



HAL
open science

Instrumentation radiofréquence pour l'agriculture de précision : application à la filière aviaire pour le suivi non-invasif du poids de foie

Mareva Calvet-Chautard

► To cite this version:

Mareva Calvet-Chautard. Instrumentation radiofréquence pour l'agriculture de précision : application à la filière aviaire pour le suivi non-invasif du poids de foie. Electromagnétisme. Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2020. Français. <NNT : 2020TOU30147>. <tel-05455475>

HAL Id: tel-05455475

<https://theses.hal.science/tel-05455475v1>

Submitted on 13 Jan 2026

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

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



HAL Authorization

Université Fédérale



Toulouse Midi-Pyrénées

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse 3 – Paul Sabatier

Présentée et soutenue par

Mareva CALVET-CHAUTARD

Le 23 Octobre 2020

Instrumentation radiofréquence pour l'agriculture de précision : application à la filière aviaire pour le suivi non-invasif du poids de foie

**École doctorale : GEET – Génie Electrique Electronique et
Télécommunication**

Spécialité : Electromagnétisme et Systèmes Haute Fréquence

Unité de recherche

LAAS – Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes

Directrice(s) ou Directeur(s) de Thèse

Katia GRENIER et David DUBUC

Jury

Pr. Hamid KOKABI, Rapporteur, UPMC

Dr. Brice SORLI, Rapporteur, Université de Montpellier

Pr. Sylvie RENAUD, Examinatrice, IMS Bordeaux

M. Thierry VERONESE, Examineur, Ovalie Innovation

Dr. Katia GRENIER, Directrice de thèse, Université de Toulouse

Pr. David DUBUC, Co-directeur de thèse, IUT Toulouse 3



Dans la vie, rien n'est à craindre, tout est à comprendre.

Marie Curie

Remerciements

Je voudrais adresser mes premiers remerciements à Katia Grenier et David Dubuc qui m'ont fait confiance pour mener à bien cette thèse et qui m'ont accueilli au sein du laboratoire du LAAS. Nous sous-estimons souvent l'importance des encadrants de thèse au cours de ce processus de recherche qui dure 3 ans. Vous avez été indispensable au bon déroulement de ce projet. Vous avez toujours été très présent et très impliqué. Grâce à votre expérience j'ai énormément appris durant cette thèse et je vous en suis très reconnaissante.

Je souhaiterais remercier Mr Sorli et Mr Kokabi pour avoir accepté d'être les rapporteurs de mes travaux de thèse, d'avoir pris le temps de lire mon manuscrit. Je remercie aussi Mme Renaud pour avoir présidé mon jury de thèse et Mr Véronèse pour avoir accepté d'être lui aussi examinateur. Mr Véronèse, directeur scientifique chez Ovalie Innovation, a fait confiance à mon équipe de LAAS et à moi-même pour mener à bien ce projet agricole. Il a su m'encourager à chaque réunion du projet et ses mots m'ont beaucoup touché.

Je remercie également toute l'équipe MH2F et plus particulièrement Patricio qui a été un pilier pour moi pendant cette thèse, un pilier drôle et attachant. Merci Ali pour ton humour, ton soutien jusqu'au dernier moment, merci de m'avoir aidé quand j'en avais besoin. Merci à Amel de m'avoir intégré dans l'équipe et pour sa gentillesse débordante, merci à Lise pour son savoir tant sur la physique que sur les choses de la vie, merci Layla pour nos grandes conversations en terrasse. Merci Benjamin pour partager avec moi ma passion pour « les yeux d'Emilie », merci pour ton dessin que j'ai attendu si longtemps. Merci à tous les stagiaires qui ont intégré l'équipe et qui ont été de belles découvertes et qui sont maintenant des amis, je pense notamment à Yegor et Aurélien. Merci à mes amis du LAAS que j'ai suivi depuis mon stage jusqu'à la fin de ma thèse. Merci Aymen d'être un partenaire de jeu à la hauteur, merci Lucas, pour nos conversations sur la vie et les habitants du labo, merci Vignesh pour toutes tes figurines en impression 3D qui ne quitteront pas mes futurs bureaux. Merci Jérôme, le meilleur des coéquipiers au rugby mais aussi pendant le confinement.

Je souhaite remercier Rémi et Juliette, mes frères, mes meilleurs amis, qui m'ont toujours soutenu même dans les périodes de doutes, qui ont toujours été présents pour moi, dans les bons moments comme dans les mauvais. Je suis fière de vous avoir comme amis et même si en amitié rien ne se compte, je vous dois beaucoup.

Je remercie mes colocataires, Boubou et Lolo avec qui j'ai partagé tellement de bons moments, de rires, et de voyages. Nous avons grandi ensemble pendant ces trois ans et vous avez rendu cette thèse moins difficile à vivre que ce que je pensais en la commençant. Vous m'avez aidé à traverser des périodes difficiles et je vous en suis

extrêmement reconnaissante. Merci Olivia et Paul pour avoir été les meilleurs colocataires de confinement au monde. Grâce à vous j'ai bien vécu cette période difficile.

Je remercie aussi Mathieu, mon binôme dans la vie, pour son soutien pendant la rédaction mais aussi pour chaque moment important dans ma vie. Je te remercie d'être un ami à la hauteur et pour tous les conseils que tu me donnes. Merci Céline, m'a plus vieille amie, nos conversations sans fin dans notre belle région d'enfance sont une bouffée d'air frais à chaque fois. Merci aussi à Mélanie, même si la distance nous sépare notre amitié met très cher. Merci à tous mes amis, si nombreux que j'ai peur d'en oublier : Fiona, Nina, Godefroi, Erik, Gabriel (Gaho), Victor, Marthe, Nicolas, Thomas, Audray, Olivier, Mathias, Hato etc. Vous êtes pour moi comme une deuxième famille.

Enfin mais surtout, merci à ma famille, je suis ce que je suis et là où j'en suis grâce à vous. J'ai eu la plus belle des enfances au sein de ma famille et j'ai encore la plus belle des vies parmi vous. Je vous aime sans limites même si je ne le dis pas souvent.

Table des matières

Introduction générale.....	11
Chapitre 1 : Motivation et état de l'art	13
<u>I. Contexte et objectifs des travaux de recherche</u>	<u>14</u>
1) Contexte économique	14
2) Bien-être animal.....	14
<u>II. Les techniques d'imagerie</u>	<u>15</u>
1) Méthodes mécaniques :.....	15
2) Méthodes optiques :.....	17
3) Méthodes à rayons X :	18
4) Spectroscopie RMN :.....	19
<u>III. Spectroscopie diélectrique</u>	<u>20</u>
1) Principe de la spectroscopie diélectrique.....	20
2) La polarisation	20
3) Relaxation diélectrique	22
4) Utilisation de la spectroscopie diélectrique pour l'analyse de tissus biologiques :	25
a) La spectroscopie d'impédance	25
b) Caractérisation radiofréquence (dans la gamme des micro-ondes).....	26
<u>IV. Capteurs pour la spectroscopie diélectrique</u>	<u>29</u>
1) Sonde coaxiale circulaire :.....	29
2) Les antennes :.....	31
3) Les guides d'ondes rectangulaires (volumique) :	32
4) Les guides d'ondes en technologie planaire :	34
<u>V. Spectroscopie diélectrique radiofréquence pour la détection du poids de foie chez le canard.....</u>	<u>36</u>
Chapitre 2 : Etude de capteurs radiofréquences dédiés à l'analyse par spectroscopie RF des constituants du canard	39
<u>I. Description du capteur radiofréquence et du montage expérimental</u>	<u>40</u>
1) Capteur radiofréquence pour la spectroscopie diélectrique	40
2) Montage expérimental	41
3) Paramètres S	43
<u>II. Caractérisation du capteur initial</u>	<u>43</u>
1) Réponse du capteur : $S_{11}(f)$	44

2) Profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques	46
3) Différenciation de volumes	47
4) Différenciation de liquides de références	48
<u>III. Optimisation et simulation des capteurs radiofréquences.....</u>	50
1) Simulation électromagnétique	50
a) Paramètre S_{11} et fréquence de résonance.....	50
b) ER3Champ électromagnétique.....	50
c) Profondeur de pénétration	52
2) Etude de nouveaux capteurs radiofréquences	52
a) Fréquence de résonance	53
b) Champ électromagnétique maximal.....	54
c) Profondeur de pénétration	57
d) Etude du capteur Cap V1	58
e) Capteurs commutants	60
<u>IV. Caractérisation des capteurs radiofréquences optimisés.....</u>	61
1) Capteurs radiofréquences simples	62
2) Capteurs radiofréquences commutants	65
<u>VI. Conclusion</u>	66
<u>Chapitre 3 : Caractérisation diélectrique d'éléments constitutifs du canard gras à l'aide de mesures ex-vivo.....</u>	<u>69</u>
<u>I. Anatomie du canard gras</u>	70
1) Les palmipèdes gras.....	70
2) Organisation générale des organes	70
a) Le bréchet.....	72
b) Le magret.....	72
c) La couche cutanée et le gras abdominal.....	73
d) Les sacs aériens	74
e) Le foie	75
<u>II. Caractérisation diélectrique des organes du canard grâce à une sonde coaxiale de la marque Keysight</u>	78
1) La sonde coaxiale Keysight	78
2) Caractérisation des éléments du canard gavé.....	79
<u>III. Caractérisation diélectrique des organes du canard grâce à la première version du capteur « CapV0 »</u>	80
1) Différenciation des constituants du canard gavé	80
2) Caractérisation des organes du canard à différents stades du gavage.....	84
a) Signature diélectrique des constituants dans tout le spectre en fréquence	84

b) Réponse diélectrique des organes du canard dans le plan module/phase du paramètre S_{11} à une certaine fréquence	85
3) Comparaison des signatures diélectriques pour différents canards au même stade de gavage.....	88
4) Caractérisation diélectrique de la fraîcheur de la viande	89
a) Protocole expérimental.....	89
b) Résultats	89
IV. <u>Détermination du capteur radiofréquence optimal pour l'analyse du foie à l'intérieur du canard.....</u>	91
1) Mesure ex-vivo sur un empilement de couche d'éléments du canard	92
2) Dispersion latérale du champ électromagnétique du capteur CapV0_4	95
3) Mesure ex-vivo sur carcasse pour l'optimisation du capteur CapV0_4	97
a) Perturbations du champ électromagnétique à l'arrière du capteur	97
b) Perturbations dues à la pression appliquée sur le capteur	98
V. <u>Mesures sur carcasse de canard gras pour la détermination de la taille du foie</u>	100
1) Analyse de la grandeur utile et mesurable pour déterminer le poids de foie .	100
2) Protocole expérimental des mesures sur carcasse.....	101
3) Expérimentation sur carcasse de canard gavé.....	103
a) Mesure sur carcasse ouverte puis refermée	103
b) Mesures sur carcasse avec et sans papier aluminium autour du foie	104
c) Comparaison des deltas des modules du paramètre S_{11} pour 3 configurations	105
d) Mesure sur carcasse après amputation répétitive du foie	107
VII. <u>Conclusions.....</u>	109
<u>Annexe</u>	<u>112</u>
<u>Chapitre 4 : Caractérisations radiofréquences in-vivo pour la détermination du poids de foie chez le canard gras</u>	<u>113</u>
I. <u>Caractérisations radiofréquences in-vivo le long du foie (région 2)</u>	<u>114</u>
1) Protocole expérimental	115
2) Recherche d'un indicateur pour la prédiction de la longueur de foie sortant du bréchet	117
a) Choix de la fréquence d'étude.....	118
b) Module brut du paramètre S_{11}	119
c) Delta des modules du paramètre S_{11}	121
d) Delta des phases du paramètre S_{11}	125
e) Dérivée du delta des modules du paramètre S_{11}	125
f) Intégrale du delta des modules du paramètre S_{11}	127

<u>II.</u>	<u>Imagerie par scanner du canard</u>	<u>129</u>
1)	Principe du scanner	129
a)	Acquisition des données	129
b)	Production des rayons X	130
c)	Processus de reconstruction	131
2)	Protocole expérimental	131
3)	Images scanner des canards	132
a)	Echelle d'Hounsfield	132
b)	Images des canards prises au scanner	134
c)	Analyse des images scanners	136
<u>III.</u>	<u>Analyse des résultats RF</u>	<u>140</u>
	<u>Conclusion</u>	<u>142</u>
	<u>Conclusion Générale</u>	<u>145</u>
	<u>Perspectives</u>	<u>147</u>
	<u>Bibliographie</u>	<u>148</u>

Introduction générale

Depuis les années 1980, l'utilisation des ondes électromagnétiques dans le domaine de la biologie et du médical a largement fait ses preuves notamment comme outil de diagnostic. Cette méthode fait partie intégrante des techniques d'imagerie de tissus biologiques. En fonction de la fréquence des ondes électromagnétiques plusieurs paramètres peuvent être étudiés. Les basses fréquences, jusqu'à la dizaine de MHz, donnent accès aux caractéristiques électriques (impédance) des tissus biologiques alors que les ondes radiofréquences permettent d'observer les variations de conductance et de permittivité. Ces variations au sein d'un même tissu ou entre les organes permettent de les imager avec plus ou moins de contraste.

Les travaux de recherches présentés dans ce manuscrit s'inscrivent dans le cadre de l'imagerie de tissus biologiques animaux. Dans ce contexte nous avons exploité l'interaction des ondes électromagnétiques radiofréquences avec les tissus biologiques qui composent les palmipèdes afin de concevoir un dispositif radiofréquence capable de déterminer le poids de foie au cours du gavage. Dans ce cadre, la technologie envisagée se doit d'être non invasive, rapide et portable afin d'être intégrée dans un élevage et de respecter le bien-être animal. C'est pour tous ces facteurs que l'instrumentation radiofréquence est une méthode innovante et se détache des autres techniques d'imagerie.

Le système radiofréquence analysé et développé, au cours de cette thèse, doit permettre de différencier les organes au sein du canard. Pour cela, un capteur radiofréquence développé par l'équipe MH2F du Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes de Toulouse (LAAS-CNRS), basé sur la technologie des guides d'ondes coplanaires, a tout d'abord été optimisé grâce à des simulations électromagnétiques puis caractérisé et validé au cours de mesures ex-vivo et in-vivo sur animal.

Cette thèse s'inscrit dans le cadre d'un projet de plus grande envergure, rassemblant plusieurs entreprises et unités de recherche (Ovalie, INRA, ITAVI, etc.). Ce projet, nommé PRECIPALM, vise à proposer une offre de services et d'équipements aux éleveurs gavageurs des filières palmipèdes gras permettant de gaver les canards de manière optimale tout en respectant leur bien-être. Différents types de capteurs et d'outils sont développés dans le cadre de ce projet afin de fournir les paramètres physiologiques et comportementaux des canards mais aussi certains indicateurs de l'ambiance de l'atelier de gavage. Notre dispositif radiofréquence doit permettre de déterminer le poids de foie au cours du gavage afin de moduler la dose alimentaire à fournir à chaque canard. La régulation alimentaire ainsi opérée doit permettre d'éviter la mortalité de certains palmipèdes et d'obtenir des foies entre 450 et 500g de meilleur qualité.

Ce manuscrit de thèse est organisé en 4 parties :

- Le chapitre 1 présente le contexte de l'étude et dresse un état de l'art des techniques usuelles d'imagerie. Ce chapitre permet de définir les avantages et inconvénients des différentes techniques afin d'introduire l'utilisation des ondes électromagnétiques radiofréquences pour l'imagerie du foie à l'intérieur du canard. Les différents capteurs radiofréquences actuellement utilisés sont aussi décrits, dans cette partie, et révèlent la technologie et l'architecture RF adapté à nos objectifs.
- Le deuxième chapitre traite des simulations électromagnétiques réalisées sur un logiciel à éléments finis dédié, nommé HFSS, pour la modélisation et la simulation du capteur radiofréquence. Certains paramètres, comme la profondeur de pénétration, la répartition du champ et la fréquence de résonance ont été optimisés pour adapter le dispositif radiofréquence à notre étude. Suite à ces simulations plusieurs capteurs ont été fabriqués puis caractérisés grâce à des mesures en laboratoire.
- Le troisième chapitre est consacré aux mesures ex-vivo sur échantillons ou sur carcasses de canard qui permettent de caractériser les différents capteurs radiofréquences afin de sélectionner le plus optimal (vis-à-vis de la profondeur de pénétration et de la répartition du champ) pour notre étude. Une fois choisi ce capteur radiofréquence permet d'obtenir la réponse diélectrique des différents éléments qui composent le canard. Nous avons ensuite démontré la variabilité de cette réponse diélectrique pour différents individus et pour des foies à différents stades de gavage. La configuration du capteur a ensuite été optimisée pour améliorer la répétabilité des mesures sur échantillon ou sur carcasse. Des tests sur situations modèles permettent enfin de valider le concept ex-vivo.
- Enfin le dernier chapitre est consacré aux mesures in-vivo sur canards en cours de gavage et au traitement des données. Une première campagne de mesure a été réalisé avec une stratégie de mesure le long du foie. Le spectre en fréquence a ensuite été analysé de plusieurs manière mais on remarque qu'à ce stade le traitement des données RF ne permet pas de déterminer le poids de foie. En parallèle des images scanners sont réalisées sur les même individus afin de corrélér l'anatomie 3D des canards avec les réponses diélectriques.

Chapitre 1 : Motivation et état de l'art

I. Contexte et objectifs des travaux de recherche

De plus en plus, les consommateurs s'intéressent à ce qui leur est proposé dans le domaine alimentaire. C'est notamment pour cette raison que l'agriculture renouvelle toujours plus d'effort pour adapter et améliorer ses techniques de production aux attentes du consommateur. Plusieurs facteurs sont analysés comme la qualité des produits ou encore le bien-être animal lorsque cela concerne la viande. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes intéressés à la production de foie gras qui représente une activité reconnue comme patrimoine culturel et gastronomique protégé en France (depuis 2006 d'après l'article L.654-27-1 du code rural) mais aussi une part non négligeable de l'économie française. La production de foie gras n'est autorisée en élevage que dans 7 États Membres Européens (Bulgarie, Hongrie, Espagne ...).

1) Contexte économique

La production mondiale de foie gras est d'environ 27 000 tonnes et la France est le leader mondial puisqu'elle représente 72% de cette production. Même si le prix des aliments provenant du canard a tendance à augmenter ces dernières années, la production française de foie gras reste stable depuis 2007 avec 19000 tonnes de foie gras produit chaque année. Même si certaines exportations reculent (Espagne et Suisse), certains pays sont plus en demande (Japon et Belgique) et de nouveaux marchés se développent (Hong-Kong, Singapour, Vietnam...). Ces nouveaux marchés représentent une opportunité pour les producteurs français principalement concentrés dans l'Ouest de la France - Aquitaine (40%), Midi-Pyrénées (32%) et Pays de la Loire (23%).

Face à ces enjeux économiques les producteurs français se doivent de répondre aux attentes des consommateurs, tout d'abord en ce qui concerne la qualité du foie gras. La filière grasse utilisée dans la production de foie gras est principalement constituée de canard mulard. C'est un croisement entre un canard de Barbarie mâle et une cane de type Pékin. Ces canards ont un poids plus élevé, une chair d'excellente qualité et un foie plus gros. Lors de la période de gavage de 10-12 jours les canards sont engraisés deux fois par jour. Tous les canards d'un même lot sont gavés de la même manière, c'est-à-dire au même moment et avec la même quantité alimentaire. Les statistiques de production démontrent une grande variabilité de la qualité et des poids des foies allant de moins de 300g à plus de 700g. Or, les foies de plus grande qualité et les plus appréciés par les consommateurs sont des foies ayant un poids entre 450 et 500g. La nourriture étant distribuée de manière uniforme à tous les canards, il n'est pas possible actuellement de maîtriser le poids de foie de chaque canard.

2) Bien-être animal

La production de foie gras est de plus en plus controversée dans l'opinion publique, notamment à cause du gavage qui est considéré par certaines personnes comme incompatible avec le bien-être animal. Il faut donc aussi répondre à cette problématique. Pour cela des directives européennes ont été mises en place pour la protection des animaux en élevage. Par exemple, les canards mulards sont élevés pendant 80 jours en

plein air avant la phase de gavage. Cette étape d'engraissement est passée de 24 à 12 jours maximum. Pour éviter des souffrances inutiles aux animaux, des moyens de recherche sont mobilisés pour améliorer le logement, le matériel et la formation des utilisateurs. Cependant le surgavage n'a toujours pas trouvé de solution et reste la source principale de mortalité des canards.

Les éleveurs ont un intérêt majeur à maîtriser les poids de foie au cours du gavage pour satisfaire les cahiers des charges de leurs clients. Pour le moment, il n'existe aucun outil ni sur le marché ni dans l'état de l'art pour suivre l'évolution du poids de foie durant le gavage. C'est sur cette problématique que se situent ces travaux de recherche. **Le but est de fournir un système radiofréquence permettant de suivre l'évolution du poids de foie au cours du gavage pour ensuite pouvoir moduler la dose alimentaire à administrer à chaque canard.** La mesure faite avec notre dispositif radiofréquence devra se faire avant le gavage de chaque canard en élevage afin de réaliser un suivi du poids de foie au cours de la période d'engraissement. Elle devra être peu coûteuse en temps et moyen et devra respecter le bien-être animal. Les ondes radiofréquences semblent être un avantage pour cette étude car elles permettent une étude non invasive et rapide de l'anatomie du canard. C'est ce qu'un panorama des différentes techniques d'imagerie démontre dans la partie suivante.

II. Les techniques d'imagerie

Avec ces travaux de recherches nous cherchons à suivre l'évolution du poids d'un organe chez un être vivant. Dans notre cas, nous nous intéressons au foie du canard au cours de gavage. La composition de cet organe au cours de cette période évolue énormément, c'est notamment les teneurs en eau et lipides qui varient le plus. En connaissant la composition de cet organe à chaque étape du gavage et en suivant l'évolution de son volume, il semble possible de déterminer le poids de foie du canard. Il faut donc réussir à dissocier cet élément de son environnement. C'est ce que font les différentes techniques d'imagerie [1]. Ces méthodes sont le plus souvent utilisées dans le domaine du médical. Elles permettent de visualiser un organe ou encore des tissus par rapport à ce qui les entourent. Pour chacune de ces techniques une excitation est envoyée et un signal est reçu. L'excitation peut être sous forme d'onde sonore, de rayon X, de champs magnétiques... C'est alors la réponse à de telles excitations qui permet de différencier les organes les uns des autres dus à leur composition. Dans la suite de cette partie sont présentées certaines techniques d'analyse de tissus biologiques.

1) Méthodes mécaniques :

Dans cette catégorie de méthode, on trouve les techniques utilisant les ondes sonores. L'analyse des propriétés acoustiques de l'onde dans un milieu de propagation permet de caractériser ce dernier [2]. Les paramètres acoustiques prennent en compte la vitesse de propagation des ondes et les paramètres spectraux tels que l'atténuation et le coefficient de rétrodiffusion dans le milieu. La propagation des ondes ultrasonores dans

un milieu dépend non seulement de la composition (par exemple, la teneur en eau et en lipides) mais aussi de la structure (par exemple, l'orientation des fibres musculaires pour les muscles). La méthode à ultrason la plus largement utilisée est l'échographie. Le principe de cette méthode est illustré sur la Figure 1[2].

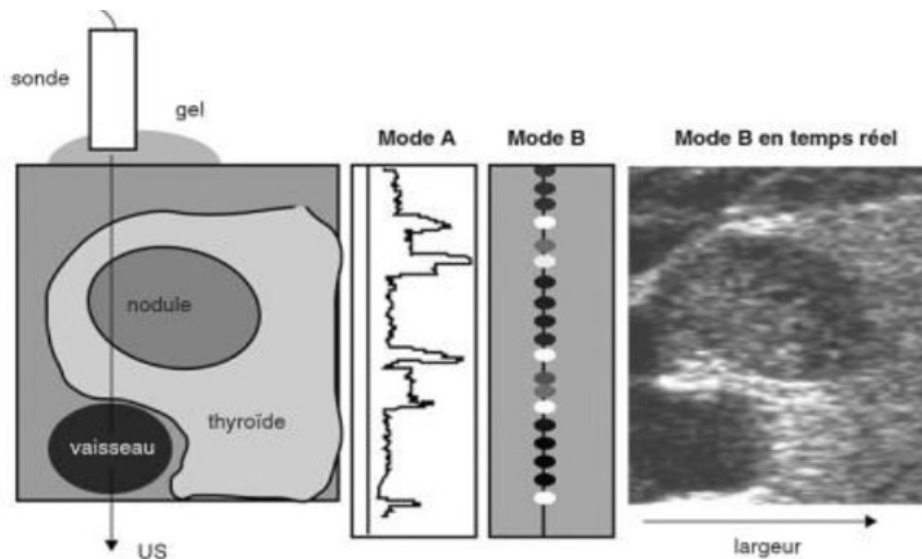


Figure 1: Principe de l'échographie

Avec cette technique, une sonde piézo-électrique permet la transmission mais aussi la réception d'ondes sonores. Les ultrasons ainsi créés par la sonde vont se propager dans l'organisme rencontrant des milieux différents. Un milieu est caractérisé par sa célérité et son impédance acoustique. Au niveau de l'interface entre les deux milieux une partie des ultrasons est réfléchi tandis que l'autre est transmise. C'est l'analyse du signal réfléchi qui permet de caractériser les structures étudiées. En effet les variations de pression acoustique reçues par la sonde entraînent une dilatation et une compression de l'élément piézo-électrique. Une différence de potentiel piézo-électrique est créé puis mesurée. Cette différence de potentiel peut être interpréter de 2 manières qui correspondent aux modes A et B (figure 1). Le mode A est le mode de représentation de l'image le plus primitif. Cette méthode consiste à recueillir l'amplitude du signal réfléchi et de l'exprimer en fonction de la profondeur de pénétration. Le mode B est le mode de représentation le plus commun. Il consiste à traduire l'amplitude du signal en point sur une échelle de gris et de blanc.

Cette technique d'imagerie a été étudiée par l'INRA [3] pour suivre l'évolution du poids de foie lors du gavage chez le canard. Cependant, cette technique a montré une très faible corrélation entre les poids issus de l'imagerie et ceux mesurés. C'est une méthode, qui a pour avantage d'être non-invasive mais qui ne peut pas être appliquée en industrie de production de foie gras car les canards doivent être rasés avant chaque mesure. En effet la couche de plume est constituée en grande partie d'air, ce qui augmente le coefficient de réflexion à l'interface (sonde/peau) empêchant ainsi les ultrasons de se propager dans l'animal.

Pour plus de précisions ou pour déterminer certains paramètres des tissus, l'échographie peut être complétée par différentes techniques de traitement comme l'analyse du spectre ultrasonique [4] et élastographie ultrasonore ou «élastographie transitoire». La première méthode utilise des procédures analysant le contenu fréquentiel des signaux d'écho renvoyés par les milieux étudiés. Grâce à cela plusieurs paramètres spectraux indépendants ont été utilisés pour établir des bases de données pour divers organes. Des études ont montré la possibilité de différencier et classer (en fonction de la qualité ou de l'âge) les viandes bovines avec cette méthode [5]. La deuxième technique consiste à étudier les mouvements induits par l'onde sonore à basse fréquence pour en déduire les propriétés viscoélastiques du milieu. Elle est appliquée dans l'évaluation de la fibrose dans la maladie chronique du foie.

Toutes ces méthodes ont pour avantage d'être non invasive mais l'interface entre la sonde utilisée et le milieu d'étude reste la difficulté majeure. Notamment pour le cas des palmipèdes, une étude anatomique nécessite de raser l'animal ce qui n'est pas envisageable au niveau industriel.

Des méthodes optiques ont aussi été développées pour différencier certains tissus de leur environnement.

2) Méthodes optiques :

Il existe de nombreuses méthodes optiques permettant de différencier certains tissus par rapport à d'autres. Elles sont notamment largement utilisées dans le domaine de l'agroalimentaire pour l'étude des aliments et plus précisément des viandes.

On trouve parmi ces techniques, l'optique microscopique qui offre de manière simple des images de tissus biologiques. Cependant cette méthode est le plus souvent invasive car elle ne se fait que sur des échantillons de faible épaisseur. Si l'étude concerne les animaux, les échantillons sont donc prélevés. Les échantillons peuvent être plus ou moins épais pour observer la surface ou alors le tissu lui-même. C'est le cas de l'histologie qui correspond à l'étude des tissus biologiques [6]. Pour cela, les échantillons sont de très faible épaisseur. Le contraste de l'image est parfois amélioré grâce à des colorants et une étude en fluorescence.

Une autre technique utilisée en biologie est la microscopie à balayage laser confocal. C'est une technique de fluorescence permettant d'obtenir des images optiques à haute résolution longitudinale. C'est une évolution de la microscopie à fluorescence plus traditionnelle, sa principale caractéristique étant la capacité de produire des images au point par point de spécimens assez épais, permettant des reconstructions 3D de tissus complexes. La Figure 2 montre l'image d'un rein de souris obtenue par imagerie confocale. Cette technique étant de fluorescence les échantillons ont besoin d'être traités avec les bons colorants. Cette technique a permis l'observation de fibre nerveuse et musculaire dans des échantillons de viande de porc cru et cuit [7]. Les échantillons analysés avec cette méthode restent tout de même assez petits et ne sont pas de taille animale.

Enfin, comme dernière méthode très utilisée en imagerie, on trouve la microscopie électronique qui a une meilleure résolution que la microscopie optique. Elle est pratiquée dans de nombreux domaines dont celui de l'agroalimentaire que ce soit par balayage ou en transmission. Des études ont montré le changement de la structure des muscles bovins avec la température [8]. L'inconvénient de ces techniques reste la préparation des échantillons qui doivent être déshydratés et placés sous vide. Ces techniques sont donc invasives pour les espèces vivantes et ne peuvent pas se faire in-vivo.

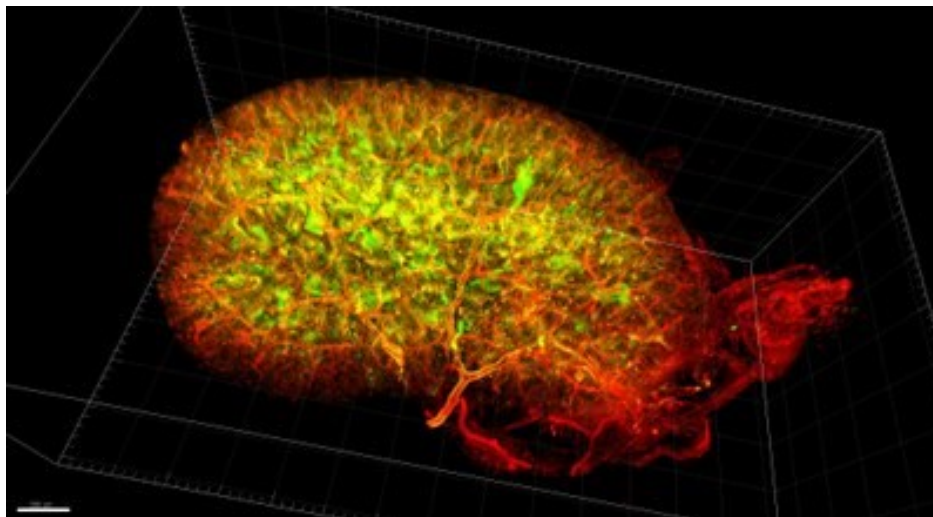


Figure 2: Reins de souris entier par imagerie confocale (Marco Pontoglio, Institut Cochin)

Les techniques de différenciation optique sont très efficaces sur des échantillons de taille réduite mais sont des méthodes le plus souvent très encombrantes, coûteuses et invasives.

Dans la partie qui suit nous détaillons la méthode à rayons X qui est une technique très populaire dans le domaine médical.

3) Méthodes à rayons X :

L'imagerie radiographique est une technique qui repose sur le fait que les différents milieux atténuent plus ou moins les rayons X selon leur composition [9]. L'atténuation des photons se fait en fonction de l'épaisseur de la structure et du coefficient d'atténuation du matériau traversé. Par exemple, le tissu osseux possède un coefficient d'atténuation très élevé, car il est composé d'éléments possédant de grand numéro atomique comme le calcium ($Z=20$). Les os sont opaques aux photons contrairement aux tissus mous (muscle, foie, graisse...) qui sont essentiellement constitués d'eau. Grâce au contraste important entre les os et les autres tissus, la radiographie constitue un excellent outil d'imagerie osseuse. De multiples outils technologiques utilisant des rayons X à différents niveaux d'énergie ont été développés, permettant de discriminer la viande grasse, osseuse et maigre en fonction de l'atténuation énergétique mesurée[10].

La DXA (Absorptiométrie biphotonique à rayons X) est une technique utilisant les rayons X reconnue pour permettre la mesure de densité minérale osseuse. Mais elle

peut aussi être utilisée pour identifier la composition de carcasse animale. Des études ont été faites à ce sujet et montrent une très bonne corrélation entre taux de graisse prédite par la technologie et taux de graisse mesuré après autopsie [10]–[12]. Cependant comme le rapporte J. Mercier dans ces travaux, cette méthode d'analyse des tissus est trop lente pour une utilisation commerciale.

Les méthodes utilisant les rayons X ont pour principal inconvénient d'utiliser des rayons ionisants. Elle est donc nocive pour les êtres vivants. Une méthode de différenciation de tissus biologiques moins invasive est la spectroscopie RMN (résonance magnétique nucléaire).

4) Spectroscopie RMN :

Cette méthode s'intéresse aux propriétés magnétiques de certains noyaux atomiques, plus précisément aux noyaux ayant un moment magnétique, c'est-à-dire ceux qui possèdent un nombre impair de protons ou de neutrons [13]. Ces noyaux sont notamment présents dans les atomes d'hydrogène. On trouve ces atomes en plus ou moins grande quantité dans tous les tissus biologiques puisqu'on les trouve dans l'eau, les graisses...

La RMN étudie les moments magnétiques en les alignant avec un champ magnétique constant appliqué et en perturbant cet alignement en utilisant un rayonnement radiofréquence. Cette perturbation induit un phénomène de résonance qui est exploité en spectroscopie RMN et en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).

L'imagerie RMN (IRM) est utilisée dans l'agroalimentaire pour l'étude des viandes par exemple. Elle permet de générer une image morphologique d'un échantillon en distinguant la viande osseuse, grasse et maigre. Les différents éléments de l'échantillon peuvent être différenciés grâce à leur teneur en eau. Cette caractéristique est quantifiable grâce à la mesure de paramètres RMN particuliers (densité de protons, temps de relaxation, coefficient de diffusion, etc). En utilisant cette méthode, certaines études ont montré la possibilité de quantifier la teneur en matière grasse dans certaines viandes [14], [15].

Cependant les systèmes RMN sont très encombrants et onéreux, il est donc difficile d'envisager de les installer sur des lignes de production.

Toutes les méthodes précédemment citées ont une place importante dans le domaine de l'agroalimentaire et de l'imagerie. Elles ont fait leurs preuves et permettent de mener des études poussées sur la viande notamment. Cependant, on dénote de nombreux inconvénients comme leur côté invasif, leur encombrement, leur coût et leur manque de rapidité. Tous ces points nous ont poussé à chercher une autre méthode d'analyse, qui permettrait de faire des mesures rapides et non invasives sur des canards vivants. C'est pour toutes ces raisons que nous nous sommes tournés vers les méthodes diélectriques, présentées dans la suite.

III. Spectroscopie diélectrique

1) Principe de la spectroscopie diélectrique

La spectroscopie diélectrique est l'étude de la réponse d'un matériau à un champ électromagnétique oscillant à des fréquences variant entre 10^{-6} et 10^{12} Hz.

L'étude des propriétés diélectriques de matériaux biologiques existe depuis de nombreuses années. Elle s'est notamment développée à la suite de la naissance des appareils permettant la mesure précise de résistances et de capacités électriques [16], en 1850. C'est grâce aux progrès technologiques des appareils électroniques, qu'en 1900 la mesure des réponses des matériaux biologiques à l'excitation d'un courant alternatif sinusoïdale est possible. Cette mesure a montré une dépendance complexe des propriétés diélectriques des tissus biologiques avec la fréquence. C'est aussi à cette époque que Nikola Tesla montrera que les tissus biologiques ont une faible résistivité à quelques dizaines de Hz et qu'ils se comportent donc comme des condensateurs [17]. A ce moment-là, les tissus biologiques sont considérés comme des conducteurs d'électricité, leur résistivité variant avec la fréquence. De plus, il semblerait que les membranes cellulaires jouent un grand rôle dans les propriétés diélectriques des tissus.

Au début de ces découvertes, les études étaient principalement menées sur le sang pour déterminer sa conductivité puis de nouveaux matériaux biologiques ont été analysés [14]. C'est alors entraîné une augmentation de la diversité des tissus biologiques d'études et une augmentation du spectre fréquentiel d'analyse. Par exemple, la spectroscopie diélectrique serait un moyen de diagnostic des tumeurs malignes aux radiofréquences [19]–[22].

C'est surtout dans les années 1940 que les micro-ondes sont plus largement utilisées pour déterminer les propriétés diélectriques des systèmes biologiques [23]–[25]. Des mesures faites à l'aide de sondes coaxiales ont montré que la permittivité et la conductivité ne sont pas les mêmes selon les tissus biologiques, ce qui permet donc de faire une différenciation des tissus en fonction des propriétés diélectriques.

La suite de cette partie, présente les principes fondamentaux de la spectroscopie diélectrique. Parmi ces principes fondamentaux nous trouvons la polarisation.

2) La polarisation

Lorsqu'un matériau est soumis à un champ électrique ou électromagnétique certains phénomènes se produisent, parmi eux, la polarisation. On peut différencier deux types de matériaux, ceux qui ont des charges libres, les conducteurs, et ceux ayant des charges liées, les isolants. Le déplacement des charges dû au champ électrique est appelé courant de conduction dans le cas des conducteurs. Comme il n'y a pas de charges libres dans un isolant c'est un autre phénomène qui opère. Les charges positives et négatives dans de tels matériaux sont fortement liées à leur atome empêchant ainsi leurs déplacements. Cependant, un faible déplacement autour de leur position d'équilibre peut avoir lieu sous l'effet d'un champ. Les charges positives vont dans le sens du champ alors

que les négatives dans le sens inverse. Ce déplacement de l'état d'équilibre fait apparaître un dipôle, ce dipôle est induit puisqu'il n'existait pas avant l'application du champ électromagnétique. Le moment dipolaire de ce dipôle a pour amplitude le produit de sa charge par la distance séparant ses pôles positifs et négatifs (Figure 3). Sous l'effet d'un champ électrique variable, il y a induction d'une rotation des dipôles, qui s'alignent parallèlement à celui-ci. C'est ce qu'on appelle la polarisation.

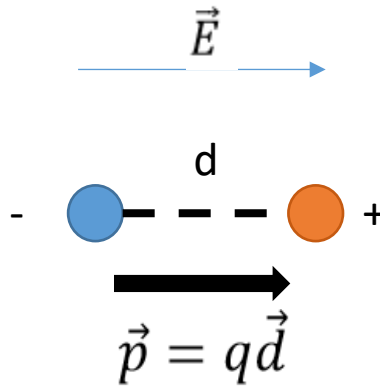


Figure 3: Moment dipolaire induit par un champ électrique

La matière possède plusieurs niveaux d'architecture (noyau, atome, molécule), il existe alors plusieurs sortes de polarisation. La polarisation totale du matériau représente la somme des polarisations de chacune de ces entités. Il existe donc 3 types de polarisation : la polarisation électronique, atomique et dipolaire ou orientationnelle.

La première correspond à la modification de la répartition des charges (noyau et nuage électronique) au sein de l'atome. Cette polarisation est toujours présente quelque soit l'état du matériau (solide, gazeux ou liquide). La polarisation atomique, elle, correspond au déplacement des atomes au sein d'une molécule par rapport à leur position d'équilibre. Enfin, la polarisation dipolaire concerne les atomes et les molécules possédant un moment dipolaire permanent. C'est le cas, notamment, de la molécule polaire de l'eau (H₂O). La somme géométrique de ses deux moments dipolaires n'est pas nulle ce qui fait d'elle un dipôle permanent (de moment dipolaire \vec{p} comme le montre la Figure 4).

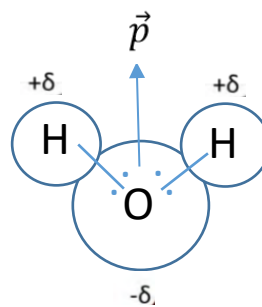


Figure 4: Moment dipolaire d'une molécule d'eau

Les tissus biologiques sont constitués de beaucoup d'eau. La polarisation de cette molécule est donc un évènement important de l'analyse diélectrique de ces tissus. En absence de champ les dipôles sont orientés de manière aléatoire. Toutefois lors de l'application d'un champ électrique toutes les entités du matériau étudié s'orientent dans le sens du champ, créant ainsi un réservoir d'énergie. Le vecteur polarisation ainsi créé est la somme des moments dipolaires locaux par unité de volume. Pour un matériau diélectrique isotrope et linéaire, la polarisation en chaque point du matériau est proportionnelle au champ électrique :

$$\vec{P} = \chi_e \varepsilon_0 \vec{E}$$

χ_e représente la susceptibilité du matériau et ε_0 la permittivité diélectrique du vide avec une valeur constante : $\varepsilon_0 \approx 8,854.10^{-12}$ F/m.

Le champ électrique \vec{E} est l'excitation qui induit un déplacement \vec{D} électrique qui, lui, est proportionnel et fonction de la nature du matériau. Le coefficient de proportionnalité entre \vec{D} et \vec{E} s'appelle la permittivité du matériau :

$$\vec{D} = \varepsilon_0 \vec{E} + \vec{P} = (1 + \chi_e) \varepsilon_0 \vec{E}$$

La permittivité relative ε_r correspond à la permittivité du matériau relativement à celle du vide. Elle a l'expression suivante :

$$\varepsilon_r = 1 + \chi_e$$

La permittivité diélectrique relative représente la capacité à polariser un matériau par accumulation de charge. La spectroscopie diélectrique donne la valeur de la permittivité en fonction de la fréquence du champ électrique d'excitation. Chaque matériau possède une nature et une composition qui lui est propre, sa permittivité et sa variation de permittivité en fonction de la fréquence lui sont alors aussi propres.

3) Relaxation diélectrique

Nous avons vu qu'il y avait 3 types de polarisations qui participent à la polarisation totale d'un matériau. Pour participer à la polarisation totale, les entités doivent être capables de suivre la variation du champ électrique d'excitation. La polarisation n'est pas instantanée, elle présente tout d'abord un régime transitoire durant lequel les entités entrent en rotation pour s'aligner avec le champ électrique. Une fois cette phase passée, la polarisation se trouve dans un régime permanent, les entités sont dans un état d'équilibre défini par les forces intermoléculaires et thermiques.

Plusieurs mécanismes peuvent s'opposer à la rotation des entités, comme par exemple les forces de rappel du nuage électronique par son noyau, les forces de frottement entre les molécules ou encore l'agitation thermique à température ambiante. Tous ces phénomènes induisent des conséquences à hautes fréquences. Il peut se produire une dissipation d'énergie sous forme de chaleur dans le matériau. Un milieu diélectrique absorbe donc de l'énergie par ce mécanisme de polarisation diélectrique. Les entités sont

plus facilement capables de suivre les variations de champ électrique externe à basse fréquence. Pour tenir compte de ces effets, une partie imaginaire ε'' est introduite à la permittivité du matériau. Elle reflète les pertes diélectriques. La permittivité complexe s'exprime comme suit :

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon'_r(\omega) - i\varepsilon''_r(\omega) \quad \text{avec } \omega \text{ la pulsation en rad/s}$$

A partir de certaines fréquences certaines entités ne sont plus capables de suivre le champ électrique d'excitation. A ce moment-là le matériau perd une ou plusieurs polarisations. La polarisation totale baisse tout comme la permittivité du matériau. La permittivité réelle représentant une réduction de la capacité du matériau à se polariser diminue. Et la partie imaginaire, qui reflète les pertes diélectriques, subit des augmentations aux fréquences critiques.

Ces variations de permittivité réelle et imaginaire en fonction de la fréquence sont représentées sur la Figure 5 [26].

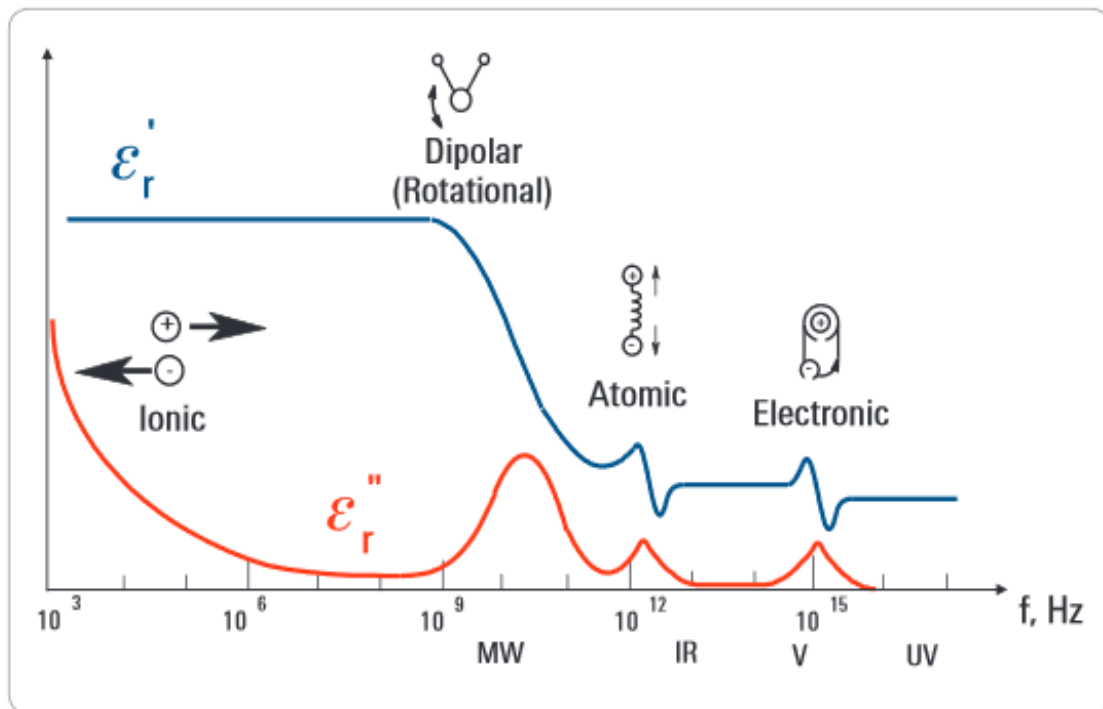


Figure 5: Evolution de la permittivité en fonction de la fréquence et mise en évidence des différents mécanismes de relaxation des matériaux diélectriques [19]

La signature diélectrique de l'eau en fonction de la fréquence est bien connue. Elle découle de la résonance dipolaire. Les tissus biologiques sont constitués en grande partie d'eau, on peut donc s'attendre à avoir le même genre de réponse de la permittivité face à un champ électrique externe. Grâce à la Figure 5 on remarque qu'en balayant le domaine fréquentiel des gigaHertz, les polarisations électroniques et atomiques sont conservées et que c'est la polarisation dipolaire qui impose sa signature.

Des travaux du Pr Schwan et Foster ont montré qu'il existait des phénomènes de relaxation supplémentaire dans les tissus biologiques dus à leur complexité et leur

inhomogénéité [23], [27], [28]. C'est notamment le Pr. Schwan qui montre pour la première fois que les propriétés diélectriques des tissus biologiques dépendent de la fréquence. Elles sont dispersives. En observant l'évolution de la partie réelle de la permittivité et de la conduction, il dénombre 3 phénomènes de relaxation : les dispersions α , β , et γ . Ces dispersions se produisent à différents niveaux de fréquence comme le montre la Figure 6 [27].

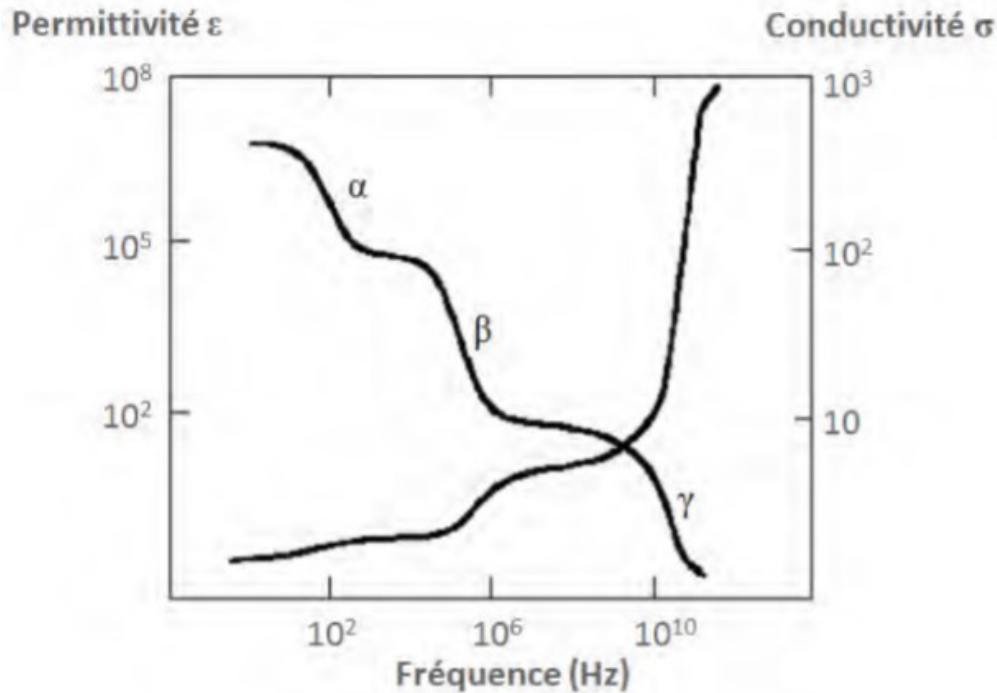


Figure 6: Permittivité et conductivité d'un tissu biologique en fonction de la fréquence

Les différents phénomènes de dispersions sont décrits par le Pr Schwan [27] :

- La dispersion α , a lieu pour les fréquences basses c'est-à-dire entre quelques Hertz et quelques kiloHertz. Cette dispersion est liée à des processus de diffusion ionique à la surface des cellules. L'apparition d'un courant électrique de surface entraîne une diminution de la permittivité alors que la conductivité reste quasi constante.
- La dispersion β , intervient dans la gamme de fréquences allant de 500 kHz à 20 MHz. A ces fréquences, la membrane cellulaire se polarise, elle devient moins isolante et laisse passer le courant dans le milieu intracellulaire [22]. Il en résulte donc une augmentation de la conductivité du milieu.
- La dispersion γ apparaît dans la gamme de fréquences micro-ondes, 100 MHz-100 GHz. Elle est provoquée par la haute teneur en eau des cellules. A ces fréquences intervient la relaxation dipolaire de l'eau. La membrane devient électriquement transparente et donne accès au milieu intracellulaire. La permittivité chute alors que la conductivité augmente.

Lors de nos études nous nous sommes intéressés aux micro-ondes, c'est donc la dispersion γ qui rentre en jeu. Dans cette bande de fréquences, c'est donc la relaxation

dipolaire qui est visualisée, c'est-à-dire le comportement des molécules dipolaires dont l'eau. Dans la partie qui suit nous allons tout de même énumérer les deux grandes utilisations des méthodes diélectriques d'analyse des tissus qui sont les mesures d'impédance et la caractérisation micro-ondes.

4) Utilisation de la spectroscopie diélectrique pour l'analyse de tissus biologiques :

a) La spectroscopie d'impédance

A basse fréquence c'est l'impédance des tissus qui est étudiée, c'est-à-dire leur capacité à laisser passer le courant. Le terme spectroscopie d'impédance est parfois utilisé pour ce principe de mesure jusqu'à la dizaine de MHz. L'impédance des tissus biologiques présente deux composantes. Une composante résistive et une composante capacitive qui sont directement liées à la membrane cellulaire à basse fréquence. En effet à ces fréquences la membrane agit comme un isolant se comportant comme un condensateur. L'impédance des tissus est anisotrope c'est-à-dire qu'elle varie selon la direction considérée et donc selon le format de la sonde choisie. Par exemple, dans le cas des viandes sa variation dépend du fait que le courant soit parallèle ou perpendiculaire aux fibres musculaires [28], [29].

La spectroscopie d'impédance est utilisée dans de nombreuses études. Elle permet de caractériser les tissus biologiques et de déterminer les paramètres les définissant d'un point de vue électrique. La corrélation entre les paramètres électriques et les paramètres physiologiques peut expliquer l'origine des variations de l'impédance observées lors du développement d'une pathologie par exemple.

Elle est notamment utilisée dans le domaine de l'imagerie médicale grâce à la tomographie d'impédance électrique (TIE) [30]. Cette méthode permet de représenter le déplacement de fluide plus ou moins conducteur comme l'air ou le sang. Ses principales applications sont le suivi de la ventilation pulmonaire, l'activité cardiaque et l'activité cérébrale ainsi que le dépistage du cancer du sein et de la peau [31]–[34]. Cette technique est non invasive et a pour but d'être utilisée en routine clinique auprès de patient atteint de troubles respiratoires. Mais elle a comme principal inconvénient le manque de résolution.

La spectroscopie d'impédance est aussi utilisée pour l'analyse de la qualité de la viande. Elle permet de déterminer certains paramètres de celle-ci, comme indiqués ci-après. De nombreuses études ont utilisé cette méthode pour mesurer les variations de pH et le pH propre d'une viande qui est l'un des premiers facteurs de qualité. Ces mesures ont été faites sur la viande de porc et de bœuf [35], [36]. Une fois la viande extraite de l'animal, il y a des changements de propriété de la membrane et des fluides extracellulaires qui engendrent une variation du pH et une variation des propriétés électriques. Ces deux facteurs peuvent être corrélés. Le contenu en graisse, la tendresse et l'âge sont aussi des facteurs de qualité de la viande qui ont été étudiés à l'aide de la spectroscopie d'impédance. Le gras est un isolant qui ne subit pas de modification membranaire et extracellulaire après abattage. Une mesure de conductivité sur carcasse après abattage peut alors donner une teneur en matières grasses d'une grande précision

lorsqu'elle est comparée à des données anatomiques ($R^2 = 0.95$) [35]. Concernant la tendresse de la viande, il n'a pas été montré de lien entre les mesures électriques et les mesures de résistance mécanique. Il n'est pas possible de déterminer ce facteur de qualité avec la spectroscopie d'impédance. Enfin pour l'âge de la viande, des capteurs mesurant l'anisotropie de l'impédance électrique ont été brevetés et permettent une bonne prédiction de l'âge de la viande [25], [26].

Une autre méthode de mesure diélectrique est la caractérisation micro-ondes. Elle n'intervient pas dans la même gamme de fréquences que la spectroscopie d'impédance.

b) Caractérisation radiofréquence (dans la gamme des micro-ondes)

La spectroscopie diélectrique micro-ondes ou radiofréquence consiste à exploiter des ondes électromagnétiques de fréquence comprises entre 1 et 100 GHz. La gamme des micro-ondes est un domaine des radiofréquences compris entre 300 MHz et 30 GHz. La Figure 7 [39] rappelle les différents domaines du spectre électromagnétique.

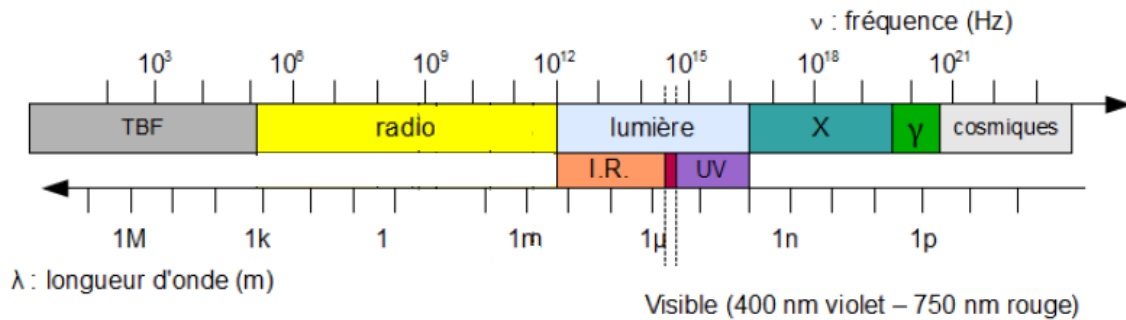


Figure 7: Spectre électromagnétique

Les hautes fréquences donnent accès à des paramètres que les plus basses fréquences ne permettent pas d'atteindre. Les investigations fondamentales faites sur la détection radiofréquence des organes et des tissus biologiques ont été fortement initiées par le Pr. Herman et Schwan dans les années 80-90, puis complétées par la contribution de C. Gabriel et S. Gabriel [25] qui a démontré des signatures différentes pour une variété d'échantillons biologiques. La conductivité et la permittivité de quelques tissus biologiques sont présentées à la Figure 8. C'est aussi à cette époque, que Larsen et Jacobi valident le pouvoir pénétrant des micro-ondes dans des objets biologiques en obtenant des images de la structure interne de reins canins à partir des coefficients de transmission entre deux antennes [40].

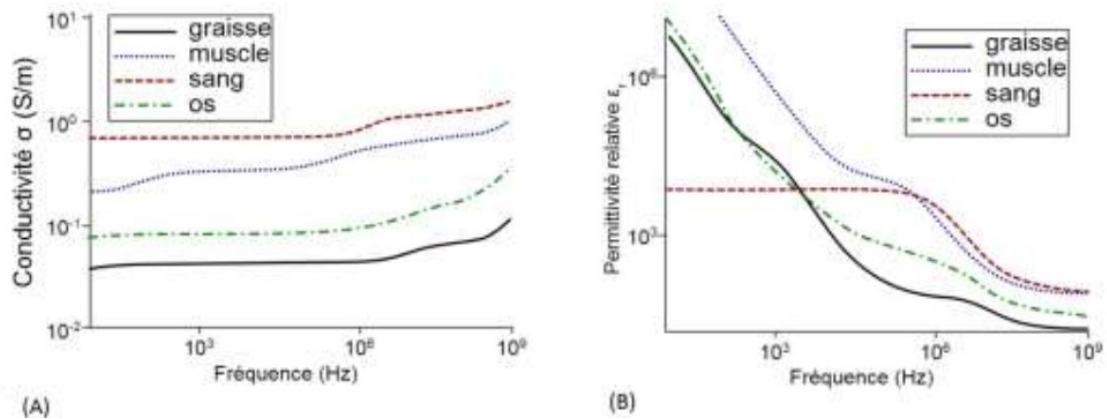


Figure 8: Conductivité (A) et permittivité (B) de quelques tissus biologiques (reproduit de [18])

De cette étude, qui différencie certains tissus biologiques, sont nées des recherches sur la détection non invasive de régions tumorales à l'intérieur du corps humain [20], [41]–[43]. U. Khan *et al.* démontre un fort contraste entre tissus tumoraux et tissus non tumoraux mammaires grâce à une analyse micro-onde [44]. Il démontre aussi que les signatures radiofréquences de la peau, des muscles et des tissus adipeux sont très différentes.

