

UNIVERSITE DE LIMOGES

ECOLE DOCTORALE n° 521 – Sciences et Ingénierie pour l'Information, Mathématiques

FACULTE des Sciences et Techniques
XLIM - Département Ondes et Systèmes Associés

Année : 2012

Thèse N° 59 - 2012

Thèse
pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Limoges

Discipline : Electronique des Hautes Fréquences, Photonique et systèmes

Présentée et soutenue par

Nicolas TICAUD

Le 14 décembre 2012

**Système d'exposition multisource pour les études bioélectromagnétiques
portant sur les signaux de communications sans fil**

Thèse dirigée par Philippe LEVEQUE et Liliana-Delia ARNAUD-CORMOS

JURY :

Président :

M. Alain REINEIX

Directeur de Recherche C.N.R.S.

Université de Limoges, XLIM, Dépt. « O.S.A. », Limoges

Rapporteurs :

M. Fabien NDAGIJIMANA

Professeur

Université Joseph Fourier – IUT 1 – Lab. IMEP-LAHC, Grenoble

M. Christian PERSON

Professeur

Institut Telecom/Télécom Bretagne, Départ. Microondes, Brest

Examineurs :

Mme Liliana-Delia ARNAUD-CORMOS

Maître de Conférences

Université de Limoges, XLIM, Dépt. « O.S.A. », Limoges

Mme Anne PERRIN

ICT - DGA

CRSSA, IRBA, Dépt. Effets biologiques des rayonnements, La Tronche

M. Philippe LEVEQUE

Directeur de Recherche C.N.R.S.

Université de Limoges, XLIM, Dépt. « O.S.A. », Limoges

M. Maxim ZHADOBOV

Chargé de Recherche C.N.R.S.

IETR, Rennes

Invité :

M. Fabrice LACROUX

Ingénieur

SFR – Direction des Programmes Santé & Environnement, Paris

à Nathou

Remerciements

Ces travaux ont été effectués à la Faculté des Sciences et Techniques de l'Université de Limoges, au sein du laboratoire Xlim.

J'adresse mes remerciements à Monsieur D. CROS, Professeur, pour m'avoir accueilli au sein de son laboratoire, ainsi que T. MONEDIERE, Professeur, pour m'avoir accueilli au sein du département Ondes et Systèmes Associés (OSA).

Merci également à Monsieur R. QUERE, Professeur et Directeur de l'école doctorale Sciences et Ingénierie pour l'Information.

Je remercie Monsieur P. LEVEQUE, Directeur de Recherche au CNRS et Madame D. ARNAUD-CORMOS, Maître de Conférences à l'ENSIL, pour avoir bien voulu assurer la direction de ma thèse.

Je tiens à remercier Monsieur F. NDAGIJIMANA, Professeur à l'Université Joseph Fourier à Grenoble et Monsieur C. PERSON, Professeur à l'Institut Télécom/Télécom Bretagne à Brest, pour avoir accepté de rapporter mon manuscrit.

Merci également à Madame A. PERRIN, ICT-DGA au CRSSA à La Tronche, à Monsieur M. ZHADOBOV, Chargé de Recherche CNRS à l'IETR à Rennes et à Monsieur F. LACROUX, Ingénieur SFR à Paris, pour avoir examiné et jugé mes travaux.

J'exprime mes sincères remerciements à A. REINEIX, Directeur de Recherche au CNRS, qui m'a fait l'honneur et le plaisir de présider le jury de ma soutenance.

Un grand merci à Nadine AYMARD, secrétaire, pour son aide et son efficacité. Nadinette, merci pour ta gentillesse et pour tous les évènements qu'on a fêtés ensemble, en particulier les anniversaires. Je me rappellerai longtemps de ce 12 Novembre 2012 où on a fêté tes 27 ans !

Merci également à Patrick FRUGIER, technicien à l'atelier, pour le temps passé à usiner les pièces nécessaires à mes expérimentations.

A tous mes collègues et amis que j'ai rencontrés durant ces trois années.

Le bureau des écureuils, Mary, Caterina, Momo, le point de rendez-vous des pauses café et dégustations de madeleines Bijou ...

A mes premiers collègues de bureau, Saâd et Mimi. On faisait tout de même un sacré trio ! Vous êtes géniaux, merci à tous les deux.

A ma collègue de bureau dans les nouveaux locaux, Annalisa. Un peu folle, voire beaucoup ... (des histoires de lunettes de rédaction et j'en passe), bref une super amie ! Merci beaucoup Annali.

A mes voisines de bureau, Thao et Sophie. PitiThao, les pauses café me manquent, merci pour ces années où tu as réussi à me supporter, sache que ta compagnie a été très importante pour moi. Il en est de même pour Sophie avec qui j'ai également beaucoup travaillé. J'espère qu'avec mes bêtises, tu as autant apprécié ma compagnie que moi j'ai apprécié la tienne.

Sachez que tous ensemble, je trouve qu'on a formé une chouette équipe BioEM !

A Nathou, ma moitié, que j'aime plus que tout au monde, sans qui je n'en serai pas là, c'est incontestable. Cette année 2012 est un souvenir magique pour nous deux, ma thèse en fait partie. Dans cette thèse, il y a de toi et je te la dédie.

Enfin, je voudrais remercier ma famille, ma soeur, mon beau-frère, mon neveu et ma nièce, mes beaux-parents, mais avant tout, mes parents que j'aime énormément.

Sommaire

REMERCIEMENTS.....	5
SOMMAIRE	7
TABLE DES FIGURES	13
TABLE DES TABLEAUX.....	19
INTRODUCTION GENERALE.....	23
CHAPITRE 1: CONTEXTE DE L'ETUDE.....	29
1-1. Introduction	31
1-1-A. Généralités.....	31
1-1-B. Principales technologies de communications sans fil.....	34
1-2. La téléphonie mobile : sa genèse et son évolution	35
1-2-A. De l'antiquité au début de la radiotéléphonie.....	35
1-2-B. Génération zéro (OG).....	37
1-2-C. Première génération (1G).....	38
1-2-D. Seconde génération (2G).....	40
a) Vers le numérique.....	40
b) Le système GSM : Global System for Mobile Communications.....	41
c) Digital Enhanced Cordless Telephone : DECT.....	48
d) Conclusion.....	48
1-2-E. Les technologies 2,5 G et 2,75 G.....	49
1-2-F. Troisième génération (3G).....	50
a) L'accès multiple en UMTS.....	50
b) Les fréquences de travail de l'UMTS.....	51
c) Les puissances d'émission des terminaux UMTS.....	51
d) Etat des lieux de la couverture mobile 3G en métropole au 1er décembre 2009 [8].....	51
1-2-G. Les technologies 3G+ et 3G++.....	52
1-2-H. Long Term Evolution (LTE) et la quatrième génération (4G).....	52
1-3. Autres systèmes de télécommunications sans fil.....	54

1-3-A.	Le Wi-Fi (IEEE 802.11)	54
1-3-B.	La boucle locale radio (BLR)	55
1-3-C.	Le Bluetooth et le ZigBee	56
1-3-D.	La radio-identification RFID (Radio Frequency IDentification).....	57
1-4.	Conclusion sur les systèmes de télécommunications sans fil	59
1-5.	Les ondes électromagnétiques et le vivant	60
1-5-A.	Physique des champs électromagnétiques.....	60
1-5-B.	Mécanismes de couplage entre les ondes électromagnétiques et le vivant	62
1-5-C.	Débit d'absorption spécifique (DAS)	64
1-5-D.	La dosimétrie	65
1-5-E.	Les normes en matière d'exposition	68
1-6.	Etat de l'art en matière de recherche sur les effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant 71	
1-6-A.	Méthodes d'évaluation des effets sanitaires	71
1-6-B.	Principales études et résultats des recherches.....	72
1-7.	Les principaux systèmes d'exposition	75
1-7-A.	Généralités sur les systèmes d'exposition	76
1-7-B.	Bilan sur les systèmes d'exposition <i>in vitro</i>	79
a)	Systèmes radiatifs	80
b)	Systèmes propagatifs	80
c)	Systèmes résonnants	85
1-7-C.	Les systèmes d'exposition <i>in vivo</i>	86
a)	Les systèmes d'exposition corps entier pour animaux	86
b)	Les systèmes d'exposition localisés	87
1-7-D.	Vers une exposition multisource	89
1-8.	Conclusion	90
 CHAPITRE 2: CARACTERISATION DES SYSTEMES D'EXPOSITION ET DES OUTILS DE MESURE. PRISE EN MAIN DES TECHNIQUES DE DOSIMETRIE. 91		
2-1.	Introduction	93
2-2.	Dosimétries expérimentale et numérique d'un système d'exposition en temps réel pour neurones 94	
2-2-A.	Présentation du système	94
2-2-B.	Dosimétrie.....	98

a)	Caractérisation électromagnétique de la cellule TEM	98
b)	Méthode d'évaluation du DAS.....	99
c)	Description du montage expérimental, des protocoles de mesures et des résultats dosimétriques 103	
2-2-C.	Dosimétrie numérique	107
2-2-D.	Conclusion.....	108
2-3.	Mise en place et caractérisation d'un système d'exposition <i>in vitro</i> pour l'étude des effets des ondes RF de faibles niveaux sur un modèle de Barrière Hémato-Encéphalique (BHE)	110
2-3-A.	Contexte de l'étude.....	110
2-3-B.	Présentation du système d'exposition et de sa caractérisation	112
a)	Configuration expérimentale	112
a)	Dosimétrie numérique	114
b)	Validation expérimentale.....	116
2-3-C.	Bilan sur le système	118
2-4.	Caractérisation d'une sonde électro-optique pour des mesures de DAS appliquée aux signaux de type CW119	
2-4-A.	Etat de l'art sur les principales sondes de mesure de température et de champ électrique	119
a)	Sondes de mesure de température	119
b)	Sondes de mesure de champ électrique.....	120
2-4-B.	Présentation de la sonde électro-optique	121
2-4-C.	Mesures de température	123
a)	Configuration expérimentale	123
b)	Adaptation d'impédance de la cellule TEM	126
c)	Etude comparative entre la sonde électro-optique et la sonde Luxtron.....	127
2-4-D.	Mesures de champ électrique	129
a)	Configuration expérimentale	129
b)	Linéarité, dynamique et sensibilité de la sonde électro-optique.....	131
c)	Mesures de sélectivité	133
d)	Calibration de la sonde	135
2-4-E.	Mesure simultanée du DAS par la température et le champ électrique	137
a)	Dosimétrie expérimentale	137
b)	Dosimétrie numérique	139
2-4-F.	Bilan sur la caractérisation de la sonde électro-optique	140
2-5.	Conclusion.....	142

CHAPITRE 3: ETUDE D'UN SYSTEME RESONNANT MULTI-SOURCE BASE SUR L'UTILISATION D'UN INCUBATEUR THERMOSTATE DE BIOLOGIE.145

3-1. Objectifs du chapitre	147
3-2. Généralités sur la chambre réverbérante à brassage de modes.....	148
3-2-A. Historique et état de l'art.....	148
3-2-B. Théorie de la chambre réverbérante à brassage de modes	149
a) Qu'est-ce qu'une CRBM ?	149
b) Forme de la cavité.....	150
c) Nombre de modes et fréquence minimale d'utilisation	151
d) Brassage de modes	153
e) Définition du volume de test	155
f) Facteur de qualité et constante de temps	156
3-2-C. Techniques de caractérisation d'une CRBM	161
a) Efficacité de brassage.....	161
b) Uniformité du champ électrique.....	163
3-2-D. Conclusion.....	167
3-3. Dosimétrie expérimentale en CRBM par mesure de température	168
3-3-A. Introduction	168
3-3-B. Protocole expérimental	168
3-3-C. Etude du DAS pour différents types de récipients.....	170
3-3-D. Conclusion.....	173
3-4. Etude du système basé sur l'incubateur thermostaté de biologie.....	174
3-4-A. Objectif.....	174
3-4-B. Présentation du système d'exposition.....	174
a) L'incubateur	174
b) Fréquence minimale d'utilisation	175
c) Antenne d'émission	176
d) Brasseur de modes et moteur	177
e) Volume utile.....	178
3-4-C. Configuration expérimentale et outils de mesure	178
3-4-D. Uniformité du champ électrique dans l'incubateur et efficacité de brassage.....	180
3-4-E. Dosimétrie expérimentale	182
a) Montage et protocole expérimental.....	182
b) Mesures de DAS	183
3-4-F. Bilan sur la dosimétrie expérimentale dans l'incubateur et perspectives	185

3-5. Conclusion du chapitre	186
CONCLUSION GENERALE	187
PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	193
BIBLIOGRAPHIE	199
ANNEXES	211
Annexe A : Les principaux standards de seconde génération (2G)	213
Annexe B : Schémas de codage et débits pour GPRS et EDGE	214
Annexe C : Les normes Wifi a, b et g	215
a) 802.11	215
b) 802.11a	216
c) 802.11b	217
d) 802.11g	217

Table des figures

Figure 1 : Contexte de l'étude. Positionnement de l'objectif de l'étude (encadré en rouge) par rapport aux étapes nécessaires à sa réalisation.....	33
Figure 2 : Télégraphe de Chappe (1791) [1].....	36
Figure 3 : Télégraphe de Morse (1832) [2].....	36
Figure 4 : Alexander Graham Bell, première communication téléphonique (1876) [3].....	37
Figure 5 : Exemple de réseau cellulaire. Les points représentent les BTS et les hexagones les cellules.	40
Figure 6: BTS macro-cellulaire tri-sectorisée.	44
Figure 7: BTS micro-cellulaire omnidirectionnelle.	44
Figure 8: Faisceau électromagnétique émis par une antenne de BTS macro-cellulaire.	44
Figure 9 : Enveloppe d'un signal pulsé émis par un téléphone mobile GSM.	47
Figure 10 : Attribution des fréquences 4G dans la bande des 2.6 GHz [9].	53
Figure 11 : Attribution des fréquences 4G dans la bande des 800 MHz [10].....	53
Figure 12 : Exemples d'étiquettes RFID et de lecteur.	58
Figure 13 : Fréquences utilisées en RFID.....	58
Figure 14 : Spectre électromagnétique [18].	61
Figure 15 : Distribution spatiale du champ électrique à la fréquence de 1800 MHz pour une exposition à un téléphone générique [26].	67
Figure 16 : Robot et mannequin rempli de liquide pour la mesure de DAS [27].	67
Figure 17 : Expérimentations in vitro (a) et in vivo (b).	72
Figure 18 : Conception d'un système d'exposition.	77
Figure 19 : Schéma général d'un montage expérimental.	77
Figure 20 : Exemples de récipients utilisés pour les cultures biologiques. (a) Boîtes de Petri, (b) Cuvettes biologiques, (c) Flasques.....	79
Figure 21 : Incubateur Binder CB 150.	79
Figure 22 : Exposition en chambre anéchoïque [46].	81
Figure 23 : Système d'exposition in vitro pour exposer un grand nombre d'échantillons.	81
Figure 24 : Cellule TEM fermée.	82
Figure 25 : Cellule TEM ouverte [47].	82
Figure 26 : Guides d'onde rectangulaire et circulaire [58].	84
Figure 27 : Guide d'onde coplanaire [58].	84
Figure 28 : Coupe verticale d'un guide d'onde coplanaire avec représentation des lignes de champ électrique (a) et positionnement d'une boîte de Petri (b) [59].	84
Figure 29 : Placement des boîtes de Petri dans un guide d'onde court-circuité [38].	86
Figure 30 : Cellule fil-plaque (XLIM).	86
Figure 31 : Système d'exposition composé de 6 Ferris-Wheel avec chacune 17 guides d'onde sectoriels pour l'exposition "corps entier" de 17 rats [72].	88
Figure 32 : Carrousel pour l'exposition de la tête de 10 rats [81].	88
Figure 33 : Antenne boucle à 900 MHz permettant d'exposer la tête d'un animal [79].	88

Figure 34 : Structure à guide d'onde pour l'exposition d'un réseau neuronal muni d'un système d'enregistrement de l'activité [95].	95
Figure 35 : Cellule TEM contenant le dispositif à microélectrodes.	96
Figure 36 : Schéma de la cellule TEM vue de dessus (a) et de côté (b).	96
Figure 37 : Micro Electrode Array, vue de dessus (a), vue de dessous (b) et zoom sur les microélectrodes (c).	97
Figure 38 : Insertion du MEA dans la cellule TEM.	98
Figure 39 : Module du coefficient de réflexion à l'entrée de la cellule TEM vide (trait plein) et avec le MEA positionné (trait en pointillé).	99
Figure 40 : Protocoles de mesure pour l'évaluation du DAS.	100
Figure 41 : Positionnement de la sonde de température dans le MEA.	100
Figure 42 : Boîtier d'acquisition de température Luxtron One avec sa sonde.	101
Figure 43 : Face avant du programme de pilotage du boîtier Luxtron One.	101
Figure 44 : Régression linéaire des données de température pour le calcul du DAS.	102
Figure 45 : Calcul de l'incertitude de mesure de la sonde Luxtron.	103
Figure 46 : Montage expérimental pour les mesures de température.	104
Figure 47 : Mesures de température réalisées selon le protocole 2 pour une puissance incidente de 2.29 W (a) et 6.61 W (b).	106
Figure 48 : Simulations numériques du DAS dans le volume complet du MEA et à proximité des électrodes pour différentes tailles d'électrodes.	108
Figure 49 : Photographie du montage RFFIBHE.	112
Figure 50 : Cellules TEM placées dans les incubateurs pour le système RFFIBHE.	113
Figure 51 : Face avant du programme de contrôle RFFIBHE. Réglages des paramètres d'exposition.	115
Figure 52 : DAS simulé dans les 12 puits placés dans la cellule TEM et zoom sur le DAS au niveau de la BHE.	115
Figure 53 : Mesure de l'élévation de température dans un des 6 puits centraux de la première cellule TEM.	117
Figure 54 : Calcul de l'efficacité par regression linéaire.	117
Figure 55 : Photographie de la sonde électro-optique accompagnée de ses dimensions.	122
Figure 56 : Boîtier de contrôle de la sonde électro-optique (asservissement) et description de son principe de fonctionnement.	122
Figure 57 : Schéma du montage pour la caractérisation de la sonde EO en température.	124
Figure 58 : Conductivité et permittivité relative de la solution contenue dans la boîte de Petri pour la caractérisation expérimentale de la sonde EO en fonction de la fréquence.	124
Figure 59 : Positionnement de la boîte de Petri et zoom sur le placement des sondes.	125
Figure 60 : Coefficient de réflexion mesuré à l'entrée de la cellule TEM vide (trait plein) et équipée de la boîte de Petri (pointillés) chargée sur 50 Ω .	126
Figure 61 : Température enregistrée par la sonde électro-optique et par la sonde Luxtron.	128
Figure 62 : Calcul de l'incertitude de mesure de la sonde électro-optique.	128
Figure 63 : Positionnement de la cellule TEM et de la sonde électro-optique pour la caractérisation en mesure de champ électrique.	130

Figure 64 : Schéma du montage utilisé pour la caractérisation de la sonde électro-optique en mesure de champ électrique.....	130
Figure 65 : Positionnement de la sonde électro-optique dans la cuvette pour les mesures dans la solution saline.....	131
Figure 66 : Puissance du signal en sortie de la sonde EO en fonction de la puissance incidente.	132
Figure 67 : Sélectivité de la sonde électro-optique dans l'air (a) et dans la solution (b).	134
Figure 68 : Champ électrique simulé dans l'air (a) et dans la solution (b) (FDTD 3D).....	135
Figure 69 : Mesures de température obtenues avec la sonde électro-optique pour différentes puissances d'entrée.	138
Figure 70 : DAS simulé par méthode FDTD dans le cadre des mesures simultanées avec la sonde électro-optique.	140
Figure 71 : Chambre réverbérante développée pour exposer des rats à des signaux Wi-Fi, d'après[82].	149
Figure 72 : Vue extérieure (a) et intérieure (b) de la CRBM d'XLIM.	150
Figure 73 : Fréquence minimale d'utilisation d'une CRBM.	151
Figure 74 : Distribution du champ électrique dans une chambre réverbérante rectangulaire pour un seul mode de propagation (a), pour 4 modes de propagation (b) et pour 4 modes de propagation après changement des conditions de réverbération (c) [132].	154
Figure 75 : Définition du volume utile de la CRBM.	156
Figure 76 : Facteur de qualité théorique de la CRBM d'XLIM.	158
Figure 77 : Schéma du montage utilisé pour la caractérisation d'une CRBM. Les points verts représentent les positions successives du capteur de champ.	162
Figure 78 : Allure de la fonction d'autocorrélation à l'ordre n de la puissance reçue par l'antenne de réception.	162
Figure 79 : Exemples de placement des antennes (émission (1) et réception (2)) et du capteur de champ (3) dans la CRBM.	164
Figure 80 : Ecart-type sur les composantes du champ électrique dans le CRBM.	168
Figure 81 : Montage pour la dosimétrie expérimentale dans la CRBM.	169
Figure 82 : Valeurs du champ électrique total pendant les 45 mins d'exposition dans la CRBM.	170
Figure 83 : Différentes configurations pour la mesure du DAS dans la CRBM.....	170
Figure 84 : Evolution de la température lors de l'exposition pour les différentes configurations.	172
Figure 85 : Photographie du système d'exposition basé sur l'incubateur.	175
Figure 86 : Antenne patch utilisée dans l'incubateur (a) et mesure de son coefficient de réflexion (b).	177
Figure 87 : Brasseur de modes motorisé placé dans l'incubateur biologique.	178
Figure 88 : Schéma du montage utilisé pour la caractérisation du champ électrique dans l'incubateur.	179
Figure 89 : Capteur de champ électrique Narda EP600 utilisé pour les mesures dans l'incubateur.	179
Figure 90 : Face avant du programme de commande pour les mesures dans l'incubateur.	180
Figure 91 : Ecart-types sur les composantes X (en rouge), Y (en vert), Z (en bleu) et sur l'ensemble des composantes (en noir) mesurées dans l'incubateur.	181

Figure 92 : Fonctions d'autocorrélation d'ordres 1, 2 et 3 sur les composantes X, Y et Z du champ électrique mesurées dans l'incubateur, en fonction de la fréquence.	182
Figure 93 : Schéma du montage utilisé pour la mesure de DAS à 1800 MHz dans l'incubateur.	183
Figure 94 : Mesure du DAS dans l'incubateur, pour 16 positions différentes dans la flasque.....	184
Figure 95: Canaux utilisables en DSSS.....	215
Figure 96: Canaux OFDM Wi-Fi dans la bande de 5 GHz (en intérieur).	216

Table des tableaux

Tableau 1: Principaux systèmes sans fil dans la bande de fréquences 30 MHz - 300 GHz.	34
Tableau 2 : Les caractéristiques radiofréquences du GSM (et E-GSM).	45
Tableau 3 : Caractéristiques des principales normes 802.11.	55
Tableau 4 : Classes d'émetteurs Bluetooth.	57
Tableau 5 : Caractéristiques des principales normes 802.15.	57
Tableau 6 : Paramètres dosimétriques de référence et effets en fonction de la fréquence [20].	63
Tableau 7 : Extrait des limitations de l'exposition des individus aux ondes RF [29].	69
Tableau 8 : Résultats et statistiques sur les mesures de DAS selon le protocole 1.	105
Tableau 9 : DAS en W/kg moyenné dans le volume total du puits et au niveau du modèle de BHE pour 1 W de puissance incidente.	116
Tableau 10 : Comparaison des performances de la sonde électro-optique et de la sonde Luxtron en mesure de température (incertitude et fréquence d'échantillonnage).	129
Tableau 11 : Champ électrique minimum détectable par la sonde électro-optique en fonction de la largeur de bande du signal mesuré.	133
Tableau 12 : Champ E simulé et mesuré dans l'air ainsi que dans la solution et facteur de calibration.	136
Tableau 13 : Résultats et statistiques sur les mesures de DAS.	138
Tableau 14 : Nombre d'échantillons indépendants et de fréquences nécessaires à la caractérisation de la CRBM en fonction de la fréquence.	162
Tableau 15 : Tolérance sur l'écart-type des valeurs de champ électrique en fonction de la fréquence selon la norme 61000-4-21.	165
Tableau 16 : Zoom sur l'évolution de température pendant la première minute d'exposition et calcul du DAS pour les différentes configurations.	172
Tableau 17 : Principales caractéristiques de l'incubateur Binder CB150.	176
Tableau 18 : Mesure de DAS pour 16 positions différentes dans la flasque sans brassage du champ électrique dans l'incubateur.	184
Tableau 19: Les principaux standards de seconde génération (2G).	213
Tableau 20: Schémas de codage et débits du GPRS.	214
Tableau 21: Schémas de codage et débits EDGE.	214

Introduction générale

Les champs électromagnétiques, des basses fréquences jusqu'aux rayons X sont omniprésents dans notre environnement quotidien. La bande des radiofréquences, allant de 30 kHz à 300 GHz, constitue une partie du spectre particulièrement marquée par les systèmes de télécommunications sans fil. En effet, les radiofréquences sont présentes dans l'environnement domiciliaire (four micro-ondes, téléphone sans fil, télévision), dans l'environnement professionnel (four à induction, IRM, antennes relais de télécommunication) mais aussi dans l'espace public (émetteurs radio, téléphonie). L'évolution et le développement de la téléphonie mobile ont été très importants ces 25 dernières années. Les opérateurs téléphoniques se partagent aujourd'hui des fréquences dans les bandes des 900 MHz, 1800 MHz et 2100 MHz dans le cadre de leurs infrastructures de troisième génération. L'étape suivante consiste au déploiement du réseau de quatrième génération. Les licences LTE ont été distribuées récemment et de nouvelles fréquences ont été identifiées pour l'introduction des réseaux mobiles à très haut débit. Il s'agit d'une part d'une bande autour de 2,6 GHz, et d'autre part d'une bande autour de 800 MHz issue du dividende numérique suite à l'extinction de la TV analogique. La téléphonie mobile n'est cependant pas la seule source de radiofréquences. On peut citer par exemple les équipements Wi-Fi, exploitant les bandes de fréquences autour de 2.45 GHz et 5 GHz. Les émissions RADAR peuvent quant à elles utiliser des fréquences allant jusqu'à la centaine de GHz.

Du fait de leur forte densification et de l'apparition de nouvelles générations de signaux, les radiofréquences suscitent toujours une interrogation de la population quant aux éventuels effets nocifs des ondes électromagnétiques sur le vivant. De nombreuses études ont déjà été menées depuis les années 1990 et beaucoup de programmes de recherche ont été initiés au sujet de l'interaction des ondes RF (300Hz-300GHz) avec le vivant. Actuellement, le seul effet avéré est l'effet thermique. Des comités scientifiques internationaux et européens ont publié des normes concernant les niveaux d'exposition aux ondes radiofréquences. Ces normes ont pour but de protéger la santé de la population. Dans la mesure où elles se basent sur le seul effet avéré, qui l'effet thermique, ce sont plutôt les possibles effets à un stade non-thermique qui font débat.

Les phénomènes physiques et biologiques mis en jeu sont complexes et nécessitent la mise en place de procédures d'expérimentation adaptées. La communauté scientifique recommande de veiller à la qualité méthodologique des études, particulièrement en ce qui concerne la partie physique. Certains travaux dans le

domaine, ne propose pas une bonne maîtrise de la procédure d'expérimentation. De ce fait, les résultats sont parfois biaisés et non pris en compte. De ce fait, il reste encore aujourd'hui difficile de dégager des conclusions définitives. De manière générale, les données issues de la recherche expérimentale disponibles à l'heure actuelle n'indiquent pas d'effets sanitaires à court terme ni à long terme de l'exposition aux radiofréquences.

Dans ce contexte, l'analyse dosimétrique des systèmes d'exposition dans les études bioélectromagnétiques prend toute son importance. En collaboration avec des biologistes et des médecins, nous nous investissons dans des expérimentations bioélectromagnétiques et des études dosimétriques.

Ces travaux de recherche s'inscrivent dans le cadre de l'étude des interactions des ondes électromagnétiques avec le vivant. Ils consistent particulièrement en la caractérisation des systèmes d'exposition et des outils de mesures utilisés au cours des expérimentations en vue de la conception d'un système d'exposition permettant une exposition à des sources radiofréquences multiples. Ces travaux ont été effectués dans le cadre de projets de recherche soutenus par la société SFR, par le CNRS à travers le projet PEPS, et par la Fondation santé et Radiofréquences au travers des projets RFFIBHE et BIOCAPTEO. Mes travaux s'appuient sur une grande quantité de mesures expérimentales corrélées à des modélisations numériques pour valider le protocole. Le manuscrit est divisé en 3 chapitres.

Le premier chapitre consiste à définir le contexte de l'étude. Dans un premier temps, nous ferons un résumé de la genèse et de l'évolution des techniques de téléphonie mobile, de la première à la quatrième génération. Les autres systèmes de télécommunications sans fil seront également décrits. Ensuite, les principes généraux de quantification de l'interaction des ondes électromagnétiques avec le vivant seront exposés. Nous parlerons notamment de débit d'absorption spécifique (DAS) et des normes en matière d'exposition. Un état de l'art en matière de recherche sur les effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant sera présenté. Enfin, nous présenterons les différents systèmes d'exposition utilisés dans le cadre de l'étude de l'interaction des ondes radiofréquences avec le vivant de manière à sélectionner les systèmes potentiellement utilisables dans le cadre d'expositions à des sources multiples.

Le deuxième chapitre sera consacré à la caractérisation de plusieurs systèmes d'exposition ainsi qu'à la caractérisation des outils de mesure. Dans une première partie,

nous détaillerons la caractérisation d'un système pour l'exposition de neurones à 1800 MHz, basé sur une puce à microélectrodes placée dans une cellule TEM, permettant d'enregistrer l'activité neuronale en temps réel. Ensuite, nous détaillerons la mise en place et la caractérisation d'un système pour l'exposition d'un modèle de barrière hématoencéphalique (BHE) à des signaux GSM à 900 MHz. Le système est composé d'incubateurs de biologie contenant des cellules TEM (Transverse ElectroMagnetic) permettant d'exposer les modèles de BHE. En dernière partie, nous présenterons la caractérisation d'une sonde électro-optique capable de mesurer simultanément la température et le champ électrique, particulièrement adaptée pour la mesure du DAS. La linéarité, la sélectivité, la sensibilité, ou encore l'incertitude de mesure de la sonde seront entre autres présentées.

Le troisième et dernier chapitre proposera l'étude d'un système résonnant original, basé sur l'utilisation d'un incubateur de biologie. Le système a pour but de permettre l'exposition de cultures biologiques à des sources électromagnétiques multiples. La première partie décrira les objectifs du chapitre, en proposant la volonté d'utiliser l'incubateur de biologie comme une chambre réverbérante à brassage de modes (CRBM). La première partie du chapitre consistera donc en la présentation des généralités sur la CRBM ainsi que les différentes techniques de caractérisation. La deuxième partie de ce chapitre décrira la dosimétrie expérimentale effectuée en CRBM. Enfin, l'étude du système basé sur l'incubateur de biologie sera proposée et les techniques de caractérisation de la CRBM seront transposées à l'incubateur. Des résultats préliminaires sur la dosimétrie expérimentale dans l'incubateur seront donnés.

Pour terminer le manuscrit, une conclusion générale et les perspectives de ce travail seront données.

Chapitre 1:

Contexte de l'étude

1-1. Introduction

1-1-A. Généralités

Aujourd'hui, les champs électromagnétiques en particulier ceux associés aux signaux de télécommunications sans fil sont omniprésents dans notre environnement quotidien. Ceux-ci s'inscrivent dans le spectre des radiofréquences allant de 30 kHz à 300 GHz. Cette gamme de fréquence est marquée par de nombreuses technologies, tant au niveau domiciliaire qu'au niveau professionnel, en passant par l'espace public.

Depuis une vingtaine d'années, le monde des télécommunications sans fil a connu un développement considérable. De la première génération de téléphonie mobile (1G), voire de la pré-1G, à la génération actuelle, de nombreux verrous technologiques ont été franchis permettant d'offrir aux usagers de plus en plus de qualité et d'opportunités. Avec cette évolution, de nouveaux signaux et de nouveaux standards ont fait leur apparition. En même temps que la téléphonie mobile, d'autres systèmes de communications sans fil ont été développés, avec entre autres les standards Wifi, Zigbee, Bluetooth ou RFID (Radio Frequency IDentification).

Du fait de leur rapide évolution et de leur forte densification, les radiofréquences suscitent des interrogations quant à leur interaction avec le vivant. En collaboration avec des biologistes et des médecins, XLIM s'investit dans des expérimentations bioélectromagnétiques et des études dosimétriques. Les expérimentations requièrent une maîtrise parfaite des signaux à reproduire ainsi que des conditions dans lesquelles elles se déroulent.

De nombreuses études bioélectromagnétiques ont été menées en laboratoire depuis les années 1990 dont une forte proportion concerne les signaux de la téléphonie de seconde génération (GSM entre autres). Cependant, peu d'études ont été faites sur la base d'une exposition représentative d'un environnement où plusieurs sources d'émission seraient présentes simultanément.

La finalité de ce travail est donc la conception et le développement d'un système d'exposition multisource. La Figure 1 schématise le contexte de l'étude. Ce travail ne peut être réalisé sans passer par des étapes primordiales comme la caractérisation de systèmes d'expositions existants ainsi que la caractérisation des outils de mesure telle

que les sondes de champ électrique et de température. Ce travail est également à mettre en relation avec la biologie, au moyen d'études dosimétriques numériques et expérimentales, pour connaître et maîtriser de façon rigoureuse les niveaux d'exposition. Ce travail se situe à l'interface entre l'électromagnétisme et les expérimentations avec les biologistes, nécessitant la prise en compte des exigences de chacun. Ce chapitre est organisé de la manière suivante.

Dans la première partie, nous présenterons les caractéristiques des signaux utilisés par les différents systèmes rencontrés dans le domaine des radiofréquences.

Ensuite, une partie sur les ondes électromagnétiques et le vivant sera proposée, soulignant la pluridisciplinarité de ce domaine de recherche. Elle introduira entre autres les paramètres de référence, la dosimétrie ainsi que les normes en vigueur. Elle sera suivie d'un bref état de l'art en matière de recherche sur les ondes électromagnétiques et la santé.

Enfin, une partie importante de l'étude sera abordée en dernier point, à savoir une description des systèmes d'exposition les plus couramment utilisés. Ceci contribuera au développement d'un système permettant de reproduire une exposition réaliste en intégrant plusieurs sources de signaux de télécommunication sans fil

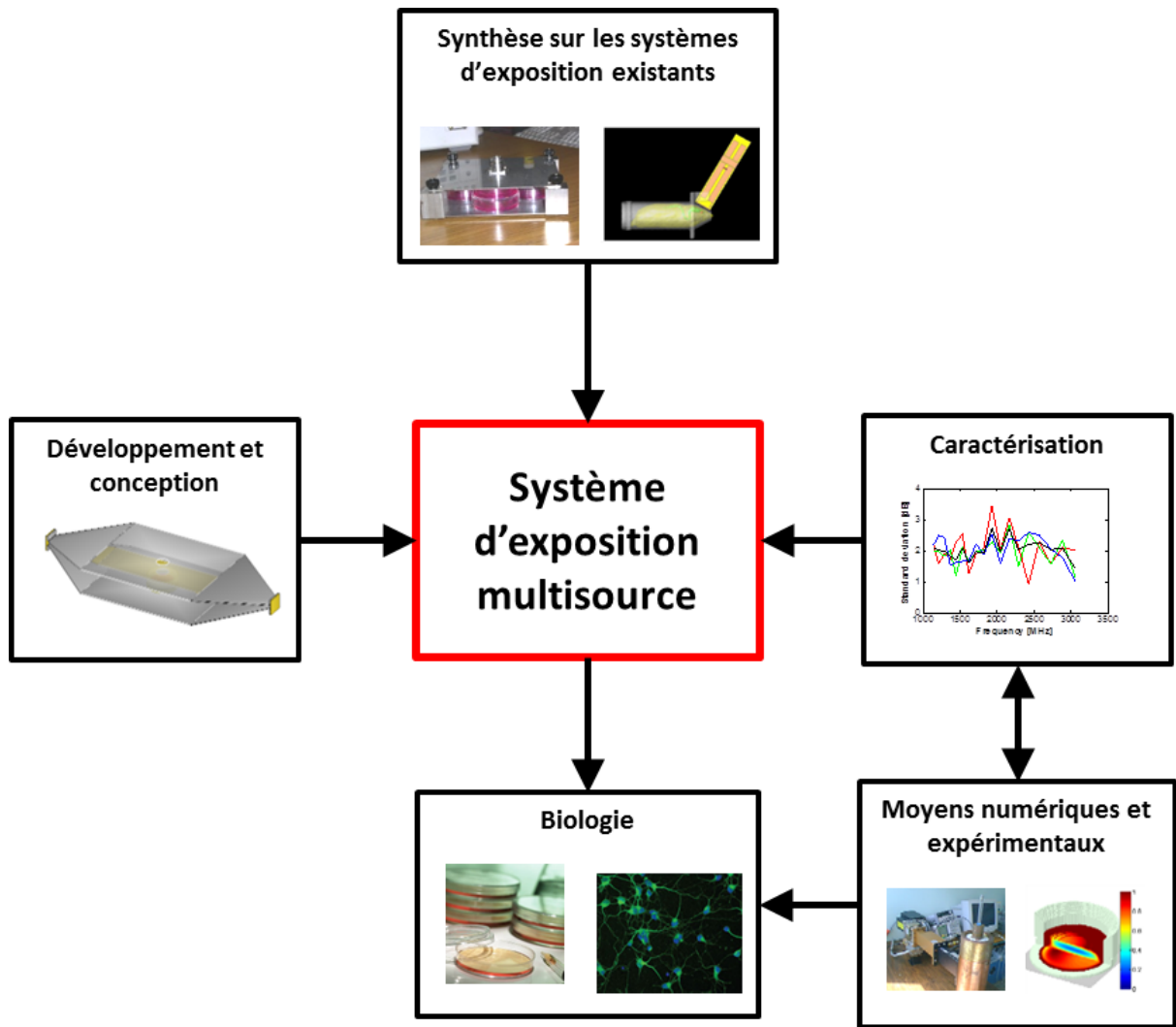


Figure 1 : Contexte de l'étude. Positionnement de l'objectif de l'étude (encadré en rouge) par rapport aux étapes nécessaires à sa réalisation.

1-1-B. Principales technologies de communications sans fil

Il existe de nombreuses techniques de communications sans fils, comme le montre le Tableau 1. La téléphonie mobile est développée à grande échelle et constitue une partie importante des travaux de recherche. Cette section est consacrée à la description des standards de téléphonie mobile au cours de son évolution (GSM, UMTS, LTE) ainsi que des autres systèmes de télécommunications sans fil tels que le Wi-Fi, le WiMax ou encore le Bluetooth.

Bande	Fréquence	Usages
Ondes VHF (Very High Frequency)	30 MHz à 300 MHz	Radios FM Services de l'aviation civile
Ondes UHF (Ultra High Frequency)	300 MHz à 3 GHz	GSM DECT UMTS LTE Communications satellites Wi-Fi Bluetooth FH terrestres Four micro-ondes
Ondes SHF (Super High Frequency)	3 GHz à 30 GHz	Wi-Fi Radars Boucle locale radio WiMAX
Ondes EHF (Extremely High Frequency)	30 GHz à 300 GHz	FH terrestres et par satellite Radars

Tableau 1: Principaux systèmes sans fil dans la bande de fréquences 30 MHz - 300 GHz.

1-2. La téléphonie mobile : sa genèse et son évolution

1-2-A. De l'antiquité au début de la radiotéléphonie

Dès l'antiquité, les communications sans fil sont apparues comme un besoin et une nécessité et des signaux lumineux ou sonores étaient déjà utilisés pour communiquer à distance.

Bien plus proche de notre époque, c'est dans les années 1770 que les premiers véritables systèmes de communication à distance apparaissent. En 1771, le physicien Claude Chappe invente un système basé sur l'utilisation de deux bras connectés par une traverse pouvant représenter 196 codes différents. C'est le télégraphe de Chappe [1], présenté en Figure 2. En 1791, il réalise sa première expérience publique lors d'une communication entre Parcé-Sur-Sarthe et Brûlon (14 km). En août 1794, il termine l'installation de la première ligne de télégraphe optique entre Paris et Lille. Au milieu du XIX^{ème} siècle, le télégraphe Chappe constituait un réseau de 5000 km en étoile autour de Paris, reliant 29 villes grâce à 534 stations. Sa fin sera principalement due à l'invention du télégraphe à fil permettant des transmissions par temps de brouillard ou de forte neige.

La ligne à télégraphie aérienne sera peu après remplacée par de la télégraphie électrique. Le télégraphe électrique présenté en Figure 3 est une invention du physicien américain Samuel Morse, dont la mise au point date de 1832. Il utilise l'alphabet Morse. Dans le cas du télégraphe électrique, une ligne électrique relie l'émetteur et le récepteur. L'émetteur est un interrupteur alimentant plus ou moins longtemps la ligne par l'intermédiaire d'une batterie. Le récepteur est un électroaimant couplé à un système permettant de marquer le message reçu sur une bande de papier qui défile au rythme de la transmission. La première ligne de transmission de télégraphe électrique en France apparaît en 1844.

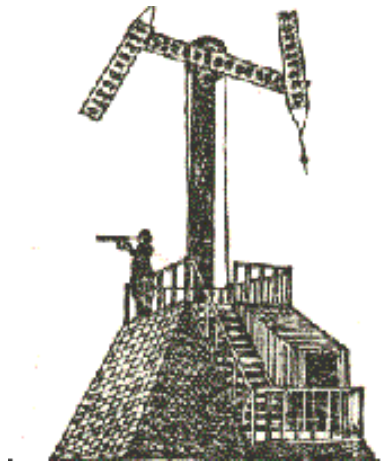


Figure 2 : Télégraphe de Chappe (1791) [1].

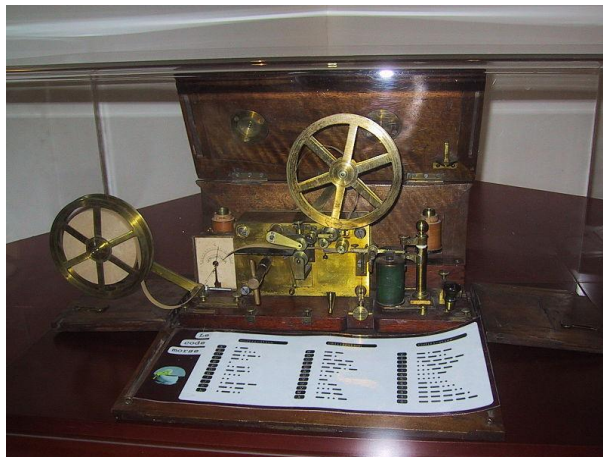


Figure 3 : Télégraphe de Morse (1832) [2].

Pendant que le télégraphe électrique est mis à disposition du public, le premier câble électrique sous-marin entre la France et l'Angleterre est posé en 1851. En 1858, un câble est posé entre l'Irlande et le Canada. Dix jours après la pose, la première communication transatlantique est effectuée. L'installation ne résiste cependant pas longtemps et un autre câble sera posé en 1866.



Figure 4 : Alexander Graham Bell, première communication téléphonique (1876) [3].

En 1876, l'ingénieur canadien Alexander Graham Bell réalise la première conversation téléphonique avec son assistant Thomas Watson en communiquant la phrase « Mr. Watson, come here, I want to see you », considérée aujourd'hui comme la première communication téléphonique de l'histoire (Figure 4). En 1877, le téléphone est né et les premières lignes téléphoniques régulières sont mises en service aux Etats-Unis.

L'année 1901 marque un point important dans l'histoire des télécommunications sans fil. Le physicien italien Guglielmo Marconi établit la première liaison radio transatlantique en transmettant le signal « S » depuis les Cornouailles (Angleterre) jusqu'à Terre-Neuve (Canada), soit sur une distance de 3400 km. En 1909, il reçoit le prix Nobel de physique pour ses travaux. Les premières émissions régulières de radiodiffusion depuis la tour Eiffel à Paris sont instaurées dès les années 1922. La première émission officielle de télévision française est diffusée en 1935. En 1940, Motorola crée le Talkie-Walkie, utilisé alors par l'armée américaine pour communiquer. L'année 1946 signe le réel début de la radiotéléphonie avec l'apparition de la génération 0 de téléphonie mobile (0G), présentée brièvement ci-après.

1-2-B. Génération zéro (0G)

Parmi les standards 0G, on trouve en premier le Mobile Telephone System (MTS). Le système MTS a été mis en place aux Etats-Unis par Bell Telephone Company en 1946.

Il fonctionnait par l'intermédiaire d'opérateurs téléphoniques, en émission comme en réception, qui établissaient manuellement les communications entre les utilisateurs. Plus tard, dans les années 1960, le MTS a été amélioré vers l'Improved Mobile Telephone System (IMTS), offrant plus de canaux de communications que le MTS et surtout la possibilité de dialoguer directement avec une personne, sans passer par un opérateur téléphonique. IMTS supportait 23 canaux sur 3 bandes de fréquences, 35-44 MHz (9 canaux), 152-158 MHz (11 ou 13 canaux) et 454-460 MHz (12 canaux). Les standards dits « 0G », ont été suivis par des technologies dites de première génération (1G) à partir des années 1980 et c'est à partir de ce moment que des changements fondamentaux sont apparus, notamment le réseau cellulaire.

1-2-C. Première génération (1G)

En 1981, le système AMPS (Advanced Mobile Phone System) produit par les Bell Labs est adopté pour tous les Etats-Unis. C'est le premier réseau cellulaire de première génération. Des variantes de l'AMPS comme le TACS (Total Access Communication System) ou JTAC (Japanese Total Access Communication) sont adoptées en Europe (Royaume-Uni, Italie, Espagne, Autriche) et au Japon respectivement. Les opérateurs scandinaves et certains pays de l'Europe (France, Suisse et Pays-Bas) mettent en service le NMT (Nordic Mobile Telephone) au début des années 1980. En France, SFR (Société Française du Radiotéléphone) utilise la norme NMT-F, qui est un NMT-900, tandis que France Telecom Mobiles développe Radiocom 2000, norme lancée en 1986.

Les déploiements des systèmes NMT et AMPS avec ses déclinaisons marquent une importante évolution par rapport aux systèmes dits « 0G » comme IMTS. En effet, les zones de couverture sont dorénavant divisées en plusieurs portions appelées cellules. La Figure 5 montre un exemple de réseau cellulaire. Chacune de ces cellules est desservie par une station de base (BTS : Base Transmitter Station), plus connue sous le nom d'« antenne relais », utilisant un nombre réduit de fréquences parmi toutes celles attribuées à l'opérateur. C'est le principe du réseau cellulaire.

La forme des cellules n'est qu'une représentation et ne donne qu'une première approche des phénomènes réels, dépendant de l'environnement (reliefs, habitations) ou de la météorologie. Elle peut être carrée, circulaire, etc ... mais la forme hexagonale est la forme conventionnelle car de façon optimale dans le réseau cellulaire, chaque cellule est entourée par six autres cellules. La taille des cellules peut varier de quelques kilomètres

à quelques dizaines de kilomètres selon les besoins en termes de couverture. Le principe du réseau cellulaire est basé sur la réutilisation des fréquences. On considère en fait qu'au bout de quelques kilomètres, le champ électromagnétique est assez atténué pour permettre la réutilisation de la fréquence. D'un point de vue purement théorique, plus une cellule est petite, plus la capacité du réseau est élevée. En pratique, la taille minimale des cellules est limitée par plusieurs aspects techniques (interférences entre autres).

Dans l'exemple de la Figure 5, les BTS sont représentées par des couleurs différentes, symbolisant les différentes bandes de fréquences qu'elles utilisent. Les cellules de même couleur utilisent les mêmes bandes de fréquences et sont appelées cellules homologues. L'agencement des cellules homologues et le nombre de cellules différentes définissent ce que l'on appelle le motif. Avec le système cellulaire deux nouvelles fonctions de mobilité apparaissent : la localisation et le transfert intercellulaire (handover). La localisation permet de savoir dans quelle cellule l'utilisateur se trouve et le handover permet à un utilisateur de changer de cellule lors d'une communication active, le réseau se chargeant automatiquement de l'associer à la BTS de la nouvelle cellule dans laquelle il entre, sans interrompre la communication.

Les normes présentées au début de cette partie constituent les principales technologies de première génération utilisées dès le début des années 1980. L'ensemble de ces technologies sont basées sur une transmission analogique. La parole est directement transmise par modulation de la fréquence porteuse (modulation de fréquence Fast Frequency Shift Keying, FFSK, principalement). Les deux principaux standards 1G à retenir sont l'AMPS et le NMT-900.

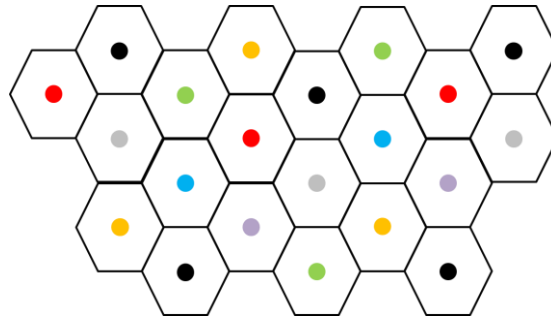


Figure 5 : Exemple de réseau cellulaire. Les points représentent les BTS et les hexagones les cellules.

Devant la croissance hors norme du marché de la radiotéléphonie, les infrastructures ne pouvaient alors plus gérer suffisamment d'utilisateurs et les technologies de première génération ont été abandonnées autour des années 2000 au profit des technologies de seconde génération (2G) intégrant la transmission numérique des données et surtout le multiplexage.

1-2-D. Seconde génération (2G)

a) Vers le numérique

La seconde génération de systèmes de télécommunications (2G) marque l'évolution vers la numérisation des données permettant l'ajout de nouvelles techniques de traitement du signal (compression, cryptage etc...) et de nouveaux services comme les messages textes (SMS : Short Message Service) ou les messages multimédias (MMS : Multimedia Message Service). La numérisation des données consiste à générer un signal numérique qui est une succession de plusieurs bits à partir de valeurs analogiques, typiquement des valeurs de tension. A la différence des techniques analogiques, ce n'est plus la voix « brute » qui va être transmise sur le canal de propagation, mais une succession de 0 et de 1, résultat de la conversion de cette voix en signal numérique.

Parmi les standards de seconde génération on trouve d'abord le GSM (Global System for Mobile Communications), qui domine largement le marché européen ainsi que IS-95, IS-54 et IS-136 aux Etats-Unis et au Canada principalement.

b) Le système GSM : Global System for Mobile Communications

La norme GSM est établie en 1982 suite à la création d'un comité GSM par l'European Conference of Postal and Telecommunications Administrations (CEPT). En 1987, 13 pays Européens signent un accord pour développer un système de téléphonie cellulaire commun à travers l'Europe. Cet accord fixe les technologies utilisées par le standard, à savoir la transmission numérique des données, le chiffrement des informations ainsi que le multiplexage temporel. En 1989, le comité GSM est transféré de la CEPT à l'ETSI (European Telecommunications Standards Institute) qui fédère alors les systèmes de télécommunications en Europe. L'ETSI reprend également la normalisation du système DCS (Digital Communication System), fonctionnant autour de 1800 MHz, connu sous le nom de GSM-1800 depuis 1997 et devenu aujourd'hui le complément du GSM-900.

