

UNIVERSITE DE LIMOGES

ECOLE DOCTORALE Science – Technologie – Santé

FACULTE DES SCIENCES ET TECHNIQUES

XLIM – Département « O.S.A. »

Thèse N° 22-2007

Thèse

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LIMOGES

Discipline : Electronique des Hautes Fréquences, Optoélectronique

Spécialité : Télécommunications

présentée et soutenue par

Alice COLLIN

le 10 juillet 2007

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 dirigée par Monsieur Thierry MONEDIERE & Monsieur Philippe LEVEQUE

JURY :

Présidente :

Valérie MADRANGEAS, Professeur, Université de Limoges, XLIM, Dépt. « MINACOM », Limoges

Rapporteurs :

Françoise PALADIAN, Professeur, Université Blaise Pascal, Clermont II, LASMEA, Aubière

Ronan SAULEAU, Maître de Conférences (HDR), Université de Rennes I, IETR, Rennes

Examineurs :

Philippe LEVEQUE, Chargé de Recherche CNRS, Xlim, Dépt. « O.S.A. », Limoges

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

Anne PERRIN – LE DOUCE, I.C.T – DGA, Centre de Recherches du Service de Santé des Armées,
Unité de Biophysique Cellulaire et Moléculaire, La Tronche

Bernard VEYRET, Directeur de Recherche CNRS, ENSCPB – EPHE, Université Bordeaux I,
Laboratoire PIOM, Pessac

A mes parents,

Moi aussi, je serai toujours là pour vous.

A mes frères,

Courage Doudi, ce sera bientôt ton tour, je suis fière de toi!

A mes grands-parents,

Mon p'tit père, tu m'as bien manqué ce 10 juillet...

A toi,

Avec qui j'aurais aimé faire un bout de chemin...

"Un cœur n'est juste que s'il bat au rythme des autres cœurs."

Paul Eluard

REMERCIEMENTS

Ce travail a été effectué à la Faculté des Sciences et Techniques de l'Université de Limoges, au sein du laboratoire XLim.

J'adresse mes remerciements à Messieurs A. BARTHÉLEMY, Directeur de Recherche au CNRS, et P.Y GUILLOU, Professeur des Universités, pour m'avoir accueillie au sein de leur Laboratoire, ainsi que Monsieur B. JECKO, Professeur des Universités, pour m'avoir accueillie au sein du département Ondes et Systèmes Associés (OSA).

Je souhaite remercier Monsieur T. MONÉDIERE, Professeur à L'université de Limoges pour avoir bien voulu assurer la direction de cette thèse.

J'exprime toute ma gratitude à Madame F. PALADIAN, Professeur à l'université Blaise Pascal à Clermont-Ferrand, et Monsieur R. SAULLEAU, Maître de Conférences HDR à l'IETR à l'université de Rennes I, pour avoir accepté de rapporter ce manuscrit. Merci pour leur disponibilité et leurs conseils.

Merci également à V. MADRANGÉAS, Professeur à l'université de Limoges, qui m'a fait l'honneur et le plaisir de présider le jury de soutenance.

J'exprime aussi mes sincères remerciements à Anne PERRIN-LE DOUCE pour avoir examiné et jugé mon travail. Ce fut un réel plaisir de travailler avec elle pendant ces années de thèse.

Je tiens à remercier tout particulièrement Philippe LEVEQUE, Chargé de Recherche au CNRS, qui m'a encadrée au travers de projets et de stages pendant mes études à l'ENSIL, et depuis le DEA. Il m'a beaucoup apporté, tant sur le plan scientifique qu'humain. Je n'en serai pas là sans son implication, son soutien et ses connaissances qu'il transmet toujours avec passion! Merci pour tout... (A mon tour de vous soutenir maintenant... vous ne serez plus seul à être toujours en retard!)

Un grand merci à Nadine AYMARÉ, pour son aide, son efficacité, sa gentillesse, et surtout les bons moments passés ensemble, à la gym, ou à souffler des bougies avant de déguster de délicieux gâteaux!

A tous ceux que j'ai eu le plaisir de rencontrer dans ces bureaux sympathiques (Hervé, Toto, LeMac, Hind...), à Laure ma première collègue de bureau, avec qui j'ai passé tant de bons moments, et surtout qui m'a aidée à supporter "le petit Nicolas" pendant ces premières années de thèse! (merci Laurette!). Bien sûr que je pense aussi à toi Nico... finalement on t'aimait bien et tu nous manques. Autant de sarcasmes, d'ironie et d'humour pour une seule personne, c'est bien rare!

A MiKa, Mimi (dit Renato) et Julien, pour leurs visites (presque quotidiennes!) pleines de blaguounettes et de réconfort. A Claire (D., pas K.), Laeti, Manu, Cédric et Momo, pour leur présence. Je n'oublie pas notre expert "mode", toujours plein de conseils avisés et à qui rien n'échappe! Fix, c'est toujours un plaisir de te voir et de discuter avec toi!

Une pensée émue à Mr Quez et au grand film qu'il a inspiré... "Crépuscule à Montulat".

Merci aussi à toi, Nico (D.), à ces bons moments passés à Hawaï et au plaisir de te connaître!

A Séb, qui m'a accompagnée jusqu'à la fin de cette "vie étudiante". La page est maintenant tournée afin d'explorer de nouveaux horizons.

Cécile, Mimi et Lilou, je suis heureuse de partager tous ces moments avec vous, même si on ne se voit pas assez souvent!

A Mary, mon amie dans la vie, et ma coéquipière bioEM! Maintenant que c'est ton tour de souffrir, j'espère être à la hauteur et t'apporter autant que tu m'as donné, surtout pendant ces derniers mois difficiles. Je n'ai que des bons souvenirs avec toi. A Kana, aux "rhum-campai", aux fou-rires derrière l'appareil photo, et à tout le reste...! On ne cherche plus les étoiles filantes de la même manière maintenant...

Enfin, à ma famille, grâce à vous je ne suis jamais seule. Merci pour tout l'amour que vous me donnez...

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE	1
------------------------------------	----------

CHAPITRE I	7
-------------------------	----------

PRESENTATION DE L'ETUDE

I. Contexte de l'étude.....	9
II. Evolution des systèmes de communication sans fil.....	10
II.1 Evolution de la téléphonie mobile	10
II.2 Les réseaux sans fils.	26
III. Les normes et niveaux d'exposition	42
III.1 Le Débit D'absorption Spécifique (DAS) ou Specific Absorption Rate (SAR).....	42
III.2 La dosimétrie.....	43
III.3 Les normes d'exposition	46
IV. Etat de l'art en matière de recherche	46
IV.1 Méthodes d'évaluation des effets sanitaires.	47
IV.2 Les résultats des recherches	50
V. Bilan des systèmes d'exposition existants.	53
V.1 Les systèmes d'exposition <i>in vitro</i>	54
V.2 Les systèmes d'exposition <i>in vivo</i>	73
VI. Conclusion.....	84

CHAPITRE II.....	87
-------------------------	-----------

OUTILS NUMERIQUES ET ANALYSE DES PARAMETRES PHYSIQUES

I. Introduction.....	89
II. La méthode FDTD	90
II.1 Discrétisation spatio-temporelle	90
II.2 Simulation de l'espace libre	92
III. Milieux biologiques et tissus vivants	92
III.1 Milieux dissipatifs	92
III.2 Milieux dispersifs.....	93
III.3 Modèles numériques <i>in vivo</i>	94
IV. Calcul du DAS	96
IV.1 Evaluation au centre de la maille	97
IV.2 Influence de la discrétisation.....	98
IV.3 Influence de la polarisation de l'onde sur deux boîtes de Pétri	103
IV.4 Influence de la position des boîtes de Pétri	105
IV.5 Influence du modèle numérique : quantité de solution dans la boîte de Pétri.....	106
IV.6 Etude en fréquence.....	108
IV.7 Limitations	110

V. Caractérisation expérimentale des dispositifs d'exposition et automatisation des mesures.....	113
V.1 Caractérisation expérimentale des dispositifs.....	113
V.2 Automatisation des manipulations avec Labview : contrôle des paramètres d'exposition.....	115
VI. Conclusion.....	116
CHAPITRE III	119
DOSIMETRIE D'UN SYSTEME D'EXPOSITION IN VITRO	
I. Introduction.....	121
II. Exposition <i>in vitro</i> par un cornet.....	122
II.1 Système d'exposition large bande.....	122
II.2 Etude et modélisation de l'antenne cornet.....	126
II.3 Etude des six boîtes seules.....	140
II.4 Modélisation de l'incubateur.....	149
II.5 Etude du système d'exposition en onde plane.....	161
II.6 Dosimétrie du système complet : incubateur et antenne cornet.....	174
II.7 Mesures de champ et contrôle de la température.....	191
III. CONCLUSION	194
CHAPITRE IV	197
DOSIMETRIE D'UN SYSTEME D'EXPOSITION IN VIVO	
I. Introduction.....	199
II. Présentation du système d'exposition "corps entier"	200
II.1 L'antenne cornet.....	201
II.2 La cage.....	201
II.3 L'animal.....	202
III. Modelisation de la cage à 1800 MHz.....	202
III.1 Influence de la modélisation des barreaux et des parois latérales.....	203
III.2 Influence de la hauteur des parois latérales.....	205
III.3 Influence des paramètres diélectriques.....	206
III.4 Validation du modèle par les mesures.....	209
IV. Etude dosimétrique à 1800 MHz	212
IV.1 Valeurs de DAS pour différentes positions du rat dans la cage.....	212
V. Etude d'un modèle de rat en onde plane	216
V.1 Influence de la polarisation sur le rat.....	216
V.2 Modèle de rat numérique.....	222
VI. Conclusion.....	224
CONCLUSION GENERALE	227

ANNEXES 233

1. CARACTÉRISTIQUES DES SIGNAUX GSM ET UMTS.....	235
2. LES NORMES D'EXPOSITION AUX ONDES RADIOFRÉQUENCES	237
3. ETUDE THÉORIQUE DU CORNET PYRAMIDAL CNP22 [1,8 2,5] GHz.....	241
4. DONNÉES COMPLÉMENTAIRES SUR LE SYSTÈME D'EXPOSITION <i>IN VITRO</i> : "CORNET + INCUBATEUR".....	245
5. CARACTÉRISATION ET PILOTAGE DE BANCS D'EXPOSITION	253
6. DONNÉES COMPLÉMENTAIRES SUR LE SYSTÈME D'EXPOSITION <i>IN VIVO</i>	259
7. PROPRIÉTÉS DIÉLECTRIQUES DES MILIEUX BIOLOGIQUES ET DES TISSUS.....	263
8. CARACTÉRISTIQUES DIELECTRIQUES D'UN MODÈLE NUMÉRIQUE DE RAT EN FONCTION DE LA FRÉQUENCE.....	269

GLOSSAIRE..... 273

BIBLIOGRAPHIE 277

**INTRODUCTION
GENERALE**

Les champs électromagnétiques, en particulier ceux associés à la téléphonie mobile s'inscrivent dans un environnement physique déjà très largement marqué par cette gamme de fréquences électromagnétiques, les radiofréquences (RF, de 30 kHz à 300 GHz), tant dans l'environnement domiciliaire (cuisson à micro-ondes, ondes radio ou télévision), l'environnement professionnel (systèmes de chauffage industriels, équipements de diathermie médicale...), que dans l'espace public (émetteurs radio ou télévision, RADAR, télécommandes ...), particulièrement en milieu urbain.

La gamme de fréquence exploitée pour la téléphonie mobile se situe, selon les opérateurs et les technologies, entre 850 et 1900 MHz, et jusqu'à 2200 MHz, pour l'UMTS. Les nouveaux systèmes de communications sans fil exploitent plutôt les bandes de fréquence autour de 2,45 GHz (WiFi, Bluetooth, etc...) et 5 GHz (pour le WiFi notamment). En ce qui concerne les émissions RADAR, la fréquence est principalement choisie en fonction de l'application visée. Mais de manière générale, les RADAR peuvent être utilisés sur des bandes de fréquence allant de 3 MHz à 110 GHz.

Les radiofréquences suscitent toujours une interrogation du public : soit en raison de la proximité immédiate des émetteurs RF, soit en raison de l'omniprésence des signaux radiofréquence dans notre environnement.

Le développement des télécommunications a été suivi par celui de la recherche sur les effets des champs électromagnétiques radiofréquences (RF) sur les systèmes biologiques. Les premiers travaux ont débuté après la deuxième guerre mondiale. Actuellement, d'après l'OMS, plus de deux cent études bioélectromagnétiques sont en cours.

Des commissions internationales et européennes ont publié des normes harmonisées concernant les niveaux d'émission radiofréquence. Ces normes tiennent compte du seul effet thermique du téléphone cellulaire et des systèmes de communication sans fil. C'est donc l'effet non-thermique, beaucoup plus complexe, qui est au cœur des débats concernant les éventuels risques sur la santé des ondes RF.

Les phénomènes physiques et biologiques fort complexes qui opèrent appellent la mise au point de procédures d'expérimentation, de mesure et d'observation qui n'avaient pas toujours, dans les premiers travaux, été parfaitement contrôlés. D'où, malgré le volume important des travaux scientifiques, la difficulté à dégager, encore aujourd'hui, des conclusions claires. Des modifications, à court terme, de certains paramètres

physiologiques ou biochimiques sont mises en évidence dans certains travaux, alors que d'autres contredisent certains de ces résultats. La signification de ces observations pour prédire la survenue d'effets à long terme est sujette à discussions.

Pour ces raisons, en 2003, l'OMS a redéfini la place capitale de la dosimétrie dans la conception et l'interprétation de tous les types d'études bioélectromagnétiques. L'approche numérique de la dosimétrie doit également être vérifiée expérimentalement, et l'amélioration de la dosimétrie et des données complémentaires nécessaires pour caractériser les paramètres d'exposition spécifique des tissus (DAS et échauffement) doit faciliter les études prioritaires sur les cultures cellulaires, les animaux et l'homme. Des recherches en microdosimétrie (aux niveaux cellulaire ou infracellulaire) pourraient donner de nouvelles indications concernant des cibles biologiques des RF.

L'analyse dosimétrique des systèmes d'exposition dans les études bioélectromagnétiques prend donc toute son importance.

Ces travaux de recherche s'inscrivent dans l'étude des interactions des ondes électromagnétiques avec le vivant, et s'attachent particulièrement à l'analyse dosimétrique des systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* utilisés au cours des expérimentations bioélectromagnétiques. Ces travaux ont été effectués en collaboration avec le Centre de Recherche du Service de Santé des Armées (CRSSA) et France Télécom Recherche & Développement.

La première étape consistera à définir les protocoles d'émission de la téléphonie mobile et des nouveaux signaux de communication sans fil. Cette description non exhaustive permettra de définir la spécificité des différents systèmes, afin de mieux appréhender les expérimentations bioélectromagnétiques. Un bref rappel des paramètres généraux de quantification de l'interaction des ondes électromagnétiques avec le vivant, ainsi que les différentes méthodes utilisées pour l'étudier, seront exposés. Ensuite, un état de l'art des études bioélectromagnétiques auxquelles nous avons contribué permettra de mettre en exergue l'importance d'une collaboration entre biologistes et physiciens afin de mener à bien les études bioélectromagnétiques. Enfin, nous présenterons les différents systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* utilisés pour l'étude de l'interaction des ondes avec les tissus vivants.

Dans le deuxième chapitre, après une courte présentation de la méthode des différences finies, nous présenterons les caractéristiques des différents milieux et tissus vivants, ainsi que les modèles de rat actuellement disponibles pour les simulations numériques. Ensuite, nous étudierons l'influence de certains paramètres physiques sur le calcul du DAS, et la prise en compte de l'incertitude des valeurs de DAS en fonction de la modélisation. Enfin, nous soulignerons l'importance d'une caractérisation expérimentale et de l'automatisation des systèmes d'exposition pour le contrôle des expérimentations bioélectromagnétiques, et la validation des résultats.

Le troisième chapitre concernera l'étude dosimétrique détaillée d'un système d'exposition *in vitro* large bande utilisé pour des expositions en champ lointain à 1800 MHz et 2,45 GHz. La modélisation complète de l'antenne cornet et de l'incubateur contenant les boîtes de Pétri à exposer permettra de mieux comprendre les interactions des ondes RF avec des structures particulières comme l'incubateur. Cette étude nous permettra d'intégrer la notion d'incertitude dans les calculs de DAS. Enfin, une comparaison avec d'autres systèmes d'exposition *in vitro* permettra de dégager l'intérêt d'un tel système d'exposition.

Pour finir, le quatrième et dernier chapitre présentera l'étude dosimétrique d'un système d'exposition *in vivo* pour une étude corps entier d'un animal. L'illumination en champ lointain par une antenne cornet d'un animal libre de tout mouvement, amènera à discuter sur l'incertitude du DAS induit dans l'animal en fonction de paramètres tels la position de l'animal, la polarisation de l'onde incidente, ou encore du choix du modèle de rat numérique.

CHAPITRE I

PRESENTATION DE L'ETUDE

I. CONTEXTE DE L'ETUDE

Depuis le début des années 1990, les services de communications cellulaires connaissent un développement sans précédent, rendu possible par l'existence de technologies numériques dites de deuxième génération (2 G), le GSM étant l'une des plus populaires. Ces technologies, en général incompatibles entre elles, sont issues de normes créées au début des années 1980. Après plusieurs années d'évolutions et d'améliorations successives, ces différentes normes sont aujourd'hui parvenues aux limites de leurs possibilités, malgré les opportunités que peuvent offrir les technologies dites 2,5 G .

Afin de permettre la création de nouveaux services et d'offrir aux usagers une véritable itinérance à l'échelle mondiale, il était nécessaire d'effectuer un saut technologique et de franchir le pas vers les réseaux cellulaires de troisième génération. Avec l'UMTS, de nouveaux signaux et des nouveaux protocoles d'émission et de réception ont fait leur apparition.

Parallèlement, des nouvelles technologies de communication sans fil se sont développées très rapidement, avec l'apparition du Wifi et du Bluetooth par exemple. D'autres signaux tels les RADAR ou les signaux de type impulsionnel sont également en plein essor.

L'évolution rapide des systèmes de télécommunication radiofréquence, et l'omniprésence des systèmes de communication sans fil dans notre environnement quotidien ne fait qu'alimenter la polémique sur l'éventuel effet des ondes électromagnétiques sur le vivant.

De nombreuses études bioélectromagnétiques ont déjà été menées, sur les émissions RADAR, et sur les ELF (Extremely Low Frequency) entre autres, dans les années 1990. Ces dernières années, beaucoup de programmes de recherche ont été initiés sur l'interaction des ondes radiofréquences (300 Hz – 300 GHz) avec les milieux vivants.

En collaboration avec des biologistes et des médecins, nous nous sommes investis dans des expérimentations bioélectromagnétiques et la dosimétrie précise des systèmes d'exposition. Pour effectuer les études dosimétriques, il est important de maîtriser les

signaux que l'on veut reproduire pour les expérimentations biologiques, afin de déterminer comment les ondes RF émises par ces signaux interagissent avec la matière.

Aussi, dans une première partie, nous nous attacherons à mettre en évidence les spécificités des signaux utilisés par les systèmes de communication sans fil. Une description des signaux de la téléphonie mobile, et des signaux utilisés pour les nouvelles technologies de communications sans fil sera exposée afin de mieux comprendre les expérimentations bioélectromagnétiques sur ces nouveaux signaux.

Ensuite, la définition du DAS et l'importance de ce paramètre de référence dans les études dosimétriques sera rappelé brièvement. Un état des lieux des études réalisées et des études biologiques auxquelles nous avons participé permettra de souligner l'importance d'une collaboration pluridisciplinaire, dans le but d'apporter des éléments de réponse quant aux éventuels effets des ondes RF avec le vivant.

L'apparition des nouveaux signaux a entraîné de nouvelles études bioélectromagnétiques, et le besoin de nouveaux systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* pour quantifier l'interaction des ces nouveaux signaux avec le vivant. Les systèmes d'exposition sont indispensables au contrôle des niveaux et des paramètres d'exposition, et par conséquent à la validation des résultats des expérimentations biologiques.

Pour terminer ce chapitre, nous décrirons les systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* les plus couramment utilisés pour quantifier les champs induits dans les tissus.

II. EVOLUTION DES SYSTEMES DE COMMUNICATION

SANS FIL

II.1 EVOLUTION DE LA TELEPHONIE MOBILE

De l'antiquité jusqu'à la fin du XIX^{ième} siècle, l'écrit était l'unique moyen de communication entre deux personnes séparées par une distance importante. Depuis le début du XX^{ième} siècle, les télécommunications ont permis d'effacer les distances entre les personnes qui souhaitent communiquer. En fait, l'acquisition des connaissances

théoriques et du savoir-faire dans le domaine des télécommunications se situe au XIX^{ième} siècle.

En 1876, le savant canadien Graham Bell invente le téléphone, premier moyen de télécommunication moderne grâce à deux postes fixes reliés entre eux par une paire de fils.

En 1887, le physicien allemand Heinrich Hertz découvre les « ondes hertziennes ».

En 1896 à Bologne, le physicien italien Guglielmo Marconi réalise la première transmission radio. L'expérience a lieu dans son grenier où est installé son laboratoire. Marconi réussit à télécommander une sonnette électrique à quelques mètres. Il brevète son invention et la nomme le « Télégraphe Sans Fil » (l'histoire retiendra seulement le sigle TSF). Pour perfectionner son invention, Marconi séjourne en Angleterre où il réalise la première transmission transatlantique entre la Cornouailles et Terre-Neuve en 1901. Cette liaison radio ouvre l'ère des télécommunications longues distances. En moins de 10 ans, Marconi développe une technique de transmission radio efficace et fiable. Il reçoit en 1909 le prix Nobel de physique pour ses travaux sur les « ondes hertziennes ».

Au début des années 50, aux Etats-Unis, la compagnie Bell Telephone propose à ses abonnés un service de radiotéléphone. Pour la première fois, le radiotéléphone se banalise. Mais le réseau ne peut accueillir qu'un nombre limité d'abonnés. Pour faire face au nombre croissant de demandes d'abonnements à ce service, il faut inventer de nouveaux concepts permettant de partager les bandes de fréquences radio entre un plus grand nombre d'abonnés et d'améliorer la gestion du réseau. La quantité de fréquences radio disponibles pour le radio téléphone constitue un frein à la diffusion de ce moyen de communication.

En 1964, le concept de partage des ressources est introduit dans les réseaux de radiotéléphone. Le réseau alloue dynamiquement un canal radio à une nouvelle communication pour sa durée. Le système choisit, dans l'ensemble des canaux qui sont libres, une fréquence qu'il affecte à une nouvelle communication. Désormais, un réseau peut compter plus d'abonnés qu'il ne possède de canaux radio.

Les fréquences radio sont des ressources rares, ce qui entraîne le besoin d'optimiser sans cesse l'utilisation de cette ressource. En 1971, la compagnie Bell Telephone présente le concept de réseau cellulaire qui utilise une bande de fréquences d'une largeur limitée. Le système « Advanced Mobile Phone Service » est opérationnel en 1978. En 1982 le AMPS devient le standard unique du radiotéléphone en Amérique du Nord, et la Conférence Européenne des administrations des Postes et Télécommunications (CEP) crée le Groupe Spécial Mobile (GSM).

De nombreux réseaux cellulaires sont mis en service durant les années 80 mais la plupart utilisent des normes incompatibles et un mode de transmission de l'information analogique, chaque pays édictant souverainement sa norme. La technologie 1G fait son apparition.

II.1.a Technologie 1G

Le Royaume-Uni et l'Italie ont adopté la norme américaine sous l'appellation de « Total Access Cellular System ». Les pays scandinaves, le Bénélux, et l'opérateur français SFR (Société Française du Radiotéléphone) ont choisi la norme « Nordique Mobile Telephone » (NMT). Mais France Télécom a développé la norme « Radiocom 2000 ». L'Allemagne a préféré la norme « C-Net ».

Toutes ces normes utilisent le mode de transmission analogique. Elles possèdent de faibles capacités en terme d'abonnés et de trafic et réclament un grand nombre de fréquences. Le radiotéléphone est vite victime de son succès : les opérateurs ne peuvent plus répondre aux demandes d'abonnement, faute de fréquences radio libres et des limites de la technologie mise en œuvre.

La première génération (1G) de téléphonie mobile reposait sur des connexions radio analogiques, c'est-à-dire que le signal audio servait directement à moduler la fréquence porteuse. Ceci n'était pas la technique la plus efficace : une seule antenne ne pouvait gérer qu'un nombre limité de communications simultanées et la qualité du son n'était pas toujours optimale. Les technologies 1G ont vite été abandonnées avec l'apparition du multiplexage temporel et surtout de la transmission numérique de données.

II.1.b Technologie 2G

La téléphonie de deuxième génération (2G) est apparue lorsque les technologies de numérisation de la voix ont commencé à être déployées. Au lieu de transmettre la voix "brute", celle-ci était numérisée, soit convertie en une série de 0 et de 1. Dès lors, toutes sortes d'améliorations ont été mises en œuvre, comme par exemple, la compression, le cryptage, etc... Parmi les technologies de 2G, on trouve bien sûr le GSM qui domine largement le marché européen, et le CDPD et IS-95 aux Etats-Unis.

Le Tableau I. 1 présente les principales normes numériques en usage pour le radiotéléphone.

NORME	USAGE	PAYS	TAILLE DES CELLULES
CT2	Téléphone sans fil	Europe	200 m
GSM	Radiotéléphone	Europe	200 m à 35 km
IS-54	Radiotéléphone	Amérique Nord et Japon	200 m à 35 km
IS-95	Radiotéléphone	Amérique Nord	200 m à 35 km

Tableau I. 1: Les normes numériques de la téléphonie mobile [I. 1]

En 1987, les exploitants de treize pays européens signent un mémorandum pour la mise en œuvre concertée du système cellulaire numérique européen. D'autres pays vont adhérer à cet accord.

En 1989 le Groupe Special Mobile (GSM) voit ses travaux transférés à l'European Telecommunication Standard Institute (ETSI), qui poursuit les tâches de normalisation. Le sigle GSM change de signification, il devient «Global System for Mobile communication».

Les champs utilisés dans la téléphonie mobile sont standardisés selon différents systèmes en fonction des régions et des pays. En France, les deux systèmes actuellement en place sont le système GSM 900, développé par les opérateurs Itineris et SFR, et le système GSM 1800 (ou DCS 1800), plus récent, développé par l'opérateur Bouygues Télécom.

Depuis 1988, les téléphones mobiles DECT sont répandus dans les résidences et les bureaux. La fréquence est située entre 1,88 et 1,9 GHz.

II.1.b.i) Les fréquences de travail du GSM/DCS et DECT

Dans le système GSM/DCS, deux bandes de fréquences sont utilisées, l'une autour des 900 MHz et l'autre autour de 1,8 GHz.

Chaque bande est divisée en deux sous bandes, servant l'une pour le transfert d'informations entre le mobile et la station de base (voie montante), et l'autre pour la liaison entre la station de base et le mobile (voie descendante).

Les téléphones DECT utilisent la bande de fréquence des 1900 MHz.

Le Tableau I. 2 reprend les bandes de fréquences allouées aux différents systèmes.

	<i>GSM</i>	<i>DCS</i>	<i>DECT</i>
Bandes de fréquences [MHz]	890-915 (<i>liaison montante</i>) 935-960 (<i>liaison descendante</i>)	1710-1785 (<i>liaison montante</i>) 1805-1880 (<i>liaison descendante</i>)	1880-1900
Largeur de bande	2*25 MHz	2*75 MHz	20 MHz
Ecart entre deux bandes	45 MHz	95 MHz	0

Tableau I. 2: Allocation des bandes de fréquences GSM, DCS, et DECT

II.1.b.ii) L'efficacité spectrale des techniques numériques

Aux Etats-Unis, la Telecommunication Industry Association a publié deux normes provisoires, « IS-54 » en 1990, qui utilise la technique « Time Division Multiple Access » (TDMA ou AMRT en français), et « IS-95 » en 1993 avec la technique « Code Division Multiple Access » (CDMA). Ces normes numériques sont compatibles avec les normes AMPS et TDMA, et offrent une compatibilité entre l'ancien système analogique et le nouveau numérique.

Le multiplexage temporel (TDMA ou AMRT) :

Le multiplexage temporel consiste à diviser le canal de communication en trames de N intervalles. Le temps est alors l'axe principal de synchronisation entre un émetteur et un récepteur (Figure I.1).

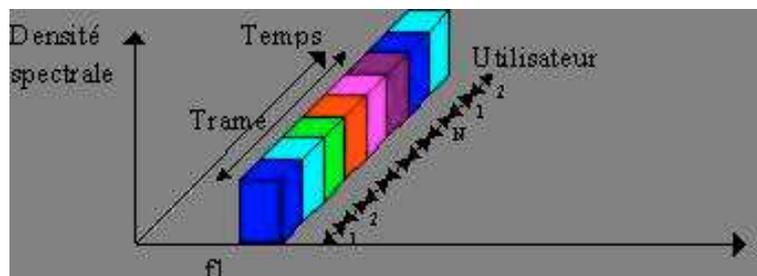


Figure I.1 : Le multiplexage temporel AMRT

Dans la norme GSM, chaque trame se divise en huit intervalles temporels. L'intérêt du multiplexage est de multiplier par huit le nombre de canaux disponibles par unité de temps. L'information est émise par impulsions, à raison d'une impulsion de $576 \mu\text{s}$ toutes les $4,6 \text{ ms}$ (fréquence de répétition des impulsions : 217 Hz ; rapport cyclique de $1/8$ – voir Figure I.2).

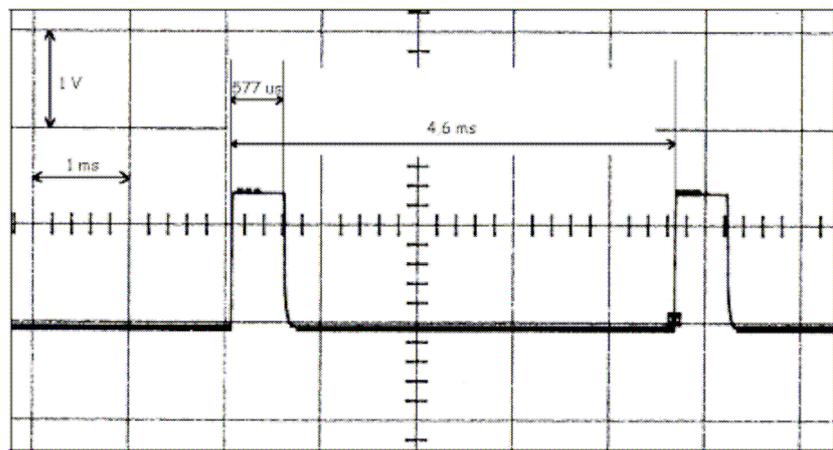


Figure I.2: Visualisation de l'émission pulsée du mobile GSM

Le multiplexage par code de répartition (CDMA ou AMRC) :

Cette technique numérique de transmission est d'origine militaire. Avec cette méthode, l'axe de séparation des canaux est la méthode de codage de l'information. Tous les canaux utilisent en même temps toute la bande passante. Les algorithmes de codage génèrent des codes ayant une faible probabilité d'être détectés et une faible probabilité d'interception. Deux canaux différents utilisent des codes orthogonaux. Le signal radio produit par un émetteur simule un bruit (Figure I.3).

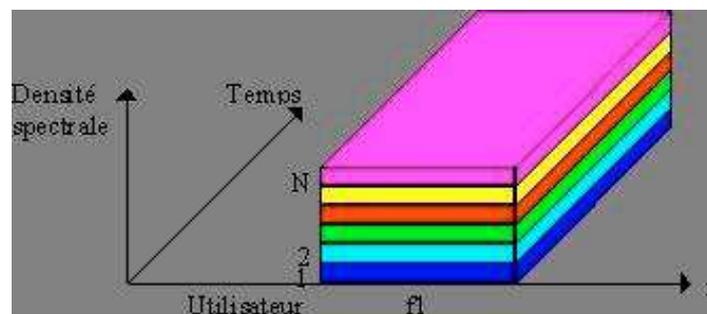


Figure I.3 : Le multiplexage par répartition de code ou AMRC

Les avantages par rapport aux autres techniques :

- Il n'y a pas de plan pour la réutilisation des fréquences.
- Le nombre de canaux est supérieur.
- La protection contre le phénomène d'évanouissement du signal.
- Une meilleure protection contre les interférences.
- L'utilisation de la bande passante est optimale.
- La confidentialité des communications est bien protégée.

Les inconvénients :

- Le réglage des puissances d'émission doit être fin.
- Les autres canaux sont des sources de bruit.

Le CDMA est utilisé dans les réseaux de troisième génération [I. 3].

II.1.b.iii) La modulation

En raison de la forte variabilité de l'amplitude des signaux dans un environnement mobile, on préfère recourir à une technique de modulation angulaire pour ce type d'environnement. La technique de modulation utilisée pour porter le signal à haute fréquence est la modulation GMSK (Gaussian Minimum Shift Keying). Comme le suggère son nom, il s'agit d'une variante d'une modulation MSK appartenant à la famille des modulations de fréquence (FM) numériques, où le signal binaire $s(t)$ est filtré par un filtre numérique de type gaussien qui arrondit les flancs du signal binaire.

La Figure I.4 montre un signal modulé par GMSK.

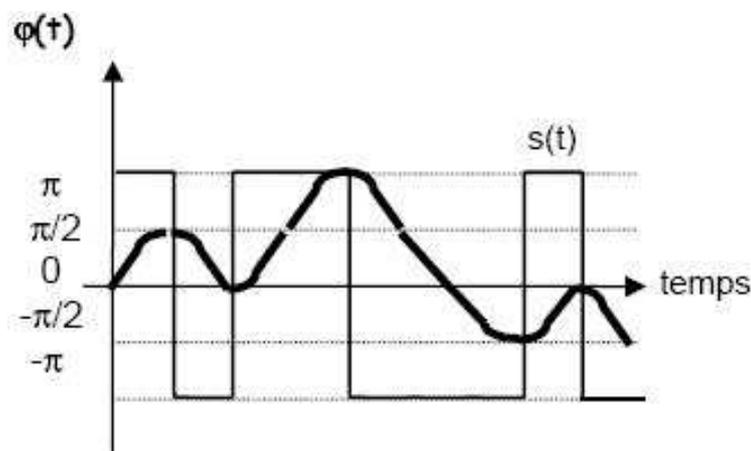


Figure I.4 : Modulation GMSK

II.1.b.iv) L'architecture cellulaire

Le principe de ce système cellulaire est de diviser le territoire en de petites zones, appelées *cellules*, et de partager les fréquences radio entre celles-ci. Ainsi, chaque cellule est constituée d'une station de base (reliée au Réseau Téléphonique Commuté, RTC) à laquelle on associe un certain nombre de canaux de fréquences à bande étroite.

II.1.b.v) Contrôle par la base de la puissance d'émission

Pour éviter les interférences à plus grande distance entre cellules utilisant les mêmes fréquences, il est également possible d'asservir la puissance d'émission de la station de base en fonction de la distance qui la sépare de l'utilisateur. Le même processus du contrôle de la puissance d'émission est également appliqué en sens inverse. En effet, pour diminuer la consommation d'énergie des mobiles et ainsi augmenter leur autonomie, leur puissance d'émission est calculée en fonction de leur distance à la station de base. Grâce à des mesures permanentes entre un téléphone mobile et une station de base, les puissances d'émission sont régulées en permanence pour garantir une qualité adéquate pour une puissance minimale.

Au début de la conversation téléphonique, la station de base réduit progressivement la puissance émise par le mobile jusqu'au niveau minimal compatible avec une bonne liaison, comme le montre la Figure I.5.

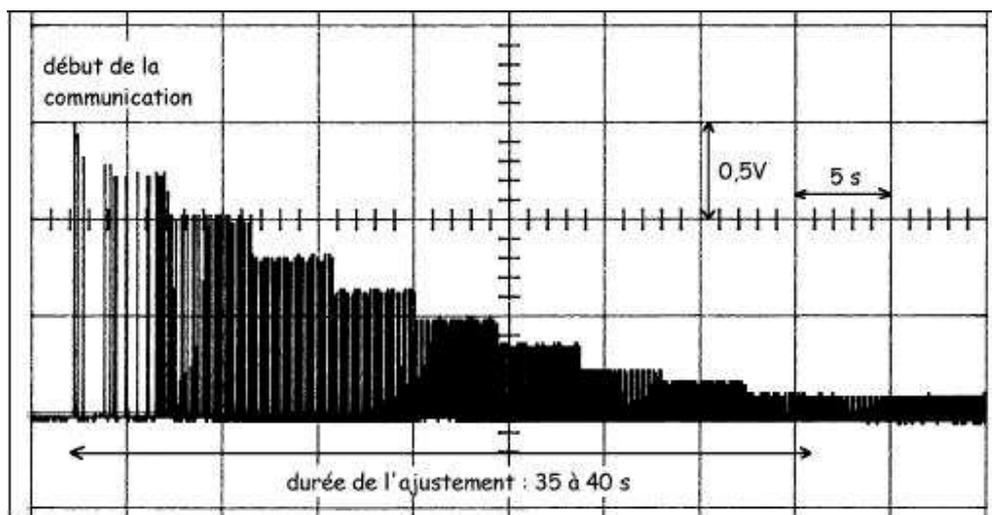


Figure I.5 : Ajustement de la puissance émise par le mobile au cours de la conversation téléphonique.

II.1.b.vi) La normalisation (stations de base et téléphone)

Les stations de base (BTS) :

Plusieurs types d'antennes relais ou stations de base peuvent être distingués, selon le territoire couvert et la densité des communications transmises :

- les stations macro cellulaires, les plus courantes peuvent émettre à une puissance maximum de 20 à 30 watts par bande de fréquence. En milieu rural, la puissance sera élevée pour couvrir des zones étendues (10-30 km) sur un nombre limité de bandes de fréquence utilisateur, tandis qu'en milieu urbain, la puissance sera répartie sur de nombreuses bandes utilisateur dans un périmètre restreint (500 m).
- les stations micro cellulaires ont une puissance moindre et sont utilisées pour couvrir des zones peu étendues de forte densité d'utilisateurs, comme des gares ou des centres commerciaux par exemple,
- les stations pico-cellulaires sont installées à l'intérieur de bâtiments comme des bureaux.

Le champ autour des antennes macro-cellulaires se présente ainsi :

- strictement en face de l'antenne, le champ, à une distance de 1 mètre d'une station macro-cellulaire est typiquement de : 50 V/m.
- à l'arrière de l'antenne, une plaque métallique réfléchit complètement les champs émis dans cette direction.
- dès que l'on s'éloigne de l'antenne, le champ décroît très rapidement en fonction de l'inverse de la distance. Par exemple, la puissance reçue est seize fois plus faible à 80 m d'une antenne qu'à 20 m de celle-ci puisqu'elle est proportionnelle au carré du champ.

Le faisceau émis est directionnel ; légèrement incliné, avec une large ouverture horizontale de l'ordre de 120° et une faible ouverture verticale de quelques degrés, il atteint le sol à une distance de l'ordre de 100 à 500 m selon la hauteur de l'installation et l'inclinaison de l'antenne. (voir Figure I.6 ci-après pour un pylône en zone rurale).

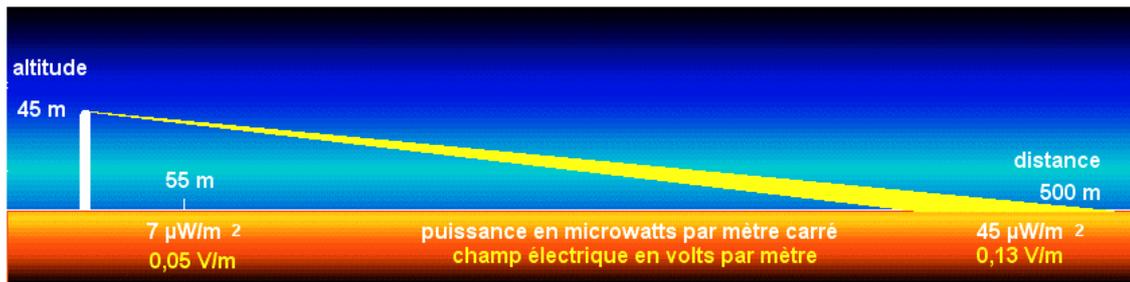


Figure I.6 : Emission d'une antenne GSM à partir d'une station de base (rapport de l'Office Parlementaire [I. 2]).

Une étude a été réalisée par l'Agence nationale des fréquences sur une station de base à 900 MHz de forte puissance (20 watts, 43 dBm) avec une antenne de gain de 15,5 dB dont le diagramme de rayonnement est incliné de 5° vers le sol. Elle montre que dans les zones où le public est susceptible de séjourner, le niveau reste typiquement inférieur à 3 V/m. Il est bien entendu très inférieur à ce dernier niveau dans les appartements situés sous l'antenne (Figure I.7).

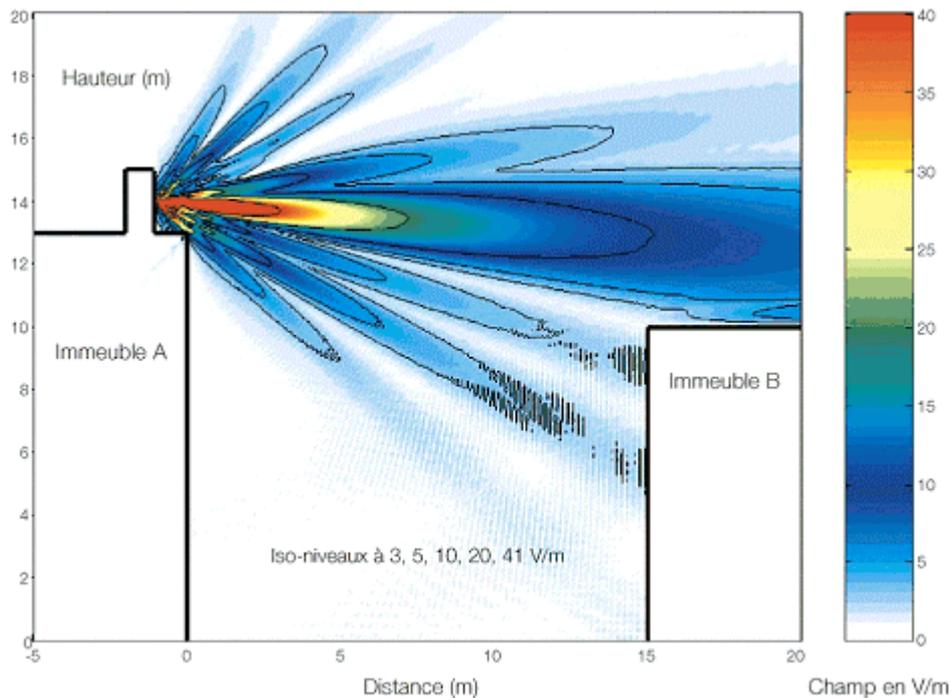


Figure I.7: Emission d'une antenne GSM sur un toit d'immeuble (rapport de l'Office Parlementaire [I. 2]).

Les téléphones portables :

La puissance d'émission des téléphones est limitée à 2 W au maximum pour le GSM 900 et 1 W maximum pour le système GSM 1800. L'émission par impulsions permet de diviser par huit la puissance moyenne émise, soit 0,25 W pour le GSM 900 et 0,125 W pour le système GSM 1800. Cette puissance d'émission est de plus régulée en fonction de la distance à l'antenne relais : elle est inversement proportionnelle à la qualité de la communication (250 mW à plusieurs kilomètres de l'antenne, 10 mW à proximité). Lors de la connexion de l'utilisateur du mobile avec son correspondant, la puissance émise est ajustée à un niveau élevé permettant d'avoir une communication immédiate optimale, puis le contrôle de puissance (power control) 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. Le déplacement de l'utilisateur fait prendre le relais par plusieurs stations de base successivement, chacune démarrant sa communication à un niveau élevé, puis abaissant la puissance. C'est donc lors de l'utilisation d'un téléphone mobile en situation de déplacement que l'exposition aux radiofréquences est la plus élevée, ou encore lors d'une conversation dans un lieu à médiocre réception, qui astreint l'antenne relais et le téléphone mobile à rester à des niveaux de puissance élevés.

Toutes ces technologies permettent, bien sûr, de téléphoner, mais aussi d'échanger des données rudimentaires telles que de brefs messages (les SMS). Malheureusement, le débit est assez faible, et ne permet guère mieux que les SMS. Le WAP, qui permettait de naviguer sur le Web avec un simple téléphone portable, n'a jamais connu le succès attendu (sans doute du fait du bas débit de la 2G).

II.1.c Technologie 2,5G.

Des technologies se sont greffées à la 2G pour tenter d'offrir de nouvelles fonctionnalités. C'est ce que l'on appelle la technologie de génération "deux et demi". Parmi elles, on trouve le GPRS : celui-ci permet à un abonné de surfer sur Internet et d'échanger des emails, soit directement à partir de son téléphone portable compatible GPRS, soit sur son ordinateur, en le reliant à son téléphone portable GPRS. Le GPRS fonctionne directement sur le réseau GSM.

Une autre technologie 2,5G pour le GSM, plus récente, est l'EDGE. Cette technologie permet d'atteindre, toujours sur le réseau GSM, des débits allant jusqu'à 384 kb/s grâce à la modulation radio 8PSK (ce qui implique une modification des stations de base et des terminaux mobiles). Son coût de déploiement est assez faible, mais les débits sont plus faibles qu'avec l'UMTS.

Un ou plusieurs des huit intervalles de temps d'une trame d'un signal GSM sont utilisés à des fins de transmission EDGE. Les signaux EDGE ne sont émis que si la transmission de données le nécessite. Dans la technologie EDGE, la valeur efficace de la puissance émettrice peut légèrement varier d'un intervalle de temps à l'autre. À l'intérieur d'un intervalle de temps, l'EDGE présente des variations d'amplitude (conditionnées par la modulation) se compensant en moyenne dans le temps. Pour un réglage de puissance d'émission donné, la moyenne temporelle de la puissance émise par les intervalles de temps EDGE et GSM a donc la même valeur.

Les intervalles de temps GSM et EDGE émettent souvent des puissances de même niveau.

II.1.d Technologie 3G

Les technologies 2G et 2,5G n'offrent donc que des débits assez limités. En outre, elles sont incompatibles entre elles : l'Amérique ou l'Asie ne permettent pas à un utilisateur de téléphone GSM de se connecter à un réseau. Il est également impossible de se connecter à un réseau EDGE avec un téléphone GPRS. Enfin, dans certains endroits, particulièrement dans les pays nordiques, plus de 80% de la population possède un téléphone portable 2G et il arrive que la capacité des canaux radio soit saturée.

La téléphonie 3G a pour objectif de résoudre les trois problèmes précédents [I. 3]:

- permettre des échanges multimédia,
- définir une solution de téléphonie "universelle",
- gérer une densité très importante d'utilisateurs connectés simultanément.

Le marché européen pour la troisième génération de communications mobiles ne représente qu'une partie du marché global potentiel. Le forum UMTS prévoit une croissance des communications mobiles dans le monde, décrite dans le Tableau I. 3 ci dessous. Les marchés nord américain et européen sont sensés être saturés en premier. En revanche, même en 2015, les marchés en Inde, en Afrique et en Amérique du Sud

devraient encore être loin de la saturation même en prenant en compte la croissance de la population.

utilisateurs (million, en fin de l'année indiquée)	1995	2000	2005	2010	2015
Europe	22	113	200	260	300
Amérique Nord	36	127	190	220	230
Asie Pacifique	22	149	400	850	1400
reste du monde	7	37	150	400	800
TOTAL	87	426	940	1730	2730

Tableau I. 3 : Evolution du nombre d'utilisateurs pour la téléphonie 3G

L'essor des technologies 3G nous amène à nous interroger sur l'impact de ces nouveaux signaux sur l'interaction des ondes avec les tissus vivants. L'étude des bandes de fréquences utilisées par cette technologie, de la modulation et des niveaux de puissance à l'émission vont nous aider à générer ces signaux pour les expérimentations bioélectromagnétiques.

L'UMTS repose sur l'architecture centrale des réseaux GSM/GPRS, mais la communication radio est améliorée. Le débit maximal peut atteindre 2Mb/s, même si dans la pratique, on observe plutôt 128 ou 256 kb/s. Le premier service UMTS a démarré en Angleterre en 2003 et les opérateurs SFR et Orange ont démarré leur propre service UMTS en France début 2004 dans une dizaine de villes.

Malheureusement, cette solution "universelle" est surtout européenne, car l'Amérique du Nord et certains pays d'Asie ont choisi leur propre technologie : le CDMA2000. Par ailleurs, la Chine a défini son propre standard 3G : le TD-SCDMA.

La complexité du système UMTS et les moyens techniques impliqués sont tels qu'il n'est pas possible en quelques pages d'en étudier toutes les parties. Nous nous intéresserons surtout à son mode d'accès, sa norme, et ses niveaux de puissance.

II.1.d.i) La normalisation

Un système mondial requiert en effet des bandes de fréquences et un moyen d'utilisation communs. L'objectif a été partiellement atteint : en Europe et au Japon, la même interface air ou radio (WCDMA) est utilisée, mais en Amérique du Nord, aucun spectre supplémentaire n'était disponible (ils avaient déjà été vendus pour les systèmes 2G), donc une autre technique est utilisée aux USA: CDMA à multiples porteuses (CDMA2000) (CDMA2000 correspond à l'extension de la norme IS-95 utilisée aux USA).

Le concept retenu en 1998 par l'ETSI se dénomme UTRAN. C'est un compromis entre deux modes : FDD-WCDMA et TDD-WCDMA. C'est une solution mixte qui permet une utilisation complète des bandes des fréquences allouées. En effet, les fréquences appariées devront être traitées en mode FDD-WCDMA tandis que les non-appariées devront être traitées en mode TDD-WCDMA.

II.1.d.ii) L'attribution des fréquences :

Le spectre électromagnétique faisant partie du patrimoine public, leur exploitation est logiquement soumise à une licence. Une première question se pose concernant le nombre de licences à proposer. En France, suivant le conseil de l'ART le gouvernement a décidé qu'il y aurait 4 licences, soit :

- 2x15 MHz en FDD,
- et 5 MHz en TDD par opérateur

Le Tableau I. 4 suivant présente les fréquences adoptées pour l'UMTS.

SYSTEME	Liaison Montante	Liaison Descendante
UMTS-FDD	1920-1980 MHz	2110-2170 MHz
UMTS-TDD	1900-1920 et 2010-2025 MHz	

Tableau I. 4 : Bandes de fréquences attribuées aux réseaux 3G

II.1.d.iii) Le W-CDMA et le multiplexage

L'interface radio de l'UMTS est basée sur le WCDMA (Wideband Code Distributed Multiple Access). Le WCDMA se base largement sur le CDMA, utilisant une plus large bande passante ce qui permet d'accroître le débit. L'allocation de la bande passante en WCDMA est présentée Figure I.8.

Deux évolutions de ces techniques ont été développées à partir de leur combinaison pour l'UMTS :

- le **W-CDMA** combine le CDMA et le FDMA,
- le **TD-CDMA** combine le TDMA, le CDMA et le FDMA.

Chacune de ces méthodes d'accès est associée à une technologie qui gère les ressources liées à l'émission et la réception de chaque utilisateur. Ces technologies (appelées méthodes ou modes de duplexage) sont :

- le **FDD**, qui est le mode de duplexage lié au W-CDMA,
- le **TDD**, qui est la méthode associée au TD-CDMA.

Le FDD-WCDMA utilise deux bandes passantes de 5 MHz, l'une pour le sens montant, l'autre pour le sens descendant. Le débit maximal supporté par un seul code est de 384 kbit/s. Pour les services à haut débit, plusieurs codes sont nécessaires pour supporter un débit de 2 Mbit/s.

Le TDD-WCDMA n'utilise qu'une bande passante de 5 MHz divisée en portions de temps (time slot) ; elle est utilisée pour les deux sens. Elle comprend donc une composante TDMA ou AMRT fondée sur la trame GSM en plus de la séparation par code. Ce concept offre une large gamme de débits de service en allouant plusieurs codes ou plusieurs intervalles de temps à un utilisateur. Le débit peut atteindre 2 Mbit/s en allouant plusieurs codes ou plusieurs intervalles de temps à un utilisateur, mais des raisons techniques et complexes (dus par exemple au déplacement ou au déphasage) limitent le bon fonctionnement de ce système aux bâtiments ou aux petites cellules.

La même fréquence d'émission peut être utilisée pour le mobile ou la station de base, mais à des instants différents pour éviter les interférences.

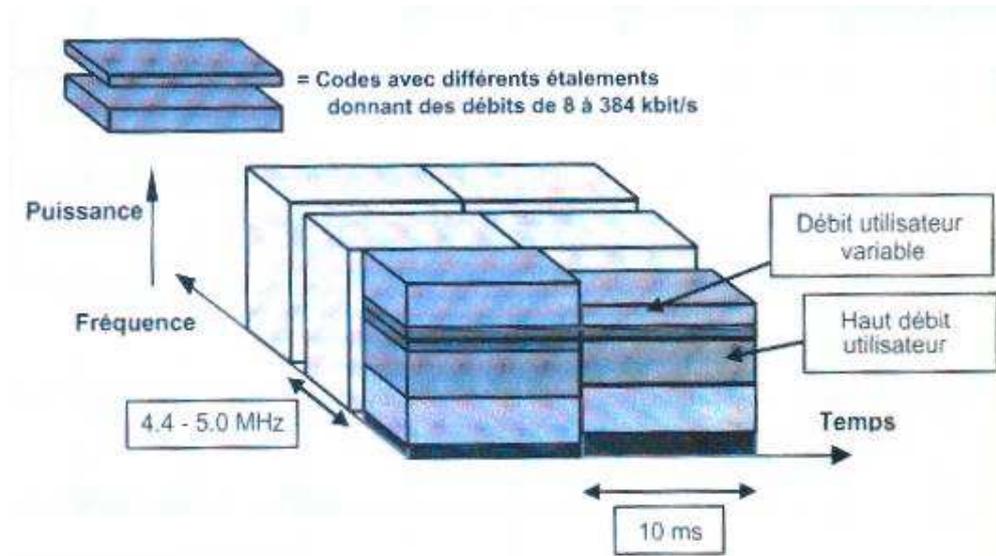


Figure I.8 : Allocation de la bande passante en WCDMA dans l'espace Temps-Fréquence-Code

II.1.d.iv) Les niveaux de puissance :

Cette technologie implique un contrôle rapide avec une importante dynamique des puissances émises tant par les stations de bases que par les mobiles. De plus, la taille des cellules peut varier en fonction du nombre d'utilisateurs et de la demande en débit de données.

La puissance maximale utilisée pour les stations de base est de l'ordre de 10 à 20 W.

Pour les mobiles elle va jusqu'à 125 mW maximum (équivalente à celle d'un DCS 1800).

Les signaux UMTS (5 MHz) sont spectralement assez différents de ceux produits par le GSM (200 kHz), comme le montre la Figure I.9.

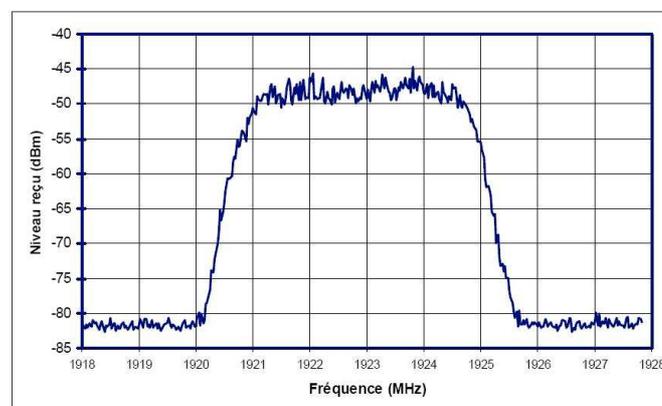


Figure I.9 : Spectre d'émission d'un téléphone mobile UMTS (Rapport de l'AFSSE [I. 4]).

Depuis quelques années, l'apparition de la téléphonie 3G a été suivie de l'essor des systèmes de communication sans fil (comme les réseaux sans fil). Ces nouvelles technologies radiofréquences utilisent également de nouveaux signaux pour le transport des informations. Il est important de maîtriser ces systèmes de communication afin de répliquer les conditions d'exposition à ces signaux pour les études bioélectromagnétiques.

II.2 LES RESEAUX SANS FILS.

L'exposition du public aux rayonnements radioélectriques ne se limite pas aux émissions de la téléphonie mobile. Ainsi, on recense dès 9 kHz de nombreuses applications "radio" pour des besoins de communication, mais également de diffusion de l'information (radio en bande FM, TV, ...). Le Tableau I. 5 ci-dessous liste les principaux services des fréquences considérées:

Bande de fréquences	Principaux types d'émission
10 kHz – 10 MHz	Agrégation de plusieurs bandes de fréquences spécifiques comme la radiodiffusion "Grandes Ondes", "Petites Ondes", et autres
10 MHz – 30 MHz	Agrégation de plusieurs bandes de fréquences (recherches de personnes, CB, radiodiffusion)
30 MHz – 87,5 MHz	PMR (réseaux radioélectriques privés), TV en bande I (47-68 MHz), Radioamateurs, ...
87,5 MHz – 108 MHz	Radios en bande FM
108 MHz – 136 MHz	Aviation Civile
136 MHz - 400 MHz	PMR, ERMES, TV Bande III (174-223 MHz)
400 MHz - 470 MHz	Réseaux radioélectriques privés (PMR FM, TETRA, TETRAPOL, alphapage)
470 MHz - 862 MHz	TV bandes IV et V
960 MHz - 1375 MHz	Radars, ...
1375 MHz - 1710 MHz	T-DAB (1452-1492 MHz), faisceaux hertziens, radio sondes et stations météo
1710 MHz - 1900 MHz	DECT : 1880-1900 MHz, ...

1900 MHz - 2700 MHz	Bluetooth (2400-2483,5 MHz), cameras de reportage, Wifi
2700 MHz - 3400 MHz	Radars
3400 MHz - 3600 MHz	Boucle Locale Radio, Wi-Max
>3600 MHz	Stations terriennes, radars, FH, BLR (24,5-26,5 GHz)

Tableau I. 5 : Bandes de fréquences des principaux types d'émissions radio

II.2.a Le Wifi

Le "sans fil" est à la mode aujourd'hui. Pourtant, c'est déjà de l'histoire ancienne. Le premier véritable réseau sans fil date de 1970. Cette année-là, des chercheurs de l'université d'Hawaï sous la direction de Norman Abramson réunissent les technologies radio et les technologies numériques de communication par paquets de données. Il s'agit du réseau sans fil AlohaNet. Pour la première fois, plusieurs ordinateurs sont reliés entre eux grâce aux ondes radio. Alors, si ces technologies ne sont pas récentes, pourquoi la vague du sans fil ne déferle-t-elle sur nous qu'aujourd'hui?

D'une part, les débits de connexion sans fil ont toujours été loin derrière ceux des connexions filaires. Il a longtemps fallu se contenter de quelques kilobits par secondes, ce qui n'était pas comparable aux débits des réseaux filaires où l'on parle depuis longtemps en mégabits par seconde. Encore aujourd'hui, le Wifi permet au mieux d'atteindre quelques dizaines de mégabits par seconde, alors que le filaire peut atteindre sans difficultés le gigabit par seconde, voir même le téraoctet par seconde (Figure I.10).

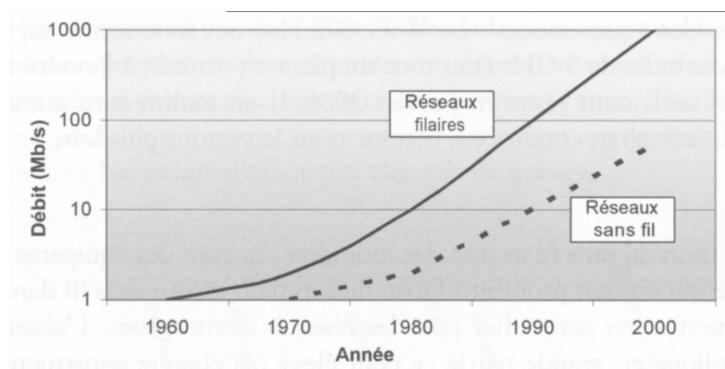


Figure I.10 : Débits des réseaux filaires et sans fil [I. 5]

En outre, les produits disponibles n'étaient généralement pas standardisés, ce qui interdisait le plus souvent l'interopérabilité entre les offres des différents fournisseurs.

Pour l'étude de l'interaction des émissions Wifi avec les tissus, il nous faut connaître les protocoles d'émission des signaux, les puissances d'émission, la portée du signal, le type de modulation et la bande de fréquence utilisée.

II.2.a.i) La réglementation:

Les ondes radio étant par nature une ressource limitée, chaque pays définit les règles que les émetteurs doivent respecter. Malgré les efforts d'homogénéisation, ces règles varient beaucoup d'un pays à l'autre. En France, c'est l'Autorité de Régulation des Communications Electroniques et des Postes (ARCEP), anciennement appelée l'Autorité de Régulation des Télécommunications (ART) qui a la responsabilité de définir ces règles et l'Agence Nationale des Fréquences (ANF) a pour rôle de les faire respecter, en effectuant des contrôles réguliers et en distribuant des amendes dissuasives aux contrevenants.

Seules quelques bandes de fréquences assez limitées sont libres pour tout usage et pour toute licence, en respectant tout de même une limite de puissance.

Les Tableau I. 6 et Tableau I. 7 présentent les principales règles à respecter lorsque l'on déploie un réseau WiFi en France (législation en vigueur en avril 2006).

Canal	Fréquence	PIRE maximal autorisé	
		Intérieur	Extérieur
1 à 7	2400 à 2454 MHz	100 mW (20 dBm)	100 mW (20 dBm)
8 à 13	2454 à 2483,5 MHz		10 mW (2 dBm)

Tableau I. 6 : PIRE maximum à 2,4 GHz pour les normes 802.11b et 802.11g

Exceptions : dans les départements et collectivités territoriales d'Outremer, le PIRE maximal autorisé est de 100 mW (20 dBm), à l'intérieur comme à l'extérieur des bâtiments. A la Réunion et en Guyane, les canaux 1 à 4 (2400 à 2420 MHz) sont interdits à l'extérieur.

Canal	Fréquence	PIRE maximal autorisé	
		Intérieur	Extérieur
36 à 48	5150 à 5250 MHz	200 mW (~23 dBm)	Interdit
52 à 64	5250 à 5350 MHz	200 mW (~23 dBm) DFS et TPC	
100 à 140	5470 à 5725 MHz	1000 mW (30 dBm) DFS et TPC	
149 à 161	5725 à 5825 MHz	Interdit	

Tableau I. 7 : PIRE maximum à 5 GHz pour la norme 802.11a.

II.2.a.ii) les hotspots

Un hotspot est un point d'accès sans fil à Internet (ou plus généralement à des services Web). Cela permet de passer d'un hotspot à un autre le même environnement de travail. On retrouve des hotspots dans de nombreux sites où transitent des hommes d'affaires équipés d'ordinateurs portables : aéroports, gares, hôtels, centres de conférence, mais aussi cafés, restaurants, universités, et plus généralement presque tout type de lieu public.

Les hotspots ont vu le jour dès l'an 2000, d'abord aux Etats-Unis, puis un peu partout sur la planète et en particulier en Asie du Sud-est où on les compte par milliers. En France, les hotspots n'ont commencé à apparaître que fin 2002, lorsque la législation l'a permis.

II.2.a.iii) Les différents standards du wifi:

Le wifi est une norme qui regroupe plusieurs standards. Ils sont présentés Tableau I. 8.

Normes	Débit Max.	Fréquence	Canaux	Modulation radio
802.11 ¹	2 Mb/s	2,4 GHz	3	FHSS ou DSSS
802.11a	54 Mb/s	5 GHz	19	OFDM
802.11b	11 Mb/s	2,4 GHz	3	DSSS ou HR-DSSS
802.11g	54 Mb/s	2,4 GHz	3	DSSS ou HR-DSSS ou OFDM
802.11n	>100 Mb/s	2,4 GHz ou 5 GHz	3 ou 19	MIMO-OFDM

Tableau I. 8 : Les variantes du Wifi [I. 5]

¹ Le 802.11 désigne parfois la première version du standard, parue en 1997

Le débit maximal que l'on peut atteindre est proportionnel à la largeur de la bande de fréquence utilisée. Or, plus on se situe sur des fréquences élevées, plus on a la possibilité d'exploiter des bandes de fréquences larges, donc plus le débit peut être important. Cependant, dans le cas du Wifi, les canaux de communication définis pour le 2,4 GHz ont une largeur de 22 MHz alors que les canaux du 5 GHz ont une largeur de 20 MHz. Le débit maximal que l'on peut théoriquement atteindre est donc sensiblement identique dans les 2 cas. Cependant, il y a plus de canaux disponibles pour communiquer dans le 5 GHz que dans les 2,4 GHz, donc la capacité totale du 802.11a est plus importante que celle du 802.11g.

La Figure I.11 schématise le débit du signal disponible en fonction de la distance à l'antenne émettrice. La puissance d'émission est constante, par conséquent, plus on s'éloigne de l'antenne émettrice, plus le niveau de puissance du signal reçu est faible, et l'interférence et la perte de signal entraîne des erreurs de transmissions qui diminuent le débit.

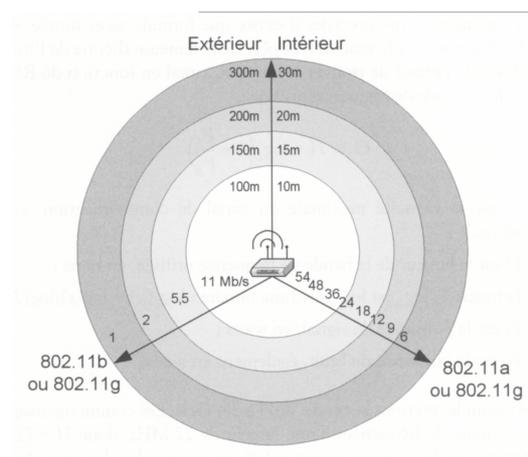


Figure I.11: Débit du signal en fonction de la distance. [I. 5]

II.2.a.iv) Les modulations utilisées pour le Wifi.

Il existe trois types de modulation utilisées pour la transmission en WiFi : la modulation FHSS, la modulation DSSS, et la modulation OFDM.

Frequency Hoping Spread Spectrum (FHSS):

La modulation FHSS a été inventée et brevetée en 1942. La technique **FHSS** (en français étalement de spectre par saut de fréquence ou étalement de spectre par évation de fréquence) consiste à découper la large bande de fréquence en un minimum de 75 canaux (sauts d'une largeur de 1MHz), puis de transmettre en utilisant une combinaison de canaux

connue de toutes les stations de la cellule. Dans la norme 802.11, la bande de fréquence 2.4 - 2.4835 GHz permet 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 (d'environ 400 ms), ce qui permet à un instant donné de transmettre un signal plus facilement reconnaissable sur une fréquence donnée (Figure I.12).

Il est difficile d'intercepter les communications si l'on ne connaît pas la séquence choisie, c'est pourquoi elle fut très appréciée des militaires. Dans le cas du 802.11, cette fonction n'est pas exploitée car les séquences de canaux utilisées ne sont pas secrètes, mais le FHSS utilisé de telle manière que les interférences entre les transmissions des diverses stations d'une cellule sont considérablement réduites.

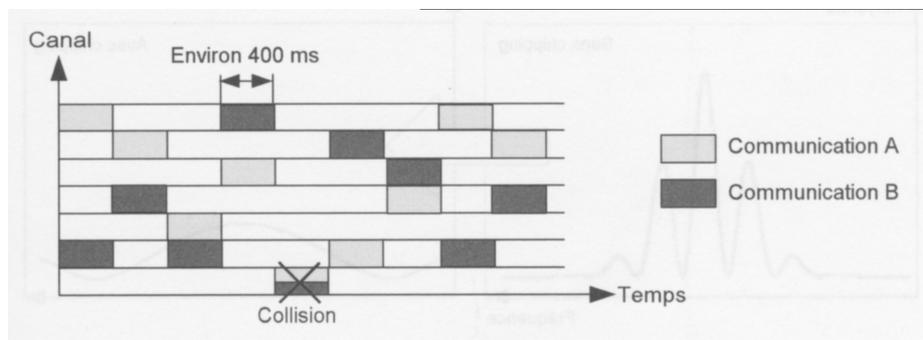


Figure I.12: Exemple de partage des ondes avec le FHSS [I. 5]

Avantages de la technologie FHSS:

- **Plus simple à mettre en œuvre** (d'où un tarif généralement plus attractif que pour les systèmes développés en technologie DSSS qui nécessitent le recours à des circuits LSI pour la conception des algorithmes de codages de la part des fabricants, là où un microcontrôleur de milieu de gamme suffit à la gestion des fonctions de sauts de fréquences pour la conception des systèmes en FHSS).
- **Meilleure portée** due à une plus grande sensibilité de l'étage de réception. Ceci est principalement dû à la grande difficulté de pouvoir concevoir des étages de réception très sensibles en DSSS. On peut dès lors considérer que cette meilleure portée des systèmes FHSS procure également une meilleure fiabilité à distance égale.
- **Bonne réjection des interférences.** Parce que les modules développés en technologie FHSS peuvent être considérés comme des récepteurs à bande étroite qui changent continuellement de fréquences, ces derniers

disposent d'un très bon niveau de réjection vis-à-vis des signaux d'interférences. De plus, si une interférence survient à une fréquence donnée, le paquet radio sera renvoyé à la prochaine fréquence.

Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS):

La technique DSSS consiste à transmettre pour chaque bit une séquence Barker (parfois appelée *bruit pseudo-aléatoire*) de bits. Ainsi chaque bit valant 1 est remplacé par une séquence de bits et chaque bit valant 0 par son complément.

La couche physique de la norme 802.11 définit une séquence de 11 bits (10110111000) pour représenter un 1 et son complément (01001000111) pour coder un 0. On appelle *chip* ou *chipping code* (en français *puce*) chaque bit encodé à l'aide de la séquence (Figure I.13). Cette technique (appelée *chipping*) revient donc à moduler chaque bit avec la séquence barker.

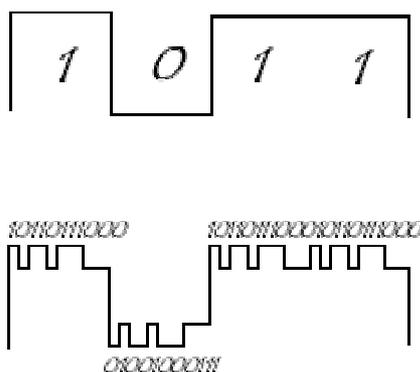


Figure I.13: Modulation des bits avec la séquence Barker

Grâce au *chipping*, de l'information redondante est transmise, ce qui permet d'effectuer des contrôles d'erreurs sur les transmissions, voire de la correction d'erreurs.

Dans le standard 802.11b, la bande de fréquence 2,400-2,4835 GHz (d'une largeur de 83.5 MHz) a été découpée en 14 canaux séparés de 5 MHz, dont seuls les 11 premiers sont utilisables aux Etats-Unis. Seuls les canaux 10 à 13 sont utilisables en France.

Voici les fréquences associées aux 14 canaux (Tableau I. 9).

Canal	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Fréquence (GHz)	2,412	2,417	2,422	2,427	2,432	2,437	2,442	2,447	2,452	2,457	2,462	2,467	2,472	2,484

Tableau I. 9 : Fréquences associées aux 14 canaux

Toutefois, pour une transmission de 11 Mbps correcte il est nécessaire de transmettre sur une bande de 22 MHz car, d'après le théorème de Shannon, la fréquence d'échantillonnage doit être au minimum égale au double du signal à numériser. Ainsi certains canaux recouvrent partiellement les canaux adjacents, c'est la raison pour laquelle des canaux isolés (les canaux 1, 6 et 11) distants les uns des autres de 25MHz sont généralement utilisés.

Si deux points d'accès utilisant les mêmes canaux ont des zones d'émission qui se recoupent, des distorsions du signal risquent de perturber la transmission. Ainsi pour éviter toute interférence il est recommandé d'organiser la répartition des points d'accès et l'utilisation des canaux de telle manière à ne pas avoir deux points d'accès utilisant les mêmes canaux proches l'un de l'autre (Figure I.14).

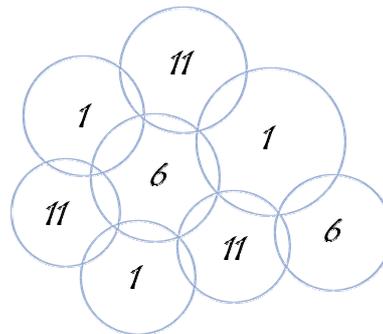


Figure I.14: Utilisation des canaux pour la modulation DSSS

Le standard 802.11a utilise la bande de fréquence 5,15 GHz à 5,35 GHz et la bande 5,725 GHz à 5,825 GHz, ce qui permet de définir 8 canaux distincts d'une largeur de 20 MHz chacun, c'est-à-dire une bande suffisamment large pour ne pas avoir de parasitage entre canaux.

Avantages de la technologie DSSS:

- **Meilleure résistance au bruit** grâce à l'étalement du spectre.
- **Débit de transmission radio plus important** que pour les modules développés en FHSS (ce qui explique leur utilisation principale sur des systèmes de réseaux bureautiques entre ordinateurs).

Orthogonal Frequency Division Multiplexing (OFDM):

La modulation OFDM, parfois appelée Discrete Multitone Modulation (DMT), est sans doute la plus puissante des trois modulations du Wifi car elle permet à la fois les débits les plus importants (54 Mbits/s), la meilleure résistance aux chemins multiples, mais aussi la plus grande capacité de partage du spectre : elle est donc particulièrement indiquée en intérieur avec une densité importante d'antennes WiFi. On la retrouve dans le 802.11a et 802.11g. D'autres technologies l'exploitent, dont en particulier la technologie Digital Subscriber Line (DSL).

L'OFDM repose sur le principe de multiplexage : permettre la transmission simultanée de plusieurs communications sur une même bande de fréquences. (On peut utiliser le TDM ou le FDM). Un spectre assez large composé de 8 canaux (Figure I.15) est divisé en de multiples sous-porteuses et les données sont émises simultanément sur chaque sous-porteuse. Pour éviter des interférences entre les sous-porteuses, l'OFDM rend les sous-porteuses "orthogonales".

En WiFi, 52 sous-porteuses (Figure I.15) d'environ 312,5 kHz chacune permettent de couvrir un spectre de 16,66 MHz, qui forme un canal de communication OFDM. Chaque sous-porteuse est modulée en PSK ou en QAM (Figure I.16).

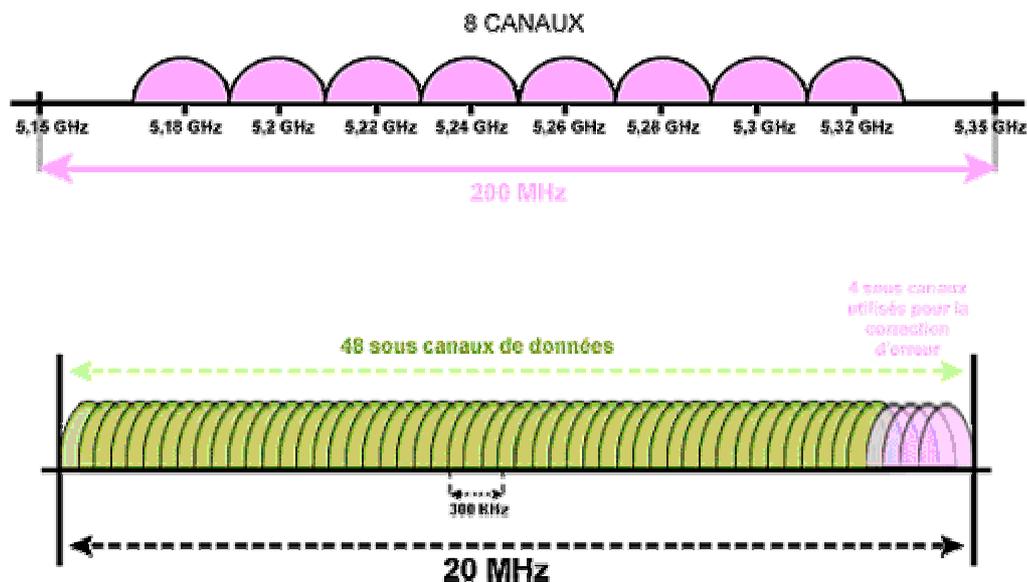


Figure I.15 : Division du spectre en canaux et sous-canaux pour la modulation OFDM

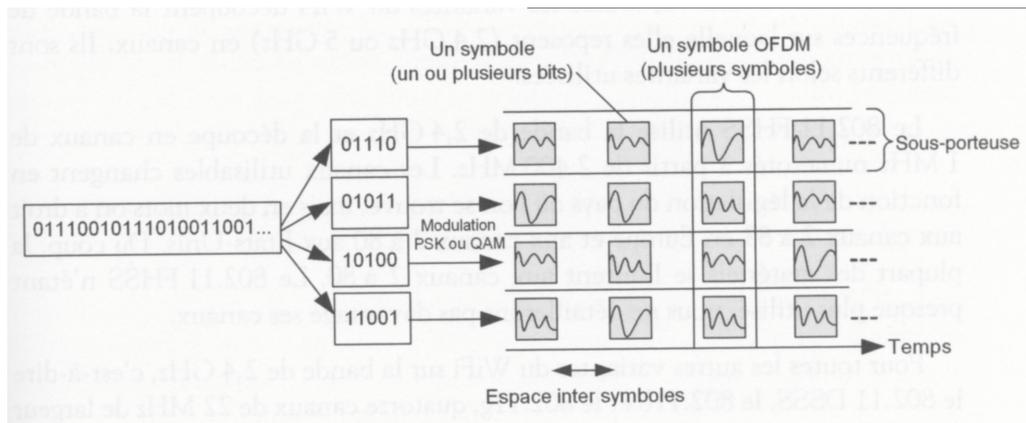


Figure I.16 : La modulation OFDM [I. 5]

La transmission d'informations par le biais de l'OFDM est particulièrement adaptée aux réseaux locaux ou métropolitains mais perd de son intérêt sur des réseaux à grandes échelles. Sur les zones denses, la technologie OFDM permet d'éliminer les phénomènes de bruits ponctuels ou d'évanouissements temporaires du signal sans recourir à des algorithmes parfois complexes. En revanche, plus les perturbations s'amplifient, plus la technologie perd de son intérêt car il faut alors mettre en place des méthodes de filtrages ou de codages qui réduisent fortement les débits.

II.2.a.v) Les puissances autorisées

Le Tableau I. 10 présente les puissances maximales autorisées dans la bande des 2,4 GHz en France (ART, Juillet 2003), et le Tableau I. 11 celles autorisées dans la bande des 5 GHz.

Ces puissances correspondent aux puissances isotropes rayonnées équivalentes (PIRE) maximales.

METROPOLE		
Bande de fréquence (MHz)	PIRE Intérieur	PIRE Extérieur
2400-2454	100 mW	100 mW
2454-2483,5	100 mW	10 mW

GADELOUPE, MARTINIQUE, St PIERRE et MIQUELON, MAYOTTE		
Bande de fréquence (MHz)	PIRE Intérieur	PIRE Extérieur
2400-2483,5	100 mW	100 mW
REUNION et GUYANE		
Bande de fréquence (MHz)	PIRE Intérieur	PIRE Extérieur
2400-2420	100 mW	impossible
2420-2483,5	100 mW	10 mW

Tableau I. 10 : Puissances autorisées dans la bande 2,4 GHz en France (ART Juillet 2003).

Bande de fréquence (MHz)	PIRE Intérieur	PIRE Extérieur
5150-5250	200 mW	impossible
5250-5350	200 mW avec DFS/TPC ou équivalent, ou 100 mW avec DFS uniquement	impossible
5470-5725	impossible	impossible

Tableau I. 11 : Puissances autorisées dans la bande 5 GHz en France (ART Juillet 2003).

Les champs électromagnétiques produits par les systèmes WiFi, conformes aux niveaux de PIRE autorisés, sont généralement assez faibles en moyenne (inférieurs à quelques V/m à moins de 50 cm) et décroissent très rapidement avec la distance. Ils sont de plus très dépendants du débit et de la charge de trafic du point d'accès.

Actuellement, une étude en cours au laboratoire PIOM de l'université de Bordeaux analyse l'interaction des ondes émises par une antenne Wifi (munie d'un amplificateur pour augmenter les puissances d'émission par rapport aux normes en vigueur, et prendre en compte une marge d'erreur) avec des animaux (rats).

La technologie Wifi est une des plus utilisées pour les connexions sans fil à distance, mais ce n'est pas la seule technologie à permettre l'échange de données par les ondes radio

fréquences. Beaucoup d'autres signaux sont utilisées dans pour les communications radiofréquences.

II.2.b Les impulsions RADAR

Pour les émissions impulsionnelles RADAR, la fréquence est principalement choisie en fonction de l'application visée.

L'émetteur du RADAR comprend: un oscillateur permanent, un amplificateur et un modulateur. Pour les RADAR à hyperfréquences, qui forment l'immense majorité des RADAR, la génération d'impulsions courtes et très énergétiques demande une technologie qui est différente de celle, disons, d'un émetteur radio utilisé en télécommunications.

Ainsi, la génération de l'onde se fait de la manière suivante:

- l'**oscillateur permanent** basé sur la technologie des tubes à cavité résonnante définit la fréquence porteuse. Il peut être un klystron qui a une fréquence très stable, un magnétron dont la fréquence varie dans le temps, ou d'autres types d'oscillateurs.
- les **générateurs d'impulsion**, ou modulateur, sont des pièces électroniques qui produisent l'impulsion radar à partir de l'onde continue produite par l'oscillateur. En quelque sorte, ils laissent passer l'onde vers l'amplificateur durant un très court laps de temps (de l'ordre de la microseconde). Ceci permet de concentrer l'énergie de l'onde dans cette impulsion (puissance de l'ordre du mégawatt).
- une fois que l'onde est transmise, le **guide d'onde** est chargé de l'amener vers l'antenne avec une perte du signal la plus faible possible.