Dans les années 2000, de nombreux travaux sont fait sur l'imagerie micro-onde pour la détection de tissus tumoraux chez l'être humain [42]. Trois types de méthodes sont dénombrées, les méthodes passives, actives et hybrides. L'imagerie passive consiste à étudier le signal émis par un tissu sans excitation. La radiométrie micro-onde mise au point par Robert Dicke en 1946 est une méthode passive qui permet, par exemple, de déterminer la température des tissus tumoraux qui sont plus chaud que les tissus normaux. Ce genre de méthode peut être ajoutée à la mammographie dans le cas de la détection du cancer du sein [45]–[47]. Nous trouvons ensuite les méthodes hybrides, encore appelées duales, les tissus biologiques sont échauffés par des micro-ondes et les ondes de pressions générées par les tissus sont captées par des transducteurs ultrasonores. Les tissus tumoraux s'échauffent plus que les tissus sain sous l'action des micro-ondes car la conductivité γ est plus élevée [48], [49]. Enfin, la méthode active consiste à exciter les tissus biologiques avec des micro-ondes et de récupérer les ondes réfléchis et transmise après interaction avec le milieu d'étude. Dans cette catégorie, nous trouvons la tomographie micro-ondes et l'imagerie micro-ondes confocale. Ces techniques permettent d'obtenir l'image d'organe dans son environnement. Cette image correspond à la cartographie des paramètres électromagnétiques de l'organe (permittivité diélectrique et conductivité). La tomographie micro-ondes est une technique déjà utilisée en routine clinique pour la détection du cancer du sein [50]. Pour ce faire un ensemble de 16 antennes agissant dans la gamme de fréquence comprise entre 300 MHz et 1 GHz sont utilisées pour récupérer les ondes diffractées. La procédure de reconstruction de l'image utilise un modèle mathématique complexe [51] [52].

L'imagerie micro-onde confocale se différencie de la tomographie par le fait qu'elle s'intéresse plus particulièrement aux ondes rétrodiffusées pour créer des images des régions de diffusion significative. Les masses tumorales diffusent plus les micro-

ondes que les tissus hétérogènes mammaires. Cette technique est donc elle aussi utilisée pour la détection du cancer du sein [53]. Contrairement à d'autres techniques d'imagerie la forte densité mammaire n'est pas un inconvénient pour les micro-ondes. Le processus de reconstruction de l'image peut utiliser des algorithmes simples et rapides couramment utilisés dans le domaine du radar.

Dans les deux types d'imagerie par micro-ondes la résolution dépend de la fréquence (gamme et largeur de bande). Les basses fréquences stabilisent les algorithmes et réduit les effets de problème de non-linéarité, tandis que les hautes fréquences augmentent la résolution de l'image. Cependant les hautes fréquences limitent la profondeur de pénétration des ondes. Les techniques utilisant les micro-ondes fonctionnent dans la gamme entre 500 MHz et 8 GHz car elle représente un compromis entre résolution spatiale (basses fréquences) et pénétration (hautes fréquences).

L'imagerie micro-ondes est une technique non-invasive, avec une bonne résolution et moins onéreuses que d'autres méthodes d'imagerie. Le Tableau 1 suivant synthétise les différentes méthodes d'imagerie avec leur principaux avantages et inconvénients notamment pour l'application qui nous intéresse dans le cadre de cette thèse.

Tableau 1: Avantages et inconvénients des méthodes d'imagerie

Méthode d'imagerie	Avantages	Inconvénients
ultrason	3D, non –invasive Résolution < 1mm	Interface sonde/matériaux sensible
Optique microscopique	simple	2D, échantillon fin, invasive
Imagerie confocale	3D	Fluorescence, petits organes, invasive
Rayon X	3D, Imagerie osseuse Résolution ~ 0,1 mm	Lent, nocive
RMN	3D, bonne résolution (de l'ordre du mm)	Cher, encombrant
Imagerie micro-ondes	Non-invasive, rapide, peu cher, bonne résolution	Reconstruction de l'image

La spectroscopie diélectrique radiofréquence semble être une technique de choix pour notre étude. Elle a de nombreux avantages par rapport aux autres techniques d'imagerie ou de différenciation des tissus biologiques :

- C'est une technique sans contact entre le capteur et l'échantillon biologique à étudier, contrairement à la spectroscopie d'impédance ou les méthodes

mécaniques d'analyse. Cette caractéristique supprime toute éventuelle contamination ou perturbation du tissu biologique d'étude.

- C'est une méthode qui peut se faire sur tous types d'états, liquide, gazeux et solide.
- Elle ne nécessite pas de marquage, avec l'addition de substance chimique ou de particules. Il n'y a donc pas de modification du matériau et de temps de préparation des échantillons supplémentaires au temps de mesure.
- Les radiofréquences pénètrent dans tous les matériaux sauf les métaux. De plus, elles présentent une certaine capacité de pénétration dans les tissus biologiques (une dizaine de centimètres) contrairement aux techniques optiques qui pénètrent à des distances équivalentes mais avec une moins bonne résolution.
- Le rayonnement radiofréquence est non-invasif contrairement aux rayons X. Les capteurs qui utilisent ce genre d'ondes ne libèrent pas assez d'énergies pour altérer la structure moléculaire des tissus étudiés.
- Dû à la haute sensibilité de la technique radiofréquence, les tissus biologiques ayant une teneur en eau et une composition différentes, présentent des signatures diélectriques différentes. C'est une bonne méthode pour différencier les organes les uns des autres. De plus cette technique peut permettre de distinguer des variabilités de propriétés diélectriques au sein même d'un organe.

La partie suivante présente les différents types de capteurs utilisés pour la spectroscopie radiofréquence.

IV. Capteurs pour la spectroscopie diélectrique

La réponse diélectrique des tissus biologiques dépend de leur teneur en eau, leur densité structurale, leur température et de leur composition chimique. Ces propriétés sont sensibles aux champs électromagnétiques dans le domaine des radiofréquences. Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour mesurer les signatures diélectriques de tissus biologiques. Les plus répandues sont les sondes coaxiales ouvertes, les antennes et les guides d'ondes rectangulaire ou coplanaire. Dans la suite de cette partie nous présentons ces quatre types de capteurs radiofréquences.

1) Sonde coaxiale circulaire :

Les sondes coaxiales sont depuis longtemps utilisées pour déterminer les propriétés diélectriques de certains matériaux. Elles sont utilisées dans de nombreux domaines car l'application ne dépend pas de l'état des matériaux utilisés. Ils peuvent être solides, liquides ou même gazeux. Ces sondes ont, par exemple, été utilisées dans le domaine du bâtiment pour étudier le béton [54]. Leur conception peut facilement être modifiée et optimisée pour s'adapter aux matériaux étudiés. Les dimensions de ces sondes ne seront pas les mêmes dans le domaine du bâtiment et dans le domaine de la biologie. C'est dans ce dernier domaine qu'elles sont largement utilisées.

Les sondes coaxiales circulaires envoient une onde électromagnétique non polarisée qui se réfléchit à l'extrémité du coaxial (laissé en circuit ouvert). C'est à cet endroit que les lignes de champ électrique pénètrent dans le matériau d'étude. La répartition des lignes de champ électrique est représentée sur la Figure 9 [55]. Les mesures faites avec ce type de matériel permettent de relever l'amplitude et la phase du coefficient de réflexion de l'onde électromagnétique et d'en extraire la permittivité réelle et imaginaire des échantillons analysés. La sonde est placée en contact avec le tissu analysé mais ne le détériore pas.

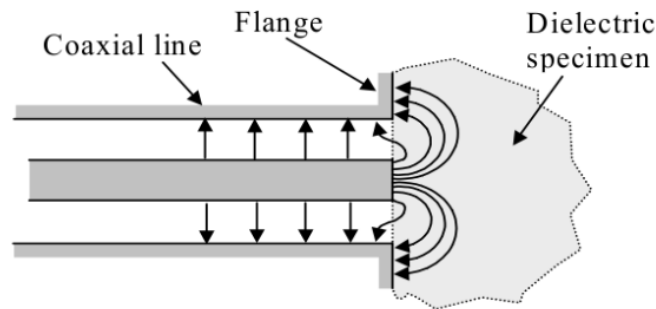


Figure 9: Lignes de champ électrique se propageant dans le câble puis dans le matériau d'étude

Des études ont été menées sur des liquides dans les années 80 avec des sondes coaxiales d'un diamètre de 6.4 mm [56]. La mesure s'est faite dans une gamme de fréquences allant de 50 MHz à 2.6 GHz. Les liquides étudiés sont des liquides de références (méthanol, propan-1-ol, ...) dont les propriétés diélectriques étaient déjà connues dans la littérature. Les résultats ont montré une bonne corrélation (inférieure à 10%) entre les mesures faites avec la sonde coaxiale et les valeurs connues.

En 1996, des mesures sont faites avec ce type de sonde pour déterminer la signature diélectrique de tissus en profondeur [57]. Dans le but de pouvoir identifier des changements de propriétés diélectriques sous-cutanés. Dans cette étude la gamme de fréquences s'étend de 1 à 3 GHz. En s'intéressant au module et à la phase du coefficient de réflexion de l'onde électromagnétique, A. Aimoto et T. Matsumoto [57] démontrent qu'il est possible d'obtenir la signature diélectrique de muscles situés sous une couche de graisse. Les radiofréquences sont donc capables de traverser des couches de tissus biologiques et d'interagir avec des tissus ou organes plus en profondeur.

Les sondes coaxiales circulaires sont des outils de mesure bien développés qui sont désormais commercialisées et utilisées fréquemment dans le domaine de la recherche. Plusieurs variétés de sondes coaxiales circulaires sont commercialisées par Agilent notamment (des sondes coaxiales Agilent sont visibles Figure 10 [58]). Chacune de ces sondes répond à un certain nombre de critères. Leur choix dépend de la gamme de fréquences d'étude, de la température, de la résolution, de la taille des échantillons, de leur état physique...

Ces sondes ont permis l'étude d'entités biologiques dans différents contextes comme par exemple la comparaison diélectrique de tissus hépatiques humains normaux, malins et cirrhotiques [59]. Elles ont aussi de nombreuses applications dans le domaine de l'agroalimentaire. Des études de qualité de matériau sont faites sur les œufs [60] ou la viande [61], [62].

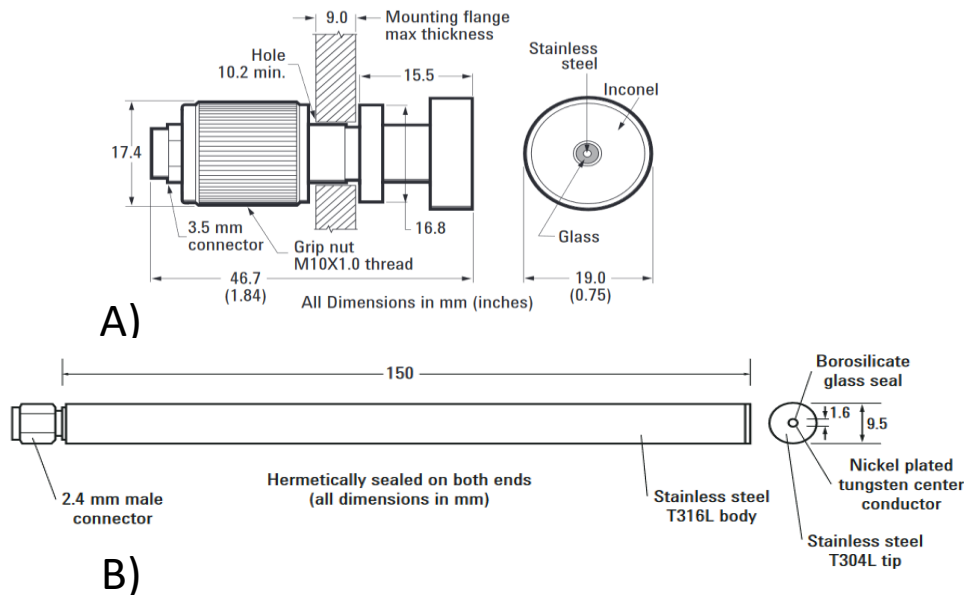


Figure 10 : Sondes coaxiales Agilent A) High temperature probe drawing B) Performance probe drawing

Malgré les avantages indéniables des sondes coaxiales comme techniques de caractérisation, elles souffrent d'un niveau d'incertitude sur la mesure de la permittivité complexe globalement plus élevé que la plupart des autres techniques notamment pour les matériaux à faible permittivité.

2) Les antennes :

Une antenne est un dispositif très connu dans le domaine des hyperfréquences pour rayonner et capter les ondes électromagnétiques. Elles sont souvent utilisées en champ lointain et ne sont donc pas des capteurs de contact. Plusieurs caractéristiques définissent une antenne : sa gamme de fréquence d'utilisation, son rendement, son gain, son diagramme de rayonnement et sa taille. Elles peuvent aussi bien être utilisées en émission et en transmission. Elles peuvent être de toutes formes et de toutes tailles (de l'échelle macro à l'échelle micro [63], [64]). Les antennes ont de larges applications dans le domaine de la télécommunication et donc dans la gamme de fréquences des ondes radio. Elles ont tout de même été utilisées dans d'autres domaines comme l'agroalimentaire ou de la biologie par exemple [65].

Une étude a utilisé des antennes coniques en émission et transmission pour déterminer la teneur en eau et le contenu en sel du beurre salé entre 1 et 20 GHz [66]. Cette étude analyse donc le coefficient de réflexion et de transmission de l'onde électromagnétique. Les résultats obtenus avec l'antenne montrent que la teneur en sel a

une plus grande influence sur l'amplitude de l'onde transmise plutôt que sur son déphasage. Toutefois il est possible avec ces deux paramètres de déterminer la teneur en eau et en sel du beurre salé avec une bonne précision en dessous de 3 GHz. En effet, à ces fréquences, cette étude a obtenu des précisions de $\pm 0.1\%$ et $\pm 0.2\%$ pour la teneur en eau et en sel respectivement.

Une autre étude a été menée par l'INRA sur une antenne capable de différencier le gras, du muscle ou des os dans des pièces de viande afin de permettre la bonne découpe de la viande en industrie. Les résultats obtenus à partir des expériences ont atteint la précision requise en termes de détection de profondeur et de rayonnement [67].

Les antennes sont parfois couplées avec des guides d'ondes pour focaliser les ondes sur un échantillon d'étude. Les guides d'ondes sont présentés dans la suite de cette partie.

3) Les guides d'ondes rectangulaires (volumique) :

Les guides d'ondes sont utilisés dans la recherche scientifique pour mesurer les propriétés électriques, optiques, acoustiques et élastiques des matériaux et des objets. Les guides d'ondes rectangulaires peuvent être fermés ou bien ouverts. Les guides d'ondes ouverts agissent en quelques sortes comme des sondes coaxiales à la différence que les ondes sont polarisées en sortie. Cette polarisation peut être intéressante pour des matériaux anisotropiques, c'est notamment le cas des muscles qui sont constitués de fibres et ont donc une structure en couche. Le guide d'onde ouvert permet alors de faire deux mesures différentes avec une polarisation du champ parallèle et une autre perpendiculaire aux fibres musculaires. Deux coefficients de réflexion de l'onde sont alors obtenus et donnent plus d'informations qu'une simple sonde micro-onde non polarisée.

Depuis les années 90, les guides d'ondes rectangulaires ouverts ont été utilisés pour analyser différentes propriétés d'études. En 1993, S. Bakhatian *et al.* utilisent ce genre de sonde pour déterminer l'épaisseur de matériau diélectrique et composite [68]. Les résultats de cette étude montrent que cette méthode est une technique rapide et fiable pour la mesure non destructive par micro-ondes de l'épaisseur de plaques diélectriques ou de revêtements composites soutenus par des plaques conductrices. C'est par le choix d'une fréquence optimale que cette étude obtient les meilleurs résultats de corrélation. En effet, cette technique permet d'obtenir des précisions de mesure inférieure à 0,5% pour les épaisseurs de plaques diélectriques inférieures à 5 mm et pas moins de 3% pour les plaques plus épaisses. Des méthodes utilisant les ultrasons ont montré des précisions similaires, mais cette dernière perd en efficacité lorsque l'échantillon diélectrique devient plus épais, les pertes deviennent plus importantes.

Les guides d'ondes circulaires ouverts ont montré de nombreux avantages mais semblent moins sensibles que les guides d'ondes rectangulaires.

Les guides d'ondes rectangulaires ouverts ont ensuite été utilisés dans l'analyse de produits alimentaires. La sonde est mise en contact de manière non-invasive avec les

échantillons et l'onde guidée est polarisée. Des mesures ont été faites pour analyser l'évolution structurelle de certaines viandes et poissons [69]. Ces tissus biologiques ont des structures anisotropiques qui varient avec le temps. Les mesures sont faites dans une gamme de fréquences allant de 8.2 à 12.4 GHz et avec deux polarisations différentes (parallèle ou perpendiculaire aux fibres présentes dans les tissus). Plusieurs dispositions sont rajoutées au guide d'ondes pour une meilleure adaptation à la mesure (Figure 11 [62]). Un joint transparent est ajouté au bout du guide d'onde pour améliorer le contact sonde/tissus et un adaptateur coaxial rectangulaire est placé à l'autre extrémité pour permettre aux ondes de pénétrer dans le guide d'ondes.

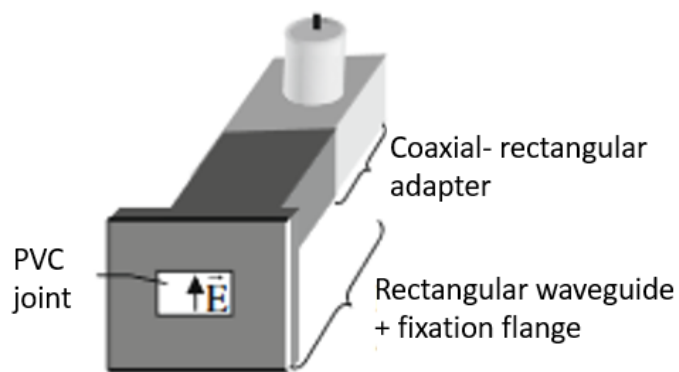


Figure 11: Guide d'ondes rectangulaire ouvert

Les mesures ont montré une meilleure sensibilité avec contact (c'est-à-dire avec guide d'onde rectangulaire) qu'avec une antenne. Cependant la sensibilité du guide d'onde pourrait être améliorée en choisissant des fréquences d'intérêts, en contrôlant plus précisément la température des échantillons et la pression appliquée entre le capteur et le tissu biologique d'étude pour éviter des films d'air à l'interface. Le même guide d'onde a été utilisé pour analyser la maturation de la viande au cours du temps [62]. Ces mesures entre 4 et 6 GHz ont permis trois démonstrations, avec (1) la dépendance diélectrique à la température, (2) les meilleures performances des sondes rectangulaires par rapport aux sondes coaxiales pour la corrélation avec l'âge et (3) la classification possible de la viande en trois classes de vieillissement. Les guides d'ondes ouverts rectangulaires ont pour principal avantage de conserver la puissance de l'onde guidée. Les guides d'ondes volumiques sont moins utilisés que les sondes coaxiales car ils sont plus limités en largeur de bande fréquentielle.

Les guides d'ondes rectangulaires fermés sont aussi utilisés dans le domaine de la spectroscopie radiofréquence. Dans le cas des guides d'ondes fermés, il est aussi possible d'analyser le coefficient de transmission de l'onde électromagnétique. Il est tout de même nécessaire de rajouter des éléments permettant l'émission et la réception des ondes électromagnétiques. Dans le cadre d'une étude de 2010 faite par Ragni. L [70], deux antennes sont rajoutées de part et d'autre du guide d'onde. L'échantillon étudié, un œuf dans le cas de cette étude, est placé au centre du guide d'onde rectangulaire. Les mesures sont faites entre 0.1 et 22 GHz. Elles montrent de très bonnes corrélations entre le spectre

obtenu et les indices de qualité de l'œuf (par exemple, un $R^2 = 0.92$ pour la taille de la poche d'air).

Le principal inconvénient du guide d'ondes rectangulaire reste ses dimensions. Les propriétés diélectriques d'échantillons volumineux ne peuvent pas être étudiées avec cette méthode.

4) Les guides d'ondes en technologie planaire :

Parmi les guides d'ondes réalisés en technologie planaire, nous pouvons citer ceux coplanaires (CPW), qui constitue l'un des types de ligne de transmission planaire pouvant transporter des signaux radiofréquences. Ils peuvent être fabriqués grâce à la technologie des cartes de circuits imprimés. C'est une technologie très utilisée en électronique et peu coûteuse. Les guides d'ondes coplanaires classiques sont constitués d'un substrat diélectrique sur lequel est imprimé une couche conductrice. La couche conductrice se compose d'une piste conductrice centrale entre deux plans de masse. Entre la piste et les conducteurs de retour se trouve une coupure capacitive. Certaines variantes de guide d'onde coplanaire rajoutent un plan de masse qui recouvre tout l'arrière du substrat diélectrique. La technologie CPW est plus avantageuse que d'autres structures planaires telles que le microruban et le stripline. Les CPW sont moins dispersifs que la technologie microruban et leur impédance reste constante jusqu'à 40 GHz [71], [72].

Dans la recherche en biologie, les guides d'ondes coplanaires sont souvent associés à des dispositifs microfluidiques pour étudier des suspensions de cellules, des sphéroïdes ou encore des cellules uniques. Les canaux microfluidiques permettent le transport de liquide au-dessus des pistes conductrices du guide d'ondes coplanaire. La conception du guide CPW et des canaux micro-fluidiques sont complémentaires. Par exemple, ce genre de dispositif a été utilisé pour déterminer les propriétés diélectriques de cellules unique sans avoir recourt à des mesures par fluorescence qui sont souvent invasives, chronophages et coûteuses [73]. Un tel dispositif est capable de discriminer différents états physiologiques des cellules (vivantes, mortes ...).

Les guides d'ondes coplanaires peuvent avoir des dimensions qui varient de l'échelle macroscopique à l'échelle microscopique permettant ainsi une variété d'utilisation et d'échantillons d'études. Cette technologie a notamment été utilisée pour étudier les propriétés diélectriques de cellules en suspension. Pour ce genre d'étude, la structure du guide d'ondes est adaptée pour permettre l'étude des cellules dans un canal. Les travaux de François Artis ont montré l'utilité des guides d'ondes coplanaires pour l'analyse cellulaire et l'évaluation de la pertinence d'agent cancéreux [74]. Le design du dispositif est représenté sur la Figure 12.

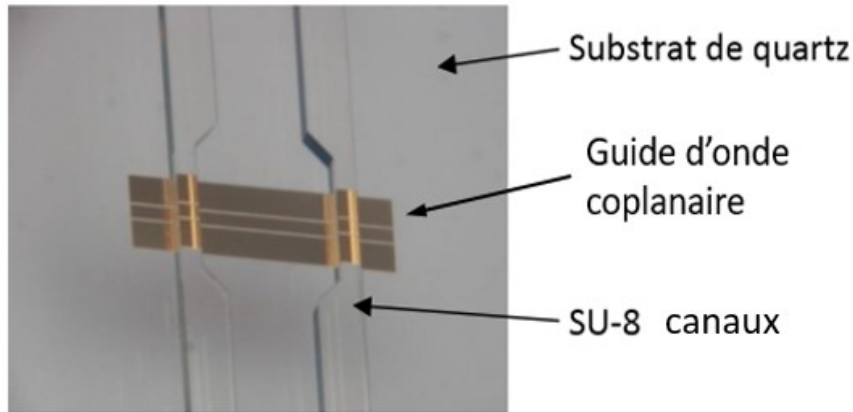


Figure 12: Illustration d'un biocapteur conçu avec la technique CPW

Le substrat diélectrique utilisé dans cette étude est du quartz car c'est un matériau à faibles pertes diélectriques, rigide et biocompatible. Cette étude a montré que ce biocapteur peut fournir une bande passante large pour une bonne sensibilité. La sensibilité du biocapteur est associée à la densité cellulaire, ce qui en fait un outil efficace pour détecter rapidement cette densité. Le dispositif permet une étude en série de plusieurs types de suspension cellulaire. Les résultats de cette étude montrent que les guides d'ondes coplanaires peuvent être utilisés pour la caractérisation diélectrique de tout type de cellule.

Le guide d'ondes coplanaire est une technologie facile à fabriquer et à faible coût avec une structure qui peut être optimisée grâce à des simulations (sur un logiciel à élément fini électromagnétique tel que HFSS par exemple). Son design est facilement modifiable pour s'adapter à l'étude souhaitée. De plus il permet une étude sur une large bande de fréquences avec une bonne sensibilité.

Les avantages des différents capteurs diélectriques dépendent dans une large mesure de l'application spécifique, mais quelques remarques générales peuvent être données. La liste ci-dessous énumère ces avantages :

- Les capteurs radiofréquences permettent de sonder des volumes de matière et pas seulement des surfaces.
- Les capteurs radiofréquences sont robustes.
- Ces capteurs permettent de faire des mesures rapides contrairement aux capteurs radioactifs, par exemple.
- Les micro-ondes de faible puissance n'affectent en rien le matériau testé.
- Certains des capteurs radiofréquences peuvent être facilement adaptés à l'environnement de mesure.

Après avoir énuméré les différentes méthodes d'imagerie ou plus globalement les techniques de caractérisation et de différenciation des matériaux, la partie suivante explique pourquoi la spectroscopie diélectrique radiofréquence est adaptée à notre

objectif de recherche qui est la détermination du poids de foie du canard vivant pendant le gavage.

V. Spectroscopie diélectrique radiofréquence pour la détection du poids de foie chez le canard

Ces travaux de recherche rentrent dans le cadre d'un projet FranceAgriMer. L'objectif du projet PRECIPALM est de développer un système de pilotage de précision du gavage des canards pour améliorer les performances de production et le bien-être des palmipèdes. Cette thèse s'inscrit dans le contrôle du bien-être des canards et du poids de foie par un suivi zootechnique en cours de gavage. Plusieurs critères sont nécessaires pour répondre correctement à cette problématique :

- La méthode ne doit pas affecter le canard qui sera vivant pendant la mesure.
- Les méthodes appliquées doivent être acceptables d'un point de vue du bien-être animal.
- La méthode doit être applicable par le gaveur juste avant le gavage en élevage, sur un grand nombre de canard.
- Le temps de mesure doit être rapide.
- Les coûts des équipements nécessaires doivent être suffisamment faibles pour être économiquement rentable.
- La méthode doit permettre de mesurer un volume qui sera ensuite traduit en poids de foie.
- La méthode doit permettre de discriminer le foie au sein du canard et donc au milieu des autres organes.

Pour répondre à cette problématique nous avons décidé de nous intéresser à un système de capteurs radiofréquences. Les travaux précédemment cités exposent les potentialités des ondes RF pour mesurer les propriétés biophysiques et structurales de différents tissus biologiques. De plus à la différence de l'échographie utilisée pour déterminer le poids du foie chez le canard vivant, les plumes ne représentent pas une barrière pour les ondes RF. De ce fait, la spectroscopie diélectrique radiofréquence représente une solution non-invasive car les ondes sont capables de rayonner à l'intérieur du canard sans nécessairement le raser.

Cette technique semble répondre à tous les critères énoncés précédents. Parmi les capteurs radiofréquences que nous avons répertoriés, les guides d'ondes coplanaires sont ceux qui répondent le mieux à nos besoins. Ils sont peu volumineux et facilement optimisables pour devenir des outils peu coûteux et portables. Leur utilisation pourra être adaptée aux sites de gavages.

Le but de ces travaux de thèse est de valider que les ondes radiofréquences sont capables de pénétrer les différentes couches qui constituent le canard pour nous donner une information sur le foie, et cela en opérant sans marquage et de manière non invasive et in vivo. Pour cela, les premières études vont consister à optimiser un capteur

radiofréquence de type guide d'ondes coplanaire précédemment développés dans l'équipe MH2F du LAAS. Le chapitre 2 présente ce capteur et sa caractérisation avant d'analyser les paramètres à optimiser pour le rendre plus performant pour notre projet. Suite à cette étude sur logiciel de simulation, une série de capteurs sont fabriqués et caractérisés dans l'air. Le chapitre 3 présente l'anatomie du canard, l'étude des capteurs radiofréquences et l'interaction des ondes électromagnétiques avec les tissus biologiques des palmipèdes grâce à des mesures *ex-vivo*. Grâce à ces mesures *ex-vivo*, plusieurs capteurs sont sélectionnés pour sonder différentes régions du canard lors de mesures *in-vivo*. Ces mesures sont présentées dans le dernier chapitre de cette thèse.



Chapitre 2 : Etude de capteurs radiofréquences dédiés à l'analyse par spectroscopie RF des constituants du canard

Dans ce chapitre, nous décrivons le développement de différents capteurs radiofréquences dédiés à la spectroscopie diélectrique radiofréquence, ainsi que le montage expérimental utilisé pour chaque caractérisation. Nous sommes partis d'un capteur précédemment développé par l'équipe MH2F du LAAS que nous avons caractérisé avant de passer à l'étape d'optimisation à l'aide de simulations électromagnétiques sur le logiciel Ansys HFSS. Différentes configurations du capteur ont été étudiées et comparées les unes aux autres pour déterminer celle qui répond le mieux à nos exigences pour ce projet en terme de profil du champ électromagnétique et de profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques.

I. Description du capteur radiofréquence et du montage expérimental

1) Capteur radiofréquence pour la spectroscopie diélectrique

Le capteur développé par l'équipe MH2F du LAAS (Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes) est basé sur la technologie des guides d'ondes coplanaires. Ce capteur en champ proche a été utilisé par l'équipe pour étudier les caractéristiques diélectriques de différents matériaux et notamment les liquides qui se trouvent dans les œufs de canard. Ce capteur coplanaire présente une géométrie circulaire, mais avec la technologie coplanaire plusieurs géométries sont permises. Les plus classiques que l'on retrouve dans l'état de l'art des antennes imprimées sont la circulaire, la rectangulaire, triangulaire, spirale ou torique. Les variations de géométrie permettent de changer la fréquence d'opération et le diagramme de rayonnement du champ électromagnétique.

Différentes études ont été faites sur la géométrie circulaire d'une telle structure. Elles décrivent le comportement de ce genre de capteur dans le domaine des radiofréquences. Elles montrent que ces capteurs peuvent couvrir une large bande de fréquence et peuvent ensuite être optimisés pour travailler sur une bande plus étroite autour d'une fréquence d'intérêt [75]–[78].

Comme tous les guides d'ondes coplanaires, le capteur est constitué d'un substrat diélectrique sur lequel se trouve un patch circulaire conducteur entouré d'un plan de masse Figure 13. Ces deux zones sont séparées par un gap. La piste conductrice circulaire est alimentée par une ligne d'alimentation placée à l'arrière du substrat et reliée à la partie conductrice par des VIA. La géométrie du capteur est visible sur la Figure 13. Les dimensions des différents éléments du capteur sont les paramètres sur lesquels nous avons agi pour faire plusieurs optimisations.

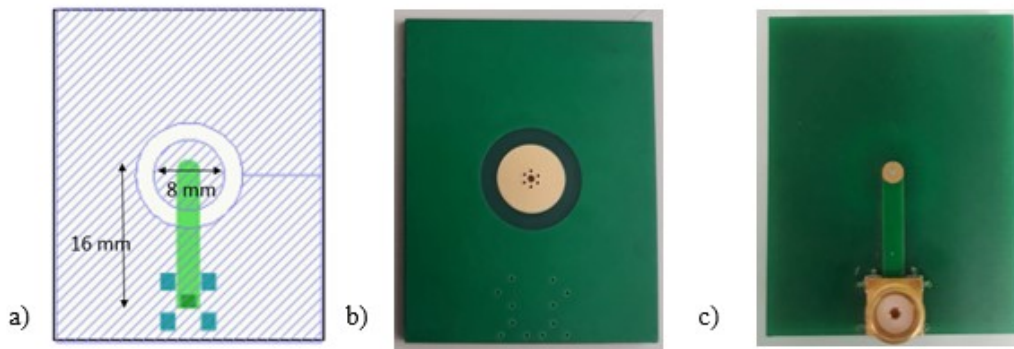


Figure 13: a) Design de la face avant du capteur (hachurée) et de la face arrière (vert), b) photographie de la face avant du capteur et c) de la face arrière

Ce capteur est fabriqué sur un substrat de FR4 d'une épaisseur "h" de 0.1 mm et de constante diélectrique ϵ_r égale à 4.4. Ce substrat permet de travailler dans la gamme de fréquences entre 30 kHz et 10 GHz. La première version du capteur possède un plan de masse rectangulaire de 30 mm sur 38 mm, un patch conducteur circulaire de 8 mm de diamètre et une coupure capacitive de 2 mm. L'épaisseur de la couche métallique est de 0.035 mm. Ce capteur radiofréquence est alimenté par la face arrière grâce à une ligne microruban de 16 mm de long et 2.5 mm de large. La face arrière d'alimentation est connectée à la face avant rayonnante grâce à 7 VIAS conducteurs. Les dimensions de ce capteur initial sont idéales pour l'étude des liquides dans les œufs d'après des études confidentielles menées au préalable par l'équipe MH2F du LAAS. La fabrication de ce genre de matériel étant bien connu et peu coûteuse nous avons confié cette tâche à une entreprise Lyonnaise (Cirly).

Dans le cadre de ce projet, nous travaillons avec un capteur en réflexion. Mais deux capteurs peuvent être utilisés en transmission comme émetteur et comme récepteur. À terme, le but est de travailler sur des canards vivants en élevage. L'étude en transmission n'est donc pas une bonne idée à cause de l'épaisseur du canard mais aussi à cause de l'encombrement d'un tel dispositif. La partie suivante décrit donc le montage expérimental pour des mesures en réflexion.

2) Montage expérimental

Pour chaque série de mesures, le montage est le suivant. Le capteur radiofréquence est relié à un analyseur de réseau vectoriel (VNA) à un port de la marque Copper Mountain Technologies grâce à un câble coaxial lui-même relié à un connecteur soudé et situé en bout de piste micro-ruban. Les connecteurs SMA ont une bonne adaptation d'impédance, jusqu'à 18 GHz, et n'engendrent donc pas des perturbations supplémentaires. L'analyseur de réseau vectoriel choisi est portable et très petit en comparaison aux VNAs classiques de laboratoire. Des mesures en élevage peuvent être faites avec ce genre d'appareils. Le VNA génère des ondes comprises dans une gamme d'entre 0.1 MHz et 6 GHz. Ces ondes électromagnétiques circulent dans un câble coaxial

jusqu'au guide d'ondes coplanaire où elles sont rayonnées. Avant chaque mesure une étape de calibration de type SOLT (Short-Open-Load-Through) est réalisée avec un kit de calibration de la marque Copper Mountain Technologies. Les paramètres du VNA choisis sont les mêmes pour toutes les mesures faites au cours de cette thèse :

- Puissance : 0 dBm
- Nombre de points : 401 pts
- Gamme de fréquence : 0,1 MHz – 6 GHz
- IFBW : 10 kHz

La Figure 14 est un schéma simplifié du montage expérimental.

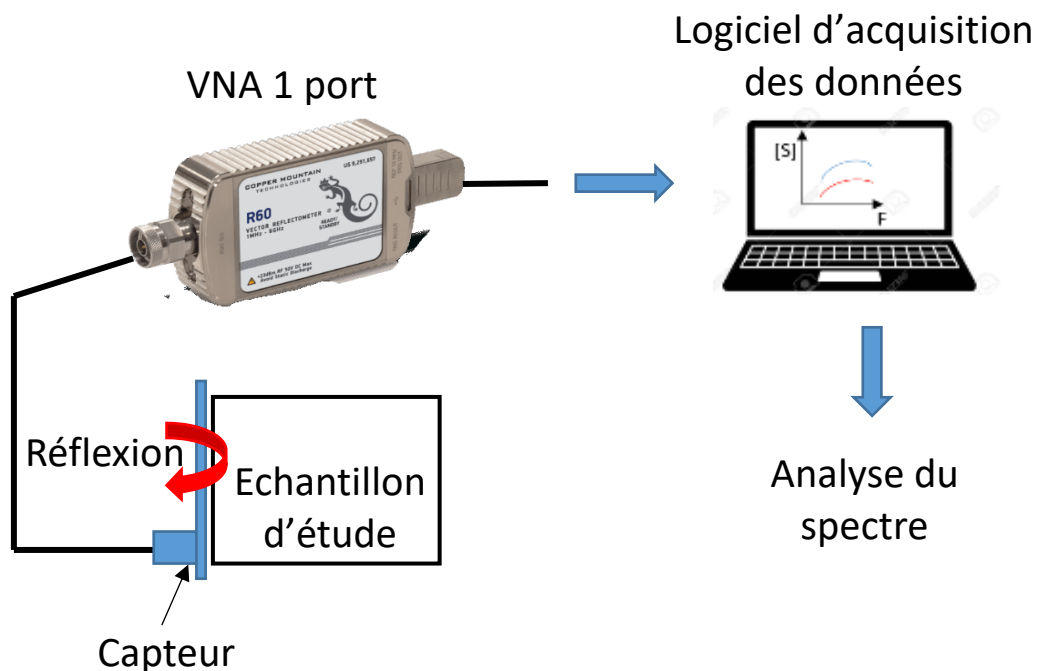


Figure 14 : Schéma simplifié du montage expérimental

Ce capteur en champ proche agit comme un capteur en émission et transmission, il est en contact avec le matériau à analyser et fait rayonner le champ électromagnétique à l'intérieur de ce dernier. L'analyseur de réseau permet de récupérer les paramètres de dispersion encore appelés paramètres S. L'onde électromagnétique rayonnée par le capteur interagit avec la matière étudiée. Les changements de permittivité et de conductivité entre les matériaux en fonction de la fréquence se traduisent par des variations du signal de phase et de module du coefficient de réflexion. Selon l'échantillon étudié le signal réfléchi n'est pas le même, nous parlons de réponse diélectrique.

Avant de réaliser toute mesure, il est nécessaire d'effectuer une calibration de type SOLT (Short-Open-Load-Through) pour s'affranchir de toutes perturbations induites par la chaîne de mesure composée du câble coaxial et de l'analyseur de réseau vectoriel. Le plan de mesure est ramené au niveau de l'entrée du capteur. Notre mesure étant en réflexion, nous n'avons pas besoin de la calibration Through.

3) Paramètres S

Les paramètres S traduisent les propriétés diélectriques complexes des matériaux. Ils correspondent aux rapports des signaux transmis ou réfléchis par rapport au signal émis par l'analyseur de réseau vectoriel, en entrée et en sortie du dispositif sous test. Ce principe est décrit sur la Figure 15. Il existe 4 paramètres S qui s'expriment sous la forme S_{xy} où x représente le port de sortie et y le port d'entrée de l'onde électromagnétique. Ces paramètres permettent d'exprimer de nombreuses propriétés électriques comme le gain, l'atténuation, le facteur de réflexion ou l'impédance...

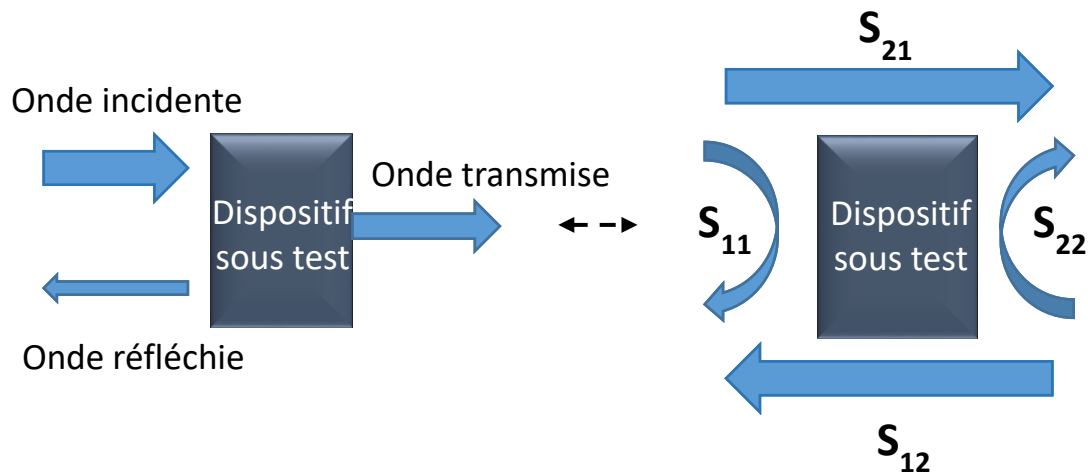


Figure 15 : Dispositif sous test caractérisé par ses paramètres S

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons au paramètre S_{11} qui représente la réflexion à l'entrée du dispositif sous test. C'est-à-dire le rapport entre le signal réfléchi et le signal émis. Nous nous intéressons plus particulièrement au module et à la phase de ce coefficient de réflexion, le module étant exprimé en dB et la phase en degrés.

Le capteur existant déjà au sein de l'équipe, la première étape a été de le caractériser au moyen de simulation et de mesures expérimentales pour déterminer certaines de ses caractéristiques, comme par exemple, sa réponse à des liquides de référence ou encore la dispersion du champ électromagnétique dans toutes les directions de l'espace. C'est ce que présente la partie suivante.

II. Caractérisation du capteur initial

Les caractéristiques du capteur présentées dans cette partie reposent sur la réponse en fréquence du capteur ($S_{11}(f)$). Le paramètre S_{11} peut être obtenu par simulation sur HFSS et par la mesure. L'analyse de cette réponse du capteur radiofréquence nous permet de déterminer certaines de ses caractéristiques, comme la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques, ou de différencier des volumes ou encore des liquides de références. Ces résultats permettent de valider l'utilisation de notre capteur radiofréquence pour la différenciation des constituants du canard.

1) Réponse du capteur : $S_{11}(f)$

Cette partie traite des simulations électromagnétiques et des mesures mises en place pour l'analyse du comportement en fréquence de notre capteur radiofréquence. Le capteur ayant déjà été fabriqué, la première étape a été de le modéliser sur un logiciel de simulations électromagnétiques afin d'analyser et de comparer certaines caractéristiques simulées et mesurées. Il existe aujourd'hui plusieurs logiciels de simulation sur le marché. Dans le cadre de cette thèse nous avons utilisé le logiciel ANSYS HFSS.

« High Frequency Structure Simulator » ou ANSYS HFSS est un outil commercial de simulation électromagnétique 3D pour la simulation et la modélisation de différentes structures électroniques complexes. HFSS est utilisé essentiellement pour les études de systèmes fonctionnant en hautes fréquences tel que les filtres, les antennes, les lignes de transmission et les coupleurs etc. Ce logiciel exploite la technique des éléments finis (FEM) qui consiste à diviser la structure d'étude en une multitude de tétraèdres pour y appliquer les équations de Maxwell. Cette méthode permet d'aboutir à la réponse électromagnétique 3D d'une structure complexe à différentes fréquences. La Figure 16 donne des exemples de structures simulables sur HFSS.

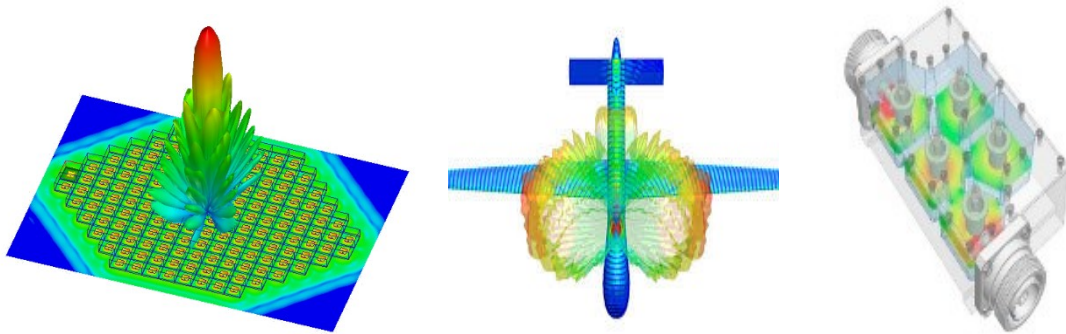


Figure 16: Diverses structures simulées sur HFSS

HFSS est donc bien adapté pour la simulation et la modélisation en 3D de notre capteur. Ce logiciel permet, en effet, à partir de la définition géométrique d'une structure, de l'excitation et des conditions aux limites de prédire la densité de champ électromagnétique, les paramètres S, les fréquences de résonances. Il permet aussi de visualiser la distribution du champ électromagnétique de la structure simulée.

Deux paramètres nous intéressent particulièrement, ce sont le paramètre S_{11} et la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques dans l'espace aux voisinages des métallisations. Les simulations sont faites dans l'air car les permittivités des différents constituants du canard ne sont pas connues. La répartition du champ électromagnétique dans tout l'espace est elle aussi étudiée à différentes fréquences.

Nous avons modélisé le capteur en respectant les dimensions et les matériaux utilisés. Les permittivités de tous les matériaux sont connues et rentrées dans le logiciel. La structure est englobée dans une « boîte d'air » dont les conditions aux limites sont de

type conducteur parfait. La boîte d'air est assez grande pour ne pas perturber les champs électromagnétiques intenses proche du dispositif. Le maillage est fin dans les zones réactives (inductives ou capacitives) c'est-à-dire les zones de champ électromagnétique intense ou de densité de courant intense. Une fois la simulation effectuée, il est possible de récupérer le paramètre S_{11} dans la gamme de fréquences préalablement choisie. Ici on a choisi la gamme de fréquences de notre VNA qui est de 0.5 MHz à 6 GHz.

La mesure du coefficient de réflexion dans l'air est faite en parallèle. Un connecteur coudé permet de positionner le capteur face vers le haut. L'onde électromagnétique rayonnée interagit donc avec l'air au-dessus du capteur. Le graphique ci-dessous représente le module du paramètre S_{11} simulé et mesuré en fonction de la fréquence.

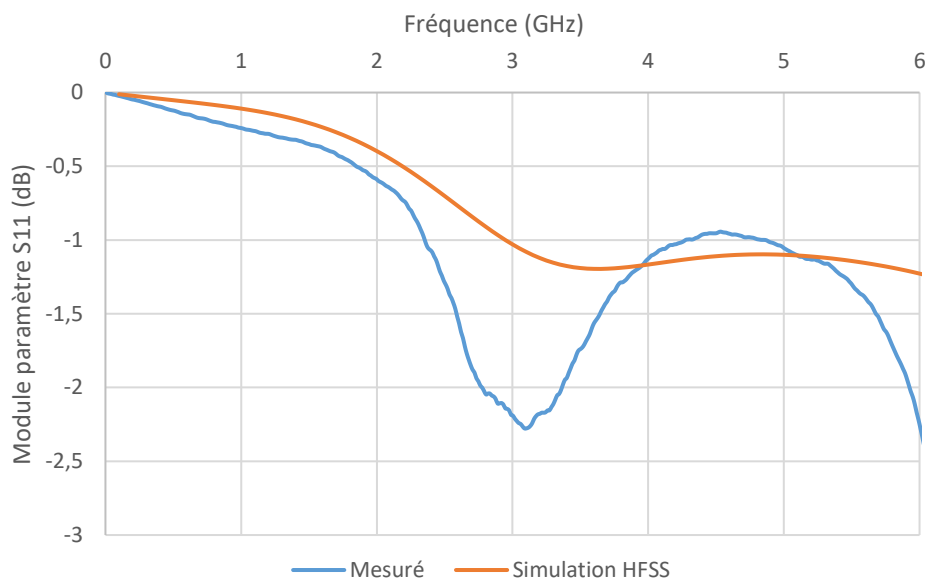


Figure 17: Module du paramètre S_{11} simulé et mesuré

Le module du paramètre S_{11} est proche de 0 dB avant 2 GHz, cela coïncide avec le fait que notre capteur est un circuit ouvert. A basse fréquence le signal émis est quasi totalement réfléchi. Nous observons ensuite un pic au niveau de 3 GHz, nous supposons que le capteur rayonne à cette fréquence de résonance. Pour les fréquences supérieures le signal n'est pas commun, nous émettons l'hypothèse que le signal est perturbé par des phénomènes parasites.

En comparant les signaux mesuré et simulé, nous remarquons que les deux réponses ne sont pas identiques. Il y a notamment un écart de 3 dB vers la fréquence caractéristique de 3 GHz. Cependant les deux courbes ont la même tendance. Les différences viennent du fait que le connecteur SMA et tous les VIAS qui relient la piste d'alimentation à la partie conductrice ne sont pas modélisés sur la simulation HFSS. Les soudures du connecteur augmentent les pertes en réflexion. De plus, il peut y avoir une différence entre la métallisation du capteur simulé sur HFSS et celui fabriqué. Pour le premier le métal est considéré parfait et composé d'un seul matériaux (cuivre).

Contrairement au second pour lequel la métallisation du capteur fabriqué est non parfaite composé principalement d'une couche de cuivre et de deux couche fines d'argent et d'or.

L'allure similaire des courbes nous permet tout de même de conclure que les simulations permettent de décrire le comportement électromagnétique en fréquence du capteur. Elles pourront donc être utilisées pour optimiser le capteur une fois qu'il aura été caractérisé plus précisément. Pour permettre l'analyse de tissus biologiques à l'intérieur d'un être vivant, la seconde caractéristique intéressante du capteur est la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques.

2) Profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques

Pour appréhender la mesure de la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques rayonnées par notre capteur, nous avons analysé l'interaction des ondes avec l'eau. Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1, les propriétés diélectriques des tissus dépendent, en effet, en grande partie de leur teneur en eau. Pour déterminer cette profondeur de pénétration nous avons fait une série de mesures en déplaçant une fiole remplie d'eau dé-ionisée devant le capteur. La fiole contient 15 mL d'eau. Plus la distance entre la fiole et le capteur grandit, plus le volume d'interaction de l'eau avec les ondes électromagnétiques diminue. Nous avons tracé le spectre du module du paramètre S_{11} en fonction de la fréquence pour différentes distances d'éloignement (Figure 18).

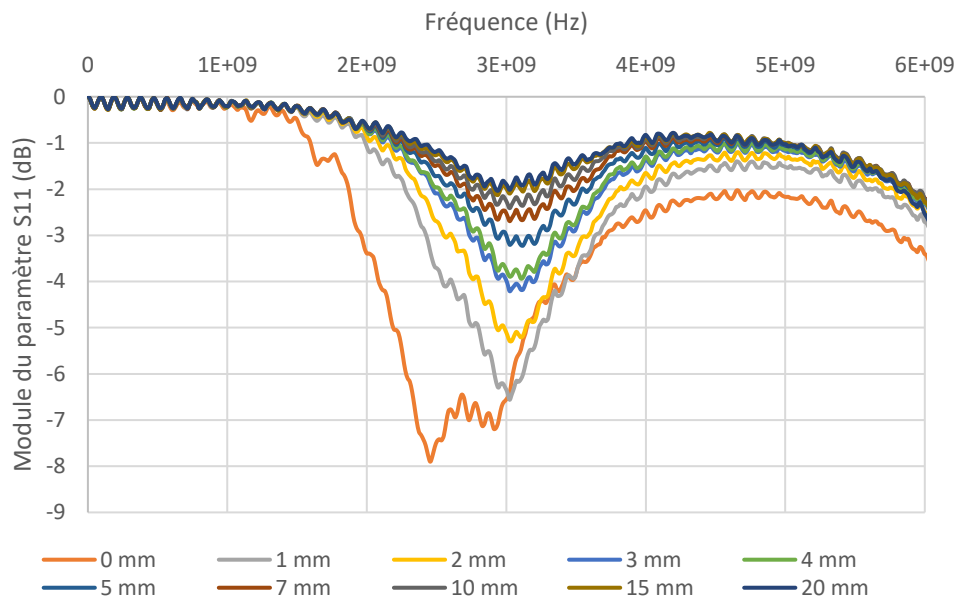


Figure 18: Module du paramètre S_{11} en fonction de la fréquence pour différente distance entre la fiole d'eau et le capteur

On remarque une fréquence de résonance vers 3 GHz pour chaque mesure. Aux alentours de 3GHz le module du paramètre S_{11} diminue, l'amplitude de l'onde réfléchie est de plus en plus faible par rapport à celle de l'onde incidente. Il y a une perte d'énergie. C'est à cette fréquence caractéristique que les signaux se différencient le plus, c'est donc à cette fréquence que nous avons relevé le module du paramètre S_{11} pour chaque distance d'éloignement. Le graphique obtenu est visible sur la Figure 19. Les modules du

paramètre S_{11} sont normalisés par le module à la distance d'éloignement maximale (20 mm).

Pour déterminer la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques nous avons choisi de manière arbitraire un critère. En effet, la profondeur de pénétration déterminée par cette mesure concerne la propagation des ondes dans l'eau et l'air et non pas dans les tissus biologiques qui nous intéressent dans le cadre de cette thèse. Toutes fois, ce critère permet d'avoir une certaine idée de la profondeur de pénétration mais surtout de faire une étude comparative entre différents capteurs. Nous avons choisi de dire que le champ électromagnétique n'interagit plus avec l'eau présente dans la fiole et devient négligeable lorsque le module relatif de S_{11} est supérieur à -0.1 dB. Pour ce capteur, cela correspond à une distance, entre la fiole d'eau et le capteur, d'environ 13.5mm.

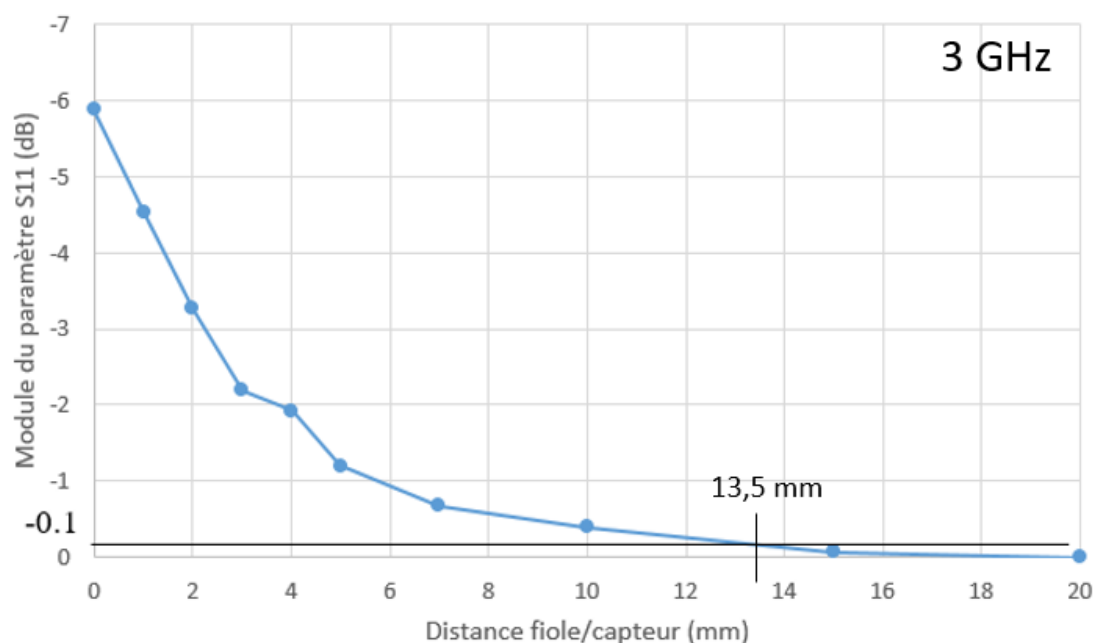


Figure 19: Module du paramètre S_{11} à la fréquence de résonance pour différentes distances entre la fiole remplie d'eau et le capteur

La profondeur de pénétration trouvée est faible. La couche de matière se trouvant au-dessus du foie (plumes, peau et sacs aériens) sur un canard est d'environ 2 cm. Cette caractéristique du capteur radiofréquence est donc l'un des principaux critères à améliorer lors de l'étape d'optimisation du capteur.

3) Différenciation de volumes

Avec ce capteur, nous cherchons aussi à savoir s'il est possible de différencier des volumes différents. A terme, il sera nécessaire de différencier des volumes de foie de canard différents. Pour mettre en évidence cette caractéristique, nous avons réalisé une série de mesures avec deux Eppendorf de volumes (et taille) différents, remplis d'eau, un de 50 mL et un autre de 15 mL. L'Eppendorf de 50 mL est placé contre le capteur pour les premières mesures puis l'Eppendorf de 15 mL d'eau est placé à 6.5 mm du capteur.

En faisant cela nous sondons des volumes d'eau différents. La profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques étant d'environ 13.5 mm, les ondes interagissent bien avec l'eau dans le cas où le petit Eppendorf est placé à 6.5 mm du capteur. La Figure 20 schématise le placement des fioles d'eau par rapport au capteur et présente le module du paramètre S_{11} pour les deux configurations et pour la mesure sans Eppendorf avec seulement de l'air devant le capteur.

