la partie imaginaire de la permittivité à cause de la difficulté de mesure de celle-ci.

Le deuxième paramètre d'intérêt est la force de contact appliquée par la sonde lors des mesures. En effet, une étude a noté des différences de valeurs de permittivité pour un même échantillon et propose une méthode afin de connaître la force de contact appliquée par la sonde sur l'échantillon lors de la mesure de ces propriétés diélectriques [156].

2.3.7 Quid des brulures ?

Lors de brulures, les membranes cellulaires des cellules contenues dans les tissus sont détruites. De plus, la concentration de molécules d'eau en présence est modifiée. Le pourcentage moyen d'eau contenue dans les muscles est d'environ 75%. Ces molécules d'eau se répartissent avec des quantités différentes selon trois catégories [157] :

- le pourcentage d'eau libre est compris entre 23 et 32 %.
- le pourcentage d'eau faiblement liée est compris entre 54 et 65 %.
- le pourcentage d'eau fortement liée est compris entre 10 et 16 %.

En se reportant à la figure 2.11, les relaxations concernées par les molécules d'eau (liées ou non) sont les relaxations δ et γ . La gamme de fréquences d'intérêt est donc comprise entre 10^8 Hz et 2.10^{10} Hz.

Dans cette gamme de fréquence, des travaux se sont récemment intéressés à l'impact des brulures sur les propriétés électriques des tissus. En effet, des laboratoires ont étudié les brulures dans des conditions différentes. Tout d'abord, Kleismit et al [158] ont estimé la permittivité complexe de brulures réalisées sur de la peau de porc entre 1 et 15 GHz par microscopie micro-ondes (mesure sans contact entre la sonde et l'échantillon). Les mesures montrent que la permittivité complexe (réelle et imaginaire) diminue lorsque la profondeur de brulure augmente. Des brulures similaires ont été étudiées par Papp et al [159]. En utilisant une sonde coaxiale, cette équipe a aussi montré une diminution de la

permittivité avec des brulures croissantes à 300 MHz. Les mesures effectuées lors de ces études étaient réalisées dans l'air. Lopresto et al. ont ainsi travaillé sur les changements des propriétés diélectriques de foie de bovins ex-vivo [160]. Ces mesures, réalisées à 2.45 GHz avec une sonde coaxiale, sont effectuées en milieu thermostaté (37°C). Les résultats sont concordants avec les études précédentes. Cependant, toutes ces études ont été réalisées avec des brulures faites avec des températures supérieures à 95°C. A notre connaissance, les mesures n'ont jamais été effectuées avec des températures d'ablation inférieures à 50°C qui correspondent aux températures issues du geste chirurgical. Dans tous les cas, les brulures réalisées sur les tissus ont une influence sur la permittivité complexe de ceux-ci. Les fréquences comprises entre 100 MHz et 20 GHz paraissent donc appropriées pour l'étude de profondeurs de brulures puisqu'elles sont liées aux relaxations des molécules d'eau.

2.4 Conclusion du chapitre

Parmi les techniques de contrôle non-destructif, la caractérisation diélectrique large bande des matériaux semble être une bonne solution pour la caractérisation de matériaux biologiques in-vivo ou ex-vivo. En effet, l'étude des propriétés diélectriques intrinsèques des matériaux (permittivités complexes) donne de précieuses informations sur ceux-ci. Lors de cette étude, la gamme de fréquences d'intérêt s'étend de 100 MHz à 20 GHz. Une méthode utilisant une ligne de propagation (un guide d'onde coaxial ou rectangulaire chargé) représente la technique la plus adaptée aux mesures micro-ondes large bande.

L'idée de l'étude est donc de mettre au point une technique, basée sur les techniques micro-ondes, permettant de caractériser les brulures effectuées sur des tissus biologiques. La principale application envisagée est l'adaptation de cette technique pour la caractérisation des brulures effectuées lors d'une intervention cardiaque ayant pour but de bloquer une arythmie. La présentation du système expérimental est nécessaire avant de présenter les résultats obtenus par cette technique.

Chapitre 3

Établissement du dispositif expérimental de l'étude

Plan du chapitre

3.1	De la réalité médicale à un modèle expérimental	67
3.1.1	Description des paramètres du cœur	67
3.1.2	Établissement et simplification du modèle	68
3.2	Chaine de mesure	69
3.2.1	Obtention des données	69
3.2.2	Ligne de propagation	71
3.2.3	Traitements des données	73
3.3	Gestion des conditions expérimentales	76
3.3.1	Contrôle de la température	76
3.3.2	Positionnement de la sonde	77
3.3.3	État physiologique des tissus biologiques	80
3.4	Génération des brulures	83
3.4.1	Générateur Radiofréquence	83
3.4.2	Système d'irrigation du cathéter	84
3.4.3	Profondeurs de brulure incertaines	86

3.4.4	Mesure optique des brulures	87
3.5	Simulation des données	88
3.5.1	Le logiciel	88
3.5.2	Estimation de la permittivité	89
3.6	Récapitulatif du dispositif expérimental	92
3.7	Conclusion du chapitre	93

Lors de ces travaux, une salle de manipulation dédiée à la mesure de profondeur de brûlure a été mise en place au sein du Centre Hospitalier Universitaire de Dijon puis dans les locaux du GERM au laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne. Fondé sur la stratégie évoquée au chapitre précédent, le dispositif expérimental prend en compte les paramètres évoqués. De la réalité de l'opération d'ablation de la fibrillation, nous tirons un modèle expérimental pour l'étude de la brûlure. Pour cela, nous présentons dans ce chapitre les étapes de la chaîne de mesure, la gestion des paramètres mis en jeu dans cette étude ainsi que la création de la brûlure. Cela conduit à une nécessaire estimation de la permittivité pour la réalisation des simulations associées à l'étude.

3.1 De la réalité médicale à un modèle expérimental

Étant aux prémices de cette étude, la mesure directe sur le cœur s'avère être présumptueuse. La mise en place d'un modèle est nécessaire afin de simplifier les conditions expérimentales. Un rappel des paramètres biologiques et physiques du cœur est donc effectué afin d'expliquer le choix de notre modèle représentatif.

3.1.1 Description des paramètres du cœur

Les paramètres biologiques sont les premiers à être développés. Le cœur est constitué de fibres musculaires et d'un réseau de tissu de conduction. Cette matrice fait du cœur un matériau composite complexe. Le mouvement incessant du cœur dans l'organisme représente un problème lors de mesures. Le sang est un autre facteur à ne pas négliger. En plus d'être toujours en mouvement, sa concentration en différents ions est susceptible d'avoir un impact sur la conduction électrique et les potentiels en présence.

Les paramètres physiques sont la température du cœur (37°C), la pression sanguine variant selon l'instant du cycle cardiaque (de 9300 Pa en diastole à 16000 Pa en systole) [161]. Enfin, la pression appliquée et la position de la sonde lors de la mesure du coefficient de réflexion sont deux autres paramètres difficiles à gérer.

3.1.2 Établissement et simplification du modèle

La mesure micro-onde sur des cœurs humains n'étant pas envisageable, les cœurs porcins présentent une bonne alternative du fait de leur bonne disponibilité et leur taille similaire à celle du cœur humain. Cependant, de part la complexité d'échantillonnage des cœurs (due entre autre à la forme arrondie), l'utilisation de viande bovine est un bon compromis puisque les permittivités diélectriques de ces tissus sont similaires [140]. Les échantillons de viande bovine, achetée chez un boucher, sont découpés en pavé de 2cm x 2cm à partir de tranche de gîte de noix d'une épaisseur de 10 mm environ. Ainsi, le nombre d'échantillons par tranche est important.

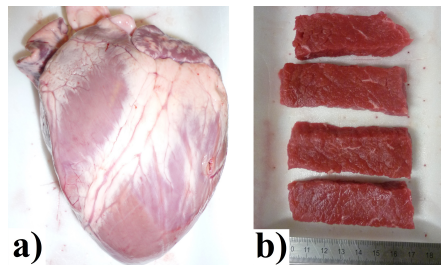


Fig. 3.1 – Tissus étudiés au cours de la thèse : a) cœur porcine, b) viande bovine.

Afin de simplifier drastiquement les conditions expérimentales, certaines hypothèses sont établies à partir des paramètres cités au paragraphe précédent. Le mouvement des échantillons est évité en les fixant sur un support. Du fait de son opacité et de sa difficulté d'approvisionnement et de conservation, le sang est remplacé par du sérum physiologique. La concentration des ions en présence est ainsi contrôlée. Seule la pression sanguine n'est pas reproduite dans l'enceinte de la cuve. L'utilisation de viande bovine comme échantillon amène cependant un problème puisque l'évolution post-mortem de celle-ci a un impact sur ses propriétés diélectriques [135].

Ainsi, lors des mesures, la physiologie des tissus doit être gardée. Le sérum physiologique, incolore, rend la manipulation des échantillons aisée en solution. La gestion des derniers paramètres (la température, le positionnement de la sonde et l'état physiologique de la viande) est décrite après présentation de la chaîne de mesure.

3.2 Chaîne de mesure

3.2.1 Obtention des données

Pour mémoire, la gamme de fréquence établie pour cette étude se situe entre 100 MHz et 20 GHz (fréquences de relaxation des molécules d'eau). En hyperfréquence, le principal appareil de mesure est l'analyseur de réseau pour déterminer les paramètres S d'un quadripôle Q (actif ou passif) [162] représenté sur la figure ci-dessous :

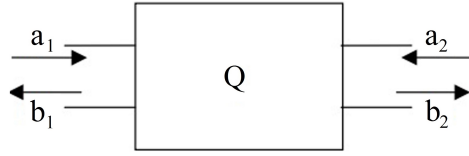


Fig. 3.2 – Schéma d'un quadripôle [162].

Un quadripôle est un circuit à 2 voies d'accès. Ainsi, les coefficients a et b de Kurakawa [163] présentés sur cette figure répondent au système d'équations suivant où la matrice S est caractéristique du quadripôle :

$$[S] = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \quad \begin{cases} b_1 = S_{11}a_1 + S_{12}a_2 \\ b_2 = S_{21}a_1 + S_{22}a_2 \end{cases} \quad (3.1)$$

Les différents paramètres S, appelés coefficients de répartition, forment une matrice représentant l'outil de base pour l'étude des circuits et des composants en hyperfréquence. Dans notre cas, la mesure doit, à terme, se faire à l'intérieur du cœur. Pour des raisons évidentes et de praticité, nous ne considérons qu'un seul port en entrée a_1 ($a_2 = 0$). Ainsi, deux paramètres sont à notre disposition (S_{11} et S_{21}) correspondant respectivement, pour cette condition, au coefficient de réflexion Γ et au coefficient de transmission T de l'onde électromagnétique définis au chapitre précédent (page 53 paragraphe 2.2.6).

La détermination du coefficient de transmission implique de placer une deuxième ligne de transmission en regard de la première. Cette solution n'est pas envisageable pour des mesures intracorporelles. Ainsi, seule l'analyse du S_{11} est envisagée dans la suite de ce rapport pour estimer la profondeur de brulure.

Les analyseurs de réseaux sont scalaires s'ils mesurent le module des paramètres S et sont vectoriels s'ils mesurent le module et la phase. Dans cette étude, un analyseur de réseau vectoriel est utilisé pour réaliser les mesures. Il fournit les couples réel/imaginaire pour chaque fréquence dans la gamme de mesure. La figure 3.3 présente l'analyseur de réseau vectoriel (analyseur de spectre FSH 8 en mode Vector Network Analyzer (VNA) commercialisé par la société "Rohde & Schwarz") relié à l'ordinateur de mesure.

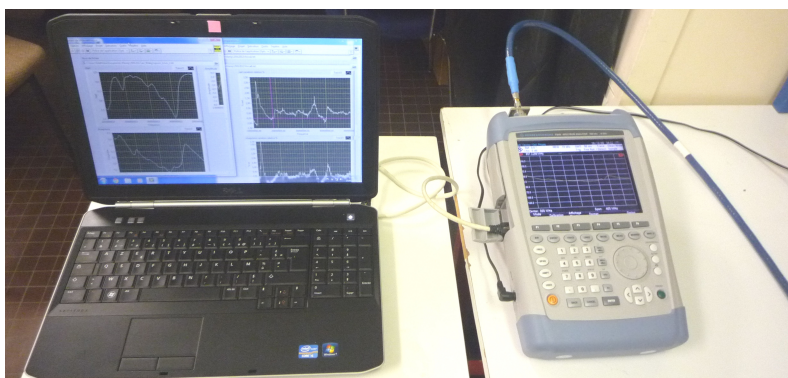


Fig. 3.3 – Analyseur de réseau et ordinateur de mesure.

Bien que ses performances soient inférieures à un autre analyseur de réseau de l'équipe (comme indiqué dans le tableau ci-dessous), cet analyseur est suffisamment performant et a l'avantage d'être portable ce qui facilite le déplacement de celui-ci entre la salle de manipulation et le laboratoire de recherche. Néanmoins, les fréquences situées aux extrémités de la gamme ne sont pas considérées lors des mesures afin d'avoir plus de points aux basses fréquences. Les fréquences utilisées sont comprises entre 100 MHz et 6 GHz. La puissance du signal est fixée à 0 dBm (1 mW).

VNA	FSH 8	ZVB 20
Fréquence	100 kHz - 8 GHz	10 MHz - 20 GHz
Résolution fréquentielle	1 Hz - 3 MHz	1 Hz - 500 kHz
Puissance du signal	de -50 dBm à 0 dBm	de -40 dBm à +13 dBm
Vitesse d'acquisition	200 μ s / points	5 μ s / points
Nombre de points	de 1 à 631 points	de 1 à 60001 points
Résolution(en dB) S_{11}/S_{21}	-40 / -70	-60 / -100
Transportable	Oui	Non

Tab. 3.1 – Caractéristiques des analyseurs de réseau du laboratoire [164, 165].

3.2.2 Ligne de propagation

Dans la gamme de fréquences des micro-ondes, de nombreuses techniques existent pour la caractérisation de tissus biologiques. Un bref descriptif de celles-ci se trouve en Annexe 1. Parmi ce panel, les méthodes en sonde coaxiale open-ended sont largement utilisées [166]. Ce sont en effet celles qui présentent un encombrement minimal pour une bande de fréquences de mesures maximale (inférieures à 1 MHz et jusqu'à 20 GHz). Les mesures se font le plus souvent en contact avec le matériau à analyser. La figure 3.4 présente les dimensions caractéristiques et la propagation du champ TEM dans les sondes coaxiales.

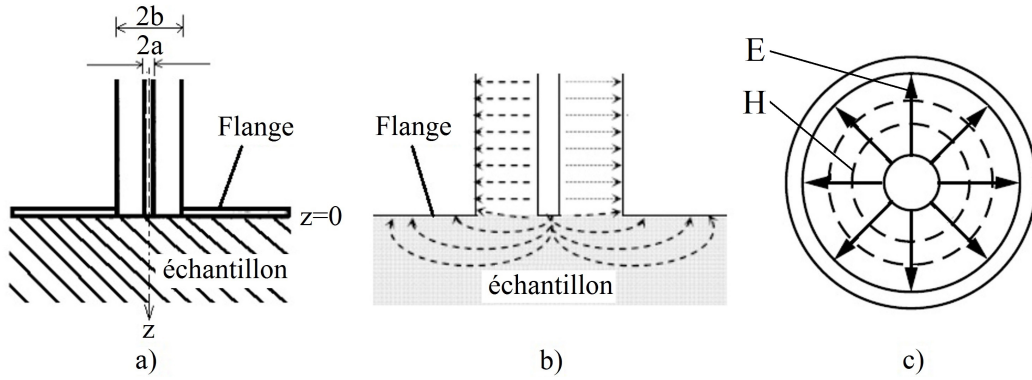


Fig. 3.4 – Schéma de sonde coaxiale open-ended : (a) dimensions caractéristiques, (b-c) propagation du champ TEM [167].

Lors de notre étude, les dimensions caractéristiques de notre sonde coaxiale open-ended de type SMA sont : $a = 0,64$ mm et $b = 2,1$ mm. L'impédance caractéristique de la sonde Z_0 doit être la même que celle des câbles et de l'analyseur de réseau auxquels elle est reliée afin d'éviter des réflexions sur la ligne. En effet, l'équation 2.29 du coefficient de réflexion d'une onde TEM a été établie en fonction des impédances caractéristiques des milieux $\left(\Gamma = \frac{Z - Z_0}{Z + Z_0}\right)$. Afin de ne pas avoir de réflexion indésirable sur la ligne de propagation, les impédances caractéristiques du câble coaxial SMA et de la sonde de mesure open-ended doivent être égale à l'impédance Z_0 imposée par le VNA (50Ω). La figure 3.5 illustre les différentes impédances à contrôler.

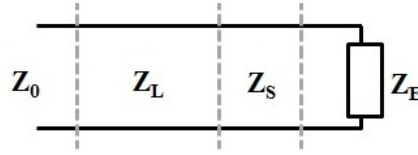


Fig. 3.5 – Représentation d'une ligne de transmission. Z_0 représente l'impédance du générateur, Z_L l'impédance caractéristique de la ligne, Z_S l'impédance de la sonde et Z_E l'impédance (inconnue) de l'échantillon.

Un point sensible à prendre en compte est la taille du "flange" (extension du conducteur extérieur en contact avec l'échantillon) qui ne doit pas être trop petit par rapport à l'âme centrale afin d'avoir une meilleure précision lors des mesures [168]. Les sondes utilisées lors de cette étude sont des sondes coaxiales open-ended avec une embase SMA femelle présentées figure 3.6. Après achat, ces sondes passent par nos ateliers afin que le flange soit un disque de 10 mm de diamètre. Ces sondes sont appropriées pour des mesures jusqu'à 18 GHz et les températures d'utilisation de celles-ci sont comprises entre -65°C et 165°C (données constructeurs) [169].

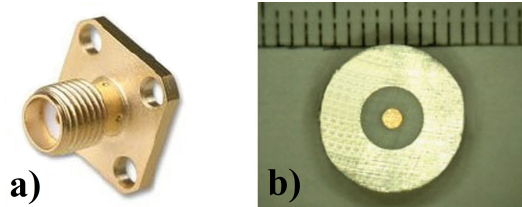


Fig. 3.6 – Sonde coaxiale : (a) à l'achat, (b) issue des ateliers de notre laboratoire.

Préalablement à toute mesure, une calibration SOL (Short, Open, Load) est effectuée en bout du câble coaxial connecté au port de l'analyseur de réseau vectoriel afin de réduire les erreurs systématiques (dues aux imperfections de l'analyseur et de la ligne de transmission). Cette calibration prend ainsi en compte la directivité du coupleur, la désadaptation de la source et enfin la réponse fréquentielle du détecteur [170]. Pour cela, trois standards sont placés successivement à l'extrémité du câble coaxial : un court-circuit (Short), un circuit ouvert (Open), et une charge adaptée à $50\ \Omega$ (Load). Le plan de référence se trouve en entrée de la sonde de mesure placée au bout du câble coaxial.

Lors des mesures, l'ordinateur et l'analyseur de réseau communiquent via le logiciel Labview. Les mesures sont ordonnées par l'ordinateur et le VNA transmet les données à celui-ci afin de les sauvegarder. Chaque fichier obtenu est constitué de trois colonnes (fréquence, partie réelle du coefficient de réflexion, partie imaginaire du coefficient de réflexion). Une fois les mesures terminées, ces fichiers sont prêts à être traités.

3.2.3 Traitements des données

Les fichiers bruts obtenus sont traités de façon à faire ressortir directement l'information recherchée. Sur la base de travaux de l'équipe [171], le calcul de la variation relative du coefficient de réflexion est effectué afin de mettre en avant les variations de signal. Une étape de lissage des données obtenues est nécessaire afin de supprimer le bruit.

Calcul de la variation relative du coefficient de réflexion

La variation relative du coefficient de réflexion est réalisée en une seule étape de calcul. Elle consiste à comparer différents coefficients de réflexion à un coefficient de référence. La durée de calcul est alors très courte. Ce paramètre est étudié afin de rendre compte des variations de l'échantillon. La variation relative $\left(\frac{\Delta\Gamma}{\Gamma}\right)$ est obtenue à partir de l'équation ci-dessous.

$$\frac{\Delta\Gamma}{\Gamma}(f) = \frac{\Gamma_E(f) - \Gamma_R(f)}{\Gamma_R(f)} = Re\left(\frac{\Delta\Gamma}{\Gamma}\right)(f) + jIm\left(\frac{\Delta\Gamma}{\Gamma}\right)(f) \quad (3.2)$$

où $\Gamma_R(f)$ et $\Gamma_E(f)$ sont respectivement les coefficients de réflexion complexe de l'échantillon pris comme référence et de l'échantillon sous étude. Les coefficients de réflexion étant des nombres complexes, la variation relative calculée est donc un nombre complexe où les parties réelle et imaginaire sont reliées aux coefficients de réflexion comme suit (où Γ' et Γ'' sont respectivement les parties réelles et imaginaires des coefficients de réflexion considérés) :

$$Re\left(\frac{\Delta\Gamma}{\Gamma}\right)(f) = \frac{\Gamma'_E\Gamma'_R + \Gamma''_E\Gamma''_R - \Gamma_R'^2 - \Gamma_R''^2}{\Gamma_R'^2 + \Gamma_R''^2} \quad (3.3)$$

$$Im\left(\frac{\Delta\Gamma}{\Gamma}\right)(f) = \frac{\Gamma''_E\Gamma'_R - \Gamma'_E\Gamma''_R}{\Gamma_R'^2 + \Gamma_R''^2} \quad (3.4)$$

Les évolutions des parties réelle et imaginaire de la variation relative sont étudiées sur toute la gamme de fréquences. Ces variations relatives présentant des parasites, une étape supplémentaire de traitement a alors été effectuée.

Ajustement des données

Les signaux obtenus sont parasités. Une première étude a consisté à appliquer un filtre passe-bas (filtre de Butterworth) afin de diminuer ce bruit et d'obtenir des signaux lisses [172]. Bien que le bruit soit fortement diminué, cette étape de filtrage n'est pas suffisante à un lissage convenable des signaux. De plus, n'ayant pas d'informations suffisantes a priori sur l'étendue du spectre correspondant aux variations des signaux, il est difficile de fixer de manière optimale les paramètres du filtre (ordre du filtre, fréquence de coupure, fonction d'approximation ...). Ainsi, cette étape de filtrage est abandonnée et l'utilisation d'une régression polynomiale a été envisagée. Cette régression est une fonction qui permet d'obtenir les coefficients d'une courbe représentée par :

$$C(x) = C_0 + a_1x^1 + a_2x^2 + \dots + a_ix^i = \sum_{i=0}^n a_ix^i \quad (3.5)$$

où les coefficients a_i sont calculés par la méthode des moindres carrés, afin de minimiser la distance entre les points de mesure et la courbe $C(x)$ reconstituée et où i représente le degré de la régression [173]. Le degré du polynôme de régression a été étudié afin de déterminer le coefficient menant à une bonne approximation du signal. Un degré trop faible conduit à une perte d'informations tandis qu'un degré trop important tient compte du bruit du signal. La figure 3.7 présente l'erreur quadratique moyenne (EQM) en fonction du degré du polynôme de régression pour les 631 fréquences mesurées.

Ainsi, lors de ces travaux, l'application d'une régression polynomiale de degré 15 nous exonère de tout bruit parasite (erreur quadratique moyenne d'environ $3,9.10^{-3}$ pour la partie réelle de la variation relative et d'environ $4,3.10^{-2}$ pour la partie imaginaire de la variation relative). Cette régression permet donc d'extraire un modèle mathématique à partir des données expérimentales. A l'heure actuelle, seule la courbe lissée obtenue a été utilisée pour le traitement des données. Il pourrait être envisagé à l'avenir d'utiliser

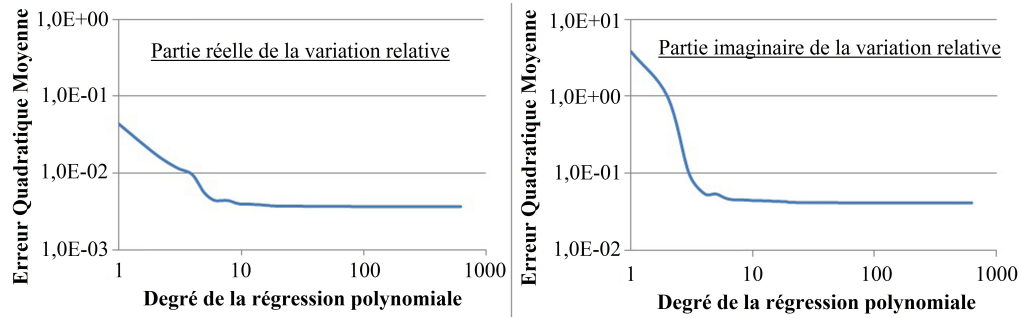


Fig. 3.7 – Erreur Quadratique Moyenne (EQM) en fonction du degré de la régression.

les coefficients de la régression pour le traitement des données. La courbe $C(x)$ donne la forme du signal en minimisant les parasites. La figure 3.8 présente un signal brut de la variation relative complexe sur la gamme de fréquence pour un échantillon brûlé ainsi que les signaux obtenus après filtrage et après régression polynomiale du signal brut.

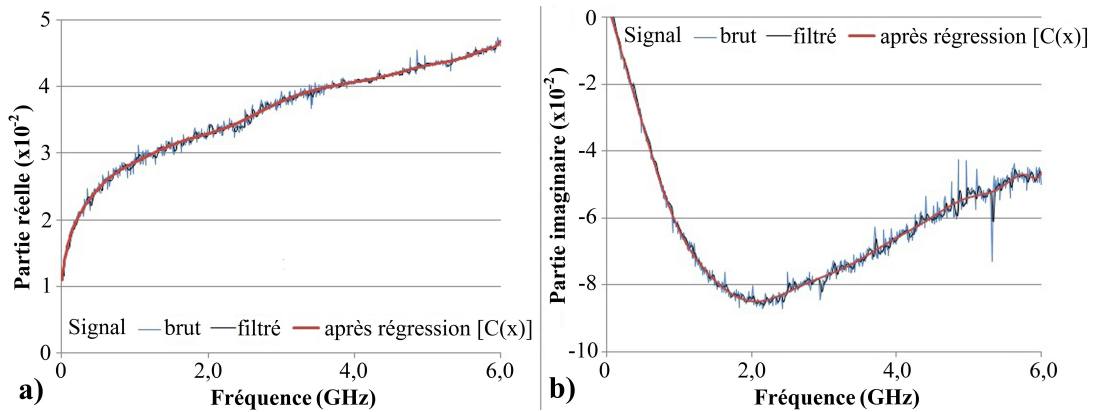


Fig. 3.8 – Application d’une régression polynomiale sur la variation relative du coefficient de réflexion ((a) partie réelle, (b) partie imaginaire) pour un échantillon brûlé.

L’utilisation de la régression polynomiale de degré 15 donne un signal lisse. Ainsi, les erreurs dues à du bruit parasite sur le signal sont minimisées lors de la comparaison des variations relatives entre elles. L’étude de la variation relative du coefficient de réflexion rend compte directement de la variation du signal. Ce calcul permet donc d’avoir une quantification rapide et efficace des variations dues aux brûlures ou aux conditions expérimentales par exemple. Ainsi, les brûlures ne sont étudiées que lorsque les conditions expérimentales n’ont pas d’incidence sur les signaux observés.

3.3 Gestion des conditions expérimentales

3.3.1 Contrôle de la température

Les différents paramètres ayant un impact sur les propriétés diélectriques ont été définis précédemment. Ainsi, la température est le premier paramètre à contrôler afin qu'il n'y ait pas d'influence sur nos mesures dues à une modification significative de la permittivité [117]. La solution la plus judicieuse s'est avérée être l'achat d'un appareil Wetlab, commercialisé par Stockert GmbH Inc. Celui-ci est utilisé par les électrophysiologistes afin d'étudier les brûlures in-vitro [174]. Cet appareil se compose de deux blocs. Le premier est une cuve en plexiglas avec son porte-cathéters tandis que le deuxième est un thermostat (Julabo MB) pour maintenir la température du milieu à 37°C (identique à la température intracorporelle). Ce thermostat a une constance de température de plus ou moins 0.1°C (dans la gamme $20 - 100^{\circ}\text{C}$). Une pompe à refoulement assure l'homogénéité de la température dans la cuve (relevée en différentes positions et profondeurs avec des thermomètres comme illustré ci-dessous et vérifie la constance de température).

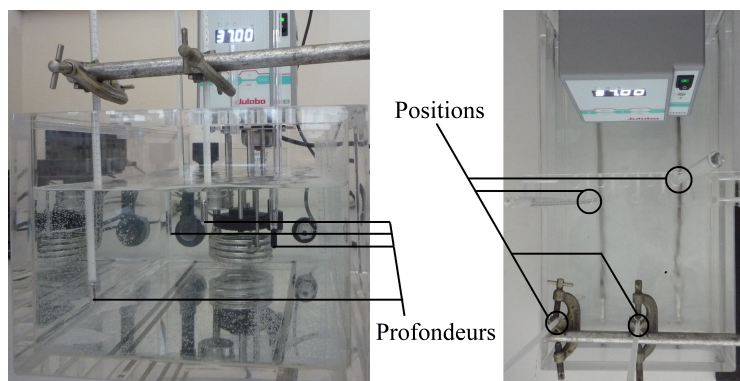


Fig. 3.9 – Température homogène vérifiée à des positions et profondeurs différentes.

Dans le but de reproduire le milieu intracorporel, une solution physiologique (dix litres) est utilisée à la place de solution sanguine. Celle-ci est composée d'eau distillée et de chlorure de sodium (NaCl) (= solution à 9g.L^{-1}). La concentration (en NaCl) du sérum sanguin étant de 6g.L^{-1} , les 3g.L^{-1} supplémentaires visent à compenser la concentration des autres ions présents dans le sang (Fer, Potassium, Calcium, ...) [175].

La figure ci-dessous présente donc le système permettant de reproduire les conditions intracorporelles où l'échantillon mesuré est fixé sur un support.