Des études bioélectromagnétiques sur les émission impulsionnelles type RADAR sont en cours au sein du CRSSA Le Tableau I. 12 reprend les caractéristiques des deux types d'émission souhaitées pour les expérimentations biologiques. Le système d'exposition complet sera placé dans une chambre anéchoïque.

<i>Caractéristiques souhaitées</i>		
<i>Bande de fréquence</i>	X [8-12 GHz]	S [2-4 GHz]
<i>Fréquence (GHz)</i>	9,45 GHz (8,7 – 9,6)	2,9 – 3,2 GHz
<i>Fréquence de répétition (Hz)</i>	1667-16835	600-1500
<i>Durée de l'impulsion (μs)</i>	2 - 5 - 8 - 12 - 20	7,5 - 20
<i>Pm/Pc</i>	6 kW / 151 kW	7 kW / 700 kW

Tableau I. 12 : Caractéristiques des émissions RADAR pour les études bioélectromagnétiques du CRSSA

II.2.c Les autres technologies sans fil

Il existe de nombreuses normes pour l'échange de données par les ondes RF. Moins utilisées que le Wifi par exemple, ces signaux sont tout de même présents dans notre environnement au quotidien.

II.2.c.i) L'infrarouge et le laser

L'infrarouge (ondes lumineuses de longueur d'onde située entre 750nm et 1 mm) est utilisé depuis de nombreuses années pour la communication directe entre deux équipements proches l'un de l'autre, tels que les télécommandes.

Cependant, ces ondes ne sont pas capables de traverser les obstacles et la puissance du signal se dissipe rapidement. L'aspect directionnel et la faible portée du signal offrent une certaine sécurité contre les écoutes pirates. De plus les ondes infrarouges n'interfèrent absolument pas avec les ondes radio, ce qui est appréciable dans un environnement électromagnétique bruyant.

II.2.c.ii) Le Bluetooth

Le Bluetooth est, avec l'infrarouge, l'une des principales technologies sans fil développées pour réaliser des WPAN. Cette technologie est mise en avant par le Bluetooth Special Interest Group (SIG) qui a publié la première version de la spécification Bluetooth en 1999.

La technologie Bluetooth utilise les ondes radio dans la bande des 2,4 GHz, ce qui permet en particulier de traverser certains obstacles d'épaisseur modeste. Il est important de noter que c'est la même bande de fréquences que celle utilisée pour les normes WiFi 802.11b et 802.11g, ce qui peut poser des problèmes d'interférences entre les deux technologies. Comme le WiFi, le Bluetooth connaît un succès considérable. Mais si le Bluetooth est mieux adapté aux WPAN que le WiFi, il n'est en revanche pas réellement conçu pour réaliser de véritables réseaux sans fil (le débit était jusqu'à récemment limité à 1Mb/s et la portée restreinte à 10 à 20 m). Il existe maintenant 3 catégories de Bluetooth, classés en fonction de leur puissance (donc de leur portée) : le type III permet d'atteindre une portée semblable au WiFi.

II.2.c.iii) Le Zigbee

Le Zigbee, défini par la Zigbee Alliance, est actuellement en cours de standardisation par l'IEEE. Il s'agit d'une technologie un peu similaire au Bluetooth : elle repose sur les ondes radio de 2,4 GHz (ou 868 MHz, ou 915 MHz) et son rôle est également de connecter des équipement entre eux, à faible distance. Toutefois, le Zigbee n'offre qu'un débit assez faible : 20 ou 250 kb/s. Son intérêt réside dans sa grande simplicité, son faible coût, et sa consommation électrique extrêmement basse.

Le Tableau I. 13 ci-dessous reprend les principaux systèmes pour débits inférieurs à 50 Mbits/s, destinés aux PAN.

Nom	Bande de fréquences	Débits	Puissance	Portée
ZigBee (802.15.4)	868,3 MHz (1 canal de 2 MHz) 915 MHz (10 canaux de 2 MHz) 2,4 GHz (16 canaux de 2 MHz)	20 kbits/s 40 kbits/s 250 kbits/s	1 mW ≤ 100 mW	10 m
Bluetooth (802.15.1)	2,4 GHz (79 canaux de 1 MHz)	64 kbits/s 434 kbits/s 723 kbits/s	1 mW ≤ 100 mW	10 m
802.15.3	2,4 GHz (5 canaux de 15 MHz)	11 Mbits/s 22 Mbits/s 33 Mbits/s 44 Mbits/s 55 Mbits/s	6,3 mW ≤ 100 mW	10 m

Tableau I. 13 : Systèmes pour débits inférieurs à 50 Mbits/s [I. 5]

II.2.c.iv) L'Ultra Wideband (UWB)

L'UWB est une technique de modulation radio qui utilise un spectre de fréquences très large (plusieurs GHz contre quelques dizaines de MHz pour le WiFi). Ceci permet d'atteindre des débits très importants avec une puissance d'émission assez faible, mais uniquement pour des distance courtes (moins de 10 à 20 m) (Tableau I. 14).

Le principal problème de l'UWB est d'ordre légal : il est encore interdit en France d'émettre sur de grandes plages de fréquences, quelle que soit la puissance.

Nom	Bande de fréquences	Débits	Puissance	Portée
802.15.3a	Bande UWB de 3,1 GHz à 10,6 GHz	≤400 Mbits/s	voir gabarit	10 m
	56 GHz à 62 GHz	220 Mbits/s	< 1 mW	15 m

Tableau I. 14 : Caractéristiques des systèmes UWB

II.2.c.v) Les faisceaux hertziens

Les connexions point à point peuvent également être mise en place avec des faisceaux hertziens (FH) sur des fréquences radio sous licence, donc sous réserve d'acceptation de l'ARCEP et de paiements récurrents, assez chers. En contre partie de leur coût, les FH ont l'avantage d'être d'extrêmement bonne qualité et peu susceptibles de subir des interférences. En outre, les FH peuvent relier des sites distants de plus de 10 km, ce dont le WiFi est incapable du fait des restrictions de puissance imposées.

II.2.c.vi) La Boucle Locale Radio (BLR)

La "boucle locale" est le nom donné aux technologies permettant de relier les abonnés à l'opérateur de télécommunication, que ce soit par des fils de cuivre ou par faisceau hertzien (BLRadio).

Un opérateur BLR peut déployer des antennes radio et offrir un accès sans fil à haut débit vers Internet jusqu'à 9 km des antennes (ceci est particulièrement intéressant pour les communes non couvertes par l'ADSL).

L'ARCEP a attribué deux bandes de fréquences sous licence pour la BLR : 3,5 et 26 GHz.

Après avoir suscité un certain engouement en l'an 2000, la BLR a peu à peu été abandonnée, principalement au profit de l'ADSL. Ceci était en partie dû au coût des

équipements nécessaires et à la réactivité des opérateurs ADSL. Encore aujourd'hui, le coût de l'abonnement est tel que les clients sont essentiellement des entreprises.

Il existe plusieurs technologies utilisées pour la BLR :

- Local Multipoint Distribution Service (LMDS)
- Multichannel Multipoint Distribution Service (MMDS)
- Le standard IEEE 802.16
- L'HiperMAN et l'HiperAccess de l'ETSI

Le WiMAX est un label de qualité et d'interopérabilité pour les produits 802.16 et HiperMAN, de même que le WiFi est un label de qualité et d'interopérabilité pour les produits 802.11.

Le WiFi s'attaque aux réseaux locaux (WLAN), le WiMAX aux réseaux métropolitains (WMAN) : ce sont deux technologies bien distinctes.

Le document suivant (Figure I.17) résume les technologies sans fils qui viennent d'être présentées.

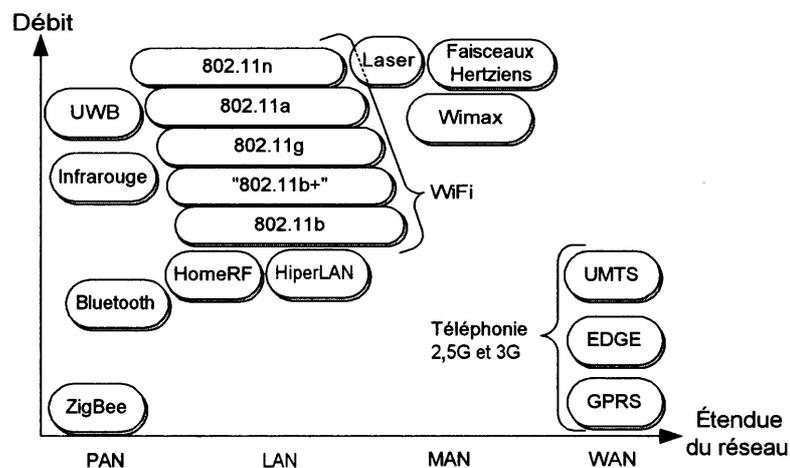


Figure I.17 : Résumé des technologies sans fils

La technologie WiFi apparaît au moment où se développent les interrogations quant à l'impact des technologies de communication sans fil sur la santé de l'homme. Des débats scientifiques se sont multipliés autour du téléphone portable et commencent aujourd'hui à toucher l'ensemble de la technologie WiFi et des autres technologies de communication sans fil.

L'impact de ces développements sur le niveau moyen d'exposition de la population aux ondes électromagnétiques est difficile à analyser. Nous allons rappeler brièvement les moyens dont nous disposons pour quantifier la puissance absorbée dans les tissus vivants, et les normes d'exposition actuellement en cours.

III. LES NORMES ET NIVEAUX D'EXPOSITION

III.1 LE DEBIT D'ABSORPTION SPECIFIQUE (DAS) OU SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)

Lorsqu'une onde électromagnétique est interceptée par un tissu biologique, une partie de l'énergie est renvoyée sous forme d'onde réfléchie et l'autre partie est transmise et absorbée. Cette dernière est à l'origine des interactions rayonnement-tissu. Néanmoins, il est très difficile d'établir une relation significative entre une simple mesure des champs électriques et magnétiques externes et les effets biologiques observés. La quantité d'énergie absorbée par les tissus semble être le paramètre le plus significatif pour étudier l'interaction de l'onde avec les tissus. Ainsi, afin de quantifier la dissipation de l'énergie dans la matière, le DAS, plus communément appelé le SAR, a été officiellement désigné comme paramètre dosimétrique de référence, en 1981, par le "National Council on Radiation Protection and Measurements" (NCRP) [I. 6]. Le DAS, qui est une grandeur fréquentielle, est défini comme la quantité de puissance absorbée par unité de masse et s'exprime en watt par kilogramme:

$$DAS = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dv} \right) \quad (\text{I. 1})$$

où dW est l'incrément d'énergie déposé dans l'élément de masse dm , de volume dv et de masse volumique ρ , pendant le temps dt .

Le DAS peut être calculé à partir du champ électrique (I.2) ou à partir de l'élévation de la température (I.4).

$$DAS = \frac{\sigma E^2}{2\rho} \quad (\text{W/kg}) \quad (\text{I. 2})$$

où σ est la conductivité du milieu S/m,

ρ est la densité du milieu en kg/m³,

E est la valeur crête du champ électrique en V/m.

Si nous prenons la valeur efficace du champ électrique, nous obtenons la formule suivante :

$$DAS = \frac{\sigma E^2}{\rho} \text{ (W/kg)} \quad \text{(I. 3)}$$

Pour calculer le DAS à partir de l'élévation de la température, il faut s'assurer qu'il n'y a pas diffusion de la chaleur pendant l'exposition RF.

$$DAS = C \frac{\partial T}{\partial t} \text{ (W/kg)} \quad \text{(I. 4)}$$

où C est la capacité calorifique du milieu en J/(kg.K),

T est la température en K,

t est le temps en secondes.

Remarque : Le DAS est significatif pour des fréquences comprises entre 1 MHz et 10 GHz. Les champs RF de fréquence inférieure à 1 MHz ne produisent pas d'échauffement significatif. Par contre, ils induisent dans les tissus des courants dont la densité se mesure en ampères par mètre carré (A/m²). La densité de courant est alors la caractéristique dosimétrique de base.

Les champs RF de fréquence supérieure à 10 GHz sont absorbés à la surface de la peau et l'énergie qui atteint les tissus sous-jacents est très faible. La caractéristique dosimétrique de base est alors leur densité de puissance exprimée en watts par mètre carré (W/m²).

III.2 LA DOSIMETRIE

Depuis l'apparition des téléphones portables, de gros efforts ont été menés pour estimer les champs électromagnétiques induits dans les tissus par les technologies sans fil. La dosimétrie est la quantification des champs et puissances induits dans ces tissus. Elle est un axe essentiel des études relatives aux interactions des champs électromagnétiques avec les personnes. Comme cela a été souligné par l'Organisation Mondiale de la Santé, et le projet E.M.F. [I. 7] en particulier, l'analyse des effets biologiques possibles des ondes

électromagnétiques passe par la maîtrise des niveaux de champs électriques, magnétiques et les puissances induites dans les tissus. Par le passé, beaucoup d'études biomédicales ont été menées sans que les analyses dosimétriques n'aient été réalisées préalablement, et aujourd'hui il est parfois difficile de tirer des conclusions de ces études. Les experts de la DGXIII [I. 8], ainsi que l'OMS [I. 9] ont recommandé dans leur rapport que les analyses dosimétriques soient un préalable aux études *in vivo* et *in vitro*.

Les études dosimétriques sont également essentielles pour analyser la conformité aux normes et recommandations internationales des radiotéléphones et systèmes associés.

Les différentes expérimentations *in vivo* et *in vitro* menées par les biologistes nécessitent des systèmes d'expositions parfaitement bien contrôlés avec une analyse dosimétrique précise. Il est indispensable de déterminer les répartitions de champs dans les volumes d'exposition des cellules ou des animaux, autant que de déterminer les niveaux de DAS dans les milieux biologiques. Ces études sont validées par des caractérisations numérique et expérimentale des systèmes d'exposition.

Des instructions sur la dosimétrie numérique et expérimentale ont été publiées par Chou et al. [I. 10]. Le DAS n'est pas terminé seulement par l'onde électromagnétique incidente, mais aussi par les caractéristiques géométriques des sujets irradiés, et par leur environnement. D'autre part, la dosimétrie numérique doit être validée par une dosimétrie expérimentale, en mesurant les niveaux de champ dans des fantômes homogènes.

III.2.a La dosimétrie numérique

La dosimétrie numérique repose sur la modélisation numérique et l'analyse des systèmes d'exposition, et des milieux biologiques ou des tissus exposés aux ondes radiofréquences. Ces dernières années, de gros efforts ont été menés pour répondre aux directives internationales concernant la dosimétrie associée aux études sur l'effet des radiofréquences. Le retour d'information sur les expérimentations biologiques, et les progrès réalisés au niveau des outils de simulations numériques ont également apporté de nouvelles questions.

La dosimétrie numérique a maintenant de nouveaux problèmes à surmonter :

- L'estimation du DAS localement dans des tissus spécifiques et au niveau d'organes tels que la dure-mère, ou l'oreille interne. Actuellement, la

méthode FDTD (la plus couramment utilisée) doit faire face à des problèmes d'échelle et de microdosimétrie. Pour l'analyse de DAS en local l'approche statistique de la dosimétrie ne doit pas être négligée.

- L'analyse de l'influence de la morphologie et des paramètres diélectriques des tissus des modèles numériques utilisés pour les simulations.
- L'estimation des élévations de température possible dans les tissus et les organes, associées aux puissances d'exposition des radiofréquences. La thermorégulation doit être prise en compte, et les équations de transfert de la chaleur et de Maxwell doivent être couplées pour estimer les éventuelles élévations de température au niveau des tissus et des organes.

Pour résoudre ces problèmes, les outils de simulations numériques et les modèles numériques d'êtres vivants doivent être améliorés, et l'analyse des résultats doit prendre en compte un maximum de paramètres.

Les modèles numériques d'êtres vivants existants sont, pour une grande majorité, basés sur l'imagerie médicale et notamment l'IRM qui est capable de discriminer les tissus mous. Une reconnaissance des tissus (la segmentation) est opérée sur ces données. Des modèles de têtes d'homme ou de rat (pour le projet COMOBIO) développés par le centre de recherche de France Télécom (FTRD) en collaboration avec l'ENST comprennent 10 tissus (peau, os, muscle, liquide céphalo-rachidien, matière grise, matière blanche...). La Brooks Air Force Base propose un modèle de rat numérique avec 43 tissus différents (Figure I.18). Pour le rat par exemple, plusieurs modèles sont ainsi proposés par la communauté scientifique. La prise en compte de différents modèles permet une approche statistique plus précise pour l'analyse dosimétrique de systèmes d'exposition *in vivo*.

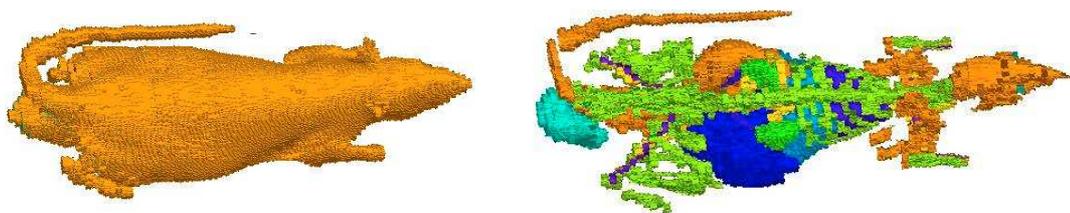


Figure I.18: Modèle numérique de rat Brooks [I. 11]

III.2.b La dosimétrie expérimentale

La dosimétrie expérimentale est indispensable pour compléter et valider la dosimétrie numérique. Toutefois, l'approche expérimentale se heurte aux difficultés de la mesure *in vivo*. Outre les problèmes éthiques que pourrait poser ce type de mesure, la forte hétérogénéité des tissus limite aussi cette approche. Il est donc indispensable de définir un modèle expérimental homogène pour effectuer des mesures afin de valider les modèles numériques. Pour les études *in vitro*, les mesures de température permettent de valider les simulations électromagnétiques. Les sondes de températures utilisées sont le plus souvent des sondes optiques (comme par exemple la sonde Luxtron, ou la sonde Vitek), car elle ne contiennent aucun élément métallique et présentent, par conséquent, une forte immunité aux champs radiofréquences.

III.3 LES NORMES D'EXPOSITION

Les normes et recommandations concernant l'exposition des personnes aux champs électromagnétiques sont établies au niveau international. Elles se répartissent en deux catégories distinctes. La première concerne l'évaluation des seuils ou valeurs limites des grandeurs physiques auxquelles les personnes peuvent être soumises sans préjudice pour leur santé. La seconde porte sur les méthodes d'évaluation de l'exposition réelle des personnes aux équipements de téléphonie mobile et leur conformité aux valeurs limites. Ces normes et recommandations sont ensuite intégrées dans le cadre réglementaire propre de chaque pays.

Les normes sont reprises en Annexe 2.

IV. ETAT DE L'ART EN MATIERE DE RECHERCHE

Depuis les années 1990, de nombreuses études sur l'interaction des ondes avec le vivant ont été effectuées.

Les distinctions entre les effets thermiques et non thermiques, ainsi que la distinction entre effets biologiques et effets sanitaires, ont été définis dans le rapport Zmirou [I. 22] publié en 2001.

IV.1 METHODES D'ÉVALUATION DES EFFETS SANITAIRES.

L'évaluation des effets biologiques des radiofréquences nécessite la mise en œuvre d'expérimentations. Celles-ci peuvent être menées différemment:

- expérimentations *in vitro*
- expérimentations *in vivo*
- études menées sur l'homme
- études épidémiologiques

IV.1.a L'expérimentation *in vitro*

L'expérimentation *in vitro* manipule l'élément de base de l'être vivant : la cellule. Celles-ci, une fois prélevées de leur milieu naturel ou issues de cultures, sont immergées dans un milieu aqueux particulier, soit adhérentes sur un support biologique (boîte de Pétri, flasque, plaquette de puits), soit en suspension dans ce liquide. Elles sont ensuite exposées au champ électromagnétique voulu. Des cellules "témoins" sont placées dans les mêmes conditions mais non exposées au champ électromagnétique. Après exposition, le dosage des substances utilisées (enzymes, protéines, etc...) est effectué et comparé aux cellules témoins mettant ou non en exergue une influence du champ électromagnétique.

L'avantage majeur que présente l'expérimentation *in vitro* réside dans la moindre complexité du modèle par rapport à un organisme tel que l'animal ou l'homme et au nombre élevé de cellules mises en jeu permettant d'améliorer la base statistique. En outre, les études *in vitro* permettent d'agir sur certains paramètres (la durée d'exposition, la température ou l'intensité des champs électromagnétiques) de manière contrôlée, et ensuite de déterminer des niveaux seuils et d'autres facteurs essentiels pour la compréhension des mécanismes d'interaction quantitative [I. 28]. Ainsi, les études *in vitro* permettent de mieux appréhender les risques de perturbations physiologiques à l'échelle cellulaire découlant du rayonnement. C'est pourquoi elles sont une étape indispensable à l'évaluation des effets sur la santé humaine d'une exposition chronique ou à long terme aux champs électromagnétiques.

Cependant, il reste capital d'effectuer une régulation en température draconienne, pour éviter les effets thermiques qui ne manqueraient pas de se produire alors, la physiologie des cellules en culture étant extrêmement sensible aux moindres variations de températures

(< 1/10°C). Les tests *in vitro* présentent un inconvénient : les cellules sont isolées des systèmes complexes de l'organisme et il convient donc de confirmer les résultats obtenus en répétant ces tests *in vivo* [I. 29].

IV.1.b L'expérimentation *in vivo*

Les études réalisées en laboratoire sur des animaux permettent d'évaluer les effets biologiques d'agents potentiellement dangereux et de réaliser en milieu hautement conditionnés des expériences qui ne seraient pas envisageables, au plan logistique ou éthique, avec des sujets humains. L'extrapolation des résultats sur les effets de toxicité d'une espèce à l'autre s'entoure d'une certaine incertitude, mais on reconnaît très généralement que la démonstration d'une toxicité chez une espèce particulière accroît la probabilité d'un effet similaire chez d'autres espèces [I. 30].

Plusieurs types d'expositions peuvent être réalisées pour étudier les effets éventuels des ondes radiofréquences sur les être vivant :

- exposition dite "corps entier" : l'animal est exposé de façon uniforme sur tout le corps (onde plane, antenne cornet, cellule T.E.M, guide d'onde, wheel, etc...)
- exposition dite "localisée" : ce type d'exposition est celle s'approchant le plus d'une exposition type téléphone cellulaire. Ainsi, l'exposition est localisée sur une petite partie du corps comme, par exemple, la tête (carrousel), la peau, le cerveau (antenne boucle, système utilisant un monopole)

Les expérimentations *in vivo* fournissent plus d'informations sur les conséquences de l'exposition à des champs radiofréquences que les expérimentations *in vitro*, qui permettent d'avantage de comprendre les mécanismes fondamentaux.

IV.1.c Les études menées sur l'homme

Il est difficile d'extrapoler aux humains les résultats des études réalisées sur des cellules ou sur des animaux. Les conditions d'absorption des radiofréquences peuvent être

différentes chez les humains puisque l'absorption de l'énergie du rayonnement radiofréquence dépend des propriétés diélectriques, de l'orientation, de l'uniformité des champs, de la taille et de la géométrie des sujets exposés, de la longueur d'ondes du rayonnement, de l'exposition en champ proche ou éloigné et du degré d'exposition partiel ou entier de l'organisme [I. 31].

Ces recherches font appel à la médecine et non plus à la biologie comme les expérimentations *in vivo* et *in vitro*. Ces études sont réalisées en milieu hospitalier sur des volontaires humains, conformément à un protocole bien défini quant aux effets recherchés, quant aux niveaux d'exposition, tout en respectant les lois imposées par l'éthique. Par exemple, certaines de ces études ont porté sur les effets du rayonnement radiofréquence sur l'électroencéphalogramme (EEG), tracé obtenu par enregistrement direct, sur le cuir chevelu, de l'activité électrique des cellules nerveuses du cortex cérébral, et ce, dans diverses situations [I. 32] [I. 33].

IV.1.d L'épidémiologie

Les études épidémiologiques consistent à déterminer sur une partie de la population concernée, s'il existe une corrélation entre un facteur de risque et une maladie. En comparaison des autres méthodes d'expérimentation, seule l'épidémiologie serait capable de répondre directement à la question relative à l'éventuel effet délétère de la radiophonie.

L'augmentation importante du nombre d'utilisateurs de téléphones mobiles est un phénomène encore récent, ce qui limite les résultats des études épidémiologiques déjà lancées. En effet, le temps mis pour obtenir des résultats avec ce type d'étude, de plusieurs années voire de dizaines d'années, ne nous permet pas aujourd'hui de conclure de façon affirmative sur les effets éventuels sur la santé des radiofréquences. De plus, il faut être conscient que ce type de recherches, très onéreuses, est très délicat à réaliser dans le cas< des téléphones mobiles en raison de la difficulté à définir les conditions d'utilisation et les doses associées.

Cependant, compte tenu de l'intérêt accru du public pour les télécommunications personnelles sans fil et les interrogations suscitées par les possibles effets de cette

technologie sur la santé des utilisateurs, de nombreuses enquêtes épidémiologiques, portant essentiellement sur le cancer [I. 34], ont été réalisées ces dernières années :

- Rothman, 1996 [I. 35],
- Dreyer, 1999 [I. 36],
- Hardell, 1999 [I. 37], 2000 [I. 38], 2002 [I. 39] [I. 40], 2003 [I. 41], 2004 [I. 42]
- Muscat, 2000 [I. 43], 2002 [I. 44]
- Inskip, 2001 [I. 45],
- Johansen, 2001 [I. 46]
- Auvinen, 2002 [I. 47],
- Schuz, 2006 [I. 48]

Aujourd'hui, ces différentes études épidémiologiques ne permettent pas de conclure sur un lien entre l'exposition aux radiofréquences et le cancer.

Plusieurs groupes d'experts ont procédé à un examen critique des résultats au sujet des effets sur la santé des expositions de faible niveau aux radiofréquences (RF) émises par les champs magnétiques ([I. 7], [I. 8], [I. 48]). Au vu des connaissances sur les éventuels effets néfastes d'une exposition aux RF, et de l'utilisation de plus en plus répandue des téléphones portables dans de nombreux pays, ces groupes d'experts ont préconisé de mener des recherches pour déterminer si les téléphones portables pouvaient induire des effets néfastes graves sur la santé.

C'est pourquoi, une étude épidémiologique de grande envergure (INTERPHONE) a été lancée dès 1996 par le C.I.R.C. (Centre International de Recherche sur le Cancer). Cette enquête regroupe treize pays et porte sur de 16 000 à 17 000 personnes. Les résultats étaient attendus pour 2006, mais pour l'instant, seuls quelques pays ont publié leurs travaux.

IV.2 LES RESULTATS DES RECHERCHES

Depuis une dizaine d'année, le développement des télécommunications et des technologies sans fil a été suivi par celui de la recherche sur les effets des champs

électromagnétiques sur les systèmes biologiques. La littérature sur ce thème s'avère très abondante.

Des rapports sont écrits régulièrement dans le but de dresser un état des connaissances sur les effets biologiques et sanitaires potentiels de la téléphonie mobile et des émissions RF en général.

En France, le rapport Zmirou [I. 22], commandé par la Direction de la Santé au début de l'année 2001, dresse un bilan des connaissances sur les effets des radiofréquences sur la santé.

Ensuite, le rapport de l'OPECST n° 52 (2002-2003) de MM. Jean-Louis LORRAIN et Daniel Raoul, fait au nom de l'Office parlementaire d'évaluation des choix Scientifiques et Technologiques a été déposé le 6 novembre 2002. Dans ce rapport on retrouve un état des lieux en matière technologique (fonctionnement du GSM et dosimétrie), un état des lieux en matière de recherche (rapports et programmes récents, résultats des recherches par type d'affection), un chapitre consacré à la perception des risques liés à la téléphonie mobile, et enfin de nombreuses recommandations [I. 2].

L'AFSSE est également l'auteur de plusieurs rapports sur la "téléphonie et santé" dont le dernier a été rendu public en avril 2005 [I. 4]. L'AFSSE effectue une mise 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 expérimentales humaines, les études *in vitro* et *in vivo*.

Dans le cadre de collaborations avec des équipes de biologistes, nous avons mené à bien l'analyse dosimétrique d'études bioélectromagnétiques. Ces études sont présentées ci-dessous.

Une première collaboration a été effectuée avec la fac de médecine de l'université de Limoges. L'objectif de ce travail a été d'étudier l'effet des radiofréquences sur l'apoptose neuronale *in vitro*. Pour cela deux types de cellules neuronales ont été exposés : des cellules issues de neuroblastes humain, et des neurones primaires corticaux de rat. Ces

cellules ont été exposées dans des boîtes de Pétri placées dans une cellule fil-plaque. Le système d'exposition était placé dans un incubateur à 37°C, et la température dans les boîtes contrôlée par une sonde de température Luxtron. L'ensemble de la manipulation a été automatisé afin de mieux maîtriser les paramètres d'exposition.

Les résultats obtenus montrent que le taux d'apoptose des cellules exposées aux ondes RF n'augmente pas [I. 23] [I. 24].

Une seconde collaboration avec l'équipe de Biophysique Cellulaire et Moléculaire du CRSSA, s'est déroulée sur l'étude des effets neurobiologiques des REM. L'étude des effets non thermiques des champs électromagnétiques sur le génome des cellules en culture et sur la synthèse d'acétylcholine dans les neurones en culture a été réalisée en exposant les cellules dans des boîtes de Pétri placées dans un incubateur, et illuminées par une antenne cornet [I. 25] [I. 26]. Le système d'exposition a été analysé chapitre III.

Enfin, nous avons également contribué à une étude *in vivo* sur les effets génotoxiques des REM en travaillant avec l'unité de Neuropharmacologie du CRSSA. L'étude par microdialyse trans-cérébrale de la sécrétion d'acétylcholine dans l'hippocampe du rat vigile soumis aux REM a été réalisée sur un rat exposé en onde plane par une antenne cornet dans une chambre anéchoïque [I. 27].

Conclusion

Parmi les très nombreuses études (environ deux cents selon les données de l'OMS) qui ont été réalisées durant ces dernières années sur les effets biologiques de signaux de la téléphonie mobile, seules quelques unes ont révélé des effets biologiques sans que des conséquences sanitaires graves puissent être attendues dans l'état actuel des connaissances.

En ce qui concerne le cancer, le consensus est que les signaux des téléphones mobiles n'induisent pas le cancer et probablement pas non plus l'accélération du développement de tumeurs déjà existantes. L'étude épidémiologique internationale Interphone fournira bientôt des éléments d'information sur l'effet éventuel des téléphones.

La dosimétrie tient une place capitale dans la conception et l'interprétation des études bioélectromagnétiques. Il est par conséquent très important de bien maîtriser et contrôler les systèmes utilisés pour exposer les cellules ou animaux aux ondes RF.

Il est intéressant de présenter les principaux systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* adaptés aux différentes expérimentations biologiques.

V. BILAN DES SYSTEMES D'EXPOSITION EXISTANTS.

Pour améliorer la recherche sur les champs électromagnétiques et la santé, il est indispensable de maîtriser complètement les systèmes d'exposition.

En 1996, l'OMS définit des recommandations sur les conditions d'expositions pour valider les études biologiques et permettre de répéter les expérimentations biologiques [I. 7].

En 1999, durant le workshop de COST244bis, N. Kuster et F. Schönborn présentent des conditions de bases à respecter pour établir la dosimétrie de systèmes d'exposition. (Tableau I. 15). Ils y exposent également les étapes de développement d'un système d'exposition, en partant des hypothèses de travail jusqu'au test du système [I. 50].

Conditions biologiques	
Protocole biologique	L'installation doit s'écarter au minimum du protocole biologique standard
Environnement	Toutes les conditions environnementales doivent être strictement respectées (stérilité, température, bas niveaux de stress, contrôle atmosphérique, accessibilité ...)
Puissance	Le dispositif doit permettre l'exposition d'un nombre suffisant d'échantillon ou d'animaux afin d'obtenir une signification statistique dans un temps raisonnable
Conditions électromagnétiques	
Signal	Le signal doit être bien défini (fréquence, modulation, puissance, niveau de bruit ...)
Champs E et H induits	Le champ EM ainsi que sa polarisation doit être également bien définis, respectivement, à l'endroit où sont placées les cellules (<i>in vitro</i>) ou dans les tissus des animaux (<i>in vivo</i>)
Distribution du champ (<i>in vitro</i>)	La distribution de champ doit être la plus homogène possible
Distribution du champ (<i>in vivo</i>)	L'exposition doit être bien définie pour chaque tissu et, en général, doit être la plus homogène possible. Dans le cas où l'on s'intéresse plus particulièrement à un tissu, l'exposition locale peut fournir une exposition plus homogène sur le tissu cible. Une autre approche est de générer une exposition qui fournit une distribution de champs dans les tissus similaires à une exposition humaine
Variations expérimentales	Les variations expérimentales pouvant modifier le champ induit doivent être minimales (taille des animaux, positions ...)
Interférence	Tous les dispositifs de contrôle et de surveillance doivent

électromagnétique	être examinés pour déceler les interférences électromagnétiques dans les plus mauvaises conditions. Autrement, les interférences pourraient causer des dysfonctionnements dans le système (sur le circuit de contrôle de la température ...)
Compatibilité électromagnétique	Les champs émis par le système dans le laboratoire doivent être compatibles électromagnétiquement avec les services commerciaux sans-fil
Sûreté	Le système d'exposition ne doit pas exposer le personnel à des champs plus élevés que ne le permettent les limites d'exposition
Autres conditions	
Champs ELF	Les champs ELF (Extremely Low Frequency) produits par les champs RF doivent être caractérisés et les plus faibles possibles
Surveillance	Le dispositif doit permettre une surveillance de tous les paramètres techniques et biologiques pendant l'expérimentation
Manipulation	La manipulation du système doit être assez simple pour pouvoir être utilisé par des non-spécialistes
Etude en aveugle	Le système doit permettre la simple ou double étude en aveugle
Coût	Le coût du dispositif doit être raisonnable

Tableau I. 15 : Liste des conditions de base pour les systèmes utilisés dans les études sur les RF, Kuster et al. [I. 50]

V.1 LES SYSTEMES D'EXPOSITION *IN VITRO*

Les systèmes d'exposition *in vitro* permettent l'illumination par des ondes RF de cellules placées dans un milieu biologique. En général ce milieu biologique est contenu dans des boîtes de pétri, des flasques ou des puits. Les cellules étudiées peuvent être en suspension dans la solution ou adhérentes au fond des boîtes.

Le DAS des cellules exposées *in vitro* varie avec les propriétés diélectriques du milieu, la quantité de liquide biologique, la taille, la forme et l'orientation des flasques ou boîtes de Pétri, la façon dont les cellules sont disposées dans le milieu biologique (en suspension, adhérentes au fond de la boîte ou accrochées au couvercle [I. 63]) mais aussi du type de système d'exposition [I. 51] [I. 54].

La polarisation de l'onde incidente sur le milieu biologique influe très fortement sur l'efficacité en terme de niveau de DAS dans les solutions biologiques [I. 54] [I. 55] par rapport à la puissance incidente.

La dosimétrie de tels systèmes nécessite un contrôle de la température précis.

Il existe de nombreux systèmes d'exposition *in vitro* utilisés à différentes fréquences :

- systèmes d'exposition type "onde plane",
- les chambres réverbérantes (CRBM),
- les guides d'onde (cylindriques ou rectangulaires),
- la cellule TEM (Transverse Electrique Magnétique),
- la cellule fil-plaque,
- la ligne de transmission radiale.

V.1.a Les systèmes d'exposition type "onde plane"

Pour une exposition de type onde plane, on utilise le plus souvent une antenne cornet placée dans une chambre anéchoïque ou chambre HF (Figure I.19). Des absorbants sont placés sur les murs de la chambre pour minimiser les réflexions et éviter les interférences avec l'extérieur.

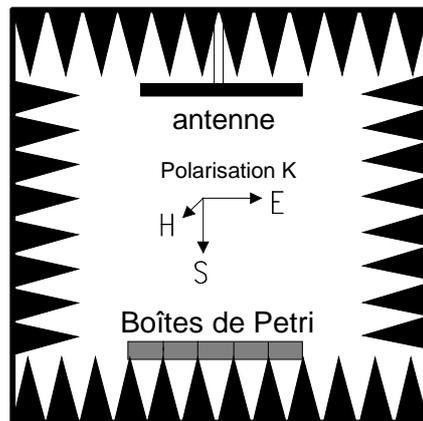


Figure I.19- chambre HF

Les dimensions de la chambre sont choisies supérieures à la longueur d'onde afin d'intégrer les conditions en champ lointain. En effet, si quelques expérimentations ont été faites en champ proche [I. 52] [I. 53], les calculs de DAS étaient très compliqués, et les champs sévèrement perturbés ne permettaient pas d'obtenir des distributions de champ très précises. Pour éviter ces problèmes, les cellules sont plutôt exposées en champ lointain. Un grand nombre d'échantillons peut ainsi être éclairé par une onde plane.

Les études *in vitro* utilisant l'exposition type onde plane sont réalisées de préférence avec une polarisation K (comme indiqué Figure I.19 : le plan formé par les champs

électrique et magnétique est parallèle aux boîtes de Pétri), cette dernière permettant un meilleur couplage de l'onde avec le milieu biologique. Néanmoins, l'optimisation du couplage, en polarisation K, va se faire au détriment de l'homogénéité. [I. 54]

Les expositions avec une antenne cornet permettent également une illumination sur une large bande de fréquence [I. 56], et surtout à des fréquences très élevées [I. 57] [I. 58]. Certaines expositions avec une antenne cornet sont utilisées pour exposer une grande surface de boîtes de cultures biologiques grâce à une lentille optique convergente placée à la sortie du cornet permettant d'obtenir un champ E uniforme [I. 59] [I. 62]. Cette technique permet également de focaliser le faisceau incident et d'augmenter le gain. Ce système d'exposition est présenté Figure I.20.

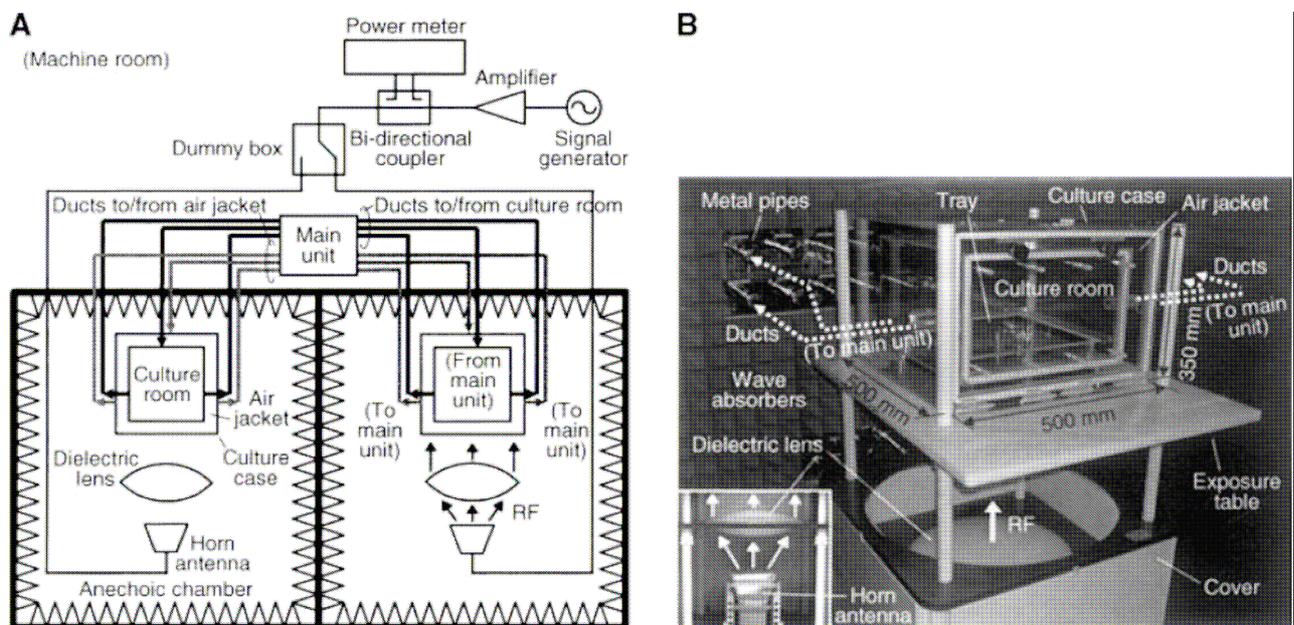


Figure I.20 : Système d'exposition *in vitro* pour exposer une grande surface de cultures biologiques, Iyama et al. [I. 59]

V.1.b Les chambres réverbérantes (CRBM)

Les chambres réverbérantes sont des enceintes métalliques fermées, surdimensionnées par rapport au mode fondamental, ce qui permet d'exciter plusieurs modes. La valeur moyenne de champ dans la chambre permet une uniformité du champ à 3 dB près.

Peu d'études bioélectromagnétiques ont utilisé ce système d'exposition jusqu'à présent, mais quelques études biologiques sont présentes dans la littérature [I. 60] [I. 61].

V.1.c Le guide d'onde

Le guide d'onde est largement utilisé dans différentes études *in vitro* [I. 78], [I. 67], [I. 70].

On peut utiliser des guides d'onde rectangulaires [I. 64] [I. 65], cylindriques [I. 71] [I. 74], tronqués [I. 78] ou coplanaires [I. 75].

Ces structures sont monomodes : un seul mode se propage, et les modes indésirés, générés par des réflexions au niveau des boîtes par exemple, ne se propagent pas.

V.1.c.i) Guide d'onde rectangulaire

Les études peuvent être menées avec les polarisations E, H et K (ces différentes polarisations sont définies chapitre IV, sur l'exemple de l'étude du rat en onde plane).

Si une polarisation E est employée, pour obtenir une bonne homogénéité, il est nécessaire de surmonter le problème du rendement dû au faible couplage de l'onde avec le milieu biologique. Pour accroître ce rendement d'un facteur 4 environ, on peut placer en fin de guide un court-circuit comme montré sur la Figure I.21 [I. 63]. Une onde stationnaire s'installe et le guide d'onde devient une cavité résonnante. En plaçant les boîtes de Pétri (avec des cellules suspendues ou « collées ») au niveau des maxima de champ H et des minima de champ E de l'onde stationnaire, comme indiqué Figure I.22, le rendement du dispositif est optimisé.

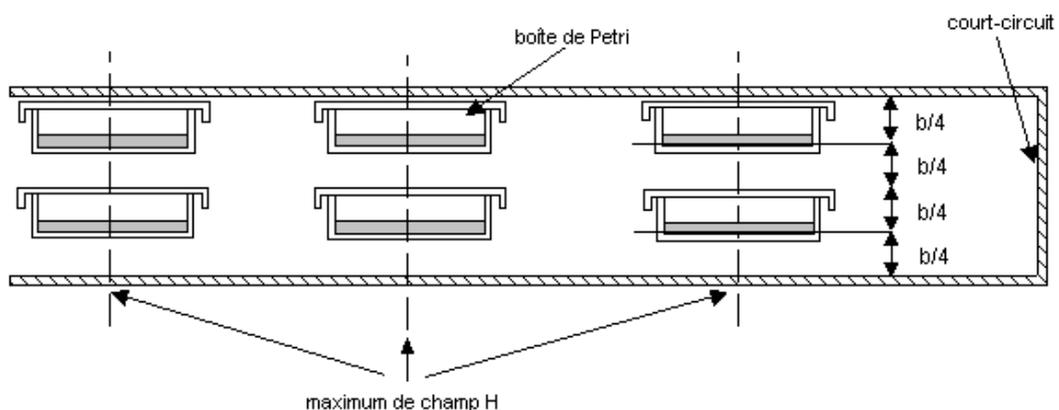


Figure I.21- Guide d'onde de type R_{14} utilisable dans la bande de fréquence 1,12 - 1,73 GHz, Schönborn et al. [I. 63]

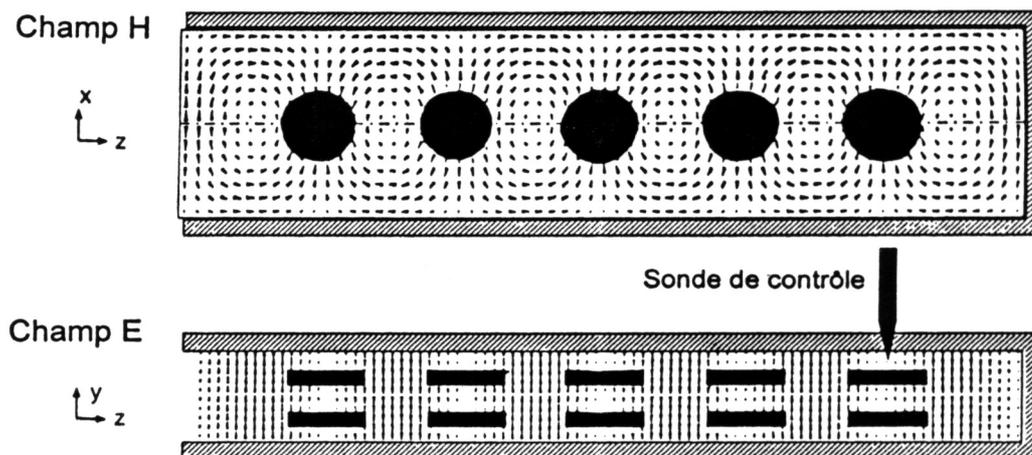


Figure I.22 : Emplacement des boîtes de Pétri dans le guide d'onde court-circuité R₁₄, Schönborn et al. [I. 63]

Ce court-circuit amovible a aussi l'avantage de réduire l'encombrement du système d'exposition pour le placer dans un incubateur commercial plus petit, et de permettre un accès plus facile aux boîtes de Pétri.

Le guide d'onde comme système d'exposition de cellules a de nombreux avantages. Il est donc largement utilisé pour les expérimentations biologiques. Il suffit d'adapter la taille du guide d'onde selon la fréquence d'exposition désirée : 900 MHz [I. 64] (guide d'onde R9), 1800 MHz [I. 65] (guide d'onde R18), 1950 MHz [I. 69] (guide d'onde WR430 pour exposition UMTS), 2,45 GHz [I. 70].

Pour les applications UMTS, le signal s'étend sur une bande de 5 MHz, et pour le WiFi sur une bande de 25 MHz. Pour cette raison, il n'est pas possible d'utiliser un guide d'onde résonant à une fréquence particulière (comme pour le système d'exposition de Schuderer et al. [I. 65] par exemple) : il faut utiliser un coupleur large bande comme c'est le cas pour l'excitation du guide d'onde R18 dans les études de Schuderer et al. [I. 66], Tusch H. et al [I. 67], Miyakoshi J. et al. [I. 68].

V.1.c.ii) Guide d'onde cylindrique

Un guide d'onde cylindrique a été conçu pour des expositions *in vitro* à 1,9 GHz (fréquence utilisée au Canada pour les communications PCS) [I. 71]. Deux boîtes de Pétri

sont centrées sur l'ouverture du guide (une contenant le milieu biologique et l'autre plus grande contenant l'eau du circuit de refroidissement). Il est plus simple (que pour un guide d'onde rectangulaire par exemple) d'accéder aux cultures biologiques, et le contrôle de la température se fait facilement. Cependant, ces avantages sont au détriment de l'uniformité du SAR. La Figure I.23 présente un schéma de ce guide d'onde cylindrique.

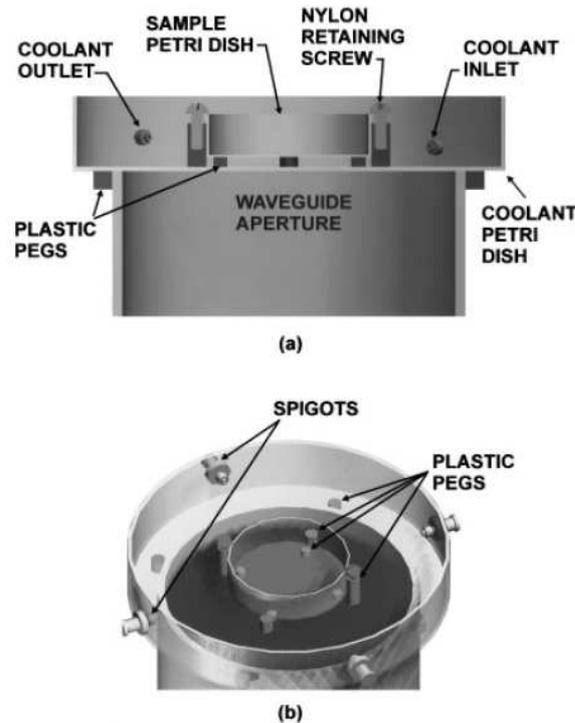


Figure I.23 : Guide d'onde cylindrique pour exposition à 1,9 GHz de deux boîtes de Pétri contenant le milieu biologique et l'eau. a) Coupe transversale passant par l'axe central du guide. b) Vue à 45° sur le dessus, Gadjia G.B. et al. [I. 71]

Le système d'exposition final est constitué de six guides d'onde cylindriques identiques [I. 71] [I. 73].

Des guides d'onde cylindriques ont également été utilisés pour des expositions à 2,45 GHz [I. 72].

Dans le système utilisé par Dr Sonoda [I. 72], le guide d'onde cylindrique est terminé par un court-circuit métallique ou est positionnée la boîte de Pétri à exposer [I. 74]. Bien que le guide d'onde soit fermé par un court-circuit, le mode TM_{01} permet efficacement au

champ H transversal à la surface du plateau métallique d'exciter le champ interne E dans le bas du milieu biologique situé dans la boîte de Pétri (Figure I.24).



Figure I.24 : Guide d'onde cylindrique utilisant le mode TM_{01} , et le court-circuit métallique où est placée la boîte de Pétri [I. 72]

L'interaction entre microondes pulsées et la bactérie *Escherichia Coli* a été étudiée par Rougier C. dans le cadre de ses travaux de thèse [I. 73]. Le système d'exposition utilisé comportait un générateur microondes (type magnétron), un guide d'onde et un applicateur constitué d'une cavité résonante à 2,45 GHz. Le tube à essai contenant la solution biologique à illuminer se trouve dans cette cavité cylindrique (Figure I.25).

Le maintien ou la montée en température de la solution contenue dans le tube à essai se fait par impulsions microondes contrôlées à forte puissance (200 W à 20 kW).

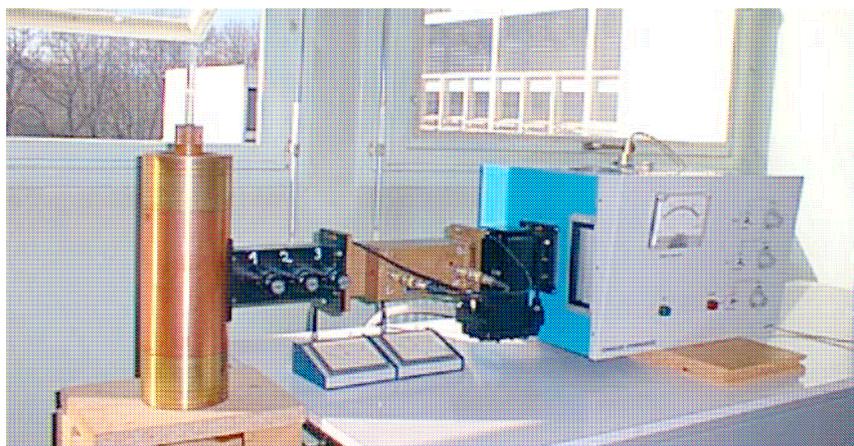


Figure I.25 : Système d'exposition avec cavité cylindrique résonante pour illumination d'un tube à essai [I. 73].

Le mode fondamental dans les deux guides d'onde présentés précédemment est le mode TM_{01} .

V.1.c.iii) Le guide d'onde coplanaire (CPW) [I. 75] [I. 76]

Ce système est utilisable sur une large bande de fréquence : [800 – 2000] MHz. Il est présenté Figure I.26.

Il est convenable pour des exposition type GSM900, DCS1800 et UMTS1950. C'est une structure ouverte qui permet la propagation des ondes électromagnétiques. Ce système d'exposition a pour avantage de permettre une acquisition en temps réel des courants sur les membranes des cellules contenues dans des boîtes de Pétri. En effet, il est actuellement difficile de mesurer un courant sur les membranes des cellules avec des électrodes.

De plus il offre une bonne efficacité en terme de DAS induit dans les échantillons par rapport à la puissance incidente. La polarisation du champ E parallèle aux boîtes de Pétri et perpendiculaire aux électrodes permet un couplage minimum entre les électrodes et le système d'exposition.

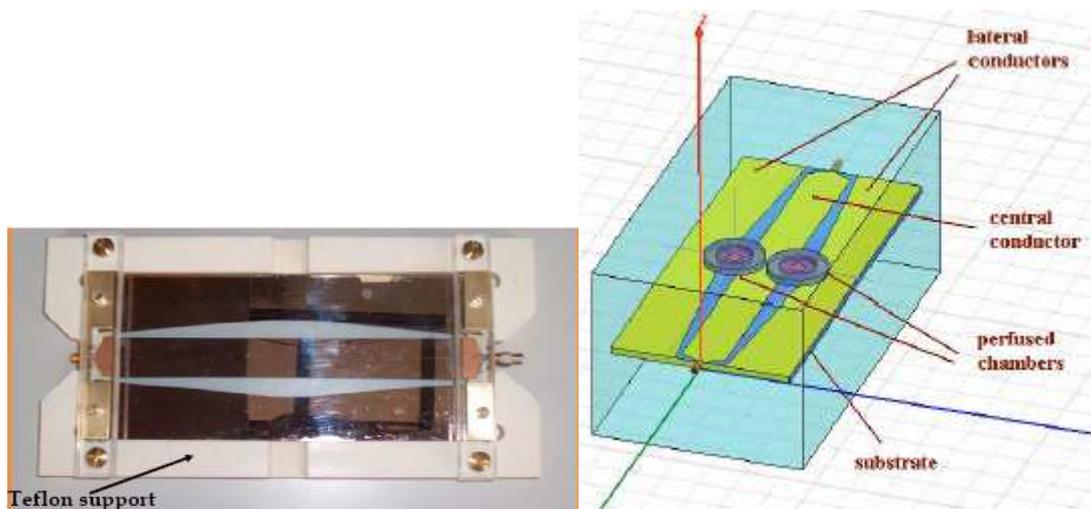


Figure I.26 : Photographie et schéma du guide d'onde coplanaire, Pellegrino M. et al. [I. 77]

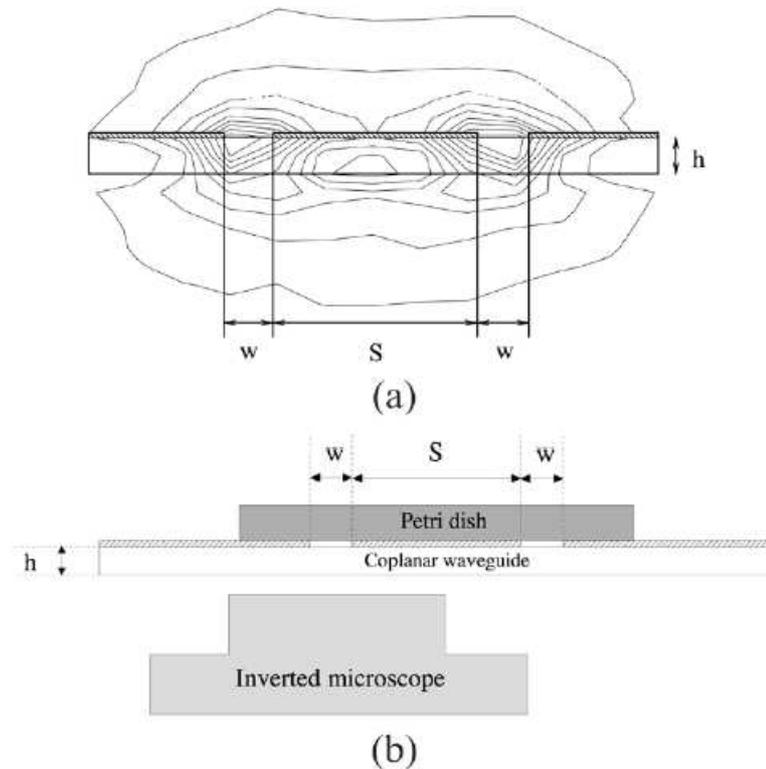


Figure I.27 : a) Coupe verticale du guide d'onde coplanaire avec les lignes de champ E et les paramètres caractéristiques du système. b) Schéma du CPW avec la boîte de Pétri, positionnés au dessus du microscope. [I. 75]

V.1.c.iv) Le guide tronqué. (Pakhamov A.G. et al. [I. 78])

Ce système d'exposition a également été conçu pour des expérimentations en temps réel et permet des enregistrements physiologiques stables. Il fonctionne à 9,3 GHz et les solutions biologiques sont très facilement accessibles. Contrairement au système d'exposition précédent, ce guide d'onde tronqué ne permet pas d'obtenir des niveaux de DAS très élevés, et son efficacité est faible. Par contre, la polarisation de champ E parallèle aux échantillons, et perpendiculaire aux électrodes de mesure est une bonne solution pour des enregistrements de l'excitation des cellules.

Ce système est notamment utilisé pour exposer des coupes de cerveau de rat. Il existe un autre moyen d'exposer des coupes de cerveau d'animal à 700 MHz : un guide d'onde « stripline ». Il est composé de plaques parallèles [I. 79].

V.1.d La cellule TEM

Une cellule TEM est une ligne de transmission de forme rectangulaire (Figure I.28) contenant une plaque métallique appelée 'septum', parallèle au champ E et plus étroite que les plaques métalliques extérieures. Cette cellule est capable de générer un champ électrique et magnétique, uniformes et perpendiculaires (mode TEM), dans une zone dite de test, encore appelée volume d'essai [I. 80]. La bande de fréquence, dans laquelle la cellule est capable de créer une onde TEM, dépend directement de ses dimensions transverses [I. 81], [I. 82].

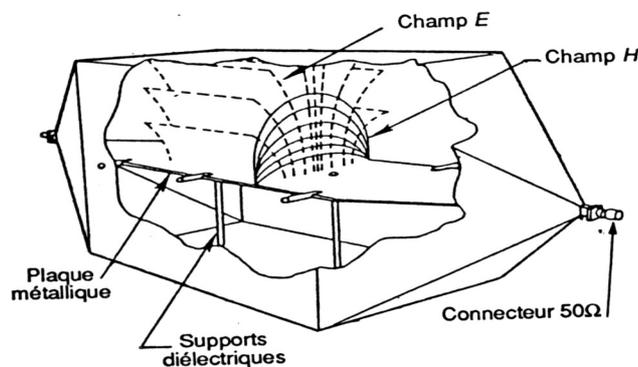


Figure I.28 : Cellule TEM

Depuis longtemps, la cellule TEM est largement utilisée, notamment dû à son faible encombrement et à son adaptabilité aux incubateurs communs. Ivaschuk [I. 84], Stagg [I. 85] et Burkhardt [I. 86] ont utilisé deux cellules TEM identiques (de section carré) à 835 MHz, en polarisation E, placées dans le même incubateur commercial réglé à 37°C. Les boîtes de Pétri (exposées et témoins) étaient disposées sur le septum. La dosimétrie de cette cellule TEM a été validée par Kuster [I. 86] et on pouvait y exposer des boîtes de Pétri de 100 mm (20 ml de solution), de 60 mm (5 ml de solution) et des plaques de 48 puits (0,5 ml de solution dans chaque puit).

L'homogénéité est excellente seulement si on place les boîtes de Pétri ou flasques (avec une polarisation E) au centre de la cellule TEM, l'amplitude du champ E diminuant très rapidement près des murs de la cellule TEM (Figure I.29). La capacité d'exposition d'une cellule TEM est donc limitée à quelques boîtes.

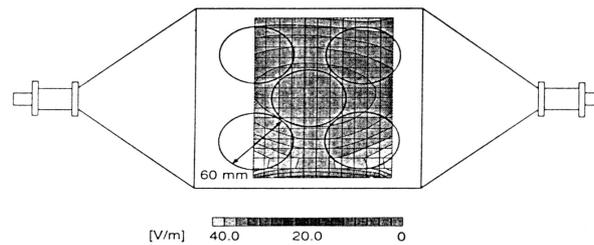


Figure I.29 : Distribution du champ E dans la cellule TEM (ifi 110s) à vide, à 835 MHz, dans un plan longitudinal. [I. 54]

Malaric K. a d'ailleurs modifié la cellule TEM dans le but d'accroître sa surface de test pour une utilisation à 935 MHz [I. 88]

L'exposition de type TEM, au centre de la cellule test, peut être transposée à une illumination en champ lointain, ce qui constitue un avantage majeur. En effet, les mécanismes d'interaction d'une onde plane avec un milieu biologique peuvent être facilement étudiés et compris [I. 86]. Enfin, les éventuelles interférences sont inexistantes puisque la cellule TEM est un système fermé.

L'inconvénient majeur de ce système d'exposition reste l'interaction très faible de l'onde électromagnétique avec les tissus biologiques.

La polarisation k a été utilisée pour l'exposition de flasques T-25 par Penafield [I. 89] à 835 MHz, la non uniformité des distributions de champ rend difficile la quantification des niveaux de champ, la dosimétrie, et le positionnement des boîtes de Pétri.

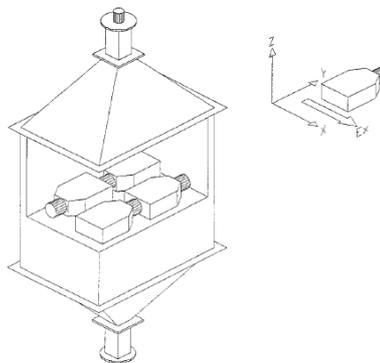


Figure I.30 : Détail de l'emplacement des flasques dans la cellule TEM pour l'expérimentation de Penafield [I. 89]

Nikoloski a amélioré cette cellule TEM [I. 90]: en partant de la cellule de Crawford originale utilisée par Penafield [I. 89], il a optimisé la structure pour quelle réponde aux caractéristiques de Kuster et Schönborn [I. 50]. Le contrôle des paramètres d'exposition a été amélioré, le monitoring de l'exposition se fait en continu, la dosimétrie et la température ont été caractérisées avec précaution. Deux cellules TEM modifiées sont installées dans le même incubateur pour comparer les cellules biologiques "témoins" et "exposées".

Dans ces nouvelles cellules TEM [I. 90]:

- le matériau support des flasques T-25 a été modifié (avec de nouvelles caractéristiques diélectriques), et des emplacements pour les flasques dans une position bien particulière sont prévus pour pouvoir répéter facilement les expériences (Figure I.31 b) et c)).
- les portes ont été agrandies pour faciliter l'accès de chaque côté du conducteur central et manipuler les flasques facilement sans bouger le système d'exposition (Figure I.31 a)).
- chaque cellule TEM dispose d'un système de refroidissement par air (grâce à un ventilateur) commun afin de ne pas avoir de différence de température entre les "témoins" et les "exposés" dans le même incubateur (Figure I.31 a)).
- des capteurs de puissance ont été positionnés à la sortie de chaque cellule TEM pour améliorer le contrôle de l'exposition pendant le temps de l'expérimentation.

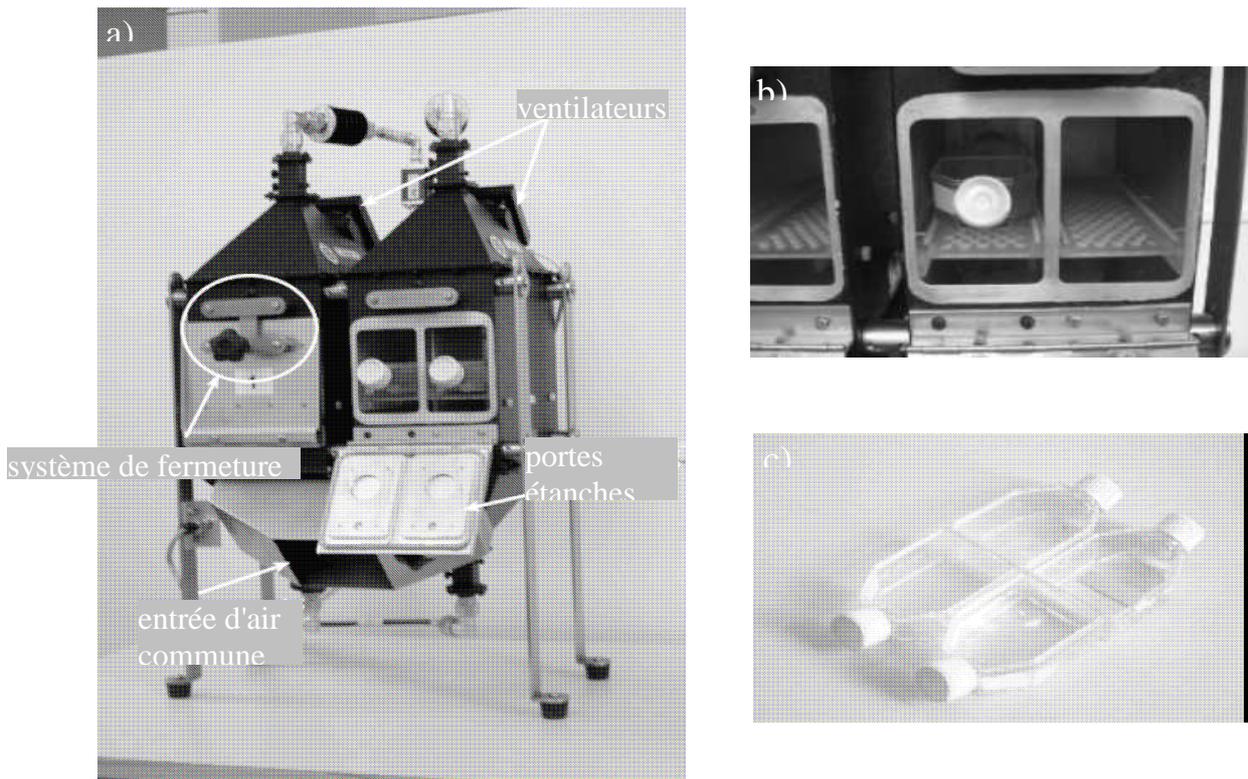


Figure I.31 : a) Cellule TEM modifiée. b) Vue sur les supports quasi-transparents où sont déposées les flasques T-25. c) Position des quatre flasques T-25. [I. 90]

La cellule TEM peut aussi s'utiliser ouverte, pour des expositions avec microscope par exemple. Ce système est une ligne TEM triplaque ouverte sur les côtés [I. 91]. Il permet une meilleure efficacité du système de thermorégulation.

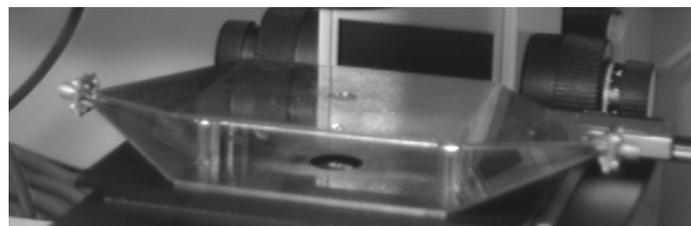


Figure I.32 : Cellule TEM ouverte (ou ligne triplaque) pour microscope, et sa modélisation

De plus, l'absence de plaques latérales sur les côtés diminue la déformation des lignes de champ, entraînant ainsi une augmentation du volume d'essai (Figure I.33, Figure I.34).

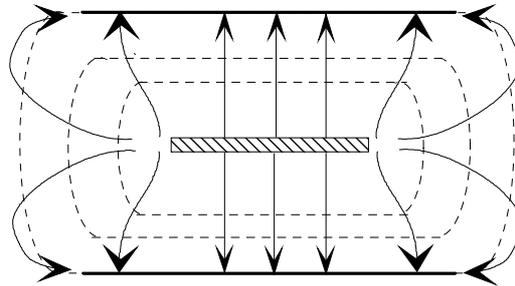


Figure I.33 : Cellule TEM ouverte : ligne triplaque [I. 92]

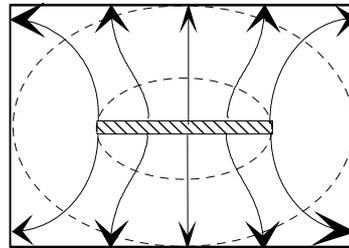


Figure I.34 : Cellule TEM fermée [I. 92]

Cette structure ne rayonne pas. L'énergie se propage le long de la ligne pour être dissipée dans une charge.

Enfin, ce système d'exposition a la particularité d'être adapté sur une très large bande de fréquence.

V.1.e La cellule fil-plaque (WPC)

La cellule fil-plaque (Figure I.35), développée par Laval L. [I. 94], utilise le principe de fonctionnement de l'antenne fil-plaque monopolaire [I. 95]. Ce dispositif utilise la cavité de l'antenne et permet d'aboutir à un rendement 10 fois plus élevé que le dispositif basé sur la cellule TEM pour une exposition à 900 MHz. Par ailleurs, dans une configuration donnée, il présente une zone test importante puisqu'il peut illuminer jusqu'à huit boîtes de Pétri de 35 mm de diamètre, placées dans des boîtes de Pétri de 60 mm de diamètre avec la même hauteur de solution.

Sa structure ouverte facilite l'homogénéisation de la température dans le système, mais pour des niveaux de DAS supérieur à 0,4 W/kg un système de refroidissement de la structure est permis de mieux contrôler la température dans les boîtes de Pétri exposées. [I. 64].

Il est également important de préciser que la bande passante d'une telle structure est étroite. Ainsi, du fait de son étroite bande passante, l'adaptation de la cellule fil-plaque est sensible à divers paramètres comme la hauteur de solution. Toutefois, un système d'adaptation intégré au dispositif d'exposition lui-même, permet de pallier facilement à cette sensibilité, comme pour les guides d'onde court-circuités.

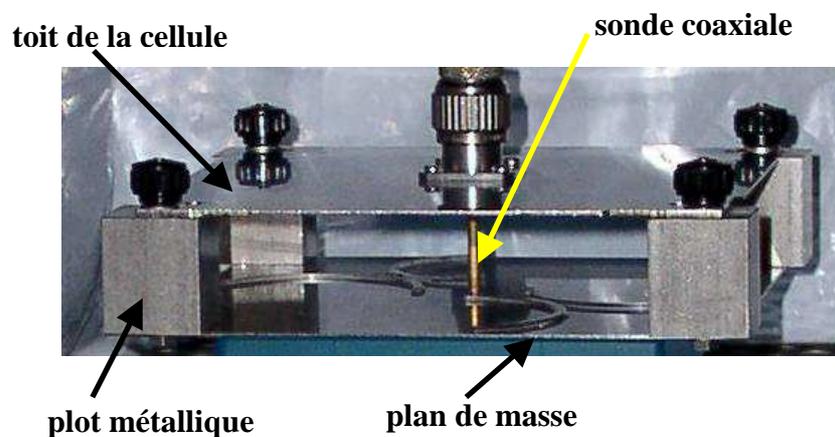


Figure I.35 : Cellule fil-plaque [I. 94]

Une cellule fil-plaque adaptée à 1800 MHz a été conçue pour des expérimentations *in vitro* à la fréquence DCS 1800 [I. 96]. Ce système directement issu du précédent à 900 MHz propose une distribution de DAS homogène pour quatre boîtes de Pétri de 35 mm de diamètre.

Cette même cellule fil-plaque a également été adaptée pour exposer quatre boîtes de Pétri aux fréquences UMTS (1920-1980 MHz) [I. 97].

V.1.f La ligne à transmission radiale (RTL)

La ligne à transmission radiale est constituée de deux plaques métalliques circulaires, parallèles. Elle est alimentée en son centre par une antenne conique et terminée, radialement, par des absorbants microondes ou une charge (Figure I.36). L'onde TEM se propage alors radialement le long de la ligne.

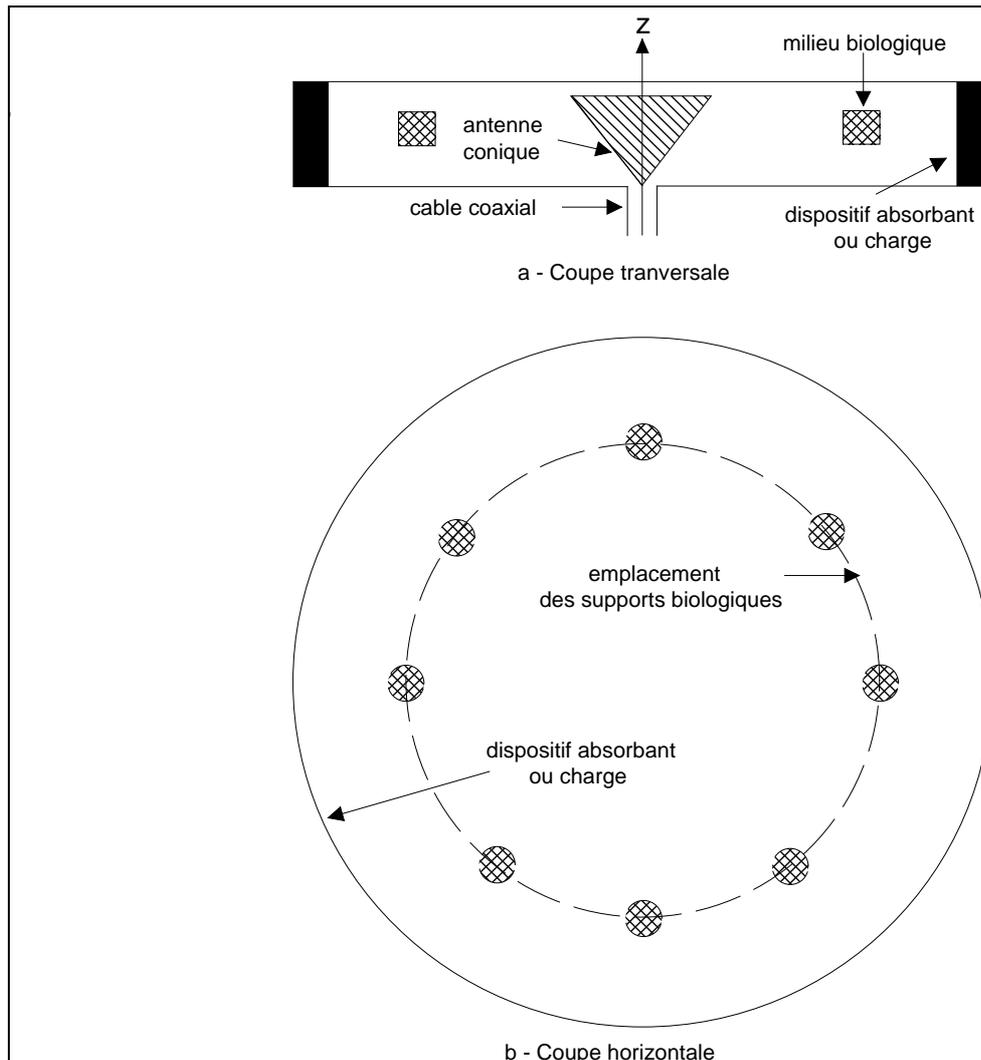


Figure I.36 : Ligne à transmission radiale

Ce dispositif d'exposition présente plusieurs avantages :

- un volume en charge important,
- une bonne homogénéité,
- un bon rendement,
- une utilisation sur une large bande de fréquence (800-2500 MHz)
- un contrôle efficace de l'environnement (système fermé).

Néanmoins, la complexité dans la réalisation du dispositif et l'impossibilité à l'utiliser dans un incubateur commercialisé, du fait de ses dimensions trop importantes, représentent ses principaux inconvénients.

Moros a positionné des flasques T-75 directement sur le métal dans la ligne à transmission radiale [I. 98].



Figure I.37 : Ligne de transmission radiale utilisées par Moros [I. 98].

V.1.g Performance des différents systèmes d'exposition présentés.

Pour un système d'exposition donné, les valeurs de DAS, l'uniformité de la distribution de DAS, l'augmentation de la température, l'efficacité du système dépendent de la fréquence d'utilisation, mais aussi des cellules exposées (en suspension dans le milieu, adhérentes au fond de la boîte, ou sous le couvercle), du support contenant ces cellules à exposer.

Il est donc difficile de répertorier de manière exhaustive toutes les caractéristiques de tous les systèmes d'exposition présentés ci-dessus.

Dans le Tableau I. 16, Schönborn F. reprend les caractéristiques de cinq systèmes d'exposition qu'il a étudié dans sa publication parue en 2001 [I. 54]. Les dispositifs sont analysés de manière générale (et non dans un cas particulier) afin de cerner les avantages et inconvénients de chaque type de dispositif.

	Chambre HF	Guide d'onde	Cellule TEM (IFI-CC110)	Cellule fil-plaque	Ligne à transmission radiale
Bande de fréquence	plusieurs GHz	0.7-2 GHz	< 1 GHz	0.7-2 GHz	< 3GHz
Nombre de boîte	> 20	4 - 10	2	8	20
Polarisation conseillée	K	E	E	E	E
Rendement	moyen	élevé	faible	élevé	moyen
Besoin de puissance	élevé	faible	élevé	faible	moyen
Homogénéité	faible	moyen	élevée	moyen	moyen
Complexité (mise en œuvre)	élevé	faible	faible	faible	moyen
Taille	grande	moyenne	petite	petite	moyenne
Coût du système	élevé	modéré	élevé	modéré	modéré
Contrôle environnemental	intégré dans le dispositif	incubateur	incubateur	incubateur	intégré dans le dispositif
Protection électromagnétique	intégré dans le dispositif	indépendant	indépendant	intégré dans le dispositif	intégré dans le dispositif
Contrôle de l'exposition	wattmètre	wattmètre	wattmètre	sonde	wattmètre
Références	[I. 56] [I. 57]	[I. 63]	[I. 84] [I. 85] [I. 86]	[I. 94]	[I. 98]

Tableau I. 16 : Performances des 5 systèmes d'expositions *in vitro* présentés par Schönborn et al. [I. 54].

Comme nous l'avons vu précédemment, les guides d'ondes utilisés pour les expérimentations bioélectromagnétiques peuvent être rectangulaires ou cylindriques. Leurs caractéristiques d'exposition sont donc différentes. De même, la nouvelle cellule TEM désignée par Nikoloski et al. [I. 90] offre de nouvelles caractéristiques pour l'exposition *in vitro*.

Le Tableau I. 17 détaille les différences entre chaque guide d'onde (l'efficacité et l'uniformité de la distribution de SAR sont calculées sans tenir compte du ménisque des solutions).

Guides d'onde	rectangulaires						cylindriques			
	R14	R9		R18		WR430		PCS	2,45	
Fréquence d'utilisation (MHz)	1710	835		1800		1950		1900	2450	
Mode principal	TE ₁₀	TE ₀₁		TE ₁₀				TM ₀₁	TM ₀₁	
Type de cellules (susp. ² ou plated ³)	susp. plated	sups	plated	susp.	plated	susp.	plated	susp.	susp.	plated
Nombre de boîtes (Boîtes de Pétri)	10	8	8	4	6	2 ou 4		2	1	
Taille des boîtes de Pétri en mm	60	35 dans 60	35	35 dans 60	35	35		60 dans 150		
Quantité de solution (ml)	8	3,1 dans 4,9	3,1	3,1 dans 4,9	3,1	3		10 dans 130		
Polarisation conseillée	E ⊥ ⁴	E max ⁵	H max ⁶	E max	H max	E parallèle			H transversal	
Rendement (W/kg/W)	1,5 - 2	0,49	1,3	>10	>50	260	222	8,6	15,4	17,9
Inhomogénéité (%)	30	54	20	<40	<30	32	30	24	53	25
Augmentation de la température (°C/(W/kg))		0,09	0,017	<0,13	<0,03			0,2	0,3	<2
Références	[I. 63] [I. 54]	[I. 64]		[I. 65] [I. 68]	[I. 67]	[I. 69]		[I. 71]]	[I. 72]	

Tableau I. 17: Caractéristiques des différents guides d'onde décrits ci-dessus.

Le Tableau I. 18 synthétise les améliorations apportées à la nouvelle cellule TEM fermée.

² Cellules en suspension dans le milieu biologique.

³ Cellules accrochées sur le fond du support biologique.

⁴ Perpendiculaire à la base de la boîte de Pétri (ou parallèle à l'axe de symétrie du cylindre de la boîte)

⁵ Les boîtes sont positionnées à l'endroit où le champ E est maximum

⁶ Les boîtes sont positionnées à l'endroit où le champ H est maximum

	Cellule TEM IFI-CC110s	Cellule TEM modifiée
Fréquence d'utilisation (MHz)	835	835
Nombre de boîtes	4 flasques T-25	4 flasques T-25
Quantité de solution (ml)	5	5
Calcul du SAR	mesures	simulations
Rendement (W/kg/W)	2,6	6
Inhomogénéité (%)		<52
Augmentation de la température (°C/(W/kg))	0,83 d'après [I. 90] pas d'élévation d'après [I. 83]	0,13 réduit à 0,045 avec ventilation
Références	[I. 83] [I. 89]	[I. 90]

Tableau I. 18: Caractéristiques de différentes cellules TEM

V.2 LES SYSTEMES D'EXPOSITION *IN VIVO*

Les expérimentations *in vitro* apportent des éléments de réponses quant à l'innocuité des ondes électromagnétiques, mais ces études sont insuffisantes pour conclure sur les effets délétères des ondes radiofréquences. Les expérimentations *in vivo*, bien que difficilement transposables à l'homme, restent une étape indispensable à la compréhension des interactions des ondes électromagnétiques avec le vivant.