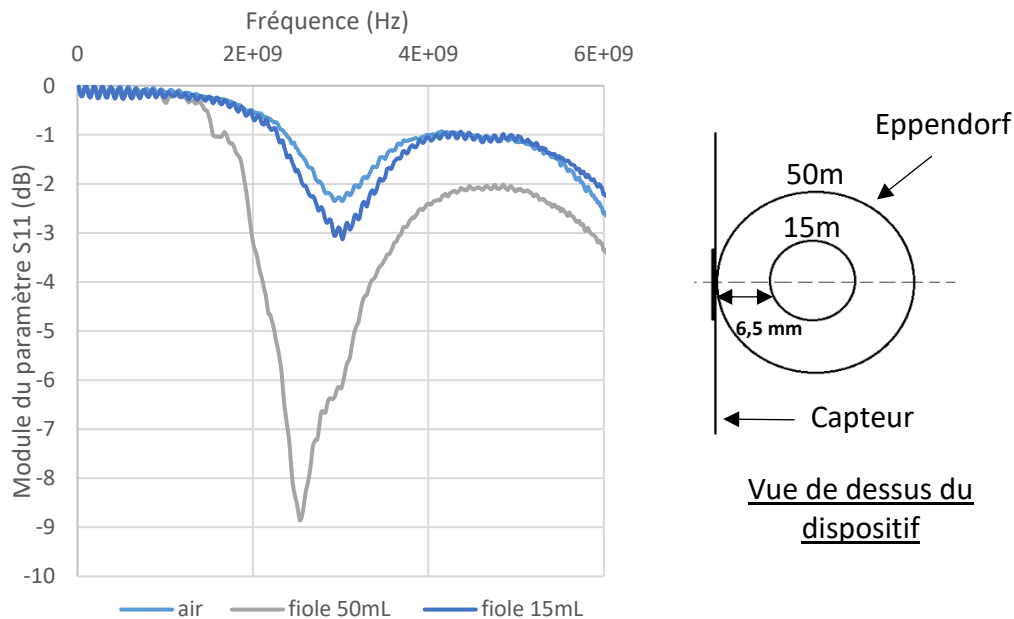


Figure 20: Graphique du module du paramètre S_{11} pour différents volumes d'eau et schéma de la disposition des fioles par rapport au capteur

On remarque une différence de réponse entre la mesure dans l'air et celles avec les Eppendorf. De l'eau est donc bien sondée par le capteur dans les deux cas. Les réponses diélectriques des configurations avec les Eppendorf sont significativement différentes (3 dB à 3 GHz). Le capteur est donc capable de différencier deux volumes différents d'un même matériau (ici de l'eau).

Lorsque les mesures seront faites sur canard vivant, le capteur devra permettre la différenciation de tissus biologiques. Avant l'étude de tissus biologiques, nous étudions plusieurs liquides de référence afin d'évaluer si ce capteur électromagnétique est capable de différencier des matériaux distincts.

4) Différenciation de liquides de références

Nous avons choisi l'eau et l'huile comme liquides de références. Le foie, au cours du gavage, est principalement constitué de lipide et d'eau. Les deux liquides de références choisis représentent donc des modèles grossiers du foie. Ces deux liquides ont des permittivités (réelle et imaginaire) connues et très différentes. Pour connaître la permittivité exacte de nos liquides nous avons utilisé une sonde coaxiale Agilent

(N1501A) pour la mesurer. Cette sonde coaxiale montre de très bons résultats pour les liquides. Elle possède une précision de 0.05 pour la mesure de la permittivité réelle et imaginaire en comparaison avec les valeurs théoriques [26]. L'eau présente une permittivité relative beaucoup plus élevée (75 pour la partie réelle et 15 pour la partie imaginaire à 4 GHz) que l'huile (2,5 pour la partie réelle et 2 pour la partie imaginaire à 4GHz). Ces deux liquides présentent des propriétés diélectriques très distinctes, qui encadrent celles de la viande de magret de canard, composée de muscle (à forte teneur en eau) et de lipides. Le capteur est mis en contact avec l'Eppendorf de 50 mL rempli d'huile ou d'eau. Les mesures sont faites 5 fois sur chaque liquide afin d'analyser la répétabilité des mesures. Les moyennes des modules et des phases du paramètre S_{11} pour les deux liquides de références sont présentées sur la Figure 21. La répétabilité des mesures est bonne, l'écart-type maximal pour le module du paramètre S_{11} de l'eau est de 0,2 dB et de 5° pour sa phase. Pour l'huile, l'écart-type du module du coefficient de réflexion ne dépasse pas 0,07 dB et pour la phase il n'est pas supérieur à $1,5^\circ$.

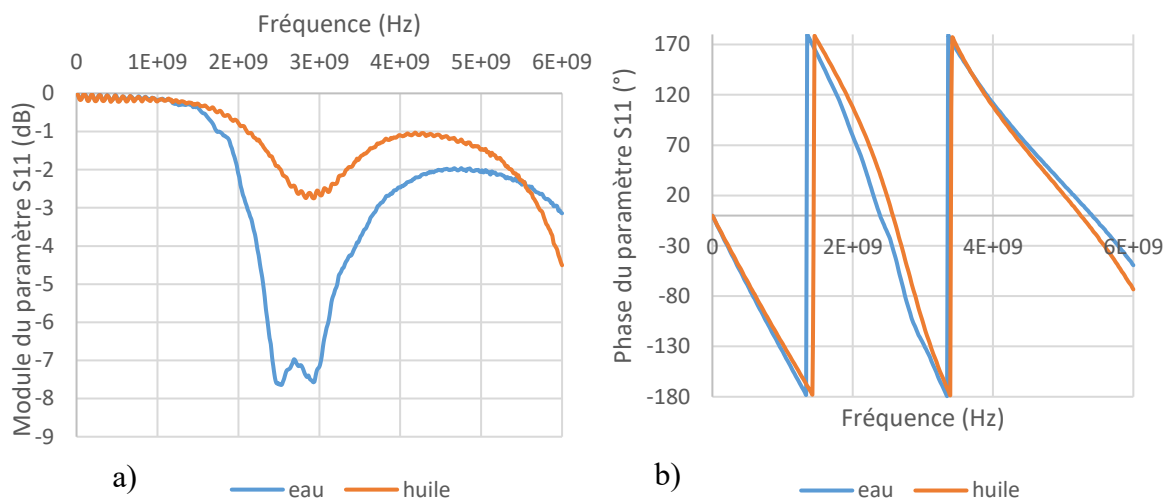


Figure 21: a) Module et b) phase du paramètre S_{11} pour l'eau et l'huile

Nous remarquons que la réponse diélectrique de l'eau est très différente de celle de l'huile, notamment entre 1 et 5.5 GHz. L'écart maximal de module et de phase du coefficient de réflexion pour ces deux liquides avec ce capteur se trouvent à la fréquence caractéristique de 3 GHz et est respectivement de 4.5 dB et 20° . La bonne répétabilité des mesures et cette forte différenciation des liquides démontrent une sensibilité appropriée de la technique de caractérisation pour l'application ciblée.

Grâce à cette étape de caractérisation, nous avons montré que ce capteur est capable de différencier des volumes et des liquides de référence car les réponses diélectriques sont significativement différentes dans les deux cas. Grâce à un critère que nous nous sommes fixés, nous avons déterminé la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques dans l'air. Elle est de 13.5 mm à 3 GHz pour cette version initiale du capteur. A terme, les ondes devront traverser toutes les couches de matières qui se trouvent au-dessus du foie dans le canard, cet empilement à une épaisseur minimale de 2

cm. Le capteur doit être optimisé pour avoir une profondeur de pénétration des ondes plus importante. La première étape d'optimisation consiste à modifier certaines dimensions du capteur puis à observer son comportement électromagnétique grâce à des simulations sur HFSS. Une fois les capteurs validés sur HFSS, ils sont fabriqués puis caractérisés expérimentalement. Une étude comparative entre les capteurs est faite en parallèle pour choisir les capteurs qui seront les plus utiles pour notre étude. La partie suivante présente les étapes d'optimisation, de simulation et de comparaison.

III. Optimisation et simulation des capteurs radiofréquences

Pour optimiser notre capteur il est possible de jouer sur plusieurs paramètres. Ce capteur est de géométrie circulaire et possède principalement 4 éléments, une ligne d'alimentation, un patch circulaire conducteur, une coupure capacitive et un plan de masse. En modifiant les dimensions de ces 4 éléments il est possible d'optimiser ce capteur et de l'adapter à l'étude de canards.

1) Simulation électromagnétique

Avant toute fabrication de capteurs, il faut étudier leur comportement électromagnétique grâce à des modélisations et simulations menées à l'aide du logiciel HFSS. Plusieurs paramètres géométriques peuvent être étudiés et optimisés. Dans le cadre de notre étude, nous nous intéressons au paramètre S_{11} et à l'amplitude du champ électromagnétique. La dispersion¹ du champ électromagnétique peut être observée en 3D, 2D ou encore le long d'un axe. Dans cette partie nous discutons des analyses qui sont faites sur chacun de ces paramètres et la façon de les interpréter.

a) Paramètre S_{11} et fréquence de résonance

Le logiciel de simulation HFSS permet d'obtenir le paramètre S_{11} , c'est-à-dire le coefficient de réflexion en fonction de la fréquence. Toutes les simulations sont faites dans l'air car les permittivités des constituants du canard ne sont pas connues. Nous nous intéressons plus particulièrement au module du coefficient de réflexion car son interprétation est graphiquement plus intuitive que celle de la phase. Le paramètre S_{11} permet de déterminer la fréquence de résonance du capteur, c'est la fréquence pour laquelle le module est le plus faible, et donc la fréquence pour laquelle l'amplitude de l'onde réfléchie est la plus faible. C'est à cette fréquence que la réponse diélectrique varie le plus.

b) Champ électromagnétique

Le logiciel HFSS permet, de plus, de visualiser l'amplitude du champ dans l'espace. Il donne la valeur maximale du champ en chaque point et non pas sa valeur efficace. Nous avons analysé la dispersion du champ électromagnétique de 3 manières. Pour avoir une idée générale du comportement électromagnétique du capteur nous

¹ Le terme dispersion est ici utilisé pour parler de la répartition du champ électromagnétique dans l'espace et non pas pour son sens premier en optique ou dans le domaine des micro-ondes.

observons la dispersion du champ dans le plan YZ (vue de côté du capteur) grâce à un gradient de couleur. Cette représentation du champ électromagnétique se fait à une fréquence particulière (Figure 22).

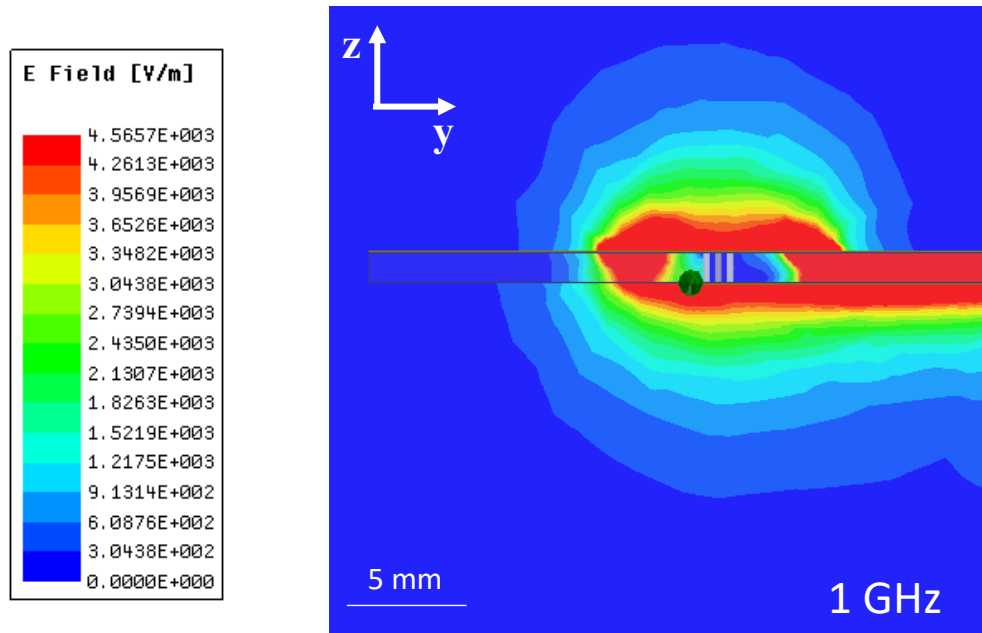


Figure 22: Dispersion du champ électromagnétique dans le plan YZ à 1 GHz, vue de coupe du capteur radiofréquence

Pour obtenir le comportement fréquentiel du champ électromagnétique nous regardons l'amplitude du champ le long de l'axe z passant par le centre du capteur, et le long d'un axe z passant par le milieu du gap. Les lignes de champ sont donc orientées du centre du capteur qui est conducteur vers la masse qui se trouve de l'autre côté du gap. C'est au niveau du patch circulaire conducteur et du gap que l'amplitude du champ électromagnétique est théoriquement la plus grande. Sur ce graphique, les différentes courbes correspondent à une fréquence. L'amplitude du champ électromagnétique est exprimée en fonction de la distance d'éloignement au capteur. Les lignes sur lesquelles sont analysées l'amplitude du champ et un exemple de graphique sont représentés sur la Figure 23.

Plus le champ électromagnétique est important et plus la sensibilité du capteur l'est aussi. Il est donc nécessaire d'avoir un champ électromagnétiques suffisant au centre du capteur. C'est l'une des caractéristiques à étudier et optimiser.

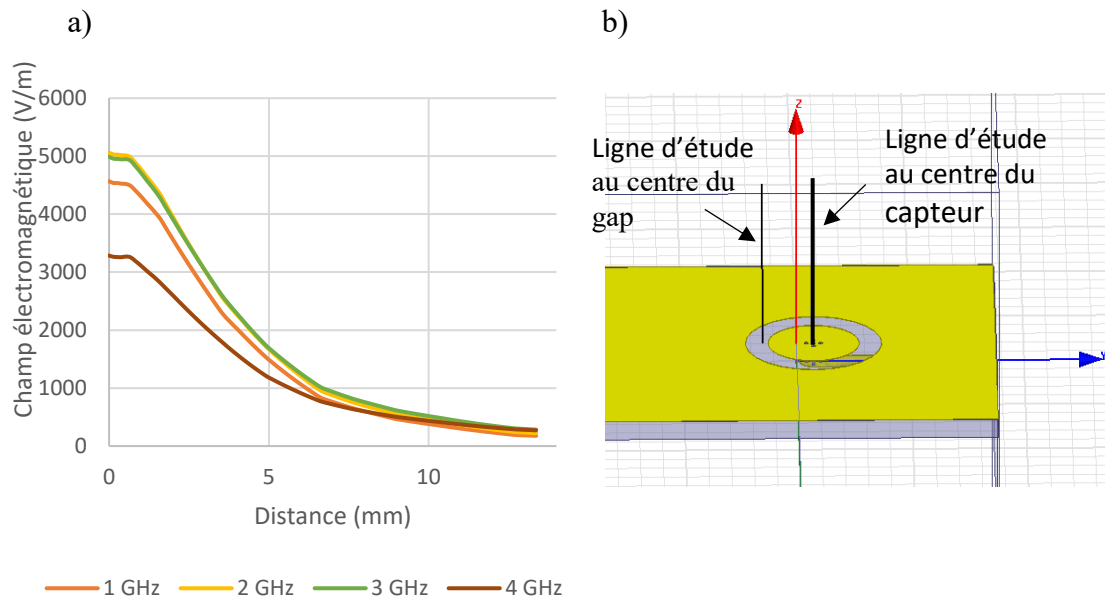


Figure 23: a) Graphique représentant l'amplitude du champ électromagnétique en fonction de la distance d'éloignement au capteur pour différente fréquence, b) schéma représentant les axes z passant par le milieu du gap et le centre du capteur

c) Profondeur de pénétration

Pour déterminer la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques à l'aide des simulations nous avons choisi un nouveau critère qui dépend du champ maximal au centre du patch conducteur au milieu du capteur. Tout comme pour la détermination expérimentale, il faut se placer à une certaine fréquence et analyser le profil du champ électromagnétique dans la direction z passant par le centre du capteur. A la fréquence d'intérêt nous avons considéré que la profondeur de pénétration était atteinte lorsque le champ électromagnétique est divisé par 10. Si nous prenons comme exemple la dispersion du champ représentée sur la Figure 23 et que nous nous intéressons à la fréquence de 2 GHz, la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques correspond à la distance pour laquelle le champ est de 500 V/m. Dans ce cas, elle est de 9mm.

C'est en analysant tous ces caractéristiques (profondeur de pénétration, champ maximal, fréquence de résonance) sur des simulations de capteurs radiofréquences différents que nous pouvons optimiser leurs dimensions afin d'avoir la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques la plus grande tout en ayant une amplitude de champ assez importante. La partie suivante présente les différents capteurs étudiés, leurs dimensions et leur comportement électromagnétique.

2) Etude de nouveaux capteurs radiofréquences

Pour que le plan de masse soit assez grand dans chaque cas de figure, nous avons décidé d'agrandir la taille générale du capteur. Désormais, le plan de masse est un carré de 60 mm sur 60 mm, la ligne microruban est longue de 30 mm et large de 2.5 mm. Plusieurs capteurs radiofréquences sont modélisés puis simulés. Nous faisons varier la

largeur G du gap et le diamètre D du patch conducteur central. Le Tableau 2 présente les différentes dimensions que nous avons testées.

Tableau 2: Dimensions des nouveaux capteurs radiofréquences

	CapV0	CapV0_1	CapV0_2	CapV0_3	CapV0_4	CapV1
Diamètre D (mm)	8	12	16	8	8	32
Largeur G (mm)	2	2	2	4	8	2

Parmi ces capteurs, nous trouvons 4 capteurs avec un diamètre de patch conducteur variable mais une largeur de gap constante. Un capteur possède un diamètre de la partie conductrice de 32 mm, c'est une valeur importante par rapport aux autres pour voir si le comportement électromagnétique est vraiment différent à cette grandeur. Trois autres capteurs possèdent quant à eux une largeur de gap variable mais un D constant. Nous cherchons à savoir de quelle manière le champ électromagnétique maximal, la fréquence de résonance et la profondeur de pénétration des ondes dépendent de D et G.

a) Fréquence de résonance

Pour déterminer la fréquence de résonance il faut analyser le module du paramètre S_{11} pour chaque capteur. La fréquence de résonance est la fréquence à laquelle l'amplitude du paramètre S_{11} atteint un minimum local à la fréquence la plus basse. La Figure 24 représente les modules du paramètre S_{11} pour les capteurs avec le même gap (à gauche) et ceux avec un gap variable mais le même diamètre de partie centrale conductrice (à droite). Le capteur CapV1 est étudié à part car il a un comportement très différent de celui des autres capteurs comme nous le verrons dans la partie qui lui est dédiée.

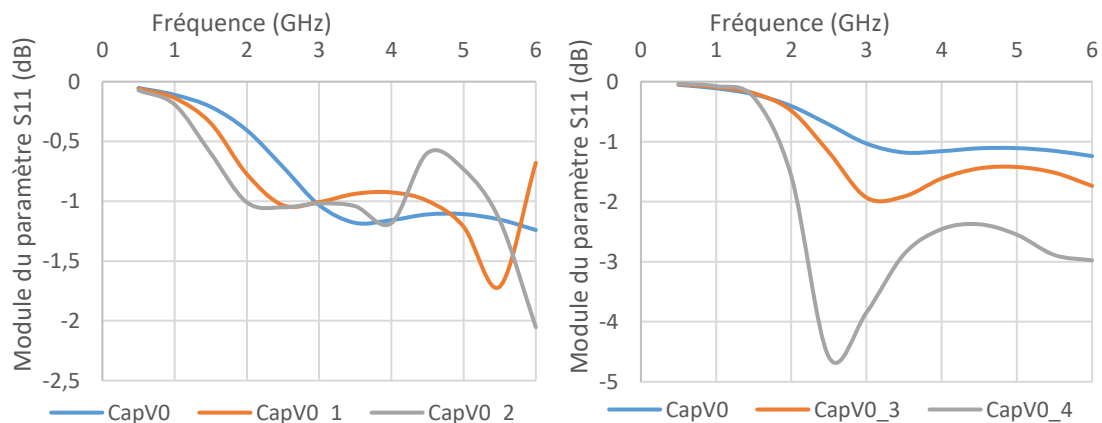


Figure 24: Module du paramètre S_{11} pour les capteurs à même gap (gauche) et pour les capteurs à même diamètre de partie conductrice (droite)

Nous remarquons plusieurs choses. Le module du paramètre S_{11} ne varie pas beaucoup sur la gamme de fréquences (entre 0 et -1.5 dB) lorsque le diamètre du patch central augmente. Cette variation est plus importante (entre 0 et -4.5 dB) lorsque la largeur du gap augmente. Plus le gap est large et plus le capteur rayonne l'énergie électromagnétique. A G variable et pour un même D ou à D variable pour un même G la fréquence de résonance n'est pas la même, elle ne dépend donc pas que d'un seul de ces paramètres mais d'une combinaison des deux. De plus, la fréquence de résonance diminue lorsque la largeur du gap et/ou le diamètre du patch central augmentent. Nous rappelons que cette fréquence de résonance est celle dans l'air, elle pourra varier pour les constituants du canard. Les mesures expérimentales nous diront s'il est important de se placer à cette fréquence pour différencier les différents éléments du canard ou non.

b) Champ électromagnétique maximal

Le champ électromagnétique est étudié à plusieurs endroits, il dépend de la géométrie et des dimensions du capteur coplanaire mais aussi de la fréquence. En observant le gradient de couleur représentatif de l'amplitude du champ électromagnétique dans le plan YZ, nous remarquons que pour chaque capteur, la répartition du champ électromagnétique est sphérique avec pour centre le centre du patch conducteur et le bout de la ligne d'alimentation. Le champ électromagnétique s'établit aussi à l'arrière du capteur et le long de la ligne microruban. La répartition est tout de même la plus importante dans la direction Z face au capteur et maximale sur l'axe qui passe par le centre du capteur notamment à la fréquence de résonance. En effet, les ondes électromagnétiques ont une amplitude maximale et s'étendent plus dans l'espace à la fréquence de résonance. Au-delà de cette fréquence, le champ électromagnétique se concentre au niveau du gap. Ce comportement est le même pour tous les capteurs. La Figure 25 illustre ces résultats aux fréquences 1, 2, et 3 GHz pour le capteur CapV0_4 qui possède une fréquence de résonance de 2.6 GHz.

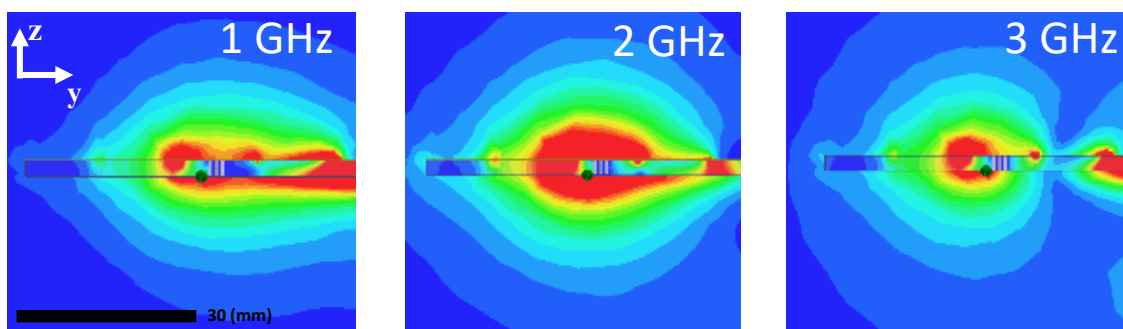


Figure 25: Dispersion du champ électromagnétique dans le plan YZ pour CapV0_4 à 1, 2, et 3 GHz

Cette représentation du champ électromagnétique nous permet de voir dans quelles directions de l'espace le champ électromagnétique se répartit pour ensuite pouvoir adapter le protocole expérimental par exemple. La dispersion des ondes électromagnétiques est sphérique, cela est dû à la géométrie circulaire du capteur coplanaire. Pour avoir plus de précisions sur ce champ électromagnétique rayonné par le

capteur dans le spectre des radiofréquences nous avons étudié sa répartition selon l'axe Z passant par le centre du capteur et par le centre du gap.

Sur Figure 23, nous observons le profil du champ électromagnétique en fonction de la distance d'éloignement du capteur par rapport au centre. Nous cherchons à savoir de quel paramètre ce profil dépend, pour pouvoir optimiser au mieux les dimensions de la structure coplanaire. Le champ électromagnétique décroît lorsqu'il s'éloigne du capteur. Ce profil peut être modélisé par une fraction rationnelle du deuxième ordre, qui s'exprime comme suit :

$$E = \frac{Em}{1 + \left(\frac{x}{x_0}\right)^2}$$

Avec Em , le champ électromagnétique maximal au centre du capteur en V/m, x_0 , la distance conduisant à une diminution d'un facteur 2 du champ maximal et x la distance d'éloignement au capteur en mm. Deux paramètres de cette expression peuvent dépendre des dimensions du capteur et de la fréquence, ce sont x_0 et Em . Pour chaque capteur et à chaque fréquence, en connaissant Em , nous avons trouvé le x_0 qui permettait au modèle de coïncider avec les simulations. Pour tous les capteurs, la valeur x_0 est la même pour toutes les fréquences en dessous de 4 GHz. Dans ces conditions, x_0 ne dépend donc pas de la fréquence.

En ce qui concerne Em , en comparant le profil de dispersion le long de l'axe z passant par le centre du capteur, nous remarquons que le champ électromagnétique maximal au centre dépend de la fréquence mais aussi des dimensions puisque Em est différent pour CapV0 et CapV0_4 par exemple (voir Figure 26). Les simulations sont faites pour des fréquences allant de 1 GHz à 6 GHz par pas de 1 GHz. C'est le capteur avec le plus grand D+2G (CapV0_4) qui possède l'amplitude de champ électromagnétique maximale à 2 GHz au centre du capteur radiofréquence. La diminution de l'amplitude du champ en fonction de l'éloignement selon z est moins raide pour le capteur CapV0_4 que pour le capteur CapV0.

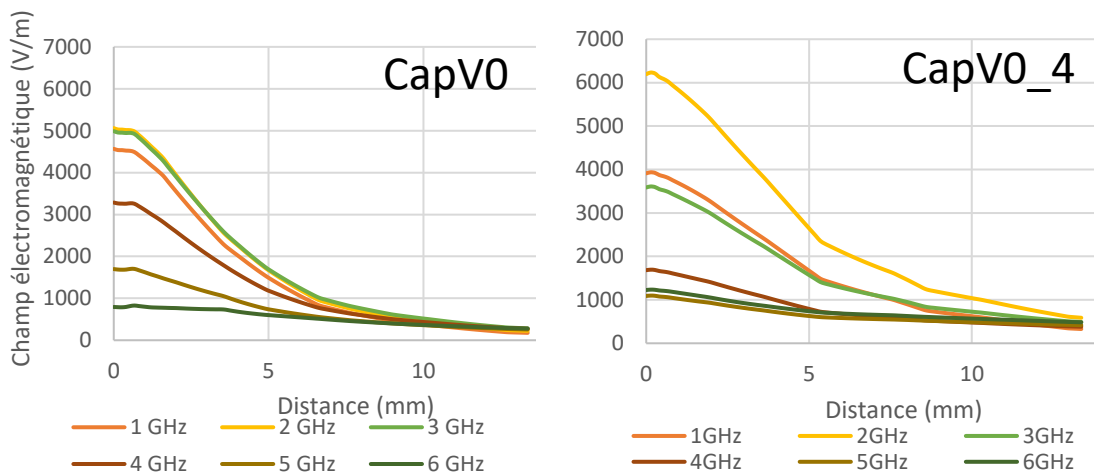


Figure 26 : Dispersion du champ électromagnétique selon l'axe z passant par le centre du capteur CapV0 et CapV0_4

Pour la fabrication et la caractérisation des capteurs nous privilégierons donc les capteurs radiofréquences avec des D+2G différents. Le capteur CapV0_1 et CapV0_3 ont la même grandeur D+2G (16 mm), nous avons décidé de ne pas fabriquer le capteur CapV0_3 qui ne semble pas apporter une amélioration particulière. Le profil de la répartition du champ électromagnétique pour ce capteur est similaire à celui du capteur CapV0_4.

De la même manière, nous pouvons étudier la dispersion du champ électromagnétique selon l'axe z qui passe par le centre du gap pour chacun des capteurs coplanaires. La Figure 27 présente cette dispersion pour les capteurs CapV0 et CapV0_4.

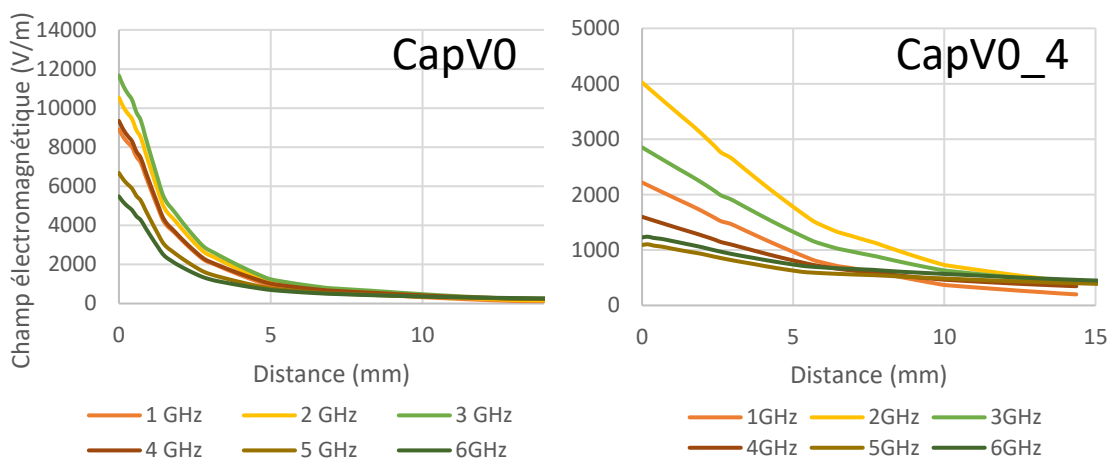


Figure 27: Dispersion du champ électromagnétique selon l'axe z passant par le centre du gap des capteurs CapV0 et CapV0_4

En comparant les résultats des Figure 26 et Figure 27, nous remarquons que pour toutes les fréquences considérées, l'amplitude du champ électromagnétique est maximale au centre du gap pour le capteur CapV0 c'est-à-dire pour le capteur avec le plus petit gap. La répartition du champ électromagnétique pour les capteurs radiofréquences à petit gap

est torique. Nous appelons petit gap les capteurs ayant un $G < D/2$ et grand gap les capteurs radiofréquences ayant un $G > D/2$. Pour les capteurs à grand gap, plus on s'éloigne du centre du capteur, dans les directions X et Y, et plus le champ électromagnétique diminue. Cela coïncide avec le profil sphérique du champ électromagnétique démontré par l'étude du champ dans le plan YZ. De plus, le champ diminue plus rapidement avec l'éloignement dans la direction Z pour les capteurs au petit gap. Les ondes électromagnétiques pénètrent moins loin dans cette direction que pour un capteur à plus grand gap.

La dernière étape d'analyse des simulations concerne la profondeur de pénétration des ondes électromagnétique dans la direction z face au capteur radiofréquence. Cette grandeur peut-elle s'exprimer en fonction des dimensions du capteur ?

c) Profondeur de pénétration

Pour répondre à cette question, nous avons utilisé le critère énoncé précédemment pour déterminer la profondeur de pénétration pour chaque capteur en analysant la dispersion du champ selon l'axe z passant par le centre du capteur. Pour comparer les capteurs les uns aux autres, nous nous sommes placés à la fréquence de 1.5 GHz, qui est inférieure aux fréquences de résonance des 5 capteurs. A 1.5 GHz, la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques correspond (d'après notre critère) à la distance sur l'axe z pour laquelle le champ électromagnétique atteint le 10^{ème} de son amplitude maximale au centre du capteur. Pour déterminer quelle dimension du capteur influe le plus sur cette caractéristique, nous avons tracé la profondeur de pénétration en fonction de la grandeur $D + 2G$ de chaque capteur. Nous avons de plus calculé grâce au modèle de fraction rationnelle les mêmes profondeurs de pénétration. Pour trouver les profondeurs de pénétration avec le modèle de fraction rationnelle, nous utilisons le même critère que précédemment, cela se traduit par la relation suivante :

$$\frac{E_m}{E_{10}} = \left(1 + \left(\frac{p}{x_0}\right)^2\right)$$

Avec E_m , le champ maximal au centre du capteur, E_{10} , le 10^{ème} du champ maximal, x_0 définit au chapitre précédent et p la profondeur de pénétration. Puisque E_m/E_{10} est égal à 10, la profondeur de pénétration des ondes ne dépend que de x_0 .

$$p = 3x_0$$

Les deux méthodes donnent des résultats similaires pour les profondeurs de pénétrations de chaque capteur. Nous conservons celle obtenue grâce aux modèles de fraction rationnelle. Les résultats sont rassemblés dans le tableau suivant.

Tableau 3: Grandeurs des capteurs radiofréquences et profondeurs de pénétration d'après le modèle de fraction rationnelle

	CapV0	CapV0_1	CapV0_2	CapV0_3	CapV0_4
D (mm)	8	12	16	8	8
G (mm)	2	2	2	4	8
Profondeur de pénétration (mm)	10,4	15,7	21	12	13,5

Les profondeurs de pénétrations sont ensuite tracées en fonction de la grandeur D+2G (Figure 28). Nous avons séparé en deux les résultats, en s'intéressant d'un côté aux capteurs radiofréquences à G variable et D constant et de l'autre aux capteurs à D variable et G constant.

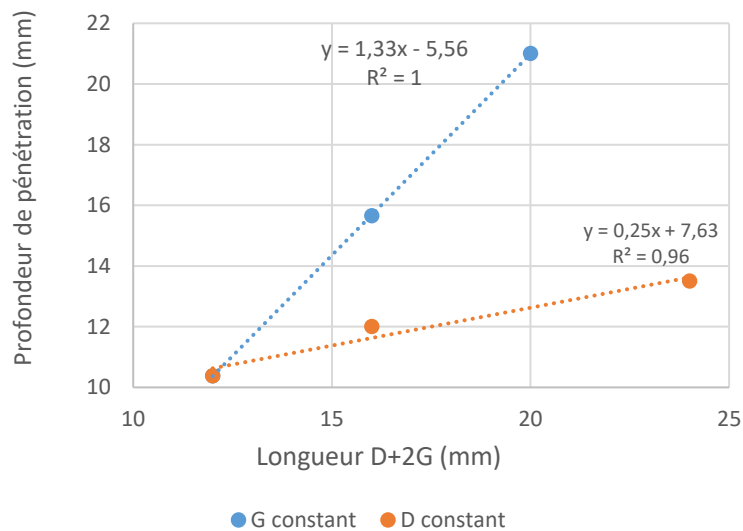


Figure 28 : Profondeur de pénétration déterminée au modèle de fraction rationnelle du deuxième ordre

Grâce aux graphiques de la Figure 28, nous remarquons que la profondeur de pénétration est plus importante lorsque le diamètre de la partie conductrice augmente. Elle dépend plus sensiblement de cette grandeur que de la largeur du gap. C'est donc le capteur CapV0_2 qui possède un diamètre de patch central de 16 mm et un gap de 2 mm qui répartit le plus loin les ondes électromagnétiques. Ce résultat sera vérifié expérimentalement.

d) Etude du capteur Cap V1

Ce capteur possède un diamètre de la partie conductrice beaucoup plus important que celui des autres capteurs. Son diamètre est de 32 mm, en augmentant ainsi cette grandeur on se rapproche de la longueur d'onde des ondes radiofréquence qui nous

intéressent (1 à 6 GHz c'est-à-dire 5 à 30 cm). Dans ces conditions, le comportement électromagnétique du capteur CapV1 peut être très différent.

En ce qui concerne la répartition du champ électromagnétique dans le plan YZ, nous observons la même chose que pour les capteurs précédents. Le champ se disperse de manière sphérique dans l'espace autour du capteur. C'est en observant, le module du paramètre S_{11} et le profil de dispersion du champ selon l'axe z passant par le centre du capteur que nous relevons le plus de différence par rapport aux capteurs précédemment étudiés. La Figure 29 réunit ces deux informations.

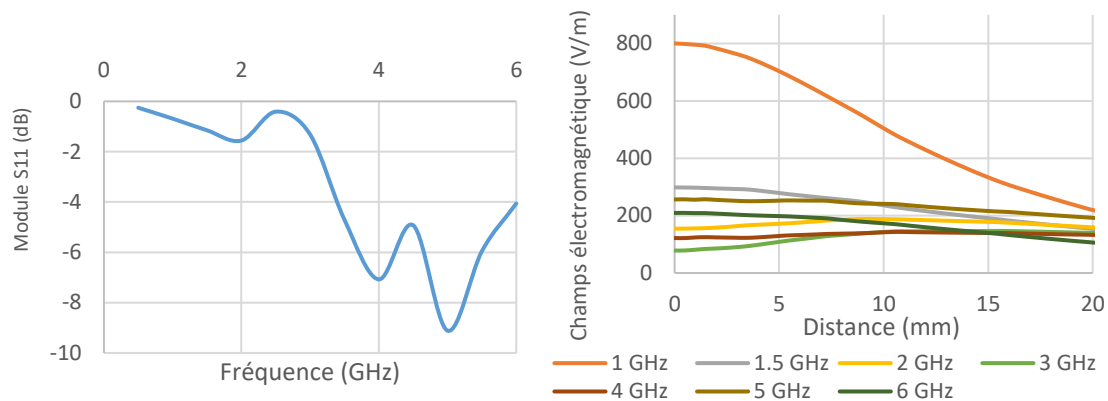


Figure 29: Module du paramètre S_{11} (gauche) et profil du champ électromagnétique selon l'axe z qui passe par le centre du capteur CapV1

Le module du paramètre S_{11} pour ce capteur est beaucoup plus faible que celui des autres capteurs qui ne dépassent pas -5 dB. Ce capteur semble rayonner plus que les autres. En ce qui concerne, le profil du champ électromagnétique le long de l'axe z passant par le centre du capteur, nous remarquons que le champ est quasiment constant après 1 GHz et ne décroît pas ce qui renforce cette hypothèse de capteur rayonnant. Le champ électromagnétique maximal au niveau du centre est lui aussi plus faible que le champ maximal des autres capteurs. En suivant le critère de détermination de la profondeur de pénétration, nous remarquons que celle-ci est supérieure à 20 mm pour la fréquence de 1.5 GHz. En appliquant le modèle de la fraction rationnelle du second ordre sur le profil du champ à 1.5 GHz, nous trouvons une profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques de 48 mm. Ce capteur possède la plus grande profondeur de pénétration mais présente un champ électromagnétique faible. Des mesures expérimentales sont nécessaires pour valider son utilité.

Un capteur qui puisse sonder le canard en profondeur est nécessaire pour pouvoir atteindre le foie qui est à une distance supérieure à 2 cm de la surface. Toutefois un capteur qui sonde les couches supérieures, comme la peau et les plumes peut être utile pour ensuite soustraire cette réponse à celles des capteurs plus pénétrants. Nous avons réfléchi à une configuration de capteur qui permettrait de commuter d'un capteur peu pénétrant à un autre plus pénétrant. Ces capteurs sont appelés capteurs commutants et sont décrits dans la partie suivante.

e) Capteurs commutants

A terme, il s'agira de trouver une méthode pour commuter d'un capteur à l'autre en utilisant un switch, par exemple. Pour commencer nous avons intégré 2 configurations dans un capteur pour imiter le comportement de deux capteurs déjà étudiés précédemment. Pour utiliser l'une ou l'autre des deux configurations il faut, pour cette première approche, changer de capteur. Le

Tableau 4 présente l'architecture de chaque capteur commutant et précise à quel capteur déjà étudié il est assimilé. Sur le

Tableau 4, la partie bleue correspond à la face avant et les parties vertes sont situées sur la face arrière, du côté du connecteur. Ces 3 métallisations face arrière sont connectées à leurs extrémités et à la métallisation face avant par des VIAS et permettent de court-circuiter un des deux gaps du capteur commutant et d'alimenter la zone conductrice souhaitée qui est ainsi de diamètre commutable. Ces lignes sont placées à équidistance les unes des autres et assez éloignées de la ligne d'alimentation pour éviter des interactions entre les champs électromagnétiques. Par exemple, les capteurs CapV3 et CapV3_1 sont complémentaires, suivant que les 3 lignes face arrière sont placées sur le gap central ou extérieur, ils miment le capteur CapV0_2 et CapV0 respectivement.

Nom du capteur	Cap V3	Cap V0_2	Cap V3_1	Cap V0
Figure du capteur				
Nom du capteur	Cap V3_2	Cap V1	Cap V3_3	Cap V0
Figure du capteur				

Tableau 4: Design des capteurs commutant

Nous avons modélisé puis simulé ces capteurs commutants. Nous avons comparé la réponse diélectrique dans l'air de ces capteurs avec celle des capteurs simples Figure 30. Le paramètre S_{11} des différents capteurs coplanaires sont représentés sur la Figure 30. Nous remarquons pour les capteurs possédant la zone conductrice centrale la plus grande (CapV0_2 et CapV1) que les paramètres S_{11} des capteurs commutant et simples ont des tendances identiques. Le capteur CapV3_1 possède une réponse similaire à celle du capteur CapV0 avant 4 GHz, alors que capteur CapV3_3, les deux réponses sont différentes même avant cette fréquence. Nous supposons que pour ce capteur, il est nécessaire de rajouter plus de lignes microruban court-circuitant le gap extérieur pour garantir une équipotentielle entre la partie conductrice intermédiaire et la masse.

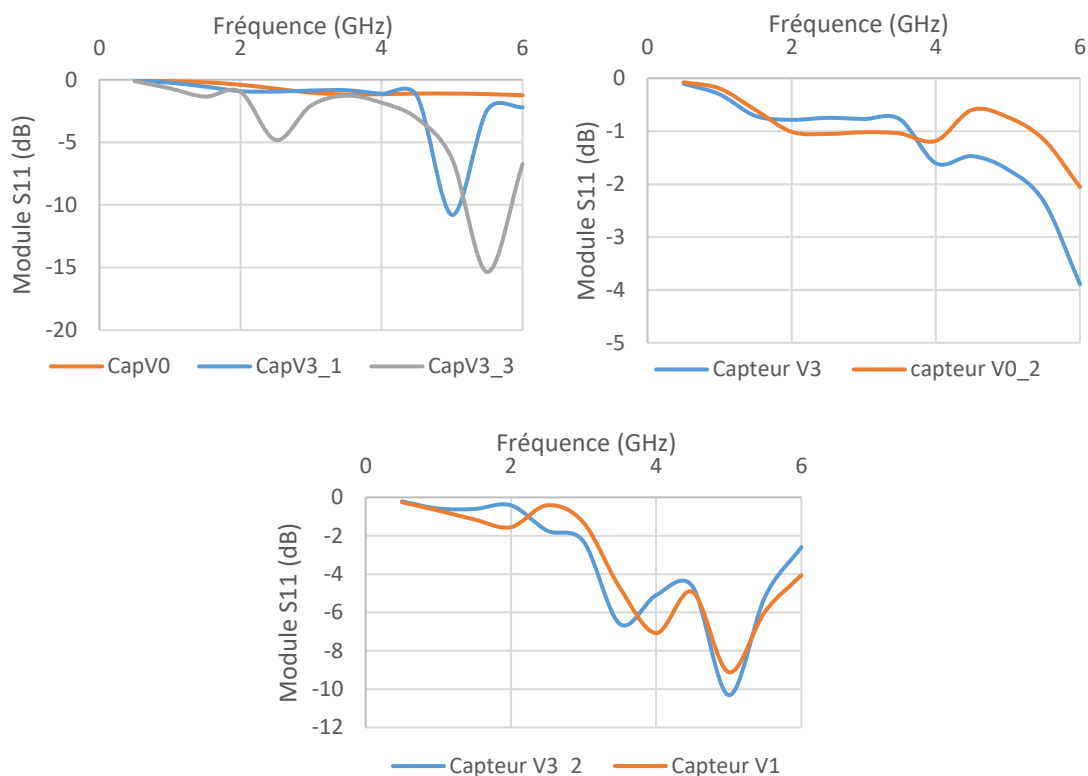


Figure 30: Comparaison des modules du paramètre S_{11} simulés des capteurs commutants et des capteurs simples leur correspondant

Une fois l'étude de tous ces capteurs faite, il est nécessaire de les fabriquer et de les caractériser expérimentalement. Nous avons fait fabriquer tous les capteurs de grandeurs $D+2G$ différentes pour valider la tendance de profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques en fonction de cette dimension. Le capteur CapV0_3 est le seul capteur simulé qui n'ait pas été fabriqué car il possède le même $D+2G$ que le capteur CapV0_1 et n'apporte pas . Les capteurs commutants ont eux aussi été fabriqués pour étudier leur comportement électromagnétique et valider leur utilité pour une future utilisation.

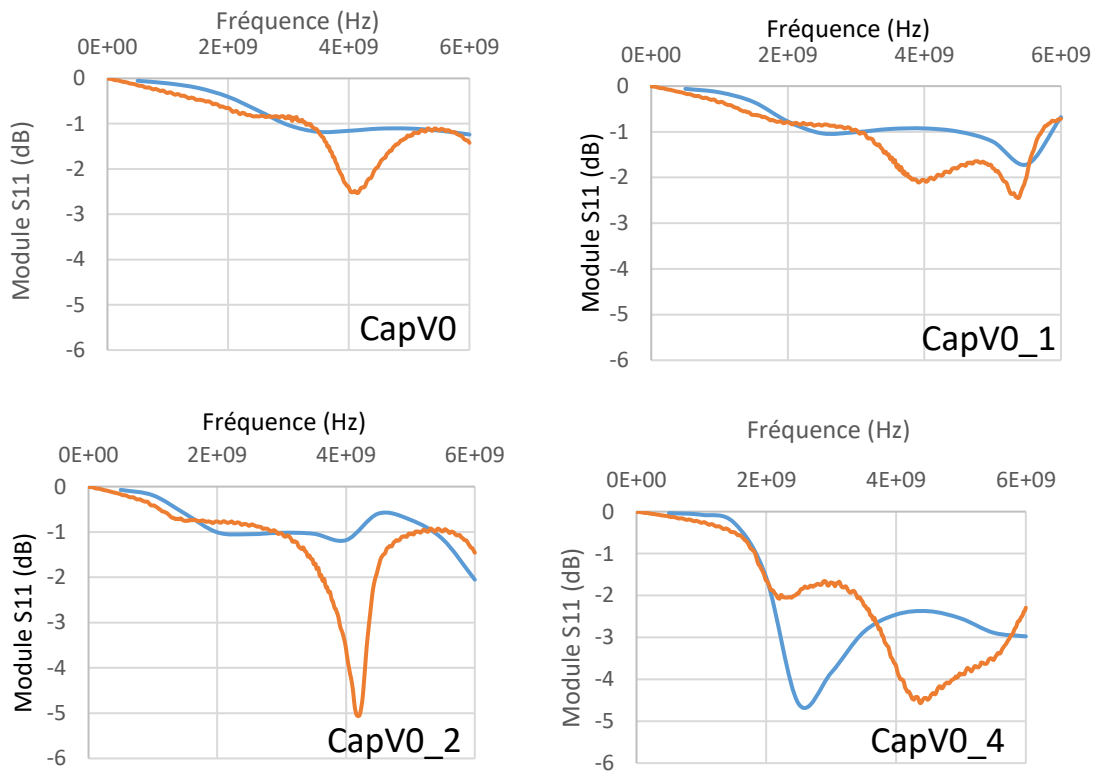
IV. Caractérisation des capteurs radiofréquences optimisés

Il est nécessaire de caractériser de manière expérimentale les capteurs radiofréquences car les simulations sur HFSS ont leurs limites, notamment dans la modélisation des connecteurs et des VIAS. Les paramètres S_{11} doivent tout de même avoir la même tendance pour les simulations et pour les mesures pour pouvoir valider le comportement électromagnétique étudié grâce au logiciel HFSS. La profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques est elle aussi à vérifier afin de déterminer le capteur avec la plus grande propagation des ondes.

Nous analysons tout d'abord les capteurs simples dans une première partie puis les capteurs radiofréquences dit commutants dans une seconde.

1) Capteurs radiofréquences simples

Pour chaque capteur radiofréquence simple des mesures de paramètre S_{11} ont été faite dans l'air à l'aide du montage décrit dans la première partie de ce chapitre et comparées aux résultats des simulations (Figure 31) calibration est faite entre chaque capteur.



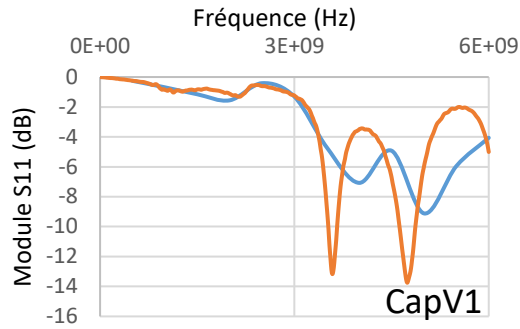


Figure 31: Comparaison du module du paramètre S_{11} obtenu par simulation (bleu) et par la mesure (orange)

Nous remarquons encore une fois que les simulations et les mesures ont la même tendance générale notamment jusqu'à 3 GHz (2 GHz pour le capteur CapV0_4). Au-delà, le capteur radiofréquence semble plus rayonner que dans les simulations d'autant plus que $D+2G$ et G sont grands. Le comportement électromagnétique étudié grâce aux simulations nous permet donc d'avoir une image correcte du fonctionnement des capteurs dans l'air. Nous pouvons donc supposer que la propagation du champ électromagnétique se fait de manière torique ou sphérique avec un maximum de l'amplitude du champ au centre du capteur, comme décrit par les simulations.

Nous avons mesuré la profondeur de pénétration des ondes dans la direction z (face au capteur) grâce à l'expérimentation avec la fiole d'eau. Tout comme pour les simulations nous nous plaçons à la fréquence de 1.5 GHz pour déterminer la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques. La fiole d'eau dé-ionisée est déplacée de 0mm à 50mm devant le capteur. Nous considérons que le champ électromagnétique est trop faible pour que son interaction avec l'eau dans la fiole soit significative lorsque le module du paramètre S_{11} n'est modifié que de 0.1 dB par rapport à la situation « sans fiole ». La Figure 32 représente le module de S_{11} obtenu pour chaque distance d'éloignement de la fiole à 1.5 GHz pour chaque capteur et normalisé par la réponse lorsqu'aucune fiole n'est mise en interaction. Le Tableau 5 résume les profondeurs de pénétrations trouvées et rappelle celles simulées. Les mesures confirment ce que nous avons relevé par les simulations. Les capteurs radiofréquence avec la plus grande

profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques sont ceux avec le patch conducteur au plus grand diamètre, c'est-à-dire les capteurs CapV0_2 et CapV1.

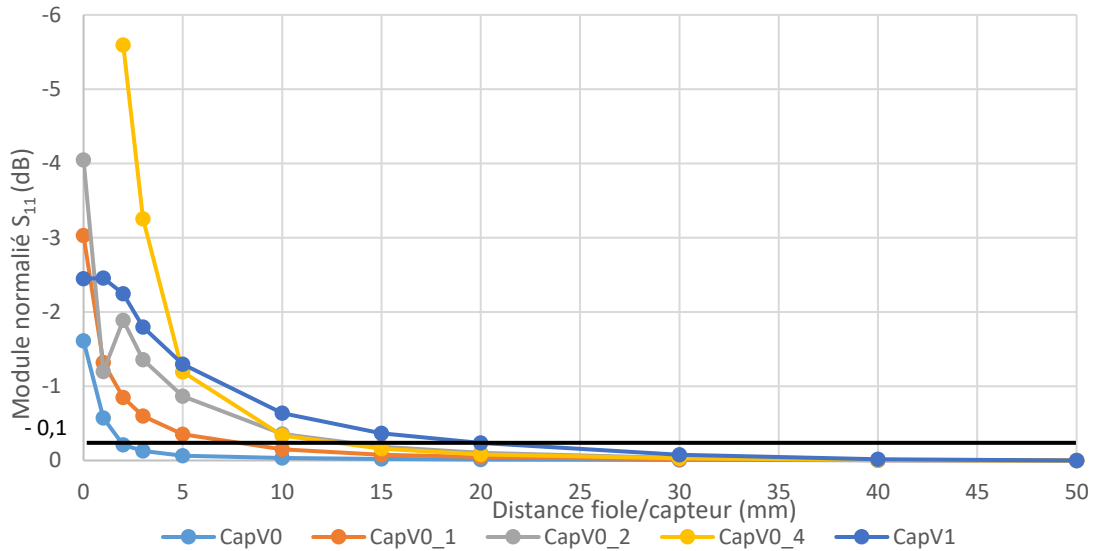


Figure 32: Module du paramètre S_{11} normalisé à 1.5 GHz en fonction de la distance d'éloignement pour chaque capteur

Nous remarquons que la différence de profondeur de pénétration entre le capteur CapV0_2 et CapV0_4 n'est pas significative. Ce dernier capteur peut aussi être un bon candidat pour sonder le canard en profondeur. Les profondeurs de pénétration du champ électromagnétique sont déterminées grâce à son interaction avec l'eau et l'air. Des mesures sur tissus biologiques de canard doivent être effectuées pour vérifier l'utilité des capteurs sur les constituants du canard.

Tableau 5: Profondeur de pénétration mesurée et simulée pour chaque capteur

Nom du capteur	Cap V0	Cap V0_1	CapV0_2	Cap V0_4	Cap V0_1
Figure du capteur					
Profondeur de pénétration mesurée	4 mm	13 mm	20 mm	19 mm	24 mm
Profondeur de pénétration simulée	10,4 mm	15,7 mm	21 mm	13,5 mm	63 mm

Les capteurs radiofréquences simples, ayant une profondeur de pénétration différente, pourront être utilisés en parallèle (dans un matricage) pour sonder les couches intermédiaires et surfaciques du canard à différents endroits sur l'animal. Les capteurs

commutants, eux, pourront être utilisés à un seul endroit pour sonder en différentes profondeurs une région.

2) Capteurs radiofréquences commutants

Nous avons eu la même démarche pour les capteurs radiofréquences commutants. Nous comparons tout d'abord les simulations aux mesures du paramètre S_{11} puis nous mesurons la profondeur de pénétration du champ électromagnétique (cf. Figure 33).

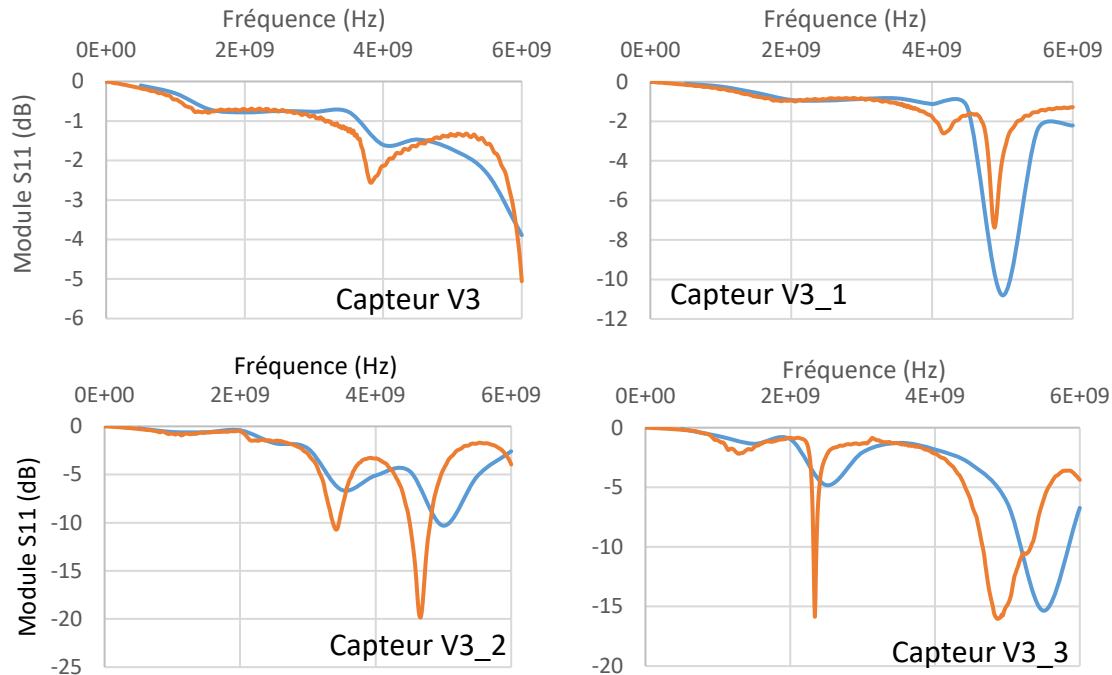


Figure 33 : Module du paramètre S_{11} simulé (bleu) et mesuré (orange) des capteurs radiofréquences commutants

Les simulations sur HFSS et les mesures ont les mêmes tendances jusqu'à 3 GHz (2 GHz pour le capteur CapV3_3 pour lequel, nous supposons, le défaut du nombre de lignes court-circuitant le gap extérieur se traduit par une résonance à 2,36 GHz). Les simulations modélisent bien les capteurs coplanaires et leur comportement électromagnétique. La profondeur de pénétration des ondes à 1.5 GHz est ensuite mesurée en utilisant la même technique que pour les capteurs simples. Le tableau ci-dessous résume les résultats trouvés.

Tableau 6: Profondeur de pénétration mesurée des capteurs commutants

	CapV3	CapV3_1	CapV3_2	CapV3_3
Profondeur de pénétration (mm)	21	14	22	26

Nous remarquons que les capteurs CapV3 et CapV3_2 qui doivent avoir le même comportement électromagnétique que les capteurs CapV0_2 et CapV1 respectivement ont des profondeurs de pénétration similaires. Alors que les deux capteurs (CapV3_1 et CapV3_3) devant ressembler au capteur CapV0 ont des profondeurs de pénétration du

champ électromagnétique très différente de 4 mm (14 et 26 mm) respectivement. Des métallisations devront être rajoutées sur les gaps extérieurs de ces capteurs pour garantir une équipotentielle entre la couronne externe et le plan de masse.

Le futur système radiofréquence de détection du poids de foie chez le canard pourra être constitué de deux sortes de capteurs : simples et commutants. Ils permettront de sonder plusieurs régions ou une même région à différentes profondeurs. Leur utilité est validée dans l'air mais doit être vérifiée sur les constituants du canard. Ces capteurs doivent permettre de différencier les différents éléments qui composent le canard à différentes étapes du gavage.