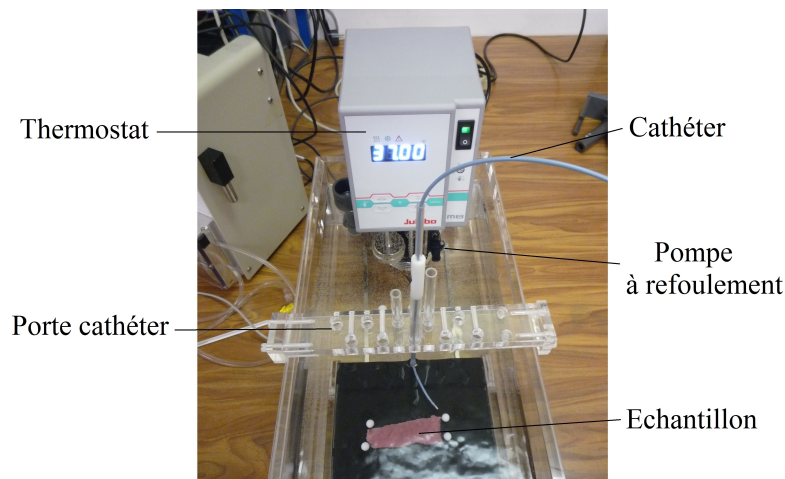


Fig. 3.10 – Reproduction des conditions intracorporelles avec le Wetlab.

Afin de montrer que la température est constante et n'a pas d'incidence sur le signal, le coefficient de réflexion de la solution physiologique maintenue à 37°C a été relevé toutes les minutes pendant 30 minutes. En prenant comme référence le premier signal relevé ($t=0$ min), l'étude des parties réelle et imaginaire de la variation relative du coefficient de réflexion est effectuée sur la gamme de fréquence 100 MHz - 6 GHz. Nous observons une variation maximale inférieure à 0,2 % pour chacune des parties de la variation relative sur la durée de la mesure. La légère évaporation de l'eau et la présence d'un flux provoqué par la pompe à refoulement n'ont pas d'influence sur notre signal.

3.3.2 Positionnement de la sonde

La position précise de la sonde est cruciale entre les mesures avant et après brulure pour des raisons d'optimisation et de répétabilité. Deux facteurs interviennent lors de ce positionnement : la force appliquée par la sonde sur l'échantillon et la position de la sonde sur l'échantillon. Une table (x,y,z) est utilisée pour ce positionnement (figure 3.11). La position verticale (z) de la sonde est contrôlée, via Labview, à l'aide d'un élévateur (PI-M501 commercialisé par Physike Instrumente) d'une précision nanométrique (5 nm).

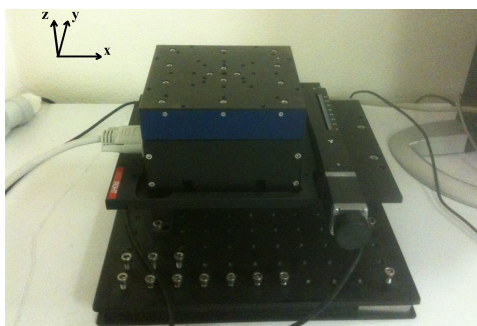


Fig. 3.11 – Table x,y,z offrant un contrôle total de la position de la sonde.

Une première étude a consisté à analyser l'évolution de la variation relative du coefficient de réflexion en fonction de la distance entre la sonde et l'échantillon. Pour cela, le coefficient de réflexion complexe a été mesuré à différentes positions de la sonde (entre 5 mm et 0 mm de distance avec l'échantillon). Le coefficient de réflexion de référence est pris pour la distance de 5 mm. Celui-ci doit correspondre au coefficient de réflexion du sérum physiologique puisqu'il présente de très fortes pertes. Les résultats sont présentés sur la figure ci-dessous.

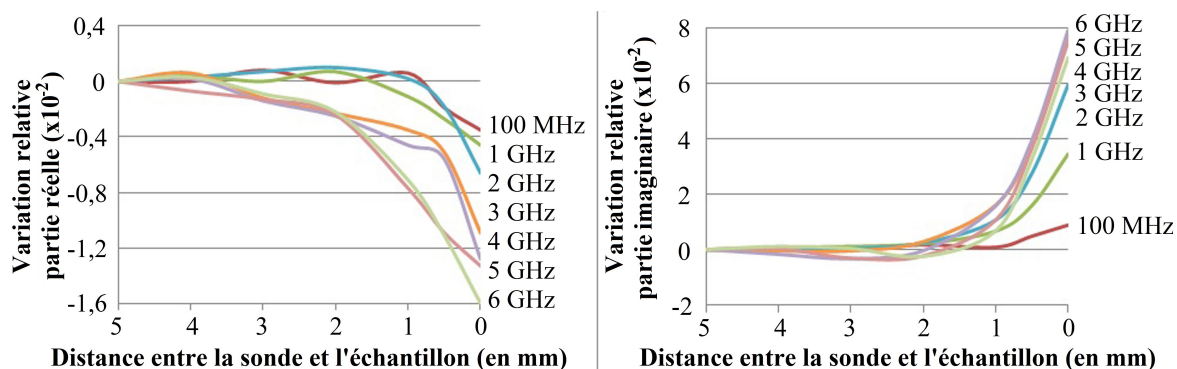


Fig. 3.12 – Impact de la distance séparant la sonde et l'échantillon sur le signal.

Ainsi, sur cette figure, nous remarquons que la variation relative évolue à partir d'une distance de 1,5 mm de l'échantillon. Cela signifie qu'entre 5 mm et 1,5 mm, la sonde ne mesure que le sérum physiologique. En revanche, à partir de 1,5 mm, le coefficient de réflexion prend au fur et fur mesure l'échantillon en considération. Cette distance est très faible. Elle s'explique par le fait que les ondes sont fortement atténuées dans le sérum

physiologique (très fortes pertes illustrées figure 2.9). La même observation a d'ailleurs été effectuée dans [176]. Les mesures seront donc réalisées lorsque la sonde est en contact avec l'échantillon. Ainsi, la force de contact exercée par la sonde sur l'échantillon est à prendre en compte lors du positionnement de celle-ci. La force appliquée est déterminée indirectement à l'aide d'une balance où l'on relève la masse équivalente appliquée par la sonde à différentes positions. De part la nature tendre de l'échantillon et la définition de la référence (0 g), l'incertitude sur la masse relevée est d'environ 3 g. La variation relative des coefficients de réflexion est calculée pour différentes masses appliquées en prenant comme référence le signal où la masse appliquée est nulle. Afin d'être en cohérence avec les valeurs médicales [73], les masses appliquées sont comprises entre 0 et 50 g.

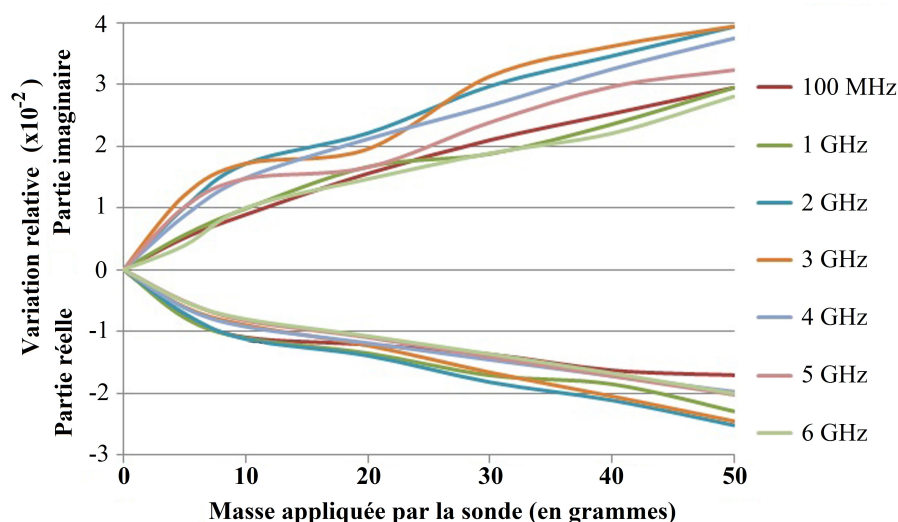


Fig. 3.13 – Évolution de la variation relative avec la force appliquée.

La figure ci-dessus met en évidence qu'une variation de la force appliquée a un impact sur les coefficients de réflexion mesurés. Ainsi, lors des mesures à venir, la masse appliquée par la sonde sur l'échantillon devra être identique. Le positionnement de la sonde dans le plan (x,y) s'ajoute aux variations possibles. Cependant, celui-ci est contrôlé par ordinateur à l'aide d'une table (x,y) commercialisée par Thorlabs d'une précision micrométrique ($5 \mu m$). La variation du signal observé (la variation relative du coefficient de réflexion) est inférieure à 0,2 % pour différentes mesures réalisées sur un même point lorsque la sonde a été déplacée selon les trois directions entre chaque mesure.

3.3.3 État physiologique des tissus biologiques

L'état physiologique des tissus biologiques (ici, la viande bovine) est à prendre en considération car il évolue en fonction du temps post-mortem et du milieu environnemental (voir page 61). Au long terme, nous avons observé un dessèchement de la viande lorsque les échantillons restent à l'air ambiant. En revanche, quand les échantillons sont placés dans une solution physiologique, une perte du sang contenu dans ceux-ci est alors observée. Cette évolution a donc été étudiée afin de ne pas avoir de perturbations lors des mesures de profondeur de brûlure. Pour se faire, les mesures ont été réalisées sur des échantillons non brûlés plongés dans une solution physiologique maintenue à 20°C (correspondant à la température ambiante) toutes les minutes pendant 30 minutes. Une température de 37°C n'est pas choisie initialement due à la cuisson de l'échantillon observée durant le temps de mesure. Afin de n'étudier que l'impact de l'évolution de l'échantillon sur le signal, la masse équivalente appliquée par la sonde est fixée à 30 g. La variation relative est calculée en prenant comme référence le signal correspondant à $t=0$ min.

Sur la figure 3.14, nous représentons les évolutions des parties réelle et imaginaire de la variation relative du coefficient de réflexion en fonction du temps de mesure pour différentes fréquences. Une évolution des signaux est observée pendant les 20 premières minutes de l'expérimentation. Après ce temps, une stabilisation du signal sur toute la gamme de fréquence est relevée tant pour la partie réelle que pour la partie imaginaire de la variation relative du coefficient de réflexion. Le signal présente quelques ondulations que l'on peut attribuer au flux de solution physiologique et à l'évaporation de la solution (légère augmentation de la concentration en NaCl). L'incertitude sur les valeurs relevées est ainsi de l'ordre de 0,2%. Le temps nécessaire pour la stabilisation du signal s'explique par la perte du sang contenue dans les fibres musculaires. Ainsi, lors des mesures, les échantillons sont plongés dans une solution à 20°C pendant 20 minutes afin de perdre la majeure partie du sang qu'ils contiennent. Ceux-ci sont ensuite plongés dans la solution à 37°C. Une nouvelle série de mesures est alors réalisée afin d'étudier le temps de mise en température de l'échantillon dans la solution.

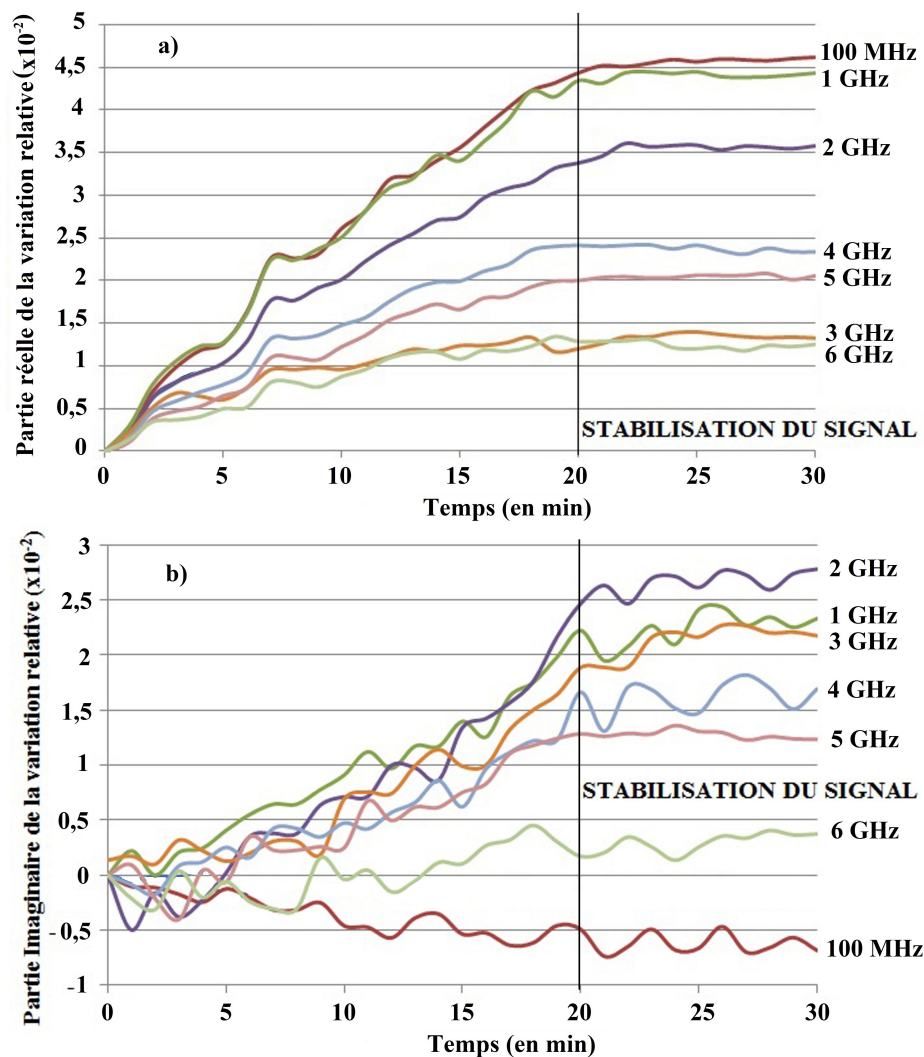


Fig. 3.14 – Évolution de la variation relative sur un échantillon plongé dans une solution à 20°C pendant 30 minutes pour différentes fréquences : a) partie réelle, b) partie imaginaire.

Les conditions de mesure sont les mêmes que précédemment hormis une température de solution fixée à 37°C. Ainsi, la figure 3.15 représente les évolutions des parties réelle et imaginaire de la variation relative du coefficient de réflexion en fonction du temps de mesure pour différentes fréquences. Le signal correspondant à $t=0$ min est pris comme référence. Pour améliorer la lisibilité des résultats, ceux-ci sont présentés sur une durée de 15 minutes.

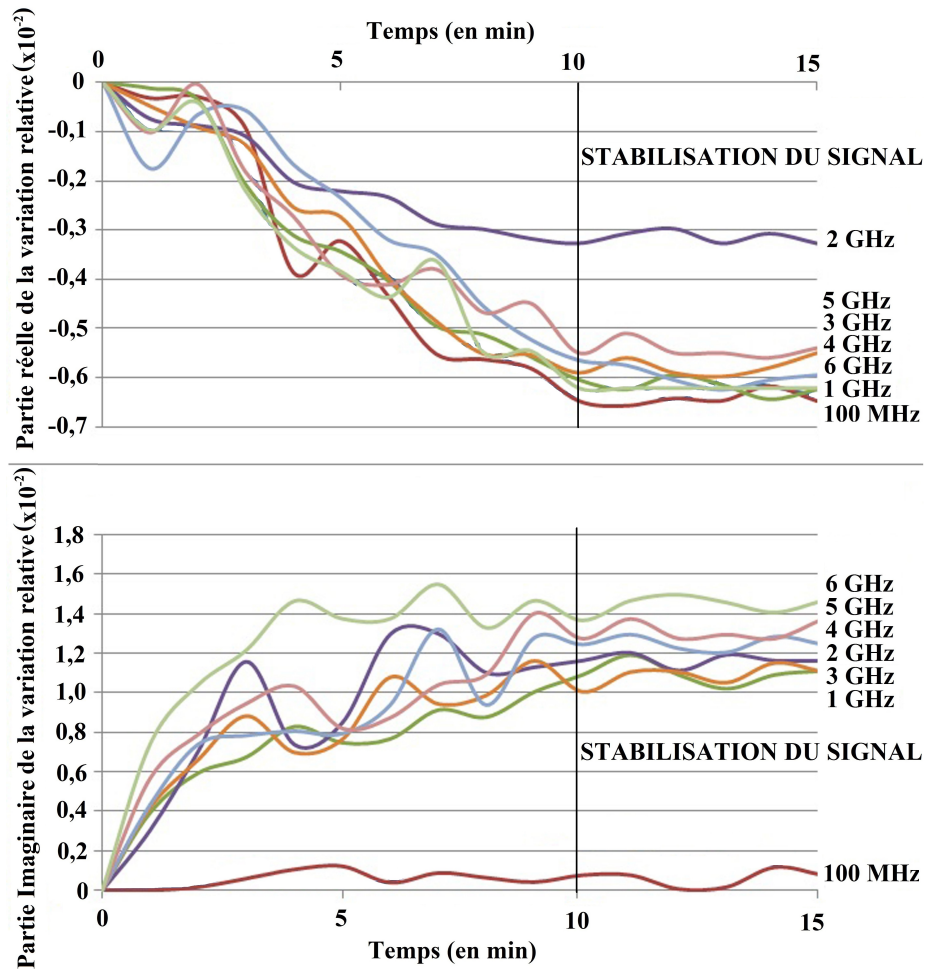


Fig. 3.15 – Évolution de la variation relative sur un échantillon plongé dans une solution à 37°C pendant 15 minutes pour différentes fréquences : a) partie réelle, b) partie imaginaire.

De part la présence du flux dans l'enceinte de la cuve, l'incertitude de la mesure est toujours de l'ordre de $0,2 \cdot 10^{-2}$. Ainsi, sur toute la gamme de fréquence de l'étude, l'évolution de la variation relative est observée durant les dix premières minutes. Cette évolution traduit le temps de mise en température de l'échantillon dans la solution à 37°C. Il est donc nécessaire de respecter ce temps afin de ne pas perturber les signaux lors des mesures sur différentes brûlures. L'échantillon de référence correspond donc (pour l'estimation de la profondeur de brûlure) à l'échantillon avant brûlure (mesure différentielle).

3.4 Génération des brulures

La formation des brulures est le point crucial de cette étude. Différents groupes de recherche ont travaillé sur des brulures réalisées de manière non conventionnelle (fer à souder) [158, 159]. Des brulures peu profondes et la formation de charbon sont les inconvénients majeurs de cette technique. Ceux-ci ne peuvent être comparées aux techniques utilisant des ondes électromagnétiques. Afin de reproduire les brulures réalisées lors des ablations, l'appareillage médical de formation de lésions est utilisé.

3.4.1 Générateur Radiofréquence

Lors de ces travaux, les brulures sont réalisées à l'aide d'un générateur radiofréquence Stockert EP-shuttle. Celui-ci a été longtemps utilisé afin de réaliser les brulures lors des procédures d'ablation avant d'être remplacé par une version plus récente. Ainsi, le CHU de Dijon a pu le mettre à notre disposition.



Fig. 3.16 – Générateur radiofréquence Stockert EP-shuttle [177].

La fréquence utilisée pour réaliser les lésions est de 500 kHz. Ce générateur assure des lésions de différentes tailles selon les paramètres fixés. La puissance maximale à disposition est de 100 Watts et la température maximale que le cathéter peut atteindre dépasse 85°C. Dans notre cas, la puissance d'ablation ne dépasse pas 30 Watts (pulses en créneau) afin d'avoir comme température cible du tissu 48°C lors de l'ablation. Ces paramètres, décrits page 32, ont été tabulés par les praticiens et sont utilisés lors des procédures d'ablations intracardiaques [178]. La température que le cathéter mesure lors de l'ablation est inférieure à celle-ci puisque le cathéter est irrigué afin de limiter la propagation de la brulure et d'éviter que l'échantillon se "colle" au cathéter.

3.4.2 Système d'irrigation du cathéter

Une solution physiologique maintenue à température ambiante est utilisée pour l'irrigation. Ainsi, le système d'irrigation (pompe CoolFlow présentée figure 3.17) diminue la température à la surface de l'échantillon. Celle-ci ne dépasse pas 42°C lors des ablations. Ce système communique avec le générateur RF de façon à avoir deux vitesses d'irrigation selon l'ablation. La première, faible (environ 2 mL/min), évite un retour du sérum dans le cathéter. La seconde, élevée (environ 30 mL/min), empêche une augmentation importante de la température pendant la formation des lésions. Le système d'irrigation bascule automatiquement d'une vitesse à l'autre lors des ablations. Il est à noter que ce système est prévu pour se couper à la moindre détection de bulle d'air afin d'éviter toute embolie gazeuse en direction des artères du cerveau ou des coronaires.



Fig. 3.17 – Pompe d'irrigation Coolflow (Biosense Webster) [179].

Après avoir couplé la pompe d'irrigation au générateur et au cathéter RF, les brulures sont réalisées en respectant un temps d'exposition aux ondes. Plus celui-ci est élevé, plus la brulure est profonde. Afin de limiter l'étude aux brulures peu profondes (faible épaisseur des oreillettes du cœur), l'exposition des échantillons aux ondes est inférieure à 60 secondes. Ainsi, la brulure ne dépasse pas en général 6 mm de profondeur (valeur mesurée expérimentalement correspondant à l'épaisseur de l'oreillette gauche).

La figure 3.18 schématise les informations présentées dans les paragraphes précédents. Les durées et les quantités de sérum utilisées lors de l'irrigation sont décrites ainsi que l'évolution de la température à la surface de l'échantillon (relevée par le cathéter).

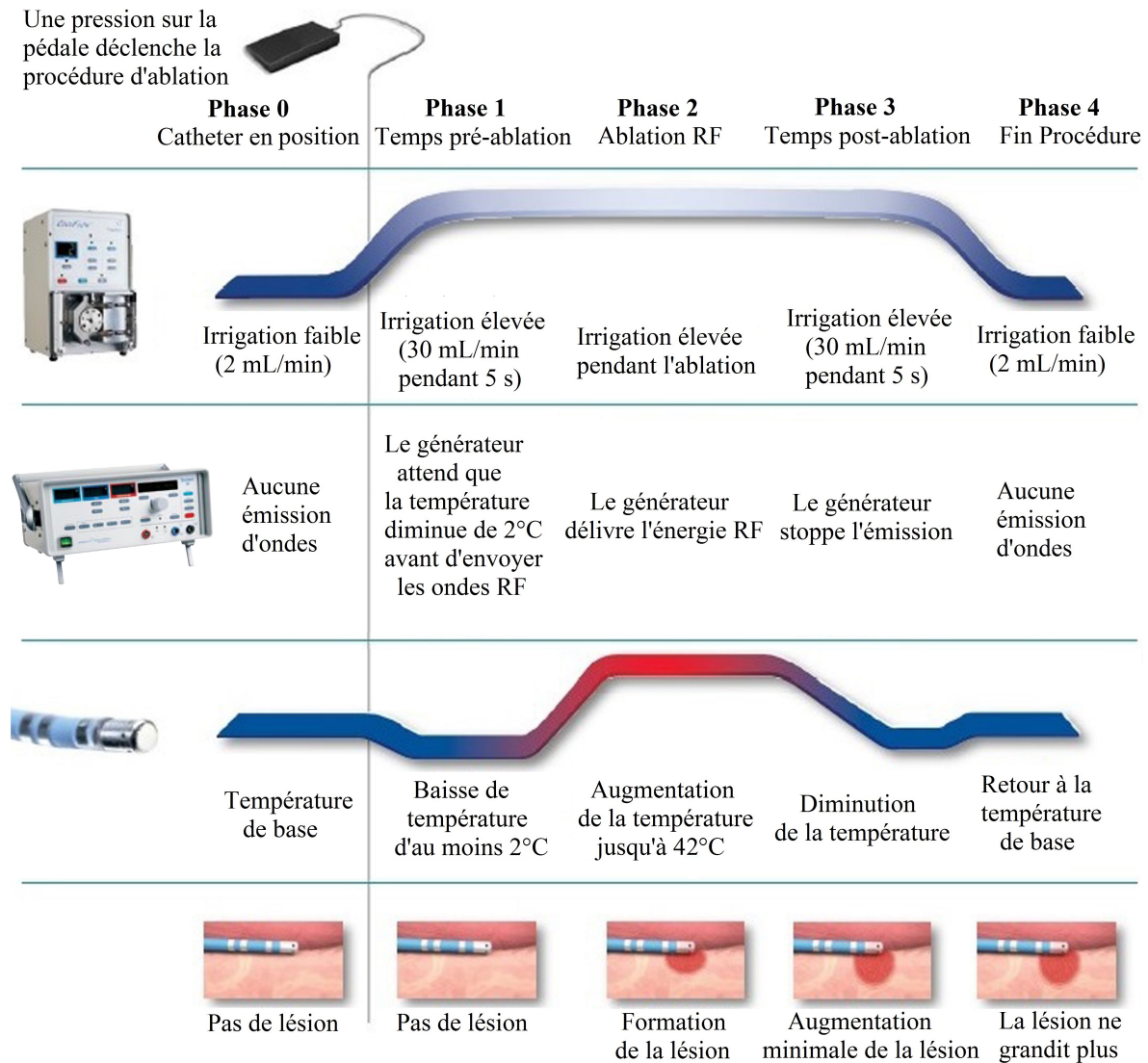


Fig. 3.18 – Schéma récapitulatif de la formation des lésions [65].

A l'aide de ces outils, les brulures réalisées sont strictement identiques à celles effectuées par les médecins. N'ayant aucune information à propos de la profondeur de brulure réalisée, une mesure directe de celle-ci est nécessaire.

3.4.3 Profondeurs de brulure incertaines

Dans les paragraphes précédents, la présentation des appareils utilisés pour réaliser les brulures ainsi que les paramètres employés a été effectuée. Cependant, la simple définition de ces paramètres ne suffit pas à créer des lésions avec une profondeur déterminée. En effet, le chapitre 1 (page 32) indique que la force de contact du cathéter sur la paroi du cœur a un impact sur la profondeur de brulure. Les derniers cathéters fabriqués possèdent maintenant cette technologie [73]. Or, les cathéters utilisés pendant ces travaux n'ont pas cette technologie et les ablations sont réalisées sans connaissance certaine de la force de contact. Le graphique ci-dessous présente donc les variations observées sur les profondeurs de brulure obtenues expérimentalement à partir de différentes durées d'ablation. Les profondeurs sont mesurées sur tous les échantillons au cours de cette thèse (plus de 250) à partir du protocole décrit page suivante.

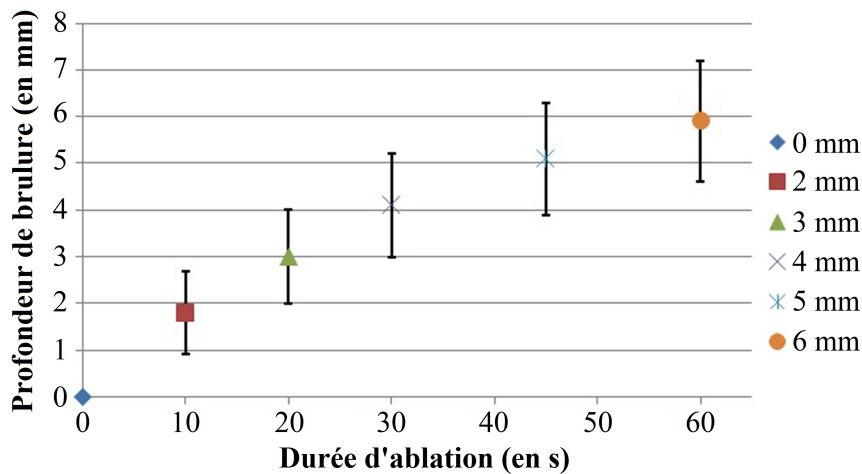


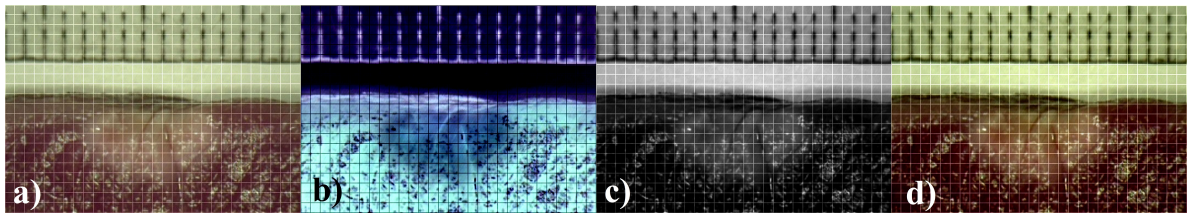
Fig. 3.19 – Évolution de la profondeur de brulure avec la durée d'ablation.

A partir de cette figure, plusieurs constations sont établies. Tout d'abord, le non-contrôle de la force de contact du cathéter entraîne une forte variation sur la profondeur de brulure réalisée. Différentes durées d'ablation sont alors possibles pour réaliser une brulure avec une profondeur déterminée. Par exemple, des durées comprises entre 30 et 60 secondes permettent d'obtenir une profondeur de 5 mm selon la force appliquée. Le protocole utilisé pour mesurer ces profondeurs de brulure est présenté ci-dessous.

3.4.4 Mesure optique des brulures

Une fois les mesures micro-ondes terminées, une coupe transversale de l'échantillon est réalisée au moyen d'un scalpel afin de mesurer réellement la profondeur de brulure réalisée. Cette étape est la première source d'incertitude sur la profondeur de brulure. En effet, il est possible que la coupe transversale ne soit pas réalisée précisément au bon endroit. Cependant, les brulures formées étant considérées comme hémisphériques [180], l'erreur sur la profondeur de brulure visualisée est réduite puisque la coupe est réalisée au milieu de la brulure.

Après cette étape, les échantillons sont photographiés à l'aide d'un microscope optique avec un agrandissement compris entre x20 et x200. Les profondeurs de brulures sont ainsi mesurables directement sur les clichés. L'image est alors traitée numériquement pour faire ressortir la brulure. Différents traitements sont réalisés afin d'avoir une valeur moyenne sur la profondeur de brulure et ainsi être le plus proche possible de la valeur réelle. Ces traitements sont présentés dans la figure ci-dessous.



Quadrillage : 1 carreau = 0,5 mm

Fig. 3.20 – Clichés quadrillés : (a) sans traitement, (b) en mode négatif , (c) en mode niveau de gris, (d) en modifiant la luminosité et le contraste.

