

50376
1993
14

50376
1993
14

N° d'ordre : 1046

THESE

L'UNIVERSITE DES SCIENCES & TECHNOLOGIES DE LILLE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE

spécialité: électronique

par

Jean - Christophe CAMART

**CONTRIBUTION AU DEVELOPPEMENT DE SYSTEMES D'HYPERTHERMIE
INTERSTITIELLE MICROONDE
CONTROLEE PAR RADIOMETRIE MICROONDE :
ETUDE ET REALISATION D'ANTENNES MINIATURES -
APPLICATION A LA DOSIMETRIE THERMIQUE**

Soutenue publiquement le 25 janvier 1993 devant la commission d'examen



Membres du Jury :

- Président :** M. G. SALMER, Professeur à l'U.S.T.L.
- Rapporteurs:** M. J.L. VATERKOWSKI, Professeur à l'E.N.S.M.M.
M. G. PRIEUR, Professeur à L'Université de NANCY I.
- Directeur de Thèse:** M. M. CHIVE, Professeur à l'U.ST.L.
- Examineurs:** M. P. DEGAUQUE, Professeur à l'U.S.T.L.
M. Y. MOSCHETTO, Directeur de l'Unité 279 I.N.S.E.R.M. (LILLE)
M. V. RINGEISEN, Directeur technique de la s^{té} BRUKER.
M. B. PREVOST, Chef du service de Radiothérapie au Centre
O.LAMBRET (LILLE).
M. J.J. FABRE, Maître de conférences à l'U.S.T.L.

à la mémoire de mon grand-père, à ma grand-mère,
à la mémoire de ma mère, à mon père,
à Valérie.

Ce travail a été réalisé au Département Hyperfréquences et Semi-conducteurs de l'Institut d'Electronique et de Micro-électronique du Nord (D.H.S.- I.E.M.N.) dirigé par Monsieur le Professeur E. CONSTANT. Ce travail s'intègre dans une coopération avec l'Unité 279 de l'Institut National de la Santé de la Recherche Médicale (I.N.S.E.R.M.) de Lille et le Centre de Lutte Anti-Cancer Oscar LAMBRET de Lille.

Monsieur le Professeur G. SALMER, Directeur du Département Hyperfréquences et Semi-conducteurs, qui m'a témoigné encouragement et sympathie en de nombreuses circonstances, préside le Jury de ma thèse. Qu'il trouve ici l'expression de ma profonde reconnaissance. Sa présence est un honneur pour moi.

Monsieur le Professeur M. CHIVE, responsable de l'équipe "Applicateurs et Circuits", a proposé le sujet de ce travail et en a assuré la direction. Je lui exprime ma profonde gratitude pour sa grande compétence scientifique et sa large expérience qui m'ont été d'une aide précieuse pour mener à bien cette thèse. Pour sa grande générosité, son soutien permanent et sa sympathie, je le remercie du fond du coeur.

Monsieur J.J. FABRE, maître de conférences à l'Université de Lille I m'a apporté une aide précieuse. Sa sympathie, son soutien amical et nos fructueuses discussions ont été déterminants pour la réalisation de cette étude, et font que je lui dois beaucoup. C'est également, grâce à lui, que j'ai appris l'art de la publication. Qu'il trouve ici mes remerciements et le témoignage de ma profonde sympathie.

Je tiens à adresser mes très sincères remerciements à Monsieur le Professeur J.L. VATERKOWSKI, Directeur de l'E.N.S.M.M. de Besançon, et Monsieur le Professeur G. PRIEUR, Directeur du Laboratoire d'Instrumentation Electronique de Nancy, pour l'honneur qu'ils me font de juger ce travail en d'en être rapporteurs.

Monsieur le Professeur P. DEGAUQUE, Directeur de recherches au Laboratoire de Radiopropagation et Electronique de l'Université de Lille I me fait le grand honneur de juger mon travail. Je tiens à lui témoigner ma plus vive reconnaissance.

Je suis particulièrement honoré de la présence, dans ce Jury, de Monsieur Y. MOSCHETTO, Directeur de l'unité I.N.S.E.R.M. 279. Je le remercie de m'avoir permis de réaliser certaines expériences au sein de son Laboratoire.

Monsieur V. RINGEISEN, Directeur technique à la société BRUKER à Wissembourg, me fait le plaisir de participer à mon Jury de thèse et d'examiner mon travail. Je lui exprime

mes plus vifs remerciements.

Une partie de ce mémoire a été réalisée au centre Oscar LAMBRET de Lille sous la responsabilité de Monsieur B. PREVOST, chef du service de radiothérapie au centre O. LAMBRET, qui m'a fait bénéficier de ses conseils et de son expérience. Qu'il soit assuré de ma profonde reconnaissance.

Mes remerciements vont également à tous les autres membres de l'équipe dans laquelle j'ai trouvé une ambiance propice à ce travail: Monsieur le Professeur J. PRIBETICH, Monsieur L. DUBOIS, Maître de conférences à LILLE I, Monsieur D. VANLOOT, Maître de conférences à l'I.U.T. de calais, Mademoiselle F. DUHAMEL et Messieurs P.Y. CRESSON, D. DESPRETZ, F. MORGANTI, C. MICHEL, J.P. SOZANSKI. Je tiens à leur exprimer toute ma reconnaissance pour l'aide qu'ils m'ont apportée. Qu'ils soient tous assurés de mon amitié et de mes remerciements.

Je tiens à remercier Monsieur E. PLAYEZ, Mesdames E. DELOS et S. LEPILLET de la centrale de caractérisation, pour leur aide et leur confiance.

J'associe à ces témoignages Monsieur le professeur P. KENNIS ainsi que Messieurs H. GERARD, maître de conférences à E.U.D.I.L., J. BERA et P. WARO pour les conseils scientifiques qu'ils m'ont apportés.

Je ne saurai oublier d'adresser mes remerciements à Mesdames M. MIENS, A. KOSCIUSZKO, M. FARGUE et J. CHARVET pour leur disponibilité et leur aide précieuse. Que Monsieur J.P. DEHORTER qui a assuré la reproduction de ce manuscrit, Messieurs ANDRIES, JENNEQUIN, MICHON des ateliers de mécanique, l'ensemble du personnel AITOS trouvent ici l'expression de ma sympathie.

Je remercie également le personnel du Centre Inter-universitaire de Traitement de l'Information (C.I.T.I.) pour leur aimable collaboration et leur disponibilité.

J'associe également à mes remerciements tous les membres et amis du Laboratoire qui m'ont apporté leur aide et leur soutien tout au long de ce travail.

Enfin, je remercie le Ministère de la Recherche et les différents membres du Laboratoire qui m'ont permis de mener à bien cette thèse en m'accordant une allocation de recherche.

TABLE DES MATIERES

pages

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

GENERALITES SUR L'HYPERTHERMIE	3
---	----------

- Introduction	3
- Types d'hyperthermie	3
- Techniques de chauffage	4
- La thermométrie.....	5
- L'hyperthermie associée à la curiethérapie	5

CHAPITRE I :

Conception des antennes coaxiales pour hyperthermie interstitielle microonde

Résumé	7
---------------------	----------

I.1. Présentation physique des phénomènes	8
--	----------

I.1.1. Position du problème.....	8
I.1.2. Propriétés électriques des milieux rencontrés	8
I.1.3. Milieux équivalents.....	10

I.2. Adaptation électromagnétique d'une antenne "simple"	10
---	-----------

I.2.1. Conception de l'antenne.....	11
I.2.2. Détermination théorique de l'antenne optimale.....	11
I.2.2.1. Présentation du modèle	11
I.2.2.2. Hypothèses de calcul	13
I.2.2.3. Calcul de la longueur optimale.....	13
I.2.2.4. Données numériques	15
I.2.3. Confirmation expérimentale.....	17
I.2.4. Exploitation des résultats.....	18

I.3. Recherche d'antennes de longueurs actives différentes	18
I.3.1. Description de l'antenne "réduite"	18
I.3.2. Caractérisation expérimentale	19
I.3.3. Conclusion	20
I.4. Perturbations électromagnétiques liées à l'utilisation	21
I.4.1. Influence de l'implantation de l'antenne	21
I.4.2. Influence de la courbure des antennes	22
I.4.2.1. Antenne simple	22
I.4.2.2. Couplage	22
I.4.3. Influence de la présence d'un autre élément	23
I.5. Conclusion	24
 CHAPITRE II :	
Détermination électromagnétique des diagrammes de rayonnement des antennes coaxiales	
Résumé	25
II.1. Etude théorique du champ rayonné par une antenne	26
II.1.1. Position du problème	26
II.1.2. Présentation du modèle	26
II.1.3. Résolution numérique	28
II.1.3.1. Principe de la méthode	28
II.1.3.2. Convergence numérique	29
II.1.4. Détermination théorique du diagramme de champ électrique	29
II.2. Puissance dissipée autour d'une antenne	30
II.2.1. Etude théorique	30
II.2.2. Validation sur milieux équivalents	31
II.2.2.1. Banc de mesure de champ électrique	31
II.2.2.2. Confirmation et validation expérimentale	31
II.3. Généralisation de l'étude au cas d'une implantation multiple	33
II.3.1. Position du problème	33
II.3.2. Matériels et méthodes	33

II.3.2.1. Application numérique	35
II.3.3. Influence de la position des antennes: cas simple	35
II.3.3.1. Aspects dimensionnels	35
II.3.3.2. influence de la position des points de jonction	36
II.3.4. Aspects fréquentiels	36
II.3.5. Modélisation électromagnétique tridimensionnelle	37
II.4. Etude de l'influence de la phase	37
II.4.1. Principe de la méthode	37
II.4.2. Cas d'études	38
II.4.3. Exemple d'application	39
II.4.4. Comparaison amplitude - phase	39
II.5. Illustration de réseaux d'antennes: cas cliniques	40
II.5.1. Hypothèses de base	40
II.5.2. Exemples de cartes de champ	40
II.6. Conclusion	42
 CHAPITRE III :	
Modélisation des cartes thermiques à partir de l'équation de la chaleur	
Résumé	43
III.1. Aspects thermiques des milieux chauffés	44
III.1.1. Milieux biologiques	44
III.1.2. Milieu équivalent	45
III.2. Modélisation de la distribution thermique en régime stationnaire	46
III.2.1. Présentation du modèle	46
III.2.2. Méthodes de résolution bidimensionnelle	46
III.2.2.1 Méthode de la relaxation	47
III.2.2.2. Méthode de "CHOLESKI"	48
III.2.3. Analyse des résultats théoriques	48
III.2.4. Influence des conditions aux limites	49
III.2.5. Résultats expérimentaux - interprétations	50

III.2.5.1. Présentation du modèle expérimental	50
III.2.5.2. Résultats obtenus	50
III.3. Modélisation de la distribution thermique en régime temporel	51
III.3.1. Présentation du modèle	51
III.3.2. Conditions initiales	51
III.3.3. Méthode de " CRANK-NICHOLSON"	52
III.3.4. Résultats théoriques obtenus - Interprétations	54
III.3.5. Influence de la discrétisation temporelle	55
III.4. Influence des paramètres	55
III.4.1. paramètres liés au milieu chauffé	56
III.4.2. paramètres liés au chauffage microonde	57
III.5. Cas du chauffage séquentiel	58
III.6. Optimisation de la position des antennes	58
III.6.1. Etude du "point chaud"	58
III.6.2. Optimisation de la géométrie de l'implantation	59
III.6.3 Cas particulier	59
III.7. Optimisation du volume chauffé par rotation de phase	60
III.7.1. Principe	60
III.7.2. Modèle mathématique	61
III.7.3 Influence de la phase	63
III.7.4. Influence de la période de rotation	63
III.8. Conclusion	65
 CHAPITRE IV : Reconstruction des profils thermiques à partir des mesures radiométriques	
Résumé	66
IV.1. La thermométrie	67
IV.1.1. Les techniques invasives	67

IV.1.2. Les techniques non invasives	67
IV.2. Rappels sur la radiométrie microonde	68
IV.2.1. Principe de la radiométrie microonde	68
IV.2.2. Choix de la fréquence	69
IV.2.3. Calcul de la température radiométrique	70
IV.2.3.1. Calcul de la puissance thermique captée	70
IV.2.3.2. Température radiométrique	70
IV.3. Le système H.I.M.C.A.R.	71
IV.3.1. Présentation du système	71
IV.3.2. Principe de fonctionnement	72
IV.3.3. Protocole du traitement	73
IV.4. Etude de la dosimétrie thermique en régime stationnaire	74
IV.4.1. Présentation du logiciel	74
IV.4.2. Validation du modèle sur gel polyacrylamide	76
IV.4.3. Validation sur patients	78
IV.4.4. Interprétations des résultats	79
IV.5. Etude de la dosimétrie thermique en régime temporel	80
IV.5.1. Présentation du logiciel	80
IV.5.2. Validation du modèle sur animaux	80
IV.5.3. Validation sur patients	81
IV.5.4. Interprétations des résultats	81
IV.7. Conclusion	83
 BILAN CLINIQUE - PROSPECTIVES	 84
A. Bilan clinique	84
A.1. Les patients	84
A.2. Protocole thérapeutique	85
A.3. Résultats	85
A.4. Discussion	86
A.5. Conclusion	86

B. Limites du système H.I.M.C.A.R.	87
B.1. Système de chauffage	87
B.1.1. Fréquences de chauffage	87
B.1.2. Générateur de chauffage	87
B.1.3 Chauffage impulsif	88
B.2. Système de mesures	88
B.2.1 Mesures ponctuelles	88
B.2.2 Radiomètres microondes	89
B.2.3 Radiométrie multi-points	89
C. Etudes théoriques	90
C.1 Modélisation électromagnétique	90
C.2 Modélisation thermique	90
C.3 Logiciel d'aide à la décision	91
 CONCLUSION GENERALE	 92
 BIBLIOGRAPHIE	 94

INTRODUCTION GENERALE

Différents types d'équipements pour thermothérapie ont été développés et sont utilisés en cancérologie, urologie et gynécologie depuis plusieurs années, ils sont le résultat des nombreuses recherches menées tant au point de vue physique, biologique que médical.

Les études, basées sur l'utilisation des microondes, des radiofréquences ou de l'eau chaude, ont toutes pour objectif une production de chaleur localisée sur une partie de l'organisme à traiter. Dans ce contexte, l'emploi de techniques de chauffage radiatives microondes prend, en particulier, une place de plus en plus importante pour son association avec la curiethérapie par fils d'Iridium radioactifs. Si cette technique semble aujourd'hui donner des résultats cliniques encourageants, son efficacité ne peut être prouvée que si la répartition thermique induite par le chauffage est parfaitement connue. Notre travail consiste donc à essayer d'améliorer cette connaissance par une approche physique des phénomènes, tenant compte de la réalité biologique. Pour cela, cette recherche s'articule autour de deux thèmes principaux qui sont les études électromagnétiques et les études thermiques.

Le travail effectué se décompose donc en quatre grandes parties:

- Dans un **premier chapitre**, nous décrivons la réalisation d'antennes coaxiales miniatures, qui s'insèrent parfaitement dans les cathéters déjà implantés pour la curiethérapie, et leur modélisation électromagnétique. Leur adaptation électromagnétique (ensemble antenne-cathéter) aux tissus biologiques assure alors le transfert optimal de l'énergie microonde provenant du générateur vers le milieu à chauffer. De nombreuses expérimentations sur les milieux équivalents aux tissus biologiques permettent d'en valider l'approche théorique.

- Le **second chapitre** aborde le calcul des champs électromagnétiques rayonnés par ces antennes coaxiales miniatures dans un milieu dissipatif tel que le muscle. Le formalisme retenu, basée sur la résolution d'équations analytiques, donne accès à la connaissance de la puissance déposée dans le milieu. L'étude électromagnétique est alors généralisée au cas d'une implantation multiple de ces antennes, elle a été entreprise pour valider les relevés expérimentaux de la distribution d'énergie, effectués dans des milieux équivalents aux tissus biologiques.

- Dans le **troisième chapitre**, nous développons une méthode de résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur. Ce modèle permet de connaître l'allure de la distribution de température induite par un chauffage microonde, obtenue tant en régime stationnaire, qu'en régime temporel lors de séances de chauffage sur animaux, sur patients ou lors d'expérimentations réalisées sur milieux équivalents aux tissus biologiques.

Le **quatrième chapitre** présente, après un bref rappel des différentes techniques de thermométrie, un modèle numérique destiné à la dosimétrie thermique. Ce logiciel, combiné avec les mesures de température radiométrique enregistrées au cours de séances d'hyperthermie, permet de reconstruire les champs de température induits dans les tissus par le chauffage microonde.

Enfin, pour illustrer ce travail de recherche, un bilan clinique des essais effectués sur patients (étude de phase II) est présenté. Une critique du système utilisé et des logiciels associés pour le calcul des cartes thermiques amène à l'aspect prospectif qui termine ce travail de thèse.

GENERALITES SUR L'HYPERTHERMIE

Introduction

L'action antitumorale d'une élévation modérée de la température a été envisagée depuis des siècles sur la base d'observations et de données épidémiologiques. De nombreuses régressions voire même des rémissions ont été observées chez des patients atteints de maladies infectieuses accompagnées de fortes fièvres. Certains praticiens ont alors tenté de provoquer une **hyperthermie** correspondant à une élévation de température de la zone à traiter de l'ordre de 42°C à 45°C. L'effet thermique recherché est selon, la technique employée, de stimuler les défenses de l'organisme ou de détruire les cellules cancéreuses, ou encore de potentialiser une autre thérapie antitumorale. M. NADI, dans sa thèse de Doctorat d'Université [16] a très longuement développé l'historique de l'hyperthermie, essentiellement du point de vue des technologies utilisées, rappelant également les bases biologiques de l'action de la chaleur.

Notre propos n'est donc pas, dans ces généralités, de redévelopper ces aspects mais plutôt de résumer les différents types d'hyperthermie et les modalités du contrôle de température.

Types d'hyperthermie

L'hyperthermie corporelle totale est une technique qui peut provoquer des augmentations de températures dangereuses pour certaines fonctions du métabolisme. Elle perturbe notamment les systèmes thermorégulateurs, les fonctions cardio-vasculaires et les défenses immunitaires. D'autre part, malgré les progrès accomplis ces dernières années ces techniques n'atteignent pas un niveau de température suffisamment élevé pour agir de façon sélective sur les tissus cancéreux et ne sont donc efficaces qu'au prix de risques de lésions des tissus sains. Ce sont ces effets secondaires indésirables qui ont conduit les recherches à s'orienter vers des techniques de thermo thérapie dites "locales".

Un des intérêts de l'hyperthermie locale est de limiter la toxicité, engendrée par le protocole thérapeutique, à un volume réduit à la tumeur à traiter. On distingue alors deux méthodes d'hyperthermie appelées techniques invasive et non invasive. Les techniques dites non invasives préconisent un chauffage extra-corporel ou endocavitaire [13,47]. Elle demande donc un contrôle rigoureux de la température superficielle pour éviter toutes brûlures de la peau. Cette méthode est bien adaptée lorsque les tumeurs à traiter sont localisées à de faibles

profondeurs sous la peau [6,7,20]. En revanche, lorsque le milieu à chauffer se trouve à plusieurs centimètres de profondeur, il devient nécessaire de faire appel à des techniques de chauffage dites "invasives".

Parmi ces différentes techniques invasives qui permettent de réaliser une hyperthermie localisée dans une tumeur semi-profonde [36,37,40,45], **l'hyperthermie interstitielle**, quoique d'utilisation délicate, présente un avantage important: le dépôt de puissance s'effectue au sein même de la tumeur, avec une meilleure définition du volume ciblé et une limitation de la toxicité induite dans l'organisme.

Techniques de chauffage

De nombreuses techniques ont été proposées pour produire artificiellement une élévation de température convenable quant à son intensité, sa durée et sa localisation.