En France, la bande autour de 900 MHz a été initialement attribuée à France Télécom et à SFR, celle autour de 1800 MHz à Bouygues. Au fil du temps, pour répondre à la densification du trafic, ces allocations seront amenées à évoluer. La bande GSM-900 a été étendue de 10 MHz sous le nom de E-GSM-900 (Extended GSM). Aujourd'hui, France Telecom, SFR, Bouygues, possèdent des fréquences dans l'une et l'autre des deux bandes GSM. Les attributions des fréquences à chaque opérateur sont consultables sur le site de l'ARCEP (Autorité de Régulation des Communications Electroniques et des Postes) [4].

Un récapitulatif sur les principaux standards du début de la seconde génération est donné en Annexe A : Les principaux standards de seconde génération (2G).

Architecture du réseau GSM

Le réseau GSM est un réseau cellulaire, comme présenté en Figure 5. Les tailles des cellules peuvent varier de quelques centaines de mètres à 30 km pour le GSM-900 contre une variation de 100 m à 4 km pour le DCS. Les cellules DCS sont donc de taille réduite par rapport à celles du réseau GSM. Cela vient du fait que l'absorption dans les bâtiments augmente avec la fréquence. Ainsi, à 1800 MHz, l'onde électromagnétique s'atténue plus vite dans l'air qu'à 900 MHz. La taille limitée des cellules permet de limiter la puissance d'émission nécessaire pour la liaison.

Les terminaux GSM

Le téléphone :

Les téléphones fonctionnent de façon transparente pour l'utilisateur sur la bande autour de 900 MHz et sur la bande autour de 1800 MHz. Dans ce cas-là, ils sont bi-bandes. Aujourd'hui la grande majorité des téléphones sont tri-bandes (ou plus), compatibles avec le système GSM nord-américain (GSM-1900). La puissance d'émission des téléphones est limitée à 2 W au maximum pour le GSM-900 et à 1 W maximum pour le système GSM-1800. L'émission par multiplexage temporel (TDMA, voir page 46) permet de diviser par 8 la puissance moyenne émise, soit 0,25 W pour le GSM-900 et 0,125 W pour le système GSM-1800.

La puissance émise par le téléphone est amenée à varier pendant la communication. En effet, le GSM intègre une technologie de contrôle de puissance ayant pour objectif d'ajuster la puissance d'émission du téléphone au minimum requis pour une communication de bonne qualité. Lors de l'établissement d'une communication entre deux utilisateurs, la puissance émise est ajustée à un niveau élevé permettant d'avoir une communication immédiate et optimale, puis le dispositif de contrôle de puissance réduit celle-ci par paliers de 2 dB, en quelques secondes, jusqu'à se stabiliser au niveau minimum compatible avec une bonne qualité de la communication. De manière générale, plus l'utilisateur est éloigné de la BTS à laquelle il est affecté, plus le téléphone émettra une puissance élevée. Ce dispositif a pour conséquence de réduire les interférences entre les utilisateurs d'une même cellule, d'augmenter l'autonomie du téléphone et de diminuer l'exposition de l'utilisateur aux ondes émises, du fait d'une puissance d'émission moindre.

La station de base (BTS) :

Plus connues sous le nom d' « antennes relais », on en trouve plusieurs types :

- Les BTS macro cellulaires, les plus courantes peuvent émettre à une puissance maximum de 20 à 30 watts par bande de fréquence. Elles sont utilisées à puissance élevée en milieu rural pour couvrir des cellules de 10 à 30 km avec un nombre limité d'utilisateurs et, en milieu urbain pour un nombre d'utilisateurs élevé dans un périmètre restreint de l'ordre de la

centaine de mètres (500 m typiquement). Pour les macro-cellules, les BTS utilisées sont le plus souvent de type sectoriel comme le montre la Figure 6. Chaque antenne couvre un secteur particulier. En général, une antenne couvre 120° en azimut, d'où 3 antennes pour une couverture à 360°.

- Les BTS micro et pico-cellulaires, moins courantes, émettent à une puissance moindre pour couvrir des zones peu étendues de forte densité d'utilisateurs comme les grandes rues, les gares ou les centres commerciaux et sont conformes au contact en termes de niveaux de champ électrique. Pour ce type de cellule, les BTS peuvent être omnidirectionnelles comme le montre la Figure 7.

Dans le cas d'une antenne directionnelle, très peu de puissance est transmise vers l'arrière de l'antenne. Le faisceau émis est directionnel, légèrement incliné (tilt de l'antenne), avec une large ouverture horizontale de l'ordre de 60° (suivant le secteur à couvrir) et une ouverture verticale de quelques degrés, comme le montre la Figure 8.

La page internet <http://www.cartoradio.fr> du site de l'Agence Nationale des Fréquences (ANFR) permet de connaître les positions et informations relatives aux stations radiofréquences et aux mesures de champ en France. Le lien avec les normes en matière d'exposition sera fait ultérieurement dans une partie normative.

Le Tableau 2 propose un résumé des caractéristiques radiofréquences du GSM. En se basant sur ce tableau, nous allons décrire plus en détails certains points tels que les fréquences de travail et les méthodes d'accès multiples du GSM.



Figure 6: BTS macro-cellulaire tri-sectorisée.

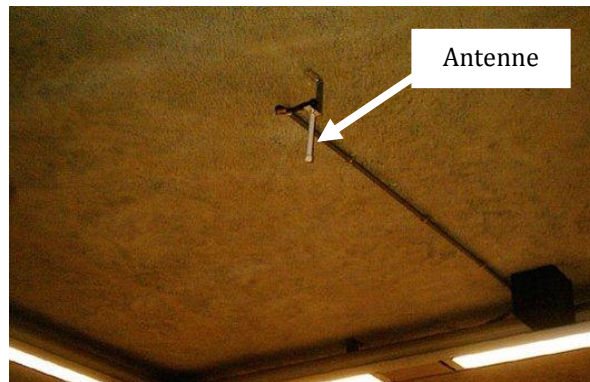


Figure 7: BTS micro-cellulaire omnidirectionnelle.

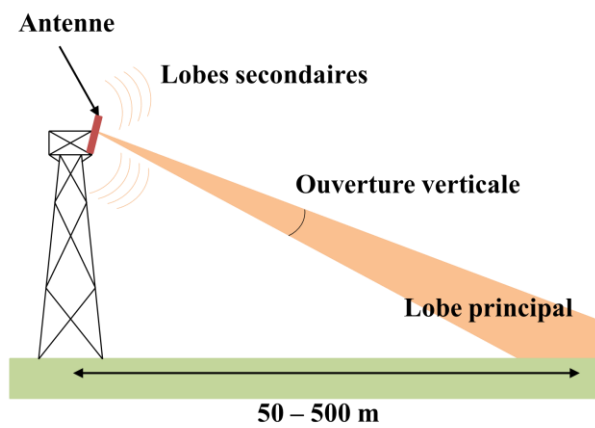


Figure 8: Faisceau électromagnétique émis par une antenne de BTS macro-cellulaire.

Les fréquences de travail du GSM

Comme le montre le Tableau 2, le système GSM européen utilise deux bandes de fréquences différentes, l'une centrée autour de 900 MHz pour le GSM-900 et l'autre autour de 1800 MHz pour le GSM-1800 (ou DCS). Les bandes à 900 MHz et à 1800 MHz sont divisées en deux sous-bandes, une pour les communications de la station de base vers le mobile (liaison descendante) et l'autre pour les communications du mobile vers la station de base (liaison montante). C'est une liaison duplex avec duplexage fréquentiel FDD (Frequency Division Duplex). On définit alors la notion d'écart duplex qui correspond à la largeur de bande entre la fréquence montante et descendante.

	GSM-900	GSM-1800 (DCS)
Bandes de fréquences	890-915 MHz (GSM montante) 880-915 MHz (E-GSM montante) 935-960 MHz (GSM descendante) 925-960 MHz (E-GSM descendante)	1710-1785 MHz (montante) 1805-1880 MHz (descendante)
Nombre d'intervalles par trame TDMA	8	8
Nombre de porteuses	124 (GSM) 174 (E-GSM)	374
Espacement des porteuses	200 kHz	200 kHz
Fréquences porteuses (descendante)	$f_d=935+0,2 \times n$ avec $1 \leq n \leq 124$ (GSM) $f_d=935+(0,2 \times (n-1024))$ avec $975 \leq n \leq 1023$ (E-GSM)	$f_d=1805,2+0,2 \times (n-512)$ avec $512 \leq n \leq 885$
Ecart duplex	45 MHz	95 MHz
Accès multiple	FDMA/TDMA	FDMA/TDMA
Modulation	GMSK	GMSK
Taille des cellules	0,3 à 30 km	0,1 à 4 km

Tableau 2 : Les caractéristiques radiofréquences du GSM (et E-GSM).

Les méthodes d'accès multiple du GSM

On appelle « accès multiple » le fait que plusieurs terminaux accèdent au réseau de manière simultanée. Cet accès au réseau nécessite de gérer des informations indépendantes circulant sur le canal de transmission. Pour cela, des techniques de multiplexage seront utilisées. Les techniques de multiplexage apparues avec la seconde génération sont le TDMA (Time Division Multiple Access) et le CDMA (Code Division Multiple Access). Le FDMA (Frequency Division Multiple Access) était déjà présent sur les installations analogiques de première génération. La norme GSM utilise un double multiplexage FDMA/TDMA.

Multiplexage fréquentiel : FDMA (AMRF en français)

La bande de fréquence allouée au GSM est de largeur limitée. Les bandes montante et descendante sont divisées en canaux séparés de 200 kHz (pour diminuer les interférences entre canaux), soit 124 canaux en GSM et 374 en DCS. Les canaux sont les fréquences porteuses utilisées pour les communications entre les téléphones et les BTS. L'Accès Multiple à Répartition de Fréquence revient à allouer une communication par canal. Chaque paire de porteuses GSM ou DCS (montante/descendante) est identifiée de manière unique par un numéro ARFCN (Absolute Radio-Frequency Channel Number) (Tableau 2). Il est important de noter que lors d'une communication, l'ARFCN peut varier en fonction de l'état de la communication. En effet, si la communication est de qualité insuffisante, ce numéro change de façon à porter la liaison sur des canaux montant/descendant moins perturbés. Cette technique est appelée saut de fréquence (ou Frequency Hopping).

Multiplexage temporel : TDMA (AMRT en français)

Accès Multiple à Répartition de Temps est la seconde méthode de partage des ressources radiofréquences utilisées en GSM en combinaison avec le FDMA. Le TDMA, illustré sur la Figure 9, est un multiplexage temporel. Il permet de transmettre plusieurs signaux sur un même canal et donc à différents utilisateurs de partager le même canal. Chaque porteuse est divisée en intervalles de temps (IT) ou timeslots (TS) d'une durée de 0,577 ms. Sur chaque porteuse, les timeslots sont regroupés par paquets de 8 pour former une trame TDMA de 4,615 ms de durée. Lors d'une communication, un timeslot

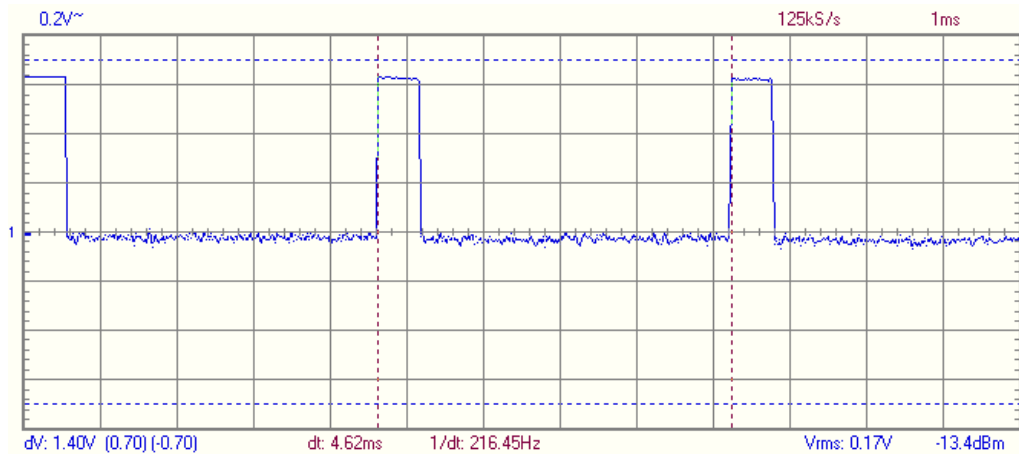


Figure 9 : Enveloppe d'un signal pulsé émis par un téléphone mobile GSM.

est alloué à un utilisateur, ce qui signifie qu'une trame TDMA contient 8 utilisateurs différents. Par conséquent, l'émission d'un mobile GSM est pulsée, à raison d'une impulsion de 0,577 ms toutes les 4,615 ms (rapport 1/8).

Code Division Multiple Access : CDMA (AMRC en français)

Le CDMA est un système de codage des transmissions, utilisant la technique d'étalement de spectre. En CDMA, le signal est réparti sur l'ensemble du temps et des fréquences. En effet, chaque utilisateur émet sur toute la largeur de bande du canal de communication et se voit attribué une clé (ou code) à l'aide de laquelle son message est codé avant d'être émis. Les codes utilisés sont différents pour chaque utilisateurs et orthogonaux (aucune corrélation entre eux). Le CDMA est utilisé dans la norme IS-95 de seconde génération et sera principalement utilisé dans les normes de troisième génération du fait des avantages qu'il présente en particulier en termes de capacité, de sécurité et de résistance aux interférences.

La modulation en GSM : GMSK

Du fait de la forte variation de l'amplitude lors de la propagation du signal RF dans l'air (atténuation, réflexions), il est préférable de recourir à une technique de modulation basée sur la modulation de fréquence. La modulation spécifiée pour la norme GSM est la modulation GMSK (Gaussian Minimum Shift Keying), qui est une modulation de fréquence à enveloppe constante. La modulation GMSK est une nette

amélioration de la modulation FSK (Frequency Shift Keying) qui utilise deux fréquences différentes pour transmettre un 0 ou un 1. La modulation FSK engendre des sauts de phases importants aux instants de transitions, c'est pourquoi elle a été améliorée en modulation MSK qui est une FSK à continuité de phase. Cette continuité de phase est obtenue avec l'utilisation d'un oscillateur commandé en tension (VCO). La modulation MSK a pour avantage d'occuper une largeur de bande inférieure, du fait de la suppression des sauts de phase, et donc de minimiser les interférences entre canaux adjacents. La modulation GMSK est similaire à la modulation MSK, cependant les données numériques sont tout d'abord mises en forme par un filtre gaussien avant d'être appliquées au modulateur de fréquence, améliorant encore l'encombrement spectral. Cependant, le filtre gaussien engendre des distorsions sur les données (interférences inter-symboles) qui compliquent le décodage en réception.

Parmi les standards de seconde génération, on trouve également le DECT décrit ci-dessous.

c) Digital Enhanced Cordless Telephone : DECT

DECT est un système de téléphonie sans-cordon numérique standardisé par l'ETSI en 1993. Il fonctionne sur la bande de fréquence 1880-1900 MHz, soit 20 MHz de bande passante. La taille des cellules DECT n'excède pas quelques centaines de mètres, ce qui en fait un système de communications dans des environnements micro et picocellulaires avec de faibles puissances d'émission, typiquement 0,25 W crête, la puissance maximale d'émission autorisée étant de 250 mW. L'application principale du DECT est la téléphonie domestique, les téléphones DECT sont très répandus dans nos habitations. On trouve également des systèmes équivalents au DECT dans d'autres pays comme par exemple au Japon avec le standard PHS (Personal Handyphone System).

d) Conclusion

La décennie 1990 aura été celle du développement des radiocommunications cellulaires, ensemble de systèmes qui avaient vu le jour au début des années 1980. Le principal vecteur de ce succès a été le standard GSM même s'il ne faut pas oublier que le début de cette croissance est aussi dû à des systèmes analogiques de première génération très performants comme l'AMPS ou le NMT-900. Le service de seconde génération restera essentiellement un service de téléphonie, c'est-à-dire un service vocal

et de messages courts. La transmission de données en mode circuit souffrant de son faible débit (9,6 kbit/s), ne permettait pas de transferts de données importants. Les professionnels comme le grand public ont rapidement montré leur intérêt à allier la mobilité avec l'accès à Internet. L'accès à Internet depuis le mobile deviendra une amélioration majeure dans les systèmes de troisième génération. Ce passage ne s'est cependant pas fait en une seule fois. Avant la troisième génération, le GSM connaîtra des évolutions majeures dites 2,5 G et 2,75 G.

1-2-E. Les technologies 2,5 G et 2,75 G

La principale évolution de la seconde génération est le passage de la commutation par circuits à la commutation par paquets. Cette technique de commutation est fondée sur le découpage des données en paquets afin d'en accélérer le transfert. Le GPRS (General Packet Radio Service) est alors la première évolution du GSM pour la transmission de données à haut débit, offrant un accès à internet correct. Lors d'une communication, le système GSM réserve un timeslot à un utilisateur pendant sa durée complète même si aucune donnée n'est transmise. GPRS est un système à commutation par paquets, il ne réserve pas de timeslot de façon permanente comme pour une communication GSM classique. En effet, il utilise les timeslots à la demande de façon dynamique et peut en utiliser plusieurs à la fois. Ce nombre peut varier entre 2 et 8 timeslots (le maximum) par canal en fonction de la saturation ou de la disponibilité de la BTS. Le débit maximal théorique correspond à l'utilisation de 8 timeslots CS-4 soit 171,2 kbit/s. Le GPRS est dit de génération 2,5. Il utilise en grande majorité l'architecture du réseau GSM et propose d'accéder à des réseaux de données.

Le GSM a évolué au-delà du GPRS, vers l'utilisation d'une nouvelle technique de modulation plus performante que la modulation GMSK d'origine, la modulation 8-PSK (Phase-Shift Keying). Cette nouvelle amélioration du GSM est le standard EDGE (Enhanced DataRates for GSM Evolution) appelé encore E-GPRS (Enhanced GPRS). Les schémas de codage des standards GPRS et EDGE sont donnés en Annexe B : Schémas de codage et débits pour GPRS et EDGE. Avec l'évolution EDGE, le débit maximal d'un timeslot passe de 21,4 à 59,2 kbit/s. La technologie EDGE demande une modification des équipements du réseau GSM plus importante que dans le cas du GPRS.

1-2-F. Troisième génération (3G)

La troisième génération marque clairement le passage de la téléphonie mobile à la télécommunication avec l'utilisation de nombreux services utilisant la voix, les données et les images.

Parmi ces standards on trouve en particulier la norme UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) en Europe, la norme CDMA2000 aux Etats-Unis ou encore le TD-SCDMA en Chine.

Les technologies développées autour de la norme UMTS conduisent à une amélioration significative des vitesses de transmission pouvant atteindre plusieurs Mbit/s, nettement supérieures aux capacités du GPRS ou d'EDGE. Cette amélioration des débits a été rendue possible par l'évolution des technologies autorisant une meilleure efficacité spectrale et l'exploitation de bandes de fréquences supérieures à celles utilisées par la technologie GSM/GPRS/EDGE. Ces améliorations ont cependant un coût car les technologies utilisées nécessitent le remplacement de certains équipements GSM, comme par exemple les BTS qui deviennent des Node B, mais aussi l'acquisition des licences UMTS.

a) L'accès multiple en UMTS

Deux normes d'accès multiples incompatibles entre elles ont été sélectionnées comme interface radio de l'UMTS. Elles sont toutes deux des évolutions de la technique CDMA. Ces deux normes sont le W-CDMA (Wideband CDMA) et TD-CDMA (Time Division CDMA).

Le W-CDMA utilise le mode de duplexage fréquentiel FDD (Frequency Division Duplex). En effet, il utilise deux bandes passantes de 5 MHz, l'une pour le sens montant et l'autre pour le sens descendant.

Le TD-CDMA, quant à lui, utilise le mode de duplexage temporel TDD (Time Division Duplex). TD-CDMA n'utilise qu'une seule bande passante de 5 MHz divisée en timeslots. Il existe alors une composante TDMA dans la norme TD-CDMA.

b) Les fréquences de travail de l'UMTS

A l'origine, la norme UMTS exploite de nouvelles zones spécifiques du spectre radiofréquences. Le TDD utilise les bandes allant de 1885 à 1920 MHz (bande montante de 35 MHz) et de 2010 à 2025 MHz (bande descendante de 15 MHz), tandis que le FDD utilise les bandes allant 1920 à 1980 MHz (bande montante de 60 MHz) et de 2110 à 2170 MHz (bande descendante de 60 MHz).

En 2007, l'ARCEP a publié les orientations pour la mise en œuvre de la 3G dans les bandes de fréquences mobiles à 900 et à 1800 MHz [5]. Les opérateurs téléphoniques se partagent aujourd'hui des fréquences dans les bandes des 900 MHz, 1800 MHz et 2100 MHz. Le détail des allocations de spectre pour les différents opérateurs dans ces bandes de fréquences est communiqué par l'ARCEP [6].

c) Les puissances d'émission des terminaux UMTS

La puissance maximale d'émission du mobile UMTS est de 250 mW. Lors d'une exploitation normale, les puissances d'émission se situent bien au-dessous de ces valeurs du fait du contrôle de puissance, très fin en UMTS. Dans de grandes cellules, la puissance est de l'ordre de la dizaine de mW et de l'ordre du mW dans les cellules moyennes. La puissance des stations de base dépend, entre autres, de la grandeur des cellules ou de la demande de débit des services utilisés. De la même manière qu'en GSM, le Décret n°2002-775 du 3 mai 2002 [7] fixe la limitation sur la valeur du champ électrique à 61 V/m pour l'exposition des personnes à des fréquences au-dessus de 2000 MHz.

d) Etat des lieux de la couverture mobile 3G en métropole au 1er décembre 2009 [8]

La couverture 3G est particulièrement avancée en France, avec près de 90 % de la population couverte par au moins un opérateur à fin 2009. En effet, Orange annonçait couvrir environ 47 % de la surface du territoire et environ 87 % de la population. Cette couverture est réalisée grâce à l'implantation de plus de 11 000 sites 3G. Pour sa part, SFR annonçait couvrir environ 81 % de la population. La carte de couverture de SFR à cette date correspond à un taux de couverture de la surface du territoire d'environ 33%. Cette couverture est réalisée grâce à l'implantation de près de 8 200 sites 3G. Free

Mobile s'est engagé à couvrir 90% de la population d'ici 2018. Il dispose pour cela à la fois de fréquences hautes dans la bande 2,1 GHz et basses dans la bande 900 MHz.

1-2-G. Les technologies 3G+ et 3G++

La génération 3.5G de téléphonie mobile a été marquée par l'évolution du protocole WCDMA déjà existant vers le HSPA (High Speed Packet Access). HSPA est le rassemblement de deux techniques 3.5G (ou 3G+) qui sont le HSDPA (High Speed Downlink Packet Access) et le HSUPA (High Speed Uplink Packet Access). Ce sont des évolutions logicielles de l'UMTS. Ces améliorations ont été possibles grâce à diverses techniques comme par exemple l'introduction de codage adaptatif et de la technologie MIMO (Multiple Input Multiple Output). Celle-ci consiste en l'utilisation de plusieurs antennes en émission et en réception pour exploiter différents trajets. Les techniques HSPA ont montré une utilisation approfondie du débit variable. Depuis quelques années, le HSPA a été amélioré en HSPA+, parfois nommée H+, 3G++ ou encore 3G Dual Carrier. Cette évolution consiste entre autres en l'utilisation de deux fréquences porteuses en simultané permettant de doubler le débit.

1-2-H. Long Term Evolution (LTE) et la quatrième génération (4G)

Dans la mesure où la couverture 3G sera analogue à celle de la 2G d'ici fin 2013, le déploiement de réseaux de nouvelle génération dans les bandes 800 MHz et 2,6 GHz constitue l'étape suivante dans l'évolution vers le très haut débit mobile. L'ambition de la 4G est d'offrir des performances (débits, latences) qui se démarquent de celles de la 3G. En effet, les techniques de quatrième génération comme le LTE Advanced visent des débits de l'ordre du Gbps. L'évolution la plus récente est le LTE, proche de la 4G, qualifiée alors de 3,99G. Le LTE fait toujours partie de la famille UMTS mais utilise de nouvelles techniques comme l'OFDM permettant d'atteindre des débits de l'ordre de 300 Mbps.

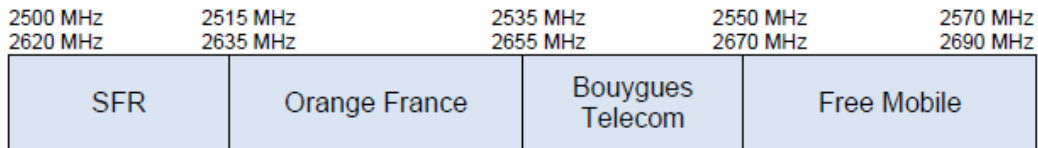


Figure 10 : Attribution des fréquences 4G dans la bande des 2.6 GHz [9].

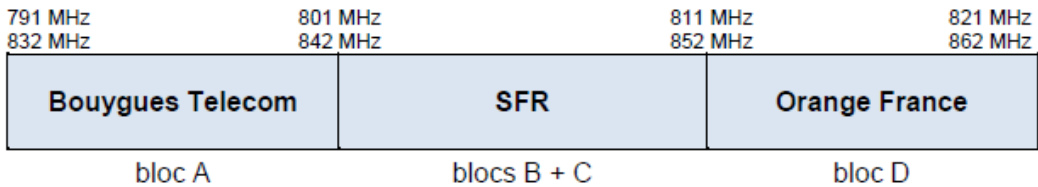


Figure 11 : Attribution des fréquences 4G dans la bande des 800 MHz [10].

En France, les licences LTE ont été distribuées récemment. Deux bandes ont été identifiées pour l'introduction des réseaux mobiles à très haut débit. Il s'agit d'une part, de la bande 2500-2690 MHz (bande 2,6 GHz), comprenant 2x70 MHz destinés à un usage selon un mode de duplexage fréquentiel (FDD) et 50 MHz en mode de duplexage temporel (TDD). D'autre part, il y a la bande 791-862 MHz (bande 800 MHz), issue du dividende numérique (extinction de la TV analogique), dont 2x30 MHz peuvent être utilisés.

En septembre 2011, l'ARCEP a retenu les candidatures des sociétés Bouygues Telecom, Free Mobile, Orange France et SFR dans le cadre de la procédure d'attribution de fréquences dans la bande 2,6 GHz (Figure 10). En décembre 2011 toujours, L'ARCEP a publié sa décision relative à la procédure d'attribution des fréquences dans la bande 800 MHz. Les résultats sont présentés dans la Figure 11. Par ailleurs, Bouygues Telecom a été autorisé en février 2012 à mener une expérimentation LTE dans la bande 1800 MHz.

Dans cette section, nous avons vu l'évolution de la téléphonie mobile par l'intermédiaire de la description des principaux standards qui ont été développés. Cependant, d'autres systèmes de télécommunications sans fil sont présents dans notre environnement quotidien. Ces systèmes font l'objet de la partie qui suit.

1-3. Autres systèmes de télécommunications sans fil

Les réseaux de téléphonie mobile ne sont pas l'unique source d'expositions aux ondes radiofréquences. Il en existe également d'autres comme le Wi-Fi, le Wi-Max ou le Zigbee. Par la suite, nous allons alors présenter les principales caractéristiques des systèmes de télécommunications sans fil présents dans notre environnement quotidien, venant s'ajouter aux signaux de téléphonie.

1-3-A. Le Wi-Fi (IEEE 802.11)

Toutes les normes Wi-Fi sont regroupées sous le terme 802.11, proposé par l'IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers).

Grâce au Wi-Fi, il est possible de créer des réseaux locaux sans fil à haut débit. Dans la pratique, il est possible de relier des ordinateurs portables, des ordinateurs de bureau, des assistants personnels (PDA) ou tout type de périphérique, sur un rayon de plusieurs dizaines de mètres en intérieur à plusieurs centaines de mètres en environnement ouvert. Les zones publiques à forte concentration d'utilisateurs (gares, aéroports, hotels, trains etc...) sont fréquemment équipées d'accès au Wi-Fi et sont appelées « hot spots ».

La norme initiale offrait des débits de 1 ou 2 Mbit/s. Les révisions apportées à cette norme ont permis d'améliorer considérablement le débit (Tableau 3). Une description plus détaillée des standards 802.11a, b et g est donnée en Annexe C : Les normes Wifi a, b et g.

Depuis 2009, 802.11n a été standardisé et propose un débit théorique allant jusqu'à plusieurs centaines de Mbit/s. Ce standard est une amélioration des standards a, b et g qui s'appuie notamment sur la technologie d'antennes multiples MIMO (Multiple-Input Multiple-Output) permettant de tirer profit des trajets multiples ainsi que sur le rapprochement des canaux permettant d'augmenter la bande passante. La norme n reste parfaitement rétro-compatible avec les normes antérieures.

Il est également question d'une nouvelle norme, la 802.11ac, intégrant la technologie MIMO et de nouvelles techniques de modulation pouvant atteindre un débit maximal théorique de 1,3 Gbit/s. Cette norme n'a pas encore été ratifiée par la Wi-Fi alliance. Elle fonctionnera sur la bande des 5 GHz.

Désignation	Bande de fréquence	Débit maximal	Modulation
802.11	2.4 GHz	2 Mbit/s	FHSS, DSSS, CCK
802.11a	5 GHz	54 Mbit/s	OFDM, BPSK, QPSK, QAM
802.11b	2.4 GHz	11 Mbit/s	DSSS, CCK
802.11g	2.4 GHz	54 Mbit/s	OFDM, BPSK, QPSK, QAM
802.11n	2.4 et 5 GHz	320 Mbit/s	OFDM, MIMO

Tableau 3 : Caractéristiques des principales normes 802.11.

1-3-B. La boucle locale radio (BLR)

La « boucle locale » est le nom donné aux technologies permettant de relier les abonnés à un opérateur de télécommunications, que ce soit par des fils de cuivre ou par ondes radio.

Historiquement, les zones isolées ou trop éloignées des grandes villes ne pouvaient pas être couvertes par le haut débit pour des raisons de coûts liés au déploiement des câbles. Les technologies radio dans la boucle locale constituent aujourd'hui une alternative aux moyens filaires.

Il existe plusieurs technologies utilisées pour les boucles locales radio:

- LMDS (Local Multipoint Distribution Service)
- MMDS (Multichannel Multipoint Distribution Service)
- WiMAX (Worldwide Interoperability for Microwave Access)

La technique WiMAX est préférée à LMDS/MMDS car elle offre de meilleurs débits sur de plus grandes distances de couverture et avec de meilleures conditions de transmission.

En France, le WiMAX opère dans la bande de fréquence 3.4-3.6 GHz. Les puissances maximales des émetteurs WiMAX sont de l'ordre de quelques watts à quelques dizaines de watts selon les configurations. La norme WiMAX la plus récente vise des débits jusqu'à 1 Gbit/s en stationnaire et 100 Mbit/s en mobilité et prévoit la convergence des technologies WiMAX, Wi-Fi et 4G.

1-3-C. Le Bluetooth et le ZigBee

Bluetooth est une technologie WPAN (Wireless Personal Area Network), c'est-à-dire une technologie de réseaux sans fil d'une faible portée (une dizaine de mètres) permettant de relier des appareils électroniques entre eux sans liaison filaire. Contrairement à la technologie infrarouge, les appareils Bluetooth ne nécessitent pas une ligne de vue directe pour communiquer et permettent de traverser quelques obstacles (murs de faibles épaisseurs). Cette technologie est apparue en 1998.

Bluetooth se décompose en plusieurs normes 802.15.x proposées par l'IEEE. La première norme de communication pour les WPAN a été approuvée en 2002 sous le nom IEEE 802.15.1. Fonctionnant dans la bande des 2.4 GHz, le Bluetooth offre la possibilité d'atteindre des débits allant jusqu'à 720 kbit/s. Il est important de noter que la fréquence utilisée est identique à celle utilisée en Wi-Fi. Ceci explique pourquoi il peut y avoir des interférences ou des baisses de qualité lors de l'utilisation simultanée des deux systèmes. Parmi les autres normes Bluetooth, nous pouvons citer :

- IEEE 802.15.2 : elle propose des recommandations pour l'utilisation de la bande de fréquence 2,4 GHz.
- IEEE 802.15.3 : elle vise à proposer du haut débit (55 Mbps) avec la technique Bluetooth.
- IEEE 802.15.4 : elle concerne un développement pour des applications sans fil à bas débit et à faibles coûts.

Le standard Bluetooth définit également trois classes d'émetteurs proposant des portées différentes en fonction de leur puissance d'émission comme le montre le Tableau 4. Les produits de classe 1 sont les plus puissants. Ils émettent avec une puissance maximum de 100 mW. A l'inverse, les produits de classe 3 sont les moins puissants, la puissance étant limitée à 1 mW. La plupart des appareils sont de classes 2 ou 3.

Le Tableau 5 détaille les caractéristiques principales des normes 802.15. Le standard 802.15.4 est également utilisé pour le ZigBee. Cette technologie a pour but la communication de courte distance telle que le propose déjà la technologie Bluetooth, tout en étant moins chère, plus simple, et à consommation réduite.

Classe	Puissance maximale	Portée
1	100 mW	~100 m
2	2,5 mW	~10 m
3	1 mW	~1 m

Tableau 4 : Classes d'émetteurs Bluetooth.

Standard	Bande de fréquences	Nombre de canaux	Débit max
802.15.1 Bluetooth	2,4-2,4835 GHz 2,4465-2,4835 GHz (France)	79	720 kbps
802.15.3 Bluetooth	2,4-2,4835 GHz 2,4465-2,4835 GHz (France)	5	55 Mbps
802.15.4 ZigBee	2400-2483,5 MHz 902-928 MHz 868-968,6 MHz	16 10 1	250 kbps

Tableau 5 : Caractéristiques des principales normes 802.15.

1-3-D. La radio-identification RFID (Radio Frequency Identification)

La RFID permet d'identifier un objet à distance, grâce à une étiquette attachée ou incorporée à l'objet. Le domaine d'application de la RFID est très large, du contrôle d'accès (accès aux parkings, Pass Navigo, etc ...) au domaine médical (données relatives aux antécédents médicaux), en passant par l'identification des animaux.

L'étiquette RFID est composée d'une puce (en anglais « chip ») reliée à une antenne, encapsulées dans un support (Figure 12). On lui donne le nom de « RFID tag ».

Celles-ci peuvent être passives (alimentées par l'énergie propagée par l'onde radio) ou bien actives (embarquement d'une pile dans l'étiquette). On distingue deux modes d'interaction différents entre l'étiquette et le lecteur RFID. Le premier correspond à un couplage inductif (BF et HF), en champ proche tandis que le deuxième est de nature électromagnétique (UHF), en champ lointain. Dans le cas d'un couplage inductif, l'étiquette est généralement passive. Inversement, généralement active dans le cas d'un couplage en champ lointain.

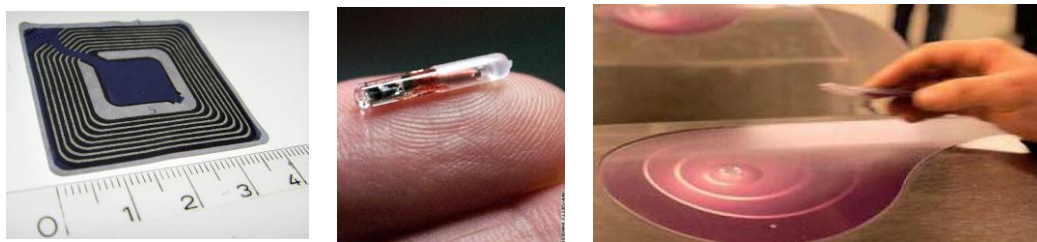


Figure 12 : Exemples d'étiquettes RFID et de lecteur.



Fréquence	Région 1	Région 2	Région 3
BF	<135 kHz	<135 kHz	<135 kHz
HF	13,56 MHz	13,56 MHz	13,56 MHz
UHF	865,5-869,65 MHz	902-928 MHz	860-960 MHz
	2,4-2,4835 GHz	2,4-2,4835 GHz	2,4-2,4835 GHz

Figure 13 : Fréquences utilisées en RFID.

Les fréquences utilisées par la technologie RFID sont données en Figure 13. La RFID utilise également la bande 5,2-5,8 GHz. Cette bande de fréquence est rarement utilisée et est en cours de développement. Les systèmes BF/HF sont les plus utilisés. Les puissances d'émission des systèmes RFID varient de quelques mW à 2 W selon les systèmes (portée). Dans la plupart des cas, la puissance d'émission de l'étiquette est négligeable du fait de l'utilisation d'étiquettes passives.

1-4. Conclusion sur les systèmes de télécommunications sans fil

Au fil des années, l'environnement électromagnétique est devenu de plus en plus dense. Ce phénomène suscite de nombreuses interrogations quant à leurs possibles effets délétères sur le vivant.

En laboratoire plusieurs types de signaux ou de modulations sont utilisés. On peut citer les signaux continus (une seule fréquence avec une amplitude constante: CW, Continuous Wave), puis les signaux pulsés (radars ou nanopulses), et les signaux modulés (en amplitude : AM, en fréquence : FM) [11]–[16]. Aujourd'hui, la recherche s'oriente vers les signaux de nouvelle génération.

Dans son agenda de recherche de 2010, l'OMS souligne la nécessité de considérer des expositions à des sources multiples, c'est à dire des expositions basées sur plusieurs signaux radiofréquences provenant simultanément de différentes sources [17].

Dans la section suivante, nous allons présenter le domaine du bioélectromagnétisme, à mi-chemin entre les ondes électromagnétique et le vivant.

1-5. Les ondes électromagnétiques et le vivant

1-5-A. Physique des champs électromagnétiques

Le champ électromagnétique définit les propriétés électriques et magnétiques de l'espace (dans l'air, dans la matière ou dans le vide). Lorsque ces propriétés varient dans le temps et l'espace, on définit alors une onde électromagnétique qui se propage à la vitesse de la lumière. L'onde électromagnétique est caractérisée par plusieurs grandeurs physiques dont les principales sont sa fréquence (ou longueur d'onde) et son amplitude. La fréquence est le nombre de variations du champ électromagnétique par seconde et elle s'exprime en Hertz (Hz). La fréquence et la longueur d'onde sont inversement proportionnelles. L'ensemble des fréquences constitue le spectre électromagnétique présenté en Figure 14. Notre activité concerne les rayonnements microondes et ondes radio qui font partie des rayonnements dits « non ionisants ». Cela signifie qu'ils ne sont pas suffisamment énergétiques pour modifier les niveaux d'énergie des liaisons moléculaires.

La zone qui se situe à proximité immédiate d'une source de champ électromagnétique est appelée zone de champ proche. L'étendue de cette zone dépend de la fréquence de l'onde électromagnétique émise et du système de transmission de cette onde, typiquement une antenne. En champ proche, la répartition des champs électromagnétiques est complexe et ne peut pas être décrite simplement. Au-delà de la zone de champ proche, se trouve la zone de champ lointain dans laquelle l'onde électromagnétique est formée et se propage selon des phénomènes ondulatoires classiques. En champ lointain, la propagation du champ électromagnétique peut être approximée par le modèle d'une onde plane (ou la somme d'ondes planes). Dans le cas d'une onde plane, le rapport E/H est constant :

$$\frac{E}{H} = \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}} = Z \text{ exprimée en } \Omega \quad \text{Eq. (1)}$$

Où Z est l'impédance caractéristique du milieu en Ω , $Z=Z_0=377 \Omega$ dans l'air
 μ est la perméabilité du milieu, exprimée en H/m
 ε est la permittivité du milieu, exprimée en F/m

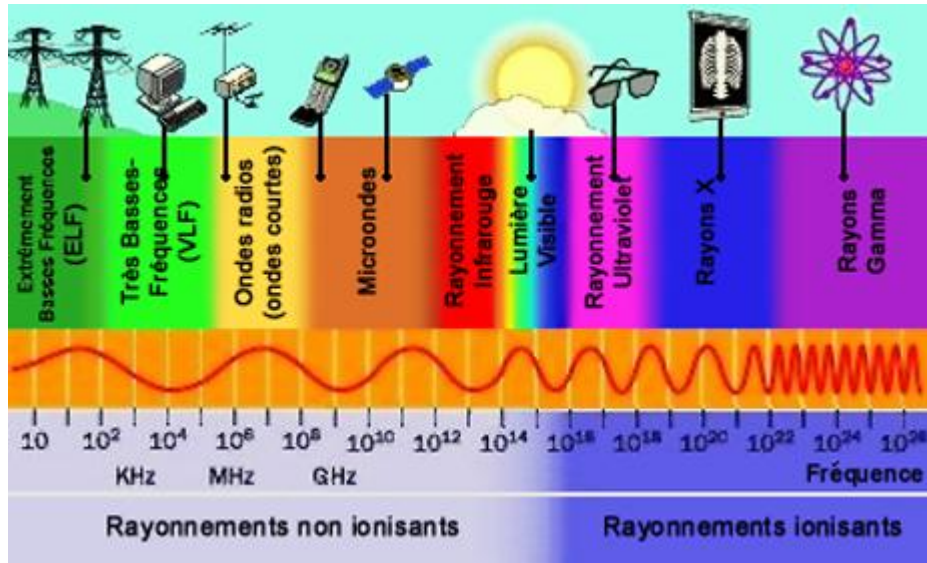


Figure 14 : Spectre électromagnétique [18].

De façon générale, \vec{E} et \vec{H} ne peuvent pas être calculés indépendamment l'un de l'autre. Leur comportement est décrit par les équations de Maxwell. Ces équations constituent aujourd'hui les fondements de l'électromagnétisme et sont au nombre de quatre :

$$\text{rot}\vec{E} = -\frac{\partial\vec{B}}{\partial t} \quad \text{Eq. (2)}$$

$$\text{rot}\vec{H} = \vec{j}_c + \frac{\partial\vec{D}}{\partial t} \quad \text{Eq. (3)}$$

$$\text{div}\vec{D} = \rho_c \quad \text{Eq. (4)}$$

$$\text{div}\vec{B} = 0 \quad \text{Eq. (5)}$$

Où \vec{E} est le champ électrique en V/m,
 \vec{D} est l'induction électrique en C/m,
 \vec{H} est le champ magnétique en A/m,
 \vec{B} est l'induction magnétique en T,
 \vec{j}_c est la densité de courant de conduction en A/m², $\vec{j} = \sigma\vec{E}$
 ρ_c est la densité de charges volumique en C/m³,
 σ est la conductivité électrique du milieu, exprimée en S/m.

Lorsqu'un tissu biologique intercepte une onde électromagnétique, des phénomènes d'induction de courants ou d'absorption d'énergie plus ou moins importants se créent. Dans la partie suivante, nous allons décrire les mécanismes mis en jeu lors d'un couplage entre une onde électromagnétique et un tissu biologique.

1-5-B. Mécanismes de couplage entre les ondes électromagnétiques et le vivant

Il existe différents mécanismes de couplage entre les ondes électromagnétiques et les tissus biologiques. Les couplages avec les ondes électromagnétiques basses fréquences peuvent entraîner la création de courants électriques et la réorientation des molécules dans les tissus. L'importance de ces phénomènes dépend des caractéristiques physiques du tissu exposé, c'est-à-dire sa conductivité électrique et sa permittivité diélectrique. En effet, ces caractéristiques varient selon le type de tissu et dépendent aussi de la fréquence utilisée. L'exposition du corps humain à de telles ondes n'entraîne en général qu'une faible absorption d'énergie.

Le Tableau 6 résume les paramètres dosimétriques de référence ainsi que les effets à l'origine des valeurs limites en fonction de la gamme de fréquence considérée.

A partir de 100 kHz, il est possible d'observer des phénomènes d'absorption d'énergie significatifs. La quantité d'énergie absorbée par les tissus est le paramètre le plus significatif pour étudier l'interaction entre les ondes et les tissus (effets thermiques). Elle peut être évaluée par mesures expérimentales et calculs numériques. Dans ce but, le Débit d'Absorption Spécifique (DAS), également connu sous le nom de Specific Absorbtion Rate (SAR) en anglais, a été désigné comme paramètre dosimétrique de référence en 1981, par le NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) [19].

Gamme de fréquence	Grandeur physique	Unités	Effets à l'origine des valeurs limites visant à prévenir les effets sanitaires
0 - 1 Hz	Induction magnétique pour les champs statiques (fréquence nulle)	T	Système cardiovasculaire/charges électriques de surface - induction de champ électrique dans les tissus en mouvement
	Densité de courant pour les champs variables dans le temps	A/m ²	Système nerveux
1 Hz – 100 kHz	Densité de courant	A/m ²	Système nerveux, stress thermique généralisé du corps, échauffement localisé
100 kHz - 10 MHz	Densité de courant et débit d'absorption spécifique	A/m ² W/kg	Stress thermique généralisé du corps
10 MHz - 10 GHz	Débit d'absorption spécifique	W/kg	Échauffement localisé
10 GHz - 300 GHz	Densité de puissance	W/m ²	Tissus à la surface ou proches de la surface du corps
300 GHz – Rayonnements ionisants	Énergie des photons	eV	Tissus à la surface ou proches de la surface du corps, réaction photochimique

Tableau 6 : Paramètres dosimétriques de référence et effets en fonction de la fréquence [20].

Pour des fréquences supérieures à la dizaine de GHz, la profondeur de pénétration des ondes dans les tissus est faible. Il est plus représentatif d'utiliser la densité de puissance incidente du champ, $S = E \cdot H$ exprimée en W/m², comme grandeur dosimétrique.

Dans cette étude, les fréquences considérées appartiendront à la bande allant de 10 MHz à 10 GHz. La valeur dosimétrique de référence au cours des différents travaux sera donc le DAS.

1-5-C. Débit d'absorption spécifique (DAS)

Le DAS est une grandeur qui caractérise la quantité de puissance absorbée par unité de masse. Il s'exprime en watt par kilogramme (W/kg). Sa définition générale est donnée par :

$$DAS = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right) \text{ exprimé en W/kg} \quad \text{Eq. (6)}$$

où dW est la quantité d'énergie absorbée par l'élément de masse dm , de volume dV et de densité volumique ρ , pendant la durée dt .

Le DAS peut être calculé de plusieurs façons. Il dépend du champ électrique présent dans le milieu considéré ainsi que des propriétés de ce même milieu (conductivité électrique et densité volumique) :

$$DAS = \frac{\sigma E^2}{2\rho} = \frac{\sigma E_{eff}^2}{\rho} \quad \text{Eq. (7)}$$

Où σ est la conductivité du milieu en S/m
 ρ est la densité du milieu en kg/m³
 E est la valeur crête du champ électrique en V/m
 E_{eff} est la valeur efficace du champ électrique en V/m

Le DAS est également proportionnel à l'élévation de température engendrée dans le milieu considéré pendant une durée dt :

$$DAS = c \frac{dT}{dt} \Big|_{t=t_0} \quad \text{Eq. (8)}$$

Où c est la capacité thermique massique du milieu en J/(kg.K)
 dT est l'élévation de température pendant la durée dt
 t_0 le début de l'exposition

Pour une bonne détermination du DAS à partir de la température, la durée dt doit être choisie la plus courte possible pour s'affranchir des effets de conduction thermique pouvant intervenir à plus long terme.

Deux types de DAS sont considéré dans la réglementation, le DAS « corps entier » moyenné sur la totalité du corps et le DAS « localisé » moyenné sur 10 grammes de tissu. Le DAS « corps entier » va être utilisé dans le cas d'expositions aux antennes relais de téléphonie/TV/radio. Dans le cas d'expositions localisées comme celle d'un téléphone portable à proximité de la tête humaine, c'est le DAS « localisé » qui sera utilisé.

1-5-D. La dosimétrie

La dosimétrie est un point essentiel pour l'étude des interactions entre les ondes électromagnétiques et le vivant comme le souligne l'OMS en encourageant la multiplication des études dosimétriques [21]. C'est la quantification des champs et puissances induites dans les tissus. Le terme « dosimétrie » est souvent employé pour désigner la mesure de l'exposition au moyen de la mesure du DAS. La dosimétrie permet par exemple de vérifier la conformité des systèmes vis-à-vis des recommandations ou de contribuer à la maîtrise des paramètres expérimentaux pour la conception de systèmes d'exposition.

La mesure des champs électromagnétiques ou de la température de façon expérimentale nécessite l'utilisation d'un matériel très spécifique. Ceci rend la mesure difficile du fait de la forte diversité des tissus biologiques et de la nécessité d'une parfaite maîtrise des paramètres expérimentaux (niveaux de champs, contraintes biologiques...) [22]. Aussi, l'approche numérique qui consiste à modéliser les tissus vient compléter l'expérimentation. En ce sens, on distingue deux types de dosimétrie, la dosimétrie expérimentale et la dosimétrie numérique.

La dosimétrie numérique repose sur la modélisation numérique électromagnétique et thermique des systèmes d'exposition aux ondes RF ainsi que des milieux biologiques ou tissus exposés. Elle fait face à plusieurs difficultés comme l'influence de la morphologie, les caractéristiques électromagnétiques des différents tissus ou encore les caractéristiques et positionnement de la source radiofréquences. Durant ces quinze dernières années, de gros efforts ont été faits sur le développement

des méthodes numériques, aussi bien au niveau des modèles et des codes de calcul qu'au niveau des calculateurs, permettant aujourd'hui de simuler des cas toujours plus complets et complexes.

Du point de vue physique, il existe deux approches, une dans le domaine temporel et l'autre dans le domaine fréquentiel. Bien que différentes, elles restent équivalentes en termes de résultats. Parmi les méthodes numériques utilisées, nous pouvons citer la méthode des différences finies (FDTD : Finite-Difference Time-Domain), les méthodes d'éléments finis (BEM, FEM) et la méthode des moments (MOM) [23]–[25]. Ces méthodes sont basées sur la résolution des équations de Maxwell à partir d'un maillage des zones de calcul. La méthode la plus utilisée aujourd'hui est la méthode FDTD du fait de la robustesse de son algorithme, de sa capacité à effectuer des études sur une large bande de fréquence et également la possibilité de modéliser des structures hétérogènes et en 3 dimensions (Figure 15).

La dosimétrie expérimentale est indispensable pour compléter les résultats numériques. Le côté expérimental se heurte cependant à des difficultés. En effet, la mesure du champ électrique ou de la température peut s'avérer délicate dans certains cas, que ce soit pour les problèmes d'éthique ou d'hétérogénéité des tissus. La dosimétrie expérimentale passe donc par une étape de caractérisation d'outils de mesures spécifiques, comme les sondes de température et de champ électrique large bande ou d'exposimètres sélectifs en fréquence, en passant par la définition de modèles équivalents. Nous pouvons citer par exemple les liquides équivalents dont les propriétés diélectriques sont définies en fonction de la fréquence et des caractéristiques des tissus d'un volume considéré (tête par exemple) qui remplissent les mannequins (fantômes) utilisés pour l'évaluation du DAS des téléphones portables (Figure 16). Le téléphone est placé sous le mannequin (tenu par le socle noir) rempli de liquide équivalent, tandis que le bras jaune piloté par ordinateur déplace une sonde de champ électrique en différents points pour y évaluer le DAS.