En pratique, les faibles profondeurs de brulure sont plus facilement distinguables que les profondeurs de brulure élevées. En effet, la zone délimitant la brulure n'est pas nette. Ainsi, en considérant les deux sources d'erreurs possibles (coupe transversale et distinction tissus brulés/non brulés), l'incertitude globale sur la valeur obtenue lors des mesures optiques des brulures est comprise entre 5 et 10%.

3.5 Simulation des données

3.5.1 Le logiciel

Lors de ces travaux, des simulations ont été effectuées au moyen du logiciel HFSS® (High Frequency Structural Simulator) commercialisé par la société ANSYS [181]. Ce logiciel permet de concevoir des composants haute fréquence et de simuler les champs électromagnétiques en trois dimensions par la méthode des éléments finis. De plus, différentes informations sont calculées par le logiciel comme les paramètres S (ici, le coefficient de réflexion S_{11}) ou d'autres valeurs (exemple, l'impédance). Ce logiciel a été utilisé tout au long de la thèse, du calcul des variations relatives théoriques à la création de sondes intracardiaques. La figure 3.21 présente la sonde coaxiale open-ended utilisée en contact avec l'échantillon ainsi que les résultats correspondants.

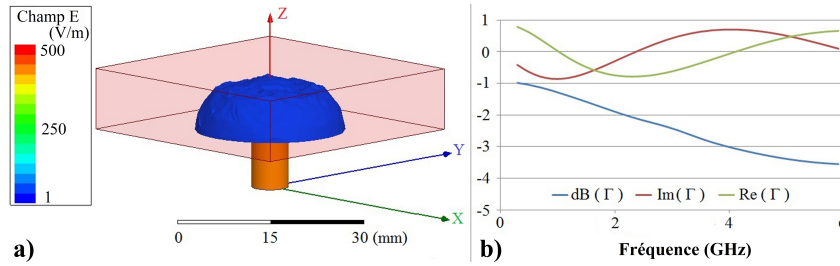


Fig. 3.21 – (a) Champ E dans l'échantillon, (b) Coefficient de réflexion de simulation.

Avec ce logiciel, l'étude du coefficient de réflexion par simulation est possible pour les échantillons considérés. Pour cela, la définition de certains paramètres est primordiale. L'enceinte de travail possède des conditions aux limites absorbantes (ABC) et l'excitation (en mode TEM) se fait en entrée de sonde coaxiale. Un maillage tétraédrique adaptatif convient à nos simulations. Cependant, les limites d'un tel logiciel commercial sont connues à savoir le temps de calcul pour un fort maillage, le nombre d'itérations pour atteindre une convergence de solution et l'étude des matériaux à très fortes pertes. Certaines permittivités sont prédéfinies dans le logiciel mais pour un nombre limité de matériaux et une seule fréquence. L'estimation de celles-ci pour nos échantillons a été essentielle afin que nos simulations correspondent à nos conditions expérimentales.

3.5.2 Estimation de la permittivité

Plusieurs modèles ont été développés pour l'estimation de la permittivité diélectrique. La plupart ont été récemment récapitulés par Kaatz [182]. Parmi ceux-ci, deux modèles sont largement utilisés pour des mesures par sonde coaxiale open-ended. Les travaux de **Stuchly** sont basés sur le modèle capacitif [183]. Elle consiste à modéliser la sonde de mesure et l'échantillon à caractériser par des éléments capacitifs en parallèle. Ce modèle est cependant limité lorsque la fréquence d'analyse est supérieure à 3 GHz et que les permittivités sont supérieures à 70. Le **modèle bilinéaire de Cole** [184] a été repris par Folgerø et Hilland [185, 186]. Ce modèle a retenu notre attention par sa facilité d'utilisation puisqu'il fonctionne sur la base des formules :

$$\epsilon_r^*(\omega) = \frac{A(\omega)\rho(\omega) + \epsilon_r^{ref}(\omega)}{1 - B(\omega)\rho(\omega)} \quad \text{où} \quad \rho(\omega) = \frac{\Gamma^{ref}(\omega) - \Gamma(\omega)}{\Gamma^{ref}(\omega) + \Gamma(\omega)} \quad (3.6)$$

avec ϵ_r^* est la permittivité relative complexe à déterminer, ω est la fréquence angulaire, Γ est le coefficient de réflexion complexe de l'échantillon. Γ^{ref} est le coefficient de réflexion d'un matériau de référence (de permittivité ϵ_r^{ref}) et A et B sont deux constantes de mesure déterminées à l'aide de deux autres échantillons de référence aux permittivités connues. Trois liquides de calibrations sont donc nécessaires avec ce modèle.

Il est important de noter que ce modèle ne prend pas en compte les effets de radiation de la sonde dans l'échantillon (effets de la fréquence et de la conductivité). Cependant, tant que les valeurs de permittivité des milieux de calibration sont proches de l'échantillon sous test, les erreurs dues à ces effets sont réduites [186]. Or, il est très difficile de trouver des matériaux possédant des valeurs de permittivité (couple réel et imaginaire) proches des muscles dans la gamme de fréquence utilisée (matériaux à fortes pertes). De plus, ce modèle est basé sur une interpolation bilinéaire dans le plan complexe. Il est donc primordial que la permittivité du matériau mesuré soit comprise entre les valeurs de permittivité des matériaux de calibration. Sur la figure 3.22, les permittivités de différents milieux sont répertoriées et comparées aux valeurs théoriques de muscles ovins très bien répertoriées par Gabriel [139] sur la gamme de fréquence d'intérêt.

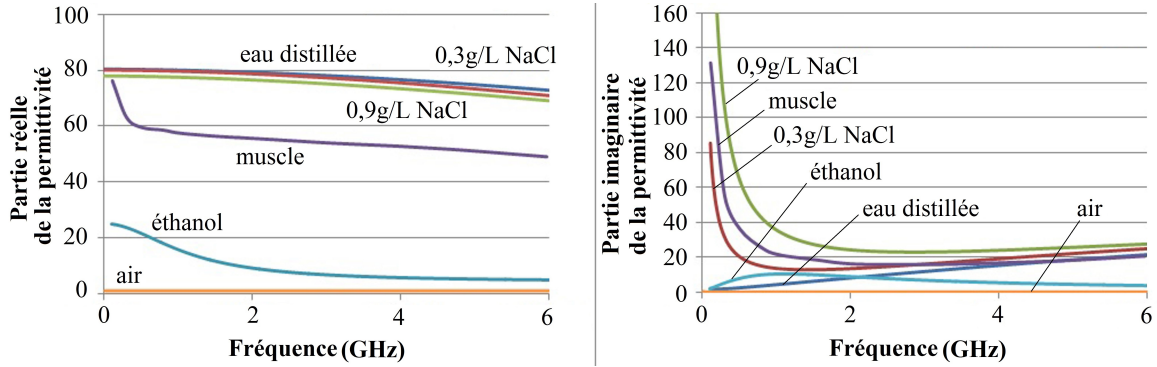


Fig. 3.22 – Permittivité de différents milieux connus [139, 187, 188].

Ainsi, à partir de la figure, nous déduisons que différents matériaux doivent être utilisés en fonction de la permittivité recherchée (réelle ou imaginaire). En effet, lorsque la partie réelle est observée, les solutions d'eau distillée et salines sont proches. La partie réelle doit donc être déterminée en prenant comme milieu de calibration l'eau distillée, l'air et l'éthanol. En revanche, lorsque la partie imaginaire est observée, l'air et l'éthanol présentent peu de pertes. La partie imaginaire doit donc être déterminée à partir d'eau distillée et des deux solutions salines à 3 et 9 $g.L^{-1}$.

Pour mémoire, les échantillons mesurés sont considérés comme des matériaux composites complexes. En effet, page 55, la permittivité était présentée comme un tenseur dont l'approximation consistait à ne considérer qu'une permittivité effective. L'estimation de la permittivité effective des muscles est donc réalisée avec les différents milieux de calibration [185] présentés ci-dessus afin d'avoir des valeurs de permittivité les plus proches possibles des valeurs issues de la littérature. Le coefficient de réflexion Γ utilisé dans l'équation 3.6 est en réalité une moyenne de dix coefficients de réflexion mesurés sur plusieurs échantillons. La figure 3.23 présente ainsi les permittivités (réelles et imaginaires) de muscles bovins obtenues expérimentalement (conditions définies précédemment) sur la gamme de fréquences de cette étude. Les permittivités théoriques de muscle ovins, bovins et humains présentent des valeurs assez proches sur notre bande de fréquences (page 57). Ainsi, nos valeurs expérimentales sont comparées aux valeurs de permittivité de muscles ovins tabulées par Gabriel dans [139] (10% d'incertitude sur ces valeurs).

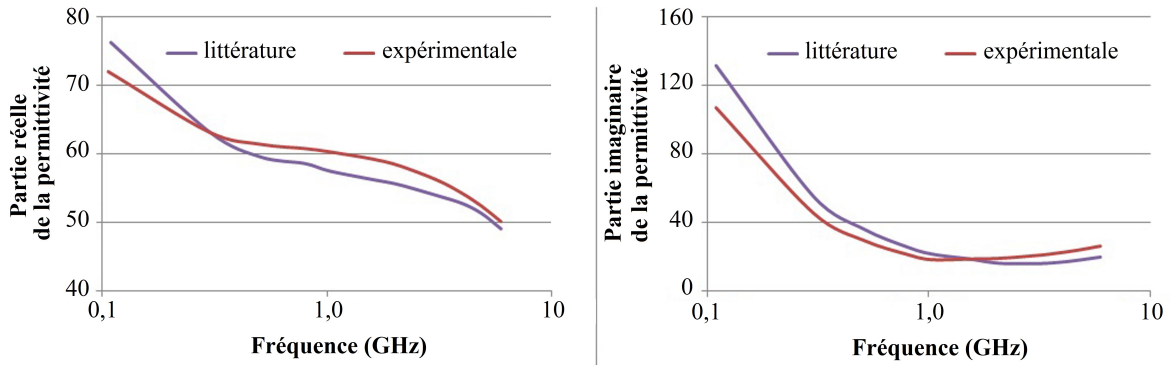


Fig. 3.23 – Comparaison des valeurs de permittivités expérimentales et théoriques [139].

L'évolution fréquentielle de la permittivité obtenue est similaire à celle définie dans [139]. Sur la gamme de fréquences, un pourcentage de variation inférieur à 5% est obtenu entre ces signaux pour la partie réelle de la permittivité. Les valeurs obtenues par notre technique sont donc satisfaisantes. En revanche, le pourcentage de variation entre ces signaux pour la partie imaginaire de la permittivité est important et atteint jusqu'à 25%. Cependant, il faut noter que les valeurs expérimentales obtenues ici sont concordantes avec celles présentées au chapitre 2 (page 57). La caractérisation des milieux à fortes pertes comme celui-ci est en effet très difficile [104]. De plus, les conditions de mesure ne facilitent pas cette caractérisation puisque le flux de solution physiologique, la solution physiologique, les ions et le sang emprisonnés dans les tissus sont autant de facteurs susceptibles de faire varier légèrement notre coefficient de réflexion et donc grandement la permittivité.

Il est à noter que le calcul de la permittivité conduit à l'estimation des profondeurs de brûlures. Cependant, de grandes incertitudes entre les résultats sont susceptibles d'être entraînées. Rudowski et al. expliquent d'ailleurs que pour un même échantillon, l'écart peut atteindre 20 % [189]. Ainsi, afin d'éviter des temps de calculs trop importants et d'avoir un mesurande clair et rapide, seule la variation relative du coefficient de réflexion est calculée pour la détermination de la profondeur de brûlure. La permittivité diélectrique est toutefois calculée en fonction de la profondeur de brûlure afin d'avoir des valeurs à disposition lors des simulations sur ordinateur.

3.6 Récapitulatif du dispositif expérimental

En synthèse, les différents appareils utilisés lors des mesures ont été présentés. Ceux-ci donnent accès à un contrôle parfait des conditions expérimentales permettant ainsi de ne mesurer que la variation des tissus due à la brûlure. Le système expérimental obtenu est récapitulé dans la figure ci-dessous.

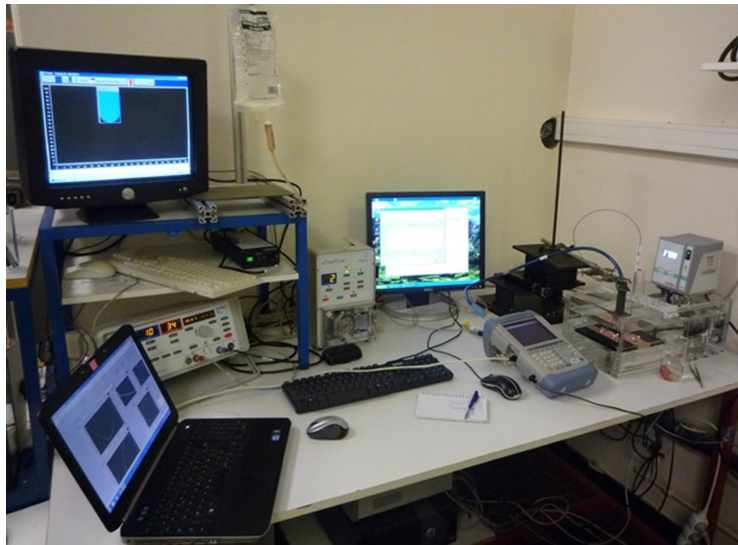


Fig. 3.24 – Système expérimental comprenant le VNA, le dispositif thermostaté, le dispositif médical pour la brûlure, et l'élevateur pour la masse appliquée.

Pour chaque échantillon mesuré, le protocole consiste à le laisser évoluer 20 min dans une solution physiologique à 20°C puis 10 min dans la solution physiologique à 37°C. Une fois ce temps écoulé, à l'aide de la table xyz, la sonde est positionnée contre l'échantillon avec une force de contact particulière (incertitude de ± 3 g). Le coefficient de réflexion de référence est alors mesuré avant de déplacer la sonde afin d'effectuer la brûlure (entre 10 et 60 s d'exposition aux ondes) avec un cathéter radiofréquence. Une fois la brûlure réalisée, la sonde est positionnée exactement au même endroit que pour la mesure du coefficient de réflexion de référence. Le coefficient de réflexion correspondant à la brûlure réalisée est alors mesuré et le calcul de la variation relative est alors effectué. L'évaporation de la solution est négligée sur la durée de la mesure. La profondeur de brûlure réellement effectuée est mesurée après une coupe transversale de l'échantillon.

3.7 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents paramètres expérimentaux mis en jeu lors de l'étude du cœur. Ceci nous a conduit à proposer un modèle biologique fondé sur de la viande bovine. Les simplifications mises en jeu ont permis d'exclure l'anisotropie du milieu biologique et son caractère composite. Par la suite, la chaîne de mesure, les types de sondes et le traitement des données sont présentés. La gestion des conditions expérimentales a fait l'objet d'un travail lourd et minutieux tant sur le contrôle de la température du milieu environnant et de l'échantillon, la position de la sonde ainsi que l'état physiologique des tissus biologiques. Après un descriptif des outils médicaux pour créer la brûlure ainsi que le contrôle optique de leur profondeur, nous présentons l'approche numérique de l'estimation de la permittivité effective de ce milieu (tissu biologique). Le système expérimental obtenu est ensuite récapitulé.

Chapitre 4

Détermination de la profondeur de brulure de tissus biologiques : résultats expérimentaux

Plan du chapitre

4.1	Estimations et analyses de la permittivité	96
4.1.1	Estimation de la permittivité mesurée dans l'air	97
4.1.2	Estimation de la permittivité mesurée en solution	98
4.1.3	Interprétation des valeurs	100
4.1.4	Conclusion sur ces résultats	104
4.2	Estimation de la profondeur de brulure	105
4.2.1	Simulation de la variation relative	105
4.2.2	Répétabilité	106
4.2.3	Reproductibilité	108
4.2.4	Estimation des profils de brulures	110
4.2.5	Quid des oreillettes cardiaques?	112
4.2.6	Validation pour d'autres masses appliquées	113
4.2.7	Conclusion sur ces résultats	114

4.3	Élaboration d'une sonde intracardiaque HF	115
4.3.1	Étude de la sonde actuelle	115
4.3.2	Adaptation au design actuel	118
4.3.3	Le CATHéter Hyperfréquence pour ARythmies (CATHAR)	120
4.3.4	Fabrication de la sonde	123
4.3.5	Mesure de profondeur de brulure	124
4.3.6	Conclusion sur ces résultats	127

Dans ce chapitre, nous présentons les différents résultats obtenus lors de ces trois années. Après avoir validé les différentes parties du système expérimental, les mesures ont porté sur la caractérisation des tissus avec et sans brûlure. La première étude porte sur l'évolution de la permittivité complexe avec la profondeur de brûlure afin d'appréhender les effets morphologiques des brûlures sur les tissus. L'analyse et la critique des valeurs obtenues (issues du modèle d'estimation de la permittivité) nous a conduit à préférer l'étude de la variation relative du coefficient de réflexion à celle de la permittivité dans un souci aussi de réduction du temps de calcul. Les résultats obtenus nous ont encouragé à réfléchir à une sonde aux dimensions souhaitées pour une mesure intracardiaque.

4.1 Estimations et analyses de la permittivité

Dans le but d'appréhender l'évolution des propriétés diélectriques des tissus engendrées par les brûlures, la première étape est donc l'estimation de la permittivité des tissus avec et sans brûlure. Pour ces mesures, nous avons fait le choix de prendre une masse appliquée par la sonde sur l'échantillon égale à 30 grammes. Il a été montré page 79 qu'une force appliquée par la sonde sur l'échantillon évite d'avoir une couche d'air ou de solution entre la sonde et l'échantillon. Cette valeur se situe au milieu de l'intervalle d'intérêt (pour mémoire, entre 10 et 50 g). L'incertitude sur la masse appliquée est de 3 grammes, les variations du coefficient de réflexion sont alors faibles en se reportant au graphique page 79. La permittivité complexe est alors déterminée avec le protocole établi au chapitre précédent dans deux conditions distinctes (dans l'air (25°C) et dans la solution physiologique (37°C)).

Pour l'estimation des permittivités, un paramètre important est ajouté au protocole expérimental. En effet, la profondeur de pénétration des ondes, calculée chapitre 2 page 59, donne une profondeur de quelques centimètres pour les fréquences inférieures à 1 GHz. Ainsi, un plan de masse (ruban cuivré) est placé en dessous des échantillons afin de ne mesurer que l'échantillon et de ne pas avoir d'influence du support par exemple (cela ne correspond plus au cas in-vivo mais nous évitons toutes perturbations).

4.1.1 Estimation de la permittivité mesurée dans l'air

La permittivité est tout d'abord déterminée lorsque les échantillons sont placés dans l'air ambiant. Les conditions de mesure sont ainsi simplifiées puisque les perturbations dues à la solution sont évitées. Le comportement de la permittivité en fonction de la brulure est alors comparé à ceux observés dans la littérature.

La première partie des mesures de permittivité consiste en des mesures sur des échantillons à l'air ambiant (20°C). Nous avons limité le nombre de brulures volontairement puisque l'objectif ici est d'observer l'évolution des parties réelle et imaginaire avec la profondeur de brulure. Le tableau ci-dessous présente les valeurs de permittivité complexes pour quelques fréquences de la bande de mesure. Les échantillons mesurés proviennent de muscles bovins. Les coefficients de réflexion sont mesurés sur dix échantillons par profondeur de brulure (0 mm, 3 mm, 6 mm) afin d'avoir une valeur moyenne. Les variations dues au caractère hétérogène du matériau et de sa physiologie sont ainsi prises en compte. La permittivité est calculée à partir de ce coefficient de réflexion moyen.

Fréquence	ϵ_r' muscle (littérature)	ϵ_r' muscle (expérimentale)	ϵ_r' brulure 3 mm (expérimentale)	ϵ_r' brulure 6 mm (expérimentale)
100 MHz	78,2	74,5	52,1	37,1
1 GHz	57,5	59,6	40,3	22,0
2,4 GHz	54,7	55,8	37,2	19,9
6 GHz	49,0	47,9	30,4	14,5
Fréquence	ϵ_r'' muscle (littérature)	ϵ_r'' muscle (expérimentale)	ϵ_r'' brulure 3 mm (expérimentale)	ϵ_r'' brulure 6 mm (expérimentale)
100 MHz	131,4	90,8	79,8	71,9
1 GHz	21,7	15,6	13,7	9,2
2,4 GHz	13,9	10,3	7,4	6,3
6 GHz	19,7	17,1	14,3	13,8

Tab. 4.1 – Permittivité des échantillons sans et avec brulures (mesurée dans l'air) [139].

Les valeurs de permittivité complexe obtenues (incertitudes de 5% pour les parties réelle et imaginaire) sont concordantes avec les valeurs trouvées dans la littérature [139]. Un pourcentage de variation inférieur à 5% est obtenu entre ces signaux pour la partie réelle de la permittivité alors que la variation atteint 30% pour la partie imaginaire. Celle-ci s'explique de différentes façons telles qu'une température de mesure différente (20 au lieu de 37 °C), une force de contact entre la sonde et les échantillons différente

(10g au lieu de 30g par exemple), des muscles d'origines variées (ovins et bovins). Sur toute la gamme de fréquence, une diminution tant pour la partie réelle que pour la partie imaginaire est observée avec la profondeur de brulure. Ces résultats sont en accord avec ceux parus dans différents articles [158, 159] où les mesures avaient lieu dans l'air sur de la peau de porc (développé chapitre 2 page 63). Les diminutions observées avec la profondeur de brulure seraient liées à une baisse de la concentration en eau dans les tissus avec la profondeur de brulure. Cette perte en eau est observée visuellement puisque la quantité d'eau en dessous de l'échantillon augmente avec les brulures ce qui entraîne une forte rétraction des tissus. Le changement d'état du tissu biologique due à la brulure (diminution de la taille des cellules, la dessiccation tissulaire...) induit une baisse de la conductivité et de la partie imaginaire de la permittivité.

4.1.2 Estimation de la permittivité mesurée en solution

La seconde série de mesure a donc eu lieu en solution physiologique maintenue à 37°C. Dans la littérature, peu de chercheurs ont estimé la permittivité de tissus biologiques brulés plongés dans une solution thermostatée. En effet, la solution physiologique apporte des contraintes au niveau physiologie des tissus et conductivité. Lopresto et al. ont observé une diminution de la permittivité (réelle et imaginaire) avec la profondeur de brulure à 2,45 GHz [160]. Cependant, dans leur cas, la température utilisée était très élevée (100°C) et la profondeur de tissus brulés était importante (quelques centimètres). La méthode de calcul et les conditions expérimentales utilisées ici sont identiques à celles décrites au chapitre précédent. Elles amènent à des permittivités estimées pour différentes profondeurs de brulures comprises entre 2 et 6 mm par pas de 1 mm. Les coefficients de réflexion sont mesurés sur dix échantillons par profondeur de brulure afin de réaliser une moyenne et ainsi réduire l'influence de la physiologie des différents échantillons. La figure 4.1 présente donc l'évolution des permittivités complexes pour différentes profondeurs de brulures sur toute la gamme de fréquence (100 MHz - 6 GHz). Les observations sont réalisées en distinguant l'évolution de la partie réelle de l'évolution de la partie imaginaire.

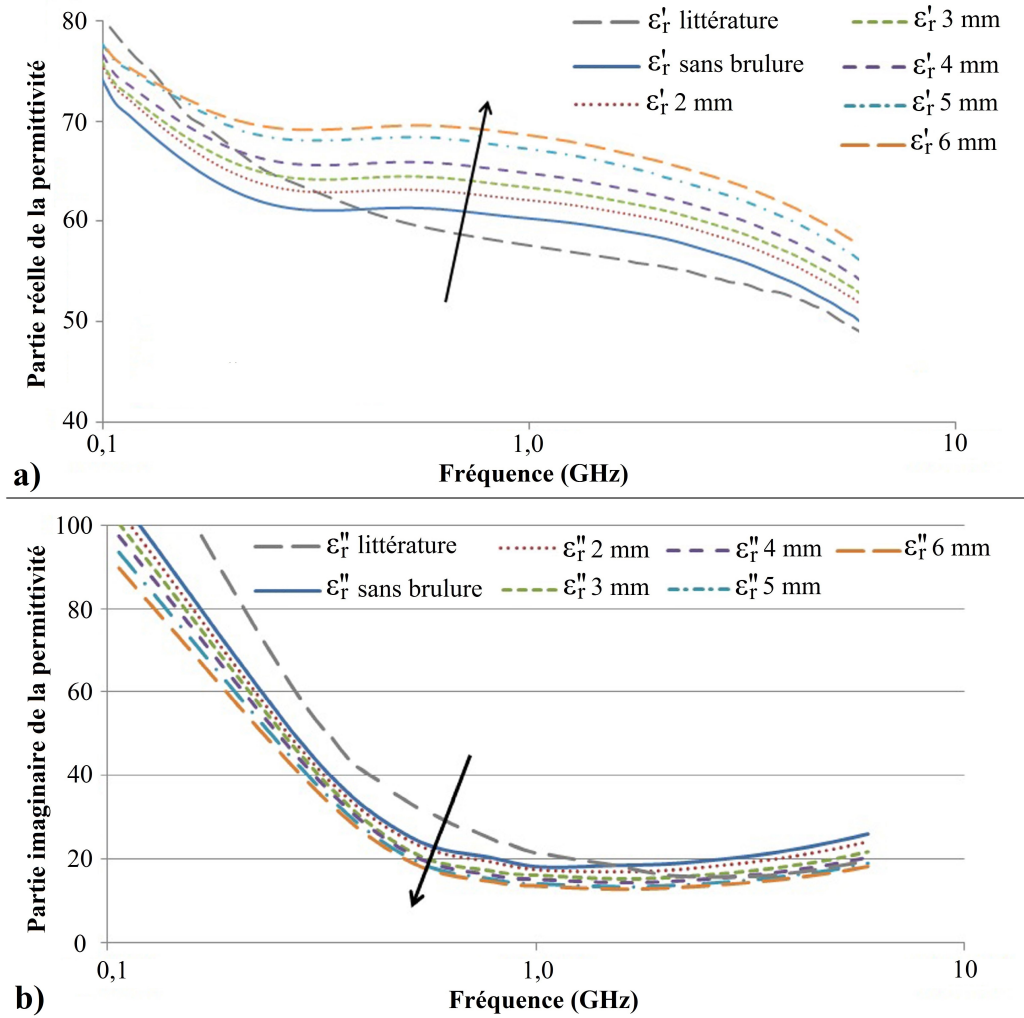


Fig. 4.1 – Evolution des permittivités théoriques [139] et expérimentales des échantillons sans et avec brulures (mesurées en solution) : a) partie réelle, b) partie imaginaire.

L'étude comparative entre les valeurs théoriques et expérimentales met en évidence pour la gamme de fréquence d'étude, un pourcentage de variation inférieur à 5% pour la partie réelle de la permittivité. En revanche, le pourcentage de variation entre ces signaux pour la partie imaginaire de la permittivité est important et atteint jusqu'à 25%. Cette variation s'explique toujours de différentes façons telles qu'une force de contact différente, des muscles d'origines variés (ovins, bovins et présence de nerfs par exemple), et un état physiologique différent. En effet, les échantillons que nous mesurons ont évolué dans une solution avant d'être mesurés.

L'analyse de l'évolution de la permittivité en fonction de la profondeur de brulure est maintenant réalisée. Nous observons une augmentation de la partie réelle de la permittivité avec la profondeur de brulure. Cette augmentation est en contradiction avec les résultats précédents et trouvés dans la littérature [158, 159]. Contrairement à nos conditions, leur température n'était pas constante lors des mesures et la profondeur de tissus brûlés était beaucoup plus importante (quelques centimètres). Dans notre cas, la rétractation des tissus est presque nulle lors des brûlures contrairement aux observations réalisées dans l'air. Nous supposons donc que les pertes en eau des tissus sont réduites au maximum du fait de la solution physiologique environnante.

L'évolution de la partie imaginaire de la permittivité en fonction de la profondeur de brulure correspond aux évolutions observées dans la littérature et pour les échantillons mesurés dans l'air. En effet, la partie imaginaire de la permittivité décroît avec la profondeur de brulure ce qui peut être associé, entre autres, à une baisse de la conduction électrique des tissus brûlés. Ce phénomène s'explique du fait que la taille des cellules diminue avec la brulure et que les échanges d'ions sont interrompus pour les cellules brûlées [46]. Fondé sur les hypothèses décrites au chapitre 3, notre modèle de détermination de la permittivité propose des valeurs de celle-ci et leur évolution avec la profondeur de brulure. Après confrontation des valeurs issues de la littérature et de nos valeurs expérimentales, nous discutons de l'interprétation des résultats.

4.1.3 Interprétation des valeurs

Au début de ce chapitre, l'utilisation d'un plan de masse placé derrière les échantillons a été justifiée par le calcul de la profondeur de pénétration des ondes. Dans le chapitre 2, les coefficients d'atténuation α et de propagation β des ondes ont été définis. Le calcul de ceux-ci est réalisé pour différentes fréquences en considérant une épaisseur d'échantillon de 10 mm et les valeurs de permittivité obtenues expérimentalement. Une fois ces coefficients établis, les calculs de la longueur d'onde dans l'échantillon ainsi que des atténuations théoriques des coefficients de réflexion et de transmission sont réalisés.

Les coefficients de réflexion et de transmission ont été définis page 53 comme étant respectivement le rapport du champ réfléchi sur le champ incident et du champ transmis sur le champ incident. L'atténuation de l'onde se calcule à partir des formules suivantes (en prenant comme champ $E(z) = E_0 e^{-\alpha z}$) :

$$S_{11}(\text{en dB}) = 20 \log_{10}(e^{-2\alpha z}) \quad S_{21}(\text{en dB}) = 20 \log_{10}(e^{-\alpha z}) \quad (4.1)$$

où z est l'épaisseur de l'échantillon et α le coefficient d'atténuation. Dans la formule du S_{11} , le "2" représente l'aller et retour de l'onde dans l'échantillon. Le tableau ci-dessous présente donc, pour plusieurs fréquences, différentes valeurs permettant d'expliquer la propagation et l'atténuation des ondes dans les tissus.