Pour des tumeurs superficielles, de nombreuses de méthodes "classiques" de chauffage par applicateurs externes permettent d'élever la température dans une zone donnée. En revanche, pour le traitement de tumeurs localisées en profondeur, le problème est plus délicat. Les principales techniques offrant la possibilité d'élever la température dans un certain volume sont principalement obtenues par une circulation extra-corporelle du sang chauffé, par des bains de paraffine chauffée, par l'inhalation d'air chaud etc.. Malheureusement, ces méthodes sont à l'origine de dérèglement des mécanismes de thermorégulation au niveau cérébral.

D'autres méthodes de chauffage basées sur l'utilisation des ondes électromagnétiques ont été développées [3,7,11,46]. Ces techniques très séduisantes et les plus développées actuellement, apportent directement l'énergie au sein de la tumeur. Différentes fréquences allant de 0.5 MHz (basses fréquences) jusqu'à 2450 MHz (hyperfréquences) sont autorisées pour les applications médicales. Chacune de ces fréquences de chauffage présente des avantages et des inconvénients [60,64], son choix étant guidé par le type et la localisation de la zone à traiter [66,74,93]. Effectivement, l'étendue des tissus chauffés dépend principalement de la propagation de l'onde dans le milieu et donc de sa longueur d'onde [2,8,23].

Le problème du choix de la méthode utilisée pour générer la chaleur, pour obtenir de bons résultats thérapeutiques, se pose lorsque l'on désire localiser le maximum d'énergie dans la tumeur proprement dite et sur sa zone périphérique.

Dans le cas de l'hyperthermie interstitielle, la gamme de fréquences microondes est probablement la plus appropriée à ce type de chauffage, car possédant des propriétés de confinement de l'énergie électromagnétique dans une région proche des applicateurs particuliers utilisés [61]. **L'hyperthermie interstitielle microonde** est donc réalisée, directement au sein de la tumeur, par une onde électromagnétique émise par un générateur et rayonnée par un réseau d'antennes miniatures.

La thermométrie

L'une des principales difficultés pour réaliser une séance hyperthermie efficace réside dans le contrôle des températures atteintes dans les tissus.

Effectivement, des études biologiques ont montré que la létalité cellulaire augmentait très rapidement pour des températures de l'ordre de 41°C [6], les tissus tumoraux étant plus sensibles que les tissus sains à cette variation de température. Il est constaté, par ailleurs, qu'une trop faible élévation de température peut avoir l'effet contraire à l'objectif thérapeutique et stimuler la prolifération cellulaire et donc augmenter le risque d'une dissémination métastatique. Une température supérieure à 45°C peut, en revanche être à l'origine de l'apparition de nécroses des tissus, lésions préjudiciables à l'organisme [16,89].

Le contrôle des températures doit donc être rigoureux et le plus précis possible dans la mesure où l'élévation modérée de la température est de l'ordre de 4 à 8°C au-dessus des données physiologiques moyennes (37°C).

En hyperthermie interstitielle, deux types de thermométrie sont utilisés en routine clinique: d'une part, les systèmes de mesure dits ponctuels constitués de capteurs thermiques à fibre optique ou thermocouples qui offrent une information de température au voisinage immédiat de la sonde de mesure, d'autre part, les systèmes de mesure de température en volume basés sur la mesure du rayonnement électromagnétique d'origine thermique émis spontanément par les tissus biologiques [15,32,35,85,86].

Le groupe d'hyperthermie de LILLE développe et utilise pour le pilotage des systèmes d'hyperthermie ce type de thermométrie, qui intéresse de plus en plus d'équipes de recherches [19,29,32,62]. Bien que les radiomètres microondes demande des précautions d'utilisation, étant en particulier sensible à la pollution électromagnétique environnante, leur utilisation permet d'accéder à la connaissance de la température moyenne dans le volume chauffé et permet ainsi d'asservir le générateur de chauffage. Cette technique présente également l'avantage d'utiliser les mêmes applicateurs pour le chauffage et pour la thermométrie [26,27].

Il n'est donc pas nécessaire d'implanter des capteurs supplémentaires ce qui limite l'invasivité de la méthode appliquée à l'hyperthermie interstitielle. Cette méthode a conduit à la mise au point d'un système **d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde** développé à LILLE grâce à la collaboration de l'unité 279 I.N.S.E.R.M, du département hyperfréquences et semi-conducteurs (I.E.M.N. U.M.R. 9929 C.N.R.S.) et pour les aspects cliniques du centre anti-cancer OSCAR LAMBRET.

L'hyperthermie associée à la curiethérapie

Le premier objectif de l'hyperthermie est de potentialiser les effets de la radiothérapie dans le traitement des pathologies malignes [67]. La technique interstitielle, quant à elle, est

utilisée en association avec la curiethérapie par fils d'Iridium radioactifs (Ir 192) [20,36,91]. L'utilisation d'antennes filaires miniatures rayonnant l'énergie microonde permet, en particulier, d'utiliser les mêmes cathéters pour la curiethérapie et l'hyperthermie interstitielle microonde, sans en changer l'implantation en conservant les boucles éventuellement réalisées au sein de la tumeur. Cette association hyperthermie-curiethérapie présente alors une action synergique, qui multiplie l'effet individuel de ces techniques. L'ensemble constitue alors une base solide au développement clinique d'une hyperthermie oncologique [20,91].

Ce sont ces différents aspects qui ont été développés tout au long de ce travail de recherche.

CHAPITRE I

CONCEPTION DES ANTENNES COAXIALES POUR HYPERTHERMIE INTERSTITIELLE MICROONDE

Résumé

L'un des éléments essentiels pour réaliser une hyperthermie microonde convenable est de concevoir une antenne permettant d'assurer dans les meilleures conditions possibles le transfert de l'énergie électromagnétique du générateur vers le milieu à chauffer.

Nous exposons dans ce premier chapitre la conception, la réalisation et l'adaptation électromagnétique des antennes filaires coaxiales miniatures utilisées lors des séances d'hyperthermie interstitielle. Cependant, avant d'envisager une quelconque modélisation théorique, il semble utile de faire un bref rappel des conditions de propagation des ondes électromagnétiques dans un milieu à fortes pertes caractéristiques des tissus biologiques.

Les antennes, décrites dans la littérature, sont généralement de réalisation complexe et de plus nécessitent l'adjonction d'un système d'adaptation au générateur de chauffage. Nous expliquons donc les raisons qui nous ont guidées dans le choix des antennes, et leurs conceptions.

Parallèlement à ces réalisations technologiques, nous avons développé des études théoriques et expérimentales permettant l'optimisation électromagnétique de ces antennes coaxiales miniatures adaptées au chauffage microonde de milieux à pertes.

Ces études théoriques qui nécessitent de connaître les propriétés électriques des milieux chauffés et les dimensions géométriques des antennes coaxiales utilisées en hyperthermie interstitielle microonde, ont abouti à la simplification de leur dessin tout en réalisant une adaptation directe au générateur; ainsi toute une gamme complète d'applicateurs optimisés, différents par le volume cible couplé a pu être conçue, fabriquée et testée. Ces antennes sont également utilisées pour le contrôle de la température par radiométrie microonde multifréquence.

Comme ces antennes sont utilisées en réseau (association de 4, 6 ou 8 applicateurs), nous avons enfin étudié d'un point de vue expérimental les influences de la proximité des autres éléments sur l'adaptation électromagnétique d'un élément rayonnant dans le milieu chauffé. Ces perturbations peuvent en effet compromettre l'efficacité thérapeutique d'une séance d'hyperthermie.

I.1 PRESENTATION PHYSIQUE DES PHENOMENES

I.1.1 Position du problème

La mise au point de systèmes d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde multifréquence mettant en oeuvre l'interaction d'ondes électromagnétiques avec des tissus biologiques nécessite tout d'abord la connaissance des caractéristiques électromagnétiques (diélectriques) de ces milieux, afin de modéliser correctement le transfert d'énergie de l'antenne vers le milieu considéré.

Par ailleurs, les tests de tels systèmes de chauffage et de thermométrie ainsi que la validation expérimentale sont réalisés sur des modèles équivalents appelés fantômes, simulant électriquement les milieux biologiques.

Pour ces raisons, il est nécessaire de connaître leurs propriétés électromagnétiques aux différentes fréquences utilisées pour le chauffage ou la radiométrie et une attention particulière doit donc être portée sur les éventuelles variations de ces caractéristiques en fonction principalement de la fréquence et de la température.

La connaissance de ces caractéristiques est donc une étape importante pour le développement des systèmes d'hyperthermie.

I.1.2 Propriétés électriques des milieux rencontrés

Globalement, tous les milieux sont caractérisés, d'un point de vue électromagnétique, par :

- leur constante diélectrique : $\epsilon' = \epsilon_0 \cdot \epsilon'_r$
- leur perméabilité magnétique : $\mu' = \mu_0 \cdot \mu'_r$
- leur conductivité électrique : σ

ϵ_0 , μ_0 représentent les constantes diélectrique et magnétique du vide:

$$\epsilon_0 = 1/(36 \cdot \pi \cdot 10^9) \text{ F/m}$$

$$\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7} \text{ H/m}$$

ϵ'_r , μ'_r correspondent aux caractéristiques relatives du milieu.

Plus généralement, du point de vue diélectrique, un milieu est caractérisé par sa permittivité complexe ϵ^* avec:

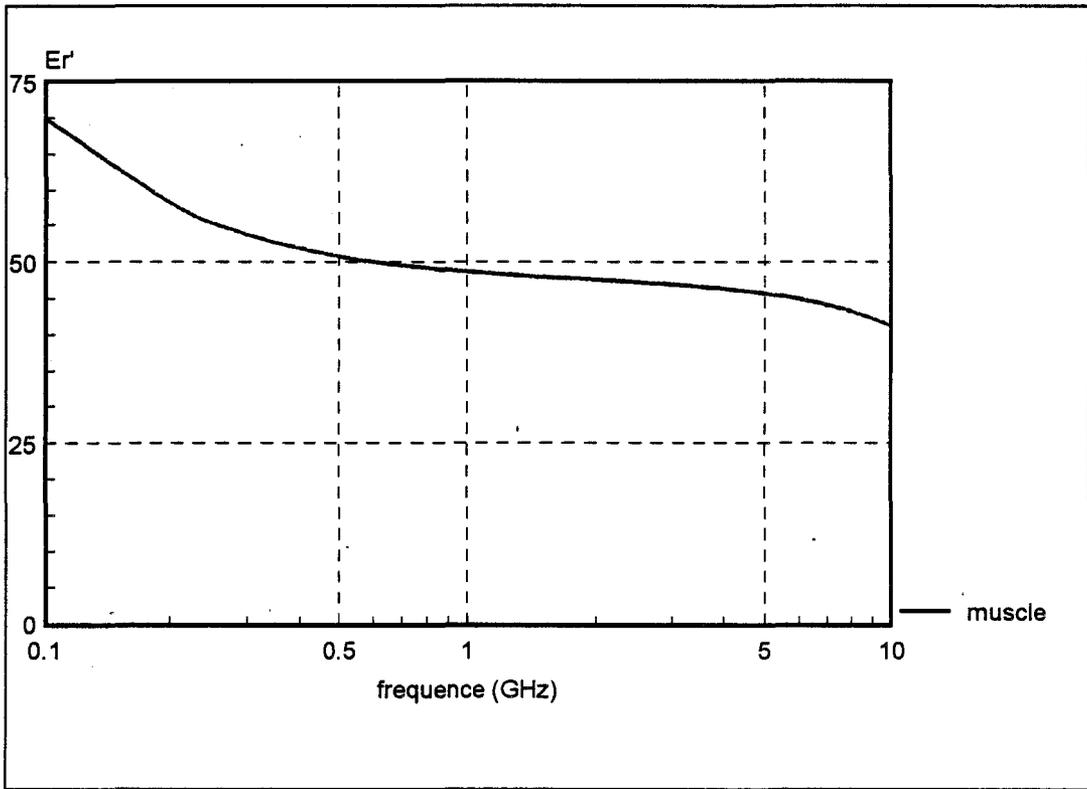


Fig I.1 - Evolution de la partie réelle (ϵ_r') de la permittivité diélectrique relative du muscle en fonction de la fréquence

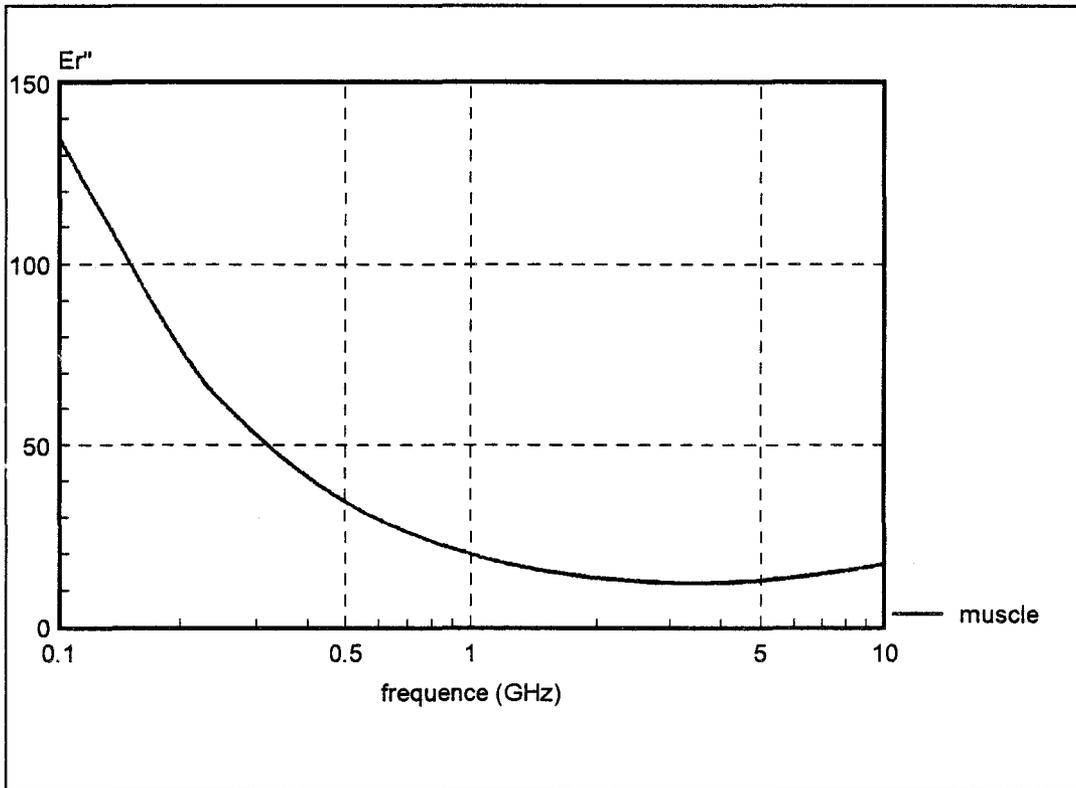


Fig I.2 - Evolution de la partie imaginaire (ϵ_r'') de la permittivité diélectrique relative du muscle en fonction de la fréquence

$$\varepsilon^* = \varepsilon_0(\varepsilon'_r - j\varepsilon''_r)$$

où

ε'_r est la permittivité relative du milieu

ε''_r est le facteur de pertes à l'intérieur du milieu, il est relié à la conductivité électrique par la relation

$$\sigma = 2\pi f \cdot \varepsilon_0 \varepsilon''_r = \omega \cdot \varepsilon_0 \varepsilon''_r \quad \text{en } (S.m^{-1})$$

Les caractéristiques diélectriques des tissus biologiques évoluent principalement en fonction de la nature des tissus, de la température et de la fréquence à laquelle ils sont mesurés.

Cependant, en première approximation, et comme l'ont montré les travaux de GUY [46,90], les paramètres n'évoluent pas de façon importante en fonction de la température pour la gamme dans laquelle nous travaillons ($37^\circ\text{C} < T < 45^\circ\text{C}$). Nous ne tiendrons pas compte de cette variation au cours de cette étude. En revanche, il n'en va pas de même pour les évolutions fréquentielles de ces paramètres caractéristiques.

J.L. SHEPPS et K.R. FOSTER [65] ont effectué sur ce sujet, de nombreuses mesures sur les évolutions de ε'_r et ε''_r pour différents matériaux biologiques dans la bande de fréquence allant de 10 MHz à 17 GHz pour une température physiologique normale de 37°C . Nous présentons, figures I.1 et I.2, ces évolutions fréquentielles uniquement pour le muscle puisque, par définition de l'hyperthermie interstitielle, les antennes sont directement implantées dans le milieu à chauffer, constitué par la tumeur et le milieu environnant, généralement du muscle. En première approximation, les caractéristiques diélectriques d'un tissu tumoral sont considérées proches de celles du muscle. Il apparaît une variation non négligeable entre 434 MHz et 10 GHz. Il est à noter que le muscle est constitué à 80% d'eau. La valeur élevée du coefficient d'absorption de l'eau explique en grande partie la variation des ces caractéristiques diélectriques pour les tissus musculaires [69].

Nous résumons dans le tableau ci-dessous les valeurs numériques des constantes diélectriques du muscle, à une température de 37°C . Elles sont utilisées d'une part pour l'étude à 434 MHz et 915 MHz, fréquences de chauffage, et d'autres part à 3 et 9 GHz pour le calcul des signaux radiométriques :

	434 MHz	915 MHz	3 GHz	9 GHz
ε'_r	51.4	49.0	46.9	42.2
ε''_r	38.3	21.0	12.1	16.4

La connaissance de ces paramètres contribue également à l'élaboration de milieux équivalents présentant des caractéristiques électriques voisines de celles du muscle,

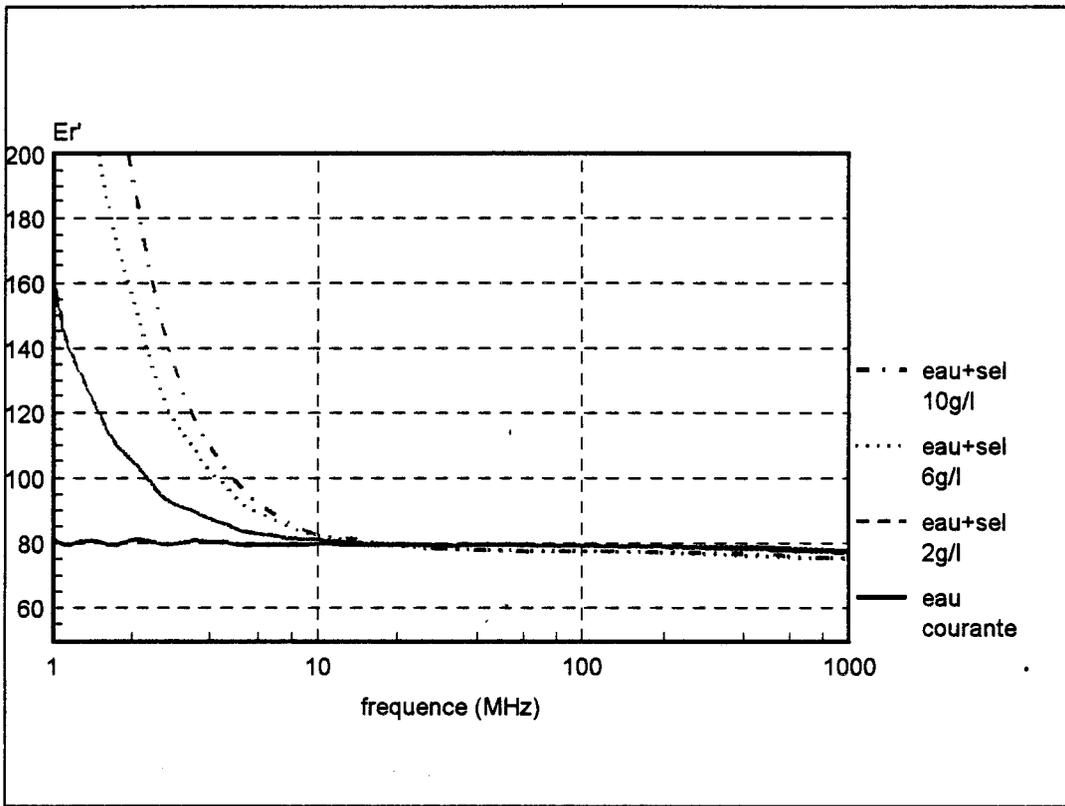


Fig I.3 - Evolution de la partie réelle (ϵ_r') de la permittivité diélectrique relative de l'eau salée pour différentes concentrations de sel, en fonction de la fréquence