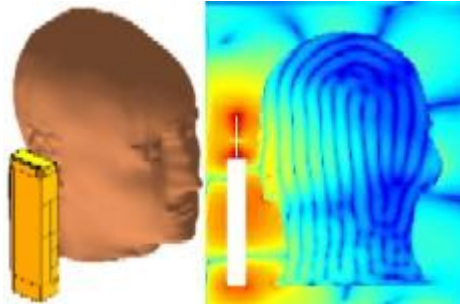


Figure 15 : Distribution spatiale du champ électrique à la fréquence de 1800 MHz pour une exposition à un téléphone générique [26].

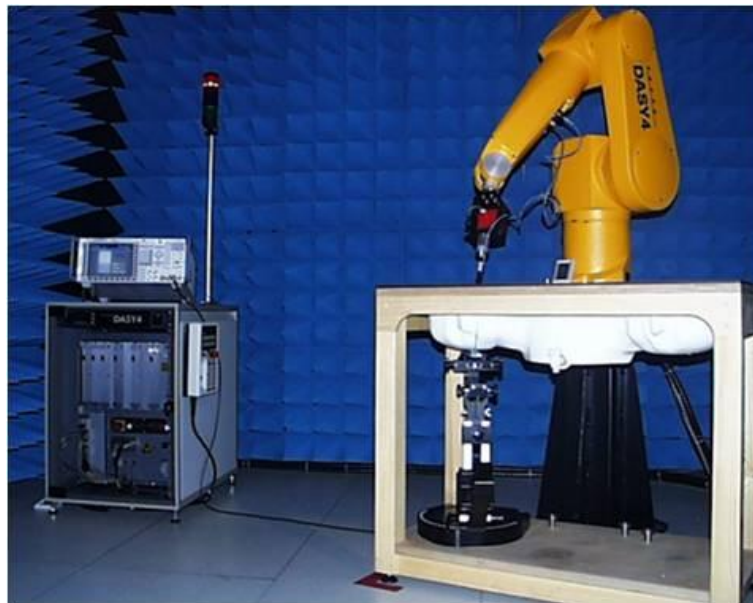


Figure 16 : Robot et mannequin rempli de liquide pour la mesure de DAS [27].

A l'institut XLIM, la dosimétrie de plusieurs systèmes d'exposition est réalisée et doit être la plus complète possible. Ce travail est rendu possible grâce à des outils numériques et expérimentaux spécifiques. Dosimétrie numérique et expérimentale se complètent alors pour valider les différents systèmes.

Comme nous l'avons vu en début de partie, la dosimétrie peut permettre de vérifier la conformité de certains systèmes vis à vis des recommandations. Ces normes en matière d'exposition sont le sujet de la section suivante.

1-5-E. Les normes en matière d'exposition

Les normes ont pour but de protéger la santé de la population. Des recommandations ont été établies par des comités scientifiques. Les plus connues sont celles de l'IEEE/ICES (Institute of Electrical and Electronic Engineers/International Committee on Electromagnetic Safety) et de l'ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection). Chaque pays fixe ses propres normes nationales relatives à l'exposition aux champs électromagnétiques mais dans la majorité des cas, les normes nationales s'inspirent du positionnement de l'union européenne [28] suite aux des recommandations émises par l'ICNIRP [29].

Les normes et recommandations concernant l'exposition des personnes aux champs électromagnétiques sont établies en considérant le niveau à partir duquel un effet nocif est observé. A ce jour, le seul effet avéré pour les émissions supérieures à 100 kHz est l'effet thermique. Ce niveau est alors pondéré par un coefficient, une marge de sécurité. Ce niveau est atteint lorsque la puissance absorbée dans le corps, à la suite d'une exposition corps entier pendant 6 minutes, atteint 4 W/kg. A ce niveau de DAS, l'augmentation de température du corps peut dépasser le degré Celsius et des altérations du comportement ont été observées chez le rongeur. Afin de se prévenir des incertitudes (dosimétrie, diversité de population, conditions d'exposition), un facteur de réduction de 10 a été appliqué et la valeur de 0,4 W/kg a été proposée comme recommandation de limite pour les expositions professionnelles type « corps entier ». Un facteur de réduction supplémentaire de 5 a été introduit pour la population civile fixant alors la valeur à 0,08 W/kg. Pour cette même population, il existe donc un facteur de réduction total de 50 par rapport au niveau auquel un effet est observé. Ces valeurs constituent les « restrictions de base » en matière d'exposition.

Gamme de fréquences	E (V/m)	H (A/m)	Densité de puissance (W/m ²)
1-10 MHz	$87/f^{1/2}$	$0,73/f$	-
10-400 MHz	28	0,073	2
400-2 000 MHz	$1,375 \times f^{1/2}$	$0,0037 f^{1/2}$	$f/200$
2-300 GHz	61	0,16	10
GSM 900	41	0,11	4,6
GSM 1800	58	0,15	9
UMTS	61	0,16	10

Tableau 7 : Extrait des limitations de l'exposition des individus aux ondes RF [29].

f est la fréquence du rayonnement considéré exprimée en MHz.

Des études dosimétriques ont montré que certaines zones restreintes de l'organisme pouvaient absorber localement une puissance jusqu'à 25 fois supérieure que dans d'autres zones [30]. La limite d'exposition locale a été fixée par extrapolation dosimétrique, à partir d'effets observés lors d'exposition type « corps entier ». Le DAS local maximum a été fixé à 2 W/kg pour la tête et le tronc et 4 W/kg pour les membres, chacun moyenné sur 10g de tissu.

Le DAS n'étant pas une valeur facilement accessible par mesure, des « niveaux de référence » ont été choisis comme, par exemple, la valeur du champ. Cependant, comme l'absorption varie avec la fréquence, les niveaux de référence varient également en fonction de la fréquence. Pour la téléphonie mobile, les valeurs de champ électrique susceptibles d'engendrer un DAS de 0,08 W/kg « corps entier » chez un individu sont de 41 V/m et 58 V/m aux fréquences de 900 MHz et 1800 MHz, respectivement (Tableau 7). Le tableau 7 est extrait du Décret n°2002-775 du 3 mai 2002 qui fixe les niveaux de référence pour la limitation de l'exposition des individus aux ondes radiofréquences. En effet, dans la bande de fréquence 400-2000 MHz la limitation sur la valeur du champ électrique est fixée à $1,375 \times f^{1/2}$ V/m (avec f exprimée en MHz).

La dosimétrie est encore une fois un paramètre essentiel pour l'étude des interactions entre les ondes électromagnétiques et le vivant. C'est une partie incontournable pour toute étude dans le domaine. Un bref état de l'art en matière de recherche sur l'évaluation des effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant est proposé dans la partie qui suit.

1-6. Etat de l'art en matière de recherche sur les effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant

Dans la première partie de cette section, nous allons décrire les différentes méthodes utilisées dans le cadre de l'évaluation des effets sanitaires. La deuxième partie sera consacrée à un résumé des résultats obtenus lors des recherches menées à ce sujet. Ce résumé s'appuiera principalement sur des rapports d'experts.

1-6-A. Méthodes d'évaluation des effets sanitaires

Il existe différents types d'études pour évaluer les effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant. Tout d'abord, nous pouvons citer des études *in vitro* (Figure 17 (a)) et *in vivo* (Figure 17 (b)), faisant appel à la biologie. Les mesures *in vitro* utilisent des cultures cellulaires (humaines ou animales) pour évaluer des impacts particuliers, observables au niveau cellulaire. De manière générale, les expérimentations *in vitro* sont relativement simples à mettre en place mais ne donnent des résultats qu'à petite échelle (systèmes cellulaires isolés). A contrario, les expérimentations *in vivo* utilisent des organismes vivants, dans leur totale complexité. Elles permettent d'obtenir des résultats sur des études qui ne peuvent être réalisées sur l'homme pour des raisons d'éthique. Différents types d'expositions sont alors envisagés : « localisées » (tête seule par exemple) ou alors « corps entier ».

Dans le cadre de l'étude des effets sanitaires, nous pouvons également citer les études cliniques comme méthode d'évaluation faisant plutôt appel à la médecine. Les études cliniques portent directement sur les humains et sont donc soumises à des impératifs éthiques. Elles sont réalisées sur des groupes relativement restreints de sujets, sains ou pathologiques. En ce sens, leurs résultats ne peuvent pas être généralisés. Elles restent très liées aux études biologiques et peuvent proposer des hypothèses aux recherches épidémiologiques, qui sont le troisième type d'études permettant l'évaluation des effets sanitaires des ondes électromagnétiques. L'épidémiologie consiste à déterminer sur une partie de la population, s'il existe des facteurs susceptibles d'engendrer une maladie. De nombreuses études sont réalisées, en France et à l'étranger parmi lesquelles nous pouvons citer l'étude INTERPHONE [31] lancée par le CIRC (Centre International de Recherche sur le Cancer), l'étude COSMOS

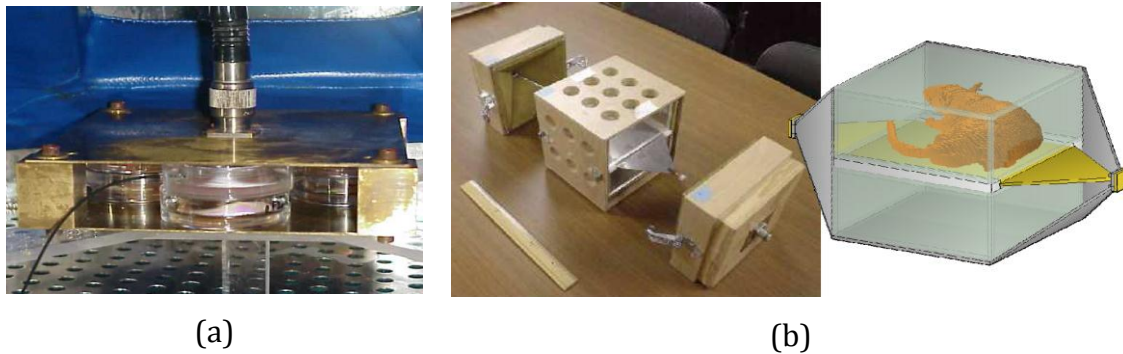


Figure 17 : Expérimentations in vitro (a) et in vivo (b).

(Cohort Study Mobile Communications) [32] ou l'étude MOBIKIDS [33]. Les principaux résultats obtenus au cours de ces études sont présentés dans la partie qui suit.

1-6-B. Principales études et résultats des recherches

Plusieurs rapports d'experts régulièrement mis à jour dressent des bilans complets de l'avancement des recherches.

A l'échelle européenne, nous pouvons citer le rapport du SCENIHR [34] (Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks) de 2009, rédigé par un groupe d'experts de la Commission Européenne. Celui-ci a pour objectif de mettre à jour les données connues et de donner une méthodologie et des directives pour l'évaluation des risques sanitaires liés aux radiofréquences.

Plus récemment, au Royaume-Uni, le groupe AGNIR (Advisory Group on Non-ionising Radiation) de la HPA (Health Protection Agency) a publié un rapport, en avril 2012, mettant à jour leur précédent rapport datant de 2003 au sujet des effets sanitaires des champs électromagnétiques radiofréquences. Il constitue aujourd'hui un des rapports les plus récents en la matière.

En France, le rapport Zmirou [30] au Directeur Général de la Santé datant de 2001, dresse un bilan des connaissances scientifiques sur les effets des radiofréquences sur la santé en passant par les aspects physiques, biologiques ainsi que les principes en termes de gestion des risques.

Enfin, nous pouvons citer le rapport de l'ANSES[20] (Agence Nationale de Sécurité Sanitaire, ex AFFSET), le plus récent à l'heure actuelle, mis à jour en 2009. L'ANSES effectue des mises à jour des connaissances scientifiques dans le domaine spécifique des rayonnements non ionisants utilisés par les systèmes de téléphonie mobile et les nouveaux modes de communication sans fil. Ce rapport fait le point sur les travaux épidémiologiques, les études cliniques ainsi que sur les études *in vitro* et *in vivo*. Voici les principales conclusions du rapport de l'ANSES :

- « *Pour les études biologiques et cliniques, sur 182 études réalisées in vivo, sur l'animal, et in vitro, 82 trouvent des effets biologiques des radiofréquences et 100 n'en montrent pas. Parmi les études qui trouvent des effets biologiques, 11 % ont une méthodologie rigoureuse pour à la fois les parties physique et biologique. De ce fait, aucune preuve convaincante d'un effet biologique particulier des radiofréquences ne peut être apportée* » [20].
- « *Concernant les études épidémiologiques, il n'y a pas à ce jour de preuve de l'augmentation du risque de tumeur intracrânienne lié à l'utilisation régulière du téléphone mobile, ni d'augmentation du risque de gliomes. En revanche, les excès de lymphomes et leucémies observés et leur répétition sur trois cohortes de militaires exposés à des radars montrent que nous ne pouvons à ce jour écarter la possibilité d'une association entre l'exposition professionnelle aux radars de plus de 2 GHz et le risque de lymphomes et leucémies* » [20].
- « *Concernant l'hypersensibilité électromagnétique, personne ne peut contester aujourd'hui la réalité du vécu des personnes qui attribuent leurs symptômes à l'exposition aux radiofréquences. Mais aucune preuve scientifique d'une relation de causalité entre l'exposition aux radiofréquences et l'hypersensibilité électromagnétique n'a pu être apportée jusqu'à présent* » [20].
- « *Au sujet des études des effets sur les enfants, des recherches dosimétriques spécifiques ont été réalisées ou sont actuellement en cours. Leurs premiers résultats ne sont pas homogènes. Ces recherches expérimentales doivent être poursuivies* » [20].
-

Dans son rapport, l'ANSES recommande également de veiller à la qualité méthodologique des études *in vitro* et *in vivo*, particulièrement en ce qui concerne la partie physique. C'est cette partie que nous allons aborder maintenant, à savoir la partie

sur les systèmes d'exposition et leurs caractérisations, en présentant un bilan sur les systèmes d'exposition utilisés dans le domaine du bioélectromagnétisme.

De manière générale, les données issues de la recherche expérimentale disponibles à l'heure actuelle n'indiquent pas d'effets sanitaires à court terme ni à long terme de l'exposition aux radiofréquences. Les données épidémiologiques n'indiquent pas non plus d'effets à court terme de l'exposition aux radiofréquences. Des interrogations demeurent pour les effets à long terme, même si aucun mécanisme biologique analysé ne plaide actuellement en faveur de cette hypothèse du fait de certains biais ou erreurs limitant la validité des conclusions. Le Centre international de recherche sur le cancer (CIRC), créé par l'OMS en 1965, propose un classement des agents, dont les radiofréquences, en 5 groupes :

- Groupe 1 : cancérogène pour l'homme,
- Groupe 2A : cancérogène probable pour l'homme,
- Groupe 2B : cancérogène possible pour l'homme,
- Groupe 3 : inclassable quant à sa cancérogénicité pour l'homme,
- Groupe 4 : probablement non cancérogène pour l'homme.

Le CIRC a classé les champs électromagnétiques radiofréquences dans la catégorie des cancérogènes possibles pour l'homme (Groupe 2B) [35].

1-7. Les principaux systèmes d'exposition

Les connaissances scientifiques actuelles dans le domaine du bioélectromagnétisme sont contradictoires pour certaines. Cela est principalement dû à une caractérisation incomplète des systèmes d'exposition, comme souligné dans plusieurs publications récentes [36], [37]. En ce sens, la caractérisation des systèmes d'exposition est primordiale pour l'évaluation des effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant.

Dès le lancement en 1996 par l'OMS du projet européen EMF, les travaux de recherche ont souligné l'importance de la définition et de la caractérisation des conditions d'expérimentation. Ces dix dernières années plusieurs programmes de recherches ont été menés au sujet des systèmes d'exposition, présentant les conditions de bases à respecter pour la dosimétrie et également les fondamentaux sur le développement des systèmes d'exposition [36].

Aujourd'hui, suite à l'évolution des signaux de télécommunications et surtout à leur multiplication tel que présenté au début de ce chapitre, il existe de nouveaux besoins en termes de systèmes d'exposition pour répondre aux incertitudes vis à vis des expositions multiples. Peu d'études ont été faites sur la base d'une exposition représentative d'un environnement réaliste qui inclurait des sources diverses (plusieurs fréquences). Alice Collin a exposé dans ses travaux de thèse une synthèse des systèmes d'exposition existants [38]. Les sections suivantes présentent quelques généralités sur les systèmes d'exposition ainsi qu'un bilan des systèmes les plus utilisés ces dernières années [39] en concluant sur les systèmes émergents et envisageables en vue d'une exposition à des sources multiples.

1-7-A. Généralités sur les systèmes d'exposition

Le système d'exposition est un élément clé dans la mesure où il permet de générer un champ électromagnétique en vue d'exposer un ou plusieurs échantillons biologiques voire des animaux. Sa conception nécessite alors la prise en considération des exigences liées à l'électromagnétisme mais aussi à celles liées à la biologie. La Figure 18 présente les points importants dont il faut tenir compte pour la conception d'un système d'exposition. Un tableau plus détaillé est présenté dans les travaux de N. Kuster et al. [37].

Exigences électromagnétiques

Les deux principaux éléments qui constituent un montage expérimental sont la source RF et le système d'exposition. Le système d'exposition doit être adapté aux caractéristiques du signal électromagnétique utilisé. Le problème consiste à transmettre le signal depuis la source jusqu'à l'échantillon biologique avec le moins de pertes entre les deux (Figure 19). Pour une bonne transmission, il faut que le système d'exposition présente une impédance caractéristique égale à celle de la source, généralement 50 ohms pour les signaux RF.

Si le système d'exposition présente une impédance caractéristique différente, il est possible d'observer un phénomène d'ondes stationnaires et une partie de l'énergie n'est pas absorbée par la charge. Cette partie d'énergie est réfléchiée vers la source et donc, a fortiori, n'est pas appliquée à notre échantillon biologique. De manière générale, l'impédance caractéristique des systèmes d'exposition dépend de ses dimensions. Dans tous les cas, il faut veiller à ce que l'énergie délivrée par la source soit appliquée à l'échantillon biologique.

Le niveau de DAS engendré dans le milieu biologique est directement lié au niveau de puissance délivré par le générateur RF. Les systèmes d'exposition sont souvent caractérisés par leur efficacité, correspondant au DAS engendré dans le milieu biologique par unité de puissance en entrée du système, généralement exprimée en $W/kg/W_{incident}$. De façon évidente, le personnel qui utilise le système ne doit pas être sujet à des niveaux d'exposition supérieurs aux recommandations.

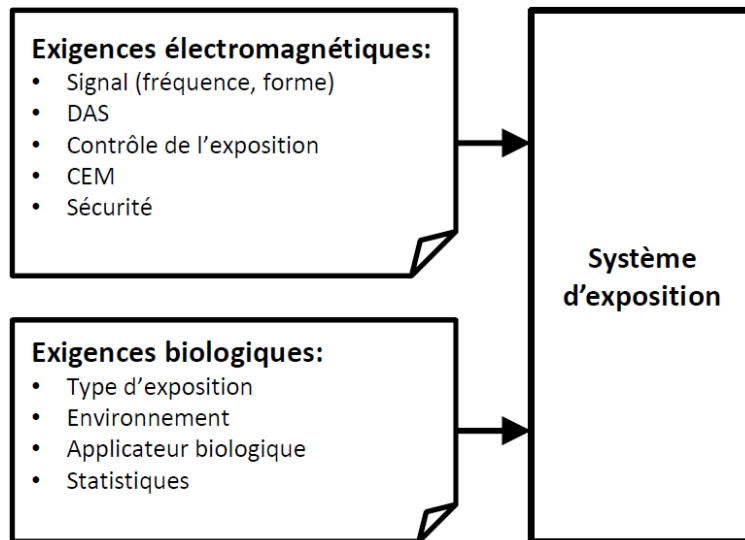


Figure 18 : Conception d'un système d'exposition.

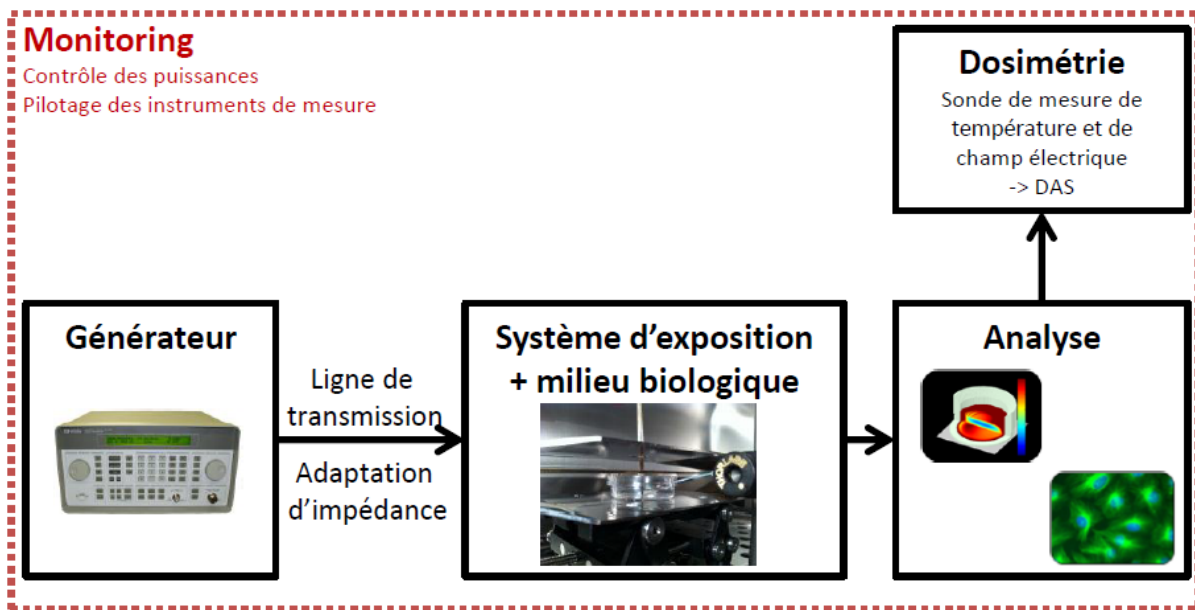


Figure 19 : Schéma général d'un montage expérimental.

Lors des expérimentations, plusieurs paramètres sont suivis en temps réel, comme les puissances incidente et réfléchie, ou encore la température. Ces mesures sont réalisées à l'aide d'appareils de mesure munis de sondes (puissance, température, champ électrique) qui sont généralement contrôlés par un ordinateur.

Exigences biologiques

La difficulté de conception des systèmes d'exposition réside également dans le fait qu'il doit s'adapter aux exigences des protocoles des biologistes. L'environnement des cultures est un point essentiel. En effet, celles-ci ont besoin d'être placées dans des conditions de température, de concentration en dioxyde de carbone ou encore de stérilité strictes. A cet effet, elles sont placées dans des incubateurs biologiques tels que celui présenté en Figure 21, que nous utilisons au laboratoire.

Les systèmes d'exposition peuvent être amenés à être placés à l'intérieur des incubateurs. Certains modèles d'incubateurs possèdent des ouvertures dans les parois pour permettre le passage des câbles ou des sondes.

Les cellules sont mises en culture dans des récipients auxquels doit également s'adapter le système d'exposition, devant parfois proposer un accès rapide aux cultures. Parmi ces récipients, nous pouvons citer, par exemple, les boîtes de Petri, les cuvettes ou encore les flasques, présentés en Figure 19 et Figure 20.

Le système d'exposition envisagé doit également permettre l'exposition d'un nombre suffisant de cellules ou d'animaux en vue de statistiques significatives sur les résultats.

Autres points importants

En dehors des aspects électromagnétiques et biologiques, il faut veiller à ce que le système soit adapté aux personnes qui l'utilisent. Il doit permettre par exemple l'automatisation des mesures des paramètres électromagnétiques et biologiques importants, par l'intermédiaire d'un design intuitif utilisable par tous. Ce point nécessite l'ajout d'une partie informatique (pilotage) au système.

Après avoir pris en considération les généralités sur la conception des systèmes d'exposition, la partie suivante propose un bref bilan sur les systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* réalisés ces dernières années.

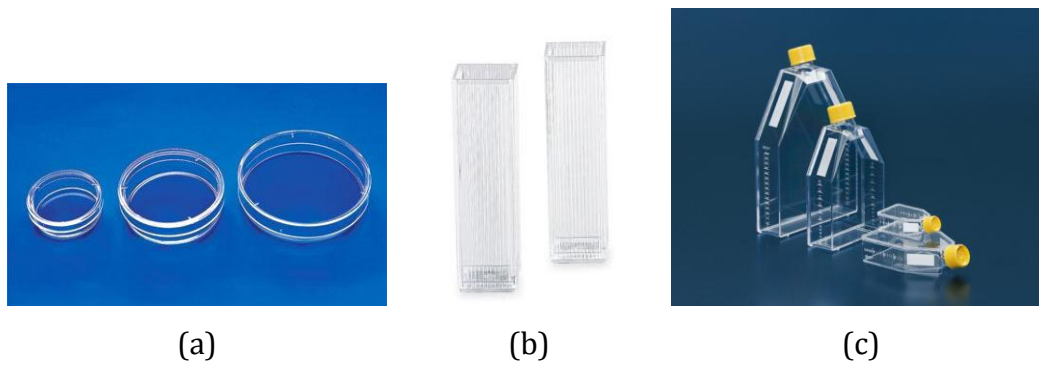


Figure 20 : Exemples de récipients utilisés pour les cultures biologiques. (a) Boîtes de Petri, (b) Cuvettes biologiques, (c) Flasques.



Figure 21 : Incubateur Binder CB 150.

1-7-B. Bilan sur les systèmes d'exposition *in vitro*

Pour les études *in vitro*, de nombreux systèmes d'exposition ont été développés comme le montre une publication récente d'A. Paffi et al. [40]. Ces systèmes sont divisés en trois grandes catégories, qui sont les systèmes radiatifs, propagatifs et résonants. Les systèmes radiatifs sont basés sur l'utilisation d'antennes qui émettent un rayonnement électromagnétique sur l'échantillon. Les systèmes propagatifs sont basés sur des lignes de transmissions générant un champ électrique entre l'âme de la ligne et la masse. Les systèmes résonants sont des cavités dans lesquelles des ondes stationnaires sont créées.

a) Systèmes radiatifs

Parmi les systèmes radiatifs, nous pouvons retenir principalement la chambre anéchoïque pour des expositions type onde plane comme présenté en Figure 22. Une chambre anéchoïque est une salle d'expérimentation dont les parois sont recouvertes d'absorbants électromagnétiques. De ce fait, aucune réverbération sur les parois n'est présente, simulant ainsi une propagation en espace libre.

Chambre HF

A Peinnequin et al. [41] ainsi que J. Yoon et al. [42] proposent deux études *in vitro* basées sur l'utilisation d'une antenne cornet. Ce type de système permet l'exposition d'une grande quantité d'échantillons comme dans l'étude de T. Iyama et al. [43] où 49 cultures dans des boîtes de Petri sont exposées simultanément. Le système est installé dans une chambre anéchoïque et une lentille diélectrique est placée en sortie de l'antenne cornet pour uniformiser le champ électrique comme le montre la Figure 23.

b) Systèmes propagatifs

Parmi les systèmes propagatifs, nous pouvons retenir principalement la cellule TEM (Transverse ElectroMagnetic) et les structures à guide d'onde rectangulaire, radial ou cylindrique.

La cellule TEM

Une cellule TEM est une ligne de transmission contenant une plaque métallique centrale appelée septum et des plaques métalliques extérieures comme le montre la Figure 24. Cette cellule est capable de générer un champ électrique et magnétique, uniforme et perpendiculaire (mode TEM), dans un volume défini dit « volume d'essai » [44]. La bande de fréquence dans laquelle la cellule est capable de créer une onde TEM dépend directement de ses dimensions [45]. La cellule TEM est un système permettant de couvrir une bande de fréquence relativement grande. L'exposition de type TEM au centre de la cellule peut être transposée à une illumination en champ lointain.



Figure 22 : Exposition en chambre anéchoïque [46].

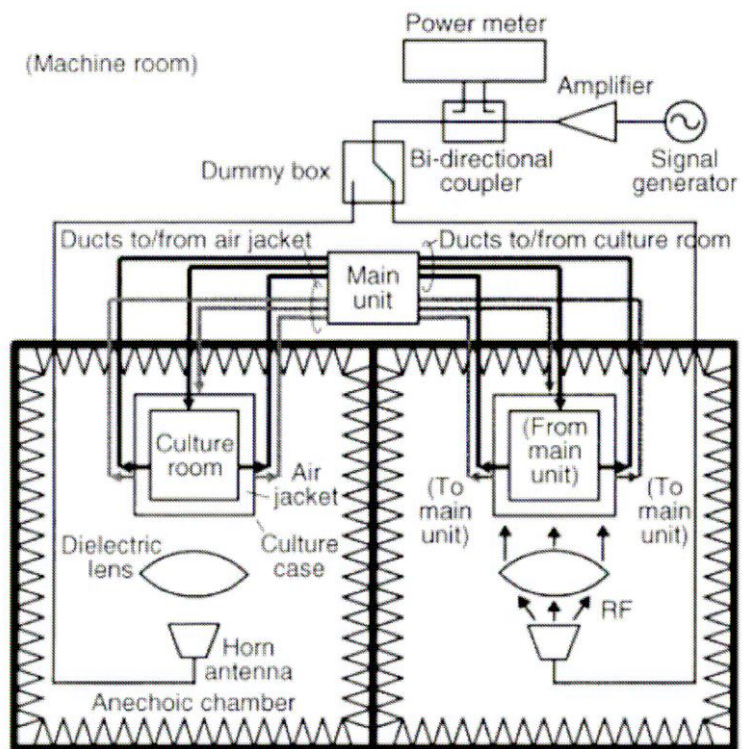


Figure 23 : Système d'exposition in vitro pour exposer un grand nombre d'échantillons.

T. Iyama et al. [43].

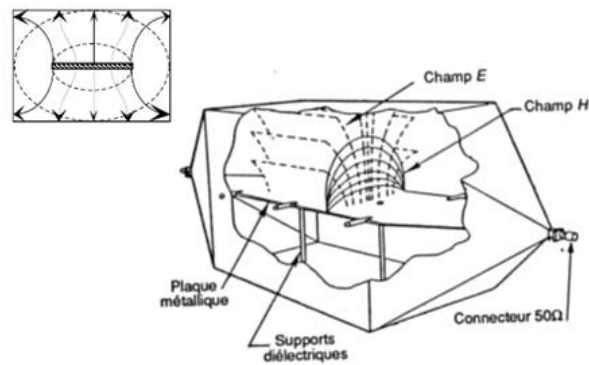


Figure 24 : Cellule TEM fermée.

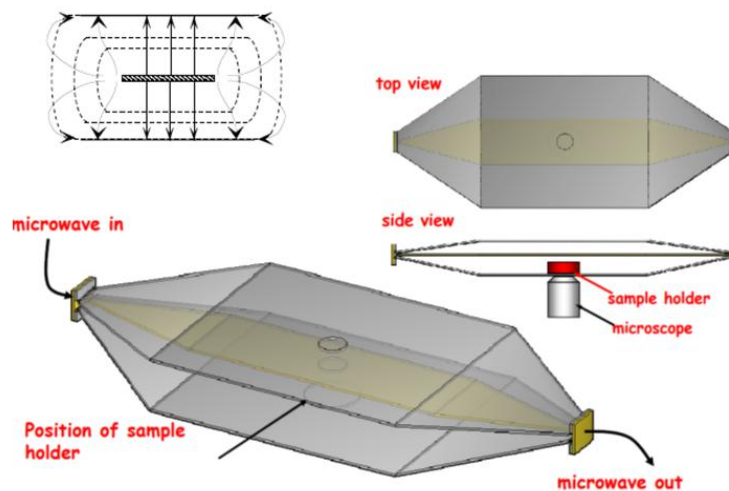


Figure 25 : Cellule TEM ouverte [47].

La cellule TEM est largement utilisée pour les études bioélectromagnétiques du fait de son faible encombrement et de son adaptabilité aux incubateurs communs. M. Lee et al. [48] proposent une étude *in vitro* utilisant une cellule TEM comme système d'exposition pour les boîtes de Pétri. L'étude a été faite sur un signal CDMA à 835MHz. O. Zeni et al. [49] ont utilisé une cellule TEM installée en incubateur pour exposer 6 cultures à des signaux à 1950 MHz.

La cellule TEM peut être utilisée également dans une version ouverte pour des expositions avec observation au microscope [47], comme illustré en Figure 25. En effet, ces dernières années, une attention particulière a été donnée aux systèmes d'exposition

en temps réel [50]. Or, de tels systèmes requièrent un accès facile à l'échantillon biologique pour l'acquisition de données.

Dans le cadre de mes travaux de thèse et plus largement dans notre équipe au laboratoire, la cellule TEM a été largement utilisée [50]–[53]. Une présentation plus détaillée de ce système sera donnée dans le chapitre 2.

Les guides d'onde

Les guides d'onde les plus utilisés sont les guides d'onde rectangulaires et cylindriques (Figure 26). Ils se comportent comme un filtre passe haut dont la fréquence de coupure est liée à ses dimensions. Plus les dimensions du guide sont grandes, plus son utilisation se dirige vers les basses fréquences. Ils sont généralement utilisés à une fréquence légèrement supérieure à la fréquence de coupure, où la première fréquence de résonance (mode fondamental) est dominante. C'est un système d'exposition largement utilisé dans les études *in vitro*.

Le guide d'onde coplanaire est constitué d'une ligne métallique centrale placée entre deux plans de masse métalliques sur une seule face du substrat diélectrique. Un champ magnétique est créé de chaque côté de la ligne centrale. Les tissus ou cellules biologiques contenus dans une boîte de Petri sont alors positionnés au-dessus des lignes métalliques (Figure 28). Le guide d'onde coplanaire peut être utilisé sur une bande de fréquence relativement large, de 800 MHz à 2 GHz typiquement. A. Paffi et al. [54] présentent le design et la conception d'une structure à guide d'onde coplanaire large bande (800-2000 MHz). Les fréquences ayant été choisies sont 905, 1750 et 1950 MHz. J. Luukkonen et al. [55] évaluent les effets d'une exposition aux ondes radiofréquences à 872 MHz sur les productions intracellulaires de dérivés réactifs de l'oxygène (ROS) et sur l'ADN à une valeur de DAS relativement élevée (5 W/kg). Les cellules analysées ont été placées dans des boîtes de Pétri (55 mm). Le système d'exposition est un guide d'onde rectangulaire dans lequel deux boîtes de Pétri peuvent être exposées simultanément. Le système est plus longuement détaillé dans la référence [56]. Ce même système a été utilisé par M.R. Scarfi et al. [57] pour des études à 900 MHz.

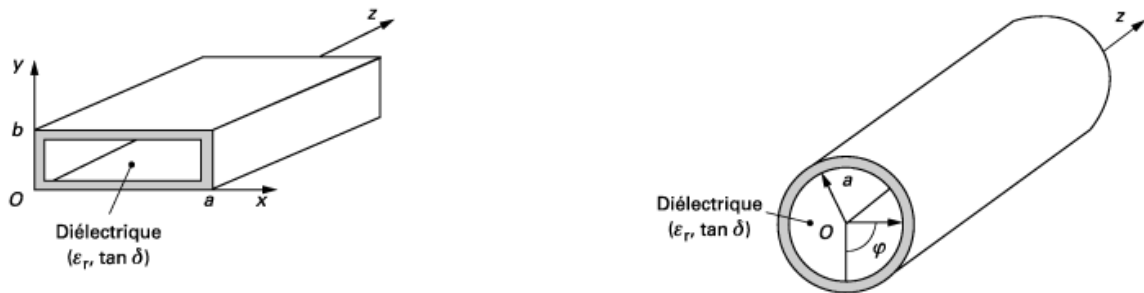


Figure 26 : Guides d'onde rectangulaire et circulaire [58].

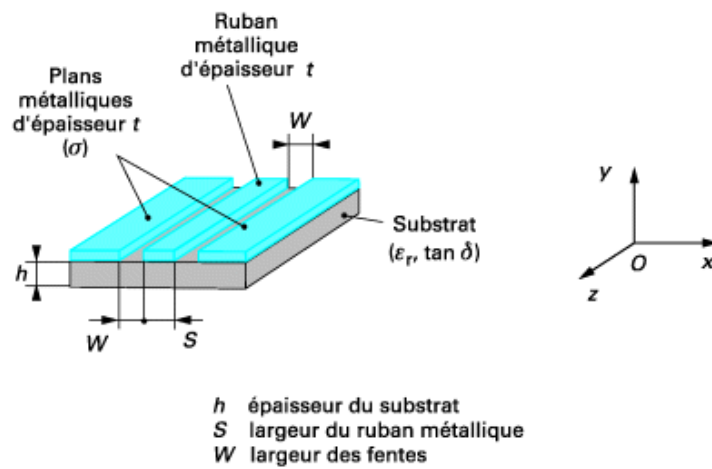


Figure 27 : Guide d'onde coplanaire [58].

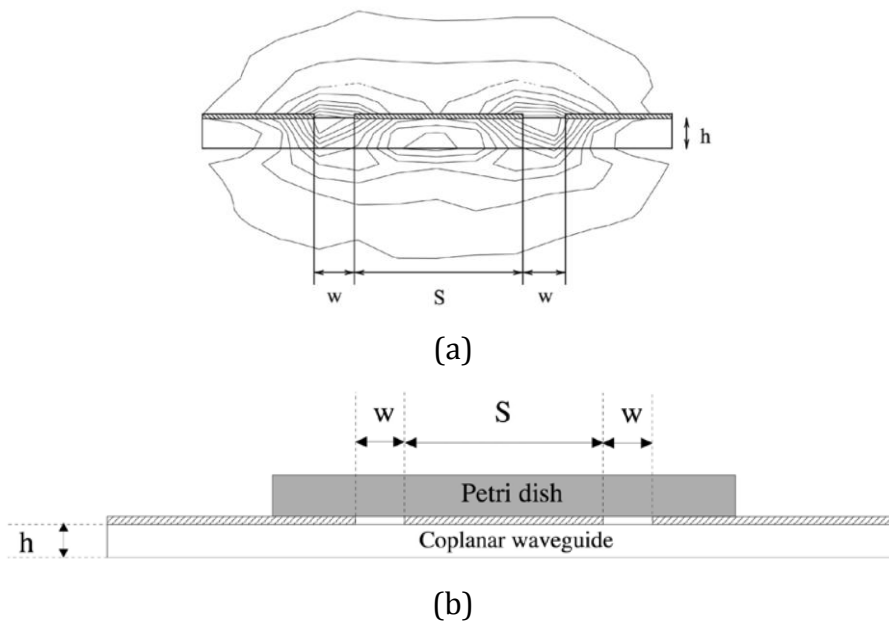


Figure 28 : Coupe verticale d'un guide d'onde coplanaire avec représentation des lignes de champ électrique (a) et positionnement d'une boîte de Petri (b) [59].

c) Systèmes résonnants

Concernant les systèmes résonnants, nous pouvons retenir les guides d'onde court-circuités et les cellules fil-plaque.

Le guide d'onde court-circuité

R. Zhao et al. [60] ainsi que S. Sanchez et al. [61] ont utilisé des guides d'onde court-circuités dans le cadre de leurs études à 1800 MHz. De façon générale, les guides d'onde court-circuités, comme les guides d'onde rectangulaires et circulaires, permettent l'exposition de tubes et de boîtes de Petri à différentes fréquences, dépendantes des dimensions du guide. Les guides d'onde court-circuités imposent cependant un positionnement très strict des échantillons. En effet, lorsqu'un guide est court-circuité, il est transformé en système résonnant, ce qui entraîne la formation d'ondes stationnaires et donc de nœuds (maximum du champ) et de ventres (minimum du champ). Les boîtes de Petri sont alors placées au niveau des nœuds (Figure 29).

La cellule fil-plaque

La cellule fil-plaque, développée par Laval L. [62], [63], permet d'illuminer jusqu'à 8 boîtes de Pétri avec un rendement supérieur à celui obtenu avec une cellule TEM. Sa structure ouverte facilite l'homogénéisation de la température dans le système lorsqu'elle est placée dans un incubateur. Il est également important de préciser que la bande passante d'une telle structure est étroite, à l'inverse de la cellule TEM. Ainsi, du fait de son étroite bande passante, l'adaptation de la cellule fil-plaque est relativement contraignante. Toutefois, un système d'adaptation permet de pallier facilement à cette sensibilité. M.G. Moiescu et al. [64] proposent une étude utilisant une cellule fil-plaque pour exposer 8 boîtes de Petri placées en incubateur et exposées à un signal type GSM 900. Ardoino et al. ont développé une cellule fil-plaque fonctionnant à 1800 MHz [65].

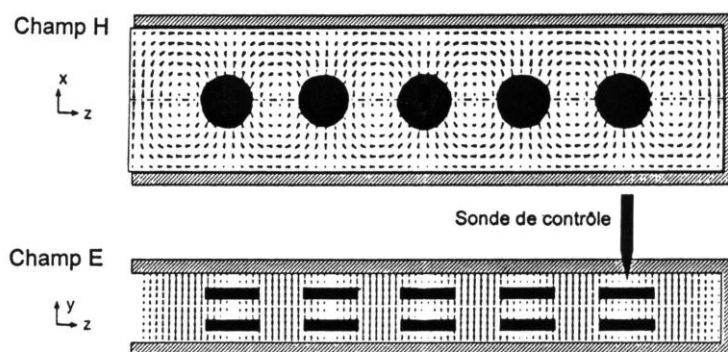


Figure 29 : Placement des boîtes de Petri dans un guide d'onde court-circuité [38].

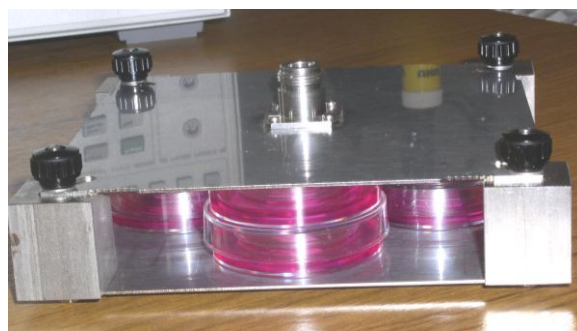


Figure 30 : Cellule fil-plaque (XLIM).

1-7-C. Les systèmes d'exposition *in vivo*

Bien que difficilement transposable à l'homme, les expérimentations *in vivo* sur l'animal restent une étape indispensable dans la compréhension des interactions des ondes électromagnétiques avec le vivant. Pour celles-ci, un certain nombre de systèmes d'exposition sont également utilisés. Il en existe deux grands types, « corps entier » et « localisés ». Quelques systèmes sont présentés ci-après.

a) Les systèmes d'exposition corps entier pour animaux

La cellule TEM a également été utilisée comme système d'exposition *in vivo* corps entier dans les études de A. Saran et al. [66], G. Grafström et al. [67] et de J. L.Eberhardt et al. [68]. Dans la catégorie des systèmes d'exposition corps entier, nous pouvons citer

également le Ferris-Wheel utilisé par exemple dans les études de B-D. Görlitz et al. [69], travaillant aux fréquences GSM 900 ou DCS 1800, et de D. Yu et al. [70] à 900 MHz. Ce système d'exposition est une cavité radiale où le champ électromagnétique est produit à l'aide d'un conducteur placé en son centre. Il peut contenir plusieurs souris placées chacune dans des tubes en plastique de manière à ce que leur corps soit parallèle au champ électrique.

Il existe également des adaptations de la structure Ferris-Wheel. En effet, l'étude de Paul Smith et al. [71] et celle de R. Hruby et al. [72] utilise une cascade circulaire de 17 guides d'onde excités par une antenne boucle au centre (Figure 31). Un guide d'onde radial est un guide d'onde inhomogène qui consiste essentiellement en deux plaques métalliques circulaires parallèles dont l'écartement doit être choisi en fonction de la fréquence d'émission.

Deux études, A. Lerchl et al. [73], [74] utilisent un guide d'onde radial avec une antenne conique au centre.

Un guide d'onde cylindrique a été utilisé par J-C Cassel et al. [75]–[78] pour étudier les possibles altérations des fonctions cognitives et des repères spatiaux chez le rat exposé à des signaux pulsés à 2,45 GHz.

b) Les systèmes d'exposition localisés

Le carrousel, qui est un système d'exposition *in vivo* « tête seule » permet d'exposer localement la tête des animaux. Une antenne dipôle est placée au centre du carrousel à quelques centimètres du museau des animaux. La Figure 32 offre un aperçu de ce système. Pour les expositions « tête seule », il est également possible d'utiliser l'antenne boucle proposé par Chou et al. [79] (Figure 33). Une déclinaison de ce système à 900 MHz a été réalisée dans l'étude de P. Leveque et al. [80] dont le but était de comparer l'exposition de tissus spécifiques de la tête chez l'homme et le rat.



Figure 31 : Système d'exposition composé de 6 Ferris-Wheel avec chacune 17 guides d'onde sectoriels pour l'exposition "corps entier" de 17 rats [72].

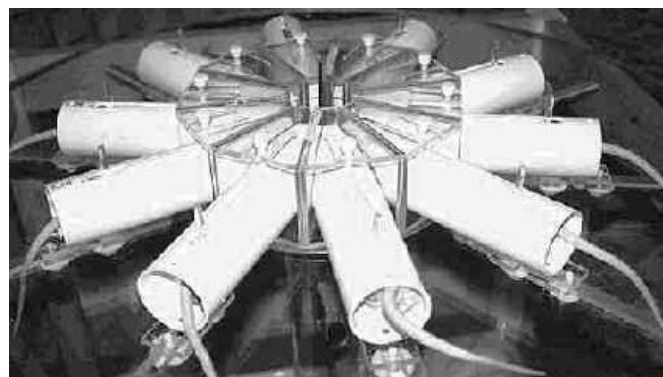


Figure 32 : Carrousel pour l'exposition de la tête de 10 rats [81].

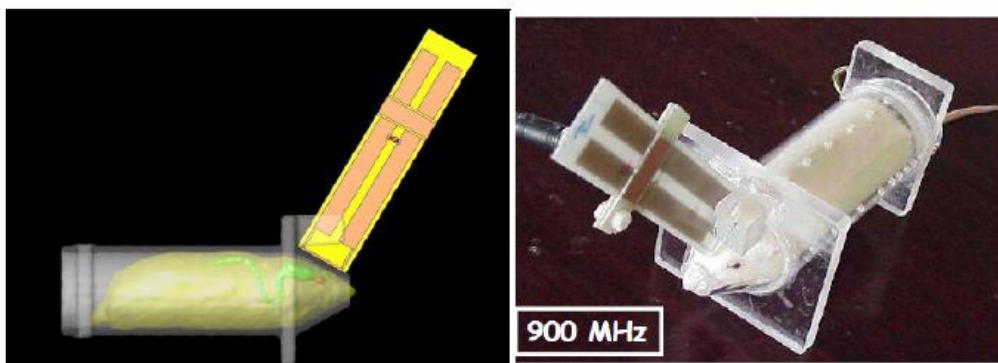


Figure 33 : Antenne boucle à 900 MHz permettant d'exposer la tête d'un animal [79].

1-7-D. Vers une exposition multisource

En vue d'expositions à des sources multiples, la cellule TEM fait partie des systèmes d'exposition envisageables. En effet, ce système est large bande et permet de générer un champ électrique bien contrôlé. C'est un système déjà largement utilisé lors de nos expérimentations au laboratoire.

Dans le cadre d'études récentes, de nouveaux systèmes, peu utilisés jusqu'alors dans le domaine du bioélectromagnétisme, ont démontré leurs capacités. C'est le cas de systèmes déjà existants ayant été adaptés à d'autres fréquences d'intérêt, comme la chambre réverbérante à brassage de modes (CRBM), sur laquelle sont encore basées peu d'études [82]–[85]. La CRBM entre pleinement dans le cadre des systèmes d'exposition envisageables pour des expositions à des sources multiples. En résumé, la CRBM est une cavité surdimensionnée, conductrice, exploitable sur une large bande de fréquences (de l'ordre de la centaine de MHz à plusieurs dizaines de GHz), dans laquelle le champ électrique est continuellement brassé, de façon à ce que sa distribution soit statistiquement homogène et qu'il soit isotrope. De telles conditions d'exposition sont comparables à une exposition réaliste.

1-8. Conclusion

Au cours de ce premier chapitre, nous avons proposé une présentation générale de l'étude. D'abord, nous nous sommes intéressés aux signaux de la téléphonie mobile tout en faisant un bilan sur les autres systèmes de télécommunication sans fil tels que le Wi-Fi. Il est important de constater qu'au cours de leur évolution ces systèmes se sont considérablement densifiés et ont marqué l'apparition de signaux de nouvelle génération (type UMTS) qui occupent une bande spectrale de plus en plus large.

Ensuite, l'intersection entre le domaine des ondes électromagnétiques et celui du vivant a été abordée. Cette partie reprend les principaux mécanismes de couplage entre les ondes électromagnétiques et le vivant tout en introduisant les paramètres de référence utilisés dans le cadre des recherches. Elle insiste également sur l'importance de la dosimétrie, qu'elle soit numérique ou expérimentale en passant par la définition des paramètres de références utilisés. De plus, les normes et recommandations en vigueur concernant l'exposition des individus aux ondes électromagnétiques sont également présentées.

Ce chapitre nous a aussi permis de présenter un bref état des lieux sur les recherches dans le domaine du bioélectromagnétisme avec un rappel sur les méthodes d'évaluation des effets sanitaires et une conclusion rapide sur les connaissances scientifiques actuelles. Enfin, une description non exhaustive des systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* a permis d'introduire les systèmes d'exposition les plus utilisés jusqu'alors et de faire le lien vers l'exposition à des sources multiples par l'intermédiaire de la cellule TEM et de la CRBM.

Le chapitre qui suit propose une description détaillée de mes travaux de thèse au sujet des systèmes d'exposition large bande et des outils de mesure (sonde de mesure de température et de champ électrique large bande).

Chapitre 2:

**Caractérisation des systèmes
d'exposition et des outils de
mesure. Prise en main des
techniques de dosimétrie.**

2-1. Introduction

Comme souligné dans le premier chapitre, de nombreuses expérimentations bioélectromagnétiques sont menées aux fréquences utilisées par les systèmes de télécommunications sans fil. Nous avons également abordé les besoins en termes de systèmes d'exposition et d'outils de mesure nécessaires à ces études. Elles nécessitent un contrôle parfait des paramètres d'exposition et de mesure, tout en étant compatibles avec les contraintes auxquelles les biologistes et les médecins doivent faire face. Une partie essentielle de mon travail consiste donc en la caractérisation des systèmes d'exposition et des outils de mesure utilisés lors des expérimentations bioélectromagnétiques. Le chapitre qui suit est consacré à ce sujet avec la présentation des différents systèmes d'exposition caractérisés au cours de mes travaux de thèse, ainsi que les outils de mesures nécessaires aux études dosimétriques. Ces travaux, répartis sur trois sujets différents, m'ont permis d'acquérir la maîtrise des outils de mesures et des techniques nécessaires à la dosimétrie des systèmes d'exposition.

De façon plus précise, la mise en place et la caractérisation d'un système conçu pour l'exposition en temps réel de neurones à 1800 MHz sera présentée dans un premier temps. Le protocole utilisé pour sa caractérisation sera détaillé. Les résultats obtenus expérimentalement seront confrontés aux résultats numériques.