VI. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons vu de quelle manière les capteurs radiofréquences pouvaient être simulés grâce à un logiciel de simulation électromagnétique puis caractérisés par des mesures expérimentales. Grâce au logiciel HFSS, il est possible de prédire le champ électromagnétique et le paramètre S_{11} de ces capteurs. La première version du capteur a été étudié puis les différentes dimensions de la structure coplanaire ont été modifiées pour observer l'impact sur le comportement électromagnétique de chaque caractéristique. Plusieurs points ont été soulignés :

- Le champ électromagnétique semble se répartir de manière torique ou sphérique par rapport au centre du gap ou du capteur.
- Le champ électromagnétique est maximal au centre du gap ou du capteur et son amplitude dépend de la distance $D+2G$. Les capteurs avec un $D+2G$ grand possèdent une amplitude du champ électromagnétique plus grande.
- La ligne d'alimentation microruban rayonne, elle aussi vers l'arrière du capteur.
- L'observation du module du paramètre S_{11} révèle une fréquence de résonance qui varie en fonction des dimensions du capteur.
- Le profil décroissant du champ électromagnétique selon l'axe Z, qui passe par le centre du capteur, suit le modèle d'une fraction rationnelle de degrés 2.
- La profondeur de pénétration des ondes dépend elle aussi des dimensions du capteur. Les capteurs avec le plus grand patch conducteur au centre possèdent une profondeur de pénétration du champ électromagnétique plus importante. Les mesures expérimentales montrent que globalement un capteur avec un $D+2G$ important (CapV0_4) permet une répartition des ondes électromagnétiques à environ 2 cm de la surface du capteur selon l'axe z.
- Les simulations et les mesures du paramètre S_{11} correspondent globalement (jusqu'à typiquement 3 GHz). Le comportement électromagnétique des capteurs déduit par simulation est vérifié par la mesure.
- Les capteurs commutants semblent être de bon outils pour sonder à différentes profondeurs le matériau d'étude.

La majorité des capteurs étudiés par simulation ont été fabriqués pour être caractérisés de manière expérimentale dans l'air. L'étape suivante consiste à caractériser les tissus biologiques du canard avec la première version du capteur pour valider son utilisation puis de déterminer quels sont les capteurs qui répondent le mieux à nos attentes en fonction des régions qui devront être sondées sur le canard.



Chapitre 3 : Caractérisation diélectrique d'éléments constitutifs du canard gras à l'aide de mesures ex-vivo

Les capteurs radiofréquences ont été simulés et caractérisés dans l'air. La prochaine étape consiste à étudier la signature diélectrique des différents éléments qui composent le canard pour savoir si nos capteurs sont capables de sonder le foie parmi une multitude d'autres organes. Les signatures diélectriques sont tout d'abord mesurées de manière ex-vivo sur les organes à l'extérieur de la carcasse. Dans ce chapitre nous allons commencer par analyser l'anatomie du canard puis caractériser diélectriquement les différents éléments qui entourent le foie avec la première version du capteur (CapV0). Des mesures sur empilement de tissus biologiques seront ensuite étudiées pour déterminer lequel des capteurs, parmi tous ceux fabriqués semble avoir la meilleure capacité à sonder le foie. Le capteurs radiofréquence le plus optimal est ensuite caractérisé en détail et optimisé. Enfin la dernière partie présente un protocole expérimentale sur carcasse et un traitement de données permettant de prédire une dimension du foie capable de donner une information sur le poids de foie gras.

I. Anatomie du canard gras

1) Les palmipèdes gras

Les canards élevés pour la production de foie gras proviennent principalement de deux races : les canards mulards et les canards de Barbarie. Des études ont été faites sur diverses espèces de palmipèdes (Pékin, Mulard, Barbarie, Hinny) et montrent que ces deux races sont celles qui produisent de meilleurs foies gras [79], [80]. Le canard de Barbarie est un canard à chair abondante mais plus maigre que celle du canard commun. Cette espèce fût importée d'Amérique du Sud au 15^{ème} siècle. Ces animaux sont naturellement très gloutons, ce qui fait d'eux de bons candidats pour le gavage. Le canard mulard quant à lui est une espèce robuste adaptée à la production de foie gras. Cette race résulte du croisement entre un canard mâle de Barbarie et une cane de race commune (Pékin). Le canard mulard est l'espèce la plus répandue dans les élevages français pour la production de foie gras et pour sa viande. Au cours de cette thèse les études ont été faites en grande partie sur des canards mulards et sur un lot de canard de Barbarie.

Même si chaque espèce a sa spécificité, tous ces canards présentent la même anatomie. Pour fabriquer de manière optimale le dispositif radiofréquence, il est nécessaire de connaître l'emplacement exact du foie dans l'animal et les organes qui l'entourent.

2) Organisation générale des organes

Le canard fait partie de la famille des palmipèdes, c'est-à-dire des oiseaux aux pieds palmés qui regroupent les oies, les cygnes et les canards. La chaleur corporelle de ces animaux est plus élevée que celle des mammifères, elle est d'environ 41.1 °C. Les propriétés diélectriques des tissus dépendent de la température c'est donc une propriété à prendre en compte dans l'analyse des résultats. L'anatomie des canards est organisée autour de la faculté qu'ont ces oiseaux à voler : les os sont relativement légers et l'appareil digestif est court. Dans le cadre de cette thèse c'est la partie ventrale du canard qui nous intéresse. C'est dans cette région que se trouve le foie du canard, au milieu d'autres organes. Pour les premières dissections le canard était déplumé. Il est placé sur le dos

c'est la manière la plus directe d'accéder au foie. La Figure 34 est la photo d'un canard mort sur le dos, ouvert, elle permet de localiser les différents éléments qui constituent le canard gras en fin de gavage.

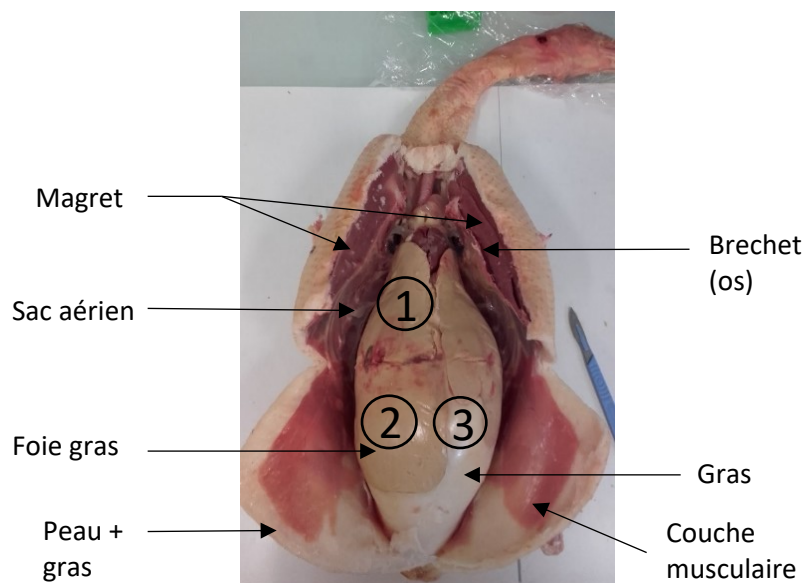


Figure 34: Photographie d'un canard déplumé mort et ouvert sur le dos

En ouvrant le canard sur le ventre, nous trouvons trois régions distinctes sous la peau et le gras qui forment une couche unie. Ces trois zones sont représentées sur la Figure 34 :

- La première zone correspond à celle du magret qui repose sur le bréchet, qui est un os et qui lui-même se situe au-dessus de la partie supérieure du foie. C'est dans cette région du canard que nous trouvons du foie à n'importe quels moments du gavage. Dès les premiers jours d'engraissement le foie croît, grossit et s'allonge en direction de la deuxième zone.
- La région 2 est la zone où le lobe gauche du foie s'étend au cours du gavage. Entre le foie et la couche de peau et de gras nous trouvons des sacs aériens rempli d'air qui permettent au canard de respirer. Une fine couche musculaire d'environ 1 mm est collée à la couche de peau et s'étend sur la totalité du ventre sous le bréchet. Elle se retrouve aussi dans la zone 3.
- Dans la région 3 c'est le lobe droit du foie qui se développe au cours du gavage. Le lobe droit se développe moins que le gauche. Dans cette zone nous trouvons principalement du gras abdominal.

Pour obtenir les paramètres diélectriques du foie, il est nécessaire que notre capteur rayonne les ondes électromagnétiques jusqu'à lui afin qu'il y ait une interaction avec la matière. La profondeur de pénétration des ondes doit être supérieure à l'épaisseur des différentes couches qui se trouvent au-dessus du foie. Il est aussi important que le signal diélectrique des différents organes qui entourent le foie et le signal du foie lui-même soit différent. C'est ce qui est vérifié à l'aide des mesures ex-vivo. Nous étudions 5 organes particuliers qui sont la couche cutanée (peau + gras), le gras abdominal, le magret, l'os (le bréchet) et le foie. Ces différents organes sont tout d'abord décrits dans la suite de cette partie.

a) Le bréchet

Le bréchet est un os qui fait partie du squelette de la cage thoracique, c'est une extension du sternum. Ce dernier est un large plateau osseux concave dorsalement, convexe ventralement, qui couvre plus de la moitié de la partie ventrale. Les limites du bréchet au niveau du ventre sont repérables par palpation. Au toucher, le bréchet se ressent comme un T à l'envers. C'est ce que les deux traits pleins noirs représentent sur la photographie de gauche de la Figure 35. L'épaisseur du bréchet est variable, selon la région qui nous intéresse, mais reste assez faible, de l'ordre de 2 ou 3 mm dans la zone au-dessus du foie.



Figure 35: Visualisation du bréchet sur une carcasse de canard, géométrie ressentie au touché (à gauche), vue générale de face (milieu) et zoom sur le bréchet vu de face (à droite)

Le bréchet étant un os, il est solide. Il est constitué d'eau (1/4 du poids de l'os), de matières organiques (1/3 du poids) dont principalement une protéine appelée osséine et de sels minéraux inorganiques qui comprennent par exemple le calcium, le fer, le sodium, etc. La composition des os ne change pas au cours du gavage, la signature diélectrique du bréchet est donc la même tout au long de cette période. C'est sur cet os que repose le magret.

b) Le magret

Le magret est une viande musculaire qui se décompose en deux pièces distinctes de même texture et de même composition séparées par une fine lame du bréchet. Ces deux pièces de magret sont indiquées sur la photographie de la Figure 36. Il existe donc un magret gauche et un magret droit sur le torse du canard.

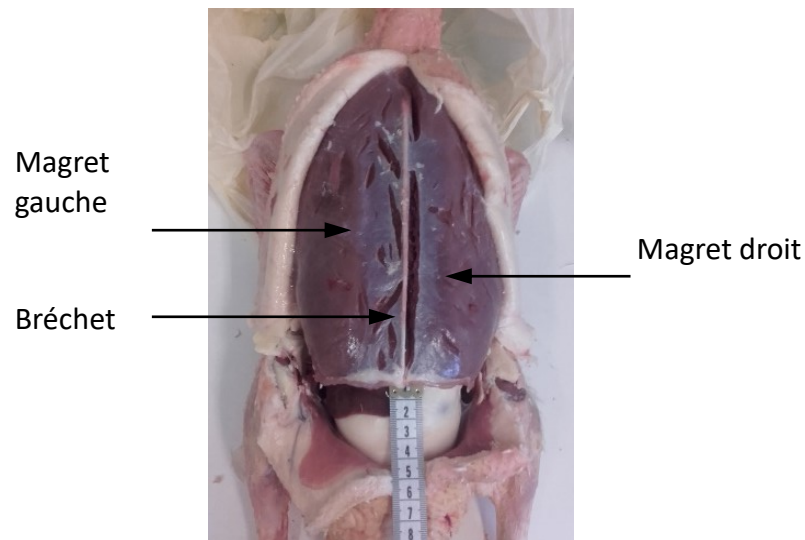


Figure 36 : Vue de face des deux parties du magret sur une carcasse de canard

Le magret est un muscle de la poitrine du canard, il est aussi appelé « Pectoralis Major ». C'est un muscle riche en fibres musculaire qui permet les efforts prolongés importants chez les oiseaux migrateurs notamment. Il est donc très vascularisé de manière à permettre l'oxygénation des muscles. C'est pour cette raison que cette viande est rouge foncée (beaucoup de globules rouges). Les fibres musculaires du magret sont serrées de manière compacte rendant la viande très dense. Ce muscle est pauvre en graisses saturées (lipides 3%) mais riche en eau (76 %) en protéines (entre 16 et 18 %), en graisses mono-insaturées, ainsi qu'en fer et en vitamines du groupe B. La teneur en lipides et en eau du magret peuvent être mesurées par spectroscopie dans le proche infrarouge (SPIR) [81]. D'après les travaux de A. Auvergne, au cours du gavage le magret continue de se développer mais sa composition et sa texture ne varient que très légèrement [82]. La teneur en eau diminue de 75 à 77% alors que le pourcentage de lipides augmente de 3 à 5% [83]. Ces variations sont faibles et n'engendrent probablement pas de variation de signatures diélectriques du magret au cours du gavage. Cette hypothèse sera vérifiée grâce aux mesures ex-vivo sur échantillons de magret provenant de canard à différents stades de gavage.

L'augmentation lipidique engendrée par la consommation de maïs, par le canard, au cours de l'engraissement se traduit majoritairement par une variation de la composition du foie et par des dépôts adipeux sous-cutanés et abdominaux.

c) La couche cutanée et le gras abdominal

Au cours du gavage, le canard est nourri principalement de maïs qui est riche en amidon. Ce glucide est essentiel pour la synthèse de lipides dans le foie. En effet, le foie transforme les glucides du maïs en acides gras. Ces acides gras sont ensuite soit stockés par le foie, qui conduit à la création du foie gras, ou exporté par l'organisme pour engraisser la carcasse (réserve d'énergie). Les acides gras exportés deviennent des dépôts adipeux que l'on retrouve principalement sous la peau et dans le gras abdominal.

Lors de différentes dissections nous avons remarqué que la peau (couche cutanée et gras sous-cutané) est plus épaisse chez le canard gavé que chez le canard maigre. La même remarque peut être faite avec le gras abdominal. Nous en trouvons en plus grande

quantité autour de tous les organes abdominaux et notamment sous le lobe droit du foie du canard gavé. Une étude, au cours de la cinétique du gavage, a montré que le foie et le gras abdominal sont les constituants dont le poids augmente le plus. En effet, entre le premier jour de gavage et le dernier (le 12^{ème}), le poids du gras abdominal augmente de 94g, celui du magret de 22g et celui du foie de 674g. Le tableau suivant présente l'évolution du poids de chacun de ces éléments à trois périodes différentes du gavage : avant gavage, mi-gavage et gavé [84]. Cette étude s'est portée sur 30 canards de chaque stade. Au cours du gavage, 24 repas sont donnés au canard (2 par jour).

Tableau 7 : Variation du poids de certain élément du canard au cours du gavage [84]

	Maigre	Mi-gavé (12 repas)	Gavé	Delta (gavé – maigre)	Delta en %
Foie (g)	84	343	758	674	11%
Magret (g)	267	268	289	22	92 %
Gras abdominal (g)	28	71	122	94	23%

Nous remarquons que les plus grandes variations physiologiques au cours de l'engraissement ont lieu au niveau du gras (sous-cutané ou abdominal) et du foie. Pour ces deux éléments le poids de l'organe maigre représente respectivement 11% et 23% du poids de l'organe gras (du canard gavé). Cependant un autre paramètre peut varier de manière considérable au cours de cette période, c'est le volume des sacs aériens. Ils sont présentés dans la partie qui suit.

d) Les sacs aériens

Comme tous les oiseaux, l'appareil respiratoire des canards possède des sacs aériens qui jouent le rôle de « soufflet ». Ils ne participent pas aux échanges gazeux mais permettent de faire circuler l'air dans les poumons grâce aux mouvements du sternum et de la paroi thoracique [85], [86]. Les sacs aériens possèdent d'autres utilités, ils allègent le corps, modifient le centre de gravité, jouent un rôle dans la régulation de la température corporelle et ils protègent et isolent les organes abdominaux. Les sacs aériens sont au nombre de 9 et sont en grande majorité paire et se regroupent sous deux catégories :

- Les sacs aériens antérieurs (cervical, claviculaire, thoracique crânial),
- Les sacs aériens postérieurs (thoracique caudal et abdominal).

Les sacs aériens qui nous intéressent sont les sacs aériens postérieurs car c'est ceux que l'on retrouve au niveau du foie c'est-à-dire au niveau de l'abdomen. La paroi des sacs aériens est très fine, elle est principalement constituée de fibres élastiques. Cette membrane n'est pas visible sur les radiographies si elle est saine car elle est très faiblement vascularisée. A l'inverse, l'air contenu dans ces sacs est un contraste naturel pour la radiographie. La taille des sacs aériens n'est pas la même lors de l'expiration et de l'inspiration, ils sont plus petits dans le premier cas. La Figure 37 est un exemple de radiographie ventrale du canard. Les sacs aériens et le foie sont mis en évidence sur cette figure. Nous remarquons que ces sacs sont à proximité du foie, leur présence devra donc être prise en compte dans l'analyse des données. Les ondes électromagnétiques rayonnées

par le capteur radiofréquence doivent être capable de traverser la couche d'air présente dans les sacs aériens pour interagir avec le foie qui se trouve en dessous.

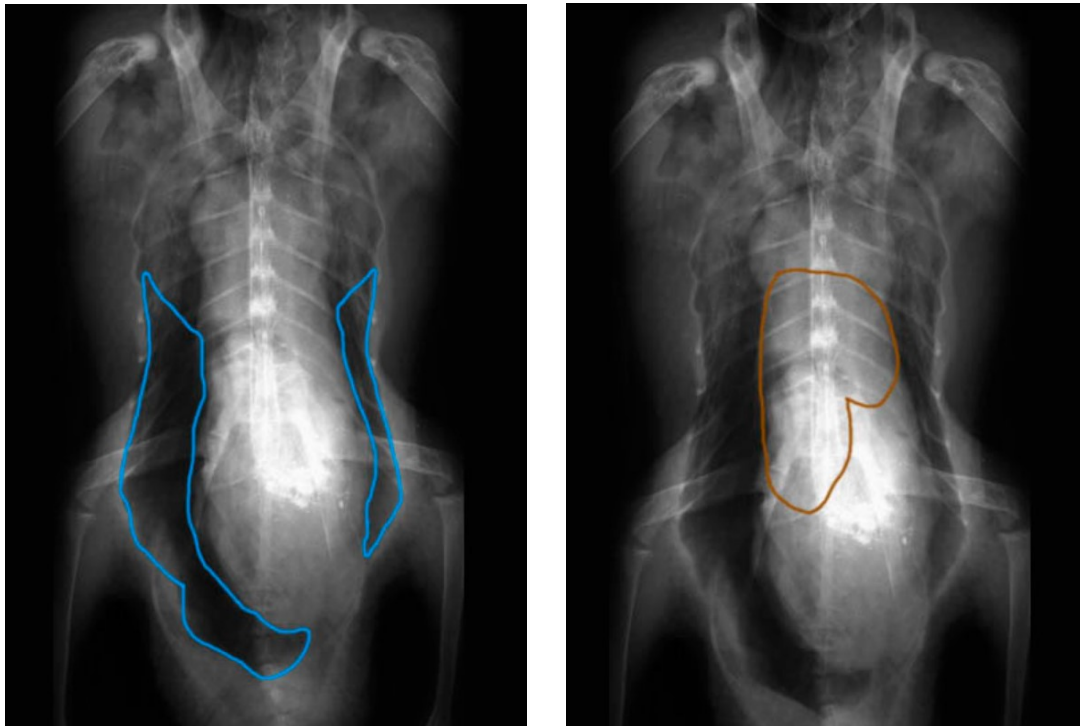


Figure 37: Radiographie des sacs aériens abdominaux (à gauche) et du foie (à droite)

e) Le foie

Le foie est l'organe qui subit le plus de modification au cours du gavage. Le canard est gavé pour que son foie grossisse jusqu'au stade de la stéatose hépatique obtenue en fin de gavage. La composition du foie, sa couleur, sa texture et sa rigidité changent au cours de ce processus.

Le foie du canard est bilobé. Les deux lobes allongés sont séparés par une incisure profonde. Tout au long du gavage, le lobe gauche du foie est plus développé que le lobe droit. Avant le gavage, le foie du canard prêt à gaver (PAG) ne dépasse pas du bréchet puis au cours de l'engraissement le lobe gauche pousse hors du bréchet. Le lobe droit quant à lui, peut ne pas dépasser du bréchet en fin de gavage. Sur la Figure 38, nous pouvons observer le foie d'un canard gavé dépassant du bréchet.

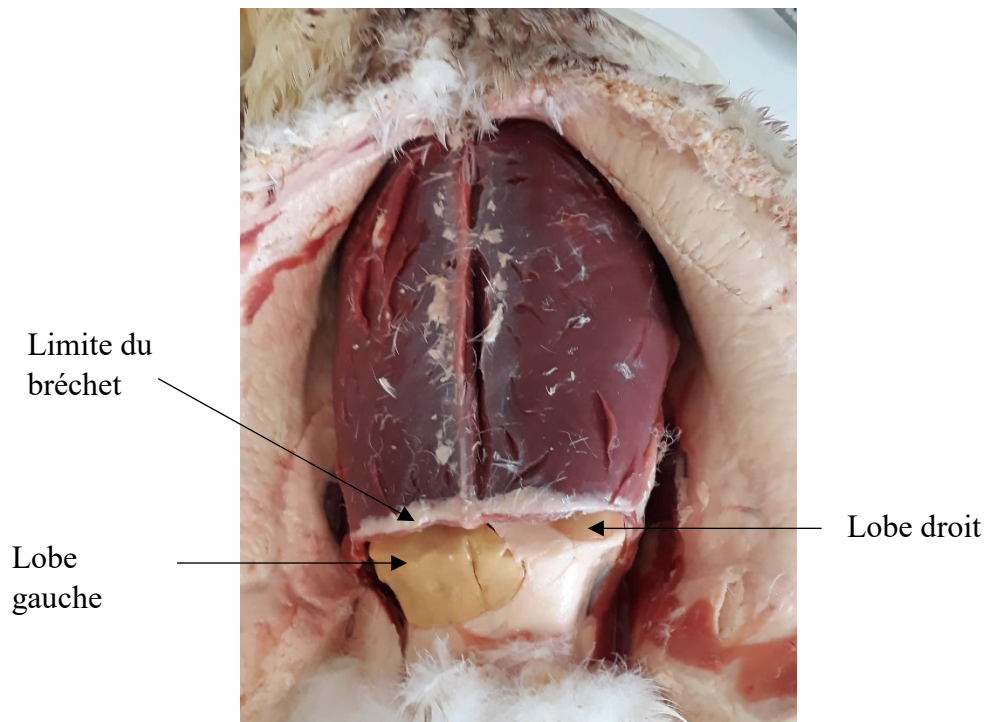
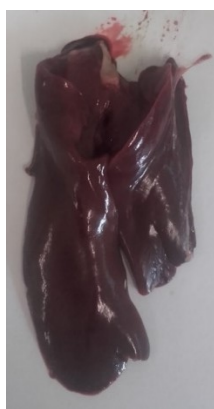


Figure 38 : Photographie du foie sortant du bréchet, à l'intérieur d'un canard gavé

Les modifications subies par le foie se remarquent, tout d'abord, de manière visuelle. Au cours du gavage, le foie change de couleur et de texture. Pour le canard PAG le foie est plus rouge et sanguinolent. Lorsque le canard commence à être gavé, le foie devient beige, plus gros et moins veineux. La Figure 39 rassemble trois photographies de foie de canard à différents stades de gavage. Le poids et la longueur de chaque foie sont précisés sous chaque photo.



Longueur : 12,5 cm
Poids : 54 g



Longueur : 17,5 cm
Poids : 271 g



Longueur : 19 cm
Poids : 586 g

Figure 39: Photographie de foies à différents stades de gavage, PAG (gauche), mi-gavé avec 14 repas (milieu) et gavé (droite)

Une étude menée par une équipe canadienne, au début de l'année 2020, a montré grâce à un suivi échographique que le foie se rigidifie au cours de l'engraissement [87]. Cette étude a été faite en analysant l'effet de la graisse hépatique (c'est-à-dire celle du foie) sur les biomarqueurs échographiques. Ces résultats concordent avec ceux d'études

antérieures faites sur des échantillons ex-vivo [88], [89]. Le foie devient plus rigide en fin de gavage lorsque la graisse hépatique devient abondante.

La variation de rigidité et de couleur provient du changement de composition du foie. Au cours du gavage, ce sont principalement les pourcentages de lipides et d'eau que contient le foie qui varient. L'amidon présent dans le maïs se transforme en triglycérides, phospholipides et cholestérols. Le poids du foie augmente avec la quantité de lipides et la teneur en eau. Cependant le pourcentage d'eau par rapport aux lipides diminue. Ce pourcentage est calculé à partir du poids total du foie pour chaque canard. Comme le montre la Figure 40 empruntée aux travaux de l'ENSAT et de l'INRAE de Toulouse [90], [91]. Au cours des 10 jours de gavage les canards ingurgitent tous la même dose alimentaire deux fois par jour.

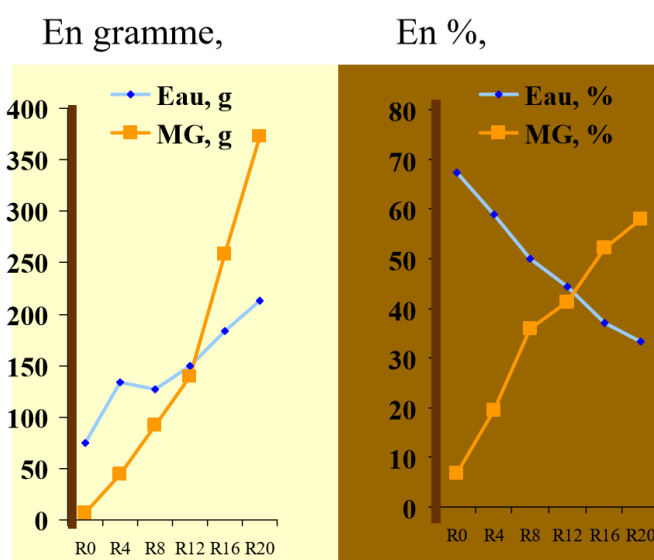


Figure 40: Evolution de la teneur en eau et lipides du foie au cours du gavage (MG = matières grasses) [84], [90]

Le poids des lipides augmente plus abruptement au cours des 8 derniers repas c'est-à-dire au cours des 4 derniers jours de gavage. C'est aussi à ce moment que le poids de foie augmente considérablement (cf Figure 41) et que le lobe gauche du foie commence à dépasser du bréchet. L'évolution du poids de foie et la composition en lipides au cours du gavage sont obtenus en abattant un canard à chaque phase. Le poids de foie augmentant plus rapidement à la fin de l'engraissement notre dispositif radiofréquence devra être utilisé plus régulièrement pendant cette période pour contrôler efficacement le poids de foie.

Chez le canard, la stéatose hépatique est réversible, c'est-à-dire que le foie retrouve sa composition et sa taille d'origine si le canard n'est plus gavé. C'est pour cette raison que les canards sont gavés de manière constante, à la même heure deux fois par jour, au cours de la période de gavage.

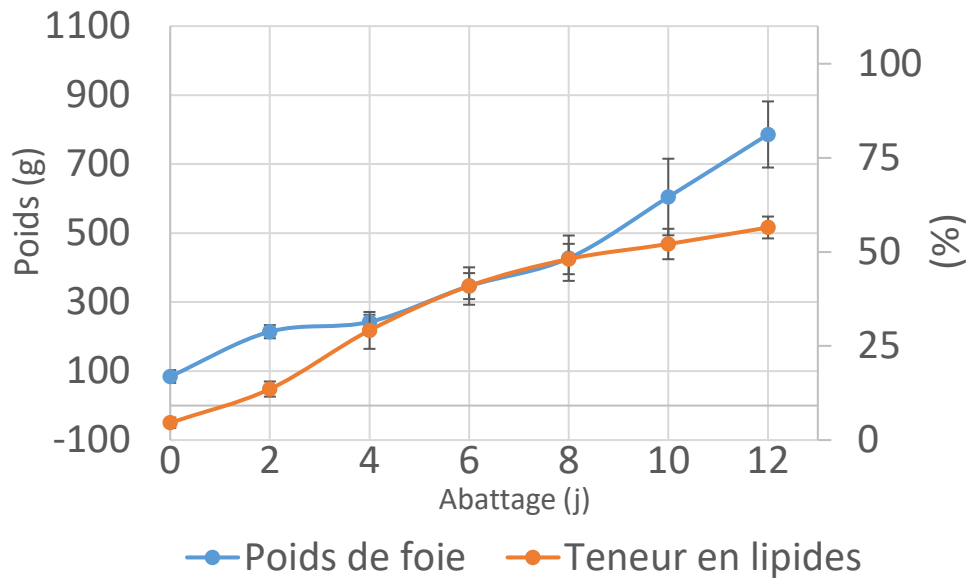


Figure 41 : Évolution du poids de foie et de la composition en lipides au cours du gavage [91]

La variation de composition du foie, au cours de l'engraissement, devra être prise en compte pour le traitement des données.

La première étape des mesures ex-vivo consiste à déterminer la signature diélectrique de chacun des éléments qui compose le canard et plus précisément ceux qui entourent le foie. En effet, il faut s'assurer que les ondes électromagnétiques radiofréquences puis notre capteur hyperfréquence sont capables de différencier les différents organes afin de déterminer la taille du foie à différents moments du gavage. Une première étude a été réalisée avec une sonde coaxiale Keysight, actuellement commercialisée, pour valider la gamme de fréquences d'analyse. Puis une étude, avec notre dispositif radiofréquence, sur le foie lui-même au cours de l'engraissement et une comparaison des signatures diélectriques de foie de différents canards à un même stade de gavage a été faite pour valider l'utilisation de notre capteur radiofréquence, les résultats et leur reproductibilité.

II. Caractérisation diélectrique des organes du canard grâce à une sonde coaxiale de la marque Keysight

1) La sonde coaxiale Keysight

Notre équipe dispose d'une sonde coaxiale Keysight permettant de déterminer la permittivité complexe de liquide et de solide [58]. Cette sonde coaxiale est généralement utilisée pour déterminer la permittivité relative réelle et imaginaire d'échantillons pour ensuite intégrer ses valeurs aux simulations électromagnétiques sur HFSS. L'étude des variations de permittivité en fonction de la fréquence et des suivies en température sont facilement réalisable avec ce genre d'instrument.

La sonde coaxiale que nous avons utilisée est la sonde appelée « performance ». Elle est adaptée à notre gamme de fréquences (10 MHz- 50 GHz) et à la taille de nos échantillons (extrémité de 9,5 mm de diamètre). Les différentes dimensions de cette sonde

coaxiale sont détaillées sur la Figure 42. Cet instrument peut être utilisé entre -40°C et 200°C .

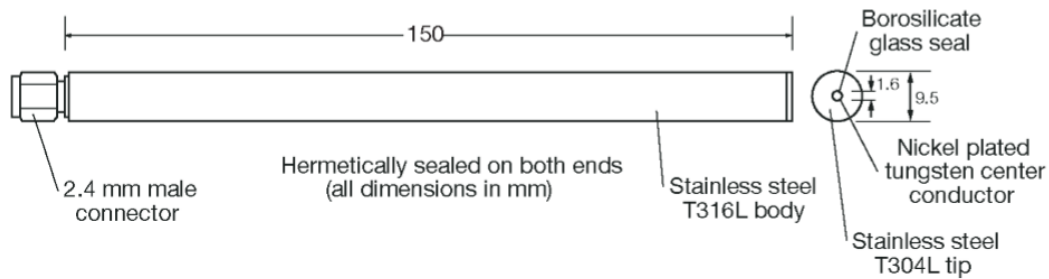


Figure 42 : sonde "performance" de la marque Keysight

2) Caractérisation des éléments du canard gavé

Des échantillons de différents organes (magret, foie, peau, gras) du canard gavé ont été prélevés sur une carcasse puis 5 mesures ont été réalisées sur 2 morceaux différents de chaque élément, avec la sonde coaxiale. Entre chaque mesure l'extrémité de la sonde est nettoyée avec de l'isopropanol. La sonde doit être plaquée contre l'échantillon. Il faut éviter qu'une fine couche d'air se forme entre l'échantillon et l'extrémité de la sonde. Les permittivités réelles et imaginaires pour chaque échantillon sont représentées sur la Figure 43.

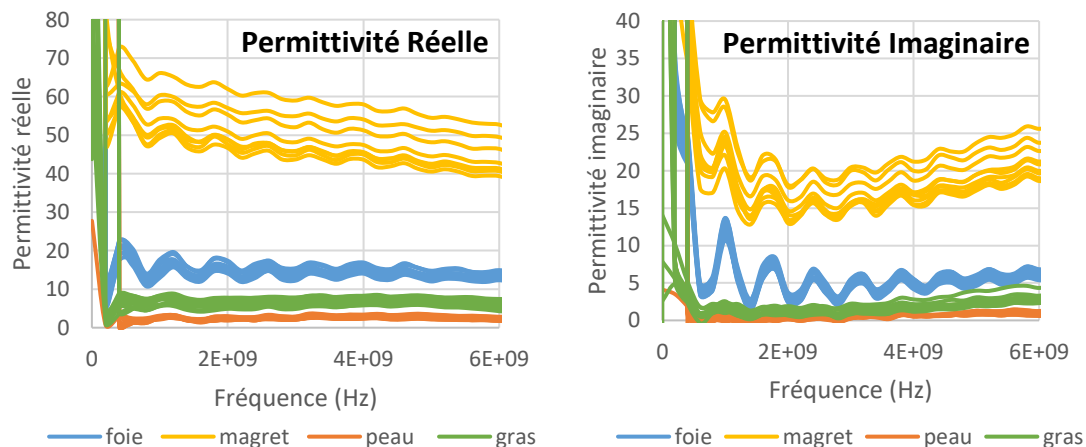


Figure 43 : Permittivité réelle (à gauche) et permittivité imaginaire (à droite) des différents éléments du canard gavé

Nous remarquons que les permittivités réelles et imaginaires des différents éléments du canard permettent de les différencier dans la gamme de fréquences allant de 10 MHz à 6 GHz. Les ondes électromagnétiques radiofréquences peuvent donc nous permettre de caractériser diélectriquement les constituants du canard gavé. La permittivité complexe du foie se situe entre celle du magret composé essentiellement d'eau et celle du gras composé en grande majorité de lipides. Ces résultats sont donc en accord avec la composition du foie gras détaillée dans la première partie de ce chapitre.

Suite à ces résultats nous avons cherché à caractériser les éléments du canard avec la première version de notre capteur radiofréquence entre 10 MHz et 6 GHz.

III. Caractérisation diélectrique des organes du canard grâce à la première version du capteur « CapV0 »

Pour étudier la signature diélectrique du foie et des différents éléments qui l'entourent nous avons utilisé la première version du capteur (CapV0) que nous avons à notre disposition au début de ces travaux et qui présente un champ électromagnétique maximal important au centre du capteur, assurant ainsi une bonne sensibilité de ce capteur même si la profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques est faible (4 mm). Les différents organes sont isolés et extraits du canard par dissection. Dans un premier temps, cette étape est faite sur canard déplumé placé à température ambiante (22° environ) durant une heure avant ouverture de l'animal. L'animal est récupéré en élevage pour être caractérisé le jour même ou le lendemain, auquel cas, le canard est conservé à une température de 4°C. Ce sont l'os, la peau (sans les plumes), le magret, le gras abdominal et le foie qui sont étudiés.

1) Différenciation des constituants du canard gavé

Une fois les différents organes extraits du canard gavé mort, ils sont coupés en petite pièce rectangulaire, de même épaisseur, pouvant recouvrir l'intégralité de la face avant du capteur radiofréquence (30x38mm²). Le capteur est placé face avant vers le ciel de sorte que les échantillons se posent à sa surface (cf Figure 44). Le contact dépend donc du poids de l'échantillon. Les mesures sont faites 5 fois sur chaque morceau d'organe pour étudier la répétabilité des résultats.

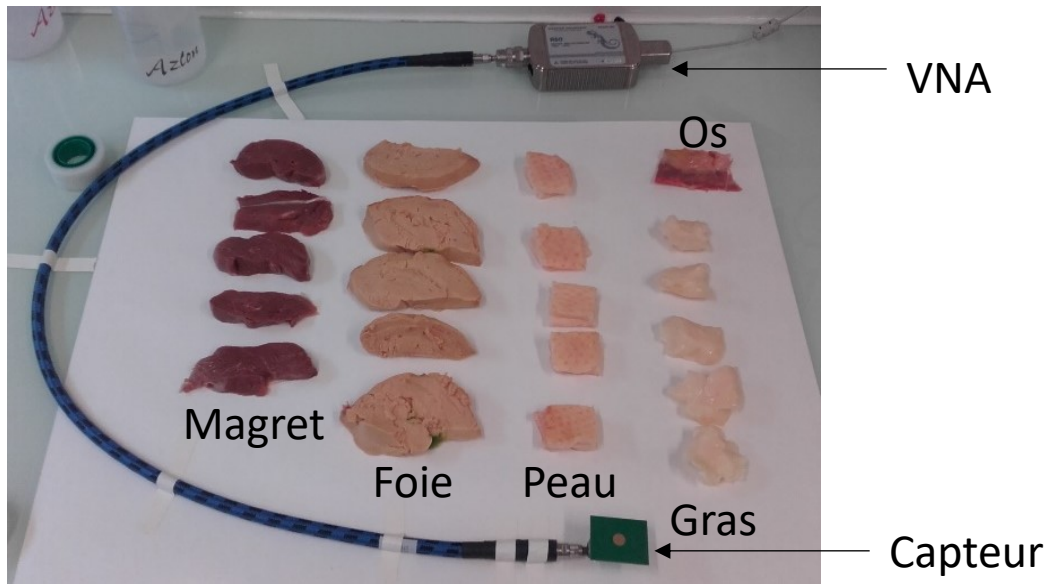


Figure 44 : Photographie du banc de mesures et des échantillons des différents constituants

Pour une meilleure visualisation des résultats nous étudions le module du paramètre S_{11} , la phase est étudiée plus tard dans une autre représentation des résultats. Les mesures sont réalisées après une phase de calibrage SOLT. La Figure 45 rassemble les 5 courbes des modules du coefficient de réflexion pour chaque constituant étudié du canard gavé.

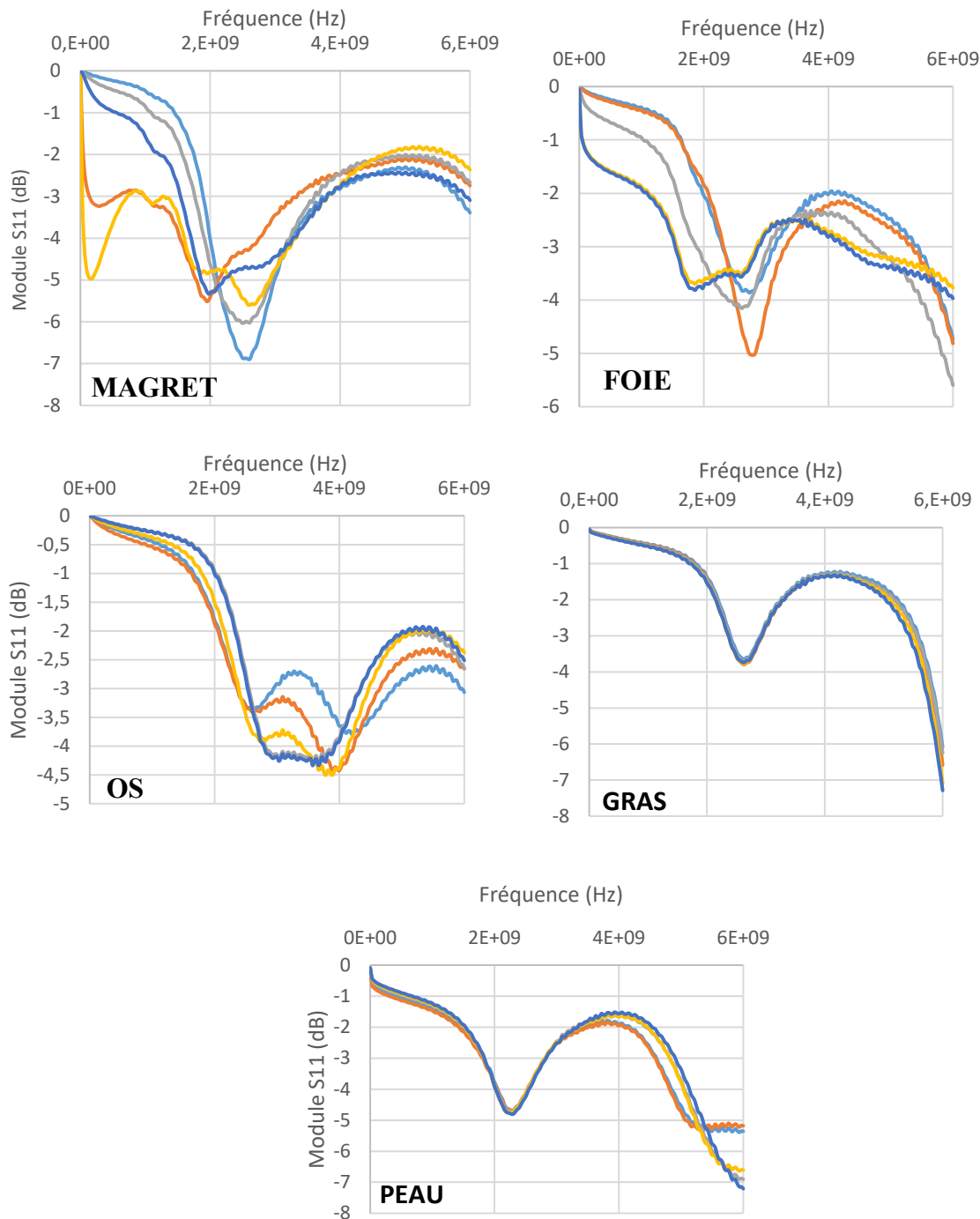


Figure 45: Module du paramètre S_{11} pour les différents constituants du canard gavé

Nous remarquons une bonne répétabilité du module du paramètre S_{11} pour les 5 mesures sur les pièces de gras et de peau. Nous appelons peau, la couche cutanée et le gras sous-cutané, ici sans plume. Contrairement au gras abdominal et à la peau, le magret, le foie gras et l'os n'ont pas d'aussi bonne répétabilité du module du coefficient de réflexion. Les variations entre les mesures peuvent atteindre 2 à 3 dB selon la fréquence. Plusieurs choses peuvent être à l'origine de cette variation. L'os est solide et sa forme n'est pas plate sur toute sa surface, les régions en contact avec le capteur peuvent varier d'une mesure à l'autre. Pour le magret et le foie qui sont plus rigides que le gras et la

peau, le contact entre les échantillons et le capteur peut aussi être variable. Une solution est de mettre un poids sur les échantillons afin de contrôler le contact et la pression appliquée. Nous avons placé un poids de 50g au-dessus de l'échantillon mesuré (cf Figure 46). Le poids est plus grand que la surface du capteur, la pression appliquée est donc homogène sur toute la face avant du capteur radiofréquence.

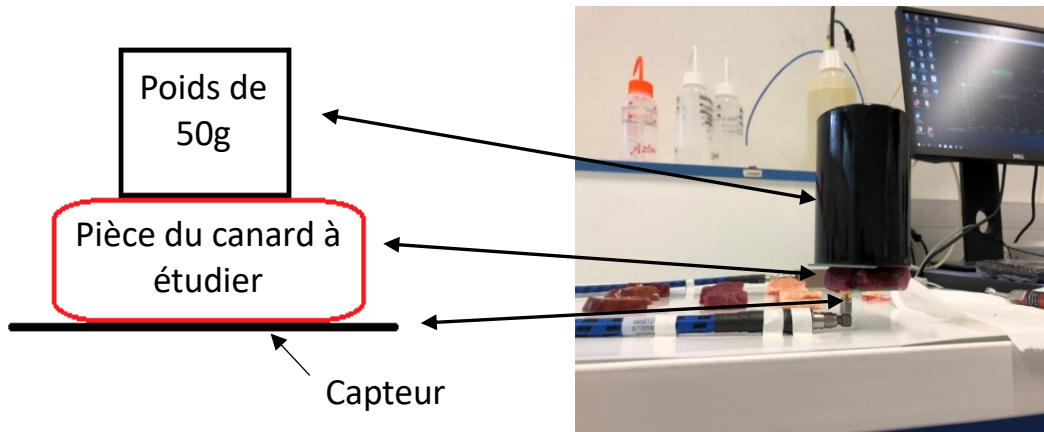


Figure 46 : Schéma explicatif de l'ajout d'un poids sur les échantillons à analyser

Les mesures ont été refaites sur les organes qui avaient une faible répétitivité, c'est-à-dire sur le magret, le foie gavé et l'os. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure suivante.

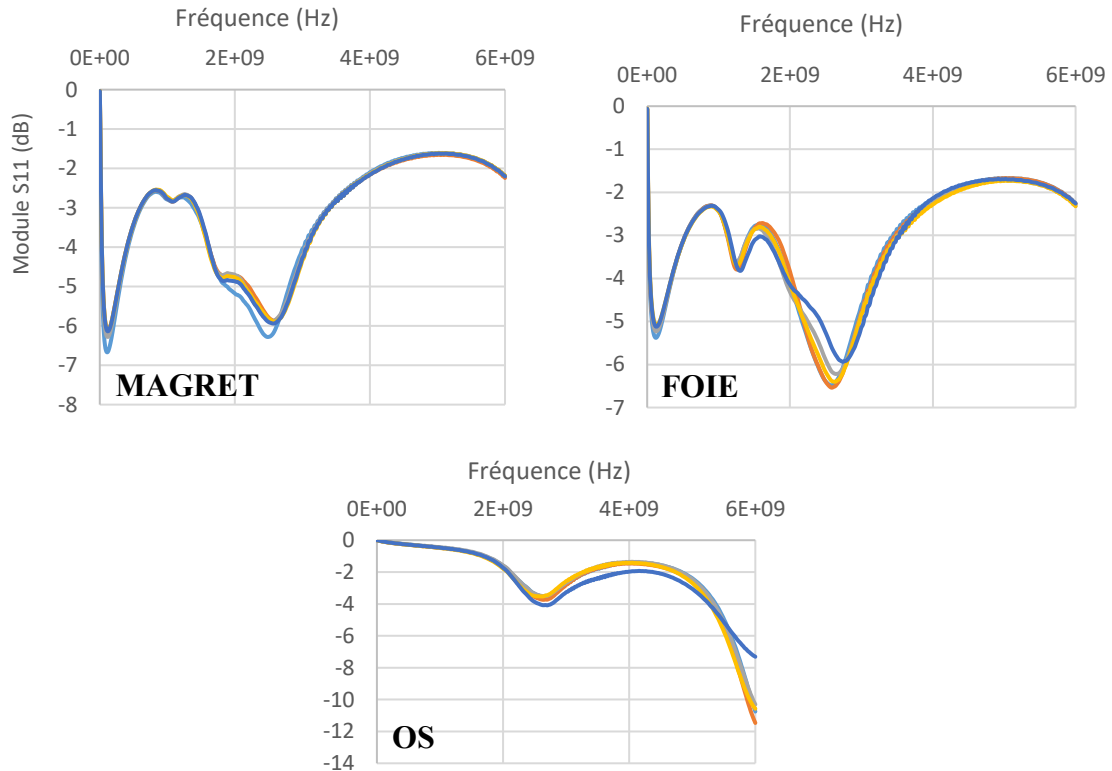


Figure 47 : Module du coefficient de réflexion pour le magret, le foie et l'os après ajout d'un poids

L'écart-type du module du paramètre S_{11} , issue des courbes de la figure Figure 47, pour chaque organe est visible sur la Figure 49. Nous remarquons que les écarts-types ne dépassent pas 0,8 dB sauf pour l'os à 5,7 GHz. Or comme nous l'avons évoqué précédemment cette écart-type élevé peut venir de l'état solide de l'os qui empêche un bon contact entre l'échantillon et le capteur radiofréquence. La répétabilité des résultats s'est nettement améliorée avec l'ajout du poids de 50g. Le contact entre l'échantillon et le capteur radiofréquence doit donc être contrôlé pour une meilleure répétabilité et comparaison des résultats. Les 5 mesures faites sur un même échantillon d'un organe peuvent être moyennées, nous obtenons alors la signature diélectrique des différents constituants de canard gras entre 10 MHz et 6 GHz. Ces différentes réponses sont visibles sur la Figure 48.

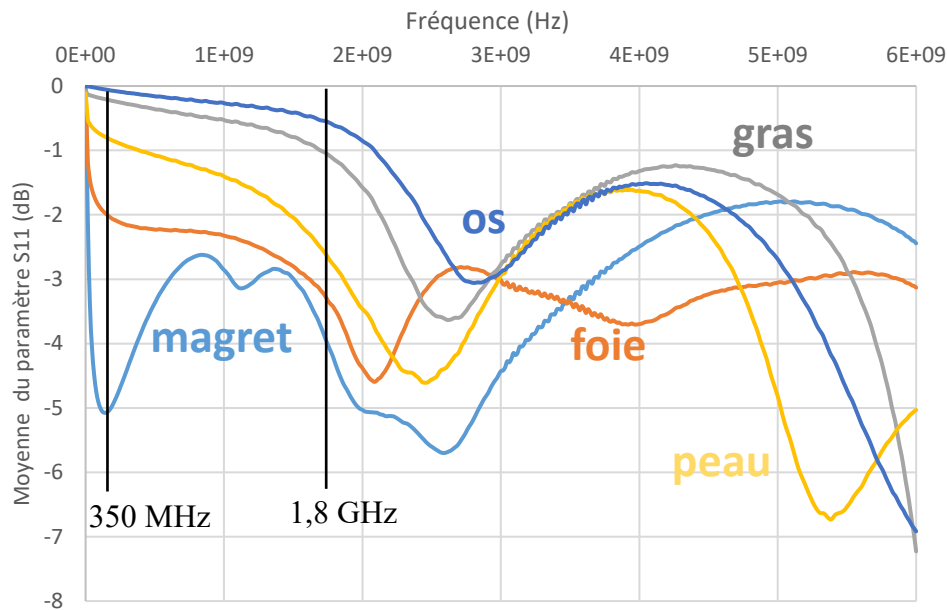


Figure 48 : Réponse diélectrique moyennée de chaque constituant du canard gavé

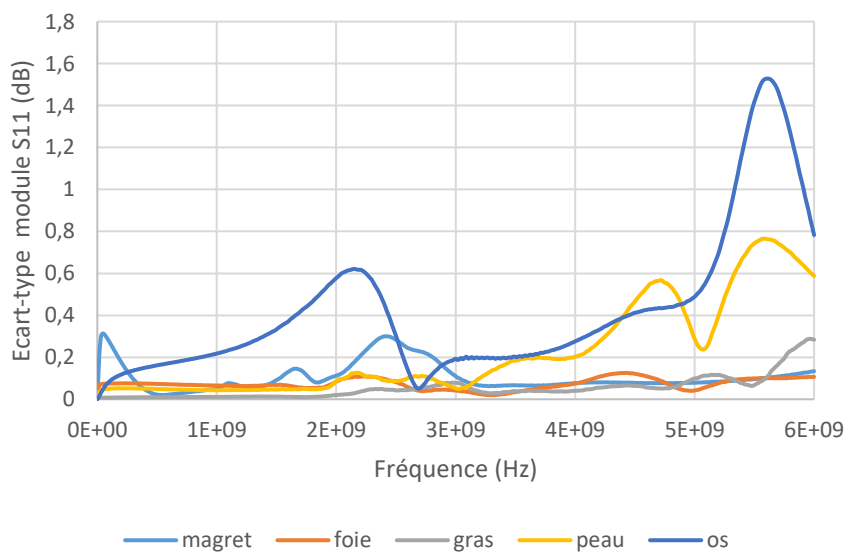


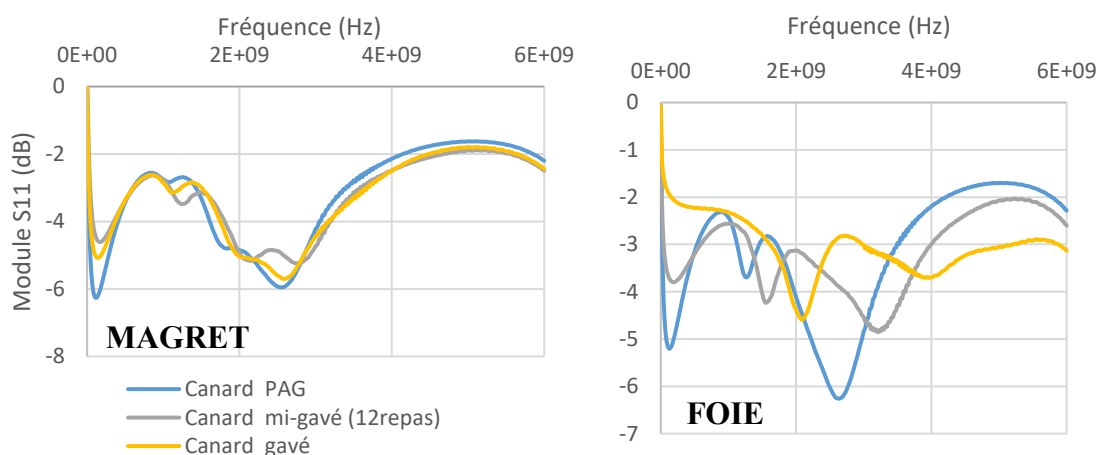
Figure 49 : Ecart-type du module du paramètre S_{11} pour chaque organe dans tous le spectre en fréquence

Nous remarquons que le module du coefficient de réflexion est très différent pour chaque constituant. Cette différence vient du fait que ces éléments du canard gavé ont des compositions très différentes, notamment en ce qui concerne leur teneur en eau et lipides. Le signal recueilli par notre capteur radiofréquence permet donc de différencier ces différents éléments. Sur ce genre de graphique, il est possible de choisir une fréquence d'intérêt à laquelle la différenciation est assez importante. C'est, par exemple, le cas pour la fréquence de 350 MHz et celle de 1,8 GHz. A ces fréquences, les écarts-types pour chaque organe (sauf l'os) sont inférieurs à 0,2 dB. La répétabilité des résultats est donc très bonne. A 350 MHz et 1,8 GHz, des graphiques avec le module du coefficient de réflexion en abscisse et la phase en ordonnée peuvent être tracés pour montrer la dissociation des signaux tant en module qu'en phase du paramètre S_{11} . Ce genre de graphique permet, notamment, de comparer les données issues de canard à différents stades de gavage.

2) Caractérisation des organes du canard à différents stades de gavage

a) Signature diélectrique des constituants dans tout le spectre en fréquence

Grâce à notre capteur radiofréquence nous sommes capables de différencier le foie, du canard gavé, des différents éléments qui l'entourent. Or comme nous l'avons vu dans la première partie de ce chapitre la composition du foie évolue au cours du gavage. Il faut donc s'assurer que la signature diélectrique des éléments du canard est différente à chaque instant lors du gavage. Pour cela nous avons fait les mêmes séries de mesures sur des échantillons provenant de canard PAG (avant gavage), mi-gavé (12 repas) et gavé. Comme précédemment, 5 mesures sont faites sur un échantillon de chaque organe. Ce sont ensuite les moyennes qui sont comparées les unes aux autres (cf Figure 50). L'os ne change pas de compositions au cours du gavage, nous n'avons donc pas fait cette étude sur cet élément du canard.



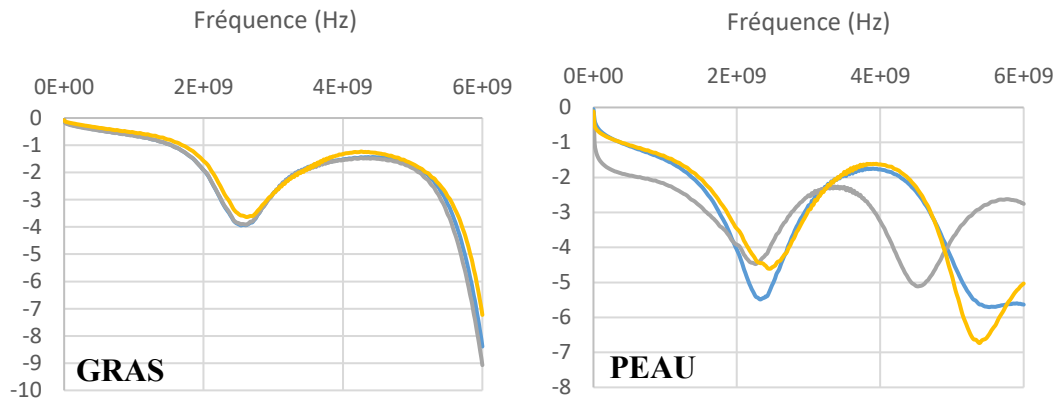


Figure 50 : Comparaison des signatures diélectriques des éléments à différents stades de gavage

De la Figure 50, nous en déduisons que le foie et la peau sont les deux éléments qui subissent le plus de variation au cours du gavage. En effet, des écarts de 3dB sont remarquables pour ces deux constituants alors que pour le magret et le gras cette différence ne dépasse pas 1dB. Pour la peau, la couche de gras sous-cutanée s'épaissit. Le capteur radiofréquence sonde alors un plus gros volume de gras au cours de l'engraissement, engendrant ainsi une variation de signature diélectrique. Pour le foie, c'est la composition en lipides et en eau variable au cours de l'engraissement qui est responsable de cette variation de signal. Les signaux des différents canards sont les mêmes pour le gras et peu variables pour le magret (moins de 1 dB d'écart entre les signatures diélectriques). Nous pouvons supposer que la composition de ses deux éléments ne varie pas au cours du gavage.

La représentation dans le plan module/phase du paramètre S_{11} permet de voir l'évolution de l'interaction ondes électromagnétiques/organes au cours du gavage à certaines fréquences.

b) [Réponse diélectrique des organes du canard dans le plan module/phase du paramètre \$S_{11}\$ à une certaine fréquence](#)

Nous avons choisi les fréquences où les signatures diélectriques se différencient le mieux, c'est-à-dire 350 MHz et 1,8 GHz. Les plans module/phase du paramètre S_{11} pour 3 stades de gavages différents à 350 MHz sont tracés sur la Figure 51 et ceux à 1,8GHz sur la Figure 52. Cinq échantillons de chaque organe du canard sont prélevés puis mesurés, sur la figure ci-dessous, il y a donc 5 points pour chaque organe correspondant à chaque échantillon.