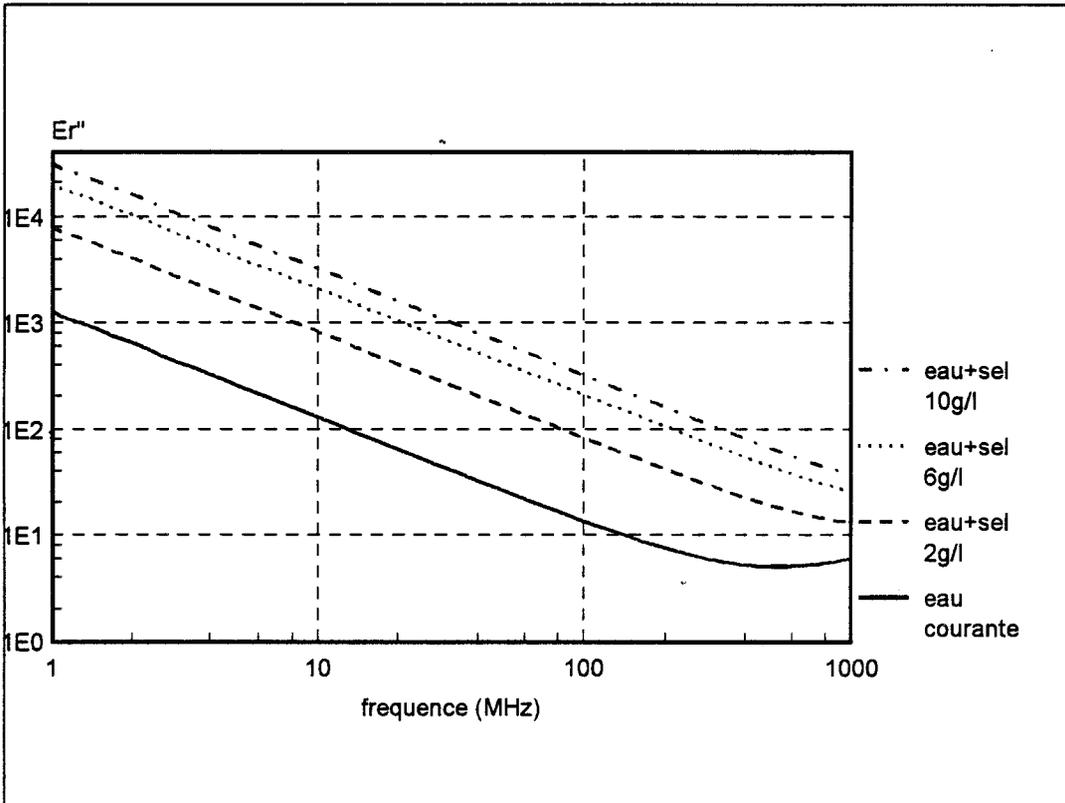


Fig I.4 - Evolution de la partie imaginaire (ϵ_r'') de la permittivité diélectrique relative de l'eau salée pour différentes concentrations de sel, en fonction de la fréquence

indispensables pour tester l'efficacité des antennes réalisées.

Au laboratoire, deux types de milieux équivalents sont utilisés: un milieu équivalent liquide (eau salée) et un milieu équivalent solide (gel polyacrylamide). Ils permettent de vérifier expérimentalement les développements théoriques entrepris pour caractériser d'un point de vue électromagnétique les applicateurs conçus.

I.1.3 Milieux équivalents

Les propriétés essentielles recherchées pour ces milieux équivalents sont des évolutions fréquentielles de leurs caractéristiques électriques les plus proches possibles de celles du muscle.

Le fantôme liquide, constitué d'eau salée, est facile d'utilisation et ses caractéristiques diélectriques sont mesurées en fonction des différents paramètres. Ces caractéristiques peuvent être modifiées en ajustant le pourcentage de salinité de l'eau.

Des études expérimentales réalisées au C.H.S. par le professeur CHAPOTON et son équipe ont montré que la salinité optimale de l'eau pour obtenir des caractéristiques semblables à celles du muscle est de 6 grammes par litre dans la bande de fréquences utilisée (salinité proche de celle du sérum physiologique). Les figures I.3 et I.4 présentent les évolutions fréquentielles de ces paramètres mesurés dans le cas d'une eau présentant différents degrés de salinité.

Comme pour le muscle, nous ne tenons pas compte des évolutions de ces caractéristiques en fonction de la température.

Le muscle et les milieux équivalents peuvent être considérés, d'un point de vue électromagnétique, comme étant des diélectriques à fortes pertes. ϵ' et ϵ'' sont alors les témoins du comportement fréquentiel des tissus vis à vis des ondes électromagnétiques auxquels ils sont exposés. Ayant caractérisé ces milieux, nous pouvons envisager maintenant l'étude de l'adaptation électromagnétique des éléments rayonnants à ces milieux.

I.2 ADAPTATION ELECTROMAGNETIQUE D'UNE ANTENNE "SIMPLE"

L'association de l'hyperthermie interstitielle microonde à la curiethérapie nous impose de réaliser des antennes répondant au cahier des charges fixé par le clinicien. Ces conditions requises sont essentiellement des limitations dimensionnelles et des contraintes électromagnétiques de l'élément rayonnant. En effet, ces antennes doivent s'insérer dans les cathéters utilisés pour la curiethérapie par fil d'Iridium radioactif (Ir 192).

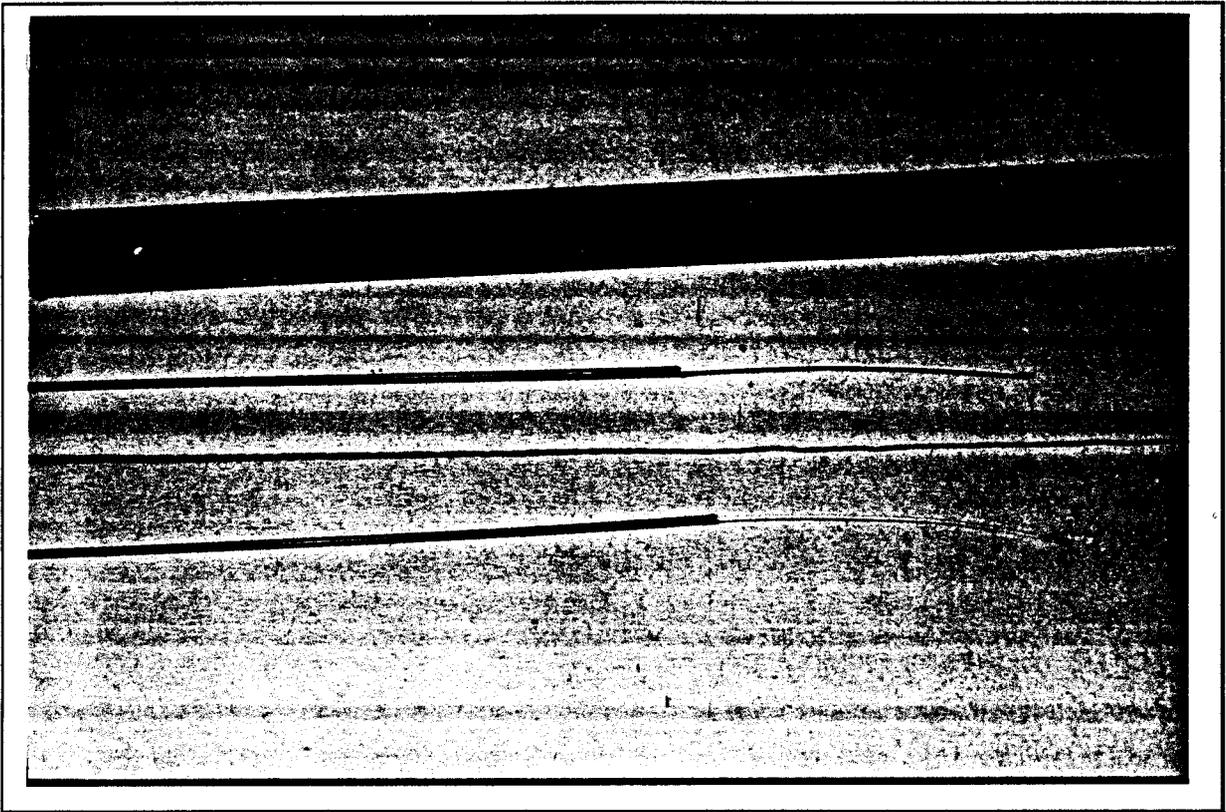


Fig I.5 - Antenne réalisée à partir d'un câble coaxial de standard UT34
(diamètre extérieur: $\varnothing = 0.85$ mm)

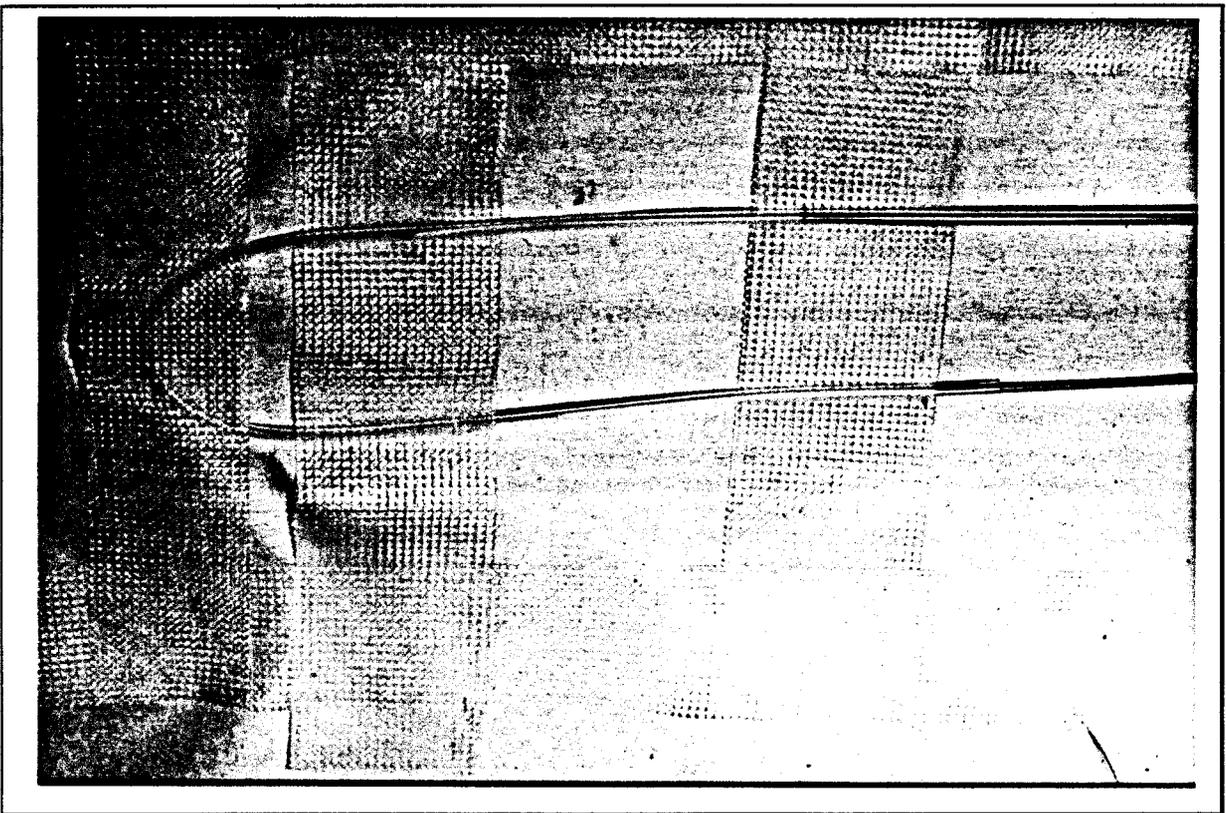


Fig I.6 - Antenne de la figure I.5 insérée dans un cathéter en Téflon utilisé en curiethérapie
(diamètre intérieur du cathéter: $\varnothing = 1.16$ mm; diamètre extérieur: $\varnothing = 1.7$ mm)

I.2.1 Conception de l'antenne

D'un point de vue géométrique, l'implantation en boucles de cathéters plastiques pour la curiethérapie par fils d'Iridium nécessite l'utilisation d'antennes coaxiales ayant des diamètres extérieurs inférieurs à 1 mm et relativement souples afin de s'insérer facilement dans ces boucles. Différents auteurs proposent, pour la conception d'un élément rayonnant, des réalisations plus ou moins complexes nécessitant souvent des systèmes d'adaptation [64,73,82].

Pour une réalisation simple, notre choix s'est porté sur l'utilisation d'un câble coaxial semi-rigide de standard UT34 ayant un diamètre extérieur 0.034 pouce (0.850 mm). La partie rayonnante est obtenue en ôtant le conducteur extérieur sur une longueur h . Les figures I.5 et I.6 montrent respectivement les photographies d'un lot d'antennes ainsi réalisées et leurs implantations dans les cathéters formant des boucles.

Un des problèmes essentiels que constitue la réalisation d'un système d'hyperthermie microonde piloté par radiométrie microonde est l'adaptation électromagnétique de l'antenne au milieu à chauffer. En effet, l'élément rayonnant doit être conçu pour réaliser dans les meilleures conditions le transfert optimal d'énergie électromagnétique provenant du générateur (source) vers le milieu à chauffer (charge) par le biais de cette antenne. Par ailleurs, cette antenne doit fonctionner également en tant qu'antenne de réception du signal électromagnétique d'origine thermique résultant du chauffage afin de mesurer la température par radiométrie microonde, dans une bande de fréquence comprise entre 3 et 9 GHz [32].

I.2.2 Détermination théorique de l'antenne optimale

I.2.2.1 Présentation du modèle

L'étude de l'évolution du coefficient (S_{11}), pour une longueur h fixée, dans le plan d'entrée de l'antenne en fonction de la fréquence permet de vérifier la qualité de l'adaptation électromagnétique de l'ensemble antenne-cathéter au milieu environnant.

La première étude consiste à déterminer théoriquement la longueur h optimale à la fréquence de chauffage fixée pour transmettre le maximum d'énergie au milieu chauffé.

Pour cela, le plan d'entrée $z = 0$ cm est défini comme étant le plan perpendiculaire à l'axe de l'antenne, à partir duquel celle-ci est dénudée de son conducteur extérieur. On appelle alors Z_0 l'impédance vue dans ce plan d'entrée de l'antenne. Sur la figure I.7 sont présentés les divers milieux concentriques pris en compte dans les calculs théoriques permettant d'établir l'expression de Z_0 .

La connaissance de Z_0 permet alors d'exprimer le coefficient de réflexion, dans le plan d'entrée de l'antenne, par la relation:

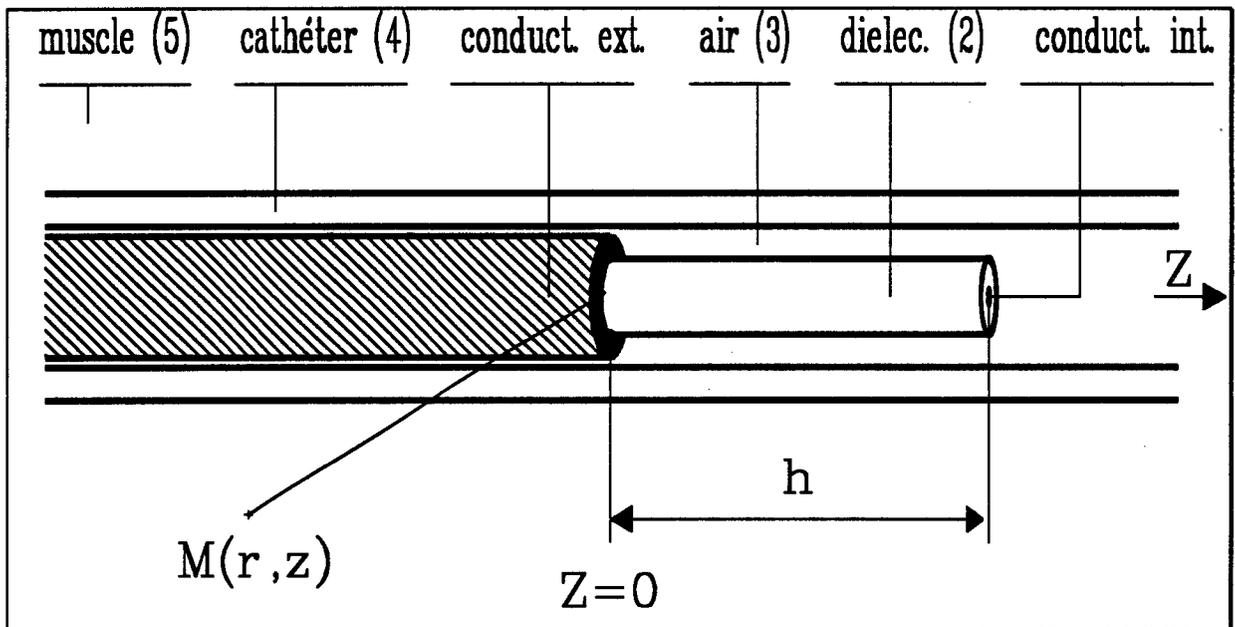


Fig I.7 - Réalisation d'une antenne rayonnante à partir d'un câble coaxial (UT34),
insérée dans un cathéter plastique implanté dans le muscle;
présentation des diverses régions prises en compte dans le calcul

$$S_{11}(\text{en dB}) = 20 \times \log \left| \frac{Z_0 - 50}{Z_0 + 50} \right| \quad (1)$$

L'expression de Z_0 est obtenue à partir de la théorie des lignes de transmission. Elle s'écrit sous la forme:

$$Z_0 = j \times \frac{Z_c^*}{\tan k_L h} \quad (2)$$

k_L est le nombre d'onde qui caractérise la propagation de l'énergie électromagnétique dans l'antenne (plongée dans le milieu considéré).

Z_c^* représente l'impédance caractéristique complexe de l'antenne compte tenu des différents milieux concentriques à l'antenne comme indiqué sur la figure I.7.

L'antenne, insérée et considérée maintenue centrée dans le cathéter, fait apparaître nécessairement l'existence d'une couche d'air entre le diélectrique et le cathéter.

Signalons que l'étude théorique est réalisée pour une antenne rectiligne placée suivant la direction Oz (figure I.7).

Le système étudié présente alors les caractéristiques physiques, diélectriques et de propagation suivantes:

région	nature	nombre d'ondes	rayon ext
1	métal		a
2	diélectrique	$k_2 = \omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_2}$	b
3	air	$k_3 = \omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_3}$	c
4	cathéter	$k_4 = \omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_4}$	d
5	muscle	$k_5 = \omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_5^*}$	

avec

ω : pulsation de l'onde électromagnétique

μ_0 : perméabilité du vide

ε_i : permittivité diélectrique du milieu i

La région 5 (muscle) est un milieu dissipatif caractérisé par une permittivité diélectrique complexe (ε_5^*). Elle est considérée, en première approximation, comme étant une région homogène, isotrope et semi-infinie.

I.2.2.2 Hypothèses de calculs

Pour déterminer théoriquement Z_c^* et k_L , nous avons choisi le formalisme de KING [24,54,58,75], basé sur la théorie généralisée des lignes, que nous avons adapté à notre cas d'étude. En effet, ce formalisme ayant été développé pour un système à 4 milieux concentriques, nous l'avons étendu à 5 milieux pour prendre en compte l'existence d'une couche d'air ou une pellicule d'eau (comme nous le verrons ultérieurement) entre l'antenne et le cathéter [44].

Afin d'aboutir à une expression analytique des expressions de Z_c^* et k_L , le formalisme utilisé nécessite cependant que le système vérifie les hypothèses simplificatrices des fils minces suivantes:

① L'élément rayonnant est assimilé à une antenne dipôle alimentée en son milieu ($z = 0$ cm). La longueur active est alors définie comme étant égale au double de la longueur dénudée ($2 \times h$).