En deuxième lieu, les travaux sur l'optimisation et la caractérisation d'un système d'exposition à 900 MHz pour l'étude in vitro des effets des ondes RF sur un modèle de Barrière Hémato-Encéphalique (BHE) seront présentés.

En troisième et dernière partie, les travaux concernant la caractérisation d'une sonde électro-optique capable de mesurer simultanément la variation de la température et une composante du champ électrique seront décrits. Ce travail a été appliqué à des signaux continus à 1800 MHz. La configuration expérimentale pour la caractérisation de la sonde (linéarité, sélectivité...) sera détaillée ainsi que les résultats obtenus en termes de mesures de température, de champ électrique et de DAS.

2-2. Dosimétries expérimentale et numérique d'un système d'exposition en temps réel pour neurones

Ce travail a été effectué dans le cadre d'une collaboration avec le Laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système (IMS) de Bordeaux et supporté par un financement PEPS-CNRS. Il s'inscrit dans le cadre du développement et de la caractérisation de nouveaux systèmes d'exposition. La mise en place et la caractérisation expérimentale du dispositif s'inscrivent dans mes travaux de thèse.

Après avoir présenté le système, les travaux sur la dosimétrie expérimentale seront détaillés. Ils seront ensuite comparés aux résultats numériques de façon à valider la caractérisation complète du système.

2-2-A. Présentation du système

Dans la mesure où les téléphones portables sont en contact direct avec la tête, plusieurs études *in vivo* analysant les fonctions cognitives ont été réalisées chez l'animal et chez des volontaires humains [86]–[90]. Les signaux continus (Continuous Waves, CW) de forte puissance et les signaux modulés AM peuvent induire un DAS supérieur à 4 W/kg chez l'animal, ce qui est la limite pour les effets thermiques [91]. Cependant, pour des niveaux faibles de DAS qui n'induisent pas d'élévation de température dans les tissus, les résultats sont plus controversés et manquent de reproductibilité. C'est pourquoi des études *in vitro* ont été menées sur des tissus nerveux isolés dans le but de mieux considérer les expositions à faibles niveaux (DAS < 4 W/kg). Une attention particulière a été accordée à l'enregistrement de l'activité neuronale en temps réel pendant l'exposition et sur les réseaux de neurones [92]–[94] (Figure 34). Du fait de la complexité de telles investigations, peu d'études ont été menées jusqu'alors et ont donné des résultats contradictoires.

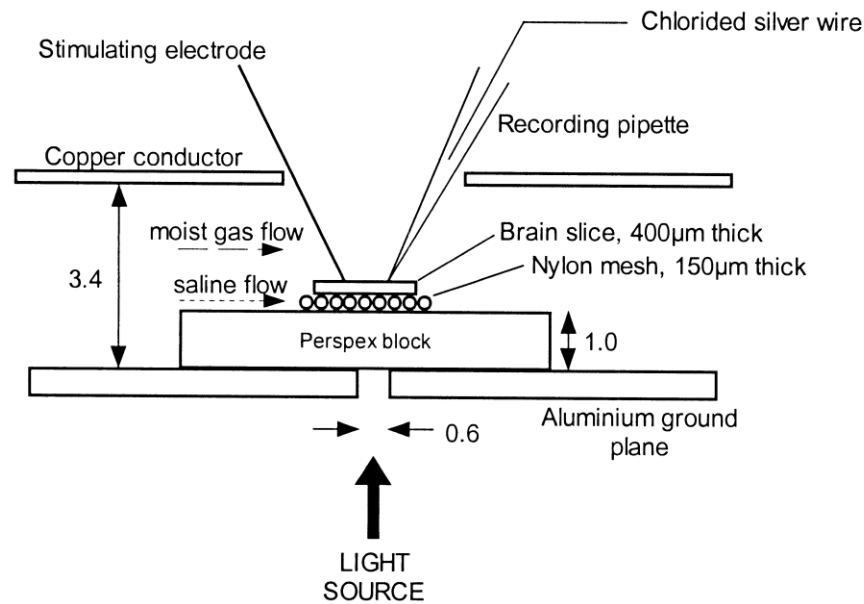


Figure 34 : Structure à guide d'onde pour l'exposition d'un réseau neuronal muni d'un système d'enregistrement de l'activité [95].

P. Koester et al. [96] ont proposé un guide d'onde rectangulaire équipé d'une puce à électrodes (MEA : Micro Electrode Array) et d'un système d'enregistrement en temps réel de l'activité neuronale. Comparé à une électrode plongée directement dans le milieu, le système de MEA permet de diminuer les erreurs expérimentales commises. Il permet également d'intégrer directement à la puce les systèmes de mesure du pH et de la température.

Ce travail répond au manque de systèmes basés sur des MEA en proposant un nouveau dispositif d'exposition composé d'un MEA et d'une cellule TEM ouverte comme le montre la Figure 35.

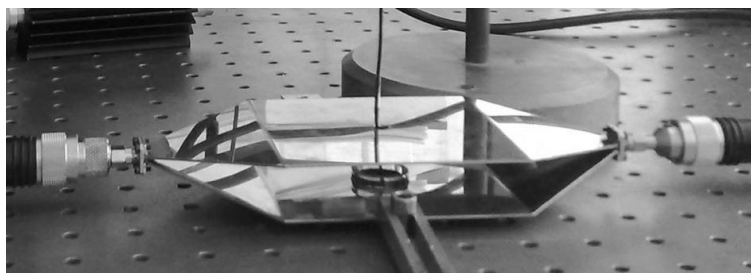


Figure 35 : Cellule TEM contenant le dispositif à microélectrodes.

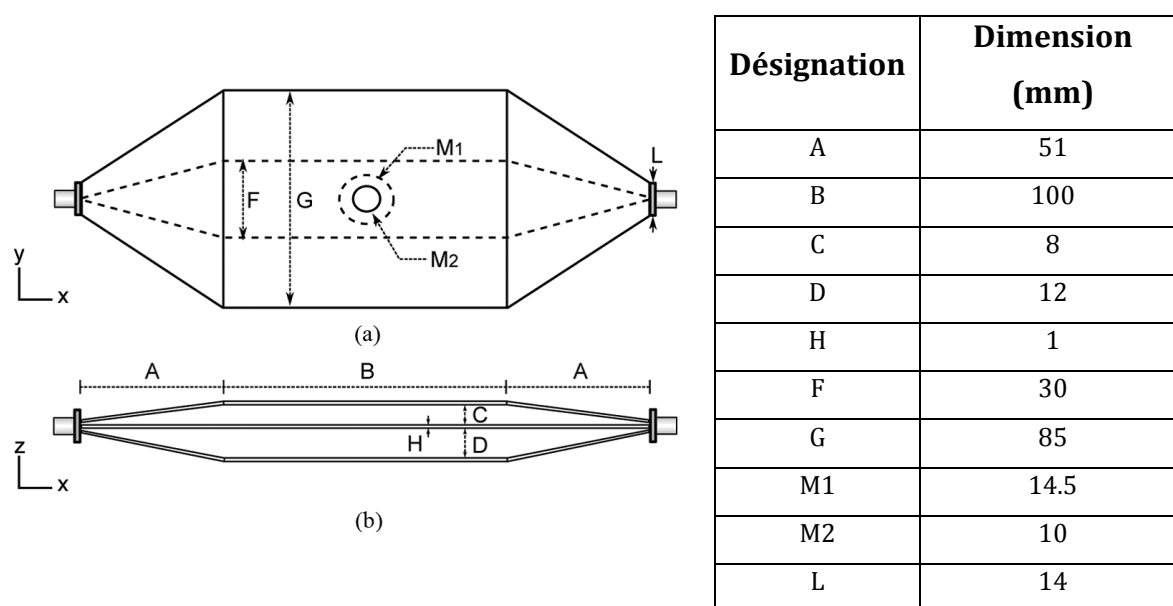


Figure 36 : Schéma de la cellule TEM vue de dessus (a) et de côté (b).

La cellule TEM avait déjà été utilisée dans de précédentes études, particulièrement pour des observations au microscope ou plus généralement pour des expositions nécessitant un accès pratique au milieu biologique. Le schéma de la cellule TEM accompagné de ses dimensions est présenté en Figure 36. La structure ouverte permet le passage des sondes de mesure et également une bonne régulation de température et de CO₂ lorsque celle-ci est placée dans un incubateur.

Le MEA est composé d'une puce (électrodes) et d'un cylindre en résine contenant le milieu de culture. Le réseau de neurones est créé directement à la surface de la puce. La Figure 37 propose un aperçu du MEA.

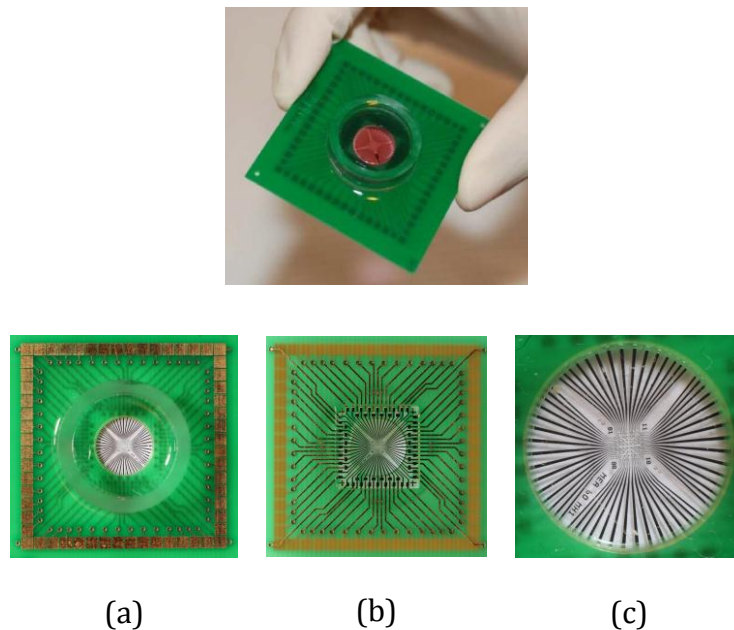


Figure 37 : Micro Electrode Array, vue de dessus (a), vue de dessous (b) et zoom sur les microélectrodes (c).

Le MEA utilisé est commercialisé par Multi Channel Systems MCS GmbH [97]. Il comporte 60 lignes métalliques qui convergent vers la zone d'enregistrement. Ces lignes sont terminées par 60 électrodes de $40 \mu\text{m}^2$ de surface isolées du milieu de culture par une fine couche de substrat. Seuls de microscopiques trous au niveau des électrodes assurent leur contact avec le milieu biologique.

Un trou a été usiné dans la partie inférieure de la cellule TEM pour permettre l'insertion du MEA comme le montre la Figure 38. La plaque métallique placée sous le MEA referme la partie inférieure de la cellule TEM pour permettre la continuité électrique de la structure au niveau du plan de masse.

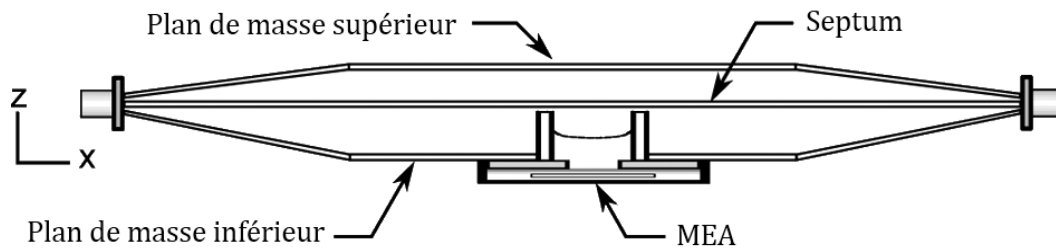


Figure 38 : Insertion du MEA dans la cellule TEM.

Le système d'exposition complet a été caractérisé expérimentalement. L'adaptation du système a été étudiée par l'intermédiaire des paramètres S et les mesures de DAS ont été réalisées par mesure non-invasive de la température dans le milieu de culture. Ce sont ces points que nous allons détailler dans le paragraphe suivant.

2-2-B. Dosimétrie

a) Caractérisation électromagnétique de la cellule TEM

La cellule TEM a été conçue pour fonctionner sur une large bande de fréquence. Des mesures du coefficient de réflexion de la cellule TEM chargée sur 50Ω ont été réalisées entre 800 MHz et 2,5 GHz à l'aide d'un analyseur de réseau vectoriel. Deux cas ont été considérés, celui où la cellule TEM est vide et celui où elle est équipée du MEA. Les résultats sont présentés en Figure 39. La figure montre que le module de S_{11} est inférieur à -10 dB sur la bande 800 MHz – 2,4 GHz. Cela signifie qu'il y a au moins un facteur 10 entre la puissance réfléchie et celle incidente dans le système d'exposition. A 1,8 GHz, $|S_{11}|_{dB}$ vaut -11,4 dB. La cellule TEM est donc adaptée pour fonctionner à 1,8 GHz. Remarquons également que les valeurs mesurées dans le cas où la cellule TEM est vide et celui où elle est équipée du MEA sont proches. Ce résultat conforte alors le fait que la présence du MEA ne modifie pas l'adaptation de la cellule TEM.

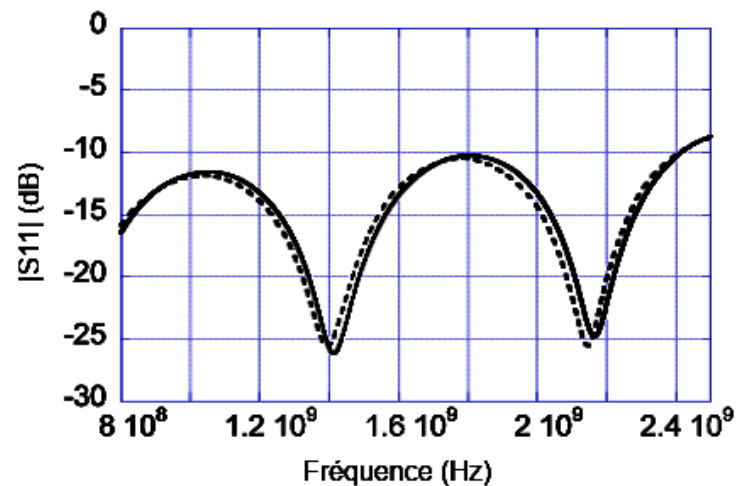


Figure 39 : Module du coefficient de réflexion à l'entrée de la cellule TEM vide (trait plein) et avec le MEA positionné (trait en pointillé).

b) Méthode d'évaluation du DAS.

Le système a été caractérisé par des mesures de DAS moyennant une technique non invasive de mesure de la température. Deux protocoles de mesures ont été considérés (Figure 40). Un premier niveau consiste à réaliser de courtes expositions, en vue du calcul du DAS. Les mesures sont alors soumises au protocole 1. Le deuxième niveau a pour but d'observer une élévation complète de la température du milieu biologique, dans des conditions similaires à celles utilisées lors des expérimentations biologiques. Les mesures sont alors soumises au protocole 2. Chaque protocole est composé de 3 phases, une phase d'exposition ainsi que deux phases supplémentaires avant et après la phase d'exposition. La première a pour but de fixer un niveau de référence pour l'élévation de température dans le milieu de culture tandis que la troisième permet de vérifier la décroissance de la température après l'exposition.

En vue du calcul du DAS, la température est enregistrée pendant toute la durée de la mesure. La plaque supérieure de la cellule TEM ainsi que le septum ont été percés pour permettre l'insertion verticale de la sonde dans le MEA comme le montre la Figure 41.

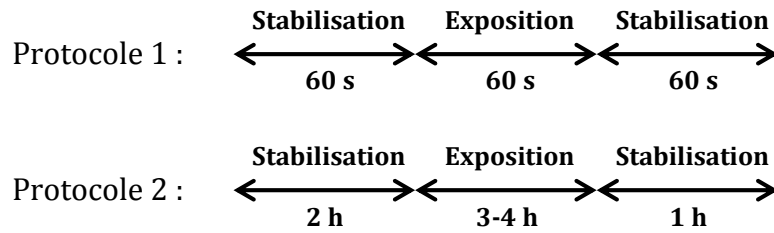


Figure 40 : Protocoles de mesure pour l'évaluation du DAS.

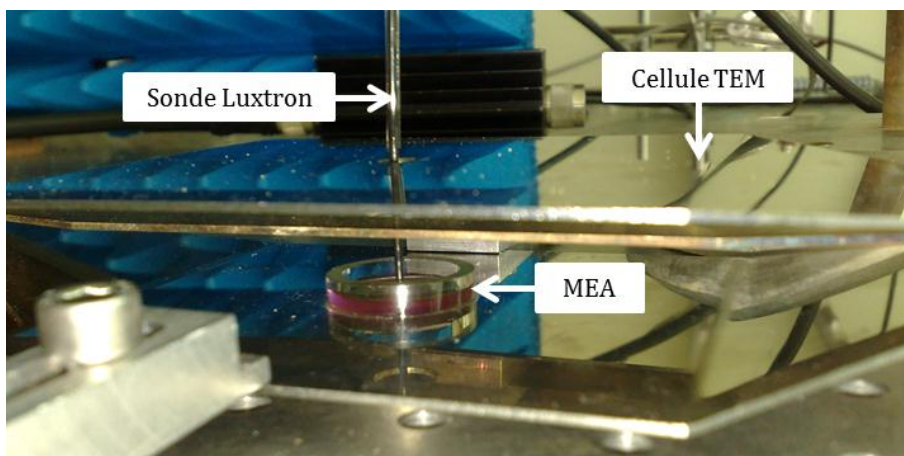


Figure 41 : Positionnement de la sonde de température dans le MEA.

La Figure 42 présente le boîtier de mesure Luxtron One accompagné de sa sonde. Le boîtier est connecté à un ordinateur par l'intermédiaire d'un câble USB et contrôlé par un programme LabView spécifiquement conçu pour ces mesures afin d'optimiser et automatiser la mesure de température (Figure 43). La partie supérieure gauche de la face avant permet le réglage des paramètres de la mesure comme le temps total d'acquisition ou l'intervalle de temps entre deux points de mesure. La partie inférieure gauche permet de calibrer la sonde tandis que les différents affichages se situent dans la partie droite. Les données de température sont enregistrées au rythme maximum de 4 valeurs par seconde. La sonde utilisée avec le boîtier de mesure est de type STF (Fast Immersion Air and Liquid), commercialisée par Lumasense Technologies [98]. Elle est spécialement conçue pour effectuer une mesure non invasive, transparente au niveau de l'environnement électromagnétique.



Figure 42 : Boîtier d'acquisition de température Luxtron One avec sa sonde.

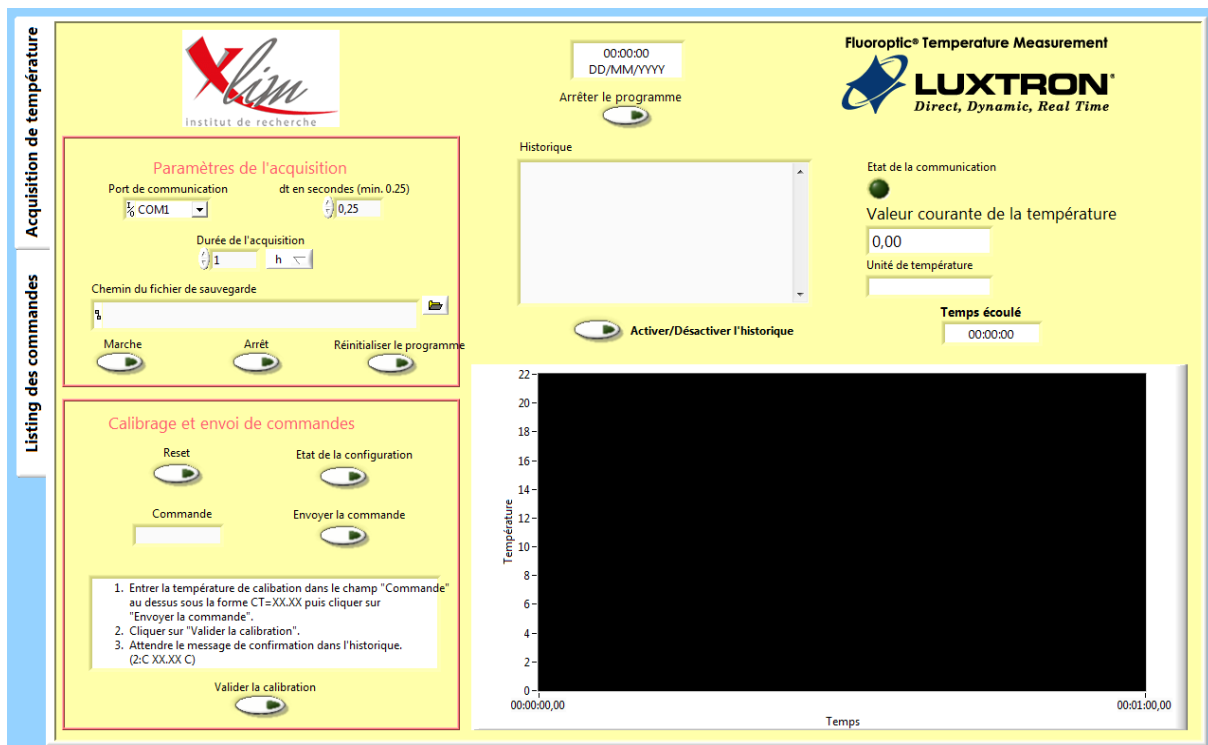


Figure 43 : Face avant du programme de pilotage du boîtier Luxtron One.

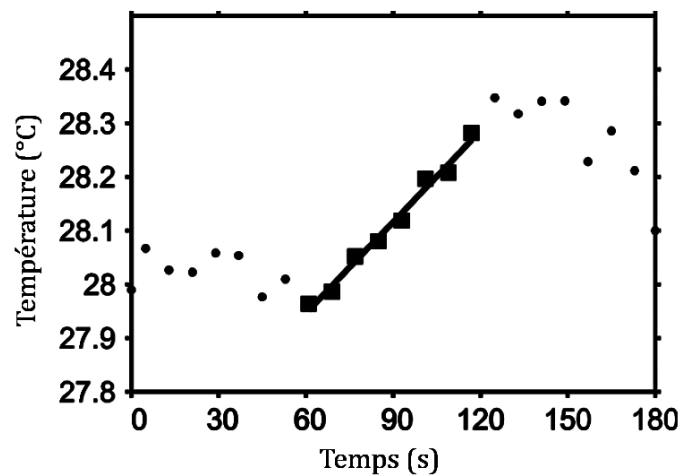


Figure 44 : Régression linéaire des données de température pour le calcul du DAS.

Les valeurs de température enregistrées pendant les 60 s d'exposition sont utilisées pour calculer le DAS. Elles sont interpolées par régression linéaire comme le montre la Figure 44. La pente est alors utilisée pour calculer le DAS d'après l'Eq. (8) (Chapitre 1).

Par ailleurs, l'incertitude (u) sur la mesure de température a également été mesurée. Nous considérons un cas proche des deux protocoles utilisés, à savoir une mesure en trois phases pour une durée totale d'environ 1 h. L'incertitude (u) est obtenue par méthode statistique en calculant l'écart-type (σ) sur les écarts entre la courbe des données brutes de température renvoyées par la sonde et le fit (Figure 45). Le type de régression utilisé pour la première partie de la courbe est linéaire (Eq. (9)) tandis que les régressions pour les deux phases suivantes sont de type exponentiel double (Eq. (10)).

$$T_{fit}(t) = a \cdot t + b \quad \text{Eq. (9)}$$

$$T_{fit}(t) = a \cdot \exp(b \cdot t) + c \cdot \exp(d \cdot t) \quad \text{Eq. (10)}$$

L'incertitude U , élargie à un intervalle de confiance de 95%, est égale à $U = 2 \cdot u = 2 \cdot \sigma$. Après calculs, $U_{luxtron} = 0,19$ °C.

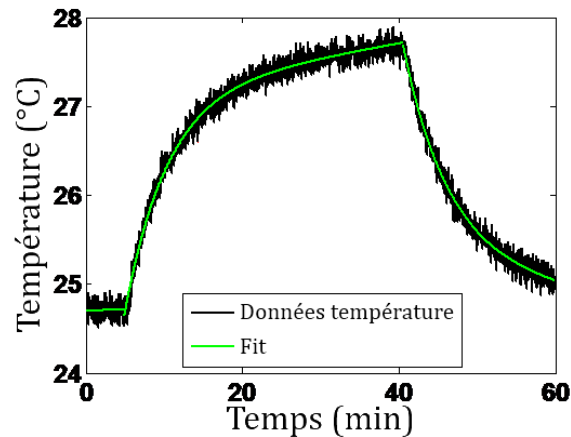


Figure 45 : Calcul de l'incertitude de mesure de la sonde Luxtron.

c) Description du montage expérimental, des protocoles de mesures et des résultats dosimétriques

La Figure 46 montre le montage expérimental réalisé pour les mesures de DAS. Le volume dans lequel la sonde de température effectue la mesure est d'environ 1 mm^3 . Bien que minime, ce volume reste important en comparaison avec les dimensions des électrodes. Idéalement, il faudrait être capable de mesurer la température dans les régions proches des électrodes pour effectuer une cartographie précise du DAS au niveau des électrodes. De ce fait, les mesures en plusieurs points précis étant difficilement réalisables, un seul point sera considéré situé au centre de la puce (Figure 41 et Figure 46).

La cellule TEM équipée du MEA rempli de 3 ml de solution RPMI est connectée à un générateur de signal (10 MHz - 20 GHz) à 1,8 GHz suivi d'un amplificateur de 40 dB. Un circulateur a été placé en sortie de l'amplificateur pour protéger des possibles réflexions. Une charge 50Ω est placée en sortie de la cellule TEM. Le wattmètre, couplé à un coupleur bidirectionnel permet de mesurer les puissances incidente et réfléchie du système.

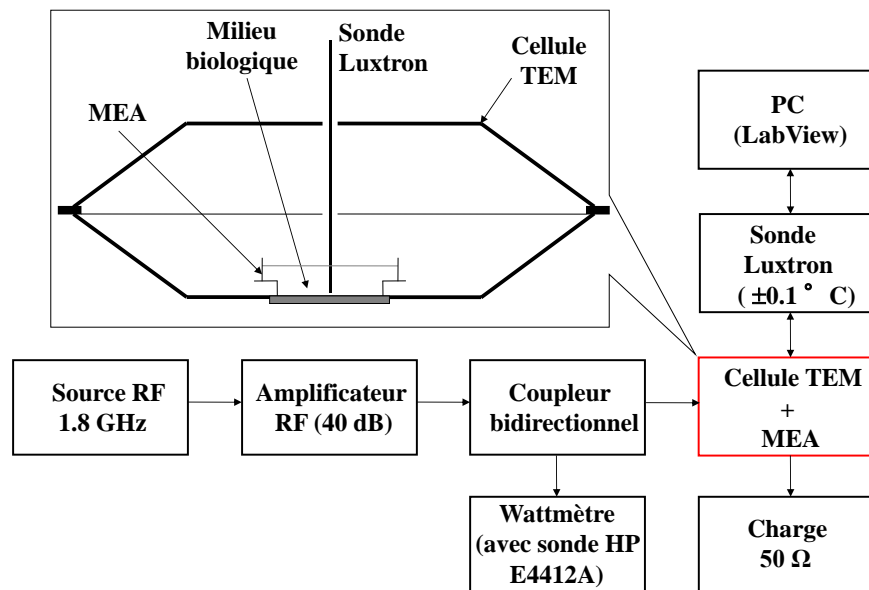


Figure 46 : Montage expérimental pour les mesures de température.

Protocole 1

Le protocole 1 a pour but de faire des mesures de DAS courtes et consécutives pour vérifier que le système engendre des expositions répétables. Cinq mesures consécutives de DAS suivant le protocole 1 sont réalisées. Le Tableau 8 présente les résultats obtenus. Les mesures soumises au protocole 1 ont été réalisées avec un niveau de puissance égal à 6.61 W incidents (0 dBm source), nous permettant d'engendrer des niveaux de DAS mesurables via l'élévation de température.

Dans ces conditions d'expérimentation et dans le volume considéré (environ 1 mm^3 juste au-dessus des électrodes), le système possède une efficacité de $3,51 \pm 0,28 \text{ W/kg/W}$. Le faible écart-type obtenu montre une bonne répétabilité des mesures.

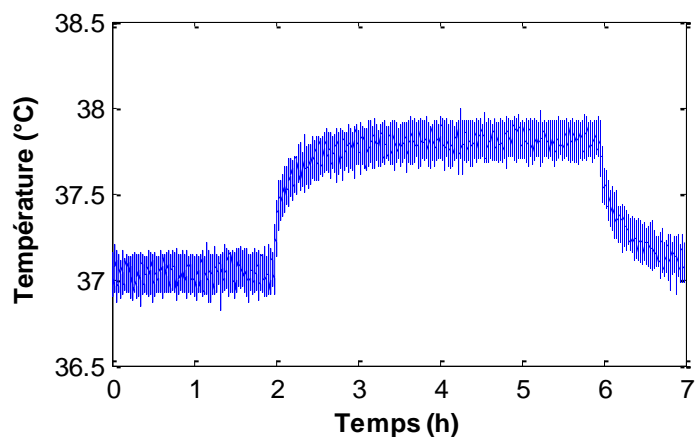
	DAS mesuré (W/kg/W) (*)	DAS moyen (W/kg/W)	Ecart-type (W/kg/W)
Mesure 1	3.54	3.51	0.28
Mesure 2	3.62		
Mesure 3	3.84		
Mesure 4	2.98		
Mesure 5	3.54		

Tableau 8 : Résultats et statistiques sur les mesures de DAS selon le protocole 1.

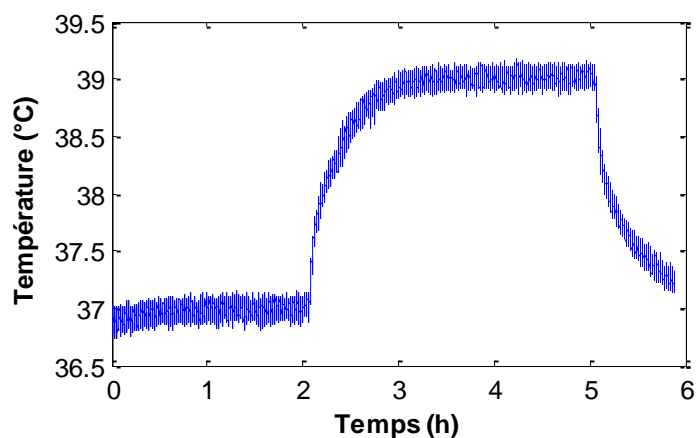
(*) Valeurs du DAS mesuré en W/kg pour 1W de puissance incidente.

Protocole 2

Les mesures selon le protocole 2 ont pour but d'observer une élévation complète de la température du milieu biologique dans des conditions similaires à celles utilisées lors des expérimentations biologiques. Pour ces mesures, les deux puissances incidentes étaient 2.29 W (-6 dBm source) et 6.61 W (0 dBm source). Ces deux niveaux d'expositions ont été utilisés pour vérifier qu'ils entraînaient chacun une augmentation de température différente, proportionnelle à chaque puissance. Dans le cas du protocole 2, le système a été placé dans un incubateur à 37°C et 95% d'humidité. En effet, le temps de mesure pour ce protocole est relativement long et les variations des conditions extérieures sont amenées à évoluer. Le système est donc placé dans l'incubateur pour stabiliser l'environnement en température pendant la durée de la mesure. Deux phénomènes principaux ont été considérés. Le premier portait sur le fait qu'à 37°C, l'évaporation des 3 ml de solution se fait rapidement. L'environnement humide de l'incubateur permet de remédier à ce phénomène d'évaporation en ajoutant de l'eau dans le bac prévu à cet effet au fond de l'incubateur. Le deuxième concernait les possibles réflexions dans l'incubateur dues aux rayonnements de la cellule TEM. Pour cela, des absorbants électromagnétiques ont été placés sur les parois de l'incubateur.



(a)



(b)

Figure 47 : Mesures de température réalisées selon le protocole 2 pour une puissance incidente de 2.29 W (a) et 6.61 W (b).

Les mesures de température effectuées selon le deuxième protocole sont présentées en Figure 47. Pour une puissance en entrée de 2,3 W, on observe une augmentation totale de la température de 0,8 °C. Dans le cas de la puissance la plus élevée, une élévation de température de 2 °C est observée.

Ces augmentations de température correspondent respectivement à 0,35 °C et 0,30 °C d'augmentation pour une puissance incidente de 1 W, ou encore pour un DAS de 3.51 W/kg (Tableau 8).

2-2-C. Dosimétrie numérique

Les résultats expérimentaux ont pu être mis en corrélation avec les simulations numériques pour valider la caractérisation du système. Dans le cadre de son Post-Doctorat, Caterina Merla a effectué la dosimétrie numérique du système. Un rapide bilan des travaux numériques sera effectué dans cette partie.

L'analyse numérique a été réalisée à l'aide de simulations 3D basées sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD)[23]. Le système a été simulé en considérant les lignes électriques et les électrodes centrales du MEA de façon la plus réaliste possible. Un maillage variable a été utilisé pour prendre en compte les électrodes centrales dont les dimensions sont très petites comparées à celles de la cellule TEM.

La Figure 48 montre la distribution du DAS dans le MEA pour 1 W de puissance incidente. La partie gauche de la figure, cas (a), (c) et (e), montre le DAS dans le volume total du milieu tandis que la partie droite, cas (b), (d) et (f), propose un zoom de cette même distribution au niveau des électrodes.

On peut remarquer qu'à l'échelle du volume total de la solution biologique, les valeurs moyennes du DAS ne sont pas dépendantes des dimensions des électrodes. En revanche, les valeurs moyennes du DAS à proximité des électrodes dépendent de leurs dimensions.

Les valeurs du DAS à proximité des électrodes sont très inhomogènes, allant de 37% à 90% pour les cas présentés ici. Le pourcentage le plus élevé s'observe dans le cas d'électrodes de petite taille du fait qu'il existe des zones où le champ électrique est plus faible que dans le cas d'électrodes de grande taille (notamment entre les électrodes). Modéliser les électrodes avec leurs dimensions réelles est donc très important. De plus il existe un fort couplage entre les électrodes et le milieu biologique. Plus les électrodes sont de grande taille, plus le couplage est important.

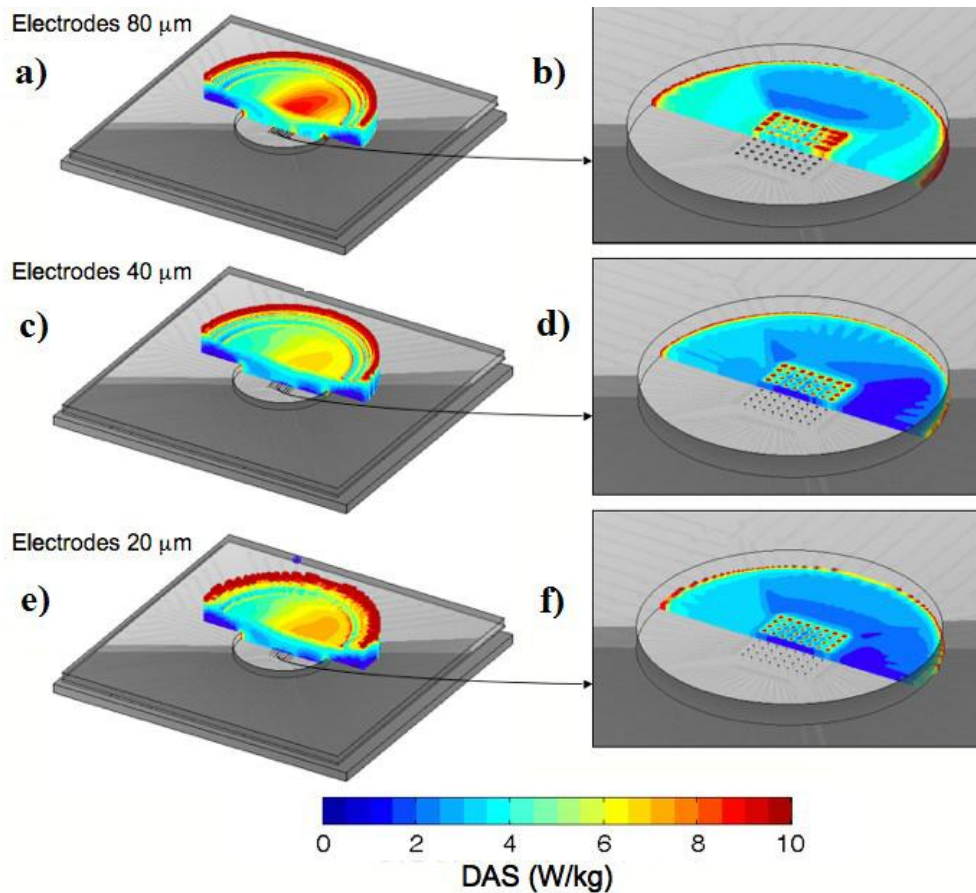


Figure 48 : Simulations numériques du DAS dans le volume complet du MEA et à proximité des électrodes pour différentes tailles d'électrodes.

En considérant des électrodes de taille $20\ \mu\text{m}$ et un volume égal à celui défini pour les mesures de température, la simulation conduit à un DAS de $3,3\pm 0,1\ \text{W/kg}$. Les mesures de température avaient permis de mesurer un DAS moyen de $3,51\pm 0,3\ \text{W/kg}$. Les valeurs obtenues en simulation sont donc en accord avec les résultats expérimentaux permettant de valider la caractérisation du système.

2-2-D. Conclusion

Cette étude a proposé les caractérisations numérique et expérimentale d'un système d'exposition en temps réel pour neurones à 1.8 GHz. Le système, composé d'une

cellule TEM et d'une puce passive d'électrode nommée MEA, a été caractérisé à la fréquence utilisée par le DCS1800.

Concernant cette étude, mes travaux de thèse ont porté sur la mise en œuvre du dispositif expérimental ainsi que sa dosimétrie expérimentale par mesure de température, en vue du calcul du DAS. Ce travail a permis de mesurer l'élévation globale de la température lors d'expositions longues en fonction de la puissance incidente ainsi qu'une efficacité relativement bonne du système. Ce dernier paramètre est intéressant du fait qu'il montre la possibilité d'avoir une partie génération de signal (source RF CW+amplificateur) peu coûteuse.

Concernant la simulation FDTD 3D, les paramètres ont été choisis de façon à modéliser la structure la plus réaliste possible. L'étude a révélé une forte inhomogénéité du DAS à proximité des électrodes en fonction de la taille de celles-ci. Cela met en évidence l'importance de modéliser la puce d'électrodes de façon la plus complète possible et révèle que ce point est fondamental pour une caractérisation correcte de ce système.

Les valeurs de DAS expérimentales sont en accord avec les valeurs obtenues en simulation dans le cas d'électrodes de 20 μm , ce qui permet de valider le modèle numérique utilisé.

Par ailleurs, ces travaux ont donné lieu à une publication dans une revue internationale[50].

Le travail présenté par la suite se place encore dans le cadre de l'étude des systèmes d'exposition adaptés aux signaux de télécommunications sans fil. Il concerne la mise en place d'un système d'exposition à des signaux types GSM900, ayant pour but d'évaluer les effets des ondes RF sur un modèle de Barrière Hémato-Encéphalique (BHE). Il est également basé sur l'utilisation de la cellule TEM.

2-3. Mise en place et caractérisation d'un système d'exposition *in vitro* pour l'étude des effets des ondes RF de faibles niveaux sur un modèle de Barrière Hémato-Encéphalique (BHE)

Ce travail s'inscrit dans la continuation du projet RFFIBHE (Effets de Radio Fréquences de Faibles Intensités sur un modèle de Barrière Hémato-Encéphalique *in vitro*) porté par la Fondation Santé et RadioFréquence. Ce projet, démarré en 2007, a été réalisé dans le cadre d'un partenariat entre 3 structures :

- Vigicell : société spécialisée dans de nouvelles applications de physiologie et biologie cellulaire en toxicologie prédictive dans les domaines de la santé et de l'environnement,
- INERIS : Institut National de l'Environnement Industriel et des RISques,
- XLIM : département OSA, Ondes et Santé.

Suite au rapport final de projet en 2009, la poursuite du développement du système a été décidée. Dans cette continuité, mon travail a consisté en l'apport d'améliorations sur le système, en sa mise en place et en sa première caractérisation. Je présenterai d'abord le contexte de l'étude, les caractérisations expérimentale et numérique du système ainsi que les améliorations apportées au système.

2-3-A. Contexte de l'étude

L'utilisation accrue de la téléphonie mobile suscite beaucoup d'interrogations sur les effets potentiels des RadioFréquences (RF) sur l'Homme. En effet, son essor rapide ces dernières années a précédé toute étude validant l'innocuité de ces RF émises à proximité du cerveau. Même s'il n'a pas été démontré à ce jour de risque systématique pour la santé humaine, des effets délétères ont déjà été mis en évidence pour des niveaux d'exposition élevés au niveau du Système Nerveux Central (SNC) et particulièrement au niveau de la Barrière Hémato-Encéphalique (BHE) *in vitro* mais aussi *in vivo* chez l'animal [99].

Il a été décrit dans la littérature, que la BHE était susceptible de présenter une ouverture suite à une exposition à des RF [100]. Cette ouverture au niveau de la BHE s'avèrerait réversible et transitoire [101]. L'endothélium cérébral pourrait s'adapter à plusieurs expositions successives de RF [102]. Il n'y a pas de consensus clair car la plupart des expérimentations menées ont été réalisées à des niveaux thermiques de DAS. Les études menées à des DAS non thermiques mettent en évidence des effets contradictoires [87], [99]. Par ailleurs, d'après des études réalisées *in vivo* par l'INERIS des expositions à des fréquences de 900 ou 1800 MHz donneraient des résultats similaires et ce serait la variation d'intensité des RF qui provoquerait des réponses différentes de l'endothélium cérébral.

Ces différents effets, bien que contradictoires, sont malgré tout le signe d'une possible interaction entre les RF et la BHE. Il est donc intéressant d'étudier les effets des RF de faibles intensités sur un modèle physiologique au niveau des propriétés de la BHE et plus particulièrement sur les mécanismes de franchissement de celle-ci. Une approche *in vivo* sur animaux a paru inadaptée pour étudier spécifiquement les effets des RF au niveau de la BHE, par opposition à une approche *in vitro*. Pour répondre au mieux à cette problématique, l'utilisation d'un modèle innovant de BHE *in vitro* a été proposée. Ce modèle physiologique, publié en 2005 par Perrière et al. [103], a été développé de façon à reproduire le plus fidèlement la situation rencontrée *in vivo*. Il est constitué de cellules endothéliales primaires de capillaires cérébraux de rats co-cultivées avec des cellules gliales primaires de rat. L'originalité du protocole repose sur un mode de sélection original qui permet l'obtention de monocouches de cellules endothéliales pures. Ce protocole permet d'obtenir un modèle physiologique proche de l'*in vivo* pour étudier le plus fidèlement possible les différents mécanismes de franchissement de la BHE après exposition à des ondes RF. Le projet s'est déroulé en deux grandes étapes. La première étape a permis de développer et de caractériser le système d'exposition aux RF de faibles intensités adapté à un modèle de cultures cellulaires sur insert. Dans un deuxième temps, après validation du système d'exposition et la mise en place d'un protocole d'exposition pertinent, des séries d'expositions aux RF ont été réalisées.

La partie qui suit présente le système d'exposition ainsi que sa caractérisation.

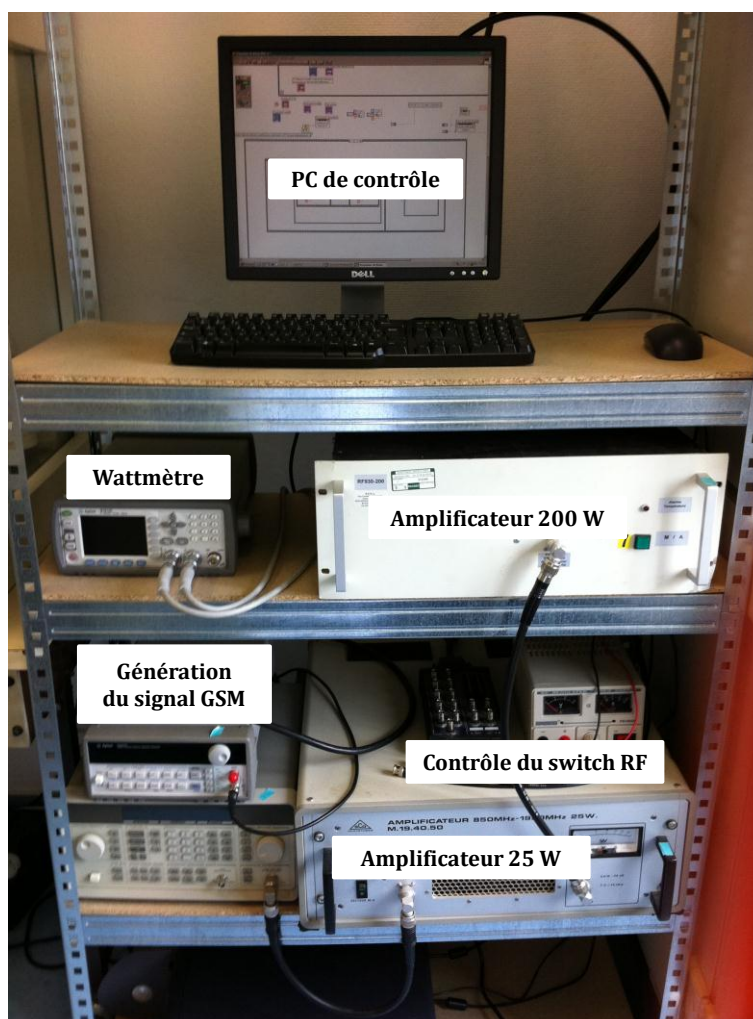


Figure 49 : Photographie du montage RFFIBHE.

2-3-B. Présentation du système d'exposition et de sa caractérisation

a) Configuration expérimentale

Le montage complet est présenté en Figure 49. Le signal RF GSM à 930 MHz est délivré par un générateur RF (HP8648B) couplé à un générateur de fonctions (Agilent 33120A) qui réalise la découpe temporelle TDMA du signal (enveloppe du signal GSM). Le signal est ensuite amplifié. L'amplification est réalisée en 2 étapes, d'abord avec un premier amplificateur 25 W (Nuclétudes M.19.40.50) puis avec un second amplificateur 200 W (RFPA RF930-200).



Figure 50 : Cellules TEM placées dans les incubateurs pour le système RFFIBHE.

Un wattmètre (Agilent 1912A P-Series) couplé à un coupleur bidirectionnel permet la mesure des puissances incidente et réfléchi. Un circulateur a été placé en sortie du deuxième amplificateur pour protéger les appareils des possibles réflexions.

Le système d'exposition proprement dit est basé sur l'utilisation de cellules TEM placées dans deux incubateurs régulés en température et en CO_2 (Figure 50). Un incubateur est destiné à l'exposition et l'autre aux cellules non exposées. Dans chaque incubateur, 4 cellules TEM sont connectées en série. A chaque passage d'une cellule TEM à l'autre, un atténuateur 3 dB a été placé de telle façon qu'à chaque changement de cellule TEM la puissance incidente soit divisée par 2. Ainsi, pour une unique puissance incidente sur le système, il y aura 4 niveaux d'exposition différents dans l'incubateur exposé. La sélection de l'incubateur exposé se fait aléatoirement à l'aide d'un switch RF 2 voies ajouté pour amélioration du montage précédent. Les incubateurs initialement

utilisés ont été remplacés suite à l'observation de perturbations du capteur de CO₂ entraînant des dérives du pourcentage de CO₂ présent dans l'incubateur.

Les appareils (source, wattmètre, switch) sont contrôlés par ordinateur muni d'une carte GPIB sur lequel est installé un programme LabView mis à jour, entre autres pour l'utilisation du switch (Figure 51). Il permet de configurer la durée de l'exposition, le niveau de DAS envisagé, l'incubateur à exposer (ici aléatoire) ou encore le pas temporel de mesure des puissances sur le wattmètre. Une fois ces paramètres validés, le programme débute l'exposition et enregistre toutes les données de mesures dans un fichier du nom de l'identifiant de la mesure.

L'exposition réalisée doit être corrélée à la puissance incidente dans le système. C'est l'objet des deux parties qui suivent. Elles concernent les dosimétries numérique et expérimentale du système.

a) Dosimétrie numérique

L'exposition au niveau de la BHE a été simulée à 930 MHz par méthode FDTD 3D, développée par Philippe Leveque [23]. La Figure 52 présente le maillage de la structure avec une vue détaillée au niveau de la BHE. La plaque de 12 puits est intégrée à la cellule TEM. Le résultat de cette simulation montre que les 6 puits du centre sont exposés de façon semblable, ce qui n'est pas le cas pour les 3 puits de droite et les 3 puits de gauche. A partir de ce constat, seul les 6 puits du centre seront considérés pour les expositions et pour les résultats numériques. Le Tableau 9 présente les valeurs de DAS simulées moyennées dans les 6 puits situés au centre de la cellule TEM. Le volume complet du puits et la zone où se situe le modèle de BHE sont distingués.

ETAPE 1 :
INITIALISATION DU PROGRAMME - PARAMETRES DE LA MANIPULATION

1- Indiquez votre identifiant :

2- Voulez vous tester si les appareils dialoguent correctement avec le PC avant la manipulation ?

3- Précisez la durée de l'exposition h min s

4- Indiquez à quelle cadence les mesures de puissances doivent être effectuées Mesures par minutes

5- Quelle voie voulez-vous utiliser ?

6- Indiquez le niveau d'exposition désiré (DAS)

7- Voulez vous démarrer la manipulation en temps différé ?

Date du départ différé (jj/mm/aaaa)

Heure du départ différé (hh:mm:ss)

Figure 51 : Face avant du programme de contrôle RFFIBHE. Réglages des paramètres d'exposition.

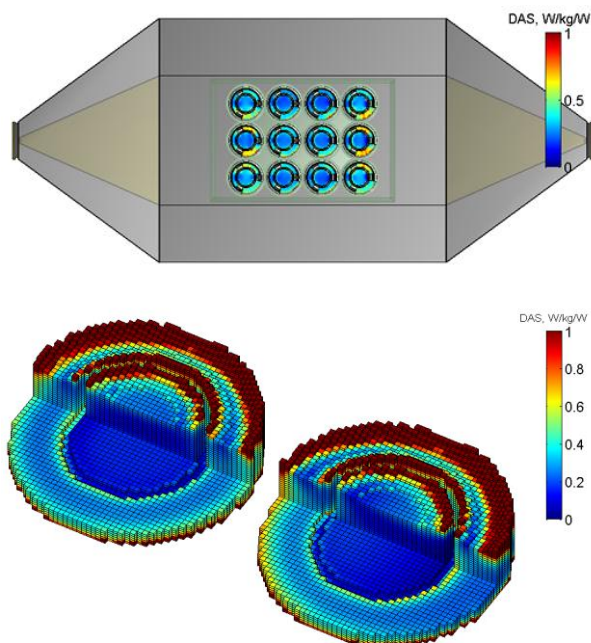


Figure 52 : DAS simulé dans les 12 puits placés dans la cellule TEM et zoom sur le DAS au niveau de la BHE.