Fréquence	ϵ'_r	ϵ''_r	α (Np/m)	β (rad/m)	λ_0 (mm)	λ (mm)	S_{11} (dB)	S_{21} (dB)
100 MHz	71,9	106,8	16,67	16,93	3000	371	-2,90	-1,45
1 GHz	60,2	18,2	115,54	119,27	300	52	-20,07	-10,04
2,4 GHz	57	19,5	276,85	286,20	122	22	-48,09	-24,05
6 GHz	50	26	654,99	678,66	50	9,2	-113,78	-56,89

Tab. 4.2 – Différentes valeurs calculées à partir des valeurs de permittivité expérimentales et une épaisseur d'échantillon de 10 mm.

A partir de ce tableau, nous remarquons que les valeurs de α et β augmentent avec la fréquence. Ainsi, plus la fréquence utilisée est grande, plus les ondes sont atténuées rapidement dans le milieu. Cette observation se confirme par le calcul des coefficients de réflexion S_{11} et de transmission S_{21} . En effet, nous voyons que ces coefficients sont de plus en plus faibles lorsque la fréquence est grande. Cela se traduit, physiquement, par le fait qu'en se propageant dans le milieu, l'onde est fortement atténuée mais tout de même présente.

Cependant, nous avons observé expérimentalement que le fait de mettre ou non un plan de masse derrière l'échantillon ne changeait pas nos valeurs de coefficient de réflexion. Pour comprendre ce phénomène, nous avons entrepris de mesurer tout d'abord le coefficient de transmission afin de voir si l'onde traversait l'échantillon.

Pour se faire, nous avons placé un échantillon entre deux sondes coaxiales en vis-à-vis en contact avec l'échantillon. Après calibration, le coefficient de transmission a été mesuré sur toute la gamme de fréquence. La figure ci-dessous présente l'atténuation du coefficient de transmission (en dB) pour un échantillon d'une épaisseur de 10 mm.

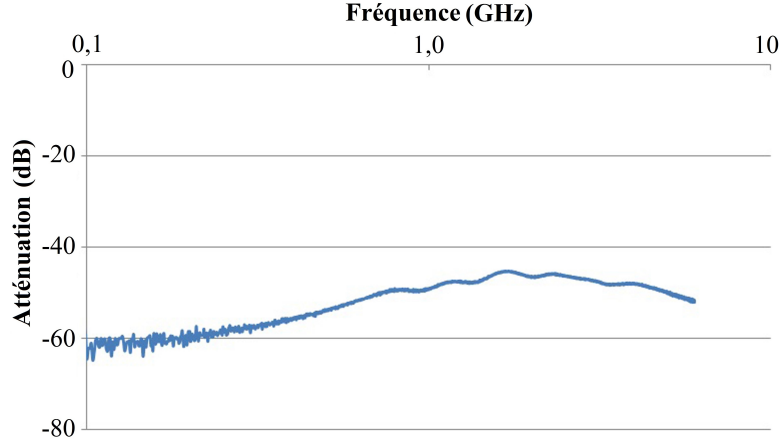


Fig. 4.2 – Atténuation de l'onde en transmission (S_{21}) mesurée par le VNA.

Sur cette figure, nous nous apercevons que sur toute la gamme de fréquence, l'onde a traversé le matériau. Cependant, pour un aller, l'atténuation de l'onde dépasse déjà -40 dB qui est, pour mémoire, le seuil de mesure en réflexion de l'analyseur de réseau (présenté tableau 3.1). Cela explique pourquoi le fait d'avoir ou non un plan de masse n'a pas d'influence sur le coefficient de réflexion. Cette observation expérimentale implique donc deux points liés sur lesquels nous sommes en droit de nous interroger.

Tout d'abord, nous pouvons nous poser la question de la véracité des permittivités obtenues. En effet, à part pour la fréquence à 6 GHz, les autres fréquences ont des atténuations calculées très différentes de celles trouvées expérimentalement. Cela semblerait dire que les permittivités que nous avons obtenues (en particulier la partie imaginaire liée aux pertes) sont trop faibles. Pour mémoire, nous avons considéré, lors de cette étude, une permittivité effective du tissu. Il est donc possible que la permittivité soit en réalité un tenseur qui entraîne une forte dissipation de l'onde dès son entrée dans le matériau. Cette dissipation est caractérisée par un coefficient D lié directement aux coefficients de réflexion et de transmission par la relation suivante ($|D|^2 + |\Gamma|^2 + |T|^2 = 1$).

En s'intéressant au coefficient de réflexion Γ , celui-ci dépend donc directement de la dissipation de l'onde dans le matériau ainsi que de la transmission de l'onde. Les valeurs ε'_r , ε''_r et l'épaisseur du matériau ont donc une forte influence sur celui-ci. Ainsi, en considérant des réflexions et transmissions multiples de l'onde dans le matériau, récapitulés en annexe 2, la formule suivante est obtenue [190, 191] :

$$\Gamma_{tot} = \Gamma_{12} + \frac{T_{12}\Gamma_{21}T_{21}e^{-j2\gamma_2d}}{1 - \Gamma_{21}^2e^{-j2\gamma_2d}} \quad (4.2)$$

où Γ_{tot} représente le coefficient de réflexion totale que l'on peut mesurer, Γ_{ij} et T_{ij} représentent respectivement les coefficients de réflexion et de transmission à l'interface considéré entre deux milieux, d est l'épaisseur du milieu et γ est la constante de propagation. Dans [191], le calcul de Γ_{tot} sur de l'eau libre avait été réalisé (figure ci-dessous).

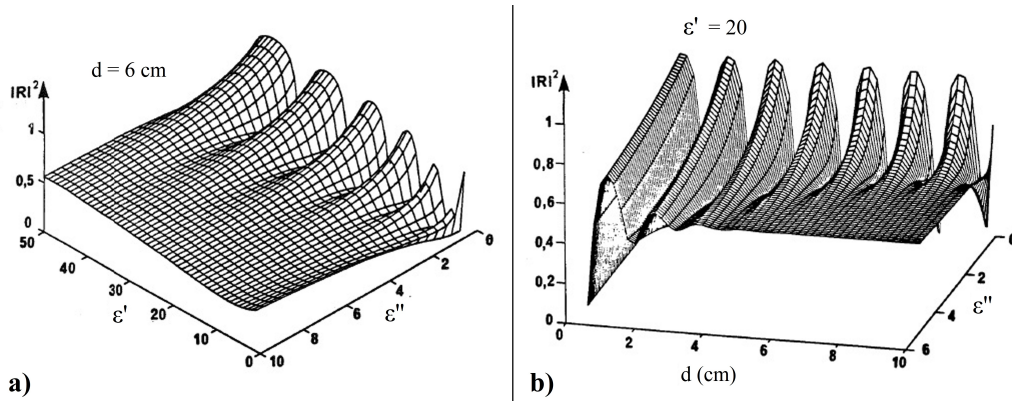


Fig. 4.3 – Évolution théorique du coefficient de réflexion en fonction : a) de la permittivité et b) de l'épaisseur de l'échantillon [191].

Nous nous apercevons que plus les pertes ε''_r sont importantes, moins le coefficient de réflexion varie avant d'atteindre un palier. Ce palier est atteint indépendamment de ε'_r et de l'épaisseur. Il correspond en réalité au coefficient de réflexion de la première interface. En appliquant cela à cette situation, nous ne mesurons pas le coefficient de réflexion correspondant à toute la profondeur mais seulement le coefficient de réflexion de la première interface. Nos valeurs de permittivités obtenues expérimentalement sont conservées puisqu'elles correspondent à une valeur moyenne de la permittivité effective de nos échantillons considérés.

4.1.4 Conclusion sur ces résultats

Dans cette section, la permittivité diélectrique complexe des échantillons sans et avec brulure a été déterminée à partir de nombreuses approximations. Ainsi, pour les conditions correspondant au modèle intracorporel (en solution thermostatée), la partie réelle de la permittivité augmente avec la brulure. En revanche, la partie imaginaire de la permittivité diminue lors des brulures et correspond à une baisse de la conductivité due aux ions emprisonnés dans les cellules détruites. Les valeurs de permittivité obtenues ont été mises en doute puisque les calculs théoriques ne correspondent pas aux données expérimentales. Les permittivités obtenues sont en effet des valeurs moyennes d'un gradient de permittivité qui entraîne une très forte atténuation de l'onde dans le matériau. Cette très forte atténuation se répercute sur le coefficient de réflexion puisque le coefficient de réflexion mesuré ne correspond qu'à celui de la première interface. Nous nous affranchissons donc des pertes sur le volumique pour ne mesurer que le coefficient de réflexion surfacique. Cela signifie que l'épaisseur de l'échantillon a peu d'importance et que les effets ne sont observés que sur une très faible épaisseur.

Dans la suite de ce rapport, nous nous sommes intéressés exclusivement à l'évolution du coefficient de réflexion avec la profondeur de brulure. Le calcul de la variation relative pour la quantification des brulures a été présenté au chapitre précédent page 73. La permittivité obtenue expérimentalement est utilisée afin de paramétrer notre logiciel de simulation.

4.2 Estimation de la profondeur de brulure

Dans cette section, la profondeur de brulure est estimée à partir de la variation relative des coefficients de réflexion. L'étude commence par une comparaison entre les variations relatives expérimentales et issues du logiciel de simulation. La répétabilité ainsi que la reproductibilité de mesure sont ensuite discutées [192]. A partir de ces mesures, les profils de différentes brulures sont évalués. Quelques mesures sont ensuite réalisées sur des oreillettes cardiaques de porc (tissu biologique plus proche de l'Homme).

4.2.1 Simulation de la variation relative

Le paramétrage des permittivités diélectriques complexes dans le logiciel de simulations a été la première étape lors de l'étude des profondeurs de brulure. Ces simulations donnent accès aux coefficients de réflexion Γ théoriques. Le calcul de la variation relative des coefficients de réflexion théoriques et expérimentaux sur toute la gamme de fréquence est alors effectué. La validation de notre calcul ainsi que des valeurs de permittivité est proposée. La figure 4.4 présente les variations relatives des coefficients de réflexion expérimentaux et simulés pour 3 profondeurs de brulures types.

Les variations observées entre les signaux simulés et expérimentaux sont susceptibles de provenir de nos valeurs de permittivité complexe ainsi que du paramétrage HFSS puisque celui-ci est basé sur le modèle de Debye et non de Cole-Cole (paragraphe 2.2.5). L'allure des courbes associées à la variation relative du coefficient de réflexion obtenu expérimentalement est analogue à celle issues par modélisation. Les valeurs de permittivité paramétrées sont satisfaisantes. Celles-ci seront utilisées lors de la troisième partie de ce chapitre. Le calcul de la variation relative du coefficient de réflexion fait donc ressortir directement l'impact de la brulure sur le signal. En effet, toutes les conditions sont contrôlées donc la seule modification de l'échantillon provient de la brulure. L'étude des coefficients de réflexion, même s'ils ne correspondent qu'à la surface de l'échantillon, donne accès à la profondeur de brulure puisque en surface, le degré de brulure de l'échantillon est différent selon une faible et une forte brulure.

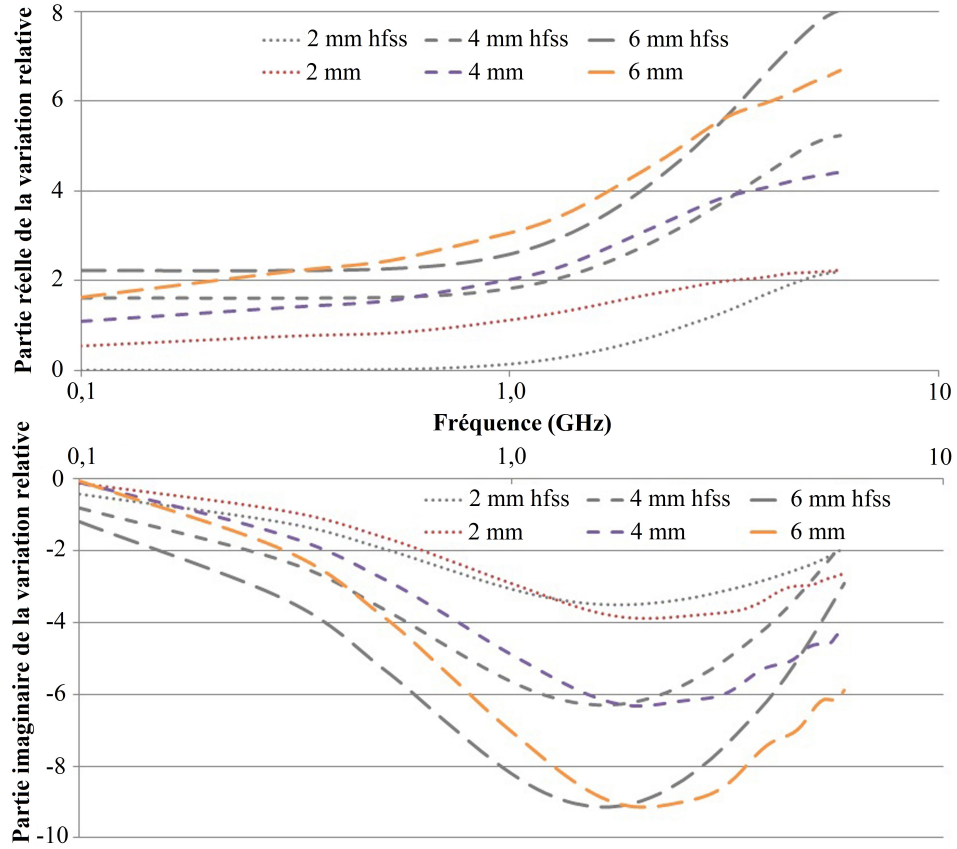


Fig. 4.4 – Variations relatives de Γ (HFSS, expérimentales) sur la gamme de mesure.

Sur la base d'autres travaux de l'équipe [171], la présentation des résultats se fait dorénavant en traçant la partie imaginaire de la variation relative en fonction de la partie réelle. Il est donc possible, en théorie, d'avoir une courbe par fréquence soit 630 courbes. Pour ne pas surcharger le manuscrit, toutes ces courbes ne sont pas tracées et seulement quelques unes spécifiques sont présentées dans la suite de ce rapport. La détermination de la répétabilité de mesure a donc été l'étape suivante de notre démarche.

4.2.2 Répétabilité

Par définition, la répétabilité est la comparaison entre plusieurs mesures de la même série avec des conditions de mesures identiques [192]. Cette répétabilité est le premier paramètre étudié. Afin de déterminer celle-ci, les mesures ont porté sur 6 échantillons avec des profondeurs de brulures différentes. Le premier échantillon est non brulé (0

mm), le deuxième est brûlé à 2 mm, le troisième à 3 mm et ainsi de suite jusqu'à 6 mm. Pour chaque échantillon, 5 coefficients de réflexion sont mesurés après brûlure. La variation relative du coefficient de réflexion est alors calculée en prenant comme référence le coefficient de réflexion avant brûlure (moyenné sur 5 mesures). La masse appliquée par la sonde sur l'échantillon est toujours de 30 grammes. En se basant sur la figure 4.4, des variations continues (ni discontinuité, ni pics de variations) des signaux sont observées pour les différentes profondeurs sur la gamme de fréquence de l'étude. Ainsi, afin de ne pas surcharger le rapport de graphiques, 4 fréquences couvrant la totalité de la gamme sont sélectionnées (100 MHz, 1 GHz, 2,45 GHz et 6 GHz).

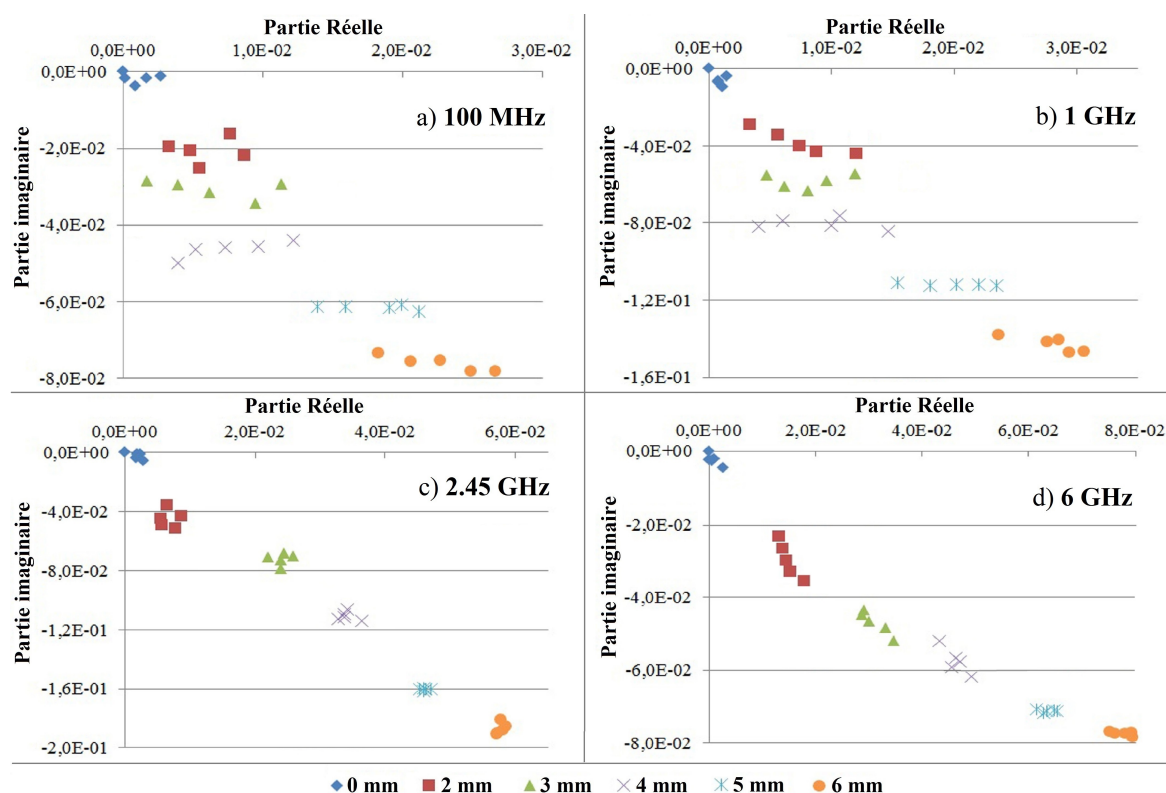


Fig. 4.5 – Répétabilité de mesure pour quatre fréquences.

Une bonne répétabilité est observée lorsque les différents points de mesure sont regroupés. A partir de la figure 4.5, nous pouvons extraire plusieurs informations. Tout d'abord, nous observons que les variations dépendent à la fois de la fréquence étudiée et de l'échantillon. Dans le cas des basses fréquences, on constate que chaque profondeur

se traduit par un domaine distinct regroupant chaque couple de valeurs. Ces groupes se distinguent de manière significative dans la gamme du GHz. Les variations des parties réelle et imaginaire sont plus importantes pour la fréquence à 2,45 GHz. Dans la suite de ce rapport, nous nous orientons sur cette fréquence couramment utilisée en milieu industriel. A cette fréquence, il semble que la répétabilité soit meilleure pour les échantillons brûlés profondément (5 et 6 mm). Cependant, aucune distinction ne sera faite concernant la répétabilité pour différentes profondeurs de brûlure. L'incertitude sur une mesure est alors déterminée par le calcul suivant : $(\text{valeur haute} - \text{valeur basse}) / 2$. La variation absolue entre les signaux de même profondeur pour cette fréquence est de $+/- 2,1 \cdot 10^{-03}$ pour la partie réelle et de $+/- 7,5 \cdot 10^{-03}$ pour la partie imaginaire.

4.2.3 Reproductibilité

Par définition, la reproductibilité à la différence de la répétabilité porte sur la comparaison entre plusieurs séries de mesures de la même grandeur avec des variations des conditions de mesures (observateur, instrument de mesure, étalon de référence, lieu, conditions d'utilisation, temps) [192]. Dans notre cas, les paramètres qui varient sont l'échantillon et la profondeur de brûlure. En effet, la destruction de l'échantillon afin de vérifier la profondeur de brûlure réalisée, celui-ci ne peut être réutilisé. D'ailleurs, pour mémoire, la profondeur de brûlure est très difficile à reproduire avec précision.

Ainsi, les résultats présentés ont été obtenus pour des mesures faites sur 15 échantillons pour chaque profondeur de brûlure (de 2 à 6 mm par pas de 1 mm soit 90 échantillons). Les points correspondants à la profondeur de brûlure à 0 mm (pas de brûlure) sont obtenus avec le même protocole. Pour chaque échantillon, la variation relative est calculée en prenant en référence le coefficient de réflexion avant brûlure (moyenné sur 5 mesures). Après brûlure, une série de 5 mesures est réalisée et le coefficient de réflexion moyen est calculé. La figure 4.6 regroupe donc les variations relatives des coefficients de réflexion moyens pour tous les échantillons mesurés à la fréquence de 2,45 GHz pour une masse de 30 grammes appliquée par la sonde sur l'échantillon. Les barres d'erreurs représentent les incertitudes obtenues à partir de la répétabilité de mesure.

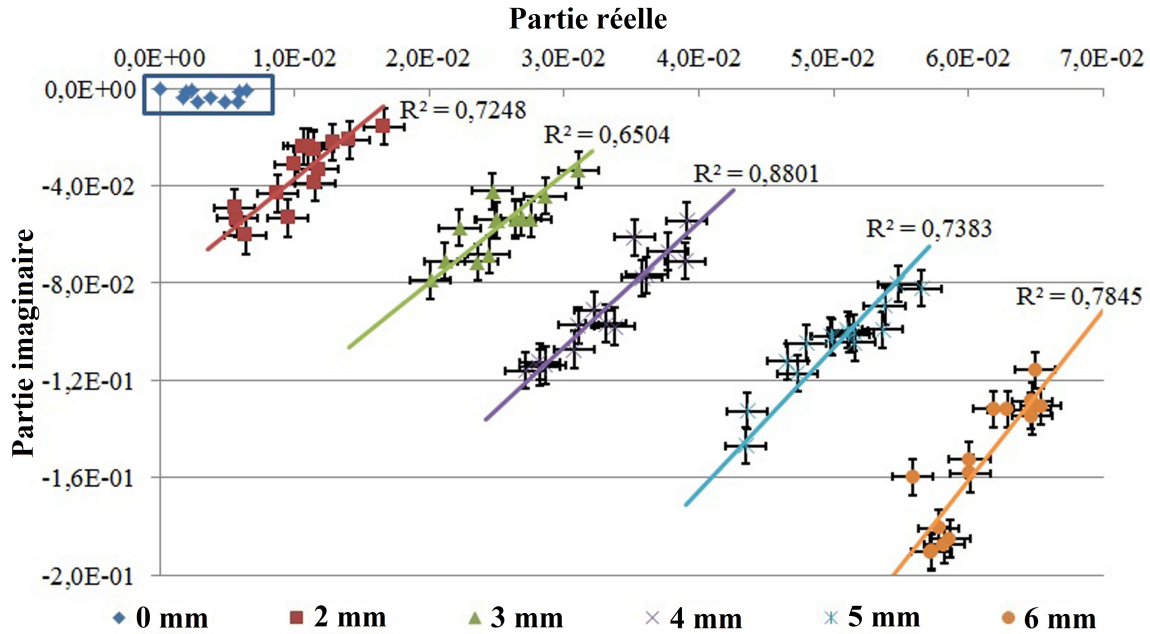


Fig. 4.6 – Reproductibilité de mesure à 2,45 GHz.

Sur cette figure, les couples de valeurs réelles/imaginaires correspondants aux différentes profondeurs de brulures sont séparés et regroupés sous forme de nuage de points. Une dispersion des valeurs est ainsi remarquée. Cette dispersion peut provenir du fait que le coefficient de réflexion mesuré est surfacique et donc que la surface des échantillons est légèrement différente. Il est donc primordial d'analyser le couple de valeur (réelle/imaginaire) ensemble plutôt que séparément. Les droites d'ajustements linéaires sont tracées afin d'avoir une échelle graphique. Les coefficients de détermination (R^2) associés à chaque profondeur de brulure sont compris entre 0,65 et 0,89. Ces valeurs sont plutôt faibles. Cependant, en prenant en compte l'incertitude de mesure lors de la détermination réelle de la profondeur de brulure (5 à 10% de la profondeur de brulure), nous considérons que l'approximation de ces nuages de points par des droites n'est pas erronée. La variation du couple de valeur (réelle/imaginaire) apparaît donc comme quasi linéaire avec la profondeur de brulure.

L'échelle graphique ainsi obtenue peut être utilisée afin de déterminer la profondeur de brulure directement à partir des valeurs de variations relatives. Des mesures ont donc été réalisées sur différents profils de brulures de viandes bovines.

4.2.4 Estimation des profils de brulures

Pour ces mesures, un seul changement est opéré par rapport aux conditions de mesures précédentes. Il s'agit du déplacement de la sonde selon un axe (axe x de notre table (x,y)) afin d'effectuer une cartographie de l'échantillon. Les mesures consistent donc à relever les coefficients de réflexion lors de la cartographie de l'échantillon (une mesure tous les 0,5 mm) avant d'effectuer une brulure. La vitesse de mesure est proche de 1 position pour 5 s. Ce nombre de points pour cartographier la zone de brulure répond à la prise en compte de l'évolution de la viande durant ce temps d'analyse. Après brulure, une seconde cartographie est réalisée sur le même axe et les coefficients de réflexion sont prélevés aux mêmes points. La variation relative du coefficient de réflexion est alors calculée pour chaque point de l'axe mesuré. Les valeurs obtenues sont ainsi reportées dans le graphique où l'on a gardé les droites d'ajustements correspondants aux valeurs moyennes des profondeurs de brulure. Sur la figure 4.7, les couples réelles/imaginaires relevés pour chaque position de la sonde sont symbolisés par des carrés. Les mesures ont porté sur trois profils de brulures ayant des profondeurs différentes.

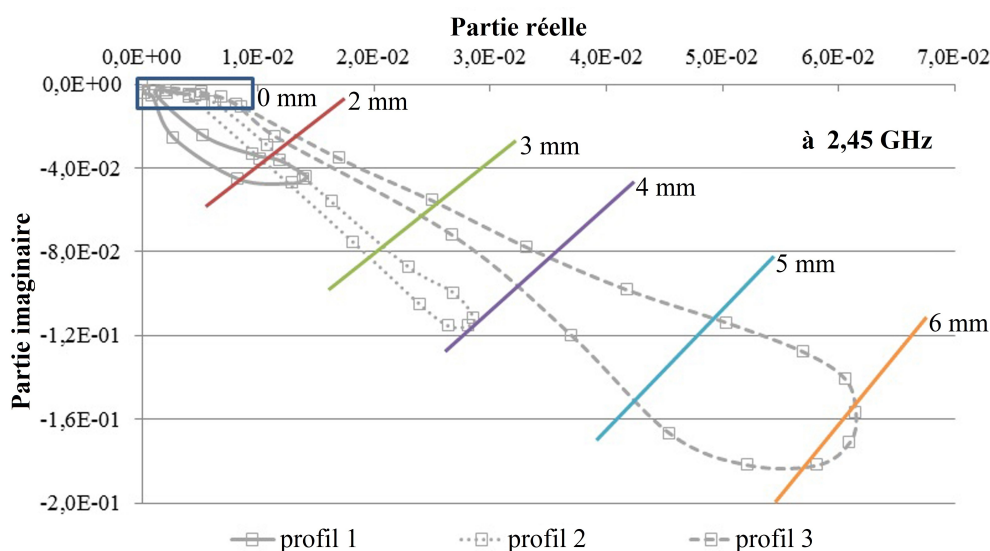


Fig. 4.7 – Estimation de la profondeur de brulure pour 3 profils différents.

A l'aide de la courbe de calibration, les profondeurs de brulure déduites des signaux sont alors confrontées à celles réellement observées (après coupe transversale)(figure 4.8).

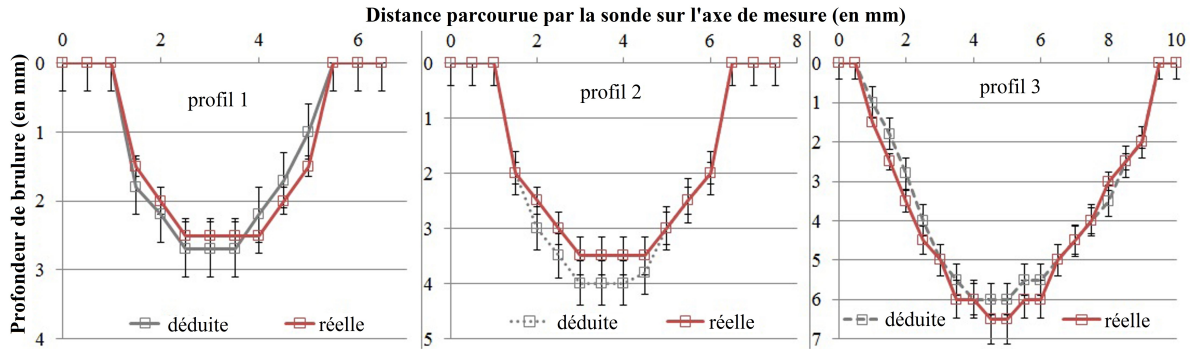


Fig. 4.8 – Comparaison entre profondeurs déduites et profondeurs réelles.

Sur cette figure, les barres d'erreurs correspondent selon le signal aux incertitudes des profondeurs déduites (0,4 mm) et des profondeurs mesurées (5-10%). La distance parcourue par la sonde sur l'axe de mesure a été réduite pour ne faire apparaître que la distance sur laquelle la profondeur est observée. La comparaison de ces profondeurs de brulures dans un graphique (figure 4.9) permet de faire ressortir un coefficient de détermination (R^2). Sur cette figure, nous ne faisons pas apparaître les barres d'incertitudes. Il ressort de ce graphique que le coefficient de détermination (R^2) est d'environ 0,91. L'estimation de la profondeur de brulure par cette méthode est donc réalisée avec succès. Sur le même principe, la suite de l'étude a consisté à estimer les profondeurs de brulures réalisées sur des oreillettes cardiaques porcines in-vitro.