Pour l'application aux ondes des téléphones portables aux différentes fréquences (GSM900, DCS1800, UMTS1950), la puissance absorbée dans les tissus biologiques (quantifiée par le DAS en W/kg) est à considérer dans le corps entier des animaux exposés, mais surtout localement au niveau de la tête des cobayes, pour mieux prendre en compte l'interaction du téléphone portable avec la tête et le cerveau.

Des systèmes d'exposition type "corps entier", "tête seule" ou "local" permettent donc d'affiner les expérimentations biologiques.

V.2.a Systèmes d'exposition "corps entier"

V.2.a.i) Le "Ferris-Wheel"

Le système d'exposition Ferris-Wheel est une cavité radiale où le champ électromagnétique est excité à l'aide d'un conducteur placé en son centre. Ce système a été réalisé par Utteridge et al. [I. 100] pour répliquer une expérimentation sur 2 ans menée par Repacholi et al. [I. 101] à 900 MHz

Ce système repris par Motorola (M-40) [I. 102] peut contenir 40 souris placées dans des tubes en plastiques de telle manière que le corps des souris soit parallèle au champ E (Figure I.38). Les animaux sont exposés à 915 MHz, et selon les besoins des études biologiques, un système de refroidissement à air est disponible pour ce système. Pour une étude dosimétrique plus précise, des groupes de souris de masses différentes sont utilisés. Des mesures calorimétriques montrent que ce système a un rendement de 95% et permet d'exposer les souris corps entier jusqu'à un SAR de 3,4 W/kg.

Les résultats des études dosimétriques réalisées sur ce système indiquent que le Ferris-Wheel permet une exposition homogène de toutes les souris exposées.

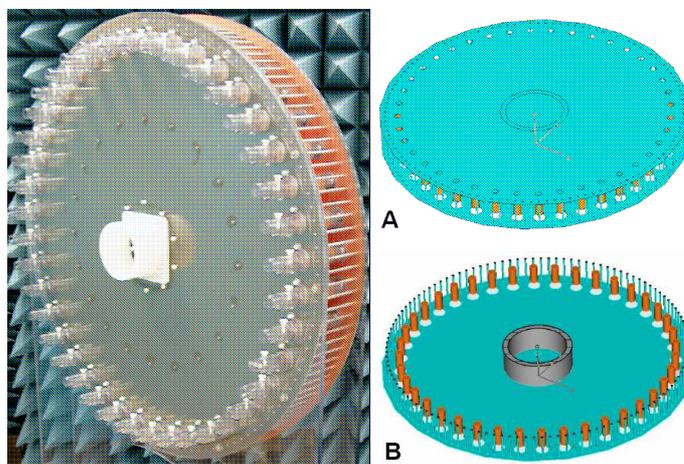


Figure I.38 : Système d'exposition Ferris-Wheel M-40 et sa modélisation numérique A) et B). Faraone et al. [I. 103]

Dans le cadre du projet PERFORM A, le laboratoire It'is (Zurich, Suisse) a optimisé le système Ferris-Wheel [I. 102] pour qu'il puisse contenir 65 souris, et permettre des expositions à 902 et 1747 MHz [I. 104] (Figure I.39). Le système est compact et offre un très bon rendement, mais augmente les variations dues aux modes supérieurs. A 902 MHz,

des plots diélectriques entre les animaux peuvent réduire l'apparition de ces modes (la dosimétrie détaillée de ce système devrait être publiée prochainement par Ebert et al. [I. 104] p. 4).

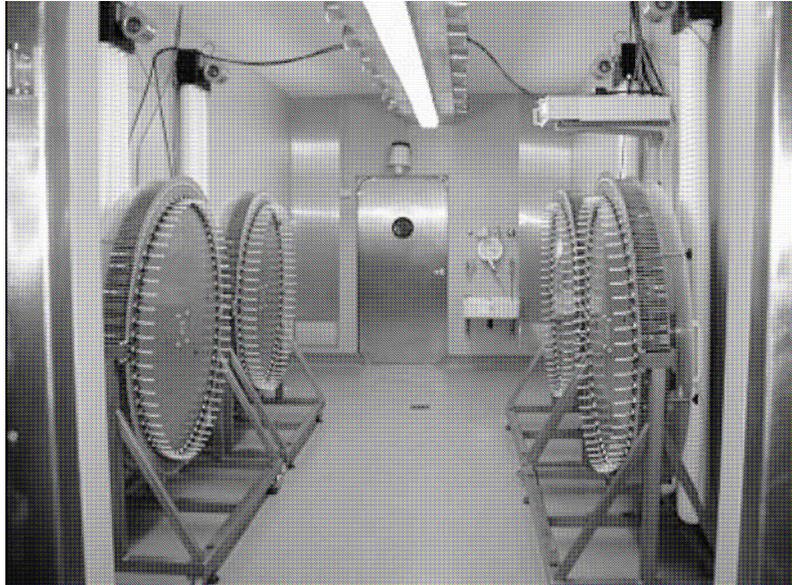


Figure I.39 : Système d'exposition composé de quatre Ferris-Wheel pouvant contenir 65 souris (902 ou 1747 MHz) Tillmann et al. [I. 104].

De nombreux paramètres (modèles d'animaux de différentes tailles, discrétisation, différentes positions et postures de l'animal dans son tube en plastique, etc...) sont pris en considération afin de réduire l'incertitude quant aux niveaux de DAS induits dans les tissus biologiques. Les mesures et les simulations sont validées en utilisant des fantômes contenant des solutions aux paramètres diélectriques connus.

Ce système a ensuite été adapté à l'exposition de rats à 902 et 1747 MHz [I. 105] [I. 106]. Il est composé de 17 guides d'onde sectoriels monomodes, isolés électromagnétiquement, et excités par une antenne boucle placée en son centre. L'illumination se fait avec une polarisation H (champ H parallèle à l'axe longitudinal du corps de l'animal). Cette polarisation permet une homogénéité de 95% du DAS dans un modèle de fantôme de rat (rempli de milieu diélectrique équivalent aux muscles). L'homogénéité du système d'exposition a été évaluée aux deux fréquences pour des fantômes de rats allant de 250 à 500g. Elle est de 18% à 902 MHz et de 24% à 1747 MHz.

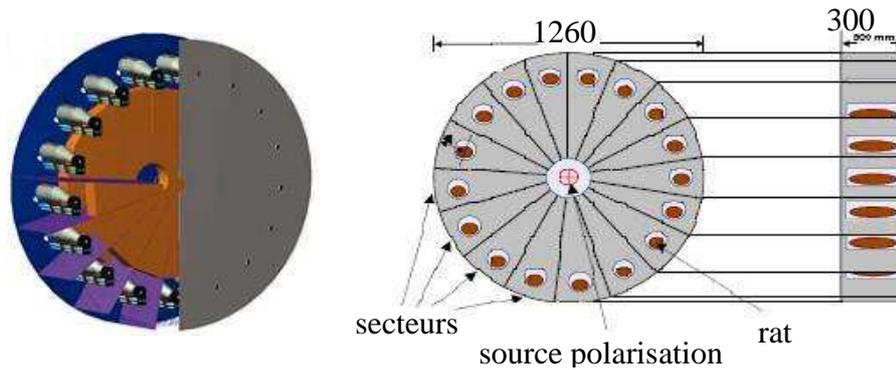


Figure I.40 : Système d'exposition Ferris-Wheel avec 17 guides d'onde sectoriels pour exposer des rats "corps entier" [I. 106]

Ce système permet une exposition "corps entier" très intéressante (avec un excellent rendement et une exposition uniforme) car il répond aux exigences de performances et de qualité des expérimentations biologiques sur de longues périodes.

Le laboratoire It'is (Zurich, Suisse) a également créé un autre système d'exposition basé sur le principe du Ferris-Wheel [I. 107]. Il s'agit d'un système "Mini-Wheel" conçu pour des expositions de souris en optimisant la taille de la roue pour supprimer au mieux les modes supérieurs à celui excité : ce nouveau système permet l'exposition de 8 souris à 905 MHz avec des performances excellentes.

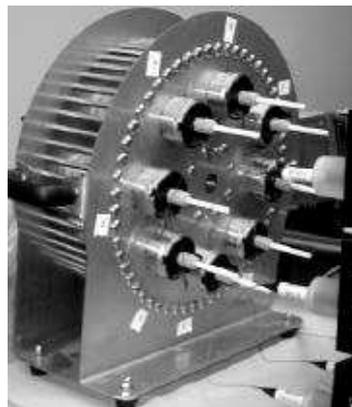


Figure I.41 : Système d'exposition Mini-Wheel [I. 107]

V.2.a.ii) Le guide d'onde radial

Un guide d'onde radial est un guide d'onde inhomogène qui consiste essentiellement en deux plaques métalliques circulaires parallèles. Dans un guide d'onde radial des modes

TE_{zmn} et TM_{zmn} peuvent exister. Afin de n'exciter que le mode fondamental, une antenne conique ou biconique est placée au centre entre les deux plaques métalliques et pour éviter la propagation de modes supérieurs, la distance entre les deux plaques doit être choisie en fonction de la fréquence d'émission (elle est assez faible par rapport au diamètre du système : 14 cm de haut pour un diamètre de 4,5 m [I. 108]).

Pour l'exposition de 120 hamsters [I. 108], 40 cages pouvant contenir chacune 3 animaux sont installées dans le guide d'onde radial (Figure I.42).

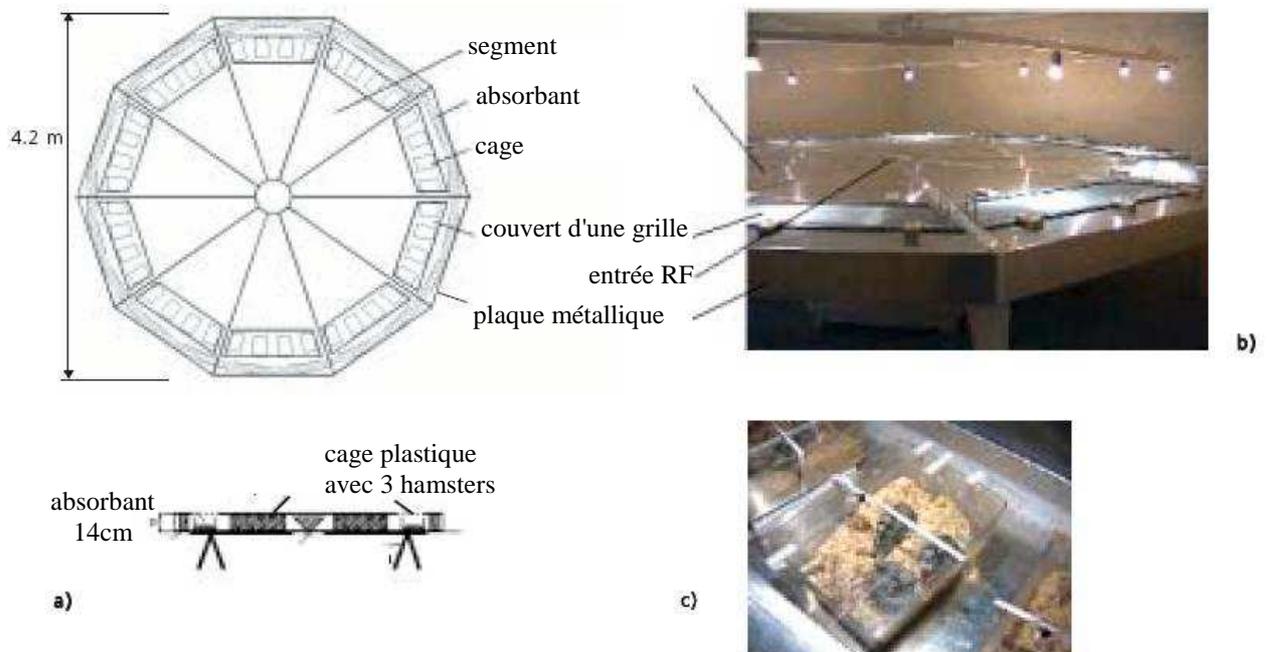


Figure I.42 : Système d'exposition pour 120 hamsters [I. 111]

a) schéma du guide d'onde radial

b) vue extérieure

c) cage plastique avec 3 hamsters

Ce système permet un champ E très homogène dans les zones où se situent les animaux. Pour des expositions à 383 et 900 MHz et pour une puissance incidente de 46 W et respectivement 2,6 W, le DAS moyen "corps entier" dans les hamsters est de 80 mW/kg, avec une incertitude de 20% et respectivement 30% (les animaux sont libres de leurs mouvements).

Pour que des modes supérieurs n'apparaissent pas, le système est limité en hauteur selon la fréquence d'excitation (16,7 cm à 900 MHz et 8,3 cm à 1800 MHz par exemple). Dans deux expérimentations avec 24 rats à 890 MHz [I. 110] et 120 hamsters à 1800 MHz [I. 112], la hauteur recommandée pour un champ homogène était insuffisante. Pour éviter l'excitation d'un mode supérieur et pouvoir placer les animaux dans leur cage, la hauteur des chambres d'exposition des animaux a dû être augmentée par rapport à la hauteur du guide d'onde (Figure I.43).

Dans le cas de l'exposition des rats à 890 MHz, cette méthode n'est pas suffisante. Pour éviter les distorsions de champ dues à la taille des rats et éviter l'excitation de modes supérieurs il faut rajouter des plots métalliques sur les plaques, entre les cages des animaux [I. 110] [I. 111] (Figure I.44).

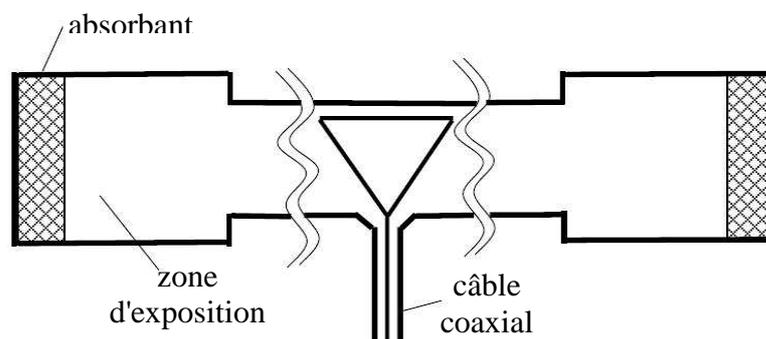


Figure I.43 : Guide d'onde radial avec un changement de section. [I. 110]

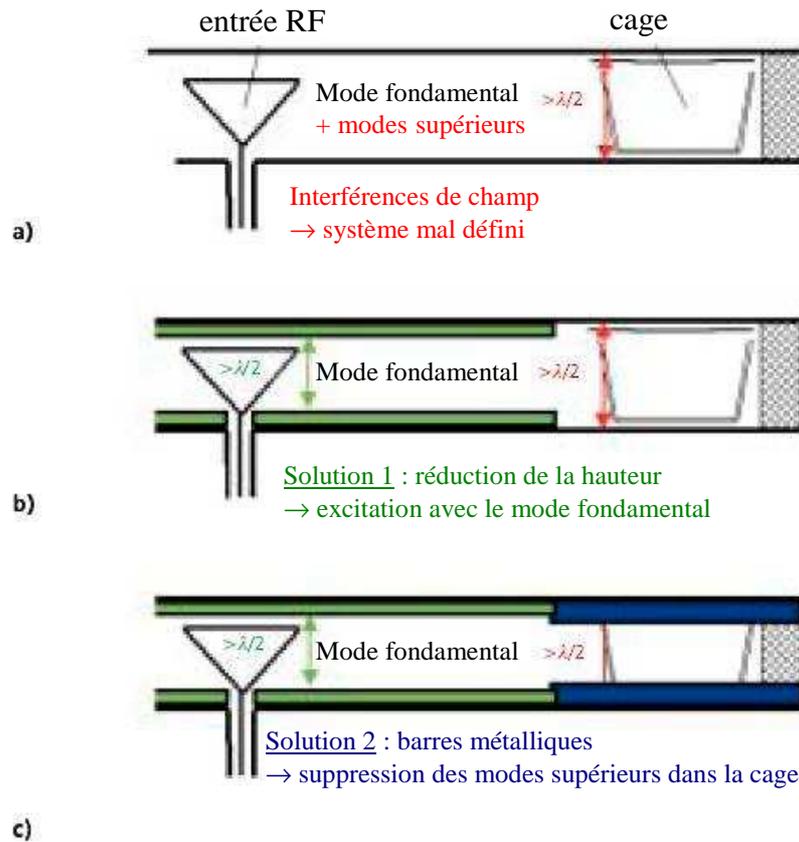


Figure I.44 : Solutions pour éviter l'apparition de modes supérieurs (Streckert J. [I. 111])

Ce système est donc moins approprié pour des études plus haut en fréquence (expositions UMTS à 2 GHz) car la suppression des modes supérieurs devient impossible et la distribution de champ E est inhomogène.

V.2.a.iii) Le guide d'onde cylindrique

Le guide d'onde à polarisation circulaire a été développé pour des expositions de petits animaux à 2,45 GHz [I. 113] [I. 114] [I. 115]. Il est essentiellement utilisé pour des expositions de rats avant des expérimentations dans des labyrinthes. Ce système a été réévalué pour le projet européen PERFORM B et pour répliquer des expérimentations déjà réalisées [I. 116], afin d'améliorer et compléter les travaux déjà publiés jusqu'à présent.

Les animaux sont placés dans des tubes en plastiques transparents, positionnés au milieu du guide d'onde (Figure I.45). Bien que ce guide d'onde soit multi-modes [I. 113], le

DAS "corps entier" dépend peu de la taille, l'orientation ou la posture de l'animal (Figure I. 46).

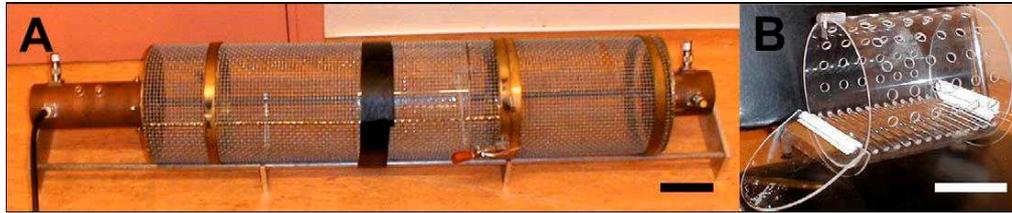


Figure I.45 : Guide d'onde cylindrique (A) et cage (B) dans laquelle est exposé le rat à 2,45 GHz. (échelle : barre = 10 cm) [I. 116]

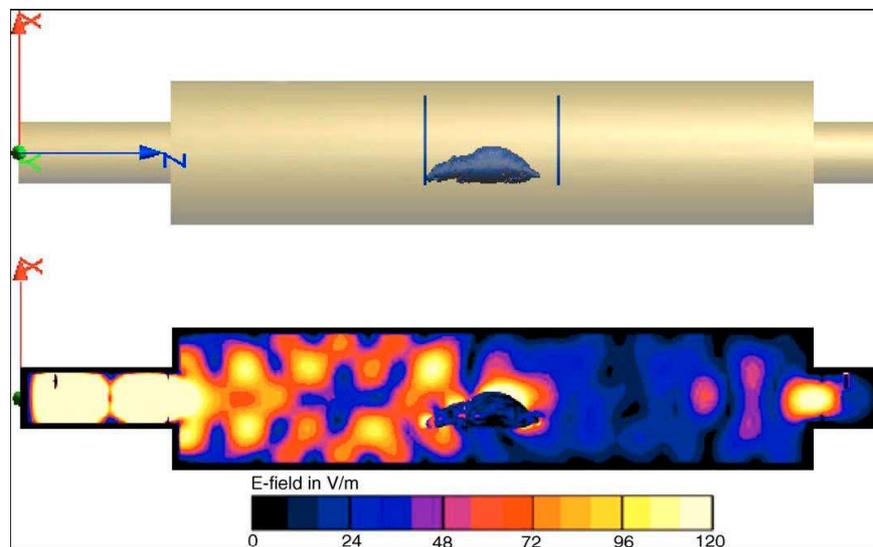


Figure I. 46 : Modèle numérique du guide d'onde cylindrique avec un modèle de rat (300g), et la distribution de champ E après simulation. Cassel J.C. et al [I. 116]

V.2.a.iv) La cellule TEM

La cellule TEM de Crawford [I. 80] a été également utilisée pour des expérimentations *in vivo*. La cellule est enfermée dans une boîte en bois, est l'intérieur de la cellule est ventilé grâce à des trous [I. 117] [I. 118] [I. 119]. Les expositions se font à 915 MHz.

Une cellule TEM "non standard" a été réalisée par Arduino et al. ([I. 120] [I. 121]) pour des expositions à 900 MHz. La cellule a été agrandie afin d'empêcher la propagation de modes supérieurs et d'avoir la propagation d'un mode TEM pur jusqu'à 1,25 GHz. Le système a également été conçu avec une paroi amovible sur le côté pour permettre un accès

plus facile à l'intérieur de la cellule [I. 120]. Une attention particulière a été accordée au contrôle de la température pendant les expositions.

La cellule allongée peut contenir jusqu'à 12 souris (Figure I.47).

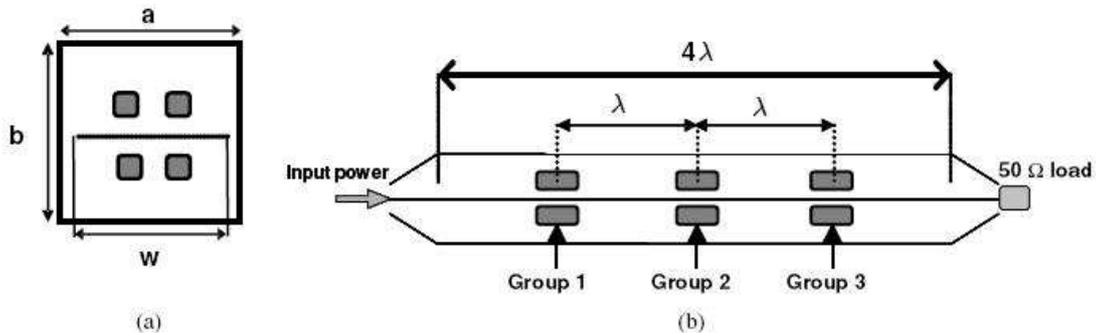


Figure I.47 : Coupe transversale (a) et coupe longitudinale (b) de la cellule TEM avec la position de souris à l'intérieur. Ardoino et al.[I. 121]

V.2.a.v) La chambre HF

Les illuminations en onde plane dans des chambres HF sont également utilisées pour les expérimentations *in vivo* [I. 122] [I. 123]. Les animaux disposent d'une place suffisante pour se déplacer librement, et les illuminations avec une antenne cornet permettent des expérimentations sur une large bande de fréquence [I. 124].

Les études dosimétriques de ces systèmes sont délicates à réaliser puisqu'il faut prendre en compte les incertitudes dues au modèle numérique de rat, aux différentes postures et positions de l'animal, ainsi que l'évolution des paramètres diélectriques en fonction de la fréquence.

V.2.b Systèmes d'exposition "tête seule" et "localisés"

V.2.b.i) Le carrousel

Les expositions "tête seules" sont indispensables à la compréhension des interactions des ondes électromagnétiques avec le cerveau. Pour exposer une tête seule d'animal, on utilise une antenne dipôle ou monopole ([I. 125] [I. 126]) placée à proximité du museau de l'animal.

Le carrousel permet l'exposition simultanée de 10 rats placés dans des fusées grâce à une antenne dipôle placée au centre du dispositif (Figure I.48). Ce système a été largement

utilisé dans des expérimentations biologiques pour tester les effets des ondes des téléphones portables sur le système nerveux dans la bande des 800-900 MHz [I. 127] [I. 128] [I. 129].



Figure I.48 : Carrousel pour l'exposition de 10 rats à 835 et 900 MHz

Ce système d'exposition *in vivo* permet une exposition locale de la tête des animaux et une exposition bien définie des tissus du cerveau, et une manipulation facile des cobayes. De plus, l'antenne positionnée à 30 mm environ du museau des rats permet un rapport DAS dans le cerveau sur le DAS corps entier assez élevé.

Ce système a ensuite été adapté aux autres fréquences des téléphones mobiles (1439 MHz pour le Japon [I. 130], ou encore à 1,6 GHz [I. 131] [I. 132]).

V.2.b.ii) Le guide d'onde rectangulaire

Un guide d'onde rectangulaire fonctionnant sur le mode TE_{10} a été développé par Eom S. J. et al. [I. 133] pour l'exposition à 900 MHz de la tête de 2 souris. Ce système d'exposition a été conçu pour ces bonnes performances pour l'exposition des têtes de souris (placées à une distance définie du court-circuit qui termine le guide d'onde).

V.2.b.iii) L'antenne boucle

Les systèmes d'exposition "localisés" ont été développés pour des études biologiques sur les effets des téléphones portables positionnés à proximité du cerveau. Le rapport du DAS moyen dans le cerveau sur le DAS moyen dans le corps entier caractérise l'efficacité

d'un système d'exposition "localisé". Le carrousel, l'antenne monopôle ou dipôle permettent d'exposer la tête seule d'un animal, et d'après Chou et al., le rapport DAS moyen dans le cerveau sur le DAS moyen dans le corps entier pour une antenne monopôle est de 2 [I. 134]. L'antenne boucle a été développée par Chou et al. pour améliorer le rendement des systèmes d'exposition "localisés" et permettre à 837 MHz un rapport DAS moyen dans le cerveau sur le DAS moyen dans le corps entier de 20. L'antenne boucle a également été adaptée pour des applications à 1957 MHz.

Pour les exposition en champ proche, le couplage de l'énergie avec le cerveau du rat dépendant de la position de l'antenne boucle et de la tête de l'animal. Pour ces raisons le rat est placé dans une fusée de contention en plexiglas, et l'antenne boucle est maintenue à 5 mm de la tête du rat (Figure I.49).

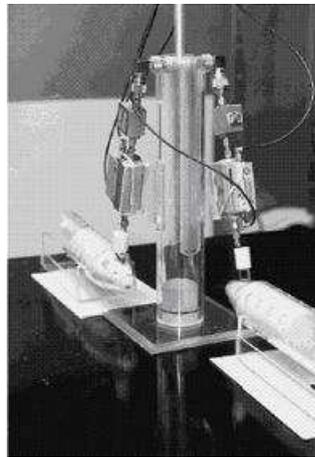


Figure I.49 : Système d'exposition localisé pour deux rats avec les antennes boucles placées au niveau du cerveau des rats. [I. 134]

Une étude dosimétrique complète de ce système a été faite à 900 MHz [I. 135] afin de comparer les expositions de tête de rat et d'homme et le couplage de l'énergie au niveau de certains tissus comme la duremère. Dans cette étude, l'antenne boucle est maintenue à 5 mm de la tête du rat grâce à des plots en plexiglas (Figure I.50).

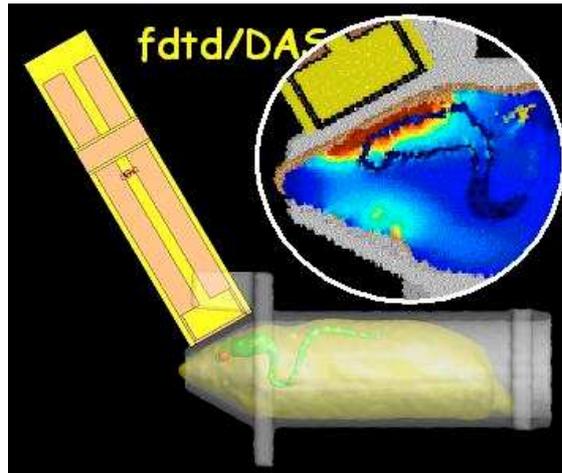


Figure I.50 : Système d'exposition localisé: antenne boucle à 900 MHz [I. 135]

Dans le cadre de COMOBIO, le dispositif antenne boucle a été utilisé dans plusieurs études *in vivo* sur la recherche des effets sanitaires potentiels des téléphones mobiles, dont les résultats publiés fin 2001 sont disponibles sur Internet [I. 136].

VI. CONCLUSION

Au cours de ce chapitre de présentation, nous avons analysé les protocoles d'émission des nouveaux signaux de télécommunication. On s'est plus particulièrement intéressé aux signaux UMTS pour la téléphonie 3G, et aux émissions WiFi pour les communications réseaux sans fil. Ces nouveaux signaux émettent sur des bandes spectrales plus larges que dans le cas des émissions GSM à 900 MHz et DCS 1800 à MHz. En effet, les signaux UMTS occupent une bande spectrale de 5 MHz (autour des 2 GHz), et les signaux WiFi s'étalent sur 25 MHz, autour des fréquences 2,45 GHz et 5 GHz. En ce qui concerne les émissions des réseaux sans fil (par WiFi ou Bluetooth par exemple), elles se font en continu, mais à des niveaux de puissance bien plus faibles que pour la téléphonie mobile (inférieur d'un facteur 30 environ).

Dans une deuxième partie, nous avons également souligné l'intérêt de la dosimétrie numérique et expérimentale dans les recherches bioélectromagnétiques, et pour la validation des expérimentations biologiques. Afin de respecter au mieux ces recommandations et de comprendre les phénomènes d'interaction des ondes RF avec les cellules, nous nous intéresserons par la suite à l'influence de différents paramètres (tels la

modélisation numérique ou la polarisation de l'onde incidente pendant une exposition aux ondes RF) sur le calcul du DAS.

Ce chapitre nous a également permis de présenter les collaborations avec des unités de recherches en biologie. La mise en œuvre d'études pluridisciplinaires permet de répondre plus facilement aux recommandations pour la validation des études sur les interactions des ondes avec le vivant.

Enfin, une description non exhaustive des systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* a permis d'apprécier une grande partie des systèmes existants afin d'analyser les effets des systèmes de communication sans fil sur le vivant.

Dans le cadre des collaborations présentées dans ce chapitre, nous effectuerons par la suite l'analyse dosimétrique de systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo*. Nous chercherons à valider des valeurs de DAS les plus significatives possibles, en limitant l'incertitude due à la modélisation numérique au maximum.

CHAPITRE II

OUTILS NUMERIQUES ET ANALYSE DES PARAMETRES PHYSIQUES

I. INTRODUCTION

La méthode des différences finies dans le domaine temporel (notée F.D.T.D., Finite Difference Time Domain) est un outil servant à la résolution d'équations différentielles spatio-temporelles sur ordinateur. La première utilisation de la méthode F.D.T.D. dans le cadre d'une analyse électromagnétique, a été réalisée par YEE en 1966 [II. 2]. L'amélioration des performances des ordinateurs a permis son développement et la démonstration de la puissance des "différences finies" a été faite par TAFLOVE en 1975 [II. 2]. Les principaux avantages de cette méthode résident dans la formulation relativement simple, la robustesse de l'algorithme et dans la possibilité d'effectuer les études sur une large bande de fréquence, les calculs s'effectuant directement dans le domaine temporel. La méthode permet la modélisation des sources d'excitation, la simulation de l'espace libre ainsi que le traitement des problèmes géométriques liés aux structures (interfaces, fil minces, ...).

La méthode F.D.T.D. est largement utilisée dans le cadre d'études dosimétriques. En effet, outre les avantages exposés ci-dessus, l'outil de base F.D.T.D. permet la résolution des équations de Maxwell dans le vide mais aussi dans divers matériaux (dispersifs, dissipatifs, non-linéaires, ...) géométriquement variés, et ceci dans le domaine temporel et de manière locale. L'aspect spatial permet donc la détermination du DAS en tout point d'une structure diélectrique. Quelques thèses effectuées au sein d' XLIM (L.Lafon [II. 3], L.Laval [II. 4], J. Luc [II. 5]) ont déjà validé le calcul de DAS pour des études dosimétriques.

Dans ce chapitre, nous rappellerons brièvement les principes de la méthode différence finie et les caractéristiques des milieux biologiques et des tissus vivants que nous aurons à modéliser par la suite.

Ensuite, nous détaillerons le principe de calcul de DAS dans le code FDTD, les solutions déjà apportées par les travaux de thèses précédents, et les modifications effectuées pour améliorer l'analyse du DAS dans les études dosimétriques. Le calcul du DAS sur une large bande de fréquence, l'influence de la polarisation d'une onde incidente sur un milieu diélectrique, l'influence de la position des structures ou modèles vivants à analyser, et le choix des modèles sont autant de paramètres à prendre en compte pour

déterminer un ordre de grandeur du DAS dans les milieux biologiques, en considérant les incertitudes engendrées par le calcul de ce DAS.

Pour finir, nous discuterons de l'importance d'une caractérisation expérimentale des dispositifs d'exposition, et de la nécessité d'une automatisation des expérimentations (avec un logiciel comme LabView) afin de contrôler les paramètres d'exposition.

II. LA METHODE FDTD

Cette méthode permet de résoudre numériquement les équations de Maxwell à l'aide d'un schéma explicite aux différences finies centrées. La méthodologie utilisée par le code FDTD et les algorithmes de calculs ont été expliqués dans les thèses précédentes ([II. 3] [II. 4]). Cependant nous allons reprendre brièvement les grandes lignes de la méthode FDTD.

II.1 DISCRETISATION SPATIO-TEMPORELLE

La résolution numérique des équations de Maxwell nécessite une discrétisation spatio-temporelle. Dans le cas d'un système de coordonnées cartésiennes, la discrétisation spatiale s'effectue à l'aide de cellules (ou mailles élémentaires) parallélépipédiques dans lesquelles les composantes orthogonales des champs électromagnétiques (E_x , E_y , E_z , et H_x , H_y , H_z) sont calculées. La forme particulière des équations de Maxwell conduit à une répartition de ces six composantes dans une cellule élémentaire comme représentée sur la Figure II. 1. Les composantes de champ électrique sont calculées au milieu des arêtes des mailles, tandis que celles des champs magnétiques sont déterminées au centre des faces.

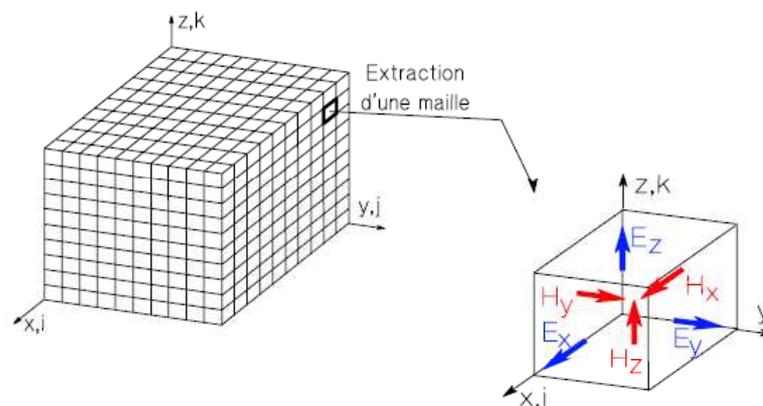


Figure II. 1: Volume de calcul et maille élémentaire

Dans des précédents travaux de thèse [II. 6], un critère de discrétisation spatial a été déterminé afin d'obtenir une bonne approximation des grandeurs calculées. Finalement, afin de limiter le volume de calcul tout en conservant une bonne précision des résultats, une discrétisation spatiale en $\lambda_g/20$ s'avère suffisante.

La discrétisation temporelle est effectuée avec un pas d'échantillonnage constant Δt . Les champs magnétiques sont évalués à des instants multiples pairs du demi-pas $\Delta t/2$ d'échantillonnage temporel et les champs électriques aux instants multiples impairs (Figure II. 2).

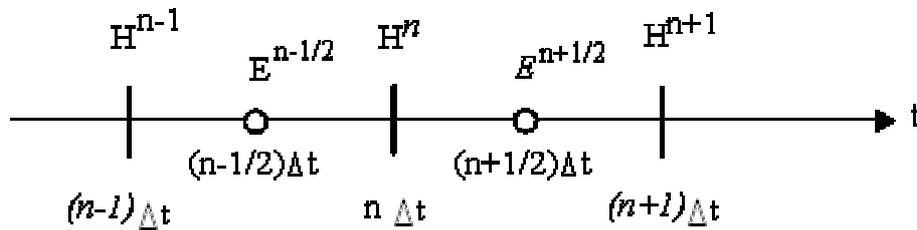


Figure II. 2: Instants de calcul des champs

Le choix de cette discrétisation spatio-temporelle est imposé par la nécessité de centrer les dérivées spatiales et temporelles et sera justifié lors de l'écriture des équations de Maxwell sous forme discrétisées.

Enfin, un critère de stabilité a été introduit afin que les erreurs commises sur le calcul des dérivées à un instant donné n'impliquent pas une divergence du champ électromagnétique au cours du temps. Cette condition de stabilité, dite critère de COURANT-FRIEDRICHS-LEVY (C.F.L.) est liée aux pas de discrétisation spatiale. Elle s'exprime sous la forme suivante:

$$\Delta t \leq \Delta t_1 = \frac{1}{v \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} \quad (\text{II. 1})$$

où Δx , Δy , Δz représentent les dimensions d'une maille élémentaire et v est la vitesse de propagation d'une onde dans le milieu ($v = c/\sqrt{\epsilon_r}$, dans le cas d'un matériau diélectrique de permittivité relative ϵ_r).

II.2 SIMULATION DE L'ESPACE LIBRE

Les couches absorbantes utilisées dans le code F.D.T.D. sont les Perfectly Matched Layers (P.M.L.) développées par J.P. Berenger [II. 7]. Elles traitent séparément les composantes de champ électrique et magnétique dans la région absorbante, avec la possibilité d'imposer des pertes différentes sur chaque composante. Ces développements ont permis de créer un milieu non physique dont le coefficient de réflexion est indépendant de l'angle d'incidence et de la fréquence de l'onde à absorber : ainsi, la distance entre les couches absorbantes et la structure à étudier peut être faible (2 mailles).

Dans le code différences finies utilisé, les caractéristiques des couches P.M.L. (σ_e et σ_m) sont calculées en fonction des paramètres suivants :

- la précision qui fixe l'épaisseur des couches,
- le coefficient de réflexion sous incidence normale,
- la position des couches par rapport à la zone définie par les structures métalliques, diélectriques et leur excitation, et éventuellement la surface fictive servant par exemple au calcul du diagramme de rayonnement.

III. MILIEUX BIOLOGIQUES ET TISSUS VIVANTS

Les milieux biologiques, essentiellement constitués d'eau, sont considérés comme des matériaux diélectriques dispersifs (caractérisés par une permittivité relative réelle ϵ), et conducteurs (c'est à dire caractérisés par une conductivité électrique σ). Ces matériaux sont dits dissipatifs.

III.1 MILIEUX DISSIPATIFS

L'application d'un champ sur des tissus biologiques va donner naissance à des champs internes locaux. Ces derniers provoquent l'excitation de molécules et donc l'échauffement des tissus soumis à ce champ. En effet, les tissus biologiques sont des milieux à pertes conductrices et diélectriques caractérisés alors par une conductivité σ finie et une permittivité ϵ . Dans les deux cas, les milieux sont dissipatifs. Une partie de l'énergie transmise dans les différents milieux est absorbée et transformée en énergie thermique.

III.2 MILIEUX DISPERSIFS

Les milieux biologiques sont considérés comme des milieux diélectriques. Ces matériaux sont des substances où les électrons sont si fortement liés à leur(s) atome(s) qu'ils ne peuvent être responsables d'un courant électrique. Cependant, le fait que les charges ne soient pas libres ne signifie nullement qu'elles sont liées de façon absolument rigide. En particulier, l'application d'un champ électrique va se traduire par différents phénomènes microscopiques **[II. 6]** selon la fréquence de l'onde. Ainsi, le comportement électromagnétique du milieu en présence d'une onde va être dépendant de la fréquence. C'est pour ces raisons qu'un milieu dispersif va présenter des caractéristiques électriques dépendantes de la fréquence $\bar{\epsilon}(f)$, $\bar{\sigma}(f)$ (la permittivité étant représentée de façon complexe : $\bar{\epsilon} = \epsilon_0(\epsilon' - j\epsilon'')$).

Revenons aux relations constitutives de la matière :

$$\vec{D} = \bar{\epsilon} \times \vec{E} \quad (\text{II. 2})$$

$$\vec{B} = \bar{\mu} \times \vec{H} \quad (\text{II. 3})$$

$$\vec{J} = \bar{\sigma} \times \vec{E} \quad (\text{II. 4})$$

Si les milieux sont non dispersifs, les trois relations **(II.2)** à **(II.4)** sont valables aussi bien dans le domaine fréquentiel que temporel. En effet, si $\bar{\epsilon}$ ne dépend pas de la fréquence, alors :

$$\vec{D}(f) = \bar{\epsilon} \times \vec{E}(f) \quad (\text{II. 5})$$

dont on prend la transformée de Fourier :

$$\vec{D}(t) = \bar{\epsilon} \times \vec{E}(t) \quad (\text{II. 6})$$

où $\bar{\epsilon}$ est une constante.

On montre ainsi que les trois relations **(II.2)** à **(II.4)** se conservent dans le domaine temporel.

Par contre, si le milieu présente un caractère dispersif, on a toujours :

$$\vec{D}(f) = \bar{\epsilon}(f) \times \vec{E}(f) \quad (\text{II. 7})$$

qui par transformée de Fourier devient :

$$\vec{D}(t) = \vec{\epsilon}(t) * \vec{E}(t) \quad (\text{II. 8})$$

Il apparaît alors un produit de convolution, issu de la transformée de Fourier d'un produit. Dans un milieu dispersif, les relations constitutives de la matière écrites sous la forme d'un produit, sont valables uniquement dans le domaine fréquentiel. Dans le domaine temporel, le produit simple devient un produit de convolution.

La dispersion $\bar{\epsilon}(f)$ peut être représentée par des modèles mathématiques, comme le modèle de Debye [II. 6] [II. 8] ou encore celui de Lorentz [II. 6] [II. 9], ou Cole-Cole. Ces formules théoriques, déduites de l'analyse des phénomènes physiques (polarisation par orientation, ionique ou électronique) et facilement adaptables aux différences finies [II. 6] sont valables sur une large bande de fréquence.

Le modèle de Debye par exemple, définit la permittivité relative de la manière suivante :

$$\bar{\epsilon}_r(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (\text{II. 9})$$

où ϵ_s , ϵ_∞ et τ sont les paramètres du modèle.

Pour des études à une fréquence donnée, il nous suffit de considérer les valeurs ϵ_{eq} et σ_{eq} . Des valeurs ont été publiées dans la littérature pour chaque tissu du corps humain à des fréquences fixes, et actuellement les travaux de C. Gabriel [II. 10] fournissent des valeurs de référence. (Annexes 7 et 8).

Des mesures ont été effectuées par L. Laval [II. 4] et ont permis de caractériser plusieurs solutions biologiques. Les valeurs utilisées au cours des différentes études sont présentées Annexe 7.

III.3 MODELES NUMERIQUES *IN VIVO*

Afin d'évaluer précisément le DAS induit dans la tête et le corps d'animaux exposés aux ondes RF pendant les expérimentations biologiques, des modèles numériques réalistes ont été développés dans différents laboratoires. C'est pourquoi, nous trouvons actuellement

dans la littérature plusieurs modèles réalistes de rats (ou de souris) dont voici quelques exemples :

- Modèle développé par la Brooks Air Force Base Laboratories, Brooks AFB, TX. Ce modèle, qui représente un corps entier de 330 g et comprend 36 tissus, est actuellement le modèle de référence dans de nombreuses recherches. (On peut le trouver droit ou courbé à 750 microns).[II. 11]. Sa résolution initiale est $0.39 \times 0.39 \times 3$ mm.
- Modèle développé par FT R&D comprenant 7 tissus (issu du projet COMOBIO [II. 12]). Le rat utilisé pour créer ce modèle numérique est un rat de 250 g, discrétisé à 1mm.
- Modèle utilisé par C.K. Chou [II. 13].
- Modèle développé par N. Kuster [II. 14]
- Modèle de tête développé par FT R&D et l'ENST Paris.

Ces différents modèles ont été présentés et comparés dans les travaux de thèse de J. Luc [II. 5]. Le Tableau II. 1 résume les différences entre les principales caractéristiques des modèles de rat exposés ci-dessus.

	Poids (gramme)	Résolution (initiale)	Nombre de tissus
Modèle 1 (Brooks)	330	$0.39 \times 0.39 \times 3$ mm	36
Modèle 2 (COMOBIO)	250	$1 \times 1 \times 1$ mm	7
Modèle 3 (CK. Chou)	527	$0.8 \times 0.8 \times 2$ mm	33
Modèle 4 (N. Kuster)	250-300	$1 \times 1 \times 1.5$ mm	13

Tableau II. 1: Caractéristiques de modèles de rat numériques [II. 5].

Les modèles de Brooks et de C.K. Chou prennent en compte l'hétérogénéité de la tête. Au niveau de la tête, ces modèles présentent des tissus ayant des valeurs de permittivité similaires. Seule la permittivité au niveau du cerveau est différente: dans le modèle de Brooks, la permittivité du cerveau est égale à celle de la matière grise alors que dans le modèle de CK. Chou, cette même permittivité qui correspond à une valeur moyenne entre la matière grise et la matière blanche est inférieure de 15 % environ.

Le modèle COMOBIO est un modèle simplifié où seul le cerveau, la moelle épinière, le crâne et la peau sont numérisés. Le reste de la tête est assimilé à un tissu équivalent.

Pour la suite des études, seuls les modèles de Brooks et COMOBIO seront utilisés. Le Tableau II. 2 reprend le pourcentage de chaque tissu présent dans la tête pour ces deux modèles.

	Modèle COMOBIO	Modèle Brooks
Nombre de pixels dans la tête (résolution de 1.5 mm)	18 743	13 929
% cerveau	3 %	4 %
% peau	16.4 %	13.9 %
% os	2.9 %	10.7 %
% muscle	-	55.5 %
% cartilage	-	1.8 %
% moelle épinière	0.23 %	0.44 %
% milieu équivalent	77.2 %	-
% graisse	-	3.1 %
% liquide céphalo-rachidien	-	1.2 %
% glandes	-	2.8 %
% muqueuse	-	2.3 %
% air (sinus, cavité oculaire)	-	1.5 %
% autres tissus	0.27 %	4.2 %

Tableau II. 2: Répartition volumique des tissus présents dans la tête pour le modèle COMOBIO et le modèle Brooks

Une étude [II. 5] a permis de valider un milieu équivalent pour le reste de la tête du modèle COMOBIO à 900 MHz : $\epsilon_r=52.1$, $\sigma=0.89$ S/m. Les paramètres équivalents ont été calculés à 1800, 1960 et 2450 MHz de la même manière et sont donnés en Annexe 7.

IV. CALCUL DU DAS

Les études dosimétriques menées en collaboration avec des biologistes ont pour but de déterminer les niveaux de puissance absorbée dans les milieux biologiques et les tissus vivants. La formule du calcul DAS est la suivante :

$$DAS(i, j, k) = \frac{1}{2} \frac{\sigma}{\rho} |E(i, j, k)|^2 \quad (\text{II. 10})$$

où σ représente la conductivité en S/m et ρ la densité en kg/m^3 .

IV.1 EVALUATION AU CENTRE DE LA MAILLE

Le noyau du code F.D.T.D. utilisé, fournit toutes les composantes du champ électrique calculées au centre de chaque arête de la maille, à tous les instants. Suite aux travaux de recherche de L. Laval [II. 4], le calcul du DAS dans le code FDTD a été défini au milieu d'une maille élémentaire: $\text{DAS}(i, j, k)$. Le calcul du module du champ électrique, ne s'effectue plus au nœud mais au centre de chaque maille. Ainsi, les douze composantes de champ adjacentes sont ramenées au centre de la maille (Figure II. 3). Le champ E évalué maintenant à l'intérieur du milieu permet un calcul symétrique et beaucoup plus rigoureux au niveau de l'interface. Ce calcul est réalisé en fréquentiel.

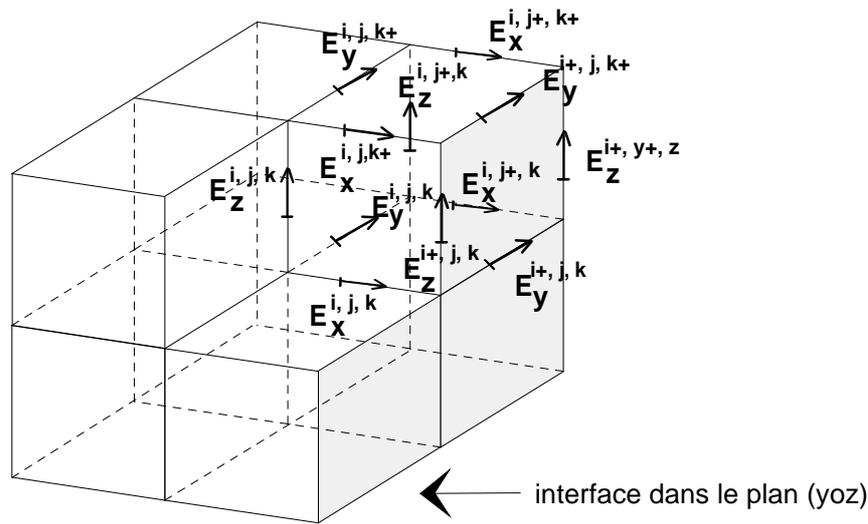


Figure II. 3: Calcul du DAS au centre de la maille, en $M(i,j,k)$

Dans ces conditions, le module de E au centre de la maille s'écrit :

$$\begin{aligned} \bar{E}(i, j, k)^2 = & \left(\frac{E_x(i, j, k) + E_x(i, j, k+1) + E_x(i, j+1, k+1) + E_x(i, j+1, k)}{4} \right)^2 \\ & + \left(\frac{E_y(i, j, k) + E_y(i+1, j, k) + E_y(i+1, j, k+1) + E_y(i, j, k+1)}{4} \right)^2 \\ & + \left(\frac{E_z(i, j, k) + E_z(i+1, j, k) + E_z(i+1, j+1, k) + E_z(i, j+1, k)}{4} \right)^2 \end{aligned}$$

IV.2 INFLUENCE DE LA DISCRETISATION

Précédemment [II. 6], il a été montré que le choix d'une discrétisation en $\lambda/20$, n'engendrant pas un volume de calcul trop important, nous permet de prendre en compte lors du calcul FDTD les phénomènes de champ proche.

D'autre part, des études de dosimétrie numérique [II. 4] [II. 6] ont souligné qu'aux interfaces diélectriques, des valeurs pics de DAS (appelées points chauds) sont présentes. L'incertitude de la réalité physique de ces valeurs a conduit à regarder l'influence de la discrétisation F.D.T.D. sur ces points chauds [II. 5].

En conclusion, dans le cas où la maille dans laquelle est effectué le calcul du DAS voit deux interfaces au maximum, l'erreur numérique sur le DAS à l'interface diélectrique sera faible. La majoration lorsque le maillage est moins fin est de l'ordre de 5 % au maximum.

Mais, dans le cas où le nombre d'interfaces diélectriques vu par la maille où est calculé le DAS est plus important, l'erreur numérique augmente. Dans le cas de structure plus complexe, comme une tête ou un rat (qui nous intéresseront par la suite), les contours non rectilignes de ces modèles vont générer une représentation F.D.T.D. en marche d'escalier qui va avoir pour effet d'augmenter le nombre de mailles qui présenteront plusieurs interfaces diélectriques. Ainsi, nous aurons la présence de plusieurs 'points chauds' aux différentes interfaces entre les tissus et sur le contour. Cependant, le calcul de la moyenne du DAS sur 1 ou 10 grammes de tissus ou encore sur un tissu complet va permettre l'atténuation de ces erreurs.

Dans l'étude de boîtes de Pétri, où la modélisation des interfaces cylindriques se fait en cartésien, il est également important de prendre en compte la discrétisation du modèle et du milieu biologique.

Nous avons fait varier le maillage afin d'observer l'influence que pouvait avoir le pas de discrétisation sur les niveaux de DAS. Dans les trois directions les pas de discrétisation suivants ont été considérés:

- $\Delta = 1 \text{ mm}$
- $\Delta = 0,5 \text{ mm}$
- $\Delta = 0,25 \text{ mm}$

Ces trois maillages vérifient une discrétisation correcte de la longueur d'onde guidée λ_g dans le diélectrique de permittivité 71 à 1800 MHz et 900 MHz, mais insuffisante à 2,45 GHz ($\lambda_g/14$ à 2,45 GHz, $\lambda_g/20$ à 1.8 GHz, et $\lambda_g/40$ à 900 MHz).

Pour ces travaux de recherche, les études *in vitro* réalisées concernent les fréquences DCS 1800 MHz et Wifi 2,45 GHz. Pour des résultats à des fréquences ponctuelles, nous nous intéresserons uniquement à ces deux fréquences. Par contre, des études sur une large bande de fréquence, sans tenir compte des phénomènes de dispersion, permettront de comprendre certains phénomènes.

Pour chacun des incréments spatiaux, nous nous sommes intéressés à une analyse dosimétrique à 1800 MHz et 2,45 GHz, pour un volume de solution $V=3$ ml.

Le Tableau II. 3 présente donc la distribution de DAS, ainsi que sa valeur moyenne, son écart-type, son minimum et son maximum, pour deux fréquences à des discrétisations différentes. L'exposition se fait en onde plane en illumination par le dessus de la boîte de Pétri pour 1 W/m^2 incident. Afin de modéliser correctement le milieu biologique dans la boîte de Pétri avec une discrétisation de 1 mm, nous avons choisi un volume de solution de 3 ml, de hauteur 3 mm dans une boîte de Pétri de diamètre 36 mm. On obtient ainsi 3 mailles de solution biologique. La Figure II. 4 donne les dimensions de la boîte de Pétri modélisée.

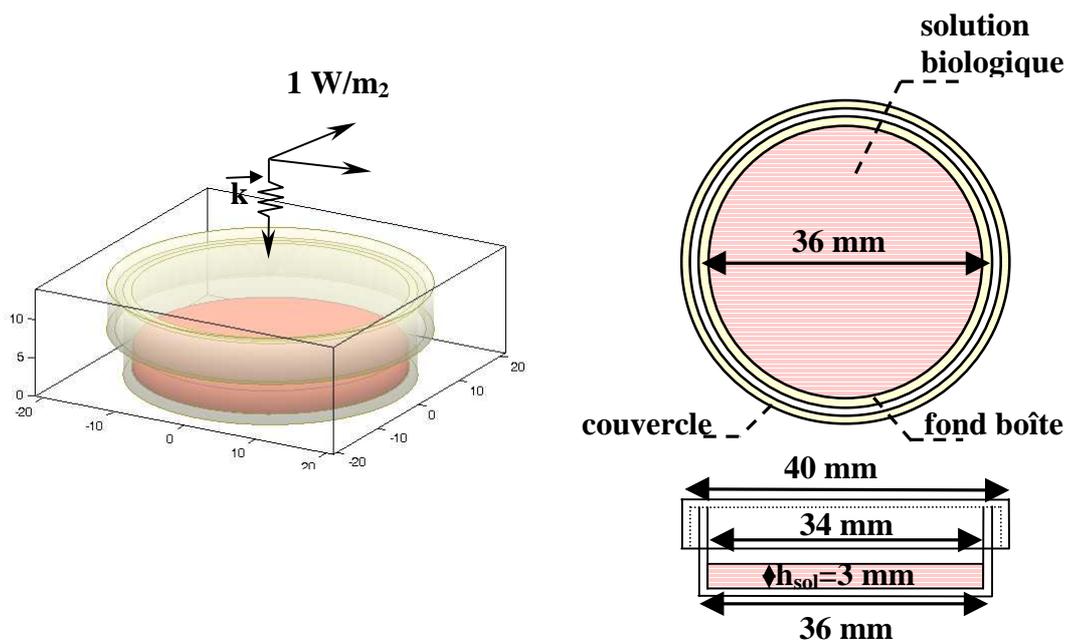


Figure II. 4: Modélisation de la boîte de Pétri contenant 3 ml de solution.

Fréquence (MHz)	1800 MHz				2450 MHz			
Discrétisation	<i>DAS moyen</i>	<i>std</i>	<i>min</i>	<i>Max</i>	<i>DAS moyen</i>	<i>std</i>	<i>min</i>	<i>Max</i>
<i>1 mm</i> DAS [W/kg/(W/m ²)]								
	0,064	0.030	0.009	0.134	0,206	0.107	0.023	0.573
<i>500 microns</i> DAS [W/kg/(W/m ²)]								
	0,061	0.030	0.008	0.167	0,189	0.108	0.015	0.556
<i>250 microns</i> DAS [W/kg/(W/m ²)]								
	0,061	0.029	0.006	0.166	0,176	0.105	0.011	0.502

Tableau II. 3: DAS en fonction de la discrétisation d'une boîte de Pétri contenant 3 ml de solution à 1800 MHz et 2,45 GHz.

A 1800 MHz, nous constatons que le DAS moyen et la distribution de DAS dans la boîte de Pétri sont quasiment identiques quelque soit la discrétisation. Cependant, le DAS Max est plus élevé (de 24%) pour les discrétisations à 500 et 250 microns. Les valeurs maximum du DAS au centre de la boîte sont donc mieux prises en compte avec les discrétisations à 500 et 250 microns.

A 2,45 GHz, la distribution de DAS est quasiment identique dans les trois configurations, mais le DAS moyen, l'écart-type, le minimum et le maximum varient en fonction des discrétisations. Il est normal que la discrétisation à 1 mm ne soit pas représentative à 2,45 GHz, puisque la discrétisation spatiale est en $\lambda_g/14$. Pour $\Delta=500 \mu\text{m}$, la discrétisation spatiale est suffisante pour donner des résultats corrects, bien que $\Delta=250 \mu\text{m}$ permette d'obtenir des résultats encore plus précis.

La discrétisation à 500 microns apparaît indispensable à 1800 MHz et 2,45 GHz pour modéliser correctement les structures à étudier, en offrant un bon compromis entre le volume de calcul engendré par la discrétisation spatiale, et la précision des résultats. Cependant, pour plus de précisions à 2,45 GHz, il peut être intéressant de modéliser les boîtes de Pétri à 250 microns.

La Figure II. 5 présente l'évolution du DAS moyen dans une boîte de Pétri, en fonction de la fréquence pour les trois discrétisations étudiées. La dispersion n'a pas été prise en compte dans cette étude, l'allure des courbes suffisant à comprendre la tendance sur la bande de fréquence [0.5-10] GHz. Les caractéristiques diélectriques de la solution sont celles mesurées à 1800 MHz : $\epsilon_r=71$ et $\sigma=2,5 \text{ S/m}$.

La discrétisation spatiale à 1mm n'est évidemment pas adaptée aux hautes fréquences (supérieures à 2 GHz), mais c'est ici l'allure globale de l'évolution en fréquence qui nous intéresse.

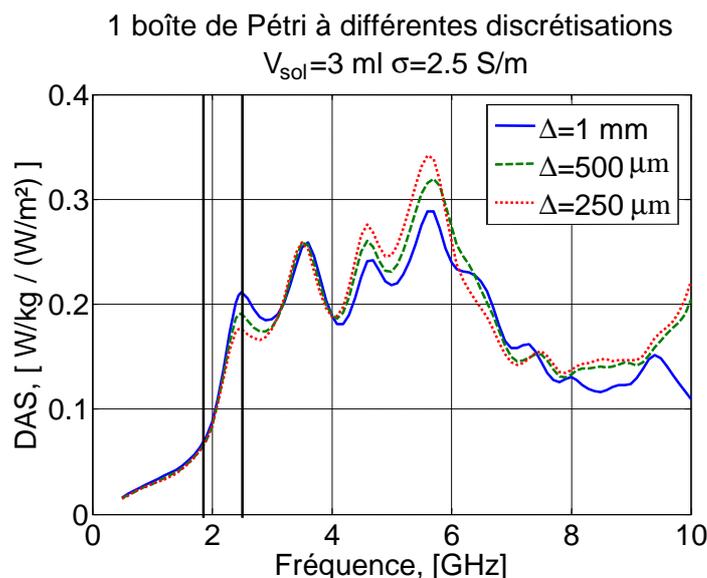


Figure II. 5: Influence de la discrétisation d'une boîte de Pétri contenant 3 ml de solution, sur une large bande de fréquence [0.5-10] GHz ($\Delta f=100 \text{ MHz}$).

On retrouve les résultats précédents à 1800 MHz et 2,45 GHz, où la discrétisation influe peu sur les fréquences inférieures à 2 GHz, et où l'importance de bien discrétiser ces modèles apparaît pour des fréquences supérieures : le couplage augmente avec la fréquence. Le milieu à pertes entraîne des pics de résonance peu marqués.

La Figure II. 6 présente également l'évolution du DAS moyen dans une boîte de Pétri en fonction de la fréquence, mais pour deux discrétisations ($\Delta=500 \mu\text{m}$ et $\Delta=250 \mu\text{m}$) et pour trois volumes de solution dans la boîte de Pétri : $V=3 \text{ ml}$, $V=2 \text{ ml}$ et $V=1,5 \text{ ml}$. Les caractéristiques diélectriques de la solution sont également celles mesurées à 1800 MHz : $\epsilon_r=71$ et $\sigma=2,5 \text{ S/m}$.

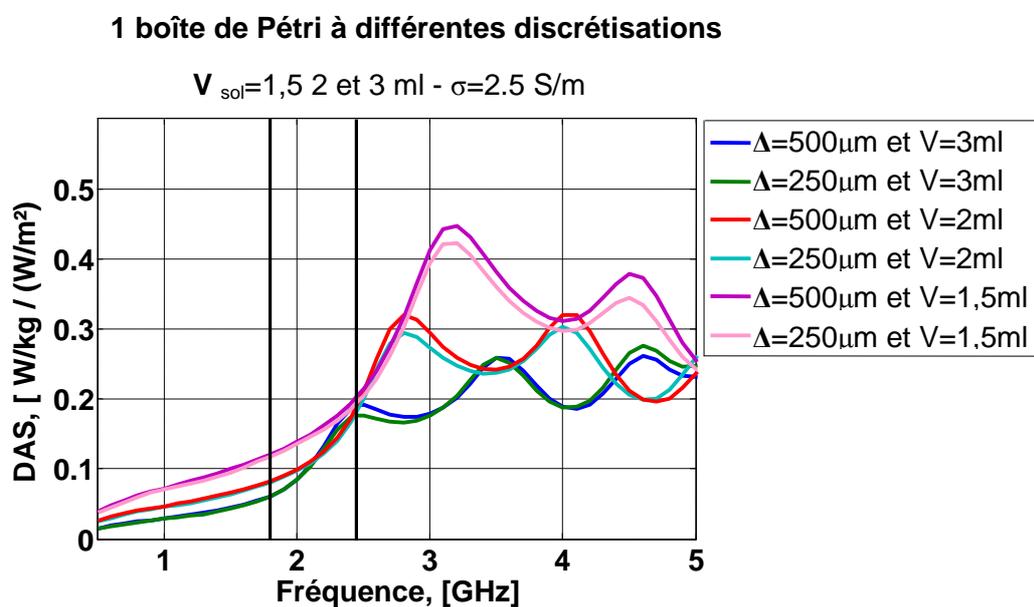


Figure II. 6: Influence de la discrétisation d'une boîte de Pétri sur une large bande de fréquence [0.5 5] GHz, pour des volumes de solution différents ($\Delta f=100 \text{ MHz}$).

Les courbes pour les volumes de solution à 2 ml et 1,5 ml montrent la même tendance que celles pour le volume de solution à 3 ml, mais le 'pic de résonance' est décalé vers des fréquences plus hautes. En effet, les discrétisations donnent des valeurs de DAS moyen quasiment identiques jusqu'à 2,2 GHz pour $V=3 \text{ ml}$, jusqu'à 2,5 GHz pour $V=2 \text{ ml}$, jusqu'à 2,8 GHz pour $V=1,5 \text{ ml}$.

Pour l'étude de systèmes d'exposition *in vitro* à 1800 MHz et à 2,45 GHz, les biologistes illuminant des boîtes de Pétri contenant 1,5 ml de solution, une discrétisation à 500 microns nous apportera une précision correcte.

IV.3 INFLUENCE DE LA POLARISATION DE L'ONDE SUR DEUX BOITES DE PETRI

Par la suite, nous allons modéliser un système d'exposition *in vitro* exposé par une antenne cornet, en champ lointain. L'étude en onde plane de ce système s'avère nécessaire pour comprendre les phénomènes en jeux.

L'étude de la boîte de Pétri illuminée par une onde plane est une étape indispensable à la compréhension des phénomènes électromagnétiques en présence.

L'illumination en onde plane des deux boîtes de Pétri est réalisée à 2,45 GHz ($\epsilon_r=71$ et $\sigma=2,85$ S/m), avec une discrétisation spatiale $\Delta=500$ microns, et un volume de solution biologique $V=1,5$ ml. Les deux boîtes sont distantes de six centimètres (Figure II. 7). La puissance incidente est normalisée pour 1 W/m² incident. L'exposition se fait par le dessus, avec une polarisation E (champ E parallèle à la plus grande dimension du système étudié) puis H.

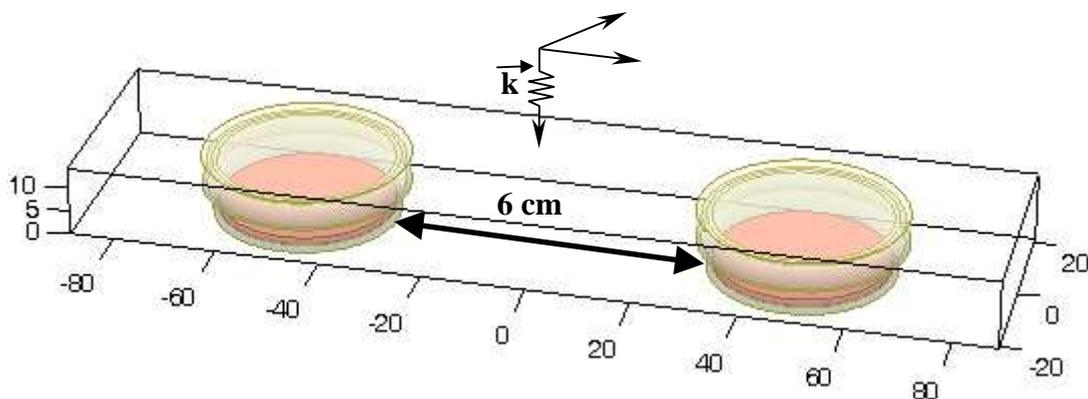


Figure II. 7: Modélisation de deux boîtes de Pétri, V=1.5 ml de solution.

Cette configuration est étudiée afin de comprendre l'importance de la polarisation de l'onde dans la modélisation des systèmes *in vitro* avec exposition de cellules biologiques dans des boîtes de Pétri, par exemple. Le Tableau II. 4 présente la distribution et les valeurs de DAS dans les boîtes de Pétri exposées à 2,45 GHz, aux polarisations E et H.

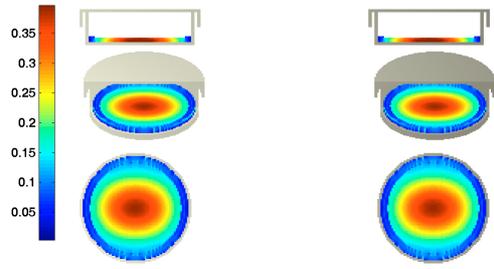
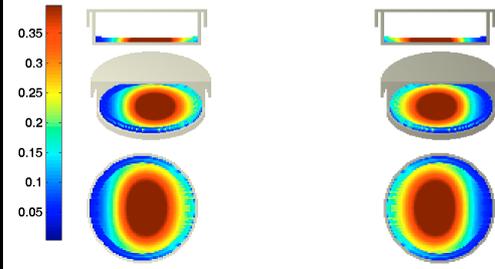
Polarisation de l'onde incidente	E				H			
	<i>DAS moyen</i>	<i>std</i>	<i>min</i>	<i>Max</i>	<i>DAS moyen</i>	<i>std</i>	<i>min</i>	<i>Max</i>
DAS (W/kg par W/m ² inc)								
	0,188	0.104	0.021	0.424	0,245	0.148	0.015	0.572

Tableau II. 4: Distribution et valeurs de DAS de 2 boîtes de Pétri illuminées par onde plane à 2,45 GHz, en polarisation E et H.

La différence entre les distributions de DAS en polarisation E et H montre bien l'interaction de deux boîtes de Pétri entre elles en fonction de la polarisation de l'onde, le DAS ayant tendance à s'orienter dans la même direction que le champ E.

Le DAS moyen dans la configuration 'polarisation H' est 1,3 fois plus élevé que le DAS moyen dans la configuration 'polarisation E'.

Ce résultat confirme l'importance de bien définir la polarisation de l'onde incidente lors de la modélisation d'un système d'exposition, afin d'obtenir des valeurs de DAS correctes et précises.

La configuration étudiée précédemment montre également une forte interaction entre les deux boîtes de Pétri. Il est également important d'étudier l'influence de la position des boîtes de Pétri lors d'une exposition type onde plane.

IV.4 INFLUENCE DE LA POSITION DES BOITES DE PETRI

Comme précédemment, l'illumination en onde plane des deux boîtes de Pétri est réalisée à 2,45 GHz ($\epsilon_r=71$ et $\sigma=2,85$ S/m), avec une discrétisation spatiale $\Delta=500$ μm , et un volume de solution biologique $V=1,5$ ml. La puissance incidente est normalisée pour 1 W/m^2 incident. L'exposition se fait par le dessus, avec une polarisation E (champ E parallèle à la plus grande dimension du système étudié) puis H.

Cette fois-ci, on fait varier la distance entre ces deux boîtes de Pétri, de 0,5 à 10 cm (tous les 5 mm).

Cette étude est menée dans le but d'analyser, comprendre et quantifier les phénomènes d'interactions entre les deux boîtes de Pétri illuminées par une onde plane, selon les deux polarisations E et H.

La Figure II. 8 présente les deux courbes donnant le DAS moyen dans les boîtes de Pétri pour les deux polarisations E et H. Ces deux courbes sont comparées à une boîte de Pétri seule illuminée dans les mêmes conditions.

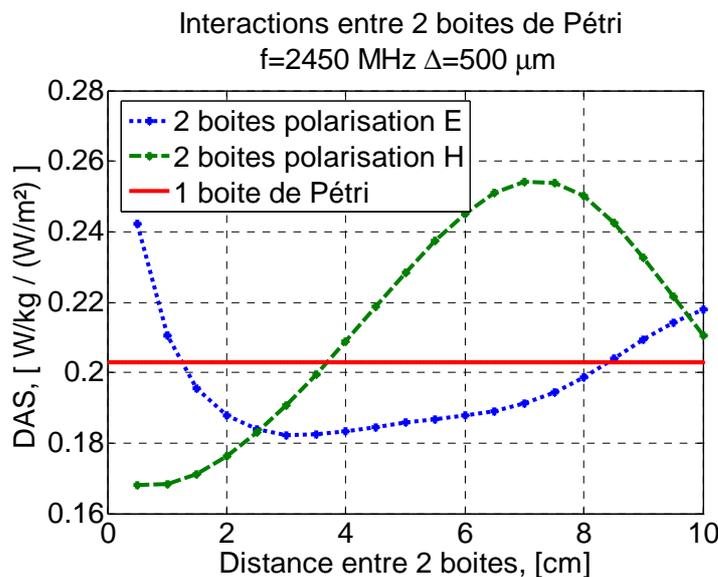


Figure II. 8: DAS moyen dans deux boîtes de Pétri, en fonction de la distance qui les sépare, et de la polarisation E ou H de l'onde incidente

L'interaction entre les deux boîtes de Pétri montre bien l'importance de la position des boîtes entre elles, puisque le DAS moyen dans la boîte augmente d'environ 50 % si les

boîtes sont distantes de 1 ou 7 cm. De plus, le DAS moyen peut augmenter ou diminuer d'environ 25 % par rapport à une boîte seule exposée dans les mêmes conditions.

Ce graphique montre l'importance de bien maîtriser les paramètres d'exposition, et évidemment l'emplacement des boîtes de Pétri ou supports biologiques à étudier dans les systèmes d'exposition.

Le modèle utilisé pour les simulations numériques a également une grande importance dans le calcul des valeurs de DAS, et dans la distribution du DAS dans les milieux ou tissus vivants.

IV.5 INFLUENCE DU MODELE NUMERIQUE : QUANTITE DE SOLUTION DANS LA BOITE DE PETRI

On expose par onde plane à 1800 MHz et 2,45 GHz une boîte de Pétri discrétisée à 250 microns. L'exposition est réalisée pour trois volumes de solution différents : $V=3$ ml, $V=2$ ml, $V=1,5$ ml. La boîte de Pétri a un diamètre de 36 mm, ce qui correspond respectivement à des hauteurs de solution dans la boîte de 3 mm, 2 mm, 1,5 mm.

Le Tableau II. 5 donne le niveau de DAS moyen et l'homogénéité associée dans les trois cas, pour les deux fréquences étudiées.

Fréquence (MHz)	1800				2450			
	<i>DAS moyen</i>	<i>std</i>	<i>min</i>	<i>Max</i>	<i>DAS moyen</i>	<i>std</i>	<i>min</i>	<i>Max</i>
Volume de solution dans la boîte de Pétri (mL) $V=3\text{ ml}$ DAS (W/kg par W/m^2 inc)								
	0,061	0.029	0.006	0.166	0,176	0.105	0.011	0.502
$V=2\text{ ml}$ DAS (W/kg par W/m^2 inc)								
	0,081	0.036	0.007	0.151	0,194	0.087	0.013	0.448
$V=1,5\text{ ml}$ DAS (W/kg par W/m^2 inc)								
	0,105	0.043	0.008	0.227	0,194	0.110	0.013	0.447

Tableau II. 5: Distribution et valeurs de DAS d'une boîte de Pétri exposée en onde plane à 1800 MHz et 2,45 GHz, pour 3 volumes de solution différents.

Les niveaux de DAS augmentent lorsque la hauteur de solution diminue pour les deux fréquences. Par contre, les interactions dans le milieu biologique et les phénomènes de résonance apparaissent lorsque le volume de solution augmente, et l'inhomogénéité augmente avec la hauteur de solution. Ce phénomène est encore plus marqué à 2,45 GHz.

La Figure II. 9 présente l'évolution du DAS moyen dans une boîte de Pétri en fonction de la fréquence, mais pour trois volumes de solution ($V=3$ ml, $V=2$ ml et $V=1,5$ ml). La discrétisation est 250 microns. Les caractéristiques diélectriques de la solution sont celles mesurées à 1800 MHz : $\epsilon_r=71$ et $\sigma=2,5$ S/m.

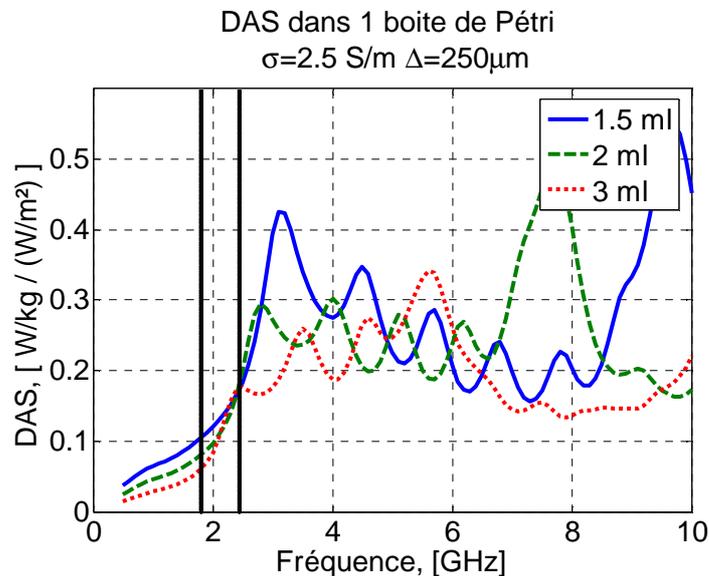


Figure II. 9: Influence du volume de solution dans une boîte de Pétri exposée en onde plane sur une large bande de fréquence [0.5-10] GHz ($\Delta f=100$ MHz).

Ces courbes montrent que pour des fréquences supérieures à 2,5 GHz, les niveaux de DAS et les pics de résonance dans la solution diélectrique sont largement dépendants du volume de solution dans la boîte de Pétri.

Ces résultats mettent en avant l'importance de la modélisation du milieu biologique à étudier pour aboutir à une étude dosimétrique la plus précise possible.

Le problème de la modélisation se retrouve également dans les études *in vivo*, lorsqu'il s'agit de modéliser des animaux.

IV.6 ETUDE EN FREQUENCE

Nous avons vu précédemment que la discrétisation, la modélisation, la polarisation de l'onde incidente, la quantité de solution (ou la taille de l'animal exposé) sont autant de

paramètres à prendre en compte et à maîtriser pour obtenir de niveaux de DAS les plus précis possible.

Si beaucoup de systèmes d'exposition ne fonctionnent que pour une fréquence ponctuelle, avec les avancées technologiques de la téléphonie mobile et des systèmes de communication sans fil, quelques systèmes ont été mis en place pour des études sur une large bande de fréquence. De plus il est intéressant d'observer les modèles *in vitro* ou *in vivo* sur une large bande de fréquence afin de mieux analyser et comprendre les phénomènes électromagnétiques.

Pour les études sur une large bande de fréquence, le phénomène de dispersion présenté au III.2 devient donc intéressant à prendre en compte. Jusqu'à présent, les études en fréquence ont été réalisées avec des paramètres diélectriques fixes.

La Figure II. 10 présente le DAS moyen sur une large bande de fréquence [0,5-10] GHz, d'une boîte de Pétri contenant 1,5 ml de solution biologique, discrétisée à 250 microns, illuminée par une onde plane (par dessus), pour trois paramètres diélectriques différents.

Les paramètres pour une fréquence à 900 MHz correspondent à $\sigma=1,8$ S/m.

Les paramètres pour une fréquence à 1800 MHz correspondent à $\sigma=2,5$ S/m.

Les paramètres pour une fréquence à 2,45 GHz correspondent à $\sigma=2,85$ S/m.

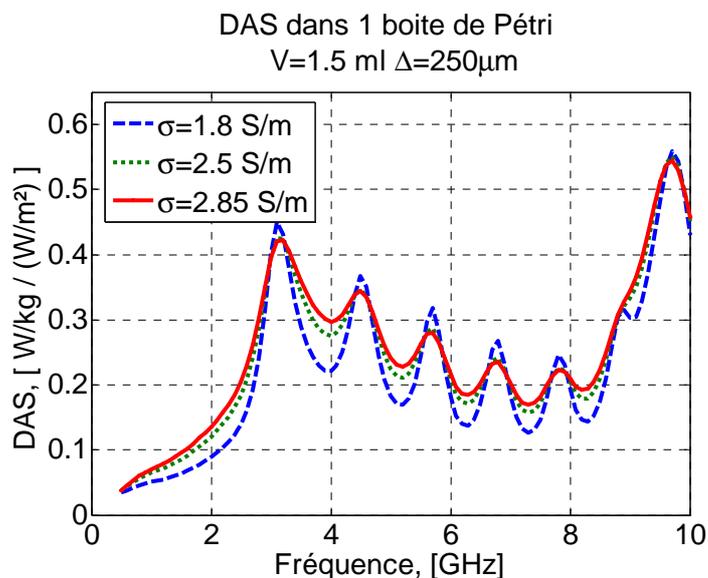


Figure II. 10 : Influence des caractéristiques diélectriques pour une boîte de Pétri illuminée par une onde plane sur une large bande de fréquence [0.5-10] GHz

Pour limiter l'incertitude du calcul de DAS et se rapprocher le plus possible d'une valeur de DAS acceptable, il serait intéressant d'introduire le phénomène de dispersion $\varepsilon(\omega)$ dans le code FDTD. Mais pour l'instant l'analyse du comportement en fréquence associé à des études dosimétriques à des fréquences ponctuelles est suffisant.

IV.7 LIMITATIONS

Bien que le DAS ait été accepté à travers le monde comme étant l'unité dosimétrique et la base pour définir les normes de sécurité nationales et internationales, ce paramètre présente certaines limites dans son application.

En effet, évaluer le DAS afin de quantifier et de caractériser l'interaction de l'onde avec les systèmes biologiques semble être restrictif puisque le champ H induit dans les tissus n'est, à aucun moment, impliqué (explicitement).

Par ailleurs, le calcul du DAS tel qu'il est réalisé dans le code F.D.T.D. ne suffit pas à prendre en compte les phénomènes thermodynamiques se produisant à l'intérieur du milieu. Il est donc difficile de connaître à partir du DAS l'échauffement thermique significatif de cette absorption d'énergie dans la matière. Cette donnée est importante pour vérifier l'absence d'effets thermiques dans le milieu exposé. Un dépassement du seuil thermique viendrait fausser l'interprétation des éventuels effets spécifiques. L'analyse et la compréhension de ces phénomènes font actuellement l'objet de travaux de recherches au sein d'Xlim [II. 15].

Enfin, il est impossible de donner une valeur de DAS unique pour définir le niveau de DAS absorbé dans les milieux biologiques et les tissus vivant. Beaucoup de paramètres sont à prendre en compte dans les simulations numériques pour calculer un niveau de DAS moyen et une marge d'erreur la plus petite possible. L'incertitude du calcul de DAS reste un réel problème actuellement.

IV.7.a DAS: une donnée incomplète

Jusqu'à présent, le DAS en relation directe avec l'absorption du champ E dans les tissus, a été choisi comme paramètre de référence pour caractériser l'interaction de l'onde électromagnétique avec les tissus biologiques. Malgré cet accord universel, on ne peut s'empêcher de soulever la limite de la détermination seule du DAS.

En effet, si un quelconque effet au niveau des cellules et tissus biologiques était basé sur une interaction avec le champ magnétique, le concept du DAS serait insuffisant pour analyser le phénomène de couplage [II. 16]. En effet, les tissus humains contenant de la magnétite (oxyde de fer naturel aimanté), l'estimation dosimétrique devrait impliquer aussi bien le champ magnétique interne que le champ électrique. Mais, étant donné que la quantité de magnétite dans les tissus est faible, le champ magnétique induit dans les tissus devrait être peu important et difficile à mesurer.