	DAS (W/kg/W)
Dans le volume du puits	0.42±0.50
Au niveau du modèle de BHE	0.13±0.03

Tableau 9 : DAS en W/kg moyenné dans le volume total du puits et au niveau du modèle de BHE pour 1 W de puissance incidente.

Le fort écart type en considérant le volume total du puits montre le caractère inhomogène de DAS à ce niveau. En revanche, au niveau du modèle de BHE l'exposition peut être considérée comme relativement homogène.

Plusieurs niveaux de puissances ont été envisagés pour les expositions. Ainsi, quatre puissances (référence au niveau du générateur, avant amplification) ont été choisies pour une durée d'exposition de 2 heures :

- -11 dBm correspondant à un DAS de l'ordre de 0,26 W/kg au niveau de la BHE,
- -14 dBm correspondant à un DAS de l'ordre de 0,13 W/kg au niveau de la BHE,
- -17 dBm correspondant à un DAS de l'ordre de 0,06 W/kg au niveau de la BHE,
- et -20 dBm correspondant à un DAS de l'ordre de 0,03 W/kg au niveau de la BHE.

b) Validation expérimentale

Après la mise en place du système à Vigicell, la validation expérimentale a été effectuée. La technique de mesure de la variation de température à l'aide de la sonde Luxtron One a été utilisée pour évaluer l'efficacité du système mis en place. La sonde Luxtron est insérée au fond d'un des 6 puits de la première cellule TEM et enregistre l'évolution de la température pendant l'exposition en conditions réelles d'expérimentation (incubateur 37 °C, 5% CO₂). La puissance incidente sur la cellule TEM a été fixée manuellement à 42.7 dBm (18.62 W) pour observer une élévation de température suffisante. La durée totale de la mesure est de 1h. L'exposition débute 5 min. après le lancement de la température pour fixer la valeur de référence et dure 40 min.

Les résultats de cette mesure sont présentés en Figure 53 et Figure 54.

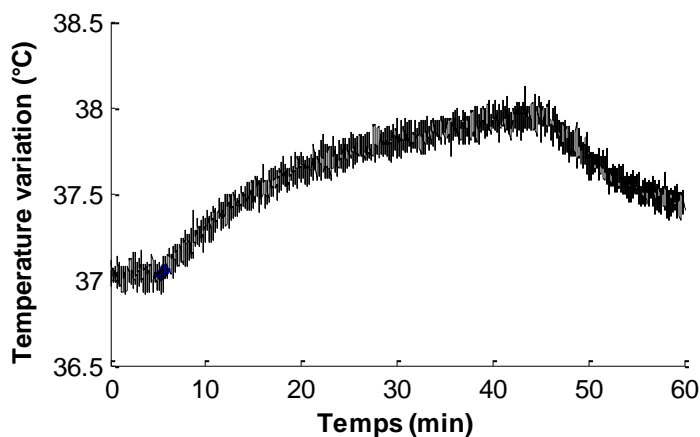


Figure 53 : Mesure de l'élévation de température dans un des 6 puits centraux de la première cellule TEM.

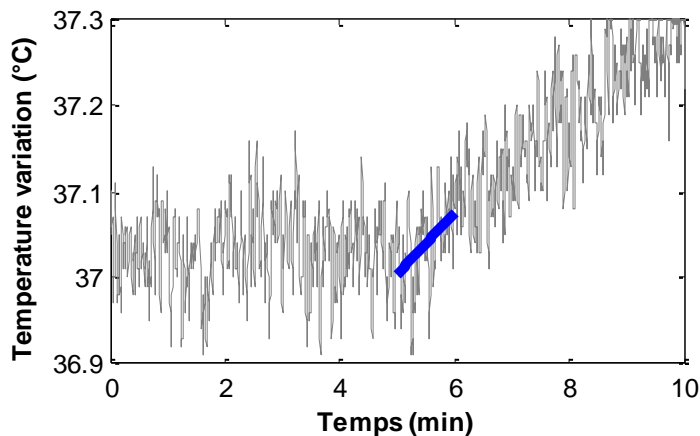


Figure 54 : Calcul de l'efficacité par regression linéaire.

L'efficacité est calculée par régression linéaire des données de température pendant la première minute d'exposition. L'efficacité obtenue est de 0.27 W/kg/W. Par calculs numériques nous avons obtenus 0.42 et 0.13 W/kg/W au niveau du volume total et de la BHE, respectivement. Bien que difficilement comparables du fait que la mesure de la température ne puisse pas être réalisée au niveau de la BHE, la valeur obtenue expérimentalement reste cohérente vis à vis des résultats numériques. Une validation

expérimentale plus approfondie peut être effectuée sur ce système avec notamment un travail de validation du DAS dans chaque cellule TEM et dans chaque puits. Celui-ci reste en perspective.

2-3-C. Bilan sur le système

Le système présenté ici permet l'exposition d'un modèle de BHE à des signaux GSM900. Mon travail a consisté à optimiser et à mettre en place le système en tenant compte des besoins décidés suite au développement du système initial. Le système est maintenant composé de deux incubateurs contenant chacun un montage en série de 4 cellules TEM de grande taille, dans lesquelles des plaques de 12 puits sont insérées. Entre chaque cellule TEM (sauf la première), un atténuateur abaisse la puissance incidente, permettant ainsi d'exposer les plaques à 4 niveaux de DAS différents lors de la même mesure.

La dosimétrie numérique du système a été réalisée par méthode FDTD 3D et a mis en évidence une efficacité de 0.42 et 0.13 W/kg/W au niveau du volume total du puits et au niveau du modèle de BHE, respectivement. Les résultats ont également permis de fixer 4 niveaux de DAS pour les expérimentations.

Une procédure de validation expérimentale a été effectuée par la mesure de l'efficacité du système au niveau d'un puits dans la première cellule TEM. Une efficacité de 0.27 W/kg/W a été ainsi mesurée. Vis à vis de la position de la sonde de température pendant la mesure, cette valeur est cohérente par rapport aux résultats de simulation. La caractérisation expérimentale du système demande néanmoins des mesures supplémentaires de DAS au niveau des autres cellules TEM. Ce travail fait partie des perspectives.

Le travail effectué a mis en évidence le fait que la mesure précise du DAS est primordiale pour mes activités (discrétisation spatiale et temporelle, sensibilité). Pour le travail présenté, une méthode d'évaluation du DAS par mesure température a été utilisée. Cette mesure peut également se faire à partir du champ électrique mesuré dans le milieu biologique. La partie qui suit présente la caractérisation d'une sonde originale, capable de mesurer la variation de température et le champ électrique simultanément.

2-4. Caractérisation d'une sonde électro-optique pour des mesures de DAS appliquée aux signaux de type CW

Ce travail s'inscrit dans le cadre du projet BIOCAPTEO porté par la Fondation Santé Radiofréquences. Le projet a pour objectif l'étude et le développement d'une sonde électro-optique ultra compacte, large bande, appliquée à la dosimétrie afin de prendre en compte l'effet cumulé de l'exposition à différentes sources de radiofréquences. Ce projet est réalisé dans le cadre d'un partenariat entre plusieurs équipes, à savoir FLORALIS, l'IMEP-LAHC et XLIM. La caractérisation CW de la sonde électro-optique a fait partie intégrante de mes travaux de thèse.

Après un court état de l'art sur les sondes de mesure de champ électrique et/ou de température, la sonde caractérisée sera présentée. Les configurations expérimentale et numérique seront alors décrites et comparées. Ensuite suivra l'étude des capacités de la sonde pour des mesures de température et de champ électrique sur des signaux CW en vue de mesures de DAS.

2-4-A. Etat de l'art sur les principales sondes de mesure de température et de champ électrique

a) Sondes de mesure de température

Plusieurs types de sondes sont utilisés pour la mesure de température dans le domaine des champs électromagnétiques ou plus particulièrement dans le domaine du bioélectromagnétisme [104].

Dans un premier temps, on trouve les capteurs traditionnels comme les thermistances [105], [106]. Ces capteurs présentent des intérêts majeurs comme l'encombrement, la sensibilité ou encore le coût.

Cependant, ils ont l'inconvénient majeur d'être composé de parties métalliques. Des courants se créent alors, provoquant un échauffement supplémentaire au niveau de ces parties métalliques, dû à l'effet ohmique. Ceci vient perturber la température réelle du milieu.

Pour s'affranchir de cet inconvénient, il est possible d'utiliser des sondes non perturbatrices basées sur du matériel optique. Elles sont apparues dès les années 1970. Il convient de distinguer deux catégories différentes. Pour la première, la zone sensible à la température (semi-conducteur, cristal électro-optique) module un signal optique la traversant. C'est le cas des technologies développées par DA Christensen [107], EW Saaski [108] et TC Cetas [109]. Pour la deuxième catégorie, le signal optique incident est réémis à une longueur d'onde différente, dépendante de la température. C'est le cas de la technologie Luxtron utilisée dans les études précédentes, basée sur la variation de la fluorescence de la partie sensible à la température [110].

b) Sondes de mesure de champ électrique

La problématique des sondes pour la mesure du champ électrique est globalement la même que pour la mesure de température. Les sondes constituées de parties métalliques conductrices peuvent engendrer des perturbations du champ électromagnétique. En effet, un courant électrique est créé dans ces parties métalliques qui réémettent un champ électromagnétique perturbant alors le champ électromagnétique global. Ce phénomène doit être minimisé le plus possible. Parmi ce type de sondes, on peut citer les technologies basées sur l'utilisation d'un support prismatique sur lequel sont reportés de petits dipôles chargés par des diodes Schottky [111]–[115]. Elles sont aujourd'hui largement utilisées dans le cadre des mesures de conformité des terminaux mobiles (Figure 16). De manière générale, elles ont l'avantage d'être très sensibles.

Par ailleurs, il existe des sondes réalisées avec des matériaux complètement diélectriques. Elles sont conçues pour induire le moins de perturbation possible à l'environnement électromagnétique. C'est le cas des sondes électro-optiques (EO) et en particulier de la sonde caractérisée dans mes travaux. Plusieurs techniques sont alors utilisées, en grande partie basées sur la modification de la propagation d'une source lumineuse dans un matériau sensible au champ électrique ambiant. On exploite entre autres l'effet Pockels dans un cristal [116], [117] ou encore l'effet Franz-Keldysh dans un semi-conducteur [118].

2-4-B. Présentation de la sonde électro-optique

La sonde caractérisée lors de ce travail mesure à la fois l'élévation de température relative et une composante du champ électrique. Cela offre un avantage très fort pour les mesures de DAS. En effet, le DAS peut être évalué à partir de l'élévation de température ou alors de la valeur du champ électrique comme nous l'avons déjà exprimé dans la partie 1-5. Dans le but de limiter les incertitudes, il est important de déterminer le DAS numériquement et expérimentalement à partir du champ électrique présent dans le milieu et à partir de l'élévation de température.

Un second avantage de cette sonde est qu'elle offre une réponse linéaire en champ électrique et non quadratique (Effet Pockels). Il est possible d'observer directement l'évolution temporelle du champ électrique sur un oscilloscope rapide, par exemple dans le cas de champs électriques courts et de forte amplitude. Elle permet de mesurer de façon non perturbatrice le champ électrique de manière vectorielle avec une sensibilité de mesure de l'ordre du $V/m/\sqrt{Hz}$ et une bande passante pouvant largement excéder 20 GHz.

Sans entrer dans les détails du système, la mesure est basée sur l'utilisation d'un cristal en tantalate de lithium ($LiTaO_3$) dont un aperçu est donné en Figure 55. Les paramètres diélectriques de ce cristal sont sensibles aux variations de champ électrique (effet Pockels) et de température (effet thermo-optique). Un système d'asservissement complexe (Figure 56) est associé à la sonde permettant la stabilisation du système sur un point de fonctionnement optimal et l'enregistrement des données sur ordinateur.

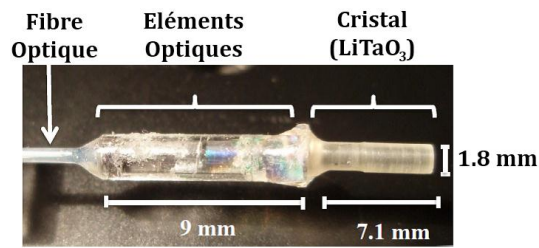


Figure 55 : Photographie de la sonde électro-optique accompagnée de ses dimensions.

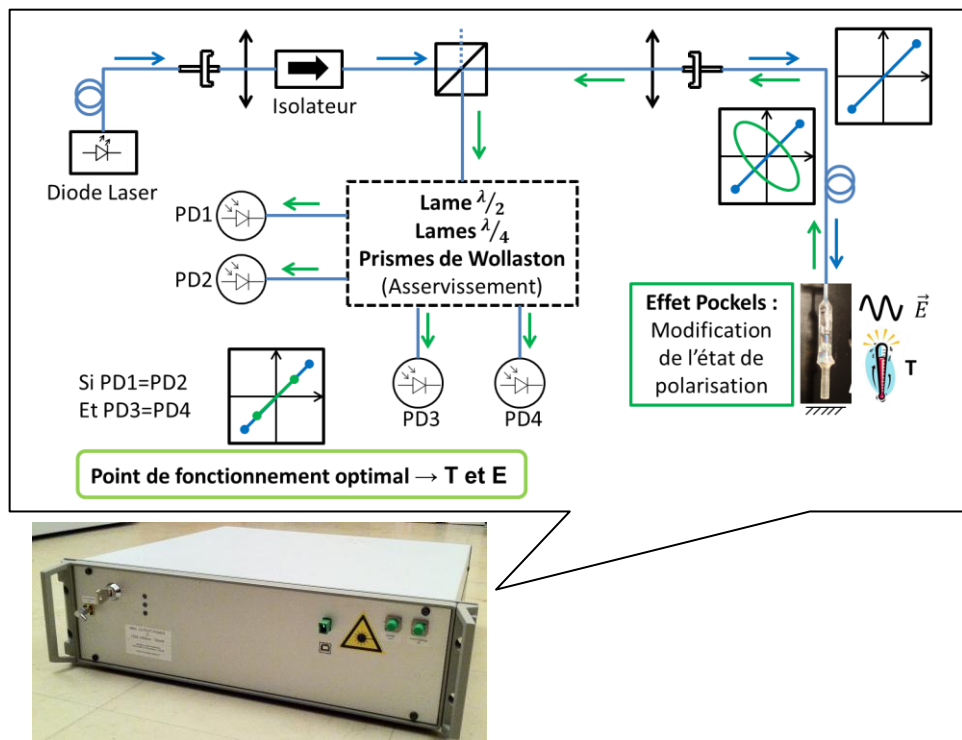


Figure 56 : Boîtier de contrôle de la sonde électro-optique (asservissement) et description de son principe de fonctionnement.

Le principe de la mesure consiste à envoyer un faisceau laser de polarisation rectiligne dans une fibre à maintien de polarisation au bout de laquelle se situe la sonde électro-optique. Après collimation par la lentille GRIN, puis transformation en faisceau polarisé circulairement par la lame quart d'onde, le faisceau laser traverse le cristal électro-optique où il subit l'effet du champ électrique appliqué. Après réflexion en face arrière sur un traitement réfléchissant, le faisceau est réinjecté dans la fibre avec un état de polarisation quelconque. En sortie de fibre, l'analyse de sa polarisation au moyen de lames biréfringentes demi-onde et quart d'onde, montées sur des platines de rotation

motorisées permet d'asservir le système sur son point de fonctionnement optimal. L'ensemble du système de mesure et d'asservissement est assuré par quatre photodiodes reliées à la carte d'acquisition d'un micro-ordinateur. Cette analyse de la polarisation permet de remonter à la variation de température et à la valeur du champ électrique.

Les valeurs de température sont directement stockées sur l'ordinateur par un logiciel adapté et le signal contenant l'information sur le champ électrique est récupéré en sortie du boîtier après conversion en signal analogique par une photodiode rapide.

Le fonctionnement précis et la théorie du système sont largement détaillés dans les travaux de M. Bernier et al. [119].

La partie qui suit propose ainsi une caractérisation expérimentale de la sonde en température et en champ électrique sur des signaux CW.

2-4-C. Mesures de température

a) Configuration expérimentale

Le montage réalisé pour la caractérisation de la sonde en température est présenté en Figure 57. Un signal continu (CW) est délivré par un générateur (HP8648C) connecté à un amplificateur RF (RFPA) avec un gain de 40 dB. La fréquence du signal a été fixée à 1800 MHz, fréquence largement utilisée en téléphonie mobile (DCS). L'adaptation du système durant l'exposition est contrôlée en temps réel par mesure des puissances incidente et réfléchie à l'aide d'un coupleur bidirectionnel (BC-J000-30N) et d'un wattmètre (Hewlett-Packard E4412A).

Le système d'exposition est constitué d'une cellule TEM, identique à celle présentée dans la partie 2-2, dans laquelle a été placée une boîte de Petri (36 mm de diamètre) contenant 3 ml d'eau saline. Les propriétés diélectriques de la solution, $\sigma = 1,86 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 76$ à 1800 MHz à 37 °C, ont été mesurées avec une sonde diélectrique (85070E Dielectric probe kit, Agilent) (Figure 58). La Figure 59 illustre le positionnement des sondes dans la boîte de Petri.

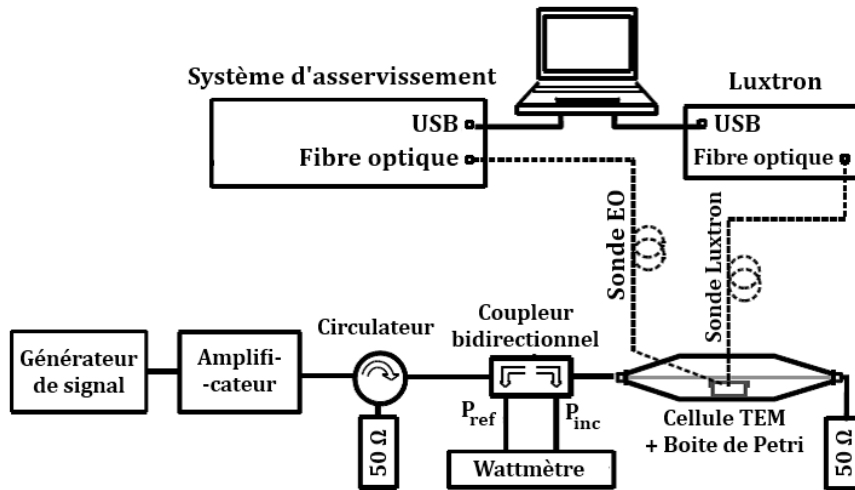


Figure 57 : Schéma du montage pour la caractérisation de la sonde EO en température.

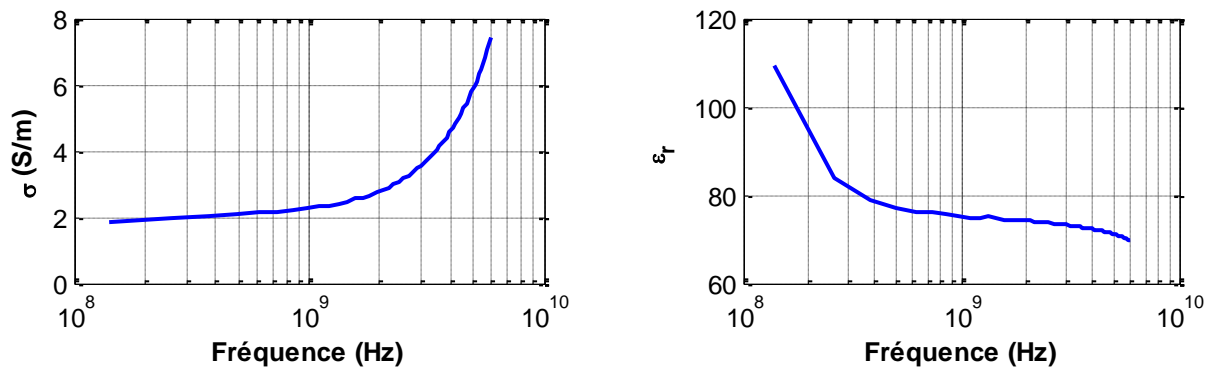


Figure 58 : Conductivité et permittivité relative de la solution contenue dans la boîte de Petri pour la caractérisation expérimentale de la sonde EO en fonction de la fréquence.

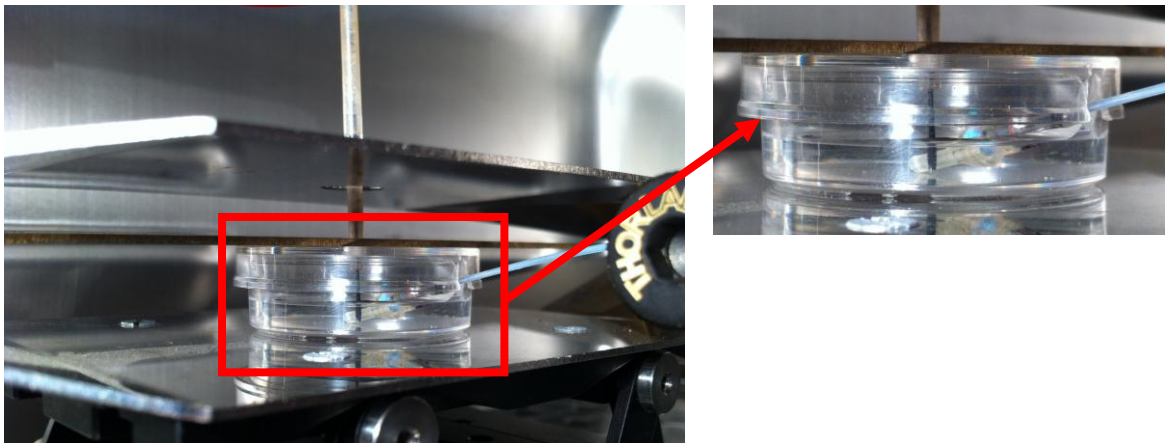
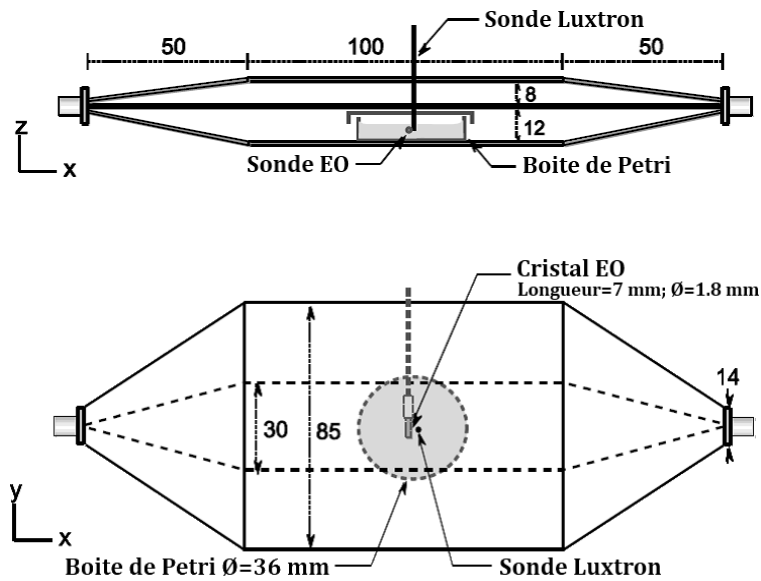


Figure 59 : Positionnement de la boîte de Petri et zoom sur le placement des sondes.

La boîte de Petri est centrée dans la partie inférieure de la cellule TEM sous le septum. La sonde de température Luxtron est introduite verticalement par l'intermédiaire de trous percés dans la plaque supérieure de la cellule TEM, dans le septum ainsi que dans le couvercle de la boîte de Petri. La sonde électro-optique est insérée latéralement grâce à une fente dans la paroi en plexiglass. Le cristal électro-optique et l'extrémité de la sonde Luxtron sont alors plongés au centre de la solution.

Au cours de l'exposition, les données ont été enregistrées sur ordinateur à l'aide du programme de pilotage de la sonde électro-optique. Le fichier alors créé contient les données de température au cours du temps ainsi que diverses informations sur

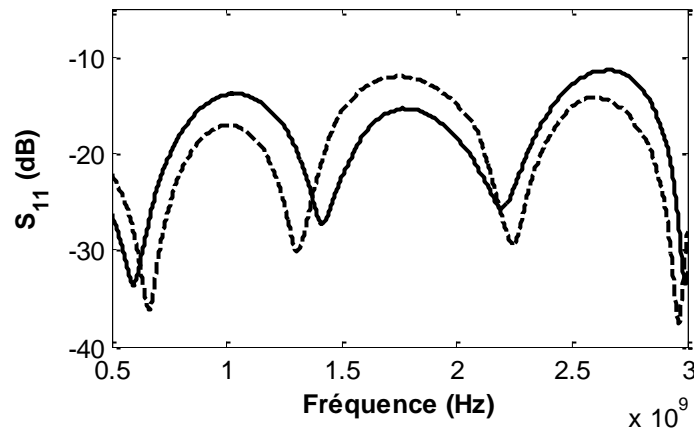


Figure 60 : Coefficient de réflexion mesuré à l'entrée de la cellule TEM vide (trait plein) et équipée de la boîte de Petri (pointillés) chargée sur 50Ω .

l'asservissement du système témoignant du bon déroulement de la mesure. La fréquence de mesure de température a été fixée à 8 Hz.

b) Adaptation d'impédance de la cellule TEM

Cette partie a été réalisée dans le but de vérifier la bonne adaptation de la cellule TEM, y compris lorsque celle-ci est équipée de la boîte de Petri contenant 3 ml de solution. Les mesures du coefficient de réflexion (S_{11}), dans les deux cas, ont été réalisées à l'aide d'un analyseur de réseau vectoriel entre 500 MHz à 3 GHz (Figure 60). Ces résultats montrent une bonne adaptation de la cellule TEM ($S_{11} < -10$ dB) dans le cas où la cellule TEM est vide comme dans le cas où elle est équipée de la boîte de Petri. Globalement on observe une variation du profil du coefficient de réflexion (décalage en fréquence) lorsque la boîte de Petri est à l'intérieur de la cellule TEM, cependant, cela ne provoque pas de désadaptation du système. A 1800 MHz, le module du coefficient de réflexion est égal à -15,45 dB et -12,22 dB dans le cas où la cellule TEM est vide et dans le cas où la boîte de Petri est placée à l'intérieur, respectivement.

c) Etude comparative entre la sonde électro-optique et la sonde Luxtron

Les performances de la sonde électro-optique en termes de mesure de température ont été évaluées en comparaison avec la sonde Luxtron utilisée dans le cadre de l'expérimentation sur le MEA (partie 2-2). Les deux sondes ont donc été placées au même endroit lors des mesures (Figure 59). Pour chacune des sondes, les données de température ont été enregistrées simultanément, avant, pendant et après exposition. Rappelons que la fréquence d'échantillonnage pour la sonde Luxtron est de 4 Hz (4 valeurs de température par seconde) tandis qu'elle est de 8 Hz pour la sonde électro-optique (Kapteos).

Pour la phase d'exposition, la puissance avant amplification a été fixée à 0 dBm (source). Cette puissance est la même que celle utilisée pour les expérimentations sur le MEA et permet de se placer dans un cas typique d'évolution de température.

Les données enregistrées simultanément par les deux sondes sont présentées sur la Figure 61. L'exposition (RF ON) commence à l'instant $t_1 = 5$ min et termine (RF OFF) à $t_2 = 40$ min. Les allures des deux courbes obtenues sont semblables, seule l'incertitude de mesure apparaît nettement inférieure dans le cas de la mesure faite par la sonde électro-optique. A titre comparatif, cette incertitude a été quantifiée. Le même procédé que pour la sonde Luxtron (Figure 45) a été utilisé en appliquant le même type de calcul sur les données de la sonde électro-optique. D'après les résultats présentés en Figure 62, la distribution de l'écart entre le fit et la mesure obéit à une forme Gaussienne avec un écart-type de 44 mK (intervalle de confiance de 95%). En d'autres termes, l'incertitude de mesure avec la sonde EO est plus de 4 fois plus faible que celle de la sonde Luxtron.

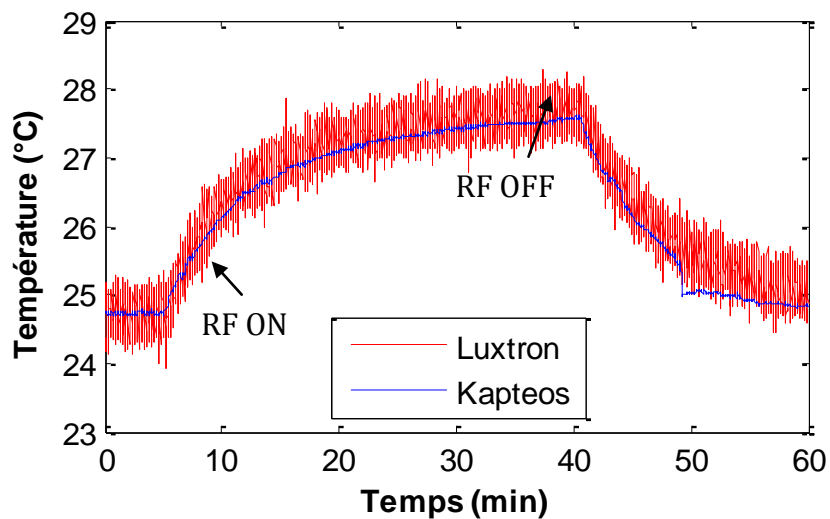


Figure 61 : Température enregistrée par la sonde électro-optique et par la sonde Luxtron.

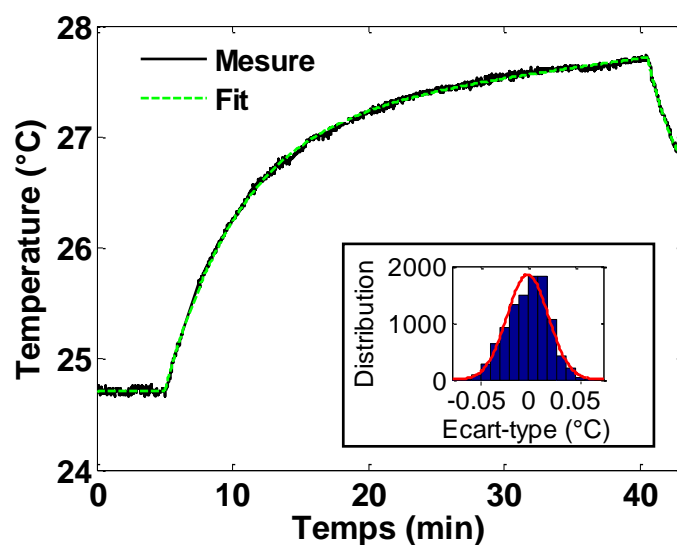


Figure 62 : Calcul de l'incertitude de mesure de la sonde électro-optique.

Sonde	Incertitude	Echantillonnage
Luxtron	197 mK	4 Hz
Sonde EO	44 mK	8 Hz

Tableau 10 : Comparaison des performances de la sonde électro-optique et de la sonde Luxtron en mesure de température (incertitude et fréquence d'échantillonnage).

Le Tableau 10 propose une comparaison entre la sonde caractérisée ici et la sonde Luxtron en ce qui concerne l'échantillonnage et l'incertitude de mesure. D'importantes améliorations du système d'asservissement de la sonde électro-optique sont prévus dans le but d'augmenter la vitesse d'échantillonnage (100 Hz) et d'améliorer l'incertitude sur la mesure.

La sonde électro-optique permet également de mesurer une composante du champ électrique en même temps que la température. La partie suivante détaille les mesures de champ électrique.

2-4-D. Mesures de champ électrique

a) Configuration expérimentale

Globalement, le matériel utilisé pour la caractérisation de la sonde en termes de champ électrique est le même que celui utilisé dans le cas de la température. La différence majeure réside dans le fait que l'axe de la sonde électro-optique devait être tourné pour effectuer la mesure de la composante du champ électrique envisagée. La cellule TEM a donc été placée verticalement pour permettre une insertion verticale de la sonde électro-optique et fixée sur un support rotatif gradué pour permettre sa rotation par rapport à l'axe de la sonde (Figure 63). La sonde est tenue verticalement par un support en plexiglass en contact avec la fibre.

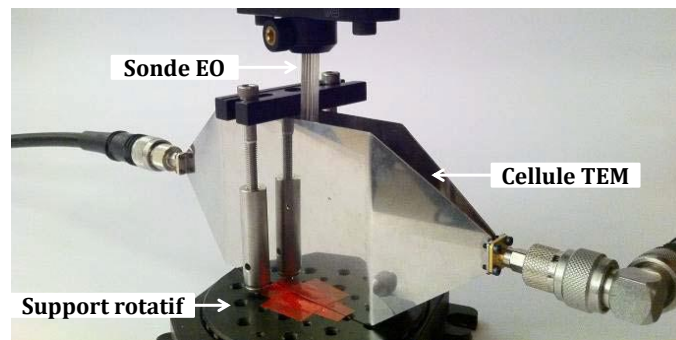


Figure 63 : Positionnement de la cellule TEM et de la sonde électro-optique pour la caractérisation en mesure de champ électrique.

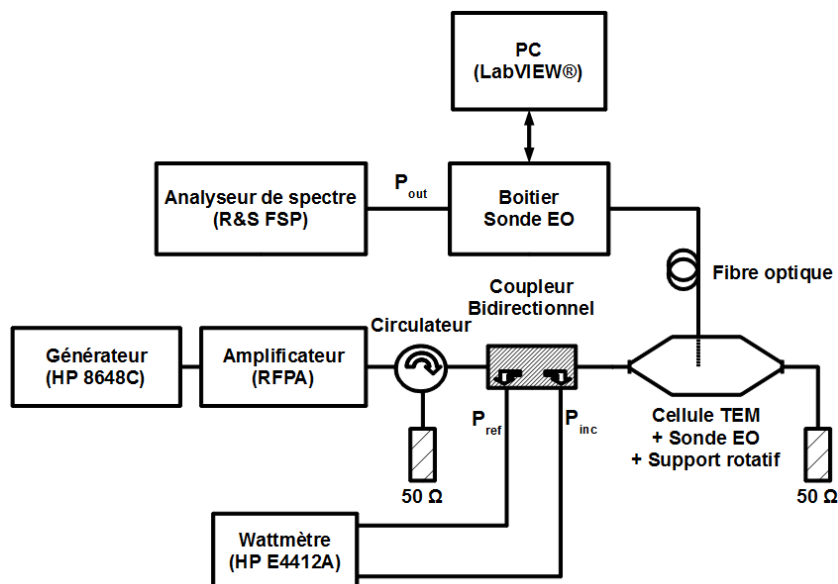


Figure 64 : Schéma du montage utilisé pour la caractérisation de la sonde électro-optique en mesure de champ électrique.

La Figure 64 détaille le schéma du montage utilisé dans le cadre des mesures en champ électrique. La différence avec le montage utilisé pour les mesures de température est que le signal de sortie P_{out} de la sonde électro-optique est visualisé sur un analyseur de spectre (Rhode & Schwarz FSP) qui est connecté au boîtier de contrôle déjà présenté en Figure 56. Dorénavant, seule la sonde électro-optique est présente. Deux types de mesures ont été envisagés. Le premier type de mesure consiste à évaluer la linéarité de la réponse de la sonde.

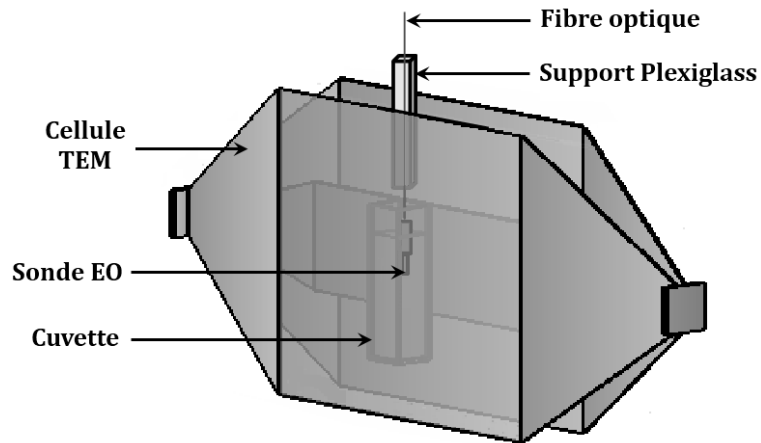


Figure 65 : Positionnement de la sonde électro-optique dans la cuvette pour les mesures dans la solution saline.

Le second consiste à évaluer la capacité de la sonde à rejeter les composantes du champ électrique orthogonales à l'axe de sensibilité de la sonde. Ce sont des mesures de sélectivité. Les mesures de linéarité comme les mesures de sélectivité sont réalisées dans l'air et en solution ($\sigma = 1,7 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 77$ à 1800 MHz mesurées à température ambiante). Pour les mesures en solution, une cuvette biologique est utilisée, contenant 3 ml de solution saline (Figure 65).

b) Linéarité, dynamique et sensibilité de la sonde électro-optique

La linéarité a été évaluée pour une puissance incidente au niveau de la cellule TEM variant de -40 dBm à 40 dBm . 40 dBm est la valeur maximale de puissance que le montage est capable de fournir. La sonde est positionnée au niveau du septum et son axe est orienté de façon à ce que la réponse soit maximale. Les valeurs du signal renvoyées par la sonde en fonction de la puissance incidente, dans l'air et dans la solution sont présentées en Figure 66. La réponse de la sonde électro-optique dans l'air est linéaire dans l'intervalle de puissance $[-20 \text{ dBm} - 40 \text{ dBm}]$ soit une dynamique de 60 dB. Le plateau à -136 dBm correspond au niveau de bruit de l'analyseur de spectre. Dans la solution, la réponse électro-optique est linéaire dans l'intervalle de puissance $[-33 \text{ dBm} - 40 \text{ dBm}]$ soit une dynamique de 73 dB.

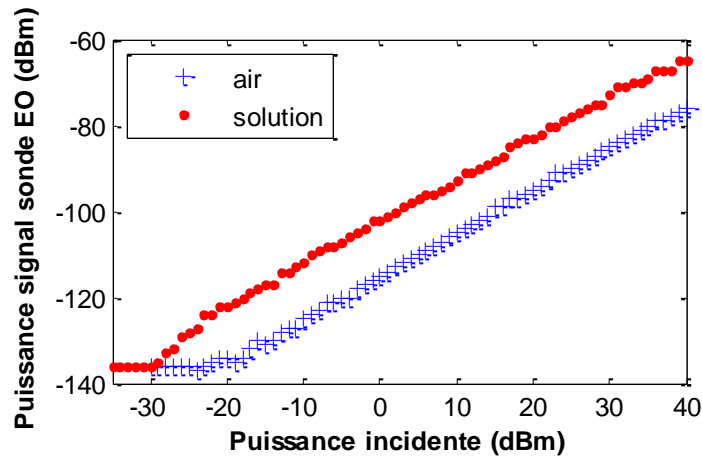


Figure 66 : Puissance du signal en sortie de la sonde EO en fonction de la puissance incidente.

La sensibilité E_{\min} de la sonde est définie comme étant la plus petite valeur de champ électrique capable de d'engendrer un signal en sortie de la sonde du même niveau que le bruit de l'analyseur. Le décalage horizontal des résultats de linéarité dans l'air et dans la solution confirme clairement que la sensibilité dépend du milieu dans lequel est placée la sonde. Elle peut être calculée en utilisant l'équation suivante :

$$E_{\min} = \frac{1}{d} \sqrt{\frac{2 \cdot R \cdot P_{\min}}{\Delta f}} \text{ exprimée en V/m}/\sqrt{\text{Hz}} \quad \text{Eq. (11)}$$

où d est la distance entre le septum et le plan de masse de la cellule TEM (12 mm), Δf le resolution bandwidth (RBW) de l'analyseur (10 Hz), R l'impédance caractéristique de la cellule TEM (50 Ω) et P_{\min} la puissance incidente à partir de laquelle un signal est mesurable.

Dans l'air, $P_{\min} = -20.7$ dBm (8.5 μ W), conduisant d'après l' Eq. (11) à $E_{\min} = 770$ mV/m/ $\sqrt{\text{Hz}}$. Dans la solution, $P_{\min} = -33.2$ dBm (0.48 μ W) d'où $E_{\min} = 180$ mV/m/ $\sqrt{\text{Hz}}$. La meilleure sensibilité est observée dans le cas où la sonde est plongée dans la solution car l'écart de permittivité avec celle du cristal EO ($\epsilon_r = 42$) est moins important dans la solution que dans l'air.

	Milieu	CW	GSM (200 kHz)	UMTS (5 MHz)
Champ électrique minimum détectable (V/m)	air	0.77	343	1720
	solution	0.18	81	407

Tableau 11 : Champ électrique minimum détectable par la sonde électro-optique en fonction de la largeur de bande du signal mesuré.

Les performances obtenues en termes de linéarité, dynamique et sensibilité sont comparables à celles d'autres sondes électro-optiques présentes dans la littérature [120]. L'avantage de cette sonde électro-optique est qu'elle permet la mesure de température, simultanément. La sensibilité reste inférieure à celle des sondes basées sur l'utilisation de dipôles. D'autant que dans le cas de la sonde électro-optique, la sensibilité dépend de la bande spectrale occupée par le signal mesuré, elle évolue en $\sqrt{\text{Hz}}$. Le Tableau 10 rapporte les valeurs de la sensibilité dans le cas d'un signal GSM et UMTS. La sonde est donc plus adaptée à la mesure de signaux CW ou à des signaux de faible largeur spectrale qu'aux signaux type GSM ou UMTS.

Par ailleurs, la sonde est également adaptée à la mesure de champ ultracourt de forte amplitude (thèse en cours de Sophie Kohler au laboratoire Xlim) [121].

c) Mesures de sélectivité

La sélectivité caractérise la capacité de la sonde à rejeter les composantes orthogonales à son axe de sensibilité. Cette mesure a été réalisée en mesurant la puissance en sortie de la sonde en la tournant par rapport à la cellule TEM. A cet effet, la cellule TEM a été placée sur un support rotatif gradué et tournée entre 0 et 180°. Seulement un demi-tour a été considéré du fait de la symétrie du cristal électro-optique. La puissance incidente a été fixée à 27 dBm et la sélectivité a été mesurée dans l'air et dans la solution. Les résultats des mesures sont présentés en Figure 67.

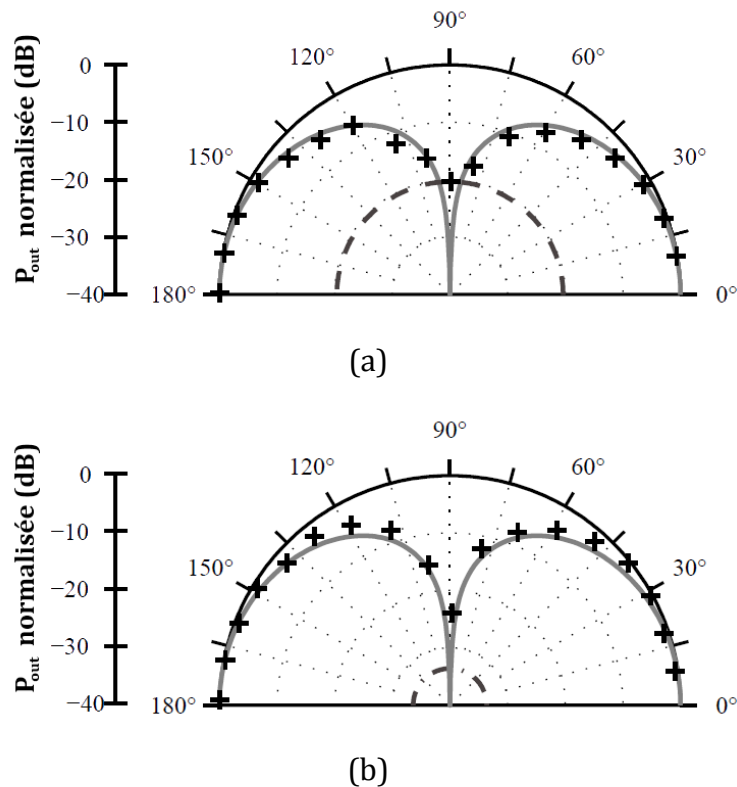


Figure 67 : Sélectivité de la sonde électro-optique dans l'air (a) et dans la solution (b).

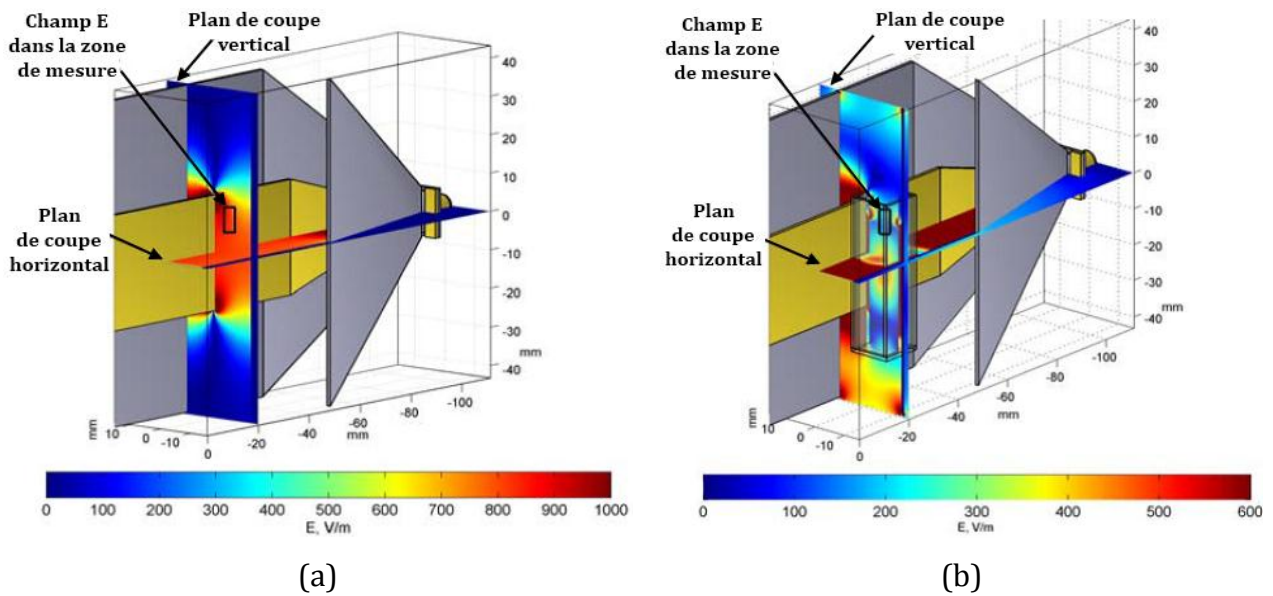
Les symboles + sont les données de mesure, le trait plein la courbe théorique, et les pointillés le niveau de bruit de l'analyseur de spectre, normalisés par rapport à la puissance maximale.

La courbe théorique est donnée par :

$$P_{out} = 10 \cdot \log_{10}(A \cdot \cos^2 \theta) \text{ exprimée en dB} \quad \text{Eq. (12)}$$

où θ est la valeur de l'angle.

Les résultats présentés montrent une bonne similitude entre les données théoriques et les données mesurées, avec une sélectivité de 20 dB dans l'air (limitée par le bruit de l'analyseur) et de 25 dB dans la solution. Ils montrent la bonne capacité de la sonde à rejeter les composantes du champ électrique orthogonales à son axe de sensibilité et donc sa capacité à mesurer une composante unique du champ électrique. Pour mesurer les différentes composantes, il suffit de tourner la sonde.



d) Calibration de la sonde

Pour remonter à la valeur exacte du champ électrique la sonde doit être calibrée. La calibration de la sonde doit être effectuée une fois dans chaque milieu considéré. Elle a ici été réalisée, dans l'air et dans la solution, par calcul numérique FDTD 3D. Dans le sens où cette étape a été primordiale pour effectuer des mesures de DAS à partir du champ électrique, le principe général et les principaux résultats seront présentés ci-après.

La distribution du champ électrique dans la cellule TEM vide et dans la solution a été calculée à 1800 MHz pour une puissance incidente de 1 W (Figure 68). Pour la simulation présentée sur cette figure, le cristal électro-optique n'est pas pris en compte, c'est le champ électrique dans l'air et dans la solution qui est recherché, et non celui à l'intérieur du cristal électro-optique. Les plaques métalliques sont considérées comme des conducteurs parfaits, la permittivité du plexiglass (cuvette) fixée à 2.5 et la structure est maillée uniformément. Les paramètres de la solution sont ceux utilisés dans la partie expérimentale. Pour aller plus loin, des simulations ont été conduites en prenant en compte le cristal EO pour évaluer l'impact de l'écart de permittivité avec le milieu qui l'entoure sur la valeur du champ E à l'intérieur du cristal. Les résultats sont présentés dans le Tableau 12.

		Air	Solution
Champ E dans la cellule TEM (V/m)	Théorique	833	-
	FDTD 3D(*)	810±3	204±44
Champ E dans le cristal EO (V/m)	FDTD 3D(*)	46±10	260±40
Puissance du signal en sortie de la sonde EO (W)	Expérimental	3.1E-9	5.6E-8
Facteur de calibration α (V/m/√W)		1.45E7	8.6E5

Tableau 12 : Champ E simulé et mesuré dans l'air ainsi que dans la solution et facteur de calibration.

(*) Champ électrique moyenné dans le volume de mesure de la sonde électro-optique.

Le facteur de calibration α de la sonde est défini par :

$$\alpha = \frac{|\vec{E}|}{\sqrt{P_{out}}} \text{ exprimé en V/m}/\sqrt{W} \quad \text{Eq. (13)}$$

où E est le champ électrique dans le milieu considéré et P_{out} la puissance du signal renvoyé par la sonde.

Le champ électrique théorique dans la cellule TEM vide est connu et calculé avec l'équation :

$$E = \frac{1}{d} \sqrt{2PR} \text{ exprimé en V/m} \quad \text{Eq. (14)}$$

où d est la distance entre le septum et le plan de masse de la cellule TEM (12 mm), R l'impédance caractéristique de la cellule TEM (50 Ω) et P la puissance incidente en W.

Les facteurs de calibration respectifs obtenus dans l'air et dans la solution sont $1.45E7$ et $8.6E5$ soulignant le fait que la sonde est plus efficace dans la solution que dans l'air. Ces valeurs sont indispensables pour réaliser des mesures de DAS à partir du champ électrique. C'est l'objet de la partie qui suit.

Les travaux de caractérisation de la sonde (incertitude, linéarité, sélectivité, calibration) ont été réalisés en collaboration avec Sophie Kohler du laboratoire Xlim et Pierre Jarrige de la société Kapteos.

2-4-E. Mesure simultanée du DAS par la température et le champ électrique

a) Dosimétrie expérimentale

Suite à la caractérisation de la sonde en mesure de température et de champ électrique, des mesures de DAS ont été réalisées simultanément à partir de l'évolution de température et à partir de la mesure de champ électrique dans la solution exposée aux ondes RF.