② → Le nombre d'onde du milieu extérieur est beaucoup plus grand que ceux des autres milieux rencontrés. Ceci se traduit par:

$$\boxed{\left| \frac{k_5}{k_2} \right|^2 \gg 1 \quad \left| \frac{k_5}{k_3} \right|^2 \gg 1 \quad \left| \frac{k_5}{k_4} \right|^2 \gg 1 \quad (3)}$$

③ → On vérifie par ailleurs que :

$$\boxed{a \ll h \quad (b \times k_2)^2 \ll 1 \quad (c \times k_3)^2 \ll 1 \quad (d \times k_4)^2 \ll 1 \quad (4)}$$

Ces hypothèses vérifiées, nous calculons alors des coefficients analogues à des indices de réfraction qui s'expriment à partir des nombres d'ondes. Ils se définissent par les relations:

$$\boxed{n_{23}^2 = \left| \frac{k_2}{k_3} \right|^2 \quad n_{24}^2 = \left| \frac{k_2}{k_4} \right|^2 \quad n_{25}^2 = \left| \frac{k_2}{k_5} \right|^2 \quad (5)}$$

④ → La structure filaire est soumise à un régime sinusoïdal ($e^{j\omega t}$) de fréquence angulaire $\omega = 2 \times \pi \times f$

I.2.2.3 Calcul de la longueur optimale

Abstraction faite, dans les équations, des conditions (3) et (4) et des termes dépendants

du temps ($e^{j\omega t}$), le courant dans le conducteur central suivant l'axe Oz s'exprime à partir de la relation:

$$I(z) = I_0 \frac{\sin k_L (h - |z|)}{\sin k_L h} \quad \text{et} \quad I(0) = \frac{V_0^e}{Z_0} \quad (6)$$

Arbitrairement, nous posons $V_0^e = 1$ volt.

On introduit alors un nombre d'onde et un coefficient de permittivité équivalent à 3 milieux successifs appelés respectivement k_{2e} et ϵ_{2e} , ce qui revient à assimiler l'ensemble (antenne + cathéter) à une antenne équivalente ayant un nombre d'onde équivalent à k_{2e} . Ils s'écrivent:

$$k_{2e} = k_2 \times \left[\frac{\text{Ln}(d/a)}{\text{Ln}(b/a) + n_{23}^2 \times \text{Ln}(c/b) + n_{24}^2 \times \text{Ln}(d/c)} \right]^{1/2} \quad (7)$$

$$\epsilon_{2e} = \epsilon_2 \times \left[\frac{\text{Ln}(d/a)}{\text{Ln}(b/a) + n_{23}^2 \times \text{Ln}(c/b) + n_{24}^2 \times \text{Ln}(d/c)} \right] \quad (8)$$

k_{2e} permet dans ce cas d'exprimer le nombre d'onde k_L :

$$k_L = k_{2e} \times \left[\frac{\text{Ln}(d/a) + F}{\text{Ln}(d/a) + n_{25}^2 \times F} \right]^{1/2} \quad (9)$$

L'expression de l'impédance caractéristique complexe s'exprime alors par:

$$Z_c^* = \left[\frac{\omega \mu_0 k_L}{2 \pi k_{2e}^2} \right] \times \left[\text{Ln}(d/a) + n_{2e5}^2 \times F \right] \quad (10)$$

dans laquelle

$$n_{2e5}^2 = \left| \frac{k_{2e}}{k_5} \right|^2 \quad \text{et} \quad F = \frac{H_0^{(1)}(k_5 d)}{k_5 d H_1^{(1)}(k_5 d)} \quad (H_i^{(j)} : \text{fonction de Hankel})$$

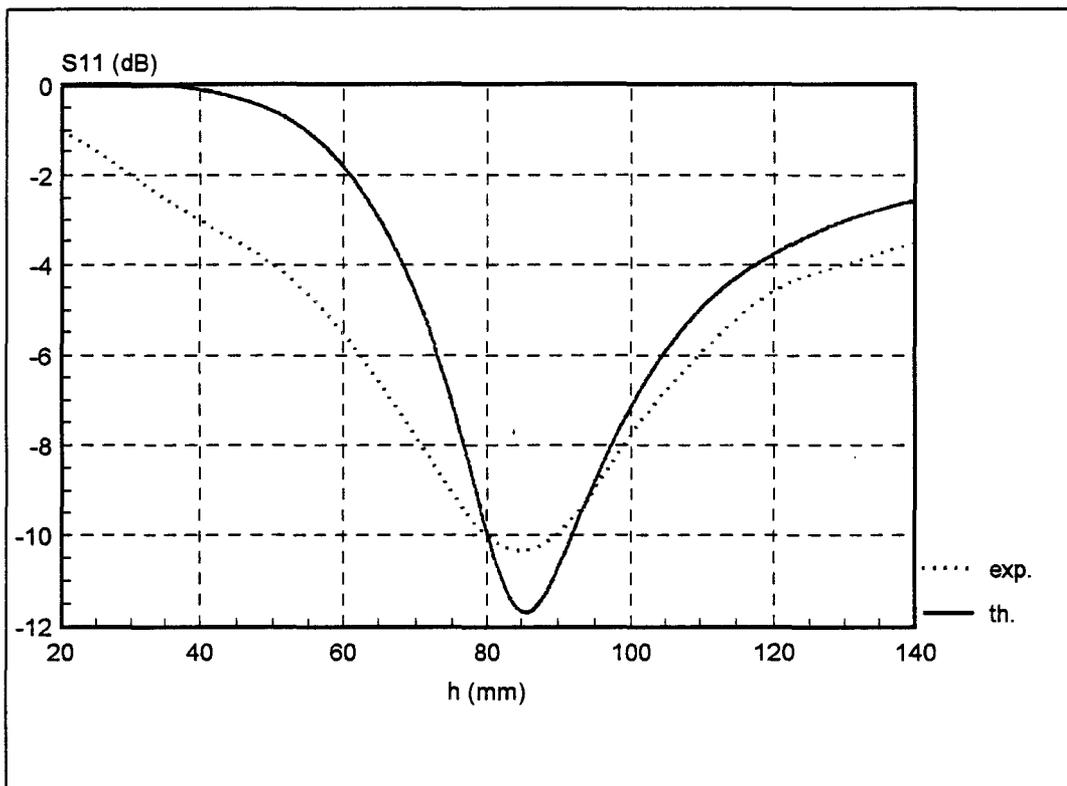


Fig I.8 - Evolutions théorique et expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne, insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, en fonction de h à la fréquence de 434 MHz: la région 3 est constituée par de l'air

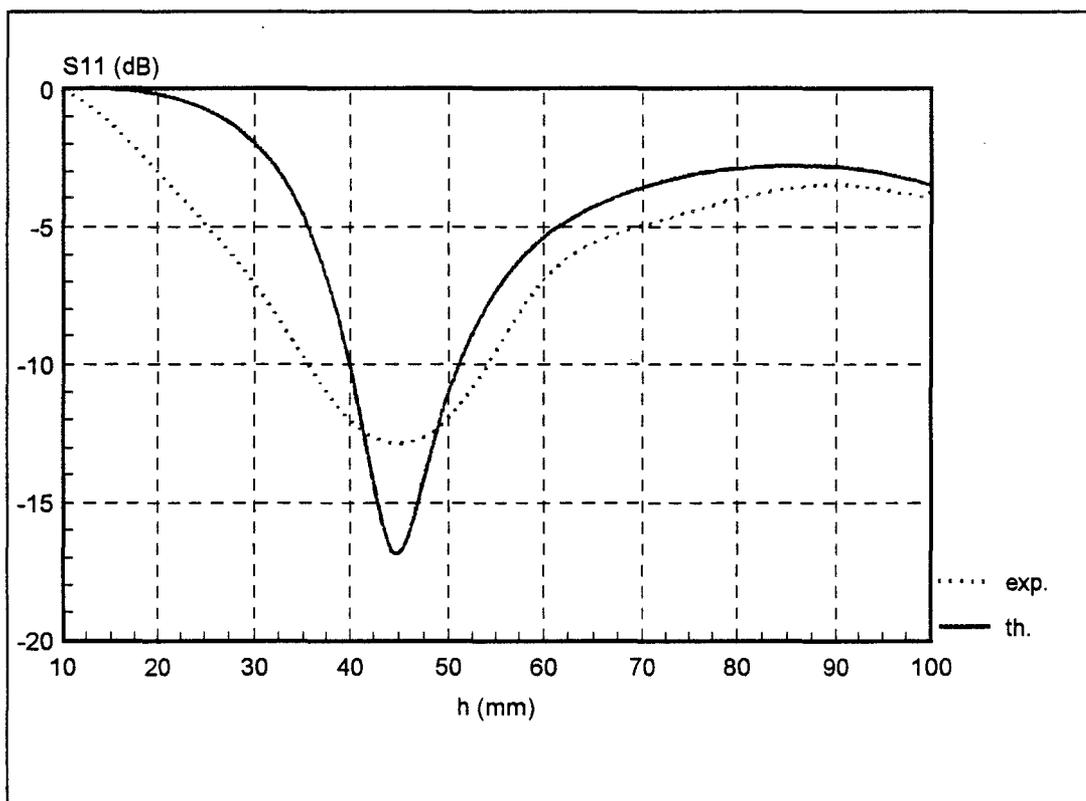


Fig I.9 - Evolutions théorique et expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne, insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, en fonction de h à la fréquence de 915 MHz: la région 3 est constituée par de l'air

En première approximation les fonctions de HANKEL s'écrivent:

$$H_0^{(1)}(|u|e^{j\vartheta}) \approx 1 - \frac{2\vartheta}{\pi} + j \frac{2}{\pi} \left[\gamma + \text{Ln}\left(\frac{|u|}{2}\right) \right]$$

$$H_1^{(1)}(|u|e^{j\vartheta}) \approx \frac{|u|}{2} \cos \vartheta - \frac{2}{\pi|u|} \sin \vartheta + j \left[\frac{|u|}{2} \sin \vartheta - \frac{2 \cos \vartheta}{\pi |u|} \right]$$

$\gamma = 0.57721\dots$ (constante d'EULER)

pour de petits modules d'une variable complexe $u = |u|e^{j\vartheta}$

A partir des relations (1), (2), (10), nous pouvons déterminer la valeur de h qui permet l'adaptation optimale à la fréquence de chauffage (valeur de h pour laquelle le coefficient de réflexion est minimum) lorsque l'antenne, insérée dans le cathéter, est plongée dans de l'eau salée à 6 g/l simulant les tissus biologiques (muscles).

A l'adaptation ($Z_0 = 50 \Omega$), et en négligeant les pertes diélectriques dans le câble coaxial, le coefficient de réflexion est, dans le plan de la fiche S.M.A., identique à celui déterminé (calculé) dans le plan $z = 0$ cm.

I.2.2.4 Données numériques

Pour effectuer le calcul numérique, nous avons besoin de:

- ① - la fréquence de chauffage
- ② - des caractéristiques géométriques de l'antenne
- ③ - des caractéristiques diélectriques des différents milieux en tenant compte de leurs évolutions fréquentielles.

Il vient:

- ① - les fréquences de chauffage sont fixées à 434 MHz et 915 MHz. Nos calculs seront donc effectués pour ces deux fréquences.
- ② - Les rayons respectifs des différents milieux concentriques constituant l'ensemble antenne filaire de type UT34 + cathéter (figure I.7) sont:

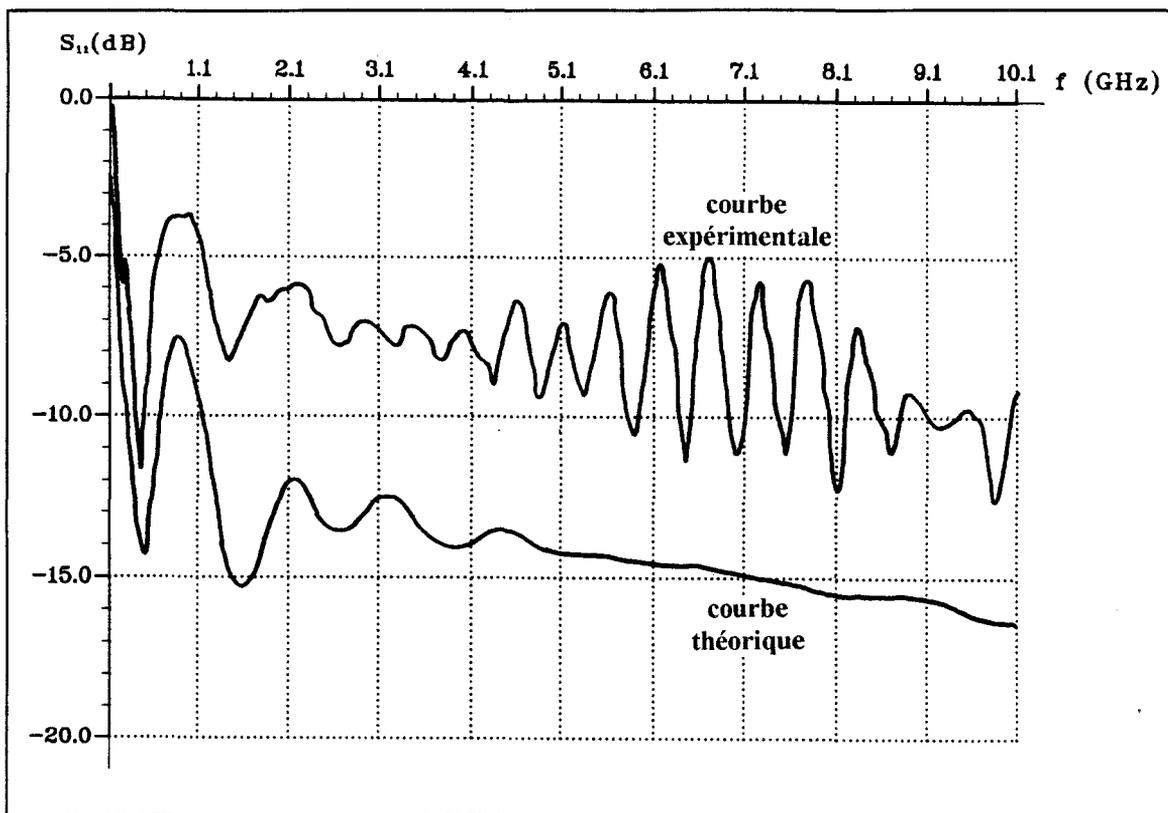


Fig I.10 - Evolutions théorique et expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne coaxiale en fonction de la fréquence (pour $h = 85$ mm): le cathéter est implanté dans un gel polyacrylamide équivalent au tissu musculaire

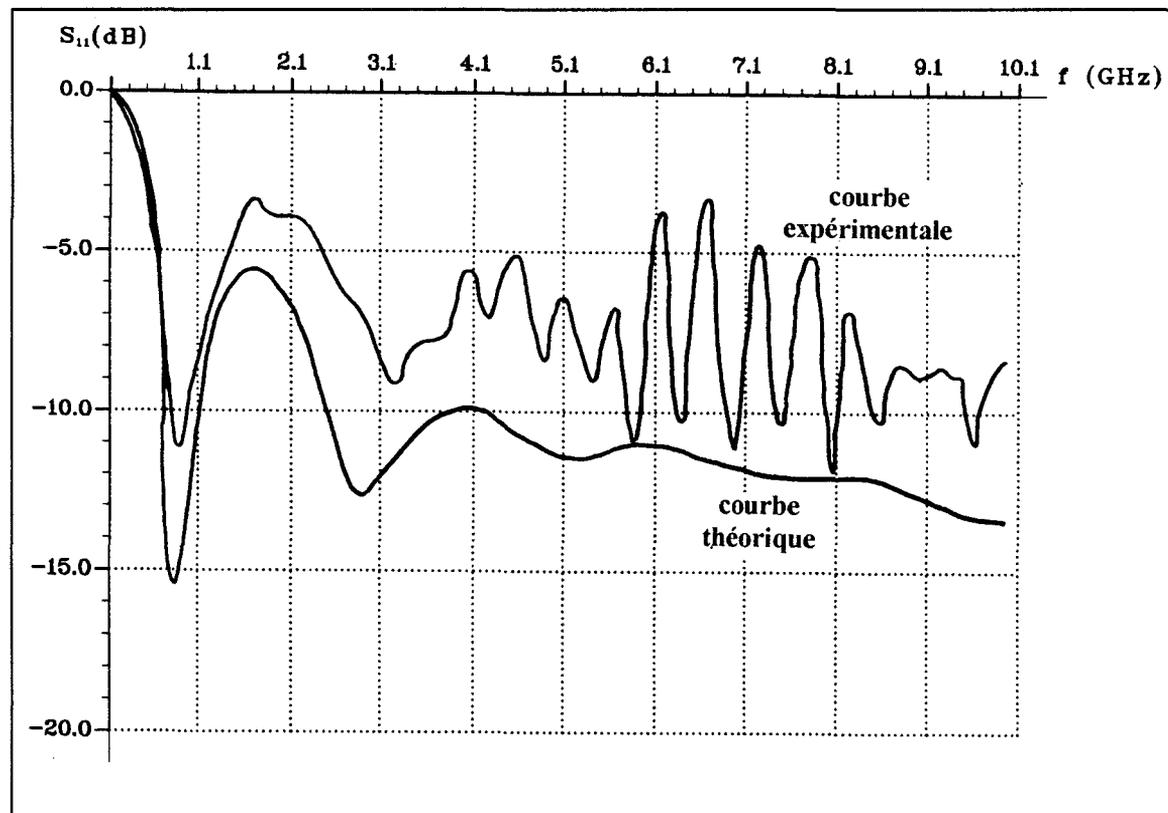


Fig I.11 - Evolutions théorique et expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne coaxiale en fonction de la fréquence (pour $h = 45$ mm): le cathéter est implanté dans un gel polyacrylamide équivalent au tissu musculaire

- a = 0.102 mm
- b = 0.303 mm
- c = 0.584 mm
- d = 0.850 mm

③ - Nous résumons les caractéristiques des différents milieux aux deux fréquences de chauffage dans le tableau ci-dessous:

ϵ_r	nature	f = 434 MHz	f = 915 MHz
ϵ_2	Téflon	2.03	2.03
ϵ_3	air	1	1
ϵ_4	cathéter	1.78	1.78
ϵ_5^*	muscle	51.4 - j 38.3	49 - j 21

Nous présentons figures I.8 et I.9 les courbes théoriques et expérimentales de l'évolution du coefficient de réflexion en fonction de la longueur h.

Les résultats obtenus nous permettent de déterminer les longueurs optimales qui sont:

$f = 434\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{théorique}) = 85\text{mm}$ $f = 915\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{théorique}) = 45\text{mm}$
--

L'évolution du coefficient de réflexion est étudiée en fonction de la fréquence pour les valeurs h_{opt} précédemment déterminées (figures I.10 et I.11).

Sur ces courbes, on note, outre l'adaptation réalisée à la fréquence de chauffage ($S_{11} < -10$ dB), une bonne adaptation dans de larges bandes de fréquence autour de 3 et 9 GHz, fréquences sur lesquelles sont centrés les radiomètres destinés à la thermométrie.