IV.7.b Effets thermiques et aspect multi-physique

Le DAS défini comme étant la quantité de puissance absorbée par unité de masse, peut s'exprimer aussi sous la forme :

$$DAS = C \cdot \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad \text{(II. 11)}$$

où C est la capacité calorifique du milieu ($J.K^{-1}.kg^{-1}$).

Cette expression est valable uniquement pour un temps d'exposition très court, c'est à dire en l'absence d'effets de diffusion dans le milieu biologique.

La température est régie par plusieurs phénomènes, notamment la conduction et la convection. Aussi la diffusion et le transport des masses de chaleur doivent être pris en compte. Contrairement à la conduction, la convection s'accompagne d'un mouvement de matière.

Deux phénomènes thermodynamiques, significatifs d'une perte de chaleur, existent :

- le rayonnement infrarouge existant grâce à l'absorption de l'énergie thermique,
- l'évaporation significative d'un changement d'état grâce à un apport de chaleur.

Les phénomènes thermodynamiques se produisant dans le milieu sous test durant l'expérimentation, sont pris en compte, via un algorithme basée sur les différences finies permettant la détermination de la température [II. 17]. L'objectif final étant de créer un modèle numérique couplant thermique et électromagnétisme.

Les résultats dosimétriques sont donc complétés par une analyse thermique et des cartographies de température, pour des durées d'exposition différentes. L'évolution temporelle de l'échauffement peut être connue pour diverses durées et puissances de chauffage électromagnétique, permettant ainsi, aux biologistes, de contrôler l'absence d'effets thermiques.

Le transfert de chaleur par rayonnement n'est pas considéré puisque les niveaux d'échauffement restent insuffisants pour que le milieu puisse rayonner.

Enfin, le phénomène d'évaporation n'est pas intégré dans le code car il peut être limité en expérimentation en plaçant un couvercle sur le support biologique.

IV.7.c La microdosimétrie ou aspect multi-échelle

Dans le cas de l'étude des milieux biologiques, on est amené à modéliser des structures arbitraires présentant des géométries complexes, et l'étude de certains mécanismes d'interaction nécessite une résolution plus fine aux endroits critiques.

Afin d'améliorer la qualité et la précision des études dosimétriques, une technique de sous-maillage est actuellement en cours de développement au sein du laboratoire XLim [II. 15]. Cette approche nous permettrait d'obtenir une résolution jusqu'à 100 fois plus fine aux endroits désirés. Une microdosimétrie pourrait alors se mettre en place pour contribuer à l'étude des mécanismes d'interaction à l'échelle des cellules biologiques et comprendre les phénomènes à des échelles plus petites.

Dans certaines études, les biologistes s'intéressent à des cellules adhérentes, et une dosimétrie électromagnétique très fine (de l'ordre de la centaine de micromètre) est indispensable afin de déterminer les niveaux de DAS dans les solutions biologiques et au niveau des cellules exposées.

IV.7.d Incertitude du calcul de DAS

Précédemment, nous avons souligné l'influence des paramètres de simulation et de la modélisation des systèmes d'exposition et dispositifs à étudier.

En effet, nous avons vu l'influence :

- de la discrétisation des milieux ou tissus,
- de la polarisation de l'onde incidente,

- de la position du dispositif dans le système d'exposition, et les interactions créées par les boîtes de Pétri entre elles,
- du modèle utilisé pour les simulations numériques (quantité de solution pour les boîtes de Pétri ou taille de l'animal pour les études *in vivo*).

Tous ces paramètres sont à la base d'une incertitude dans le calcul du DAS.

Dans le but d'améliorer la précision et la qualité des études dosimétriques, une approche statistique et une prise en compte de l'incertitude du calcul de DAS est indispensable pour déterminer des niveaux de DAS avec un écart-type correct.

V. CARACTERISATION EXPERIMENTALE DES DISPOSITIFS D'EXPOSITION ET AUTOMATISATION DES MESURES

Pour la mise en place des expérimentations bioélectromagnétiques, nous nous sommes appuyés sur les moyens de mesure à disposition dans notre laboratoire, (qui vont être décrit rapidement), et sur le développement d'outils de contrôle et de pilotage des bancs d'exposition.

V.1 CARACTERISATION EXPERIMENTALE DES DISPOSITIFS

V.1.a Base de mesure d'XLim

La chambre anéchoïque d'XLim est une pièce de longueur 6 m, de largeur 4,8 m et de hauteur 2,8 m, qui permet de tester les antennes dans le domaine centimétrique.

Les différentes mesures hyperfréquences sont réalisées avec un même appareil : un analyseur de réseaux vectoriel WILTRON 360. Cet outil permet une détermination précise et rapide des divers paramètres à mesurer dans la bande de fréquence 0,01 à 40 GHz.

Cette base de mesure nous permet de mesurer les fréquences d'adaptations et autres caractéristiques des antennes (comme l'antenne boucle, la cellule fil plaque, une antenne monopole, etc...) utilisées pour les expérimentations biologiques, et ainsi valider les modèles numériques.

V.1.b Mesure en adaptation

L'analyseur de réseau vectoriel mesure directement le coefficient de réflexion de l'antenne en fonction de la fréquence : $S_{11}(f)$. Il compare l'onde réfléchie par l'antenne à l'onde incidente dans le plan de référence imposé au cours de la calibration du dispositif (Figure II. 11).

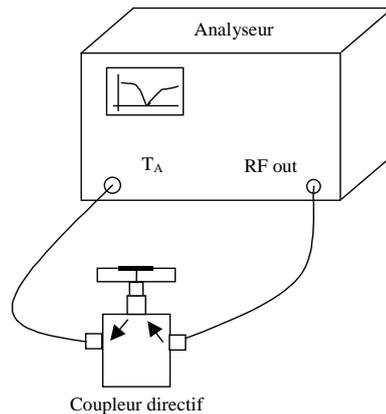


Figure II. 11: Analyseur de réseaux vectoriel.

Des études à 900 MHz ont été menées à la faculté de Médecine de Limoges sur des cellules d'embryons de rats. Pour bien comprendre et maîtriser les conditions d'exposition de ces cellules, nous avons caractérisé le banc d'exposition microonde mis en place à la faculté de Médecine.

La cellule fil plaque sert à exposer des cultures biologiques. Elle peut contenir jusqu'à huit boîtes de Pétri. Les mesures ont été effectuées avec un support constitué d'absorbants en ferrite. La cellule fil plaque a été caractérisée à vide et chargée avec les huit boîtes de Pétri (Annexe 5).

Les mesures de température afin de contrôler l'élévation de température dans les boîtes de Pétri exposées se font à l'aide d'une sonde de température optique (Luxtron).

V.2 AUTOMATISATION DES MANIPULATIONS AVEC LABVIEW : CONTROLE DES PARAMETRES D'EXPOSITION

V.2.a Automatisation du banc d'exposition de la faculté de médecine

Les différents éléments du montage sont présentés Annexe 5.

Pour contrôler les paramètres d'exposition de cette manipulation, il faut maîtriser :

- le temps d'exposition,
- les puissances incidentes et réfléchies pour contrôler l'adaptation de la cellule fil plaque chargée,
- la température dans les boîtes de Pétri tout au long des expérimentations pour avoir des informations sur le DAS et la température.

L'automatisation de ce système d'exposition s'est faite avec LabView. Le programme est présenté Annexe 5.

V.2.b Automatisation du système d'exposition *in vitro* du CRSSA

Le système d'exposition de CRSSA est composé de cinq chambres anéchoïques. Afin d'exposer indifféremment les chambres et de procéder à une analyse à l'aveugle des cellules exposées et des cellules témoins, il a fallu automatiser ces systèmes afin que les biologistes puissent réaliser leurs expérimentations en aveugle.

La disposition de la manipulation, le cahier des charges et le programme sont présentés Annexe 5.

VI. CONCLUSION

Dans ce chapitre, les outils numériques et expérimentaux nécessaires à la caractérisation et la modélisation des systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* ont été présentés.

Les principes fondamentaux de la méthode FDTD, et l'algorithme de dosimétrie numérique pour le calcul du DAS et l'analyse dosimétrique des champs induits dans les tissus ont été brièvement rappelés, afin de mieux comprendre l'influence de certains paramètres sur l'interaction des ondes RF avec les cellules.

Nous avons vu que la modélisation des supports biologiques influait sur les valeurs de DAS. En effet, à 2,45 GHz, une discrétisation d'au moins 500 microns est nécessaire à la détermination des distributions de DAS dans une boîte de Pétri. D'autre part, le volume de solution présent dans la boîte de Pétri influe également sur l'analyse dosimétrique d'une boîte de Pétri exposée par une onde plane. En effet, les résonances à 2,45 GHz sont beaucoup plus fortes dans un volume de solution à 3 ml qu'à 1,5 ml. Par contre le DAS moyen y est plus faible.

L'illumination de deux boîtes de Pétri en onde plane entraîne des interactions entre l'onde RF et le milieu cellulaire, mais les boîtes interagissent également entre elles. Selon la polarisation de l'onde, le DAS moyen de deux boîtes exposées en onde plane à 2,45 GHz peut varier de 0,19 à 0,25 W/kg pour 1 W/m² incident.

Les paramètres diélectriques des solutions biologiques influent peu sur les distributions de DAS en fréquence. Par contre pour limiter l'incertitude du calcul de DAS à moins de 30%, il est recommandé de simuler les structures avec les bonnes valeurs de conductivité.

Le calcul de DAS nous conduit donc à chercher des modèles numériques appropriés et à étudier la pertinence et les limites de ces modèles et modélisations : influence de la précision de modélisation, du plus réaliste au plus simple (taille, forme), influence de la résolution spatiale choisie et notamment influence de la discrétisation sur le calcul du DAS.

Enfin, les moyens expérimentaux de caractérisation des dispositifs mis à notre disposition au sein d'XLim, ainsi que les outils de dosimétrie expérimentaux utilisés au

cours de ces travaux de recherche ont été succinctement présentés. Les mesures dosimétriques, quant à elles, ont été effectuées en collaboration avec le laboratoire du CRSSA à Grenoble, et la faculté de médecine à Limoges. L'automatisation des systèmes d'exposition pour le contrôle des paramètres d'exposition a été faite à l'aide du logiciel LabView.

CHAPITRE III

*DOSIMETRIE D'UN SYSTEME
D'EXPOSITION IN VITRO*

I. INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, nous avons appréhendé les phénomènes d'interaction des ondes électromagnétiques avec la matière biologique, notamment avec l'étude comportementale des boîtes de Pétri illuminées par une onde plane sur une large bande de fréquence. Nous avons remarqué que les boîtes de Pétri interagissaient ensemble, en fonction de leur emplacement les unes par rapport aux autres, mais aussi en fonction de la polarisation de l'onde incidente.

La modélisation du support biologique et du système d'exposition complet doit donc être extrêmement précise pour calculer une distribution et des niveaux de DAS répondant aux recommandations de l'OMS. En effet, l'OMS impose un calcul de DAS avec une incertitude de 30% pour valider les études dosimétriques des expérimentations biologiques.

Les études *in vitro* sont une étape indispensable à l'analyse et la compréhension des phénomènes électromagnétiques. Beaucoup d'études *in vitro* sont actuellement réalisées aux différentes fréquences utilisées par les technologies sans fil (900 MHz, 1800 MHz, 2,45 GHz). Elles sont mises en place par les biologistes et médecins de façon à répondre à leurs contraintes. Il nous incombe ensuite de caractériser ces systèmes d'exposition et de réaliser une étude dosimétrique de ces systèmes afin de définir les niveaux d'exposition des milieux cellulaires. Les valeurs obtenues par simulation seront recalées par rapport à une puissance de référence mesurée avec une sonde de champ électrique.

Ce chapitre sera essentiellement consacré à l'étude d'un système d'exposition *in vitro*. L'exposition se fait par une antenne cornet dans une chambre anéchoïque, et la particularité de ce système réside dans le fait qu'il soit thermorégulé et agité afin d'homogénéiser le DAS dans la solution biologique (contenant des cellules en suspension). D'autre part, il est utilisable sur une large bande de fréquence (dépendant de la bande passante de l'antenne cornet utilisée).

II. EXPOSITION *IN VITRO* PAR UN CORNET

Le système d'exposition *in vitro* est un système illuminé par une antenne cornet, et pouvant fonctionner à plusieurs fréquences (dépendantes de la bande passante de l'antenne cornet utilisée). Il est également thermostaté afin de contrôler la température dans les milieux biologiques exposés. Enfin, il est placé sur un système mécanique qui agite le support afin d'homogénéiser la solution dans les boîtes de Pétri.

Après une présentation détaillée du système d'exposition complet, nous modéliserons et validerons l'antenne cornet. Ensuite, une première étude du système illuminé en onde plane nous permettra d'analyser le couplage de l'onde RF avec l'incubateur et les boîtes de Pétri. Pour finir, nous validerons la modélisation du système « cornet et incubateur » par des mesures de champ E *in situ*. La dosimétrie complète du système d'exposition sera présentée pour une puissance incidente de 1 watt.

II.1 SYSTEME D'EXPOSITION LARGE BANDE.

II.1.a Présentation du système d'exposition

Le système d'exposition *in vitro* conçu par le CRSSA est composé de trois chambres anéchoïques pour pouvoir exposer en aveugle les cellules à étudier. Une chambre d'exposition avec l'incubateur est présentée Figure III. 1.

Le système d'exposition est constitué :

- d'un système mécanique permettant l'agitation de l'incubateur,
- d'un incubateur parallélépipédique thermostaté comportant un système de refroidissement à eau, des billes de verre, et une armature en plexiglas,
- de six boîtes de Pétri disposées en cercle sur les billes de verre, au centre de l'incubateur,
- de fils en kevlar rattachés aux quatre angles de l'incubateur afin de le maintenir pendant l'agitation,
- d'une antenne cornet pyramidale fonctionnant dans la bande 1,8 – 2,5 GHz.

Le système complet se situe dans une chambre anéchoïque de base carrée.

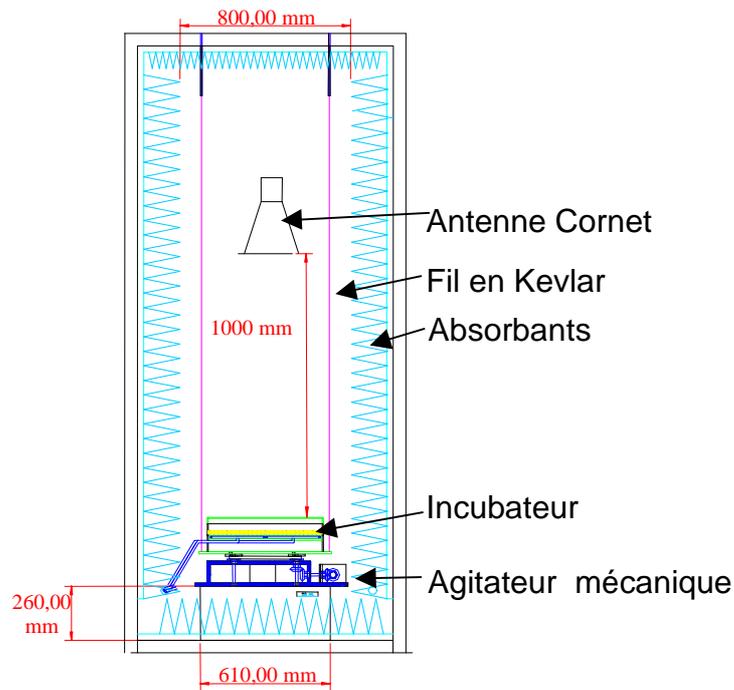


Figure III. 1: Système d'exposition *in vitro*.

La hauteur de l'antenne par rapport à l'incubateur est modulable, mais pour l'étude à suivre, on fixera cette hauteur à un mètre. Les chambres sont gardées à une température constante autour de 20°C.

Pour bien prendre en compte tous les éléments du système d'exposition, nous allons déjà modéliser l'antenne cornet, vérifier que l'incubateur se situe bien dans la zone champ lointain ($\text{impédance d'onde} = E/H = 377 \text{ ohms}$) et valider les conditions d'onde plane afin de confirmer l'utilité d'une première étude en onde plane de l'incubateur. La dosimétrie finale sera réalisée à partir de la modélisation complète du système « cornet + incubateur » pour prendre en compte les effets de bord générés par la dimension et la composition « multilames » de l'incubateur.

II.1.b L'incubateur et le support biologique

L'incubateur est présenté en coupe verticale Figure III. 2 et vu de dessus Figure III. 3 avec les six boîtes de Pétri exposées.

La complexité de cet incubateur réside dans sa composition « multilames ». La structure principale de l'incubateur est faite de plexiglas, élément neutre d'un point de vue

électromagnétique. Par contre, la partie concernant le système de refroidissement est composée de tuyaux en plastique remplis d'eau (dont la permittivité est relativement élevée -Tableau III. 1-), et pour obtenir un système correctement thermostaté, une couche de billes de verre de diamètre 1,5 mm environ a été déposée juste en dessous des boîtes de Pétri.

En effet, les billes de verre permettent une meilleure diffusion de la chaleur, et donc un meilleur contrôle de la température dans les boîtes de Pétri. Une dosimétrie thermique a été réalisée pour ce système au sein de l'équipe [II. 17].

Ce système « multilames » devient donc difficile à modéliser simplement, comme le montrera l'étude de l'incubateur en onde plane.

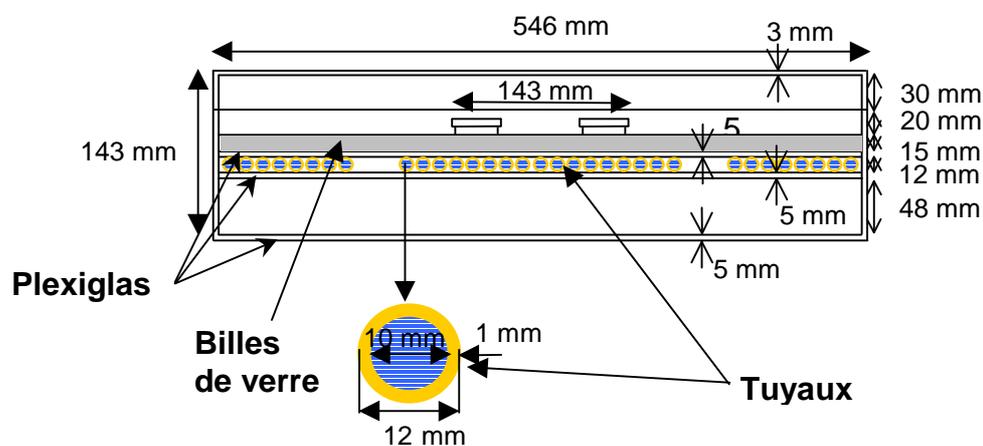


Figure III. 2: Plan de coupe vertical de l'incubateur.

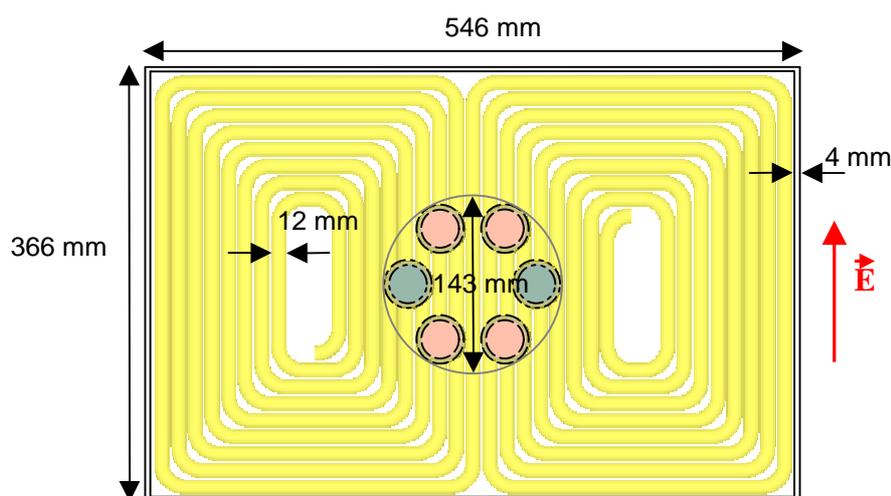


Figure III. 3 : Vue de dessus de l'incubateur, avec les six boîtes de Pétri.

Le Tableau III. 1 reprend toutes les caractéristiques diélectriques des éléments de l'incubateur, et des boîtes de Pétri. Une valeur de permittivité équivalente des billes de verre a été mesurée (la caractérisation a été faite à l'aide d'une cavité microonde, en mesurant sa fréquence de résonance).

	Paramètres diélectriques		
	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
plexiglas	2.5	0	1000
billes de verre	3.6	0	1000
eau dans les tuyaux	71	0.2	1000
solution biologique à 1.8 GHz	71	2.5	1000
solution biologique à 2.45 GHz	71	2.85	1000

Tableau III. 1: Paramètres diélectriques des éléments de l'incubateur

Les cellules étudiées sont des cellules en suspension dans 1,5 ml de milieu biologique, dans des boîtes de Pétri de 36 mm de diamètre. Ces boîtes de Pétri ont été modélisées et présentées Chapitre II. Sur les six boîtes exposées, seulement quatre d'entre elles seront utilisées pour les analyses biologiques (les raisons de ce choix seront expliquées dans l'étude des six boîtes seules).

II.1.c Intérêt du système d'exposition du CRSSA

Le système d'exposition de CRSSA a été réalisé pour être adaptable à plusieurs fréquences (appartenant à la bande passante du cornet). En effet, la plupart des systèmes d'exposition sont adaptés pour une fréquence unique, et la mise en place de plusieurs expérimentations aux différentes fréquences de communications sans fil (GSM 900 MHz, GSM 1800 MHz, UMTS 1960 MHz, WiFi 2,45 GHz) devient fastidieuse et coûteuse. Le système d'exposition conçu par le CRSSA permet donc avec un système unique de mener à bien de nombreuses expérimentations à différentes fréquences.

De plus, même si la dosimétrie est ici réalisée pour six boîtes de Pétri en cercle au centre de l'incubateur, il est également possible d'utiliser cet incubateur pour exposer d'autres types de support biologique (comme des plaquettes six puits, etc...).

L'OMS stipule bien dans ses recommandations que la validation des expérimentations biologiques passe par une étude dosimétrique. Une étude dosimétrique numérique comprend une dosimétrie électromagnétique, mais aussi une dosimétrie thermique, validées par une dosimétrie expérimentale (par mesure de champ E ou par mesure de température). Le système d'exposition décrit dans ce chapitre dispose d'un système de refroidissement par eau (avec une circulation d'eau à 37°C), et une couche de billes de verre qui facilite la diffusion de la chaleur. De plus, l'incubateur se trouve dans une chambre qui dispose d'un système d'aération. L'ensemble est donc parfaitement thermostaté et la température maîtrisée. Des mesures de température *in situ* et une analyse thermique du système ont d'ailleurs permis de valider ce système d'exposition [II. 17].

Enfin, le système mécanique placé sous l'incubateur lui transmet un mouvement de rotation et permet d'agiter les boîtes de Pétri à une fréquence de 9 Hz. Cette agitation permet d'homogénéiser les solutions biologiques contenues dans les boîtes de Pétri, et ainsi d'homogénéiser le DAS dans ces boîtes. En effet à 1800 MHz, mais surtout à 2,45 GHz, nous avons observé dans le chapitre précédent que les distributions de DAS dans une boîte de Pétri contenant 1,5 ml de solution n'étaient pas homogènes.

Cependant, la taille et la complexité de ce système d'exposition aux multiples composants diélectriques ne facilitent pas la modélisation de la structure.

Une étude détaillée de chaque partie du système d'exposition (cornet, boîtes de Pétri, incubateur) devient indispensable afin de comprendre et analyser les phénomènes électromagnétiques, et calculer les niveaux de DAS induits dans les solutions biologiques des boîtes de Pétri avec une incertitude inférieure à 30%.

La dosimétrie de ce système sera en particulier détaillée pour deux fréquences : 1800 MHz, et 2,45 GHz.

II.2 ETUDE ET MODELISATION DE L'ANTENNE CORNET

L'antenne cornet utilisée par les biologistes pour illuminer les boîtes de Pétri est un cornet pyramidal fonctionnant dans la bande de fréquences [1.8 – 2.5] GHz (référence : CNP22). Il est placé dans une chambre anéchoïque, comme le montre la photo

Figure III. 4. Les principales caractéristiques de ce cornet sont rappelées dans le Tableau III. 2.

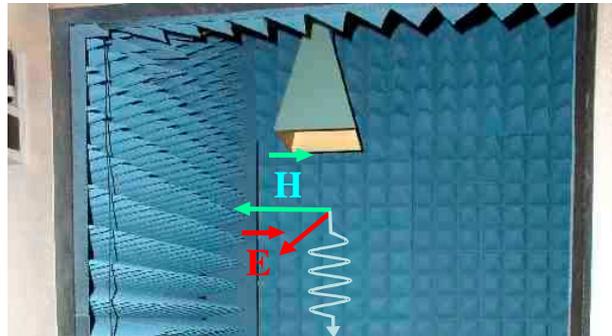


Figure III. 4: Antenne cornet utilisée dans les expérimentations.

Fréquence	1,8 –2,5 GHz
Gain	12 dBi typ
Ouverture à –3dB	40° dans les 2 plans
ROS	2:1 typ
Impédance	50 Ω
Puissance	250 W
Polarisation	Horizontale ou Vertical
Connecteur	N femelle
Fixation	Par l'arrière du cornet
Dimensions	250*180*350 mm
Matériau	Aluminium
Protection	Peinture

Tableau III. 2: Caractéristiques de l'antenne cornet

A partir ses dimensions, nous avons modélisé le cornet pyramidal, et représenté son excitation grâce à un fil et un générateur de courant. Pour valider notre modèle de cornet, nous avons déjà étudié l'antenne d'un point de vue théorique.

Ensuite nous avons analysé les paramètres d'adaptation et la décroissance de champ en $1/r$ du modèle de cornet dont le rayonnement a été calculé avec le code FDTD.

Enfin, nous avons comparé les résultats de notre simulation avec les courbes de champ E obtenues par le calcul théorique.

II.2.a Etude théorique du cornet

Les côtes détaillées de l'antenne cornet sont présentées Figure III. 5. Elles ont permis de calculer les caractéristiques théoriques de cette antenne.

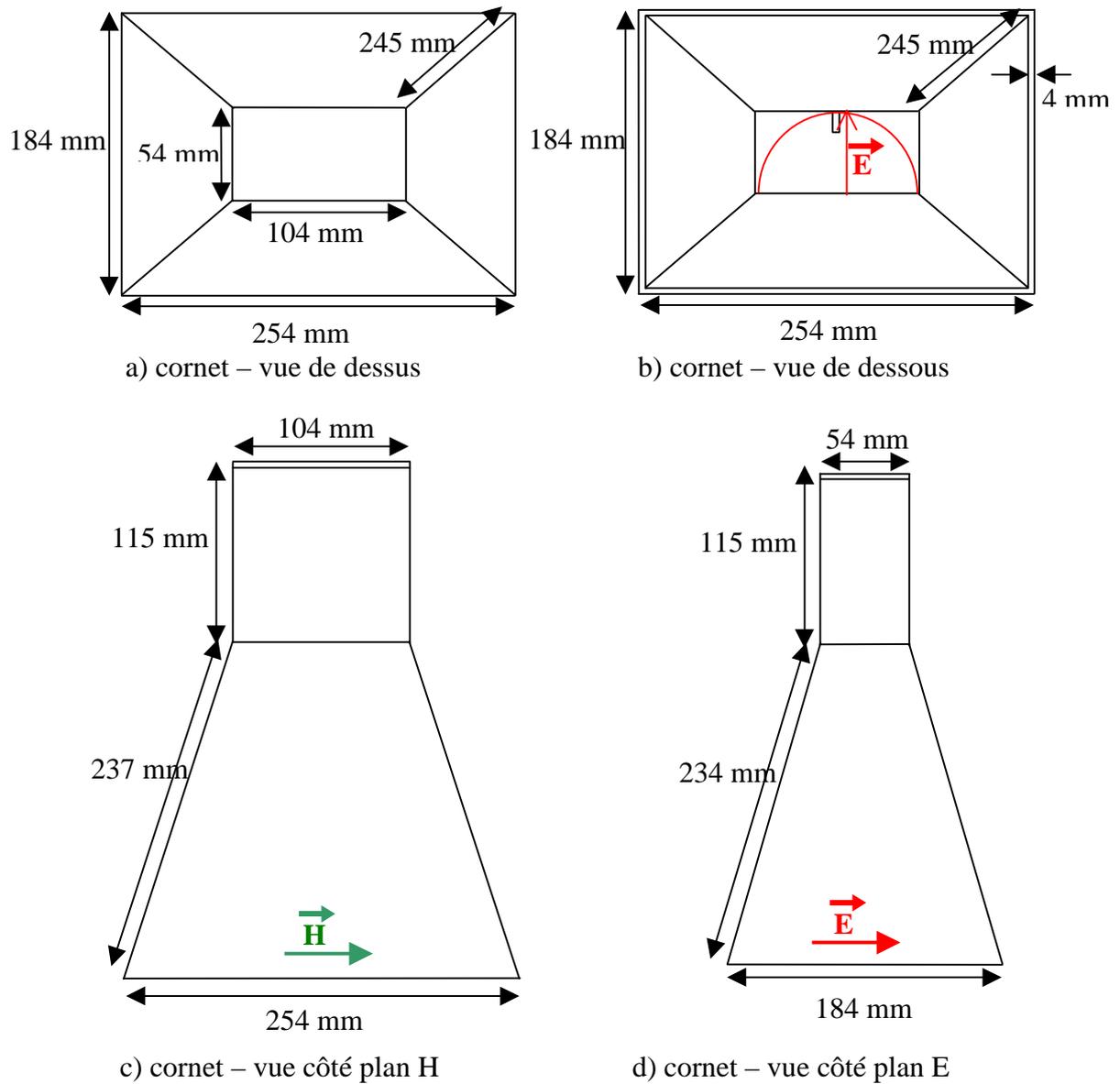


Figure III. 5: Dimensions du cornet CNP22

A 1800 MHz, $\lambda = 16,7$ cm.

A 2,45 GHz, $\lambda = 12,2$ cm.

Les gains théoriques calculés aux deux fréquences qui nous intéressent sont :

$GdB_{1800MHz} = 12,1$ dB et $GdB_{2450MHz} = 14,7$ dB.

L'étude théorique détaillée du cornet dans les plans E et H se trouve en Annexe 3. Les formules de la densité spectrale de puissance et du champ E rayonné par une antenne cornet sont également présentées en Annexe 3. Elles nous serviront à valider la répartition de champ E calculée grâce aux outils de simulation numérique.

II.2.b Validation du modèle de cornet avec la théorie et mesures de champ in situ

II.2.b.i) Validation du gain et de la bande d'adaptation

Des photos du cornet Figure III. 6, ainsi que les côtes présentées (Figure III. 5) ont permis de modéliser l'antenne cornet sous Matlab. L'excitation est ensuite modélisée dans le code FDTD par un générateur de courant.



Figure III. 6: Photos de l'antenne cornet et de son excitation.

Les outils de simulation numérique nous ont permis de calculer les gains à 1800 MHz et 2,45 GHz, et la bande d'adaptation de l'antenne cornet numérique. Les résultats sont présentés Figure III. 7.

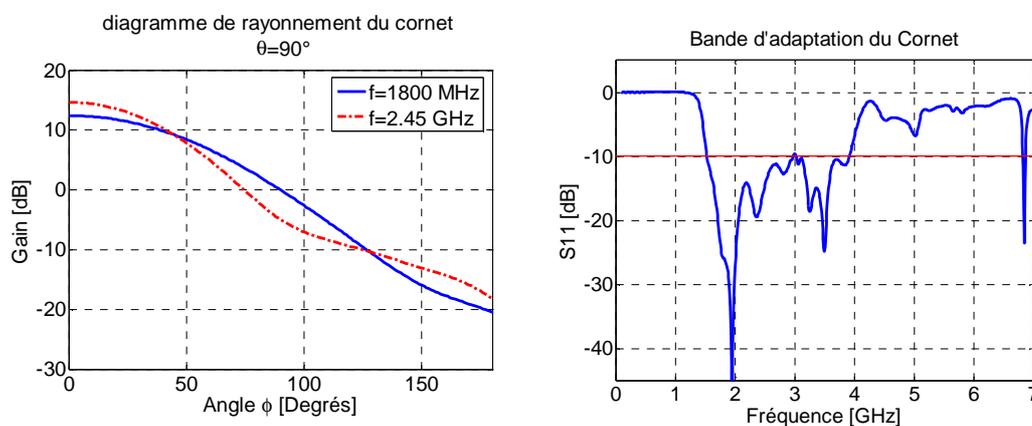


Figure III. 7: Gain à 1800 MHz et 2,45 GHz, et S11 de l'antenne cornet modélisée.

Le gain est maximum dans l'axe de l'antenne cornet (pour $\Phi=0^\circ$), et il vaut $G_{1800\text{MHz}}=12,4$ dB, et $G_{2450\text{MHz}}=14,6$ dB. On retrouve bien les gains théoriques calculés précédemment.

Le coefficient de réflexion S11 montre que l'antenne est correctement adaptée (avec un coefficient de réflexion inférieur à -10 dB) sur la bande [1,6 - 3,9] GHz.

II.2.b.ii) Cartographie de l'amplitude de champ E rayonné par le cornet.

Les simulations numériques nous ont permis de calculer les niveaux de champ à la sortie du cornet modélisé.

Une première étude du cornet est réalisée à 1800 MHz.

Les cartographies de champ E, Figure III. 8, représentent les distributions de la composante principale de champ E (ici E_y) à 1800 MHz, sur les axes de symétrie de l'antenne cornet, et sur un plan situé à 70,5 cm du bord inférieur du cornet. L'illumination est réalisée en espace libre afin de valider le modèle de cornet conçu. Les boîtes de Pétri modélisées Figure III. 8 ne sont présentes que pour observer la distance à laquelle elles se trouveront pendant les expérimentations biologiques. Sans l'incubateur, les boîtes de pétri seraient exposées à moins de 30 V/m à $f=1800$ MHz.

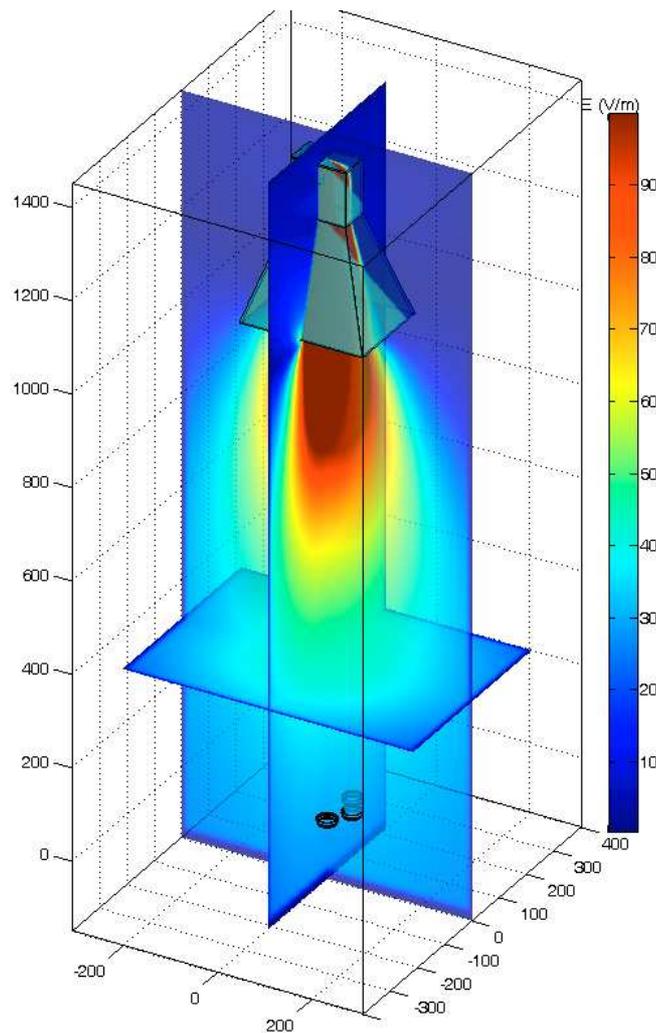


Figure III. 8: Distribution de champ E en espace libre à la sortie du cornet, $f=1800$ MHz.

Les cartographies de l'amplitude du champ E présentées Figure III. 8 sont les cartographies de la Figure III. 9 vues en deux dimensions. Les plans de coupe ont été pris au niveau des deux axes de symétrie du cornet, et à 70,5 cm et 95 cm du bord inférieur du cornet afin d'observer et de mieux analyser la répartition du champ E en fonction de la distance au cornet.

Le plan à 95 cm du bord inférieur du cornet permet de calculer les niveaux de champ dans la zone juste au dessus du couvercle de l'incubateur. En effet, pendant les expérimentations biologiques, le capot de l'incubateur se situe à un mètre du bord inférieur du cornet.

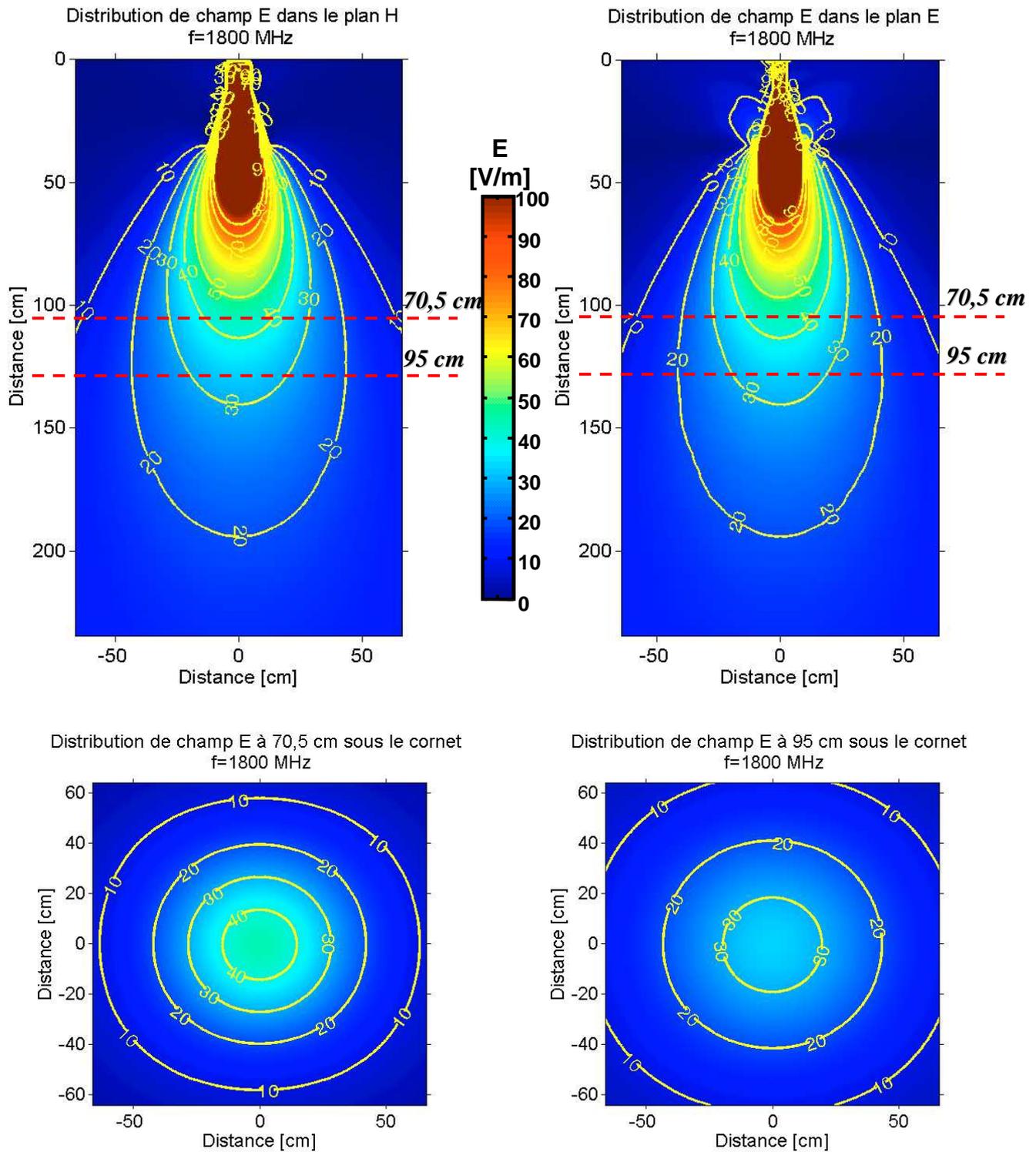


Figure III. 9: Cartographies de l'amplitude de champ E rayonnée dans l'espace libre, f=1800 MHz

Une seconde étude du cornet est réalisée à 2,45 GHz.

Comme pour l'étude à 1800 MHz, les cartographies de champ E Figure III. 10 représentent les distributions de la composante principale de champ E (ici E_y) à 2,45 GHz, sur les axes de symétrie de l'antenne cornet, et sur un plan situé à 70,5 cm du bord inférieur du cornet. L'illumination est réalisée en espace libre. Les boîtes de Pétri Figure III. 10 sont fictives, comme pour la Figure III. 8. Sans l'incubateur, les boîtes de pétri seraient exposées à environ 40 V/m à $f=2,45$ GHz.

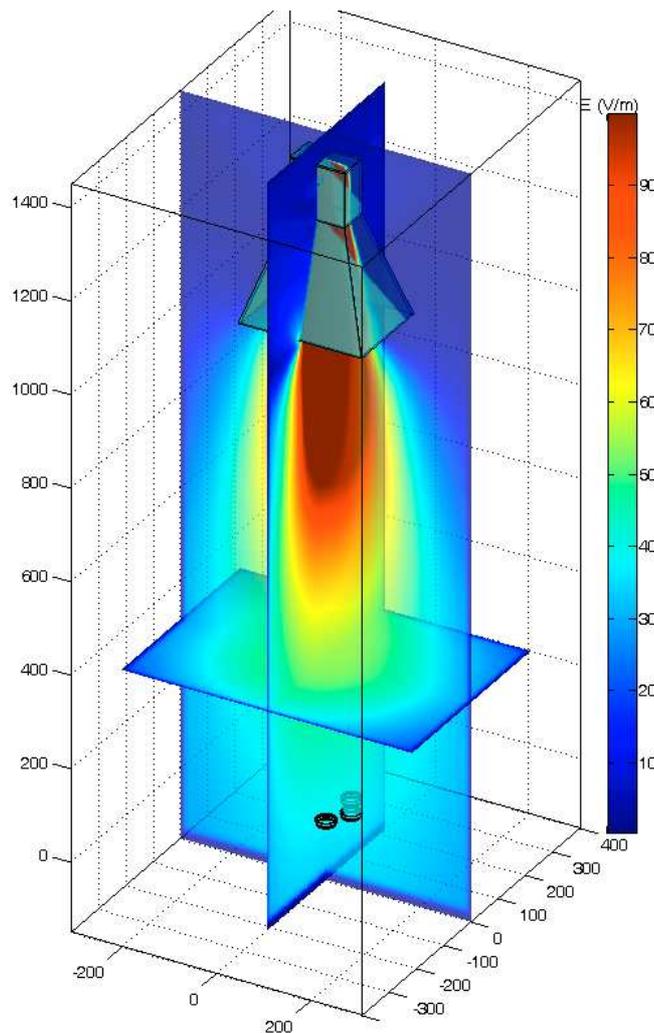


Figure III. 10: Distribution de champ E en espace libre à la sortie du cornet, $f=2,45$ GHz.

Les cartographies de l'amplitude du champ E présentées Figure III. 11 sont les mêmes que celles de la Figure III. 10, mais vues en deux dimensions. Les plans de coupe ont été pris au niveau des deux axes de symétrie du cornet, et à 70,5 cm et 95 cm du bord

inférieur du cornet afin d'analyser la répartition du champ E en fonction de la distance au cornet. La fréquence d'émission de l'antenne cornet est 2,45 GHz.

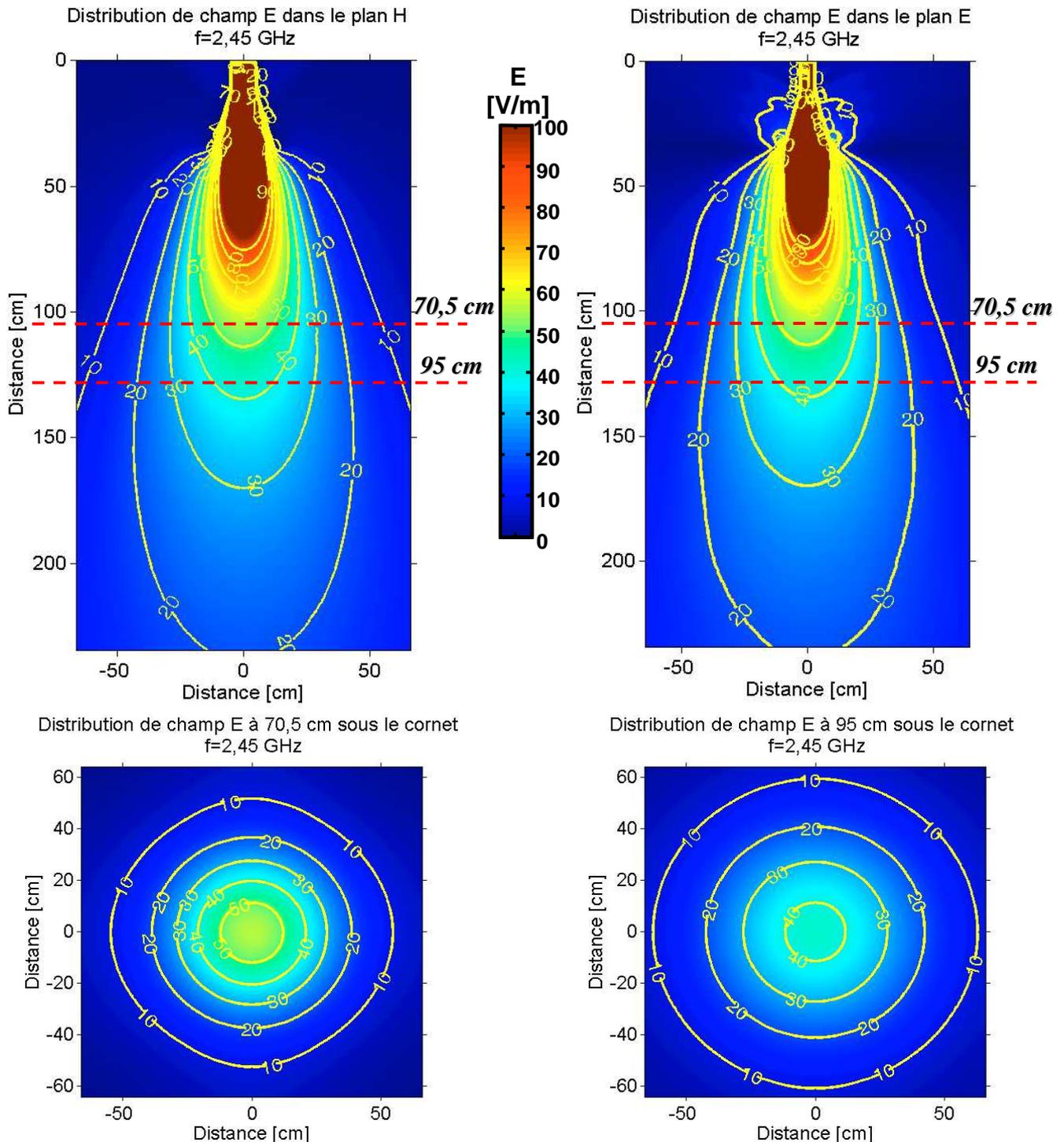


Figure III. 11: Cartographies de l'amplitude de champ E rayonnée dans l'espace libre, $f=2,45$ GHz

On remarque que les niveaux de champs E sont plus élevés à 2,45 GHz qu'à 1800 MHz. Sous le cornet, on observe bien une répartition concentrique de l'amplitude de champ E. L'incubateur, qui sera situé à 1 m sous le cornet, au regard de ses dimensions transverses (37x55 cm), ne sera pas exposé exactement aux mêmes niveaux de champ E sur toute sa surface. Après avoir validé ce modèle de cornet et les conditions d'exposition en champ lointain, il faudra s'assurer qu'une étude en onde plane est suffisante pour calculer les niveaux de DAS induits dans les boîtes de Pétri.

II.2.b.iii) Validation de la distribution de l'amplitude de champ E calculée par simulation numérique avec la théorie.

Nous allons comparer l'amplitude de champ E rayonnée par le cornet numérique et celle calculée avec les formules théoriques présentées en Annexe 3. Les champs seront normalisés pour une puissance transmise de 1 watt incident.

$$E_{1W} = \frac{E_{simulation}}{\sqrt{P_{rayonnée}}} \text{ avec } P_{rayonnée} = \frac{1}{2} Re(Ze)I^2 \quad (\text{III. 1})$$

$$E_{théorique} = \sqrt{2 * 377 * P} \text{ avec } P = \frac{P_t * G}{4 * \Pi * r^2} \quad (\text{III. 2})$$

Le détail du calcul de la puissance théorique émise par le cornet se trouve en Annexe 3. Les valeurs de champ données sont des valeurs crêtes, et non des valeurs de champ efficace.

La Figure III. 12 représente les niveaux de champs E théoriques et les niveaux de champ E obtenus par simulation numérique à 1800 MHz.

De même, la Figure III. 13 compare les résultats obtenus par simulation avec la théorie à 2,45 GHz.

Dans les deux cas, les courbes de droites se focalisent sur les niveaux de champ à la sortie de l'antenne, alors que les courbes de gauche montrent également les niveaux de champ dans le cornet (émission depuis l'excitation).

L'amplitude de champ E a été prise sur l'axe de symétrie du cornet et synthétise les résultats selon une dimension. La sortie de l'antenne cornet est symbolisée par un trait noir. La zone de Fresnel est comprise entre les deux lignes rouges et la zone de Fraunhofer où la décroissance du champ se fait en 1/r se trouve après la deuxième ligne rouge (Annexe 3).

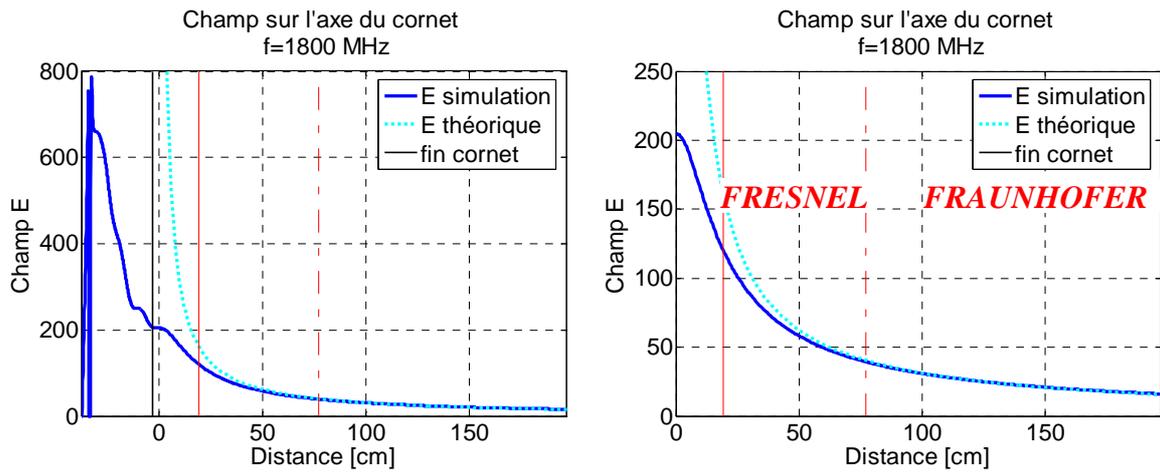


Figure III. 12: Comparaison entre la décroissance de champ E théorique et celle issue de la simulation, pour $f=1800$ MHz

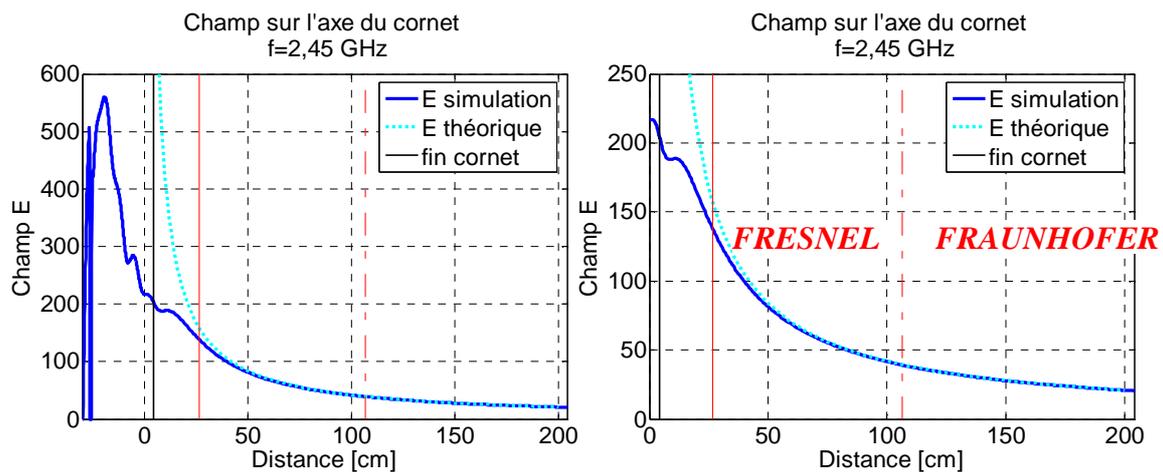


Figure III. 13: Comparaison entre la décroissance de champ E théorique et celle issue de la simulation, pour $f=2,45$ GHz

La modélisation du cornet permet un rayonnement de champ en adéquation avec les formules théoriques, et l'illumination de l'incubateur par l'antenne cornet modélisée ainsi est donc tout à fait réaliste.

Une série de mesure en espace libre a été réalisée afin de valider ce modèle de cornet par rapport à l'émission réelle de champ E dans la chambre anéchoïque.

II.2.b.iv) Comparaison de l'amplitude de champ E calculée par la simulation numérique avec les mesures aux points de référence.

Les mesures de champ E se font à l'aide d'une sonde de force de champ (OR03). La sonde est centrée, suspendue par de la ficelle de façon à ne pas être perturbée par un quelconque support.

La Figure III. 14 schématise le montage réalisé pour cette mesure de champ.

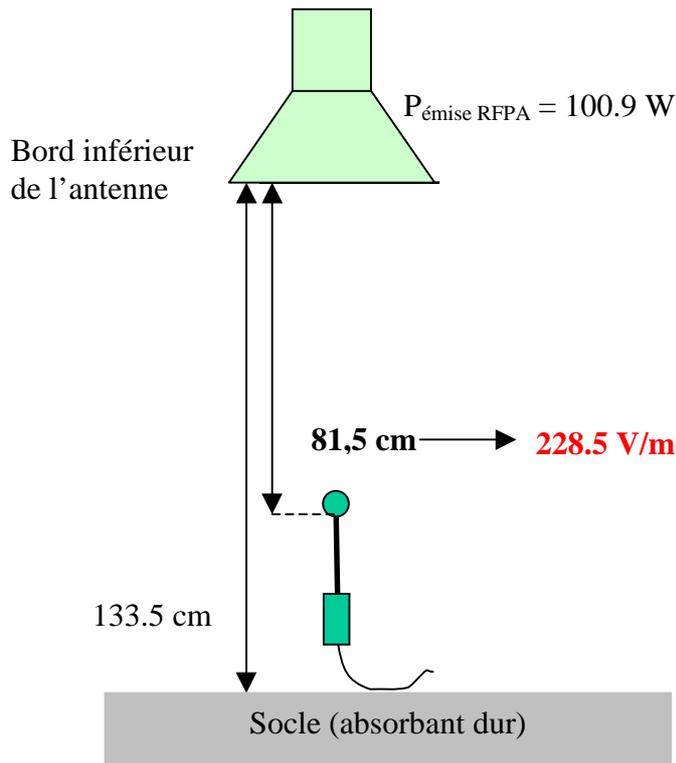


Figure III. 14: Mesure de champ E avec une sonde à 1800 MHz

Le générateur émet une puissance de 100,9 W. A $d=81,5$ cm du bord inférieur de l'antenne cornet, on mesure un champ $E=228,5$ V/m.

Le système d'émission a été caractérisé, et les pertes induites par les câbles et les raccordements entre la sortie du générateur et l'entrée de l'antenne cornet ont été estimées à 30%.

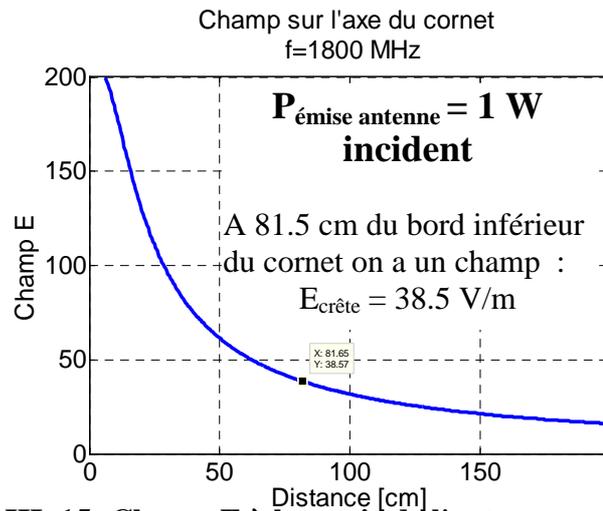


Figure III. 15: Champ E à la sortie de l'antenne cornet à 1800 MHz

Les niveaux de champ sont normalisés pour 1 W incident. A 81,5 cm du bord inférieur du cornet on calcule un champ $E=38,5 \text{ V/m}$ (Figure III. 15). Cette valeur est une valeur crête, donc $E_{\text{eff}}=27,2 \text{ V/m}$ pour 1 W à l'émission.

Pour $P = 70 \text{ W}$, on a donc : $E_{\text{eff}} = \sqrt{70} \times 27.2 = 228 \text{ V/m}$.

On retrouve les mesures faites dans la chambre anéchoïque du CRSSA Le modèle de cornet est bien validé à 1800 MHz.

A 2,45 GHz, le générateur émet une puissance $P=406 \text{ W}$. A cette fréquence, on utilise un atténuateur pour diminuer la puissance à l'émission. Avec l'atténuateur les pertes entre la source et l'antenne n'ont pas été estimées. Par contre une mesure de la puissance incidente au niveau de l'antenne cornet nous donne $P=40\text{W}$ au niveau de l'antenne. A $d=81,5 \text{ cm}$ du bord inférieur de l'antenne cornet, on mesure un champ $E=188,7 \text{ V/m}$.

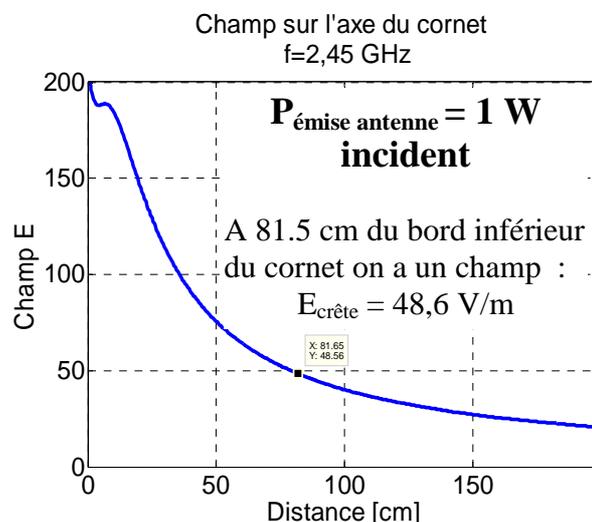


Figure III. 16 : Champ E à la sortie de l'antenne cornet à 2,45 GHz

A 81,5 cm du cornet on a : $E_{\text{crête}} = 48.6 \text{ V/m}$, **soit** : $E_{\text{efficace}} = 34.4 \text{ V/m}$.

A 100 cm du cornet on a : $E_{\text{crête}} = 40 \text{ V/m}$, **soit** : $E_{\text{efficace}} = 28.3 \text{ V/m}$.

A 133.5 cm du cornet on a : $E_{\text{crête}} = 30.5 \text{ V/m}$, **soit** : $E_{\text{efficace}} = 21.6 \text{ V/m}$.

Pour $P = 40 \text{ W}$, on a donc : $E_{\text{eff}} = \sqrt{40} \times 34,4 = \mathbf{218 \text{ V/m}}$.

Dans ce cas, on trouve une erreur de 15% entre les mesures faites dans la chambre anéchoïque du CRSSA et la simulation. Cette incertitude est acceptable si l'on considère les imprécisions de mesure de champ E et de puissance à l'émission (mesurées avec un coupleur bidirectionnel).

Le modèle de cornet est également validé à 2,45 GHz.

II.2.c Limite champ lointain et conditions d'onde plane

Dans la région de champ lointain, le champ a essentiellement le caractère d'une onde plane, c.-à-d. que le vecteur de champ électrique est perpendiculaire au vecteur de champ magnétique, et tous deux sont transversaux par rapport à la direction de la propagation. Le rapport entre l'intensité du champ électrique et l'intensité du champ magnétique est constant en tout point. Il exprime l'impédance d'onde du milieu considéré. C'est une quantité réelle, et dans le vide elle est égale à 377Ω . Dans l'air elle a à peu près la même valeur.

$$\left(\frac{\vec{E}}{\vec{H}} \right) = \left(\frac{\mu}{\varepsilon} \right) = \eta = 377 \Omega \quad \text{(III. 3)}$$

La densité de puissance (DSP) électromagnétique d'une source de rayonnement dans le champ lointain (puissance de l'onde plane par unité de superficie) s'exprime en watts par mètre carré (W/m^2) ou, en milliwatt par centimètre carré (mW/cm^2). La densité de puissance d'une onde plane (DSP), l'intensité du champ électrique (E) et l'intensité du champ magnétique (H) sont liées par l'impédance de l'espace libre, c'est-à-dire 377Ω (E et H sont de valeurs efficaces de champ):

$$DSP = \frac{E^2}{377} = 377 * H^2 \quad \text{(III. 4)}$$

où E et H sont exprimés en V/m et A/m respectivement, et DSP en W/m^2 .

Pour vérifier si l'exposition cornet est assimilable à une exposition type onde plane, nous avons calculé son impédance d'onde à la sortie de l'antenne cornet. La Figure III. 16 présente l'impédance d'onde à la sortie du cornet numérique, à 1800 MHz et 2,45 GHz.

Cinquante centimètres après le cornet, l'impédance d'onde est quasiment égale à 377Ω et le cornet satisfait les conditions d'onde plane. Pour étudier l'incubateur en onde plane et valider l'exposition champ lointain, il faudra positionner l'incubateur à plus de 50 cm de la fin du cornet.

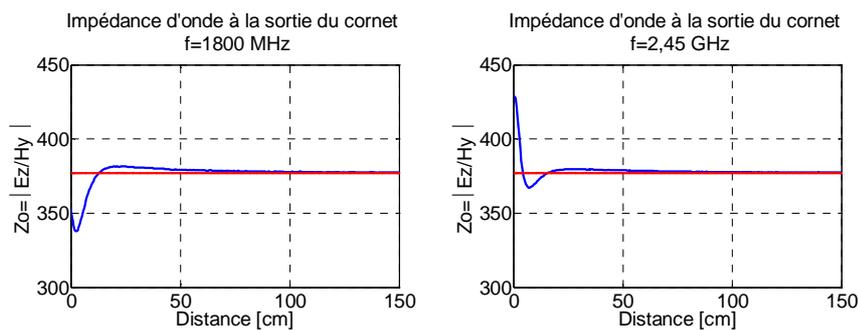


Figure III. 17: Impédance d'onde à la sortie du cornet numérique.

Une première étude du système d'exposition sera menée en onde plane, mais une validation par la modélisation complète « cornet et incubateur » sera nécessaire pour prendre en compte les effets de bords dus à la taille de l'incubateur.

II.3 ETUDE DES SIX BOÎTES SEULES

Dans le chapitre II, l'étude de deux boîtes de Pétri illuminées par une onde plane en polarisation E et H a montré les fortes interactions des ondes RF avec les milieux cellulaires dans les boîtes de Pétri, mais surtout les interactions des boîtes de Pétri entre elles.

Une première approche dosimétrique du système d'exposition passe donc par la dosimétrie des six boîtes seules exposées en onde plane.

II.3.a Modélisation

Les boîtes de Pétri sont celles modélisées dans le chapitre précédent : ce sont des boîtes de 36 mm de diamètre, avec un couvercle, et composées de plexiglas. Elles contiennent 1,5 ml de solution biologique. Les valeurs des caractéristiques diélectriques de la solution exposée sont rappelées Tableau III. 1.

L'exposition en onde plane se fait avec le champ E orienté comme indiqué Figure III. 18, de façon à avoir le champ E dans la même direction qu'avec l'illumination des boîtes dans l'incubateur par l'antenne cornet.

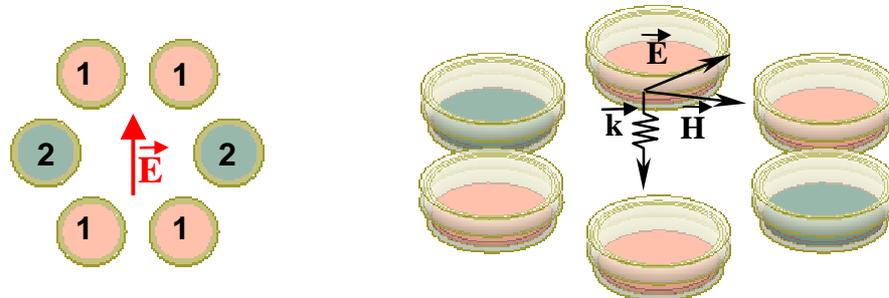


Figure III. 18: Modélisation des six boîtes de Pétri placées dans l'incubateur du CRSSA (vue de dessus à gauche, et vue en 3D à droite)

II.3.b Influence de la polarisation

La définition de la polarisation du champ incident pour l'étude en onde plane est primordiale, puisque les six boîtes de Pétri disposées en cercle ont une symétrie bilatérale. L'interaction des ondes RF avec le milieu biologique est donc différente selon la polarisation du champ incident.

Les distributions de DAS présentées dans le paragraphe II.3.c montre la très nette corrélation du DAS dans chaque boîte.

Sur les six boîtes, deux boîtes se retrouvent avec la même distribution et le même DAS moyen (les boîtes repérées par une couleur de milieu cellulaire bleue dans la Figure III. 18 et portant le numéro 2), et les quatre autres ont également des niveaux de DAS identiques (les boîtes repérées par le numéro 1 dans la Figure III. 18).

II.3.c Distribution de DAS pour les six boîtes de Pétri

Les expérimentations biologiques étant menées pour deux fréquences, l'étude dosimétrique des systèmes à analyser se fera à chaque fois à 1800 MHz et 2,45 GHz.

II.3.c.i) Etude dosimétrique des six boîtes en onde plane à 1800 MHz

Les six boîtes de Pétri sont exposées :

- en onde plane
- à $f=1800$ MHz,
- les caractéristiques diélectriques de la solution biologique sont celles à 1800 MHz (Tableau III. 1).

Le DAS est exprimé en W/kg pour $1W/m^2$ incident. La distribution de DAS dans les boîtes de Pétri est présentée Figure III. 19, et la répartition du DAS dans les quatre boîtes (n°1) est présentée Figure III. 20.

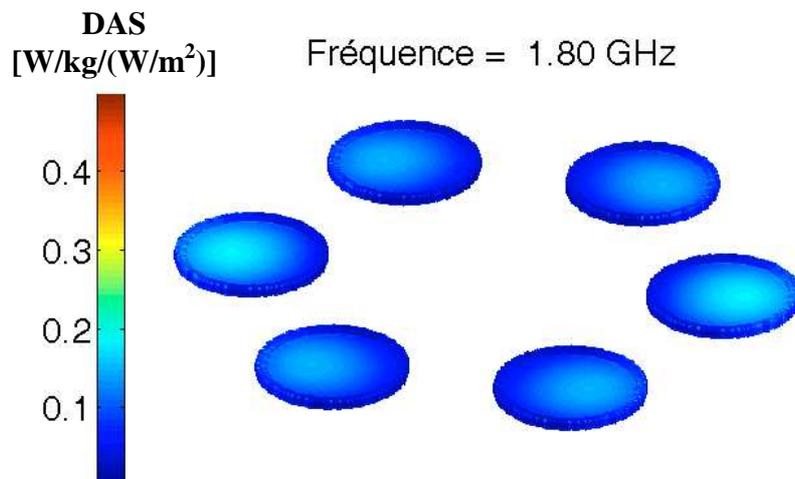


Figure III. 19: Distribution de DAS pour les six boîtes exposées en onde plane à $f=1800$ GHz

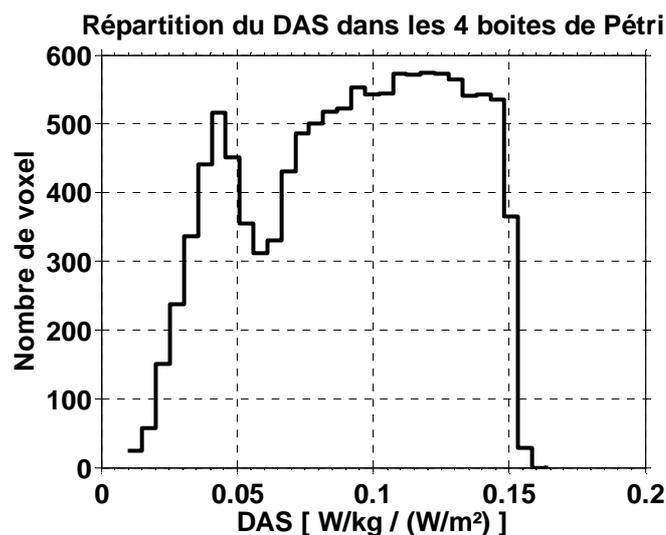


Figure III. 20: Histogramme du DAS dans les quatre boîtes de Pétri à 1800 MHz, dans le cas de l'exposition onde plane.

L'énergie totale dissipée dans le volume s'élève à 0.22 mW.

Les valeurs de DAS moyen, l'écart-type, la valeur de DAS maximum et minimum sont présentés Tableau III. 3 :

- pour les six boîtes,
- pour les quatre boîtes numéro 1,
- et pour les deux boîtes numéro 2.

La puissance dissipée dans les boîtes, ainsi que le nombre de voxels utilisés pour modéliser les boîtes à analyser sont également rappelés dans le Tableau III. 3 ci-dessous.

DAS W/kg par W/m²	DAS moyen	Std	Min	Max	Voxel	P dissipée
<i>sur les 6 boîtes</i>	0.10	0.040	0.01	0.20	18264	0.0002
<i>boîtes n°1</i>	0.09	0.036	0.01	0.16	12176	0.0001
<i>boîtes n°2</i>	0.11	0.045	0.02	0.20	6088	0.0001

Tableau III. 3: Niveaux de DAS pour les six boîtes de Pétri exposée en onde plane à 1800 GHz.

A 1800 MHz, les interactions entre les boîtes commencent à apparaître, mais la répartition de DAS dans les quatre boîtes reste relativement homogène (Figure III. 20). Le DAS moyen dans les boîtes numéro 2 est 20% plus fort que dans les boîtes numéro 1.

II.3.c.ii) Etude dosimétrique des six boîtes en onde plane à 2,45GHz

Nous allons maintenant étudier le comportement des six boîtes de Pétri illuminées en onde plane à 2,45 GHz.

Les six boîtes de Pétri sont exposées :

- en onde plane
- à $f=2,45$ GHz,
- les caractéristiques diélectriques de la solution biologique sont celles à 2,45 GHz (Tableau III. 1).

Le DAS est exprimé en W/kg pour 1W/m^2 incident. La Figure III. 21 présente la distribution de DAS dans les six boîtes de Pétri illuminées en onde plane à 2,45 GHz, et la Figure III. 22 l'histogramme des valeurs de DAS dans les quatre boîtes. Le Tableau III. 4 reprend les valeurs moyennes de DAS, l'écart-type, le minimum et le maximum dans les boîtes n°1, n°2 et n°1 et 2, à 2,45 GHz. La puissance dissipée dans les boîtes de Pétri, ainsi que le volume de matériau diélectrique modélisé (en nombre de voxels), sont aussi indiqués dans le Tableau III. 4 pour cette fréquence.

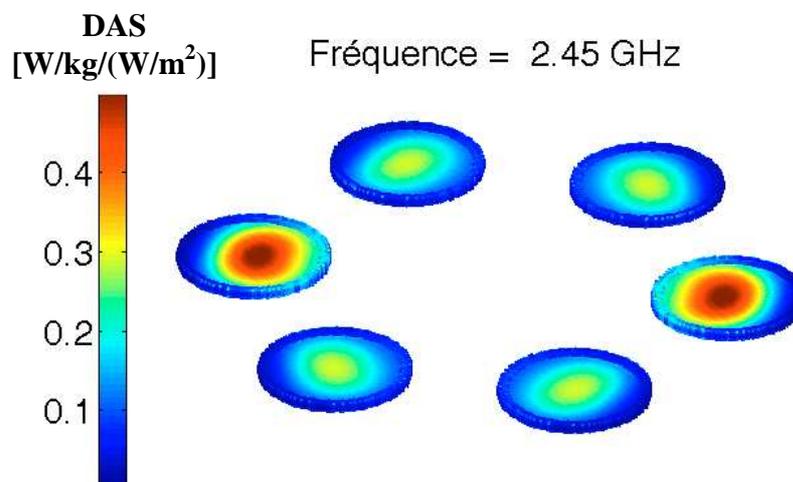


Figure III. 21: Distribution de DAS pour les six boîtes exposées en onde plane à $f=2,45$ GHz.

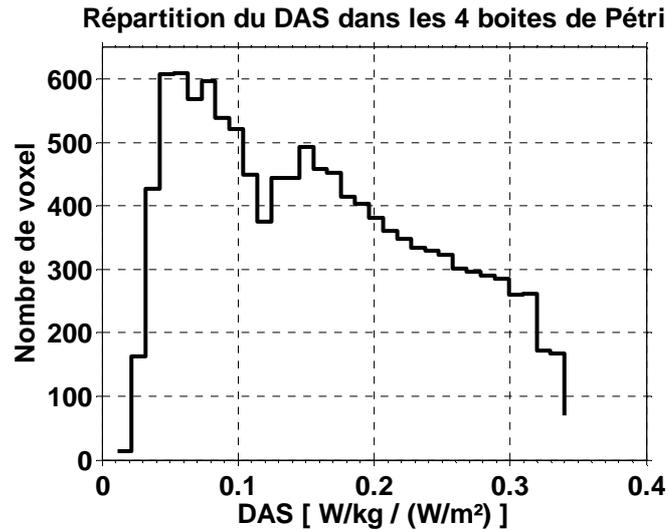


Figure III. 22: Histogramme du DAS dans les quatre boîtes de Pétri à 2,45 GHz, dans le cas de l'exposition onde plane.

L'énergie totale dissipée dans le volume s'élève à 0.44 mW.

DAS W/kg par W/m ²	DAS moyen	Std	Min	Max	Voxel	P dissipée
<i>sur les 6 boîtes</i>	0.19	0.13	0.01	0.61	18264	0.0004
<i>boîtes n°1</i>	0.16	0.09	0.01	0.34	12176	0.0002
<i>boîtes n°2</i>	0.27	0.16	0.01	0.61	6088	0.0002

Tableau III. 4: Niveaux de DAS pour les six boîtes de Pétri exposées en onde plane à 2,45 GHz.

A 2,45 GHz, les résonances dans les boîtes de Pétri sont assez fortes. La Figure III. 22 montre bien l'inhomogénéité du DAS dans les quatre boîtes. Les interactions entre les boîtes numéro 1 et 2 se sont mises en place, entraînant une forte disparité entre les

distributions de DAS dans les boîtes numéro 1 et 2. Le DAS moyen a augmenté de 70% entre les boîtes numéro 1 et les boîtes numéro 2.

II.3.c.iii) Etude dosimétrique des six boîtes sur la bande de fréquence [0,5 10] GHz.

La Figure III. 23 présente l'évolution en fréquence des six boîtes de Pétri illuminées par une onde plane en comparaison avec une boîte seule. Les quatre boîtes numéro 1 et les deux boîtes numéro 2 sont différenciées pour analyser les interactions des six boîtes entre elles.

Les paramètres de la solution biologique sont ceux mesurés à 2,45 GHz, les valeurs de DAS aux autres fréquences ne sont donc pas tout à fait exactes, mais c'est ici l'allure des courbes qui nous intéresse.

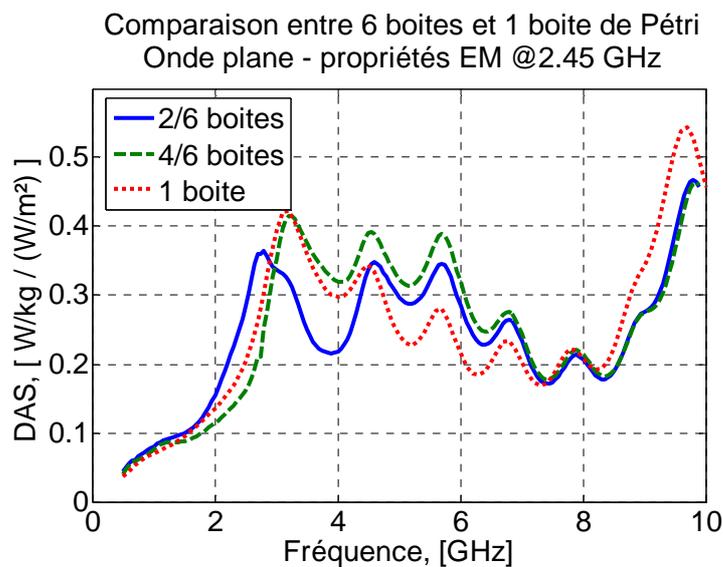


Figure III. 23: DAS moyen dans les boîtes de Pétri illuminées par une onde plane, en fonction de son environnement.

Pour une fréquence inférieure à 3 GHz, les deux boîtes n°2 ont un DAS moyen supérieur à celui des boîtes n°1. Le DAS moyen de la boîte seule étant compris entre les deux autres valeurs.

Ensuite, entre 3 et 4,5 GHz, le DAS moyen des boîtes n°2 devient bien inférieur à celui des boîtes n°1 et de la boîte seule.

Après 4,5 GHz, les tendances varient encore.

La position des boîtes les unes par rapport aux autres est donc très importante afin de déterminer le DAS moyen dans une boîte avec le moins d'incertitude possible.

Puisque les boîtes interagissent ensemble de manière à former deux « groupes » de DAS moyen et de distribution de DAS équivalents, les biologistes analyseront uniquement les cellules des quatre boîtes (repérées par le numéro 1 dans la Figure III. 18).

Cependant, il est intéressant d'observer l'influence de la présence ou non des deux boîtes n°2 sur le les quatre boîtes étudiées.

II.3.d Influence des deux boîtes de Pétri sur les quatre autres.

Pour comprendre l'influence de la présence des deux boîtes n°2 sur la distribution de DAS et les niveaux de DAS des quatre autres boîtes, nous avons illuminé les quatre boîtes en onde plane (dans les mêmes conditions que les six boîtes). La Figure III. 24 représente la configuration simulée pour le calcul du DAS.

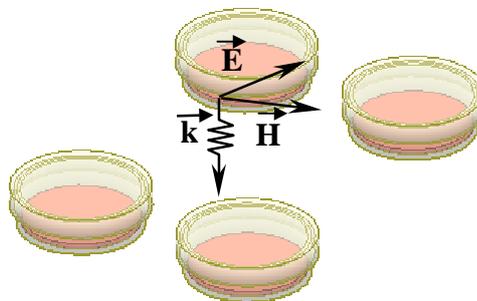


Figure III. 24 : Modélisation des quatre boîtes illuminées par une onde plane.

Pour mieux comprendre l'influence des deux boîtes de Pétri sur les quatre autres, nous avons regardé l'évolution du DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri dans les deux cas (Figure III. 25). Les paramètres diélectriques de la solution biologique pour l'étude en fréquence sont ceux à 2,45 GHz.

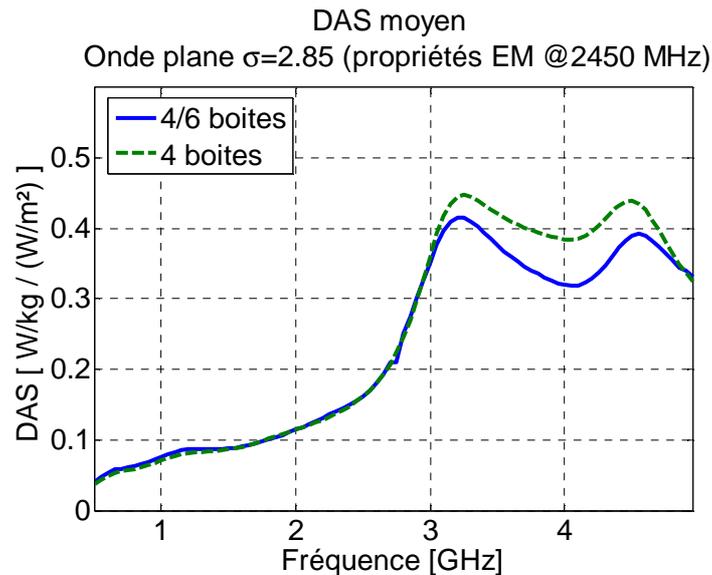


Figure III. 25: DAS moyen dans les boîtes de Pétri illuminées par une onde plane, en fonction du nombre de boîtes exposées (propriétés diélectriques 2,45 GHz).