Pour ces mesures, le montage réalisé est celui décrit en Figure 57 en ajoutant l'analyseur de spectre pour la mesure du signal en sortie de la sonde électro-optique. L'ensemble cellule TEM et boîte de Petri a été placé dans un incubateur réglé à 37°C et 95% d'humidité (Binder APT line C150). Quatre acquisitions de température ont été effectuées au centre de la solution contenue dans la boîte de Petri ($\sigma = 1,86 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 76$), chacune correspondant à des puissances d'entrée différentes. Pour chaque mesure, la valeur de la puissance du signal électro-optique a été relevée pour en déduire la valeur du champ E à partir du facteur de calibration. La sonde est orientée de façon à maximiser le signal.

La Figure 69 présente les évolutions de température enregistrées pour des puissances incidentes de 28.5, 30.4, 33.6 et 36.1 dBm, mesurées sur le wattmètre.

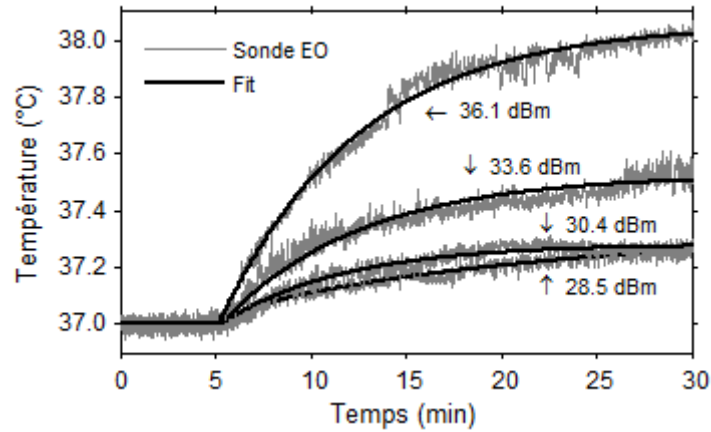


Figure 69 : Mesures de température obtenues avec la sonde électro-optique pour différentes puissances d'entrée.

P_{inc} W (dBm)	SAR (à partir de T) W/kg	SAR (à partir de E) W/kg	Ecart relatif %
0,71 (28,5)	$1,7 \pm 0,3$	$1,3 \pm 0,2$	26
1,10 (30,4)	$2,9 \pm 0,2$	$3,0 \pm 0,3$	3
2,29 (33,6)	$6,1 \pm 0,2$	$6,3 \pm 0,5$	3
4,07 (36,1)	$10,3 \pm 0,2$	$10,0 \pm 0,9$	3

Tableau 13 : Résultats et statistiques sur les mesures de DAS.

Les valeurs de DAS associées aux mesures de température et de champ électrique ainsi que l'écart relatif entre ces valeurs sont données dans le Tableau 13. La procédure utilisée pour calculer les incertitudes est décrite en références [37], [122].

De façon logique, le DAS présente une variation linéaire en fonction de la puissance d'entrée. De plus, une bonne similitude est observée entre les mesures de DAS obtenues par la température et par le champ électrique. Nous remarquons par ailleurs que l'écart relatif est plus petit pour de fortes valeurs de DAS.

En ce qui concerne l'efficacité du système, une moyenne de $2,44 \pm 0,42$ W/kg/W est obtenue à partir des mesures de champ électrique. Cette valeur est en accord avec

celle obtenue à partir des mesures de température qui est de $2,56 \pm 0,12$ W/kg/W, l'écart relatif entre ces deux valeurs étant alors de moins de 5%.

Les écarts observés sur les calculs sont majoritairement dus aux difficultés de positionnement de la sonde électro-optique dans la boîte de Petri dans laquelle le champ électrique est inhomogène à 1800 MHz.

Pour valider la capacité de la sonde à mesurer le DAS simultanément à partir de la température et du champ électrique, les résultats obtenus expérimentalement doivent être comparés au DAS obtenu par simulation numérique 3D. La partie qui suit propose cette comparaison.

b) Dosimétrie numérique

Des simulations numériques FDTD 3D sur le système ont servi d'appui pour valider le protocole expérimental.

La structure simulée présentée en Figure 70 comprend la cellule TEM et la boîte de Petri contenant 3 mL de solution. Les parois métalliques ont été considérées comme des conducteurs électriques parfaits. La permittivité du Plexiglass de la boîte de Petri a été fixé à 2,5 et les paramètres diélectriques de la solution à $\sigma = 1,86$ S/m (conductivité), $\epsilon_r = 76$. Le maillage utilisé (0,2 mm x 0,2 mm x 0,2 mm) est uniforme. Le résultat obtenu en Figure 70 a conduit à un DAS de $3,4 \pm 4,4$ W/kg, moyenné dans la solution entière, pour 1 W incident. Le DAS a également été moyenné dans un petit volume (20 mm^3) correspondant à l'emplacement du cristal électro-optique et vaut $2,65 \pm 2,0$ W/kg/W. La valeur de l'écart-type obtenu montre bien le caractère inhomogène du DAS dans la zone de mesure considérée. Cette valeur est cependant comparable à l'efficacité obtenue lors des mesures, $2,44 \pm 0,42$ W/kg/W par la mesure de température et $2,56 \pm 0,12$ W/kg/W par la mesure de champ électrique, montrant alors une bonne similitude.

Le protocole utilisé pour les mesures de DAS est alors validé.

2-4-F. Bilan sur la caractérisation de la sonde électro-optique

Ce travail s'inscrit dans le cadre des besoins concernant les outils de mesure du DAS. En effet, la mesure du DAS demande les meilleures performances possibles au niveau du matériel (encombrement, sensibilité, incertitude...).

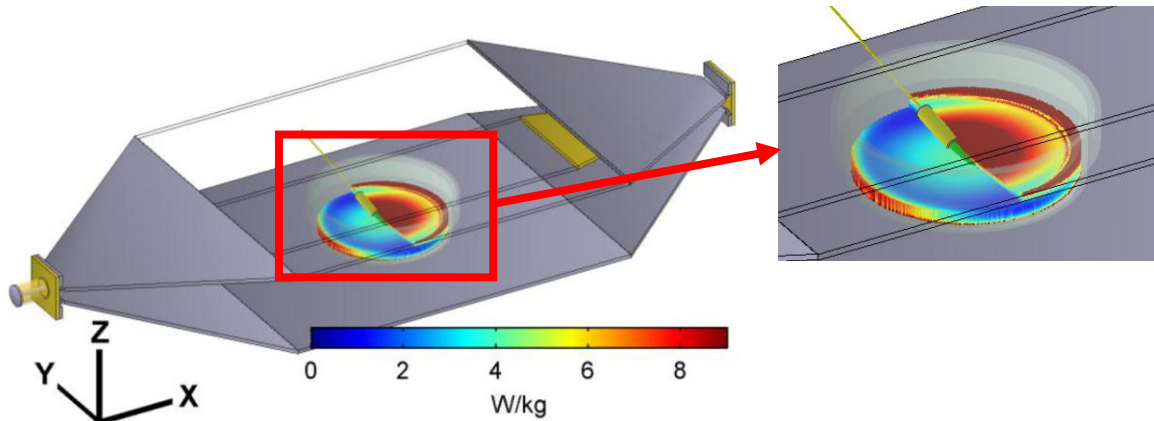


Figure 70 : DAS simulé par méthode FDTD dans le cadre des mesures simultanées avec la sonde électro-optique.

(La sonde est représentée mais n'est pas prise en compte dans la simulation)

Au cours de ces travaux, l'incertitude de mesure en température a été déterminée. Celle-ci est égale à 44 mK pour une fréquence d'échantillonnage temporelle de 8 Hz. Par ailleurs, les performances de la sonde électro-optique en mesure de champ électrique ont été évaluées. Dans la configuration expérimentale présentée, la sonde possède une sensibilité dans l'air égale à $E_{\min}=770 \text{ mV/m}/\sqrt{\text{Hz}}$. Dans la solution la sensibilité est meilleure et vaut $E_{\min}=180 \text{ mV/m}/\sqrt{\text{Hz}}$. En termes de sensibilité, la sonde est adaptée à la mesure de champ pour des signaux CW ou à faible largeur spectrale. Les mesures de sélectivité ont démontré les capacités de la sonde à mesurer une composante unique du champ électrique, aussi bien dans l'air que dans la solution. Après la calibration de la sonde en champ E, des mesures de DAS en simultanée par la température et le champ électrique ont été effectuées. Les résultats expérimentaux obtenus ont été confrontés aux simulations et ont montré une bonne similitude.

De manière générale, la sonde électro-optique caractérisée ici a montré des performances très intéressantes pour mes travaux sur les systèmes d'exposition multisource. L'intérêt de la sonde électro-optique est double dans la mesure où la sonde permet d'effectuer des mesures de DAS sur une large bande de fréquence, à partir des mesures simultanées de la température et du champ électrique.

2-5. Conclusion

Dans ce chapitre, les travaux de ma thèse portant sur la caractérisation de systèmes d'exposition et sur celle d'une sonde de mesure de température et de champ électrique ont été présentés.

La caractérisation du système d'exposition en temps réel pour neurones a permis de proposer un nouveau système d'exposition, destiné à pallier au manque de systèmes basés sur un réseau de micro électrodes dans le cadre d'un projet PEPS-CNRS. Les résultats numériques et expérimentaux obtenus ont montré une bonne efficacité du système et une bonne similitude entre la simulation et la mesure. Par ailleurs, la nécessité de modéliser de façon précise les électrodes ainsi que l'inhomogénéité du DAS à proximité des électrodes ont été mises en évidence[50].

Dans le cadre du projet RFFIBHE, l'optimisation, la mise en place et la caractérisation d'un système d'exposition *in vitro* pour l'étude des effets des ondes RF de faibles niveaux sur un modèle de Barrière Hémato-Encéphalique (BHE) ont été décrites. Le système permet l'exposition de 24 puits, dans lesquels est construit un modèle de BHE, à 4 niveaux de DAS différents. Il est composé au total de deux incubateurs, un exposé, et l'autre servant de contrôle pour les expérimentations biologiques.

Les besoins en outils de mesure ont également été abordés en dernière partie. La mesure du DAS demande les meilleures performances possibles au niveau de l'incertitude et de la fréquence de mesure. La sonde présentée ici possède des capacités uniques en termes de mesure de DAS par la température car elle possède une incertitude de mesure de 44 mK et une fréquence d'échantillonnage temporel de 8 Hz. Nous avons également montré la capacité de la sonde à mesurer le DAS par la température et le champ électrique en simultanément. Les résultats expérimentaux obtenus ont été confrontés aux simulations et ont montré une bonne similitude. L'ensemble des travaux sur la sonde électro-optique a donné lieu à 3 publications dans des revues internationales dont une en tant que premier auteur[51], [52], [123].

Finalemment, ce chapitre a permis de faire un bilan relativement complet des moyens expérimentaux du laboratoire pour la caractérisation des systèmes, ainsi que sur les outils de mesure utilisés au cours de nos activités de recherche. Le chapitre suivant est consacré à l'étude d'un système résonnant en vue d'une exposition multisource.

Chapitre 3:

**Etude d'un système résonnant
multi-source basé sur
l'utilisation d'un incubateur
thermostaté de biologie.**

3-1. Objectifs du chapitre

Ce chapitre s'inscrit dans l'étude des systèmes potentiellement destinés à l'exposition multisource. Dans le chapitre 1, nous avons abordé les avantages de la CRBM dans ce domaine. C'est pourquoi nous allons voir plus en détail les caractéristiques de la CRBM d'XLIM. L'objectif du chapitre est d'acquérir les moyens techniques de caractérisation de la CRBM afin de les transposer sur l'incubateur.

Dans un premier temps, un bref état de l'art sur l'utilisation de la CRBM dans le domaine du bioélectromagnétisme sera donné et les bases théoriques nécessaires à la caractérisation de la CRBM seront ensuite introduites.

En deuxième lieu, une évaluation des performances de la CRBM en termes d'exposition bioélectromagnétique (niveau de champ, efficacité) sera présentée. Cette évaluation constituera une étape préliminaire à la transposition des principes de la CRBM à l'incubateur thermostaté de biologie.

La dernière partie de ce chapitre proposera la description de l'étude menée sur l'incubateur de biologie. Nous présenterons le système d'exposition et nous détaillerons le protocole expérimental mis en œuvre pour sa caractérisation. Les perspectives offertes par le système seront abordées.

3-2. Généralités sur la chambre réverbérante à brassage de modes

3-2-A. Historique et état de l'art

L'apparition de la chambre réverbérante remonte à la fin des années 1960 [124]. Sa réelle introduction dans les standards a été relativement longue et remonte aux années 2000 [125]. Une synthèse sur les principaux travaux réalisés au sujet des chambres réverbérantes à brassage de modes jusqu'en 2002 a été réalisée par P. Corona et al. [126]. La grande majorité de ces travaux concerne le domaine de la Compatibilité ElectroMagnétique (CEM). Ces 20 dernières années, de nombreux travaux sur la caractérisation et la mesure du champ électrique dans la CRBM ont été menés [127]–[129]. Sur le plan normatif, la norme EN 61000-4-21 décrit les techniques d'essai et de mesure en CRBM [130].

Lors des premières discussions scientifiques dans le domaine du bioélectromagnétisme, la communauté n'était pas très favorable à l'utilisation de la CRBM. Ce n'est que quelques années plus tard que les premiers systèmes basés sur la CRBM ont vu le jour, en particulier pour exposer un grand nombre d'animaux dans des conditions non contraintes [83]. La Figure 71 montre la CRBM conçue par T. Wu et al.[82] dans le cadre de leurs travaux sur le calcul du DAS corps entier sur des rats (nouveaux-nés), exposés aux signaux Wi-Fi à 2,4 GHz. Le système développé répond à 4 besoins principaux : être capable d'exposer les animaux à un DAS de 4 W/kg corps entier, permettre le déplacement libre des animaux, fournir une exposition uniforme quel que soit le mouvement des animaux, et enfin, pouvoir émettre des signaux wifi constants et consécutifs durant 2-3 heures. P. F. Biagi et al. [85] proposent quant à eux une étude préliminaire sur l'exposition de rats en CRBM à 1,8 GHz. S. Lalléchère et al. [84] ont mis en évidence les capacités de la CRBM pour les expérimentations bioélectromagnétiques *in vitro*.

L'équipe CEM d'XLIM, dispose d'une CRBM pour ses expérimentations. Les travaux de caractérisation de la CRBM ont servi d'appui pour appliquer les techniques utilisées à l'élaboration d'un système d'exposition multisource. La partie suivante introduit la théorie de base de la CRBM.

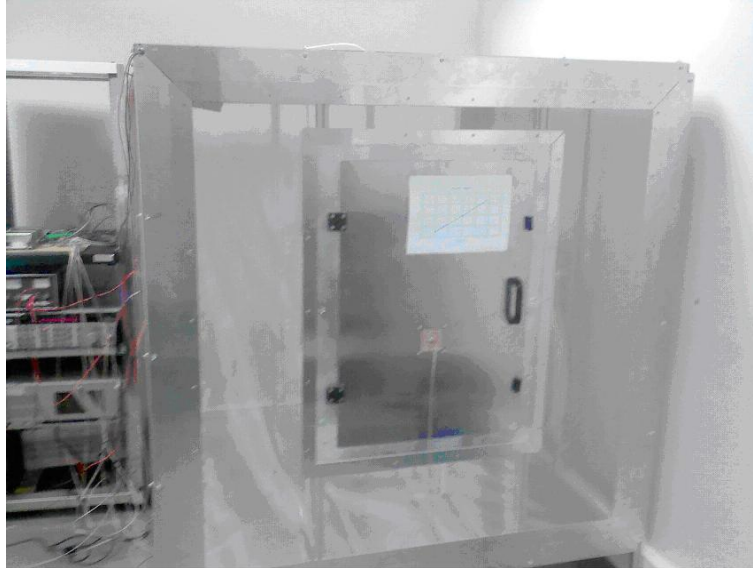


Figure 71 : Chambre réverbérante développée pour exposer des rats à des signaux Wi-Fi, d'après[82].

3-2-B. Théorie de la chambre réverbérante à brassage de modes

L'intérêt notable pour l'utilisation de la CRBM repose sur les avantages qu'elle procure. En effet, la valeur maximale et la valeur moyenne du champ électrique sont proches pour n'importe quel point du volume utile ce qui signifie que la position de l'équipement sous test (EST) dans le volume utile n'a pas d'importance. On parle alors d'homogénéité. De plus, elle permet d'illuminer l'EST avec un champ EM provenant de toutes les directions de l'espace, ce qui implique de ne pas avoir besoin de faire tourner l'EST. On parle alors d'isotropie. Parmi les autres avantages qu'elle présente on peut citer sa large gamme de fréquences et son volume utile important. Sur le plan numérique, la CRBM reste une structure complexe à modéliser (temps de calcul pouvant être très grand) [82] en comparaison avec des systèmes comme la cellule TEM.

a) Qu'est-ce qu'une CRBM ?

C'est une enceinte blindée, c'est à dire constituée de parois métalliques, dans laquelle les propriétés des cavités surdimensionnées sont applicables. De façon générale, c'est une cavité métallique dans laquelle il existe de nombreuses réflexions sur

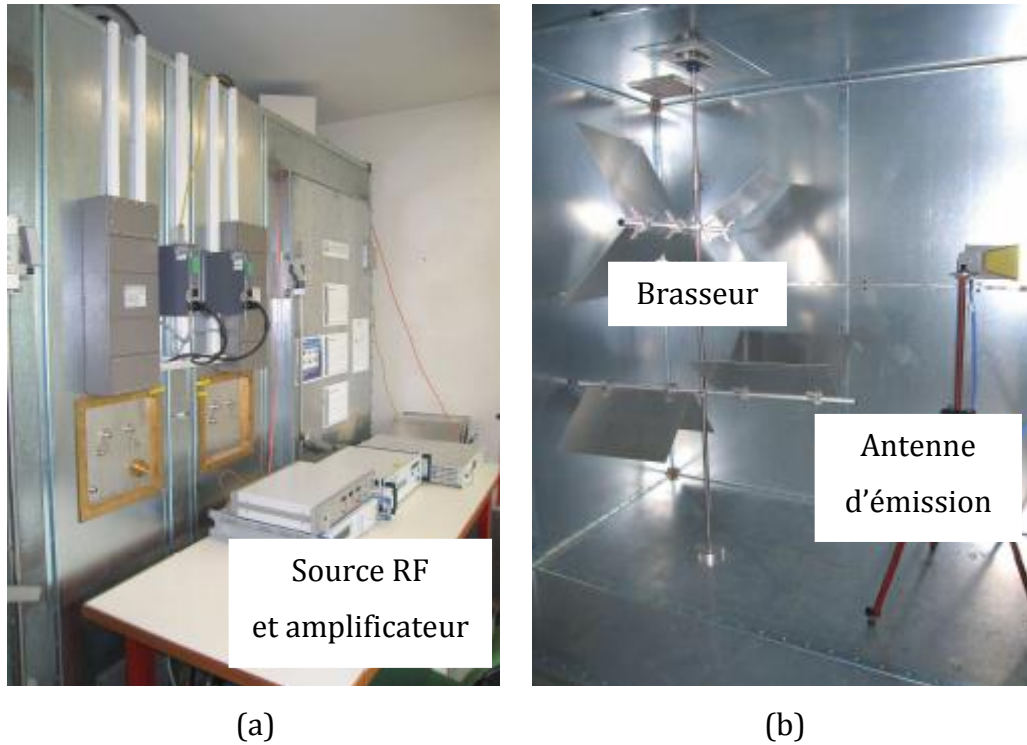


Figure 72 : Vue extérieure (a) et intérieure (b) de la CRBM d'XLIM.

les parois. La cavité métallique est un aspect très important pour maintenir un haut niveau de champ. C'est l'avantage de la chambre réverbérante par rapport à la chambre anéchoïque, même si les murs comportent inévitablement des pertes. Les conditions apportées par les chambres réverbérantes procurent à l'élément exposé un caractère statistiquement isotrope, ce qui évite de le réorienter [131]. Dans la mesure où les modes de résonance de la cavité sont exploités, la génération de champs élevés est assurée en injectant des puissances relativement faibles.

En s'appuyant sur la Figure 72, qui présente une vue de la CRBM d'XLIM, nous allons faire un bilan sur les éléments présents dans une CRBM et sur son principe de fonctionnement.

b) Forme de la cavité

La littérature ne fait pas état de forme plus appropriée qu'une autre concernant la construction de la CRBM. Au contraire, de nombreuses formes différentes ont conduit à des fonctionnements totalement acceptables, tout du moins aux fréquences élevées. Pour les fréquences plus basses, deux aspects sont à considérer [126]. Une forme

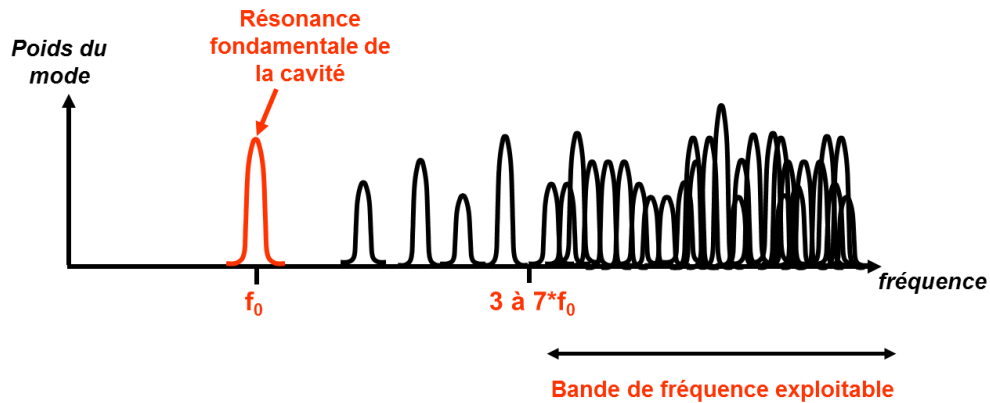


Figure 73 : Fréquence minimale d'utilisation d'une CRBM.

irrégulière génère des modes plus régulièrement espacés en fréquence et peut donner de meilleures performances. Une forme régulière génère des ondes plus homogènes dans l'espace.

La forme typique reste cependant la forme parallélépipédique, où largeur, longueur et hauteur ne sont pas multiples les unes des autres, pour éviter toute symétrie. Il est également possible d'ajouter des éléments métalliques sur les murs de la CRBM pour casser la symétrie.

c) Nombre de modes et fréquence minimale d'utilisation

Si la forme de la CRBM n'a que peu d'importance, ses dimensions sont étroitement liées à plusieurs paramètres importants comme sa fréquence minimale d'utilisation ou le nombre de modes. En effet, il y a apparition des premiers modes de résonance de la chambre à certaines fréquences, lesquelles dépendent de ses dimensions :

$$f_{m,n,p} = \frac{c}{2} \sqrt{\left(\frac{m}{a}\right)^2 + \left(\frac{n}{b}\right)^2 + \left(\frac{p}{d}\right)^2} \quad \text{Eq. (15)}$$

où

a , b et d sont les dimensions de la chambre réverbérante (en m), m , n et p les ordres des modes et c la vitesse de la lumière (en m/s).

La Figure 73 illustre ce phénomène. La première fréquence de résonance est le mode fondamental. Celui-ci correspond à la fréquence la plus basse qui puisse donner lieu à une résonance. Il est déterminé par le triplet (m, n, p) comportant un zéro et deux valeurs unité donnant la fréquence la plus basse. Par exemple, si a est la plus petite dimension, la fréquence fondamentale de résonance de la cavité est f_{011} . Pour pouvoir utiliser la CRBM dans de bonnes conditions de réverbération, il faut que sa densité de modes soit suffisamment élevée. Lorsque la CRBM est en fonctionnement, les fréquences de résonance sont légèrement décalées (voir paragraphe suivant sur le brassage), comme si les dimensions de la CRBM étaient virtuellement modifiées. Si le nombre de modes est suffisamment important, le décalage des fréquences de résonance s'accompagne d'une entrée en résonance d'un mode voisin. On cherche à obtenir un recouvrement des modes pour qu'un maximum de fréquences soit mises en résonance. Ce recouvrement est plus facile à obtenir en hautes fréquences, où la densité de modes est élevée. Par contre, en basses fréquences, le phénomène de recouvrement est insuffisant. C'est pour cette raison qu'il existe une limite basse en fréquence d'utilisation de la CRBM. Le nombre de modes N_m d'une cavité vide (sur un intervalle Δf) peut être estimé par la formule :

$$N_m \approx \frac{8\pi V f^2}{c^3} \Delta f \quad \text{Eq. (16)}$$

($f \gg f_0$ et $f \gg \Delta f$)

où

V est le volume de la CRBM en m^3 ,

f est la fréquence en Hz,

f_0 est la fréquence de résonance du mode fondamental en Hz,

c est la vitesse de la lumière, 3.10^8 m/s,

Δf : intervalle de fréquence en Hz.

En règle générale, la fréquence minimale d'utilisation de la chambre est approximée à 5 fois la fréquence du mode fondamental. La norme 61000-4-21 stipule une valeur de la fréquence minimale située entre 3 et 7 fois la fréquence du mode fondamental, qui correspond environ au 60^{ème} mode de la CRBM (Figure 73).

$$f_{\min} = k \cdot f_{\text{fondamentale}} \quad \text{Eq. (17)}$$

$$3 < k < 7$$

où

f_{\min} est la fréquence minimale d'utilisation de la CRBM en Hz,

$f_{\text{fondamentale}}$ est la fréquence de résonance du mode fondamental en Hz.

Les fréquences supérieures à f_{\min} constituent alors la bande de fréquences exploitable pour les expérimentations. La fréquence minimale d'utilisation de la CRBM d'XLIM se situe entre 222 MHz et 518 MHz.

d) Brassage de modes

Dans le paragraphe précédent, nous avons vu qu'un des principes de la CRBM consiste à décaler les fréquences de résonance. Dans la majorité des cas, ceci est réalisé par un brasseur qui modifie les conditions de réverbération dans la chambre lorsque qu'il est mis en rotation. Dans une CRBM parfaite, la distribution du champ électromagnétique est invariante. La Figure 74 (a) montre l'établissement d'une onde stationnaire dans une CRBM rectangulaire avec un seul mode de propagation. Dans une cavité résonnante, il existe des zones où l'amplitude du champ varie spatialement de manière importante, à cause de phénomènes d'ondes stationnaires qui s'installent. Il se crée la présence de minima et maxima (ventres et noeuds) dont l'amplitude peut différer typiquement de 40 dB. Lorsque la fréquence augmente, de nouveaux modes de résonance apparaissent et la distribution devient plus dense du fait de la superposition des modes (Figure 74 (b)). La Figure 74 (c) montre une distribution similaire au cas (b) avec uniquement un changement des conditions de réflexions dans la chambre. Nous remarquons alors un changement des positions des minima et maxima.

Pour faire bouger les minima et maxima de champ spatialement et temporellement dans la cavité, on ajoute usuellement des brasseurs mécaniques (pales métalliques). Il existe cependant une deuxième technique de brassage, le brassage électronique (ou fréquentiel). Il consiste, par exemple, à exciter la chambre à une fréquence modulée par un bruit blanc large bande atteignant quelques MHz.

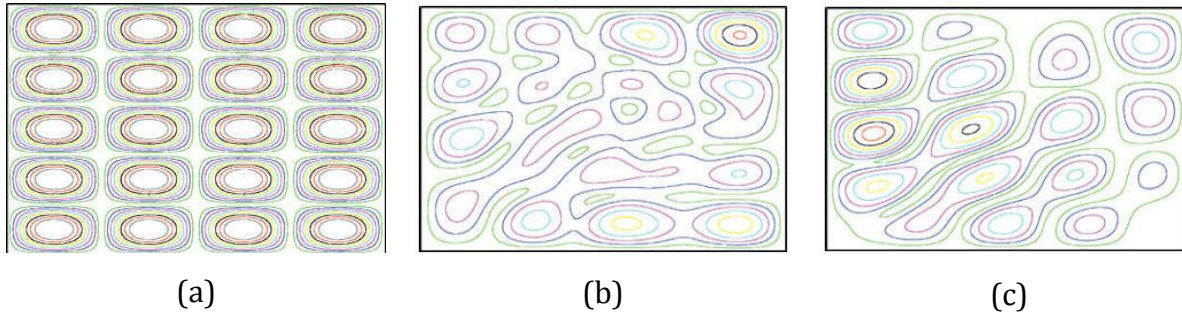


Figure 74 : Distribution du champ électrique dans une chambre réverbérante rectangulaire pour un seul mode de propagation (a), pour 4 modes de propagation (b) et pour 4 modes de propagation après changement des conditions de réverbération (c) [132].

A Xlim, le brassage est de type mécanique et le brasseur est constitué de pâles métalliques fixées sur un axe pivotant (Figure 72). L'étude de J.Clegg et al. [133] sur l'optimisation des brasseurs en chambre réverbérante conclut que les points les plus importants dans la conception d'un brasseur sont sa forme et sa taille, la performance du brasseur augmentant avec la complexité de sa forme. Il est également envisageable de multiplier le nombre de brasseurs comme dans les travaux de T.Wu et al. [82] et P. Corona et al. [128], ce dernier concluant qu'il n'est pas toujours nécessaire de multiplier les brasseurs mais qu'il faut utiliser le, ou les brasseur(s) approprié(s). M. Capstick et al. [83] utilisent également un brassage à deux brasseurs pour augmenter la complexité de forme, ne tournant pas à la même vitesse pour éliminer les positions relatives constantes.

Dans le cadre de la caractérisation du champ électrique dans la CRBM, le brasseur est le plus souvent déplacé en mode pas à pas. Le brasseur peut être également mis en rotation continue. Il se pose alors la question de la vitesse à laquelle tourne le brasseur. Dans le cas d'une rotation continue et selon la vitesse de rotation, il existera une interaction entre la variation temporelle du champ électrique et les caractéristiques de l'objet exposé [126]. Si l'objet a une réponse rapide à l'exposition, il sera sensible au maximum du champ électrique, alors que s'il a plutôt une réponse lente, il sera sensible à la moyenne du champ. Dans le cadre des études bioélectromagnétiques, ces deux méthodes de rotation peuvent être envisageables, en fonction du type d'exposition. Le mode pas à pas permet de réaliser plusieurs cas stationnaires différents tandis que le

mode de rotation continu est plus représentatif d'un environnement réel. Dans ce dernier cas, la vitesse de rotation du brasseur peut également introduire un effet de modulation basse fréquence, dans le sens où la vitesse de rotation du brasseur détermine la vitesse de variation des minima et maxima du champ électrique.

Les conditions apportées par les chambres réverbérantes à brassage de mode procurent à l'exposition réalisée un caractère statistiquement homogène et isotrope, mais cela ne s'applique que dans un volume bien défini de la chambre. Cependant, suivant l'utilisation de la CRBM, l'effet du brasseur induit un phénomène équivalent à une modulation d'amplitude basse fréquence.

e) Définition du volume de test

Le volume de test est l'espace de la CRBM dans lequel le champ est reconnu statistiquement homogène et isotrope. La norme EN 61000-4-21 conseille de choisir le volume de test de telle sorte qu'il soit à une distance minimale de $\lambda/4$, où λ est la longueur d'onde, de toutes les parois et de tout autre objet de la chambre comme le montre la Figure 75. Cette distance est calculée pour la fréquence d'utilisation de la chambre la plus basse. Par exemple, à 1 GHz, le volume de test est au minimum éloigné de 7,5 cm de tout autre objet dans la CRBM, qui reste une distance faible.

C'est à l'intérieur de ce volume qu'est placé le dispositif lors des expositions. A ce titre, les antennes et les objets contenus dans la chambre ainsi que la dissipation d'énergie dans les parois viennent conditionner les pertes dans la CRBM. Ces pertes sont caractérisées par la valeur du coefficient de qualité de la CRBM. Dans une cavité sans perte, le coefficient de qualité global est infini. Plus les pertes sont importantes, plus le facteur de qualité diminue et plus les performances de la CRBM sont diminuées (niveau de champ, uniformité).

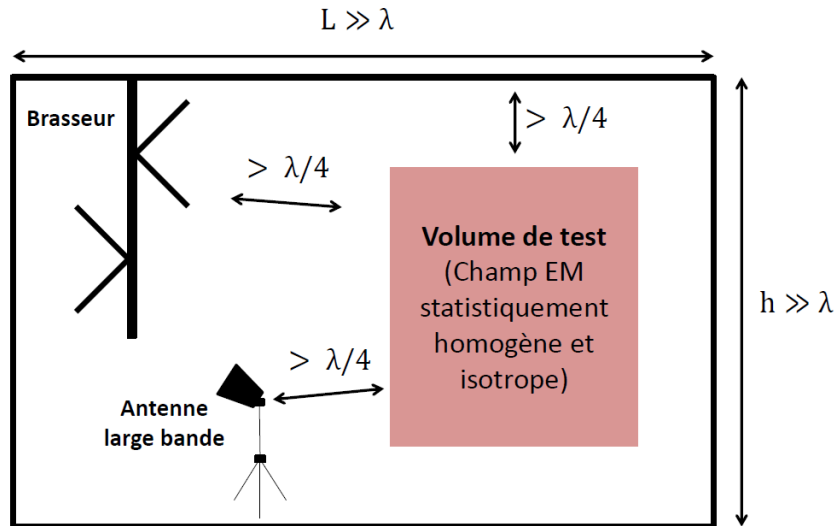


Figure 75 : Définition du volume utile de la CRBM.

f) Facteur de qualité et constante de temps

Le facteur de qualité décrit la capacité de la chambre à emmagasiner de l'énergie électromagnétique. La génération de champ de grande amplitude en dépend. Il constitue donc un des paramètres fondamentaux des CRBM. Il est généralement défini comme étant le rapport entre l'énergie moyenne emmagasinée et l'énergie dissipée par unité de temps :

$$Q = 2\pi f \frac{W_{EM}}{P_d} \quad \text{Eq. (18)}$$

où

f la fréquence de travail en Hz,

W_{EM} l'énergie électromagnétique emmagasinée dans la CRBM en J,

P_d la puissance dissipée (parois + EST + fuites + antennes) en W.

Les antennes et les objets contenus dans la chambre ainsi que la dissipation d'énergie dans les parois viennent conditionner la valeur du coefficient de qualité global. Théoriquement, il est possible de distinguer le facteur de qualité lié aux parois et celui lié aux antennes [131]. Le facteur de qualité lié aux pertes dans les parois de la cavité, Q_{parois} , s'exprime de la façon suivante :

$$Q_{\text{parois}} = \frac{3V}{2S\mu_r} \sqrt{\pi f \sigma \mu_0 \mu_r} \quad \text{Eq. (19)}$$

où

V le volume de la CRBM en m^3 ,

S la surface des parois de la CRBM en m^2 ,

f la fréquence de travail en Hz,

σ la conductivité du matériau en S/m,

μ_0 la perméabilité du vide ($\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m),

μ_r la perméabilité relative de l'air ($\mu_r = 1$).

Le facteur de qualité lié aux antennes, Q_{ant} est exprimé par [131]:

$$Q_{\text{ant}} = \frac{16\pi^2 V}{\lambda^3} \quad \text{Eq. (20)}$$

où

V le volume de la CRBM en m^3 ,

λ longueur d'onde de travail en m.

Enfin, l'expression suivante permet d'exprimer le facteur de qualité global (dans le cas d'une chambre vide) :

$$Q^{-1} = Q_{\text{parois}}^{-1} + \frac{N_{\text{ant}}}{Q_{\text{ant}}} \quad \text{Eq. (21)}$$

Avec

N_{ant} le nombre d'antennes (généralement 2, émission et réception)

La Figure 76 montre le tracé théorique. Le facteur de qualité global suit le facteur de qualité des antennes aux basses fréquences tandis qu'aux hautes fréquences, il suit le facteur de qualité des parois.

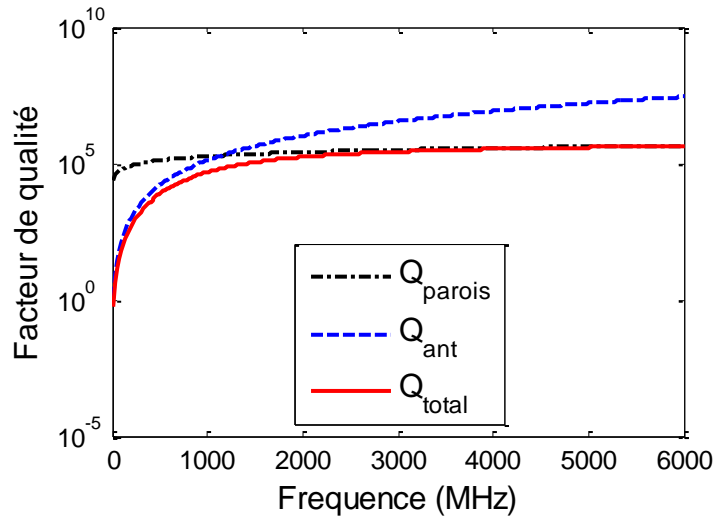


Figure 76 : Facteur de qualité théorique de la CRBM d'XLIM.

Le facteur de qualité doit être suffisamment important pour assurer un bon fonctionnement de la CRBM. CL. Holloway et al. [134] proposent une étude sur les paramètres requis pour une bonne utilisation de la CRBM. C'est en particulier le cas pour le facteur de qualité minimum requis pour lequel ils proposent :

$$Q_{thr} = \left(\frac{4\pi}{3}\right)^{2/3} \frac{V^{1/3}}{2\lambda} \quad \text{Eq. (22)}$$

où

V le volume de la CRBM en m^3 ,

λ la longueur d'onde en m

Expérimentalement, le facteur de qualité global de la CRBM est lié aux pertes d'insertion, appelées aussi Chamber Calibration Factor (CCF). Le facteur de calibration est défini par le rapport entre la puissance injectée par l'antenne d'émission et la puissance reçue (moyenne ou maximale) par l'antenne de réception sur un tour complet du brasseur :

$$CCF_{moy} = \left\langle \frac{P_{re\c{u}e_moy}}{P_{inj}} \right\rangle_n$$

$$CCF_{max} = \left\langle \frac{P_{re\c{u}e_max}}{P_{inj}} \right\rangle_n$$

Eq. (23)

où

P_{inj} est la puissance injectée dans la CRBM en W,

$P_{re\c{u}e_max}$ est la puissance maximale reçue par l'antenne de réception en W,

$P_{re\c{u}e_moy}$ est la puissance moyenne reçue par l'antenne de réception en W,

n le nombre de positions de l'antenne de réception,

et $\langle \rangle$ désignant l'opérateur moyenne.

Une seule position de l'antenne de réception permet de calculer le facteur de calibration, cependant, plusieurs positions de l'antenne peuvent être envisagées, auquel cas le facteur de calibration sera la moyenne des positions considérées.

Le facteur de qualité est alors obtenu par les équations :

$$Q_{moy} = \left(\frac{16\pi^2 V}{\eta_{Tx} \eta_{Rx} \lambda^3} \right) \cdot CCF_{moy}$$

$$Q_{max} = \left(\frac{16\pi^2 V}{\eta_{Tx} \eta_{Rx} \lambda^3} \right) \cdot CCF_{max}$$

Eq. (24)

où

V est le volume de la CRBM en m^3 ,

η_{Tx} et η_{Rx} les efficacités des antennes d'émission et de réception, respectivement,

λ la longueur d'onde considérée en m.

Dans le cas où des signaux pulsés sont envisagés, il faut s'assurer que le temps de réponse de la CRBM est suffisamment court. La constante de temps de la CRBM est liée au facteur de qualité par la formule :

$$\tau = \frac{Q}{2\pi f}$$

Eq. (25)

Elle traduit le temps que met l'énergie emmagasinée par la CRBM pour se dissiper. Ce paramètre est à prendre particulièrement en considération dans le cas où

des formes d'ondes pulsées sont utilisées. Le cas échéant, elle doit être suffisamment courte devant la durée de l'impulsion utilisée pour exciter la chambre pour ne pas déformer la propagation dans la chambre. Il est précisé dans la norme 61000-4-21 que si la constante de temps de la chambre est supérieure à 40% de la largeur d'impulsion pour plus de 10 % des fréquences étudiées, des absorbants doivent être ajoutés à l'intérieur de la chambre pour réduire le facteur de qualité (augmentation des pertes) ou alors la largeur d'impulsion doit être augmentée. Typiquement, la constante de temps est de l'ordre de la μs .

Il est nécessaire de caractériser la CRBM pour déterminer ses performances. La partie qui suit détaille les étapes de cette caractérisation ainsi que les techniques utilisées.

3-2-C. Techniques de caractérisation d'une CRBM

La caractérisation vise à prouver le bon fonctionnement de la CRBM. Elle est basée sur des normes, notamment la norme 61000-4-21 [130] qui préconise par exemple l'utilisation d'un nombre minimum de fréquences à considérer ainsi qu'un nombre minimum de positions indépendantes du brasseur (Tableau 14). Le schéma général du montage utilisé pour la caractérisation d'une CRBM est présenté en Figure 77. La procédure d'étalonnage demande de mesurer les modules des trois composantes E_x , E_y et E_z du champ électrique ainsi que la puissance du signal reçu par l'antenne de réception, pour chaque position du capteur (8 selon la norme 61000-4-21), pour chaque pas du brasseur et cela pour chaque fréquence considérée (Tableau 14). Pour cette raison, un programme de pilotage est utilisé pour contrôler les instruments de mesure. A partir de cette mesure, plusieurs éléments sont à vérifier, comme la bonne efficacité du brassage ou encore l'uniformité du champ électrique.

a) Efficacité de brassage

Le calcul de l'efficacité de brassage permet de vérifier l'efficacité du brassage et reflète la capacité du brasseur à modifier les conditions aux limites sur un tour complet. Elle est définie comme le rapport entre la puissance maximale et minimale reçues par l'antenne de réception placée en un point fixe du volume utile sur un tour complet de brasseur :

$$EB_{dB} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{\max}}{P_{\min}} \right) = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{S_{2l\max}}{S_{2l\min}} \right) \quad \text{Eq. (26)}$$

Le brassage est considéré comme efficace si $EB_{dB} > 20$ dB.

Une deuxième méthode pour évaluer l'efficacité de brassage consiste à calculer le coefficient d'autocorrélation à l'ordre n d'une série de mesures de la puissance reçue par l'antenne de réception (ou d'une composante du champ électrique, E_x , E_y ou E_z) sur une rotation du brasseur.

$$r(n) = \frac{\sum_{k=1}^N (x(k) - \langle x \rangle)(x(k+n) - \langle x \rangle)}{\sum_{k=1}^N (x(k) - \langle x \rangle)^2} \quad \text{Eq. (27)}$$

L'allure de la fonction d'autocorrélation est donnée en Figure 78.

Bande de fréquence	Nombre d'échantillons indépendants	Nombre de fréquences
f_{\min} à $3 f_{\min}$	50	20
$3 f_{\min}$ à $6 f_{\min}$	18	15
$6 f_{\min}$ à $10 f_{\min}$	12	10
$> 10 f_{\min}$	12	20 / décade

f_{\min} : fréquence minimale d'utilisation de la CRBM

Tableau 14 : Nombre d'échantillons indépendants et de fréquences nécessaires à la caractérisation de la CRBM en fonction de la fréquence.

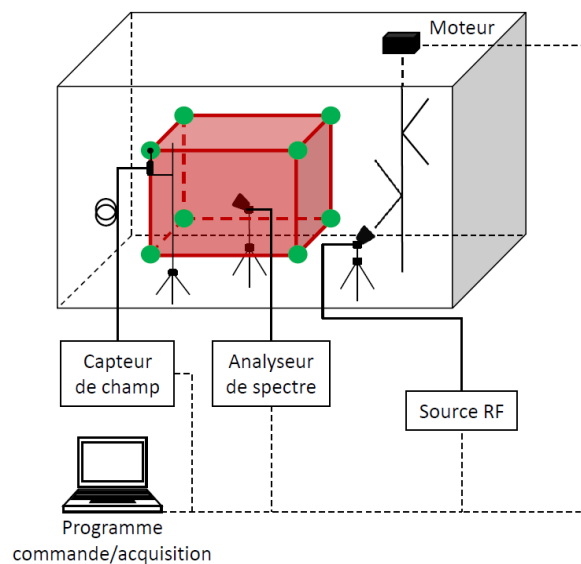


Figure 77 : Schéma du montage utilisé pour la caractérisation d'une CRBM. Les points verts représentent les positions successives du capteur de champ.

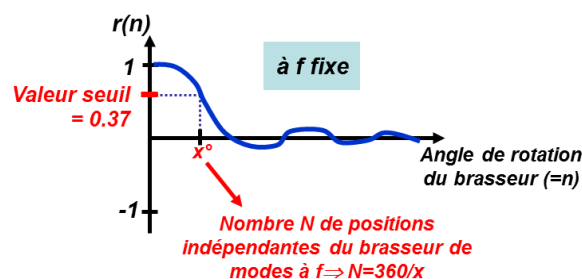


Figure 78 : Allure de la fonction d'autocorrélation à l'ordre n de la puissance reçue par l'antenne de réception.

La valeur du seuil pour l'autocorrélation, à partir duquel les échantillons sont considérés comme indépendants, fixé par la norme 61000-4-21 est de 0,37. Il correspond, à chaque fréquence caractérisée, à une valeur x de l'angle du brasseur en degré. Pour que le brassage soit qualifié d'efficace, il faut que $N=360/x$ soit supérieur ou égal au nombre d'échantillons indépendants recommandé par la norme (Tableau 14). Il est également possible de tracer la valeur de l'autocorrélation d'ordre 1 en fonction de la fréquence. Pour un nombre de pas de brasseur donné (exemple 50) le seuil de 0,37 nous indique alors à partir de quelle fréquence ces échantillons sont indépendants. De façon générale, plus on monte en fréquence, plus le brassage est efficace car le nombre de modes augmente également. Le fait d'augmenter le nombre de pas du brasseur ne diminue pas la valeur d'autocorrélation. En ce sens, l'efficacité du brassage ne peut être améliorée qu'en changeant la position, la taille, ou encore la forme du brasseur (complexité).

A ce stade, la caractérisation de la CRBM est complétée avec l'évaluation de l'uniformité du champ électrique dans la chambre.

b) Uniformité du champ électrique

Dans le cas de la caractérisation à vide, le volume utile contient uniquement l'antenne de réception et la sonde de mesure de champ nécessaires aux mesures. L'antenne d'émission est placée en dehors du volume de test et dirigée vers le brasseur ou un coin de la CRBM tandis que l'antenne de réception est placée à l'intérieur du volume de test (Figure 79). La puissance injectée dans la CRBM doit être suffisamment importante pour engendrer des niveaux de champ électriques significatifs dans la chambre, convenablement mesurables. Pour chaque fréquence dans la bande étudiée, le brasseur effectue une rotation pas à pas de 360 degrés avec un nombre de pas donné, typiquement 50.

Pour chaque fréquence (réparties en échelle logarithmique sur la bande étudiée) et pour chaque pas du brasseur, on enregistre la puissance maximum et la puissance moyenne (P_{MaxRec} , P_{AveRec}) en réception, la valeur maximum du champ électrique ($E_{Max_{x,y,z}}$) pour chaque composante de la sonde ainsi que la valeur moyenne de la puissance injectée dans la CRBM (P_{Input}) sur une rotation complète du brasseur.

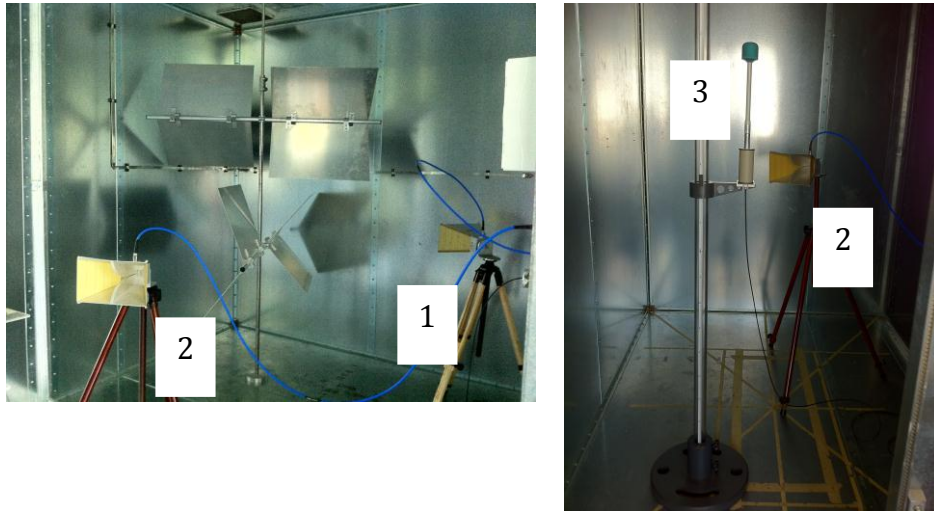


Figure 79 : Exemples de placement des antennes (émission (1) et réception (2)) et du capteur de champ (3) dans la CRBM.

Ces relevés sont ensuite répétés pour 8 positions distinctes dans le volume de test (Figure 77 et Figure 79). Au-dessus de $10 f_{\min}$, le nombre de positions de la sonde peut être réduit à 3. A chaque nouvelle position de la sonde de champ électrique, la position et l'orientation de l'antenne de réception dans le volume de test doivent être changées également. Il est important de prévoir un temps de pause suffisant à chaque pas de brasseur pour que les appareils de mesure aient le temps de répondre convenablement. Parallèlement à cela, il faut veiller à ce que la distance minimum requise entre tous les éléments de la CRBM soit respectée dans le cadre de la définition du volume utile (Figure 75).

Pour valider l'uniformité du champ électrique dans la CRBM, il faut alors évaluer l'écart type sur les données mesurées, à savoir l'écart type sur les composantes de champ suivant X, Y, Z et sur le champ électrique total. D'un point de vue normatif, l'uniformité du champ est validée si les résultats en termes d'écart-type satisfont les règles données dans le Tableau 15.

Bande de fréquence	Tolérance sur l'écart type
80 – 100 MHz	4 dB
100 – 400 MHz	4 dB à 100 MHz diminuant linéairement à 3 dB à 400 MHz
> 400 MHz	3 dB

Tableau 15 : Tolérance sur l'écart-type des valeurs de champ électrique en fonction de la fréquence selon la norme 61000-4-21.

La première étape consiste à normaliser les maxima de chaque composante du champ électrique (24 ou 9 valeurs selon la fréquence en V/m) par rapport à la racine carrée de la puissance d'entrée (en Watts) :

$$\vec{E}_{x,y,z} = \frac{E_{Max,x,y,z}}{\sqrt{P_{input}}} \quad \text{Eq. (28)}$$

Pour chaque fréquence, on calcule alors la moyenne des maxima normalisés $\langle \vec{E}_{x,y,z} \rangle$:

Pour les fréquences inférieures à $10 f_s$:

$$\langle \vec{E}_x \rangle_8 = \frac{\sum \vec{E}_x}{8} \quad \text{Eq. (29)}$$

$$\langle \vec{E}_y \rangle_8 = \frac{\sum \vec{E}_y}{8} \quad \text{Eq. (30)}$$

$$\langle \vec{E}_z \rangle_8 = \frac{\sum \vec{E}_z}{8} \quad \text{Eq. (31)}$$

$$\langle \vec{E} \rangle_{24} = \frac{\sum \vec{E}_{x,y,z}}{24} \quad \text{Eq. (32)}$$

Au-dessus de $10 f_s$, il est possible d'utiliser seulement 3 positions pour la sonde et non plus 8. Il suffit alors de remplacer 8 par 3 et 24 par 9 dans les formules précédentes.