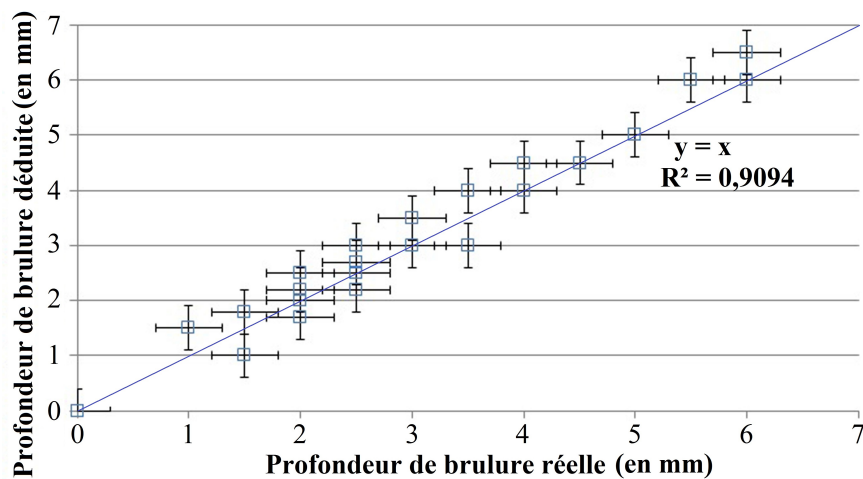


Fig. 4.9 – Corrélation entre profondeurs de brulure déduites et réelles.

4.2.5 Quid des oreillettes cardiaques ?

L'échantillonnage n'étant pas aisé pour les oreillettes cardiaques porcines, les mesures avaient donc toutes été réalisées sur des muscles bovins. Cependant, nous avons tenu à vérifier la véracité de ce choix en effectuant des mesures sur une dizaine d'échantillons de cœurs porcins. Pour cela, ces cœurs ont été disséqués pour ne conserver que la paroi des oreillettes. Les conditions de mesure ont été scrupuleusement les mêmes que les mesures sur les tissus musculaires bovins. Les signaux obtenus pour chaque échantillon mesuré sont reportés dans le "graphique étalon" afin d'obtenir une profondeur de brulure déduite. Cette valeur est alors confrontée à la valeur obtenue de façon visuelle. La figure ci-dessous présente cette confrontation.

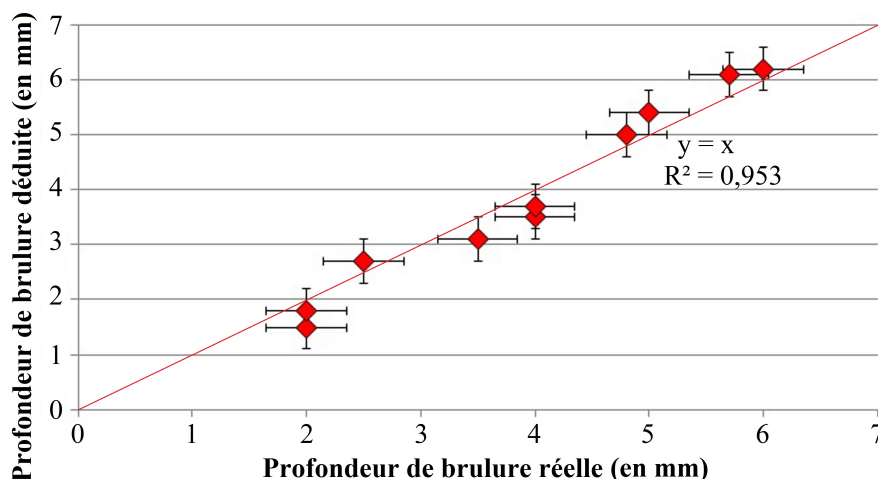


Fig. 4.10 – Corrélation entre profondeurs déduites et profondeurs réelles sur des échantillons d'oreillettes cardiaques de porc (force de contact = 30 g).

Pour la droite $y=x$, le coefficient de détermination est de 0,953. Nous en déduisons que le choix des tissus musculaires bovins afin d'effectuer l'étalonnage était judicieux. Ces résultats, publiés dans [193] montrent que la mesure de la variation relative du coefficient de réflexion rend possible la détermination de la profondeur de brulure pour différents tissus biologiques, et pas seulement la viande bovine.

Cette étude ayant été réalisée pour une masse appliquée de 30 grammes, l'étude s'est alors portée sur la détermination de la profondeur de brulure pour d'autres masses.

4.2.6 Validation pour d'autres masses appliquées

Les mêmes séries de mesures ont été réalisées sur des masses appliquées de 10 et 50 grammes (valeurs répertoriées et discutées page 31). Les graphiques illustrant les mesures de reproductibilité ainsi que l'estimation des profils de brulure sont présentés en annexe 3 afin de ne pas surcharger le manuscrit. Les fréquences proches de 2,45 GHz sont toujours celles où la variation est la plus importante. Les valeurs de répétabilité obtenues pour ces masses appliquées sont identiques à celles obtenues précédemment. Les signaux correspondants aux profondeurs de brulure sont dispersés et une approximation de ces points par une droite est à nouveau réalisée pour chaque profondeur. Le graphique ci-dessous présente la corrélation entre les profondeurs de brulures déduites et réelles à partir des mesures réalisées sur différents profils pour deux masses appliquées. Sur ce graphique, les incertitudes ne sont pas représentées afin d'offrir une meilleur lisibilité (elles sont identiques à celles présentées plus haut).

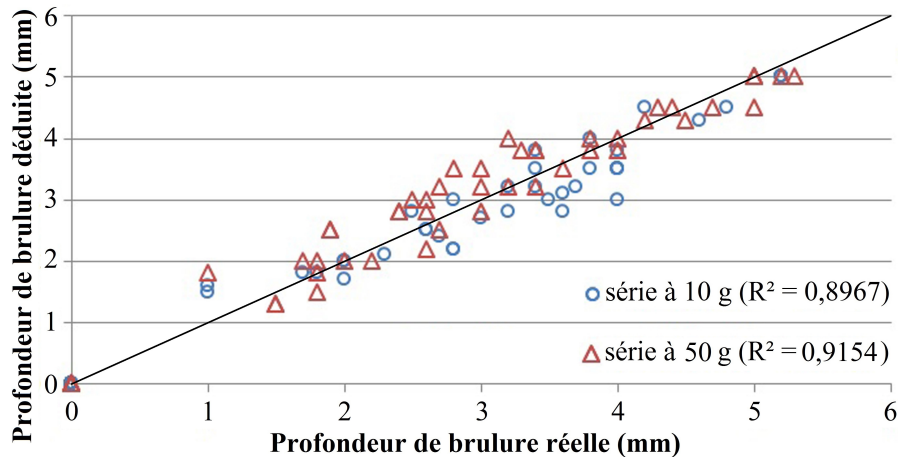


Fig. 4.11 – Corrélation entre profondeurs déduites et profondeurs réelles (10 et 50 g).

Pour la droite $y = x$, les coefficients de détermination des signaux correspondants aux deux masses appliquées sont supérieurs à 0,89. Ainsi, pour ces masses appliquées, l'approximation des signaux par une droite pour chaque profondeur de brulure est validée. L'estimation de la profondeur de brulure est donc possible pour différentes masses appliquées (10, 30, 50 grammes) à partir des différentes courbes étalons réalisées.

4.2.7 Conclusion sur ces résultats

Dans cette seconde partie, nous avons montré que la méthode par sonde coaxiale open-ended est appropriée afin de déterminer la profondeur de brulure dans des tissus biologiques. Cette estimation est réalisable sur toute la gamme de fréquence étudiée (100 MHz - 6 GHz). Cependant, il s'avère que la variation des signaux est la plus importante pour les fréquences proches de 2,45 GHz. C'est d'ailleurs à cette fréquence que la répétabilité de mesure est la meilleure. Pour les différentes séries de mesure correspondant aux différentes masses appliquées par la sonde sur l'échantillon, la reproductibilité de mesure nous indique une variation linéaire du couple réel/imaginaire lié aux coefficients de réflexion mesurés caractérisant la surface. Ainsi, pour chaque profondeur de brulure, une droite est associée afin de faire apparaître une échelle graphique.

Pour chaque masse appliquée, les mesures sur différents profils de brulures ont conduit aux interprétations suivantes.

L'outil graphique mis en place par mesure de reproductibilité est fonctionnel. En effet, pour chaque masse appliquée, les coefficients de détermination obtenus à partir de la corrélation entre profondeur déduite et profondeur réelle sont supérieures à 0,89.

Il est envisageable de pouvoir distinguer une zone non brulée située entre deux points brulés. Les praticiens sont très intéressés par cette possibilité puisque l'un des enjeux de l'ablation est de créer une barrière de conduction continue (ligne de points brulés se chevauchant) discutée page 29. Ils seraient alors en mesure d'être certains de leurs ablations.

La détermination de la profondeur de brulure dans les tissus biologiques in-vitro est donc possible en utilisant les sondes coaxiales open-ended sur une large gamme de fréquence. Fort des résultats obtenus au moyen des sondes coaxiales utilisées, il est maintenant envisageable d'orienter les travaux sur l'élaboration de sondes coaxiales aux dimensions requises pour les mesures in-vivo.

4.3 Élaboration d'une sonde intracardiaque HF

Dans cette partie, la mise au point d'une sonde intracardiaque est décrite. Afin de ne pas changer complètement les cathéters utilisés, nous faisons le choix de garder le système de brulure par radiofréquence actuel puisqu'il s'avère être très efficace pour les ablations considérées. Nous souhaitons en revanche rajouter un système de mesure micro-ondes pour la détermination de la profondeur de brulure. Ainsi, l'élaboration d'une sonde a commencé après étude de la sonde actuelle.

4.3.1 Étude de la sonde actuelle

Le cathéter utilisé actuellement pour réaliser les brulures est le cathéter Thermo-cool. Les brevets associés à sa description ont été étudiés dans le but de comprendre le fonctionnement de celui-ci [77, 194, 195].

Tout d'abord, la composition des cathéters répond à des normes strictes. En effet, les matériaux utilisés pour la conception de ceux-ci doivent être inertes vis à vis du corps humain. Ainsi, les électrodes sont faites d'un alliage platine/irridium (90%/10%). La plasturgie du cathéter est aussi importante puisque celle-ci offre une bonne maniabilité grâce à ces propriétés de torsions. Le corps du cathéter est en polyuréthane contenant une maille tressée en acier inoxydable afin d'augmenter la rigidité en torsion. L'extrémité de la sonde est constitué de polyétheréthercétone (PEEK). La paroi interne de la gaine est recouverte d'une faible épaisseur de polyimide afin de protéger les composants contenus dans le corps du cathéter. La figure ci-dessous présente la sonde Thermocool.

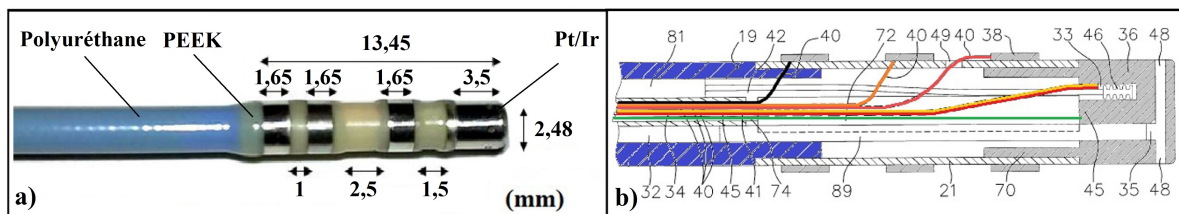


Fig. 4.12 – Sonde Thermocool : (a) Photographie, (b) Schéma breveté [77].

Certaines dimensions des constituants et du cathéter lui-même sont incompressibles.

Par exemple, afin de rentrer dans les artères et le trou percé dans le septum auriculaire, le diamètre des cathéters est limité. Celui-ci est en général compris entre 7 et 8 French (2,33 et 2,7 mm). Le système de flexion est à conserver puisqu'il facilite le positionnement du cathéter dans toute l'oreillette. Enfin, le système d'irrigation est le paramètre prioritaire à conserver puisqu'il offre de nombreux avantages (paragraphe 1.3.4).

N.B : Le cathéter étudié ne possède pas la technologie permettant de déterminer la force de contact appliquée sur le tissu à ablater. En effet, les cathéters déterminant la force de contact sont très récents et ne sont pas encore présents dans toutes les salles d'ablation. L'étude a donc mis de côté ce paramètre en admettant cependant que cette technologie pourrait être adaptée a posteriori lorsqu'une sonde répondant à nos critères sera viable.

L'extrémité du cathéter est composée de quatre électrodes métalliques utilisées pour acquérir les champs de potentiels électriques du substrat atrial [196]. L'enregistrement des électrogrammes (unipolaires ou bipolaires) permet d'identifier les zones de conduction suspectes. Ces électrodes sont reliées au circuit électronique contenu dans la manette du cathéter via différents fils recouverts de polyépoxyde [77]. L'électrode distale est la plus complexe. En plus de pouvoir mesurer les électrogrammes, cette électrode possède d'autres fonctions [194]. En effet, celle-ci est utilisée principalement afin d'effectuer les brulures. L'énergie RF est acheminée jusqu'à cette électrode à travers une ligne de transmission (fils cuivrés). Afin de connaître la température de celle-ci, l'électrode contient aussi un thermocouple constitué de deux fils (un de cuivre et l'autre de constantan). Elle comporte trois bobines micrométriques qui rendent le positionnement de la sonde dans la cavité cardiaque aisée. Le système d'irrigation impose qu'une partie de cette électrode soit creuse afin que le liquide se répartisse dans cette cavité avant d'être projeté dans le cœur.

Ainsi, après avoir identifié les différents éléments constituant le cathéter, l'atténuation de l'onde dans celui-ci a été déterminée lors d'une mesure en transmission. L'objectif étant de faire passer l'information haute fréquence à travers tout le cathéter, une première approche a consisté à étudier les pertes dans celui-ci.

Pour cela, le fil relié à l'électrode distale a été soudé à l'âme centrale d'une sonde coaxiale à chacune de ces extrémités. Le fil relié à la première électrode proximale a été soudé aux flanges de ces 2 sondes coaxiales. Pour un mètre de fil, l'atténuation de l'amplitude transmise (mesurée en dB) a été relevée à l'aide d'un analyseur de réseau vectoriel ZVB 20 offrant une meilleure résolution (tableau page 70) sur la gamme de fréquence 100 MHz - 6 GHz par pas de 0,1 MHz. L'atténuation obtenue pour le cathéter a ensuite été comparée à l'atténuation mesurée sur un câble coaxial micrométrique (0,51 mm de diamètre externe) d'un mètre de long et à l'atténuation fournie par le constructeur (Pasternack Enterprises Inc). Les résultats sont présentés dans la figure ci-dessous.

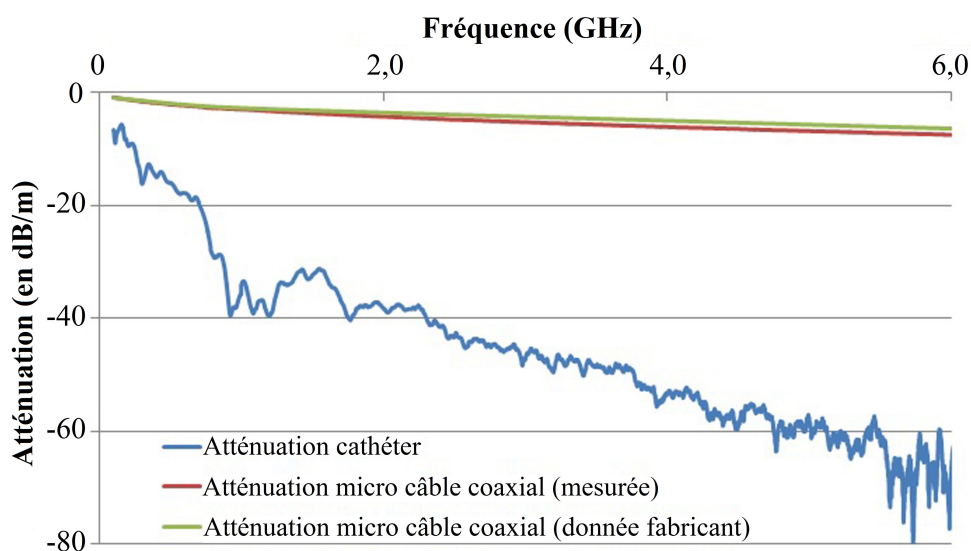


Fig. 4.13 – Atténuation cathéter et câble coaxial micrométrique [197].

Nous constatons que, dans la gamme de fréquence étudiée, les pertes obtenues pour les fils du cathéter (sur un aller) sont significatives comparées à celles d'un câble coaxial. En effet, les lignes bifilaires ne sont pas adaptées au transport de l'information en hyperfréquences et la présence d'autres fils entraînent une perturbation électromagnétique (exemple diaphonie [198]). L'information devant circuler à deux reprises dans la ligne (mesures en réflexion), le cathéter ne peut donc pas être utilisé dans l'état pour réaliser des mesures micro-ondes. L'utilisation d'un câble coaxial micrométrique apparaît donc comme une nécessité afin d'effectuer les mesures micro-ondes.

4.3.2 Adaptation au design actuel

L'adaptation du câble coaxial au cathéter actuel est apparu comme une évidence. En effet, ce cathéter est largement utilisé à travers le monde. Son design et ses dimensions ont été perfectionnés aux fils des années. Le cahier des charges impose un diamètre maximal à ne pas dépasser (2,7 mm).

Une première étape vérifie l'intégration possible d'un câble coaxial micrométrique dans le corps du cathéter. A l'heure actuelle, le diamètre externe du cathéter est d'environ 2,3 mm (+/- 0,1 mm). En augmentant celui-ci jusqu'à 2,6 mm et en prenant les dimensions minimales pour les composants du cathéter, le câble coaxial micrométrique rentre parfaitement dans le corps du cathéter comme illustré ci-dessous figure 4.14. En effet, les dimensions des composants sont susceptibles de varier selon les cathéters. Ainsi, la dimension minimale pour le tuyau d'irrigation est de 0,6 mm. Les épaisseurs minimales pour les parois du corps des cathéters sont de 0,1 mm pour le polyimide et de 0,35 mm pour le polyuréthane.

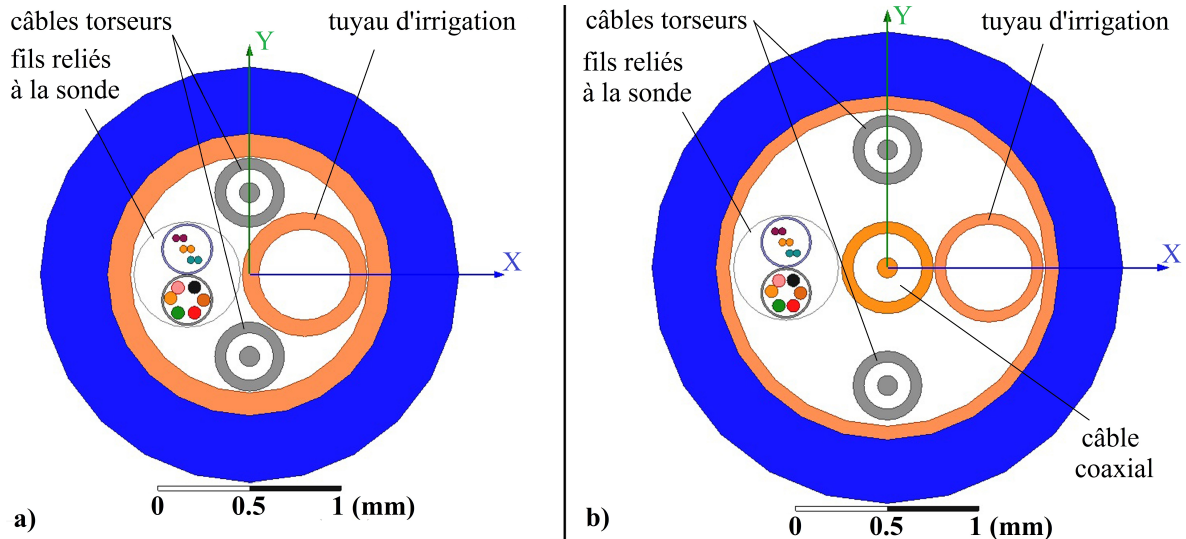
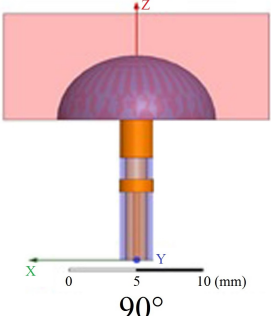
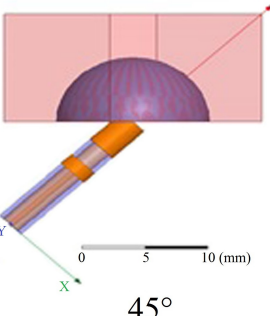
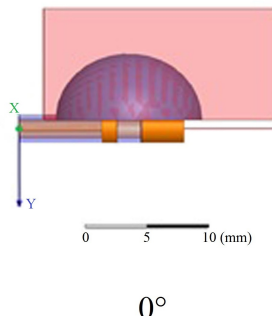


Fig. 4.14 – Coupe transversale du corps du cathéter : (a) actuel, (b) avec un câble coaxial.

Le câble coaxial micrométrique est donc insérable dans le corps du cathéter en augmentant légèrement le diamètre externe de celui-ci. La seconde étape a consisté à simuler une sonde constituée du câble coaxial lié aux électrodes distales.

Pour cela, l'âme centrale du câble coaxial est reliée à l'électrode distale et le conducteur extérieur du câble coaxial est relié à la première électrode proximale. Ainsi, la simulation par HFSS d'une telle sonde a été réalisée en considérant des échantillons possédant différentes profondeurs de brulure (0, 2, 4, et 6 mm) représentées pour des raisons de simplification par une demi-sphère sur les figures du tableau ci-dessous. La sonde, en contact avec l'échantillon, a été étudiée pour trois positions différentes (0° , 45° , 90°) par rapport à l'échantillon. Les coefficients de réflexion sont mesurés en entrée de sonde (plan xy). La propagation de l'onde suit l'axe z. La variation relative du coefficient de réflexion est calculée pour chaque position et chaque profondeur de brulure. Les résultats pour la fréquence de 2,45 GHz sont récapitulés dans le tableau ci-dessous.

Variation relative $\Delta\Gamma/\Gamma$				
Re	2 mm	5,8E-03	2,4E-03	0,9E-03
	4 mm	-1,0E-03	-0,6E-03	1,8E-03
	6 mm	-7,2E-03	-3,4E-03	5,7E-03
Im	2 mm	2,3E-03	-2,5E-03	-1,8E-03
	4 mm	0,3E-03	1,9E-03	1,7E-03
	6 mm	-0,3E-03	4,7E-03	-5,3E-03

Tab. 4.3 – Variation relative (partie réelle et imaginaire) du coefficient de réflexion pour différentes positions de la sonde et plusieurs profondeurs de brulures à 2,45 GHz.

Nous constatons que, pour chaque position, les couples de valeurs (réelle/imaginaire) sont séparés pour chaque profondeur de brulure. Les variations relatives obtenues sont très faibles (inférieures à $7,0 \cdot 10^{-03}$). Pour mémoire, la répétabilité de mesure obtenue pour la sonde coaxiale open-ended était de $+/- 2,1 \cdot 10^{-03}$ pour la partie réelle et de $+/- 7,5 \cdot 10^{-03}$ pour la partie imaginaire. La détermination de la profondeur de brulure avec précision s'avère donc impossible puisque les variations sont faibles.

Ceci peut s'expliquer par le fait que la majorité du champ électrique rayonne à l'intérieur de la sonde et non à travers l'échantillon. En effet, à l'intérieur du cathéter, le milieu étant l'air, celui-ci est moins résistif que le steak brûlé ou non brûlé. Il est donc nécessaire de réfléchir à une sonde (de type sonde coaxiale open-ended) qui entraînerait une propagation du champ dans l'échantillon tout en s'adaptant à la sonde actuelle.

4.3.3 Le CATHéter Hyperfréquence pour ARythmies (CATHAR)

Dans la littérature, Popovic et al. ont mis au point une sonde coaxiale d'un diamètre externe de 4 mm [199]. Cependant, cette sonde est à la fois trop large mais aussi non flexible. Pour répondre à notre cahier des charges, il faut que l'électrode distale ne dépasse pas 2,6 mm de diamètre tout en gardant ses fonctionnalités. De leur côté, McLaughlin et al. ont fabriqué des sondes coaxiales miniatures [200]. Leurs résultats semblaient encourageants. Ils ont établi qu'afin que le rayonnement électromagnétique se propage dans l'échantillon, il est nécessaire que l'âme centrale du câble coaxial soit le plus proche possible de l'échantillon.

Nous avons alors pensé à faire traverser la sonde distale par le câble coaxial micro-métrique. Ainsi, l'électrode distale est reliée au conducteur extérieur du câble coaxial et l'âme centrale traverse cette dernière afin d'être au plus près des échantillons. Afin d'avoir un rayonnement conséquent, deux solutions ont été mise en place simultanément. Tout d'abord, nous avons laissé dépasser l'âme centrale de l'électrode distale. Ensuite, nous avons augmenté la taille de la sonde coaxiale à son extrémité. Pour se faire, nous avons calculé les dimensions que doivent respecter l'âme centrale et le conducteur extérieur pour que l'impédance de la sonde reste à 50 ohm [201].

$$Z_c = \frac{138,2}{\sqrt{\epsilon_r}} \log \frac{D}{d} \quad (4.3)$$

où Z_c est l'impédance caractéristique de la ligne (50 Ω), ϵ_r est la permittivité du diélectrique contenue dans le câble coaxial (le polytétrafluoroéthylène (PTFE) a une constante diélectrique de 2,1), D est le diamètre interne du conducteur extérieur et d est le diamètre de l'âme centrale.

Ainsi, par calcul, il est primordial que le rapport D/d soit d'environ 3,34 afin de garder une impédance caractéristique de 50 ohm. La figure ci-dessous présente le design de la sonde distale du cathéter CATHAR.

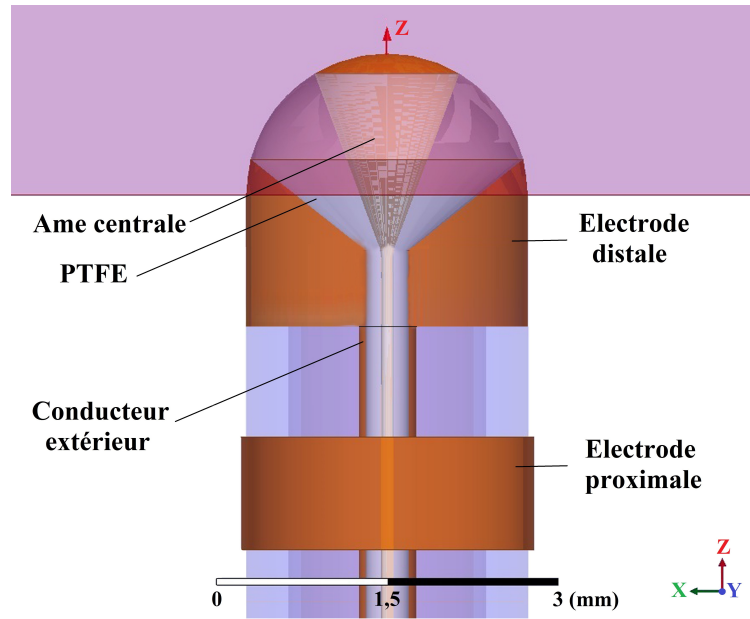
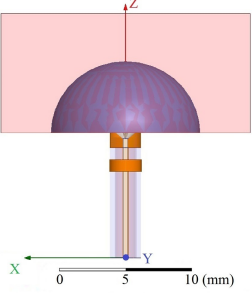
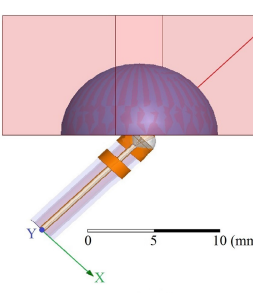
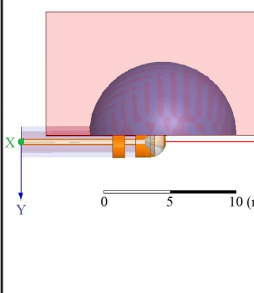


Fig. 4.15 – Simulation de la sonde CATHAR par HFSS.

Tout comme pour la sonde précédente, des simulations de cette sonde par HFSS ont été effectuées avec des échantillons présentant différentes profondeurs de brulure (0, 2, 4, et 6 mm). Le but de ces simulations est donc de voir si des variations théoriques sont observées pour les coefficients de réflexion des échantillons brulés par rapport à celui non brulé. Les simulations ont été réalisées pour trois positions différentes de la sonde par rapport à l'échantillon (0° , 45° , 90°). Afin de diminuer le temps de simulation, la longueur du cathéter a été réduite à une dizaine de millimètre de longueur. Les coefficients de réflexion sont toujours mesurés en entrée de sonde (plan xy). La variation relative du coefficient de réflexion est calculée pour chaque position et chaque profondeur de brulure (toujours représentée par une demi-sphère lors des simulations). A la vue des variations recueillies, nous récapitulons les résultats obtenus pour deux fréquences (2,45 GHz et 6 GHz) dans le tableau 4.4.

Variation relative $\Delta\Gamma/\Gamma$					
			90°	45°	0°
2,45 GHz	Re	2 mm	0,9E-03	0,3E-03	0,1E-03
		4 mm	4,1E-03	3,4E-03	2,1E-03
		6 mm	1,8E-02	1,1E-02	4,4E-03
	Im	2 mm	-3,7E-02	-1,1E-02	-2,4E-03
		4 mm	-4,8E-02	-3,1E-02	-2,8E-02
		6 mm	-1,0E-01	-7,1E-02	-3,7E-02
6 GHz	Re	2 mm	0,8E-03	1,1E-03	4,9E-03
		4 mm	3,8E-03	5,6E-03	5,2E-03
		6 mm	3,0E-02	1,6E-02	7,1E-03
	Im	2 mm	-1,3E-02	-3,1E-03	-5,2E-03
		4 mm	-1,6E-02	-9,5E-03	-7,0E-03
		6 mm	-3,3E-02	-2,4E-02	-1,2E-02

Tab. 4.4 – Variation relative (partie réelle et imaginaire) du coefficient de réflexion pour différentes positions de la sonde et plusieurs profondeurs de brulures à deux fréquences (2,45 et 6 GHz).