Pour des fréquences inférieures à 3 GHz, le DAS moyen dans les boîtes de Pétri est identique dans les deux cas (six et quatre boîtes exposées).

Par contre, pour des fréquences supérieures à 3 GHz, les niveaux de DAS dans les deux configurations sont nettement différents, et il devient indispensable de bien déterminer le nombre de boîtes à exposer, ainsi que leur position.

Nous n'avons aucune contrainte quant au nombre de boîtes utilisées pour les expérimentations. Comme à 2,45 GHz les deux boîtes n°2 ont une légère influence dans la répartition du DAS dans les quatre boîtes voisines, et qu'elles permettent de diminuer l'intensité des points chauds dans les boîtes, nous avons décidé de garder les six boîtes disposées en cercle (comme présenté Figure III. 3) pour la suite de l'étude dosimétrique du système d'exposition. De plus, il est intéressant de garder l'opportunité d'étudier deux boîtes avec des niveaux de DAS différents des quatre autres, et donc de poursuivre l'analyse dosimétrique sur les 6 boîtes.

La position et le choix des boîtes dans la suite de l'étude sont présentés Figure III. 26.

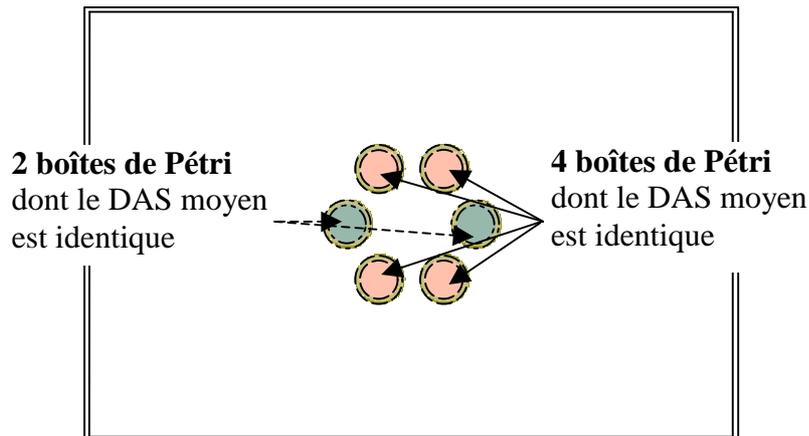


Figure III. 26: Position des boîtes de Pétri dans l'incubateur et choix des boîtes à analyser pour les expérimentations biologiques.

Maintenant que la dosimétrie des six boîtes de Pétri a été réalisée en onde plane, il faut prendre en compte l'effet de l'incubateur sur la répartition de champ E au niveau des boîtes de Pétri, et par conséquent l'effet de cet incubateur sur les niveaux de DAS dans les solutions.

II.4 MODELISATION DE L'INCUBATEUR

L'incubateur est essentiellement composé de plexiglas, mais il comporte aussi un système de refroidissement par eau ($\epsilon_r=71$) et une couche de billes de verre ($\epsilon_{\text{verre}}=5$).

Dans un premier temps, nous avons étudié ce « problème multilames » avec un code FDTD une dimension, afin d'analyser et comprendre les phénomènes de réflexions entre les zones de valeurs diélectriques très différentes.

Ensuite, nous sommes passés à une étude en trois dimensions de ce système « multilames », pour regarder :

- l'influence de la valeur de la permittivité et de la conductivité sur les niveaux de DAS dans les solutions biologiques,
- l'influence des hauteurs de diélectriques
- l'influence des dimensions transverses de la structure.

Ces études intermédiaires nous ont permis de discuter de la possibilité de simplifier la structure pour la modélisation numérique.

Enfin, nous avons réalisé et modélisé le système d'exposition de manière à calculer des niveaux de DAS dans les solutions avec une incertitude minimum.

II.4.a Etudes préliminaires en onde plane

Une comparaison 1D/3D du système "multilames" (sans les boîtes de Pétri) illuminé par une onde plane nous a permis de prendre conscience des phénomènes de résonances dans ce système.

A l'aide du code FDTD, nous avons analysé sur une dimension les réflexions engendrées par la superposition des différents éléments de l'incubateur (aux propriétés diélectriques très différentes). Nous avons donc regardé le coefficient de réflexion et le niveau de champ E (normalisé pour 1 V/m incident) du système multilames suivant :

- plexiglas ($\epsilon_r=2,5$) : 3 mm
- air ($\epsilon_r=1$): 50 mm
- verre ($\epsilon_r=5$) : 15 mm
- plexiglas ($\epsilon_r=2,5$) : 5mm
- eau ($\epsilon_{\text{moyen}}=30, \sigma=0,15$) : 12 mm
- plexiglas ($\epsilon_r=2,5$) : 5mm
- air ($\epsilon_r=1$): 48 mm
- plexiglas ($\epsilon_r=2,5$) : 5mm.

Ensuite, nous avons analysé ce même système "multilames" en trois dimensions (366*546 mm pour les dimensions transverses) à l'aide du code FDTD.

La Figure III. 27 présente les niveaux de champ E (sur l'axe de symétrie du système pour le cas en trois dimensions) sur une dimension dans les deux cas.

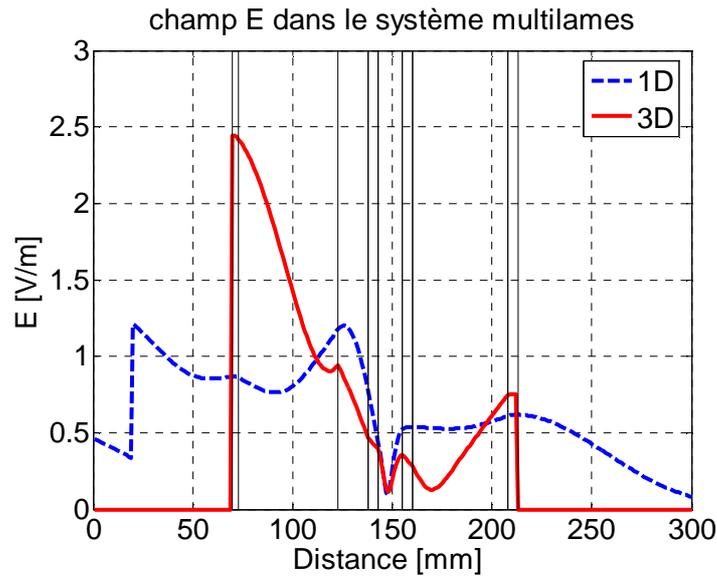


Figure III. 27: Comparaison 1D/3D du système multilames

Cette comparaison montre qu'il est important de prendre en compte le système en trois dimensions pour l'analyse dosimétrique. Cependant, l'étude 1D nous a permis d'analyser ce système d'exposition d'un point de vue multicouches et de se rendre compte du nombre important de réflexions entre les différents substrats, et des phénomènes de résonances qui s'installent dans ce système d'exposition.

L'utilisation du code FDTD en 1D est utile, mais il nous faut impérativement rester sur une analyse en 3D.

II.4.b Influence de la modélisation de l'incubateur sur les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri.

Les études intermédiaires sur le système complet nous ont permis de comprendre l'influence de la lame d'eau et de la lame de verre sur les réflexions et résonances électromagnétiques dans l'incubateur.

En effet, les valeurs de permittivité diélectrique de ces deux milieux modifient les niveaux de champ dans des proportions considérables (d'un facteur 1 à 10 dans certains cas).

L'épaisseur des "couches" de milieux diélectriques influe également fortement sur les valeurs de DAS dans les solutions biologiques des boîtes de Pétri.

L'incubateur ayant été conçu pour fonctionner à plusieurs fréquences, nous avons regardé l'influence de chaque élément de l'incubateur sur le niveau de DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri à analyser, sur une large bande de fréquence [0,5 – 3,5] GHz. Pour ces études intermédiaires destinées à appréhender les phénomènes d'interactions électromagnétiques dans la structure, nous avons arrondi la valeur de permittivité du verre à 4. D'autre part, les études en fréquences seront menées avec les paramètres diélectriques de la solution cellulaire à 2,45 GHz.

II.4.b.i) Influence du couvercle.

Premièrement, nous avons analysé l'influence du couvercle en plexiglas sur le DAS moyen dans les boîtes de Pétri.

Nous avons calculé le DAS dans les boîtes de Pétri dans deux configurations :

- les boîtes de Pétri en onde plane avec et sans capot,
- les boîtes de Pétri sur la lame de verre ($\epsilon_{\text{verre}}=4$), avec et sans capot.

La Figure III. 28 reprend les configurations étudiées pour l'analyse de l'influence du capot de l'incubateur sur le DAS dans les boîtes de Pétri.

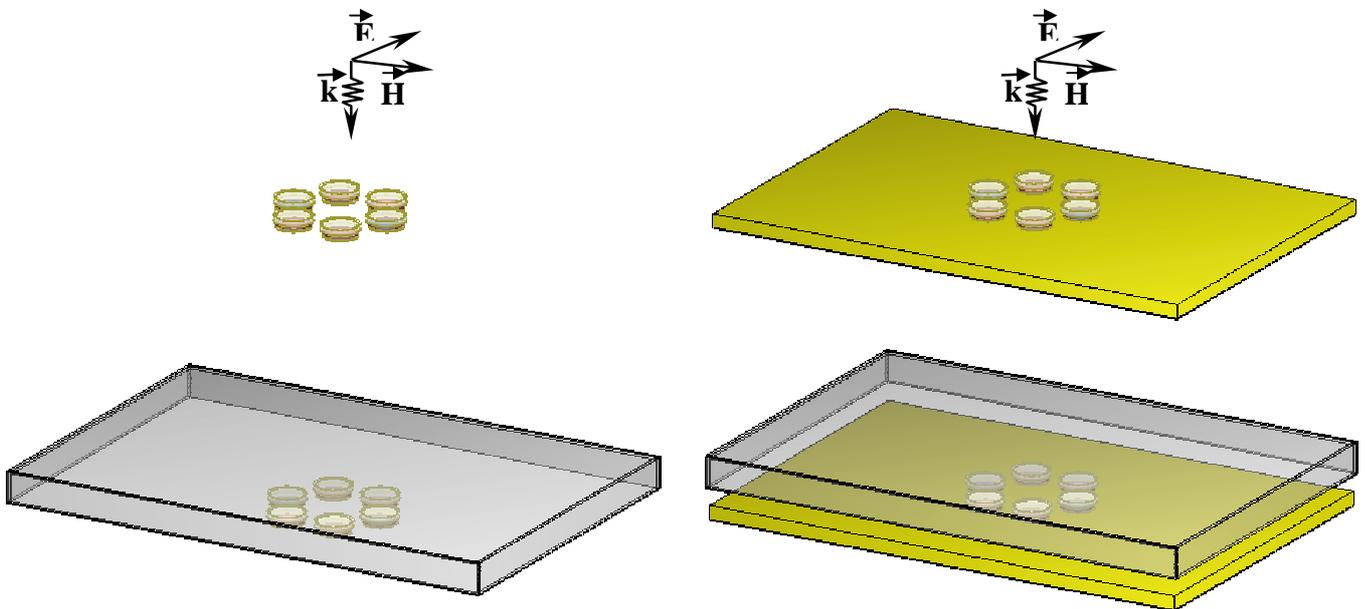


Figure III. 28: Modélisation des boîtes de Pétri avec et sans le capot, seules (à gauche) ou posées sur les billes de verre (à droite).

Les courbes du DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri en fonction de la présence ou non du capot de l'incubateur sont comparées Figure III. 29 sur la bande de fréquences [0,5 – 3,5] GHz.

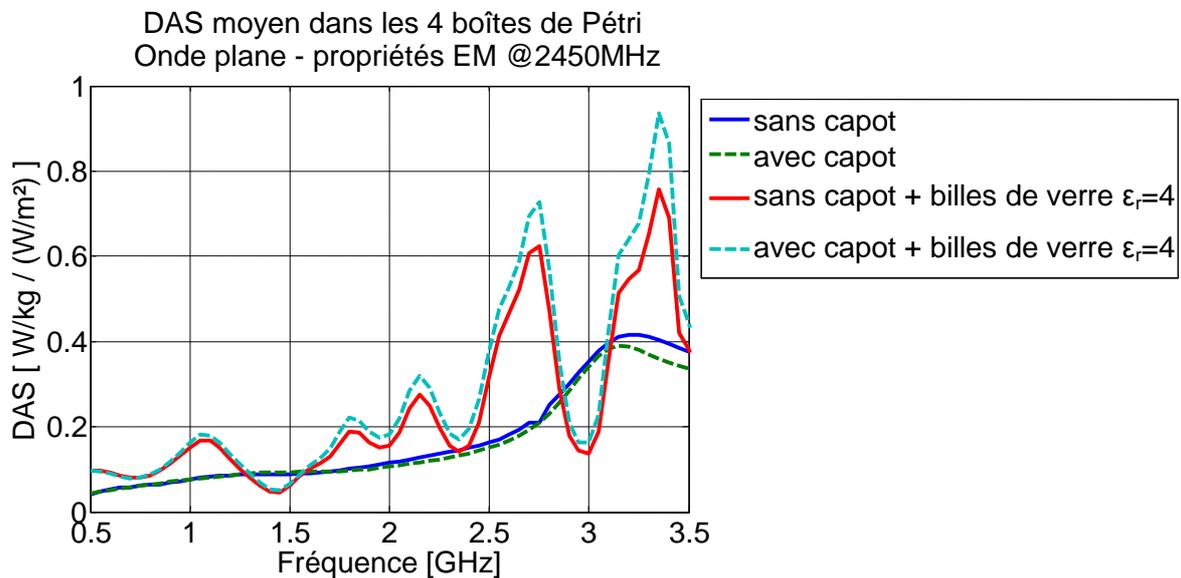


Figure III. 29: Influence du capot de l'incubateur sur une large bande de fréquences [0,5 – 3,5] GHz ($\Delta f=50$ MHz).

Dans le cas des boîtes seules sans les billes de verre, jusqu'à 3 GHz, le capot n'a quasiment aucune influence.

Dans le cas des boîtes placées sur les billes de verre, les niveaux de DAS sont, en moyenne, légèrement supérieurs avec la présence du capot en plexiglas. Le phénomène est d'ailleurs accentué au niveau des pics de résonance créés par la lame de verre.

Ces résultats laissent supposer que les billes de verre engendrent des réflexions, et modifient fortement le niveau de DAS dans les boîtes de Pétri.

Nous allons donc par la suite étudier l'influence de la valeur de la permittivité de la lame de verre sur les niveaux de DAS.

Avant, il nous reste à prendre en considération l'influence de la structure en plexiglas.

II.4.b.ii) Influence de la structure en plexiglas

Le plexiglas est un matériau neutre d'un point de vue électromagnétique. Cependant, les dimensions transverses (de l'ordre de 4 à 7λ environ) de l'incubateur peuvent jouer un rôle dans l'interaction des ondes RF avec le système.

Il nous a paru intéressant de comparer les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri, dans le cas où les boîtes sont placées sur les billes de verre et recouvertes du capot, et dans les cas où la structure en plexiglas est complètement modélisée.

Nous avons donc simulé les deux configurations suivantes :

- billes de verre modélisées par une lame de verre ($\epsilon_{\text{verre}}=4$), six boîtes de Pétri, et le capot.
- structure en plexiglas (fond de 5 mm, zone d'air 48 mm, plexiglas 5 mm, air 12 mm, plexiglas 5 mm), lame de verre ($\epsilon_{\text{verre}}=4$ et épaisseur 15 mm), six boîtes de Pétri, et le capot. Les parois latérales de la structure sont également modélisées.

La Figure III. 30 donne les visualisations des deux configurations modélisées pour la simulation électromagnétique.

La Figure III. 31 présente les résultats de cette comparaison dans la bande de fréquence [0,5 – 3,5] GHz.

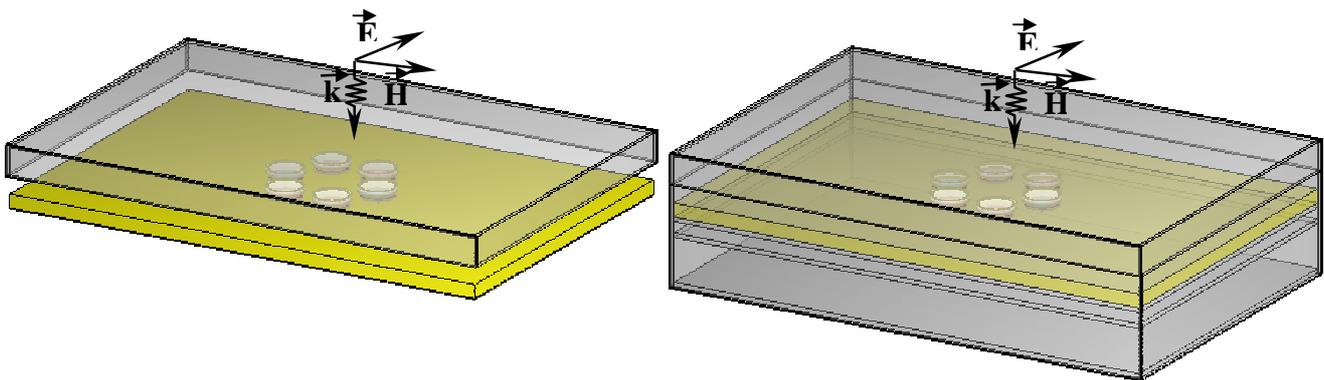


Figure III. 30: Modélisation de l'incubateur avec et sans la structure en plexiglas, lorsque les boîtes de Pétri sont placées sur les billes de verre ($\epsilon_r=4$), et sans modéliser la zone "tuyaux d'eau".

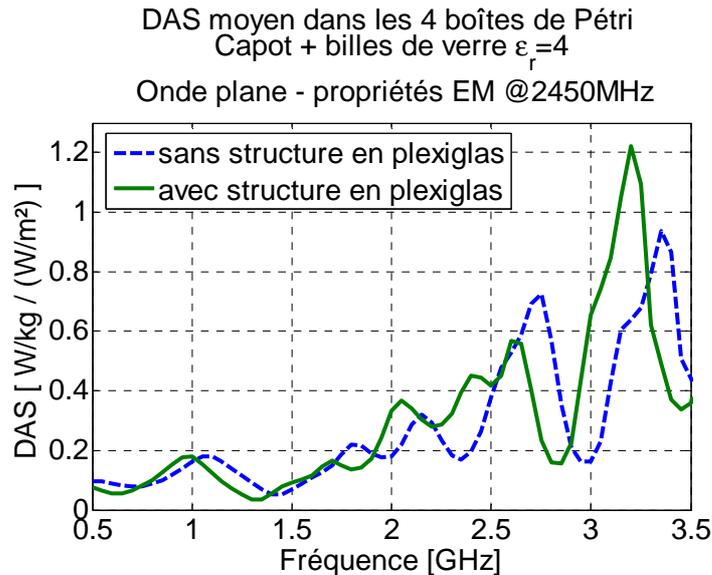


Figure III. 31: Influence de la structure en plexiglas de l'incubateur sur une large bande de fréquence [0,5 – 3,5] GHz ($\Delta f=50$ MHz).

Ces courbes montrent que la structure en plexiglas a son importance dans la répartition du champ dans l'incubateur, et par conséquent sur les niveaux de DAS moyen dans les boîtes de Pétri. En effet les pics de résonance sont déplacés d'une centaine de mégahertz environ selon la prise en compte ou non de la structure. A 3 GHz par exemple, le DAS moyen est multiplié par trois.

La structure en plexiglas est donc à modéliser entièrement, de façon réaliste pour calculer les niveaux de DAS dans les boîtes avec une marge d'erreur la plus faible possible.

II.4.b.iii) Influence des billes de verre

Nous avons vu précédemment, dans l'étude de l'influence du capot, que la lame de verre engendrait des résonances dans la structure en plexiglas, et des pics de DAS apparaissaient dans la bande de fréquence étudiée.

Pour mieux comprendre l'importance de la modélisation de la zone "billes de verre", et l'influence de la valeur de permittivité de la lame de verre modélisée, nous avons étudié le DAS dans les boîtes de Pétri placées sur la lame de verre, et couvertes du capot (modélisation Figure III. 32), dans les cinq configurations suivants :

- $\epsilon_{\text{verre}}=5$,
- $\epsilon_{\text{verre}}=4$,
- $\epsilon_{\text{verre}}=3$,
- $\epsilon_{\text{verre}}=2$,
- $\epsilon_{\text{verre}}=1$ (c'est-à-dire sans lame de verre).

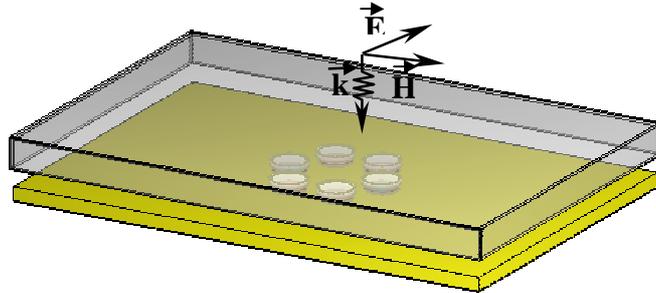


Figure III. 32: Modélisation des boîtes de Pétri placées sur les billes de verre, avec le capot.

La comparaison des cas $\epsilon_{\text{verre}}=4$ et $\epsilon_{\text{verre}}=1$ a déjà été analysée dans le cadre de l'étude de l'influence du capot (dans les cas avec et sans billes de verre sous les boîtes).

Les cinq courbes présentant l'influence de la valeur de la permittivité sont comparées Figure III. 33.

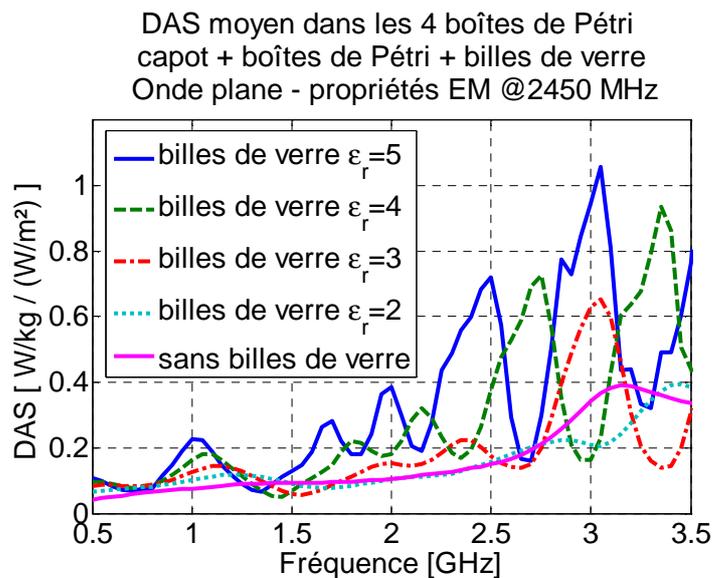


Figure III. 33: Influence de la permittivité de la lame de verre sur une large bande de fréquence [0,5 – 3,5] GHz ($\Delta f=50$ MHz).

Ce graphique montre les importantes réflexions qui s'installent dans le système pourtant simplifié "verre + boîtes de Pétri + capot". La valeur de permittivité du verre influe considérablement sur les réflexions dans la structure, et donc sur le DAS moyen dans la solution biologique des boîtes : entre les cas $\epsilon_{\text{verre}}=4$ et $\epsilon_{\text{verre}}=5$, le DAS moyen est multiplié par un facteur supérieur à cinq pour $f=3$ GHz. Il devient impossible de prévoir les interactions des ondes RF avec les milieux biologiques.

Il est donc indispensable de prendre la valeur réelle de permittivité de la zone de verre, sans aucune approximation. Pour cette raison, nous avons mesuré la valeur de permittivité équivalente des billes de verre à l'aide d'une cavité microonde ($\epsilon_{\text{verre}} \text{ équivalent} = 3,6$).

La modélisation de la zone "billes de verre" par une lame de verre de permittivité équivalente 3,6 est une bonne solution pour modéliser la structure complète.

Cependant, le modèle n'est pas tout à fait réaliste puisque les billes de verre ont un diamètre de 1,5 mm en moyenne, et le milieu n'est donc pas homogène. Des résonances peuvent également s'installer dans le milieu formé par les billes de verre et l'air, et l'arrangement des billes peut être structuré ou non, engendrant un comportement électromagnétique différent de celui de la lame de verre équivalente.

La valeur de DAS calculée dans le milieu n'est donc pas une valeur à prendre comme telle, mais à considérer avec une marge d'erreur due à la modélisation de la structure complète.

Le but de ces études intermédiaires est de comprendre les phénomènes électromagnétiques, mais aussi de déterminer la zone d'incertitude de calcul du DAS dans les boîtes de Pétri.

II.4.b.iv) Influence des tuyaux d'eau.

Après avoir analysé l'influence des billes de verre sur le DAS dans le milieu biologique, il nous a paru incontournable de quantifier l'impact de la modélisation des tuyaux d'eau dans la structure.

Les premières études en 1D et la modélisation de la zone "tuyaux d'eau" par un milieu homogène de permittivité équivalente, nous ont déjà permis de comprendre l'influence de cette partie de l'incubateur sur les valeurs de DAS dans les solutions.

Nous avons donc décidé de modéliser complètement la partie "tuyaux en plastique ($\epsilon_r=2,6$) et eau ($\epsilon_{\text{eau}}=71$)" et de faire varier la valeur de la permittivité de l'eau pour analyser son influence sur le calcul du DAS.

La Figure III. 34 présente le modèle d'incubateur réalisé pour la simulation électromagnétique avec le code FDTD. Tous les éléments sont modélisés, et les billes de verre sont représentées par une lame de verre homogène de milieu équivalent $\epsilon_{\text{verre}}=3,6$.

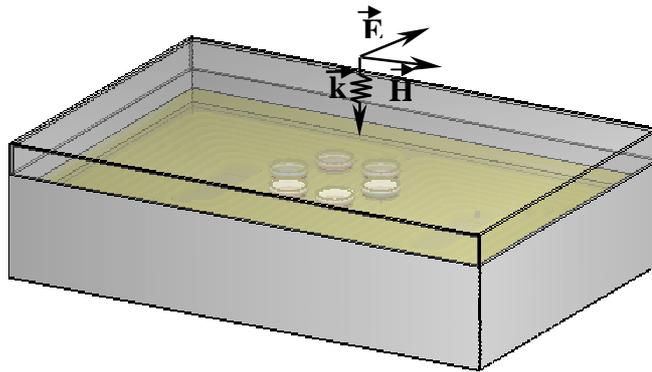


Figure III. 34: Modélisation de l'incubateur complet (avec $\epsilon_{\text{verre}}=3,6$).

Les résultats de l'influence de la permittivité de l'eau dans les tuyaux en plastique sont proposés Figure III. 35. L'étude est réalisée sur la bande de fréquence (0,5 – 3,5) GHz.

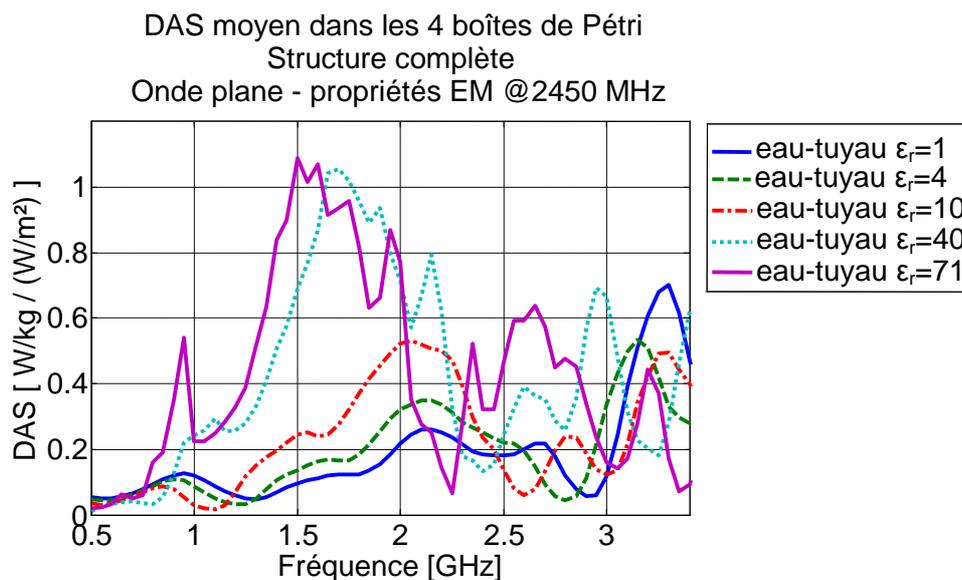


Figure III. 35: Influence de la permittivité de l'eau circulant dans les tuyaux sur une large bande de fréquence [0,5 – 3,5] GHz ($\Delta f=50$ MHz).

Comme pour la lame de verre, la permittivité de l'eau a une grande influence sur le DAS moyen. Les résonances apparaissent plutôt autour de 3 GHz pour les faibles permittivités diélectriques, mais pour une permittivité de l'eau supérieure à 10, les pics de résonance apparaissent autour de 1 GHz, 1,5 GHz, et sont extrêmement présents sur toute la bande de fréquence étudiée. Pour $f=1,5$ GHz par exemple, la DAS moyen est multiplié par plus de 10 entre le cas $\epsilon_{\text{eau}}=1$ et $\epsilon_{\text{eau}}=71$.

La modélisation des tuyaux d'eau avec une valeur juste de la permittivité de l'eau est indispensable au calcul du DAS dans les boîtes de Pétri.

L'analyse de l'influence des différents éléments de l'incubateur sur une large bande de fréquence a été faite avec les paramètres diélectriques de la solution cellulaire à 2,45 GHz ($\sigma=2,85$ S/m).

Il est intéressant d'étudier l'influence de valeurs des paramètres diélectriques de la solution en fonction de la fréquence, afin de déterminer si l'insertion du calcul des paramètres diélectriques en fonction de la fréquence dans le code FDTD est indispensable à la compréhension des phénomènes électromagnétiques dans l'incubateur.

II.4.b.v) Influence des paramètres diélectriques de la solution biologique.

Pour analyser l'influence des paramètres diélectriques de la solution biologique, nous avons calculé le DAS moyen pour les boîtes de Pétri placées dans l'incubateur modélisé complètement ($\epsilon_{\text{eau}}=71$ et $\epsilon_{\text{verre}}=3,6$), dans les trois cas suivants :

- $\sigma=1,8$ S/m, valeur de conductivité de la solution à 900 MHz,
- $\sigma=2,5$ S/m, valeur de conductivité de la solution à 1800 MHz,
- $\sigma=2,85$ S/m, valeur de conductivité de la solution à 2,45 GHz.

Les trois courbes pour les trois valeurs de conductivité sont comparées Figure III. 36.

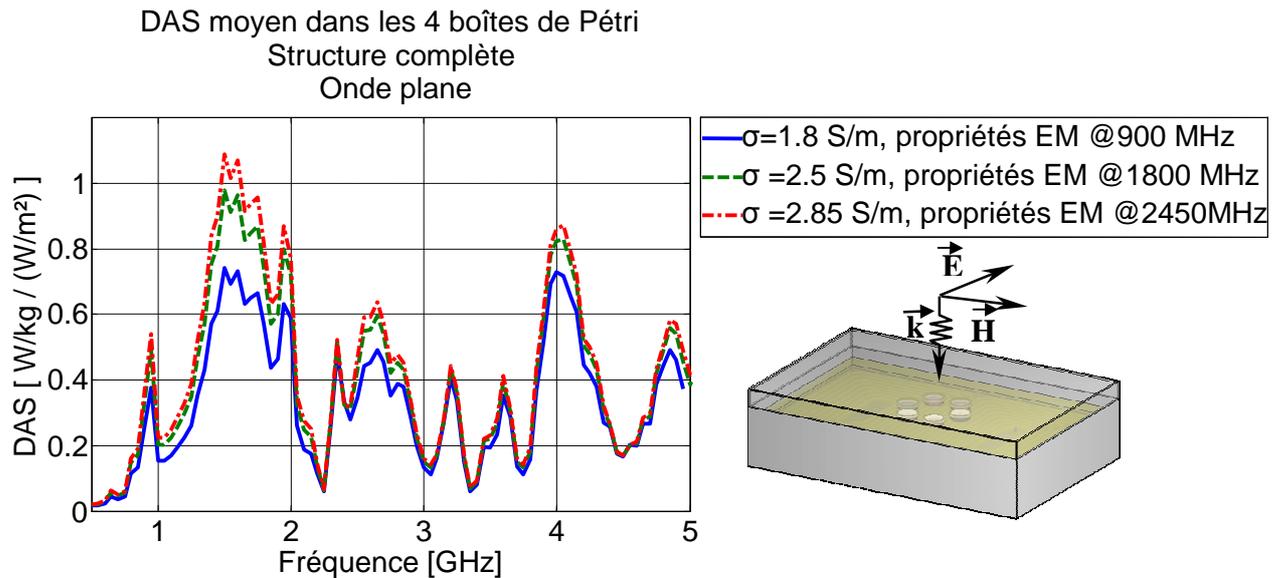


Figure III. 36: Influence de la conductivité σ (S/m) liée à la fréquence ($\Delta f=50$ MHz).

Les valeurs de conductivité modifient les valeurs de DAS moyen dans la solution biologique, mais l'allure des courbes en fréquence reste la même.

Les valeurs de DAS sont tout de même plus sensibles aux variations de la conductivité au niveau des pics de résonances, comme autour des 1,5 GHz.

Nous utiliserons les valeurs réelles de conductivité pour l'analyse dosimétrique aux fréquences ponctuelles qui nous intéressent.

Dans le cas de l'étude en fréquence de l'incubateur et pour faire ressortir la tendance générale des phénomènes électromagnétiques dans l'incubateur, une valeur des paramètres diélectriques fixe sera suffisante.

Suite à ces analyses, nous avons donc décidé de modéliser l'incubateur de façon la plus réaliste possible, en modélisant la zone de verre en milieux homogène de permittivité équivalente 3,6 (mesuré dans une cavité microonde), et en modélisant complètement la zone contenant les tuyaux d'eau.

Après avoir abouti à un modèle réaliste pour les simulations avec le code FDTD, nous allons procéder à l'analyse de l'incubateur et du DAS dans les boîtes de Pétri en illumination par une onde plane.

II.5 ETUDE DU SYSTEME D'EXPOSITION EN ONDE PLANE

II.5.a Modélisation pour l'étude en onde plane

Nous avons montré précédemment que l'incubateur se trouvait dans la zone champ lointain du cornet, et que l'impédance d'onde était celle d'une onde plane à un mètre du cornet.

Une première étude en onde plane (Figure III. 37) de l'incubateur est donc présentée afin de déterminer le DAS moyen dans les boîtes de Pétri à 1800 MHz et 2,45 GHz.

L'incubateur a été modélisé comme décrit dans le paragraphe précédent :

- modélisation du capot et de la structure en plexiglas,
- modélisation des tuyaux en plastique et de l'eau ($\epsilon_{\text{eau}}=71$),
- modélisation des billes de verre en lame de verre homogène de permittivité équivalente $\epsilon_{\text{verre}}=3,6$
- paramètres diélectriques à 1800 MHz et 2,45 GHz définis Tableau III. 1
- polarisation de l'onde incidente : polarisation H (champ H parallèle à la plus grande dimension de l'incubateur). Le champ E de l'onde plane arrive avec la même incidence que le champ E émit par l'antenne cornet.

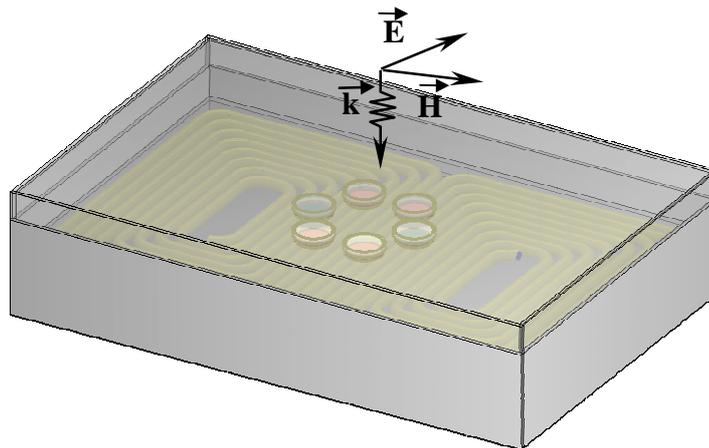


Figure III. 37: Modélisation de l'ensemble incubateur et boîtes de Pétri

Les simulations numériques ont été effectuées grâce à l'IDRIS sur des calculateurs NEC SX8. Dans le cas de l'incubateur en onde plane, les dimensions de la structure modélisées sont $n_x=313$, $n_y=246$, $n_z=252$ avec une discrétisation $\Delta=500 \mu\text{m}$. Le temps réel de calcul est de 3180 secondes, et l'espace mémoire utilisé s'élève à 1,7 Gb.

II.5.b Comparaison du DAS dans les supports biologiques avec et sans incubateur

Nous avons analysé l'évolution du DAS moyen dans les quatre boîtes de pétri dans les cas des six boîtes exposées en onde plane, puis dans le cas des six boîtes placées dans l'incubateur illuminé par une onde plane aussi. Dans la Figure III. 38, nous avons comparé le DAS moyen dans les boîtes seules avec celui des boîtes placées dans l'incubateur, sur une large bande de fréquence.

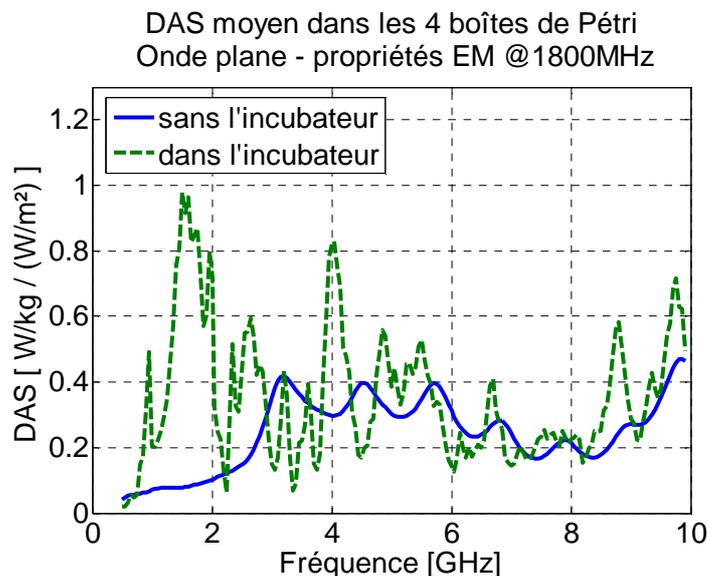


Figure III. 38: Comparaison entre le DAS moyen des boîtes exposées en onde plane et le DAS moyen des boîtes placées dans l'incubateur exposé en onde plane sur la bande de fréquence [0,5-10] GHz ($\Delta f=50$ MHz).

Ce graphe reprend l'analyse et les conclusions faites dans les paragraphes précédents. L'incubateur est un système "multilames" qui génère de multiples réflexions et fait varier

les niveaux de DAS de façon considérable. Les variations autour de certaines fréquences (comme autour de 2 GHz par exemple) sont très importantes, et le DAS peut fluctuer très rapidement (d'un facteur 10 pour l'exemple choisi) entre deux fréquences proches d'une centaine de mégahertz. Le calcul du DAS étant lié entre autres à la modélisation numérique, l'incertitude sur le calcul du DAS devient difficile à déterminer.

Les expérimentations biologiques ont été menées à deux fréquences : $f=1800$ MHz, et $f=2,45$ GHz.

Nous allons par conséquent détailler la dosimétrie de ce système d'exposition complexe illuminé par une onde plane pour ces deux fréquences.

L'étude dosimétrique du système d'exposition en onde plane consiste à déterminer les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri à une fréquence donnée.

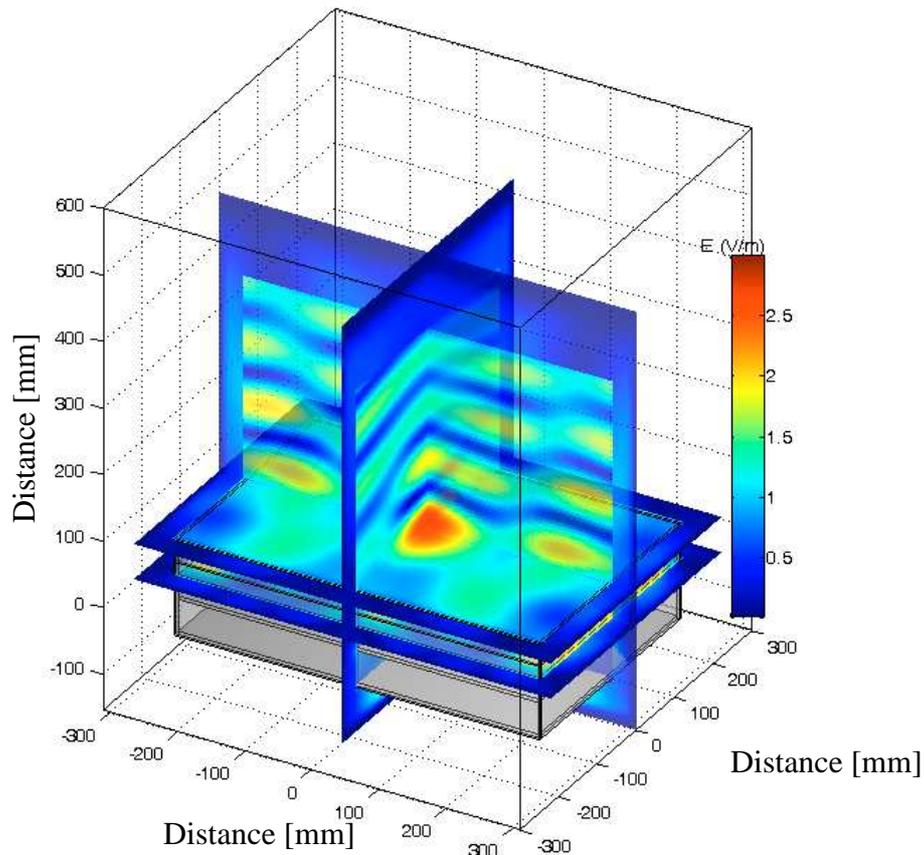
Pour comprendre l'interaction des ondes RF avec l'incubateur, et déterminer l'influence de l'onde incidente sur le calcul du DAS nous allons analyser précisément les niveaux de champ E autour de l'incubateur. L'étude de la distribution du champ E a été faite pour toutes les composantes de champ, mais nous ne présenterons ici que la composante principale de champ E, puisqu'elle donne l'information nécessaire à la compréhension des interactions de l'onde plane avec l'incubateur. Cependant les autres composantes de champ sont présentées en Annexe 4.

Les cartographies de champ E en onde plane sont normalisées pour 1 V/m incident.

II.5.c Dosimétrie en onde plane à 1800 MHz.

Les cartographies Figure III. 39 permettent de déterminer les niveaux de champ dans l'incubateur exposé en onde plane à 1800 MHz.

La Figure III. 40 présente donc les distributions de champ pour les deux axes de symétrie du système d'exposition, ainsi que dans les plans horizontaux au dessus du capot de l'incubateur, et au niveau des boîtes de Pétri.



**Figure III. 39: Distribution de champ E pour le système "onde plane + incubateur",
f=1800 MHz.**

Les cartographies sont détaillées pour chaque plan de coupe en deux dimensions avec l'indication des contours de niveaux de champ en Annexe 4.

Cette visualisation des niveaux de champ à 1800 MHz nous permet d'observer les fortes résonances qui s'installent au dessus de l'incubateur, et notamment le point chaud qui apparaît au centre du capot de l'incubateur. Cette information est très importante puisque c'est le point de référence pour les mesures de champ E in situ.

Pour analyser plus facilement les cartographies de champ E sur les plans horizontaux, nous avons tracé séparément les distributions de champ au niveau des boîtes, et au dessus du couvercle de l'incubateur (Figure III. 40).

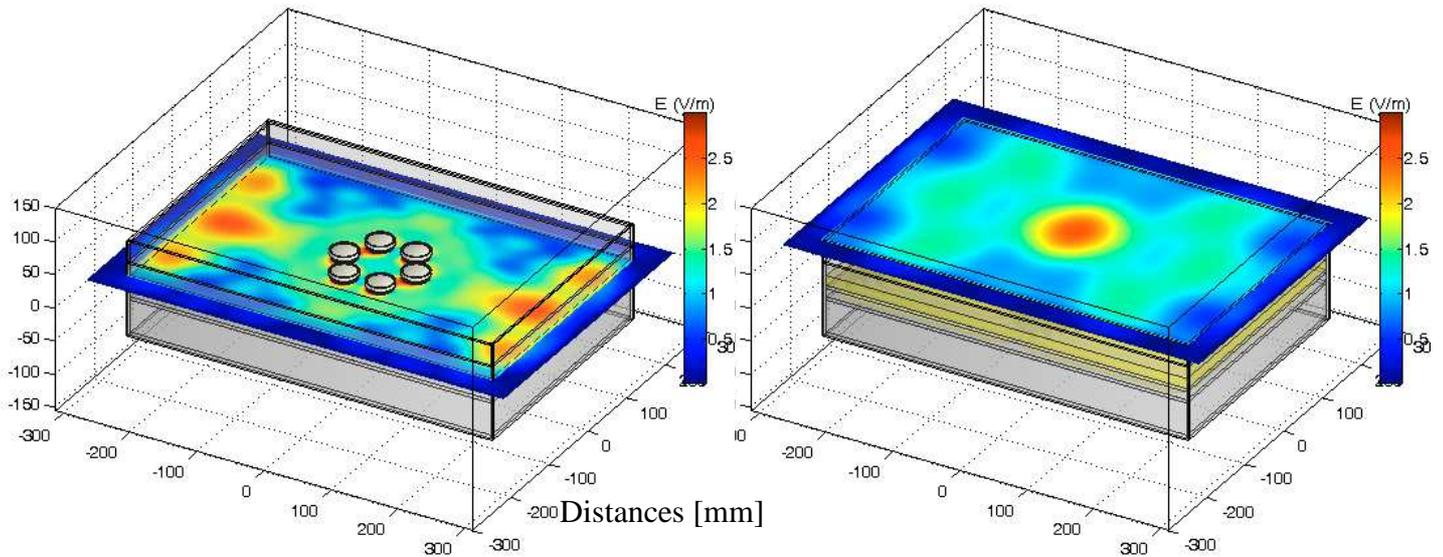


Figure III. 40: Cartographies de l'amplitude de champ E au niveau des boîtes de Pétri (à gauche) et sur le capot (à droite) pour le système "onde plane + incubateur", $f=1800$ MHz.

Pour plus de lisibilité, les lignes de champ n'ont pas été tracées sur ces visualisations en trois dimensions. Par contre, les lignes de champ E sont présentées en Annexe 4.

En ce qui concerne la cartographie de droite (au dessus du capot de l'incubateur), on retrouve les résultats montrés Figure III. 39. En effet, on observe un point chaud au centre du couvercle autour de 2,5 V/m, pour 1 V/m incident. L'interaction de l'incubateur avec l'onde incidente génère des résonances et une augmentation des niveaux de champs dans certaines zones du système d'exposition.

La cartographie de gauche reprend les niveaux de champ E sous les boîtes de Pétri. Des résonances apparaissent sur les bords de l'incubateur, parallèles au champ E, et de fortes résonances sont également présentes sous les boîtes de Pétri (augmentation du champ E d'un facteur 2 à 3 sous les boîtes). Cette distribution de champ E laisse supposer que les interactions générées au niveau des supports biologiques vont considérablement augmenter le DAS dans les boîtes de Pétri (certainement d'un facteur entre 2^2 et 3^2).

La dosimétrie à 1800 MHz est présentée Figure III. 41 pour la distribution de DAS dans les six boîtes de Pétri, et Figure III. 42 pour la répartition du DAS dans une boîte de pétri (boîte numéro 1 utilisée pour l'analyse biologique).

Le Tableau III. 5 donne les valeurs moyennes, minimum, maximum, et l'écart-type dans les boîtes de Pétri exposées à 1800 MHz, ainsi que le nombre de voxels utilisés pour les calculs, et la puissance dissipée dans la zone étudiée.

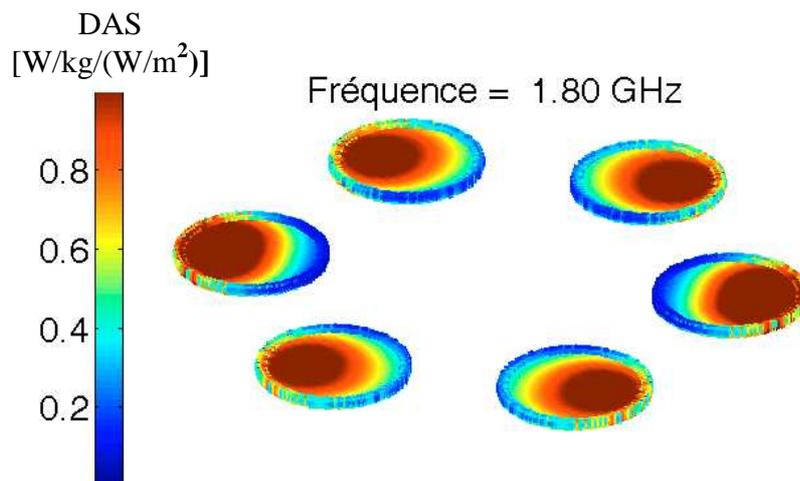


Figure III. 41: Distribution de DAS pour les six boîtes placées dans l'incubateur exposé en onde plane à $f=1800$ MHz

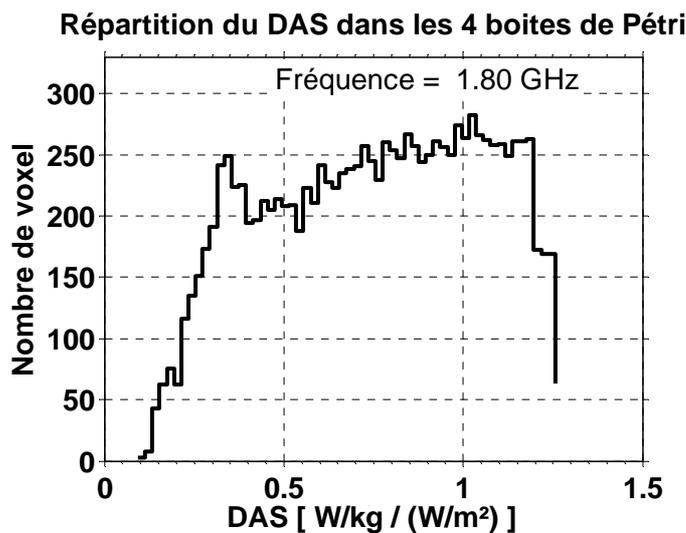


Figure III. 42: Histogramme du DAS dans les quatre boîtes de Pétri à 1800 MHz, dans le cas de l'exposition « onde plane + incubateur ».

L'énergie totale dissipée dans le volume s'élève à 1,75 mW.

DAS W/kg par W/m²	DAS moyen	Std	Min	Max	Voxel	P dissipée
<i>sur les 6 boîtes</i>	0.76	0.35	0.04	1.68	18264	0.0017
<i>boîtes n°1</i>	0.74	0.30	0.10	1.26	12176	0.0011
<i>boîtes n°2</i>	0.81	0.44	0.04	1.68	6088	0.0006

Tableau III. 5: Niveaux de DAS pour les six boîtes de Pétri placées dans l'incubateur exposé en onde plane à 1800 MHz.

A 1800 MHz, la distribution de DAS dans les six boîtes est relativement inhomogène mais linéaire (nombre de voxels quasiment identiques entre 0,3 et 1,2 W/kg - Figure III. 42-), comme dans le cas des six boîtes seules exposées en onde plane.

La différence entre le DAS moyen des quatre boîtes n°1 et celui des deux boîtes n°2 est faible (environ 7%).

Par contre, la Figure III. 41 confirme les déductions faites à partir de l'analyse des cartographies de champ E. Les valeurs de DAS sont bien plus élevées lorsque les boîtes sont placées dans l'incubateur, que lorsqu'elles sont exposées par une onde plane seules. La présence de l'incubateur augmente le DAS moyen dans les boîtes de Pétri d'un facteur 8 environ (voir les valeurs de DAS en onde plane Tableau III. 3 par rapport aux valeurs données Tableau III. 5).

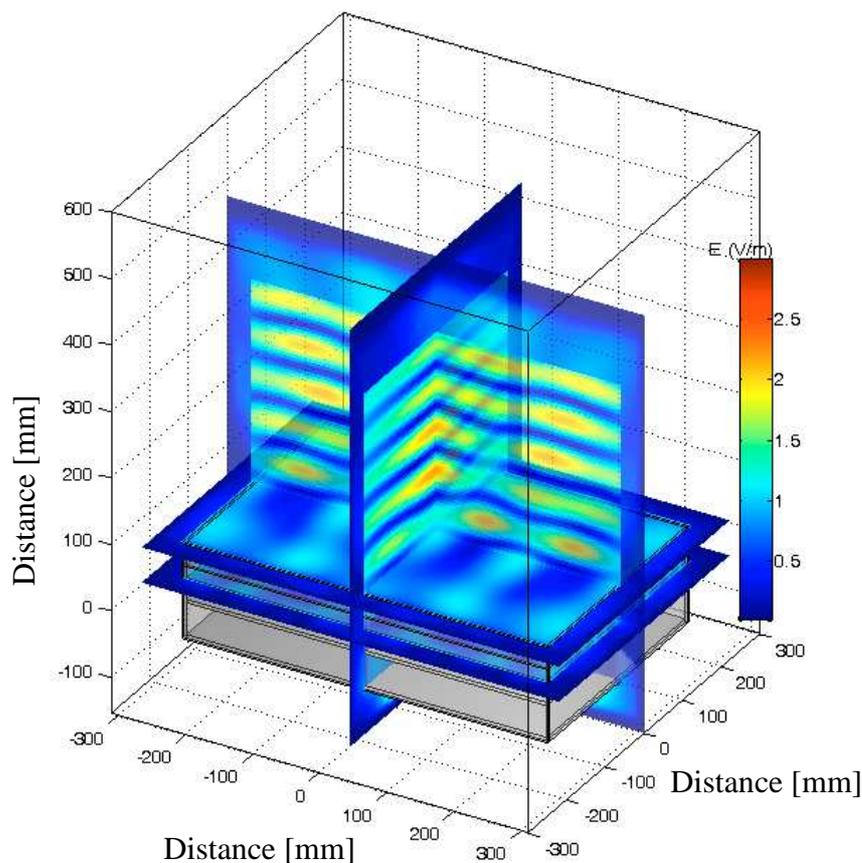
Les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri sans incubateur exposées en onde plane à 2,45 GHz étaient 2 à 3 fois plus élevés qu'à 1800 MHz. L'étude dosimétrique à 2,45 GHz va nous permettre de calculer les niveaux de DAS dans les boîtes placées dans l'incubateur à cette fréquence.

II.5.d Dosimétrie en onde plane à 2,45 GHz

Les cartographies Figure III. 43 permettent de déterminer les niveaux de champ dans l'incubateur exposé en onde plane à 2,45 GHz.

Comme pour l'étude à 1800 MHz, pour plus de lisibilité des résultats, les cartographies à 2,45 GHz sont détaillées pour chaque plan de coupe en deux dimensions avec l'indication des contours de niveaux de champ en Annexe 4. D'autre part, comme seule la composante de champ E principale est représentée sur les cartographies suivantes, les autres composantes de champ E sont détaillées en Annexe 4 également.

On peut donc observer Figure III. 43 les distributions de champ pour les deux axes de symétrie du système d'exposition, et pour les plans horizontaux au dessus du capot de l'incubateur, et au niveau des boîtes de Pétri.



**Figure III. 43: Distribution de champ E pour le système "onde plane + incubateur",
f=2,45 GHz.**

Des résonances sont également présentes à 2,45 GHz. Elles sont cependant plus fortes et plus rapprochées dans la zone au dessus de l'incubateur, que pour l'exposition à 1800 MHz. Par contre, il n'y a pas de point chaud au niveau du capot de l'incubateur.

Pour analyser plus facilement les cartographies de champ E sur le couvercle de l'incubateur et au niveau des boîtes de Pétri, nous avons tracé séparément les distributions de champ pour ces deux plans (Figure III. 44).

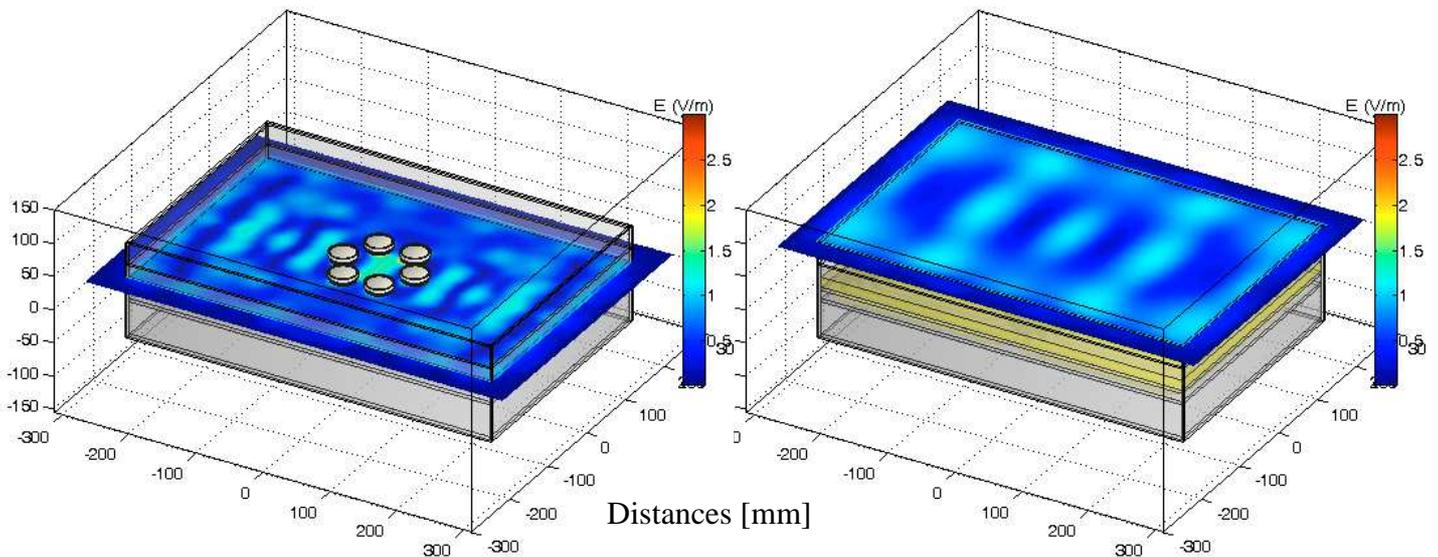


Figure III. 44: Cartographies de l'amplitude de champ E au niveau des boîtes de Pétri (à gauche) et sur le capot (à droite) pour le système "onde plane + incubateur", $f=2,45$ GHz

La cartographie de gauche (niveaux de champ E sous les boîtes de Pétri) montre qu'il y a bien des résonances sur le plan situé sous les supports biologiques, mais que les niveaux de champ E restent assez faibles, de l'ordre de 1 à 1,5 V/m sous les boîtes. Cette distribution de champ E laisse supposer que les interactions générées au niveau des supports biologiques augmenteront le DAS dans les boîtes de Pétri d'un rapport 2 à 3.

On observe sur la cartographie de droite des résonances régulières parallèles au champ E incident, mais de faible amplitude (autour de 1V/m). Les interactions générées à 2,45 GHz entraînent des résonances de plus faible amplitude qu'à 1800 MHz.

La dosimétrie du système d'exposition en onde plane à 2,45 GHz est présentée Figure III. 45 et Figure III. 46. On retrouve respectivement la distribution de DAS dans les six boîtes de Pétri, et la répartition du DAS dans une boîte de pétri (boîte numéro 1 utilisée pour l'analyse biologique).

Le Tableau III. 6 donne les valeurs moyennes, minimum, maximum, et l'écart-type dans les boîtes de Pétri exposées à 2,45 GHz, ainsi que le nombre de voxels utilisés pour les calculs, et la puissance dissipée dans la zone étudiée.

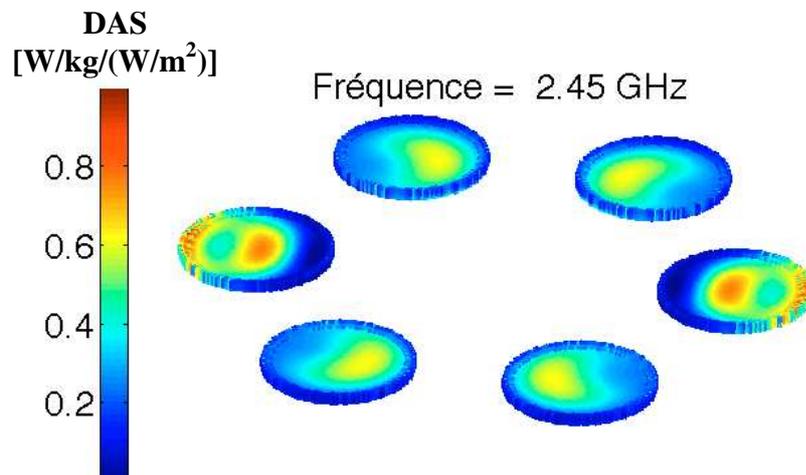


Figure III. 45: Distribution de DAS pour les six boîtes placées dans l'incubateur exposé en onde plane à f=2,45 GHz.

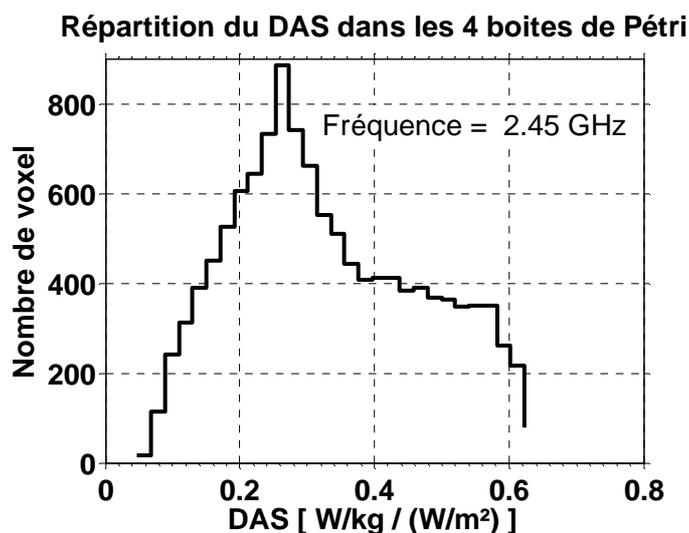


Figure III. 46: Histogramme du DAS dans les quatre boîtes de Pétri à 2,45 GHz, dans le cas de l'exposition « onde plane + incubateur ».

L'énergie totale dissipée dans le volume s'élève à 0,82 mW.

DAS W/kg par W/m ²	DAS moyen	Std	Min	Max	Voxel	P dissipée
<i>sur les 6 boîtes</i>	0.36	0.19	0	1.38	18264	0.0008
<i>boîtes n°1</i>	0.32	0.14	0.05	0.62	12176	0.0005
<i>boîtes n°2</i>	0.44	0.25	0	1.38	6088	0.0003

Tableau III. 6: Niveaux de DAS pour les six boîtes de Pétri placées dans l'incubateur exposé en onde plane à 2,45 GHz.

A 2,45 GHz, des résonances de DAS apparaissent dans la solution cellulaire (Figure III. 46, le DAS est en majorité réparti autour de 0.26 W/kg). Des résonances apparaissent dans les deux boîtes n°2. D'autre part, le DAS moyen dans les boîtes n°2 est 30% supérieur à celui des boîtes n°1 (de manière identique à l'exposition des six boîtes seules en onde plane à 2,45 GHz).

Contrairement au cas précédent (à 1800 MHz), les niveaux de DAS entre les cas "boîtes seules" et "boîtes dans l'incubateur" ne sont multipliés que d'un facteur 2 (voir les valeurs de DAS en onde plane Tableau III. 4 par rapport aux valeurs données Tableau III. 6). En effet, nous avons vu en analysant les cartographies de champ E à 2,45 GHz que les niveaux de champ et les résonances dans l'incubateur étaient moins élevés à 2,45 GHz qu'à 1800 MHz.

Les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri sans incubateur exposées en onde plane à 1800 MHz sont donc environ deux fois plus élevés qu'à 2,45 GHz. Cette tendance est inversée par rapport à l'étude des six boîtes seules où les valeurs de DAS à 2,45 GHz étaient 1,5 à 2,5 fois plus élevées qu'à 1800 MHz.

Une étude du DAS moyen autour des fréquences qui nous intéressent nous permettra de considérer l'incertitude des valeurs de DAS calculées pour des fréquences ponctuelles.

II.5.e Dosimétrie sur la bande de fréquence [1,35 - 3] GHz

Pour déterminer l'incertitude à prendre en compte pour le calcul du DAS, nous avons calculé le DAS moyen autour de 1800 MHz et 2,45 GHz avec une résolution plus fine (DAS tous les 10 MHz). La Figure III. 47 montre la tendance du DAS autour de ces deux fréquences.

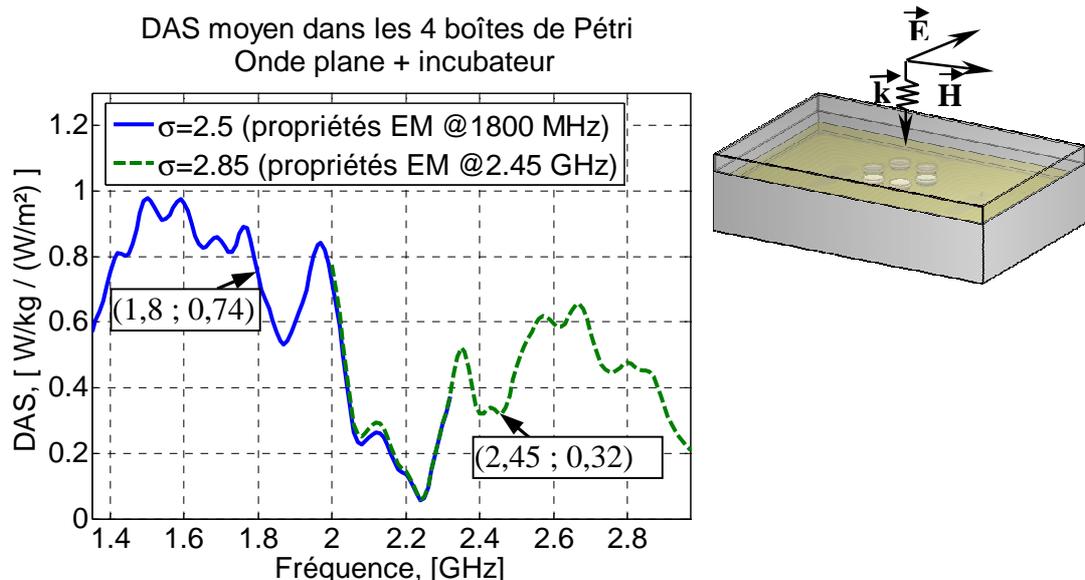


Figure III. 47: DAS moyen dans les boîtes de Pétri placées dans l'incubateur autour de 1800 MHz et 2,45 GHz ($\Delta f=10$ MHz).

La pente de la courbe autour de 1800 MHz est de -2,9. La variation de DAS moyen dans les boîtes de Pétri est donc très rapide autour de cette fréquence, ce qui rajoute à l'incertitude du calcul du DAS.

De 2,4 à 2,46 GHz le DAS moyen dans les boîtes de Pétri varie peu (valeur autour de 0,32 W/kg). Avant et après cette petite bande de fréquence, le coefficient directeur des pentes est respectivement de -4 et +2,6. Les variations de DAS sont dans ces cas là également très importantes.

Le DAS moyen varie considérablement sur des bandes de fréquence très étroites. Par exemple, entre 1,97 et 2,07 GHz, il varie d'un facteur 3,65. Il devient difficile de calculer une valeur de DAS avec précision.

La modification d'un paramètre d'exposition, ou de la modélisation du système d'exposition peut modifier le DAS dans les boîtes de façon conséquente. Il est donc impératif de bien contrôler tous les paramètres d'exposition.

II.5.f Conclusion

Les valeurs de DAS moyen, l'écart-type, et les valeurs minimum et maximum du DAS à 1800 MHz et 2,45 GHz sont reprises et comparées dans un même tableau (Tableau III. 7). Le temps d'exposition des expérimentations biologiques correspondant à cette dosimétrie est de deux heures. La non uniformité des distributions de DAS dans les boîtes de Pétri a été précisée à titre indicatif, puisque l'agitation de l'incubateur permet d'homogénéiser le DAS dans les solutions des boîtes de Pétri.

Fréquence (GHz)	Boîtes de Pétri	DAS moyen (W/kg/(W/m ²))	Ecart-type	Non uniformité	Temps d'exposition (heures)
1,8	1, 2, 3, 4	0,74	0,30	41	2
	5, 6	0,80	0,43	54	2
2,45	1, 2, 3, 4	0,32	0,14	44	2
	5, 6	0,44	0,25	58	2

Tableau III. 7: Valeurs de DAS dans les boîtes de Pétri placées dans l'incubateur illuminé par une onde plane à f=1800 MHz et f=2,45 GHz.

L'étude en onde plane de l'incubateur permet une bonne analyse des phénomènes de résonances, mais au vue de l'influence des paramètres diélectriques et l'influence de la modélisation du système sur les niveaux de DAS, l'étude du système complet avec l'illumination par l'antenne cornet paraît indispensable. En effet, afin de valider les valeurs de DAS dans les supports biologiques, nous devons nous assurer que les interactions générées par l'onde plane et l'incubateur sont identiques à celles générées avec l'illumination de l'incubateur par l'antenne cornet.

Les outils numériques de simulation et les calculateurs mis à notre disposition (machines NEC SX8 de l'IDRIS) nous permettant maintenant de modéliser et simuler des systèmes tel que l'incubateur illuminé par une antenne cornet placée à un mètre du système, nous avons pu effectuer la dosimétrie du système complet "incubateur + cornet".

II.6 DOSIMETRIE DU SYSTEME COMPLET : INCUBATEUR ET ANTENNE CORNET

Le système d'exposition du CRSSA génère de multiples réflexions et interagit avec les ondes RF. Afin d'étudier le système avec le moins d'approximation possible, nous avons modélisé le système complet "incubateur + antenne cornet".

Pour cette étude dosimétrique, le couvercle de l'incubateur se situe à 1 m du bord inférieur de l'antenne cornet. Nous avons vu précédemment qu'à cette distance, l'incubateur était en condition d'onde plane.

De même que pour l'étude en onde plane, nous allons étudier les distributions de champ E de ce système d'exposition, ainsi que les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri à 1800 MHz et 2,45 GHz pour 1 W incident.

Ensuite, nous pourrons comparer les distributions de champ sur une dimension sur l'axe principal du système d'exposition dans les trois configurations suivantes :

- cornet en espace libre sans incubateur
- cornet avec incubateur à 1 m
- onde plane avec incubateur.

La normalisation des niveaux de champ en onde plane nous permettra de comparer les niveaux de DAS dans les deux configurations illumination en onde plane et pour une antenne cornet.

Enfin, nous pourrions valider nos simulations par des mesures de champ *in situ* et donner les niveaux de DAS moyens dans les boîtes de Pétri pour les niveaux d'exposition choisis par les biologistes.

II.6.a Simulation numérique

Grâce à des outils de simulation (code différences finies) et des outils de modélisation (Matlab) très performants, nous avons pu modéliser le système complet "cornet + incubateur".

Le modèle généré pour les simulations électromagnétiques est présenté Figure III. 48. L'incubateur est entièrement modélisé (comme décrit au II.4), et le couvercle se situe à 1 m du bord inférieur de l'antenne cornet.

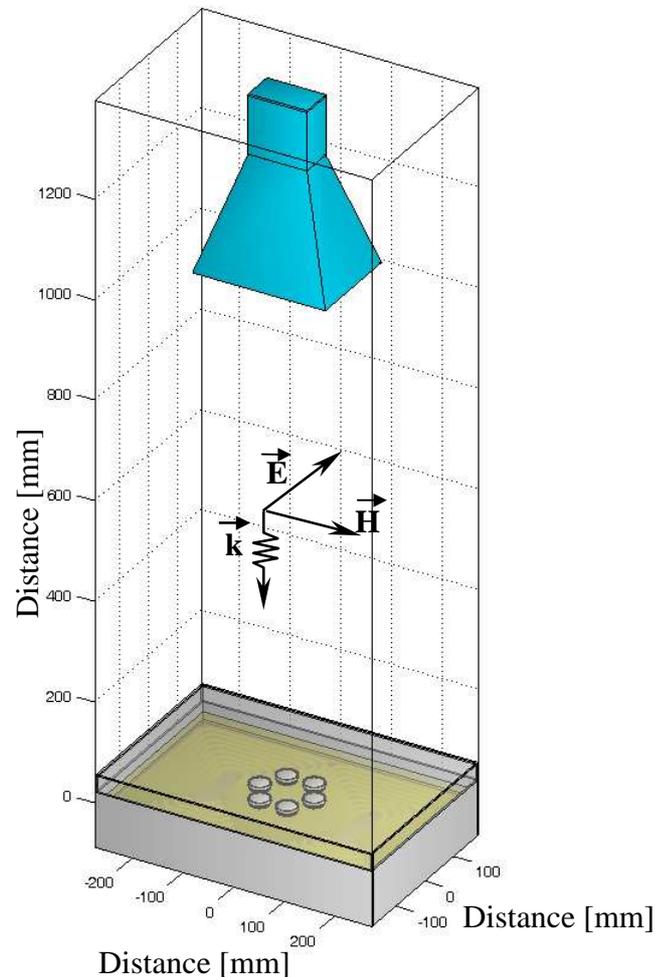


Figure III. 48: Modélisation du système d'exposition.

Les simulations numériques ont également été effectuées sur les calculateurs NEC SX8 de l'IDRIS. Dans le cas de l'incubateur illuminé par l'antenne cornet, les dimensions

de la structure modélisées sont $n_x=311$, $n_y=244$, $n_z=577$ avec une discrétisation $\Delta=500 \mu\text{m}$. Le temps réel de calcul est de 6600 secondes, et l'espace mémoire utilisé s'élève à 2,8 Gb.

II.6.b Dosimétrie du système cornet et incubateur à 1800

MHz

L'étude de la distribution de champ E dans l'espace formé par le système "incubateur + cornet" va nous permettre d'analyser les interactions générées par l'incubateur exposé par l'antenne cornet à 1800 MHz. Pour comprendre les phénomènes électromagnétiques, nous nous contenterons d'étudier la composante principale de champ E.

La Figure III. 49 présente sur une même figure les cartographies de champ pour les deux axes de symétrie du système d'exposition, ainsi que dans les plans horizontaux au dessus du capot de l'incubateur, et au niveau des boîtes de Pétri.

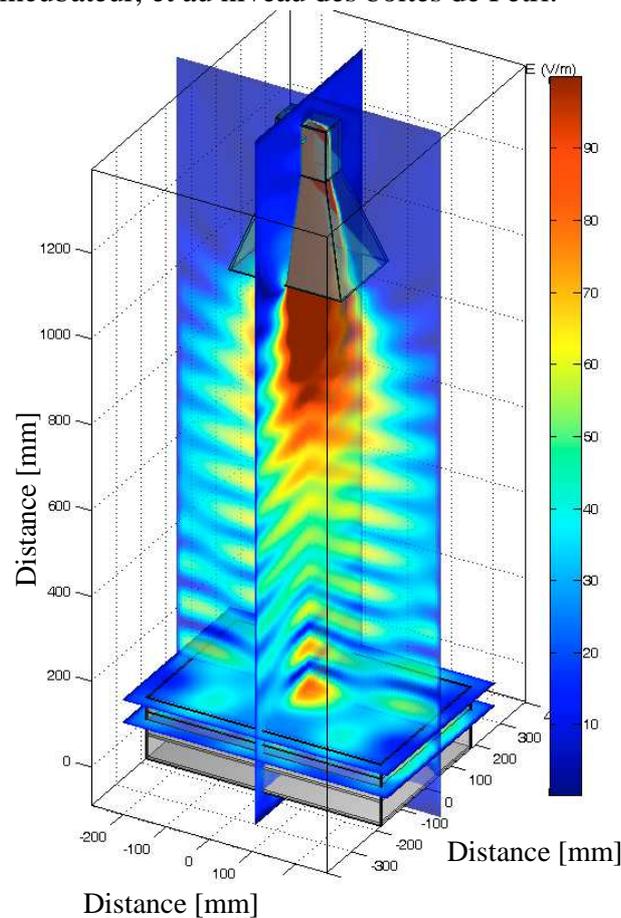


Figure III. 49: Distribution de champ E dans le système d'exposition "cornet + incubateur", $f=1800$ MHz.

Ces cartographies sont détaillées pour chaque plan de coupe en visualisation plane avec l'indication des contours de niveaux de champ, en Annexe 4.

Cette visualisation des niveaux de champ à 1800 MHz nous permet d'observer les fortes résonances qui s'installent au dessus de l'incubateur, et notamment le point chaud qui apparaît au centre du capot de l'incubateur, comme pour l'exposition en onde plane. Les résonances au niveau du capot ont donc la même allure en onde plane et avec une exposition par antenne cornet.

Pour analyser plus facilement les cartographies de champ E sur les plans horizontaux, nous avons tracé séparément les distributions de champ au niveau des boîtes, et au dessus du couvercle de l'incubateur (Figure III. 50).

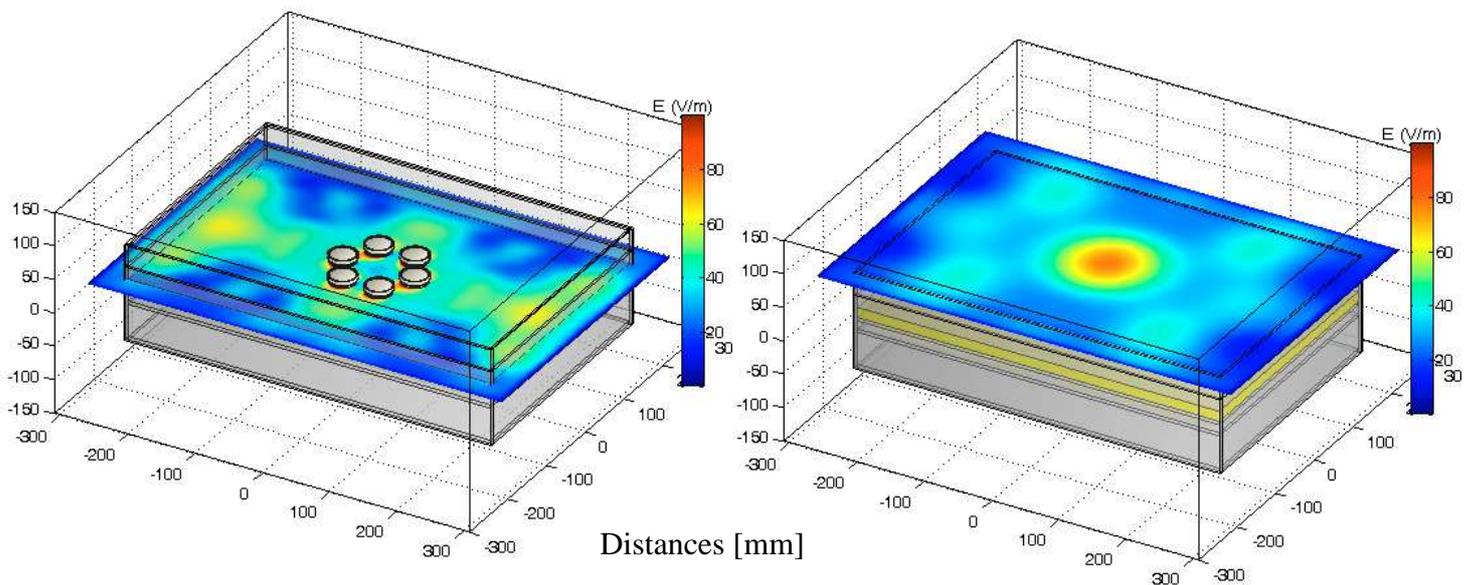


Figure III. 50: Cartographies de l'amplitude de champ E pour le système "cornet + incubateur", $f=1800$ MHz.

Pour plus de lisibilité, les lignes de champ n'ont pas été tracées sur ces visualisations en trois dimensions. Des informations complémentaires sur les autres composantes de champ E et sur les niveaux de champ des plans étudiés sont présentées en Annexe 4.

L'allure des cartographies présentées Figure III. 50 est semblable à celles de l'illumination par une onde plane Figure III. 40. On retrouve les points chauds au centre du capot et sous les boîtes de Pétri.

Par contre, les interactions et les résonances sur les côtés de la structure sont beaucoup plus faibles avec l'illumination par l'antenne cornet. En effet, l'onde plane génère les mêmes niveaux de champ dans tout l'espace libre au dessus du système d'exposition, alors que l'antenne cornet (même en conditions d'onde plane et en champ lointain) a une répartition de champ E concentrique, centrée sur l'axe du cornet. Les niveaux de champ qui interagissent avec les bords de la structure sont donc plus faibles qu'au centre de l'incubateur.

En ce qui concerne la cartographie de droite (au dessus du capot de l'incubateur), on observe un point chaud au centre du couvercle autour de 100 V/m, pour 1 W incident.

La cartographie de gauche reprend les niveaux de champ E sous les boîtes de Pétri. Des résonances sont présentes sous les boîtes de Pétri.

Afin de valider nos modélisations en onde plane et avec l'antenne cornet, nous avons comparé les distributions de champ E à 1800 MHz, sur l'axe du système d'exposition.