Les mêmes études théoriques et expérimentales sont réalisées en emplissant le cathéter d'eau aux fréquences de chauffage (figures I.12 et I.13). Les caractéristiques relatives complexes de l'eau sont à ces fréquences :

$f = 434 \text{ MHz} : \epsilon_{3r}^* = 78.0 - j5.1$ $f = 915 \text{ MHz} : \epsilon_{3r}^* = 80.0 - j6.0$
--

Il faut alors remarquer que, dans ce cas, la condition $(k_5/k_3)^2 > 1$ n'est plus respectée. Néanmoins, la condition $(k_5/k_{2e})^2 > 1$ reste vérifiée dans la mesure où $k_{2e} = 31.0 - j.2 \times 10^{-2} \text{ m}^{-1}$ à 915 MHz. L'étude théorique peut donc être menée sur les mêmes bases en considérant que

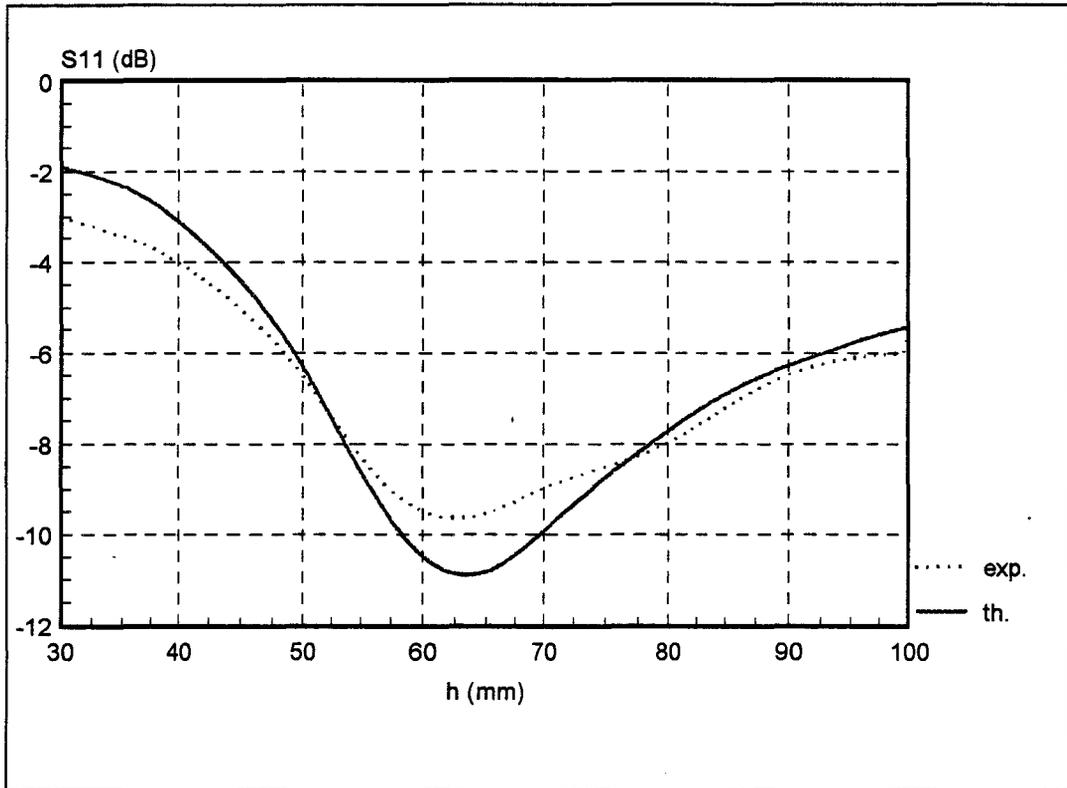


Fig I.12 - Evolutions théorique et expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne, insérée dans un cathéter plongé dans de l'eau salée, en fonction de h à la fréquence de 434 MHz: La région 3 est constituée par de l'eau

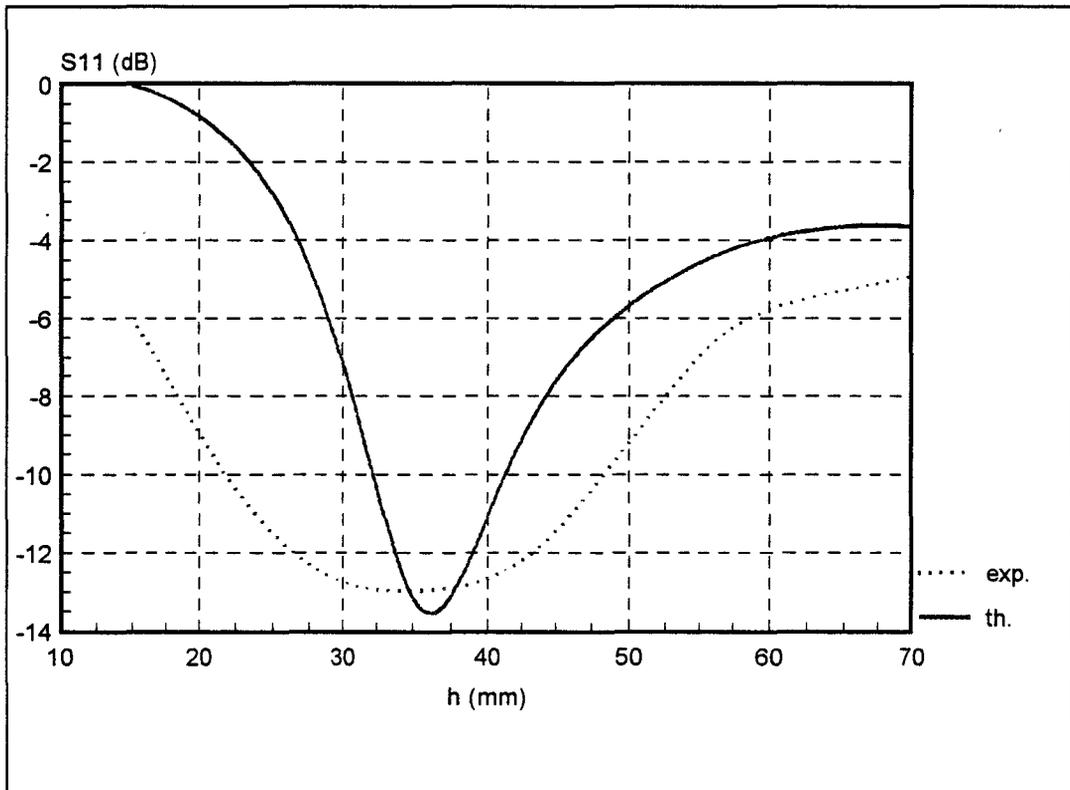


Fig I.13 - Evolutions théorique et expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne, insérée dans un cathéter plongé dans de l'eau salée, en fonction de h à la fréquence de 915 MHz: La région 3 est constituée par de l'eau

l'ensemble milieu3-milieu2 constitue un milieu équivalent respectant les conditions restrictives de départ.

Les résultats alors obtenus sont à :

$$f = 434\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{théorique}) = 63 \text{ mm}$$

$$f = 915\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{théorique}) = 35 \text{ mm}$$

La présence d'eau permet de réduire la longueur h de l'antenne d'environ 10 mm par rapport à la longueur dénudée de l'antenne simple pour une adaptation correcte: $S_{11} \approx -12 \text{ dB}$.

I.2.3 Confirmation expérimentale

Des mesures de coefficient de réflexion sont menées en salle de caractérisation à l'aide d'un analyseur de réseaux du type Helwett Packard 8510A.

L'antenne, insérée dans un cathéter, est plongée dans une cuve contenant de l'eau salée à 6 g/l, simulant les tissus biologiques, et de dimensions suffisamment grandes pour éviter les réflexions parasites sur les parois. L'antenne est connectée au port S_{11} de l'analyseur, par l'intermédiaire d'une fiche S.M.A..

L'objectif des mesures est d'identifier la longueur optimale de l'antenne à la fréquence de chauffage considérée. Pour une longueur h donnée, la fréquence d'adaptation est relevée sur l'analyseur de réseaux utilisé en réflectomètre. La longueur est ensuite ajustée de façon à caler cette fréquence à 434 MHz ou 915 MHz (fréquences de chauffage). L'étude est faite dans une bande de fréquence relativement étroite pour bénéficier d'un pas de mesure minimal. Ces études sont effectuées de façon systématique pour des antennes ayant des valeurs de h comprises entre 140 et 10 mm.

Pour différentes valeurs de h décroissantes, le coefficient de réflexion est mesuré à la fréquence de chauffage désirée. Les figures I.8 et I.9 montrent les évolutions expérimentales des coefficients de réflexion en fonction de la longueur h .

La longueur h est alors progressivement réduite de manière à caler le pic d'adaptation sur cette fréquence de chauffage.

Dans le cas où le cathéter est rempli d'air, les résultats expérimentaux obtenus ont donné:

$$f = 434\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{expérimental}) = 85 \text{ mm}$$

$$f = 915\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{expérimental}) = 45 \text{ mm}$$

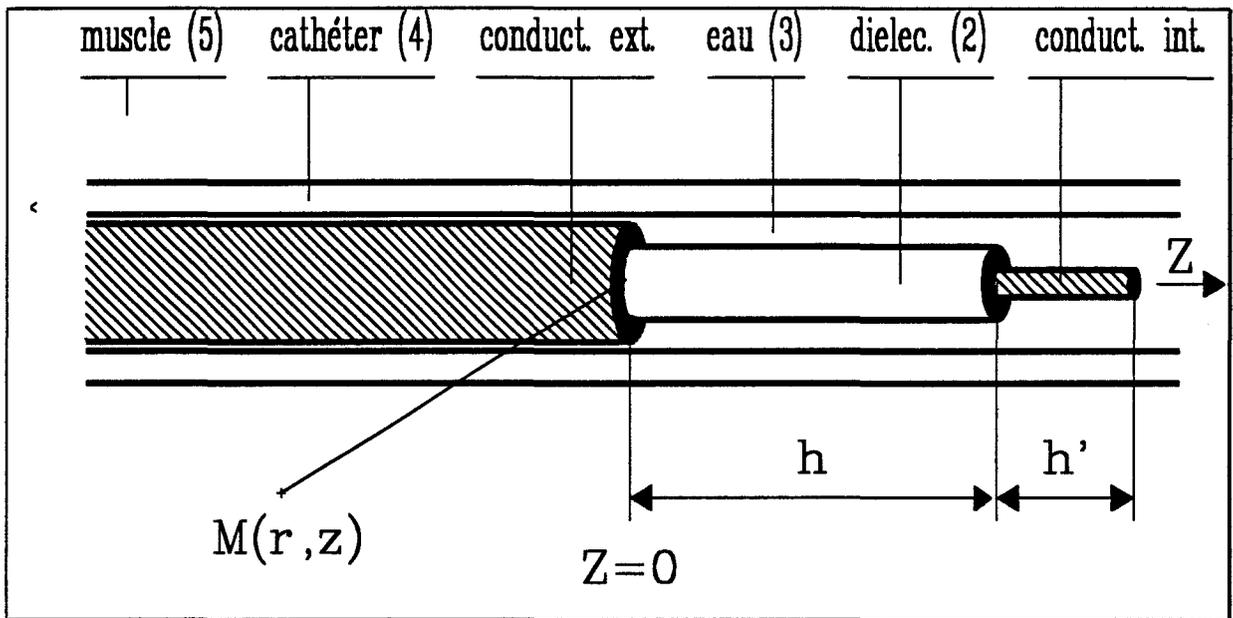


Fig I.14 - Réalisation d'une antenne "réduite" rayonnante à partir d'un câble coaxial, insérée dans un cathéter plastique implanté dans le muscle

D'autre part, dans le cas où le cathéter est rempli d'eau, nous mesurons:

$$\begin{aligned} f = 434\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{expérimental}) &= 62 \text{ mm} \\ f = 915\text{MHz} : h_{\text{opt}} (\text{expérimental}) &= 35 \text{ mm} \end{aligned}$$

Nous avons reporté sur les tracés théoriques, les courbes expérimentales: il apparaît une bonne concordance entre les résultats théoriques et expérimentaux.

L'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion est alors relevée dans une bande plus étalée comprenant les fréquences radiométriques (3 et 9 GHz). Ces mesures sont reportées sur les figures I.10 et I.11.

I.2.4 Exploitation des résultats

Nous vérifions ainsi que les antennes réalisées peuvent "fonctionner" correctement aux fréquences de chauffage de 434 MHz ou de 915 MHz et peuvent être utilisées également en radiométrie microonde autour de 3 et 9 GHz en tant qu'antenne de réception du signal électromagnétique d'origine thermique résultant du chauffage du fait de la bonne adaptation électromagnétique à ces fréquences.

En conclusion nous voyons que le fait d'emplir le cathéter (région 3) d'eau ou de sérum physiologique permet de réduire la longueur active de l'antenne sans en perturber l'adaptation électromagnétique. En revanche, la distribution de puissance rayonnée par l'antenne dans le milieu chauffé peut être modifiée. L'utilisation de ce second type d'antenne est possible pour adapter la longueur active à la taille du volume cible. Toutefois, lorsque la tumeur présente des dimensions nettement inférieures à la longueur active de cette antenne, il devient nécessaire à la demande des cliniciens de réduire à nouveau la longueur active tout en conservant une bonne adaptation.

I.3 RECHERCHE D'ANTENNES DE LONGUEURS ACTIVES DIFFÉRENTES

I.3.1 Description de l'antenne "réduite"

Pour cette réalisation, nous avons également utilisé un câble coaxial du type UT34. La partie rayonnante est obtenue en ôtant le conducteur extérieur sur une longueur h et en dénudant totalement l'âme centrale du câble sur une longueur h' (figure I.14).

L'antenne ainsi réalisée peut donc parfaitement s'insérer dans les cathéters qui sont, dans ce cas, remplis d'eau ayant les mêmes caractéristiques diélectriques que dans l'étude

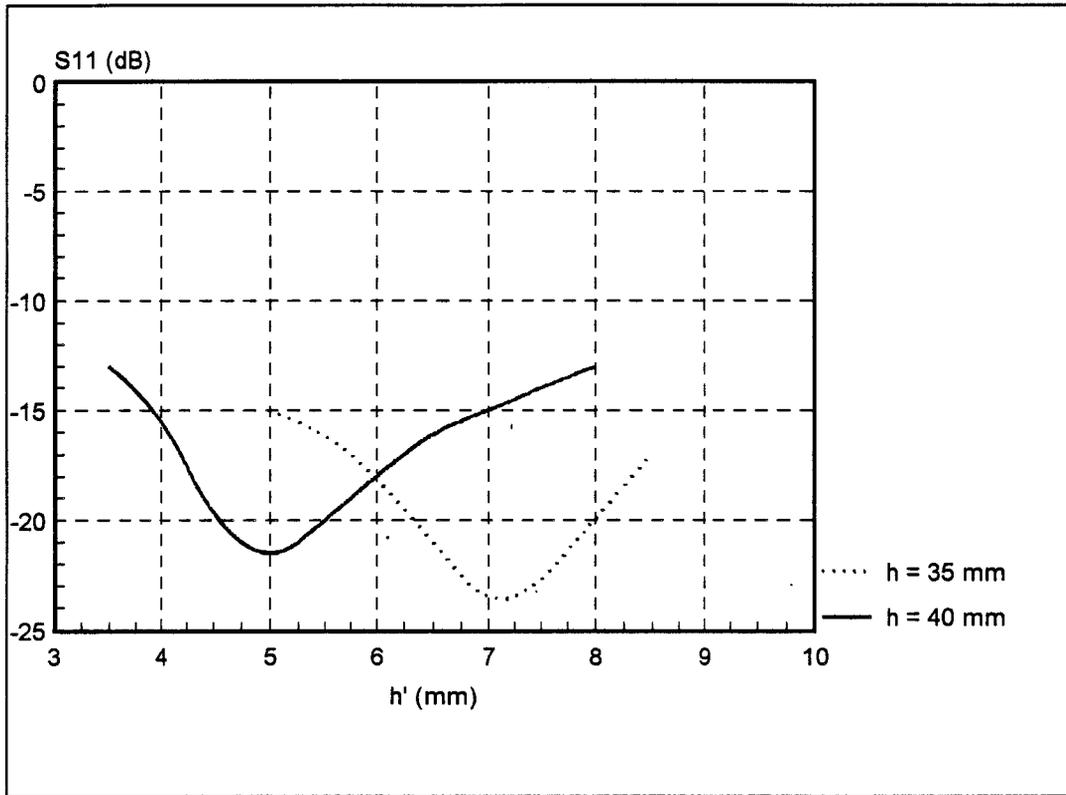


Fig I.15 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne, insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, en fonction de la longueur h' (à h fixé) à la fréquence de 434 MHz

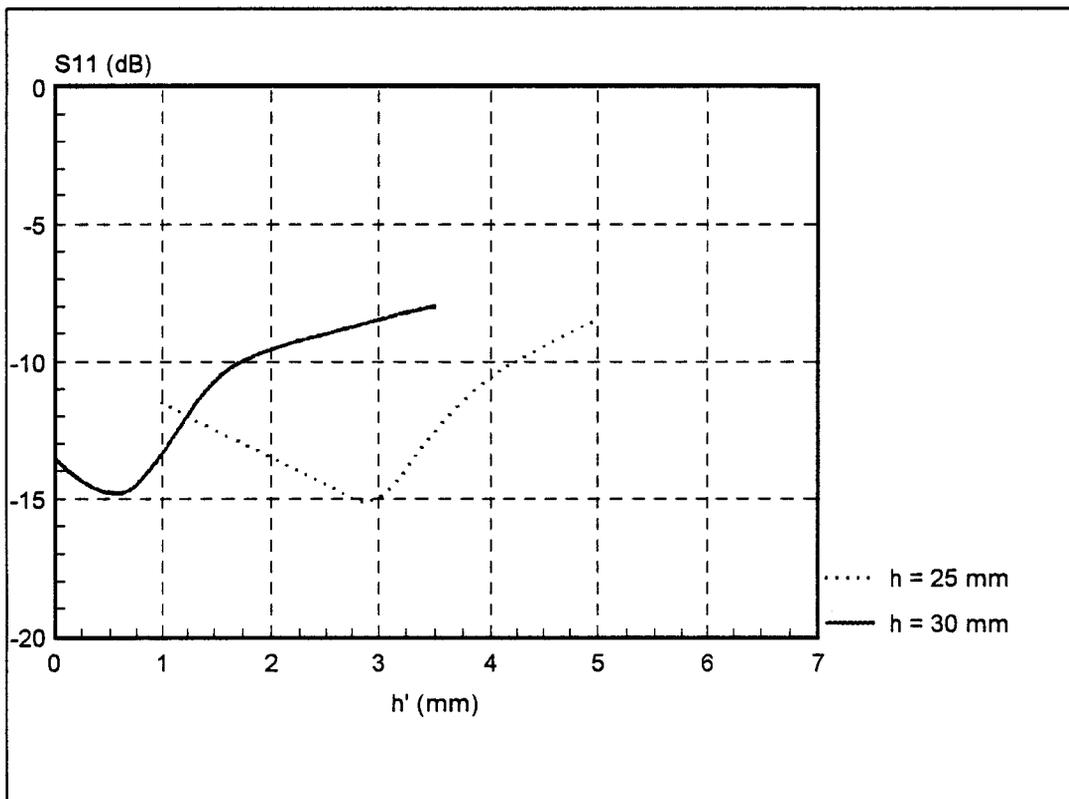


Fig I.16 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne, insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, en fonction de la longueur h' (à h fixé) à la fréquence de 915 MHz

précédente. Une fois l'antenne réalisée, et avant de déterminer son diagramme de rayonnement, il convient de caractériser à nouveau l'adaptation électromagnétique de cette nouvelle antenne, en étudiant l'évolution du coefficient de réflexion en fonction des longueurs h , h' et de la fréquence dans le plan d'entrée. L'étude est menée à 434 et 915 MHz.

I.3.2 Caractérisation expérimentale

L'optimisation expérimentale est réalisée par une étude systématique de l'influence de h' sur le coefficient de réflexion. Pour une valeur de h fixée, on optimise ensuite la longueur h' de manière à obtenir une bonne adaptation tant à la fréquence de chauffage qu'aux fréquences radiométriques. L'adaptation est considérée comme satisfaisante lorsque le coefficient de réflexion est inférieur à -10 dB.

Le mode opératoire expérimental est le même que précédemment. Il consiste à relever sur l'analyseur de réseaux HP 8510A l'évolution du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de la fiche S.M.A. en fonction de h et h' dans une bande de fréquence centrée sur la fréquence de chauffage et relativement étroite (quelques dizaines de MHz) afin de minimiser les erreurs. L'antenne est insérée dans un cathéter plongé dans de l'eau salée à 6 g/l.