A partir de ce tableau, différentes affirmations sont établies. Tout d'abord, pour les deux fréquences, nous constatons que les variations relatives se distinguent pour chaque profondeur de brulure. Cependant, les variations sont de plus en plus faibles lorsque l'on passe d'une position de la sonde perpendiculaire à une position de la sonde parallèle à l'échantillon. Cela s'explique par un contact de moins en moins important entre l'âme centrale de la sonde et l'échantillon. La comparaison des valeurs entre les deux fréquences montre que la partie imaginaire de la variation relative est plus grande à 2,45 GHz qu'à 6 GHz alors que le contraire est observé pour la partie réelle. Ce comportement est identique à celui observé lors des mesures par sonde coaxiale open-ended.

Sur la base de ces simulations validant le design de la sonde pour la détermination de la profondeur de brulure, le processus de fabrication a été mis en place.

4.3.4 Fabrication de la sonde

La fabrication de la sonde n'a pas été aisée. En effet, plusieurs essais ont été nécessaires afin de sortir une sonde utilisable pour effectuer des mesures. Une simplification du design a été nécessaire puisque nous ne sommes pas en mesure d'effectuer une soudure résistante entre l'âme centrale et une pointe cuivrée afin d'obtenir le grossissement désiré du conducteur central. La fabrication de la sonde se décompose alors en six étapes (figure 4.16). Le câble coaxial micrométrique [197] est sectionné à quelques centimètres du connecteur SMA male puis dénudé afin de faire ressortir le conducteur central (a). Une pièce cuivrée usinée aux dimensions souhaitées dans les ateliers du laboratoire ICB est ensuite soudée au conducteur extérieur (b). L'étape suivante consiste à emprisonner dans une résine époxy (Prési 2S [202]) la sonde et le câble coaxial jusqu'au connecteur SMA (c). Après 12 heures de séchage, l'extraction du bloc est réalisée (d). Un second séchage est nécessaire afin que la résine perde le reste de solvant emprisonné (e). Enfin, la dernière étape consiste à polir cette résine à l'aide d'une polisseuse (Prési minitech 233) avec un papier 1200 de façon à avoir la sonde distale aux dimensions requises avec un embout arrondi. Cette sonde n'est pas flexible pour le moment.

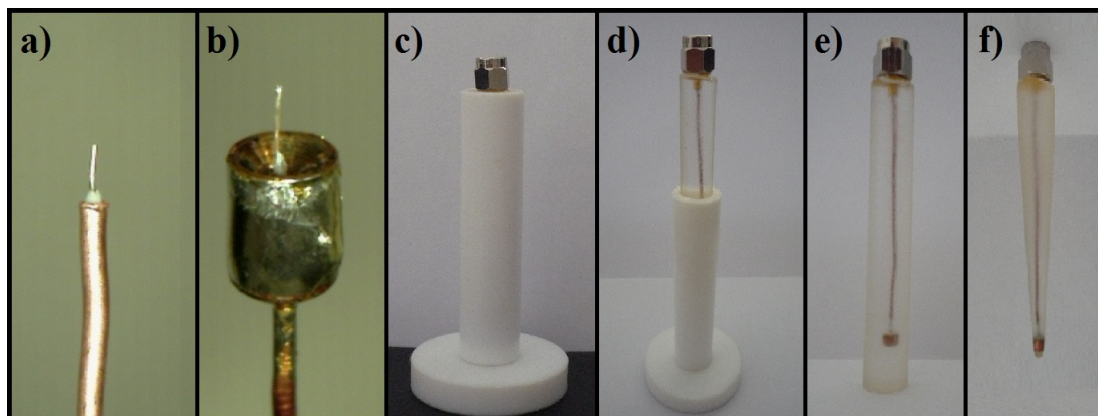


Fig. 4.16 – Fabrication de la sonde (modèle simplifié) : a) préparation câble coaxial, b) soudure sonde distale, c) prise dans résine, d) extraction, e) séchage final, f) polissage.

Une fois la sonde terminée, une série de mesures est effectuée sur un échantillon de muscle bovin (sans brûlure) afin d'analyser le coefficient de réflexion recueilli.

Ainsi, l'amplitude du signal mesurée via l'analyseur de réseau est confrontée à la valeur de l'amplitude calculée par HFSS pour cette sonde. Les résultats sont présentés pour toute la gamme de fréquence dans la figure ci-dessous.

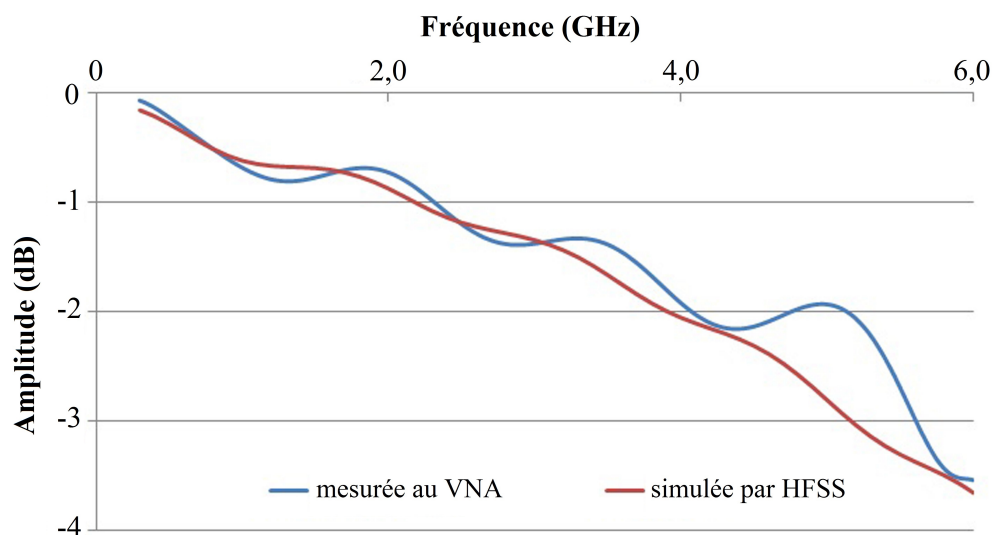


Fig. 4.17 – Comparaison des amplitudes des coefficients de réflexion mesuré et théorique.

Les amplitudes obtenues sont proches l'une de l'autre. Cependant, des variations sont observées et doivent provenir du paramétrage HFSS (longueur sonde, longueur âme centrale, angle du cône du conducteur extérieur, etc). Nous avons donc réussi à construire une première série de sondes coaxiales adaptées à la mesure intracorporelle. La détermination de la profondeur de brûlure avec cette sonde est maintenant explorée.

4.3.5 Mesure de profondeur de brûlure

Afin de simplifier les conditions expérimentales, une position perpendiculaire de la sonde par rapport à l'échantillon est adoptée. Lors des mesures, le point crucial reste la masse appliquée par la sonde sur l'échantillon. En effet, la surface de la nouvelle sonde est très faible et l'application de la sonde est considérée comme ponctuelle par rapport à la sonde coaxiale (rapport de surface $\approx 1/5$). Cela se traduit par la pénétration de la sonde dans l'échantillon. Les mesures présentées ici ne sont donc pas comparables directement avec les mesures obtenues avec la sonde coaxiale.

Répétabilité

Comme pour la sonde coaxiale, la répétabilité est étudiée en mesurant cinq coefficients par échantillons (aux fréquences 100 MHz, 1 GHz, 2,45 GHz et 6 GHz).

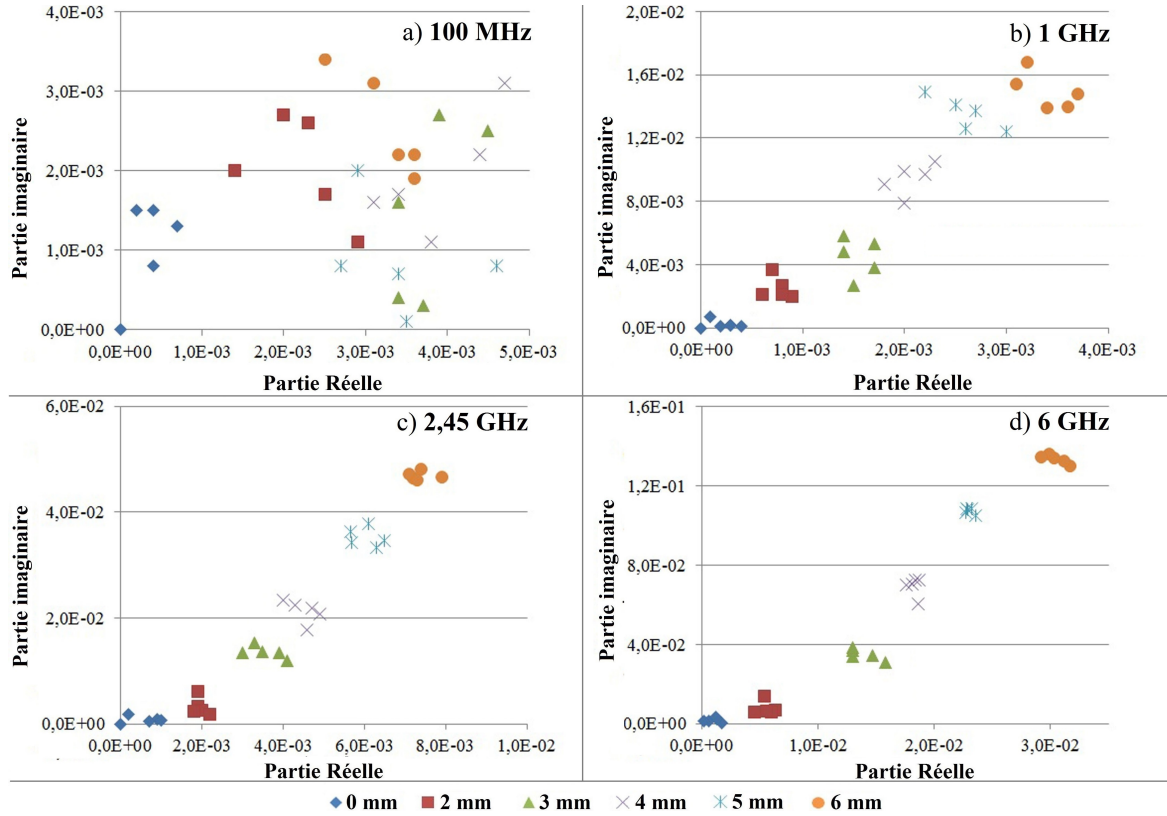


Fig. 4.18 – Répétabilité de mesure de la sonde CATHAR 1.0 pour 4 fréquences.

Plusieurs informations sont extraites de la figure 4.18. Tout d'abord, comme pour la sonde coaxiale, nous observons que les variations dépendent à la fois de la fréquence étudiée et de l'échantillon. Ainsi, aucune distinction des signaux pour différentes profondeurs de brulure n'est possible pour les fréquences inférieures à 1 GHz. A partir de 1 GHz, la distinction est possible. Cependant, les variations sont faibles jusqu'à la fréquence de 6 GHz. Les variations des parties réelle et imaginaire sont plus importantes pour cette fréquence. Par calcul, la variation absolue entre les signaux de même profondeur est de $+/- 1,4 \cdot 10^{-03}$ pour la partie réelle et de $+/- 7,0 \cdot 10^{-03}$ pour la partie imaginaire.

Reproductibilité

La reproductibilité a été déterminée en mesurant la variation relative pour 7 échantillons par profondeur de brulure. Pour chaque échantillon, la variation relative du coefficient de réflexion est calculée en prenant en référence le coefficient de réflexion avant brulure (moyenné sur 5 mesures). Après brulure, une série de 5 mesures est réalisée et le coefficient de réflexion moyen est calculé. La figure 4.20 regroupe donc les variations relatives des coefficients de réflexion moyens pour tous les échantillons mesurés à la fréquence de 6 GHz. Les barres d'erreurs représentent les incertitudes obtenus à partir de la répétabilité de mesure. Les points correspondants à la profondeur de brulure à 0 mm (pas de brulure) sont obtenus avec le même protocole.

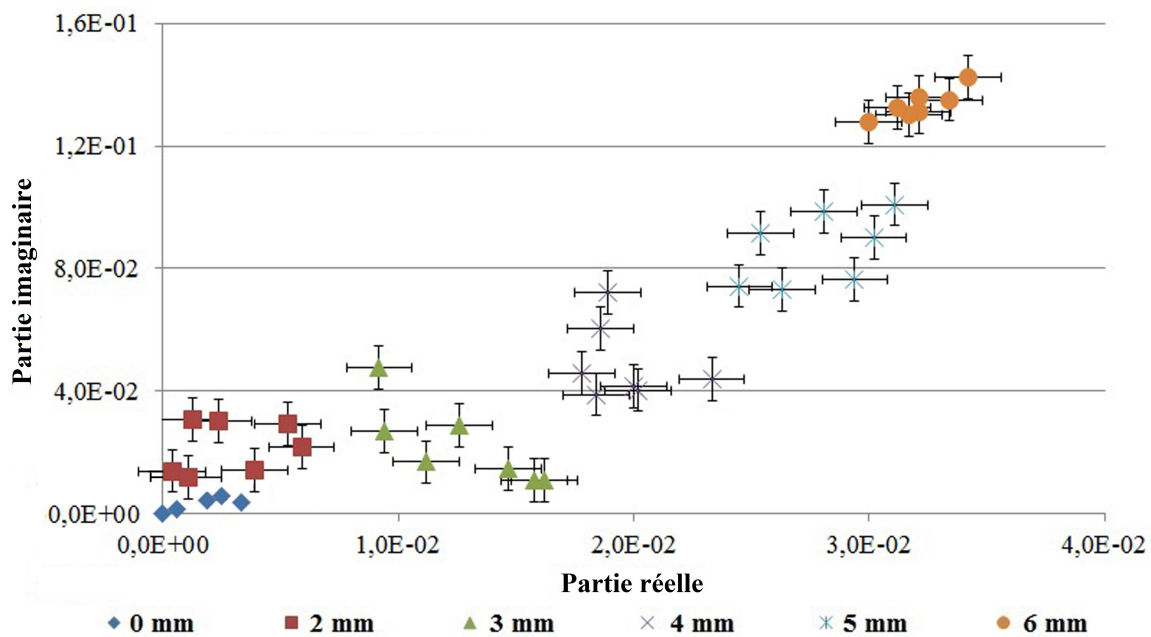


Fig. 4.19 – Reproductibilité de mesure de la sonde CATHAR 1.0 à 2,45 GHz.

Sur cette figure, les signaux correspondants aux différentes profondeurs de brulures sont séparés. Cependant, ceux-ci sont très dispersés. Cela peut s'expliquer par l'incertitude sur la profondeur de brulure (+/- 5-10% de la profondeur de brulure) mais surtout par l'incertitude sur la masse appliquée par la sonde sur l'échantillon.

4.3.6 Conclusion sur ces résultats

Dans cette dernière partie, l'élaboration d'une sonde coaxiale aux dimensions requises pour la mesure intracorporelle était une priorité. La première étape a donc été d'étudier les sondes des cathéters afin de comprendre leur fonctionnement et les caractéristiques à conserver. Afin de ne rien changer au design actuel, une tentative a consisté à intégrer un câble coaxial micrométrique au sein du cathéter. Les diverses simulations réalisées ont montré que cette solution n'était pas viable.

Ainsi, la fabrication d'un embout de sonde coaxiale adaptable au cathéter est présentée ici. Les simulations de cette nouvelle sonde se sont avérées satisfaisantes. Le processus de fabrication a donc été développé. Cette fabrication n'a pas été sans mal puisqu'elle impliquait des soudures micrométriques que l'on ne peut réaliser facilement au sein de notre équipe de recherche. Après quelques approximations, la sonde a été fabriquée puis des séries de mesures ont été lancées.



Fig. 4.20 – Sonde CATHAR avant mesure.

Les résultats montrent qu'une distinction des signaux correspondant aux différentes profondeurs de brûlures est possible. Ces résultats préliminaires ont été obtenus pour une seule position de la sonde (perpendiculaire à l'échantillon). De nouvelles mesures permettront d'améliorer la reproductibilité pour cette position comme pour d'autres.

Conclusion et perspectives

Conclusion

Le cœur humain, structure complexe organisée, présente un cycle cardiaque fondé sur des séquences d'activation le long de chemins de conduction électrique. Les troubles du rythme cardiaque proviennent d'une perturbation de ces derniers. Type d'arythmie la plus rencontrée, la fibrillation atriale se traduit par la présence de foyers ectopiques à l'embouchure des veines pulmonaires et des ondelettes de ré-entrées à l'intérieur de l'atrium gauche. Le traitement de cette pathologie consiste le plus souvent en une ablation intracardiaque. Cette procédure vise à brûler les zones de conduction suspecte. Au moyen de cathéters, les cardiologues repèrent préalablement ces zones en mesurant les électrogrammes auriculaires complexes fractionnés. Les brulures locales sont réalisées par chauffage radiofréquence durant une phase opératoire longue au résultat incertain. Ceci s'explique par l'impossibilité de connaître la profondeur de brulure précise engendrée lors de l'ablation. Cette méconnaissance constitue un verrou technologique à l'amélioration du taux de réussite des opérations d'arythmies. En effet, les électrophysiologistes sont unanimes sur le fait que la non-transmuralité des brulures est le principal facteur du maintien de l'arythmie. Le développement d'une technique de mesure directe de cette profondeur de brulure représente un levier probable pour lever ce verrou technologique.

Ce type de mesure directe nécessite de respecter les points suivants. Ce doit être un dispositif invasif de taille réduite pour se déplacer dans le système artériel. Le dispositif se doit d'être incorporable dans un cathéter. La brulure se traduit par des variations ioniques, de concentrations hydriques dans le matériau biologique. Ceci se traduit par la

recherche d'une grandeur caractéristique (ici, la permittivité diélectrique) apte à donner des variations aussi fines qu'elles soient.

Selon une approche de caractérisation des matériaux, la technique de contrôle non-destructif répondant au mieux à nos besoins est la caractérisation diélectrique des matériaux dans la gamme des hyperfréquences. La permittivité au delà des fréquences usuelles en impédancemétrie (< 1 GHz) présente une variation significative exploitable par l'homme de l'art dans le domaine médical. Dans la gamme des microondes, la propagation d'une onde électromagnétique dans ce matériau permet donc d'accéder à ses propriétés diélectriques intrinsèques (permittivités complexes). Les tissus biologiques, en particulier les tissus musculaires et cardiaques, sont composés en grande quantité de molécules d'eau liées ou libres. Ces tissus sont donc des matériaux à fortes pertes diélectriques. L'étude de ces tissus entre 100 MHz et 20 GHz apparaît comme idéale puisque cette gamme de fréquences tient compte des fréquences de relaxation des molécules d'eau. Dans notre cas, la méthode par sonde coaxiale dite Open-ended est la technique la plus adaptée à la mesure micro-onde large bande. La mesure par transmission n'est évidemment pas possible. L'étude a donc consisté à mettre au point un procédé de caractérisation diélectrique microonde pour déterminer les brûlures effectuées sur des tissus biologiques et leur profondeur.

Le contrôle des conditions expérimentales est l'étape préliminaire de cette étude afin de ne mesurer que la variation des tissus due à la brûlure. Ces conditions regroupent l'état physiologique des échantillons, la température du milieu de mesure, la pression appliquée par la sonde sur l'échantillon. Lors de cette étude, les brûlures sont réalisées avec un appareil analogue à celui utilisé par les cardiologues. Une fois le protocole expérimental opérationnel, l'estimation de la permittivité diélectrique complexe des échantillons sans et avec brûlure représente la seconde partie de ce travail. A partir de nombreuses approximations et comparaisons avec les modèles existants dans la littérature, nous proposons des valeurs de permittivités. Les permittivités obtenues sont en réalité des valeurs moyennes tenant compte d'un gradient diélectrique ayant pour effet une très forte atténuation de l'onde dans le matériau. Cette dernière se répercute sur le coefficient de

réflexion qui n'est autre que celui de la première interface. L'estimation de la profondeur de brulure est alors développée en calculant la variation relative du coefficient de réflexion. L'échantillon avant brulure joue le rôle d'étalon de référence. L'impact de cette brulure est observable directement en mesurant les coefficients de réflexion sur toute la gamme de fréquence étudiée (100 MHz - 6 GHz). L'information se traduit par une évolution relative du coefficient de réflexion en chaque point après et avant brulure. Cette information est un couple de valeurs complexes (réelle et imaginaire) à chaque fréquence. Pour améliorer la visibilité des résultats, une méthode graphique est choisie pour chaque fréquence en représentant la variation relative du coefficient de réflexion : imaginaire versus réel.

En étudiant cette évolution, la discrimination des profondeurs de brulures est possible au delà de 2 GHz. Celle-ci est d'ailleurs la plus importante pour les fréquences proches de 2,45 GHz. L'estimation des profils de brulure est réalisée afin de pouvoir distinguer une zone non brulée située entre deux points brulés. Les praticiens sont très intéressés par cette possibilité. En effet, l'un des enjeux de l'ablation est de créer une barrière de conduction continue soit une ligne de points brulés se chevauchant. Enfin, l'étude se termine par le développement d'une sonde aux dimensions requises pour la mesure intracorporelle in-vivo. Pour cela, après étude des cathéters et de leur fonctionnement, la première approche est d'intégrer un câble coaxial micrométrique au sein du cathéter sans modification géométrique du design actuel. Les diverses simulations réalisées ont démontré la non viabilité de cette solution. Ceci s'explique par le rayonnement de la quasi-totalité du champ électromagnétique à l'intérieur du cathéter et non en sortie de son extrémité. La fabrication d'une sonde coaxiale adaptable au cathéter représente alors la voie envisagée. Les simulations de cette nouvelle sonde s'avèrent suffisamment prometteuses pour passer à l'étape de fabrication d'un démonstrateur. Cette fabrication n'a pas été sans mal puisqu'elle impliquait entre autre des soudures micrométriques, un design cuivré... Après quelques approximations, la série de sondes fabriquées est testée. Les résultats préliminaires soulignent une distinction des signaux correspondant aux différentes profondeurs de brulures.

Perspectives

Ce travail exploratoire, premier pas d'une démarche à long terme, vise à proposer un outil de contrôle de la qualité de la brûlure. En effet, la détermination de la profondeur de brûlure réalisée lors de l'ablation de la fibrillation atriale permettrait aux cardiologues de réaliser des procédures avec une efficacité accrue. Ce type de solution répond à un besoin à caractère économique et sociétal réduisant le nombre de récurrence d'interventions, le coût par patient et augmentant l'espérance et la qualité de vie des patients.

Il est donc nécessaire d'évaluer les perspectives à court terme en vue de valorisations scientifiques mais aussi les pistes de perspectives plus lointaines.

Perspectives à court terme

Le développement évoqué dans ce manuscrit de la sonde CATHAR 1.0 conduit à discriminer expérimentalement les profondeurs de brûlure comprises entre 2 et 6 mm. Ce type de sonde est tout à fait adaptable à un cathéter commercial d'un point de vue dimensionnel mais aussi d'un point de vue propagation de l'onde électromagnétique dans la gamme des micro-ondes. Ces travaux définissent une piste d'étude nécessitant préalablement à toute expérience sur l'animal la mise en place d'un modèle de tissu biologique moins simplifié. Ainsi, il sera nécessaire de tenir compte de l'aspect mesure du cathéter dans la gamme des micro-ondes après chauffage à 500 kHz sans déplacement du cathéter. Ce type de perspective souligne différentes interrogations à savoir l'état physiologique du tissu quelques secondes après la brûlure dans le sérum physiologique. Le caractère tensoriel de la permittivité sera alors un point crucial à prendre en compte lors des simulations pour les confronter avec les résultats expérimentaux.

D'un point de vue technique, le caractère bio-compatible en terme de matériau de la sonde est à développer. Sur un plan économique, la mise au point d'un tel dispositif se doit d'être adaptable aux cathéters sur le marché réduisant ainsi le risque financier pour un fabricant.

Perspectives à long terme

Ce travail exploratoire *ab initio*, selon une approche pluridisciplinaire, présente des premiers résultats sur l'étude de la qualité de la brulure d'un tissu biologique par caractérisation diélectrique dans le domaine des microondes. L'approche utilisée mène à de nombreuses interrogations préalablement évoquées. Cependant, il est intéressant de déterminer des pistes exploratoires à long terme utilisant ce travail comme fondements.

Tout d'abord, dans le cas de l'ablation de la fibrillation atriale, l'approche initiale était d'utiliser l'existant pour évaluer les brulures. Ceci a conduit à proposer une variante de l'embout distal des cathéters adaptée à une sonde coaxiale. Cette sonde s'avère capable de discriminer différentes profondeurs de brulures. Une piste de recherche repose sur la continuité de la mise au point d'une telle sonde et d'un dispositif complet prenant en compte l'ablation radiofréquence et la caractérisation diélectrique microonde. L'influence de la mesure hyperfréquence avec la propagation d'ondes électriques dans un cœur fonctionnel devra être préalablement étudiée. Une piste plus exploratoire porte sur le développement d'un dispositif complet mettant en jeu la gamme des microondes tant pour l'ablation que la caractérisation de la brûlure. En effet, il s'agit du seul domaine de fréquences mettant en jeu les relaxations δ et γ d'un tissu biologique. Une approche plus ambitieuse consiste à prendre en compte la pression appliquée par le cathéter sur le tissu au moyen du même procédé. Ainsi, il serait possible d'avoir une sonde CATHAR N.0 trois en un. Durant l'opération, ceci aurait pour effet de réduire le nombre de cathéters intra-corporels tout en augmentant la qualité du diagnostic ainsi que la praticité pour le chirurgien.

Dans le domaine médical, le procédé ainsi développé peut même entrer en jeu sous forme d'imagerie diagnostique ou de contrôle durant l'ablation de tumeurs (oncologie)...

Il est évident que les approches évoquées sont susceptibles d'être adaptées à d'autres domaines tels que l'agroalimentaire, par exemple la cuisson de la viande.

Annexe

Annexe 1 : techniques de caractérisation HF

Dans cette annexe, une description rapide des principales méthodes de caractérisation HF est réalisée. Une multiplication de ces techniques est observée pour apporter des solutions là où les autres méthodes de caractérisation ne se sont pas révélées efficaces. La sonde coaxiale n'est pas retraitée dans cette partie.

Mesure en espace libre

Cette méthode est la plus adaptée pour le contrôle non destructif des matériaux en milieu industriel. Comme illustrée sur la figure 4.21, elle consiste à placer l'échantillon à caractériser entre une antenne (de type cornet, patch ou guide d'onde ouvert) et un plan réflecteur [203]. Le type d'antenne utilisé dépend de l'application considérée, de la fréquence de travail, de la résolution spatiale désirée ou encore de la distance entre l'antenne et l'objet sous test. La taille de l'antenne est trop importante pour être adaptée à une mesure dans le corps humain.

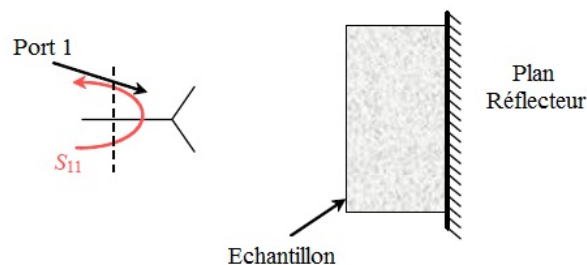


Fig. 4.21 – Schéma de mesure en espace libre [204].

Mesure en cavité

La méthode en cavité résonante [205] fait partie des techniques de mesure les plus anciennes de la permittivité. La forme de la cavité a beaucoup d'importance car elle influe sur la fréquence de résonance de celle-ci. Les plus courantes sont les cavités métalliques cylindriques. Le principe de fonctionnement, présenté figure 4.22, repose sur la perturbation de la cavité. L'introduction de l'échantillon au centre de celle-ci provoque un décalage de la fréquence de résonance. Les dimensions de l'échantillon sont limitées avec cette technique. Elle ne peut être utilisée dans notre cas.

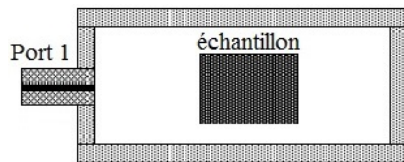


Fig. 4.22 – Schéma de mesure en cavité résonante [206].

Mesure de propagation guidée

La méthode de perturbation de guides [207] donne accès à une gamme de fréquence de mesure plus large que la méthode précédente. Le principe est le même puisqu'il consiste à placer l'échantillon dans le guide d'ondes et d'étudier la perturbation (figure 4.23). Le principal inconvénient de cette technique réside dans le fait que le contact entre l'échantillon et les parois doit être parfait. Cela nécessite souvent un usinage de l'échantillon donc à sa destruction.

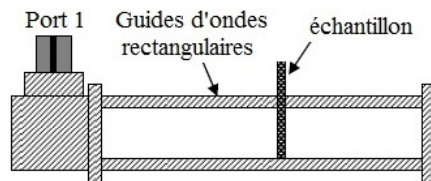


Fig. 4.23 – Schéma de la perturbation d'un guide d'ondes rectangulaire [206].

Mesure en microscopie microondes

La microscopie micro-ondes en champ proche [208] est mise en place depuis quelques années par divers groupes de recherche. Elle consiste à cartographier la surface d'un matériau avec une sonde. La présence de défaut, à la surface ou en profondeur, entraîne une variation du signal mesuré et une cartographie de l'échantillon est alors possible. Les meilleures résolutions atteintes avec cette technique sont de l'ordre de quelques nanomètres. Ce n'est donc pas une mesure à proprement dit de la permittivité. La figure 4.24 montre les différentes sondes utilisées. L'inconvénient de cette technique est que la distance entre la sonde et l'échantillon doit être parfaitement maîtrisée ce qui ne peut être fait dans le corps humain.

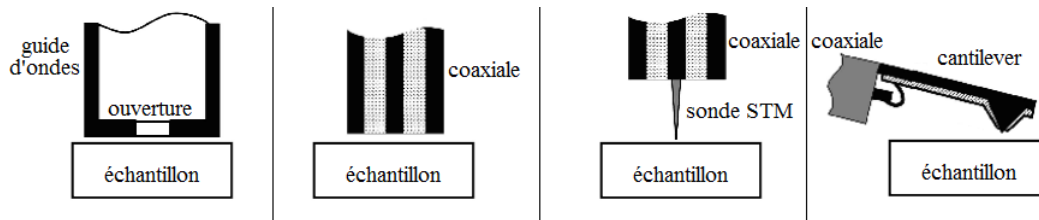


Fig. 4.24 – Différentes sondes utilisées en microscopie micro-ondes (STM = Scanning Tunneling Microscope, cantilever = micro-levier) [209].