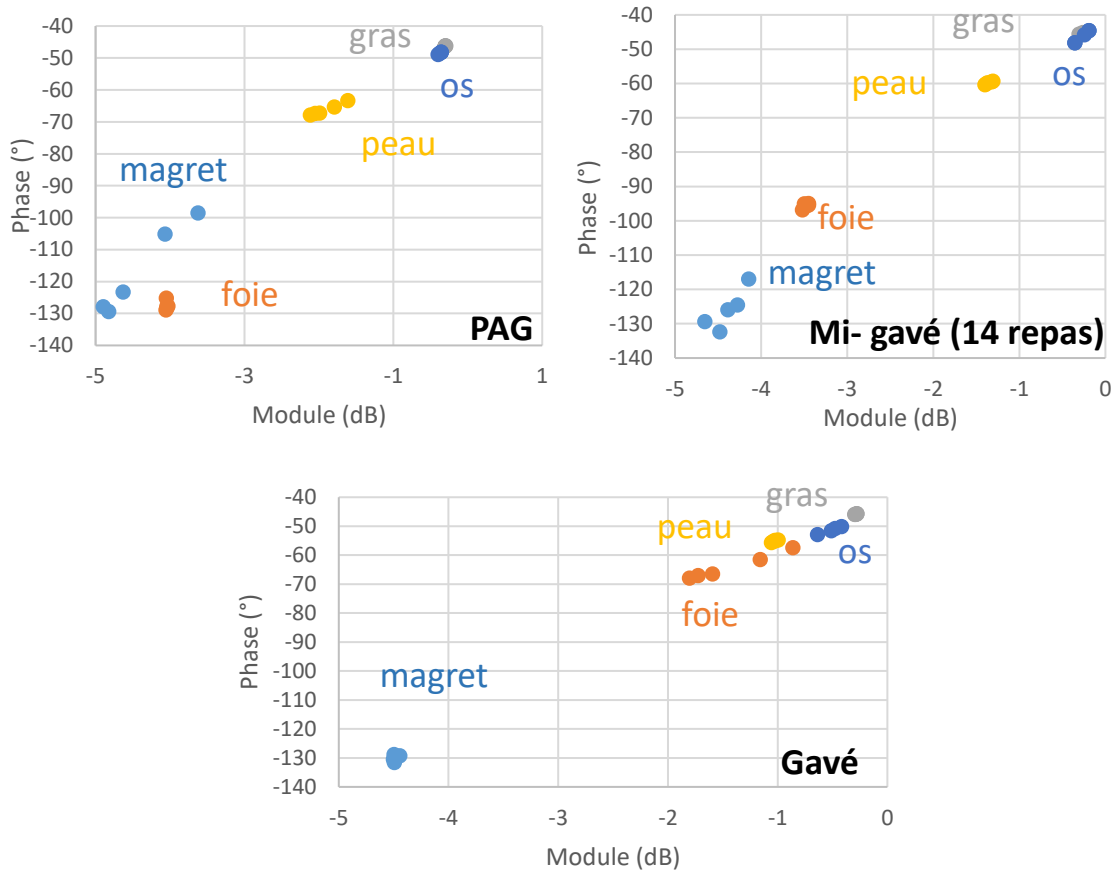
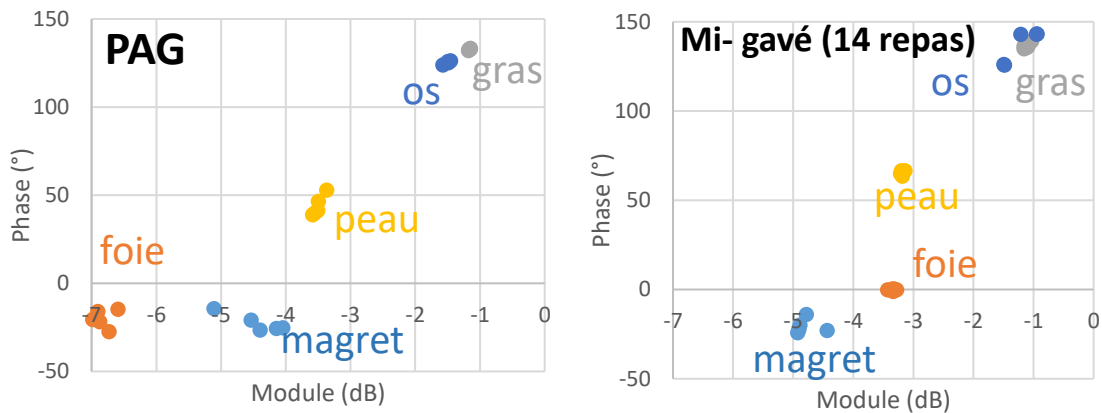


Figure 51 : Plan module/phase du paramètre S11 à 350 MHz des différents constituants du canard à 3 stades de gavage : avant gavage, soit PAG, à mi-gavage et en fin de gavage

Grâce à cette représentation, nous remarquons que le foie est bien dissocié des autres éléments du canard à la fréquence de 350 MHz, tant en phase qu'en module du coefficient de réflexion. Cette dissociation est optimale pour les canards PAG et mi-gavés. En ce qui concerne les canards gavés il est plus judicieux de se placer à la fréquence de 1,8 GHz car le foie possède une signature diélectrique nettement plus différente de celle des autres éléments à cette fréquence (cf Figure 52).



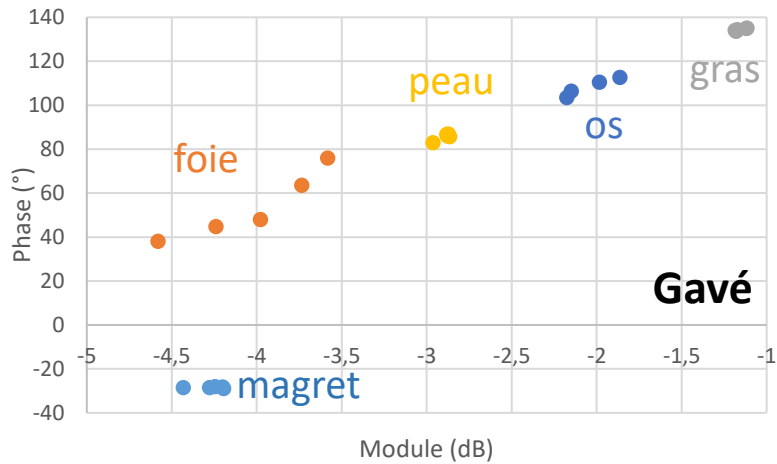


Figure 52 : Plan module/phase du paramètre S_{11} à 1,8 GHz des différents constituants du canard à différents stades de gavage (PAG, mi-gavé et gavé)

Nous remarquons, sur la Figure 51, qu'avant le gavage, la signature diélectrique du foie se rapproche de celle du magret. A cet instant, le foie est très vascularisé et chargé en eau tout comme le magret qui est un muscle. Puis au cours du gavage, la concentration en lipides du foie augmente. La signature diélectrique du foie se rapproche alors de celle du gras. En ce qui concerne la dispersion des résultats, le foie possède une grande dispersion lorsqu'il est gavé. Les échantillons sont prélevés sur le lobe gauche. Certaines régions de ce lobe présentent des veines plus ou moins grosses pouvant entraîner une inhomogénéité des mesures. La dispersion des autres éléments du canard est beaucoup plus faible. Ces constituants sont plus homogènes. Toutes ces remarques sont valables à la fréquence de 1,8 GHz, que ce soit la variation de composition du foie visible au cours du gavage ou l'inhomogénéité du foie se traduisant par une dispersion des réponses diélectriques pour le canard gavé (cf Figure 52).

Si l'on rassemble dans le même graphique les mesures faites sur des foies provenant de canard à différents stades de gavage à la fréquence de 350 MHz et de 1,8 GHz, nous obtenons les graphiques suivants de la Figure 53.

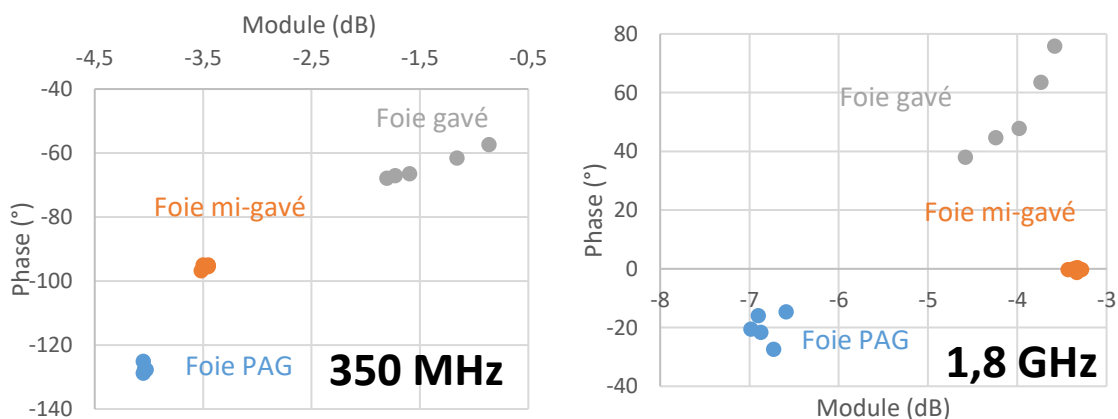


Figure 53 : Plan module/phase à 350 MHz (à gauche) et 1,8 GHz (à droite) de foie à 3 stades de gavage différents

Pour ces deux fréquences d'intérêt, les signatures diélectriques des foies à différents stades de gavages sont très différentes que ce soit pour le module ou la phase.

Notre capteur radiofréquence est donc capable de mesurer la variation de composition du foie au cours de l'engraissement. Nous remarquons, encore une fois, une dispersion des mesures plus grande pour le foie gras que pour le foie des canards à un stade moins avancé du gavage. Ceci s'explique par une inhomogénéité au sein de l'organe.

Nous avons relevé des différences de signatures diélectriques entre organes de canard à différents stades d'engraissement. Qu'en est-il des signatures diélectriques pour des canards à un même stade de gavage ?

3) Comparaison des signatures diélectriques pour différents canards au même stade de gavage

Les canards sont gavés de la même manière dans un même élevage, c'est-à-dire qu'ils reçoivent la même pâté et la même dose alimentaire à chaque repas. Nous cherchons à savoir si la signature diélectrique des différents organes varie d'un canard à l'autre. L'étude comparative s'est faite sur 3 canards au même stade de gavage. Pour chaque organe, les mesures sont faites sur 5 échantillons puis moyennées. La Figure 54 rassemble le module du coefficient de réflexion de cette étude.

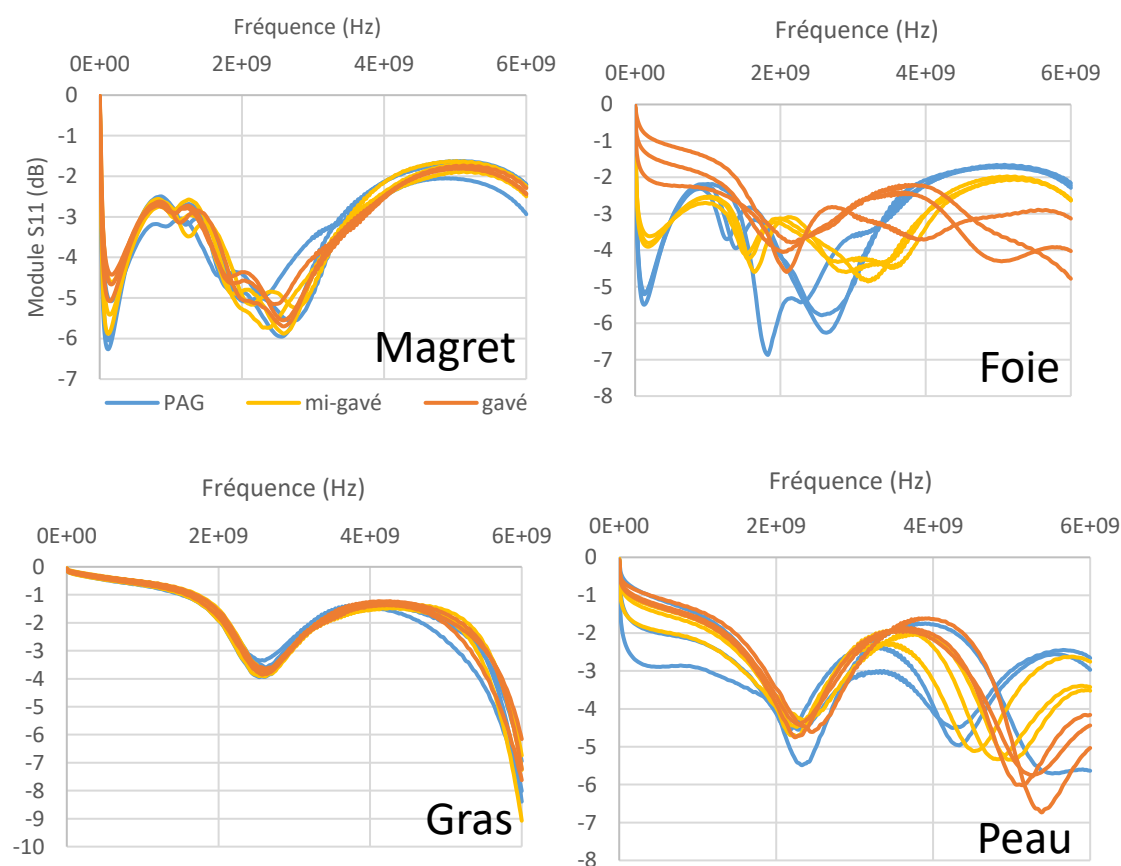


Figure 54 : Module du paramètre S_{11} moyenné pour les organes de canards au même stade de gavage, PAG en bleu, mi-gavés en jaune et gavés en orange

Les courbes d'une même couleur correspondent à des canards différents mais ayant le même stade de gavage. Pour le gras et le magret, les réponses diélectriques ne dépendent pas du stade de gavage ni du canard analysé. En effet, pour ces deux organes les variations maximales sont de 2dB alors que pour la peau et le foie ces différences peuvent atteindre 4dB. Comme nous l'avons vu précédemment dans ce chapitre la

réponse diélectrique de ces deux organes dépend du stade de gavage mais nous remarquons, grâce à la Figure 54, une même tendance pour les canards issus du même niveau d'engraissement. Pour le foie, les mesures semblent être canard dépendantes car les courbes de même couleur sont différentes entre elles. Cependant les courbes de même couleur ont grossièrement la même tendance, il semblerait donc que la réponse diélectrique du foie évolue de la même manière chez tous les canards d'un même élevage au cours du gavage.

Au cours de cette thèse, nous nous sommes aussi intéressés à la caractérisation diélectrique du magret au cours du temps afin d'étudier l'évolution de la fraîcheur de la viande. Ces travaux de thèse étant confidentiel en ce qui concerne l'étude du foie gras au cours du gavage, les résultats obtenus à partir de l'analyse du magret avec notre capteur radiofréquence ont pu être publiés pour la conférence internationale IMBioC 2020 [92].

4) Caractérisation diélectrique de la fraîcheur de la viande

Dans le domaine de l'agriculture et de l'agro-alimentaire des études ont montré que la qualité de la viande dépend de la croissance de bactéries. En effet, les bactéries représentent la principale source de contamination dans l'eau et dans les aliments [93]. Sachant que la dégradation des produits alimentaires est due à l'activité bactérienne, nous pouvons nous attendre à ce que les propriétés diélectriques de l'échantillon de magret en cours de transformation et sous test changent en fonction du temps. La mesure des signaux diélectriques des tissus biologiques testés peut donc représenter un bon indicateur pour le suivi de la qualité de la viande. La première version du capteur CapV0 a été utilisée pour suivre cette évolution.

a) Protocole expérimental

Pour cette étude un magret de canard est mesuré à différents jours de maturation. Pour cela le magret entier est prélevé de l'animal, l'échantillon de viande possède donc une épaisseur supérieure à 13,5 mm (profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques du capteur capV0) et une surface pouvant recouvrir la totalité de la face avant du capteur (30x38mm²). Cinq mesures sont faites au même endroit sur le magret et à différents jours de maturation (jour 0,5,7,14 et 21).

L'échantillon est posé sur la face avant du capteur radiofréquence pour chaque acquisition. Entre les mesures à jour différents, le magret est placé au réfrigérateur à 4°C. Avant chaque caractérisation RF le magret est maintenu à température ambiante pendant 1h ceci afin d'éviter toute variation de dépendance à la température et de focaliser les résultats uniquement sur la transformation de la viande.

b) Résultats

Le module du coefficient de réflexion obtenu pour les différents jours de maturations est présenté sur la figure suivante.

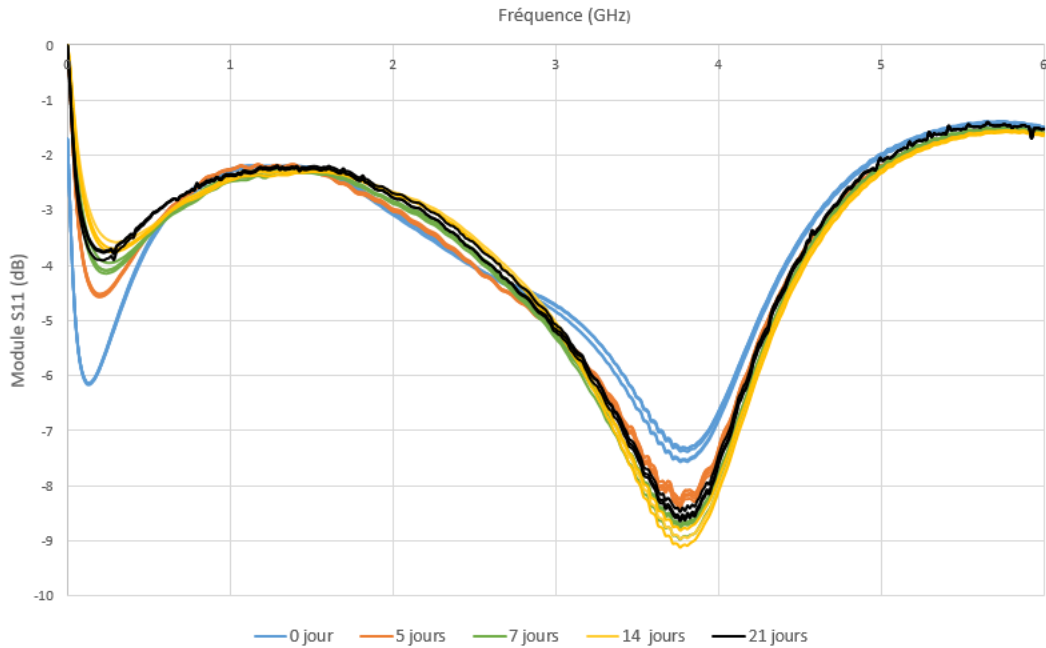


Figure 55: Module du paramètre S_{11} pour le magret à différents jours de maturation

Nous remarquons que pour deux fréquences particulières, la signature diélectrique du magret varie plus fortement pendant la maturation. A 0,24 GHz, le module du coefficient de réflexion augmente avec le nombre de jour alors que nous obtenons un comportement inverse à 3,76 GHz. Sur la Figure 55 nous observons bien la répétabilité des mesures. Les 5 courbes d'une même couleur (même jour) sont superposées.

Afin d'analyser plus précisément cette évolution, la phase et le module du paramètre S_{11} sont tracés sur le même graphique à 0,24 GHz (cf. Figure 56).

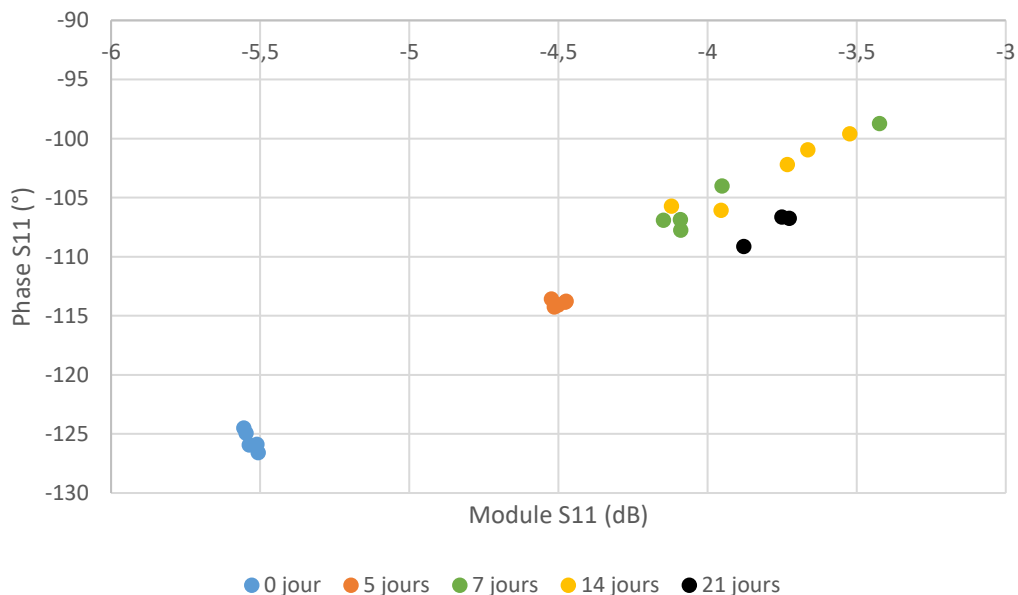


Figure 56: Module et phase du coefficient de réflexion du canard à 0,24 GHz pour différents jours de maturation

La principale modification du paramètre S_{11} est visible dans les premiers jours, elle conduit à une variation de 1 dB et 12° , respectivement, pour le module et la phase du

paramètre S_{11} entre les jours 0 et 5 et une variation de 2dB et 20° entre les jours 0 et 7. La réponse diélectrique du magret semble saturer après une semaine. Cette variation est principalement attribuée à la présence et à la prolifération de bactéries, ainsi qu'à la transformation de la viande. Les transformations majeures que l'on remarque au cours de cette maturation sont l'odeur et la couleur de la viande. Ces résultats valident l'utilisation de notre capteur radiofréquence pour l'analyse de la qualité de la viande.

Dans cette partie III, les mesures micro-ondes faites avec le capteur CapV0 ont permis de conclure plusieurs choses :

- La réponse diélectrique du foie et des organes qui l'entourent sont différentes. Cet organe peut donc être détecté au milieu de tous les autres grâce à notre capteur radiofréquence.
- Le contact entre les échantillons et la face avant du capteur doit être contrôlé pour obtenir une bonne répétabilité des résultats.
- Les comparaisons de mesures diélectriques sur les organes provenant de canards à différents stades de gavages ont montré que la signature du foie et de la peau varient avec l'engraissement.
- Les représentations dans le plan module/phase du paramètre S_{11} montrent que la dispersion des mesures est la plus importante pour le foie gras, ce qui traduit une inhomogénéité au sein de l'organe à un stade avancé de gavage.
- Les canards d'un même élevage et d'un même stade de gavage semblent avoir des organes (magret et gras) qui donnent la même signature diélectrique.
- Le capteur radiofréquence permet de suivre l'évolution de la fraîcheur de la viande au cours du temps.

Ces premières mesures ex-vivo ont donc permis de valider l'utilisation de notre modèle de capteur radiofréquence pour la caractérisation diélectrique des éléments du canard. C'est la première version du capteur CapV0 qui a été utilisée pour ces études. Or, ce capteur possède une profondeur de pénétration des ondes électromagnétiques trop faible (13,5 mm) pour nous permettre de sonder le foie à l'intérieur de l'animal. La prochaine étape consiste à déterminer laquelle des nouvelles versions du capteur micro-ondes est capable de sonder en profondeur la matière à étudier. Les ondes électromagnétiques rayonnées par le capteur radiofréquence doivent être capable de traverser les différentes couches successives du canard pour interagir avec le foie. La signature diélectrique du foie étant différente de celle des organes qui l'entourent, il semble possible de le localiser dans l'animal et de déterminer sa taille.

La partie suivante présente les mesures qui ont été mises en place pour trouver le capteur le plus adapté à notre étude.

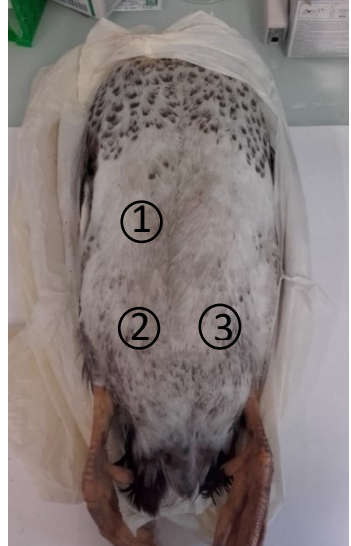
IV. Détermination du capteur radiofréquence optimal pour l'analyse du foie à l'intérieur du canard

Avant de faire des mesures sur canard entier, nous avons étudié des empilements de couches de différents éléments afin de reproduire les régions du canard qui nous intéressent.

1) Mesure ex-vivo sur un empilement de couche d'éléments du canard

Pour déterminer la taille du foie et à terme son poids, il faut réussir à le localiser dans l'animal, au milieu de son environnement anatomique. Dans ce but, 3 régions nous intéressent particulièrement et sont représentées sur le Tableau 8. Sur ce tableau, nous trouvons le détail des différents éléments présents dans chaque zone et leur épaisseur moyenne. Les épaisseurs sont approximatives, notamment pour les sacs aériens et les plumes qui sont des régions remplies d'air. Quant au foie, son épaisseur varie au cours du gavage, d'où l'incertitude sur cette valeur.

Tableau 8 : Résumé détaillé des trois zones d'intérêts du canard

	1	plumes	peau	magret	bréchet	Sac aérien	foie
		10 mm	8 mm	5 mm	1mm	3 mm	20 à 70 mm
	2	plumes	peau	Couche musculaire	Sac aérien	foie	gras
		10 mm	8 mm	2 mm	3 mm	20 à 70 mm	
	3	plumes	peau	Couche musculaire	Sac aérien	gras	
		10mm	8 mm	2 mm	3 mm		

La première région d'intérêt correspond à celle située au-dessus du bréchet. Le magret est posé sur cet os tandis que le foie pousse pour dépasser du bréchet au cours du gavage. La région 2 correspond à la région où se développe le lobe gauche du foie. C'est dans cette zone où s'étend le volume du gros lobe du foie au cours du gavage. La région 3 correspond à la zone où l'on trouve généralement du gras abdominal et parfois du foie lorsque le lobe droit est très développé en fin de gavage. Pour reproduire ces 3 emplacements, nous avons formé 3 empilements différents représentés sur la Figure 57.

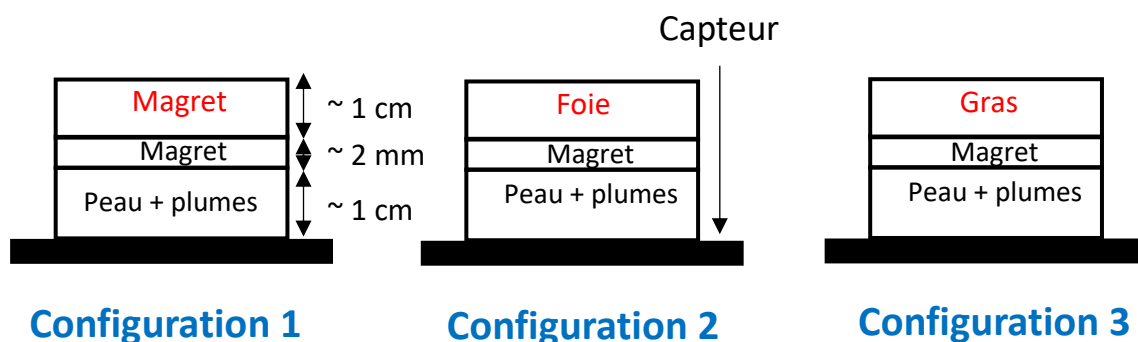


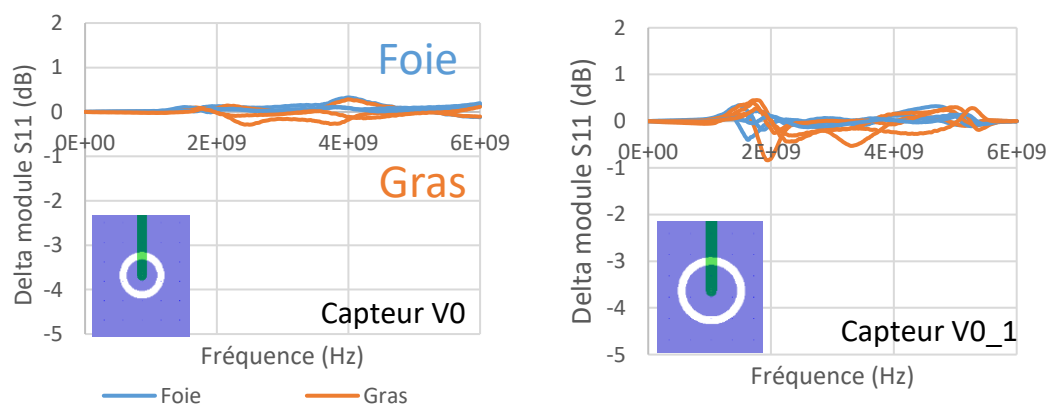
Figure 57 : Schématisation des 3 configurations reproduisant les 3 régions d'intérêts du canard

Nous étudions la propagation et l'interaction des ondes électromagnétiques rayonnées par tous les capteurs radiofréquences de nouvelle génération, que nous avons

fait fabriquer, avec ces 3 empilements de matière. Ces empilements sont une représentation grossière de la réalité car les sacs aériens ne sont pas pris en compte. Cependant leur étude micro-ondes permet de déterminer la profondeur de pénétration dans ces différents matériaux afin de trouver le capteur qui permet une interaction des ondes électromagnétiques avec le foie.

Pour ce faire, le capteur radiofréquence est placé face avant vers le ciel à l'aide d'un connecteur coudé, puis un des empilements est placé dessus afin de recouvrir le plan de masse dans son intégralité. L'épaisseur totale de l'échantillon est d'environ 22 mm pour les 3 configurations. Pour chaque mesure, le poids de 50g est placé sur l'échantillon pour une bonne répétabilité des mesures. Les 3 configurations ont été prélevées sur quatre canards gavés. Dans ce genre de cas, la valeur brute du module ou de la phase du coefficient de réflexion ne donne pas les informations que nous recherchons. Pour ce type d'étude, nous analysons le contraste des modules et des phases par rapport à une position de référence, contraste que nous appellerons par la suite « delta ». Pour ces mesures, nous avons choisi la configuration 1 comme référence, car ce sont les éléments de cet empilement qui varient le moins au cours du gavage. En analysant les deltas, nous essayons de voir s'il existe une différence significative entre les réponses diélectriques des 3 régions. Si cette différence existe, cela signifie que le capteur est capable de sonder la dernière couche de l'empilement, et donc d'atteindre le foie pour la configuration 2.

La figure suivante rassemble le delta des modules du paramètre S_{11} pour les 5 capteurs que nous avons fait fabriquer afin de déterminer lequel est le plus optimal. Les deltas des phases sont visibles dans l'annexe 2 de ce chapitre. Les courbes bleues (appelées foie sur la figure) correspondent au signal diélectrique de la configuration 2 auquel nous soustrayons le signal de la configuration 1. Les courbes oranges (gras) correspondent, elles, à la configuration 3 moins la configuration 1.



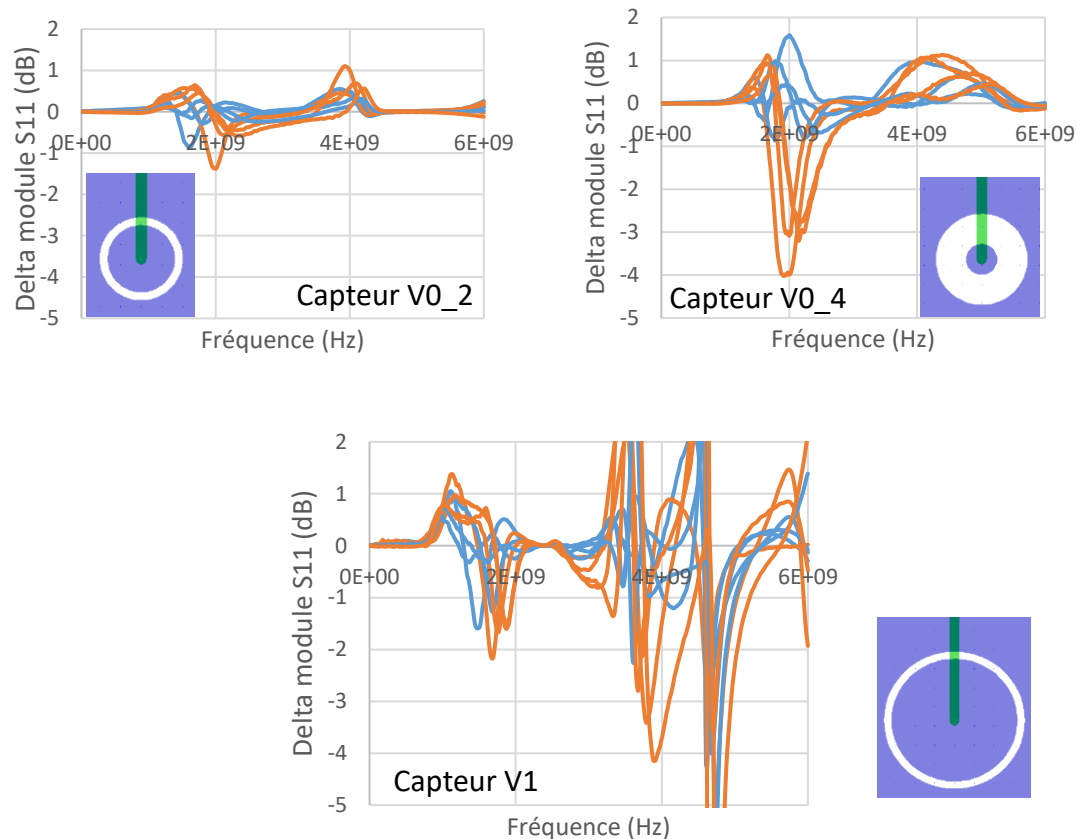


Figure 58 : Variation des modules du paramètre S_{11} par rapport à la configuration 1 utilisée comme référence pour les 5 nouveaux capteurs

Les courbes des variations des modules du coefficient de réflexion sont étudiées pour les 5 nouveaux capteurs « simples ». Les courbes bleues correspondent au module du paramètre S_{11} obtenu avec la configuration 2 auquel nous avons soustrait le module du paramètre S_{11} de la configuration 1. Elles permettent donc de déterminer si un contraste entre le magret et le foie est obtenu avec ces mesures et de savoir si les ondes interagissent bien avec la troisième couche de l'empilement. Les courbes oranges, quant à elles, représentent le contraste entre le gras et le magret. En comparant les courbes oranges et bleues, nous pouvons déterminer pour quels capteurs et quelles fréquences les ondes électromagnétiques interagissent de manière différentes entre le foie et les deux autres constituants du canard gavé. Lorsque le signal est inférieur à 1 dB, nous considérons que le signal peut être assimilé à du bruit. En ce qui concerne la phase du coefficient de réflexion, cette limite a été choisie à 10° .

Pour les capteurs CapV0, CapV0_1 et CapV0_2 les variations des modules du paramètre S_{11} ne dépasse pas 1 dB en valeur absolue. D'après les études de profondeur de pénétrations des ondes électromagnétiques avec l'eau et l'air, faites dans le Chapitre 2, les deux premiers capteurs possédaient les profondeurs de pénétration les plus basses. Cette faible variation des deltas signifie que les ondes rayonnées par les deux capteurs sondent seulement la première voire la seconde couche, qui ne varie pas d'un échantillon à l'autre. En ce qui concerne le capteur CapV0_2, la profondeur de pénétration qui avait été mesurée à l'aide de la fiole d'eau était de 20 mm. Dans ce cas de figure, l'interaction des ondes ne se fait plus seulement avec de l'eau et de l'air, il est possible

que les ondes électromagnétiques pénètrent moins profondément dans les tissus biologiques du canard. Le design de ce capteur ne permet visiblement pas d'atteindre la dernière couche de l'empilement.

Les capteur CapV0_4 et CapV1 semblent avoir la meilleure profondeur de pénétration puisque le module du paramètre S_{11} est supérieur à 1 dB, en valeur absolue, pour certaines fréquences. Pour le capteur CapV0_4, les courbes de même couleur possèdent la même tendance, cela signifie que les mesures sont répétables entre canards gavés. Pour ce capteur, le contraste est plus important entre le magret et le foie à la fréquence de 2 GHz. De plus à cette fréquence, les pics sont inversés entre les courbes bleues et oranges du capteur CapV0_4, ce qui valide la différence de signature entre les configurations 2 et 3, avec foie et avec gras respectivement. Cette différence entre les pics de couleur n'est pas vérifiée avec le capteur CapV1. Parmi ces 2 capteurs, c'est donc le capteur CapV0_4 qui semble capable de différencier les 3 types d'empilement. Il peut donc permettre d'identifier le foie au milieu de son environnement, en traversant les couches intermédiaires.

Ces conclusions faites sur les 5 capteurs sont vérifiées par l'étude des variations des phases du paramètre S_{11} pour chaque capteur (cf annexe 2).

Nous avons donc choisi le capteur CapV0_4 comme capteur pour sonder le canard en profondeur. Des études supplémentaires sont faites pour déterminer la propagation latérale des ondes électromagnétiques sur l'avant du capteur radiofréquence. Puis, certaines modifications de la configuration de capteur ont été apportées pour améliorer la répétabilité des mesures sur carcasses puis sur animal vivant. Ces optimisations sont décrites dans les parties qui suivent.

2) Dispersion latérale du champ électromagnétique du capteur CapV0_4

La profondeur de pénétration des ondes selon la direction z (face au capteur) est une caractéristique essentielle car elle nous permet de savoir jusqu'où nous pouvons sonder le matériau d'étude et donc pour notre cas de savoir si les ondes radiofréquences sont capables d'interagir avec le foie du canard. Cependant, il est aussi essentiel de savoir de quelle manière les ondes se répartissent sur les côtés du capteur pour connaître la directivité du champ électromagnétique. Nous avons étudié cette directivité dans le cas du capteur CapV0_4 qui est utilisé pour sonder en profondeur le canard. Pour cela nous avons procédé de la même manière que pour l'étude de la profondeur de pénétration des ondes dans la direction z . Cette fois, lorsque nous regardons le capteur de face, une fiole d'eau est déplacée vers la gauche ou la droite (axe X) puis vers le haut ou le bas (axe Y) et nous mesurons le module du paramètre S_{11} pour chaque position. Les différents axes sont visibles sur la figure suivante.

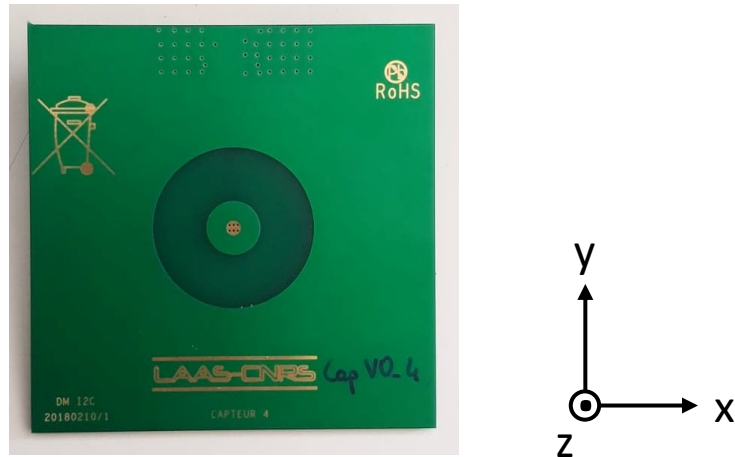


Figure 59: Vue de face du capteur CapV0_4 et visualisation des axes x , y , z

Pour observer le module du coefficient de réflexion en fonction de la distance d'éloignement au centre du capteur, nous nous sommes placé à la fréquence de 2.21 GHz qui correspond à la fréquence de résonance de ce capteur. C'est à cette fréquence que nous observons une variation importante du signal pour chaque position de la fiole d'eau. Les résultats obtenus sont normalisés par rapport à la situation sans fiole devant le capteur et sont visibles sur la Figure 60.

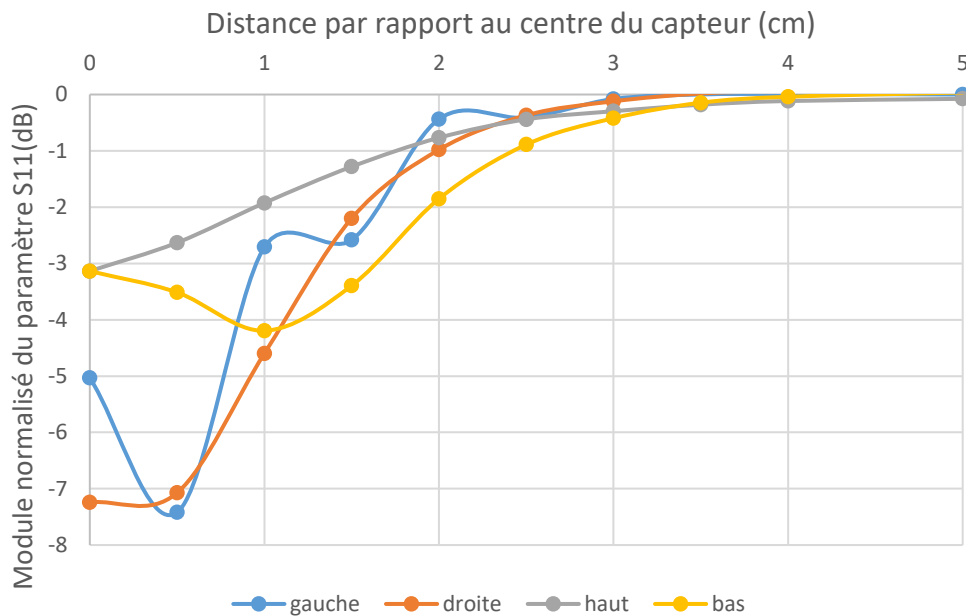


Figure 60 : Module du paramètre S_{11} dans les directions X et Y à 2,21 GHz

Malgré quelques variations, nous remarquons que les résultats sont symétriques par rapport au centre du capteur pour les mesures faites sur l'axe X . Les différences de module entre les mesures sur l'axe Y peuvent s'expliquer par la présence de la ligne microruban d'alimentation qui rayonne elle aussi les ondes électromagnétiques. En choisissant de nouveau -0.1 dB comme critère de négligeabilité de l'interaction du champ électromagnétique avec l'eau, nous pouvons conclure que les ondes électromagnétiques se répartissent de 2.5 à 3 cm selon l'axe X et de 3.5 à 4 cm selon l'axe Y de part et d'autre

du centre. Grossièrement, le champ électromagnétique se propage de manière quasi-sphérique à la sortie du capteur, selon une sphère de rayon 3 cm.

Ces mesures faites à l'avant du capteur et les simulations dans le chapitre 2 supposent que le champ électromagnétique se comporte de la même manière vers l'arrière du capteur radiofréquence. Or lors des manipulations sur carcasse ou sur animal vivant, l'expérimentateur place sa main dans cette région. Il peut donc perturber le champ électromagnétique. La configuration du capteur est modifiée pour éviter ces perturbations.

3) Mesure ex-vivo sur carcasse pour l'optimisation du capteur CapV0_4

La répétabilité des mesures dépend en grande partie du protocole de mesure. Plusieurs paramètres peuvent altérer les mesures sur un même échantillon, par exemple, le placement de la main de l'expérimentateur à l'arrière du capteur ou encore la pression exercée sur l'échantillon d'étude. Nous avons modifié la configuration du capteur CapV0_4 pour éviter de telles perturbations.

a) Perturbations du champ électromagnétique à l'arrière du capteur

Précédemment, nous avons vu que le champ électromagnétique est rayonné par le capteur dans toutes les directions de l'espace et donc aussi vers l'arrière du capteur radiofréquence. Pour des mesures sur carcasses ou sur animal vivant, l'expérimentateur doit à ce stade de l'étude tenir le capteur par la face arrière. Sa main constituée en grande partie d'eau peut donc perturber le champ électromagnétique émis par le capteur. Nous avons fait des mesures dans l'air avec différents matériaux à l'arrière du capteur pour observer les perturbations sur le signal. Les mesures ont été faites avec de l'air, une main et enfin un morceau de matériau inerte, du bois, placé à l'arrière du capteur. Le bois a été utilisé comme poids pour certaines mesures d'où son utilisation dans cette partie. Le module du coefficient de réflexion pour chaque cas est représenté sur le graphique de gauche de la Figure 61. Sur le graphique de droite sont représentées les variations des modules du paramètre S_{11} , en prenant la mesure avec de l'air à l'arrière du capteur, comme référence et indiquée par le terme « vide ».

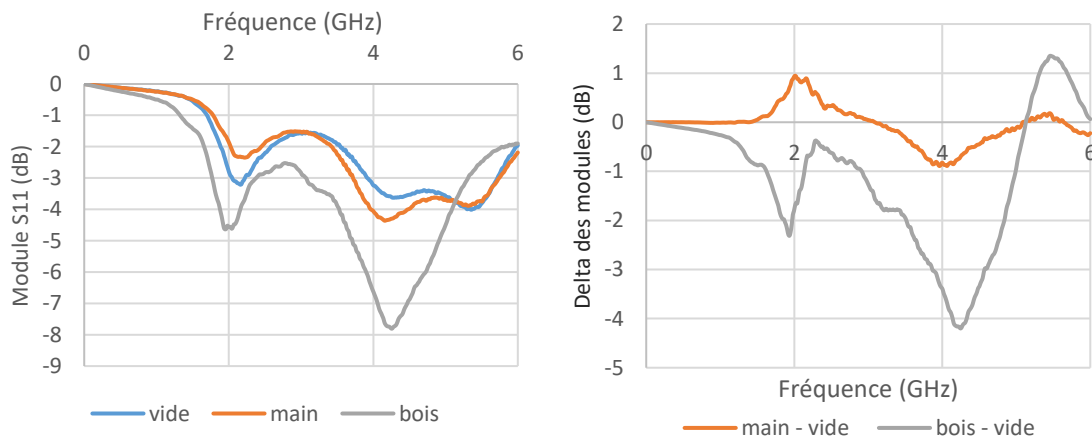


Figure 61 : Module du paramètre S_{11} pour différents éléments placés derrière le capteur CapV0_4

Les modules du paramètre S_{11} pour les différents cas sont différents. Il semble que la main apporte une perturbation moindre par rapport au bois. Les variations de module

sont au maximum de 1 dB, à certaines fréquences pour la main, alors qu'elles peuvent atteindre -4 dB pour le bois à 4,2 GHz. Pour pallier ces perturbations, nous avons rajouté des piliers en plastique de 6 cm (assez longs pour éviter toute interaction avec les ondes électromagnétiques) à chaque angle du capteur sur lesquels repose une plateforme en plexiglas afin d'éloigner la zone de contact du manipulateur avec le capteur (cf Figure 63). Nous avons répété les mesures 3 fois avec la nouvelle configuration de capteur et les 3 éléments placés sur la plaque de plexiglas à l'arrière du capteur. Les moyennes du module du paramètre S_{11} pour chaque cas sont présentés sur la Figure 62.

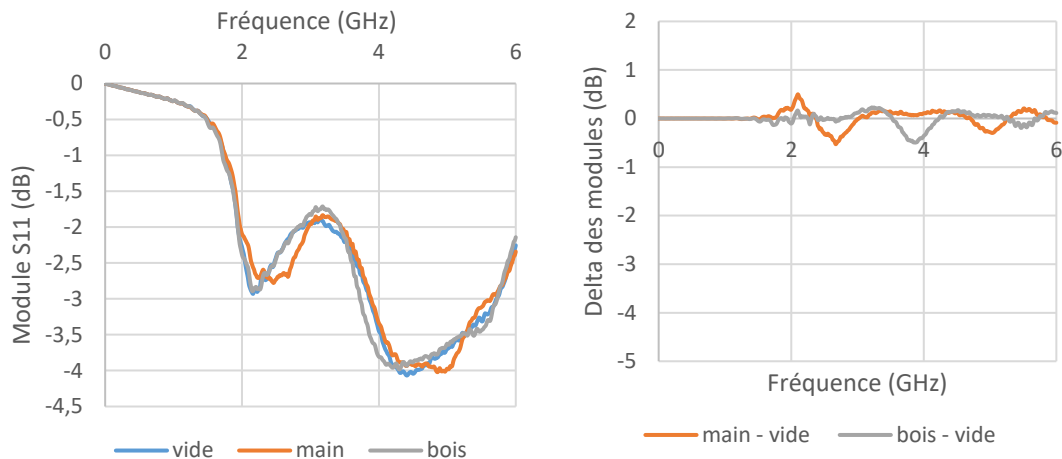


Figure 62 : Module du paramètre S_{11} pour différents éléments placés derrière le capteur CapV0_4 avec piliers

Avec cette configuration, la présence d'un des trois éléments à l'arrière du capteur ne semble pas perturber le champ puisque le module du coefficient de réflexion pour chaque cas est similaire. La variation des modules ne dépasse pas 0,5 dB que ce soit pour la main ou pour le bois. La nouvelle configuration du capteur permet donc d'éviter toute perturbation à l'arrière du capteur lors de sa manipulation.

Ces mesures étaient faites dans l'air et la pression appliquée entre le capteur et l'échantillon d'étude ne rentrait pas en compte dans les perturbations. Cependant, pour notre étude, le capteur est placé avec la face avant en contact avec la carcasse ou l'animal vivant. Il est alors nécessaire de contrôler la pression appliquée car elle joue un rôle important dans la répétabilité des résultats, comme nous l'avons vu dans le début de ce chapitre.

b) Perturbations dues à la pression appliquée sur le capteur

Pour contrôler, le contact entre l'échantillon et le capteur, nous rajoutons un poids sur la plateforme de plexiglas. De cette manière, la pression appliquée sur chaque échantillon est toujours la même et uniformément répartie sur toute la surface du capteur. La nouvelle configuration du capteur CapV0_4 est visible sur la Figure 63.

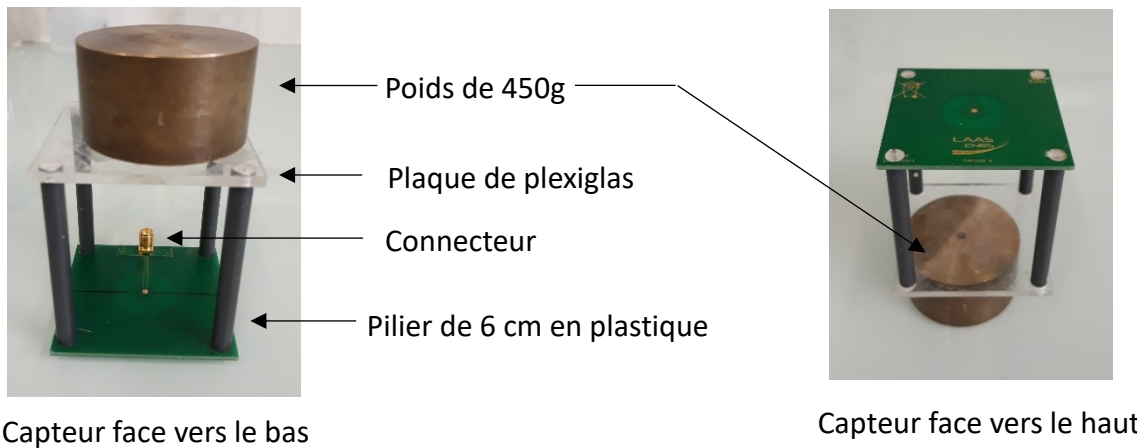


Figure 63 : Photographie de la nouvelle configuration du capteur CapV0_4

Le poids est collé sur la surface en plexiglass à l'aide de scotch double face. Lors des manipulations, l'expérimentateur soulève l'ensemble du dispositif par le poids. Le capteur est ensuite maintenu sans rajouter de pression au-dessus de l'échantillon. Des mesures avec deux poids différents sont faites pour déterminer lequel des deux permet d'avoir une meilleure répétabilité. 5 mesures sont faites avec chaque poids ($P0 = 245g$ et $2P0 = 490g$) sur une carcasse de canard gavé (cf Figure 64), dans la région au-dessus du lobe gauche du foie. Nous étudions le module du paramètre S_{11} pour les deux configurations. Les modules et l'écart type des mesures pour chaque poids est représenté sur la Figure 64.

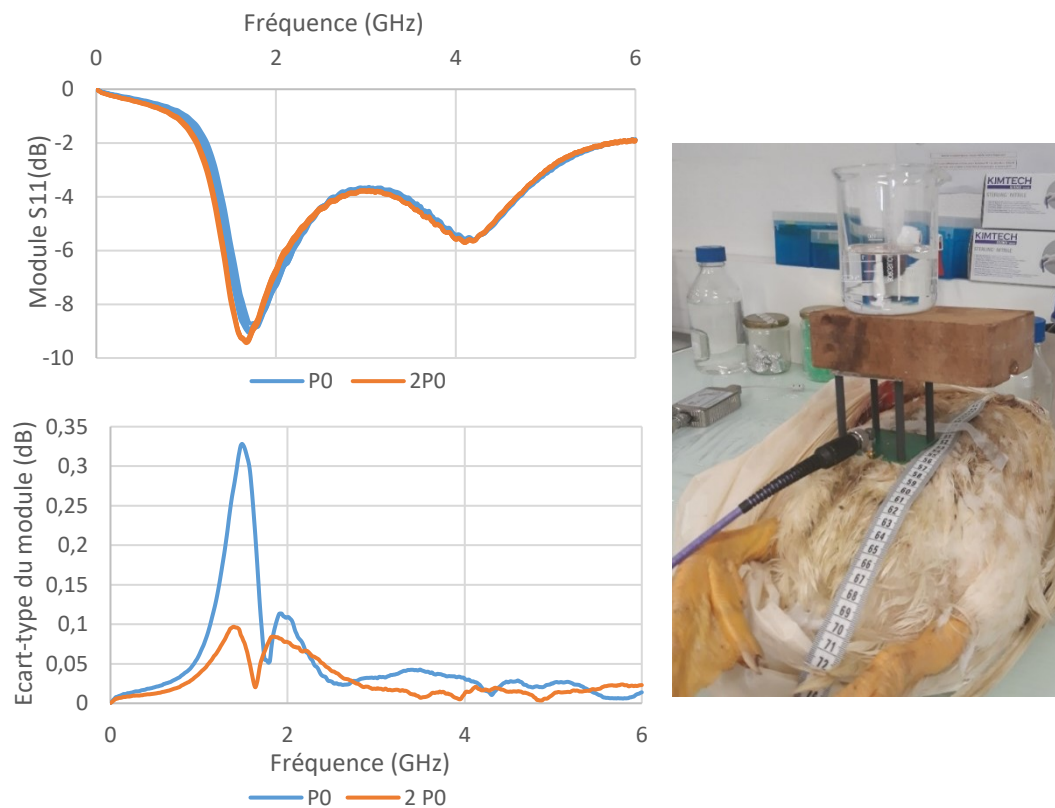


Figure 64: Module du paramètre S_{11} , photographie de l'expérience et écart type du module du paramètre S_{11} pour des mesures sur carcasse avec 2 poids différents

L'écart type du module du paramètre S_{11} pour chacun des poids ne dépasse pas 0,35 dB. Il est faible et en dessous de la limite de 1 dB que nous nous sommes fixé. Toutefois nous remarquons que l'écart type du poids de 490g est plus faible que celui de 245g, notamment pour la fréquence de 1,5 GHz. Pour la suite de notre étude, nous avons donc choisi un poids de 450g, c'est un poids assez élevé pour une bonne répétabilité des mesures et assez léger pour ne pas blesser l'animal lors des mesures in-vivo.

Ainsi, après différentes études, nous avons choisi le capteur CapV0_4 qui possède la plus grande profondeur de pénétration des ondes radiofréquences sur un empilement de constituants du canard gavé. Ce capteur est optimisé en rajoutant des piliers et une plateforme en plastique sur laquelle repose un poids afin d'améliorer la répétitivité des résultats. Avec cette nouvelle configuration, le contact entre le capteur et l'échantillon est contrôlé. L'expérimentateur manipule le capteur en tenant le poids et lors d'une mesure il le soutient à la verticale sans appliquer de pression supplémentaire.

Des mesures sur carcasse de canard ont ensuite été réalisées avec le capteur optimisé en vue de déterminer la taille du foie à l'intérieur de l'animal. C'est le sujet de la partie suivante.

V. Mesures sur carcasse de canard gras pour la détermination de la taille du foie

Les mesures sur carcasse de canard correspondent à l'étape d'analyse précédent les mesures in-vivo. Nous cherchons à déterminer la taille du foie à l'intérieur de l'animal et donc au sein de son environnement. Comme nous l'avons vu dans les parties précédentes, le foie est un organe qui grossit et qui change de composition au cours du gavage. Avant l'engraissement, le foie est localisé sous le magret et sous le bréchet, dans cette région l'épaisseur d'élément à traverser pour atteindre le foie est trop importante pour nos technologies de capteur par ondes électromagnétiques. Cependant, lorsque le foie pousse hors du bréchet au cours du gavage, le lobe gauche se développe sous une couche de peau et de sacs aériens. Ces deux couches successives possèdent une épaisseur plus faible que les ondes radiofréquences de nos capteurs peuvent traverser pour interagir avec le foie. Dans la partie qui suit, nous analysons les grandeurs physiologiques du foie, corrélé à son poids que l'on pourrait déduire de nos mesures radiofréquences. Puis nous détaillerons, le protocole de mesure et le traitement des données mis en place.

1) Analyse de la grandeur utile et mesurable pour déterminer le poids de foie

Des mesures anatomiques sur le foie ont été faite par nos partenaires de l'INRAE de Benquet et d'OVALIE Innovation afin de corréler le poids de foie avec les différentes longueurs caractéristiques (longueur du lobe gauche, droit, épaisseur au niveau du bréchet...). Les mesures sont faites sur 50 canards, les différentes grandeurs sont ensuite corrélées au poids de foie pour obtenir le coefficient de corrélation R^2 (cf Tableau 9)

Tableau 9: Corrélation entre le poids de foie et les différentes grandeurs du foie

Variables	Poids du foie (R ²)
Poids du foie (g)	1
Longueur GL (cm)	0,762
Longueur PL (cm)	0,361
Sortie bréchet GL (cm)	0,337
Sortie bréchet PL (cm)	0,117
Largeur GL (cm)	0,233
Largeur PL (cm)	0,223
Epaisseur GL (cm)	0,672
Epaisseur PL (cm)	0,352
Volume sortant GL (cm ³)	0,621
Volume sortant PL (cm ³)	0,248

Dans ce tableau, GL signifie grand lobe et correspond au lobe gauche tandis que PL signifie petit lobe et correspond au lobe droit du foie. Grâce à ce tableau, nous remarquons que les grandeurs anatomiques qui corréler le plus avec le poids de foie sont celles qui concernent le grand lobe. C'est notamment le volume sortant du bréchet et sa longueur totale qui possèdent le meilleur R². Comme vu précédemment, la région du gros lobe qui se situe sous le bréchet ne peut pas être atteinte par les ondes électromagnétiques radiofréquences car les couches intermédiaires sont trop épaisses. Nous ne pouvons donc pas mesurer la longueur totale du grand lobe mais nous pouvons essayer de déterminer la longueur qui dépasse du bréchet. Le R² de cette grandeur par rapport au poids de foie n'est plus que de 0,337. Cependant, notre capteur radiofréquence rayonne les ondes électromagnétiques dans les 3 directions de l'espace, il permet donc de sonder un volume. Ce volume ne correspond pas au volume du foie sortant du bréchet mais il peut tout de même nous donner une information sur le poids de foie. C'est la manière de traiter le spectre en fréquence qui nous montrera si la corrélation entre notre volume sondé et le poids de foie est bonne.