A partir de ces mesures, l'évolution du coefficient de réflexion est tracée en fonction de h' pour une valeur de h fixée. Nous présentons figure I.15 deux cas particuliers d'optimisation expérimentale de la valeur de h' à la fréquence de 434 MHz pour des valeurs de $h = 35$ mm et $h = 40$ mm. Les résultats obtenus montrent qu'il existe bien une valeur optimale de h' qui sont, dans ces cas, respectivement $h' = 7$ mm et $h' = 5$ mm.

La même étude est réalisée et reportée figures I.16, à 915 MHz pour $h = 2.5$ cm et $h = 3$ cm. On obtient respectivement $h' = 3$ mm et $h' = 0.5$ mm.

On remarque ainsi que pour chaque couple de valeurs (h et h') l'adaptation réalisée est de l'ordre de -15 dB ce qui est tout à fait acceptable.

Pour chacun de ces couples h et h' , on relève expérimentalement l'évolution du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence dans une bande de fréquence comprise entre 100 MHz et 10.1 GHz afin de contrôler simultanément l'adaptation aux fréquences de chauffage et aux fréquences radiométriques. Nous présentons figures I.17, I.18 les évolutions fréquentielles de deux coefficients de réflexion pour les deux couples de valeurs h et h' déterminés précédemment à 915 MHz. Outre l'adaptation à la fréquence de chauffage, on observe une bonne adaptation aux fréquences radiométriques à 3 et 9 GHz ($S_{11} < -10$ dB).

Les correspondances entre h et h' aux fréquences de chauffage de 434 MHz et 915 MHz les plus couramment utilisées en site clinique sont rassemblées dans le tableau suivant:

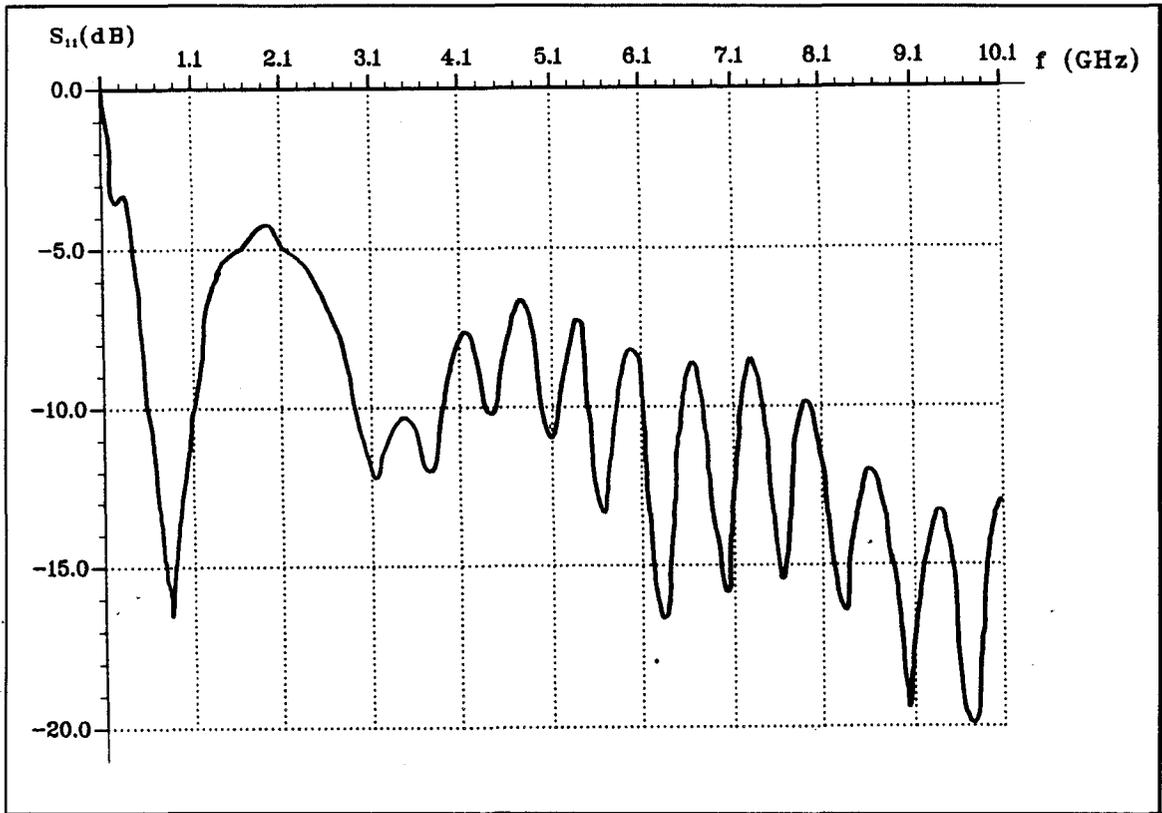


Fig I.17 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne coaxiale "réduite" en fonction de la fréquence (pour $h = 25$ mm et $h' = 3$ mm); le cathéter est implanté dans un gel polyacrylamide équivalent au tissu musculaire

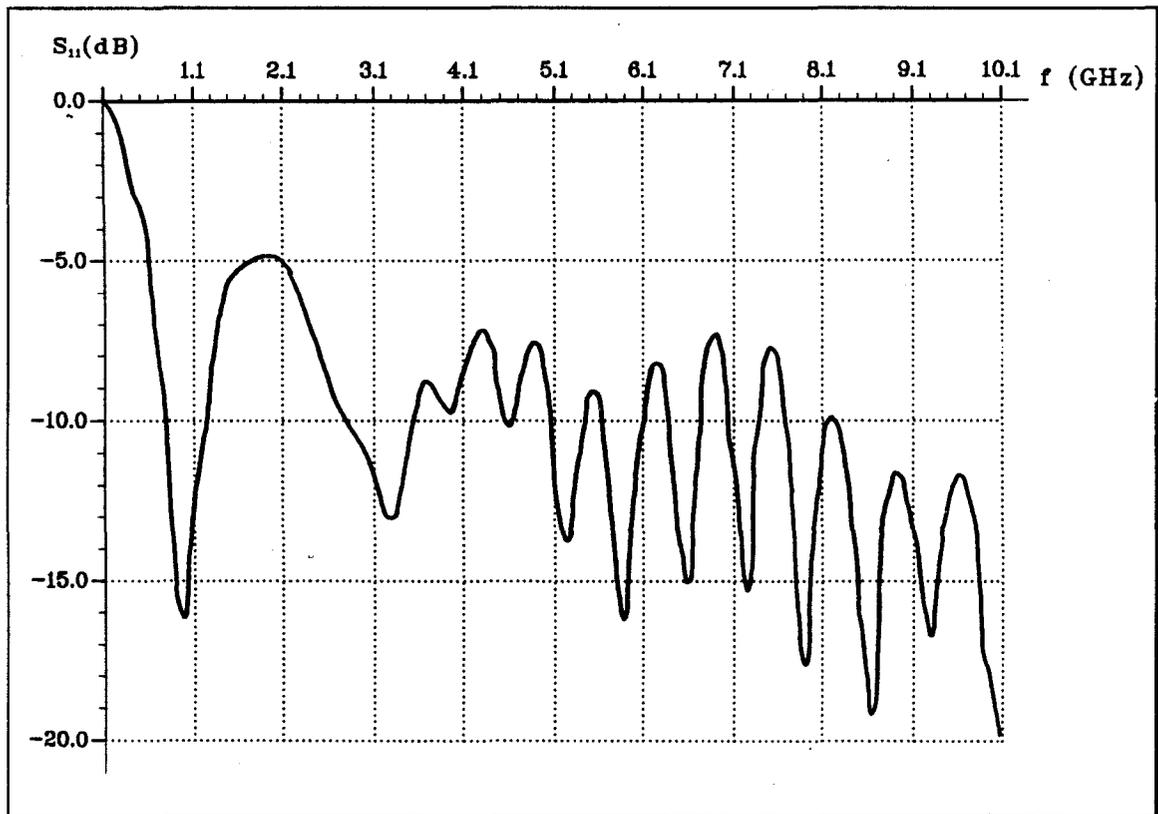


Fig I.18 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne coaxiale "réduite" en fonction de la fréquence (pour $h = 30$ mm et $h' = 0.5$ mm); le cathéter est implanté dans un gel polyacrylamide équivalent au tissu musculaire

fréquence	h (mm)	h' (mm)	S_{11} (dB)
915 MHz	14	7	-18
	20	5	-17
	25	3	-16
	30	1	-14
434 MHz	50	1	-35
	40	5	-22
	35	7	-24
	30	8	-27
	25	11	-40
	20	13	-41
	15	17	-31

I.3.3 Conclusion

Nous avons montré dans cette étude, qu'il était possible à partir d'un câble coaxial de standard UT34 de concevoir toute une série d'antennes filaires de longueurs actives ($2 \times h$) comprises approximativement entre 170 mm et 64 mm à 434 MHz et de 90 mm et 42 mm à 915 MHz. En emplissant le cathéter d'eau ou de sérum physiologique, et en ajustant les paramètres h et h' , il est possible de réduire les dimensions de l'élément rayonnant, tout en répondant au cahier des charges fixé qui est de chauffer des tumeurs de tailles différentes. Par exemple, lors d'une séance d'hyperthermie à 915 MHz sur une tumeur située sur une base de langue, le clinicien utilise de préférence une antenne du type $h = 14$ mm et $h' = 7$ mm alors que pour une tumeur mammaire, l'utilisation d'une antenne du type $h = 30$ mm et $h' = 1$ mm est plus appropriée.

Par ailleurs, l'étude confirme que ces antennes peuvent être également utilisées, en raison de leurs bonnes adaptations électromagnétiques ($S_{11} < -10$ dB), en radiométrie microonde dans une gamme de fréquences relativement étendues entre 3 et 10 GHz.

Cependant, lors de leurs caractérisations électromagnétiques ou de leurs utilisations pour des séances d'hyperthermie, ces antennes sont rarement utilisées seules. La proximité de plusieurs éléments rayonnants de même type impose alors de prendre un certain nombre de précautions, en particulier quant à leurs positions respectives, afin de ne pas modifier le niveau d'adaptation électromagnétique.

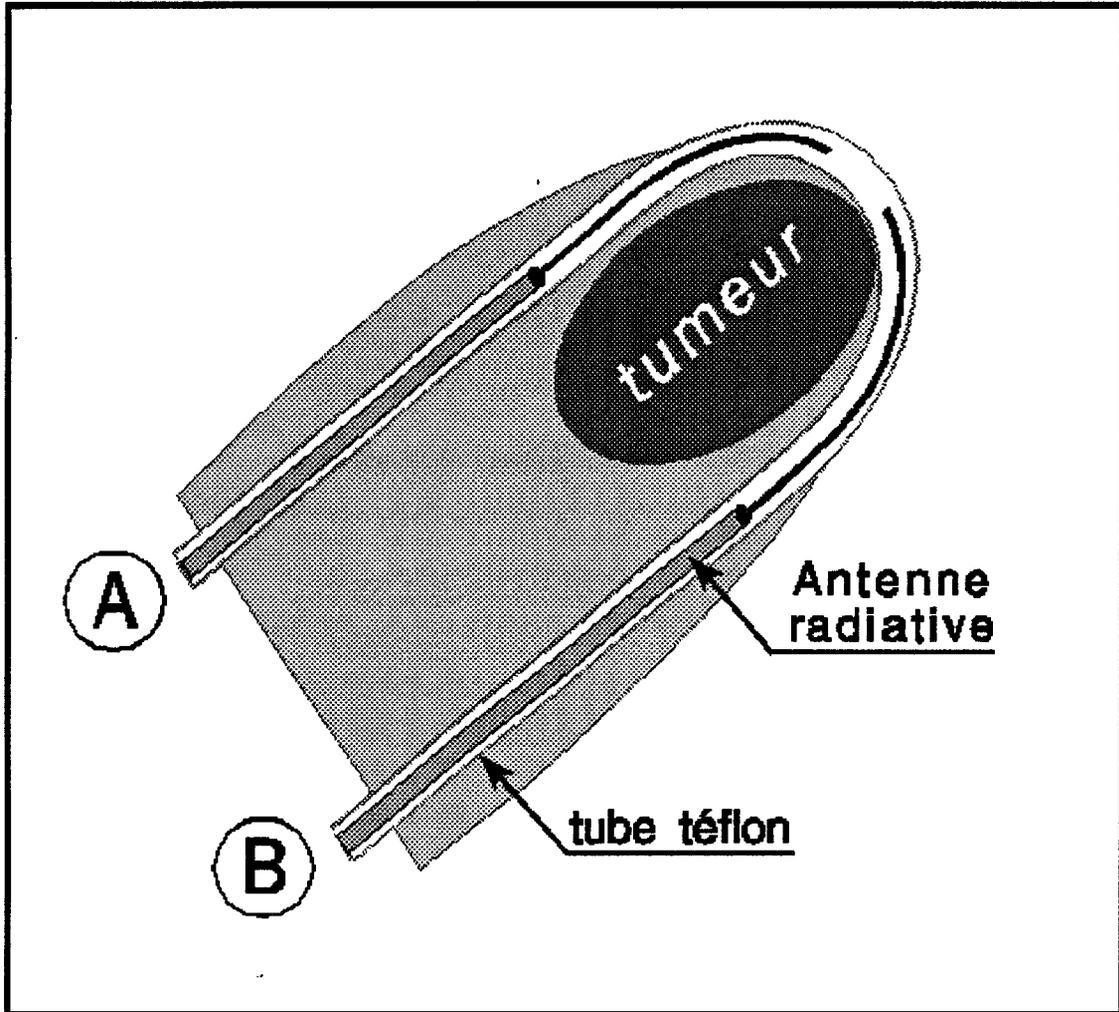


Fig I.19 - Schéma d'implantation d'une boucle (cathéter) avec introduction de deux antennes coaxiales de standard UT34

I.4 PERTURBATIONS ELECTROMAGNETIQUES LIEES A L'UTILISATION

En réalité, lors de leurs utilisations cliniques, les antennes (A et B) sont insérées dans des cathéters formant des boucles autour de la tumeur, comme schématisé sur la figure I.19. L'antenne peut donc se situer dans le cathéter à une distance plus ou moins importante d'une interface milieu dissipatif-air.

Pour cela, nous nous intéressons dans un premier temps à une étude expérimentale de la variation du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée de l'antenne en fonction de sa profondeur dans l'eau salée et donc de la distance avec l'interface milieu dissipatif-air. Ce type d'étude a été envisagé par J.W. STROHBEHN [51,68] pour une autre antenne coaxiale. L'expérimentation a été menée en utilisant une antenne réalisée avec du câble coaxial de standard UT85. Ce câble offre une plus grande rigidité donnant une bonne simplicité d'emploi. Le rayon extérieur de l'antenne (c) est de 2.1 mm. Les phénomènes électromagnétiques observés sont les mêmes que pour un standard UT34. Les études sont réalisées à 915 MHz au voisinage de l'interface milieu dissipatif-air (séparation de l'eau salée à 6 g/l avec l'air).

I.4.1 Influence de l'implantation de l'antenne

Pour une antenne rectiligne optimisée à 915 MHz ($h_{opt} = 40$ mm), l'étude expérimentale consiste à relever l'évolution du coefficient de réflexion en fonction de l'enfoncement (L) de l'antenne dans la cuve emplie d'eau salée. La profondeur L est définie selon le schéma de la figure I.20. Les résultats sont reportés sur la figure I.21.

Cette étude montre que lorsque l'antenne est enfoncée d'une longueur $L = h_{opt} = 40$ mm le coefficient de réflexion (S_{11}) est inférieur à -10 dB. Si l'antenne est entièrement immergée ($L > 2 \times h_{opt}$) dans l'eau salée, le coefficient de réflexion est de l'ordre de -25 dB.

Une autre étude est réalisée en plaçant l'antenne parallèlement à la surface de l'eau afin de caractériser de la même manière les modifications du coefficient de réflexion en fonction de la profondeur W , définie comme la distance comprise entre la surface de l'eau et le centre de l'antenne, selon le schéma de la figure I.22.

L'étude fait apparaître que l'antenne doit être située à une profondeur $W \geq c$ (rayon extérieur de l'antenne) parallèlement à la surface de l'eau pour considérer le niveau d'adaptation électromagnétique acceptable. Nous reportons figure I.23 l'évolution du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour cette configuration d'immersion de l'antenne.

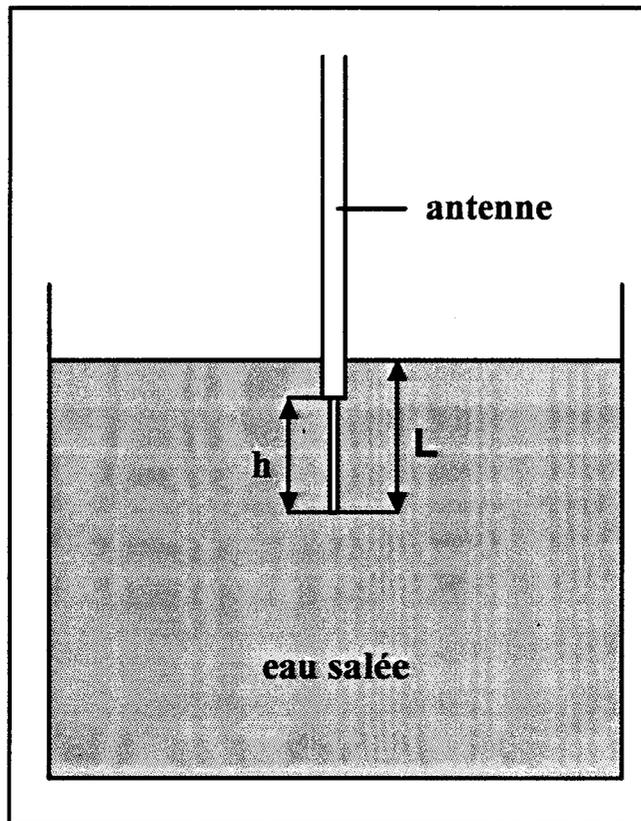


Fig I.20 - Cuve emplie d'eau salée à 6 g/l utilisée pour l'étude expérimentale de l'évolution du coefficient de réflexion (s_{11}) dans le plan d'entrée de l'antenne en fonction de la profondeur (L)

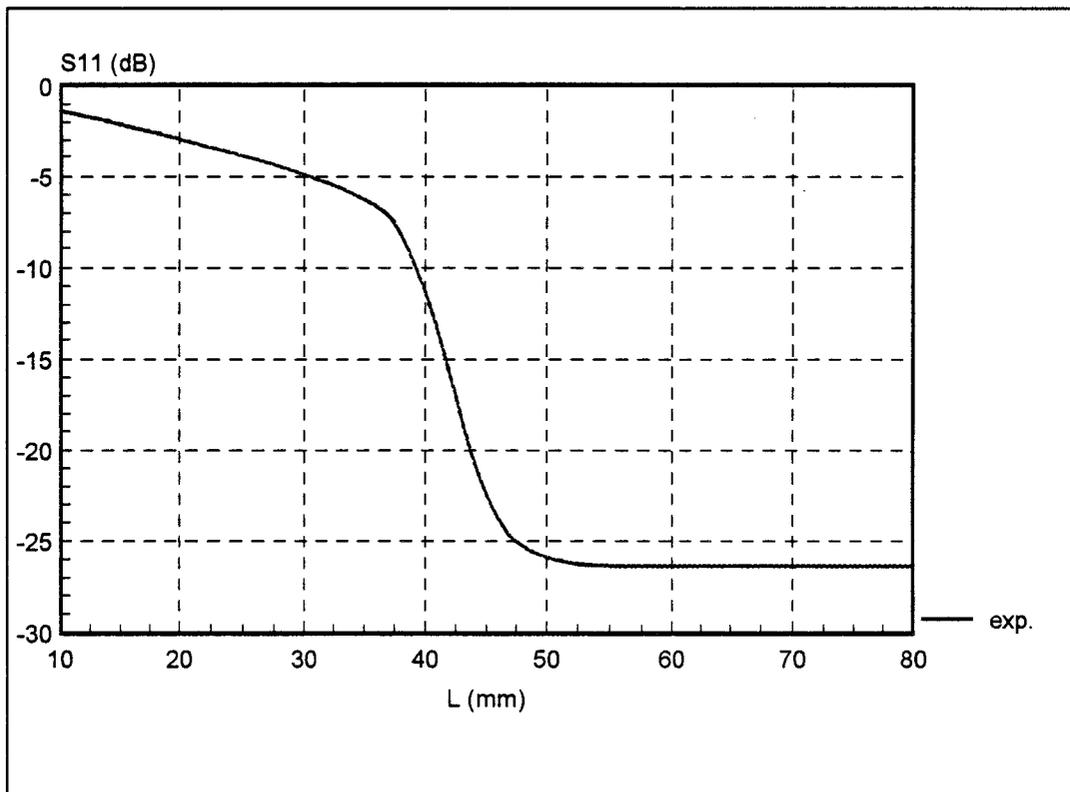


Fig I.21 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion (s_{11}) dans le plan d'entrée d'une antenne, réalisée à partir d'un câble de standard UT85, plongée dans l'eau salée en fonction de la profondeur (L) à la fréquence de 915 MHz ($h_{opt} = 40$ mm).