Toutes les techniques présentées ci-dessus ne sont donc pas adaptées à la mesure de tissus biologiques intra-corporels. Ces techniques sont normalement écartées du fait de leur encombrement ou de la difficulté de mise en œuvre de la mesure. La méthode en sonde coaxiale est la plus adaptée pour le type de mesure de cette étude.

Annexe 2 : réflexions et transmissions d'une onde

En considérant une lame d'échantillon (milieu 2) entourée d'un milieu quelconque (milieu 1), diverses réflexions et transmissions de l'onde EM peuvent être considérées pour une onde incidente A_i comme présenté dans la figure ci-dessous.

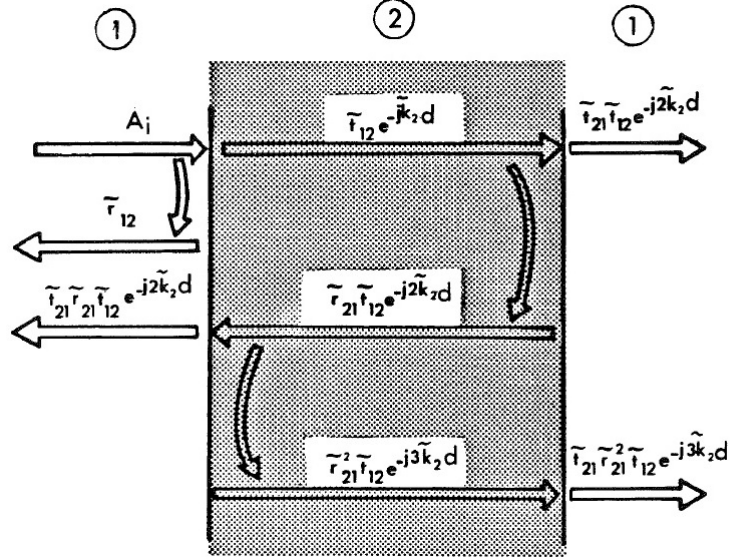


Fig. 4.25 – Réflexions et transmissions d'une onde TEM sur une lame d'échantillon [191]

Il en ressort que les coefficients de réflexion et de transmission s'obtiennent à partir des formules suivantes :

$$\tilde{R}|_{\text{int.1}} = \tilde{r}_{12} + \frac{\tilde{t}_{12} \tilde{r}_{21} \tilde{t}_{21} e^{-i2\tilde{K}_2 d}}{1 - \tilde{r}_{21}^2 e^{-i2\tilde{K}_2 d}}$$

$$\tilde{T}|_{\text{int.2}} = \frac{\tilde{t}_{12} \tilde{t}_{21} e^{-i2\tilde{K}_2 d}}{1 - \tilde{r}_{21}^2 e^{-i2\tilde{K}_2 d}}$$

Fig. 4.26 – Formules établies dans [191]

Annexe 3 : résultats pour d'autres masses appliquées

Comme pour la masse appliquée de 30 g, les mesures ont été effectuées pour des masses appliquées par la sonde sur l'échantillon de 10 et 50 g. Les valeurs de répétabilité à 2,45 GHz sont similaires à celles obtenues pour la masse appliquée de 30g ($+/-2,3E^{-03}$ pour la partie réelle et $+/-7,9E^{-03}$ pour la partie imaginaire). Les figures ci-dessous présentent les reproductibilités de mesure pour ces deux masses appliquées obtenues pour 15 échantillons par profondeur de brulure.

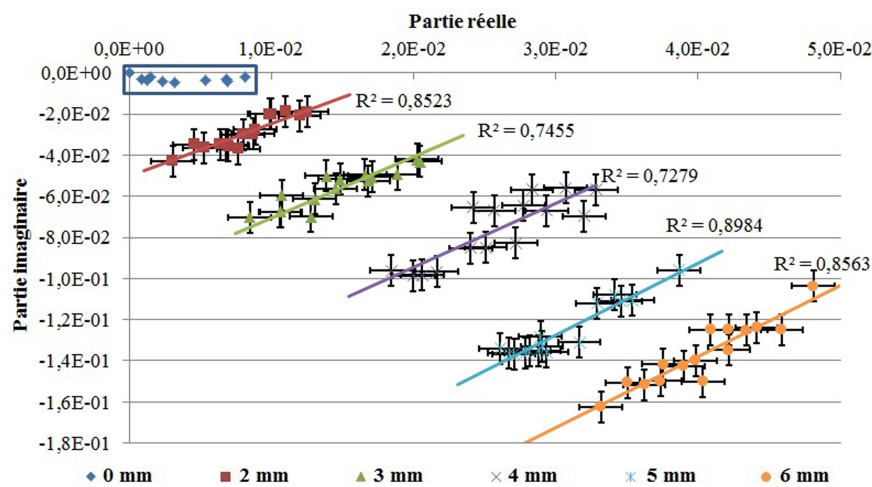


Fig. 4.27 – Reproductibilité de mesure à 2,45 GHz (masse appliquée 10g).

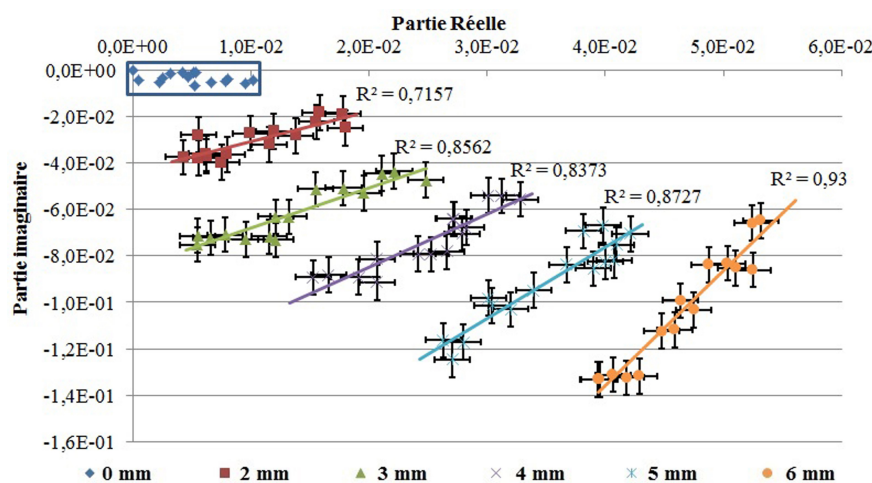


Fig. 4.28 – Reproductibilité de mesure à 2,45 GHz (masse appliquée 50g).

Une fois la reproductibilité établie, nous avons investigué la détermination des profils de différentes brulures à partir de la courbe étalon obtenue en considérant des droites de régression pour chaque profondeur de brulure.

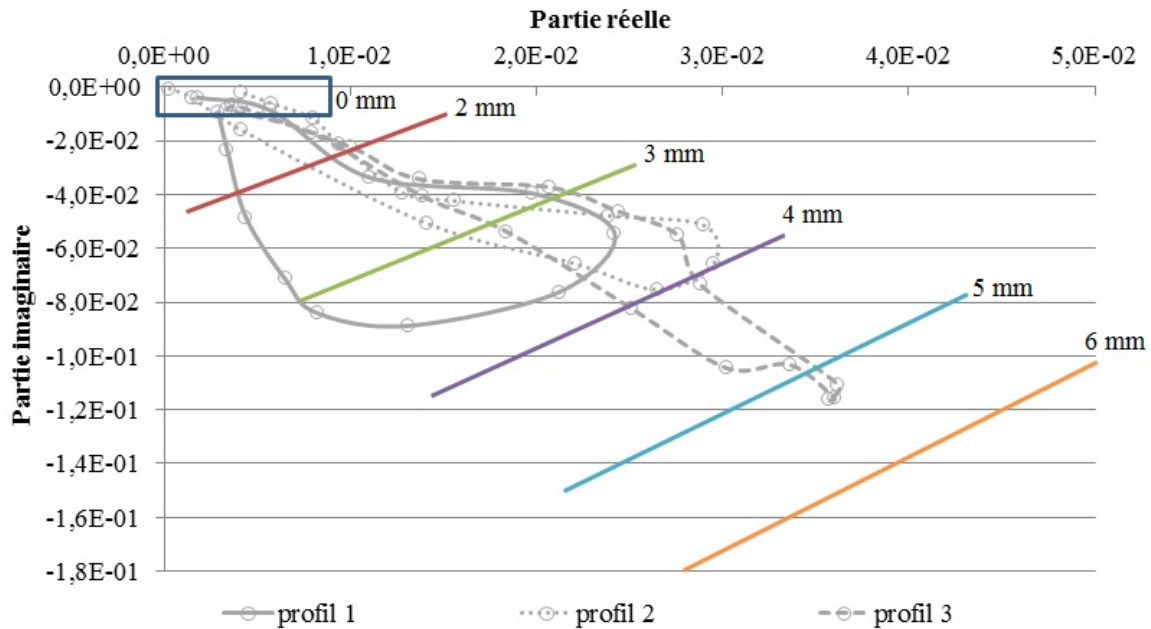


Fig. 4.29 – Estimation de la profondeur de brulure pour 3 profils différents (masse appliquée 10g).

La profondeur de brulure est déduite de cette courbe et comparée à la profondeur de brulure réellement effectuée. Les valeurs obtenues sont récapitulées chapitre 4.

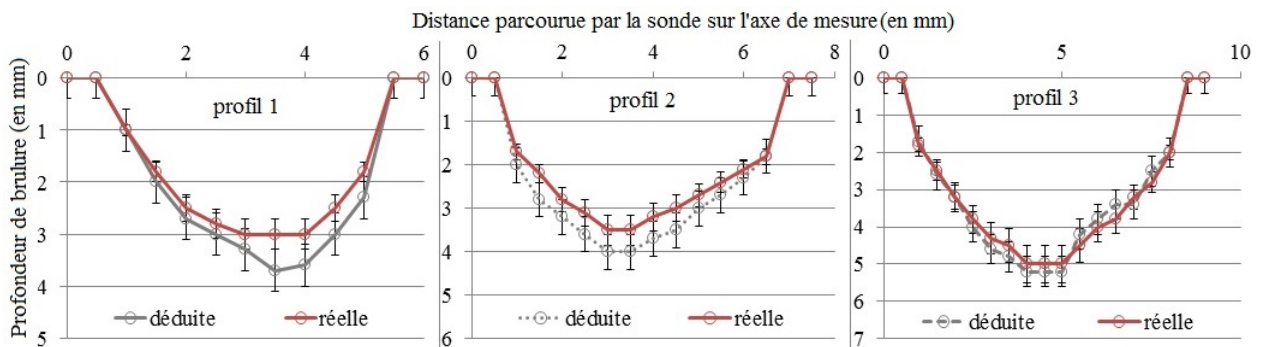


Fig. 4.30 – Comparaison entre profondeurs déduites et profondeurs réelles (masse appliquée 10g).

Comme précédemment, une fois la reproductibilité établie, nous avons investigué la détermination des profils de différentes brulures à partir de la courbe étalon obtenue en considérant des droites de régression pour chaque profondeur de brulure.

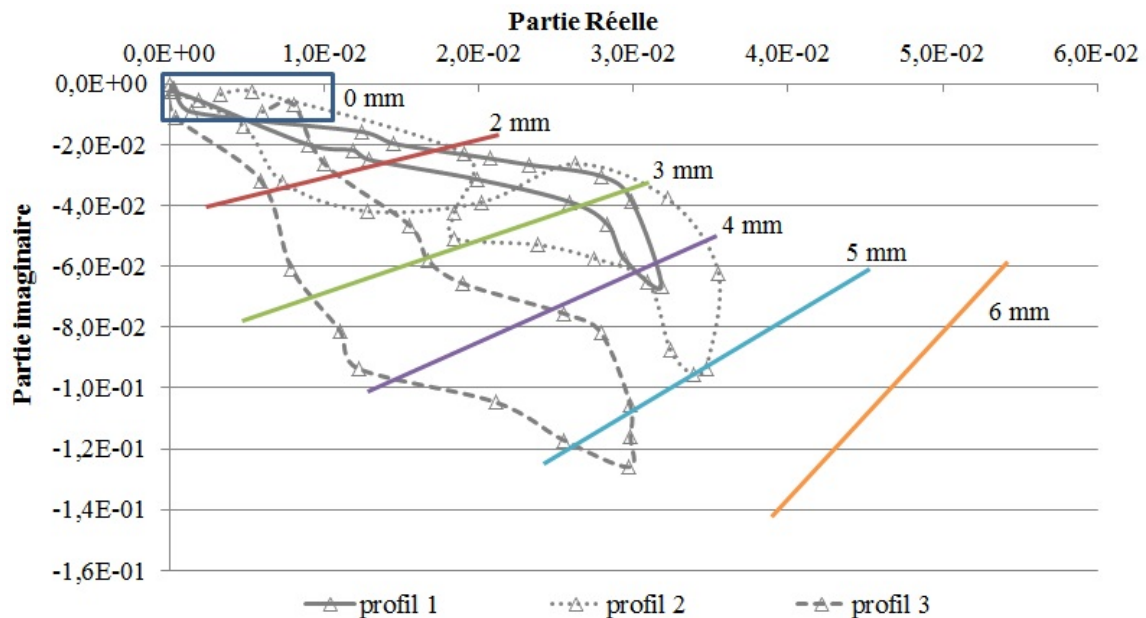


Fig. 4.31 – Estimation de la profondeur de brulure pour 3 profils différents (masse appliquée 50g).

La profondeur de brulure est déduite de cette courbe et comparée à la profondeur de brulure réellement effectuée. Les valeurs obtenues sont récapitulées chapitre 4.

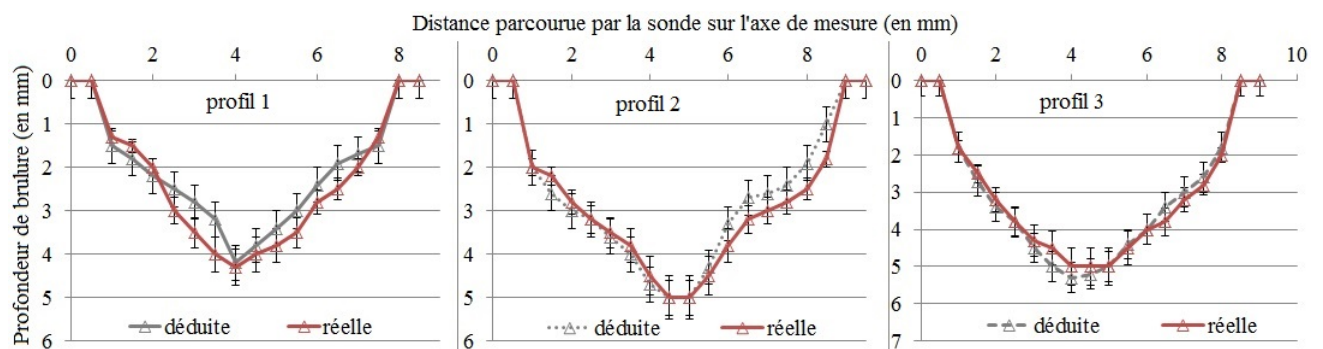


Fig. 4.32 – Comparaison entre profondeurs déduites et profondeurs réelles (masse appliquée 50g).

Bibliographie

- [1] E.J. Benjamin, P.A. Wolf, R.B. D’Agostino, H. Silbershatz, W.B. Kannel, and D. Levy. Impact of atrial fibrillation on the risk of death : the framingham heart study. *Circulation*, 98(10) :946–952, 1998.
- [2] A.S. Go, E.M. Hylek, K.A. Phillips, Y.C. Chang, L.E. Henault, J.V. Selby, and D.E. Singer. Prevalence of diagnosed atrial fibrillation in adults : national implications for rhythm management and stroke prevention. *Jama : the Journal of the American Medical Association*, 285(18) :2370–2375, 2001.
- [3] J Y. Le Heuzey, O. Paziaud, O. Piot, M. Ait Said, X. Copie, T. Lavergne, and L. Guize. Cost of care distribution in atrial fibrillation patients : the {COCAF} study. *American Heart Journal*, 147(1) :121–126, 2004.
- [4] M. Hocini, P. Jaïs, M. Haissaguerre, S. Garrigue, P. le Métayer, and J. Clémenty. Ablation par radiofréquence de la fibrillation auriculaire. In *Annales de cardiologie et d’angiologie*, volume 52, pages 258–263. Elsevier, 2003.
- [5] Y. Sotomi, K. Inoue, N. Ito, R. Kimura, Y. Toyoshima, M. Masuda, A. Doi, K. Iwakura, A. Okamura, Y. Koyama, M. Date, and K. Fujii. Cause of very late recurrence of atrial fibrillation or flutter after catheter ablation for atrial fibrillation. *American Journal Cardiology*, 111 :552–556, 2013.
- [6] E. Crystal and S.J. Connolly. Atrial fibrillation : guiding lessons from epidemiology. *Cardiology clinics*, 22 :1–8, 2004.
- [7] C. Latremouille and F. Lintz. Anatomie du coeur. *EMC - Cardiologie Angéiologie* 2, pages 231–251, 2005.

- [8] M. Xavier. *Étude quantitative du mouvement de la paroi du coeur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique*. PhD thesis, Université de Bourgogne, 2010.
- [9] B. Déry. http://infovisual.info/03/062_fr.html, 2014.
- [10] A.M. Katz. *Physiology of the Heart*. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [11] Transportation- a section of the heart showing its three layers. <http://faculty.mccneb.edu/crfrahmkrick/BIOS2320/Transportation.ppt>.
- [12] E.A. Woodcock and S.J. Matkovich. Cardiomyocytes structure, function and associated pathologies. *The international journal of biochemistry & cell biology*, 37(9) :1746–1751, 2005.
- [13] H. Antoni. *Electrophysiology of the heart at the single cell level and cardiac rhythmogenesis*. Springer, 1996.
- [14] Les études électrophysiologiques. <http://repli.net/sujet/arythmies/etudes-electrophysiologiques>.
- [15] Troubles du rythme cardiaque (arythmie). <http://www.e-sante.fr/troubles-rythme-cardiaque-arythmie/symptome-maladie/479>.
- [16] Geursen R. Arythmies cardiaques. *Des médicaments au service de l'humanité*, 2008.
- [17] R. Lemery. Actualités dans l'ablation de la fibrillation auriculaire. *Archives of Cardiovascular Diseases Supplements*, 2(3) :196 – 199, 2010.
- [18] N. Derval, F. Sacher, A. Deplagne, M. Hocini, P. Bordochar, P. Ritter, P. Jaïs, J. Clémenty, and M. Haissaguerre. Ablation par radiofréquence de la fibrillation atriale ; catheter ablation for atrial fibrillation. *Annales de cardiologie et d'angéiologie*, 58 :50–54, 2009.
- [19] A.A. Fassa and D.C. Shah. Mécanismes physiopathologique de la fibrillation auriculaire. *Kardiovaskulare Medizin*, 11(9) :265–273, 2008.
- [20] <http://succotash.canalblog.com/archives/2012/07/26/24706955.html>, 2012.

- [21] P. Jabre and X. Jouven. Nouveautés dans la fibrillation auriculaire. *Conférences cardiologie : les nouvelles thérapeutiques*, pages 133–149, 2011.
- [22] C. Scavée, P. Jaïs, R. Weerasooryia, L. Macle, M. Hocini, LF Hsu, P. Sanders, and M. Haissaguerre. Ablation de la fibrillation auriculaire. experience d’un centre de reference. *Louvain médical*, 123 :276–285, 2004.
- [23] P. Dorian. Le traitement non pharmacologique de la fibrillation auriculaire. *Cardiologie, conférences scientifiques*, 4(1), 1999.
- [24] J. Heuser. Fibrillation atriale et ECG. [http ://commons.wikimedia.org /wiki/File :Afib_ecg.jpg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Afib_ecg.jpg).
- [25] J.R. Hampton. *La pratique de l’ECG*. Elsevier-Masson, 2010.
- [26] J. Slocum, A. Sahakian, and S. Swiryn. Diagnosis of atrial fibrillation from surface electrocardiograms based on computer-detected atrial activity. *Journal of electrocardiology*, 25(1) :1–8, 1992.
- [27] J.E. Marine. L’ablation par catheter endocavitaire dans le traitement des arythmies supraventriculaires. *JAMA-français*, 298(23) :2768–2780, 2007.
- [28] A. Schonfelder, P. Rupp, and T. Zerm. Etiologie et traitement médicamenteux de la fibrillation / du flutter auriculaire. *Forum medical suisse*, 6 :145–153, 2006.
- [29] O. Paziaud, O. Piot, J. Rousseau, X. Copie, T. Lavergne, L. Guize, and JY Le Heuzey. Cardioversion électrique externe des troubles du rythme atriaux : critères prédictifs de succès. 52(4) :232–238, 2003.
- [30] Haissaguerre M. Knecht S, Wilton S. The 2010 update of the esc guidelines for the management of atrial fibrillation. *Circulation Journal*, 74, 2010.
- [31] Mount sinai first in nation to ablate atrial fibrillation using new visually-guided balloon catheter. [http ://www.dicardiology.com/article/mount-sinai-first-nation-ablate-atrial-fibrillation-using-new-visually-guided-balloon-cathet](http://www.dicardiology.com/article/mount-sinai-first-nation-ablate-atrial-fibrillation-using-new-visually-guided-balloon-cathet), 2009.
- [32] C. Healio. Newly approved cryoablation balloon may change nature of ablation procedure. [http ://www.healio.com/cardiology/vascular-medicine/news/print/cardiology-today/%7Bd4ae0f05-16a4-4e51-a58a-](http://www.healio.com/cardiology/vascular-medicine/news/print/cardiology-today/%7Bd4ae0f05-16a4-4e51-a58a-)

5bd3134acbe3%7D/newly-approved-cryoablation-balloon-may-change-nature-of-ablation-procedure, 2011.

- [33] Therapy ablation catheter. <http://professional.sjm.com/products/ep/therapy/standard-ablation-catheters/therapy>, 2013.
- [34] C. Lavergne, P. Defaye, A. Da costa, and B. Pisapia. Bases théoriques des techniques d’ablation. 2012.
- [35] Kars Neven, Boris Schmidt, Andreas Metzner, Kiyoshi Otomo, Dieter Nuyens, Tom De Potter, KR Julian Chun, Feifan Ouyang, and Karl-Heinz Kuck. Fatal end of a safety algorithm for pulmonary vein isolation with use of high-intensity focused ultrasound. *Circulation : Arrhythmia and Electrophysiology*, 3(3) :260–265, 2010.
- [36] P. Ruchat, K. Eisa, L.K. Von Segesser, and J. Schlapfer. Le traitement chirurgical moderne de la fibrillation auriculaire. *Kardiovaskulare Medizin*, 11(3) :90–94, 2008.
- [37] B . Schmidt, A. Metzner, K.R.J. Chun, D. Leftheriotis, Y. Yoshiga, A. Fuernkranz, K. Neven, R.R. Tilz, E. Wissner, F. Ouyang, et al. Feasibility of circumferential pulmonary vein isolation using a novel endoscopic ablation system. *Circulation : Arrhythmia and Electrophysiology*, 3(5) :481–488, 2010.
- [38] J.G.F Cleland, A.P. Coletta, L. Buga, D. Ahmed, and A.L. Clark. Clinical trials update from the american college of cardiology meeting 2010... *European journal of heart failure*, 12(6) :623–629, 2010.
- [39] Cryocath technologies Inc. Arrêter les arythmies à froid. 2011.
- [40] Biosense Webster. Navistar thermocool catheter for the radiofrequency ablation of symptomatic paroxysmal atrial fibrillation. 2008.
- [41] David J Wilber, Carlo Pappone, Petr Neuzil, Angelo De Paola, Frank Marchlinski, Andrea Natale, Laurent Macle, Emile G Daoud, Hugh Calkins, Burr Hall, et al. Comparison of antiarrhythmic drug therapy and radiofrequency catheter ablation in patients with paroxysmal atrial fibrillation : a randomized controlled trial. *Jama*, 303(4) :333–340, 2010.

- [42] ACP Wiesfeld, ES Tan, DJ Van Veldhuisen, H. Crijns, and IC Van Gelder. Radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *International journal of cardiology*, 93(2-3) :231–237, 2004.
- [43] JC. Lin. Physical aspects of radiofrequency ablation. *Radiofrequency Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias : Basic Concepts and Clinical applications*, 2 :13–24, 2000.
- [44] A. Rouane. *Approche théorique et réalisation d’un système d’ablathérapie intracardiaque par sonde électrophysiologique haute fréquence*. PhD thesis, Université de Nancy I, 1993.
- [45] B. Avitall and R. Helms. Determinants of radiofrequency-induced lesion size. *Radiofrequency Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias : Basic Concepts and Clinical applications*, 2 :47–78, 2000.
- [46] S. Nath and D.E. Haines. Pathophysiology of lesion formation by radiofrequency catheter ablation. *Radiofrequency Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias : Basic Concepts and Clinical applications*, 2 :3–12, 2000.
- [47] M. Haissaguerre, L. Gencel, B. Fischer, P. Métayer, F. Poquet, F.I. Marcus, and J. Clementy. Successful catheter ablation of atrial fibrillation. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 5(12) :1045–1052, 1994.
- [48] M. Haissaguerre, P. Jaïs, D.C. Shah, A. Takahashi, M. Hocini, G. Quiniou, S. Garrigue, A. Le Mouroux, P. Le Métayer, and J. Clémenty. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *New England Journal of Medicine*, 339(10) :659–666, 1998.
- [49] Pulmonary vein ablation procedure. <http://my.clevelandclinic.org/heart/atrial-fibrillation/pulmonaryvein-ablation.aspx>, 2009.
- [50] C. Pappone, S. Rosanio, G. Oreto, M. Tocchi, F. Gugliotta, G. Vicedomini, A. Salvati, C. Dicandia, P. Mazzone, V. Santinelli, et al. Circumferential radiofrequency ablation of pulmonary vein ostia a new anatomic approach for curing atrial fibrillation. *Circulation*, 102(21) :2619–2628, 2000.

- [51] L. De roy. Fibrillation auriculaire : traitement par isolation des veines pulmonaires. *La revue de la médecine générale*, pages 340–343, 2008.
- [52] N. Navoret, S. Jaquir, G. Laurent, and S. Binczak. Detection of complex fractionated atrial electrograms using recurrence quantification analysis. *IEEE transactions on Biomedical engineering*, 60(7) :1975–1982, 2013.
- [53] T. Rostock, M. Rotter, P. Sanders, Y. Takahashi, P. Jaïs, M. Hocini, L.F. Hsu, Fr. Sacher, J. Clémenty, and M. Haïssaguerre. High-density activation mapping of fractionated electrograms in the atria of patients with paroxysmal atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 3(1) :27–34, 2006.
- [54] K. Nademanee, J. McKenzie, E. Kosar, M. Schwab, B. Sunsaneewitayakul, T. Vasavakul, C. Khunnawat, and T. Ngarmukos. A new approach for catheter ablation of atrial fibrillation : mapping of the electrophysiologic substrate. *Journal of the American College of Cardiology*, 43(11) :2044–2053, 2004.
- [55] Y. Takahashi, M.D. OâNeill, M. Hocini, R.I Dubois, S. Matsuo, S. Knecht, S. Mahapatra, K. Lim, P. Jaïs, A. Jonsson, et al. Characterization of electrograms associated with termination of chronic atrial fibrillation by catheter ablation. *Journal of the American College of Cardiology*, 51(10) :1003–1010, 2008.
- [56] Demosthenes Katritsis, Faisal M Merchant, Theofanie Mela, Jagmeet P Singh, E Kevin Heist, and Antonis A Armoundas. Catheter ablation of atrial fibrillationthe search for substrate-driven end points. *Journal of the American College of Cardiology*, 55(21) :2293–2298, 2010.
- [57] K. Lemola, M. Ting, P. Gupta, J.N. Anker, A. Chugh, E. Good, S. Reich, D. Tschopp, P. Igic, D. Elmouchi, et al. Effects of two different catheter ablation techniques on spectral characteristics of atrial fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*, 48(2) :340–348, 2006.
- [58] L. Hsu, P. Jais, M. Hocini, P. Sanders, C. Scavee, F. Sacher, Y. Takahashi, M. Rotter, J. Pasquie, J. Clementy, et al. Incidence and prevention of cardiac tamponade

- complicating ablation for atrial fibrillation. *Pacing and clinical electrophysiology*, 28(1) :106–109, 2005.
- [59] R. Weerasooriya, P. Khairy, J. Litalien, L. Macle, M. Hocini, F. Sacher, N. Lellouche, S. Knecht, M. Wright, I. Nault, et al. Catheter ablation for atrial fibrillation : Are results maintained at 5 years of follow-up ? *Journal of the American College of Cardiology*, 57(2) :160–166, 2011.
- [60] N. Dagres, G. Hindricks, H. Kottkamp, P. Sommer, T. Gaspar, K. Bode, A. Arya, D. Husser, L.S. Rallidis, D.T. Kremastinos, et al. Complications of atrial fibrillation ablation in a high-volume center in 1,000 procedures : Still cause for concern ? *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 20(9) :1014–1019, 2009.
- [61] A. Ouchikhe, J. Maindivide, J.L. Le Bivic, L. Roux, and J.F. Vincent. Fistule atrio-oesophagienne après radiofréquence : des signes neurologiques au premier plan. In *Annales francaises d’anesthesie et de réanimation*, volume 27, pages 499–501. Elsevier, 2008.
- [62] H P. Schwan and C F. Kay. Specific resistance of body tissues. *Circulation Research*, 4(6) :664–670, 1956.
- [63] Cathéter d’ablation. [http ://www.medicaexpo.fr/prod/st-jude-medical/catheters-ablation-70886-446602.html](http://www.medicaexpo.fr/prod/st-jude-medical/catheters-ablation-70886-446602.html), 2014.
- [64] A M. Gillinov, E H. Blackstone, and P M. McCarthy. Atrial fibrillation : current surgical options and their assessment. *The Annals of thoracic surgery*, 74(6) :2210–2217, 2002.
- [65] Biosense Webster. Thermocool, irrigated tip catheter and integrated ablation system. 2006.
- [66] Thermocool catheter. [http ://www.biosensewebster.com/thermocool.php](http://www.biosensewebster.com/thermocool.php), 2014.
- [67] Thermocool sf catheter. [http ://www.biosensewebster.com/thermocoolsf.php](http://www.biosensewebster.com/thermocoolsf.php), 2014.
- [68] Irrigated ablation catheter therapy coolflex. [http ://www.medicaexpo.com/prod/st-jude-medical/irrigated-ablation-catheters-70886-446612.html](http://www.medicaexpo.com/prod/st-jude-medical/irrigated-ablation-catheters-70886-446612.html), 2014.