Nous avons repris la distribution de champ E :

- de l'émission de l'antenne cornet en espace libre,
- de l'émission de l'antenne cornet avec l'incubateur,
- de l'exposition de l'incubateur en onde plane.

Les courbes sont proposées Figure III. 51. Le trait noir symbolise le bord inférieur de l'antenne cornet, et les traits rouges la structure incubateur. Les courbes de droites sont un zoom de celles de gauche.

Les cartographies de champ E de l'antenne cornet sont normalisées pour 1 W incident.

Les cartographies de champ E de l'onde plane ont été normalisées pour 1 V/m.

Afin de comparer les deux types d'exposition, nous avons déjà normalisé les cartographies pour 1 W/m² incident (équation (III.4) et Annexe 3):

$$E_{ondeplane_{1W/m^2}} = E \times \sqrt{2 \times 377} = E \times 27,5 \quad \text{(III. 5)}$$

Ensuite nous avons pris comme point de référence le champ E à 1cm au dessus du couvercle de l'incubateur.

Nous avons calculé (par simulation électromagnétique) pour l'émission du cornet en espace libre : $E_{\text{inc sur couvercle}}=32.1 \text{ V/m}$.

Nous savons que pour une émission à 1 W/m^2 incident, $E_{\text{incOP}} = 27.5 \text{ V/m}$. Nous avons donc normalisé les niveaux de champ E en onde plane pour obtenir 32.1 V/m en espace libre (au lieu de 27.5 V/m).

$$E_{\text{ondeplane1W}} = E_{\text{ondeplane1W/m}^2} \times 1,17 \quad (\text{III. 6})$$

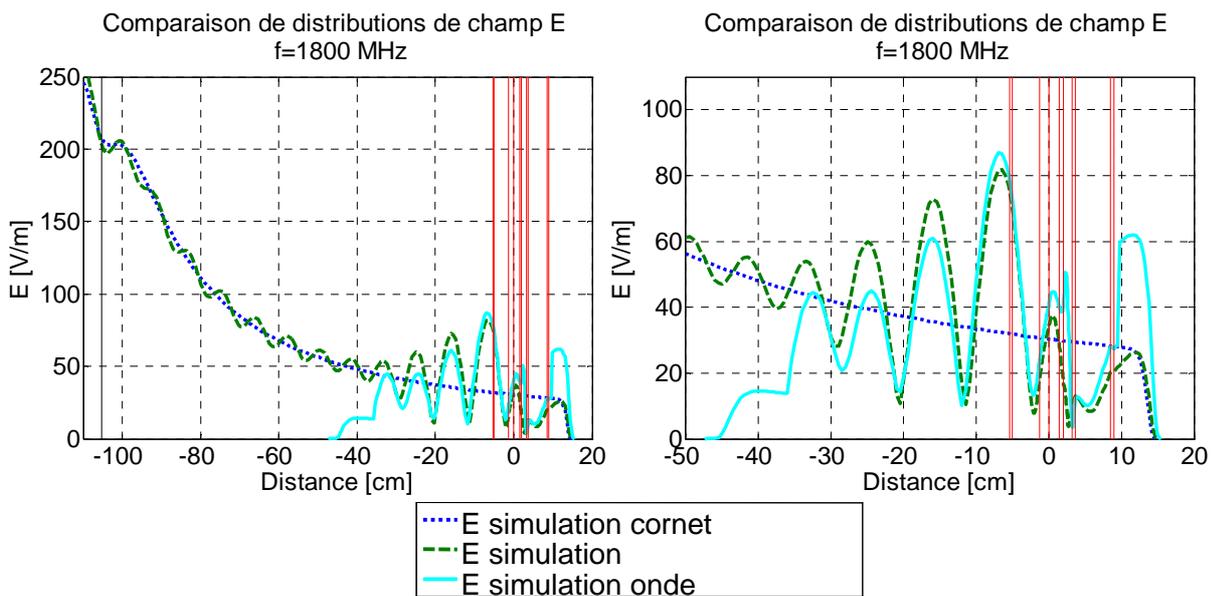


Figure III. 51: Comparaison des distributions de champ E pour l'exposition en espace libre, l'exposition de l'incubateur avec l'antenne cornet, puis en onde plane, f=1800 MHz.

Les distributions de champ E dans les trois configurations sont cohérentes. On observe les résonances de l'émission "cornet + incubateur" autour de l'émission cornet en espace libre.

D'autre part, les pics de résonances de l'émission en onde plane avec l'incubateur s'accordent parfaitement avec les résonances de l'émission cornet, avec l'incubateur. Sur l'axe de symétrie du système d'exposition, les deux modélisations en onde plane et antenne cornet concordent et donnent des distributions de champ E quasiment identiques.

La dosimétrie des six boîtes de Pétri à 1800 MHz est présentée Figure III. 52 pour la distribution de DAS, et Figure III. 53 pour la répartition du DAS dans une boîte de pétri

(boîte numéro 1 utilisée pour l'analyse biologique). Les valeurs de DAS sont données pour une exposition cornet de puissance incidente 1 W.

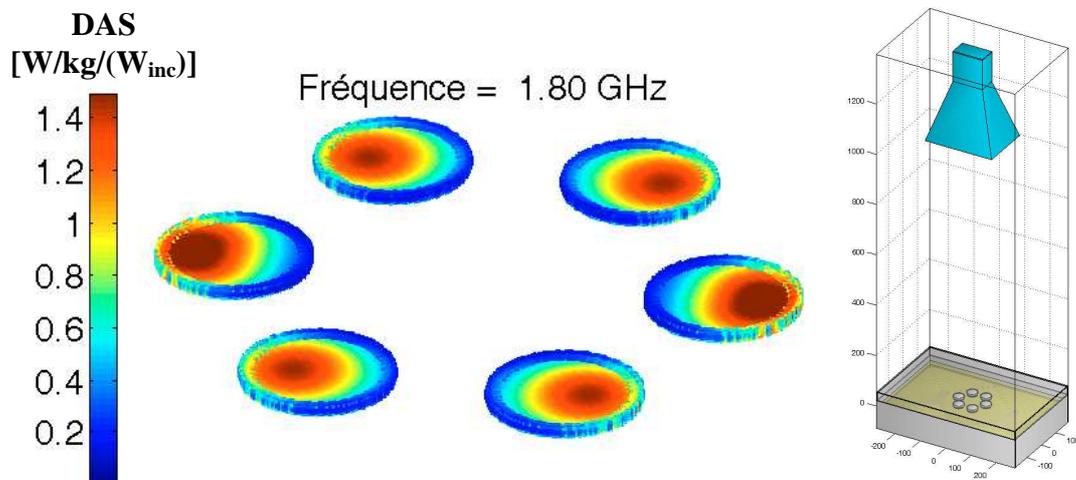


Figure III. 52: Distribution de DAS pour les six boîtes dans l'incubateur illuminé par l'antenne cornet à $f=1800$ MHz.

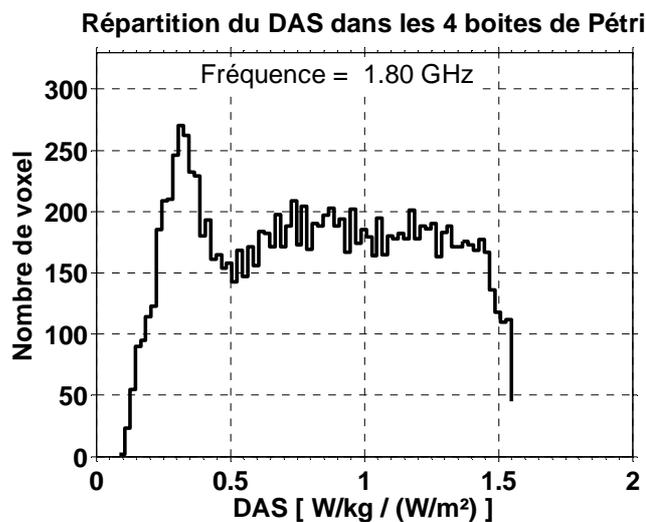


Figure III. 53 : Histogramme du DAS dans les quatre boîtes de Pétri à 1800 MHz (illumination cornet).

Le Tableau III. 8 donne les valeurs moyennes, minimum, maximum, et l'écart-type dans les boîtes de Pétri exposées à 1800 MHz avec le cornet, ainsi que le nombre de voxels utilisés pour les calculs, et la puissance dissipée dans la zone étudiée.

L'énergie totale dissipée dans le volume s'élève à 1.99 mW.

DAS W/kg par W/m ²	DAS moyen	Std	Min	Max	Voxel	P dissipée
<i>sur les 6 boîtes</i>	0.85	0.43	0.08	1.73	18750	0.0020
<i>boîtes n°1</i>	0.82	0.40	0.09	1.55	12500	0.0013
<i>boîtes n°2</i>	0.90	0.48	0.08	1.73	6250	0.0007

Tableau III. 8: Niveaux de DAS pour les six boîtes de Pétri placées dans l'incubateur illuminé par l'antenne cornet, f=1800 MHz.

L'équation III.6 donne la valeur de champ E pour 1 W à partir de la valeur de champ normalisée pour 1 W/m². On obtient le DAS pour 1 W en prenant le carré du coefficient calculé :

$$DAS_{1W} = DAS_{1W/m^2} \times (1.17)^2 = DAS_{1W/m^2} \times 1.37 \quad \text{(III. 7)}$$

Cette normalisation des niveaux de DAS va nous permettre de comparer les résultats obtenus en onde plane avec les valeurs de DAS obtenues par illumination par l'antenne cornet à 1800 MHz.

La valeur de référence utilisée est la valeur de champ au centre du couvercle, elle dépend par conséquent de la distance entre le cornet et l'incubateur. Elle dépend aussi de la fréquence d'émission.

Les valeurs de DAS en onde plane normalisées pour 1 W incident sont comparées aux DAS obtenus avec l'illumination cornet dans le Tableau III. 9 ci-dessous.

DAS W/kg par W/m ²		DAS moyen	Std	Min	Max
<i>boîtes n°1</i>	exposition cornet 1 W _{inc}	0.82	0.40	0.09	1.55
	exposition onde plane 1.37 W/m ²	1.04	0.41	0.14	1.73
<i>boîtes n°2</i>	exposition cornet 1 W _{inc}	0.90	0.48	0.08	1.73
	exposition onde plane 1.37 W/m ²	1.10	0.60	0.05	2.30

Tableau III. 9 : Comparaison des niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri pour 1 W incident, entre les configurations "onde plane" et "cornet", f=1800 MHz.

A 1800 MHz, le nombre de voxels est quasiment identique entre 0,3 et 1,4 W/kg (Figure III. 53), comme dans les cas des six boîtes seules et des six boîtes dans l'incubateur exposé en onde plane. La répartition du DAS est relativement linéaire.

La différence entre le DAS moyen des quatre boîtes n°1 et celui des deux boîtes n°2 est faible (environ 10%).

Le DAS moyen entre la configuration onde plane et la configuration illumination cornet a diminué d'environ 20% (Tableau III. 9).

L'étude dosimétrique à 2,45 GHz va nous permettre de calculer les niveaux de DAS dans les boîtes placées dans l'incubateur à cette fréquence.

II.6.c Dosimétrie du système cornet et incubateur à 2,45 GHz.

L'étude de la distribution de champ E dans l'espace formé par le système "incubateur + cornet" va nous permettre cette fois d'analyser les interactions générées par l'incubateur exposé par l'antenne cornet à 2,45 GHz. De même que pour l'étude à 1800 MHz, nous n'étudierons que la composante principale de champ E.

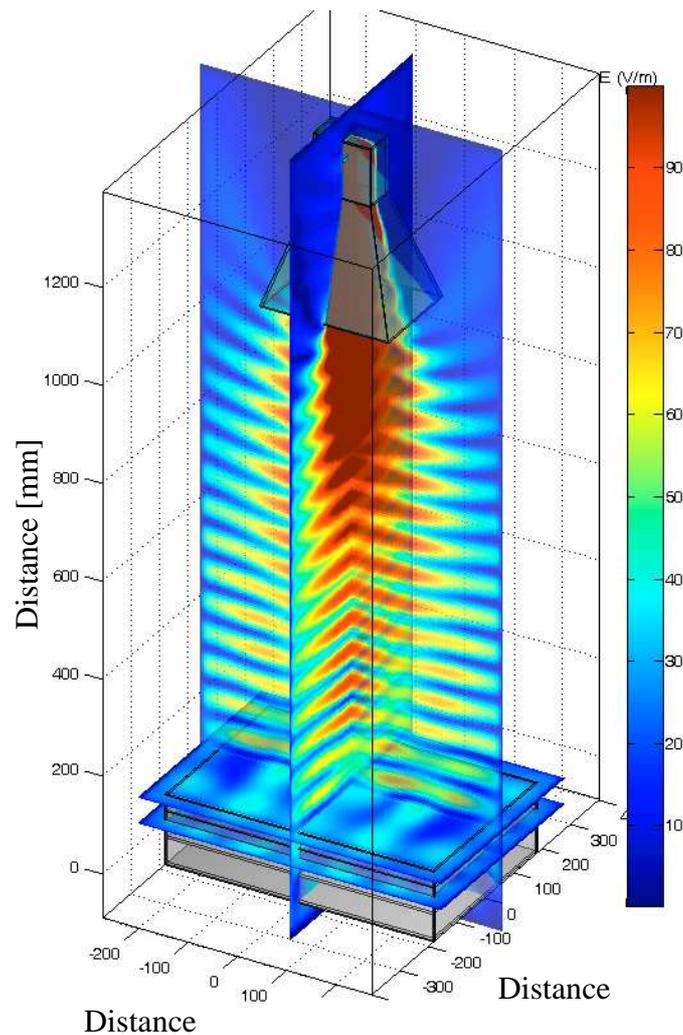


Figure III. 54: Distribution de champ E dans le système d'exposition "cornet + incubateur", $f=2,45$ GHz.

La Figure III. 54 présente les cartographies de champ pour les deux axes de symétrie du système d'exposition, ainsi que dans les plans horizontaux au dessus du capot de l'incubateur, et au niveau des boîtes de Pétri.

Ces cartographies associées au système d'exposition en trois dimensions permettent d'observer les fortes résonances qui s'installent au dessus de l'incubateur. Les résonances au niveau du couvercle semblent avoir la même allure en onde plane et avec l'exposition par antenne cornet.

Pour analyser plus facilement les cartographies de champ E sur les plans horizontaux, nous avons tracé séparément les distributions de champ au niveau des boîtes, et au dessus du couvercle de l'incubateur (Figure III. 55).

Des informations complémentaires sur les autres composantes de champ E et sur les niveaux de champ des plans étudiés sont présentées en Annexe 4.

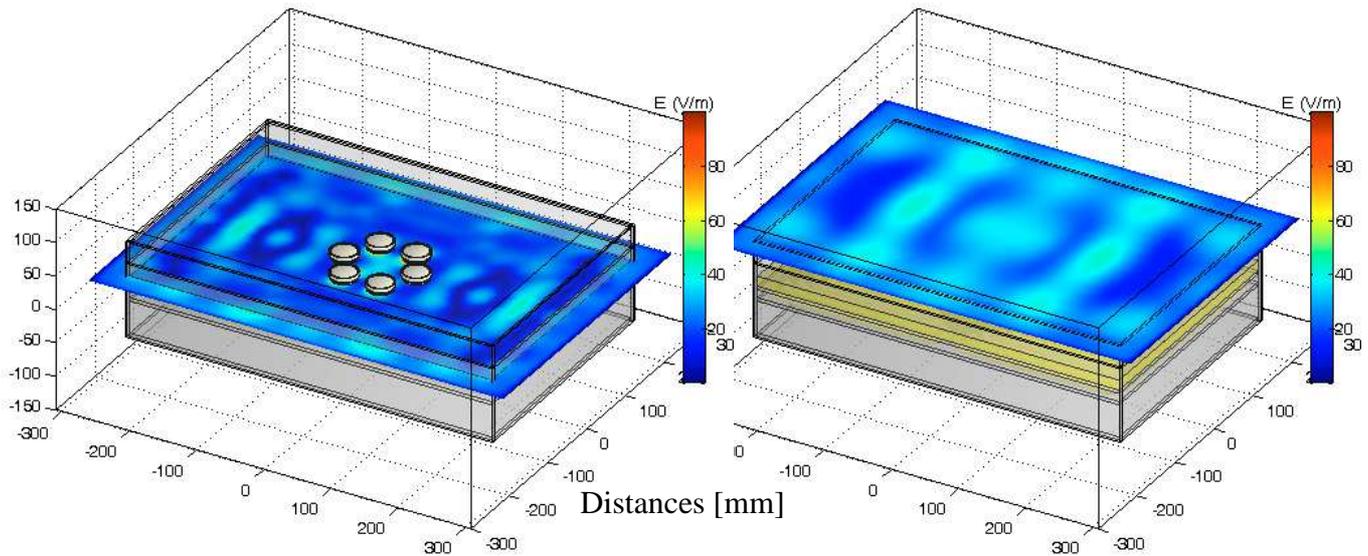


Figure III. 55: Cartographies de l'amplitude de champ E pour le système "cornet + incubateur", $f=2,45$ GHz.

L'allure des cartographies présentées Figure III. 55 est semblable à celle de l'illumination par une onde plane Figure III. 44. Les résonances sont quasiment identiques dans les deux configurations, avec des résonances un peu plus fortes au centre du capot de l'incubateur dans le cas de l'exposition cornet. En effet, l'antenne cornet génère des niveaux de champ plus forts au centre du système d'exposition que sur les bords de la structure.

En ce qui concerne la cartographie de droite (au dessus du capot de l'incubateur), on observe un point chaud au centre du couvercle autour de 50 V/m, pour 1 W incident.

La cartographie de gauche reprend les niveaux de champ E sous les boîtes de Pétri. Des résonances autour de 50 V/m sont présentes sous les boîtes de Pétri.

Afin de valider nos modélisations en onde plane et avec l'antenne cornet à 2,45 GHz, nous avons comparé les distributions de champ E, comme pour l'étude à 1800 MHz, sur l'axe du système d'exposition.

Les courbes sont proposées Figure III. 56. (Le trait noir symbolise le bord inférieur de l'antenne cornet, et les traits rouges la structure incubateur. Les courbes de droite sont un zoom de celles de gauche).

Les cartographies de champ E de l'antenne cornet sont normalisées pour 1 W incident. Et nous avons normalisé les cartographies de champ E en onde plane de la même manière que précédemment:

$$E_{\text{ondeplane } 1\text{W}/\text{m}^2} = E \times \sqrt{2 \times 377} = E \times 27,5 \quad (\text{III. 8})$$

Le point de référence du champ E est toujours à 1 cm au dessus du couvercle de l'incubateur. Pour l'émission du cornet en espace libre : $E_{\text{inc sur couvercle}} = 40.2 \text{ V/m}$.

$$E_{\text{ondeplane } 1\text{W}} = E_{\text{ondeplane } 1\text{W}/\text{m}^2} \times 1,46 \quad (\text{III. 9})$$

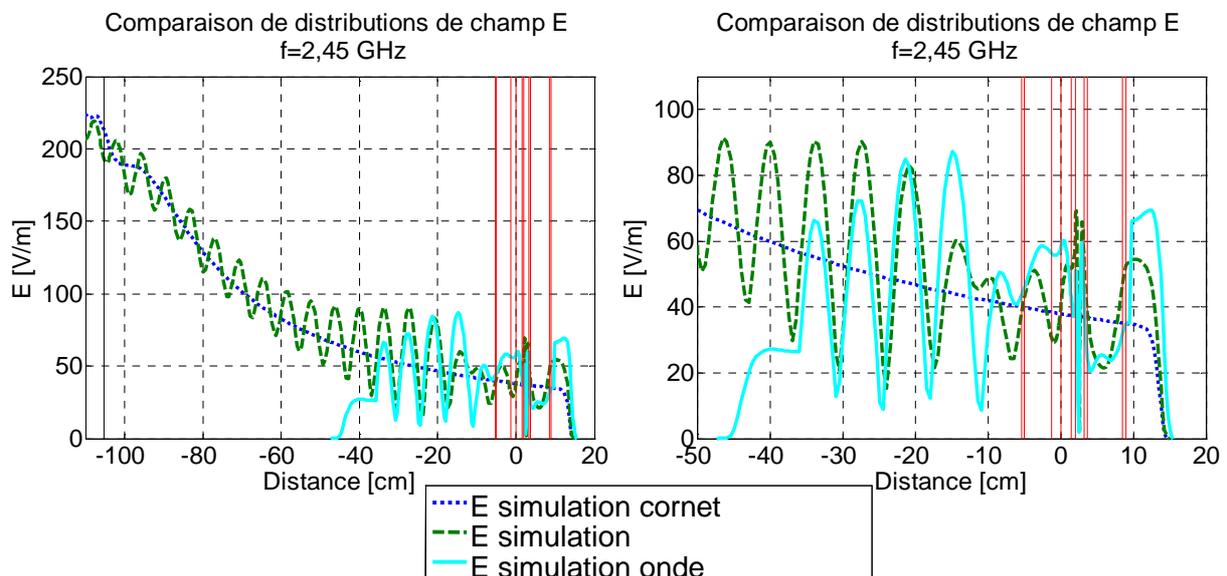


Figure III. 56: Comparaison des distributions de champ E pour l'exposition en espace libre, l'exposition de l'incubateur avec l'antenne cornet, puis en onde plane, f=2,45 GHz.

Les distributions de champ E dans les trois configurations sont cohérentes entre elles. Les pics de résonances de l'émission en onde plane avec l'incubateur s'accordent avec les résonances de l'émission cornet avec incubateur. Sur l'axe de symétrie du système d'exposition, les deux modélisations en onde plane et antenne cornet donnent des distributions de champ E quasiment identiques.

La dosimétrie des six boîtes de Pétri à 2,45 GHz est présentée Figure III. 57 pour la distribution de DAS, et Figure III. 58 pour la répartition du DAS dans les quatre boîtes de Pétri. Les valeurs de DAS sont données pour une exposition cornet de puissance incidente 1 W.

Le Tableau III. 10 donne les valeurs moyennes, minimum, maximum, et l'écart-type dans les boîtes de Pétri exposées à 1800 MHz, ainsi que le nombre de voxels utilisés pour les calculs, et la puissance dissipée dans la zone étudiée.

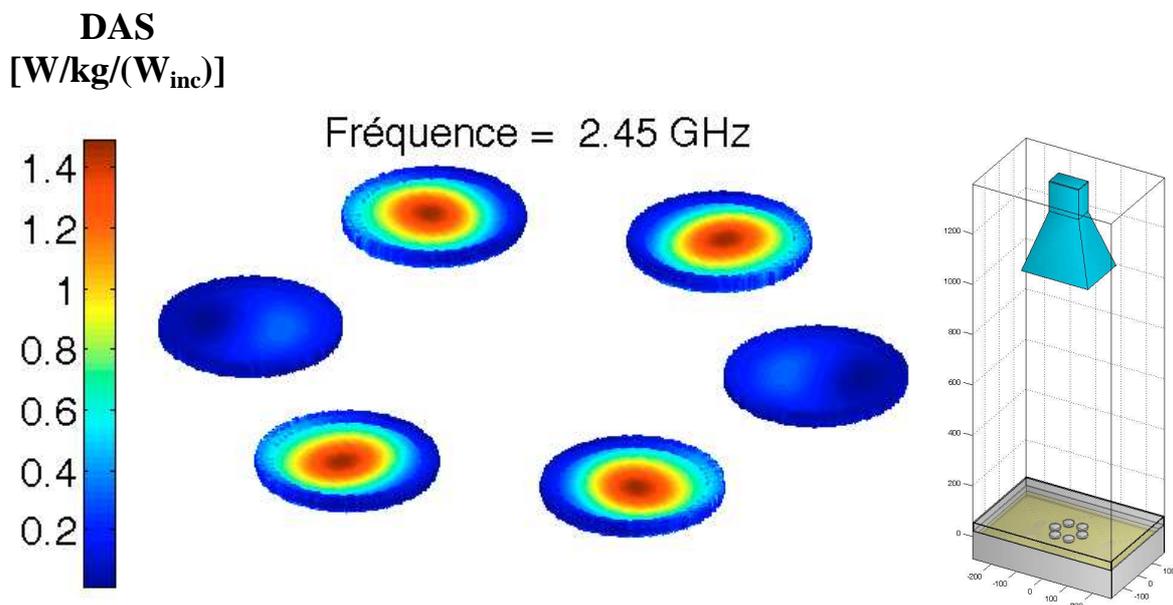


Figure III. 57: Distribution de DAS pour les six boîtes dans l'incubateur illuminé par l'antenne cornet à $f=2,45$ GHz

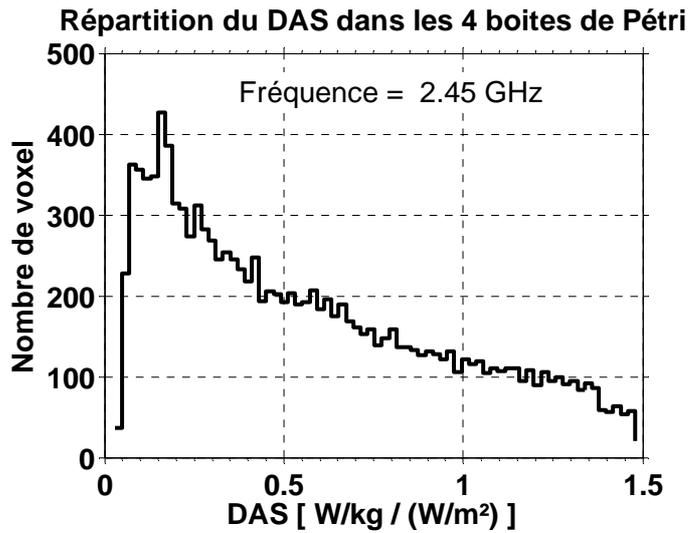


Figure III. 58: Histogramme du DAS dans les quatre boîtes de Pétri à 2,45 GHz (illumination cornet).

L'énergie totale dissipée dans le volume s'élève à 0.97 mW.

DAS W/kg par W/m ²	DAS moyen	Std	Min	Max	Voxel	P dissipée
<i>sur les 6 boîtes</i>	0.41	0.38	0	1.48	18750	0.0010
<i>boîtes n°1</i>	0.56	0.40	0.03	1.48	12500	0.0009
<i>boîtes n°2</i>	0.12	0.07	0	0.33	6250	0.0001

Tableau III. 10: Niveaux de DAS pour les six boîtes de Pétri placées dans l'incubateur illuminé par l'antenne cornet, f=2,45 GHz.

L'équation III.9 donne la valeur de champ E pour 1 W à partir de la valeur de champ normalisée pour 1 W/m². On obtient le DAS pour 1 W en prenant le carré du coefficient calculé :

$$DAS_{1W} = DAS_{1W/m^2} \times (1.46)^2 = DAS_{1W/m^2} \times 2.13 \quad \text{(III. 10)}$$

Cette normalisation des niveaux de DAS va nous permettre de comparer les résultats obtenus en onde plane avec les valeurs de DAS obtenues par illumination par l'antenne cornet à 2,45 GHz.

La valeur de référence utilisée est la valeur de champ au centre du couvercle, elle dépend par conséquent de la distance entre le cornet et l'incubateur. Elle dépend aussi de la fréquence d'émission.

Les valeurs de DAS en onde plane normalisées pour 1 W incident à 2,45 GHz sont comparées aux DAS obtenus avec l'illumination cornet à la même fréquence dans le Tableau III. 11 ci-dessous.

DAS W/kg par W/m ²		DAS moyen	Std	Min	Max
<i>boîtes n°1</i>	exposition cornet 1 W _{inc}	0.56	0.40	0.03	1.48
	exposition onde plane 2.13 W/m ²	0.68	0.30	0.11	1.32
<i>boîtes n°2</i>	exposition cornet 1 W _{inc}	0.12	0.07	0	0.33
	exposition onde plane 2.13 W/m ²	0.94	0.53	0	2.93

Tableau III. 11: Comparaison des niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri pour 1 W incident, entre les configurations "onde plane" et "cornet", f=2,45 GHz.

A 2,45 GHz, la distribution de DAS dans les six boîtes est assez inhomogène (le DAS dans les quatre boîtes n°1 décroît de façon linéaire de 0,25 à 1,5 W/kg, comme le montre la Figure III. 58). On retrouve la tendance observée pour les expositions en onde plane (avec et sans incubateur).

A l'inverse des boîtes exposées en onde plane dans l'incubateur, les deux boîtes numéro 2 ont des niveaux de DAS très faibles. Les interactions entre les boîtes font que la quasi-totalité de l'énergie dissipée est absorbée par les quatre boîtes de Pétri utilisées pour

les expérimentations biologiques (90%). Le DAS moyen dans les boîtes n°2 ne représente que 20% de celui des boîtes n°1.

Par conséquent, la valeur de DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri (n°1) exposées par l'antenne cornet vaut 80% du DAS moyen pour une exposition dans l'incubateur en onde plane. Par contre la valeur de DAS dans les boîtes numéro 2 est divisée d'un facteur 8 entre l'exposition onde plane et l'exposition cornet.

En ce qui concerne les quatre boîtes utilisées par les biologistes, les valeurs de DAS données par l'étude en onde plane sont significatives, mais il est intéressant d'observer le comportement du DAS en fréquence.

Une étude du DAS moyen autour des fréquences qui nous intéressent nous permettra de comparer les différentes études dosimétriques réalisées.

II.6.d Comparaison des études dosimétriques réalisées

Dans les paragraphes précédents, nous avons comparé les distributions de DAS dans les différentes études réalisées, aux deux fréquences 1800 MHz et 2,45 GHz.

Il est intéressant de regarder le comportement en fréquence du DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri utilisées pour les expérimentations, dans les trois configurations suivantes :

- six boîtes exposées en onde plane seules,
- six boîtes dans l'incubateur exposé en onde plane,
- six boîtes dans l'incubateur exposé par une antenne cornet.

La normalisation du DAS moyen en onde plane pour 1 W incident a été définie pour 1800 MHz et 2,45 GHz uniquement (le point de référence étant la valeur du champ E au dessus du couvercle, cette référence varie en fonction de la fréquence).

La Figure III. 59 présente une comparaison des trois courbes sur les bandes de fréquence [1,5-2,1] GHz et [2,1-2,8] GHz. Les propriétés diélectriques utilisées pour la solution biologique sont respectivement celles à 1800 MHz et à 2,45 GHz.

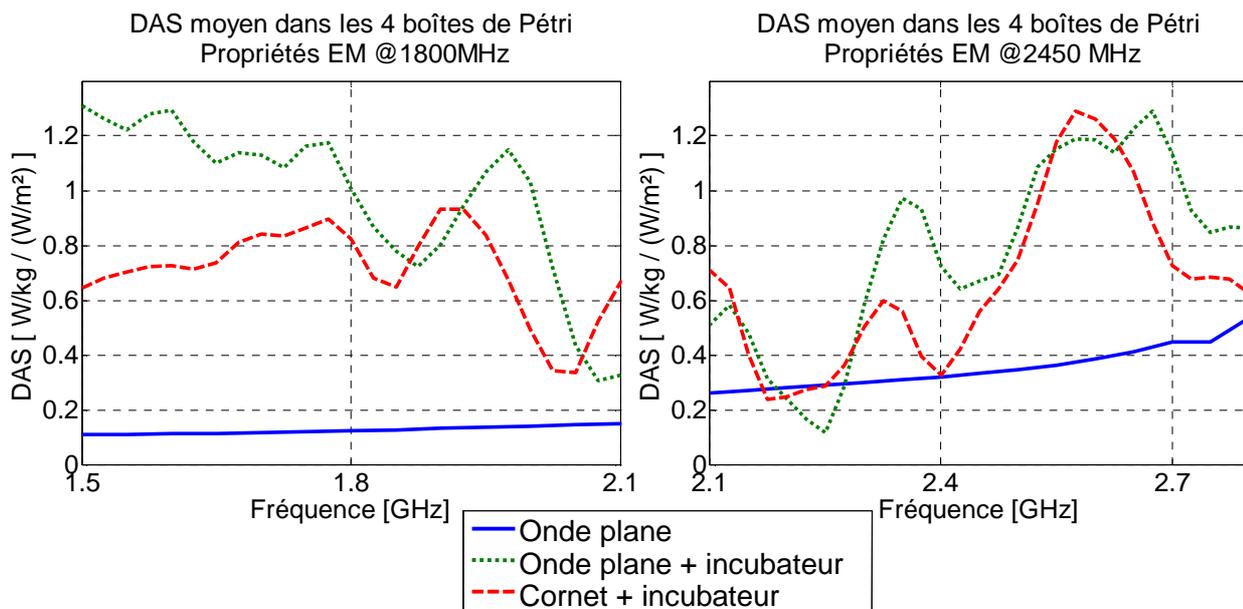


Figure III. 59: DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri, pour trois configurations différentes ($\Delta f=50$ MHz).

On retrouve les résultats présentés à 1800 MHz et 2,45 GHz. Les courbes ne sont présentées que pour observer l'allure du DAS en fonction de la fréquence dans les deux configurations. En effet, en dehors des fréquences 1800 MHz et 2,45z, le coefficient de normalisation de l'onde plane pour 1 W incident n'est plus juste.

De plus, l'observation des courbes de DAS pour les boîtes avec et sans incubateur montre bien les résonances provoquées par la présence de l'incubateur.

Pour certaines fréquences, l'étude en onde plane est un moyen plus simple à mettre en œuvre afin d'analyser les interactions et les distributions de DAS dans les supports biologiques placés dans l'incubateur. Cependant, la modélisation de l'ensemble du système d'exposition "cornet + incubateur" est indispensable à l'étude de ce système sur une large bande de fréquence.

Afin de valider nos simulations numériques, nous allons les comparer avec les mesures de champ réalisées au CRSSA, et ensuite donner les niveaux de DAS pour les puissances d'émission des expérimentations biologiques.

II.7 MESURES DE CHAMP ET CONTROLE DE LA TEMPERATURE

II.7.a Mesures de champ

Des mesures de champ E avec une sonde ORA03 ont été faites au centre du couvercle de l'incubateur.

Les mesures ont été réalisées à 2,45 GHz. La sonde de mesure de champ (OR03) est posée sur l'incubateur, au centre du capot.

La valeur de champ mesurée au centre du couvercle est $E=270$ V/m. Pour cette valeur de champ sur le couvercle, la puissance d'émission du cornet est $P=25$ W. Cette puissance d'émission sera notre valeur de référence pour calculer les niveaux de DAS auxquels sont exposées les cellules en suspension dans les boîtes de Pétri.

Pour $P=1$ W incident, la simulation à 2,45 GHz, nous donne une valeur de champ sur le couvercle $E_{eff} = 35 / \sqrt{2} = 25$ V/m.

Ces valeurs sont reprises Tableau III. 12.

	<i>MESURE (sonde OR03)</i>	<i>SIMULATION</i>
Puissance émise par le cornet [W]	25	25
Champ E au centre du couvercle [V/m]	270	125

Tableau III. 12: Comparaison entre les mesures et la simulation à 2,45 GHz.

On s'aperçoit que la valeur de champ E mesurée sur le couvercle n'est pas du tout significative. Les résonances présentes dans la structure font varier considérablement les niveaux de champ au dessus du couvercle de l'incubateur. Il est donc difficile de définir et valider un point de mesure in situ.

De plus, l'orientation du capteur et la proximité de la structure diélectrique rendent la mesure peu fiable. Un facteur deux entre la mesure et la simulation semble alors tout à fait conforme à ce que l'on peut attendre d'une telle mesure.

Le calcul des niveaux de DAS pendant les expositions se fera par rapport à la puissance d'émission du cornet. Cette puissance peut facilement être mesurée à l'aide d'un coupleur bidirectionnel et d'un wattmètre.

Le Tableau III. 13 reprend les différents niveaux de DAS pour les expositions *in vitro* dans l'incubateur.

P _{émission cornet} [W]	25	15	7
DAS moyen dans les quatre boîtes de Pétri [W/kg]	14±5	8.4±3	4±1.4

Tableau III. 13: Niveaux d'exposition pour les puissance d'émission correspondantes, f=2,45 GHz.

L'écart-type sur le volume de solution est à environ 70%. Cette valeur prend en compte l'inhomogénéité dans les boîtes de Pétri, mais pas l'erreur due à la modélisation numérique.

Au regard des études que nous venons de réaliser, on peut estimer les incertitudes liées à la modélisation à environ 20% à 1800 MHz et 30% à 2,45 GHz. (Pour un modèle de système d'exposition défini : tuyaux d'eau et zone de billes de verre de permittivité 3,6)

II.7.b Mesures de température

Des mesures de température ont été réalisées pendant les deux heures d'expérimentation afin de contrôler les niveaux d'exposition dans des conditions athermiques des cellules.

Les relevés de température sont présentés Tableau III. 14. Les mesures ont été faites dans trois chambres anéchoïques différentes, pour deux expositions de deux heures, à une puissance d'émission du cornet de 25 W.

Temperature (°C)	Chambre anéchoïque 1	Chambre anéchoïque 2
Avant exposition	36.65 °C	36.54 °C
Maximum à la fin de l'exposition	37.69 °C	37.67 °C
Delta	1.04 °C	1.13 °C
Valeur moyenne	~1.09 °C ± 0.05	

Tableau III. 14: Mesures de température dans les boîtes de Pétri exposées à 2,45 GHz.

Pour valider ce contrôle thermique, des simulations intégrant les équations de la thermiques ont été menées au sein du laboratoire. Les résultats préliminaires sont présentés Tableau III. 15.

Les billes de verre n'ont pas été modélisées, aussi les simulations thermiques ont été faites pour deux configurations :

- zone de verre à la place des billes de verre,
- zone d'air à la place des billes de verre, sans prise en compte de l'agitation.

En effet, la partie contenant les billes de verre est constituée d'air et de verre. Aussi les deux modèles de zone homogène air et verre pourront encadrer la valeur de température réelle.

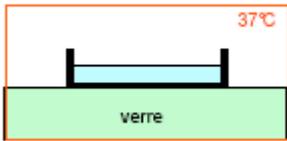
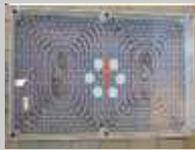
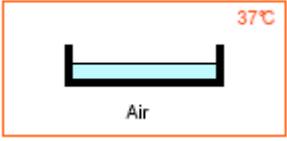
ΔT (°C) 16 W/kg – 2.45 GHz 3D	Simulation 3D Sans AGITATION Verre	Mesures expérimentales	Simulation 3D Sans AGITATION Air
			
Différence de température entre la température maximum des 4 boîtes et le milieu extérieur	0.55 °C	~1.09 °C ± 0.05	4.47 °C
Différence de température entre la température moyenne des 4 boîtes et le milieu extérieur	0.37 °C	-	3.83 °C

Tableau III. 15: Augmentation de température dans les boîtes de Pétri obtenue par simulation numérique, f=2,45 GHz

Les valeurs de température encadrent la mesure de température réalisée pendant les expositions.

On peut donc valider les expérimentations, puisque l'élévation de température mesurée ou calculée n'est pas significative.

III. CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous venons d'étudier un système d'exposition *in vitro*, complexe et relativement grand devant la longueur d'onde et la distance "cornet - système exposé". Ce système a été dans ces grandes lignes défini par les biologistes, mais les analyses dosimétriques intermédiaires ont permis d'améliorer le système (disposition des boîtes de Pétri, milieu à mettre dans les tuyaux pour le refroidissement de la structure).

C'est un système d'exposition illuminé par une antenne cornet, et utilisable sur une large bande de fréquence (dépendante de la bande de fréquence de l'antenne cornet). Il est également thermostaté grâce à un système de refroidissement par eau, et une zone de billes de verre sur lesquelles sont placées les boîtes de Pétri.

Dans une première partie, nous avons validé notre modèle de cornet grâce aux puissances de référence mesurées en espace libre aux deux fréquences 1800 MHz et 2,45 GHz.

Ensuite, l'étude des six boîtes de Pétri seules a montré les fortes interactions entre les boîtes, puisqu'à 2,45 GHz, deux boîtes sur six ont un DAS moyen trois fois plus faible que les quatre autres boîtes.

La modélisation des billes de verre et la définition d'une permittivité équivalente est très importante, puisque la variation de la permittivité de 3 à 5 modifie le DAS moyen dans les boîtes de Pétri d'un facteur 2 à 1800 MHz, et 3 à 2,45 GHz. La présence des tuyaux d'eau est également primordiale, puisqu'elle fait varier le DAS moyen dans les boîtes de Pétri d'un facteur 10 à 1800 MHz, et 2 à 2,45 GHz. L'étude de l'incubateur en onde plane a permis de définir tous les éléments à modéliser.

La suite de l'étude a été consacrée à l'analyse dosimétrique à 1800 MHz et 2,45 GHz du système d'exposition en onde plane.

Ce système d'exposition interagit fortement avec l'onde incidente, et par conséquent fait varier considérablement les niveaux de champ E au niveau de l'incubateur et des supports biologiques. Cette étude a permis de définir les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri : à 1,8 GHz le DAS= $0,74 \pm 0,15$ W/kg, et 2,45 GHz le DAS= $0,32 \pm 0,07$ W/kg, pour 1 W/m^2 incident.

Une analyse sur une plus large bande de fréquence a cependant montré la variabilité des niveaux de DAS, puisque le DAS moyen peut varier d'un facteur 3 à 4 sur une bande de fréquence de 100 MHz. L'étude en onde plane n'a donc pas été suffisante pour valider les niveaux d'exposition des cellules en suspension dans les boîtes de Pétri

La dernière étape de cette analyse dosimétrique a été l'étude du système complet, comprenant l'incubateur illuminé par l'antenne cornet. Cette étude a permis de définir avec plus d'exactitude les niveaux de champ dans le système d'exposition et les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri. A 1,8 GHz le DAS= $0,82 \pm 0,20$ W/kg, et 2,45 GHz le DAS= $0,56 \pm 0,20$ W/kg, pour 1 W/m^2 incident.

La comparaison avec l'analyse du système en onde plane, et les mesures de champ et de température a permis de valider le modèle et de définir les niveaux de DAS dans les boîtes de Pétri, à 1,8 et 2,45 GHz, pour une puissance incidente de 1 W. L'incertitude sur ces valeurs de DAS est autour de 20% à 1,8 GHz et 30% à 2,45 GHz.

Ce système d'exposition est exploitable sur une large bande de fréquence. Des expérimentations vont être menées pour des expositions à 3 GHz et 9 GHz, avec ce système d'exposition. L'analyse dosimétrique pourra être complétée pour d'autres types de supports biologiques comme des plaquettes six puits.

CHAPITRE IV

*DOSIMETRIE D'UN SYSTEME
D'EXPOSITION IN VIVO*

I. INTRODUCTION

Les études *in vitro* sont une étape indispensable à la compréhension des mécanismes d'interaction des ondes électromagnétiques avec les cellules vivantes. Cependant, afin de transposer plus facilement les analyses des expérimentations bioélectromagnétiques à l'homme, les biologistes doivent passer par des expérimentations *in vivo*. Ces études *in vivo* peuvent se faire en champ lointain, ou pour des expositions localisées.

Les premiers systèmes d'exposition utilisés dans le cadre d'études *in vivo* étaient des systèmes dits "corps entier". Dans ce cas, l'animal considéré, très souvent un rat, est totalement exposé aux radiofréquences. Ce type d'exposition est relativement éloigné du type d'exposition par un téléphone cellulaire, mais s'approche plus, par exemple, d'une exposition à une station de base, ou encore d'une exposition aux nouveaux systèmes de communication sans fil type WiFi ou Bluetooth.

Pour l'étude de l'effet des radiofréquences émises par le téléphone portable, les biologistes disposent de systèmes qui vont illuminer l'animal de façon à s'approcher d'une exposition type "tête-téléphone": les systèmes "tête seule" (comme le carrousel [I. 127] [I. 128] [I. 129]) et les systèmes localisés (comme l'antenne boucle [I. 134] [I. 135]). Les systèmes localisés permettent des expositions de la peau ou d'une zone particulière de la tête des animaux, par exemple.

L'OMS insiste sur le fait que la dosimétrie a une place capitale dans la conception et l'interprétation de tous les types d'études et que l'approche numérique de la dosimétrie doit être vérifiée expérimentalement. Il est donc impératif de réaliser une étude dosimétrique du système d'exposition utilisé, préalablement à l'expérimentation *in vivo*. Cette dosimétrie, en permettant la connaissance des niveaux de champs et des puissances induites dans les tissus, est nécessaire pour valider les conclusions des expérimentations *in vivo*.

Dans le cadre d'une collaboration avec le CRSSA, ce chapitre va présenter l'analyse dosimétrique d'un système d'exposition *in vivo* "corps entier". L'exposition est de type onde plane par une antenne cornet. L'animal est libre de tout mouvement dans sa cage. Nous

allons donc modéliser ce système d'exposition et étudier l'influence de la modélisation de la cage, l'importance du modèle de rat modélisé, et comment prendre en compte la liberté de mouvement du rat dans le système d'exposition pour déterminer l'incertitude du calcul du DAS.

II. PRESENTATION DU SYSTEME D'EXPOSITION

"CORPS ENTIER"

Le système d'exposition *in vivo* "corps entier" est composé :

- d'un générateur HF émettant à 1800 MHz et d'un amplificateur de puissance.
- d'une antenne cornet (la même que celle analysée au chapitre III),
- d'une chambre anéchoïque de 162*132*276 cm,
- d'un rat exposé en onde plane,
- d'une cage en plexiglas située à 1,65 m de l'antenne cornet, de 30*30*30 cm.

Le signal émit est modulé par un signal GSM (pulsé à 217 Hz).

Pour les expérimentations biologiques, deux groupes de sept rats sont exposés.

Le premier groupe est exposé à 9 W/m² incident.

Le second est exposé à 1,2 W/m², ce qui est inférieur aux recommandations de l'ICNIRP pour les expositions grand public (10 W/m² –Annexe 2-).

Une sonde de microdialyse est placée au niveau du cerveau du rat. Pour cette étude, nous nous intéressons en particulier à la dosimétrie "corps entier", nous ne tiendrons pas compte de cette sonde.

Le système d'exposition complet avec une vue rapprochée au niveau du rat est présenté Figure IV. 1 .

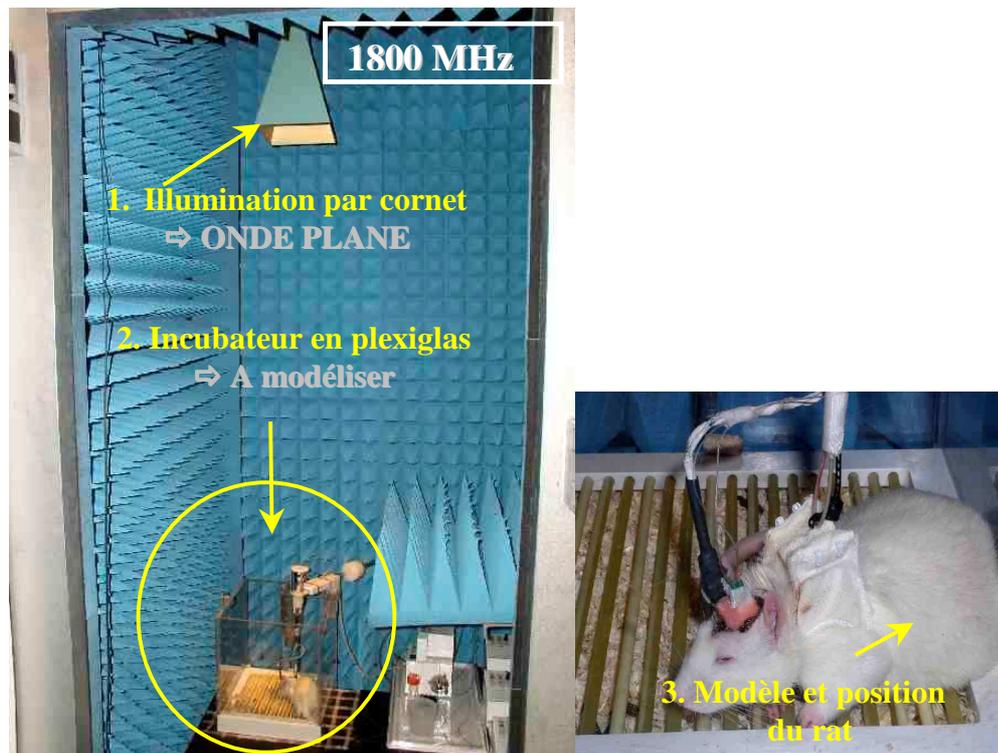


Figure IV. 1: Système d'exposition *in vivo* "corps entier"

II.1 L'ANTENNE CORNET

L'antenne cornet a été présentée et modélisée chapitre III. Pour cette étude, on se situe à 1,65 m de l'antenne. L'animal se trouve dans la zone champ lointain de l'antenne. La taille et la simplicité de la cage (composée de plexiglas en majeure partie) permettent de se contenter d'une étude en onde plane pour l'analyse de la puissance absorbée par le rat.

L'étude sera effectuée pour une puissance incidente de 1 W/m^2 , puis les résultats seront normalisés pour 1,2 et 9 W/m^2 .

II.2 LA CAGE

La cage mesure $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}$. La photo Figure IV. 2 présente la cage en plexiglas ainsi que le quadrillage fictif utilisé pour les mesures de champ E.

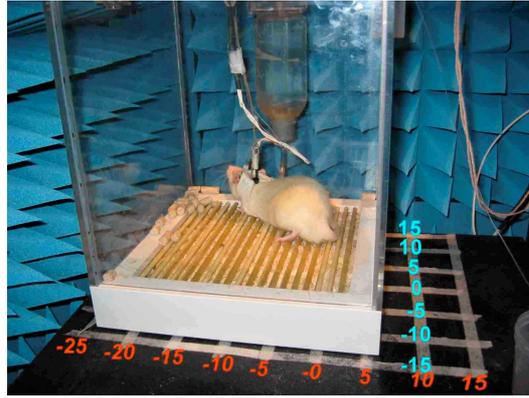


Figure IV. 2: Cage en plexiglas dans la chambre anéchoïque.

La cage comprend trois matériaux différents :

- les parois latérales sont faites de plexiglas $\epsilon_r=2,6$,
- le fond de la cage est en PVC $\epsilon_r=5$,
- et les barreaux sont en fibre de verre $\epsilon_r=4$.

Il nous faudra étudier l'influence des différents éléments de la cage sur la distribution de champ dans la cage et le DAS induit dans l'animal, afin de modéliser de façon simple et réaliste le système d'exposition.

II.3 L'ANIMAL

Nous utiliserons le modèle de rat numérique Brooks [II. 11] afin de modéliser l'animal exposé. Ce modèle de rat a été présenté chapitre II. Il est discrétisé à 1.5 mm (164*67*30 mailles)

Ce modèle représente un rat de 330 g, ce choix de modèle assez cohérent par rapport au rat exposé en onde plane dans la cage.

L'animal est libre de tout mouvement dans sa cage. Il ne garde donc pas la même position pendant la durée de l'exposition aux ondes RF. Il sera intéressant de prendre en compte la position de l'animal dans l'incubateur et par conséquent la polarisation de l'onde incidente pour le calcul du DAS.

III. MODELISATION DE LA CAGE A 1800 MHZ

Une première étape consiste à modéliser la cage de façon réaliste, mais le plus simplement possible.

Nous allons donc regarder l'influence :

- de la modélisation du fond de la cage,
- de la présence des parois latérales,
- des paramètres diélectriques,
- de la hauteur des parois en plexiglas.

Ces études vont nous permettre de comprendre les effets des plaques en plexiglas et des éléments de la structure sur la répartition du champ E.

III.1 INFLUENCE DE LA MODELISATION DES BARREAUX ET DES PAROIS LATERALES

La cage est discrétisée à 3 mm. Le Tableau IV. 1 présente les cartographies de champ E dans le plan vertical pris sur un axe de symétrie de la boîte. Les distributions de champ E sont normalisées pour 1 V/m.

Tous les plans ont été analysés pour la composante principale de champ E, mais un seul plan suffira à comprendre les interactions de l'onde incidente avec la cage.

Dans un premier temps, on compare l'influence de la modélisation du fond de la cage.

Trois configurations sont étudiées :

- une lame mince de 9 mm (3mailles) au fond de la cage,
- deux lames minces de 9 mm, une au fond de la cage, et l'autre sous le rat,
- une lame mince de 9 mm, et des barreaux parallélépipédiques de section 9* 9 mm.

Une seconde étude concerne l'influence des parois sur la distribution de champ dans la cage.

Deux configurations sont comparées :

- une lame mince de 9 mm, et des barreaux parallélépipédiques de section 9* 9 mm, avec les parois latérales de hauteur 30 cm,
- une lame mince de 9 mm, et des barreaux parallélépipédiques de section 9* 9 mm, sans les parois latérales de hauteur 30 cm.

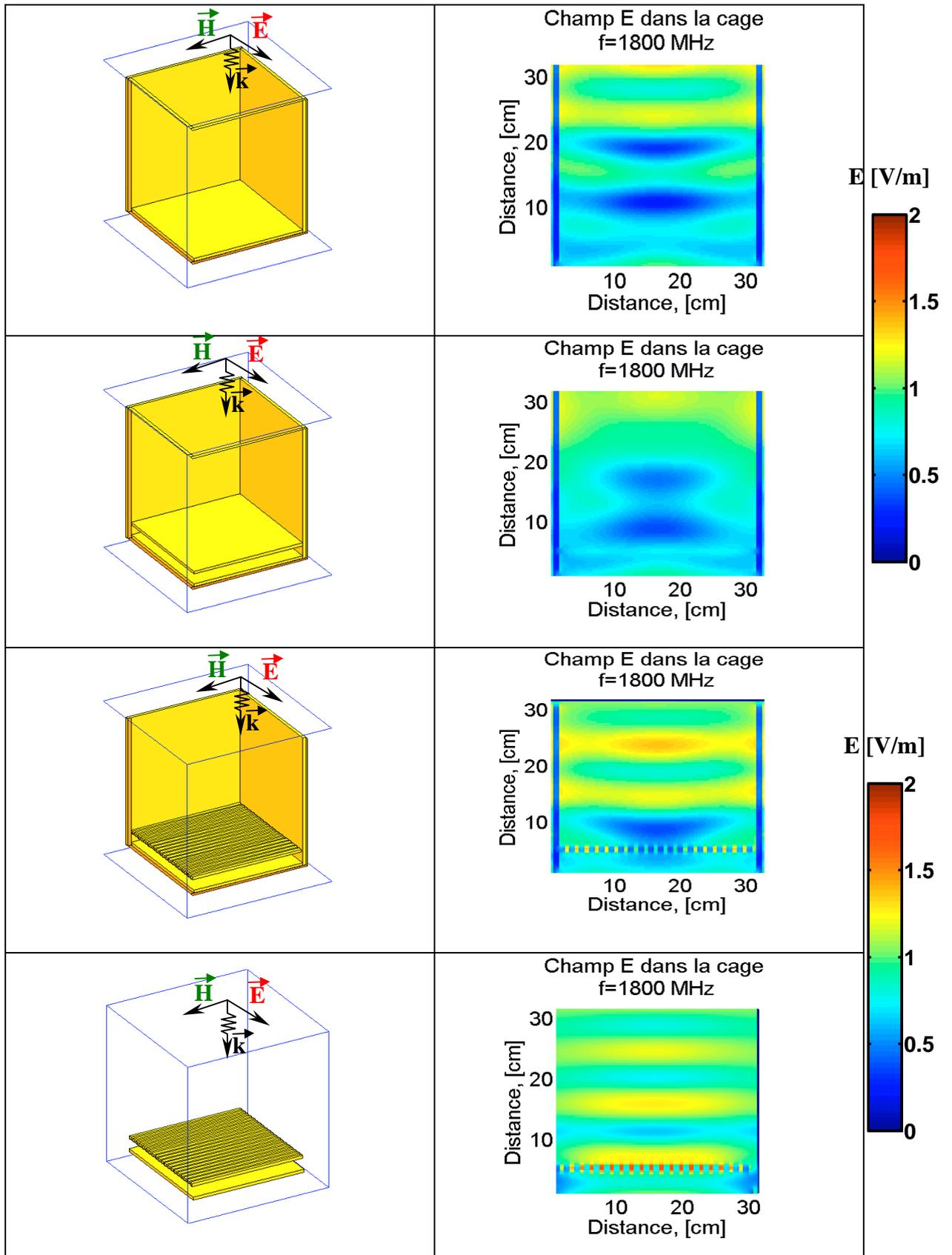


Tableau IV. 1: Comparaison des cartographies de champ pour l'étude de l'influence de la modélisation de la cage.

Les trois premières cartographies montrent qu'il est nécessaire de modéliser la partie "barreaux", et la comparaison de la troisième et de la dernière cartographie montre que les parois influent sur la distribution de champ dans la cage.

Si le modèle final n'est pas validé par la mesure il faudra modéliser les barreaux par des cylindres.

Après avoir remarqué l'influence des parois sur la structure, nous allons analyser l'importance de la hauteur de ces parois, pour si possible ne modéliser qu'une partie de la structure.

III.2 INFLUENCE DE LA HAUTEUR DES PAROIS LATÉRALES

Le Tableau IV. 2 présente les cartographies de champ E dans le plan vertical pris sur un axe de symétrie de la boîte, pour les trois configurations suivantes :

- modélisation de la lame mince de 9 mm, des barreaux parallélépipédiques de section 9* 9 mm, et des parois latérales de hauteur 15 cm,
- modélisation de la lame mince de 9 mm, des barreaux parallélépipédiques de section 9* 9 mm, et des parois latérales de hauteur 22,5 cm,
- modélisation de la lame mince de 9 mm, des barreaux parallélépipédiques de section 9* 9 mm, et des parois latérales de hauteur 30 cm.

Les parois ont une épaisseur de 9 mm.

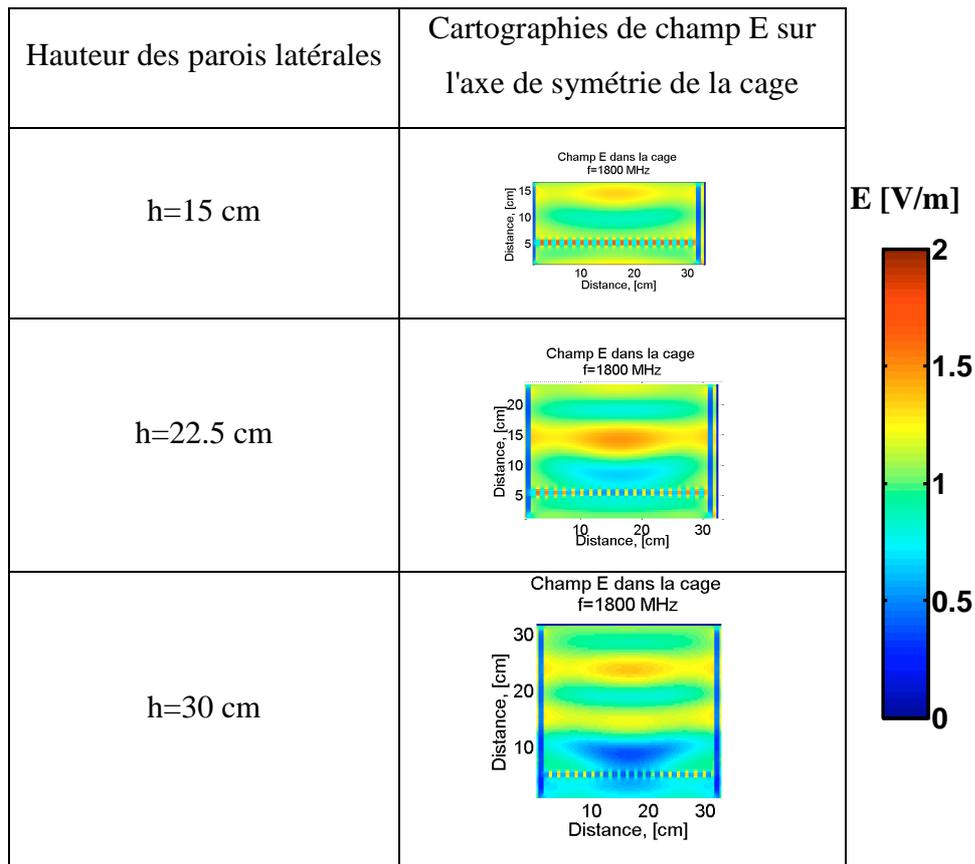


Tableau IV. 2: Influence de la hauteur des parois sur la distribution de champ dans la cage, f=1800 MHz.

Ces résultats montrent que nous ne pouvons pas nous affranchir de la modélisation de tout le volume de la cage.

Il faudra modéliser des parois de hauteur 30 cm.

Nous allons maintenant analyser l'influence des valeurs de permittivité des différents matériaux.

III.3 INFLUENCE DES PARAMETRES DIELECTRIQUES

En prenant le modèle comme décrit précédemment (parois de 30 cm et barreaux modélisés), nous allons faire varier les paramètres diélectriques des trois matériaux : plexiglas, PVC, fibre de verre.

La Figure IV. 3 présente la modélisation de la cage.

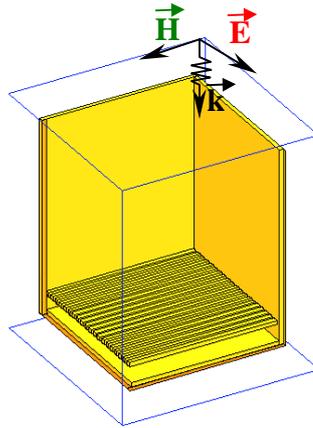


Figure IV. 3: Modélisation de la cage

Nous allons attribuer aux trois matériaux la même valeur de permittivité. Par contre, les valeurs vont varier :

- $\epsilon_r=2,1$,
- $\epsilon_r=2,6$,
- $\epsilon_r=5$.

Par la suite nous avons attribué une valeur de permittivité aux barreaux en PVC $\epsilon_r=5$, et au reste de la structure, une permittivité $\epsilon_r=2,6$ (voir Annexe 6). La comparaison avec le deuxième cas du Tableau IV. 3 ne montre pas de grandes différences sur la distribution de champ. Ce cas ne sera donc pas présenté.

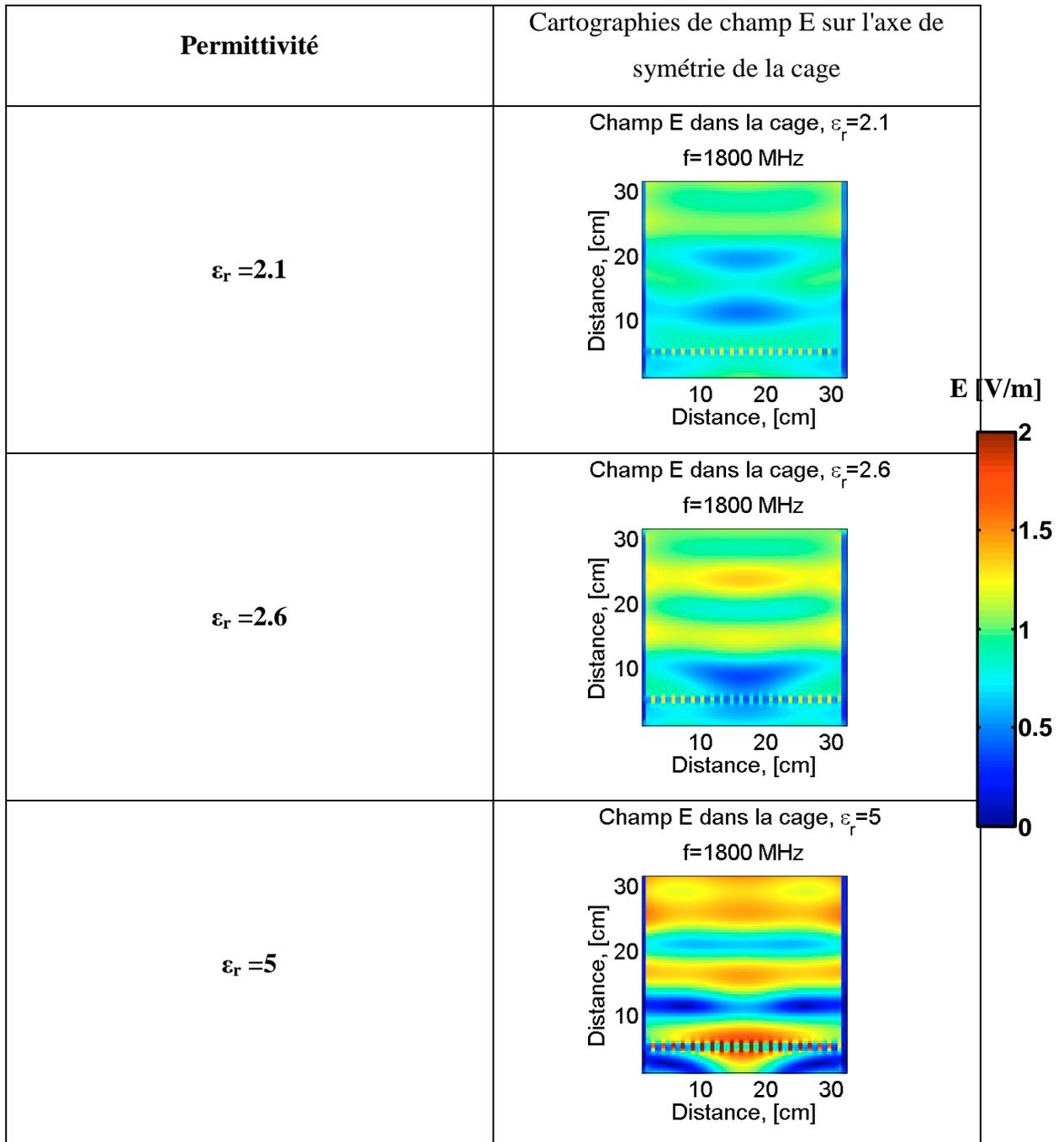


Tableau IV. 3: Etude de l'influence de la permittivité des matériaux.

Cette comparaison montre qu'il est important de bien définir la valeur de permittivité de toute la structure. En effet, les résonances créées par la structure font varier les points chauds et les points froids au centre de la cage, au niveau des barreaux où se trouve l'animal de manière non négligeable. On retrouve les conclusions faites au Chapitre III (sur l'influence de la permittivité de la lame de verre sur la DAS dans les boîtes de Pétri).

Après avoir défini un modèle de cage il faut le valider avec les mesures de champ E faites par les biologistes dans la chambre anéchoïque.

III.4 VALIDATION DU MODELE PAR LES MESURES

Afin de valider notre modèle de cage, nous allons comparer la cartographie de champ électrique obtenue par simulation, et celle mesurée avec une de champ électrique.

Pour comparer mesures et simulations on normalise les cartographies pour 1 W/m^2 (pour 1 W/m^2 , on a un $E_{\text{efficace}}=19,4 \text{ V/m}$).

La Figure IV. 4 donne la distribution de champ au niveau de l'animal.

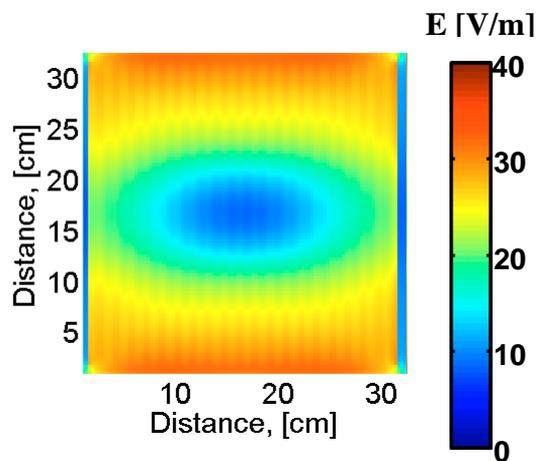


Figure IV. 4: Cartographie de champ E de la structure modélisée, au dessus des barreaux, au niveau de l'animal.

Le point froid au centre de la structure vaut 12 V/m . Le maximum de champ dans ce plan vaut 32 V/m .

La Figure IV. 5 donne les mesures de champ faites dans la cage pour $P=1,2 \text{ W/m}^2$.

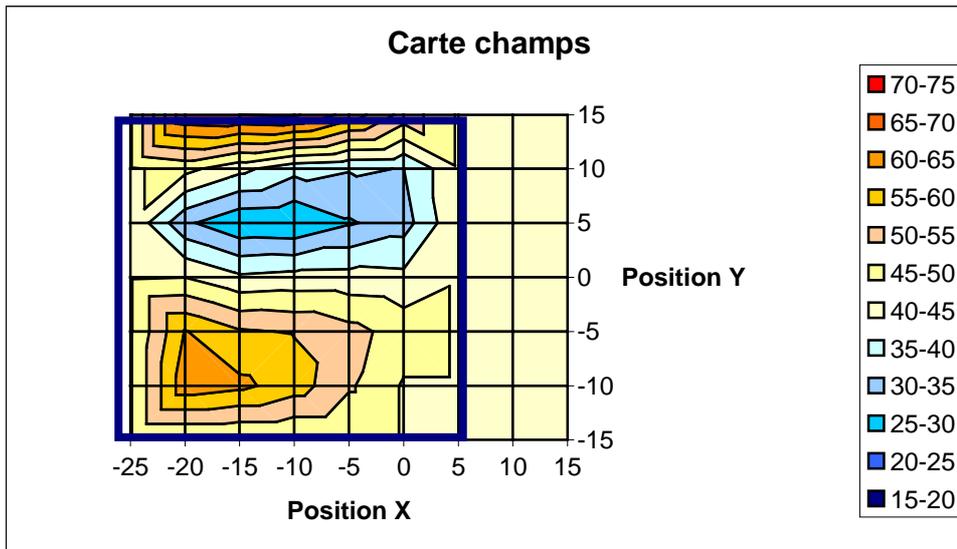


Figure IV. 5 : Mesures de champ E dans la cage en V/m.

Si on compare la distribution de champ dans les deux cas, elle est quasiment identique (le point froid est décalé vers un côté dans le cas de la mesure, mais cette erreur peut être due au manque de précision de la mesure).

En terme de valeurs de champ, les valeurs minimum et maximum dans ce plan sont reprises Tableau IV. 4.

	Mesures	Simulations (*1.2 W/m ²)
Valeur minimum en V/m	25-30	14.4
Valeur maximum en V/m	60-65	38.4

Tableau IV. 4: Comparaison des extremum de champ dans le plan au dessus de barreaux, dans le cas de la mesure et de la simulation, P=1,2 W/m².

On trouve une erreur de 3 dB entre les deux configurations qui peut facilement s'expliquer par l'erreur intrinsèque à la sonde de champ E (les valeurs sont données à 3 dB près).

La Figure IV. 6 présente donc les cartographies de champ dans les quatre plans :

- symétrie selon les x,
- symétrie selon les y,
- plan z au niveau des barreaux,
- plan z au niveau de l'animal.

La cage est modélisée avec $\epsilon_r = 2.6$.

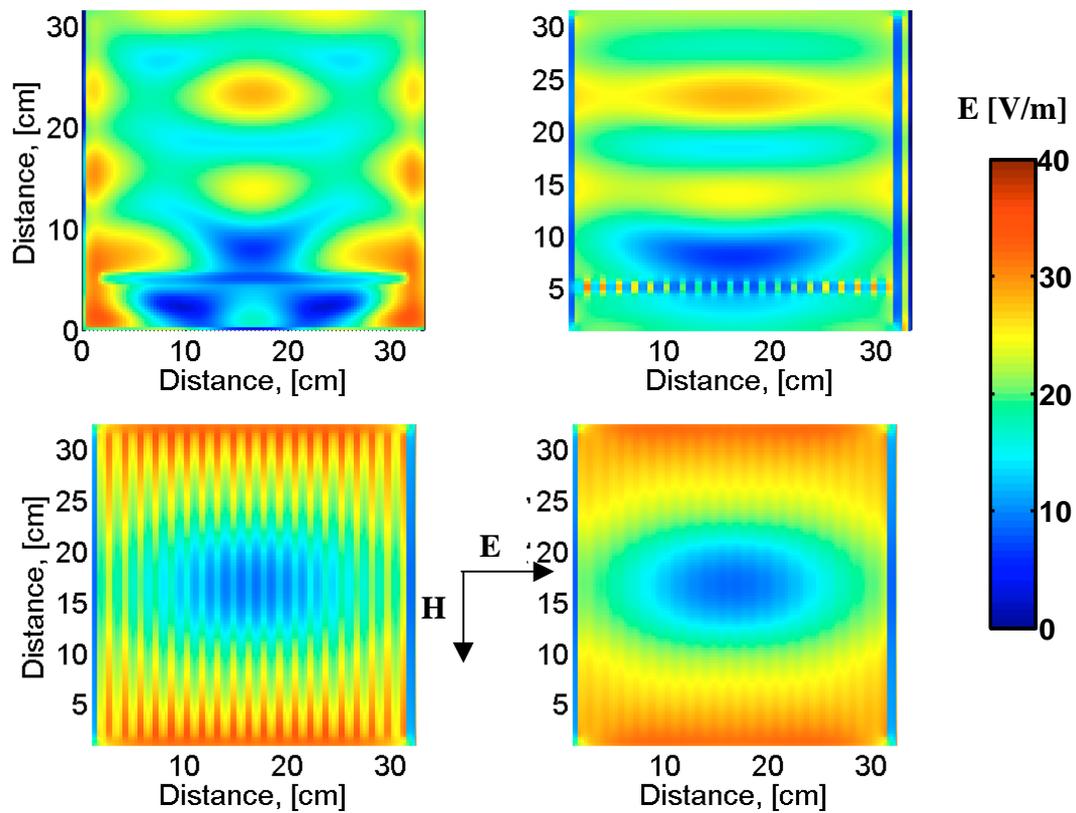


Figure IV. 6: Cartographies de champ E de la cage modélisée.

Le modèle de cage et de rat étant définis, nous allons pouvoir effectuer l'analyse dosimétrique du rat dans la cage.

IV. ETUDE DOSIMETRIQUE A 1800 MHZ

IV.1 VALEURS DE DAS POUR DIFFERENTES POSITIONS DU RAT DANS LA CAGE

Le rat est libre de ses mouvements dans la cage. Nous allons réaliser une analyse dosimétrique à 1800 MHz pour plusieurs positions de l'animal, afin de dégager l'incertitude du calcul de DAS en fonction de la position de l'animal.

La modélisation du système d'exposition en onde plane est présentée Figure IV. 7. Dans cette visualisation, l'animal a une position quelconque.

Les simulations numériques ont été effectuées grâce à l'IDRIS sur des calculateurs NEC SX5 (moins performants –car plus anciens- que les machines SX8). Les dimensions de la structure modélisée sont $n_x=245$, $n_y=245$, $n_z=245$ avec une discrétisation $\Delta=1,5$ mm. Le temps réel de calcul est d'environ 1000 secondes, et l'espace mémoire utilisé s'élève à 1 Gb.

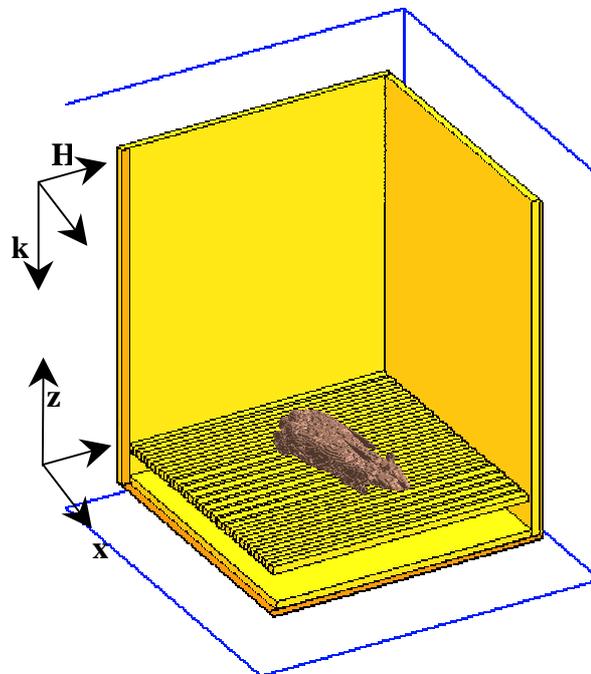


Figure IV. 7: Modélisation du rat Brooks dans la cage

Les cartographies de champ Figure IV. 8 donnent la distribution de champ E lorsque que le rat est présent dans la cage, pour quatre positions :

- *position 1* : le rat est au centre de la cage, E est parallèle à sa plus grande dimension (polarisation E),
- *position 2* : le rat a son museau dans un angle de la cage, E est parallèle à sa plus grande dimension (polarisation E),
- *position 3* : le rat a son museau dans un angle de la cage, E est perpendiculaire à sa plus grande dimension (polarisation H),
- *position 4* : le rat a sa queue dans un angle de la cage, E est parallèle à sa plus grande dimension (polarisation E).

D'après une observation des biologistes, l'animal aurait tendance à positionner son museau dans un angle de la cage. Pour cette raison, nous avons choisi deux configurations représentant cette attitude.

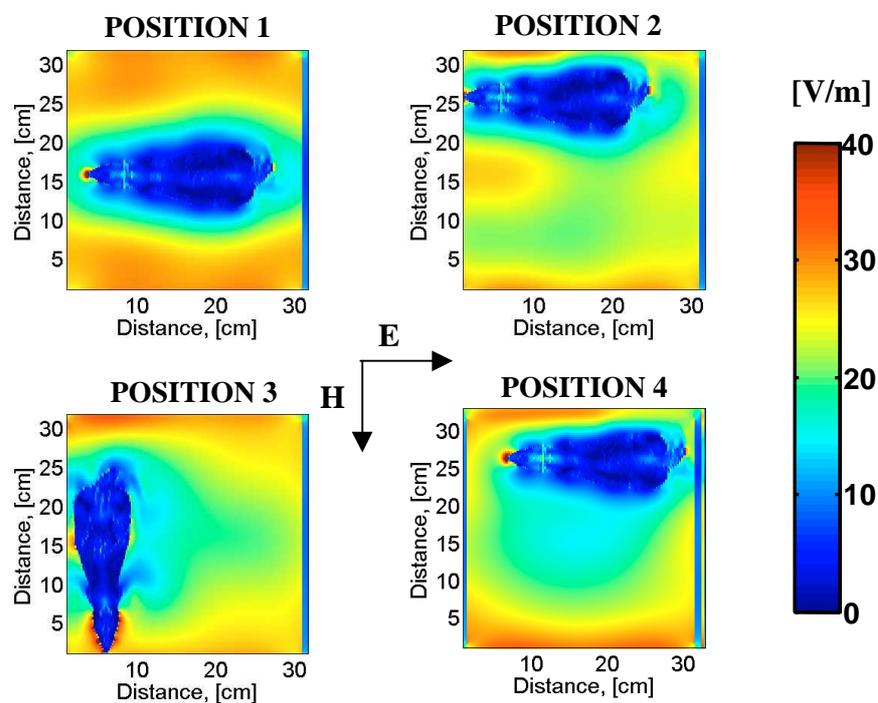


Figure IV. 8: Cartographies au niveau de l'animal, en fonction de sa position dans la cage ($P=1 \text{ W/m}^2$).

Les cartographies de DAS

Figure IV. 9 présentent une coupe longitudinale au milieu du modèle de rat brooks, pour les quatre positions étudiées précédemment.

Le Tableau IV. 5 reprend les valeurs caractéristiques de la distribution de DAS dans les quatre positions.

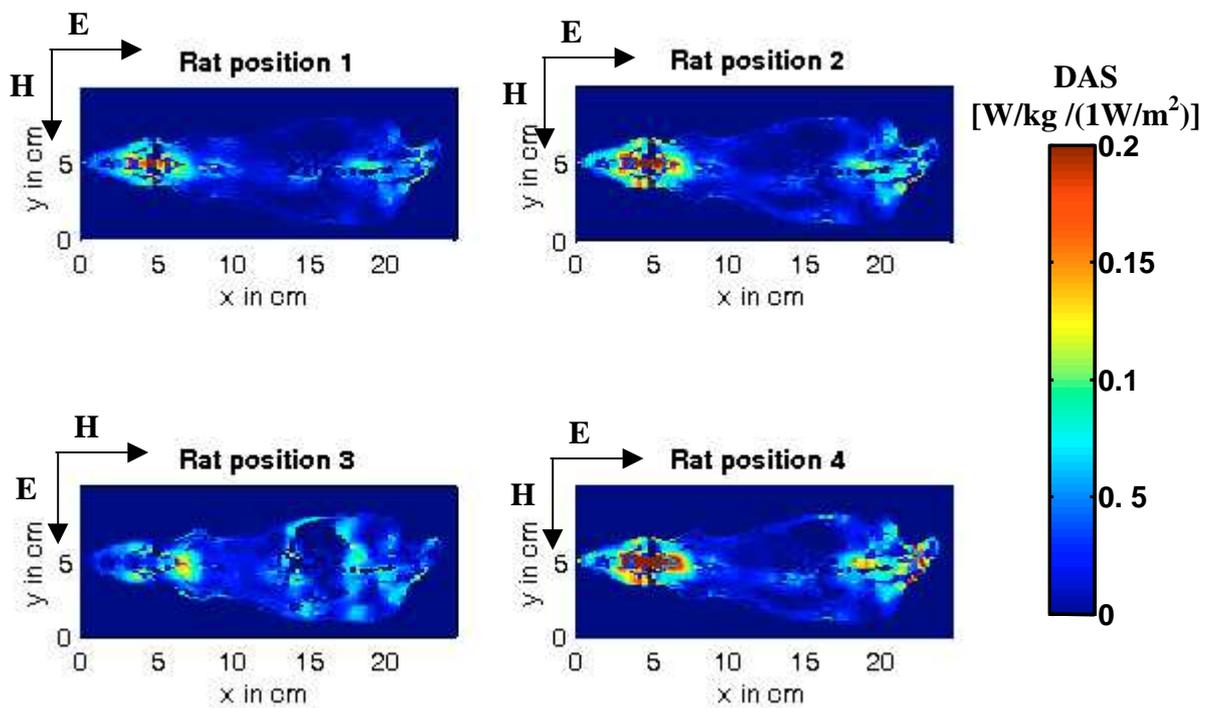


Figure IV. 9: Cartographies de DAS du rat dans sa cage, pour les quatre positions, $f=1800$ MHz.