Il reste à déterminer si, pour chaque fréquence, la chambre satisfait les recommandations. La limite est spécifiée en termes d'écart-type (Tableau 15) calculé à partir des données de chaque axe de la sonde de champ et sur les données totales lors d'une rotation complète du brasseur.

L'écart-type est donné par la formule suivante :

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (\vec{E}_i - \langle \vec{E} \rangle)^2}{n-1}} \quad \text{Eq. (33)}$$

Avec

n le nombre de mesures

\vec{E}_i la $i^{\text{ème}}$ mesure d'une des composantes du champ électrique normalisée par rapport à la racine carrée de la puissance d'entrée,

$\langle \vec{E} \rangle$ la moyenne arithmétique des mesures normalisées de E.

Par exemple, pour la seule composante x, l'Eq. (33) devient :

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{\sum (\vec{E}_{ix} - \langle \vec{E}_x \rangle_8)^2}{8-1}} \quad \text{Eq. (34)}$$

Il en est de même pour les composantes y et z.

Pour l'ensemble des 3 composantes l'Eq. (33) devient :

$$\sigma_{24} = \sqrt{\frac{\sum_{m=1}^8 \sum_{n=1}^3 (\vec{E}_{m,n} - \langle \vec{E} \rangle_{24})^2}{24-1}} \quad \text{Eq. (35)}$$

Finalement, l'écart-type en dB est exprimé en relation avec la moyenne sous la forme :

$$\sigma(dB) = 20 \log \left(\frac{\sigma + \langle \vec{E}_{x,y,z} \rangle}{\langle \vec{E}_{x,y,z} \rangle} \right) \quad \text{Eq. (36)}$$

A partir de 400 MHz, la norme 61000-4-21 préconise une valeur d'écart type n'excédant pas 3 dB. Un maximum de 3 fréquences par octave peuvent cependant dépasser cette limite dans la limite de 1 dB. Pour une prise en main concrète de cette mesure, la caractérisation de l'uniformité du champ électrique dans la CRBM a été effectuée entre 800 MHz et 6 GHz.

La Figure 80 montre les résultats obtenus lors de l'évolution de l'uniformité du champ électrique dans la CRBM entre 800 MHz et 6 GHz. Un signal CW est émis par le générateur (R&S SMR20) vers une antenne d'émission (Cornet 800 MHz - 18 GHz) orientée vers le brasseur comme le montre la Figure 79. La même antenne est placée en réception, à l'intérieur du volume de test. Celle-ci est reliée à un analyseur de spectre (R&S FSP 30 GHz) dans le but d'enregistrer la puissance en réception. Les composantes du champ électrique sont mesurées à l'aide d'une sonde de champ électrique (PMM EP-183 avec répéteur optique OR-03) placée successivement aux 8 positions définies auparavant. La Figure 79 présente deux exemples.

Les acquisitions et commandes des appareils présents dans le montage sont entièrement automatisées par un programme LabView développé lors des premiers travaux sur la caractérisation de la CRBM d'XLIM [135]. Les mesures ont été réalisées sur la bande de fréquences 800 MHz-6 GHz (divisée en 32 fréquences séparées de façon logarithmique) pour 8 positions de la sonde de champ et pour 18 pas de brasseur, sur toute la bande de fréquences considérée. Les valeurs d'écart-types obtenues ont été comparées aux limites du Tableau 15, et sont donc en accord avec les recommandations de la norme 61000-4-21.

3-2-D. Conclusion

Une fois la caractérisation de la CRBM effectuée, les tests peuvent être réalisés. La section présentée ci-dessus m'a permis d'acquérir les techniques de bases pour la caractérisation de la CRBM. Ces techniques seront reproduites dans le sous-chapitre suivant, pour la caractérisation du système multisource envisagé. Avant cela, quelques mesures de DAS ont été effectuées dans la CRBM dans le but de connaître l'efficacité du système ou encore les niveaux de champs électriques mis en jeu.

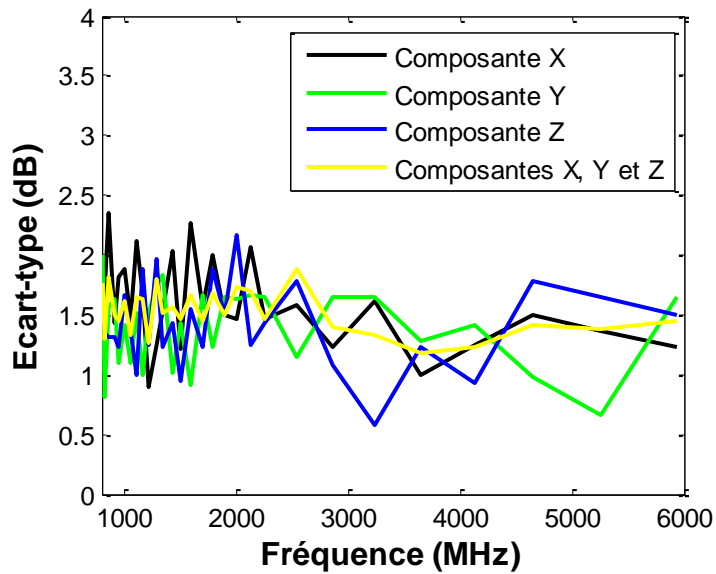


Figure 80 : Ecart-type sur les composantes du champ électrique dans le CRBM.

3-3. Dosimétrie expérimentale en CRBM par mesure de température

3-3-A. Introduction

La CRBM d'XLIM est un système d'exposition très intéressant pour nos expérimentations. Par ailleurs, elle constitue une étape préliminaire vers l'étude du système basé sur l'incubateur de biologie. C'est pourquoi l'objectif de cette partie est d'évaluer les performances de la CRBM en termes d'exposition bioélectromagnétique (niveau de champ, efficacité) avant d'envisager de transposer ce principe à l'incubateur de biologie.

3-3-B. Protocole expérimental

Le montage utilisé pour ces mesures est présenté en Figure 81. Le DAS a été calculé à partir de l'enregistrement de la variation de température dans le milieu exposé ($\sigma = 1,8 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 78$ à 900 MHz et à température ambiante). La sonde de température Luxtron One a donc été ajoutée au système pour permettre le suivi de la température dans le milieu. Par ailleurs, un amplificateur a également été ajouté à la partie

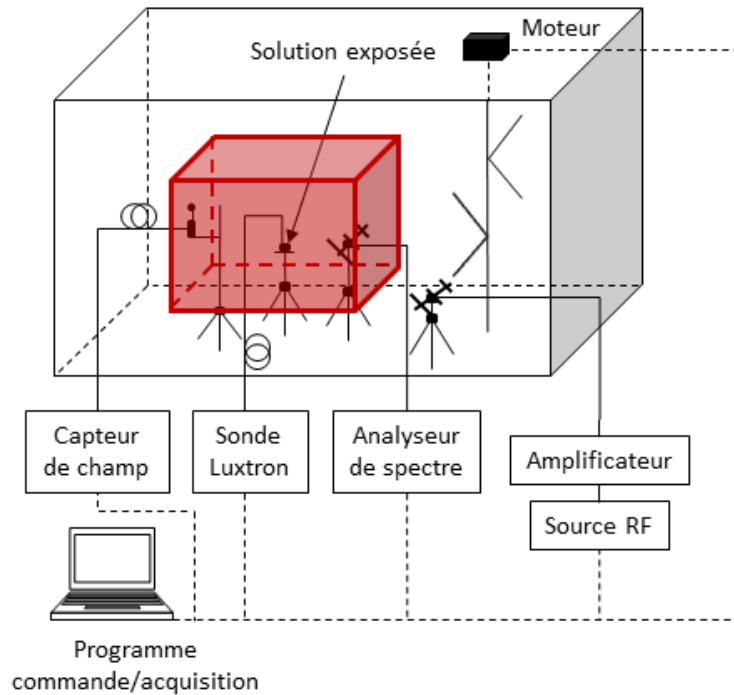


Figure 81 : Montage pour la dosimétrie expérimentale dans la CRBM.

génération du système, de façon à travailler à des niveaux de champ suffisamment élevés pour induire des augmentations de température mesurables. La source RF (R&S SMR20) délivre un signal CW à un amplificateur 20 W (Prana – AP32 DT120). La fréquence de travail est fixée à 900 MHz pour ces mesures. Les antennes d'émission et de réception utilisées sont des antennes log-périodiques (ETS-Lindgren Model 3148) et le capteur de champ est placé à l'intérieur du volume de test.

Le protocole de mesure s'étale sur une durée d'une heure. Une période de 45 minutes d'exposition est prévue dans ce protocole, entre 2 périodes de non-exposition de 5 et 10 minutes avant et après exposition, respectivement. Lors des mesures, le brasseur est mis en rotation continue, réalisant une rotation complète en 2 minutes. Une puissance de 12 W en sortie d'amplificateur conduit à un champ électrique total de 168 V/m mesuré, en moyenne, pendant la phase d'exposition (Figure 82).

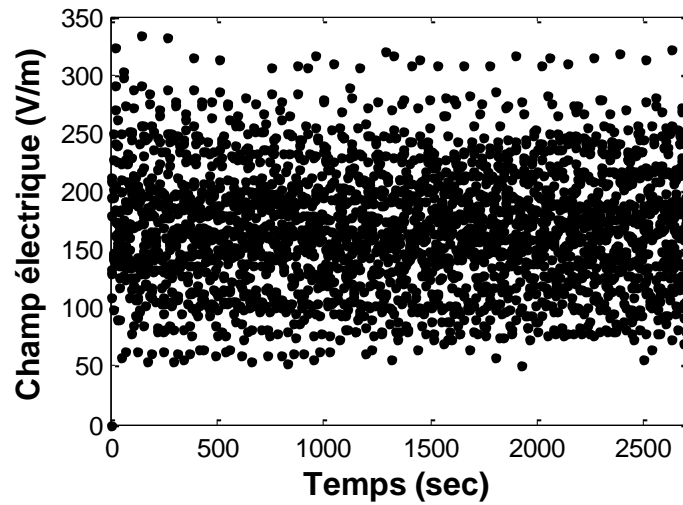


Figure 82 : Valeurs du champ électrique total pendant les 45 mins d'exposition dans la CRBM.

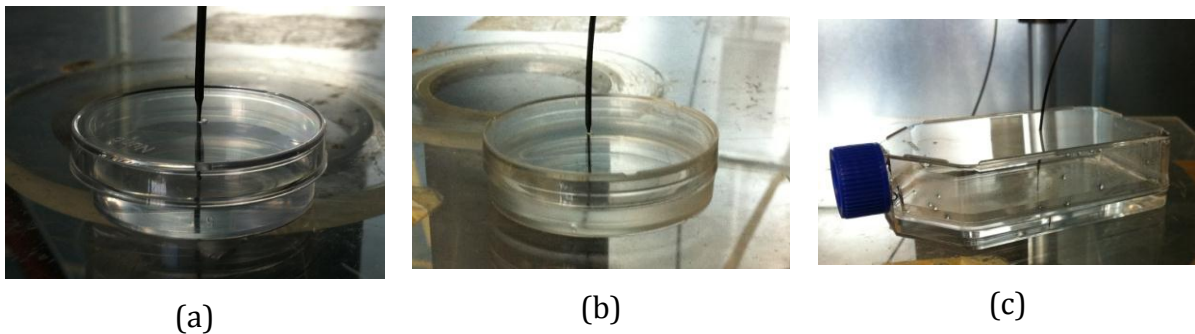


Figure 83 : Différentes configurations pour la mesure du DAS dans la CRBM.

3-3-C. Etude du DAS pour différents types de récipients

A partir de cette base, plusieurs configurations ont été étudiées. Le DAS a été mesuré pour plusieurs quantités de solution (solution tampon), variant en fonction des outils qu'utilisent les biologistes pour leur culture. Les configurations sont présentées en Figure 83. La configuration (a) propose l'exposition de 3 ml de solution contenus dans une boîte de Petri de 35 mm de diamètre. La configuration (b) comprend une boîte de Petri légèrement plus grande ($\varnothing=55$ mm) contenant 6 ml de solution. Enfin, la

configuration (c) propose d'exposer 40 ml de solution à l'intérieur d'une flasque. Pour chacune des configurations, la partie supérieure des boîtes a été percée pour permettre l'insertion de la sonde de température au centre de la solution. Les différentes configurations décrites au-dessus sont présentées en Figure 84. Nous pouvons noter de façon logique que plus la quantité de liquide augmente plus le niveau de DAS engendré est élevé. L'aspect important de ces résultats réside dans le fait qu'il montre la capacité de la CRBM à créer des niveaux de champs suffisants, qui engendrent les phénomènes thermiques mesurables.

A partir des mesures de température, le DAS est calculé par régression linéaire pendant la première minute d'exposition. Les résultats correspondants sont présentés dans le Tableau 16. La température à l'intérieur de la chambre a été mesurée afin de vérifier l'absence d'échauffement dans la CRBM qui pourrait être dû aux pertes dans les parois. Les trois configurations aboutissent à des résultats différents en termes d'efficacité. Les valeurs obtenues sont de 0.3, 0.9 et 2.0 W/kg/W (normalisé à 1 W incident, dans le cas des configurations (a), (b) et (c), respectivement. La différence obtenue ici est principalement due à la différence de volume exposé et à l'endroit où est effectuée la mesure. Les résultats obtenus nous donnent cependant un résultat préliminaire sur les possibilités qu'offre la CRBM et justifie une poursuite de l'étude vers la caractérisation de l'incubateur de biologie.

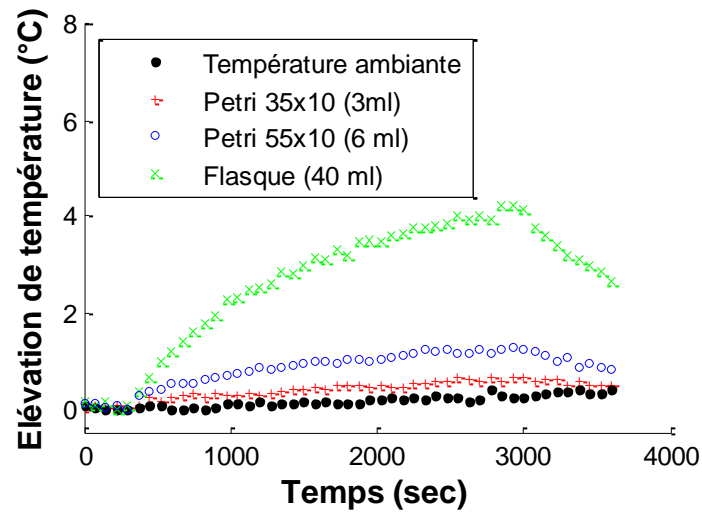


Figure 84 : Evolution de la température lors de l'exposition pour les différentes configurations.

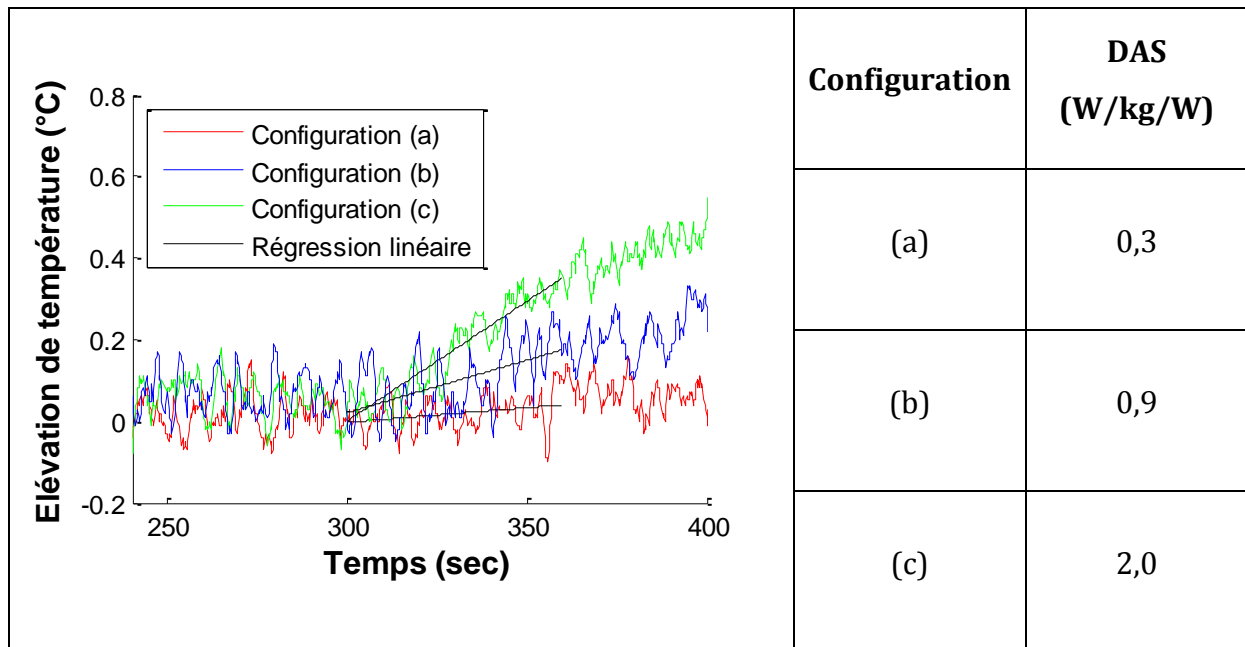


Tableau 16 : Zoom sur l'évolution de température pendant la première minute d'exposition et calcul du DAS pour les différentes configurations.

3-3-D. Conclusion

Dans cette section, nous avons mis en évidence, à travers un résultat préliminaire, la possibilité d'atteindre un champ électrique de l'ordre de la centaine de V/m dans la CRBM accompagné d'une élévation de température mesurable. Un DAS compris entre 0,3 et 2,0 W/kg/W a été mesuré. L'objectif général du chapitre est de tenter d'appliquer ces principes dans un incubateur biologique. En effet dès lors que des expositions *in vitro* sont envisagées, il est nécessaire d'ajouter du matériel au système d'exposition pour satisfaire aux exigences des tissus et cellules biologiques, comme par exemple la régulation de la température, du pourcentage de CO₂ et du taux d'humidité. Il serait évidemment complexe de réaliser cela dans la CRBM entière, de par son volume trop important. En s'inspirant des principes d'une CRBM (cavité fermée) l'idée de tester s'il est possible de reproduire ces principes avec un incubateur de biologie nous est apparue. Le sous-chapitre suivant décrit les travaux sur la caractérisation de l'incubateur de biologie.

3-4. Etude du système basé sur l'incubateur thermostaté de biologie

3-4-A. Objectif

L'objectif de ce sous-chapitre est de concevoir un système d'exposition original basé directement sur l'utilisation d'un incubateur de biologie dans le rôle de cavité résonante. Les incubateurs biologiques dont nous disposons au laboratoire sont typiquement des cavités dont les parois sont métalliques. Il est donc intéressant d'étudier la possibilité de générer un champ électrique directement dans l'incubateur, présentant les mêmes avantages que celui dans une chambre réverbérante. L'incubateur conservera également son rôle premier qui est celui de maintenir les tissus vivants dans leur environnement idéal.

Nous allons dans un premier temps présenter le système d'exposition dans son ensemble ainsi que la configuration expérimentale utilisée. Ensuite, la caractérisation du système effectuée entre 1145 MHz et 3059 MHz sera présentée. Nous détaillerons les outils de mesure utilisés ainsi que le mode opératoire. Cette partie nous permettra de positionner le système vis à vis des recommandations de la norme 61000-4-21. Enfin, nous discuterons des perspectives prévues pour le système.

3-4-B. Présentation du système d'exposition

En se basant sur la photographie du système complet, visible en Figure 85, nous allons décrire en détail les éléments du système.

a) L'incubateur

L'incubateur utilisé dans cette étude a été présenté en Figure 21 du Chapitre 1. C'est un incubateur CO₂ de 150 litres utilisé typiquement par les biologistes pour les procédés de culture. Ses parois en acier font de lui une cavité résonnante, au même titre que la CRBM. Les principales caractéristiques de l'incubateur sont présentées dans le Tableau 17. Il est important de noter que la mesure de CO₂ dans l'incubateur se fait par technique Infra-Rouge pour éviter les perturbations du capteur dues au champ électromagnétique créé dans l'incubateur (système RFFIBHE, Chapitre 2). Le



Figure 85 : Photographie du système d'exposition basé sur l'incubateur.

comportement de l'incubateur concernant la régulation en température et en CO₂ doit donc être contrôlé.

b) Fréquence minimale d'utilisation

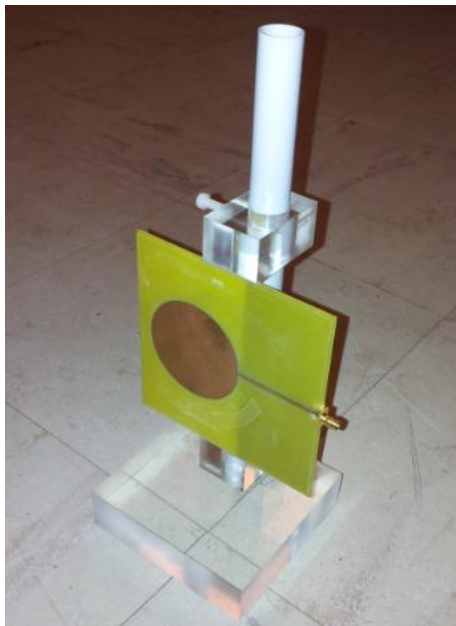
Les dimensions de l'incubateur fixent la fréquence minimale d'utilisation du système. Considérons que l'incubateur soit parfaitement parallélépipédique. D'après les Eq. (15) et Eq. (17), la fréquence est comprise entre 1.1 GHz et 2.7 GHz. A partir d'ici, nous pouvons constater qu'il est probablement impossible de travailler aux fréquences GSM 900. En revanche, le système pourrait à priori être utilisé pour des études dans la bande des 1800 MHz, voire plus haut en fréquence pour la technologie LTE, le Wi-Fi ou la RFID. Ces valeurs pour la fréquence minimale restent indicatives, et devront être validées par la caractérisation du champ électrique dans l'incubateur pour chaque fréquence. Le choix de l'antenne doit permettre de couvrir une bande de fréquences allant de l'ordre du GHz à plusieurs GHz.

Dimensions intérieures	
Largeur	500 mm
Hauteur	600 mm
Profondeur	500 mm
Caractéristiques thermiques	
Plage de température	Température ambiante + 7°C à 60°C
Variation spatiale de température à 37 °C	±0.3°C
Fluctuation de température dans le temps	±0.1°C
Temps de recouvrement après ouverture des portes pendant 30 sec à 37°C	3 min.
Caractéristiques du CO ₂	
Pourcentage de CO ₂	0-20%
Technique de mesure de CO ₂	IR
Temps de recouvrement après ouverture des portes pendant 30 sec, à 5,0 % CO ₂	7 min

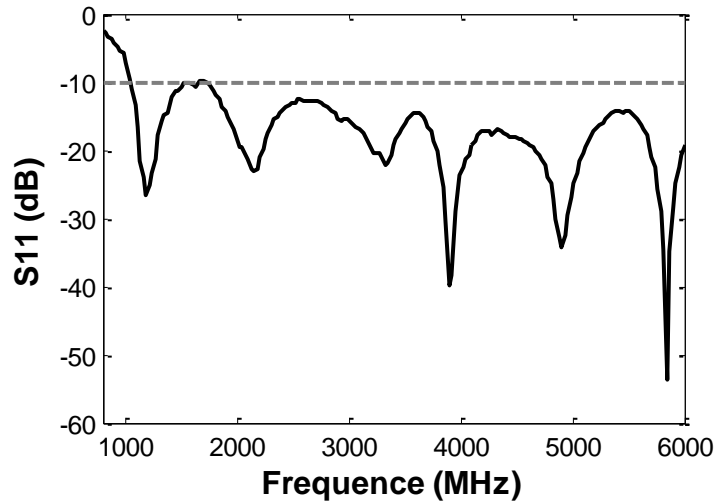
Tableau 17 : Principales caractéristiques de l'incubateur Binder CB150.

c) Antenne d'émission

L'antenne d'émission utilisée pour le système est une antenne patch. L'aperçu de l'antenne ainsi que la mesure de son coefficient de réflexion S_{11} sont visibles en Figure 86. Il s'agit d'une antenne patch large bande, adaptée à partir d'1 GHz conçue dans notre département. La mesure du coefficient de réflexion confirme une adaptation <-10 dB entre 1 GHz et 6 GHz. Le diagramme de rayonnement de ce type d'antenne est omnidirectionnel. Elle a été placée dans un coin et proche du brasseur pour minimiser les trajets directs entre l'antenne et le volume utile.



(a)



(b)

Figure 86 : Antenne patch utilisée dans l'incubateur (a) et mesure de son coefficient de réflexion (b).

d) Brasseur de modes et moteur

De façon analogue à la CRBM, le système est équipé d'un brasseur mécanique (Figure 87). Il a été conçu à l'atelier d'XLIM, spécifiquement pour l'incubateur de biologie, de telle sorte que le volume global du brasseur représente approximativement 10% du volume total de l'incubateur. Les pales sont totalement orientables dans le but de casser toute symétrie. En ce sens il n'y a aucune symétrie lors d'une rotation complète du brasseur. Sa rotation est assurée par un moteur pilotable par ordinateur (Thorlabs PRM1Z8) sur lequel est fixé le brasseur (Figure 87).

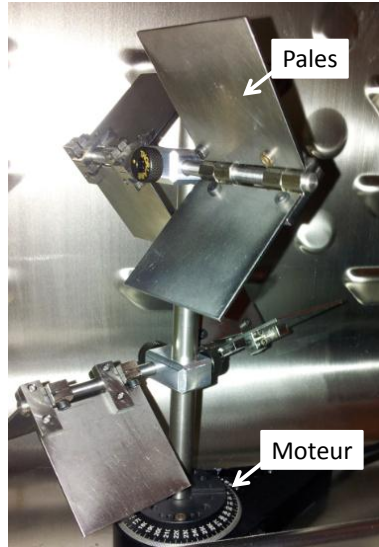


Figure 87 : Brasseur de modes motorisé placé dans l'incubateur biologique.

e) Volume utile

De façon analogue à la Figure 75, tout objet présent dans l'incubateur doit être séparé d'un autre objet et du volume utile d'une distance supérieure ou égale à $\lambda/4$. Le cas le plus défavorable est celui où $\lambda/4$ est la plus grande ou encore la fréquence la plus petite. Considérons cette fréquence proche d' 1 GHz. Il faut donc séparer les parois, le brasseur, l'antenne d'au moins 7.5 cm du volume utile. A 1800 MHz, cette distance est réduite à 4.2 cm. Le volume utile dans l'incubateur de biologie est alors de l'ordre de 30 dm³. Les sommets du cube délimitant le volume utile représentent les positions successives du capteur de champ lors de la caractérisation de l'incubateur. Cette caractérisation est l'objet de la section qui suit.

3-4-C. Configuration expérimentale et outils de mesure

La Figure 88 montre le schéma du montage utilisé pour la caractérisation de l'incubateur. Le signal CW est émis par un générateur RF (Agilent 8648C) connecté à l'antenne patch. Les composantes du champ électrique sont mesurées à l'aide d'un capteur de champ électrique placé successivement proche des 8 sommets définissant le volume utile dans l'incubateur. Du fait du volume restreint dans l'incubateur, un capteur plus petit que celui utilisé dans la CRBM a dû être utilisé. Il s'agit d'un capteur Narda EP 600 dont l'aperçu se trouve en Figure 89.

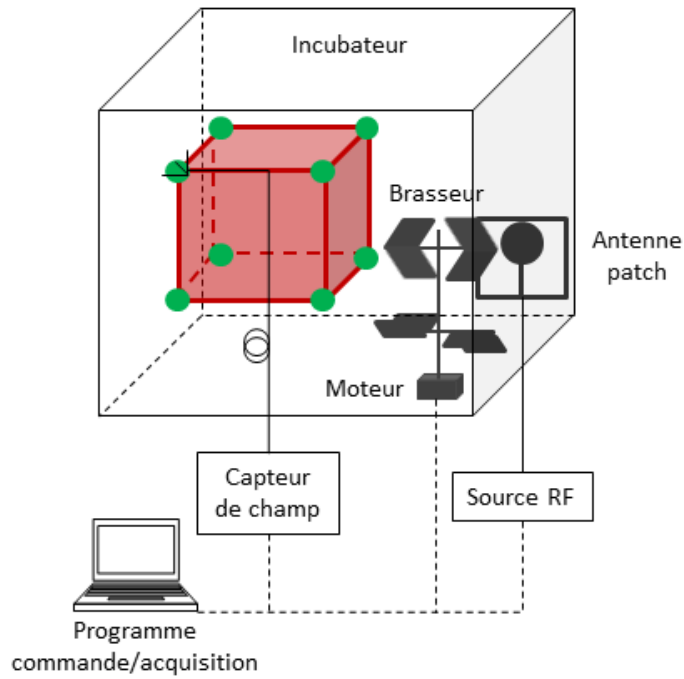


Figure 88 : Schéma du montage utilisé pour la caractérisation du champ électrique dans l'incubateur.



Figure 89 : Capteur de champ électrique Narda EP600 utilisé pour les mesures dans l'incubateur.

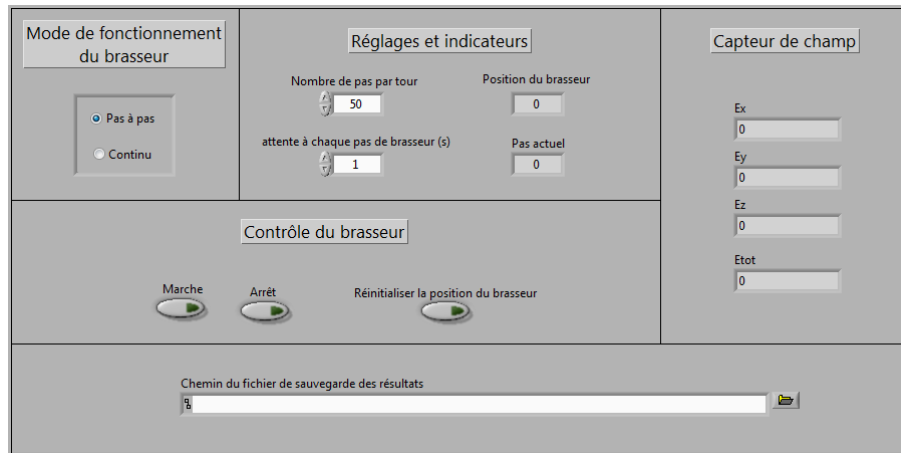


Figure 90 : Face avant du programme de commande pour les mesures dans l'incubateur.

Les acquisitions et commandes du brasseur et du capteur de champ électrique sont entièrement automatisées par un programme que j'ai réalisé avec LabView dont la face avant est présentée en Figure 90. Le programme permet de choisir le mode de rotation du brasseur (continu ou pas à pas) avec, le cas échéant, la possibilité de régler le nombre de pas désirés sur un tour complet. A chaque pas du brasseur, le programme mesure et enregistre les trois composantes du champ électrique ainsi que la position du brasseur.

3-4-D. Uniformité du champ électrique dans l'incubateur et efficacité de brassage

L'uniformité du champ électrique dans l'incubateur a été évaluée entre 1145 MHz et 3059 MHz. La fréquence basse est fixée par l'adaptation de l'antenne et la fréquence haute par les limites de la source RF utilisée. La bande de fréquence étudiée a été divisée en 18 fréquences distinctes, séparées de manière logarithmique. Le nombre de pas de brasseur a été fixé à 50. La puissance au niveau de la source a été réglée de façon à mesurer un champ électrique de l'ordre d'une dizaine de V/m. Les résultats suite aux calculs des écart-types sur les composantes du champ électriques sont présentés en Figure 91.

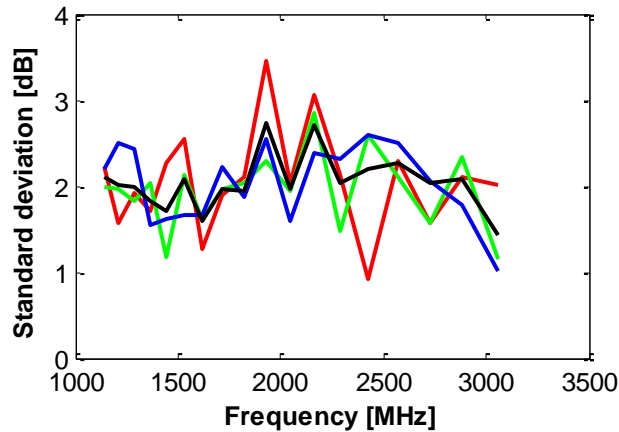


Figure 91 : Ecart-types sur les composantes X (en rouge), Y (en vert), Z (en bleu) et sur l'ensemble des composantes (en noir) mesurées dans l'incubateur.

Les valeurs d'écart-type obtenues n'excèdent pas la limite de 3 dB recommandée par la norme 61000-4-21 sauf dans le cas de la composante X à 1926 MHz. La norme autorise un maximum de 3 fréquences par octave pouvant dépasser la valeur de 3 dB, dans la limite de 1 dB.

Ce résultat est statistiquement correct dans la limite où le nombre d'échantillons indépendants pour la mesure est suffisant. Dans notre gamme de fréquence la norme recommande 50 échantillons indépendants. Pour savoir à partir de quelle fréquence les échantillons utilisés sont indépendants, il faut tracer la fonction d'autocorrélation à l'ordre 1 (voir 2 ou 3 suivant les cas) sur les composantes X, Y et Z du champ électrique. La fréquence correspondant à une valeur d'autocorrélation d'ordre 1 égale à 0.37, détermine la fréquence à partir de laquelle 100% des échantillons utilisés sont indépendants. Pour l'autocorrélation d'ordre 2, 50% des échantillons sont indépendants à partir de cette fréquence. Les résultats obtenus, présentés en Figure 92 montrent que 50% des échantillons mesurés sont indépendants pour une fréquence voisine de 2 GHz, c'est à dire 25 échantillons. La norme en recommande 50. Ce résultat veut donc dire que l'indépendance des échantillons doit être augmentée. Cela peut être effectué de plusieurs façons. La première consiste à augmenter la taille ou la complexité du brasseur, pour augmenter son efficacité. La deuxième méthode consiste à ajouter un brasseur supplémentaire. Une configuration expérimentale avec une antenne plus directive (type cornet) dirigée vers le brasseur peut être envisagée.

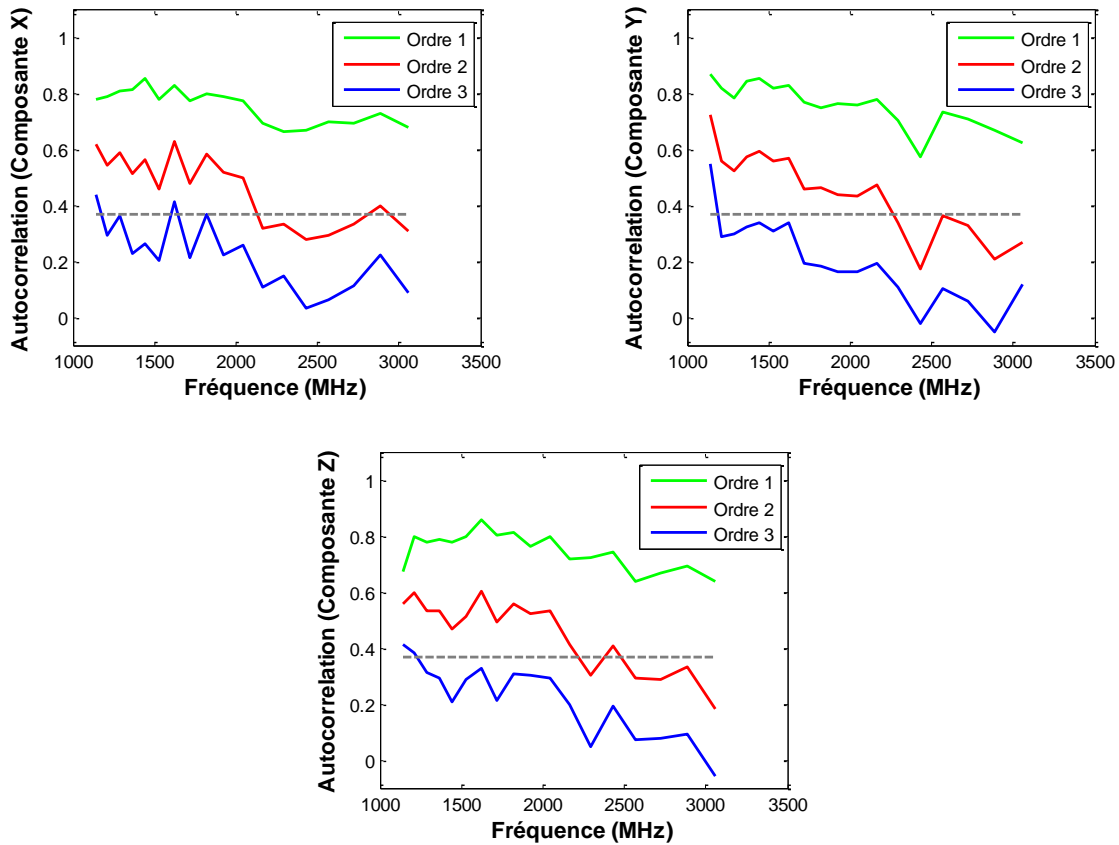


Figure 92 : Fonctions d'autocorrélation d'ordres 1, 2 et 3 sur les composantes X, Y et Z du champ électrique mesurées dans l'incubateur, en fonction de la fréquence.

3-4-E. Dosimétrie expérimentale

Bien que le système ait besoin d'être caractérisé plus en détail, des mesures préliminaires du DAS ont été effectuées dans l'incubateur, sans brassage, à 1800 MHz.

a) Montage et protocole expérimental

Le schéma du montage utilisé pour la mesure de DAS est présenté en Figure 93. L'antenne utilisée est une antenne dipôle (Satimo) adaptée à 1800 MHz. Elle est placée au fond de l'incubateur, dans le coin inférieur gauche.

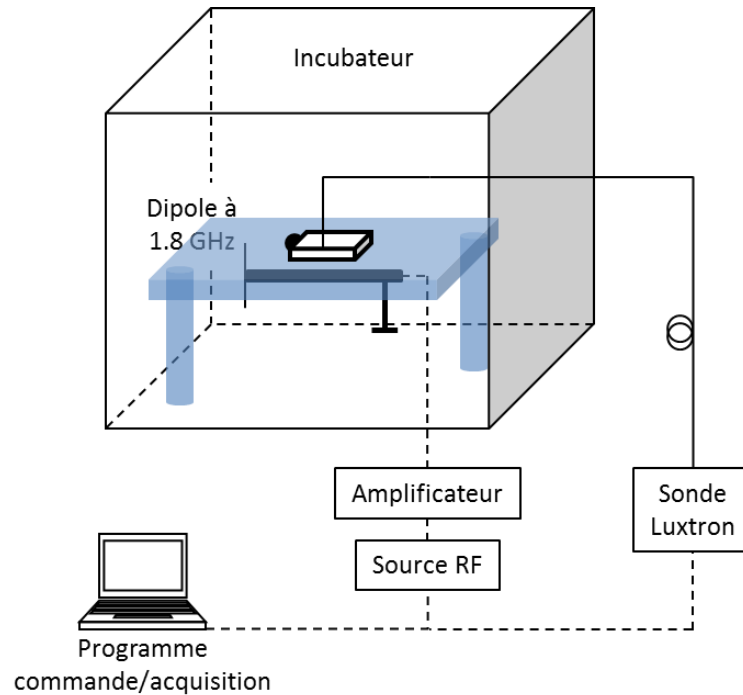


Figure 93 : Schéma du montage utilisé pour la mesure de DAS à 1800 MHz dans l'incubateur.

Un signal continu (CW) est délivré par un générateur (HP8648C) connecté à un amplificateur (RFPA) avec un gain de 40 dB. La fréquence du signal a été fixée à 1800 MHz. Le signal est ensuite injecté dans l'antenne d'émission. Pour la phase d'exposition, la puissance au niveau du générateur est réglée à -11 dBm, soit 29 dBm (0.8 W), après amplification, injectés dans l'antenne d'émission.

b) Mesures de DAS

Le DAS est mesuré par méthode thermométrique, en utilisant la sonde Luxtron One. La mesure est effectuée pour 16 positions distinctes à l'intérieur d'une flasque qui contient 70 ml de solution ($\sigma = 2,4 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 78$ à 1800 MHz et à température ambiante). Des trous ont été percés dans la partie supérieure de la flasque pour permettre l'insertion de la sonde Luxtron (Figure 94). Le protocole de mesure utilisé comporte 3 phases de 2 minutes et le DAS est calculé par regression linéaire pendant les 2 minutes d'exposition. Les résultats sont présentés dans le Tableau 18.

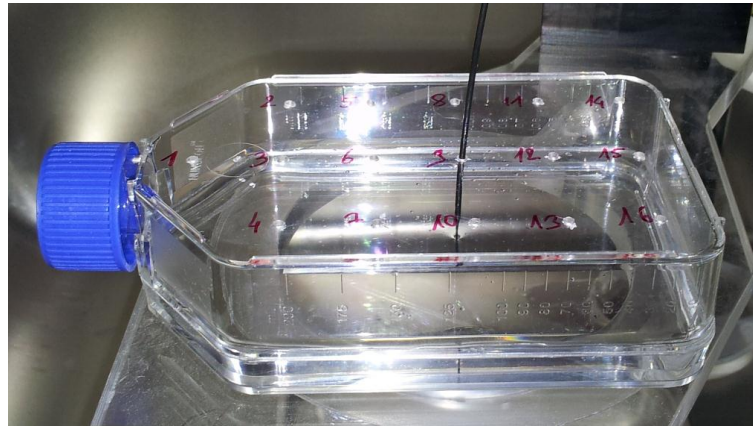


Figure 94 : Mesure du DAS dans l'incubateur, pour 16 positions différentes dans la flasque.

Position	DAS (W/kg)	DAS moyen \pm écart type (W/kg)
1	4.1	2.6 \pm 1.3
2	2.8	
3	2.2	
4	1.8	
5	0.4	
6	0.7	
7	1.2	
8	3.4	
9	2.7	
10	1.8	
11	5.6	
12	4.4	
13	2.2	
14	2.5	
15	3.3	
16	1.7	

Tableau 18 : Mesure de DAS pour 16 positions différentes dans la flasque sans brassage du champ électrique dans l'incubateur.

Les mesures de DAS montrent une inhomogénéité du DAS dans le volume de la flasque. Le DAS moyen est de 2.6 W/kg, ce qui correspond à une efficacité de 3.25 W/kg/W.

3-4-F. Bilan sur la dosimétrie expérimentale dans l'incubateur et perspectives

La dosimétrie du système doit être continuée plus en détail, y compris au niveau de la caractérisation du champ électrique. En effet, la configuration actuelle doit être optimisée pour obtenir une bonne distribution du champ électrique dans l'incubateur. De nouvelles fréquences doivent être envisagées pour la mesure de DAS. Des mesures de DAS avec plusieurs sources en simultané sont à envisager, notamment accompagnées d'une cartographie du DAS réalisée avec la sonde électro-optique caractérisée dans le chapitre 2.

Ces résultats mettent en évidence le potentiel d'utilisation de l'incubateur de biologie en tant que CRBM. En effet, une efficacité de 3.25 W/kg/W a été mesurée lors des mesures préliminaires. La caractérisation de ce nouveau système d'exposition continue et fait l'objet d'un article en cours de rédaction.

3-5. Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, les travaux de ma thèse concernant l'étude d'un système résonant multi-source basé sur l'utilisation d'un incubateur thermostaté de biologie ont été présentés.

Après avoir donné les objectifs du chapitre, les généralités sur la CRBM ont été décrites. La théorie ainsi que les techniques de caractérisation de la CRBM ont particulièrement été abordées et ont constitué une étape préliminaire à la caractérisation de l'incubateur de biologie. Des mesures ont été réalisées sur la CRBM pour appliquer ces techniques.

Un protocole expérimental a ensuite été conçu en vue d'expositions en CRBM, dans le but d'évaluer les possibilités qu'offre un tel système. Les mesures de DAS ont été réalisées par méthode thermométrique pour plusieurs configurations utilisant différents types de récipients contenant le milieu biologique. Nous avons mis en évidence, à travers ce résultat préliminaire, la possibilité d'atteindre un champ électrique de l'ordre de la centaine de V/m dans la CRBM accompagné d'une élévation de température mesurable.

La dernière partie concerne l'étude du système basé sur l'incubateur de biologie. Dans cette étude, les principes de la CRBM ont été appliqués à l'incubateur de biologie. La dosimétrie du système doit être poursuivie et la configuration actuelle optimisée pour obtenir une bonne distribution du champ électrique dans l'incubateur. Des mesures de DAS ont été effectuées à 1800 MHz sans brassage du champ électrique, dans le but d'évaluer les capacités du système. Des mesures de DAS avec un brassage approprié et à de nouvelles fréquences doivent être envisagées. Les résultats mettent tout de même en évidence le potentiel de l'utilisation de l'incubateur de biologie en tant que CRBM. Le travail effectué va pouvoir être mis à profit pour d'autres expérimentations bioélectromagnétiques notamment dans un contexte d'exposition à des sources multiples. De manière générale, la caractérisation de ce nouveau système d'exposition continue et fait l'objet d'un article en cours de rédaction.

Conclusion générale

Les systèmes de télécommunications sont omniprésents dans notre environnement quotidien. A l'heure de la quatrième génération de téléphonie mobile, de nouvelles bandes de fréquences et de nouveaux types de signaux sont à considérer dans le cadre de nos expérimentations bioélectromagnétiques. Par conséquent, de nouveaux systèmes d'exposition doivent être considérés. Les travaux menés dans cette étude avaient pour finalité la conception d'un système d'exposition permettant d'envisager une exposition à des sources multiples, particulièrement aux fréquences des nouveaux systèmes.

Dans le chapitre 1, les différents systèmes de télécommunications ont été décrits. Leur évolution a été considérable ces 25 dernières années. Les fréquences de fonctionnement associées à ces systèmes s'étendent d'environ 800 MHz à presque 6 GHz. Cette évolution n'a fait qu'alimenter les inquiétudes quant aux possibles effets sanitaires des ondes électromagnétiques sur le vivant. La suite du chapitre a donc été consacrée aux principaux mécanismes de couplage entre les ondes électromagnétiques et les tissus biologiques, en mettant en avant le calcul du Débit d'Absorption Spécifique (DAS), qui est le paramètre de référence utilisé dans le cadre des recherches dans cette gamme de fréquences. Elle insiste également sur l'importance de la dosimétrie, numérique ou expérimentale. De plus, les normes et recommandations en vigueur concernant l'exposition des individus aux ondes électromagnétiques ont été présentées. Ce chapitre nous a aussi permis de présenter un bref état des lieux sur les recherches dans le domaine du bioélectromagnétisme avant de terminer par une description non exhaustive des principaux systèmes d'exposition. Parmi les systèmes évoqués, la cellule TEM (Transverse ElectroMagnetic) et la CRBM (chambre réverbérante à brassage de modes) se sont démarqués des autres systèmes concernant les capacités à réaliser une exposition à des sources multiples.

Basé sur les conclusions du premier chapitre, le chapitre 2 nous a permis de prendre en main les outils et les techniques de dosimétrie expérimentale à travers trois études principales. Les deux premières études ont présenté les caractérisations numérique et expérimentale de deux systèmes dont l'élément principal est la cellule TEM. La cellule TEM a permis d'exposer les tissus biologiques à 900 MHz ainsi qu'à 1800 MHz. La cellule TEM est un système dont la largeur de bande peut atteindre plusieurs GHz. De plus, elle est relativement simple à mettre en place. La comparaison des résultats numériques et expérimentaux ont permis de valider le protocole

expérimental utilisé lors des expérimentations. Ces deux études ont également mis en évidence l'importance de l'automatisation des procédures expérimentales, tant au niveau de la génération des signaux RF que des sondes de mesure. A propos des sondes de mesure, la troisième étude a proposé la caractérisation expérimentale d'une sonde électro-optique large bande, capable de mesurer la variation de température et une composante du champ électrique en simultané. L'étude a mis en évidence la capacité de la sonde à mesurer le DAS à partir de la température et du champ électrique en simultané. La sonde électro-optique possède une incertitude de mesure en température de 44 mK pour une fréquence d'échantillonnage temporel de 8 Hz. En termes de mesure de champ électrique, la sonde possède une sensibilité dans l'air égale à $770 \text{ mV/m}/\sqrt{\text{Hz}}$ et égale à $180 \text{ mV/m}/\sqrt{\text{Hz}}$ dans la solution, à 1800 MHz, avec une dynamique de mesure de l'ordre de 70 dB. Ces résultats font de la sonde un outil particulièrement adapté à la mesure de DAS sur des signaux CW. Finalement, ce chapitre a permis de faire un bilan des moyens expérimentaux du laboratoire pour la caractérisation des systèmes, ainsi que sur les outils de mesure utilisés au cours de nos activités de recherche.

Au cours du troisième chapitre, nous avons étudié la caractérisation expérimentale d'un système résonnant multisource basé sur l'utilisation d'un incubateur de biologie. Dans un premier temps, une présentation de la théorie et des techniques de caractérisation de la CRBM a été effectuée. Ensuite, ces techniques ont été appliquées à l'incubateur thermostaté de biologie entre 1 GHz et 3 GHz. L'homogénéité du champ électrique ainsi que l'efficacité du brassage à l'intérieur de l'incubateur ont été quantifiées. Les calculs d'écart-types sur les composantes du champ électrique sont en accord avec les recommandations de la norme 61000-4-21 sur les méthodes de tests en CRBM. L'efficacité de brassage a mis en évidence la nécessité d'augmenter l'indépendance entre les positions du brasseur et de monter plus haut en fréquence. Pour aller plus loin, des mesures dosimétriques ont été effectuées, à titre préliminaire, pour évaluer les capacités du système en termes de niveau de DAS. Une efficacité de 3.25 W/kg/W a été mesurée à 1800 MHz, sans brassage des modes dans l'incubateur de biologie. Les résultats obtenus au cours de cette étude montrent tout de même la possibilité d'utiliser l'incubateur de biologie comme une CRBM.

Le travail réalisé sur les différents systèmes va pouvoir être mis à profit pour d'autres expérimentations bioélectromagnétiques notamment dans un contexte d'exposition à des sources multiples. La caractérisation expérimentale du système

RFFIBHE doit être poursuivie pour toutes les cellules TEM présentes dans les incubateurs ainsi qu'à d'autres fréquences. La sonde électro-optique est en cours d'optimisation, notamment au niveau de la sensibilité. En ce qui concerne l'incubateur de biologie, la caractérisation du système doit être poursuivie, particulièrement au niveau de la détermination de la fréquence minimale d'utilisation du système.

Publications et communications

Revues internationales :

N. Ticaud, S. Kohler, P. Jarrige, L. Duvillaret, G. Gaborit, R. P. O'Connor, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Specific Absorption Rate Assessment Using Simultaneous Electric Field and Temperature Measurements," *Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE*, vol. 11, pp. 252-255, 2012.