Pour remonter au poids de foie, nous avons décidé de sonder le canard dans la région 2 (définie dans la partie 3 de ce chapitre). Le capteur radiofréquence est déplacé de la base du bréchet jusqu'à la partie inférieure du canard. La base du bréchet est une région du canard que l'on peut facilement trouver par palpation. Plusieurs mesures sont faites le long de cette ligne. Le protocole expérimental est expliqué dans la partie suivante.

2) Protocole expérimental des mesures sur carcasse

Avec notre dispositif radiofréquence nous cherchons à déterminer la longueur du lobe gauche du foie, en détectant la frontière entre le foie et le gras. Pour cela, le canard

est placé sur le dos, puis la limite du bréchet est repérée par palpation et marquée à l'aide d'un feutre. Un mètre est scotché à la table et passe par-dessus l'abdomen de l'animal pour permettre de situer les différentes zones de mesures le long de la région 2. Le capteur radiofréquence est placé à côté. La Figure 65 présente le protocole de mesure sur carcasse de canard.

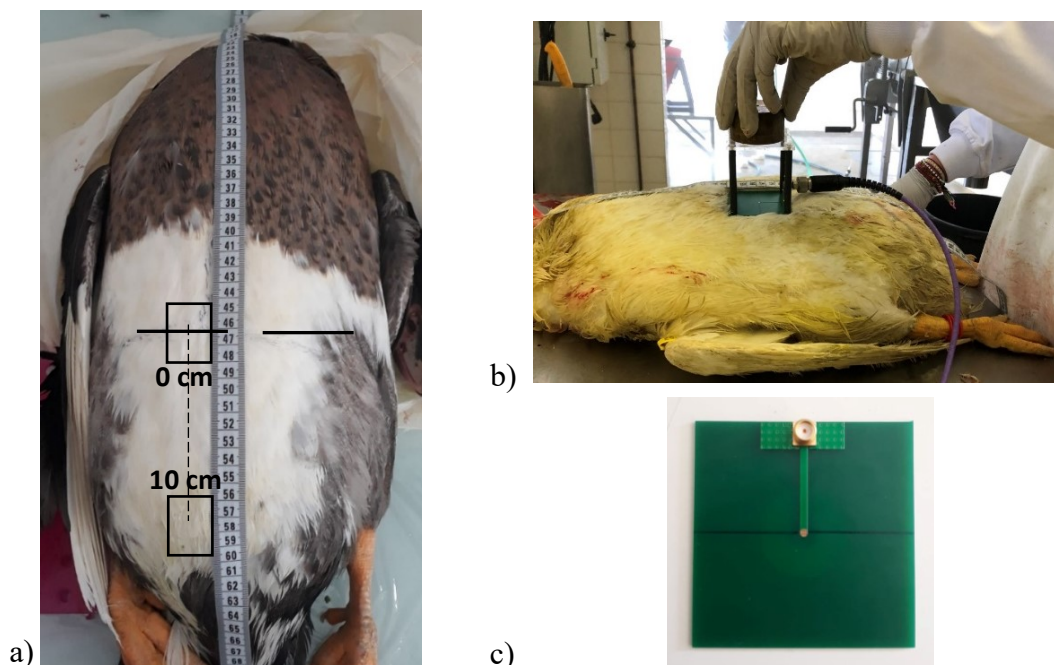


Figure 65 : Photographie du protocole de mesure a), d'une mesure sur carcasse b), de la face arrière du capteur c)

Pour réaliser les mesures le long du foie, nous commençons par la limite inférieure du bréchet qui correspond à la mesure à 0 cm, puis une mesure est faite tous les 2 cm jusqu'à la queue du canard. En général, 6 mesures sont faites, le capteur arrive donc 10 cm après le bréchet. Cependant les canards PAG ou certains canards gavé et mi-gavé sont plus petits et la mesure s'arrête alors à 8 cm. Si nous traitons le spectre en fréquence de 10 MHz à 6 GHz du module du paramètre S_{11} pour chacun des cas, nous avons donc 6 courbes et beaucoup d'informations à traiter.

Les mesures le long de la région 2 pour un même canard gavé, sont faites pour différents cas de figure afin de valider le bon fonctionnement du capteur radiofréquence. Une fois les mesures faites, la carcasse est ouverte afin de mesurer la longueur du gros lobe qui dépasse du bréchet et récupérer le foie afin d'en déduire son poids. Lorsque la carcasse est ouverte, les sacs aériens sont détruits. Nous devons nous assurer que le capteur CapV0_4 est capable de traverser leur épaisseur pour sonder le foie. Pour ce faire, nous avons comparé les mesures obtenues le long du foie pour un canard fermé puis ce même canard ouvert et refermé afin de supprimer les sacs aériens. Le même processus de comparaison a été fait avec et sans papier aluminium autour du foie puis avec et sans foie dans la carcasse. La comparaison de ces signaux permet de vérifier si les ondes électromagnétiques rayonnées par le capteur atteignent le foie et traversent bien toutes les couches que l'on trouve entre la peau et le foie (comme par exemple les sacs aériens). Ces différentes études sont présentées dans la partie suivante.

3) Expérimentation sur carcasse de canard gavé

Les résultats énoncés sont ceux concernant un seul canard gavé mais les différentes expérimentations ont été répétées sur 5 canards différents afin de valider les résultats.

a) Mesure sur carcasse ouverte puis refermée

Chaque mesure est répétée 3 fois afin de vérifier la répétabilité des résultats. La première mesure le long de la région 2 se fait de la position 0 cm jusqu'à la position 10 cm, elle est ensuite répétée deux fois. Les écarts-types pour chaque position sont étudiés. S'ils ne dépassent pas 1 dB pour le module et 10° pour la phase du paramètre S_{11} , les moyennes sont utilisées pour la suite de l'étude. La figure suivante représente les écarts-types des mesures faites sur carcasse « fermée » puis sur carcasse ouverte puis refermée c'est-à-dire sans poche d'air.

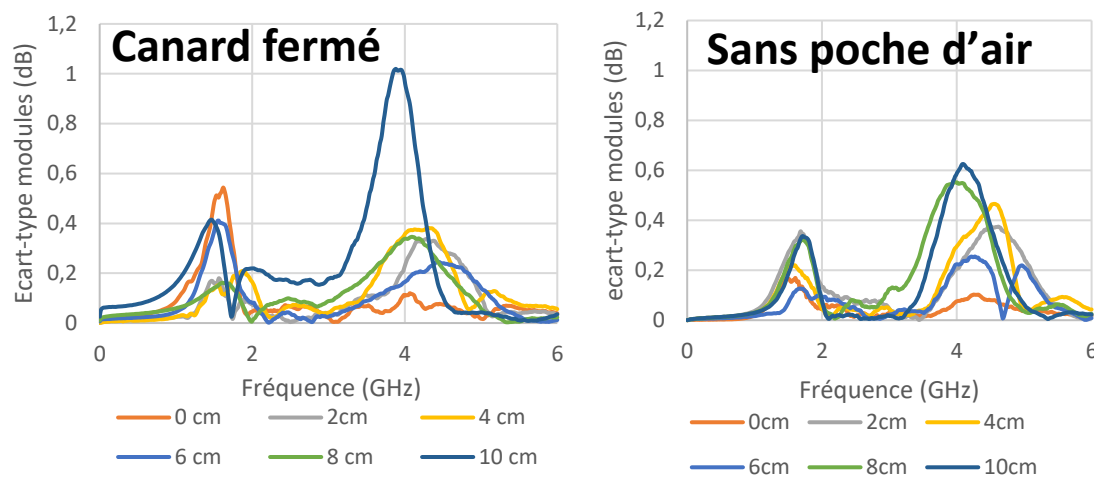


Figure 66 : Écarts-types des mesures le long du foie sur carcasse fermée (à gauche) et sur carcasse sans poche d'air (à droite)

Les écarts-types des mesures du module du coefficient de réflexion sont bien inférieurs à 1 dB pour toutes les positions du capteur le long de la région 2. Toutefois, nous remarquons que pour la position 10 cm sur carcasse fermée, l'écart-type se rapproche de la valeur limite (1 dB). A cette position, le capteur se situe au niveau de la queue du canard, il n'y a quasiment plus de peau sous le capteur et la majeure partie du signal mesuré correspond à de l'air ce qui expliquerait une mauvaise répétabilité des résultats.

Pour comparer, les mesures avec et sans poche d'air nous avons traité le delta du module du paramètre S_{11} . Nous avons soustrait le signal obtenu sans poche d'air à celui mesuré sur la carcasse fermée. Le delta permet d'analyser l'impact des sacs aériens sur la réponse diélectrique obtenue à chaque position du capteur le long du foie. Les résultats sont présentés sur la Figure 67.

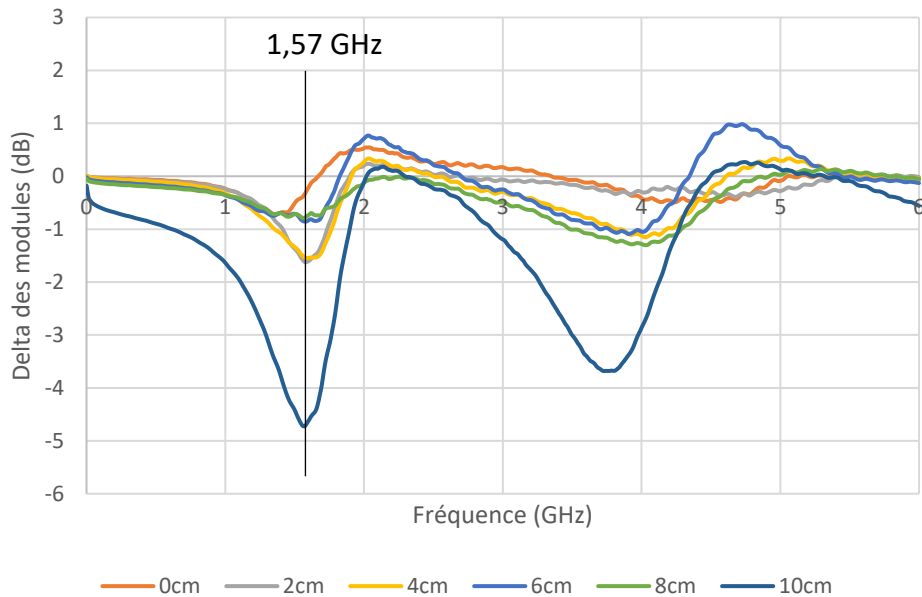


Figure 67 : Delta des modules pour les mesures avec et sans sacs aériens

Lorsque le delta des modules du paramètre S_{11} , entre les mesures avec et sans sacs aériens, est inférieur à 1 dB nous considérons que leur présence ne perturbe pas la réponse diélectrique. Cependant, à la fréquence de 1,57 GHz, 3 positions possèdent une réponse supérieure à 1 dB. Nous pouvons supposer qu'à cette fréquence des sacs aériens ont un impact sur la réponse diélectrique, et que le signal ne représente peut-être pas la signature du foie mais celle de l'air.

Les mesures avec et sans foie puis avec et sans papier aluminium permettent de vérifier que l'on obtient bien une réponse diélectrique du foie et de déterminer une fréquence d'intérêt pour le traitement des données.

b) Mesures sur carcasse avec et sans papier aluminium autour du foie

Une fois la carcasse du canard ouverte, une feuille de papier aluminium est déposée sur toute la surface qui se trouve sous le bréchet. Puis nous avons refermé la carcasse et procédé aux mêmes mesures que précédemment. Le papier aluminium empêche les ondes de sonder les tissus biologiques qui se trouvent dessous. L'écart-type des 3 mesures aux différentes positions a été vérifié, nous permettant de traiter les moyennes du module pour chaque position. La répétabilité des résultats est bonne, d'où l'étude du delta des modules du paramètre S_{11} de la carcasse ouverte avec du papier aluminium et la carcasse fermée sur la Figure 68 .

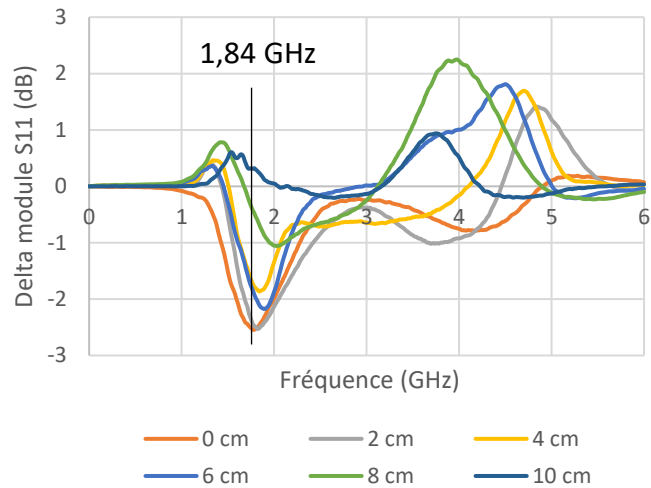


Figure 68 : Photographie de la carcasse de canard avec papier aluminium et graphique du delta des modules du paramètre S_{11}

Grâce à ces mesures, nous observons qu'à 1,84 GHz le delta des modules du paramètre S_{11} est supérieur à 1 dB. Cela signifie qu'il y a une différence significative entre le module avec et sans papier aluminium au-dessus du foie. A cette fréquence, les ondes électromagnétiques radiofréquences arrivent à sonder ce qui se trouve sous le papier aluminium c'est-à-dire le foie. Pour traiter les données de manière à localiser le foie dans la carcasse il faut éviter la fréquence de 1,57 GHz qui donne une information sur les sacs aériens et se rapprocher de la fréquence de 1,84 GHz qui permet de sonder le foie.

Nous avons réalisé la même série de mesures sur la carcasse avec et sans foie. Cette fois-ci le foie est donc remplacé par de l'air. Afin de trouver la fréquence optimale pour traiter les données, nous avons réuni sur le même graphique les deltas des mesures faites à 2, 4 et 6 cm du bréchet avec et sans sacs aérien, papier aluminium et foie. Nous avons choisi ces positions car ce sont celles où l'on mesure le plus de foie sur un canard gavé. Elles sont assez éloignées du bréchet et du gras qui sont les organes qui entourent le foie le long de notre ligne de mesure.

c) Comparaison des deltas des modules du paramètre S_{11} pour 3 configurations

La réunion des deltas des 3 configurations sur un même graphique permet de cibler au mieux une ou plusieurs fréquences pour le traitement des données afin de remonter à l'information qui nous intéresse c'est-à-dire la longueur du grand lobe sortant du bréchet. Les deltas pour chaque configuration sont visibles sur la Figure 69.

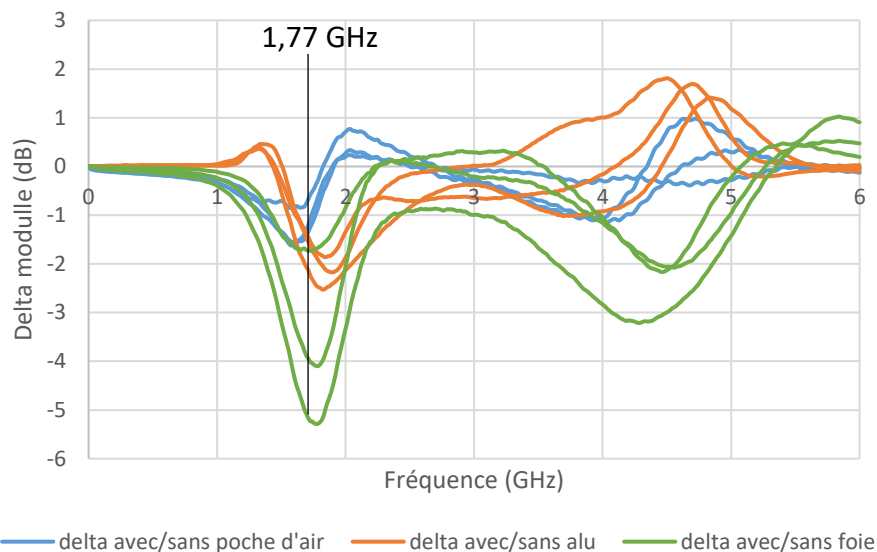


Figure 69 : Deltas des modules du paramètre S_{11} à 2, 4 et 6cm du bréchet pour 3 configurations différentes

Si l'on compare les courbes de couleurs entre elles, il est possible de conclure plusieurs choses :

- Les fréquences d'intérêts sont celles où l'on observe un pic. C'est à ces fréquences que les sacs aériens, l'air ou le foie ont le plus d'impact sur la réponse diélectrique.

- Les courbes bleues varient très peu en comparaison des deux autres couleurs. Elles correspondent aux mesures faites avec et sans sacs aériens dans la carcasse. Nous supposons donc que les poches d'air qui permettent aux canards de respirer ont peu voire pas d'impact sur les réponses diélectriques obtenus à différentes positions le long de la région 2 sur la carcasse. Nous éviterons tout de même la fréquence de 1,57 GHz, lors du traitement des données, pour laquelle le delta est supérieur à 1 dB.

- Les courbes vertes sont celles qui subissent les plus grandes variations du delta. Elles correspondent au delta des mesures avec et sans foie. Nous pouvons donc conclure que la réponse diélectrique du foie est très différente de celle de l'air lorsque cet organe est retiré de la carcasse. A la fréquence de 1,77 GHz, le delta est maximal. Nous supposons qu'à cette fréquence le foie est bien sondé par les ondes électromagnétiques radiofréquences rayonnées par le capteur capV0_4.

- Les courbes oranges confirment le point précédent. Elles représentent le delta des mesures faites avec et sans papier aluminium. Nous remarquons que pour la fréquence de 1,84 GHz les variations de delta sont maximales. Le capteur permet de sonder le foie en traversant toutes les couches intermédiaires. Si ce n'était pas le cas, les variations de ce delta avec et sans papier aluminium seraient très faibles (inférieur à 1 dB) et quasi nulles.

Toutes ces remarques nous permettent de définir une fréquence d'intérêt pour le traitement du spectre en fréquence. Nous avons choisi la fréquence de 1,8 GHz afin de remonter à l'information qui nous intéresse sur le foie. Elle permet d'éviter l'impact des sacs aériens sur la réponse diélectrique tout en conservant l'influence du foie sur le signal.

A cette fréquence, nous avons tracé le module et le delta de certaines configurations, en fonction de la distance par rapport au bréchet afin de valider les conclusions précédentes (cf. Figure 70).

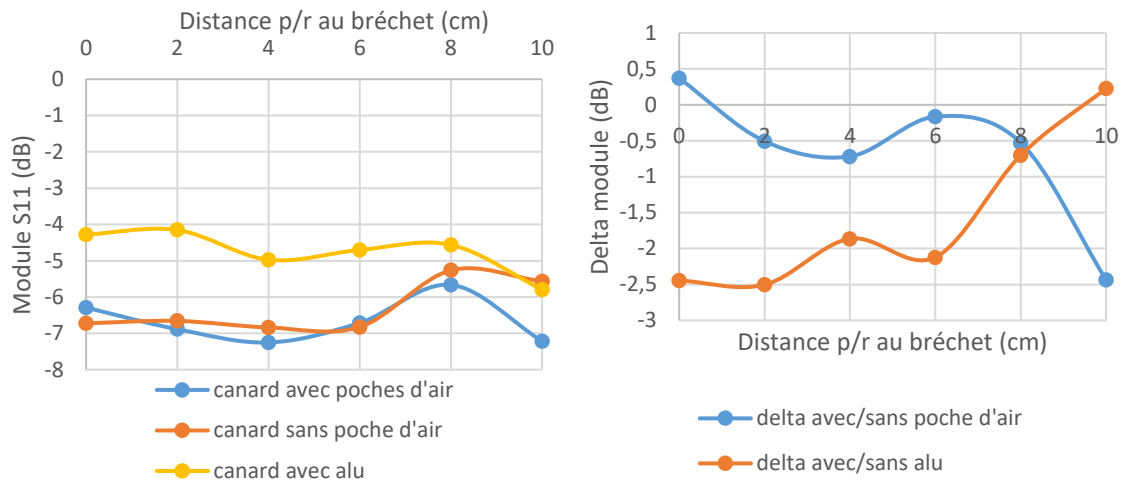


Figure 70 : Module (à gauche) et delta (à droite) du paramètre S_{11} pour certaines configurations de la carcasse à 1,8 GHz

Si nous regardons le module du paramètre S_{11} à 1,8 GHz, nous remarquons que les courbes avec et sans poche d'air sont quasiment les mêmes. Comme vu précédemment, à cette fréquence-là, les sacs aériens n'ont pas d'impact sur la réponse diélectrique. Alors que si nous observons le module du coefficient de réflexion du canard avec papier aluminium en fonction de la distance par rapport au bréchet, nous remarquons une nette différence (environ 2 dB) avec le signal provenant de la carcasse fermée. Cette différence vient de l'influence du foie sur le signal recueilli. Vers 8 cm et 10 cm après le bréchet, les courbes se confondent, comme si le foie n'influencait plus la réponse diélectrique. Nous supposons que ce n'est plus l'intérieur de la carcasse qui est sondé mais l'air au milieu des plumes de la queue. A cette fréquence, le capteur semble donc capable de sonder le foie à l'intérieur de la carcasse du canard gavé jusqu'à un peu plus de 6 cm après le bréchet. Or pour ce canard la longueur du foie qui dépasse du bréchet est de 7 cm. Ces résultats semblent donc pouvoir prédire la longueur du foie.

L'étape suivante consiste à essayer de reproduire grossièrement la pousse du foie hors du bréchet au cours du gavage en agissant en sens inverse. Pour cela, nous avons amputé le foie gavé de quelques cm, de manière répétitive, et fait des mesures le long de la région 2 pour chaque nouvelle longueur du foie. Le but de cette expérimentation est de réussir à prédire la longueur de foie qui dépasse du bréchet en traitant les données de module et de phase du paramètre S_{11} pour chaque position du capteur et à la fréquence de 1,8 GHz.

d) Mesure sur carcasse après amputation répétitive du foie

Le canard étudié, dans cette partie, possède un foie sortant de 7 cm au niveau du lobe gauche. Pour simuler sa pousse au cours du gavage, nous l'avons amputé de 2, 4 et 6 cm, ce qui revient à étudier 5 longueurs de foie différentes si l'on compte les mesures sur foie entier et sans foie. Après chaque amputation, la carcasse du canard gavé est refermée et les mesures sont faites le long de la région 2. Nous avons tracé le module et

la phase du paramètre S_{11} en fonction de la distance par rapport au bréchet (cf. Figure 71) à la fréquence de 1,8 GHz.

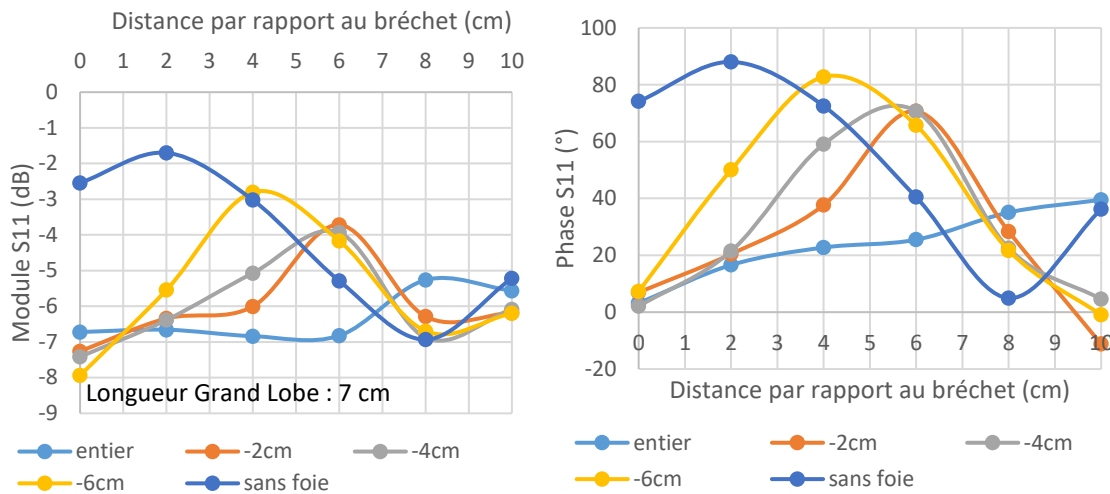


Figure 71 : Module (à gauche) et phase (à droite) du paramètre S_{11} à 1,8 GHz en fonction de la distance par rapport au bréchet pour différentes longueur de foie

Le module et la phase du paramètre S_{11} ont la même tendance en fonction de l'amputation du foie et de la distance par rapport au bréchet. Nous remarquons un maximum local qui se déplace vers la gauche à mesure que l'on ampute le foie.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 2 et dans la partie optimisation de ce chapitre, le champ électromagnétique rayonné par le capteur est sphérique d'environ 3 cm de rayon. Lorsque l'on commence les mesures au niveau du bréchet, les ondes radiofréquences interagissent avec du magret et du foie, le signal obtenu est donc une combinaison de ces deux interactions et pas seulement une information sur le foie. Plus le capteur s'éloigne du bréchet et plus nous sondons du foie, c'est la réponse diélectrique du foie qui prédomine. Lorsque l'on se rapproche de l'extrémité du foie, cette fois-ci, le signal correspond à l'interaction des ondes électromagnétiques avec du gras et du foie. Sur les courbes du module du paramètre S_{11} en fonction de la distance par rapport au bréchet il faut donc trouver la distance pour laquelle la participation du foie et du gras sur le signal est la même. Cependant, nous ne savons pas précisément avec quelle proportion les organes contribuent à la réponse diélectrique. De ce fait, nous avons choisi un critère arbitraire pour prédire la longueur de foie qui dépasse du bréchet. Ce critère est le suivant : nous choisissons la distance qui correspond au maximum du module, réduit de 1 dB. Par exemple, pour le foie entier, le maximum du module du paramètre S_{11} est égal à -5 dB, nous regardons alors pour quelle distance le module est de -6dB. Pour ce cas-là, la longueur prédite est de 7 cm. Le même cheminement est réalisé avec la courbe de phase, mais avec un maximum réduit de 10° . Avec ces deux critères, nous avons prédit la longueur du foie qui dépasse du bréchet et nous l'avons tracé en fonction de la longueur réelle sur la Figure 72.

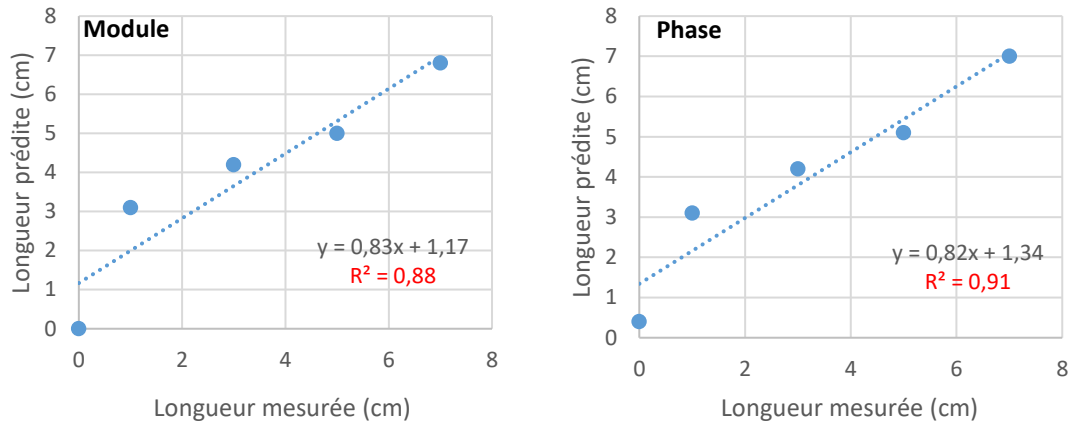


Figure 72 : Longueur prédite grâce au module (à gauche) et phase (à droite) du paramètre S_{11}

Notre critère de détermination de la longueur du foie sortant du bréchet, nous permet d'obtenir une relation linéaire entre longueur prédite et longueur mesurée. Le coefficient de détermination (R^2) pour le module et la phase est proche de 1 ce qui suggère une bonne corrélation des deux grandeurs. Ces résultats sont très encourageants pour la suite de l'étude. Toutefois, les conditions de mesures ne sont pas les mêmes que pour un canard en cours de gavage. Le foie gavé est, dans ce cas-là, amputé, il ne subit pas de changement de composition contrairement à un foie dans l'animal vivant au cours de l'engraissement.

Cette étude a été répétée sur 4 autres canards différents. Nous avons tout d'abord, fait les mesures avec et sans sac aérien, papier aluminium et foie afin de déterminer la meilleure fréquence de traitement des données puis nous avons appliqué le critère précédent pour prédire les longueurs de foie. Pour 3 canards sur 5, la méthode de traitement du module et de la phase du paramètre S_{11} semble être une bonne technique pour déterminer la longueur du foie sortant du bréchet car les relations linéaires déduites possèdent un R^2 proche de 1. Malheureusement, pour les 2 autres canards il n'existe pas de relation linéaire entre longueurs prédites et longueurs réelles. Dans certains des cas, il était même difficile d'identifier une fréquence d'intérêt pour le traitement du spectre en fréquence.

Plusieurs facteurs peuvent expliquer le manque de fiabilité de cette technique. Le principal correspond au fait que lors de l'amputation du foie, la peau s'affaisse là où il n'y a plus de foie et le capteur n'est plus en contact sur toute sa surface avec la peau de l'animal. C'est alors de l'air qui peut être mesuré. De plus, le critère que nous nous sommes fixé pour prédire les longueurs de foie n'est peut-être pas le plus optimal. Le spectre en fréquence que nous étudions est large et se restreindre à une seule fréquence n'est sûrement pas la meilleure façon de faire.

VII. Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons décrit l'anatomie du canard et abordé les premières mesures sur tissus biologiques. Au cours du gavage, le foie du canard change de composition et grossit en poussant hors du bréchet. Les mesures ex-vivo nous ont

permises de mieux caractériser nos capteurs radiofréquences et de choisir le plus optimal pour la détection du poids de foie sur animal vivant au cours du gavage. Une fois ce capteur choisi, il a fallu vérifier que les réponses diélectriques obtenues permettent de différencier les organes les uns des autres. Nous avons ensuite optimisé le capteur et mis en place un protocole expérimental sur carcasse pour déterminer la longueur du grand lobe qui dépasse du bréchet. C'est cette grandeur qui est mesurable à l'aide de notre dispositif radiofréquence et qui corrèle le plus avec le poids de foie. Grâce aux mesures ex-vivo, nous avons pu conclure plusieurs choses :

- Les réponses diélectriques des tissus biologiques du canard sont différentes dans la gamme de fréquence allant de 10 MHz à 6 GHz.
- La réponse diélectrique du foie varie au cours du gavage, à cause de son changement de composition. Pour le canard PAG le signal diélectrique se rapproche de celui du magret puis il évolue vers celui du gras. Cette évolution est cohérente avec l'augmentation lipidique du foie au cours du gavage.
- Il y a une plus grande disparité dans les réponses diélectriques des foies gavés que dans les foies mi-gavés et PAG, traduisant ainsi une inhomogénéité dans le foie gras au niveau de sa composition.
- Les tissus biologiques, autres que le foie, donnent la même réponse diélectrique sur des canards différents.
- Le capteur CapV0_4 est le capteur qui permet de sonder le foie à l'intérieur de la carcasse, en traversant plusieurs couches successives.
- Le contact entre le capteur radiofréquence et l'échantillon doit être contrôlé pour une meilleure répétabilité des résultats.
- La nouvelle configuration du capteur (pilier + poids) améliore la répétabilité et évite les perturbations des ondes électromagnétiques à l'arrière du dispositif radiofréquence.
- Les données anatomiques du foie montrent que les grandeurs qui corrèlent le mieux avec le poids de foie sont l'épaisseur et la longueur totale du grand lobe.
- Avec notre dispositif radiofréquence nous ne pouvons avoir accès qu'à la longueur du grand lobe sortant du bréchet et à une certaine épaisseur du foie.
- Un protocole expérimental répétable a été mis en place pour mesurer cette longueur.
- Les mesures avec et sans sacs aérien, papier aluminium et foie, le long de la région 2 (sou le bréchet) ont montré que le capteur radiofréquence est capable de sonder le foie à l'intérieur de la carcasse et que certaines fréquences doivent être évitées pour diminuer l'impact des sacs aériens sur la réponse diélectrique.
- Des fréquences d'intérêts peuvent être utilisées pour réaliser le traitement des données obtenue avec les mesures de foie amputé.
- Pour certains canards, il est possible de trouver une relation linéaire entre longueur prédite et longueur réelle du lobe gauche sortant du bréchet avec un R^2 proche de 1. Cependant le cheminement mené pour obtenir cette relation linéaire ne fonctionne pas avec tous les canards étudiés.

Ces mesures ex-vivo nous ont permis de valider l'utilisation d'un de nos capteurs radiofréquences pour détecter le foie dans le canard vivant de manière non-invasive au cours du gavage. En effet, le dispositif radiofréquence permet de différencier le foie des

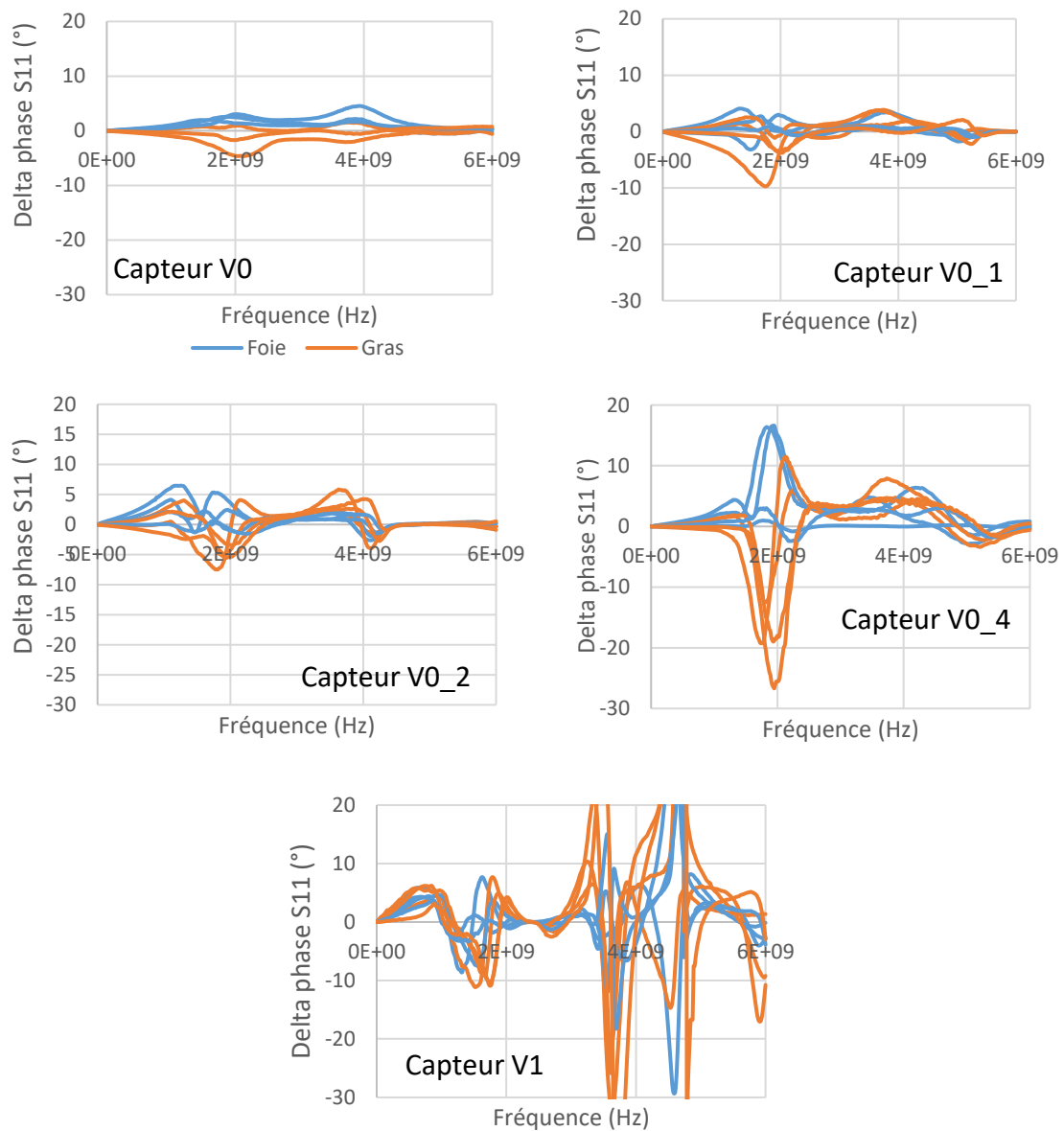
autres organes qui l'entourent. Cependant, le traitement du spectre en fréquence n'est pas optimal. Statistiquement, la méthode de traitement des données décrite dans cette partie ne peut pas être validé car elle n'est pas assez fiable. Il faudrait un nombre d'échantillon plus grand mais le protocole expérimental reste très long pour une analyse en laboratoire.

Pour la suite de cette thèse nous nous sommes concentré sur les réponses diélectriques obtenues le long de la région 2 pour les différentes positions le long du foie. Pour trouver la meilleure façon de traiter les données nous avons commencé des mesures sur un plus grand nombre d'animaux cette fois-ci vivants puis morts. Des mesures sur des lots de 20 canards ont, tout d'abord, été menées en Juin, Juillet et Novembre 2019 puis des mesures sur deux nouveaux lots ont été réalisé en 2020 comprenant respectivement 10 et 40 canards. Le dernier chapitre de cette thèse présente les mesures in-vivo réalisés et le traitement des données qui ont suivis ces expérimentations.

Annexe

Annexe 1 :

Delta des phases du coefficient de réflexion avec la configuration 1 de référence pour les différents empilements pour les 5 nouveaux capteurs simples :



Tout comme pour les deltas des modules du paramètre S_{11} , nous remarquons que le capteur Capv0_4 et capV1 sont les capteurs qui génèrent des deltas supérieurs à 10° en valeur absolue. C'est donc ces capteurs qui permettent d'identifier le foie par rapport au magret et au gras en traversant des couches intermédiaires.

Chapitre 4 : Caractérisations radiofréquences in-vivo pour la détermination du poids de foie chez le canard gras

Notre dispositif radiofréquence a été validé et caractérisé plus en détail sur des échantillons de tissus biologiques provenant de canard et sur des carcasses d'animaux. Ces mesures ex-vivo, exposées dans le chapitre 3 de ce manuscrit, ont permis d'affirmer que le capteur radiofréquence CapV0_4 est capable de sonder le foie à l'intérieur de l'animal et de le différencier de ses organes voisins. Le foie possède une réponse diélectrique spécifique et qui évolue au cours du gavage. C'est la détermination de la longueur du grand lobe qui dépasse du bréchet qui peut permettre de trouver le poids de foie afin de moduler la dose alimentaire à donner à un canard identifié. Les premiers traitements de données sur carcasses ont abouti à des résultats encourageants quant à la prédiction de la longueur de ce lobe à partir du module et de la phase du paramètre S_{11} à une fréquence d'intérêt préalablement choisie. Cependant, ces premiers traitements ne sont fiables qu'à 60% et sur un nombre d'échantillon restreint (5 canards). De plus, la manière de déterminer la fréquence de traitement des spectres est un processus long et fastidieux qui nécessite l'ouverture et la fermeture de la carcasse plusieurs fois (étapes impossible in-vivo). Il est donc nécessaire de trouver une méthode de traitement des données permettant de déterminer la longueur du foie sur un animal vivant.

C'est dans ce but, que nous avons mis en place une série de tests sur animal vivant. Le nouveau protocole expérimental est décrit dans la première partie de ce chapitre. Nous avons augmenté le nombre d'animaux pour obtenir une méthode de traitement plus robuste et qui puisse être validée de manière statistique. Les mesures le long du foie dans la région 2 ont été faites sur les mêmes canards PAG, mi-gavés et gavés afin de tester notre dispositif radiofréquence sur des longueurs et des compositions de foie variées. Suite à ces mesures, nous avons cherché un indicateur nous permettant de prédire la longueur de lobe gauche sortant du bréchet. Plusieurs indicateurs ont été testés sur les canards gavés, car c'est uniquement à ce stade qu'il est possible de connaître la longueur réelle du grand lobe après abattage de l'animal. Les mesures in-vivo le long du foie et la recherche d'indicateurs correspond à la première partie de ce chapitre.

Les mesures sur canard vivant sont bien différentes de celles sur carcasse. Le canard respire et le sang circule dans l'animal. Les sacs aériens et le sang sont donc des paramètres qui diffèrent des mesures ex-vivo faites sur animal saigné. Pour observer le foie et les sacs aériens dans l'animal vivant nous avons placé 10 canards dans un scanner et utilisé des produits de contraste. Le protocole utilisé et l'analyse des images obtenus par scanner sont décrits dans la seconde partie de ce chapitre.

Enfin la dernière partie de ce chapitre concerne le traitement des données radiofréquences, réalisé sur les 10 canards en parallèle de l'imagerie scanner, afin de déterminer les informations qui nous intéressent sur le foie dans le spectre en fréquences.

I. Caractérisations radiofréquences in-vivo le long du foie (région 2)

Dans le chapitre précédent, nous avons choisi un critère arbitraire pour déterminer la longueur du foie qui dépasse du bréchet à partir des mesures radiofréquences le long de la région 2. Dans ce cas-là, notre indicateur correspondait à la distance par rapport au

bréchet du pic de module du paramètre S_{11} , réduit de 1 dB. Nous supposons que l'information sur la longueur que nous recherchions se trouvait au maximum de variation du module. Au préalable, des mesures dans différentes configurations permettaient de trouver la fréquence d'intérêt pour le traitement des données. Avec les mesures in-vivo, il n'est pas possible d'étudier plusieurs configurations. Nous avons testé plusieurs indicateurs en analysant les réponses diélectriques obtenues le long du foie dans la région 2.

1) Protocole expérimental

Les canards en élevage pour la production de foie gras sont très sensibles lors de la phase de gavage. Il est important de les manipuler avec précaution pour ne pas les perturber et éviter leur mortalité. Pour réaliser nos mesures radiofréquences, il était nécessaire qu'il y ait 3 manipulateurs. Une personne doit tenir le canard, le mieux est une personne de confiance pour l'animal. En général, c'est un gaveur qui s'occupe de cette tâche car il sait manipuler le canard sans le blesser. Le gaveur maintient l'animal posé sur le dos sur une table et le deuxième expérimentateur déplace le capteur le long de la région 2 aux distances souhaitées. La dernière personne s'occupe de l'acquisition des données RF et rentre le nom du fichier à chaque mesure, c'est-à-dire pour chaque position du capteur radiofréquence. A terme, le dispositif radiofréquence sera pensé pour que seul un manipulateur soit nécessaire.

Tout comme pour les mesures ex-vivo, le capteur est placé dans la région 1 pour la première mesure (au-dessus du magret), puis à la limite du bréchet (position correspondant à 0 cm). De là, le capteur radiofréquence est déplacé tous les 2 cm pour atteindre 10 cm après le bréchet. Pour se repérer et obtenir une bonne répétabilité des résultats un mètre est placé sur le ventre de l'animal et scotché à la table. Le capteur est maintenu au-dessus de chaque position sans appliquer de pression supplémentaire. Une mesure in-vivo est visible sur la Figure 73.



Figure 73 : Photographie de l'expérimentation RF in-vivo avec la version optimisée du capteur CapV0_4

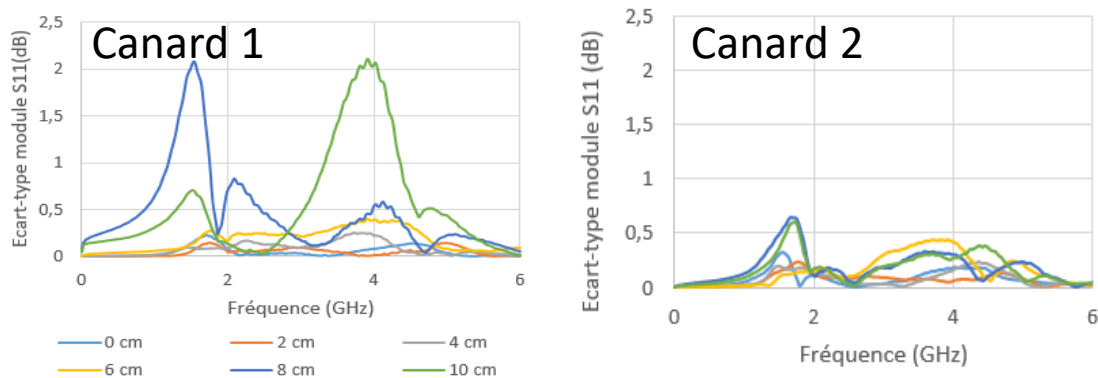
Les mesures ont été faites sur 3 lots différents :

- Un lot de 10 canards de Barbarie en juin 2019.
- Un lot de 10 canards Mulard en juillet 2019.
- Un lot de 20 canards Mulard en novembre 2019.

Le gavage, les mesures et l'abattage sont réalisés à l'INRAE de Benquet. Ce palmipède est aussi un collaborateur du projet PRECIPALM, cadre dans lequel interviennent les travaux de cette thèse. Pour les deux premiers lots de canards étudiés c'est la première version du capteur CapV0_4 qui est utilisée car la version avec les pieds en plastique et la plateforme en plexiglas n'avait pas encore été développée. Pour ces premières mesures un poids en bois est placé et maintenu directement à l'arrière du capteur pour contrôler la pression appliquée.

Lors des mesures, le canard est placé sur le dos. C'est une position qu'il n'apprécie pas car elle n'est pas du tout naturelle pour cet animal. Il est donc assez stressé et cela impacte les caractérisations. Certains respirent très fort et leur cage thoracique fait des mouvements de grande amplitude. Les sacs aériens se remplissent et se vident au rythme de la respiration. Il y a donc plus ou moins d'air sous le capteur radiofréquence lors d'une acquisition, dans la région 2. Certains canards restent en apnée pendant de longues secondes qui peuvent durer une minute. Pour eux, le volume des sacs aériens ne change pas au cours de la mesure.

Sur les différents canards étudiés lors des mesures *ex-vivo*, le foie ne dépassait pas 9 cm hors du bréchet. C'est pour cette raison que nos mesures s'arrêtent à 10 cm. Pour les deux premiers lots de canards (juin et juillet 2019) les mesures sont faites une seule fois à chaque position du capteur, le long de la région sous le bréchet. Les expérimentations contrôlées sur canard au palmipède de Benquet sont rares (3 à 4 par an au maximum). A ce stade, pour initier les mesures sur animal vivant, nous avons intégré un lot de mesure RF sans avoir la version optimale du protocole ou du dispositif radiofréquence qui est utilisée (cf. Figure 73). De plus, le protocole expérimental a été amélioré et les mesures sont alors répétées 3 fois à chaque position du capteur pour étudier la répétabilité des résultats. Pour chaque canard, nous obtenons donc 21 courbes sur tout le spectre en fréquence. Les écarts-types à chaque position du capteur sont étudiés, et si la répétabilité est bonne ce sont les moyennes du module ou de la phase du paramètre S_{11} qui sont comparées les unes aux autres. En guise d'exemple, la Figure 74 rassemble les écarts-types des modules du paramètre S_{11} des 4 premiers canards gavés étudiés sur le lot de 20 canards de novembre 2019.



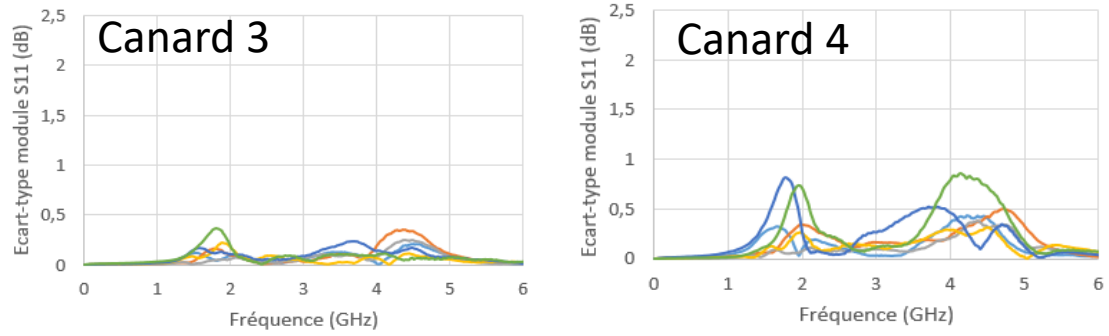


Figure 74 : Ecart-types des modules du paramètre S_{11} pour 4 canards mesurés le long de la région 2, 0 cm correspond au capteur centré sur le bréchet

Parmi ces 4 graphiques, nous remarquons que la répétabilité est la moins bonne pour le canard 1. Pour les autres, l'écart-type du module du paramètre S_{11} est inférieur à 1 dB pour chaque position. Le canard 1 est le premier canard vivant que l'on a mesuré sur le lot de novembre, la mise en place du nouveau protocole et du nouveau dispositif radiofréquence a pu entraîner des perturbations dans la répétabilité des mesures. Les mesures faites sur le canard 1 sont donc écartées de la suite de notre étude. 20 canards ont été mesurés, nous tachons donc d'en trouver 10 pour lesquels la répétabilité est bonne.

Nous avons étudié les données des 10 premiers canards de chaque lot. Pour le lot de novembre, l'étude de la répétabilité a montré que les écarts-types sont faibles (inférieur à 1 dB) nous avons donc travaillé avec les moyennes des modules et des phases du coefficient de réflexion pour les différentes positions. A partir de ces réponses diélectriques nous avons essayé de trouver un indicateur nous permettant de prédire la longueur du lobe gauche qui dépasse du bréchet.

2) Recherche d'un indicateur pour la prédiction de la longueur de foie sortant du bréchet

Les réponses diélectriques à chaque position du capteur peuvent être représentée sur le même graphique en module ou en phase du paramètre S_{11} . Un exemple est représenté sur la Figure 75.

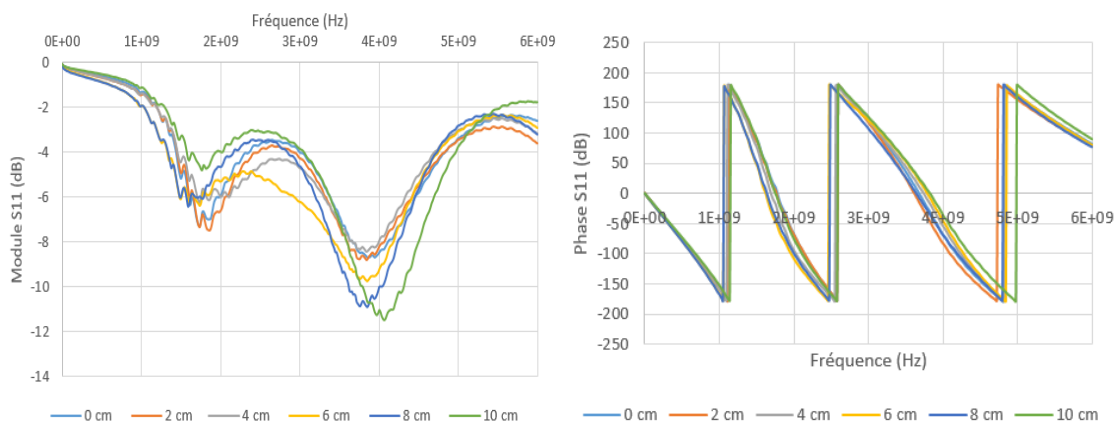


Figure 75: Module et phase du paramètre S_{11} pour différentes position du capteur RF le long de la région sous le bréchet

Malheureusement cette représentation nous donne que très peu d'information sur la longueur du foie qui dépasse du bréchet. Ce spectre peut toutefois nous révéler les fréquences intéressantes où l'on peut trouver cette information.

Dans le chapitre précédent, nous avons vu qu'à partir de la sélection d'une fréquence d'étude il était possible de prédire une longueur du foie qui dépasse du bréchet. La fréquence d'intérêt était choisie à partir de l'analyse de contraste des modules du coefficient de réflexion pour différentes configurations de la carcasse (avec/sans papier aluminium, avec/sans sacs aériens ...). Pour les mesures RF in-vivo, il n'existe qu'une seule configuration. Pour déterminer une fréquence d'intérêt, nous nous sommes alors intéressés aux contrastes du module du paramètre S_{11} en choisissant la réponse diélectrique dans la zone 1 (au-dessus du magret) comme référence. Cette région change très peu au cours du gavage, sa réponse diélectrique ne varie donc quasiment pas au cours de l'engraissement. Pour chaque position du capteur nous avons donc soustrait la réponse diélectrique obtenue par celle mesurée dans la région 1, nous appelons ce contraste entre les modules du paramètre S_{11} , « delta » du fait de cette soustraction.

a) Choix de la fréquence d'étude

Pour déterminer la fréquence d'étude nous avons fait le choix d'étudier les modules du paramètre S_{11} plutôt que les phases qui sont moins intuitives en représentation graphique. Nous avons tracé le delta des modules du paramètre S_{11} à chaque position dans la gamme de fréquences entre 10 MHz et 6 GHz pour les 10 premiers canards de chaque lot. Les graphiques pour les quatre premiers canards du lot de juin sont visibles sur la figure suivante.

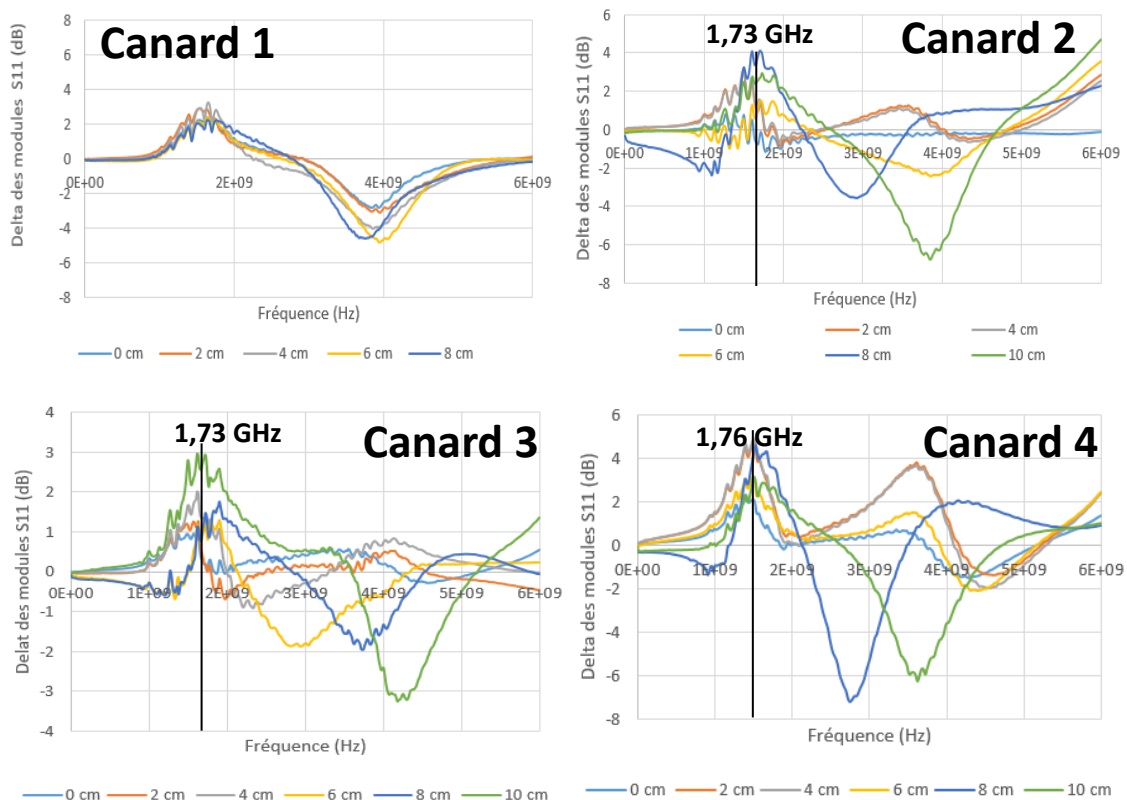


Figure 76 : Deltas des modules du paramètre S_{11} à chaque position du capteur radiofréquence pour 4 canard du lot de juin

Les deltas des modules du paramètre S_{11} pour le canard 1, aux différentes positions du capteur RF, ne sont visiblement pas très différents les uns des autres ce qui témoigne d'un manque de sensibilité de notre capteur pour ce canard. Dans ce cas-là, il est difficile de déterminer la longueur du foie qui dépasse du bréchet en observant les deltas quelque soit la fréquence d'étude. Ce canard est particulier, c'est le premier à avoir été mesuré et la mise en place du protocole a peut-être engendré des erreurs dans les mesures. Pour les autres canards, il en est autrement. Nous détectons visuellement une fréquence pour laquelle les réponses diélectriques sont différentes en fonction de la position. C'est à la fréquence de 1,73 GHz que nous allons chercher un indicateur pour le premier lot de canards, car la variation des réponses diélectriques est maximale et peut nous permettre de trouver la longueur du lobe gauche dépassant du bréchet. Les indicateurs ont été testés sur les 3 lots de canards. Pour plus de clarté nous expliquons l'analyse de chaque indicateur pour le lot du mois de juin puis nous présentons les résultats pour les 3 lots.