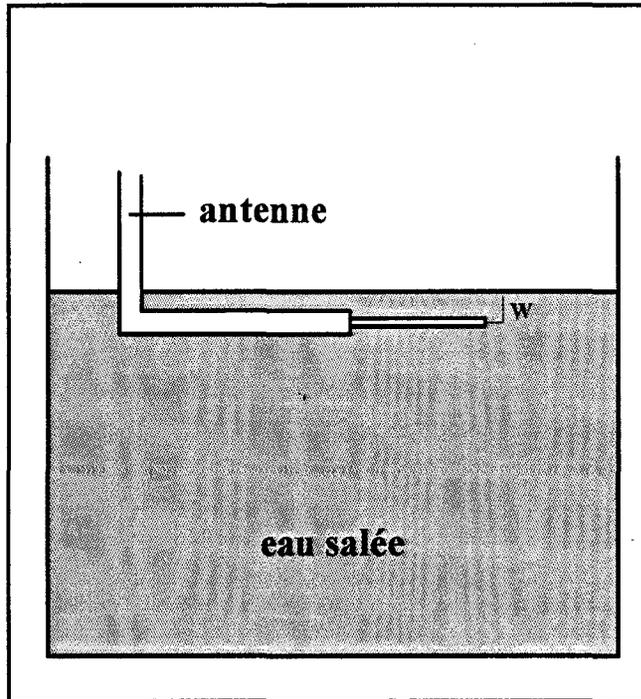


Fig I.22 - Cuve emplie d'eau salée à 6 g/l utilisée pour l'étude expérimentale de l'évolution du coefficient de réflexion (s_{11}) dans le plan d'entrée de l'antenne en fonction de la profondeur (W)

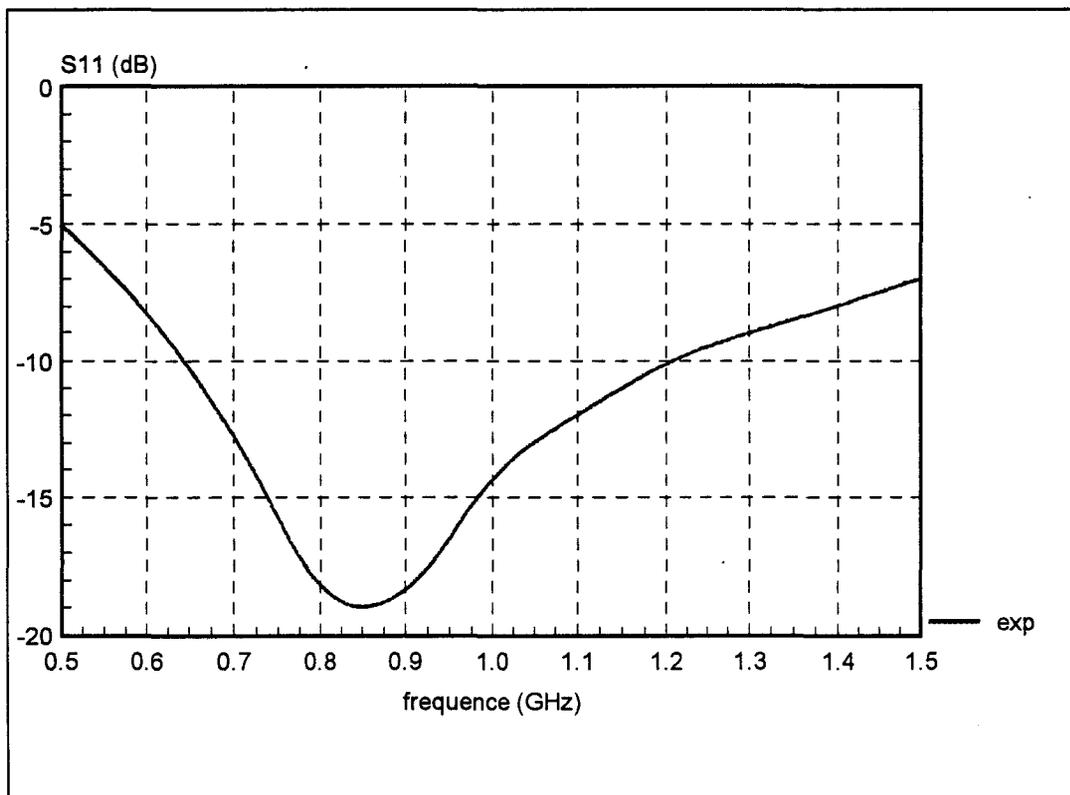


Fig I.23 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion (s_{11}) dans le plan d'entrée d'une antenne réalisée à partir d'un câble coaxial de standard UT85, ($h_{opt} = 40$ mm) plongée dans l'eau salée, en fonction de la fréquence pour une profondeur $W = 2$ mm.

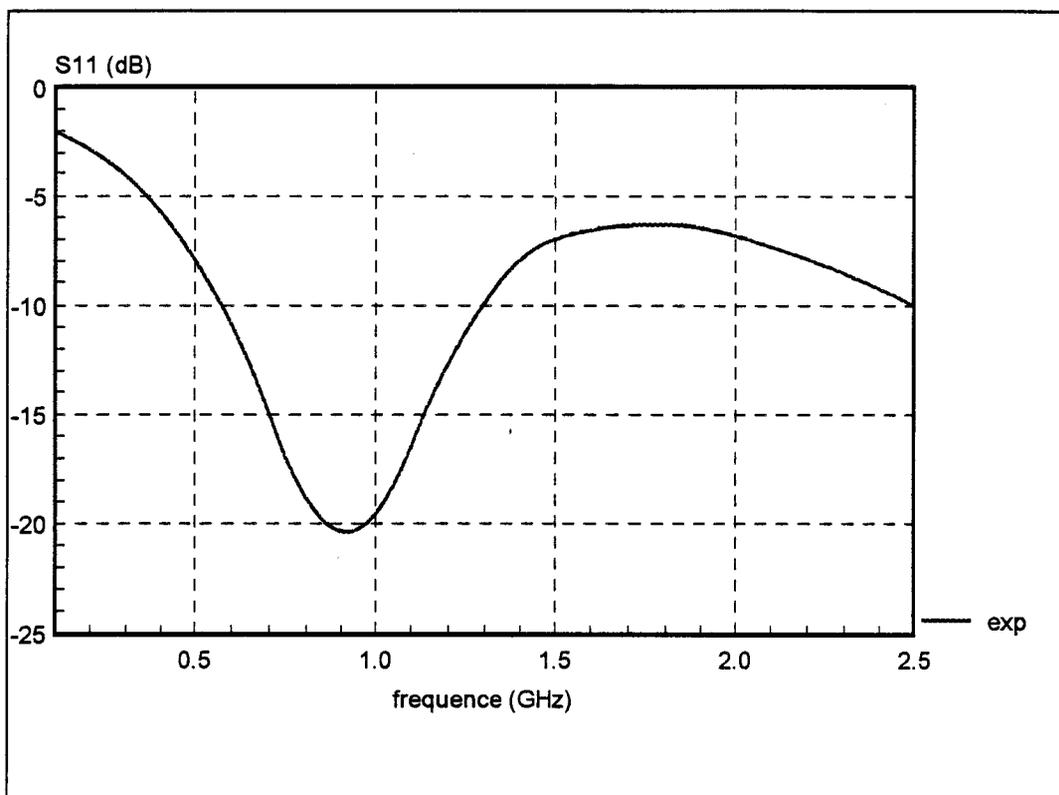


Fig I.24 - Evolution expérimentale du coefficient de réflexion (s_{11}) dans le plan d'entrée d'une antenne courbée de 90° réalisée à partir d'un câble coaxial de standard UT34 ($h = 45$ mm), plongée dans l'eau salée, en fonction de la fréquence

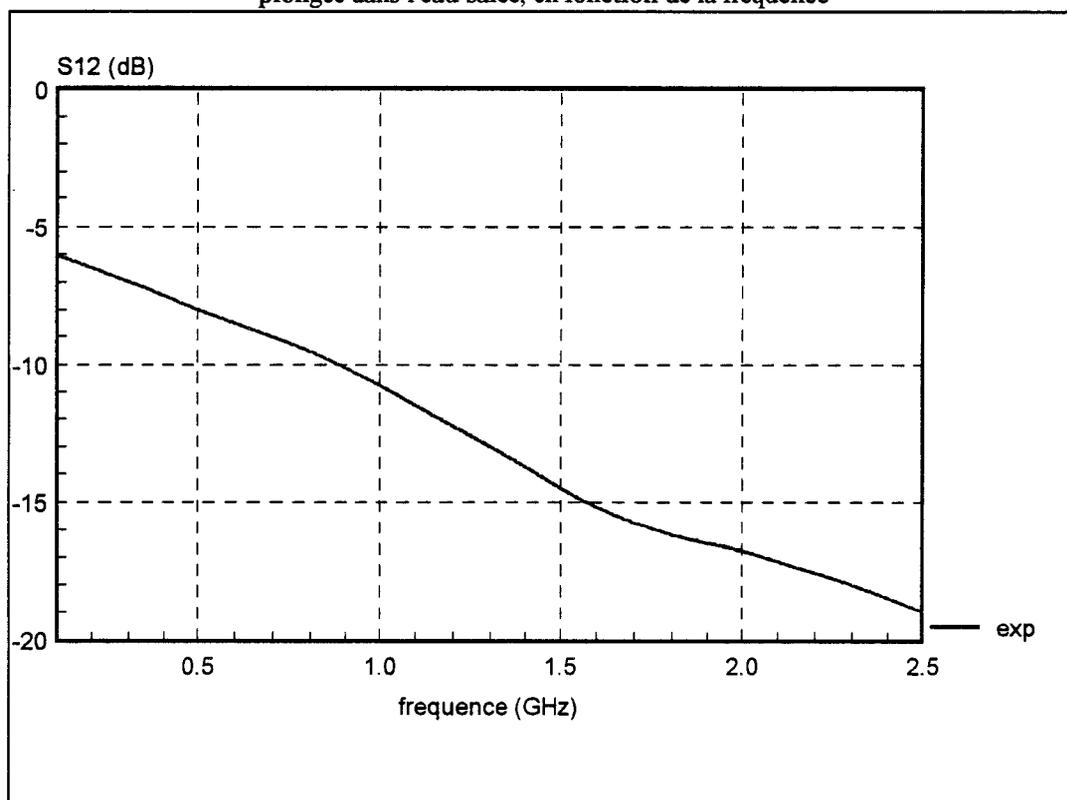


Fig I.25 - Evolution expérimentale du coefficient de transmission (s_{12}) entre deux antennes identiques (A et B), implantées selon la configuration de la figure I.19, en fonction de la fréquence: les antennes sont réalisées à partir d'un câble coaxial de standard UT34, insérées dans un cathéter plongé dans l'eau salée: la distance entre les deux branches est de 12 mm.

I.4.2 Influence de la courbure des antennes

Lors des séances d'hyperthermie, les antennes sont en fait insérées dans des cathéters formant des boucles. Il peut alors résulter de ce type d'implantation une modification de l'adaptation électromagnétique de l'antenne seule et/ou un couplage entre 2 antennes, introduites aux deux extrémités du même cathéter. Les antennes sont dans ce cas de standard UT34.

I.4.2.1 Antenne seule

La figure I.24 présente un résultat expérimental obtenu sur l'analyseur de réseaux montrant l'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion d'une antenne insérée dans un cathéter courbé de 90°. Le coefficient de réflexion de l'antenne est inférieur à -20 dB à la fréquence désirée (915 MHz). L'influence du rayon de courbure sur l'adaptation électromagnétique est négligeable. Cette configuration est sans nul doute le cas limite de courbure que l'on puisse rencontrer lors d'une séance d'hyperthermie clinique. De ce fait, nous faisons abstraction de ce phénomène pour la suite de l'étude.

Généralement, deux antennes sont introduites dans un même cathéter par ses deux extrémités. Les antennes peuvent alors être en contact direct dans le cathéter (figure I.19). De cette configuration d'implantation des antennes peut résulter un couplage électromagnétique.

I.4.2.2 Couplage

L'étude consiste, dans un premier cas, à relever le coefficient de transmission d'une antenne B vers une antenne A (S_{12}) après s'être assuré de la bonne adaptation de l'une et l'autre des antennes implantées seules. Sur la figure I.25 est présentée l'évolution du coefficient de transmission en fonction de la fréquence. Dans la gamme de fréquence utile, ce coefficient est inférieur à -10 dB. En première approximation nous négligeons ces phénomènes de couplage entre les antennes juxtaposées par leurs extrémités.

Une seconde étude est menée sur la perturbation électromagnétique engendrée par la proximité d'un autre élément rayonnant. Deux antennes identiques et parallèles sont placées dans un même plan (figure I.19). On relève expérimentalement le coefficient de transmission en fonction de la fréquence pour des différentes distances entre les antennes. Il apparaît que pour une distance supérieure à 10 mm entre les antennes (distance minimale rencontrée en situation clinique), ce coefficient (S_{12}) est inférieur à -15 dB et donc négligeable.

I.4.3 Influence de la présence d'un autre élément

Un câble coaxial de type UT85 dénudé à son extrémité de son conducteur extérieur et de son diélectrique sur une distance de 2 mm est placé à proximité de l'antenne émettrice. Comme précédemment, l'étude consiste à caractériser l'évolution du coefficient de réflexion de l'antenne émettrice en fonction de la proximité de cet élément. Aucune modification notable n'est relevée en fonction de la distance séparant ces deux antennes. Cette approche expérimentale permet de s'affranchir des modifications de l'impédance d'entrée.

Ces études expérimentales nous permettent de situer les limites d'implantation permettant de s'affranchir des phénomènes de couplage électromagnétiques.

I.5 CONCLUSION

Dans ce *premier chapitre*, ont été abordé la réalisation d'antennes et l'étude électromagnétique de leurs problèmes d'adaptation aux milieux biologiques. Nous avons montré qu'une antenne de conception et de réalisation simple permet le transfert maximal de l'énergie microonde provenant du générateur fonctionnant à 434 MHz ou 915 MHz vers le milieu à chauffer. Cette antenne a été modélisée en adaptant à notre étude le formalisme d'une antenne symétrique alimentée en son milieu.

Les études électromagnétiques de l'adaptation concernant ce type d'antenne sont confirmées par des mesures réalisées à l'aide d'un analyseur de réseaux.

Grâce à la réalisation d'antennes "réduites", les dimensions de ces applicateurs peuvent être adaptées, en fonction du site tumoral, aux différents besoins des cliniciens radiothérapeutes.

Enfin, l'étude a montré que ces différentes antennes, optimisées à une fréquence de chauffage, sont également adaptées aux fréquences radiométriques (3 et 9 GHz) utilisées, pour une mesure de température en cours de session.

Etant affranchi des problèmes d'adaptation électromagnétique de l'applicateur dans le milieu à chauffer, il est nécessaire maintenant d'étudier la répartition de l'énergie microonde dans les tissus.

CHAPITRE II

DETERMINATION ELECTROMAGNETIQUE DES DIAGRAMMES DE RAYONNEMENT DES ANTENNES COAXIALES

Résumé

L'élévation de température dans les tissus biologiques, résultant du chauffage est directement liée à la puissance microonde absorbée par ces milieux. Afin de déterminer la distribution de température dans les milieux chauffés, il est nécessaire de calculer la distribution de la puissance absorbée par le milieu, soumis au rayonnement électromagnétique de chauffage. Ce calcul suppose l'adaptation réalisée; c'est à dire un transfert optimal de l'énergie microonde provenant du générateur vers le milieu à chauffer.

Ce second chapitre est donc consacré à l'étude théorique et expérimentale de la distribution de la puissance absorbée en chaque point du milieu. Après avoir présenté le formalisme utilisé, les différentes composantes du champ électromagnétique sont calculées afin de déterminer la puissance déposée. Ces résultats sont présentés sous forme de diagrammes théoriques de rayonnement d'une antenne et validés expérimentalement dans un milieu dissipatif équivalent aux tissus biologiques.

Le rayonnement d'une antenne étant connu, l'étude est alors étendue au cas d'une implantation de plusieurs antennes (réseau). L'influence des divers paramètres mis en jeu (amplitude, phase, position) est étudiée sur un cas simple de réseau.

Les calculs sur des cas cliniques illustrent la fin de ce chapitre.

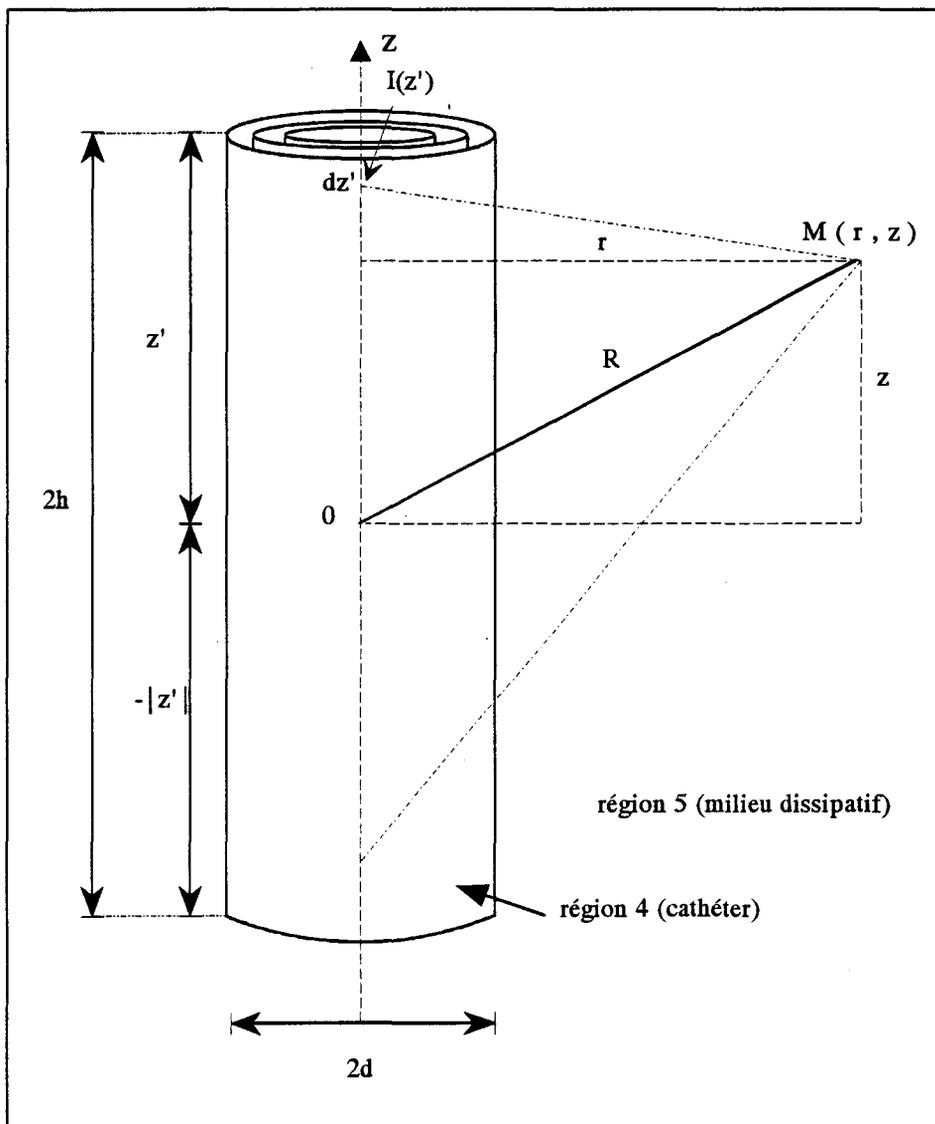


Fig II.1 - Présentation du repère utilisé pour la modélisation de l'antenne par une antenne dipôle symétrique alimentée en son milieu

II.1 ETUDE THEORIQUE DU CHAMP RAYONNE PAR UNE ANTENNE

II.1.1 Position du problème

La puissance électromagnétique déposée dans un milieu dissipatif s'exprime à partir du champ électromagnétique rayonné par l'antenne. Plus précisément, en un point donné, elle est proportionnelle au carré du champ électrique local. L'étude théorique consiste donc, dans un premier temps, à déterminer l'expression des composantes du champ électrique.