C. Merla, **N. Ticaud**, D. Arnaud-Cormos, B. Veyret, and P. Leveque, "Real-Time RF Exposure Setup Based on a Multiple Electrode Array (MEA) for Electrophysiological Recording of Neuronal Networks," *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 59, pp. 755-762, March 2011.

P. Jarrige, **N. Ticaud**, S. Kohler, R. P. O'Connor, L. Duvillaret, G. Gaborit, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Electrooptic Probe Adapted for Bioelectromagnetic Experimental Investigations," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 61, pp. 2051-2058, July 2012.

S. Kohler, P. Jarrige, **N. Ticaud**, R. P. O'Connor, L. Duvillaret, G. Gaborit, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Simultaneous High Intensity Ultrashort Pulsed Electric Field and Temperature Measurements Using a Unique Electro-Optic Probe," *Microwave and Wireless Components Letters, IEEE*, vol. 22, pp. 153-155, 2012.

Jarrige P., Gaborit G., Duvillaret L., Kohler S., **Ticaud N.**, Arnaud-Cormos D., Leveque P. "Electro-Optic Probe Devoted to Simultaneous Electric Field and Temperature Measurement in Biological Media for Dosimetric Assessments". *The Radio Science Bulletin*, 342, pp. 5-15. Published Sept. 2012

Kohler S., **Ticaud N.**, Iordache M., Moisescu M.G., Savopol T., Arnaud-Cormos D., Leveque P. "Setup for Simultaneous Microwave Heating and Real-Time Spectrofluorimetric Measurements in Biological Systems" à soumettre

N. Ticaud, R. P. O'Connor, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "In Vitro Multisource RF Exposure Setup Based On a Biological Incubator" à soumettre

Communications internationales :

N. Ticaud, S. Kohler, P. Jarrige, L. Duvillaret, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Specific Absorption Rate assessment using an Electro-Optic Probe," in 10th International Conference of the European BioElectromagnetics Association (EBEA2011), Rome, Italie, 2011.

S. Kohler, **N. Ticaud**, P. Jarrige, L. Duvillaret, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Vectorial Electric field measurements with an Electro-optic probe for bioelectromagnetic applications," in 10th International Conference of the European BioElectromagnetics Association (EBEA2011), Rome, Italie, 2011.

S. Kohler, **N. Ticaud**, D. Arnaud-Cormos, P. Leveque, P. Jarrige, and L. Duvillaret, "Simultaneous Temperature and Vectorial Electric Field Measurements with an Electro-optic Probe for Bioelectromagnetic Investigations," in 13th International Conference on Microwave and High Frequency Heating, Toulouse, France, 2011.

P. Jarrige, **N. Ticaud**, P. Leveque, L. Duvillaret, S. Kohler, G. Gaborit, and D. Arnaud-Cormos, "A Vectorial Electro-Optic Sensors for Microwave Dosimetric Applications," in Progress In electromagnetics Research Symposium (29th PIERS), Marrakesh, Morocco, 2011.

C. Merla, **N. Ticaud**, S. Saighi, D. Arnaud-Cormos, B. Veyret, and P. Leveque, "A new real time exposure set-up for electrophysiological recordings: numerical and experimental dosimetry," in BEMS'10, 32nd Annual Meeting of the BioElectroMagnetics Society, Seoul, Korea, 2010.

P. Jarrige, G. Gaborit, Y. Gaeremynck, L. Duvillaret, F. Lecoche, M. Ruaro, **N. Ticaud**, S. Kohler, D. Arnaud-Cormos, P. Leveque, and J.-L. Lasserre, "Electro-optics for non-invasive UWB electric field sensing," in European electromagnetics, EuroEM 2012, Toulouse, France, 2012.

Communications nationales :

N. Ticaud, S. Kohler, P. Jarrige, L. Duvillaret, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Mesure de DAS à l'aide d'une sonde Electro-Optique" in PLUMEE2011, 2ième colloque francophone PLUridisciplinaire sur les Matériaux, l'Environnement et l'Electronique, Limoges, France, 2011.

N. Ticaud, P. Leveque and Delia Arnaud-Cormos, "Systeme d'exposition multisource pour des études bioélectromagnétiques sur les signaux de communications sans fil", 1er Workshop étudiants XLIM, Limoges, France, 2011.

N. Ticaud, C. Merla, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Caractérisations numérique et expérimentale d'un système pour l'exposition en temps réel de neurones aux ondes radiofréquences," in CEM2010, 15ième Colloque international et Exposition sur la Compatibilité Electromagnétique, Limoges, France, 2010, pp. E1-2.

P. Jarrige, S. Kohler, **N. Ticaud**, L. Duvillaret, G. Gaborit, D. Arnaud-Cormos, and P. Leveque, "Développement d'une sonde électro-optique pour la caractérisation du débit d'absorption spécifique," in JCMM 2012 - 12èmes Journées de Caractérisation Microondes et Matériaux, Chambéry, France, 2012.

Bibliographie

-
- [1] « Telegraphe Chappe ». [Online]. Available: <http://www.telegraphe-chappe.com/>. [Accessed: 13-oct-2012].
- [2] « Samuel Morse - Wikipédia ». [Online]. Available: http://fr.wikipedia.org/wiki/Samuel_Morse. [Accessed: 13-oct-2012].
- [3] « Alexandre Graham Bell - Wikipédia ». [Online]. Available: http://fr.wikipedia.org/wiki/Alexandre_Graham_Bell. [Accessed: 13-oct-2012].
- [4] « L'actualité de l'ARCEP ». [Online]. Available: <http://www.arcep.fr/index.php?id=1>. [Accessed: 31-oct-2012].
- [5] « 2000-2010 : le processus d'attribution des licences 3G ». [Online]. Available: <http://www.arcep.fr/index.php?id=8562>. [Accessed: 15-oct-2012].
- [6] « Les allocations de spectre en France, dans les fréquences GSM et UMTS, aux différents opérateurs (900 - 1800 - 2100 MHz) ». [Online]. Available: <http://www.arcep.fr/fileadmin/reprise/dossiers/mobile/attributions-frequences-operateurs-metropole-260410.pdf>.
- [7] « Décret n° 2002-775 du 3 mai 2002 pris en application du 12° de l'article L. 32 du code des postes et télécommunications et relatif aux valeurs limites d'exposition du public aux champs électromagnétiques émis par les équipements utilisés dans les réseaux de télécommunication ou par les installations radioélectriques | Legifrance ». [Online]. Available: <http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000226401>. [Accessed: 31-oct-2012].
- [8] « La couverture en téléphonie mobile en France métropolitaine. Bilan au 1er décembre 2009 de la couverture 3G. » [Online]. Available: http://www.arcep.fr/uploads/tx_gspublication/synthese-rapport-couv3g-dec09.pdf.
- [9] « Décision relative au compte rendu et au résultat de la procédure d'attribution d'autorisations d'utilisation de fréquences dans la bande 2,6 GHz en France métropolitaine pour établir et exploiter un réseau radioélectrique mobile ouvert au public ». [Online]. Available: http://www.arcep.fr/uploads/tx_gsavis/11-1080.pdf.
- [10] « Décision relative au compte rendu et au résultat de la procédure d'attribution d'autorisations d'utilisation de fréquences dans la bande 800 MHz en France métropolitaine pour établir et exploiter un réseau radioélectrique mobile ouvert au public ». [Online]. Available: http://www.arcep.fr/uploads/tx_gsavis/11-1510.pdf.
- [11] D. Platano, P. Mesirca, A. Paffi, M. Pellegrino, M. Liberti, F. Apollonio, F. Bersani, et G. Aicardi, « Acute exposure to low-level CW and GSM-modulated 900 MHz radiofrequency does not affect Ba²⁺ currents through voltage-gated calcium channels in rat cortical neurons », *Bioelectromagnetics*, vol. 28, n° 8, p. 599–607, 2007.
- [12] R. L. Seaman et R. L. Dehaan, « Inter-beat intervals of cardiac-cell aggregates during exposure to 2.45 GHz CW, pulsed, and square-wave-modulated microwaves », *Bioelectromagnetics*, vol. 14, n° 1, p. 41–55, 1993.
- [13] S. Aït-Aïssa, B. Billaudel, F. Poullétier de Gannes, G. Ruffié, S. Duleu, A. Hurtier, E. Haro, M. Taxile, A. Athané, M. Geffard, T. Wu, J. Wiart, D. Bodet, B. Veyret, et I. Lagroye, « In utero and early-life exposure of rats to a Wi-Fi signal: Screening of immune markers in sera and gestational outcome », *Bioelectromagnetics*, vol. 33, n° 5, p. 410–420, 2012.

-
- [14] S. El Amari, M. Kenaan, C. Merla, B. Vergne, D. Arnaud-Cormos, P. Leveque, et V. Couderc, « Kilovolt, nanosecond, and picosecond electric pulse shaping by using optoelectronic switching », *Photonics Technology Letters, IEEE*, vol. 22, n° 21, p. 1577–1579, 2010.
- [15] C. Merla, S. El Amari, M. Kenaan, M. Liberti, F. Apollonio, D. Arnaud-Cormos, V. Couderc, et P. Leveque, « A 10- Ω high-voltage nanosecond pulse generator », *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 58, n° 12, p. 4079–4085, 2010.
- [16] G. Schmid, C. Sauter, R. Stepansky, I. S. Lobentanz, et J. Zeitlhofer, « No influence on selected parameters of human visual perception of 1970 MHz UMTS-like exposure », *Bioelectromagnetics*, vol. 26, n° 4, p. 243–250, 2005.
- [17] « WHO Research Agenda for Radiofrequency Fields. Page 20-22. » [Online]. Available: http://whqlibdoc.who.int/publications/2010/9789241599948_eng.pdf.
- [18] « Spectre électromagnétique et lumière - Astronoo ». [Online]. Available: <http://www.astronoo.com/articles/spectreElectromagnetique.html>. [Accessed: 16-oct-2012].
- [19] « National Council on Radiation Protection & Measurements (NCRP) - Radiation Exposure Data, Radiation Protection Guidelines ». [Online]. Available: <http://www.ncrponline.org/>. [Accessed: 31-oct-2012].
- [20] ANSES, « Rapport d'expertise collective: Mise à jour de l'expertise relative aux radiofréquences ». ANSES, oct-2009.
- [21] M. H. Repacholi, « Low-level exposure to radiofrequency electromagnetic fields: Health effects and research needs », *Bioelectromagnetics*, vol. 19, n° 1, p. 1-19, janv. 1998.
- [22] T. Samaras, P. Regli, et N. Kuster, « Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry », *Physics in medicine and biology*, vol. 45, p. 2233, 2000.
- [23] P. Leveque, A. Reineix, et B. Jecko, « Modelling of dielectric losses in microstrip patch antennas - Application of FDTD method », *Electronics Letters*, vol. 28, p. 539-541, mars 1992.
- [24] J. Jin, J. Jin, et J. M. Jin, *The finite element method in electromagnetics*. Wiley New York, 1993.
- [25] F. Liu, B. L. Beck, B. Xu, J. R. Fitzsimmons, S. J. Blackband, et S. Crozier, « Numerical modeling of 11.1 T MRI of a human head using a MoM/FDTD method », *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering*, vol. 24, n° 1, p. 28–38, 2005.
- [26] « XLIM :: institut de recherche ». [Online]. Available: <http://www.xlim.fr/OSA/projets/ondesSante>. [Accessed: 31-oct-2012].
- [27] « Mesure DAS : Débit Absorption Spécifique ». [Online]. Available: <http://www.emitech.fr/fr/Mesure-DAS.asp>. [Accessed: 31-oct-2012].
- [28] « 1999/519/CE: Recommandation du Conseil, du 12 juillet 1999, relative à la limitation de l'exposition du public aux champs électromagnétiques (de 0 Hz à 300 GHz) », *Journal officiel n° L 199 du 30/07/1999 p. 0059 - 0070*; [Online]. Available: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:31999H0519:FR:HTML>. [Accessed: 11-janv-2013].
- [29] A. Ahlbom, U. Bergqvist, J. Bernhardt, J. Cesarini, L. Court, M. Grandolfo, M. Hietanen, A. Mckinlay, M. Repacholi, D. Sliney, J. Stolwijk, M. Swicord, L. Szabo, M.

- Taki, T. Tenforde, H. Jammet, et R. Matthes, « Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. », *Health Phys*, vol. 74, n° 4, p. 494-522, avr. 1998.
- [30] P. AUBINEAU, A. BARDOU, M. GOLDBERG, R. de SEZE, B. VEYRET, D. ZMIROU, et G. DIXSAUT, « Les téléphones mobiles, leurs stations de base et la santé; Etat des connaissances et recommandations ». Rapport au Directeur Général de la Santé, janv-2001.
- [31] The INTERPHONE Study Group, « Brain tumour risk in relation to mobile telephone use: results of the INTERPHONE international case-control study », *International Journal of Epidemiology*, vol. 39, n° 3, p. 675-694, mai 2010.
- [32] « Cosmos: cohort study of mobile phone use and health ». [Online]. Available: <http://www.ukcosmos.org/index.html>.
- [33] « MOBI-KIDS | Study on communication technology, environment and brain tumours among the young ». [Online]. Available: <http://www.mbkds.net/>.
- [34] SCENIHR, « Health Effects of Exposure to EMF ». janv-2009.
- [35] « OMS | Champs électromagnétiques et santé publique: téléphones portables », WHO. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs193/fr/>. [Accessed: 25-janv-2013].
- [36] A. Paffi, R. Pinto, M. Liberti, F. Apollonio, G. A. Lovisolo, et G. d' Inzeo, « Review of exposure setups for biological experiments in the radiofrequency range specifications and emerging trends », in *URSI General Assembly*, 2008.
- [37] N. Kuster et F. Schönborn, « Recommended minimal requirements and development guidelines for exposure setups of bio-experiments addressing the health risk concern of wireless communications », *Bioelectromagnetics*, vol. 21, n° 7, p. 508-514, oct. 2000.
- [38] A. COLLIN, « Dosimétrie de systèmes d'exposition pour l'étude in vivo ou in vitro des interactions des ondes électromagnétiques décimétriques et centimétriques avec le vivant. », Thèse de doctorat, Faculté des sciences et techniques, Limoges, 2007.
- [39] A. Paffi, F. Apollonio, G. A. Lovisolo, C. Marino, et M. Liberti, « Exposure systems for bioelectromagnetic investigations in the radiofrequency range: classification and emerging trends », in *Antennas and Propagation (EUCAP), Proceedings of the 5th European Conference on*, 2011, p. 3159-3163.
- [40] A. Paffi, F. Apollonio, G. A. Lovisolo, C. Marino, R. Pinto, M. Repacholi, et M. Liberti, « Considerations for Developing an RF Exposure System: A Review for in vitro Biological Experiments », *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 58, n° 10, p. 2702-2714, oct. 2010.
- [41] A. Peinnequin, A. Piriou, J. Mathieu, V. Dabouis, C. Sebbah, R. Malabiau, et J. Debouzy, « Non-thermal effects of continuous 2.45 GHz microwaves on Fas-induced apoptosis in human Jurkat T-cell line », *Bioelectrochemistry*, vol. 51, n° 2, p. 157-161, 2000.
- [42] J. Yoon, I. Chatterjee, D. McPherson, et G. L. Craviso, « Design, characterization, and optimization of a broadband mini exposure chamber for studying catecholamine release from chromaffin cells exposed to microwave radiation: Finite-difference time-domain technique », *Plasma Science, IEEE Transactions on*, vol. 34, n° 4, p. 1455-1469, 2006.

-
- [43] T. Iyama, H. Ebara, Y. Tarusawa, S. Uebayashi, M. Sekijima, T. Nojima, et J. Miyakoshi, « Large scale in vitro experiment system for 2 GHz exposure », *Bioelectromagnetics*, vol. 25, n° 8, p. 599-606, déc. 2004.
- [44] M. L. Crawford, « Generation of standard EM fields using TEM transmission cells », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, n° 4, p. 189-195, 1974.
- [45] D. Hill, « Human whole-body radiofrequency absorption studies using a TEM-cell exposure system », *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 30, n° 11, p. 1847-1854, 1982.
- [46] A. Collin, M. Cueille, A. Perrin, C. Pivain, et P. Lévêque, « Electromagnetic Dosimetry and Thermal Analysis of a New Exposure Setup for In Vitro Studies on a Large Frequency Band », in *Microwave Symposium, 2007. IEEE/MTT-S International*, 2007, p. 2221-2224.
- [47] R. P. O'Connor, S. D. Madison, P. Leveque, H. L. Roderick, et M. D. Bootman, « Exposure to GSM RF Fields Does Not Affect Calcium Homeostasis in Human Endothelial Cells, Rat Pheocromocytoma Cells or Rat Hippocampal Neurons », *PLoS ONE*, vol. 5, n° 7, p. e11828, juill. 2010.
- [48] J. S. Lee, T. Q. Huang, J. J. Lee, J. K. Pack, J. J. Jang, et J. S. Seo, « Subchronic exposure of hsp 70.1-deficient mice to radiofrequency radiation », *International journal of radiation biology*, vol. 81, n° 10, p. 781-792, 2005.
- [49] O. Zeni, A. Schiavoni, A. Perrotta, D. Forigo, M. Deplano, et M. Scarfi, « Evaluation of genotoxic effects in human leukocytes after in vitro exposure to 1950 MHz UMTS radiofrequency field », *Bioelectromagnetics*, vol. 29, n° 3, p. 177-184, 2008.
- [50] C. Merla, N. Ticaud, D. Arnaud-Cormos, B. Veyret, et P. Leveque, « Real-Time RF Exposure Setup Based on a Multiple Electrode Array (MEA) for Electrophysiological Recording of Neuronal Networks », *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, n° 99, p. 1-1, 2011.
- [51] N. Ticaud, S. Kohler, P. Jarrige, L. Duvillaret, G. Gaborit, R. P. O'Connor, D. Arnaud-Cormos, et P. Leveque, « Specific Absorption Rate Assessment Using Simultaneous Electric Field and Temperature Measurements », *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 11, p. 252 -255, 2012.
- [52] P. Jarrige, N. Ticaud, S. Kohler, R. P. O'Connor, L. Duvillaret, G. Gaborit, D. Arnaud-Cormos, et P. Leveque, « Electro-Optic Probe Adapted for Bioelectromagnetic Experimental Investigations », *IEEE Transactions on Instrumentation & Measurement*, 2011.
- [53] S. Kohler, T. D. T. Vu, P. T. Vernier, P. Leveque, et D. Arnaud-Cormos, « Characterization of a TEM cell-based setup for the exposure of biological cell suspensions to high-intensity nanosecond pulsed electric fields (nsPEFs) », in *Microwave Symposium Digest (MTT), 2012 IEEE MTT-S International*, 2012, p. 1-3.
- [54] A. Paffi, M. Pellegrino, R. Beccherelli, F. Apollonio, M. Liberti, D. Platano, G. Aicardi, et G. D'Inzeo, « A real-time exposure system for electrophysiological recording in brain slices », *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 55, n° 11, p. 2463-2471, 2007.
- [55] J. Luukkonen, P. Hakulinen, J. Mäki-Paakkanen, J. Juutilainen, et J. Naarala, « Enhancement of chemically induced reactive oxygen species production and DNA damage in human SH-SY5Y neuroblastoma cells by 872 MHz radiofrequency radiation », *Mutation Research/Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis*, vol. 662, n° 1-2, p. 54-58, 2009.

- [56] A. Höytö, J. Luukkonen, J. Juutilainen, et J. Naarala, « Proliferation, oxidative stress and cell death in cells exposed to 872 MHz radiofrequency radiation and oxidants », *Radiation research*, vol. 170, n° 2, p. 235–243, 2008.
- [57] O. Zeni, R. Di Pietro, G. d' Ambrosio, R. Massa, M. Capri, J. Naarala, J. Juutilainen, et M. R. Scarfi, « Formation of reactive oxygen species in L929 cells after exposure to 900 MHz RF radiation with and without co-exposure to 3-chloro-4-(dichloromethyl)-5-hydroxy-2 (5H)-furanone », *Radiation research*, vol. 167, n° 3, p. 306–311, 2007.
- [58] « Structures de guidage HF - Propagation et géométrie ». [Online]. Available: <http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/electronique-photonique-th13/electromagnetisme-propagation-42277210/structures-de-guidage-hf-e1170/differentes-geometries-utilisees-e1170niv10002.html#2.1>. [Accessed: 18-oct-2012].
- [59] M. Liberti, F. Apollonio, A. Paffi, M. Pellegrino, et G. D'Inzeo, « A coplanar-waveguide system for cells exposure during electrophysiological recordings », *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, n° 11, p. 2521 - 2528, nov. 2004.
- [60] R. Zhao, S. Zhang, Z. Xu, L. Ju, D. Lu, et G. Yao, « Studying gene expression profile of rat neuron exposed to 1800 MHz radiofrequency electromagnetic fields with cDNA microassay », *Toxicology*, vol. 235, n° 3, p. 167–175, 2007.
- [61] S. Sanchez, E. Haro, G. Ruffié, B. Veyret, et I. Lagroye, « In vitro study of the stress response of human skin cells to GSM-1800 mobile phone signals compared to UVB radiation and heat shock », *Radiation research*, vol. 167, n° 5, p. 572–580, 2007.
- [62] L. Laval, P. Leveque, et B. Jecko, « A new in vitro exposure device for the mobile frequency of 900 MHz », *Bioelectromagnetics*, vol. 21, n° 4, p. 255–263, 2000.
- [63] L. Laval, « Conception et caractérisation dosimétrique de dispositifs microondes pour des applications bioélectromagnétiques, liées à l'utilisation des téléphones portables », Thèse de doctorat, Université de Limoges, 1999.
- [64] M. G. Moiescu, P. Leveque, M. Verjus, E. Kovacs, et L. M. Mir, « 900 MHz modulated electromagnetic fields accelerate the clathrin-mediated endocytosis pathway », *Bioelectromagnetics*, vol. 30, n° 3, p. 222–230, avr. 2009.
- [65] L. Ardoino, V. Lopresto, S. Mancini, R. Pinto, et G. A. Lovisolo, « 1800 MHz in vitro exposure device for experimental studies on the effects of mobile communication systems », *Radiation protection dosimetry*, vol. 112, n° 3, p. 419–428, 2004.
- [66] A. Saran, S. Pazzaglia, M. Mancuso, S. Rebessi, V. Di Majò, M. Tanori, G. Lovisolo, R. Pinto, et C. Marino, « Effects of exposure of newborn patched1 heterozygous mice to GSM, 900 MHz », *Radiation research*, vol. 168, n° 6, p. 733–740, 2007.
- [67] G. Grafström, H. Nittby, A. Brun, L. Malmgren, B. R. R. Persson, L. G. Salford, et J. Eberhardt, « Histopathological examinations of rat brains after long-term exposure to GSM-900 mobile phone radiation », *Brain research bulletin*, vol. 77, n° 5, p. 257–263, 2008.
- [68] J. L. Eberhardt, B. R. R. Persson, A. E. Brun, L. G. Salford, et L. O. G. Malmgren, « Blood-brain barrier permeability and nerve cell damage in rat brain 14 and 28 days after exposure to microwaves from GSM mobile phones », *Electromagnetic Biology and Medicine*, vol. 27, n° 3, p. 215–229, 2008.
- [69] B. D. Görlitz, M. Müller, S. Ebert, H. Hecker, N. Kuster, et C. Dasenbrock, « Effects of 1-week and 6-week exposure to GSM/DCS radiofrequency radiation on micronucleus formation in B6C3F1 mice », *Radiation research*, vol. 164, n° 4, p. 431–439, 2005.

-
- [70] D. Yu, Y. Shen, N. Kuster, Y. Fu, et H. Chiang, « Effects of 900 MHz GSM wireless communication signals on DMBA-induced mammary tumors in rats », *Radiation research*, vol. 165, n° 2, p. 174–180, 2006.
- [71] P. Smith, N. Kuster, S. Ebert, et H. J. Chevalier, « GSM and DCS wireless communication signals: combined chronic toxicity/carcinogenicity study in the Wistar rat », *Radiation research*, vol. 168, n° 4, p. 480–492, 2007.
- [72] R. Hruby, G. Neubauer, N. Kuster, et M. Frauscher, « Study on potential effects of “902-MHz GSM-type Wireless Communication Signals” on DMBA-induced mammary tumours in Sprague–Dawley rats », *Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis*, vol. 649, n° 1-2, p. 34-44, janv. 2008.
- [73] A. M. Sommer, A. K. Bitz, J. Streckert, V. W. Hansen, et A. Lerchl, « Lymphoma development in mice chronically exposed to UMTS-modulated radiofrequency electromagnetic fields », 2009.
- [74] A. M. Sommer, K. Grote, T. Reinhardt, J. Streckert, V. Hansen, et A. Lerchl, « Effects of radiofrequency electromagnetic fields (UMTS) on reproduction and development of mice: a multi-generation study », *Radiation research*, vol. 171, n° 1, p. 89–95, 2009.
- [75] J. C. Cassel, B. Cosquer, R. Galani, et N. Kuster, « Whole-body exposure to 2.45 GHz electromagnetic fields does not alter radial-maze performance in rats », *Behavioural brain research*, vol. 155, n° 1, p. 37–43, 2004.
- [76] B. Cosquer, R. Galani, N. Kuster, et J. C. Cassel, « Whole-body exposure to 2.45 GHz electromagnetic fields does not alter anxiety responses in rats: a plus-maze study including test validation », *Behavioural brain research*, vol. 156, n° 1, p. 65–74, 2005.
- [77] B. Cosquer, N. Kuster, et J. C. Cassel, « Whole-body exposure to 2.45 GHz electromagnetic fields does not alter 12-arm radial-maze with reduced access to spatial cues in rats », *Behavioural brain research*, vol. 161, n° 2, p. 331–334, 2005.
- [78] B. Cosquer, A. P. de Vasconcelos, J. Fröhlich, et J.-C. Cassel, « Blood–brain barrier and electromagnetic fields: Effects of scopolamine methylbromide on working memory after whole-body exposure to 2.45 GHz microwaves in rats », *Behavioural Brain Research*, vol. 161, n° 2, p. 229-237, juin 2005.
- [79] C. Chou, K. Chan, J. McDougall, et A. Guy, « Development of a rat head exposure system for simulating human exposure to RF fields from handheld wireless telephones », *Bioelectromagnetics*, vol. 20, n° S4, p. 75–92, 1999.
- [80] P. Leveque, C. Dale, B. Veyret, et J. Wiart, « Dosimetric analysis of a 900-MHz rat head exposure system », *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 52, n° 8, p. 2076–2083, 2004.
- [81] M. Burkhardt, Y. Spinelli, et N. Kuster, « Exposure setup to test effects of wireless communications systems on the CNS. », *Health physics*, vol. 73, n° 5, p. 770, 1997.
- [82] T. Wu, A. Hadjem, M. F. Wong, A. Gati, O. Picon, et J. Wiart, « Whole-body new-born and young rats’ exposure assessment in a reverberating chamber operating at 2.4 GHz », *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, p. 1619, 2010.
- [83] M. Capstick, N. Kuster, S. Kühn, V. Berdinas-Torres, J. Ladbury, G. Koepke, D. McCormick, J. Gauger, et R. Melnick, « A Radio Frequency Radiation Reverberation Chamber Exposure System for Rodents », in *URSI General Assembly*, 2008.
- [84] S. Lallechere, S. Girard, D. Roux, P. Bonnet, F. Paladian, et A. Vian, « Mode Stirred Reverberation Chamber (Msrc): a Large and Efficient Tool to Lead High Frequency Bioelectromagnetic in Vitro Experimentation », *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 26, p. 257–290, 2010.

-
- [85] P. F. Biagi, L. Castellana, T. Maggipinto, G. Maggipinto, T. Ligonzo, L. Schiavulli, D. Loiacono, A. Ermini, M. Lasalvia, G. Perna, et others, « A Reverberation Chamber to Investigate the Possible Effects of », *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 94, p. 133–152, 2009.
- [86] E. Valentini, G. Curcio, F. Moroni, M. Ferrara, L. De Gennaro, et M. Bertini, « Neurophysiological effects of mobile phone electromagnetic fields on humans: a comprehensive review », *Bioelectromagnetics*, vol. 28, n° 6, p. 415–432, 2007.
- [87] J. A. D'Andrea, C. K. Chou, S. A. Johnston, et E. R. Adair, « Microwave effects on the nervous system », *Bioelectromagnetics*, vol. 24, n° S6, p. S107–S147, 2003.
- [88] L. Martens, « Electromagnetic safety of children using wireless phones: a literature review », *Bioelectromagnetics*, vol. 26, n° S7, p. S133–S137, 2005.
- [89] Z. Sienkiewicz, N. Jones, et A. Bottomley, « Neurobehavioural effects of electromagnetic fields », *Bioelectromagnetics*, vol. 26, n° S7, p. S116–S126, 2005.
- [90] J. A. D'Andrea, E. R. Adair, et J. O. De Lorge, « Behavioral and cognitive effects of microwave exposure », *Bioelectromagnetics*, vol. 24, n° S6, p. S39–S62, 2003.
- [91] J. A. D'Andrea, « Behavioral evaluation of microwave irradiation », *Bioelectromagnetics*, vol. 20, n° S4, p. 64–74, 1999.
- [92] A. Green, I. Scott, R. Gwyther, A. Peyman, P. Chadwick, X. Chen, Y. Alfadhl, et J. Tattersall, « An investigation of the effects of TETRA RF fields on intracellular calcium in neurones and cardiac myocytes », *International journal of radiation biology*, vol. 81, n° 12, p. 869–885, 2005.
- [93] I. Marchionni, A. Paffi, M. Pellegrino, M. Liberti, F. Apollonio, R. Abeti, F. Fontana, G. D'Inzeo, et M. Mazzanti, « Comparison between low-level 50 Hz and 900 MHz electromagnetic stimulation on single channel ionic currents and on firing frequency in dorsal root ganglion isolated neurons », *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Biomembranes*, vol. 1758, n° 5, p. 597–605, 2006.
- [94] D. Platano, P. Mesirca, A. Paffi, M. Pellegrino, M. Liberti, F. Apollonio, F. Bersani, et G. Aicardi, « Acute exposure to low-level CW and GSM-modulated 900 MHz radiofrequency does not affect Ba²⁺ currents through voltage-gated calcium channels in rat cortical neurons », *Bioelectromagnetics*, vol. 28, n° 8, p. 599–607, 2007.
- [95] J. E. Tattersall, I. R. Scott, S. J. Wood, J. J. Nettell, M. K. Bevir, Z. Wang, N. P. Somasiri, et X. Chen, « Effects of low intensity radiofrequency electromagnetic fields on electrical activity in rat hippocampal slices », *Brain research*, vol. 904, n° 1, p. 43–53, 2001.
- [96] P. Koester, J. Sakowski, W. Baumann, H. W. Glock, et J. Gimsa, « A new exposure system for the *in vitro* detection of GHz field effects on neuronal networks », *Bioelectrochemistry*, vol. 70, n° 1, p. 104–114, 2007.
- [97] « MEA-Systems | www.multichannelsystems.com ». [Online]. Available: <http://www.multichannelsystems.com/products/mea-systems>. [Accessed: 22-oct-2012].
- [98] « Temperature sensors probes & accessories ». [Online]. Available: <http://www.lumasenseinc.com/EN/products/fluoroptic-temperature-sensors/fluoroptic-thermometry-product-line-for-power-transformer/luxtron-probes-accessories.html>. [Accessed: 22-oct-2012].
- [99] H. Nittby, G. Grafström, J. L. Eberhardt, L. Malmgren, A. Brun, B. R. R. Persson, et L. G. Salford, « Radiofrequency and extremely low-frequency electromagnetic field effects on the blood-brain barrier », *Electromagnetic biology and medicine*, vol. 27, n° 2, p. 103–126, 2008.

-
- [100] A. Schirmacher, S. Winters, S. Fischer, J. Goeke, H. J. Galla, U. Kullnick, E. B. Ringelstein, et F. Stögbauer, « Electromagnetic fields (1.8 GHz) increase the permeability to sucrose of the blood–brain barrier in vitro », *Bioelectromagnetics*, vol. 21, n° 5, p. 338–345, 2000.
- [101] J. C. Lin et M. F. Lin, « Microwave hyperthermia-induced blood-brain barrier alterations », *Radiation research*, vol. 89, n° 1, p. 77–87, 1982.
- [102] K. A. Hossmann et D. M. Hermann, « Effects of electromagnetic radiation of mobile phones on the central nervous system », *Bioelectromagnetics*, vol. 24, n° 1, p. 49–62, 2002.
- [103] N. Perriere, P. H. Demeuse, E. Garcia, A. Regina, M. Debray, J. P. Andreux, P. Couvreur, J. M. Scherrmann, J. Tamsamani, P. O. Couraud, et others, « Puromycin-based purification of rat brain capillary endothelial cell cultures. Effect on the expression of blood–brain barrier-specific properties », *Journal of neurochemistry*, vol. 93, n° 2, p. 279–289, 2005.
- [104] D. A. Christensen, « Thermal dosimetry and temperature measurements », *Cancer Research*, vol. 39, n° 6 Part 2, p. 2325–2327, 1979.
- [105] R. G. Olsen et R. R. Bowman, « Simple nonperturbing temperature probe for microwave/radio frequency dosimetry », *Bioelectromagnetics*, vol. 10, n° 2, p. 209–213, 1989.
- [106] J. Schuderer, T. Schmid, G. Urban, T. Samaras, et N. Kuster, « Novel high-resolution temperature probe for radiofrequency dosimetry », *Physics in medicine and biology*, vol. 49, p. N83, 2004.
- [107] D. A. Christensen, « A new nonperturbing temperature probe using semiconductor band edge shift », *J. Bioeng*, vol. 1, p. 541–545, 1977.
- [108] E. W. Saaski, *Optical Temperature Sensor Ruggedization*. EPRI Research Project RP1137-2 Final Report, 1986.
- [109] T. C. Cetas, « Biological effects of electromagnetic waves », in *Proceedings*, 1975.
- [110] K. A. Wickersheim et M. H. Sun, « Fiberoptic thermometry and its applications », *J. Microwave Power*, vol. 22, n° 2, p. 85–94, 1987.
- [111] Christian PERSON, « Développement de sondes de mesures de SAR-Méthodologie ». [Online]. Available: http://ursi-france.institut-telecom.fr/pages/pages_evenements/journees_scient/docs_journees_2004/perso_nC17.pdf.
- [112] A. Faraone, D. O. McCoy, C. M. Chou, et Q. Balzano, « Characterization of miniaturized E-field probes for SAR measurements », in *Electromagnetic Compatibility, 2000. IEEE International Symposium on, 2000*, vol. 2, p. 749–754.
- [113] K. Pokovic, T. Schmid, et N. Kuster, « Millimeter-resolution E-field probe for isotropic measurement in lossy media between 100 MHz and 20 GHz », *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 49, n° 4, p. 873–878, 2000.
- [114] C. Person, F. Le Pennec, et J. Luc, « Design, modelisation and optimisation of high efficiency miniature E-field probes performed on 3D ceramic prisms for SAR evaluation », *Annals of Telecommunications*, vol. 63, n° 1, p. 43–53, 2008.
- [115] A. Sarolic et B. Modlic, « Measurement of electric field probe response to modulated signals using waveguide setup », *Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE*, vol. 9, p. 1041–1044, 2010.
- [116] P. Wust, T. Meier, M. Seebass, H. Fähling, K. Petermann, et R. Felix, « Noninvasive prediction of SAR distributions with an electro-optical E field sensor », *International journal of hyperthermia*, vol. 11, n° 2, p. 295–310, 1995.

-
- [117] D. J. Lee, J. J. Kang, C. C. Chen, et J. F. Whitaker, « Vector near-field measurement system using an electro-optic microcavity and electrical downconversion », in *Microwave Symposium Digest, 2008 IEEE MTT-S International*, 2008, p. 1589–1592.
- [118] J. F. Lampin, L. Desplanque, et F. Mollot, « Detection of picosecond electrical pulses using the intrinsic Franz–Keldysh effect », *Applied Physics Letters*, vol. 78, n° 26, p. 4103–4105, 2001.
- [119] M. Bernier, G. Gaborit, L. Duvillaret, A. Paupert, et J. L. Lasserre, « Electric field and temperature measurement using ultra wide bandwidth pigtailed electro-optic probes », *Applied optics*, vol. 47, n° 13, p. 2470–2476, 2008.
- [120] H. Togo, N. Kukutsu, N. Shimizu, et T. Nagatsuma, « Sensitivity-stabilized fiber-mounted electrooptic probe for electric field mapping », *Lightwave Technology, Journal of*, vol. 26, n° 15, p. 2700–2705, 2008.
- [121] S. Kohler, N. Ticaud, P. Jarrige, L. Duvillaret, D. Arnaud-Cormos, et P. Leveque, « Vectorial Electric field measurements with an Electro-optic (EO) probe for bioelectromagnetic applications », presented at the EBEA, Rome, 2011.
- [122] B. N. Taylor, C. E. Kuyatt, N. I. of Standards, et T. (US), *Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results*. US Department of Commerce, Technology Administration, National Institute of Standards and Technology, 1994.
- [123] S. Kohler, P. Jarrige, R. P. O'Connor, L. Duvillaret, G. Gaborit, D. Arnaud-Cormos, et P. Leveque, « Simultaneous high intensity ultrashort pulsed electric field and temperature measurements using a unique electro-optic probe », *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 2011.
- [124] H. Mendes, « A New Approach to Electromagnetic Field Strength Measurements in Shielded Enclosures », in *Wescon Technical Papers, Western Electronic Show and Convention*, 1968.
- [125] E. Compatibility, *IEC 61000 Part 4-21: Testing and measurement techniques— Reverberation chamber test methods*. International Electrotechnical Commission.
- [126] P. Corona, J. Ladbury, et G. Latmiral, « Reverberation-chamber research-then and now: a review of early work and comparison with current understanding », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 44, n° 1, p. 87–94, 2002.
- [127] P. Corona, G. Ferrara, et M. Migliaccio, « Reverberating chamber electromagnetic field in presence of an unstirred component », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 42, n° 2, p. 111–115, 2000.
- [128] P. Corona, G. Ferrara, et M. Migliaccio, « Reverberating chambers as sources of stochastic electromagnetic fields », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 38, n° 3, p. 348–356, 1996.
- [129] J. G. Kostas et B. Boverie, « Statistical model for a mode-stirred chamber », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 33, n° 4, p. 366–370, 1991.
- [130] I. Standard, « 61000-4-21 », *Electromagnetic Compatibility (EMC)—Part 4: Testing and Measurement Techniques, Sec. 21: Reverberation Chambers*, 2001.
- [131] « INRETS-LEOST/CEM :: CRBM ». [Online]. Available: http://cem.inrets.fr/index_crbm.htm. [Accessed: 26-mars-2012].
- [132] « Reverberation (Mode-Stirred) Chambers for Electromagnetic Compatibility ». [Online]. Available: http://www.compliance-club.com/archive/old_archive/030530.htm. [Accessed: 20-mars-2012].

-
- [133] J. Clegg, A. C. Marvin, J. F. Dawson, et S. J. Porter, « Optimization of stirrer designs in a reverberation chamber », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 47, n° 4, p. 824–832, 2005.
- [134] C. L. Holloway, D. A. Hill, J. M. Ladbury, et G. Koepke, « Requirements for an effective reverberation chamber: Unloaded or loaded », *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 48, n° 1, p. 187–194, 2006.
- [135] M. EL HAFFAR, « Contribution à l'étude de couplages électromagnétiques sur des systèmes en Chambre Réverbérante à Brassage de Modes. », Thèse de doctorat, Université de Limoges, 2009.

Annexes

Annexe A : Les principaux standards de seconde génération (2G)

Normes	Pays	Techniques numériques
GSM-900	Europe	TDMA
GSM-1800 (DCS)	Moyen-Orient	
	Afrique	
	Asie	
IS-54	Etats-Unis	
IS-136	Canada	
IS-95	Brésil	CDMA

Tableau 19: Les principaux standards de seconde génération (2G).

IS-54 et IS-136 sont des standards de la famille AMPS, mais sous forme numérique. Ils sont basés sur le TDMA (Time Division Multiple Access), comme le GSM. Ces standards constituent en fait une amélioration du système analogique AMPS développé auparavant aux Etats-Unis et sont apparus dès les années 1990, plus tardivement qu'en Europe. IS-95 est quant à lui basé sur du CDMA (Code Division Multiple Access).

Enfin, ces standards seront en majorité remplacés par des systèmes GSM (GSM-850 et GSM-1900).

Annexe B : Schémas de codage et débits pour GPRS et EDGE

Schéma de codage	Débit théorique (kbit/s)
CS-1	9,05
CS-2	13,4
CS-3	15,6
CS-4	21,4

Tableau 20: Schémas de codage et débits du GPRS.

Schéma de codage	Débit théorique (kbit/s)	Modulation
MCS-1	8,8	GMSK
MCS-2	11,2	GMSK
MCS-3	14,8	GMSK
MCS-4	17,6	GMSK
MCS-5	22,4	8-PSK
MCS-6	29,6	8-PSK
MCS-7	44,8	8-PSK
MCS-8	54,4	8-PSK
MCS-9	59,2	8-PSK

Tableau 21: Schémas de codage et débits EDGE.

Annexe C : Les normes Wifi a, b et g

a) 802.11

La norme IEEE 802.11 est en réalité la norme initiale offrant des débits de 1 ou 2 Mbps. Elle propose plusieurs types de codage de l'information, notamment les techniques DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum), FHSS (Frequency-Hopping Spread Spectrum) et IR (Infra Red). Ces deux dernières techniques ont été abandonnées au profit de la seule encore utilisée, DSSS.

Le DSSS est une méthode d'étalement de spectre par séquence directe qui consiste à transmettre, pour chaque bit, une séquence définie de bits pseudo-aléatoires. La norme 802.11 définit une séquence de 11 bits, appelée « séquence de Barker », (10110111000) pour représenter un 1 et son complément (01001000111) pour représenter un 0. Grâce à cette technique, de l'information redondante est transmise, ce qui permet d'effectuer des contrôles d'erreurs sur la transmission, voire de la correction d'erreurs. De plus, la bande des 2,4 GHz est divisée en 14 canaux de 22 MHz espacés de 5 MHz. Les canaux adjacents se chevauchent et seuls trois canaux sur les 14 étant entièrement isolés sont généralement utilisés pour éviter les interférences (ex. 1, 6, 11 comme le montre la Figure 95). Les données sont transmises intégralement sur l'un de ces canaux de 22 MHz.

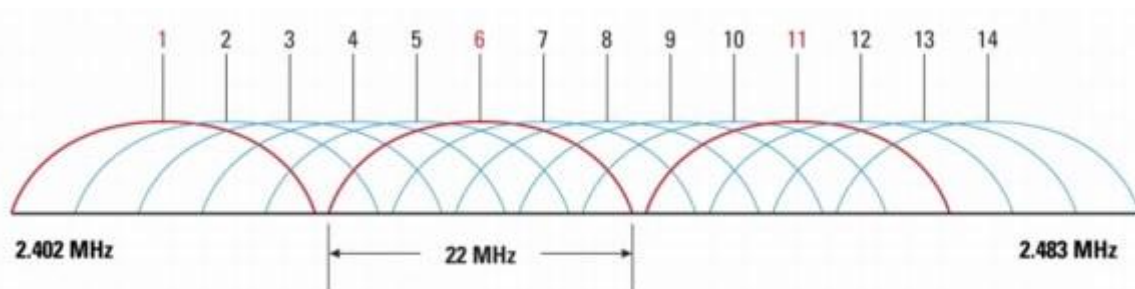


Figure 95: Canaux utilisables en DSSS.

FHSS est une technique qui consiste à découper la bande de fréquence en canaux d'une largeur de 1 MHz. Dans la bande Wi-Fi 2,4 GHz il est possible de créer 79 canaux de 1 MHz. La transmission se fait ainsi en émettant successivement sur un canal puis sur un autre pendant une courte période de temps. L'émetteur et le récepteur s'accordent sur une séquence de sauts de fréquence porteuse.

La technologie DSSS présente des avantages en termes de résistance au bruit grâce à l'étalement de spectre et également en termes de débit.

b) 802.11a

La norme 802.11a permet d'obtenir un débit élevé, 54 Mbps théoriques. Elle utilise la bande de fréquences des 5 GHz. Elle s'appuie sur un multiplexage de type OFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing) et utilise 8 canaux qui ne se recouvrent pas.

Le principe de l'OFDM consiste à diviser sur un certain nombre de porteuses le signal que l'on veut transmettre, comme le montre la Figure 96. Pour que les fréquences des sous-porteuses soient les plus proches possibles et ainsi transmettre le maximum d'information sur une portion de fréquences donnée, l'OFDM utilise des sous-porteuses orthogonales entre elles. Les signaux des différentes sous-porteuses se chevauchent mais grâce à l'orthogonalité n'interfèrent pas entre elles. Le standard 802.11a utilise la bande de fréquence 5,15 GHz à 5,35 GHz (en intérieur) et la bande 5,470 GHz à 5,725 GHz (en extérieur), ce qui permet de définir 8 canaux distincts d'une largeur de 20 MHz chacun.

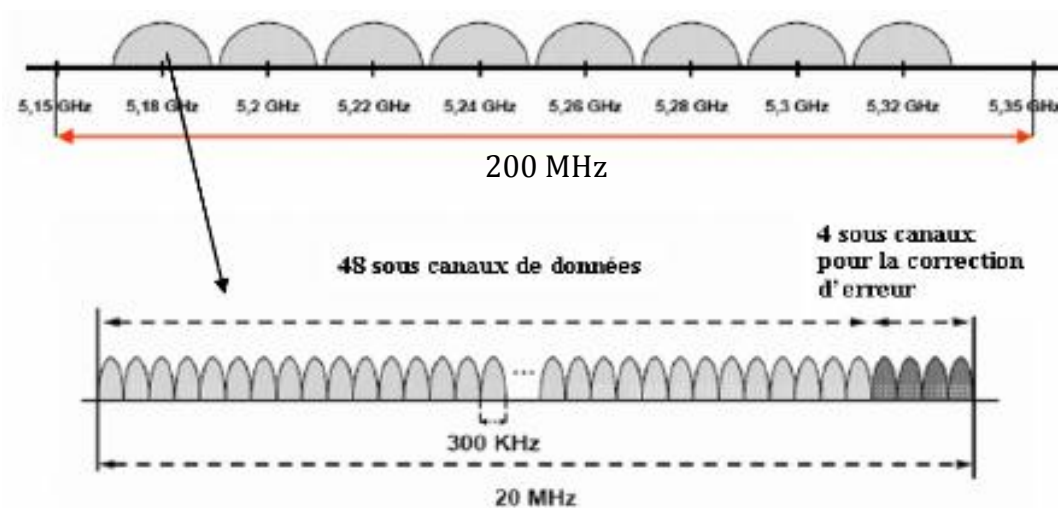


Figure 96: Canaux OFDM Wi-Fi dans la bande de 5 GHz (en intérieur).

Dans le cas de la norme 802.11a, 52 sous porteuses sont utilisées, 48 pour les données et 4 pilotes. On constate que plusieurs débits sont présents dans cette norme. Le débit de la

liaison est fonction de la modulation utilisée avant le multiplexage (BPSK, QPSK, 16-QAM ou 64-QAM).

c) 802.11b

Cette norme utilise la bande des 2,4 GHz. Quatre débits différents sont possibles en 802.11b (1 Mbps, 2 Mbps, 5,5 Mbps et 11 Mbits/s).

Le premier débit est obtenu avec une modulation DBPSK avec étalement de spectre DSSS par séquence de Barker (11 bits). La bande de fréquences de 83,5 MHz autorisée (de 2,4 GHz à 2,4835 GHz) est découpée en 14 canaux séparés de 5 MHz. Ce mode est le moins performant en termes de débit mais est très résistant au bruit du fait de l'utilisation d'une modulation faible.

Le second est très proche du premier au niveau du principe du fait qu'il n'y ait que la modulation qui change. A 2 Mbps, la modulation utilisée est la DQPSK.

Les débits 5,5 et 11 Mbits/s utilisent quant à eux une technique différente qui est le Complementary Code Keying (CCK). Ils utilisent respectivement du CCK 4 bits et du CCK 8 bits. La technique de codage CCK permet d'augmenter le débit sans augmenter la bande passante.

d) 802.11g

La norme 802.11g reprend, au niveau couche physique, les procédés des normes 802.11a et 802.11b. Elle utilise simultanément les 2 techniques DSSS et OFDM. Par cette combinaison de procédés, 802.11g est compatible avec 802.11b. Cependant, même si les procédés de la norme 802.11a sont repris, ces normes ne sont pas compatibles du fait que 802.11g utilise la bande des 2,4 GHz.

Titre : Système d'exposition multisource pour les études bioélectromagnétiques portant sur les signaux de communications sans fil

Résumé : Les ondes radiofréquences sont omniprésentes dans notre environnement quotidien. Les travaux de recherche au sujet des possibles effets délétères des ondes radiofréquences se sont multipliés ces 25 dernières années. Ainsi, ce travail contribue à l'étude des interactions entre les ondes radiofréquences et le vivant.

Dans la bande des radiofréquences et plus particulièrement entre 10 MHz et 10 GHz, le paramètre dosimétrique de référence est le DAS (Débit d'Absorption Spécifique) exprimé en W/kg. La mesure de ce paramètre à travers des mesures de température et de champs électriques a fait partie intégrante de nos expérimentations.

Ce travail a contribué à la caractérisation de deux systèmes d'exposition basés sur la cellule TEM (Transverse ElectroMagnetic) et à la caractérisation d'une sonde électro-optique pour la mesure du DAS. La finalité de ce travail est la conception d'un système d'exposition large bande pour l'exposition *in vitro* de tissus biologiques à des sources radiofréquences multiples, dans des conditions proches d'un environnement électromagnétique réel.

L'originalité du système proposé réside dans le fait qu'il est conçu sur la base d'un incubateur thermostaté de biologie, dans lequel les principes des chambres réverbérantes à brassage de modes ont été appliqués entre 1 GHz et 3 GHz.

Mots-clés : Bioélectromagnétisme, Ondes radiofréquences, Dosimétrie, Systèmes d'exposition, Sources multiples, Sonde électro-optique, Cellule TEM, Chambre réverbérante à brassage de modes.

Title : Multisource exposure system for bioelectromagnetic studies on wireless communications signals

Abstract : Radiofrequency waves are present everywhere in our daily environment. In the last 25 years, concerns have been raised about possible harmful effects of radiofrequency waves on living cells. This work deals with the study of interactions between radiofrequency waves and biological tissues.

In the radiofrequency band, particularly between 10 MHz and 10 GHz, the standard parameter for dosimetry is the SAR (Specific Absorption Rate) expressed in W/kg. The measurement of this parameter, from temperature and electric fields, was an integral part of our investigations.

This work contributed to the characterization of two exposure systems based on the TEM (Tansverse ElectroMagnetic) cell and to the characterization of an electro-optic probe for SAR measurements. The aim of this work is to design a wideband exposure system for *in vitro* multiple exposure of biological tissues in conditions similar to a real electromagnetic environment.

The originality of the system lies in its conception, based on an incubator for biology, in which mode-stirred reverberating chamber principles were applied, between 1 GHz and 3 GHz.

Keywords : Bioelectromagnetism, Radiofrequency waves, Dosimetry, Exposure systems, Multisource, Electro-optic probe, TEM cell, Mode-stirred reverberating chamber.