- [69] K Yokoyama, H. Nakagawa, DC. Shah, H. Lambert, G. Leo, N. Aeby, A. Ikeda, JV. Pitha, T. Sharma, R. Lazzara, and WM. Jackman. Novel contact force sensor incorporated in irrigated radiofrequency ablation catheter predicts lesion size and incidence of steam pop and thrombus. *Circ Arrhythm Electrophysiol.*, 5(1) :354–362, 2008.
- [70] M. Martinek, C. Lemes, E. Sigmund, M. Derndorfer, J. Aichinger, S. Winter, H.J. Nesser, and H.F Puererfellner. Clinical impact of an open-irrigated radiofrequency catheter with direct force measurement on atrial fibrillation ablation. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 35(11) :1312–1318, 2012.
- [71] Dierk Thomas, Eberhard P Scholz, Patrick A Schweizer, Hugo A Katus, and Rüdiger Becker. Initial experience with robotic navigation for catheter ablation of paroxysmal and persistent atrial fibrillation. *Journal of electrocardiology*, 45(2) :95–101, 2012.
- [72] Biosense webster reports compelling effectiveness of force sensing thermocool smartouch catheter. <http://www.dicardiology.com/article/biosense-webster-reports-compelling-effectiveness-force-sensing-thermocool-smartouch-cathete>, 2013.
- [73] M A. Jones, K C K. Wong, Y. Bashir, T R. Betts, and K. Rajappan. The determinants of successful rf ablation-is measurement of tissue contact the next step? *Recent patents on cardiovascular drug discovery*, 8(2) :151–161, 2013.
- [74] L. Di Biase, A. Natale, C. Barrett, C. Tan, C S. Elayi, C K. Ching, P. Wang, A. AL-AHMAD, M. Arruda, J D. Burkhardt, et al. Relationship between catheter forces, lesion characteristics, popping and char formation : experience with robotic navigation system. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 20(4) :436–440, 2009.
- [75] Pierre Jaïs, Michel Haïssaguerre, Dipen C Shah, Atsushi Takahashi, Mélèze Hocini, Thomas Laverigne, Stéphane Lafitte, Alain Le Mouroux, Bruno Fischer, and Jacques Clémenty. Successful irrigated-tip catheter ablation of atrial flutter resistant to conventional radiofrequency ablation. *Circulation*, 98(9) :835–838, 1998.

- [76] A. Thiagalingam, A. D’Avila, L. Foley, JL. Guerrero, H. Lambert, G. Leo, JN. Ruskin, and VY. Reddy. Importance of catheter contact force during irrigated radiofrequency ablation : evaluation in a porcine ex vivo model using a force-sensing catheter. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 21(7) :806–811, 2010.
- [77] M M. Fung, D M Ponzi, and W W. Webster. Irrigated tip catheter - us 6.602.242 b1. *United States patent*, 2003.
- [78] Biosense Webster. *Manuel de l’utilisateur Stockert EP-Shuttle générateur de radiofréquence*. Stockert Gmbh, Botzinger Strabe 72 79111 Freiburg Allemagne, june 2007.
- [79] D. Holmes, J M. Fish, I A. Byrd, J D. Dando, S J. Fowler, H. Cao, J A. Jensen, H A. Puryear, and L A. Chinitz. Contact sensing provides a highly accurate means to titrate radiofrequency ablation lesion depth. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 22(6) :684–690, 2011.
- [80] C. de Chillou, I. Magnin-Poull, M. Andronache, A. Abdelaal, L. Groben, and E. Aliot. Ablation de la fibrillation atriale : enjeux du futur, progrès technologiques. 58 :67–69, 2009.
- [81] L. Yeyang, W. Jinlun, L. Gang, L. Weihua, L. Xiaojian, and T. Renlian. Successful treatment of a case of extensive radiation burns with multiple organ dysfunction syndrome. *Journal of Burn Care & Research*, 34(2) :104–109, 2013.
- [82] A. Lambert, G. Waché, and J. Rivenez. *Les controles non destructifs : généralités*. Senlis : CETIM, centre technique des industries mécaniques, 1994.
- [83] M.F. Ashby, H. Shercliff, and D. Cebon. *Matériaux : ingénierie, science, procédé et conception*. Presses polytechniques et universitaires romandes, 2013.
- [84] Les méthodes d’analyses. www.afld.fr/analyses/prestations-du-laboratoire/les-methodes-danalyse, 2014.
- [85] K. Kobayashi, S. Yoshida, Y. Saijo, and N. Hozumi. Acoustic impedance microscopy for biological tissue characterization. *Ultrasonics*, 2014.
- [86] M. Nicolas. *Ondes et électromagnétisme*. Dunod, 2009.

- [87] M. Bertin, F. Dardé, and E. de France. *Les effets biologiques des rayonnements ionisants*. Sodel, 1987.
- [88] Electromagnetic spectrum diagram. <http://mynasadata.larc.nasa.gov/science-processes/electromagnetic-diagram/>, 2014.
- [89] N. Hughes and M. Baker. The use of radiography in forensic medicine. *Radiography*, 3(4) :311 – 320, 1997.
- [90] La radioactivité et l’imagerie médicale. <http://1s-tal-tpe.e-monsite.com/pages/les-imageries-medicales/l-imagerie-morphologique.html>, 2014.
- [91] N. Tarcea, M. Harz, P. Rösch, T. Frosch, M. Schmitt, H. Thiele, R. Hochleitner, and J. Popp. UV raman spectroscopy. A technique for biological and mineralogical in situ planetary studies. *Spectrochimica Acta Part A : Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, 68(4) :1029 – 1035, 2007.
- [92] C. Boschet. *Laparoscopie Répartie*. PhD thesis, Université de Grenoble, 2010.
- [93] B.B. Lahiri, S. Bagavathiappan, T. Jayakumar, and J. Philip. Medical applications of infrared thermography : A review. *Infrared Physics Technology*, 55(4) :221 – 235, 2012.
- [94] Imagerie thermique pour les applications médicales. www.flir.com/thermography/americas/ca/fr/content/?id=14536, 2014.
- [95] AG. Davies, EH. Linfield, and MB. Johnston. The development of terahertz sources and their applications. *Physics in medicine and biology*, 47(21) :3679, 2002.
- [96] J. Rossignol, C. Plassard, E. Bourillot, O. Calonne, M. Foucault, and E. Lesniewska. Non-destructive technique to detect local buried defects in metal sample by scanning microwave microscopy. *Sensors and Actuators A : Physical*, 186(0) :219 – 222, 2012.
- [97] Dielectric probe kit. <http://www.home.agilent.com/en/pd-304506-pn-85070E/dielectric-probe-kit?cc=FR&lc=fr>, 2014.

- [98] J.Z. Bao, S.H. Lu, and W.D. Hurt. Complex dielectric measurements and analysis of brain tissues in the radio and microwave frequencies. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 45(10) :1730–1741, 1997.
- [99] MJ. Kuhn, M. Awida, MR. Mahfouz, and AE. Fathy. Open-ended coaxial probe measurements for breast cancer detection. In *Radio and Wireless Symposium (RWS), 2010 IEEE*, pages 512–515. IEEE, 2010.
- [100] J. Rosenberg and J. Monrovia. Energy focusing system for energy beam weapon. *European patent office*, 2008.
- [101] Focusing and amplification of electromagnetic waves by time reversal in an leaky reverberation chamber. *Comptes Rendus Physique*, 11(1) :37 – 43, 2010.
- [102] DJ. Griffiths. *Introduction to electrodynamics*, volume 3. prentice Hall New Jersey, 1999.
- [103] M. Ney. Bases de l’électromagnétisme. *Techniques de l’ingénieur. Electronique*, 2004.
- [104] J. Baker-Jarvis. *Measuring the permittivity and permeability of lossy materials : solids, liquids, metals, building materials, and negative-index materials*. US Department of Commerce, Technology Administration, National Institute of Standards and Technology, 2005.
- [105] D. Formica and S. Silvestri. Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging : an overview. *Biomedical engineering online*, 3(1) :11, 2004.
- [106] C.A. Balanis. *Advanced Engineering Electromagnetics*, chapter 4, pages 146–149. John Wiley & Sons, 1989.
- [107] A. Von Hippel. *Dielectric and waves*. Wiley, 1954.
- [108] C.A. Balanis. *Advanced Engineering Electromagnetics*, chapter 5, page 208. John Wiley & Sons, 1989.
- [109] R. Decourt and M. Maglione. Matériaux diélectriques. *Techniques de l’ingénieur. Electronique*, 2010.

- [110] P. Robert. *Matériaux pour l'électrotechnique*. Dunod, 1987.
- [111] D. Stuerge. *Microwaves in Organic Synthesis*, volume 1, chapter 1, Microwave - Materials interactions and dielectric properties, page 22. Wiley VCH, 2012.
- [112] C. Justice, A. Brix, D. Freimark, M. Kraume, P. Pfromm, B. Eichenmueller, and P. Czermak. Process control in cell culture technology using dielectric spectroscopy. *Biotechnology advances*, 2011.
- [113] P.J.W. Debye. *Polar molecules*. Dover New York, 1929.
- [114] K.S. Cole and R.H. Cole. Dispersion and absorption in dielectrics I. Alternating current characteristics. *The Journal of Chemical Physics*, 9(4) :341–351, 1941.
- [115] D. Stuerge. *Microwaves in Organic Synthesis*, volume 1, chapter 1, Microwave - Materials interactions and dielectric properties, page 20. Wiley VCH, 2012.
- [116] D. Stuerge. *Microwaves in Organic Synthesis*, volume 1, chapter 1, Microwave - Materials interactions and dielectric properties, page 29. Wiley VCH, 2012.
- [117] U. Kaatze. Complex permittivity of water as a function of frequency and temperature. *Journal of Chemical and Engineering Data*, 34(4) :371–374, 1989.
- [118] U. Kaatze. Bound water : Evidence from and implications for the dielectric properties of aqueous solutions. *Journal of Molecular Liquids*, 162(3) :105–112, 2011.
- [119] H.P. Schwan and K.R. Foster. Microwave dielectric properties of tissue. some comments on the rotational mobility of tissue water. *Biophysical journal*, 17(2) :193–197, 1977.
- [120] K. Asami. Characterization of heterogeneous systems by dielectric spectroscopy. *Progress in Polymer Science*, 27(8) :1617–1659, 2002.
- [121] D. Misra, M. Chhabra, B.R. Epstein, M. Microtznik, and K.R. Foster. Noninvasive electrical characterization of materials at microwave frequencies using an open-ended coaxial line : Test of an improved calibration technique. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 38(1) :8–14, 1990.
- [122] C.A. Balanis. *Advanced Engineering Electromagnetics*, chapter 5, pages 180–253. John Wiley & Sons, 1989.

- [123] J. Schwegler and R. Lucius. *Le corps humain, anatomie et physiologie*. Maloine, 2013.
- [124] H. Fricke. A mathematical treatment of the electric conductivity and capacity of disperse systems. II. the capacity of a suspension of conducting spheroids by a non-conductive membrane for a current of low frequency. *Physical Review*, 26 :678–681, 1925.
- [125] C.A. Balanis. *Advanced Engineering Electromagnetics*, chapter 2, page 71. John Wiley & Sons, 1989.
- [126] F.B. Sachse, C. Werner, K. Meyer-Waarden, and O. Dossel. Comparisons of solutions to the forward problem in electrophysiology with homogeneous, heterogeneous and anisotropic impedance models. *Biomedizinische Technik*, (42) :277–280, 1997.
- [127] VC. Motrescu and U van Rienen. Computation of electrostatic fields in anisotropic human tissues using the finite integration technique (FIT). *Advances in Radio Science*, 2(12) :309–313, 2005.
- [128] E. Tuncer, Y.V. Serdyuk, and S.M. Gubanski. Dielectric mixtures—electrical properties and modeling. *IEEE Trans. Dielectrics and Electrical Insulation*, 9(5) :809–828, 2002.
- [129] OG. Martinsen, S. Grimnes, and HP. Schwan. Interface phenomena and dielectric properties of biological tissue. *Encyclopedia of surface and colloid science*, 20 :2643–2653, 2002.
- [130] W. Kuang and SO. Nelson. Low-frequency dielectric properties of biological tissues : a review with some new insights. *Transactions of the ASAE*, 41(1) :173–184, 1998.
- [131] D. Miklavčič, N. Pavšelj, and FX. Hart. Electric properties of tissues. *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*, 2006.
- [132] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout. The dielectric properties of biological tissues : I. literature survey. *Physics in medicine and biology*, 41 :2231, 1996.

- [133] L. Bernard. *Caractérisation électrique des tissus biologiques et calcul des phénomènes induits dans le corps humain par des champs électromagnétiques de fréquence inférieure au GHz*. PhD thesis, Ecole centrale de Lyon, 2007.
- [134] N.P. Brunton, J.G. Lyng, L. Zhang, and J.C. Jacquier. The use of dielectric properties and other physical analyses for assessing protein denaturation in beef biceps femoris muscle during cooking from 5 to 85 degree. *Meat Science*, 72(2) :236–244, 2006.
- [135] S. Clerjon and J.L. Damez. Microwave sensing for an objective evaluation of meat ageing. *Journal of food engineering*, 94(3) :379–389, 2009.
- [136] C. Bircan and SA. Barringer. Determination of protein denaturation of muscle foods using the dielectric properties. *Journal of Food Science*, 67(1) :202–205, 2002.
- [137] M. Castro-Giráldez, L. Dols, F. Toldrá, and P. Fito. Development of a dielectric spectroscopy technique for the determination of key biochemical markers of meat quality. *Food Chemistry*, 127(1) :228–233, 2011.
- [138] U. McCarthy, G. Ayalew, F. Butler, K. McDonnell, J. Lyng, and S. Ward. Permittivity of meat fish and their components at UHF RFID frequencies and industry relevant temperatures. *Agricultural Engineering International*, 11, 2009.
- [139] C. Gabriel. Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and MW frequencies. <http://nirem.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/Report.html>, 1996.
- [140] S. Gabriel, R.W. Lau, and C. Gabriel. The dielectric properties of biological tissues : II. measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in medicine and biology*, 41 :2251, 1996.
- [141] M. Pop, A. Molckovsky, L. Chin, MC. Kolios, MAS. Jewett, and MD. Sherar. Changes in dielectric properties at 460 kHz of kidney and fat during heating : importance for radio-frequency thermal therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 48(15) :2509, 2003.

- [142] F. Jaspard and M. Nadi. Dielectric properties of blood : an investigation of temperature dependence. *Physiological measurement*, 23(3) :547, 2002.
- [143] M. Lazebnik, M.C. Converse, J.H. Booske, and S.C. Hagness. Ultrawideband temperature-dependent dielectric properties of animal liver tissue in the microwave frequency range. *Physics in medicine and biology*, 51(7) :1941, 2006.
- [144] H. Fricke and S. Morse. A mathematical treatment of the electric conductivity and capacity of disperse systems. I. the electric conductivity of a suspension of homogeneous spheroids. *Physical Review*, 24 :575–587, 1924.
- [145] Raji Sundararajan. Nanosecond electroporation : another look. *Molecular biotechnology*, 41(1) :69–82, 2009.
- [146] J.L. Damez, S. Clerjon, S. Abouelkaram, and J. Lepetit. Electrical impedance probing of the muscle food anisotropy for meat ageing control. *Food control*, 19(10) :931–939, 2008.
- [147] S. Clerjon and J.L. Damez. Microwave sensing for meat and fish structure evaluation. *Measurement Science and Technology*, 18(4) :1038, 2007.
- [148] M. Castro-Giráldez, M. Aristoy, F. Toldrá, P. Fito, et al. Microwave dielectric spectroscopy for the determination of pork meat quality. *Food research international*, 43(10) :2369–2377, 2010.
- [149] X. Huo, X. Shi, F. You, F. Fu, R. Liu, C. Tang, Q. Lu, and X. Dong. Reliability of in vivo measurements of the dielectric properties of anisotropic tissue : a simulative study. *Physics in Medicine and Biology*, 58 :3163–3176, 2013.
- [150] A. Peyman, AA. Rezazadeh, and C. Gabriel. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. *Physics in Medicine and Biology*, 46(6) :1617, 2001.
- [151] A. Ghanmi. *Analyse de l'exposition aux ondes électromagnétiques des enfants dans le cadre des nouveaux usages et nouveaux réseaux*. PhD thesis, Université de Paris-Est, 2014.

- [152] M. Castro-Giráldez, P. Botella, F. Toldrá, and P. Fito. Low-frequency dielectric spectrum to determine pork meat quality. *Innovative food science & emerging technologies*, 11(2) :376–386, 2010.
- [153] F. Jaspard, M. Nadi, and A. Rouane. Dielectric properties of blood : an investigation of haematocrit dependence. *Physiological measurement*, 24(1) :137, 2003.
- [154] S. Clerjon, J.D. Daudin, and J.L. Damez. Water activity and dielectric properties of gels in the frequency range 200 MHz–6 GHz. *Food Chemistry*, 82(1) :87–97, 2003.
- [155] T. Reinecke, L. Hagemeyer, H. Spehlbrink, S. Guenther, M. Klintschar, and S. Zimmermann. Open-ended coaxial probe for the quantification of edema in human brain tissue. *Sensors and Actuators B : chemical*, 204 :763–769, 2014.
- [156] SO. Nelson. Technical note : Coaxial-probe contact-force monitoring for dielectric properties measurements. *Applied engineering in agriculture*, 2012.
- [157] MJ. Schroeder, A. Sadinova, and RM. Nelson. An analysis on the role of water content and state on effective permittivity using mixing formulas. *Biomechanics, Biomedical and Biophysical Engineering*, 2(1), 2008.
- [158] RA. Kleismit, G. Kozlowski, BD. Foy, BE. Hull, and M. Kazimierczuk. Local complex permittivity measurements of porcine skin tissue in the frequency range from 1 GHz to 15 GHz by evanescent microscopy. *Physics in Medicine and Biology*, 54(3) :699–713, 2009.
- [159] A. Papp, T. Lahtinen, M. Härmä, J. Nuutinen, A. Uusaro, and E. Alhava. Dielectric measurement in experimental burns : a new tool for burn depth determination ? *Plastic and reconstructive surgery*, 117(3) :889–898, 2006.
- [160] V. Lopresto, R. Pinto, GA. Lovisolo, and M. Cavagnaro. Changes in the dielectric properties of ex vivo bovine liver during microwave thermal ablation at 2.45 GHz. *Physics in medicine and biology*, 57(8) :2309, 2012.
- [161] American Society of Hypertension. Blood pressure and your health. 2010.

- [162] L. Chusseau. *Hyperfréquence et Paramètres S*. Centre d'électronique et de micro-électronique de Montpellier, 2006.
- [163] K. Kurokawa. Power waves and the scattering matrix. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 13(2) :194–202, 1965.
- [164] R&S, FSH4 / FSH8 Specifications, author=Rohde & Schwarz, journal=http://www.novofer.hu/novofer/files/tartalom/fsh_dat_sw_en_eh9n1v8f.pdf, year=2009,.
- [165] Vector network analyzers, R&S, ZVB Specifications, author=Rohde & Schwarz, journal=http://www.upc.edu/sct/documents/equipament/d_257_id-84.pdf, year=2005,.
- [166] N.I. Sheen and I.M. Woodhead. An open-ended coaxial probe for broad-band permittivity measurement of agricultural products. *Journal of Agricultural Engineering Research*, 74(2) :193–202, 1999.
- [167] L.F. Chen, C.K. Ong, C.P. Neo, and V.V. Varadan. *Microwave electronics*. Wiley Online Library, 2004.
- [168] JP. Grant, RN. Clarke, GT. Symm, and NM. Spyrou. A critical study of the open-ended coaxial line sensor technique for rf and microwave complex permittivity measurements. *Journal of Physics E : Scientific Instruments*, 22(9) :757, 1989.
- [169] Radiall, SMA embase femelle. <http://fr.farnell.com/radiall/r125403000/sma-embase-fem-a-platine-carree/dp/4194767?Ntt=R125.403.000>, 2014.
- [170] J. Achkar. Analyseurs de réseaux en micro-ondes. *Techniques de l'ingénieur Mesures des télécommunications*, 2014.
- [171] Guillaume Barochi, Jérôme Rossignol, and Marcel Bouvet. Development of microwave gas sensors. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 157(2) :374–379, 2011.
- [172] Filtre de butterworth PPP (VI express) labview. http://zone.ni.com/reference/fr-XX/help/371361H-0114/ptbypt/butterworth_filter_ptbypt/, 2014.
- [173] Ajustement de courbe (VI express) labview. http://zone.ni.com/reference/fr-XX/help/371361K-0114/lvexpress/curve_fitting/, 2014.

- [174] D. Haemmerich and JP. Saul. *Method and devices for cardiac radiofrequency catheter ablation*. US Patent Application Publication, 2011.
- [175] HP. Lefebvre. *Physiologie des liquides corporels*. Département des sciences cliniques, 2006.
- [176] P.M Meaney, A.P. Gregory, N.R. Epstein, and K.D. Paulsen. Microwave open-ended coaxial dielectric probe : interpretation of the sensing volume re-visited. *BMC Medical Physics*, 14(3), 2014.
- [177] Stockert medical solutions. <http://www.stockert.de/en/products/rf-generators/ep-shuttle.html>, 2014.
- [178] D.E. Haines. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart : the importance of temperature monitoring. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 16(3) :586–591, 1993.
- [179] Coolflow irrigation pump. <http://www.biosensewebster.com/edu-online.php>, 2014.
- [180] B. Avitall and R. Helms. *Determinants of Radiofrequency-induced lesion size*. Futura Publishing company, 2000.
- [181] ANSYS HFSS ©. http://www.ansys.com/fr_fr/Produits/Flagship+Technology/ANSYS+HFSS, 2014.
- [182] U. Kaatze. Techniques for measuring the microwave dielectric properties of materials. *Metrologia*, 47(2) :91, 2010.
- [183] MA. Stuchly and SS. Stuchly. Coaxial line reflection methods for measuring dielectric properties of biological substances. *Instrumentation and measurement, IEEE Transactions on*, 29(3) :176–183, 1980.
- [184] RH. Cole, JG. Berberian, S. Mashimo, G. Chryssikos, A. Burns, and E. Tombari. Time domain reflection methods for dielectric measurements to 10 GHz. *Journal of applied physics*, 66(2) :793–802, 1989.
- [185] K. Folgerø and T. Tjomsland. Permittivity measurement of thin liquid layers using open-ended coaxial probes. *Measurement Science and Technology*, 7(8) :1164, 1996.

- [186] J. Hilland. Simple sensor system for measuring the dielectric properties of saline solutions. *Measurement Science and Technology*, 8(8) :901, 1997.
- [187] A. Stogryn. Equations for calculating the dielectric constant of saline water. *IEEE Transactions on microwave theory and techniques*, 19(8) :733–736, 1971.
- [188] F. Buckley and A. Maryott. *Tables of Dielectric Dispersion : Data for pure liquids and dilute solutions*. National Bureau of standards circular, US department of commerce, 1958.
- [189] M. Rudowski, K. Orzechowski, and M. Rząca. Modified open-ended dielectric probe in distinction between cancer and healthy breast tissues. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 356(11) :730–732, 2010.
- [190] A. Aimoto and T. Matsumoto. Noninvasive method for measuring the electrical properties of deep tissues using an open-ended coaxial probe. *Medical engineering & physics*, 18(8) :641–646, 1996.
- [191] I. Zahreddine. *Bistabilité en chauffage microonde, Réalité et conséquences*. PhD thesis, université de Bourgogne, 1993.
- [192] JCGM : Joint Committee for Guides in Metrology. *Vocabulaire international de métrologie - Concepts fondamentaux et généraux et termes associés (VIM) - third edition*, pages 23–26. 2012.
- [193] Determination of burn depth in the ablation of atrial fibrillation using an open-ended coaxial probe. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 209(0) :1097 – 1101, 2015.
- [194] S. Ben-haim, D. Osadchy, U. Peless, and I. Greenberg. Medical diagnosis, treatment and imaging systems - us 6.788.947 b2. *United States patent*, 2004.
- [195] K.B. Fuimaono and I.P. Hill. Atrial ablation catheter and method for treating atrial fibrillation - us 2005/0119651a1. *United States patent*, 2005.
- [196] H.P. Schwan and C.F. Kay. Specific resistance of body tissues. *Circulation Research*, 4(6) :664–670, 1956.

- [197] Pasternack Inc. Datasheet results : PE020SR.
<http://www.datasheetfind.com/search/PE020sr>, 2014.
- [198] A. Amadeo. *Etude des phénomènes de réflexions, de diaphonie et de stabilité des alimentations sur les cartes à haute densité d'interconnexions*. PhD thesis, Ecole normale supérieure de cachan, 2010.
- [199] D. Popovic, L. McCartney, C. Beasley, M. Lazebnik, M. Okoniewski, S.C. Hagness, and J.H. Booske. Precision open-ended coaxial probes for in vivo and ex vivo dielectric spectroscopy of biological tissues at microwave frequencies. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 53(5) :1713–1722, 2005.
- [200] B.L. McLaughlin and P.A. Robertson. Miniature open-ended coaxial probes for dielectric spectroscopy applications. *Journal of Physics D : Applied Physics*, 40(1) :45, 2007.
- [201] Cable & interconnect. Les câbles coaxiaux. 2014.
- [202] Résine d'enrobage à froid <http://www.presi.com/mounting/c-1100coldmountingresin-2s.html>.
- [203] D.K. Ghodgaonkar, V.V. Varadan, and V.K. Varadan. A free-space method for measurement of dielectric constants and loss tangents at microwave frequencies. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 38(3) :789–793, 1989.
- [204] O. Benzaim. *Techniques Multiport pour la Conception et la Réalisation de Systèmes Microondes dédiés à l'évaluation Non Destructive de matériaux*. PhD thesis, Université de Lille I, 2009.
- [205] BW Hakki and P.D. Coleman. A dielectric resonator method of measuring inductive capacities in the millimeter range. *Microwave Theory and Techniques, IRE Transactions on*, 8(4) :402–410, 1960.
- [206] J. Sheen. Comparisons of microwave dielectric property measurements by transmission/reflection techniques and resonance techniques. *Measurement Science and Technology*, 20 :042001, 2009.

- [207] H. Saito, Y. Suzuki, T. Taguchi, and M. Taki. Measurement of complex permittivity for biological cells by waveguide penetration method. EMC, 2009.
- [208] J. Rossignol, C. Plassard, E. Bourillot, O. Calonne, M. Foucault, and E. Lesniewska. Imaging of located buried defects in metal samples by a scanning microwave microscopy. *Procedia Engineering*, 25 :1637–1640, 2011.
- [209] SM. Anlage, VV. Talanov, and AR. Schwartz. Principles of near-field microwave microscopy. In *Scanning probe microscopy*, pages 215–253. Springer, 2007.

Listes des Publications

Journal

1. M. Brusson, J. Rossignol, S. Binczak, G. Laurent, "Determination of burn depth in the ablation of atrial fibrillation using an open-ended coaxial probe", *Sensors and Actuators B : Chemical*, vol. 209, num. 0, pp. 1097-1101, 2015.

Conférences Internationales

1. M. Brusson, J. Rossignol, S. Binczak, G. Laurent, "Determination of Burn Depth on Biological Tissues by Dielectric Measurement at Microwave Frequencies", *IEEE sensors 2013*, pp. 1220-1222, Nov. 2013.
2. M. Brusson, J. Rossignol, S. Binczak, G. Laurent, "Using Microwave Technology Makes it Possible to Accurately Assess Burn Depth in an in vitro Model", *World Congress in Cardiac Electrophysiology and Cardiac Techniques. Europace 2014*, vol. 16, no. 2, pp. 112 (136-77), Jun. 2014.
3. M. Brusson, J. Rossignol, S. Binczak, G. Laurent, "Evolution of the Complex Permittivity of Biological Tissue at Microwaves Ranges : Correlation Study with Burn Depth", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Aug. 2014.
4. M. Brusson, J. Rossignol, S. Binczak, G. Laurent, B. de Fonseca, "Assessment of Burn Depths on Organs by Microwave", *Procedia Engineering*, Sept. 2014.

Résumé

Certaines arythmies cardiaques (comme la fibrillation atriale) peuvent être traitées par des ablations intracardiaques qui consistent à bruler les substrats endocardiaques spécifiques. Des lésions non-transmurales sont responsables des récides d'arythmies. A ce jour, la profondeur de la lésion à l'intérieur de l'endocarde ne peut pas être déterminée avec précision durant les procédures. Ce travail exploratoire est basé sur la caractérisation de tissus biologiques (in vitro) dans la gamme des micro-ondes. Pour évaluer la profondeur de la brûlure, une technique de réflexion avec une sonde coaxiale en contact avec les tissus est utilisée. Les mesures ont été réalisées sur une large gamme de fréquences (100 MHz à 6 GHz). La variation relative du coefficient de réflexion ($\Delta\Gamma/\Gamma$) est étudiée afin de déterminer la profondeur de la brûlure du tissu. Une évolution du signal est observée en fonction de la profondeur de brûlure. La détermination de la profondeur de brûlure du tissu dans un milieu liquide est alors possible.

Abstract

Cardiac arrhythmia substrates may be treated by intracardiac ablations which consist in burning specific atrial or ventricular endocardial substrates. Created lesions which are not transmural may be responsible for arrhythmia recurrences. To date, the depth of the lesion inside the endocardium can't be assessed accurately during the procedures. Our experimental work has focused on microwave characterization of biological tissues (in vitro) to assess the burn depth. Using a reflection technique with a coaxial probe in contact with tissues, measurements were made over a wide frequency range (100 MHz to 6 GHz). The measured reflection coefficient Γ is known to be directly related to the dielectric properties of the tissues. We therefore measured the relative variation of the reflection coefficient ($\Delta\Gamma/\Gamma$) of the tissue. In order to determine the burn depth of the tissue, the imaginary part of $\Delta\Gamma/\Gamma$ is studied as a function of the real part of $\Delta\Gamma/\Gamma$ for each frequency. Thus, we observe an evolution of the signal as a function of the burn depth. The determination of the tissue burned depth in a liquid medium is possible.