W/kg/(W/m²)		<i>rat position1</i>	<i>rat position2</i>	<i>rat position3</i>	<i>rat position4</i>
DAS "corps entier"	DAS moyen	0.033	0.043	0.032	0.049
	Ecart-type	0.036	0.055	0.030	0.064
	Max	0.99	1.88	0.56	2.10
DAS "tête"	DAS moyen	0.058	0.077	0.039	0.085
	Ecart-type	0.046	0.062	0.030	0.075
	Max	0.55	0.73	0.25	0.95

Tableau IV. 5: Valeurs de DAS dans le modèle de rat pour les quatre positions dans la cage, f=1800 MHz.

Le DAS moyen dans le rat "corps entier" peut varier de 0,032 à 0,049 W/kg, soit une augmentation d'environ 10% entre deux positions (positions 3 et 4).

Le DAS moyen dans la tête du rat peut varier de 0,039 à 0,085 W/kg, soit une augmentation de plus de 50% entre deux positions (positions 3 et 4).

Cet écart vient de la position de l'animal dans la cage, mais aussi de la polarisation de l'onde incidente. Dans la position 3, le rat est en polarisation H, et dans la position 4 en polarisation E.

Dans la suite de cette étude nous étudierons l'influence de la polarisation de l'onde incidente sur le modèle de rat Brooks illuminé en onde plane.

Les valeurs de DAS moyennées "corps entier" et "tête" sont normalisées Tableau IV. 6 pour les puissances d'émissions utilisées pendant les expérimentations biologiques.

	DAS moyen [W/kg]	
	Corps entier	Tête
$P_{\text{incident}} = 1.2 \text{ W/m}^2$	0.048±0.027	0.078±0.032
$P_{\text{incident}} = 9 \text{ W/m}^2$	0.36±0.21	0.58±0.24
Inhomogénéité [%]	114%	82%

Tableau IV. 6: Valeurs de DAS moyen, "corps entier" et "tête", moyennées sur les quatre positions de l'animal dans la cage, pour les puissances de référence.

Le DAS "corps entier" est fortement inhomogène. En effet, les cartographies (Figure IV. 9) montrent bien la présence de pics de résonances dans les tissus du rat, ainsi que beaucoup de valeurs de DAS quasiment nulles.

Nous allons maintenant étudier l'influence de la polarisation de l'onde incidente sur le DAS dans le modèle de rat. Il sera également intéressant de regarder l'influence de la taille du modèle de rat en onde plane, afin de comprendre l'interaction des ondes RF en fonction de la taille de l'individu.

V. ETUDE D'UN MODELE DE RAT EN ONDE PLANE

L'étude du modèle de rat numérique en onde plane est une étape indispensable à la compréhension des phénomènes électromagnétiques en présence.

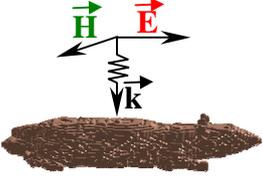
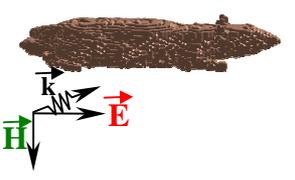
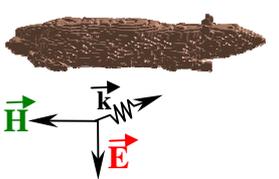
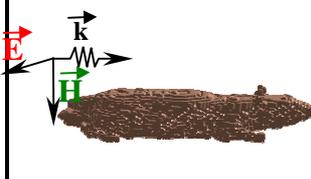
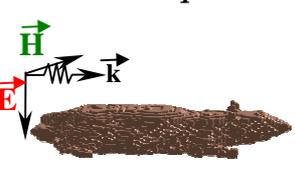
V.1 INFLUENCE DE LA POLARISATION SUR LE RAT

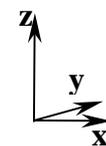
L'illumination du rat par une onde plane est réalisée à 900 MHz, 1800 MHz et 2,45 GHz. Le modèle de rat exposé est le rat Brooks, discrétisé à 1,5*1,5*,15 mm.

L'illumination en onde plane est réalisée avec huit incidences et polarisations différentes : l'illumination se fait d'abord par le dessus, puis le côté, par derrière et enfin par la tête, et pour chaque cas, la polarisation peut être E (champ E parallèle à la plus grande dimension de modèle exposé dans le plan formé par E et H) ou H (champ H parallèle à la plus grande dimension de modèle exposé dans le plan formé par E et H).

Les résultats sont normalisés pour 1 W/m² incident.

Le Tableau IV. 7 donne les niveaux de DAS induits dans le rat en fonction de la polarisation de l'onde incidente.

DAS en W/kg pour 1W/m ² incident	900 MHz			1800 MHz			2,45 GHz		
	MAX	moy	σ	MAX	moy	σ	MAX	moy	σ
<i>Polarisation E</i> 	0.697	0.062	0.050	0.961	0.038	0.041	1.87	0.031	0.043
<i>Polarisation H</i> 	0.395	0.024	0.018	0.478	0.031	0.029	1.176	0.030	0.035
<i>Illumination côté E</i> 	0.536	0.047	0.046	1.273	0.045	0.059	1.878	0.024	0.047
<i>Illumination côté H</i> 	0.124	0.019	0.014	0.370	0.022	0.023	1.352	0.026	0.035
<i>Illumination queue E</i> 	0.372	0.035	0.026	0.921	0.037	0.043	2.191	0.028	0.058
<i>Illumination queue H</i> 	0.305	0.032	0.029	0.406	0.024	0.024	0.563	0.024	0.026



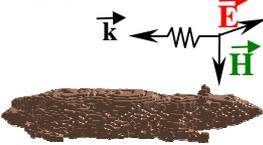
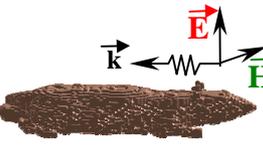
<p>Illumination tête E</p> 	0.613	0.036	0.031	0.888	0.036	0.046	1.872	0.027	0.055
<p>Illumination tête H</p> 	0.400	0.031	0.027	0.406	0.024	0.025	1.467	0.025	0.026

Tableau IV. 7: Valeurs de DAS du rat Brooks exposé en onde plane.

A 900 MHz, le DAS moyen peut varier de 0.019 à 0.062 W/kg selon l'incidence et la polarisation de l'onde.

A 1800 MHz, le DAS moyen varie de 0.022 à 0.045 W/kg selon l'incidence et la polarisation de l'onde, (le DAS maximum à 1800 MHz ne correspond pas à la même exposition que le DAS maximum à 900 MHz).

A 2,45 GHz, le DAS moyen varie de 0.024 à 0.031 W/kg selon l'incidence et la polarisation de l'onde, (les DAS minimum et maximum à 2,45 GHz ne correspondent pas à la même exposition que les DAS minimum et maximum à 1800 MHz).

De plus l'écart-type entre toutes les configurations diminue avec l'augmentation en fréquence, l'épaisseur de peau étant plus faible.

Le Tableau IV. 8 permet de se rendre compte de l'importance de la polarisation de l'onde incidente sur l'homogénéité et les niveaux de DAS induits dans le rat à 1800 MHz, dans le cas d'une illumination par le dessus, en polarisation E et H.

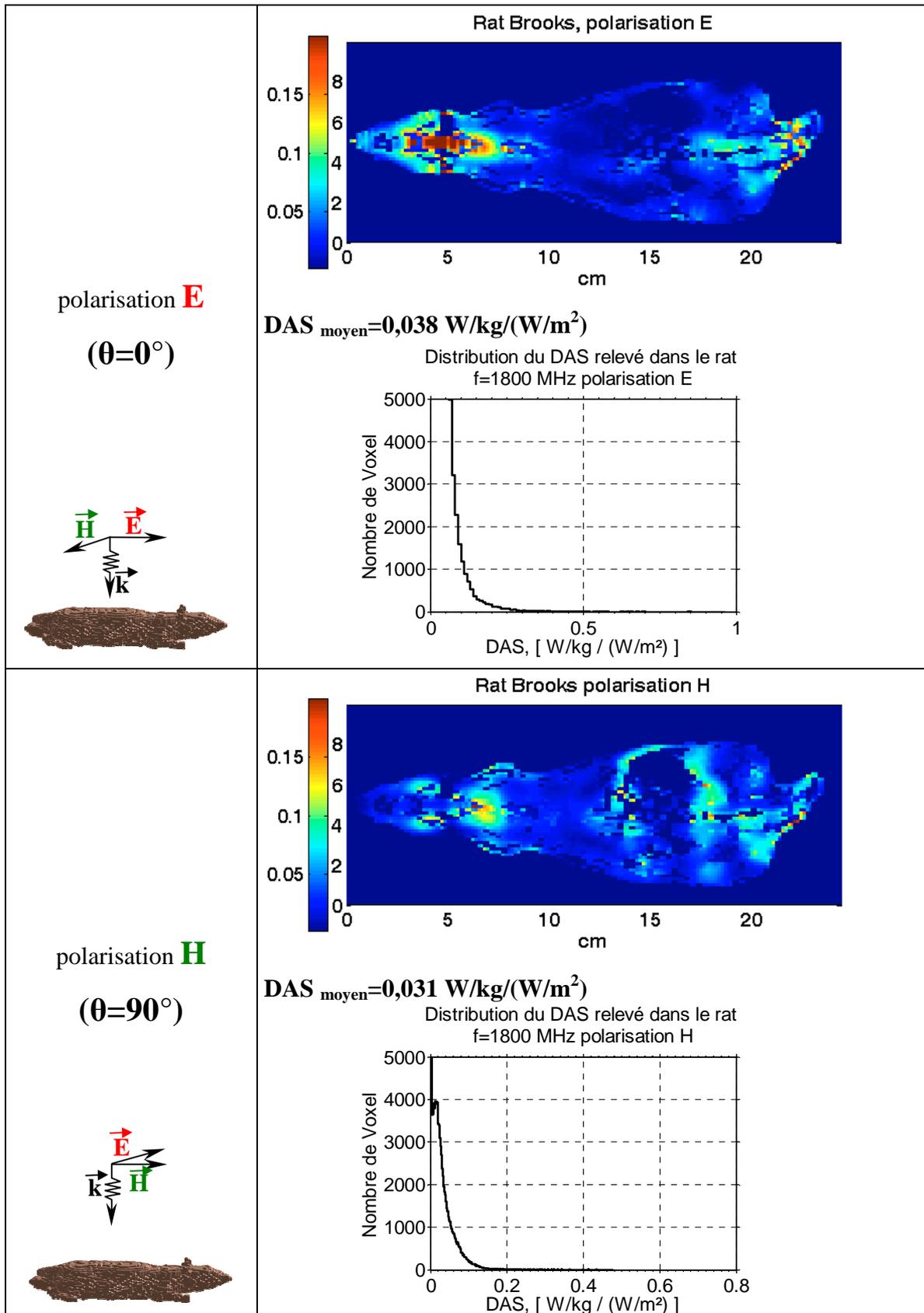


Tableau IV. 8: Distribution et valeur moyenne de DAS du rat brooks exposé à 1800 MHz en onde plane par le dessus, en polarisation E et H.

Le DAS induit dans le rat par la polarisation E est moins homogène, mais avec des niveaux de DAS plus élevé que dans le cas de la polarisation H.

Ce résultat est en concordance avec l'étude de L.Lafon [II. 3], qui avaient noté que les niveaux de SAR sont maximaux quand la direction du champ E incident est parallèle à la dimension du corps la plus importante (polarisation E) et, à l'opposé, que l'homogénéité est plus meilleure lorsque l'onde plane est en polarisation H.

Il est intéressant de regarder le comportement et l'allure du DAS moyen induit dans le modèle de rat en fonction de la fréquence, pour les polarisations comprises entre la polarisation E et H, lorsque l'illumination est faite par le dessus (Tableau IV. 7). Les valeurs de DAS moyen du rat dans la cage à 1800 MHz, pour les quatre positions ont été rajoutées.

Seul le comportement global du rat en fréquence nous intéresse, nous ne tiendrons pas compte de la dispersion $\epsilon(\omega)$ induite par l'étude sur une large bande de fréquence. Les caractéristiques diélectriques considérées pour l'exposition du rat sont celles à 1800 MHz (valeurs obtenues d'après les travaux de C. Gabriel [II. 10]).

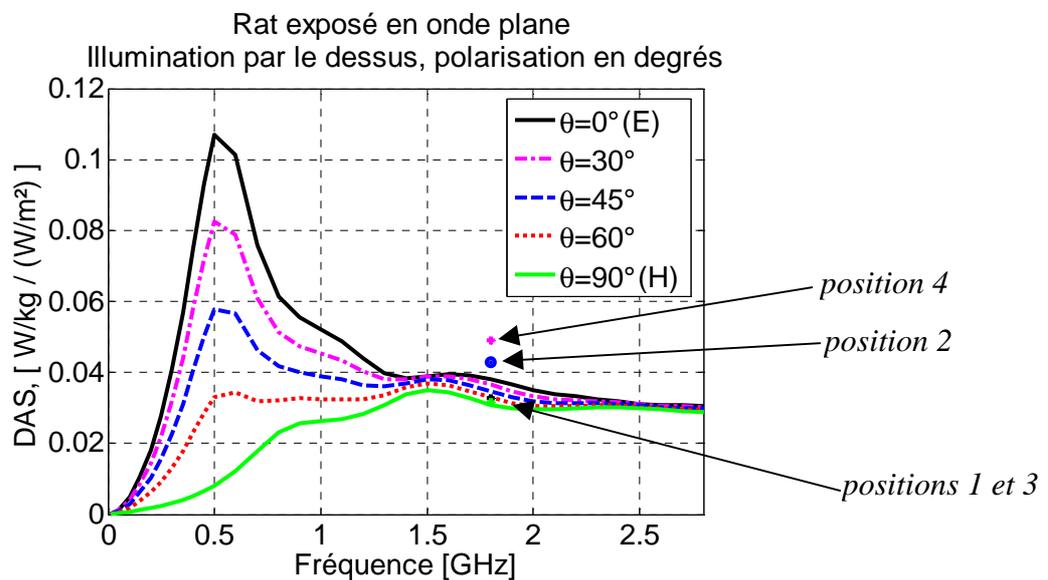


Figure IV. 10: DAS moyen "corps entier" du rat exposé en onde plane en fonction de la polarisation de l'onde, sur la bande de fréquence [0-3] GHz.

Une résonance apparaît à 500 MHz pour le modèle de rat Brooks. (Elle est aux environs de 100 MHz chez l'homme). A 900 MHz l'écart entre les niveaux de DAS en

fonction de la polarisation de l'onde incidente est encore assez important, mais à 1800 MHz, et encore plus à 2,45 GHz, cet écart est considérablement réduit. L'influence de la polarisation ne semble pas critique à 1,8 et 2,45 GHz.

Les valeurs de DAS du rat dans la cage à 1800 MHz sont relativement proches de la valeur moyen du DAS entre toutes les polarisations étudiées (différence de 0,017 W/kg entre le polarisation H –la plus faible valeur de DAS moyen- et la configuration "position 4" – valeur de DAS moyen la plus élevée).

L'allure du DAS moyen induit dans la tête du modèle de rat en fonction de la fréquence, pour les polarisations comprises entre la polarisation E et H, lorsque l'illumination est faite par le dessus est présenté Figure IV. 11. Les valeurs de DAS moyen de la tête de rat dans la cage à 1800 MHz, pour les quatre positions ont été rajoutées.

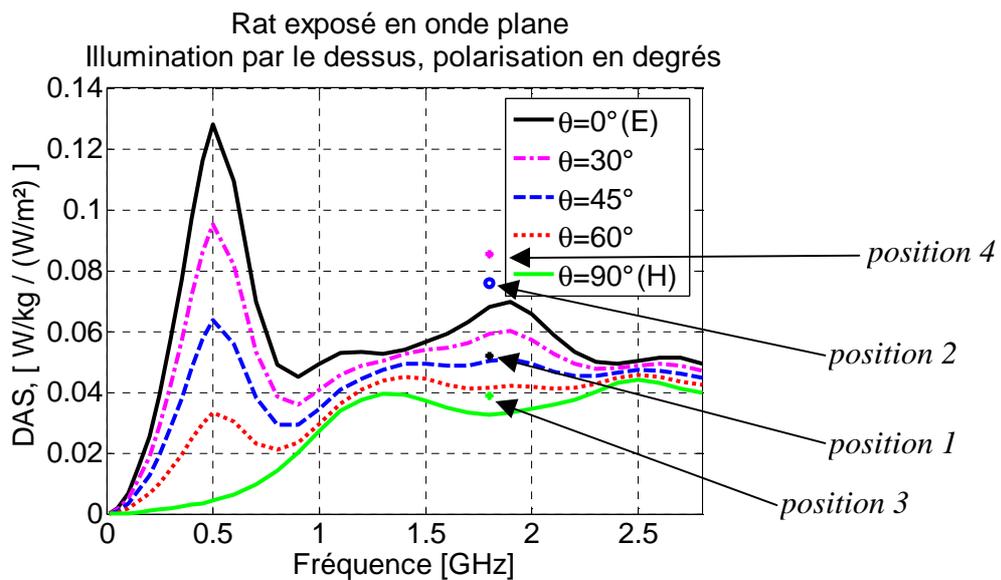


Figure IV. 11: DAS moyen "tête" du rat exposé en onde plane en fonction de la polarisation de l'onde, sur la bande de fréquence [0-3] GHz.

Ces résultats montrent l'importance de la polarisation de l'onde incidente lors d'une exposition en onde plane, surtout lorsque la fréquence d'exposition se situe à proximité de la résonance (500 MHz dans le cas du modèle de rat Brooks).

V.2 MODELE DE RAT NUMERIQUE

Différents modèles de rat ont été présentés (chapitre II), et une comparaison du modèle de rat Brooks et du modèle COMOBIO a été réalisée par J. Luc [II. 5]. Les modèles diffèrent par leur forme, leur hétérogénéité, mais aussi par leur taille (liée au poids de l'animal).

Précédemment (Chapitre II), il a été montré qu'un modèle quasi-homogène, prenant seulement en compte les principaux tissus (cerveau, peau, os ...), permet d'obtenir une bonne évaluation des niveaux de SAR, identique au cas où l'on utilise un modèle de rat hétérogène. Mais, pour cela, il convient d'attribuer à la partie homogène du rat une valeur de permittivité et de conductivité équivalente à la moyenne de ces valeurs calculées pour les tissus présents dans la tête du rat hétérogène (sans prendre en compte les tissus présents dans le modèle quasi-homogène). Les valeurs de ces grandeurs à 900, 1800, 1960 et 2450 MHz sont données en Annexe 7.

Afin d'observer l'importance de la taille du modèle de l'animal pour le calcul de DAS moyen, nous avons illuminé en onde plane (exposition par le dessus en polarisation E), le modèle de rat Brooks à différentes discrétisations ($\Delta=1,5$ mm, $\Delta=1$ mm, $\Delta=0,5$ mm) correspondant à plusieurs tailles (donc poids).

On expose ainsi trois modèles de rats de forme et de nombre de tissus identiques, mais de poids différent :

- rat de 330 g
- rat de 100 g
- rat de 12 g (équivalent à une souris).

Les cartographies de DAS, et les valeurs caractéristiques du DAS des trois rats de poids différents sont présentés Tableau IV. 9.

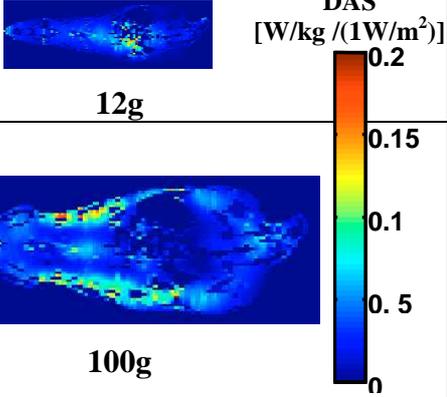
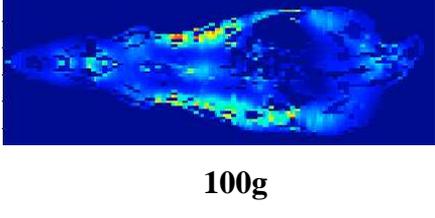
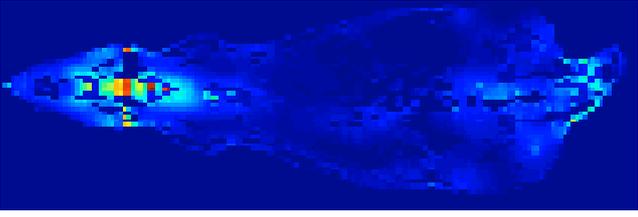
Distribution de DAS f=1800 MHz	DAS moyen [W/kg]	Ecart- type	Min	Max
 <p>12g</p>	0.20	0.20	0	2.95
 <p>100g</p>	0.07	0.07	0	0.99
 <p>330g</p>	0.04	0.04	0	0.96

Tableau IV. 9: Cartographies et valeurs de DAS en fonction du poids des rat, f=1800 MHz

L'étude en fréquence du DAS moyen sur la bande de fréquence [0 3] GHz est présentée Figure IV. 12.

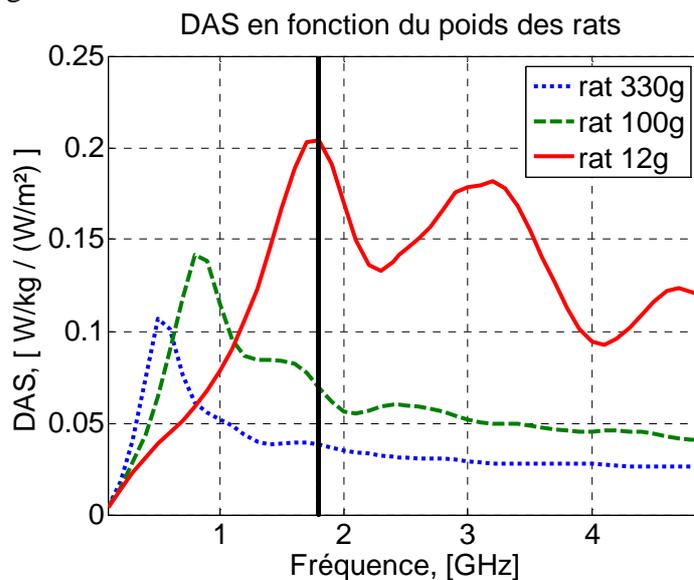


Figure IV. 12: Influence de la taille du modèle de rat pour une exposition en onde plane sur une large bande de fréquence [0-5] GHz

Pour une étude à 1800 MHz, le DAS moyen "corps entier" de l'animal peut être multiplié par quatre selon la taille du modèle exposé. Plus le modèle est petit, plus la résonance se trouve haut en fréquence.

Ces résultats montrent l'impact du choix du modèle d'animal dans les études dosimétriques, et l'importance de prendre en compte l'incertitude de DAS générée par les calculs et la modélisation des systèmes d'expositions.

VI. CONCLUSION

Au cours de ce chapitre, nous avons réalisé la dosimétrie numérique d'un système d'exposition *in vivo* corps entier. L'animal était initialement illuminé par une antenne cornet dans une chambre anéchoïque, mais nous avons pu faire l'approximation d'une étude en onde plane.

Dans une première partie nous avons déterminé comment modéliser la cage contenant le rat. L'analyse de l'influence des paramètres physiques de la structure nous a montré que la hauteur de plexiglas, la modélisation des barreaux, et la valeur de permittivité du matériau jouent un rôle important dans l'interaction de l'onde incidente avec la cage. Nous en avons déduit, après validation par des mesures de champ, que l'approximation d'une cage entièrement en plexiglas ($\epsilon_r=2,6$), avec des barreaux parallélépipédiques était suffisante.

Ensuite, nous avons analysé la structure avec le modèle de rat Brooks à 1800 MHz. Le DAS moyen d'une configuration à une autre peut augmenter d'un facteur 1,5 pour le "corps entier", et d'un facteur supérieur à 2 au niveau de la tête de l'animal. La prise en compte de plusieurs positions du rat dans la cage a montré l'incertitude du calcul de DAS en fonction de la position de l'animal dans la cage.

La valeur moyenne des DAS moyen du rat Brooks illuminé en onde plane dans la cage à 1800 MHz s'élève à $0,04 \text{ W/kg} / (\text{W/m}^2_{\text{inc}})$. L'incertitude du calcul de DAS en fonction de la position de l'animal est d'environ 20%.

Afin de mieux comprendre l'interaction de l'onde électromagnétique avec les tissus vivants, nous avons étudié le modèle de rat Brooks en onde plane, en fonction de différentes polarisations de l'onde incidente, et en fonction de son poids. La fréquence de résonance du modèle de rat Brooks "corps entier" se trouve autour des 500 MHz. Par conséquent, à 900 MHz, la polarisation de l'onde plane influe sur le DAS moyen dans la rat : il peut varier d'environ 0,02 à 0,06 W/kg /(W/m^2_{inc}). A 1800 MHz, les variations sont moins fortes : 0,031 à 0,38 W/kg /(W/m^2_{inc}). A 2,45 GHz, le DAS moyen est quasiment constant (autour de 0,3 W/kg /(W/m^2_{inc}), peu importe la polarisation de l'onde incidente.

Les phénomènes sont différents si l'on ne considère que le BASAR (DAS dans la tête de l'animal). Il y a toujours une forte résonance à 500 MHz, mais une autre résonance apparaît autour de 1,8 GHz. Le BASAR varie de 0,33 à 0,68 W/kg /(W/m^2_{inc}) à 1,8 GHz.

Enfin, l'étude de DAS en fonction du poids de l'animal montre que le DAS peut varier d'un facteur cinq, entre un rat de 330 g, et une souris de 12 g.

Ce chapitre pose le problème du choix du modèle de l'animal pour les simulations numériques, et de l'incertitude engendrée par la modélisation numérique pour calculer des niveaux de DAS dont l'incertitude est inférieure à 30%.

**CONCLUSION
GENERALE**

Au cours de ces travaux de recherche, nous nous sommes intéressés à l'analyse dosimétrique de systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo* développés en collaboration avec des biologistes pour les expérimentations bioélectromagnétiques, en nous efforçant de répondre aux exigences des recommandations actuelles pour la validation des études bioélectromagnétiques.

Dans un premier chapitre, les signaux RF et les protocoles d'émission des nouveaux signaux de télécommunication ont été analysés. Nous nous sommes attachés à décrire les signaux RF concernés par les études bioélectromagnétiques, comme les nouveaux signaux télécom (UMTS pour la téléphonie 3G, et WiFi pour les communications réseaux sans fil). Ces nouveaux signaux émettent sur des bandes spectrales plus larges (5 à 25 MHz) avec des formes de signaux bien spécifiques, et des niveaux de puissance particuliers autour des fréquences 2, 2,5 et 5 GHz. Les systèmes étudiés au cours de ce travail permettent de réaliser des études bioélectromagnétiques sur de tels signaux.

Les RADAR émettent des impulsions très courtes (de l'ordre de la microseconde) mais très puissantes (de l'ordre de la dizaine de kilowatts). Ces signaux ont une puissance moyenne d'émission très faible, mais il est intéressant de s'interroger sur les interactions de ces signaux impulsionnels avec les tissus vivants.

Nous avons par la suite souligné l'intérêt des analyses dosimétriques pour la validation des études bioélectromagnétiques. La connaissance des niveaux d'exposition des cellules, le contrôle de la température (pour étudier les effets non thermiques des RF), et donc la maîtrise de la dosimétrie numérique et expérimentale doit permettre d'exploiter les résultats des expérimentations biologiques.

Une description non exhaustive des systèmes d'exposition existants pour les études bioélectromagnétiques a été réalisée pour clore le premier chapitre. Pour les études *in vitro*, les guides d'onde, par exemple, sont largement utilisés. Un seul mode se propage, et les modes indésirés générés par des réflexions au niveau des boîtes de Pétri ne se propagent pas. D'autre part, il peut contenir plusieurs boîtes de Pétri et sa taille est adaptable en fonction de la fréquence voulue. La cellule TEM et la cellule fil-plaque sont également présentes pour les expérimentations aux fréquences GSM. Elles offrent une bonne homogénéité de champ E (au détriment du rendement cependant). Pour pouvoir exposer facilement des supports biologiques, l'illumination dans des chambres anéchoïques est souvent utilisée. Elles se font généralement à l'aide d'antenne cornet qui permettent des

illuminations type onde plane. On s'affranchit avec ces systèmes des problèmes de régulation thermique, et la manipulation des supports biologiques ainsi que le contrôle de la température se font plus facilement. Les systèmes d'exposition *in vivo* peuvent être « corps entier », « tête seule », ou « localisés ». Les systèmes « corps entier » se rapprochent plus des études type émissions de station de base, ou émissions des systèmes de communication sans fil. La chambre anéchoïque et l'onde plane sont une bonne alternative pour ce type d'études. Les systèmes d'exposition « localisés » sont utilisés dans pour l'étude des interactions « tête-téléphone », aux fréquences GSM et UMTS. L'antenne boucle est la plus couramment utilisée pour ces études.

Le deuxième chapitre nous a permis d'étudier les phénomènes d'interaction des ondes RF avec les cellules, et l'incertitude sur le calcul du DAS. Pour comprendre les phénomènes électromagnétiques au niveau des cellules et tissus vivants, nous avons analysé l'influence de certains paramètres sur le calcul du DAS. Ainsi, nous avons mis en évidence l'importance de la discrétisation, en particulier à 2,45 GHz où une discrétisation à 500 microns est indispensable. Le volume de solution biologique dans le support a aussi son importance puisque, plus il augmente, plus les résonances s'installent facilement. La polarisation de l'onde incidente joue un rôle important dans la répartition du DAS dans les boîtes de Pétri, en particulier lorsque plusieurs boîtes interagissent entre elles. Enfin, nous avons vu qu'il était nécessaire d'utiliser les paramètres diélectriques pour le calcul du DAS moyen dans les boîtes de Pétri, mais que des paramètres fixes pour l'étude du comportement du DAS en fréquence étaient suffisants. La modélisation des supports biologiques est très importante pour le calcul d'un DAS significatif.

Au cours du troisième chapitre, nous avons étudié et analysé un système d'exposition *in vitro* à 1800 MHz et 2,45 GHz. Ce système est composé d'un incubateur thermostaté (refroidissement par des tuyaux d'eau, et présence de billes de verre sous le support biologique) illuminé par une antenne cornet. Nous avons réalisé une première étude en onde plane, mais au regard de la complexité de l'incubateur et de ses dimensions transverses relativement grandes (environ 37*55 cm) devant la longueur d'onde (environ 12 et 16 cm à 1,8 et 2,45 GHz) et la distance qui le sépare du cornet (1 m), nous avons finalement modélisé le système complet « incubateur et antenne cornet ». Des études intermédiaires ont montré l'importance de la modélisation complète de toutes les parties de

l'incubateur, la modélisation ou non des tuyaux d'eau pouvant faire varier le DAS moyen dans les boîtes de Pétri d'un facteur 10, et la variation de la permittivité de la zone « billes de verre » ayant une influence tout aussi importante. L'analyse dosimétrique d'un système d'exposition demande de considérer un maximum de paramètres et de modéliser le système de façon réaliste afin de minimiser l'incertitude sur le calcul du DAS et donner des valeurs d'expositions significatives pour l'analyse des études bioélectromagnétiques.

L'analyse dosimétrique a été réalisée sur la bande de fréquence [0,5 10] GHz, et les valeurs de DAS pour une exposition à 1800 MHz et 2,45 GHz pour 1 Watt incident émis par le cornet sont respectivement, $0,82 \pm 0,2$ W/kg et $0,56 \pm 0,2$ W/kg.

Le quatrième chapitre analyse un système d'exposition *in vivo* à 1800 MHz avec la même problématique : la prise en compte d'un maximum de paramètres pour la modélisation du système d'exposition afin de calculer des valeurs de DAS significatives. L'étude *in vivo* réalisée concerne l'exposition "corps entier" d'un rat. L'animal est placé dans une cage dans laquelle il peut se déplacer librement, et est illuminé en champ lointain par une antenne cornet. Le modèle de la cage en plexiglas doit respecter les dimensions de l'original, mais une approximation des barreaux cylindriques par des barreaux parallélépipédiques est suffisante. Par contre nous avons vu l'importance de la position du rat dans sa cage, et par conséquent l'importance de l'onde incidente pour le calcul du DAS dans les tissus de l'animal. La fréquence de résonance du modèle de rat Brooks choisis pour l'étude se situe autour de 500 MHz. A 1800 MHz, l'écart entre les DAS moyen calculés pour les différentes est moins important qu'à 900 MHz, mais la prise en compte des positions du rat dans l'enceinte est indispensable. D'autre part nous avons regardé l'influence de la taille du modèle de rat pour l'analyse dosimétrique. Plus l'animal est petit, et plus le DAS moyen dans le corps de l'animal est élevé. Le modèle de rat utilisé pour les analyses numériques a donc une grande influence sur les niveaux de DAS calculés.

L'étude du rat en onde plane a été faite sur la bande de fréquences [0 3] GHz, mais l'étude du rat dans sa cage a été faite pour une exposition à 1800 MHz. Les valeurs de DAS sont de $0,04 \pm 0,055$ W/kg avec une incertitude liée à la position du rat de 20%.

L'analyse dosimétrique de systèmes d'exposition *in vivo* localisées avec l'antenne boucle est actuellement en cours pour l'étude de l'influence du modèle de rat numérique et de la taille du modèle sur les valeurs de DAS obtenues par simulation. L'évaluation de

l'incertitude des valeurs de DAS calculé par simulation numérique est au cœur de la problématique actuelle sur les études bioélectromagnétiques.

L'étude de modèles de rat sur une large bande de fréquence en considérant le phénomène de dispersion dans les tissus est également prévue. Ces résultats nous permettront de mieux appréhender l'influence des modèles de rat sur les niveaux de DAS induits dans les tissus.

D'autre part, l'incubateur analysé chapitre III va permettre d'exposer d'autres types de supports biologiques (plaquettes six puits), à 3 GHz et 9 GHz.

Les systèmes d'exposition analysés pendant ces travaux ont permis, pour l'exposition *in vitro*, d'étudier les effets non thermiques des champs électromagnétiques sur le génome des cellules en culture et sur la synthèse d'acétylcholine dans les neurones en culture, et pour l'exposition *in vivo*, l'étude par microdialyse trans-cérébrale de la sécrétion d'acétylcholine dans l'hippocampe du rat vigile soumis aux REM. Des études en onde plane sur des lapins à 94 GHz sont envisagées. Enfin, l'étude de levures dans une cavité résonante (RPE) est en cours.

Le travail réalisé sur ces systèmes d'exposition va pouvoir être mis à profit pour d'autres expérimentations bioélectromagnétiques.

ANNEXES

ANNEXE 1

CARACTERISTIQUES DES SIGNAUX GSM ET UMTS

I. LA NORME GSM

Le Tableau A1. 1 reprend les caractéristiques de la norme GSM.

Fréquence d'émission du terminal vers la station de base	880-915 MHz
Fréquence d'émission de la station de base vers le terminal	935-960 MHz
Bande de fréquence disponible	25+25 MHz
Mode d'accès	AMRT-AMRF
Espacement des canaux radio	200 kHz
Espacement du duplex	45 MHz
Nombre de canaux radio par sens	124
Nombre de canaux de parole plein débit	8
Type de transmission	Numérique
Débit brut d'un canal radio	270 kbits/s
Débit brut d'un canal de phonie à plein débit	22,8 kbits/s
Type de codage	RPE-LTP
Type de modulation	GMSK
Puissance maximale d'une station mobile	8 W
Puissance maximale d'un portatif	2 W
Rayon maximal d'une cellule	30 km
Rayon minimal d'une cellule	200m
Débit maximal de transmission de données	9,6 kbits/s
Transfert automatique de cellule	Oui
Itinérance	Oui
Contrôle de puissance d'émission	Oui

Tableau A1. 1 : Principales caractéristiques de la norme GSM [I. 1]

II. LA NORME UMTS

Les systèmes de troisième génération ont vu le jour en 1992 lorsque le WARC (*World Administrative Radio Conference*) de l'ITU identifia leurs fréquences autour de 2 GHz, pour les communications tant terrestres que par satellites. Cette normalisation a premièrement été conduite au niveau régional (ETSI pour l'Europe, TTC et ARIB pour le Japon, TTA et ANSI pour les USA). Ces systèmes furent appelés IMT-2000 (*International Mobile Telephony 2000*) ; plusieurs interfaces radios ont été définies, fondées sur la technologie CDMA (*Code Division Multiple Access*) et TDMA (*Time Division Multiple Access*) (Figure A1. 1).

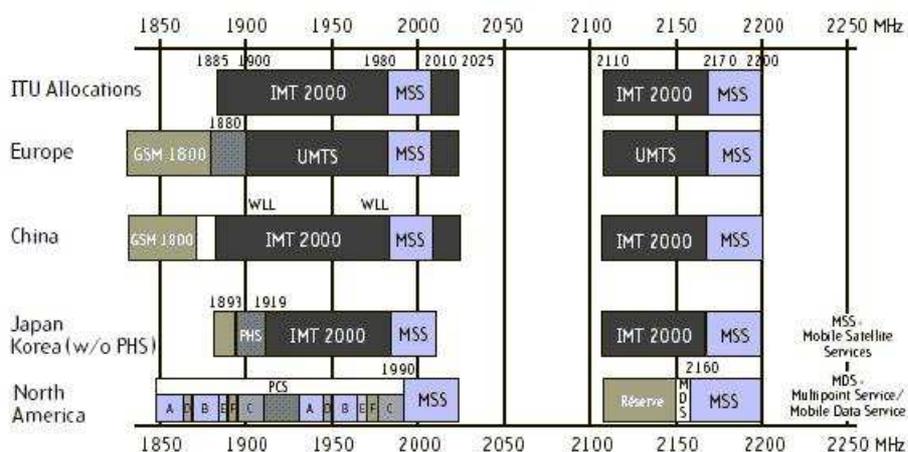


Figure A1. 1: Bandes de fréquences pour l'IMT-2000

Le Tableau A1. 2 compare les modes de duplexages présentés chapitre I.

	<i>Frequency Domain Duplex</i>	<i>Time Domain Duplex</i>
Largeur de bande	5 MHz	5 MHz
Débit après codage	3.84 Mcps	3.84 Mcps
Longueur de trame	10 ms	10 ms
Structure Time Slot		15 slots par trame
Débit max. pour un code	384 kbps	144 kbps
Codes par trame	1 code / 10 ms	1 code / 0.667 ms
Déploiement et couverture	Plus particulièrement adapté aux grandes cellules	Limité aux petites cellules
Services	Symétriques (voix et données à bas et moyen débit)	Données en mode paquet
Handover	Soft HO	Hard HO

Tableau A1. 2: Comparaison des modes de duplexage

ANNEXE 2

LES NORMES D'EXPOSITION AUX ONDES RADIOFREQUENCES

I. DIRECTIVES INTERNATIONALES

La principale source en matière de norme est fournie par l'ICNIRP (International Commission for Non Ionising Radiation Protection). Cette commission, établie en 1992, remplace l'IRPA/INIRC (International Non Ionising Radiation Committee of the International Radiation Protection Association) qui avait établi des normes d'exposition aux champs électromagnétiques dès 1984 puis révisés en 1988. En 1998, l'ICNIRP publie de nouvelles directives, couvrant tout le spectre électromagnétique [I. 12]. Le Tableau A2. 1 donne les limites recommandées par l'ICNIRP dans la gamme de fréquence 100 kHz-300 GHz.

	Fréquence (MHz)	Champ électrique (V/m)	Champ magnétique (A/m)	Densité de puissance (W/m ²)
professionnel	- 1	610	1.6/f	-
	1-10	610/f	1.6/f	-
	10-400	61	0.16	10
	400-2 000	3.f ^{1/2}	0.008.f ^{1/2}	f/40
	2 000-300 000	137	0.36	50
public	0.1-0.15	87	5	-
	0.15-1	87	0.73/f	-
	1-10	87/f ^{1/2}	0.73/f	-
	10-400	28	0.073	2
	400-2 000	1.375.f ^{1/2}	0.0037.f ^{1/2}	f/200
	2 000-300 000	61	0.16	10

Tableau A2. 1: Niveaux de référence recommandés par l'ICNIRP entre 100 kHz et 300 GHz

Ces valeurs servent de base à la définition des normes européennes, et ont été reprises dans la recommandation du Conseil des ministres de l'Union Européenne (CE) relative à la limitation de l'exposition du public aux champs électromagnétiques de 0 à 300 GHz (Tableau A2. 2) [I. 13].

Gamme de fréquences	E (V/m)	H (A/m)	B (μT)	Densité de puissance équivalente en onde plane S_{eq} (W/m ²)
Hz	-	3.2×10^4	4×10^4	-
1-8 Hz	10 000	$3.2 \times 10^4/f^2$	$4 \times 10^4/f^2$	-
8-25 Hz	10 000	$4\,000/f$	$5\,000/f$	-
0.025-0.8 kHz	$250/f$	$4/f$	$5/f$	-
0.8-3 kHz	$250/f$	5	6.25	-
3-150 kHz	87	5	6.25	-
0.15-1 MHz	87	$0.73/f$	$0.92/f$	-
1-10 MHz	$87/f^{0.5}$	$0.73/f$	$0.92/f$	-
10-400 MHz	28	0.073	0.092	2
400-2000 MHz	$1.375 f^{0.5}$	$0.0037 f^{0.5}$	$0.0046 f^{0.5}$	$f/200$
2-300 GHz	61	0.16	0.20	10

Tableau A2. 2 : Niveaux de référence recommandés par le conseil de l'Union européenne entre 0 et 300 GHz

Précédemment, en Europe, le CENELEC (Comité Européen de Normalisation en ELECTricité) définit en 1995 des pré-normes [I. 14] qui s'avèreront très semblables aux recommandations de l'ICNIRP publiées en 1998. C'est la raison pour laquelle ces pré-normes ne seront pas converties en normes définitives. Aux Etats-Unis, l'organisme décidant des normes est l'IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers). Les standards publiés en avril 1999 [I. 15] ont été révisés en 2004 [I. 16] et un dernier standard a été publié par l'IEEE en avril 2006 [I. 17]; ils couvrent la bande de fréquence allant de 3 kHz à 300 GHz. Nous pouvons également citer le NRPB (National Radiological Protection Board) en vigueur au Royaume-Uni depuis 1993 [I. 18].

Tous ces standards, en dépit de légères différences, sont basés sur les mêmes approches et raisonnements. Certains pays, qui font appel au principe de précaution, ont

développé leur propre standard qui diffère des directives internationales aussi bien par le raisonnement que par les limites d'exposition (Italie [I. 19], Suisse [I. 20]).

II. CAS DU TELEPHONE MOBILE

Pour le téléphone portable, la faible puissance d'émission, ainsi que sa proximité avec la tête de l'utilisateur, induisent une révision des limites précédentes pour tenir compte des effets d'une exposition localisée. Le Tableau A2. 3 nous donne les limites recommandées par l'ICNIRP et l'IEEE sur le DAS (le standard publié en 2006 par l'IEEE a fait l'objet d'une publication reprenant les valeurs limites de DAS et de champs de ce standard [I. 21]). Les recommandations du CE sont identiques à celle de l'ICNIRP.

		ICNIRP	IEEE
professionnelle	Moyenne corps entier	0.4	0.4
	Tête et tronc	10	10
	Membre	20	20
public	Moyenne corps entier	0.08	0.08
	Tête et tronc	2	2
	Membre	4	4

Tableau A2. 3 : Limites du DAS en W/kg recommandées par l'ICNIRP et l'IEEE

Les valeurs limites recommandées par l'ICNIRP et IEEE sont identiques. La moyenne de DAS est réalisée sur 10 grammes de tissus pour l'ICNIRP et l'IEEE (au lieu de 1 gramme pour la tête et le tronc dans le standard précédent de l'IEEE).

Ces valeurs limites sont déterminées en prenant en compte le seul effet thermique (avec une marge de sécurité) des micro-ondes. La non prise en compte des effets non thermiques est due à l'absence de résultats avérés et confirmés montrant un impact biologique néfaste du champ sur la santé de l'homme. Enfin, les stations de base (qui ne génèrent pas une exposition localisée) ne requièrent pas de règlement spécial et doivent obéir aux directives précédentes.

ANNEXE 3**ETUDE THEORIQUE DU CORNET PYRAMIDAL CNP22
[1,8 2,5] GHz**

A 1800 MHz, $\lambda_{1800\text{MHz}} = 16,7 \text{ cm}$:

A 2,45 GHz, $\lambda_{2450\text{MHz}} = 12,2 \text{ cm}$:

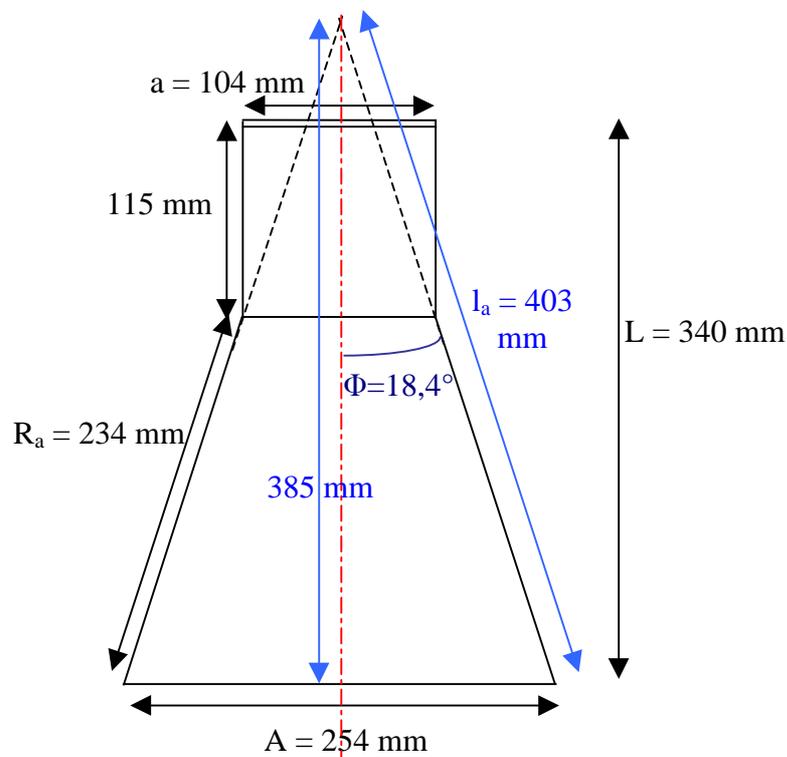
I. ETUDE DANS LE PLAN H:

Figure A3. 1: plan H du cornet

Ouverture du cornet : $\sin\Phi_H \leq \mathcal{N}(2*A)$ et $\Phi_H = 18,4^\circ$ (A3. 1)

$\Phi_{H1800} \leq 20^\circ$ vérifié.

$\Phi_{H2450} \leq 14^\circ$: à 2,45 GHz l'ouverture Φ_H est supérieure à 14° , un léger retard de phase est possible.

Onverture à -3dB : $\theta_{H-3\text{dB}} = 68*\lambda/A$ (A3. 2)

$$\text{soit } \theta_{-3\text{dB}1800} = 45,4^\circ$$

$$\text{soit } \theta_{-3\text{dB}2450} = 33,2^\circ$$

$$\text{Variation de phase : } \boxed{\alpha = A^2/(8*\lambda*l_a)} \quad (\text{A3. 3})$$

$$\text{soit } \alpha_{\text{H}1800} = 0,121$$

$$\text{soit } \alpha_{\text{H}2450} = 0,165$$

II. ETUDE DANS LE PLAN E

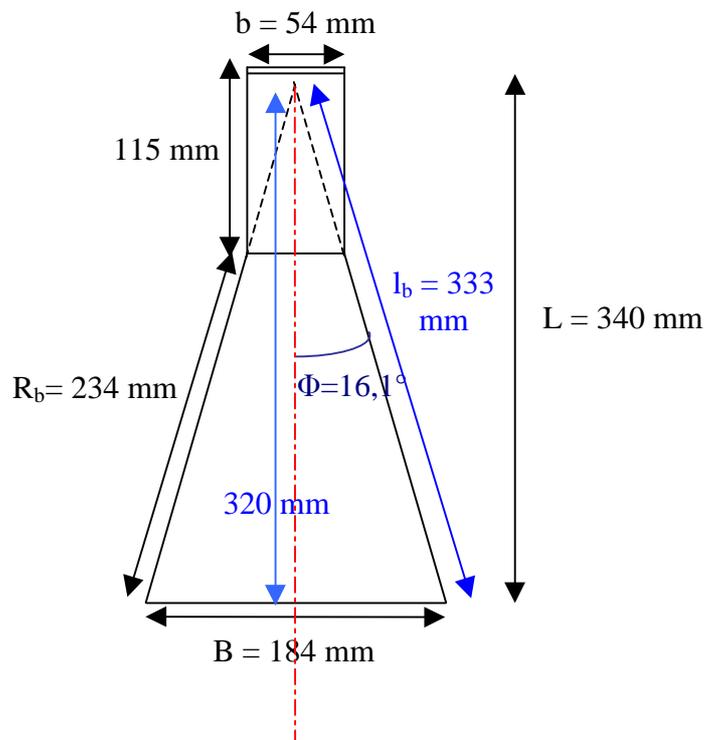


Figure A3. 2 : plan E du cornet

$$\text{Ouverture du cornet : } \boxed{\sin\Phi_E \leq \lambda/(2*B)} \text{ et } \Phi_E = 16,1^\circ \quad (\text{A3. 4})$$

$$\Phi_{\text{E}1800} \leq 26,8^\circ \text{ vérifié.}$$

$$\Phi_{\text{E}2450} \leq 19,3^\circ \text{ vérifié.}$$

$$\text{Ouverture à } -3\text{dB} : \boxed{\theta_{\text{E}-3\text{dB}} = 56*\lambda/B} \quad (\text{A3. 5})$$

$$\text{soit } \theta_{-3\text{dB}1800} = 52^\circ$$

$$\text{soit } \theta_{-3\text{dB}2450} = 38^\circ$$

$$\text{Variation de phase : } \boxed{\alpha = B^2/(8*\lambda*l_b)} \quad (\text{A2. 6})$$

soit $\alpha_{E1800} = 0,077$

soit $\alpha_{E2450} = 0,105$

III. GAIN THEORIQUE DU CORNET

La connaissance du gain d'un cornet est très importante. Les formules qui donnent les gains d'un cornet ont été établies par Schelkunoff ([III. 1]). Suivant que l'évasement a lieu dans le plan E, dans le plan H ou dans les deux, On calcule G_E , G_H , ou G (à partir de G_E et G_H) ([III. 1] [III. 2]).

Ces formules sont d'un calcul assez laborieux. On peut calculer le gain avec une bonne approximation à l'aide de l'expression suivante :

$$\boxed{G_{dB} = 10*(1+\log(A*B/\lambda^2) - (C+D))} \quad (\text{A2. 7})$$

où C et D, exprimés en dB sont donnés par un tableau ([III. 2]) en fonction de la variation de phase α .

Soient : $G_{dB1800} = 12,1 \text{ dB}$ et $G_{dB2450} = 14,7 \text{ dB}$

IV. RAYONNEMENT DU CORNET

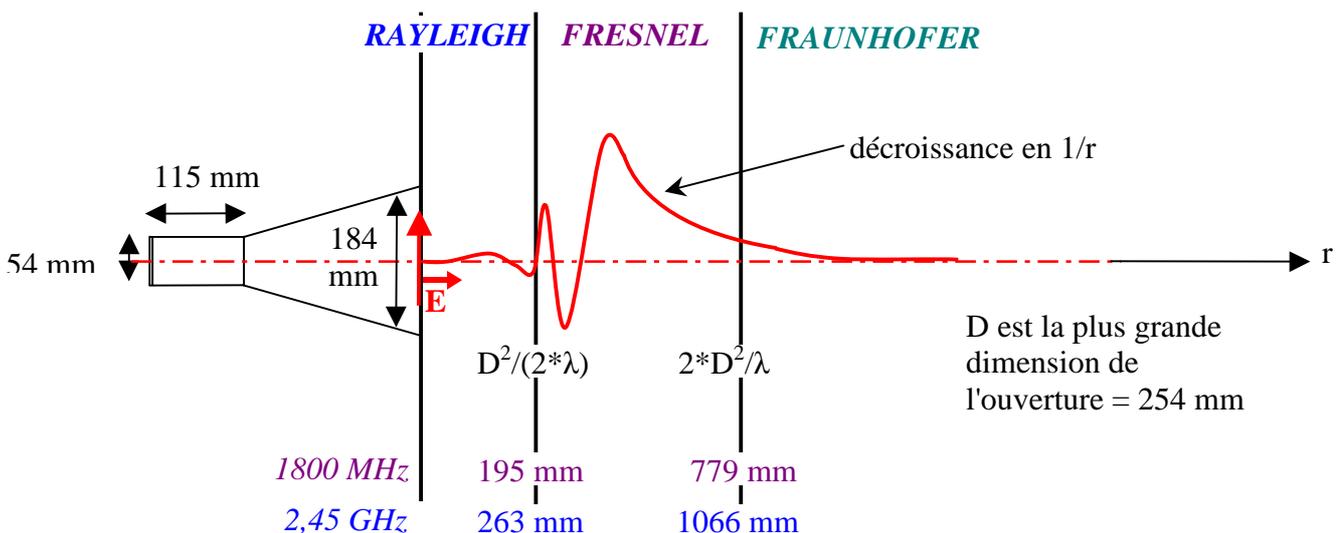


Figure A3. 3: Représentation des zones de champ derrière une ouverture

Amplitude de champ E rayonné :

$$|E|^2 = \frac{2Rb}{\lambda} \left(\frac{2AEyo}{\Pi r} \right) \left[C^2 \left(\frac{B}{\sqrt{2\lambda Rb}} \right) + S^2 \left(\frac{B}{\sqrt{2\lambda Rb}} \right) \right]$$

où Eyo est le champ à l'ouverture

$$\text{à } 1800 \text{ MHz, } \left(\frac{B}{\sqrt{2\lambda Rb}} \right) = 0,662, C(0,662)=0,6311, S(0,662)=0,1467$$

$$\text{à } 2450 \text{ MHz, } \left(\frac{B}{\sqrt{2\lambda Rb}} \right) = 0,774, C(0,774)=0,7083, S(0,774)=0,2280$$

Densité de puissance et champ rayonné pour un cornet pyramidal:

$$P(\theta, \varphi) = \frac{Pt}{4\Pi r^2} D(\theta, \varphi)$$

où Pt est la puissance transmise totale (sur 4 Π stéradian).

$$D(\theta, \varphi) = \frac{G(\theta, \varphi)}{\eta}, \text{ dans le cas du cornet } \eta = 1 \text{ et on prend } P(0,0) \text{ (sur l'axe du$$

cornet)

$$DSP = P = EH = \frac{E_{eff}^2}{377} \text{ et } E_{\max} = \sqrt{2} E_{eff}$$

ANNEXE 4

DONNEES COMPLEMENTAIRES SUR LE SYSTEME D'EXPOSITION *IN VITRO* : "CORNET + INCUBATEUR".

I. ILLUMINATION PAR UNE ONDE PLANE DE L'INCUBATEUR

Les cartographies de la composante principale de champ électrique ont été présentées chapitre III.

Il est intéressant d'analyser le champ E absorbé par les autres composants.

Les composantes de champ E_x et E_z à 1800 MHz sont présentées Figure A4. 1.

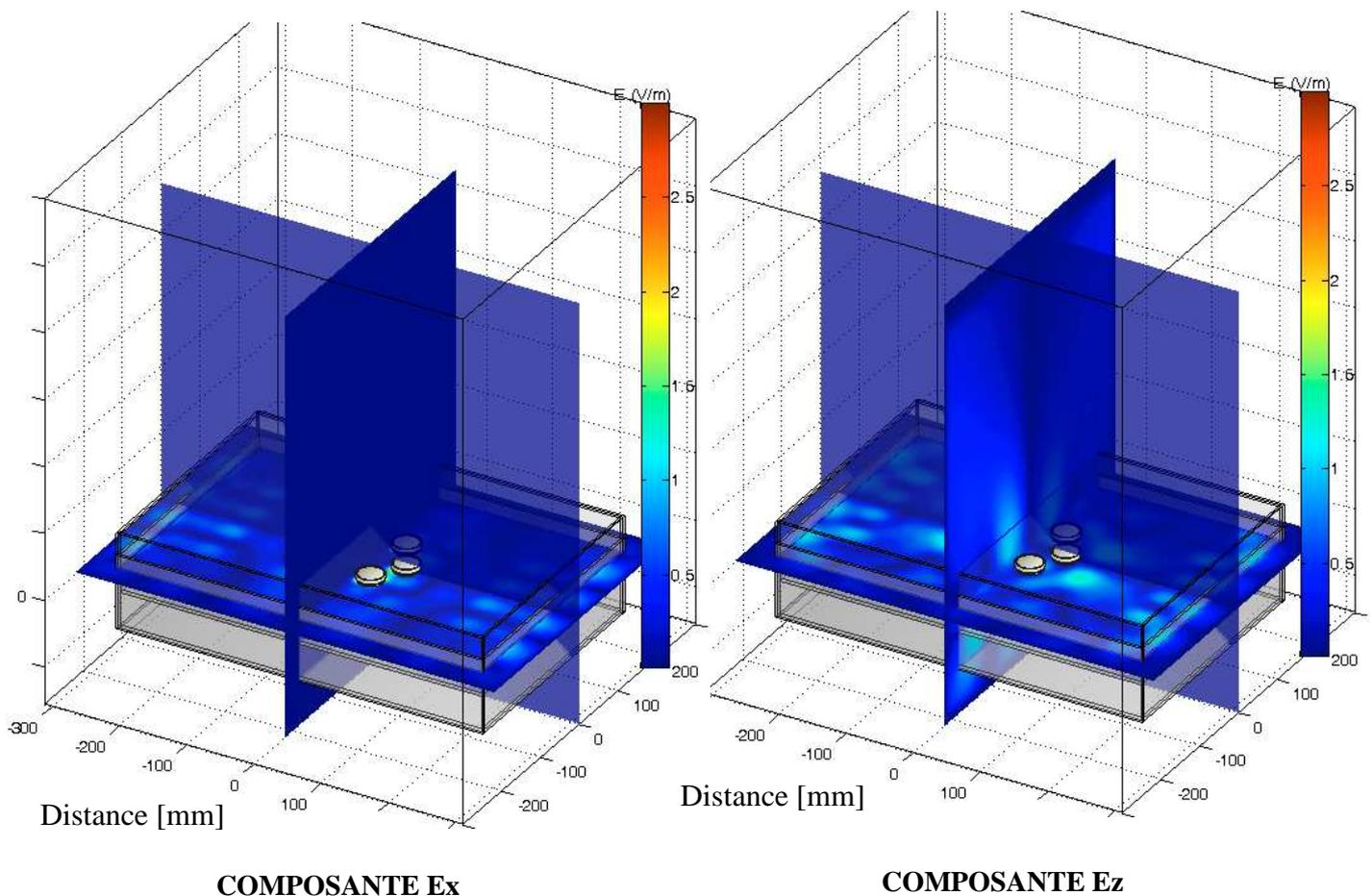


Figure A4. 1 : Composante E_x et E_z de l'incubateur illuminé par une onde plane à 1800 MHz.

Les niveaux de champ de la composante principale E_y sont présentés Figure A4. 2. Les cartographies en onde plane sont normalisées pour 1 V/m.

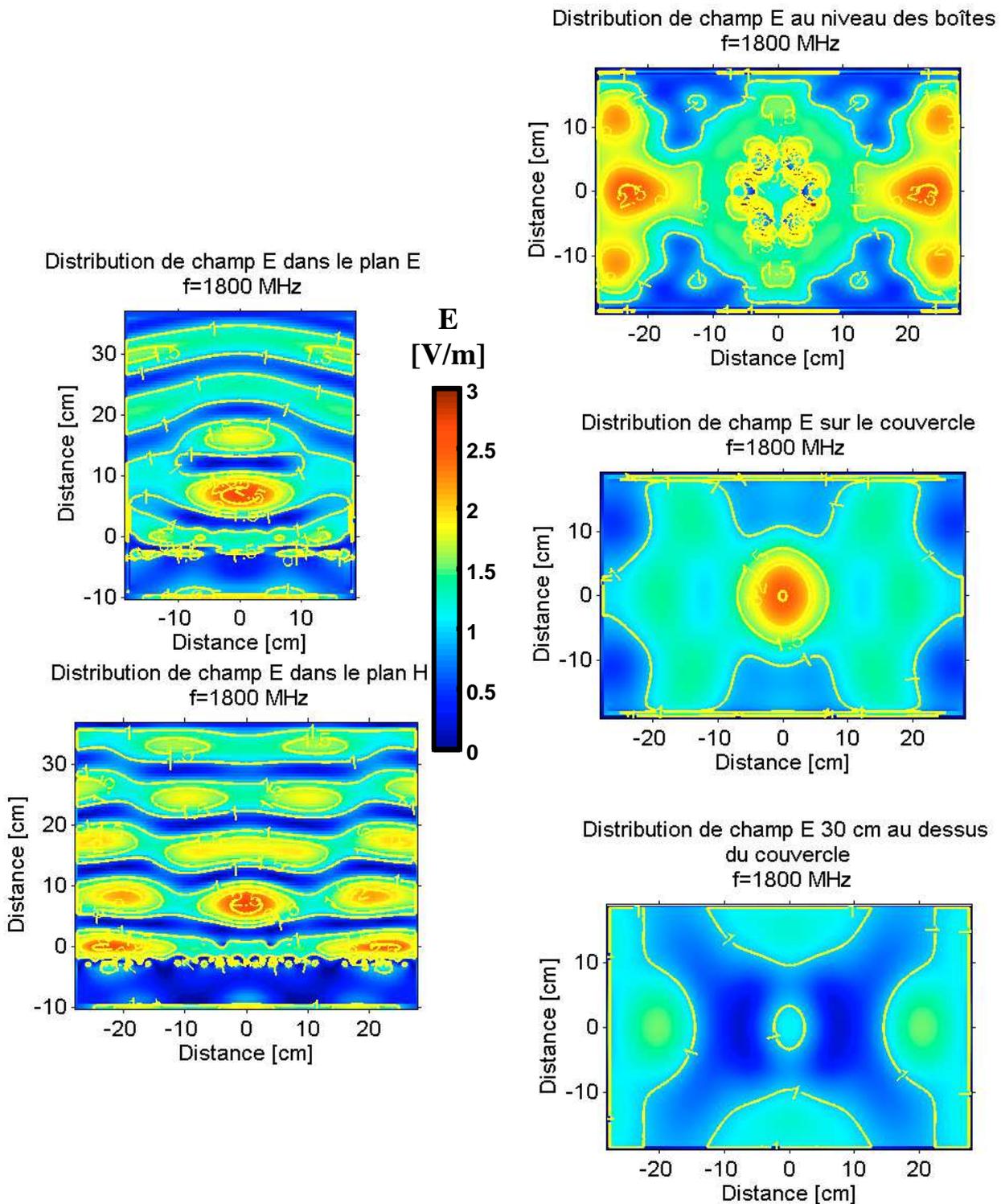


Figure A4. 2 : Cartographies de champ E pour l'exposition de l'incubateur en onde plane à 1800 MHz

Les composantes de champ E_x et E_z à 2,45 GHz sont présentées Figure A4. 3

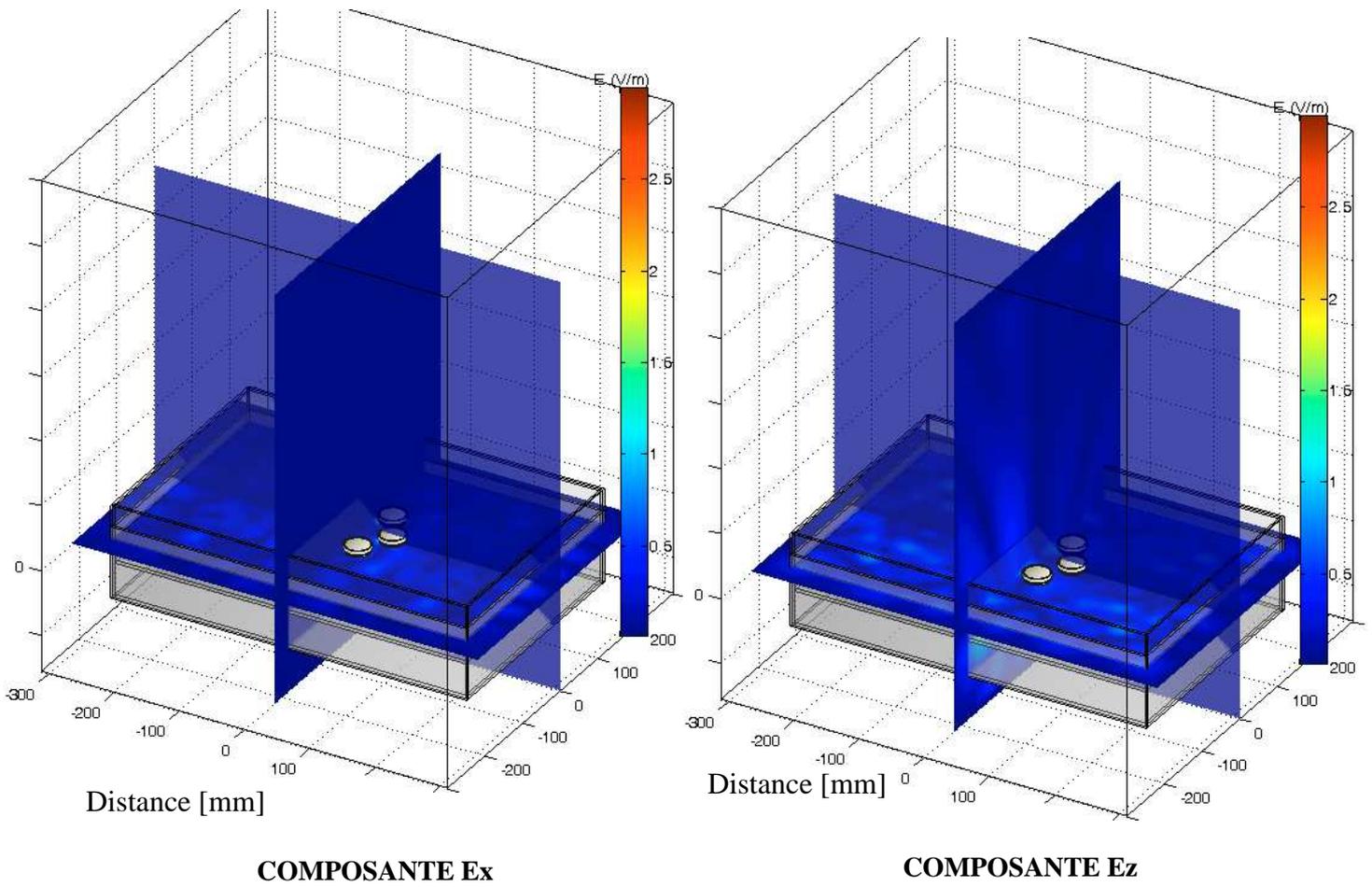


Figure A4. 3 : Composante E_x et E_z de l'incubateur illuminé par une onde plane à 2,45 GHz.

II. ILLUMINATION PAR L'ANTENNE CORNET

Les composantes de champ E_x et E_z à 1800 MHz sont présentées Figure A4. 5.

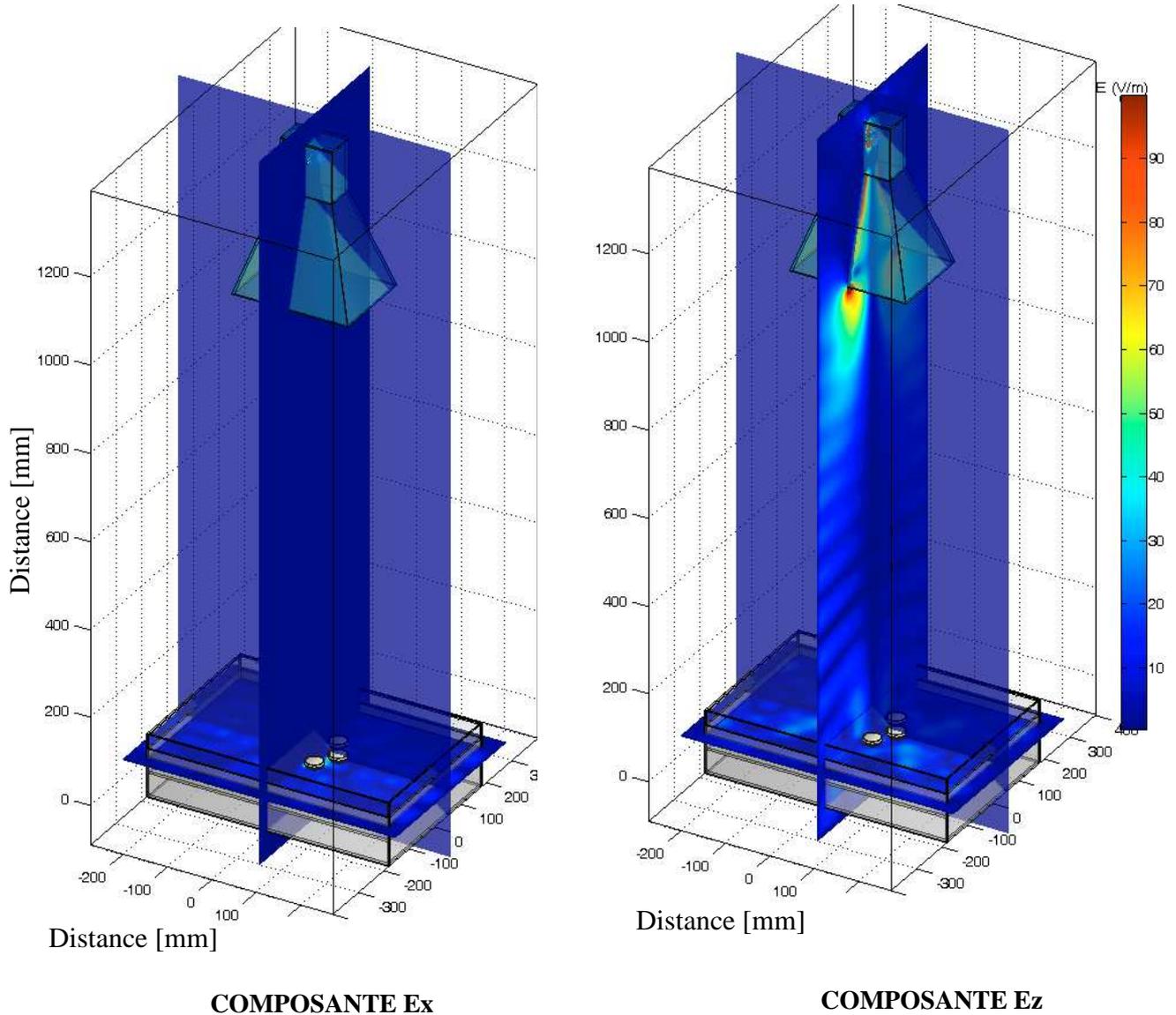


Figure A4. 5 : Composante E_x et E_z de l'incubateur illuminé par une antenne cornet à 1800 MHz.

Les niveaux de champ de la composante principale E_y sont présentés Figure A4. 6. Les cartographies pour l'illumination par l'antenne cornet sont normalisées pour 1 W.

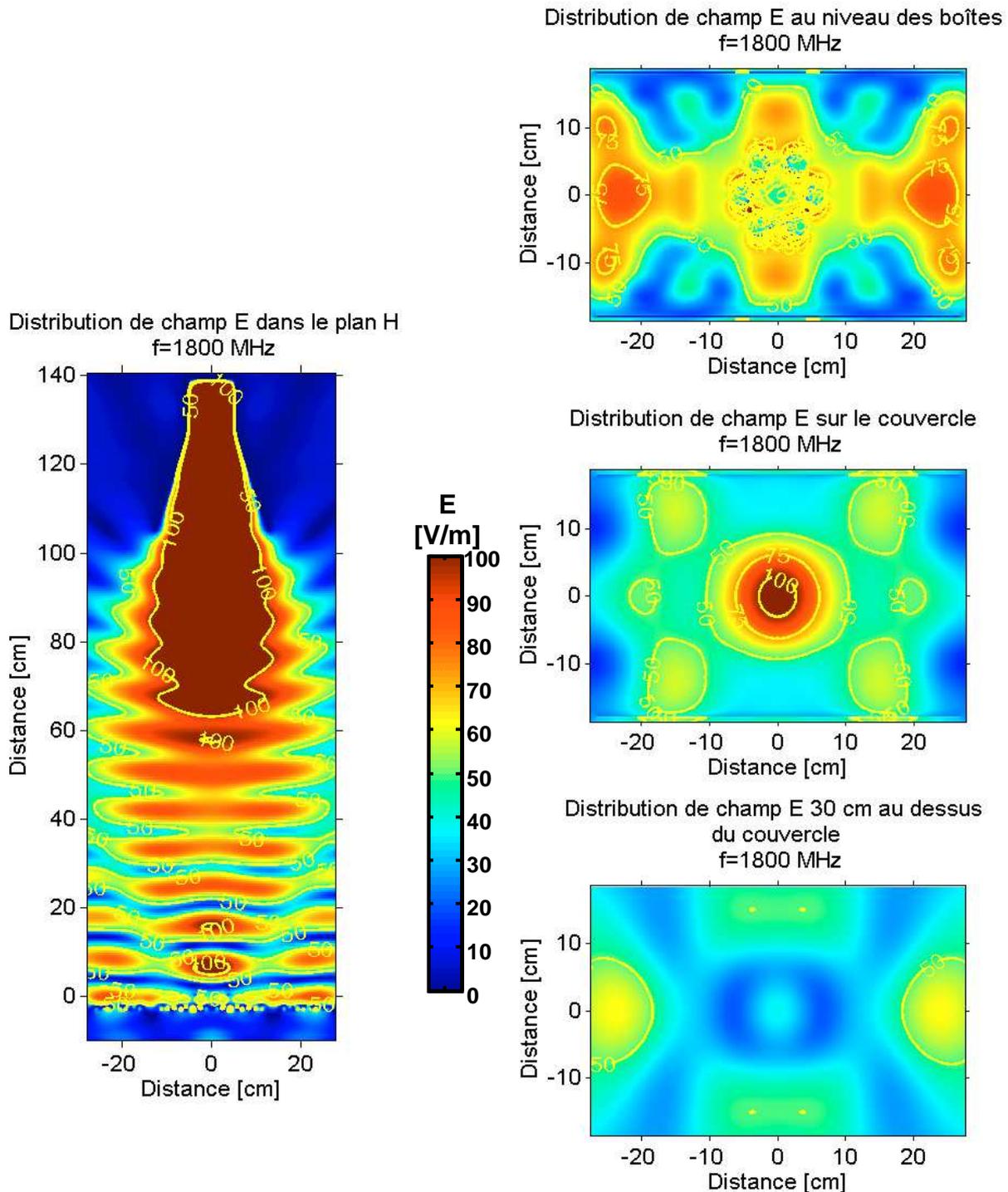


Figure A4. 6 : Cartographies de champ E pour l'incubateur illuminé par une antenne cornet à 1800 MHz

Les composantes de champ E_x et E_z à 2,45 GHz sont présentées Figure A4. 7.

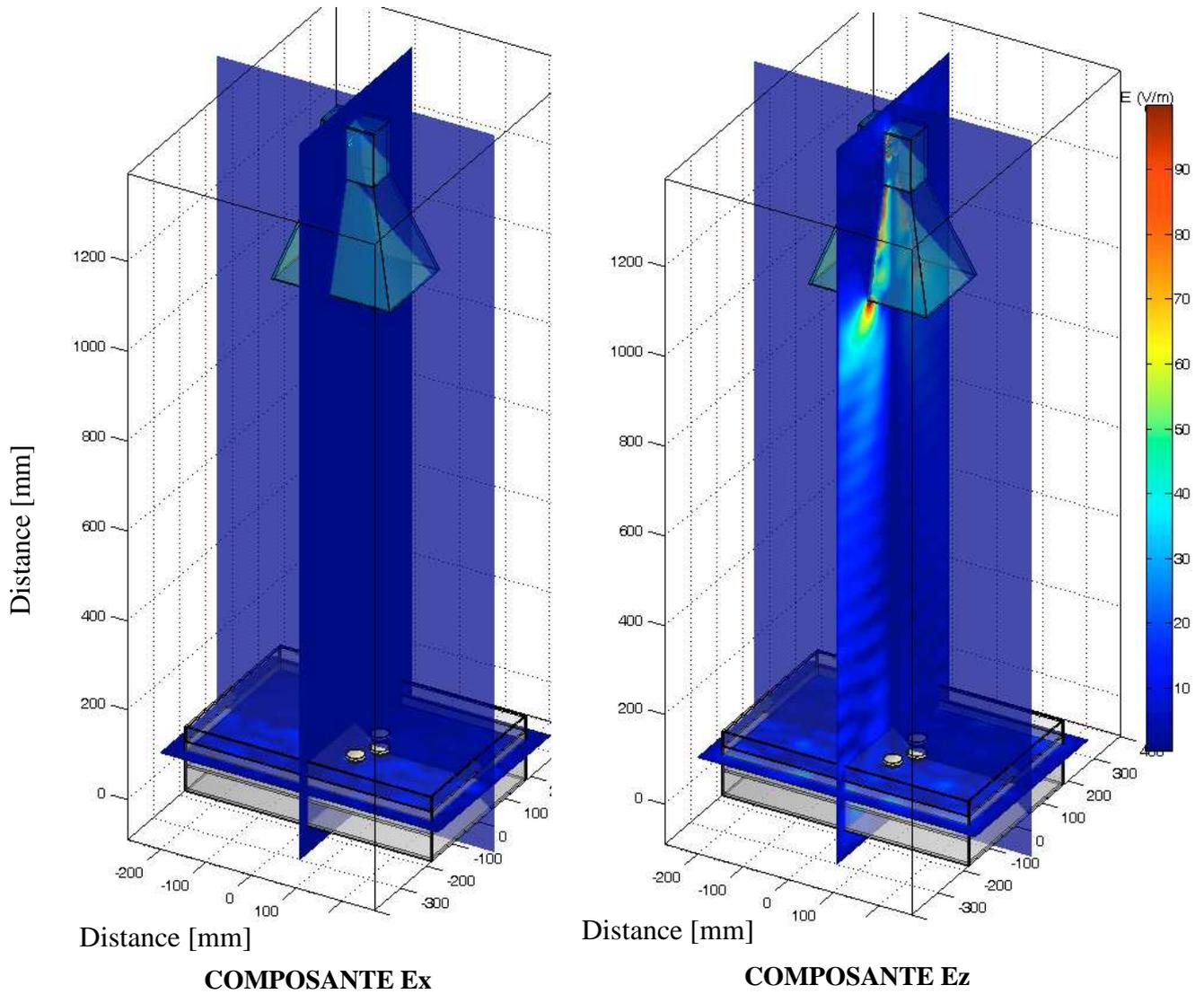


Figure A4. 7 : Composante E_x et E_z de l'incubateur illuminé par une antenne cornet à 2,45 GHz.

Les niveaux de champ de la composante principale E_y à 2,45 GHz sont présentés Figure A4. 8.

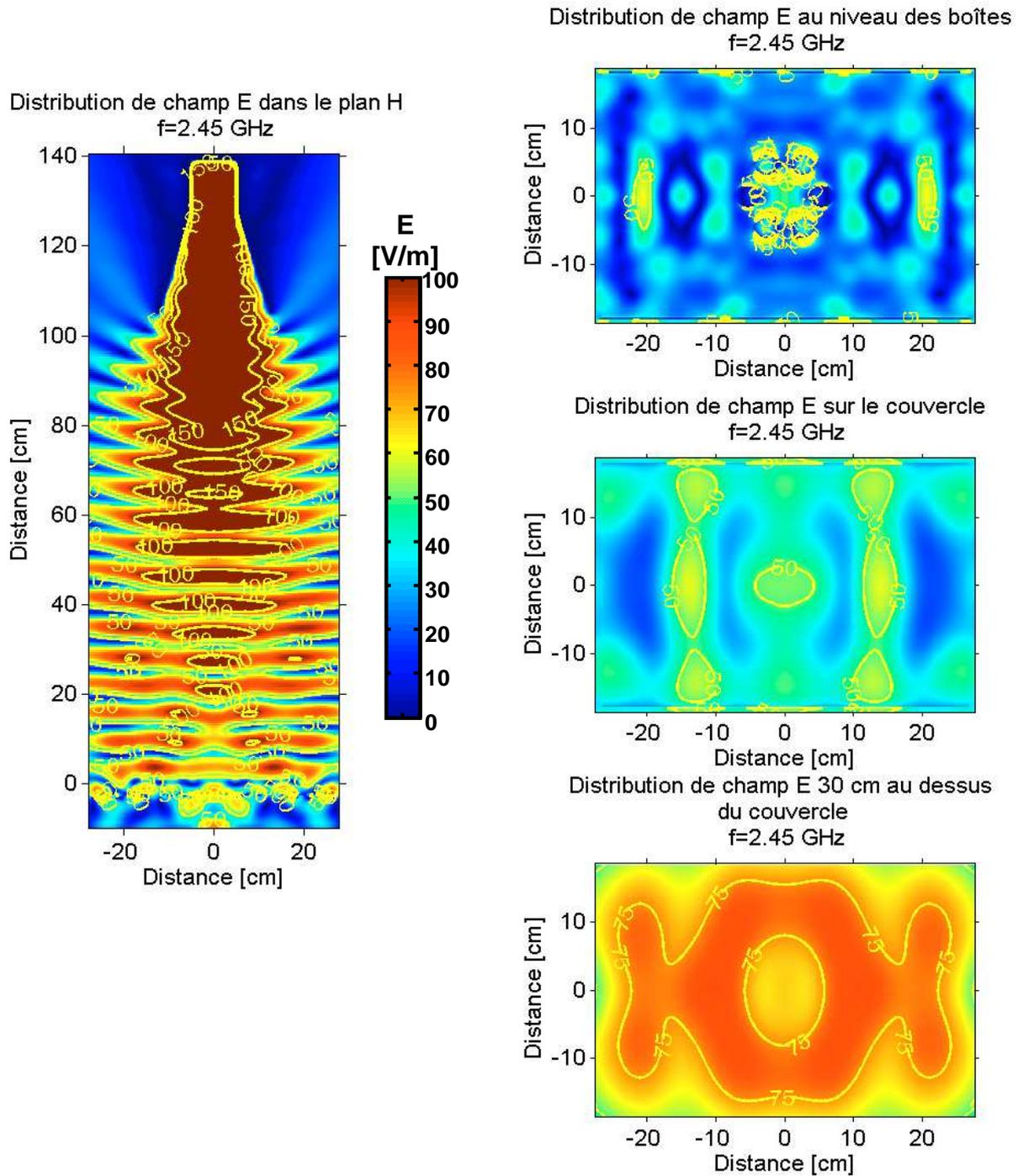


Figure A4. 8 : Cartographies de champ E pour l'incubateur illuminé par une antenne cornet à 2,45 GHz

ANNEXE 5

CARACTERISATION ET PILOTAGE DE BANCS D'EXPOSITION

I. BANC D'EXPOSITION DE LA FACULTE DE MEDECINE

I.1 CARACTERISATION DU BANC D'EXPOSITION DE LA FACULTE DE MEDECINE

I.1.a Montage de la manipulation :

La manipulation à la fac de Médecine de l'université de Limoges a été mise en place étudier l'effet des radiofréquences sur l'apoptose neuronale *in vitro*.