Pour les deux lots suivants ce sont, respectivement, les fréquences de 0,79 GHz et 1,7 GHz qui ont été choisies, après étude des deltas, pour les canards de juillet et novembre. Une fois les fréquences d'intérêts déterminées pour chaque lot nous avons, dans un premier temps, étudié le module brut du paramètre S_{11} à ces fréquences pour les différentes positions du capteur radiofréquence.

b) Module brut du paramètre S_{11}

Pour déterminer un indicateur de la longueur du foie dépassant du bréchet nous avons tracé le module brut du paramètre S_{11} à la fréquence d'intérêt en fonction de la distance par rapport au bréchet. Sur la Figure 80, le graphique de gauche rassemble les résultats obtenus pour les 5 premiers canards et celle de droite les 5 derniers (du lot de juin). Les traits verticaux sur chaque courbe correspondent à la limite du foie c'est-à-dire à la longueur du lobe gauche qui dépasse du bréchet. Cette longueur a été mesurée après abattage et ouverture du canard.

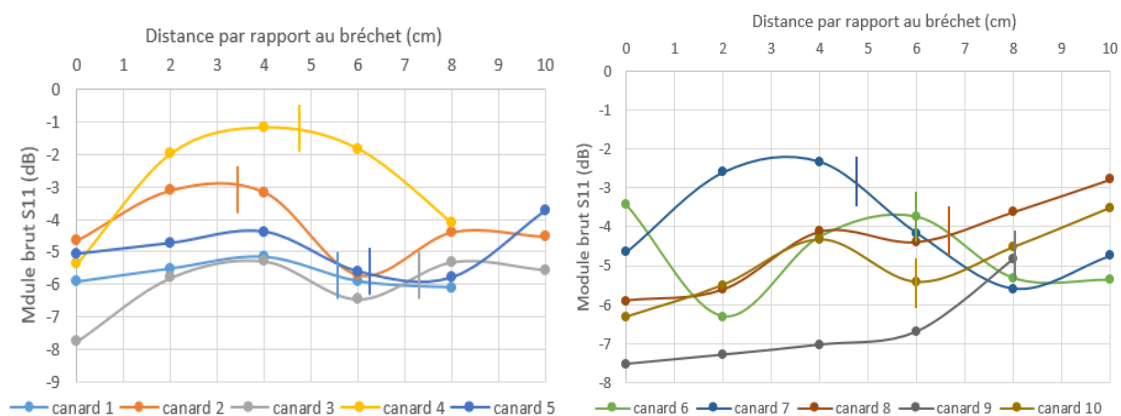


Figure 77: Module brut du paramètre S_{11} en fonction de la distance au bréchet pour 10 canards du lot de Juin

Pour les animaux 1, 4 et 9 les mesures s'arrêtent à 8 cm car la mesure à 10 cm n'était pas possible. Le canard n'étant, en effet, pas assez grand, la mesure ne peut pas se faire sur sa partie ventrale. A partir de ces deux graphiques, nous avons cherché un indicateur nous permettant de prédire la longueur du lobe gauche. Les marqueurs verticaux sur chaque courbe correspondent à la longueur du foie mesurée après abattage

et nous permettent de corrélérer les variations de la réponse diélectrique à la longueur qui nous intéresse.

Pour l'indicateur dépendant du module brut du paramètre S_{11} , nous nous sommes intéressé aux extrema locaux. En effet, nous remarquons que pour certains canards un maximum ou un minimum est proche de la longueur du foie sous le bréchet, mesurée (trait vertical). De plus pour un canard gras, la longueur du foie dépassant du bréchet n'est jamais inférieure à 3 cm. Pour prédire cette longueur à partir des graphiques nous avons donc choisi comme critère l'extremum ayant la longueur sous le bréchet la plus faible, mais supérieure à 3 cm. Par exemple, pour le canard 3 il existe plusieurs extrema mais la longueur que nous prédisons est 4 cm. Elle correspond à l'extremum ayant la distance par rapport au bréchet la plus faible. S'il n'existe pas d'extremum local après 3 cm, nous choisissons la mesure la plus éloignée du bréchet (8 ou 10 cm selon le canard) comme longueur de prédiction en supposant que la limite du foie gras n'a pas été mesurée par le capteur radiofréquence. En prenant en compte, tous ces facteurs nous avons pu prédire une longueur de lobe gauche dépassant du foie pour chaque canard, puis nous l'avons comparé avec la longueur réelle mesurée. Nous avons tracé la longueur prédite pour chaque canard en fonction de la longueur mesurée sur la Figure 78 pour les lots de juin et juillet (à 0,79 GHz).

Les coefficients de corrélation (R^2) pour les deux premiers lots de canards sont, respectivement, de 0,39 et 0,19. Ces valeurs sont faibles et ne permettent pas, à ce stade, de valider l'indicateur choisi à partir du module brut du paramètre S_{11} . Ce manque de corrélation peut venir de l'ancien protocole de mesure qui n'était pas assez robuste. En effet, pour les deux premiers lots de canards c'est l'ancienne version du capteur CapV0_4 qui est utilisée et les mesures ne sont faites qu'une seule fois pour chaque position. Ainsi, la répétabilité des mesures n'est pas vérifiée et le poids en bois maintenu par l'expérimentateur ne permet pas un bon contrôle de la pression appliquée.

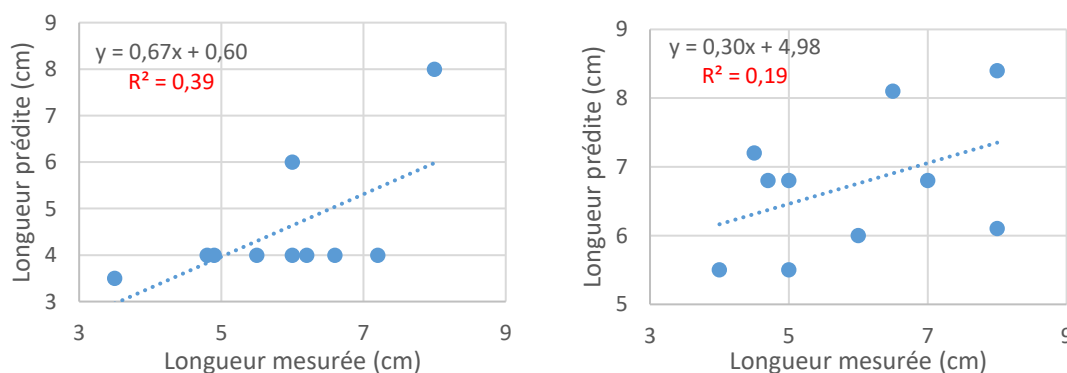


Figure 78 : Longueur prédite du foie dépassant du bréchet, à partir du module brut du paramètre S_{11} , en fonction de la longueur mesurée pour les 10 canards de Barbaries (gauche) et les 10 canards Mulards (droite)

Les longueurs prédites du foie sous le bréchet, à partir du module brut du coefficient de réflexion, en fonction de la longueur mesurée sont présentés sur la Figure 79 pour le lot du mois de novembre (version du capteur optimisée).

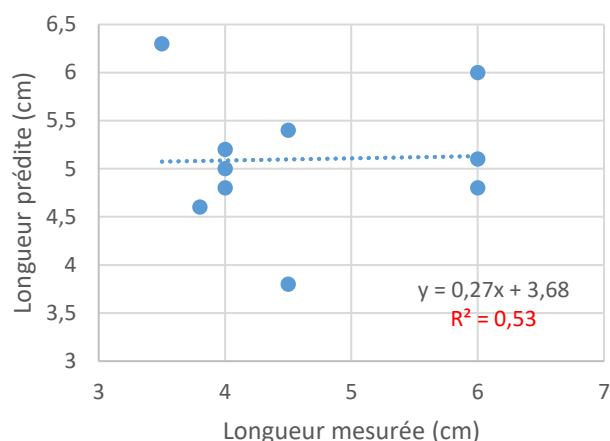


Figure 79 : Longueur prédite, à partir du module brut du paramètre S_{11} , en fonction de la longueur mesurée pour le lot de Novembre

Le coefficient de corrélation pour ce lot est plus élevé que celui des deux lots précédents ($R^2 = 0,53$). Le nouveau protocole de mesure et la nouvelle configuration du dispositif radiofréquence semblent nous permettre de mieux prédire la longueur du foie dépassant du bréchet. Cependant, le coefficient de corrélation reste faible. L'étude du module brut ne donnant pas d'assez bon résultat, nous avons décidé d'étudier le delta des modules du paramètre S_{11} pour déterminer de nouveaux indicateurs.

c) Delta des modules du paramètre S_{11}

Après analyse du module brut du paramètre S_{11} , nous nous sommes intéressés aux deltas des modules du coefficient de réflexion. Nous rappelons que la réponse diélectrique de référence est celle obtenue dans la région 1 (au-dessus du magret). Nous avons tracé le deltas des modules du coefficient de réflexion en fonction de la distance par rapport au bréchet, pour les 10 canards du lot de juin, sur la Figure 80.

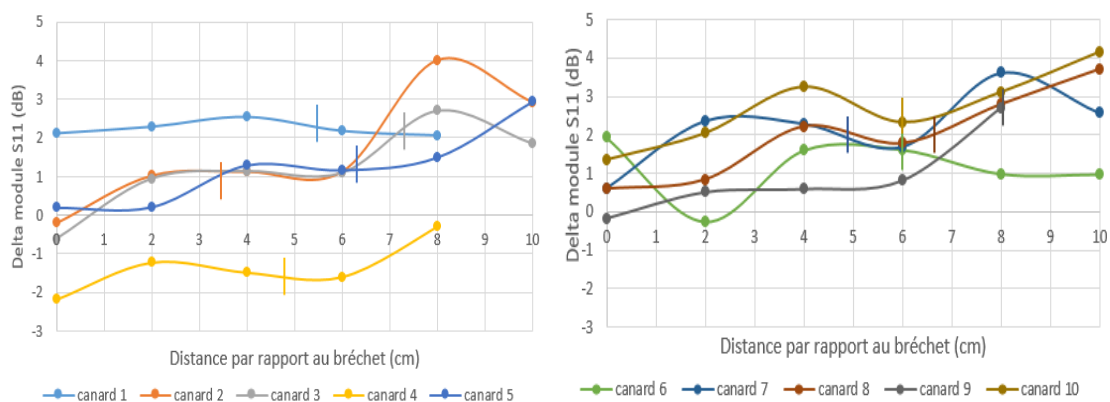


Figure 80 : Delta du module du paramètre S_{11} en fonction de la distance par rapport au bréchet pour 10 canards

A partir du delta des modules du paramètre S_{11} , nous nous sommes intéressé à 2 indicateurs. Pour le premier indicateur, nous avons choisi le même que pour l'étude du module brut du coefficient de réflexion. Nous avons étudié les extrema locaux en remarquant, une nouvelle fois, que ces derniers se rapprochent de la limite du foie (traits verticaux) pour certains canards. Nous choisissons le premier extremum après 3 cm sous le bréchet. Pour le canard 10, par exemple, cela revient à choisir la longueur 4 cm comme

prédiction. En prenant en compte ce critère nous avons prédit une longueur du foie sous le bréchet pour les 10 canards de chaque lot que nous avons comparée avec la longueur mesurée après abattage (cf. Figure 81).

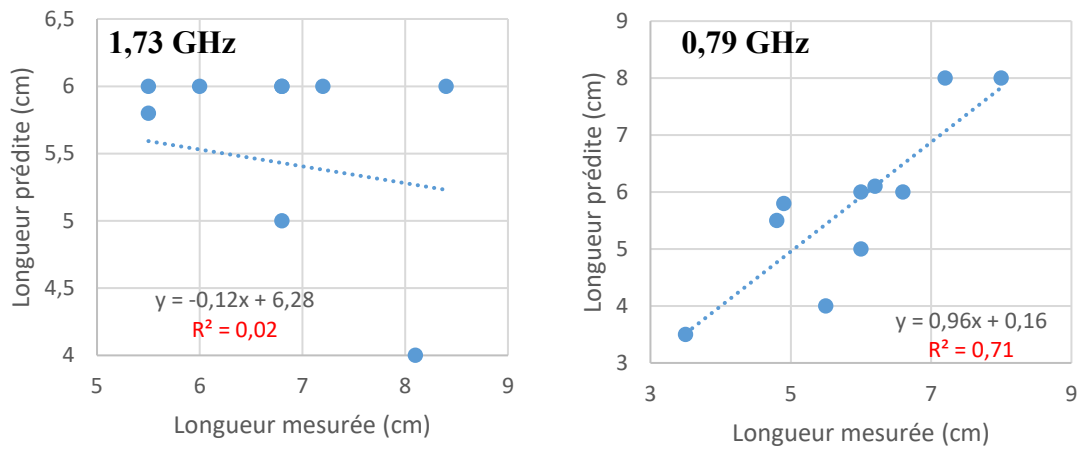


Figure 81: Longueur prédite du foie dépassant du bréchet en fonction de la longueur mesurée pour les 10 canards de Barbaries (gauche) et les 10 canards Mulards (droite)

La corrélation entre notre indicateur et la longueur du foie, dépassant du bréchet, réellement mesurée est assez bonne ($R^2 = 0,71$) pour les canards de Barbaries du premier lot. Avec le même critère de prédiction, la corrélation est plus faible pour le deuxième lot de canards (Mulards), $R^2 = 0,02$. Cet indicateur ne semble pas le plus fiable pour déterminer la longueur du grand lobe dépassant du bréchet à partir de ce spectre en fréquence. Pour vérifier cette conclusion nous avons testé cet indicateur sur le 3ème lot (novembre). Les résultats de la corrélation se trouvent sur la Figure 82.

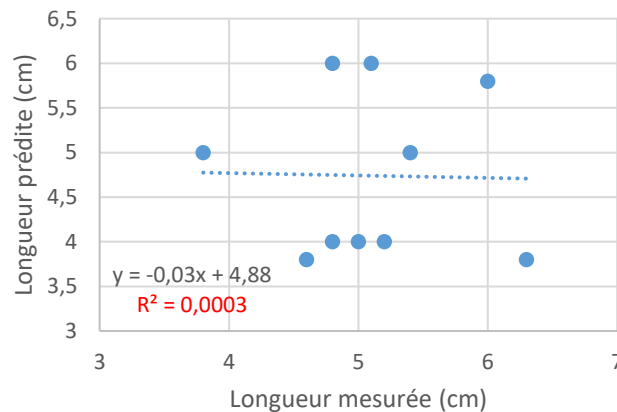


Figure 82 : Comparaison des longueurs mesurées et des longueurs prédites à partir du delta des modules du paramètre S_{11} pour le 3ème lot de canards

La corrélation avec cet indicateur est encore moins bonne pour le lot du mois de novembre avec le protocole et le dispositif optimisés. Nous concluons que ce premier indicateur déterminé à partir du delta des modules du paramètre S_{11} n'est pas le bon pour la prédiction qui nous intéresse.

Plusieurs facteurs peuvent être la cause de ce manque de corrélation :

- Premièrement, le choix de la fréquence de traitement du delta des modules du paramètre S_{11} n'est pas le plus optimal. Nous nous restreignons en effet à une seule fréquence alors qu'une combinaison de plusieurs serait peut-être plus judicieux (cf. d)).
- Deuxièmement, comme nous l'avons vu dans les chapitres précédents, notre capteur radiofréquence sonde un volume et le poids de foie corrèle le plus avec le volume du grand lobe, d'après les données anatomiques. Il est ainsi intéressant de voir si la longueur que nous prédisons corrèle directement avec le poids de foie. La longueur prédite est cette fois-ci comparée au poids de foie sur la Figure 83.

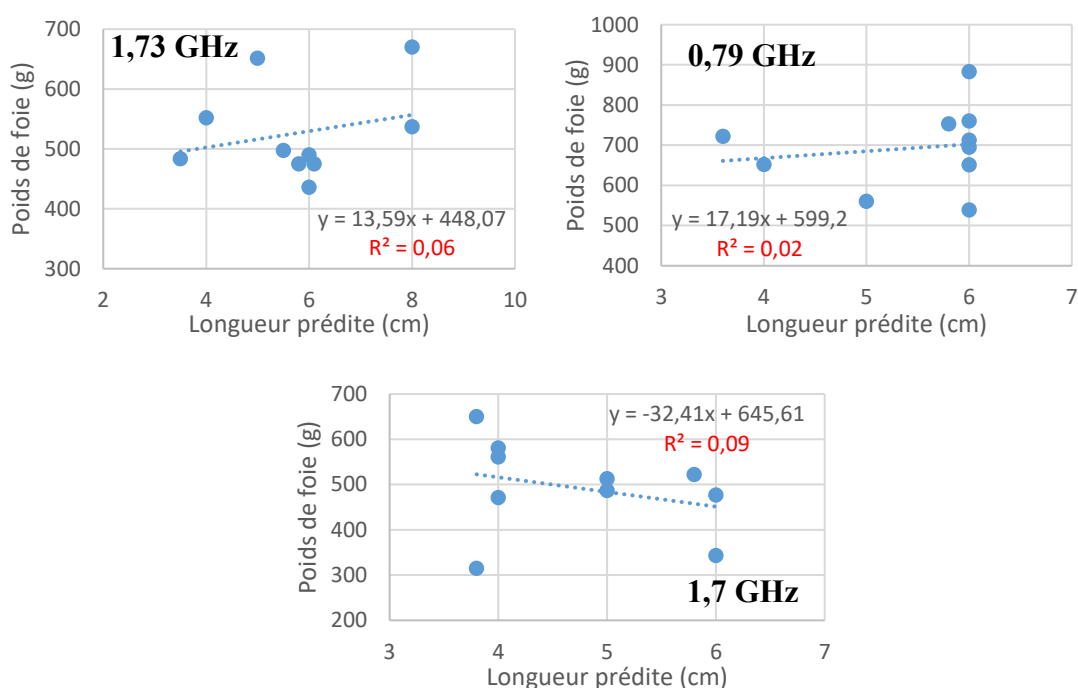


Figure 83 : Poids de foie en fonction de la longueur prédite à partir du delta des modules du paramètre S_{11} (premier lot de canards à 1,73 GHz, deuxième lot à 0,79 GHz et 3^{ème} lot à 1,7 GHz)

Nous remarquons aucune corrélation entre la longueur que nous avons prédite et le poids foie. En effet, le coefficient de corrélation ne dépasse pas 0,1 pour les 3 lots. Nous concluons que ce premier critère choisi sur les courbes de delta du module du paramètre S_{11} pour déterminer la longueur du lobe gauche dépassant du bréchet n'est pas le bon. La longueur prédite de cette manière ne peut être ni corrélée à la longueur du foie dépassant du bréchet mesurée, ni au poids de foie.

A défaut de regarder la distance par rapport au bréchet au niveau des extrema locaux, nous avons étudié d'autres indicateurs (ci-dessous d), e), et f)). Le second indicateur déterminé à partir du contraste des modules du paramètre S_{11} est expliqué sur la Figure 84.

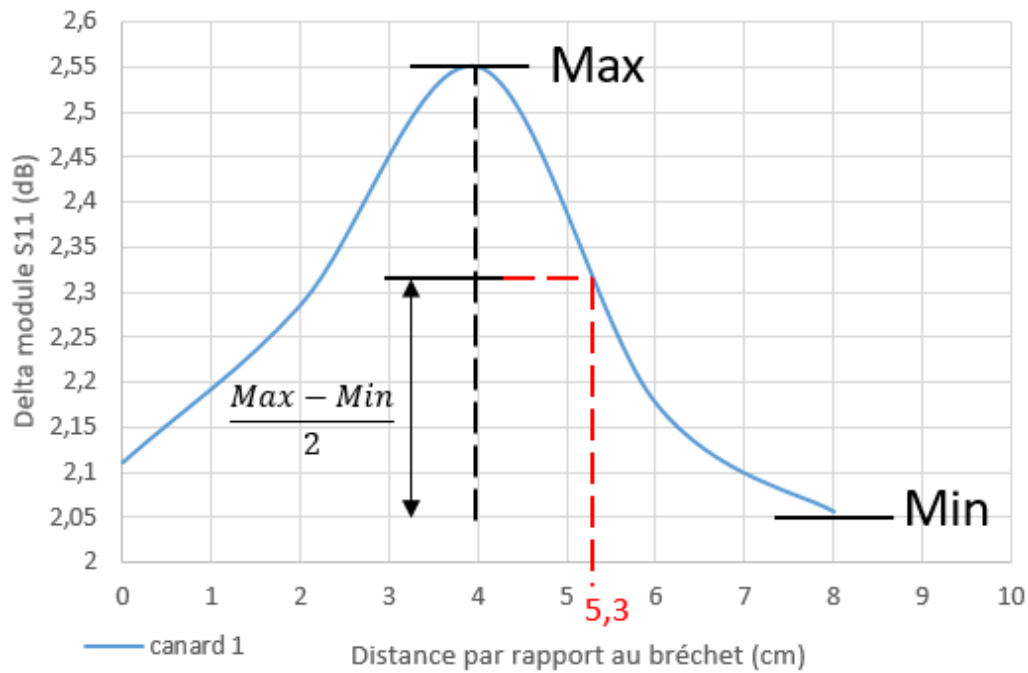


Figure 84: Nouvelle indicateur étudié sur le delta des modules du paramètre S_{11} en fonction de la distance par rapport au bréchet à 1,73 GHz

Ce nouveau critère est le suivant : nous cherchons un maximum sur la courbe du delta du module du paramètre S_{11} puis nous soustrayons au maximum la moitié de l'écart maximal en dB ($\frac{Max-Min}{2}$). Ce cheminement est fait pour tous les canards. Pour le canard 1 à 1,73 GHz, nous avons le choix entre deux grandeurs (5,3 cm ou 2 cm). C'est toujours la longueur supérieure à 3 cm et la plus haute des deux qui est choisie. Ici, la longueur que nous relevons grâce à ce critère est de 5,3 cm. Cette démarche est suivie pour tous les canards afin de tracer la longueur prédite en fonction de la longueur mesurée.

Nous avons fait cette étude pour différentes fréquences. Tout d'abord, nous nous sommes intéressés à la fréquence de 1,73 GHz, la fréquence où les mesures sur les canards de la première campagne de mesures (juin) subissent le plus de variation. Puis nous avons étudié la fréquence de 0,86 GHz qui correspond à une fréquence juste avant le pic pour tous les canards et enfin nous avons adapté cette étude à chaque canard, du premier lot, en choisissant la fréquence dite de résonance pour chacun d'eux, c'est-à-dire la fréquence pour laquelle, les variations de delta des modules du paramètre S_{11} sont les plus importantes. Les graphiques obtenus sont présentés sur la Figure 85. Les droites de régression linéaire associées à ces nuages de points possèdent des R^2 très faibles. Le meilleur des 3 s'élève à 0,26. Ces coefficients de détermination sont faibles signifiant qu'aucune corrélation n'est atteinte. En d'autres termes, le critère évalué ne nous permet pas de déterminer la longueur du foie gras qui dépasse du bréchet.

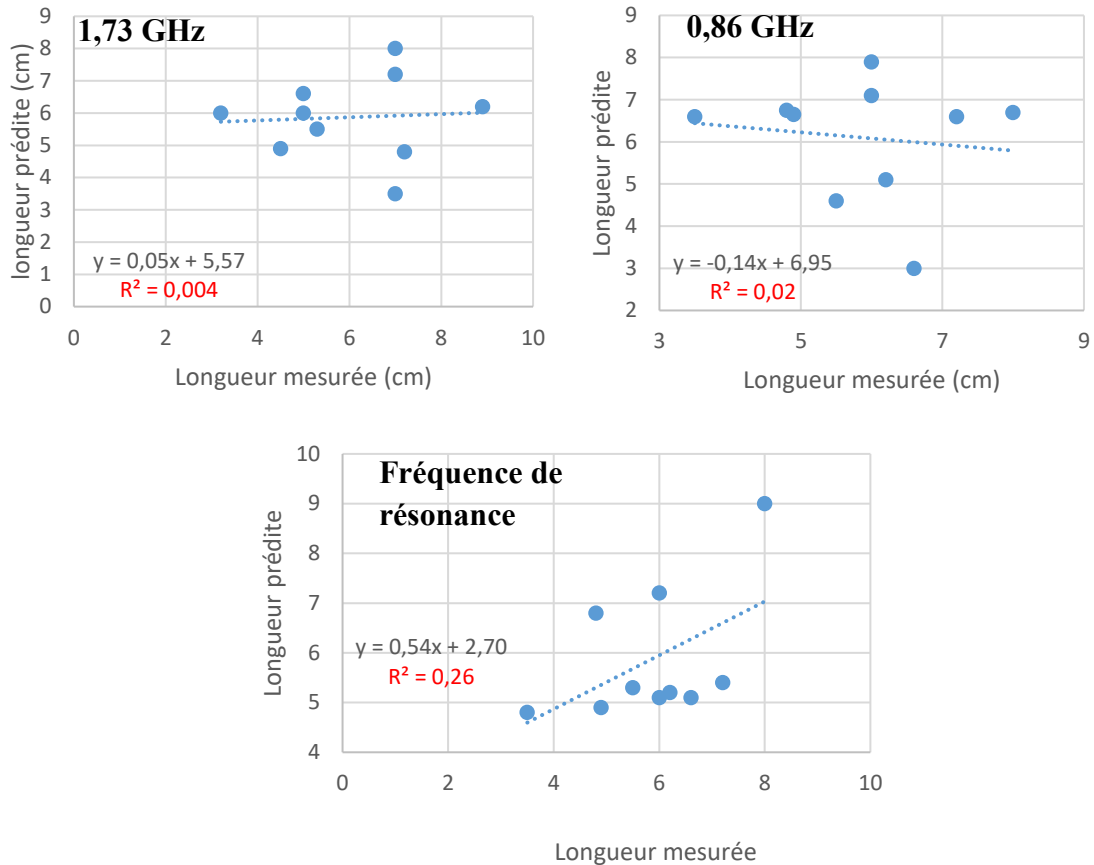


Figure 85 : Comparaison longueur prédite et longueur mesurée avec le nouveau critère pour différentes fréquences

Cette étude a été faite pour les deux autres campagnes de mesures et présente des R^2 inférieurs à 0,4 dans les deux cas. Dans la suite de cette partie, d'autres indicateurs sont analysés et découlent de l'étude du delta du module ou de la phase du paramètre S_{11} .

d) Delta des phases du paramètre S_{11}

Après analyse du delta des phases du paramètre S_{11} à chaque position du capteur radiofréquence, nous avons appliqué le même critère que pour le module et aux mêmes fréquences pour chaque campagne de mesures. En effet, c'est aussi à ces fréquences (1,73 GHz, 0,79 GHz et 1,7 GHz) que la phase subit le plus de variation et donc qu'elle est la plus susceptible de révéler l'information qui nous intéresse. Nous avons obtenu avec le traitement de la phase des résultats similaires à ceux réalisés avec le module du paramètre S_{11} . Les coefficients de détermination (R^2) pour les trois lots de canards sont du même ordre de grandeur que lors de l'analyse du module du coefficient de réflexion, c'est-à-dire, 0,49, 0,16, et 0,002 respectivement pour les canards des lots 1, 2 et 3.

L'analyse des extrema locaux des deltas du module et de la phase du paramètre S_{11} à chaque position du dispositif radiofréquence n'a pas donné les résultats escomptés. Nous avons donc cherché d'autres indicateurs susceptibles de fonctionner.

e) Dérivée du delta des modules du paramètre S_{11}

Nous avons vu sur les courbes de delta en fonction de la fréquence que les marques verticales représentant la limite mesurée du foie se situent en générale au niveau des variations (augmentation ou diminution) du delta d'où l'étude de la dérivée du contraste

des modules du coefficient de réflexion. Sur une courbe, les variations en ordonnées sont directement liées à la dérivée. Nous nous sommes donc intéressés à la dérivée du delta des modules du paramètre S_{11} en fonction de la distance au bréchet aux fréquences d'intérêt relevées précédemment.

Les dérivées pour chaque canard du lot du mois de juin (Barbaries) à la fréquence de 1,73 GHz sont représentées sur la Figure 86. Tout comme pour la représentation du delta des modules en fonction de la distance au bréchet, nous cherchons un critère sur ces courbes, capable de nous donner une bonne prédiction de la longueur du foie dépassant du bréchet.

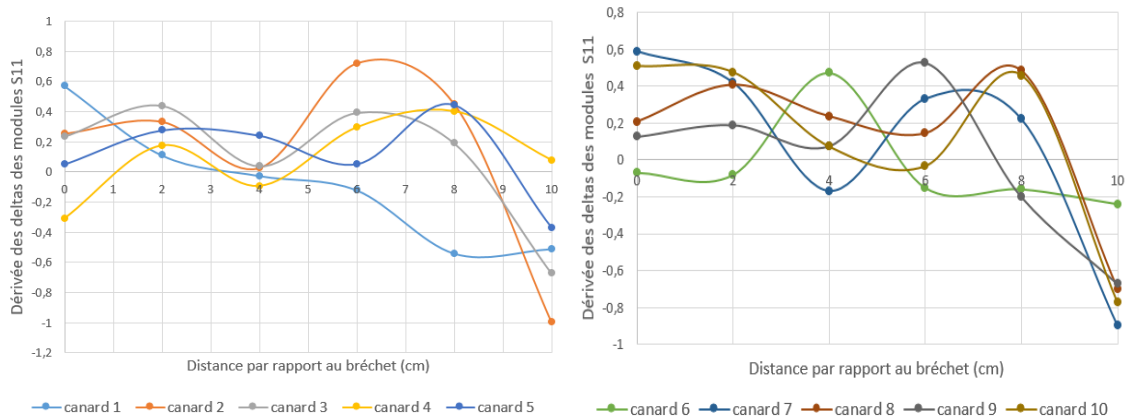
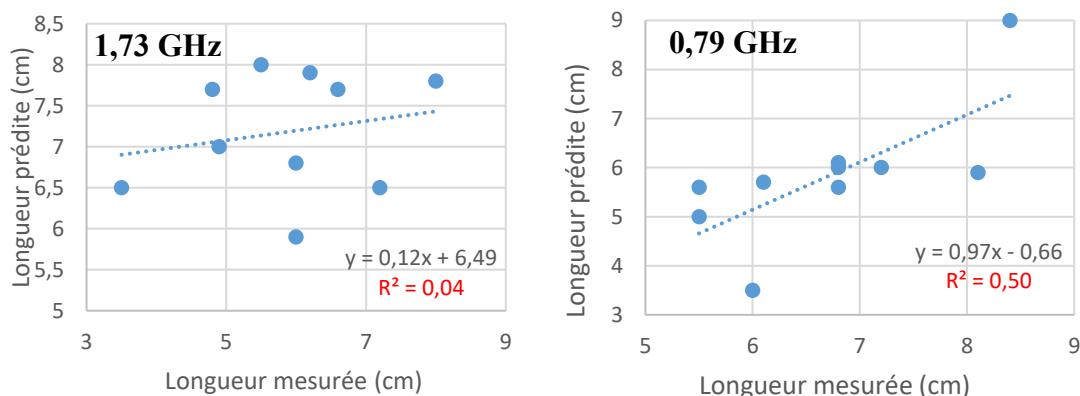


Figure 86: Dérivée des deltas des modules du paramètre S_{11} en fonction de la distance au bréchet à 1,73 GHz

Pour l'étude des dérivées, nous avons choisi un critère pour déterminer la longueur du lobe gauche. Cette fois encore, nous choisissons la longueur qui correspond à un maximum ou un minimum local de la dérivée. Pour le canard 1 de la première campagne de mesures, ce critère nous permet de prédire une longueur de foie dépassant du bréchet de 8 cm. Nous avons ensuite cherché un modèle de régression linéaire capable de corrélérer longueur prédite et longueur mesurée pour les trois lots de canards étudiés (cf Figure 87). Pour le deuxième lot (mois de juillet) c'est à la fréquence de 0,79 GHz que s'est déroulée l'étude et à 1,7 GHz pour la troisième campagne de mesures.



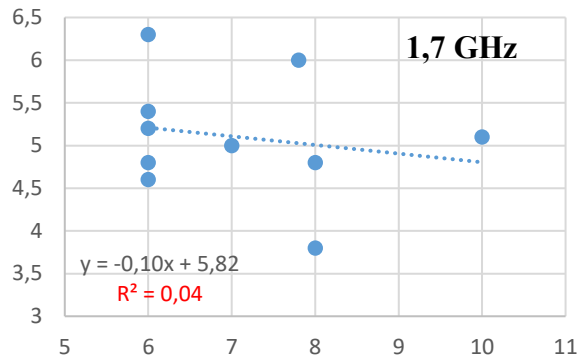


Figure 87 : Comparaison de la longueur mesurée et de la longueur prédite à l'aide de l'étude des dérivées du delta du module S_{11} pour les 3 lots de mesures

Pour le premier lot, il n'y a pas de corrélation entre longueur mesurée et longueur prédite, le R^2 est seulement de 0,04, tout comme pour le lot 3 pour lequel le protocole de mesure est optimisé. Pour le deuxième lot, le R^2 est nettement supérieur et égal à 0,50. L'indicateur dérivé a été testé sur les deltas des phases du paramètre S_{11} . Les coefficients de distribution dans ces 3 cas sont respectivement de 0,008, 0,29 et 0,01 pour les canards de Barbaries et les canards Mulards des lots 2 et 3. La dérivée ne semble donc pas être l'indicateur le plus fiable pour déterminer la longueur du foie dépassant du bréchet.

Aux fréquences d'intérêts les variations sont plus ou moins amples. La surface sous la courbe varie d'une position du capteur radiofréquence à une autre. Nous nous sommes donc intéressés à l'intégrale du delta des modules du paramètre S_{11} .

f) Intégrale du delta des modules du paramètre S_{11}

Nous avons découpé le spectre en fréquence en deux, de 10 MHz à 2 GHz et de 2 GHz à 6 GHz. La première région correspond à la région du pic. Quelque soit l'animal que l'on étudie le premier pic qui correspond à une variation importante du module du paramètre S_{11} est toujours présent dans cette fenêtre de fréquence. A contrario, la deuxième région est très différente en fonction des canards mais elle peut révéler l'information qui nous intéresse. Pour chaque position du dispositif radiofréquence le long de la région 2, nous avons calculé l'intégrale sur ces deux intervalles puis nous avons tracé cette grandeur en fonction de la distance par rapport au bréchet. Ces graphiques pour l'intervalle entre 10 MHz et 2 GHz sont représentés sur la Figure 88.

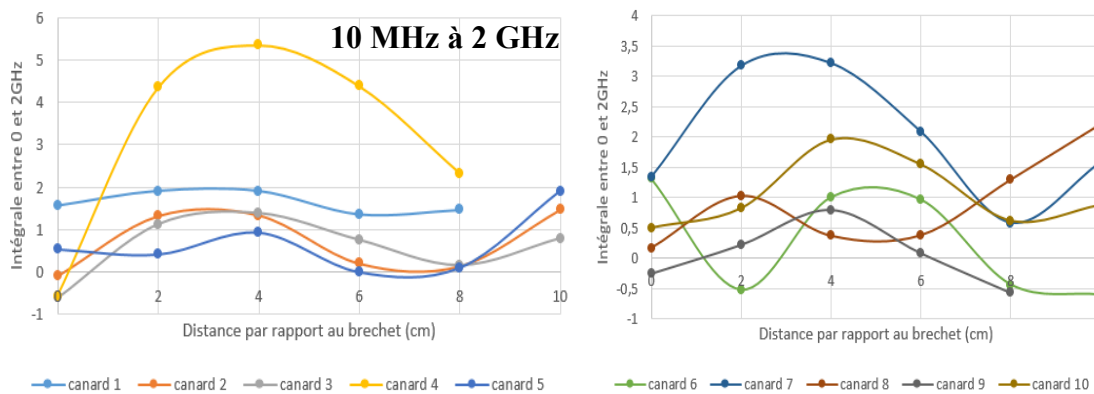


Figure 88: Intégrale du delta des modules du paramètre S_{11} entre 10 MHz et 2 GHz pour les 10 canards de Barbaries du lot de Juin

Tout comme pour les autres indicateurs, nous avons regardé les extrema de l'intégrale pour déterminer une longueur qui pourrait corrélérer avec la longueur du foie dépassant du bréchet. Grâce à ce critère une longueur du foie est prédite pour les deux parties du spectre. Les longueurs prédites pour les 10 canards de Barbaries (première campagne de mesure) sont comparées aux longueurs mesurées (cf. Figure 89).

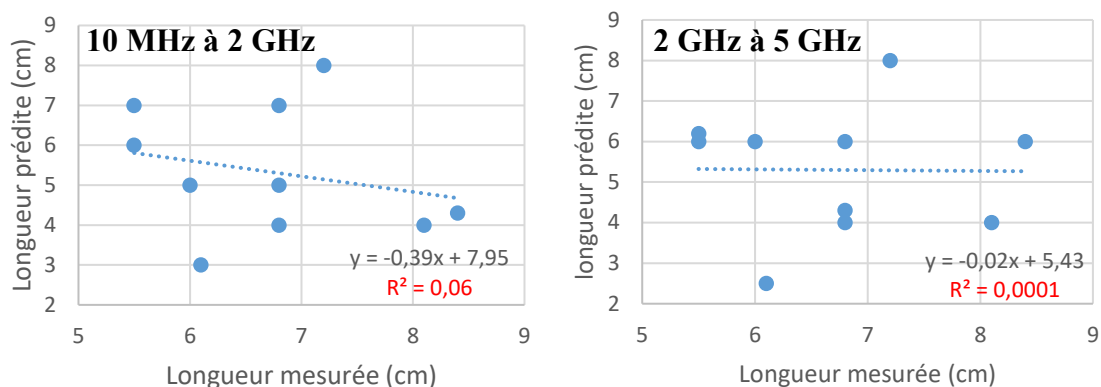


Figure 89: Comparaison de la longueur prédite du foie à partir de l'intégrale du spectre et de la longueur mesurée

Pour les deux parties du spectre en fréquence nous remarquons que les longueurs prédites à partir des intégrales ne corréleront pas avec les longueurs réellement mesurées après abattage. En effet, les coefficients de corrélations des modèles linéaires pour les deux cas ne dépassent pas 0,1. Ce critère a été testé sur les deux autres lots de canards de l'année 2019. Des résultats similaires sont tirés de ces études, les R^2 obtenus sont de 0,001 et 0,003 pour le lot du mois de juillet, pour les deux intervalles de fréquence étudiés et de 0,012 et de 0,005 pour le lot du mois de novembre. Contrairement aux indicateurs précédents, celui-ci basé sur l'intégrale du delta des modules du paramètre S_{11} intègre des intervalles de fréquences et non pas une fréquence particulière. Nous sommes donc moins susceptibles de perdre de l'information dans la réponse diélectrique. Cependant l'intégrale du delta des modules du paramètre S_{11} ne semble pas être l'indicateur adéquate pour nous permettre de prédire la longueur du foie gavé qui dépasse du bréchet.

Tous les indicateurs présentés dans cette partie ne sont pas satisfaisants. Avec seulement trois campagnes de mesures, il est difficile de valider la fiabilité de ces indicateurs pour la détermination de la longueur du foie sortant du bréchet. Les indicateurs découlant du module brut ou des deltas des modules du coefficient de réflexion ne permettent pas de déterminer la longueur du foie. Plusieurs facteurs peuvent en être la cause. Le choix de la fréquence d'étude pour certains indicateurs n'est peut-être pas optimal ainsi que les critères de définitions des indicateurs. De plus, lors de la mesure les canards respirent et les sacs aériens sont, nous supposons, plus volumineux que ceux que l'on trouve sur la carcasse de l'animal mort et que nous avons étudié dans la partie qui concerne les mesures ex-vivo (indiquées dans le chapitre 3). La couche d'air entre la peau et le foie peut donc empêcher les ondes électromagnétiques rayonnées par notre dispositif radiofréquence d'atteindre ce dernier.

Nous avons décidé, en collaboration avec l'école vétérinaire de Toulouse (ENVT) de placer des canards dans un scanner afin d'imager les différents organes qui composent cet animal et notamment d'analyser la grosseur des sacs aériens et la position du foie pour

nous aider à interpréter les différentes réponses diélectriques que nous obtenons avec notre dispositif radiofréquence. Cette expérience fait le sujet de la partie qui suit.

II. Imagerie par scanner du canard

L'imagerie par scanner a été réalisée à l'école vétérinaire de Toulouse sur 10 canards à deux stades de gavage différents (5 canards mi-gavés et 5 canards gavés), par l'équipe du Pr. Jean-Luc Guérin, spécialisée en aviculture et pathologie aviaire, et partenaire du projet PRECIPALM. Le but de cette étude est d'imager un canard lorsqu'il est vivant afin de connaître certains paramètres de son anatomie qui pourrait nous échapper lors des dissections en laboratoire. Les images obtenues grâce à cette technique sont ensuite corrélées aux mesures radiofréquences obtenues à l'aide de notre dispositif. Dans un premier temps nous allons donc comprendre le principe de l'imagerie scanner, puis nous détaillerons le protocole expérimental mis en place pour obtenir ces images et enfin nous analyserons les résultats obtenus grâce à cette technique d'imagerie.

1) Principe du scanner

Le scanner, encore appelé scanographie ou tomодensitométrie (TDM) est une technique d'imagerie médicale qui consiste à analyser l'absorption des rayons X par les tissus biologiques puis à utiliser un traitement numérique pour reconstruire des images en 2D ou 3D de ces tissus. La tomographie par rayons X assistée par ordinateur fut développée par G.M. Hounsfield et lui valut le prix Nobel de médecine en 1979 [94]. C'est une technique qui est maintenant largement utilisée dans le domaine médical. Le premier scanner utilisable en clinique fut installé en 1971 à Londres. Contrairement à la radiographie classique le faisceau de rayons X transmis est détecté et analysé électroniquement et non plus à l'aide d'un film ou d'un amplificateur de luminance.

a) Acquisition des données

Lors d'un examen, le patient, l'animal ou tout autre objet d'étude est placé entre le tube à rayons X et les détecteurs. Pour obtenir une coupe transversale, ces deux éléments se déplacent par rotation autour de l'élément à imager. La Figure 90 est un schéma de principe du scanner. Au cours de la traversée de l'organisme, les faisceaux à rayons X sont atténués par absorption et par diffusion. C'est ce que l'on appelle l'effet photo-électrique et la diffusion Compton. Pour les tissus biologiques, cette atténuation dépend de plusieurs paramètres : leur composition atomique, leur densité et l'énergie du faisceau à rayons X.

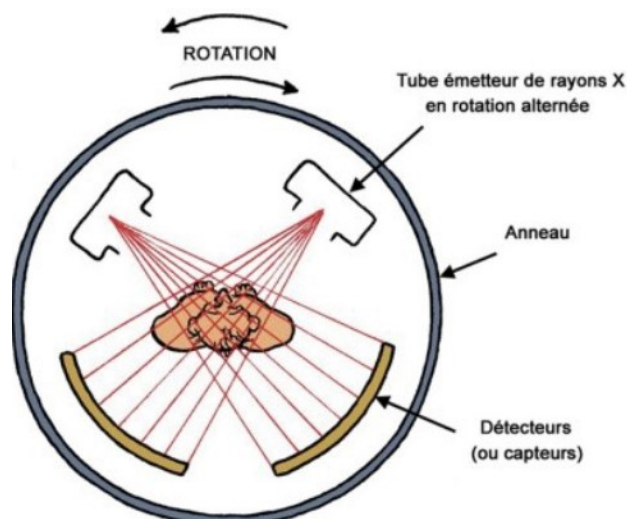


Figure 90: Schéma de principe du scanner [95]

b) Production des rayons X

Les rayons X sont créés à l'aide de deux éléments, un générateur et un tube à rayon X. Le générateur fournit la tension et le courant nécessaires pour accélérer les électrons dans le tube à rayon X. Lors de nos mesures la tension appliquée par le générateur était de 120 kV et l'intensité du courant de 120 mA. Le tube à rayons X est composé d'une cathode (émettrice d'électrons) et d'une anode (cible). Les électrons accélérés interagissent avec l'anode en tungstène par rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) pour produire le spectre de rayons X utiles pour la réalisation de nos mesures.

Si le principe de base du scanner n'a pas changé depuis son apparition en 1971, des évolutions technologiques ont tout de même permis d'améliorer les performances de cette méthode d'imagerie en permettant notamment de réduire le temps d'acquisition et l'étude d'objets plus gros (corps entier). Les évolutions concernent surtout la géométrie du scanner et le mode hélicoïdal pour le mouvement de l'ensemble émetteur et détecteur des rayons X. Le tableau suivant montre l'évolution des performances du scanner au cours des années.

Tableau 10: Evolution des performances du scanner au cours du temps [95]

Année	1972	1980	1990	2000
temps d'acquisition (s)	300	2,5	1	0,5
taille de la matrice (pixel)	80 x 80	256 x 256	512 x 512	1024 x 1024
puissance (kW)	2	6	40	60
résolution spatiale (pl/cm)	3	15	15	15
résolution en contraste	5mm/5UH/ 50mGy	3mm/3UH/ 30mGy	3mm/3UH/ 30mGy	3mm/3UH/ 30mGy

c) Processus de reconstruction

Une acquisition correspond à l'image de tout l'objet d'étude. Lors d'une acquisition plusieurs images sont prises. Dans chaque image, nous trouvons des pixels. Leur contenu correspond au coefficient d'atténuation d'un volume élémentaire que l'on appelle voxel. La section d'un voxel est égal au périmètre du pixel et sa profondeur correspond à la largeur du faisceau de rayons X traversant l'objet d'étude. En général, cette largeur est comprise entre 1 et 10 mm. Dans notre cas la largeur du faisceau à rayons X est de 1, 25mm. Pour reconstruire les coupes tomographiques plusieurs techniques peuvent être utilisées. La plus répandue est la rétroprojection-filtrée [96].

Le scanner est une technique d'imagerie qui a fait ses preuves pour l'imagerie d'animaux de n'importe quelle taille et pour diagnostiquer des pathologies touchant des organes différents. Des recherches ont, par exemple, été menées sur la souris pour essayer d'imager une pathologie hépatique [97]. Ou encore sur le chien pour obtenir l'image de métastases pulmonaires [98]. Le scanner est donc une technique d'imagerie qui peut nous permettre d'analyser les différents organes au sein du canard. Dans le cadre de notre étude, nous nous intéressons au foie mais aussi aux sacs aériens qui l'entourent. Nous avons placé 10 canards à différents stades de gavage dans le scanner en suivant un protocole particulier décrit dans la partie suivante.

2) Protocole expérimental

Pour faire ces expériences d'imagerie in-vivo à corréliser avec nos mesures RF, nous avons jugé important de la réaliser sur deux types de canard, des canards en cours de gavage, et des canards gavés afin de comparer certaines grandeurs anatomiques. Au cours du gavage le foie pousse hors du bréchet et prend de plus en plus de place dans l'abdomen de l'animal. Nous nous sommes demandés si la taille des sacs aériens était modifiée au cours de l'engraissement. Nous avons récupéré 5 canards de chaque stade dans des élevages différents. Les canards étant très fragiles lors de la période de gavage nous avons pris les précautions nécessaires pour éviter toute mortalité.

Toutes les mesures ont été réalisées à l'école vétérinaire de Toulouse. Nous avons, tout d'abord fait nos mesures radiofréquences sur les 10 canards, car à ce stade aucun produit de contraste ou anesthésiant n'a été injectés dans le canard. Nous avons suivi le protocole expérimental décrit dans la partie précédente (cf. Chap. 4, paragraphe I.1) et répété les mesures 3 fois, le long de la région 2, sur chaque canard. Ces résultats seront par la suite corrélés avec les images obtenues grâce au scanner.

Le protocole expérimental suivi pour imager les animaux au scanner a été le même pour les 10 canards quelque soit leur stade de gavage. Le protocole expérimental est le suivant :

- Le canard est, tout d'abord pesé pour déterminer la dose d'anesthésiant à lui administrer.
- Une première injection d'anesthésiant est administrée et le comportement du canard est analysé et noté toutes les 30 s. Il existe une classification

comportementale qui permet de déterminer si une autre injection est nécessaire ou non.

- Le canard est ensuite transféré dans la salle où se situe le scanner. Il est placé sur le ventre car c'est la position la plus naturelle chez ces animaux. Puis, il est appareillé à différentes machines afin de suivre certains paramètres physiologiques comme la fréquence cardiaque, par exemple. Le scanner avec et sans canard est visible sur la Figure 91.
- Une fois que l'animal est stabilisé, nous sortons tous de la salle pour éviter tout rayonnement et la première acquisition est lancée. Pour cette première acquisition, les paramètres du scanner sont réglés pour visualiser les tissus mous, puis pour la deuxième acquisition c'est le contraste osseux qui est visé.
- Suite à ces premières acquisitions, un produit de contraste est injecté au canard pour permettre d'observer plus facilement les vaisseaux sanguins. Comme nous l'avons vu dans le troisième chapitre de cette thèse, le foie est l'organe qui possède la plus grande disparité de réponse diélectrique que ce soit entre canard ou pour plusieurs régions d'un même foie. La vascularisation de cette organe peut être à l'origine de cette disparité. Ce produit de contraste est donc important pour corréliser ces images à nos mesures radiofréquences. Une troisième acquisition est lancée avec les paramètres adaptés aux tissus mous.
- Une fois la dernière acquisition réalisée, le canard est euthanasié avant de s'être réveillé. Nous avons ensuite disséqué chaque canard pour mesurer les grandeurs qui nous intéressent, c'est-à-dire, la longueur du lobe gauche et droit dépassant du bréchet et le poids de foie.

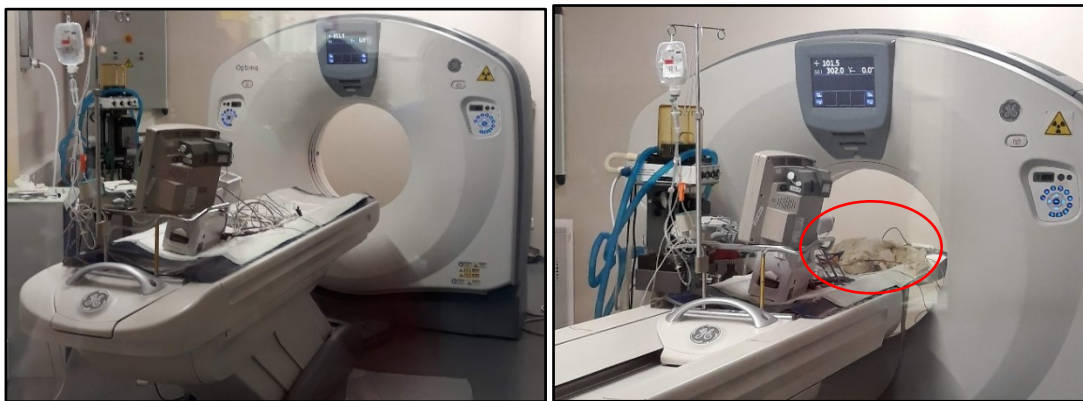


Figure 91: Photographie du scanner de l'ENVT sans (à gauche) et avec canard (entouré en rouge à droite)

Les acquisitions ne sont pas longues, quelques minutes seulement, c'est le processus d'anesthésie qui prend le plus de temps dans ce protocole expérimental.

3) Images scanner des canards

a) Echelle d'Hounsfield

Lors d'une acquisition il est possible de sélectionner un certain nombre de paramètres pour augmenter le contraste des éléments que l'on souhaite étudier. La densité radiologique est l'un de ces paramètres, il a été défini par G.Hounsfield. Cette densité

correspond à la transformation linéaire de la mesure du coefficient d'absorption avec l'eau distillé, aux conditions normales de température et de pression, comme référence. Soit μ_x le coefficient d'absorption moyen dans un voxel, alors la densité radiologique s'exprime comme suit :

$$UH = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{eau}}$$

L'échelle dite de « Hounsfield » étant de -1000 à +1000 et la densité radiologique de l'eau est nulle. Une variation d'une unité de Hounsfield (UH) représente une variation de 0,1 % du coefficient d'absorption de l'eau puisque le coefficient d'absorption de l'air est proche de zéro. Tous les tissus et éléments rencontrés dans un organisme biologique sont situés dans cette échelle. La densité radiologique de l'air est de -1000 UH, elle correspond à la limite inférieure de cette échelle alors que la limite supérieure correspond aux densités radiologiques des os ou encore de prothèses métalliques qui sont reconnues comme étant denses. Sur les images scanner cette échelle est représentée en nuance de gris, or il est difficile pour l'œil humain de percevoir de faible variation de niveau de gris. Pour augmenter le contraste et le rendre perceptible à l'œil humain le réglage du scanner permet de choisir certaines fenêtres pour faciliter l'observation de certains tissus biologiques. Les densités exprimées en UH, d'éléments caractéristiques de l'organisme humain sont représentées sur la Figure 92.

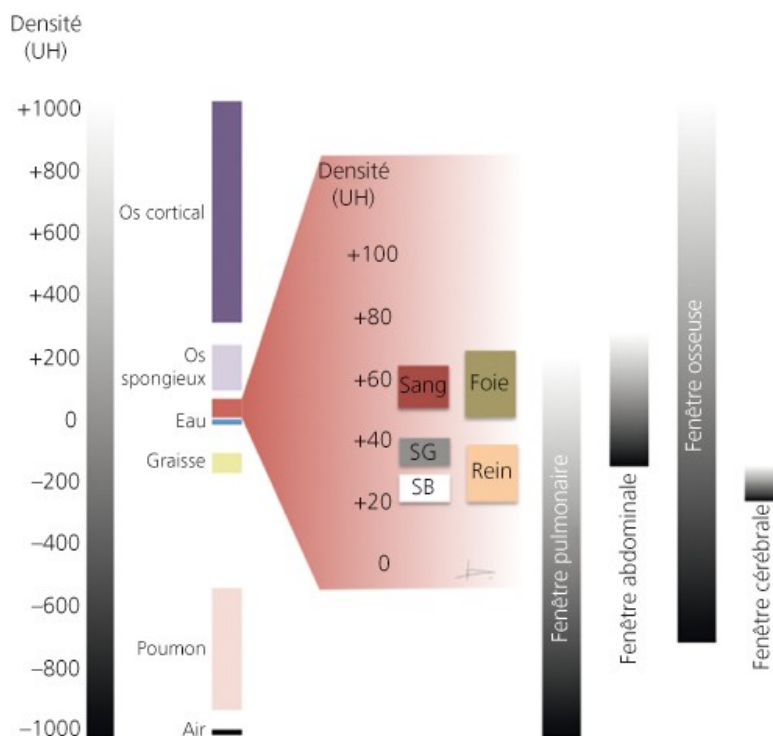


Figure 92: Représentation schématique de la répartition des densités rencontrées dans l'organisme sur l'échelle de Hounsfield [99]

Si l'on considère toute l'amplitude de cette échelle, nous remarquons que les tissus dits « mous » sont très proches les uns des autres. C'est pour ces tissus qu'il est intéressant de choisir une fenêtre de l'échelle adaptée pour augmenter le contraste des éléments que l'on souhaite observer. Sur nos images, l'air est représenté en noir et les os en blanc.

b) Images des canards prises au scanner

L'acquisition des images se fait par coupe transversale tous les 1,25mm sur toute la longueur de l'animal. Cette grandeur correspond à la précision maximale du scanner que nous avons utilisé à l'ENVT. Nous utilisons le logiciel RadiAnt pour analyser les images qui se trouvent sous format DICOM. Ce logiciel de traitement des images permet de visualiser les images selon 3 coupes. La coupe d'acquisition qui correspond à la coupe transversale, la coupe coronale ou dorsale (vue de dessus) et la coupe latérale encore appelée coupe sagittale (vue sur le côté). De plus, nous avons accès à 3 types de contraste en fonction des paramètres sélectionnés et du produit de contraste injecté. Dans la suite de cette partie nous allons présenter les différentes vues, les différents contrastes et la localisation des organes et tissus biologiques qui nous intéressent sur les images obtenues avec le scanner.

➤ Les différentes vues

Les 3 coupes de visualisation peuvent être analysées en simultanément sur un même écran. Les différentes vues sont représentées sur la Figure 93. Elles nous permettent de visualiser les organes selon plusieurs angles et de faire des mesures de longueur des régions qui nous intéressent. La ligne jaune verticale permet de repérer où se situe la coupe sagittale sur les autres vues. Sur chacune des vues, le foie a été entouré avec une ligne verte.

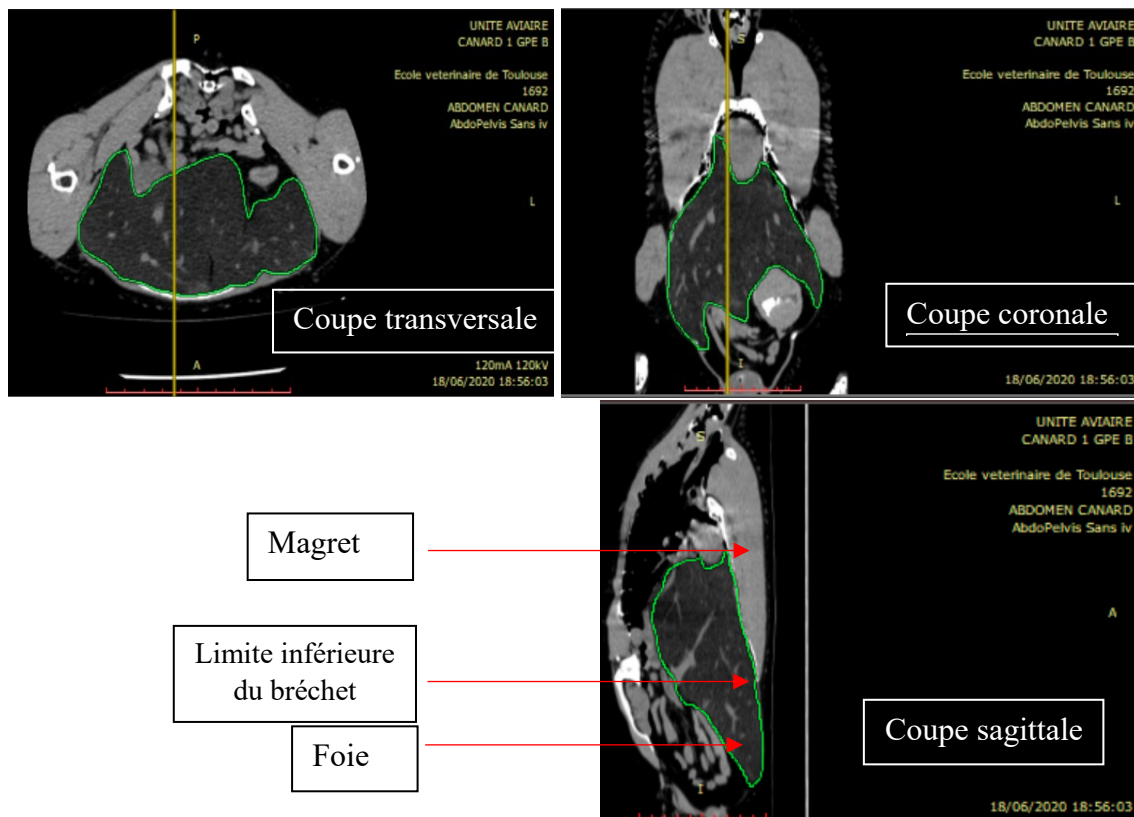


Figure 93 : Les 3 différentes vues pour l'analyse des images prises au scanner sur canard

La coupe transversale nous permet de visualiser l'intérieur du foie et la place qu'il prend dans l'abdomen. C'est aussi sur cette coupe que l'on pourra observer ou non la présence de sac aérien autour du foie. La coupe sagittale, elle, nous permet de mesurer la longueur du foie qui dépasse du bréchet car la limite entre le magret qui repose sur l'os et le foie est très bien marquée sur ces images. La coupe coronale est la moins intéressante dans notre étude, elle nous permet de mieux nous repérer sur les autres vues.

➤ Les différents contrastes

Pour nos analyses nous avons étudié 3 contrastes différents. Le premier permet de visualiser plus aisément l'architecture osseuse de l'animal, le second se focalise sur les tissus mous (comme le foie) et enfin le produit de contraste permet de faire ressortir les vaisseaux sanguins. Les trois contrastes d'une même section sont visibles sur la figure suivante. Sur ces images, le foie est encore une fois entouré par une ligne verte.

Sur la Figure 94, le contraste osseux (en b)) permet de visualiser plus nettement le squelette de l'animal et notamment de repérer le bréchet. Avec ce paramètre, les tissus mous sont presque tous du même niveau de gris, il est donc difficile de délimiter le foie. La fenêtre de l'échelle d'Hounsfield choisit en a) et c) permet de mieux localiser le foie et de tracer son contour plus aisément. La fenêtre choisie est la même pour ces deux images mais pour l'image faite en c) un produit de contraste a été ajouté. Nous remarquons grâce à lui que le foie est très vascularisé. Les taches blanches à l'intérieur du foie correspondent à des vaisseaux sanguins. C'est cette vascularisation qui peut expliquer la dispersion dans les réponses diélectriques d'un même foie. Lorsque l'on fait défiler les images sur toute la longueur du foie, cette vue transversale et ce produit de contraste nous permettent de voir que la vascularisation du foie est présente à chaque endroit. Le foie de canards différents n'est pas vascularisé de la même manière ce qui peut entraîner une dispersion des réponses diélectriques entre canards. Cette différence de vascularisation est remarquable entre les images c) et d) qui sont des images scanner de deux canards différents.

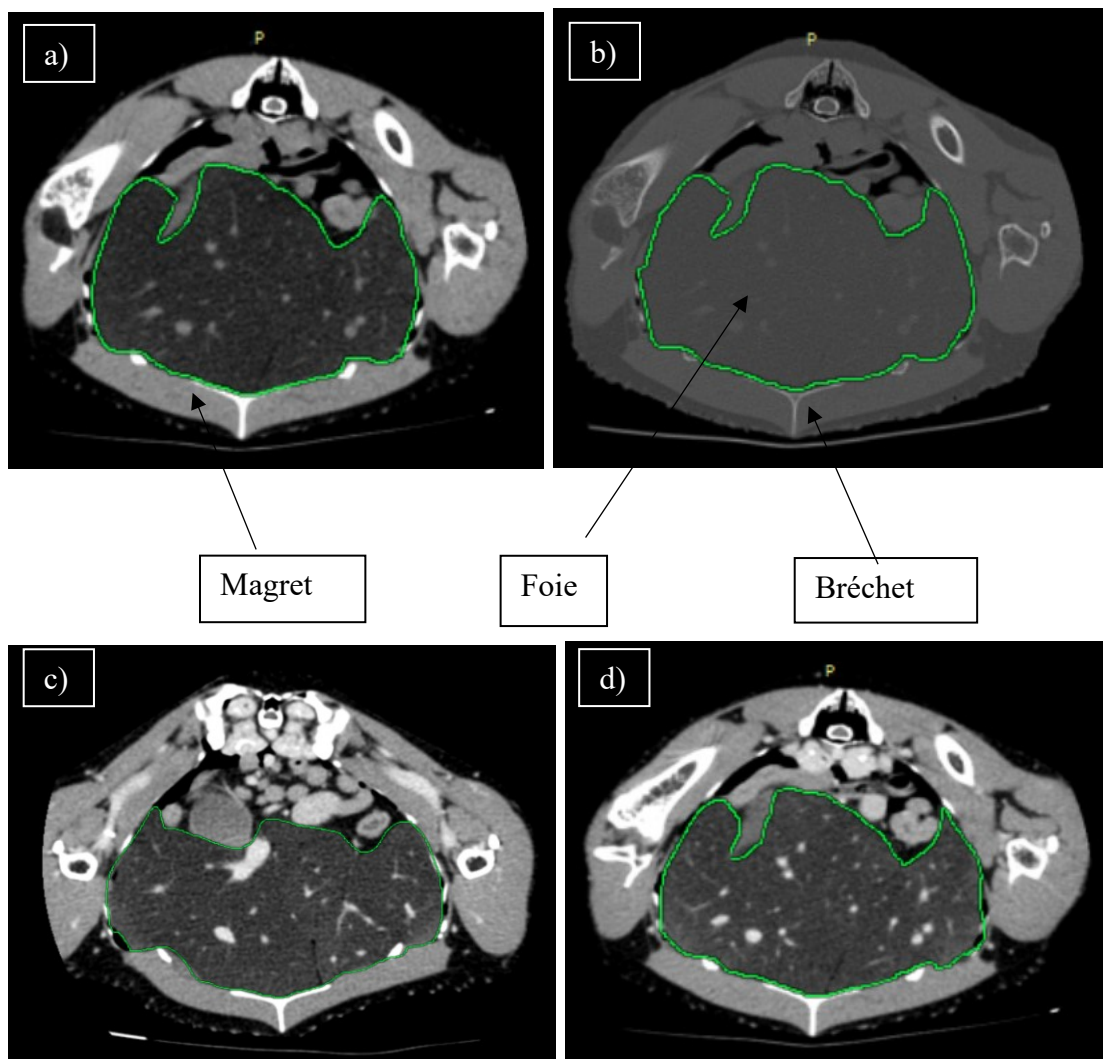


Figure 94 : Vue transversale avec 3 différents contrastes a) contraste des tissus mous b) contraste osseux c) et d) liquide de contraste pour visualiser les vaisseaux sanguins

Maintenant que nous avons présenté les différentes vues et les différents contrastes, nous allons analyser plus en détails les images obtenues, en mesurant des grandeurs qui nous intéressent et en recherchant les sacs aériens autour du foie.

c) [Analyse des images scanners](#)

➤ Les sacs aériens

Plusieurs choses nous intéressent sur les images scanner des canards. La première est la présence ou non de sacs aériens autour du foie qui pourrait perturber nos mesures radiofréquence. Nous avons analysé les coupes transversales de 10 canards imagés afin de détecter ces zones remplies d'air. Les sacs aériens sont des régions complètement noires sur les images scanner, leur densité radiologique est de -1000 UH sur l'échelle d'Hounsfield. Nous avons analysé les images avec le contraste osseux, les tissus mous sont fondus dans les mêmes niveaux de gris et il est plus évident de percevoir les sacs aériens. Pour faire toute corrélation avec nos mesures radiofréquence nous devons étudier les images transversales prises à partir de la fin du bréchet puisque nos mesures RF commencent à partir de cette région. La coupe latérale observée en parallèle nous permet de bien nous placer à la limite du bréchet. La Figure 95 rassemble les images prises juste

après le bréchet, c'est-à-dire correspondant à l'acquisition à 0 cm pour nos mesures RF, pour un canard gavé (à gauche) et un canard mi-gavé (à droite).



Figure 95: Images scanner transversales juste après le bréchet d'un canard gavé (à gauche) et d'un canard mi-gavé (à droite)

Grâce à ces images, nous remarquons dans un premier temps que le foie du canard gavé est beaucoup plus gros que celui du canard mi-gavé pour lequel le lobe gauche prend peu de place et le lobe droit ne s'est pas développé à l'extérieur du bréchet. L'ellipse rouge représente la région que nos mesures RF sonde. C'est à cet endroit que nous souhaitons vérifier la présence des sacs aériens. Sur les deux images nous ne voyons aucune tache ou zone noires. Cela signifie qu'il n'y a pas d'air entre la peau et le foie. Cette remarque est à nuancer, car les canards sont placés sur le ventre lors de l'imagerie par scanner alors qu'ils sont sur le dos pour les mesures radiofréquences. Le canard, lors de l'imagerie scanner, respire mais le foie et tous les autres organes subissent la gravité et se collent à la peau, nous supposons que les sacs aériens abdominaux ne se gonflent pas dans cette région. C'est sous le bréchet que des sacs aériens peuvent apparaître comme le montre la Figure 96.



Figure 96 : Image transversale à la limite du bréchet montrant la présence de sac aérien pour un canard mi-gavé

Nous utilisons un poids lors des mesures RF qui peut être suffisant pour éviter la formation de sacs aériens qui perturberaient nos mesures. Les poches d'air créées sous le bréchet ne sont pas sondées par les ondes électromagnétiques rayonnées par notre dispositif, elles n'interviennent donc pas dans les réponses diélectriques obtenues.

➤ **Mesure des longueurs caractéristiques**

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, la longueur caractéristique qui nous intéresse est celle du grand lobe qui dépasse du bréchet. C'est la longueur que l'on peut mesurer et qui corrèle le plus avec le poids de foie qui est notre objectif final. Pour mesurer cette longueur grâce aux images scanner, nous choisissons la vue latérale (sagittale). Sur cette vue, la fin du bréchet et la limite inférieure du foie se voient extrêmement bien. La vue transversale et la vue dorsale, en parallèle, nous permettent de situer l'endroit exact de la coupe latérale. Pour mesurer la longueur du foie qui dépasse du bréchet nous nous sommes placés à gauche de l'arête verticale du bréchet (cf. ligne jaune sur la vue transversale de la Figure 97), à l'endroit où le foie semble le plus dépasser sur la vue dorsale.

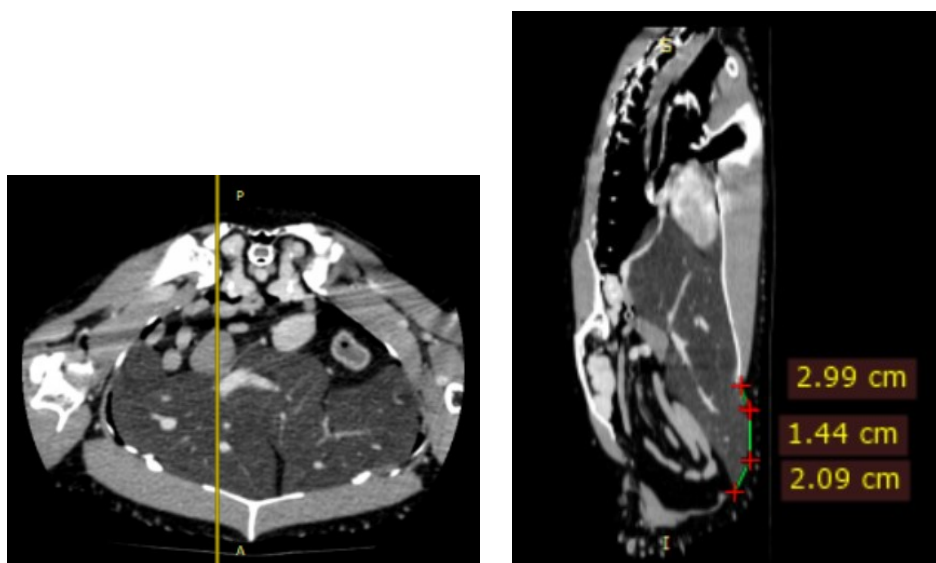


Figure 97 : Mesure de la longueur du lobe gauche sortant du bréchet à partir des images scanner

Sur les images scanner, nous remarquons que le profil du foie est bombé en sortie de bréchet. Pour mesurer sa longueur, nous avons donc sommé les longueurs de plusieurs segments qui suivent la forme du foie. Pour le canard de la Figure 97, la longueur du foie, hors bréchet, est donc de 6,52cm. Les canards imagés au scanner ont ensuite été disséqués. La longueur du foie sortant du bréchet a été mesurée à l'aide d'un mètre directement sur la carcasse et le poids du foie a été relevé. Le mètre épouse la forme du foie, cette mesure correspond donc à celle faite avec plusieurs segments sur les images scanners. Nous avons comparé ces deux types de mesures pour s'assurer que nous essayons de corrélérer nos mesures RF avec la bonne longueur hors bréchet du grand lobe.

Nous avons mesuré, sur les images scanner, la longueur hors bréchet, du foie pour les 10 canards. Les 5 premiers canards sont les gavés et les 5 derniers les mi-gavés. Le tableau suivant rassemble les mesures faites sur les images et sur carcasses lors de l'autopsie.

Tableau 11 : Longueur du lobe gauche sortant du bréchet mesurée pendant autopsie et sur image scanner

N° canard	longueur mesurée par dissection (cm)	longueur mesurée sur image scanner (cm)
1	10,6	8,93
2	10,2	7,42
3	8,8	6,8
4	7,9	6,49
5	9	7,58
6	7,5	5,59
7	6,4	5,13
8	7	5,65
9	7,2	6,41
10	8	6,88

Nous remarquons que les longueurs mesurées lors de la dissection sont plus grandes que celles par image scanner, pour tous les canards. Cette différence peut venir de plusieurs facteurs. Le premier est que nous sommes des segments de ligne droite. Généralement, nous avons sommé 3 segments, la forme mesurée du foie est donc approximative et la longueur mesurée peut être légèrement inférieure à celle réelle. Or les écarts entre les deux longueurs sont de l'ordre du cm. Cette différence vient sûrement du fait que les tissus ne sont plus soutenus lorsque l'animal est mort est que les organes ont tendance à s'écraser. Nous avons tracé la longueur mesurée grâce aux images scanner, en fonction de la longueur mesurée lors des dissections pour voir si la corrélation est toutefois bonne. Puis nous avons tracé le poids du foie en fonction de la longueur déduite par dissection. Ces résultats sont présentés sur la Figure 98.

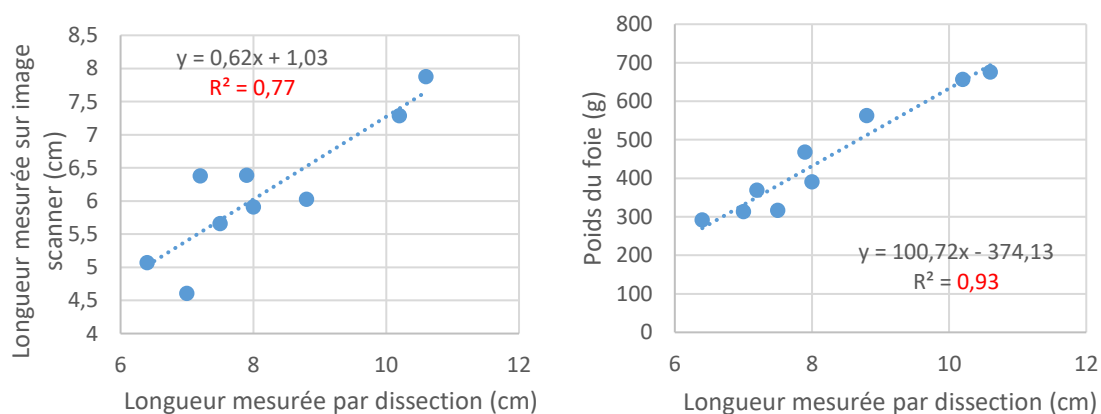


Figure 98: Corrélation entre la longueur du foie sortant du bréchet mesurée par dissection, sur les images scanner et le poids de foie

Nous considérons que la longueur mesurée sur les images scanners est la longueur réelle du foie qui dépasse du bréchet, c'est la longueur que nous souhaitons retrouver à

l'aide de nos mesures radiofréquences. Cependant, nous n'avons pas accès à cette longueur pour des gros lots de canards mais à celle obtenue par dissection. Nous cherchons donc à savoir si la corrélation entre ces deux longueurs est bonne. Le graphique de gauche sur la Figure 98, nous montre qu'il existe une relation linéaire avec un fort coefficient de détermination ($R^2 = 0,77$) entre ces deux longueurs. Il y a une bonne corrélation. Il est donc intéressant de retrouver la longueur, dépassant du bréchet, obtenue par dissection avec nos mesures radiofréquences.

De plus, le deuxième graphique de la Figure 98 révèle une très bonne corrélation entre les longueurs mesurées lors de la dissection et le poids de foie avec un R^2 de 0,93. Cette remarque est valable quel que soit le stade de gavage du canard (mi-gavé ou gavé). La longueur que nous cherchons à déduire de nos mesures RF peut donc très bien être celle obtenue lors des autopsies car elle donne une information sur la longueur réelle du foie dépassant du bréchet et sur le poids de foie.

Les images scanner nous ont permis de confirmer que les sacs aériens sont peu présents voire inexistant dans la région qui nous intéresse sous le bréchet. L'air ne doit donc pas gêner nos mesures radiofréquences. De plus, elles ont montré que la vascularisation du foie est importante ce qui explique la disparité des réponses diélectriques entre canards à un même stade de gavage. Un nouvel indicateur basé sur le module brut du paramètre S_{11} est étudié dans la partie qui suit.

III. Analyse des résultats RF

Une fois la corrélation faite entre les mesures de longueur par scanner et par dissection nous avons cherché à trouver une manière de traiter les mesures radiofréquences pour nous permettre de prédire la longueur du foie qui dépasse du bréchet. Nous avons vu dans la première partie de ce chapitre un ensemble d'indicateurs qui, malheureusement, ne sont pas des méthodes fiables pour l'objectif recherché. Parmi ces indicateurs celui qui a donné les meilleurs résultats est celui basé sur l'étude du module brut du coefficient de réflexion. Nous avons donc testé cet indicateur pour les 10 canards étudiés en parallèle des images scanner.

Dans un premier temps les écarts-types ont été calculés afin d'éliminer des signaux aberrants. Pour les 10 canards étudiés les écarts-types du module sont tous inférieur à 1 dB sur tout le spectre en fréquence. Ces mesures radiofréquences sont donc répétables. Nous avons fait l'étude sur la moyenne des signaux à chaque position. La Figure 99 montre un exemple de module brut du coefficient de réflexion pour 2 canards (un gavé à gauche et un mi-gavé à droite). Sur un graphique, chaque couleur correspond à une position du dispositif radiofréquence par rapport au bréchet. Pour ces deux stades de gavages nous remarquons que les réponses diélectriques sont globalement similaires. Nous remarquons tout de même, un léger déplacement des pics aux alentours de 2 GHz et de 4 GHz. Pour le canard gavé, les pics se déplacent vers la gauche par rapport à ceux du canard mi-gavé.

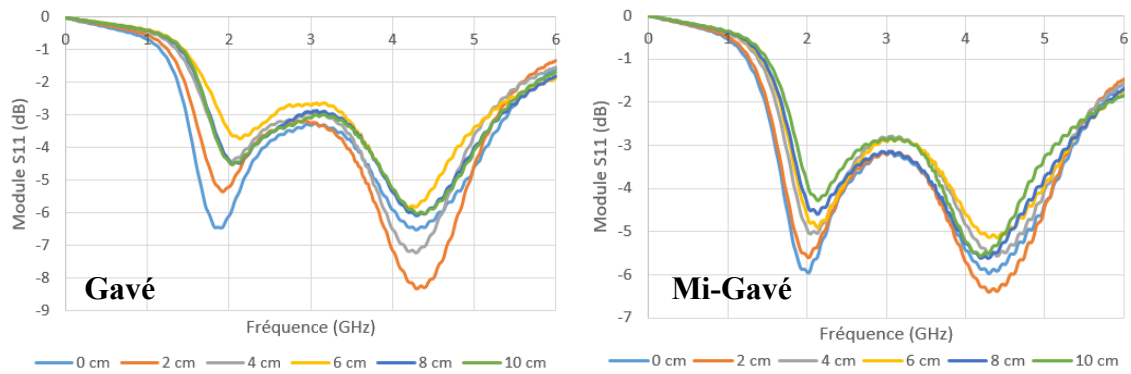


Figure 99: Module brut du paramètre S_{11} aux différentes positions pour un canard gavé (à gauche) et un canard mi-gavé (à droite)

Cette représentation des résultats nous permet de mettre en évidence deux fréquences d'intérêts où les courbes se dissocient et donc deux fréquences pour lesquelles la réponse diélectrique dépend de la position du capteur le long du foie. Ces fréquences peuvent nous permettre de prédire la longueur du foie qui dépasse du bréchet. Pour le canard gavé les deux fréquences sont 2 GHz et 4,2 GHz et pour le canard mi-gavé, 2,1 GHz et 4,3 GHz. A ces fréquences, nous avons tracé le module du paramètre S_{11} en fonction de la distance par rapport au bréchet (Figure 100). Les variations remarquables sur ces courbes peuvent nous permettre de prédire la longueur qui nous intéresse.

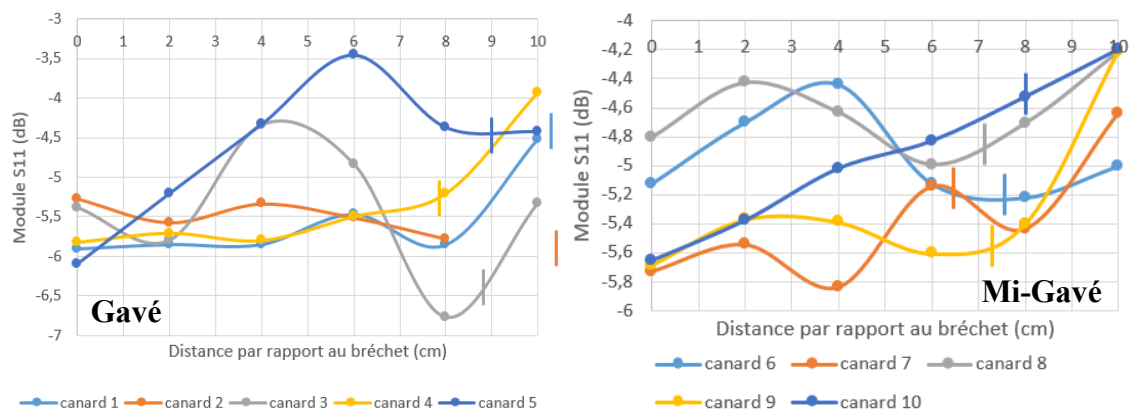


Figure 100 : Module en fonction de la distance par rapport au bréchet à 2 GHz pour les canards gavés et 2,1 GHz pour les canards mi-gavés

Sur les deux graphiques, les traits verticaux correspondent à la longueur du foie dépassant du bréchet, mesurée lors de la dissection. Pour certains canards, nous remarquons que cette limite se rapproche d'un extremum local (pour les canards 3, 8 et 9 par exemple). Comme critère pour prédire la longueur qui nous intéresse, nous choisissons donc la longueur la plus grande qui correspond à un extremum local. Suivant ce critère nous avons ensuite tracé la longueur prédite en fonction de la longueur mesurée (Figure 101).

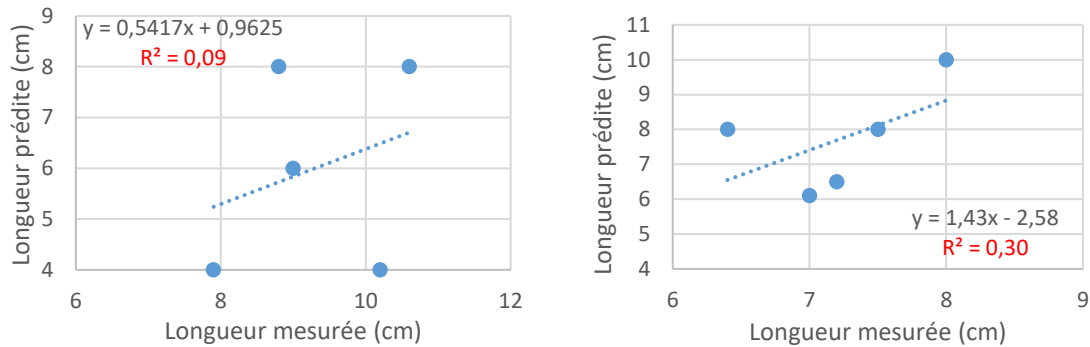


Figure 101 : Comparaison entre longueur prédite et longueur mesurée à 2 GHz pour les canards gavés (gauche) et 2,1 GHz pour les canards mi-gavés (droite)

Le R^2 pour ces deux lots reste faible. Il est respectivement de 0,09 et 0,30 pour les canards gavés et les canards mi-gavés. La même étude a été réalisée à la fréquence de 4,2 GHz et 4,3 GHz (fréquences qui correspondent au second pic sur les courbes de module brut du paramètre S_{11} en fonction de la fréquence). La même conclusion peut être tirée de ces résultats. Le coefficient de détermination ne dépasse pas 0,02 pour les canards gavés et mi-gavés. Nous ne pouvons pas affirmer qu'il existe une bonne corrélation entre nos valeurs prédites et les valeurs mesurées.

Que ce soit pour l'analyse du module brut ou des deltas des modules du paramètre S_{11} , nous remarquons que notre méthode de traitement est limitée. D'autres pistes vont devoir être étudiées avec une analyse plus large du spectre en fréquence pour ne pas perdre trop d'informations.

Il est aussi nécessaire de faire une étude sur un plus grand nombre de canards pour trouver différents sous-ensembles regroupant des canards ayant une même morphologie et corréler ces ensembles avec nos réponses diélectriques.

Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons vu différentes manières de traiter les données obtenues lors des mesures radiofréquences afin d'extraire une longueur de prédiction du foie qui dépasse du bréchet. Malheureusement les corrélations entre longueur prédite et longueur réellement mesurée ne sont pas bonnes et peu répétables entre lots de canards. Les critères choisis pour prédire la longueur d'intérêt sont trop précis et ne permettent pas de traiter tout le spectre en fréquence. Une grande partie de l'information est donc perdue. La présence de sacs aériens lors des mesures RF pouvait être aussi une source d'erreurs pour l'analyse des réponses diélectriques. Cependant, les images scanners faites à l'ENVT sur 10 canards nous ont montrés que les sacs aériens sont inexistantes dans la région sous le bréchet où se situe le foie.

L'anatomie du canard est complexe. Autour du foie il existe différents matériaux avec des propriétés diélectriques différentes, aux épaisseurs différentes, avec une variabilité au sein même des organes (vascularisation différentes, teneur en lipides, en eau ...). Une autre manière plus complexe de traiter les données peut donc être une voie pour améliorer la prédiction de la longueur du foie sortant du bréchet à partir des données RF.

Concernant l'analyse des données, nous avons confié ce travail à une équipe du laboratoire du LAAS, l'équipe DISCO (DIagnostic, Supervision et COnduite), elle aussi collaboratrice sur le projet, et spécialisée dans le développement de méthodes d'analyse de données. Différentes pistes sont actuellement étudiées pour créer des modèles d'apprentissages capables de traiter nos données diélectriques, notamment en prenant en compte la richesse potentielle apportée par le spectre en fréquence. Pour fournir une banque de données avec un maximum d'échantillon nous avons mené une nouvelle série de mesure sur 40 canards en Juillet 2020.

Une étude complémentaire des images 3D obtenus par scanner va également être poursuivie. Il serait intéressant par exemple d'investiguer la densité de vascularisation du foie et d'évaluer une possible corrélation avec les mesures RF obtenus. Ceci ouvre également à d'autres interrogations sur la composition même des foies, leur teneur en lipides, en eau et l'impact que cela peut avoir sur les données diélectriques.

La détermination du poids du foie de canard en cours de gavage constitue une problématique complexe puisqu'elle fait intervenir des animaux vivants qui présentent intrinsèquement une forte variabilité. Ces travaux ont permis de poser des bases de connaissance, qu'il conviendra de compléter.



Conclusion Générale

L'objectif principal de ces travaux de thèses était de développer une instrumentation radiofréquence (RF) capable de déterminer le poids de foie au cours du gavage afin de déterminer la dose alimentaire à administrer à chaque canard. Ce suivi ayant pour but de réguler la croissance du foie chez chacun des animaux pour éviter la mortalité de certains palmipèdes et obtenir un foie entre 450 et 500g.

Ces travaux rentrent dans le cadre de l'imagerie des tissus biologiques. Dans un premier temps, nous avons donc étudié l'état de l'art des différentes techniques d'imagerie existante. De nos jours, les méthodes classiques d'imagerie fournissent des images avec une résolution de plus en plus fine des tissus biologiques mais bien souvent elles sont très onéreuses et encombrantes, elles sont donc incompatibles avec une utilisation à grande échelle en élevage. L'utilisation des ultrasons semblait être une technique non invasive prometteuse mais les plumes des palmipèdes rendent l'imagerie de l'animal impossible.

L'étude de l'interaction des ondes électromagnétiques radiofréquences avec les tissus biologiques datent des années 90 et ont montré que les tissus possèdent des signatures diélectriques différentes dues à leur composition et à leur teneur en eau. Cette différenciation des organes montre que les techniques radiofréquences peuvent faire preuve d'une bonne sensibilité pour l'imagerie d'organe. Il existe une variété de capteurs radiofréquences qui permettent à cette technique d'être portable, peu couteuse, rapide et non invasive.

Basé sur la technologie des guides d'ondes coplanaires, un capteur développé par notre équipe au LAAS, a été simulé sur un logiciel de simulation électromagnétique puis optimisé et caractérisé. Cette étude correspond au chapitre 2 de cette thèse. Dans cette partie, nous avons vu que plusieurs caractéristiques doivent être optimisées sur la première version du capteur pour répondre aux attentes du projet. En agissant sur les grandeurs du capteur il est possible de modifier la profondeur de pénétration, le champ électromagnétique maximal et la fréquence de résonance pour chaque capteur. Les résultats simulés ont été confirmés par caractérisation expérimentale. Une profondeur de pénétration de plus de 2 cm peut être atteinte avec ce type de capteur radiofréquence et permet ainsi de sonder le foie à l'intérieur de l'animal. Enfin dans ce chapitre, des capteurs dit commutants sont décrits et permettent de sonder une même région à différentes profondeurs selon le choix de la configuration.

Dans le chapitre 3, les capteurs radiofréquences ont été testés sur des échantillons prélevés et sur les carcasses de canards afin de valider le concept en *ex vivo*. Le capteur ayant la profondeur de pénétration la plus grande a été choisi (CapV0_4), sa configuration a été optimisée pour contrôler le contact échantillon/capteur afin d'améliorer la répétitivité des résultats. Ce capteur permet d'obtenir des réponses diélectriques

différentes dans la gamme de fréquences de 10 MHz à 6 GHz pour plusieurs organes du canard et notamment pour le magret, la peau, le gras et le foie. Le capteur radiofréquence permet donc de différencier des organes. Suite à l'étude de foies à différents stades de gavage, nous avons démontré que notre dispositif radiofréquence est sensible aux variations de composition du foie au cours de ce processus. De plus, en utilisant une stratégie d'analyse le long du foie sur carcasse, des situations modèles ont permis de démontrer que notre dispositif est capable de sonder le foie à l'intérieur de l'animal.

Enfin le dernier chapitre aborde l'analyse RF *in vivo* de canards gras en élevage. Le protocole de test mis en place précédemment a été adapté et appliqué à différents lots de canards pour différents stades de gavage. Ce chapitre met en lumière différents traitements des données. D'après une étude anatomique, la longueur du lobe gauche qui dépasse du bréchet est la grandeur que l'on peut mesurer, qui a la plus grande corrélation avec le poids de foie. L'analyse des données consiste à trouver cette grandeur à partir des réponses diélectriques. Plusieurs indicateurs ont été étudiés mais ne permettent pas de prédire avec efficacité cette longueur ni le poids de foie. Ces résultats peuvent résulter d'un manque de connaissance de la morphologie de l'animal vivant (présence des sacs aériens ou non notamment). En parallèle, nous avons donc étudié par imagerie scanner 10 canards afin de trouver une corrélation entre l'anatomie 3D du canard et les mesures radiofréquences. La technique de traitement utilisée actuellement n'est pas suffisante et ne permet pas de faire cette corrélation.

Les résultats de cette thèse démontrent que la spectroscopie radiofréquence est une méthode fiable et puissante, pour permettre la discrimination des tissus biologiques des palmipèdes. Les capteurs radiofréquences développés tout au long de ce projet permettent de sonder l'intérieur du canard à différentes profondeurs de pénétration et donc permettent l'interaction des ondes électromagnétiques avec le foie au milieu des autres éléments (gras, sacs aériens, magret ...). Cependant le traitement des réponses diélectriques dans la gamme de fréquences étudiée reste compliqué pour déterminer la longueur du foie dépassant du bréchet ou même le poids de foie.

Perspectives

Ces travaux de recherche ouvrent différentes perspectives tant du point de vue architecture radiofréquence avec des structures capables de sonder différentes régions du canard et tant du point de vue du traitement des données avec le développement de codes permettant par apprentissage de déterminer des longueurs caractéristiques à partir des réponses diélectriques. De plus, les images scanners alliées à des simulations électromagnétiques et l'analyse de situations modèles pourront amener à une nouvelle connaissance de l'interaction ondes-éléments du canard et à terme à la prédiction du poids de foie.

En ce qui concerne l'architecture du dispositif radiofréquence, une meilleure connaissance de l'aspect 3D du foie dans son environnement permettra de mieux concevoir le système radiofréquence. Un matricage de capteurs serait une façon de sonder différentes régions du canard de manière simultanée. En effet, actuellement, le capteur est déplacé à la main dans la région 2, le long du foie. Il serait intéressant de placer plusieurs capteurs en parallèle pour disperser les ondes dans toute la région 2 et ainsi obtenir directement les caractéristiques du foie (longueur, poids). Un capteur peu pénétrant pourrait être placé dans la région 1 au-dessus du foie afin d'obtenir la réponse diélectrique des plumes et de la peau et de la soustraire aux autres réponses des capteurs plus pénétrants afin de conserver l'information des organes plus en profondeur. Ou alors, pour un dispositif moins encombrant, les capteurs commutants pourraient faire partie de ce matricage et un commutateur permettrait de passer d'une architecture radiofréquence à une autre de manière rapide. Le contrôle pourrait alors être automatisé avec le traitement des données adapté.

Pour le traitement des données, plusieurs pistes vont être étudiées par l'équipe DISCO du LAAS. Tout d'abord, un prétraitement des données sera effectué pour écarter toutes courbes dont la répétabilité n'est pas bonne (écart-type supérieur à 1 dB pour le module et 10° pour la phase du paramètre S_{11}). Puis plusieurs traitements de bases seront utilisés pour traiter les données. Parmi eux nous pouvons citer : les régressions linéaires simples ou multiples, l'analyse par composantes principales (ACP) ou encore la méthode des moindres carrés partiels (PLS).

Quelle que soit la méthode utilisée le code est réalisé de manière à être amélioré par apprentissage. Plus il y a de données et plus l'algorithme peut être efficace.

Bibliographie

- [1] J.-L. Damez et S. Clerjon, « Meat quality assessment using biophysical methods related to meat structure », *Meat Science*, vol. 80, n° 1, p. 132-149, sept. 2008, doi: 10.1016/j.meatsci.2008.05.039.
- [2] Tahar; Bachir; Salah Ait-Kaci-Ali ; Ben Rekia; Bakheti, « Memoire Online - Etude d'un échographe: GE Vivid 3N Proexpert - Tahar; Bachir; Salah Ait-Kaci-Ali ; Ben Rekia; Bakheti », *Memoire Online*.
https://www.memoireonline.com/03/13/7074/m_Etude-d-un-echographe-GE-Vivid-3N-Proexpert.html (consulté le oct. 26, 2020).
- [3] E. Cobo, C. Molette, et J. Touze, « Mise en place d'une méthodologie en imagerie pour prédire des caractères de production chez les palmipèdes à foie gras », présenté à 11èmes Journées de la Recherche Avicole et Palmipèdes à Foie Gras, Tours, 2015.
- [4] F. L. Lizzi, E. J. Feleppa, S. Kaiser Alam, et C. X. Deng, « Ultrasonic spectrum analysis for tissue evaluation », *Pattern Recognition Letters*, vol. 24, n° 4-5, p. 637-658, févr. 2003, doi: 10.1016/S0167-8655(02)00172-1.
- [5] S. A. El Karam, P. Berge, et J. Culioli, « Application of ultrasonic data to classify bovine muscles », in *1997 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings. An International Symposium (Cat. No.97CH36118)*, Toronto, Ont., Canada, 1997, vol. 2, p. 1197-1200, doi: 10.1109/ULTSYM.1997.661793.
- [6] M. H. Ross et W. Pawlina, *Histology*. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [7] I. K. Straadt, M. Rasmussen, H. J. Andersen, et H. C. Bertram, « Aging-induced changes in microstructure and water distribution in fresh and cooked pork in relation to water-holding capacity and cooking loss – A combined confocal laser scanning microscopy (CLSM) and low-field nuclear magnetic resonance relaxation study », *Meat Science*, vol. 75, n° 4, p. 687-695, avr. 2007, doi: 10.1016/j.meatsci.2006.09.019.
- [8] K. Palka et H. Daun, « Changes in texture, cooking losses, and myofibrillar structure of bovine M. semitendinosus during heating », *Meat Science*, p. 7, 1999.
- [9] J. A. Rowlands, « The physics of computed radiography », *Phys. Med. Biol.*, vol. 47, n° 23, p. R123-R166, déc. 2002, doi: 10.1088/0031-9155/47/23/201.
- [10] J. P. Brienne, C. Denoyelle, H. Baussart, et J. D. Daudin, « Assessment of meat fat content using dual energy X-ray absorption », *Meat Science*, vol. 57, n° 3, p. 235-244, mars 2001, doi: 10.1016/S0309-1740(00)00091-7.
- [11] J. Mercier, C. Pomar, M. Marcoux, F. Goulet, M. Thériault, et F. W. Castonguay, « The use of dual-energy X-ray absorptiometry to estimate the dissected composition of lamb carcasses », *Meat Science*, vol. 73, n° 2, p. 249-257, juin 2006, doi: 10.1016/j.meatsci.2005.11.024.
- [12] P. W. Hansen *et al.*, « Batch accuracy of on-line fat determination », *Meat Science*, vol. 64, n° 2, p. 141-147, juin 2003, doi: 10.1016/S0309-1740(02)00169-9.
- [13] « SPECTROSCOPIE RMN ». <https://tice.ac-montpellier.fr/ABCDORGA/Famille/RMN.htm> (consulté le oct. 26, 2020).
- [14] J. P. Renou, G. Monin, et P. Sellier, « Nuclear magnetic resonance measurements on pork of various qualities », *Meat Science*, vol. 15, n° 4, p. 225-233, janv. 1985, doi: 10.1016/0309-1740(85)90078-6.
- [15] L. Foucat, R. G. Taylor, R. Labas, et J. P. Renou, « Soft Flesh Problem in Freshwater Rainbow Trout Investigated by Magnetic Resonance Imaging and

-
- Histology », *Journal of Food Science*, vol. 69, n° 4, p. FCT320-FCT327, mai 2004, doi: 10.1111/j.1365-2621.2004.tb06334.x.
- [16] C. Polk et E. Postow, *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, Third Edition., vol. 2 Volume Set. CRC Press, 1995.
- [17] N. Tesla, « High frequency oscillators for electro-therapeutic and other purposes », *Proc. IEEE*, vol. 87, n° 7, p. 1282, juill. 1999, doi: 10.1109/JPROC.1999.771079.
- [18] G. N. Stewart, « The relative volume or weight of corpuscles and plasma in blood1 », *The Journal of Physiology*, vol. 24, n° 5, p. 356-373, juill. 1899, doi: 10.1113/jphysiol.1899.sp000762.
- [19] C. VEDRUCCIO, « “Ultra High Frequency and Microwave Non-linear Interaction Device for Cancer Detection and Tissue Characterization » . .
- [20] D. Dubuc, K. Grenier, F. Morfoisse, et B. Susini-Garmy, « In vitro and in vivo investigations toward near-field microwave-based detection of melanoma », in *2017 First IEEE MTT-S International Microwave Bio Conference (IMBIOC)*, Gothenburg, Sweden, mai 2017, p. 1-4, doi: 10.1109/IMBIOC.2017.7965789.
- [21] F. Gao, S. C. Hagness, J. H. Booske, S. X. Xie, et B. Sitharaman, « In vivo microwave dielectric spectroscopy of breast tumor xenografts with intra-tumoral injections of SWCNT dispersions », in *2013 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, Minneapolis, MN, USA, mai 2013, p. 1441-1444, doi: 10.1109/I2MTC.2013.6555652.
- [22] A. Mashal, B. Sitharaman, J. H. Booske, et S. C. Hagness, « Dielectric characterization of carbon nanotube contrast agents for microwave breast cancer detection », in *2009 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, North Charleston, SC, USA, juin 2009, p. 1-4, doi: 10.1109/APS.2009.5171908.
- [23] Foster KR et Schwan HP, « Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review », *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 17, n° 1, p. 25-104, 1989.
- [24] S. Gabriel, R. W. Lau, et C. Gabriel, « The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz », *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, n° 11, p. 2251-2269, nov. 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/11/002.
- [25] C. Gabriel, S. Gabriel, et E. Corthout, « The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey », *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, n° 11, p. 2231-2249, nov. 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
- [26] « Agilent Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials. Application note - PDF Free Download ». <https://docplayer.net/20857877-Agilent-basics-of-measuring-the-dielectric-properties-of-materials-application-note.html> (consulté le mars 23, 2020).
- [27] H. P. Schwan, « Electrical properties of tissues and cell suspensions: mechanisms and models », in *Proceedings of 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Baltimore, MD, USA, 1994, p. A70-A71, doi: 10.1109/IEMBS.1994.412155.
- [28] J.-L. Damez, S. Clerjon, S. Abouelkaram, et J. Lepetit, « Dielectric behavior of beef meat in the 1–1500kHz range: Simulation with the Fricke/Cole–Cole model », *Meat Science*, vol. 77, n° 4, p. 512-519, déc. 2007, doi: 10.1016/j.meatsci.2007.04.028.
- [29] H. J. Swatland, « ANISOTROPY AND POSTMORTEM CHANGES IN THE ELECTRICAL RESISTIVITY AND CAPACITANCE OF SKELETAL MUSCLE », p. 8.

-
- [30] J.-C. Gervais, « SYSTÈME DE TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE MODULAIRE ET RECONFIGURABLE RÉALISÉ À L'AIDE D'UN FPGA », p. 87.
- [31] H. Paupy *et al.*, « Impact de la position sur la distribution de la ventilation pulmonaire: objectivation par tomographie par impédance électrique », *Kinésithérapie, la Revue*, vol. 14, n° 155, p. 38-39, nov. 2014, doi: 10.1016/j.kine.2014.09.023.
- [32] J.-C. Richard et C. Guérin, « Nouvelles méthodes d'imagerie de la ventilation », *Réanimation*, vol. 14, n° 2, p. 70-78, mars 2005, doi: 10.1016/j.reaurg.2004.10.011.
- [33] A. PatriceMoumbe, « Développement de l'unité centrale d'un système d'acquisition simultanée d'électroencéphalogrammes et de données de tomographie d'impédance électrique », p. 129.
- [34] A. Hartinger, « DÉTECTION DU CANCER DE LA PEAU PAR TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE », p. 161.
- [35] H. J. Swatland, « OPTICAL AND ELECTRONIC METHODS OF MEASURING pH AND OTHER PREDICTORS OF MEAT QUALITY », p. 5, 2018.
- [36] C. E. Byrne, D. J. Troy, et D. J. Buckley, « Postmortem changes in muscle electrical properties of bovine M. longissimus dorsi and their relationship to meat quality attributes and pH fall », *Meat Science*, vol. 54, n° 1, p. 23-34, janv. 2000, doi: 10.1016/S0309-1740(99)00055-8.
- [37] J. Lepetit et J. Culioli, « Mechanical properties of meat », *Meat Science*, vol. 36, n° 1-2, p. 203-237, janv. 1994, doi: 10.1016/0309-1740(94)90042-6.
- [38] J. Lepetit, P. Salé, R. Favier, et R. Dalle, « Electrical impedance and tenderisation in bovine meat », *Meat Science*, vol. 60, n° 1, p. 51-62, janv. 2002, doi: 10.1016/S0309-1740(01)00104-8.
- [39] « Production des images, Première - Spectre électromagnétique ». http://www.ac-grenoble.fr/loubet.valence/userfiles/file/Disciplines/Sciences/SPC/1S/Cours/smartphone/co/spectre_electromagnetique.html (consulté le oct. 26, 2020).
- [40] L. E. Larsen et J. H. Jacobi, « Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney », *Med. Phys.*, vol. 6, n° 5, p. 394-403, sept. 1979, doi: 10.1118/1.594595.
- [41] M. Lazebnik *et al.*, « A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries », *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, n° 20, p. 6093-6115, oct. 2007, doi: 10.1088/0031-9155/52/20/002.
- [42] E. C. Fear, P. M. Meaney, et M. A. Stuchly, « Microwaves for breast cancer detection? », *IEEE POTENTIALS*, p. 7, 2003.
- [43] P. M. Meaney *et al.*, « Microwave tomography in the context of complex breast cancer imaging », in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Buenos Aires, août 2010, p. 3398-3401, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627932.
- [44] U. Khan, N. Al-Moayed, K. Korolev, N. Nguyen, M. Afsar, et S. Naber, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 55, 12 vol. 2007.
- [45] B. Bocquet *et al.*, « Microwave radiometric imaging at 3 GHz for the exploration of breast tumors », *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.*, vol. 38, n° 6, p. 791-793, juin 1990, doi: 10.1109/22.130978.
- [46] S. Mouty, B. Bocquet, R. Ringot, N. Rocourt, et P. Devos, « Microwave radiometric imaging (MWI) for the characterisation of breast tumours », *Eur. Phys. J. AP*, vol. 10, n° 1, p. 73-78, avr. 2000, doi: 10.1051/epjap:2000121.

-
- [47] K. L. Carr, « Microwave radiometry: its importance to the detection of cancer », *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.*, vol. 37, n° 12, p. 1862-1869, déc. 1989, doi: 10.1109/22.44095.
- [48] R. A. Kruger, W. L. Kiser, D. R. Reinecke, G. A. Kruger, et R. L. Eisenhart, « Thermoacoustic computed tomography of the breast at 434 MHz », in *1999 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (Cat. No.99CH36282)*, Anaheim, CA, USA, 1999, vol. 2, p. 591-594, doi: 10.1109/MWSYM.1999.779831.
- [49] R. A. Kruger, K. K. Kopecky, A. M. Aisen, D. R. Reinecke, G. A. Kruger, et W. L. Kiser, « Thermoacoustic CT with Radio Waves: A Medical Imaging Paradigm », *Radiology*, vol. 211, n° 1, p. 275-278, avr. 1999, doi: 10.1148/radiology.211.1.r99ap05275.
- [50] K. D. Paulsen, S. P. Poplack, Dun Li, M. W. Fanning, et P. M. Meaney, « A clinical prototype for active microwave imaging of the breast », *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.*, vol. 48, n° 11, p. 1841-1853, nov. 2000, doi: 10.1109/22.883861.
- [51] M. B. F. Tarik, « Mr. MIRAOUI ABDEL FETTAH », p. 105.
- [52] L. Gharsalli, « Approches bayésiennes en tomographie micro-ondes: applications à l'imagerie du cancer du sein », p. 160.
- [53] E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness, et M. A. Stuchly, « Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, n° 8, p. 812-822, août 2002, doi: 10.1109/TBME.2002.800759.
- [54] B. Filali, J.-E. Rhazi, et G. Ballivy, « Mesure des propriétés diélectriques du béton par une large sonde coaxiale à terminaison ouverte », *Can. J. Phys.*, vol. 84, n° 5, p. 365-379, mai 2006, doi: 10.1139/p06-056.
- [55] A. F. Ammar REBAI, « Développement d'un biocapteur à base d'un résonateur méta-matériau », République Algérienne Démocratique et Populaire Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique, juill. 2019.
- [56] T. P. Marsland et S. Evans, « Dielectric measurements with an open-ended coaxial probe », *IEE Proc. H Microw. Antennas Propag. UK*, vol. 134, n° 4, p. 341, 1987, doi: 10.1049/ip-h-2.1987.0068.
- [57] A. Aimoto et T. Matsumoto, « Noninvasive method for measuring the electrical properties of deep tissues using an open-ended coaxial probe », *Medical Engineering & Physics*, vol. 18, n° 8, p. 641-646, déc. 1996, doi: 10.1016/S1350-4533(96)00026-4.
- [58] J. Gamber, « N1501A Dielectric Probe Kit 10 MHz to 50 GHz », p. 16.
- [59] A. P. O'Rourke *et al.*, « Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: *in vivo* and *ex vivo* measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe », *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, n° 15, p. 4707-4719, août 2007, doi: 10.1088/0031-9155/52/15/022.
- [60] L. Ragni, A. Al-Shami, A. Berardinelli, G. Mikhaylenko, et J. Tang, « Quality Evaluation of Shell Eggs During Storage Using a Dielectric Technique », *Transactions of the ASABE*, vol. 50, n° 4, p. 1331-1340, 2007, doi: 10.13031/2013.23610.
- [61] M. Castro-Giráldez, P. J. Fito, et P. Fito, « Application of microwaves dielectric spectroscopy for controlling pork meat (*Longissimus dorsi*) salting process », *Journal of Food Engineering*, vol. 97, n° 4, p. 484-490, avr. 2010, doi: 10.1016/j.jfoodeng.2009.11.005.

-
- [62] S. Clerjon et J.-L. Damez, « Microwave sensing for an objective evaluation of meat ageing », *Journal of Food Engineering*, vol. 94, n° 3-4, p. 379-389, oct. 2009, doi: 10.1016/j.jfoodeng.2009.04.004.
- [63] K. Grenier *et al.*, « MEMS above IC technology applied to a compact RF module (Keynote Paper) », Sevilla, Spain, juill. 2005, p. 504-515, doi: 10.1117/12.609383.
- [64] K. Grenier, « Les micro-nanotechnologies pour les systèmes hyperfréquences: au-delà des conventions », HDR, Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2010.
- [65] Y. Belaïzi, « Etude et conception d'un capteur-RFID passif en bande UHF: application à l'agroalimentaire », PhD Thesis, 2018.
- [66] Y. Shiinoki, Y. Motouri, et K. Ito, « On-line Monitoring of Moisture and Salt Contents by the Microwave Transmission Method in a Continuous Salted Butter-making Process », *Journal of Food Engineering*, vol. 38, p. 153-167, 1998, doi: 10.1016/S0260-8774(98)00118-6.
- [67] J.-L. Damez et S. CLERJON, « Distance assessment in automated butchery by means of microwave sensing », in *INTERNATIONAL CONGRESS OF MEAT SCIENCE AND TECHNOLOGY*, 2000, vol. 46, p. 398-399.
- [68] S. Bakhtiari, S. I. Ganchev, et R. Zoughi, « Open-ended rectangular waveguide for nondestructive thickness measurement and variation detection of lossy dielectric slabs backed by a conducting plate », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 42, n° 1, p. 19-24, févr. 1993, doi: 10.1109/19.206673.
- [69] S. Clerjon et J. L. Damez, « Microwave sensing for meat and fish structure evaluation », *Measurement Science and Technology*, vol. 18, n° 4, p. 1038, 2007.
- [70] L. Ragni, C. Cevoli, et A. Berardinelli, « A waveguide technique for non-destructive determination of egg quality parameters », *Journal of Food Engineering*, vol. 100, n° 2, p. 343-348, sept. 2010, doi: 10.1016/j.jfoodeng.2010.04.020.
- [71] Byoungjoong Kang, Jeiwon Cho, Changyul Cheon, et Youngwoo Kwon, « Nondestructive measurement of complex permittivity and permeability using multilayered coplanar waveguide structures », *IEEE Microw. Wireless Compon. Lett.*, vol. 15, n° 5, p. 381-383, mai 2005, doi: 10.1109/LMWC.2005.847738.
- [72] J. C. Booth, N. D. Orloff, J. Mateu, M. Janezic, M. Rinehart, et J. A. Beall, « Quantitative Permittivity Measurements of Nanoliter Liquid Volumes in Microfluidic Channels to 40 GHz », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, n° 12, p. 3279-3288, déc. 2010, doi: 10.1109/TIM.2010.2047141.
- [73] W. Chen, « Spectroscopie diélectrique hyperfréquence de cellules uniques cancéreuses: de l'optimisation du capteur en sensibilité et répétabilité jusqu'au suivi en temps réel de stimuli chimiques », PhD Thesis, 2016.
- [74] F. Artis, « Spectroscopie diélectrique hyperfréquence pour l'analyse cellulaire: pertinence pour l'évaluation de l'efficacité d'agents anti-cancéreux », PhD Thesis, Toulouse 3, 2014.
- [75] N.-W. C. Nan-Wei Chen et Y.-C. L. Yi-Chung Liang, « Coplanar-waveguide fed circular disc monopole antenna with improved radiation characteristics », in *2nd European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2007)*, Edinburgh, UK, 2007, p. 92-92, doi: 10.1049/ic.2007.1023.
- [76] T. H. Anh *et al.*, « Coplanar waveguide (CPW)-FED circular slot antenna for W-band and imaging system applications », *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 53, n° 10, p. 2298-2302, oct. 2011, doi: 10.1002/mop.26284.
- [77] J. A. Gomez et G. Brooker, « Analytic edge smoothing for planar UWB circular monopole antennas fed with coplanar waveguides », in *2010 International*

-
- Conference on Electromagnetics in Advanced Applications*, Sydney, Australia, sept. 2010, p. 394-397, doi: 10.1109/ICEAA.2010.5653206.
- [78] T. M. H. Eddine, « Conception et Simulation d'une antenne micro-ruban circulaire », p. 71.
- [79] E. Baeza *et al.*, « Canards de Barbarie, Pékin et leurs hybrides : aptitude à l'engraissement », *INRA Prod. Anim.*, vol. 18, n° 2, p. 131-141, mai 2005, doi: 10.20870/productions-animales.2005.18.2.3516.
- [80] M. R. Salichon, G. Guy, D. Rousselot, et J. C. Blum, « Composition des 3 types de foie gras: oie, canard mulard et canard de Barbarie », 1994.
- [81] D. Bastianelli, L. Bonnal, et P. Chartrin, « Prédiction de la teneur en lipides des magrets de canard par spectrométrie dans le proche infrarouge (SPIR) », 2008.
- [82] A. Auvergne, « Facteurs de variation de la composition corporelle et tissulaire des canards avant et après gavage », PhD Thesis, Toulouse, INPT, 1992.
- [83] E. Baeza, « La viande de canard: production et principales caractéristiques », 1995.
- [84] L. Bara *et al.*, « EVOLUTION DU METABOLISME HEPATIQUE AU COURS DU GAVAGE ET IMPACT SUR LA FONTE LIPIDIQUE », p. 5, 2017.
- [85] D. Sawyer, *The Practice of Veterinary Anesthesia: Small Animals, Birds, Fish and Reptiles*. CRC Press, 2008.
- [86] M. Krautwald-Junghanns, S. E. Orosz, et T. Tully Jr, *Essentials of avian medicine and surgery*. John Wiley & Sons, 2008.
- [87] M. Gesnik *et al.*, « In vivo Ultrafast Quantitative Ultrasound and Shear Wave Elastography Imaging on Farm-Raised Duck Livers during Force Feeding », *Ultrasound in Medicine & Biology*, p. S0301562920301216, mai 2020, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2020.03.005.
- [88] M. Tabaru, T. Azuma, et K. Hashiba, « Measurement of Elastic Properties of Tissue by Shear Wave Propagation Generated by Acoustic Radiation Force », *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 49, n° 7, p. 07HF09, juill. 2010, doi: 10.1143/JJAP.49.07HF09.
- [89] M. Bhatt *et al.*, « Reconstruction of Viscosity Maps in Ultrasound Shear Wave Elastography », *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 66, n° 6, p. 1065-1078, juin 2019, doi: 10.1109/TUFFC.2019.2908550.
- [90] P. R. Babilé, « Facteurs de production influençant le qualité des foies gras », p. 42.
- [91] B. Lo *et al.*, « Evolution du métabolisme hépatique au cours du gavage et impact sur la fonte lipidique », 2017.
- [92] M. Calvet-Chautard, P. J. Gonzalez, T. Véronèse, et D. Dubuc, « Microwave-based sensor dedicated to the characterization of meat freshness », *IEEE MTT-S International Microwave Biomedical Conference (IMBioC 2020)*, p. 4, juin 2020.
- [93] « Surveillance for Foodborne-Disease Outbreaks », *at* <http://www.cdc.gov/mmwr/PDF/ss/ss4901.pdf>, mars 2000. .
- [94] G. W. Friedland et B. D. Thurber, « The birth of CT. », *AJR. American journal of roentgenology*, vol. 167, n° 6, p. 1365–1370, 1996.
- [95] M. Kibler et J.-C. Poizat, *La Physique pour la Santé: du diagnostic à la thérapie*. Institut de Physique Nucleaire de Lyon, 2003.
- [96] F. Dubois, « Reconstruction des images tomographiques par rétroprojection filtrée », *Revue de l'ACOMEN*, vol. 4, n° 2, p. 92–99, 1998.
- [97] C. Goetz, P. Choquet, L. Monassier, E. Breton, L. Elfertak, et A. Constantinesco, « Micro-imagerie anatomofonctionnelle hépatobiliaire de la souris normale par tomодensitométrie X et scintigraphie planaire sténopée », *ITBM-RBM*, vol. 27, n° 4, p. 194-202, sept. 2006, doi: 10.1016/j.rbmret.2006.05.008.
- [98] H. Savalle et U. de L. > M. méd Vété, « Radiographie et Tomодensitométrie pour la recherche des métastases pulmonaires chez le chien », juin 2019, Consulté le:

juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur:
<https://matheo.uliege.be/handle/2268.2/7249>.

- [99] B. Longère , F. Pontana and A. Lalande, « chapitre_4_tomodensitometrie_tdm [Wiki-SIDES] ». https://wiki.side-sante.fr/doku.php?id=sides:ref-trans:imagerie_dfgsm:chapitre_4_tomodensitometrie_tdm (consulté le oct. 26, 2020).