Les différents éléments du montage sont présentés Figure A5. 1 ci dessous.

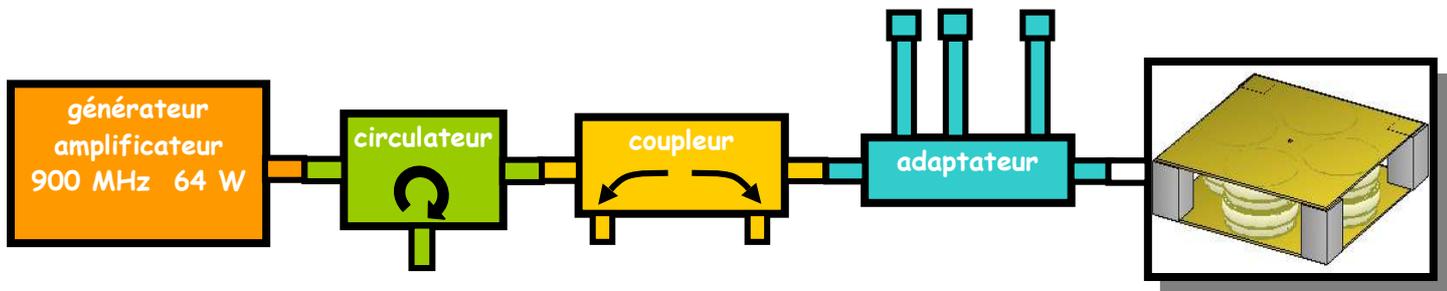


Figure A5. 1 : Banc d'exposition de la faculté de Médecine de Limoges

Le banc d'exposition est donc composé :

- d'un générateur-amplificateur HF,
- d'un circulateur afin de protéger le générateur (de la puissance réfléchie),
- d'un coupleur pour mesurer les puissances incidentes et réfléchies,

- d'un adaptateur triple stub, pour adapter le banc en fonction de la cellule fil-plaque,
- du système d'exposition: la cellule fil-plaque qui peut contenir au maximum huit boîtes de Pétri,
- Huit boîtes de Pétri de diamètre 36 mm, contenant 2 ml de solution, et placées dans des boîtes de Pétri plus grandes (50 mm de diamètre) et contenant 5 ml de solution (afin d'obtenir un DAS homogène dans les plus petite boîtes). [II. 4]

La cellule fil-plaque se trouve dans un support en plexiglas, dans les parois sont en ferrite. Les absorbants en ferrite sont placés à une quinzaine de centimètre du système d'exposition pour faciliter la ventilation de la cellule fil-plaque et garder une température constante dans les boîtes de Pétri. L'ensemble "support-cellule fil-plaque" est placé dans un incubateur à 37°C.

I.1.b Adaptation de la cellule fil-plaque

Tous les éléments du montage ont été caractérisé dans la bande de fréquence [0,5 3] GHz. Les pertes dues aux éléments du montage ont ainsi été caractérisées.

Nous avons caractérisé ce banc d'exposition :

- dans le cas où la cellule fil-plaque est chargée sans solution biologique,
- dans le cas où la cellule fil-plaque est chargée avec de la solution dans les boîtes.

La cellule fil-plaque à vide est adaptée à 1,07 GHz, chargée, elle est adaptée à 905 MHz (Figure A5. 2).

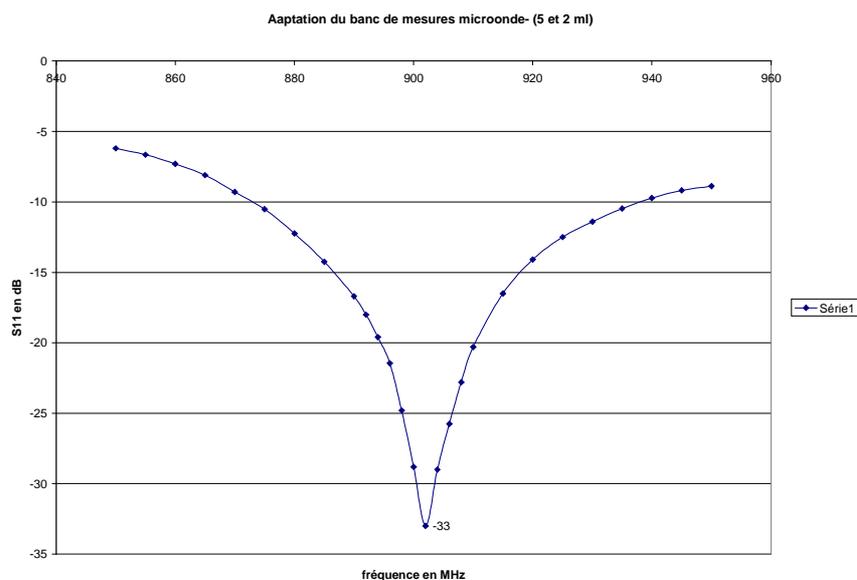


Figure A5. 2 : Adaptation de la cellule fil-plaque chargée (boîtes de Pétri contenant 5 et 2 ml de solution), à 900 MHz

I.2 AUTOMATISATION AVEC LABVIEW

L'automatisation de ce banc d'exposition a été réalisée afin de faciliter le travail des biologistes, et leur permettre de réaliser les expositions sans la présence de physiciens.

L'objectif est de :

- contrôler les appareils de mesure avant le début de l'exposition,
- choisir le niveau d'exposition (DAS en W/kg),
- choisir une exposition en continue ou pulsée (signal GSM),
- choisir et contrôler la durée d'exposition, et pouvoir lancer des expositions en différé,
- choisir à l'aide de quels instruments de mesures l'exposition va être réalisée (selon que les biologistes ont un wattmètre ou des détecteurs de puissance à leur disposition),
- récupérer les puissances incidentes et réfléchies pour le contrôle de l'adaptation,
- enregistrer tous les paramètres d'exposition dans un dossier,
- mesurer la température avec la sonde Luxtron.

La face avant du programme conçu pour répondre à ces exigences est présentée Figure A5.

3 .

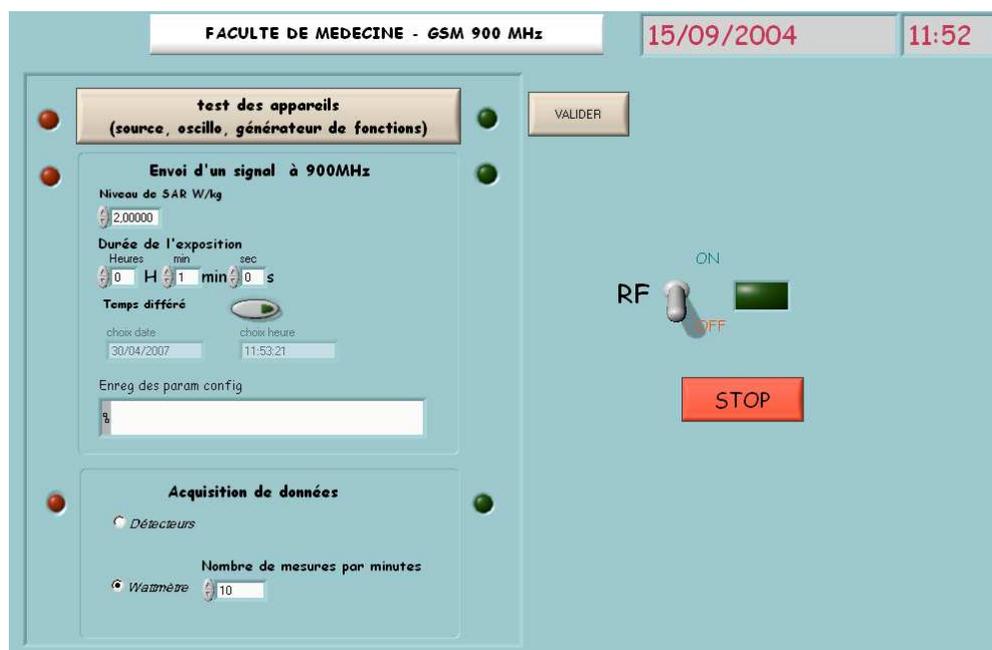


Figure A5. 3 : Face avant du programme de pilote du banc d'exposition de la faculté de Médecine de Limoges

Un exemple de récupération des données et du contrôle de la température est donné Tableau A5. 1.

Heures	Température affichée (°C)	Température mercure (°C)	CO2 (%)	mW	dBm
16 h 45 (début de l'expo)	37.1	37	5	7.15	-19.61
18 h 00	36.8	36.5	5	7.08	-19.00
9 h 00	37.0	37.0	5	7.10	-17.41
10 h 00	37.0	37.0	5.1	7.10	-17.32
10 h 30	37.0	37.0	5.2	7.10	-17.22
11 h 00	37.0	37.0	5.2	7.10	-17.19
11 h 30	37.0	37.0	5.2	7.10	-17.11
12 h 30	37.0	37.0	5.1	7.10	-17.00
14 h 00	37.0	37.0	5.2	7.10	-16.71
15 h 00	37.0	37.0	5.2	7.09	-16.66
15 h 30	37.0	37.0	5.2	7.09	-16.50
16 h 30	37.1	37.0	5.1	7.09	-16.38
Arrêt de l'expo	36.8	37.0	5.2		

Tableau A5. 1 : Mesures relevées pendant l'exposition du 2 mars 2004, 24h, CW, 900 MHz, DAS = 5 W/kg

II. SYSTEME D'EXPOSITION DE GRENOBLE

II.1 PRESENTATION DU SYSTEME D'EXPOSITION :

Ce système d'exposition (Figure A5. 4) comporte :

- 5 chambres anéchoïques, avec 5 antennes cornet,
- 4 générateurs (deux à 1,8 GHz, et deux à 2,45 GHz)
- des switch pour illuminer les chambres indépendamment avec chaque générateur.

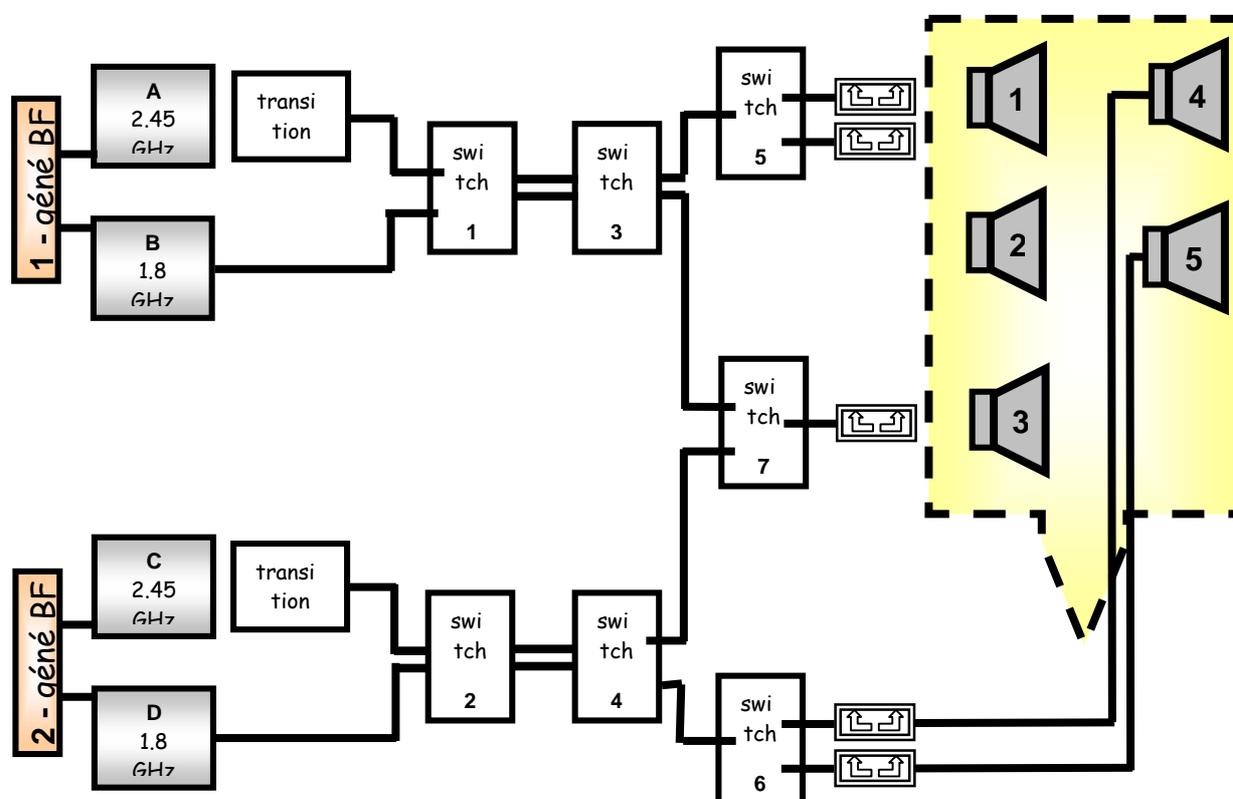


Figure A5. 4 : Système d'exposition *in vitro* du CRSSA

La chambre numéro 3 est dédiée à l'exposition *in vivo*. Les autres sont utilisées pour les expérimentations *in vitro*.

L'objectif est de piloter l'ensemble des chambres et des générateurs, sachant que chaque générateur ne peut alimenter que trois chambres sur cinq (la chambre pour les exposition *in vivo*, et deux chambres sur les quatre pour l'exposition *in vitro*).

Les contraintes sont les suivantes :

- pouvoir choisir une chambre d'exposition, ou d'exposer en aveugle deux chambres pour les expérimentations *in vitro*,
- lorsque un générateur ou une chambre est sélectionnée, ne permettre de choisir que les éléments raccordés physiquement,
- lancer deux expositions simultanément,
- choisir le niveau de DAS,
- choisir le temps d'exposition avec possibilité de départ différé,
- choisir une émission en continu ou pulsée,
- sauvegarder et pouvoir rappeler des configurations d'exposition,
- récupérer les puissances incidentes et réfléchies pour tracer le S11,

Pour cette automatisation, le programme a été généré en exécutable afin de faciliter les expositions. Il est présenté Figure A5. 5.

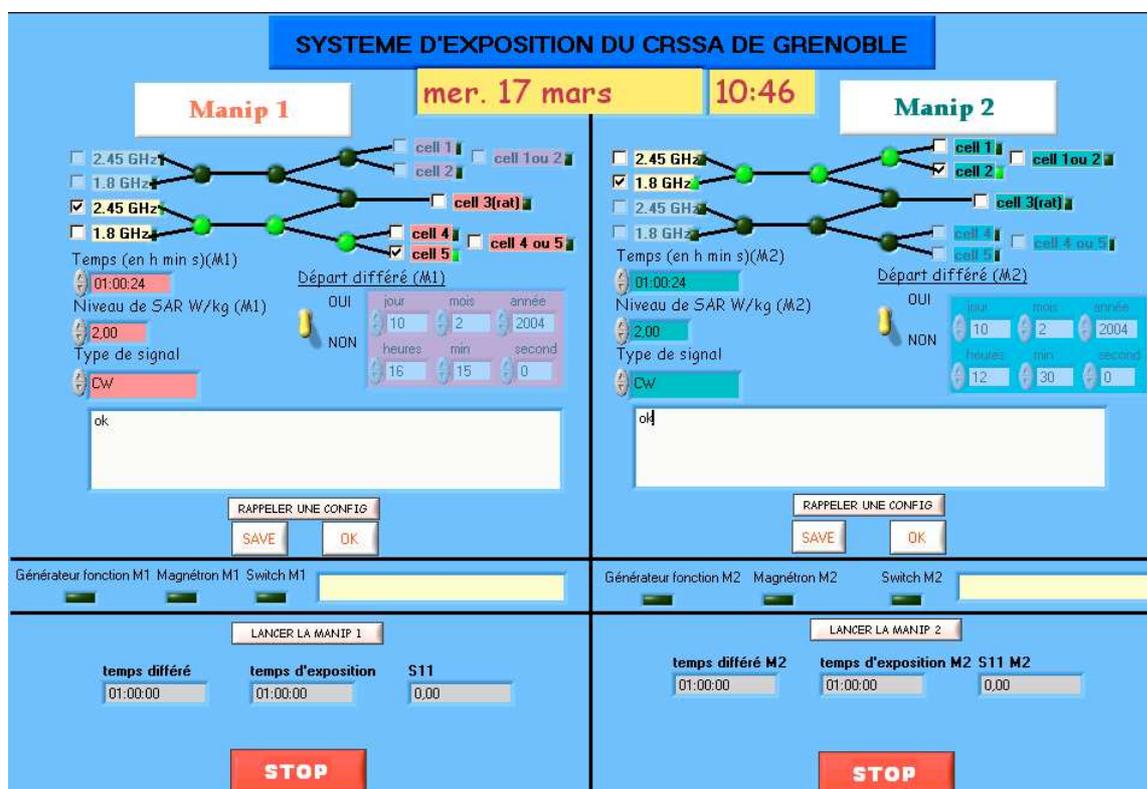


Figure A5. 5 : Face avant du programme de pilotage des exposition réalisées au CRSSA

ANNEXE 6

DONNEES COMPLEMENTAIRES SUR LE SYSTEME D'EXPOSITION *IN VIVO*

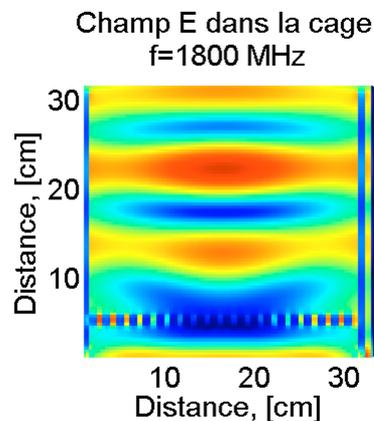
Ces données viennent compléter l'étude *in vivo* faite chapitre IV.

I. PARAMETRES DIELECTRIQUES PARTICULIER POUR LA MODELISATION DE LA CAGE

On modélise la cage en donnant :

- $\epsilon_{\text{plexiglas}} = 2,6,$
- $\epsilon_{\text{fibres de verre}} = 2,6,$
- $\epsilon_{\text{pvc}} = 5.$

La cartographie est présentée Figure A6. 1



**Figure A6. 1 : Cartographie de champ E d'une coupe verticale de la cage,
f=1800 MHz**

II. MODELISATION DU RAT DANS LA CAGE

Les Figure A6. 2, Figure A6. 3, Figure A6. 4, Figure A6. 5 représentent respectivement pour les quatre positions étudiées chapitre IV, les cartographies sur les axes de symétrie de la cage, au niveau des barreaux et au niveau de l'animal, à 1800 MHz.

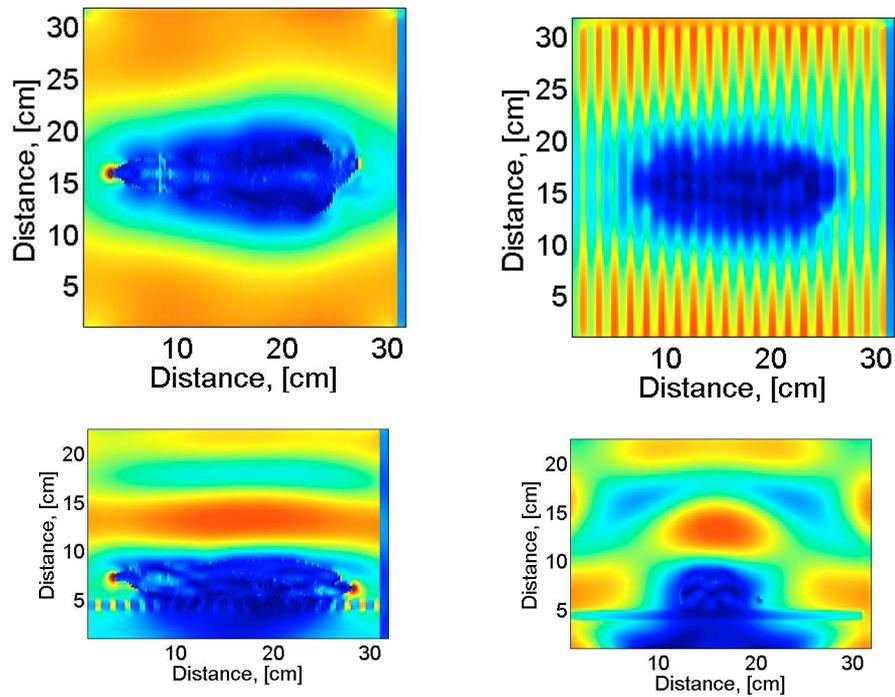


Figure A6. 2 : Cartographies pour la position 1

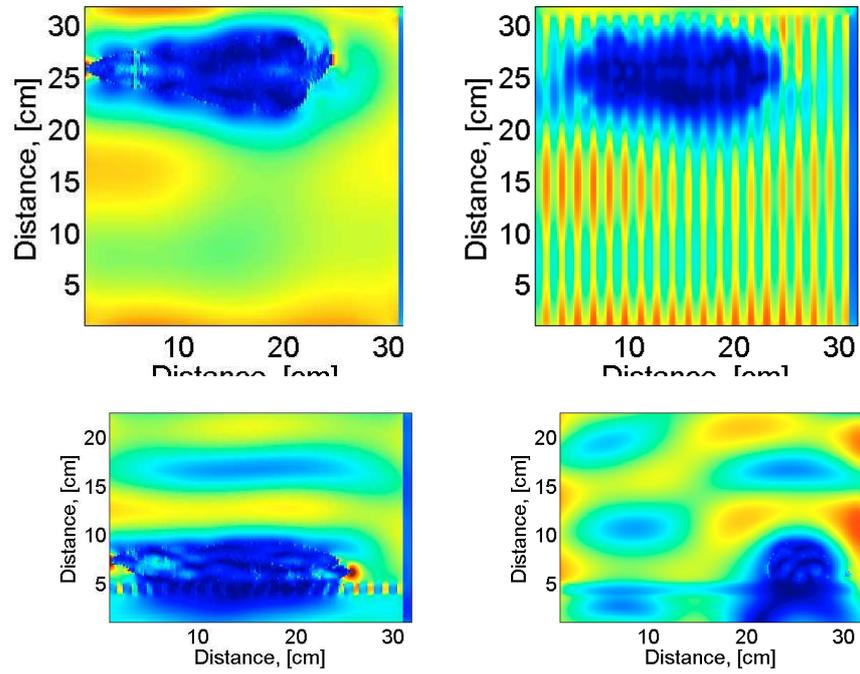


Figure A6.3 : Cartographies pour la position 2

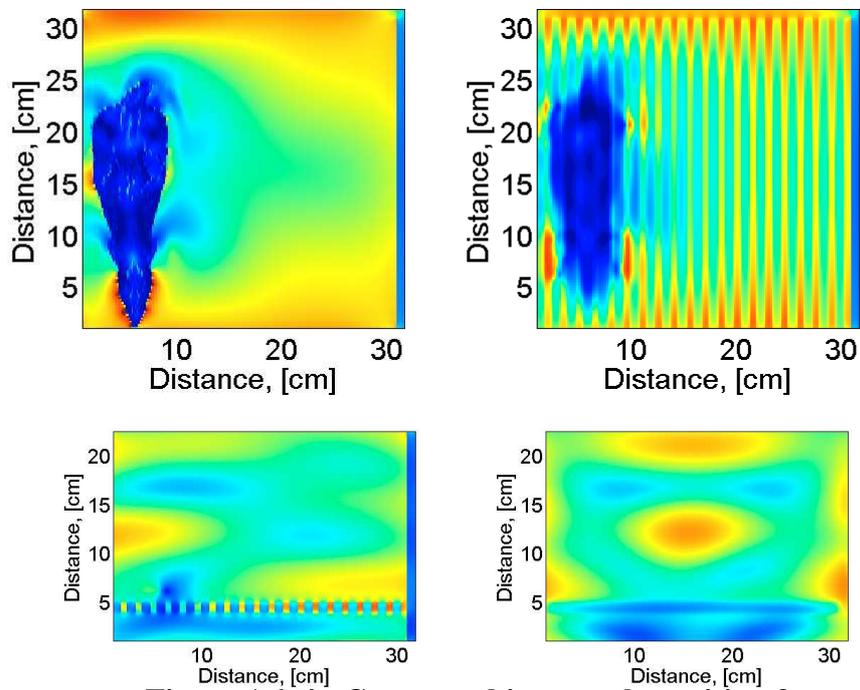


Figure A6.4 : Cartographies pour la position 3

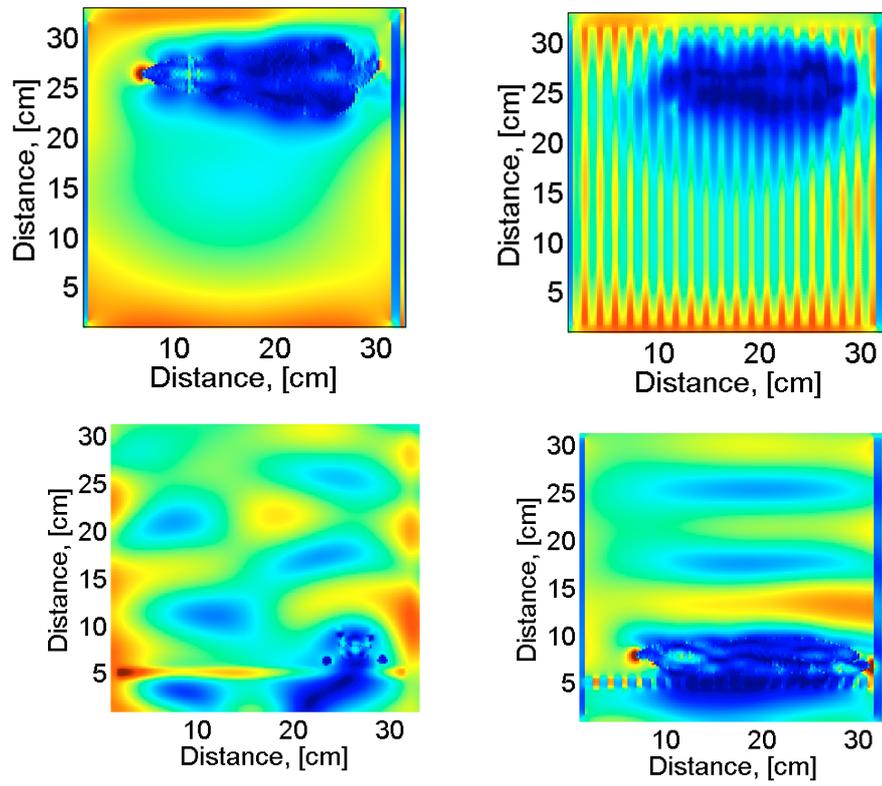


Figure A6. 5 : Cartographies pour la position 4

ANNEXE 7

PROPRIETES DIELECTRIQUES DES MILIEUX BIOLOGIQUES ET DES TISSUS

I. PROPRIETES DIELECTRIQUES DES SOLUTIONS BIOLOGIQUES

Les caractéristiques diélectriques choisies pour modéliser la solution biologique dans les boîtes de Pétri pour les simulations effectuées pendant mes travaux de recherche sont les suivantes :

	Paramètres diélectriques		
	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
solution biologique à 900 MHz	71	1.8	1000
solution biologique à 1.8 GHz	71	2.5	1000
solution biologique à 2.45 GHz	71	2.85	1000

Tableau A7. 1 : Caractéristique diélectrique de la solution utilisée pour les simulations numériques.

II. CARACTERISTIQUES DES TISSUS DU MODELE DE RAT BOOKS

Le Tableau A7. 2 indique les caractéristiques diélectriques des tissus à 900 MHz, 1800 MHz, 1960 MHz et 2450 MHz, issues des travaux de C.Gabriel [II. 10].

n°	nom milieu	900 MHz		1800 MHz		1960 MHz		2450 MHz		ρ (kg/m ³)
		ϵ	σ (S/m)	ϵ	σ (S/m)	ϵ	σ (S/m)	ϵ	σ (S/m)	
1	muscle	55,0	0,94	54,4	1,39	54,2	1,48	53,6	1,81	1040
2	fat	5,46	0,051	5,35	0,078	5,33	0,084	5,28	0,11	1100
3	intestine (small)	59,5	2,17	55,9	2,70	55,5	2,80	54,4	3,17	1000
4	kidney	58,7	1,39	54,4	1,95	54,0	2,06	52,7	2,43	1000
5	intestine (large)	57,9	1,08	55,2	1,58	54,8	1,68	53,9	2,04	1000
6	bone (cancellous)	20,8	0,34	19,3	0,59	19,1	0,64	18,6	0,81	1800
7	skin/dermis	41,4	0,87	41,4	1,21	41,1	1,28	40,4	3,06	1100
8	bone (cortical)	12,4	0,14	11,8	0,28	11,7	0,30	11,4	0,39	1800
9	bone (marrow)	5,5	0,04	5,37	0,07	5,35	0,07	5,3	0,10	1800
10	ligaments	45,8	0,72	45,8	0,72	44,0	1,31	43,1	1,69	1000
11	nerve	32,5	0,57	30,9	0,84	30,6	0,90	30,2	1,09	1000
12	cerebral sp. fl.	68,6	2,41	67,2	2,92	67,0	3,04	66,2	3,46	1050
13	blood	61,4	1,54	59,4	2,04	59,1	2,15	58,3	2,55	1000
14	blood vessel	44,8	0,70	44,3	1,20	44,0	1,31	44,3	1,20	1000
15	glands	59,7	1,04	58,1	1,50	57,9	1,60	57,2	1,97	1050
16	bladder	18,9	0,38	18,3	0,54	18,3	0,57	18	0,69	1000
17	body fluid	68,9	1,64	68,6	2,03	68,5	2,13	68,2	2,48	1050
18	testicles	60,6	1,21	58,6	1,69	58,3	1,80	57,6	2,17	1000
19	musculus mem.	46,1	0,84	43,9	1,23	43,6	1,31	42,9	1,59	1030
20	eye (cornea)	55,2	1,39	52,8	1,86	52,5	1,96	51,6	2,30	1000

21	eye (sclera)	55,3	1,17	53,6	1,60	53,3	1,70	52,6	2,03	1170
22	eye (aqueous humor)	68,9	1,64	68,6	2,03	68,5	2,13	68,2	2,48	1010
23	eye (lens)	46,6	0,79	45,4	1,15	45,2	1,23	44,6	1,50	1050
24	gray matter	52,7	0,94	50,1	1,39	49,8	1,49	48,9	1,81	1030
25	tooth	12,4	0,14	11,8	0,28	11,7	0,30	11,4	0,39	1000
26	eye (retina)	55,3	1,17	53,6	1,60	53,3	1,70	52,6	2,03	1000
27	cartilage	42,7	0,78	40,2	1,29	39,9	1,40	38,8	1,76	1100
28	liver	46,8	0,85	44,2	1,29	43,9	1,38	43	1,69	1000
29	lung (inner)	36,7	0,66	35,2	0,96	35,0	1,02	34,4	1,24	1000
30	lung (outer)	36,7	0,66	35,2	0,96	35,0	1,02	34,4	1,24	1000
31	heart	59,9	1,23	56,3	1,77	55,9	1,88	54,8	2,26	1000
32	spleen	57,2	1,27	53,9	1,78	53,5	1,89	52,5	2,25	1000
33	nails	12,4	0,14	11,8	0,28	11,7	0,30	11,4	0,39	1400
34	lymph	59,7	1,04	58,1	1,50	57,9	1,60	57,2	1,97	1000
35	stomach	65,1	1,19	63,2	1,70	63,0	1,81	62,2	2,21	1000
36	pancreas	59,7	1,04	58,1	1,50	57,9	1,60	57,7	1,97	1000

Tableau A7. 2 : Caractéristiques diélectriques des tissus à 900, 1800, 1960 et 2450 MHz

III. CARACTERISTIQUES DES TISSUS DU MODELE

COMOBIO

Le Tableau A7. 3 indique les caractéristiques diélectriques des tissus à 900 MHz, issues du projet COMOBIO [II. 12].

	ϵ	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
Milieu équivalent	52.1	0.89	1000
Cerveau	52.7	0.94	1030
Peau	41.4	0.87	1100
Os	12.4	0.14	1850
Moelle épinière	5.5	0.04	1000
Œil	55.3	1.2	1000
Dent	12.4	0.14	1850

Tableau A7. 3 : Caractéristiques diélectriques des du modèle de rat COMOBIO à 900 MHz

IV. CARACTERISTIQUES DE MODELES *IN VIVO*

HOMOGENES

Les Tableau A7. 4, Tableau A7. 5, Tableau A7. 6, Tableau A7. 7 ci-dessous donnent les valeurs de milieux homogène équivalent au modèle de rat Brooks ($\Delta=1.5$ mm, 164*67*30 mailles) respectivement à 900, 1800, 1960, 2450 MHz.

Ces valeurs servent à la validation de simulations avec des mesures de champ dans un fantôme homogène.

900 MHz	Corps entier	tête entière	tête équivalente sans air	tête équivalente avec air
ϵ_r équivalent	45,16	46,97	53,79	52,09
σ équivalent	0,85	0,84	0,92	0,89
densité équivalente	1105	1138	1044	1011

Tableau A7. 4 : Valeurs de milieux homogène équivalent au modèle de rat Brooks, f=900 MHz

1800 MHz	Corps entier	tête entière	tête équivalente sans air	tête équivalente avec air
ϵ_r équivalent	44,25	46,15	53,02	51,35
σ équivalent	1,22	1,24	1,37	1,32
densité équivalente	1105	1138	1044	1011

Tableau A7. 5 : Valeurs de milieux homogène équivalent au modèle de rat Brooks, f=1800 MHz

1960 MHz	Corps entier	tête entière	tête équivalente sans air	tête équivalente avec air
ϵ_r équivalent	44,03	45,93	52,82	51,16
σ équivalent	1,30	1,32	1,46	1,41
densité équivalente	1105	1138	1044	1011

Tableau A7. 6 : Valeurs de milieux homogène équivalent au modèle de rat Brooks, f=1960 MHz

2450 MHz	Corps entier	tête entière	tête équivalente sans air	tête équivalente avec air
ϵ_r équivalent	43,44	45,31	52,20	51,56
σ équivalent	1,75	1,83	1,79	1,73
densité équivalente	1105	1138	1044	1011

Tableau A7. 7 : Valeurs de milieux homogène équivalent au modèle de rat Brooks, f=2450 MHz

ANNEXE 8

CARACTERISTIQUES DIELECTRIQUES D'UN MODELE NUMERIQUE DE RAT EN FONCTION DE LA FREQUENCE

Le modèle sélectionné pour représenter les caractéristiques diélectriques en fonction de la fréquence est une somme de 4 expressions cole-cole :

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_m)^{1-\alpha_m}} + \frac{\sigma_j}{j\omega\varepsilon_0}$$

On peut la simplifier sur la bande de fréquence [500 MHz–10 GHz] en utilisant un modèle de Debye :

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \frac{del_1}{1 + (j\omega\tau_1)} + \frac{\sigma_j}{j\omega\varepsilon_0}$$

Le modèle de Debye a été validé pour tous les milieux diélectriques définis dans le modèle de rat Brooks.

La Figure A8. 1 valide le modèle de Debye par rapport au modèle Cole-Cole pour la matière grise, sur la bande de fréquence RF [0,5 10] GHz.

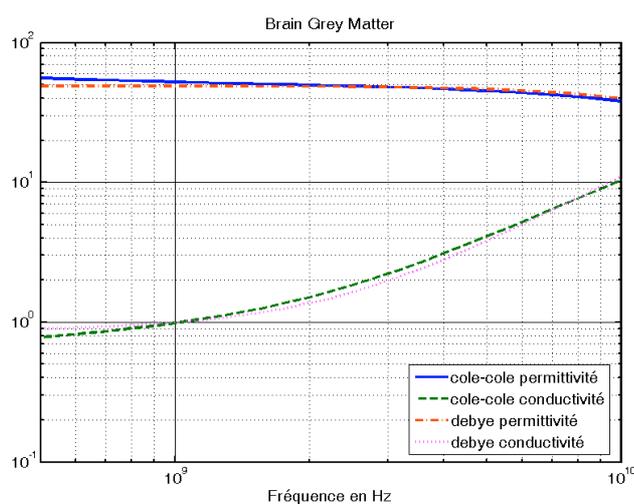


Figure A8. 1: Propriétés diélectriques de la matière grise (rat Brooks)

Le Tableau A8. 1 donne les valeurs des différents paramètres du modèle de Debye pour chaque tissu.

n° milieu	nom milieu	n° milieu modèle de Camelia	ϵ_{∞}	del_1	τ_1 (*e ⁻¹² s)	$\sigma = \sigma_j + cste$
1	muscle	30	4	50	7.234	0.9
2	fat	19-20	2.5	6	7.958	0.0675
3	intestine (small)	35	4	5	7.958	2.1
4	kidney	24	4	47	7.958	0.95
5	intestine (large)	15	4	50	7.958	1.01
6	bone (cancellous)	4	2.5	56	8.377	0.25
7	skin/dermis	33-34	4	35.5	7.596	0.85
8	bone (cortical)	5	2.5	10	13.263	0.1
9	bone (marrow)	7	2.5	3	7.958	0.041
10	ligaments	38	4	42	12.243	0.54
11	nerve	31	4	26	7.958	0.556
12	cerebral sp. fl.	13	4	40	7.958	2.32
13	blood	2	4	56	8.377	1.4
14	blood vessel	1	4	40	8.842	0.57
15	glands	40	4	55	7.958	0.95
16	bladder	2	2.5	16	8.842	0.35
17	body fluid	44	4	65	7.234	1.6
18	testicules	39	4	55	7.958	0.95
19	muscouc mem.	34	4	39	7.958	0.85
20	eye (cornea)	16	4	48	7.958	1.3
21	eye (sclera)	18	4	50	7.958	1.1
22	eye (aqueous humor)	44	4	65	7.234	1.6
23	eye (lens)	25	4	42	7.958	0.85

24	gray matter	8	4	45	7.958	0.87
25	tooth	5	2.5	10	13.263	0.1
26	eye (retina)	18	4	50	7.958	1.1
27	cartilage	11	4	38	13.263	0.63
28	liver	27	4	39	8.842	0.82
29	lung (inner)	28-29	3.25	54	7.958	0.615
30	lung (outer)	28-29	3.25	54	7.958	0.615
31	heart	23	4	50	7.958	1.35
32	spleen	36	3	32	8.842	0.4
33	nails	5	2.5	10	13.263	0.1
34	lymph	40	4	55	7.958	0.95
35	stomach	37	4	60	7.958	1.05
36	pancreas	40	4	55	7.958	0.95

Tableau A8. 1: Valeurs des différents paramètres du modèles de Debye pour chaque tissus.

GLOSSAIRE

GLOSSAIRE

ABC : Absorbing Boundary Condition

AFOM : Association Française des Opérateurs Mobiles.

AMRT (ou TDMA) : Accès Multiple à Répartition dans le Temps

ARCEP : Autorité de Régulation des Communications Electroniques et des Postes

ART : Autorité de Régulation des Télécommunications

BHE : Barrière Hémato-Encéphalique.

BIOEM : BIO ElectroMagnétisme.

CENELEC : Comité Européen de Normalisation ELECtrotechnique

CIRC : Centre International de Recherche sur le Cancer

CDPD : Cellular Digital Packet Data

COMOBIO : COmmunications MObiles et BIOlogiques.

CRSSA : Centre de Recherche du Service de Santé des Armées.

DFS : Sélection Dynamique de Fréquence

EDGE : Enhanced Data rates for GSM Evolution

EEG : ElectroEncéphaloGramme.

ELF : Extremely Low Frequency

FDD (Frequency Division Duplex)

FDTD : Finite Difference Time Domaine.

GPRS : General Packet Radio Service

ICNIRP ou **CIPRNI** : Commission Internationale de Protection pour les Rayonnements Non Ionisants.

IDRIS : Institut du Développement et des Ressources en Informatique Scientifique

IEEE : Institute of Electrical and Electronics Engineers

INERIS : Institut National de l'Environnement Industriel et des Risques.

INTERPHONE : étude épidémiologique sur le risque de cancer consécutif à une exposition au rayonnement des téléphones portables.

IS-95 : Interim Standard 95

IT'IS : foundation for research on Information Technology In Society

LAN : Local Area Network

LASER : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

MAN : Metropolitan Area Network

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

OPECST : Office Parlementaire d'Evaluation des Choix Scientifiques et Technologiques

PAN : Personal Area Network

PIOM : laboratoire CNRS de Physique des Interactions Ondes-Matière (Bordeaux).

PIRE : Puissance Isotrope Rayonnée Equivalente

PML : Perfectly Matched Layer

RADAR : **RA**dio **D**etection **A**nd **R**anging

SAM : Specific Anthropomorphic Mannequin (SAM) phantom

SAR ou **DAS** : specific absorption rate ou débit d'absorption massique exprimée en W/kg.

SIG : Special Interest Group

SMS : Short Message Service.

TDD : Time Division Duplex

UMTS : Universal Mobile Telecommunication System

WAP : Wireless Application Protocol

WCDMA : Wideband Code Distributed Multiple Access

WISP : Wireless Internet Service Providers

WMAN : Wireless Metropolitan Area Network

BIBLIOGRAPHIE

CHAPITRE I

[I. 1] **Tisal J.** 'Le réseau GSM'. Dunod, 4^{ième} édition.

[I. 2] **Lorrain J-L, Raoul D.** Rapport de l'Office Parlementaire d'évaluation des choix Scientifiques et Technologiques (OPECST) n° 52 (2002-2003)

[I. 3] **Lescuyer P.** 'Réseaux 3G'. Dunod, 3^{ième} édition.

[I. 4] **Aran J-M., Azoulay A., Buser P., Couturier F., Debouzy J-C., Lagroye I., Terre M., Vecchia P., Veyret B.** Rapport à l'AFSSSE (Agence Française de Sécurité Sanitaire Environnementale) : Téléphonie mobile et santé, Avril 2005.

[I. 5] **Géron A.** 'WiFi déploiement et sécurité'. Dunod, 2^{ième} édition.

[I. 6] **NCRP.** 'Radiofrequency electromagnetic fields properties, quantities and units, biophysical interaction, and measurements'. Report 67, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, 1981.

[I. 7] **WHO.** 'Low level exposure to radiofrequency Electromagnetic Fields Health Effects and Research Needs'. WHO. Research Coordination Committee meeting on Electromagnetic Fields 4/5 Dec 1997, 1997: p. 8.

[I. 8] **McKinlay A.F., et al.** 'Possible health effects related to the use of radiotelephones. Proposals for a research programme by a European Commission Expert Group.(project EMF)'. Report to the European Commission, 1996.

[I. 9] **WHO.** Recommandations sur la dosimétrie : <http://www.who.int/peh-emf/research/rf03/fr/index5.html>

[I. 10] **Chou C.K. et al.** 'Radio frequency electromagnetic exposure : Tutorial review on experimental dosimetry'. Bioelectromagnetics, 1996, vol. 17, pp. 195-208.

[I. 11] <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/dosimetry.html>

[I. 12] **ICNIRP.** 'Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)'. Health Phys. 74:494-522, 1998.

[I. 13] **Recommandation 1999/519/CE.** 'La Recommandation du Conseil du 12 juillet 1999 relative à la limitation de l'exposition du public aux champs électromagnétiques (0 Hz à 300 GHz)'. Juillet 1999.

[I. 14] **CENELEC.** 'Human exposure to electromagnetic fields'. European Prestandard 50166-1 and 50166-2. Brussels, 1995.

[I. 15] **IEEE.** 'Standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz'. Document IEEE C95-1. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1999.

[I. 16] **IEEE.** 'Standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz'. Document IEEE C95-1/D1.8. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2004.

-
- [I. 17] **IEEE.** 'Standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz'. Document IEEE C95-1/2005. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 19 Avril 2006.
- [I. 18] **NRPB.** 'Board statement on restrictions on human exposure to static and time varying electromagnetic fields and radiation'. Documents of the NRPB, vol. 4, No. 5. Chilton, Didcot, U.K.: National Radiological Protection Board, 1993.
- [I. 19] **Italy.** 'Regulation for the determination of ceiling values of radiofrequencies compatible with human health'. Decree 10, Sep. 1998, No. 381. Gazzetta Ufficiale della Repubblica Italiana n. 257 del 3-11-1998 (In Italian).
- [I. 20] **Switzerland.** 'Regulation on protection against non ionising radiation'. Explanatory Report. Available in French, German and Italian at the website: www.admin.ch/buwal/ - 1999
- [I. 21] **Chou C.K, et al.** 'New features in the IEEE C95.1-2005 RF exposure standard'. 4th International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Fields 16-20 October 2006, Crete, Greece, Oral session B5.
- [I. 22] **Aubineau P., Bardou A., Dixsaut G., Goldberg M., De Seze R., Veyret B., Zmirou D.** 'Les téléphones mobiles, leurs stations de base et la santé. Etat des connaissances et recommandations'. Rapport au Directeur Général de la Santé, Janvier 2001.
- [I. 23] **Joubert V.** 'Exposition *in vitro* de cellules neuronales aux radiofréquences : étude de l'apoptose'. Thèse de Doctorat en Biologie - Univ. De Limoges - Sept. 2006.
- [I. 24] Joubert V., Leveque P., Rametti A., Collin A., Bourthoumieu S., Yardin C.

'Microwave exposure of neuronal cells *in vitro* : Study of apoptosis'. International Journal of Radiation Biology – Vol. 82 – n°4 – April 2006 - pp. 267-275.

[I. 25] Perrin A., Bachelet C., Fournier C., Leveque P., Collin A., Peinnequin A. 'Effect on DNA repair genes transcription in cultured cells of 2.45 GHz microwave exposure'. XXVIIIth General Assembly of the International Union of Radio Science – URSI - NEW DELHI – INDIA - 23-29 October 2005 – Poster – Session KP.46 (01176) – p. 158.

[I. 26] Perrin A., Freire M., Collin A., Cueille M., Bachelet C., Leveque P. '*In vitro* effect of 2.45 GHz microwave exposure on mutagen-induced DNA damage'. BEMS 2007 – Bioelectromagnetic 2007 - KANAZAWA – JAPON - 10-15 June 2007.

[I. 27] Crouzier D., Debouzy J-C., Bourbon F., Collin A., Perrin A.- and Testylier G. 'Neurophysiologic effects at low level 1.8 GHz RF exposure : a multiparametric approach on freely moving rats'. (2007) Pathologie Biologie. (sous presse)

[I. 28] Cleary SF. '*In vitro* Studies of the Effects of Nonthermal Radiofrequency and Microwave Radiation'. In: Bernhardt JH, Matthes R, Repacholi MH (eds). Non-thermal effects of RF electromagnetic fields. Proceedings of the International Seminar of the Biological effects of non-thermal pulse and amplitude modulated RF electromagnetic fields and related health hazards. Munich-Neuherberg, 20-22 November 1996, pp. 119-130.

[I. 29] Luben RA. 'Effects of Microwave Radiation on Signal Transduction Processes of Cells *In vitro*'. In: Bernhardt JH, Matthes R, Repacholi MH (eds). Non-thermal effects of RF electromagnetic fields. Proceedings of the International Seminar of the Biological effects of non-thermal pulse and amplitude modulated RF electromagnetic fields and related health hazards. Munich-Neuherberg, 20-22 November 1996, pp. 101-118.

[I. 30] **Siemiatycki J.** 'Problems and Priorities in Epidemiologic Research on Human Health Effects Related to Wiring Code and Electric and Magnetic Fields'. *Environ Health Perspect* 101(Suppl 4):135-141, 1993.

[I. 31] **Stuchly MA.** 'Biomedical concerns in wireless communications'. *Crit Rev Biomed Engineering* 26: 117-151, 1998.

[I. 32] **Hietanen M., Kovala T., Hamalainen AM.** 'Human brain activity during exposure to radiofrequency fields emitted by cellular phones'. *Scand J Work Environ Health* 26:87-92, 2000.

[I. 33] **Freude G., Ullsperger P., Eggert S., Ruppe I.** 'Microwaves emitted by cellular telephones affect human slow brain potentials'. *Eur J Appl Physiol* 81:18-27, 2000.

[I. 34] **Elwood J. Mark.** 'Epidemiological Studies of Radio Frequency Exposures and Human Cancer'. *Bioelectromagnetics Supplement* 6:S63-S73, 2003.

[I. 35] **Rothman K.J. et al.,** 'Assessment of cellular telephone and other radio frequency exposure for epidemiologic research.' *Epidemiology*, 1996. 7(3): p. 291-298 (K) (E).

[I. 36] **Dreyer N.A., J.E. Loughlin, and K.J. Rothman** 'Cause-specific mortality in cellular telephone users'. *JAM Med Assoc*, 1999. 282(19): p. 1814-1816 (S).

[I. 37] **Hardell L., Näsman A. et al.** 'Use of cellular telephones and the risk of brain tumors: a case-control study'. *Int. J. Oncol.* 15:113-116, 1999.

[I. 38] **Hardell L, Nasman A, Pahlson A, Hallquist A.** 'Case control study on radiological work, medical X-ray investigations, and use of cellular telephones as risk

factors for brain tumors'. Medscape General Medicine, May 4, 2000 (www.medscape.com/journal/MedGenMed) then search for "cellular telephones and brain tumors".)

[I. 39] **Hardell L, Hallquist A, Mild KH, Carlberg M, et al.** 'Cellular and cordless telephones and the risk for brain tumours' Eur J Cancer Prev 2002;11:377-386

[I. 40] **Hardell L, Mild KH, Carlberg M.** 'Case-control study on the use of cellular and cordless phones and the risk for malignant brain tumours'. Int J Radiat Biol 2002;78:931-936.

[I. 41] **Hardell L, Mild KH, Sandstrom M, Carlberg M, et al.** 'Vestibular schwannoma, tinnitus, and cellular telephones'. Neuroepidemiology 2003;22:124-129

[I. 42] **Hardell L, Hallquist A, Mild KH, Carlberg M, et al.** 'No association between the use of cellular or cordless telephones and salivary gland tumours'. Occup Environ Med 2004;61:675-679.

[I. 43] **Muscat JE., Malkin MG. et al.** 'Handheld cellular telephone use and risk of brain cancer'. JAMA 284:3001-3007, 2000.

[I. 44] **Muscat JE, Malkin MG, Shore RE, Thompson S, et al.** 'Handheld cellular telephone use and risk of acoustic neuroma'. Neurology 2002;58:1304-1306.

[I. 45] **Inskip PD., Tarone RE. et al.** 'Cellular-telephone use and brain tumors'. NEJM 344:79-86, 2001.

[I. 46] **Johansen C., Boice JD. et al.** 'Cellular telephones and cancer - a nationwide cohort study in Denmark'. J National Cancer Institute 2001;93:203-207.

[I. 47] **Auvinen A, Hietanen M, Luukkonen R, Koskela R-S.** 'Brain tumors and salivary gland cancers among telephone users' *Epidemiology* 2002;13:356-359.

[I. 48] **Schuz J, Bohler E, Schlehofer B, Berg K, et al.** 'Radiofrequency electromagnetic fields emitted from base stations of DECT cordless phones and the risk of glioma and meningioma' (Interphone study group, Germany). *Radiation Research* 2006b;166:116-119.

[I. 49] **Repacholi, M.H.,** 'Low-level exposure to radiofrequency electromagnetic fields: health effects and research needs'. *Bioelectromagnetics*, 1998. 19(1): p. 1-19

[I. 50] **Kuster N., Schönborn F.** 'Recommended minimal requirements and development guidelines for exposure setups of bio-experiments addressing the health risk concern of wireless communications.' *Bioelectromagnetics*, vol. 21, 2000, p. 508-514.

[I. 51] **Chou C.K.** 'RF *in vitro* exposure methods: dosimetry and temperature control'. WHO meeting.

[I. 52] **Dhahi S.J., Habash W.Y., and Al-Hafid H.T.** 'Lack of mutagenic effects on conidia of *aspergillus amstelodami* irradiated by 8.7175-GHz CW microwaves.' *J. Microwave Power*, 1982, vol. 17, p. 345- 351.

[I. 53] **Caddemi A., Tamburello C.C., Zanforlin L., and Torregrossa M.V.** 'Microwave effects on isolated chick embryo hearts'. *Bioelectromagnetics*, 1986, vol. 7, p. 359-367.

[I. 54] **Schönborn F., Pokovic K., Burkhardt M., Kuster N.** 'Basis for optimization of *in vitro* exposure apparatus for health hazard evaluations of mobile communications'. *Bioelectromagnetics*, vol. 22, 2001, pp. 547-559.

- [I. 55] **Schuderer J., Samaras T., Oesch W., Nikoloski N., Spät D., Schönborn F., Kuster N.** 'Electromagnetic field exposure of cells at 900 and 1800 MHz : requirements, dosimetry and performance comparasion of different setups. FGF Workshop : HSP, Helsinki, Avril 2004.
- [I. 56] **Meltz M., Eagan P., Harris C., D. Erwin D.** 'Dosimetry considerations in far field microwave exposure of mammalian cells'. *Physiological Chemistry and Physics and Medical NMR*, vol. 20, 1988, p. 23-30.
- [I. 57] **Gos P., Eicher B., Kohli J., Heyer HD.** 'Extremely high frequency electromagnetic fields at lower power density do not effect the division of exponential phase *Saccharomyces cerevisiae* cells'. *Bioelectromagnetics*, vol. 18, 1997, p. 142-155.
- [I. 58] **Zhao J., Wei Z..** 'Numerical modeling and dosimetry of the 35 mm Petri dish under 46 GHz millimeter wave exposure'. *Bioelectromagnetics*, vol. 26, 2005, p. 481-488.
- [I. 59] **Iyama T., Ebara H., Tarusawa Y., et al.** 'Large scale *in vitro* experiment system for 2 GHz exposure'. *Bioelectromagnetics*, vol. 25, 2004, p. 599-606.
- [I. 60] **Roux D., Vian A., Goupil P., Ledoigt G., Girard S., Paladian F., Bonnet P.** 'MSRC measurements of high frequency non ionizing electromagnetic radiations (NIR) on living organisms'. 16th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility, Feb. 2005.
- [I. 61] **Vian A., Roux D., Girard S., Bonnet P., Paladian F., Davies E., Ledoigt G.** 'Microwave irradiation affects gene expression in plants'. *Plant Signaling and Behaviour* 1(2):67-69, 2006.

[I. 62] **Sakuma N., Komatsubara Y., Takeda H., Hirose H., et al.** 'DNA strand breaks are not induced in human cells exposed to 2.1425 GHz band CW and W-CDMA modulated radiofrequency fields allocated to mobile radio base stations'. *Bioelectromagnetics*, vol. 27, 2006, p. 51-57.

[I. 63] **Schönborn F., Pokovic K., Wobus AM., Kuster N.** 'Design, optimization, realization and analysis of an *in vitro* setup for the exposure of embryonal stem cells at 1.71 GHz'. *Bioelectromagnetics*, vol. 21, 2000, pp. 372-384.

[I. 64] **Schuderer J., Spät D., Samaras T., Oesch W., Kuster N.** '*In vitro* exposure systems for RF exposures at 900 MHz'. *IEEE Transactions on Microwave Theory and techniques*, vol. 52, no. 8, august 2004, p.2067-2075.

[I. 65] **Schuderer J., Samaras T., Oesch W., Spät D., Kuster N.** ' High peak SAR exposure unit with tight exposure and environmental control for *in vitro* experiments at 1800 MHz'. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8, august 2004, p. 2057-2066.

[I. 66] **Schuderer J.**, 'EMF Risk Assessment: *In vitro* Research and Sleep Studies'. PhD Thesis, Chapter 8 : 'UMTS *in vitro* exposure system and test signal for health risk Research', Diss. ETH Nr. 15347, Zurich, 2003.

[I. 67] **Tuschi H., Novak W., Molla-Djafari H.** '*In vitro* effects of GSM modulated radiofrequency fields on human immune cells'. *Bioelectromagnetics*, vol. 27, 2006, pp. 188-196.

[I. 68] **Miyakoshi J., Takemasa K., Takashima Y., Ding G.R., Hirose H., and Koyama S.** 'Effects of exposure to a 1950 MHz radio frequency field on expression of HSP70 and HSP27 in human glioma cells'. *Bioelectromagnetics*, vol. 26, 2005, pp. 251-257.

- [I. 69] **Calabrese M.L., d'Ambrosio G., Massa R., and Petraglia G.** 'A High-Efficiency Waveguide Applicator for *In vitro* Exposure of Mammalian Cells at 1.95 GHz'. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 54, no. 5, may 2006.
- [I. 70] **Wang J., Koyama S., Komatsubara Y., et al.** 'Effects of a 2450 MHz high-frequency electromagnetic field with a wide range of SARs on the induction of Heat-Shock proteins in A172 cells'. Bioelectromagnetics, vol. 27, 2006, pp. 479-486.
- [I. 71] **Gadja G.B., McNamee J.P., Thansandote A., et al.** 'Cylindrical waveguide applicator for *in vitro* exposure of cell culture samples to 1.9-GHz radiofrequency fields'. Bioelectromagnetics, vol. 23, 2002, pp. 592-598.
- [I. 72] **Sonoda T., Tokunaga R., Seto K., et al.** 'Electromagnetic and thermal dosimetry of a cylindrical waveguide-type *in vitro* exposure apparatus'. International Symposium on Electromagnetic Compatibility, 2004, paper - Special Issue.
- [I. 73] **Rougier C.** 'Etude des interactions entre la bactérie *Escherichia coli* et les micro-ondes appliquées en mode discontinu dans des conditions faiblement thermiques'. Thèse de Doctorat en Biologie – Université de Limoges – n°33-2003 – Octobre 2003.
- [I. 74] **Seto K., Suzuki Y., Wake K., Watanabe S., Taki M.** 'Study on *in vitro* exposure setup for waveguide'. Report of IEICE, EMCJ2002-83, nov. 2002, pp. 39-44.
- [I. 75] **Liberti M., Appollonio F., et al.** 'A coplanar-waveguide system for cells exposure during electrophysiological recordings.' IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 52, no. 11, november 2004.

[I. 76] Pellegrino M., Paffi A., Beccherelli R., Liberti M., Appollonio F., D'Inzeo G. 'A real-time exposure system for electrophysiological recordings from brain slices : design and realization'. BEMS meeting, Dublin, Juin 2005, poster PC159.

[I. 77] Pellegrino M., Paffi A., Beccherelli R., Liberti M., Apollonio F., D'Inzeo G. 'Design, realization and characterization of exposure systems for the experimental investigation in bioelectromagnetics'. Poster

[I. 78] Pakhomov A.G., et al. 'Effects of high power microwave pulses on synaptic transmission and long term potentiation in hippocampus.' *Bioelectromagnetics*, vol. 24, 2003, pp. 174-181.

[I. 79] Tattersall J.E.H, Scott L.R., Wood S. et al. 'Effects of low intensity radiofrequency electromagnetic fields on electrical activity in rat hippocampal slices'. *Brain Res.*, 2001, vol. 904, n°1, pp. 43-53.

[I. 80] Crawford ML. 'Generation of standard EM fields using TEM transmission cells'. *IEEE Trans. on Electromagnetic Compatibility*, vol. EMC-16, No 4, Nov. 1974, pp. 189-195.

[I. 81] Hill DA. 'Bandwidth limitations of TEM cells due to resonances'. *Journal of Microwave Power*, vol. 18, No 2, 1983, pp. 181-195.

[I. 82] Hill DA. 'Human whole-body radiofrequency absorption studies using TEM cell exposure system'. *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, vol. 30, No 11, Nov. 1982, pp.1847-1854.

[I. 83] **Litovitz T, Krause D, Penafiel LM, Elson E, Mullins JM.** 'The role of coherence time in the effect of microwaves on ornithine decarboxylase activity'. *Bioelectromagnetics*, vol. 14(5), 1993, pp. 395-403.

[I. 84] **Ivaschuk O., Jones R., Ishida-Jones T., Haggren W., Adey R., Phillips J.** 'Exposure of nerve growth factor-treated PC12 rat Pheochromocytoma cells to a modulated radiofrequency field at 836.55 MHz: effects on c-jun and c-fos expression'. *Bioelectromagnetics*, vol. 18, 1997, pp. 223-229.

[I. 85] **Stagg R., Thomas W., Jones R., Adey R.** 'DNA synthesis and cell proliferation in C₆ glioma and primary glial cells exposed to 836.55 MHz modulated radiofrequency field'. *Bioelectromagnetics*, vol. 18, 1997, pp. 230-236.

[I. 86] **Burkhardt M., Pokovic K., Gnos M., Schmid T., Kuster N.** 'Numerical and experimental dosimetry of Petri dish exposure setups'. *Bioelectromagnetics*, vol. 17, 1996, pp. 483-493.

[I. 87] **Andrews E.F., Lim H.B., Xiao D., Khamas S., Starke P.L. et al.** 'Investigation in SAR uniformity in TEM cell exposed culture media'. IEEE, The Institution of Electrical Engineers, 2004.

[I. 88] **Malaric K., Bartolic J.** 'Design of a TEM-Cell with increased usable test area'. *Turk J Elec Engin*, vol. 11, no. 2, 2003, p. 143-154.

[I. 89] **Penafiel L.M., Litovitz T., et al.** 'Role of modulation on the effect of microwaves on ornithine decarboxilase activity in L929 cell'. *Bioelectromagnetics*, vol. 18, 1997, pp. 132-141.

[I. 90] **Nikoloski N., Fröhlich J., Samaras T;, et al.** 'Reevaluation and improved design of the TEM Cell *in vitro* exposure unit for replication studies'. *Bioelectromagnetics*, vol. 26, 2005, pp. 215-224.

[I. 91] **Laval L.** 'Conception et caractérisation dosimétrie de dispositifs microondes pour des applications bioélectromagnétiques, liées à l'utilisation des téléphones portables'. Thèse de Doctorat en Electronique - Univ. De Limoges - n° d'ordre 99 - Oct. 1999.

[I. 92] **P. Degauque - J. Hamelin - P. Delogne.** 'Mesures en compatibilité électromagnétique, maîtrise de l'environnement EM : cellule TEM'. Dunod (eds) : "Compatibilité électromagnétique" - pp. 514-577.

[I. 93] **Guy A.W., Chou C.K., McDougall J.A.** 'A quarter century of *in vitro* research : a new look at exposure methods'. *Bioelectromagnetics*, vol. 20, 1999, pp. 21-39.

[I. 94] **Laval L., Leveque Ph., Jecko B.** 'A new *in vitro* exposure device for the mobile frequency of 900 MHz' *Bioelectromagnetics* 20:1-9 (1999).

[I. 95] **Delaveaud Ch., Leveque Ph., Jecko B.** 'New kind of microstrip patch antenna : the monopolar wire-patch antenne'. *Electronic Letters*, vol. 30, No. 1, Jan. 1994, pp. 1-2.

[I. 96] **Ardoino L., Lopresto V., Mancini S., Pinto R., Lovisolo G.A.** '1800 MHz *in vitro* exposure device for experimental studies on the effects of mobile communication systems'. *Radiat. Prot.dosim.*, 2004, vol. 112, n°3, pp.419-428.

[I. 97] **Lopresto V., Ardoino L., Mancini S., Pinto R., Lovisolo G.A.** 'An *in vitro* exposure device for experimental studies on the effects of UMTS mobile communication system'. BEMS meeting, Dublin, Juin 2005, poster PB32.

[I. 98] **Moros E., Straube W., Pickard W.** 'The radial transmission line as a broad-band shielded exposure system for microwave irradiation of large number of culture flasks'. *Bioelectromagnetics*, vol. 20, 1999, pp. 65-80.

[I. 99] **Lovisol G.A, Appollonio F., Ardoino L., Liberti M., Lopresto V., Marino C., Paffi A., Pinto R.** 'Specifications of *in vitro* exposure setups in the RF range'. 'Improving the quality of research on EMF and health', Monte Veritas, Switzerland, 20-25 Novembre 2005.

[I. 100] **Utteridge T. D., Gebski V., Finnie J. W., Vernon-Roberts B., Kuchel T. R.** 'Long-term exposure of E- μ -Pim1 transgenic mice to 898.4 MHz microwaves does not increase lymphoma incidence'. *Radiation Research*, 2002, vol. 158(3), pp. 357-364.

[I. 101] **Repacholi M. H., Basten A., Gebski V., Noonan D., Finnie J., and Harris A. W.** 'Lymphomas in E μ -Pim1 transgenic mice exposed to pulsed 900 MHz electromagnetic fields'. *Radiation Research*, 1997, vol. 147, pp. 631–640.

[I. 102] **Balzano Q., Chou C. K., Cicchetti R., Faraone A., and Tay R.** 'An Efficient RF Exposure System with Precise SAR Estimation for In-Vivo Animal Studies at 900 MHz'. *IEEE Trans. on Microwave Theory Tech.*, 2000, vol. 48, pp.2040–2049.

[I. 103] **Faraone A., Ballen M., Bit-Babik G., Gessner A. V., Kanda M. Y., Swicord M. L., Chou C. K.** 'RF dosimetry for the Ferris-Wheel mouse exposure system'. Motorola Labs, Rapport final, Août 2004. and *Radiation Research*, 2006, vol.165(1), pp. 105-112.

[I. 104] **Tillmann T., Ernst H., Ebert S., Kuster N. et al.** 'Carcinogenicity study of GSM and DCS wireless communication signals in B6C3F1 mice'. *Bioelectromagnetics*, 2006, early view.

- [I. 105] **Ebert S., Nikoloski N., Berdiñas V., Fröhlich J., Kuster N.** 'In vivo exposure setup for large scale toxicity/carcinogenicity studies with rats at 900/1800 MHz'. Progress In Electromagnetics Research Symposium, Août 2005, Hangzhou.
- [I. 106] **Kainz W., Nikoloski N., Oesch W., Berdiñas V., Fröhlich J., Neubauer G., Kuster N.** 'Development of novel whole-body exposure setups for rats providing high efficiency, National Toxicology Program (NTP) compatibility and well-characterized exposure'. Phys. Med. Biol., 2006, vol. 51, pp. 5211-5229.
- [I. 107] **Ebert S., Eom S. J., Schuderer J., Apostel U., Tillmann T., Dasenbrock C., Kuster N.** 'Response, thermal regulatory threshold and thermal breakdown threshold of restrained RF-exposed mice at 905 MHz'. Phys. Med. Biol., 2005, vol. 50, pp. 5203-5215.
- [I. 108] **Brendel H., Niehaus M., Bitz A., Streckert J., Hansen V., Lerchl A.** 'Exposure of Djungarian hamsters to 383 MHz (TETRA 25-Standard) and 900 MHz (GSM-Standard) electromagnetics fields'. 21st BEMS Annual Meeting, 1999, Long Beach, 211.
- [I. 109] **Hansen V., Streckert J., Bitz A.** 'RF exposure of biological systems in radial waveguides'. IEEE Trans. on Electromagnetic Compatibility, 1999, vol. 41, pp.487-493.
- [I. 110] **Streckert J., Bitz A., Hansen V., Buschmann J.** 'High SAR exposure of 24 rats at 900 MHz : problems of temperature limits and uniform field distribution'. 2000
- [I. 111] **Streckert J.** 'Technical equipment requirements in investigations of radiofrequency electromagnetic field effects on biological systems'. Scientific Symposium, septembre 2002, Berlin.

- [I. 112] **Lerchl A., Brendel H., Bitz A., Streckert J., Hansen V.** 'Further evidence for increased testicular cell proliferation in hamsters by exposure to electromagnetic fields (900 MHz and 1800 MHz)'. 21st BEMS Annual Meeting, 1999, Long Beach.
- [I. 113] **Guy A. W., Wallace J., McDougall J. A.** 'Circularly polarized 2450 MHz waveguide system for chronic exposure of small animals to microwaves'. *Radio Sci*, 1979, vol. 14(6S), pp. 63-74.
- [I. 114] **Lai H., Horita A., Guy A. W.** 'Microwave irradiation affects radial arm maze performance in the rat'. *Bioelectromagnetics*, 1994, vol. 15(2), pp. 95-104.
- [I. 115] **Wang B., Lai H.** 'Acute exposure to pulsed 2450-MHz microwaves affects water-maze performance of rats'. *Bioelectromagnetics*, 2000, vol. 21(1), pp.52-56.
- [I. 116] **Cassel J. C., Cosquer B., Galani R., Kuster N.** 'Whole-body exposure to 2.45 GHz electromagnetic fields does not alter radial-maze performance in rats'. *Behav. Brain Res.*, 2004, vol. 155, pp. 37-43.
- [I. 117] **Persson B. R. R., Salford L. G., Brun A.** 'Blood-brain barrier permeability in rats exposed to electromagnetic fields used in wireless communications'. *Wireless Networks*, 1997, vol. 3, pp. 455-461.
- [I. 118] **Salford L. G., Brun A. E., Eberhardt J. L., Malmgren L., Persson B. R. R.** 'Nerve cell damage in mammalian brain after exposure to microwaves from GSM mobile phones'. *Environ Health Perspect.*, 2003, vol. 111(7), pp. 881-883.
- [I. 119] **Belyaev I. Y., et al.** 'Exposure of rat brain to 915 MHz GSM microwaves induces changes in gene expression but not double stranded DNA breaks or effects on chromatin conformation'. *Bioelectromagnetics*, 2006, vol. 27, pp.295-306.

[I. 120] **Ardoino L., D'Inzeo G., Lovisolo G. A., et al.** 'TEM cell exposure system operating at 900 MHz for *in vitro* and *in vivo* experiments'. BEMS meeting, 2000, Germany, Munich, 6-3 pp. 37.

[I. 121] **Ardoino L., Lopresto V., Mancini S., Marino C., et al.** 'A radio-frequency system for *in vivo* pilot experiments aimed at the studies on biological effects of electromagnetic fields'. *Phys. Med. Biol.*, 2005, vol. 50, pp. 3643-3654.

[I. 122] **Bornhausen M. et Scheingraber H.** 'Prenatal exposure to 900 MHz, cell-phone electromagnetic fields had no effect on operant-behaviour performances of adult rats'. *Bioelectromagnetics*, 2000, vol. 21, pp. 566-574.

[I. 123] **Wilson B. W., Faraone A., Sheen D., Swicord M., et al.** 'Space efficient system for small animal, whole-body microwave exposure to 1.6 GHz'. *Bioelectromagnetics*, 2002, vol. 23, pp. 127-131.

[I. 124] **Testylier G., Tonduli L., Malabiau R., Debouzy JC.** 'Effects of exposure to low level radiofrequency fields on acetylcholine release in hippocampus of freely moving rats'. *Bioelectromagnetics*, vol. 23, No 4, May 2002.

[I. 125] **Wang J., Fujiwara O., Imaida K., Shirai T.** 'A setup for small animal exposure to near fields to test a possible promoting effect on skin carcinogenesis of cellular telephones'. BEMS, St Paul, 2001, pp. 131-132.

[I. 126] **Wang J., Fujiwara O., Imaida K., Shirai T., Nojima T.** 'Realization of a localized exposure for brain of small animal to test biological effects of cellular telephones'. BEMS, St Paul, 1999, pp. 188-189.

[I. 127] **Adey W. R., Byus C. V., Cain C. D., Higgins R. J., Jones R. A., Kean C. J., Kuster N., MacMurray A., Stagg R. B., Zimmerman G.** 'Spontaneous and Nitrosourea-induced primary tumors of the central nervous system in Fischer 344 rats exposed to frequency-modulated microwave fields', *Cancer Research* vol. 60, 2000, pp. 1857-1863.

[I. 128] **Fritze K., Wiessner C., Kuster N., Sommer C., Gass P., Hermann DM., Kiessling M., Hossmann KA.** 'Effect of GSM microwave exposure on the genomic response of the rat brain'. *Neuroscience*, vol. 81, no. 3, 1997, pp. 627-639.

[I. 129] **Burkhardt M., Spinelli Y., Kuster N.** 'Exposure setup to test effects of wireless communications systems on the CNS'. *Health Phys.*, 1997, vol. 73(5), pp. 770-778.

[I. 130] **Tsurita G., Nagawa H., Ueno S., Watanabe S., Taki M.** 'Biological and morphological effects on the brain after exposure of rats to 1439 MHz TDMA field'. *Bioelectromagnetics*, 2000, vol. 21, pp. 364-371.

[I. 131] **Swicord M., Morrissey J., Zakharia D., Ballen M., and Balzano Q.** 'Dosimetry in mice exposed to 1.6 GHz microwaves in a carousel irradiator'. *Bioelectromagnetics*, 1999, vol. 20, pp. 42-47.

[I. 132] **Schönborn F., Pokovic K., and Kuster N.** 'dosimetric analysis of the carousel setup for the exposure of rats at 1.62 GHz. *Bioelectromagnetics*, 2004, vol. 25, pp. 16-26.

[I. 133] **http://www.itis.ethz.ch/index/index_res_risk.html**

[I. 134] **Chou C. K., Chan K. W., McDougall J. A., Guy A. W.** 'Development of a rat head exposure system for simulating human exposure to RF fields from handheld wireless telephones'. *Bioelectromagnetics*, 1999, vol. 20, pp. 75-92.

[I. 135] **Leveque P., Dale C., Veyret B., Wiart J.** 'Dosimetric analysis of a 900 MHz rat head exposure system'. IEEE Transactions on Microwave Theory and techniques, vol. 52, no. 8, august 2004, p.2076-2083.

[I. 136] <http://www.tsi.enst.fr/comobio/>

CHAPITRE II

[II. 1] **Yee K. S.** 'Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media'. IEEE Trans. on Antennas and Propagation, vol. 14, No 3, May 66, pp. 302-307.

[II. 2] **Taflove A., Brodwin M. E.** ' Numerical solution of steady-state Electromagnetic scattering problems using the time dependant Maxwell's equations'. IEEE Trans. On Microwave Theory and Techniques, vol. 23, No 8, Aug. 75, pp. 623-630.

[II. 3] **Lafon L.** 'Modélisation de l'interaction des ondes électromagnétiques avec le corps humain. Application à la dosimétrie liée à l'utilisation d'un téléphone portable'. Thèse de Doctorat en Electronique - Univ. De Limoges - n° d'ordre 37-97 - Nov. 1997.

[II. 4] **Laval L.** 'Conception et caractérisation dosimétrique de dispositifs microondes pour des applications bioélectromagnétiques, liées à l'utilisation des téléphones portables'. Thèse de Doctorat en Electronique - Univ. De Limoges - n° d'ordre 99 - Oct. 1999.

[II. 5] **Luc J.** 'Interaction des ondes électromagnétiques avec le vivant. Etudes et dosimétrie numérique de systèmes d'exposition aux fréquences microondes'. Thèse de Doctorat en Electronique - Univ. De Limoges - n° d'ordre 41-2002 - Nov. 2002.

[II. 6] **Leveque P.** 'Diffraction d'ondes électromagnétiques transitoires par des obstacles en présence de milieux diélectriques à pertes'. Thèse de Doctorat en Electronique - Univ. De Limoges - n° d'ordre 14-94 - Fév. 1994.

[II. 7] **Berenger JP.** 'A perfectly matched layer for free space simulation in finite difference computer codes'. Congrès EUROEM 94, Bordeaux, Juin 94.

[II. 8] **Luebbers R., Steich D., Kunz K.** 'F.D.T.D. calculation of scattering from frequency - dependent materials'. I.E.E.E. Trans. on Antennas and Propagation - Vol.41 - n°9 - Sept. 93 - pp. 1249-1257.

[II. 9] **Furse C.M., Chen J.Y., Gandhi O.P.** 'The use of the frequency-dependent finite-difference time-domain method for induced current and SAR calculations for a heterogeneous model of the human body'. I.E.E.E. Trans. on Electromagnetic Compatibility - Vol.36 - n°2 - May 94 - pp. 128-133.

[II. 10] **Gabriel C.** 'Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies.' Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037. Armstrong Laboratory, Brooks Air Force Base, TX, 1996. Pour une fréquence donnée, le programme à l'adresse <http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh> donne les propriétés diélectriques de 43 tissus.

[II. 11] Modèle téléchargeable à l'adresse suivante :

ftp://starview.brooks.af.mil/EMF/dosimetry_models/original_and_color_coded_images/rat_sprague_dawley/rat_color_coded/

[II. 12] **Leveque P., Chaillou S., Lafolie D., Dulou PE., Luc J., Rivera T., Wiart J.** 'Dosimétrie du système d'exposition. L'antenne boucle'. Rapport COMOBIO, Nov. 2000.

[II. 13] **Lapin GD, Allen C.** 'Requirements for Accurate Anatomical Imaging of the Rat for Electromagnetic Modeling.' Proc IEEE EMBS 19:2480 –2483, 1997.

[II. 14] **Burkhardt M.** 'Contributions toward uncertainty assessments and error minimization of FDTD simulations involving complex dielectric bodies.' PhD Thesis, Diss. ETH Nr. 13176, Zurich, 1999.

[II. 15] **Cueille M., Collin A., Pivain C., Leveque P.** 'Development of a numerical model connecting electromagnetism, thermal and hydrodynamics in order to analyse *in vitro* exposure system'. Annals of telecommunications – Special issue on Engineering aspects of health protection and exposure assessment – soumis le 30 janvier 2007.

[II. 16] **Stuchly M.A., Stuchly S.S.** 'Experimental radio and microwave dosimetry'. In Polk C, Postow E (eds) : "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields." - Boca Raton, FL : CRC Press - 1986 - pp. 229-272.

[II. 17] **Cueille M., Pivain C., Collin A., Leveque P.** 'Développement de modèles numériques multiphysique et multi-échelle pour des études dosimétriques. JNM 2007 – Journées nationales micro-ondes 2007 – TOULOUSE – France – 23, 24, 25 mai 2007.

CHAPITRE III

[III. 1] **Thuery.** 'Les micro-ondes. Dans technique et documentation Lavoisier. Les microondes et leurs effets sur la matière 2ème édition'. France, 1989 b, paragraphe 2.12.4.

[III. 2] http://ufe.obspm.fr/IMG/pdf_TP4_mesure_antennes.pdf, Annexe A.

Résumé :

Le développement des nouvelles technologies sans fil n'a fait que renforcer les interrogations face aux éventuels effets délétères des ondes RF. Ainsi, ce travail contribue à l'étude de l'interaction des ondes RF avec le vivant.

L'analyse du couplage entre l'onde électromagnétique et l'animal ou les échantillons biologiques, permet d'évaluer le DAS (W/kg) dans les milieux diélectriques.

Ces résultats ont contribué au développement et à la caractérisation de systèmes d'exposition *in vitro* et *in vivo*, pouvant être utilisés sur une large bande de fréquence, typiquement de 500 MHz à 10 GHz.

Les systèmes étudiés sont basés sur une exposition type champ lointain en chambre anéchoïque, à l'aide d'une antenne cornet, et d'un système biologique : un incubateur pour les études *in vitro*, et une cage pour les études *in vivo*. Une analyse plus précise à deux fréquences en particulier, 1800 MHz et 2,45 GHz, a montré la très forte dépendance de la dosimétrie en fonction de la fréquence.

Mots-clés : *Bioélectromagnétisme, Dosimétrie, DAS (Débit d'Absorption Spécifique), Ondes Radiofréquences (GSM, UMTS, WiFi, etc...), Différences finies, Systèmes d'exposition in vitro et in vivo, Exposition champ lointain.*

Abstract :

The development of the new wireless technologies has strengthened the issue of possible effects of the microwave. So, this work contributes to the study of interactions between microwave and living cells.

The analysis of the coupling between the electromagnetic fields and the animal or biological samples, allows to estimate SAR (W/kg) distribution in the biological medium.

These results contribute to the development and the characterisation of *in vivo* and *in vitro* exposure setups, used on a large frequency band, typically from 500 MHz to 10 GHz.

The systems studied are based on far field exposure in anechoic chambers, with a horn antenna, and a biological setup: an incubator for the *in vitro* studies, and a box for *in vivo* studies. A more accurate analysis for two frequencies, 1800 MHz and 2,45 GHz, has shown the very strong influence of the frequency on dosimetric analysis.

Keywords : *Bioelectromagnetic, Dosimetry, SAR (Specific Absorption Rate), Radiofrequency emissions (GSM, UMTS, WiFi, etc...), Finite Differences, in vitro and in vivo exposure setups, Far field exposure.*