Pour atteindre cet objectif, un certain nombre d'auteurs ont développé différents formalismes basés sur la résolution de l'équation caractéristique de propagation obtenue à partir des équations de MAXWELL [48,50,55].

Pour notre part, nous avons repris et adapté à notre cas d'étude le formalisme développé par R.W.P. KING [55], issu de la théorie généralisée des lignes coaxiales. Ce formalisme permet d'obtenir une expression analytique du champ électrique.

II.1.2 Présentation du modèle

L'antenne coaxiale présentée au paragraphe I.2.1 est modélisée par une antenne dipôle alimentée en son milieu par une source électrique de tension V^e_0 . Le point milieu de l'antenne dipôle est alors le point de jonction de l'antenne coaxiale, point à partir duquel le câble est dénudé de son conducteur extérieur sur une longueur h parfaitement définie. L'axe de rotation de l'antenne coïncide avec la direction Oz d'un système de coordonnées cylindriques. Cet élément rayonnant est plongé dans un milieu supposé homogène et isotrope. Le schéma de la figure II.1 résume ce repère et les notations retenues pour la détermination théorique du champ.

Le champ électrique dans le milieu est induit par la distribution de courant circulant dans le conducteur central de l'antenne considérée (cf. paragraphe I.2.2.3). L'expression de ce champ dépend donc des paramètres dimensionnels et électriques des différents milieux concentriques à l'antenne et du milieu chauffé (région 5), il s'exprime en tout point de ce milieu à partir de l'équation [56]:

$$\bar{E}_5(r, z) = \frac{1}{4\pi} \int_{-h}^h dz' \int_{-\pi}^{\pi} r' d\phi' \begin{bmatrix} -j\omega B_5(d, z') \psi'(z, z') \hat{z}' - E_5(d, z') \hat{\phi}' \times \nabla' \psi'(z, z') \\ -E_5(d, z') \hat{\phi}' \times \nabla' \psi'(z, z') + E_5(d, z') \nabla' \psi'(z, z') \end{bmatrix} \quad (11)$$

où $\psi' = \frac{e^{-jk_s R}}{R}$ et $R = [(z - z')^2 + r^2 - 2rr' \cos \phi' + r'^2]^{1/2}_{r'=d}$

avec:

r, ϕ, z : coordonnées cylindriques d'un point $M(r, z)$

Le développement exact de l'équation ci-dessus mène à l'expression analytique des différentes composantes du champ électrique. Dans le cas présent, la symétrie de révolution fait que le système se réduit à deux composantes E_{5r} et E_{5z} respectivement composantes radiale et axiale rayonnées dans le milieu dissipatif. Il en résulte:

$$\begin{aligned}
 E_{5r}(r, z) = & \frac{1}{(2\pi)^2} \frac{I(0)}{\sin k_L h} \times \left\{ -j\omega\mu_0 d \operatorname{Ln}\left(\frac{d}{a}\right) \left(1 - \frac{k_L^2}{k_{2e}^2}\right) \int_{-h}^h \int_0^\pi \sin k_L (h - |z'|) \right. \\
 & \cdot \left. \left(\frac{1}{R} + jk_5\right) \frac{e^{-jk_5 R}}{R^2} (z - z') \cos \phi' d\phi' dz' \right. \\
 & - \frac{jk_L}{\varepsilon_5^* \omega} \int_{-h}^0 \int_0^\pi \cos k_L (h + z') \frac{e^{-jk_5 R}}{R^2} \cdot \left(\frac{1}{R} + jk_5\right) (d \cdot \cos \phi' - r) d\phi' dz' \\
 & \left. + \frac{jk_L}{\varepsilon_5^* \omega} \int_0^h \int_0^\pi \cos k_L (h - z') \frac{e^{-jk_5 R}}{R^2} \cdot \left(\frac{1}{R} + jk_5\right) (d \cdot \cos \phi' - r) d\phi' dz' \right\} \quad (12)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 E_{5z}(r, z) = & \frac{1}{(4\pi) 2\pi \sin k_L h} \frac{I(0)}{h} \times \left\{ -2j\omega\mu_0 \int_{-h}^h \int_0^\pi \sin k_L (h - |z'|) \frac{e^{-jk_5 R}}{R} d\phi' dz' \right. \\
 & - 2j\omega\mu_0 d \operatorname{Ln}\left(\frac{d}{a}\right) \left(1 - \frac{k_L^2}{k_{2e}^2}\right) \int_{-h}^h \int_0^\pi \sin k_L (h - |z'|) \frac{e^{-jk_5 R}}{R} \\
 & \cdot \left(\frac{1}{R} + jk_5\right) \cdot (d - r \cdot \cos \phi') d\phi' dz' \\
 & + \frac{2jk_L}{\varepsilon_5^* \omega} \int_{-h}^0 \int_0^\pi (z - z') \cos k_L (h + z') \frac{e^{-jk_5 R}}{R^2} \cdot \left(\frac{1}{R} + jk_5\right) d\phi' dz' \\
 & \left. - \frac{2jk_L}{\varepsilon_5^* \omega} \int_0^h \int_0^\pi (z - z') \cos k_L (h - z') \frac{e^{-jk_5 R}}{R^2} \cdot \left(\frac{1}{R} + jk_5\right) d\phi' dz' \right\} \quad (13)
 \end{aligned}$$

avec

R : distance entre le point de jonction de l'antenne et le point $M(r, z)$ considéré

h : longueur dénudée de l'antenne

z et r représentent respectivement les distances verticale et radiale entre la source (milieu de l'antenne dipôle) et le point de réception $M(r, z)$.

k_1 et k_{2e} sont les nombres d'ondes définis au paragraphe I.2.2.1

Le calcul des intégrales, apparaissant dans les expressions des champs, ne peut être effectué analytiquement qu'au prix d'hypothèses simplificatrices engendrant des erreurs importantes lorsque l'on travaille en champ proche. Pour cette raison, la méthode numérique développée par P.C. CASEY [28] est plus adaptée à notre cas d'étude, nous l'avons donc retenue [4].

II.1.3 Résolution numérique

P.C. CASEY propose une méthode numérique de résolution de ces intégrales sans aucune simplification particulière; Ce formalisme est basé sur le principe mathématique de GAUSS-LEGENDRE [49], il permet le passage d'une somme continue à une somme discrète. P.C. CASEY associe cette méthode à celle de SIMPSON, méthode moins précise quant aux résultats mais plus rapide en temps de calcul.

Une double sommation suivant la méthode de GAUSS-LEGENDRE donne une meilleure précision des résultats numériques [18].

II.1.3.1 Principe de la méthode

Le passage d'une sommation continue à une sommation discrète donne par cette méthode:

$$\int_{-h}^h \int_0^\pi f(\phi', z') d\phi' dz' = \frac{\pi h}{2} \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^N H_i H_j \phi(U_i, V_j) \quad (14)$$

avec

U_i et V_j : racines du polynôme de LEGENDRE de degré N.

H_i et H_j : coefficients donnés par la relation:

$$H_i = \int_{-1}^{+1} \frac{\prod_{s=1, s \neq i}^{+1} (U - U_s)}{\prod_{s=1, s \neq i}^{-1} (U_i - U_s)} dU$$

Les zéros et poids sont donnés dans les tables des fonctions de LEGENDRE pour $N = 1$ à $N = 96$ [1].

Afin de résoudre le problème, il est indispensable, de décomposer les intégrales (12) et (13) en parties réelles et imaginaires. Il vient :

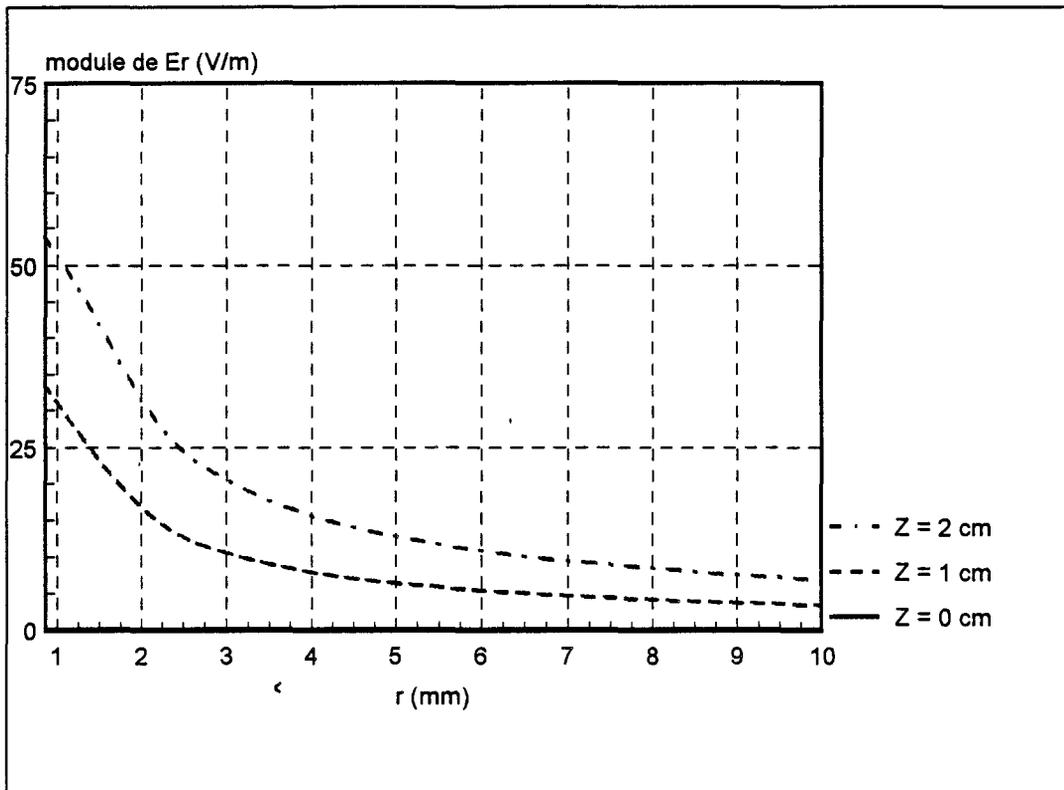


Fig II.2 - Evolution théorique du module de la composante radiale du champ électrique rayonné en un point $M (r, z)$ par une antenne, de standard UT34, insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, optimisée à la fréquence de 915 MHz en fonction de la distance r

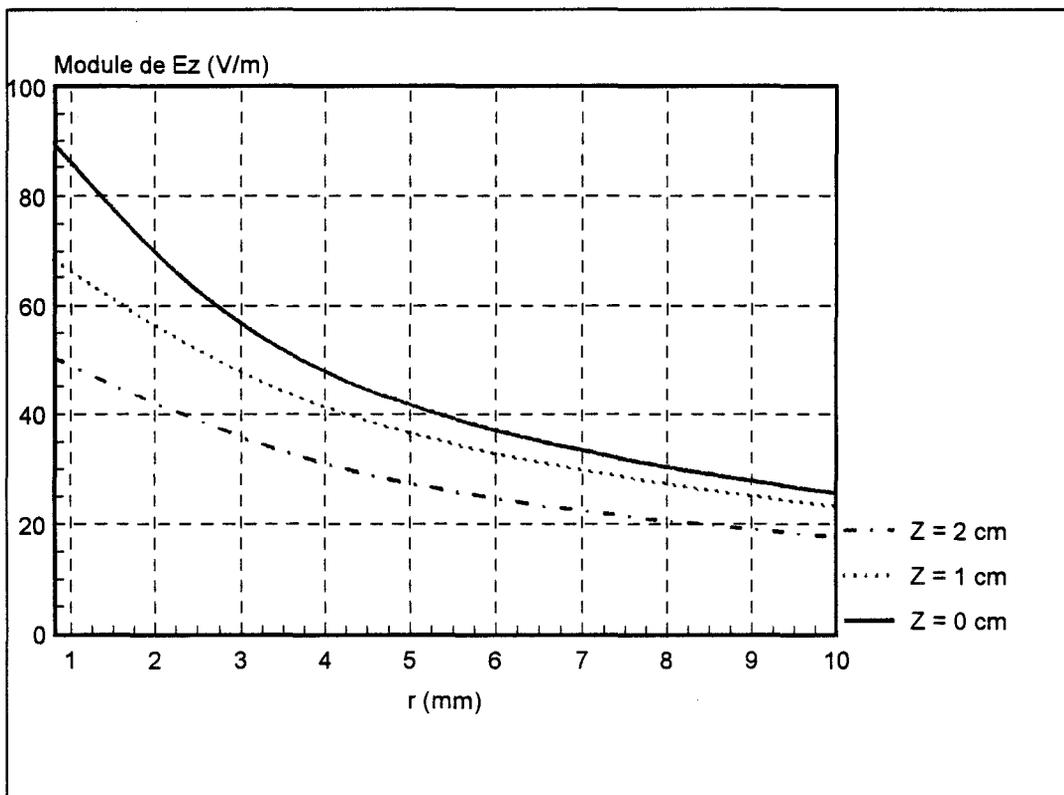


Fig II.3 - Evolution théorique du module de la composante axiale du champ électrique rayonné en un point $M (r, z)$ par une antenne, de standard UT34, insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, optimisée à la fréquence de 915 MHz en fonction de la distance r

$$E_{5r}(r, z) = F(r, z) + i \times G(r, z) \quad (15)$$

$$E_{5z}(r, z) = H(r, z) + i \times J(r, z) \quad (16)$$

II.1.3.2 Convergence numérique

Avant d'exploiter pleinement cette modélisation, il est nécessaire d'étudier les problèmes de convergence numériques. Ces problèmes sont dus à la valeur de N choisie (nombre fini de racines pour le polynôme de LEGENDRE de degré N) et aux erreurs de troncature dues au formatage des nombres lors du traitement informatique.

Une étude systématique de la convergence des quatre intégrales est réalisée en fonction de ce nombre de racines. Le diagramme de champ est déterminé, en utilisant la méthode de calcul, pour un point M repéré par sa cote z et son abscisse radiale r.

Il apparaît que les principaux problèmes de convergence se situent à une distance (r) inférieure à 2 mm de l'antenne (champ "proche"). L'étude montre que pour remédier à ces instabilités numériques, il est prudent de prendre un polynôme de LEGENDRE possédant un nombre de racines supérieur à N = 40. En revanche, pour une distance comprise entre 2 et 4 mm, un polynôme de N = 32 racines peut suffire. Enfin pour une distance supérieure (champ "lointain"), N = 12 donne une bonne convergence numérique. Bien évidemment, plus le nombre de racines est élevé, plus le temps de calcul est important.

Pour ces raisons, nos modélisations sont effectuées systématiquement pour N = 96 ce qui permet de s'affranchir de ces problèmes de convergence numériques. Le temps de calcul est de ce fait assez important.

Par ailleurs, dans toutes les modélisations possibles, nous considérons le milieu dissipatif comme étant homogène et isotrope. Les calculs sont réalisés une fois pour toutes car le diagramme de rayonnement de l'antenne seule, plongée dans ce milieu donné, est invariable. Les résultats numériques de F(r, z), G(r, z), H(r, z), J(r, z) sont alors stockés et réutilisés à chaque étude de rayonnement d'un réseau constitué par ce type d'antenne.

II.1.4 Détermination théorique du diagramme de champ électrique

La simulation numérique est effectuée pour une antenne de type UT34 optimisée à 915 MHz (h = 45 mm) insérée dans un cathéter et plongée dans de l'eau salée à 6 g/l (simulant les tissus biologiques).

A titre d'illustration, nous présentons figures II.2 et II.3 les variations en fonction de la distance r, (dans des plans différents de section droite à l'antenne) des modules des composantes radiale (E_{5r}) et axiale (E_{5z}) du champ électrique pour z = 0 cm, z = 1 cm, z = 2 cm. Ces modules s'écrivent alors sous la forme:

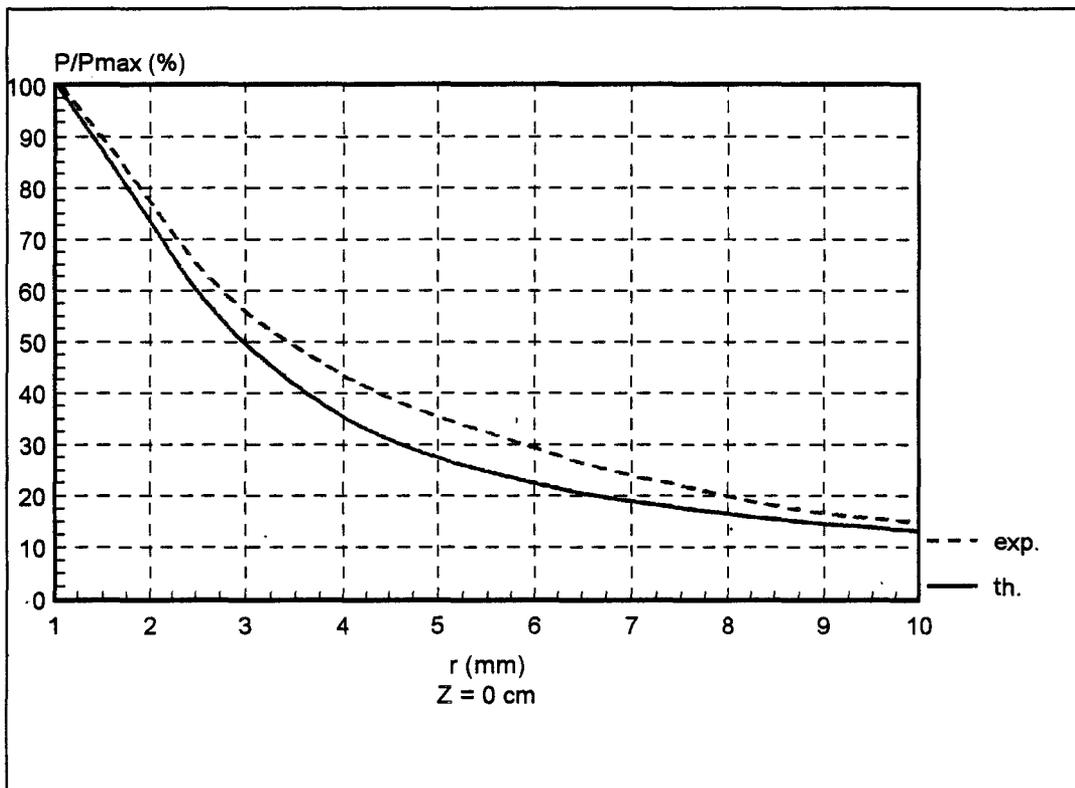


Fig II.4 - Comparaison entre les évolutions théorique et expérimentale de la puissance déposée dans de l'eau salée en fonction de la distance r pour z = 0 cm; les puissances sont normalisées par rapport à la puissance maximale située à 1 mm du centre de l'antenne (0.150 mm du cathéter)

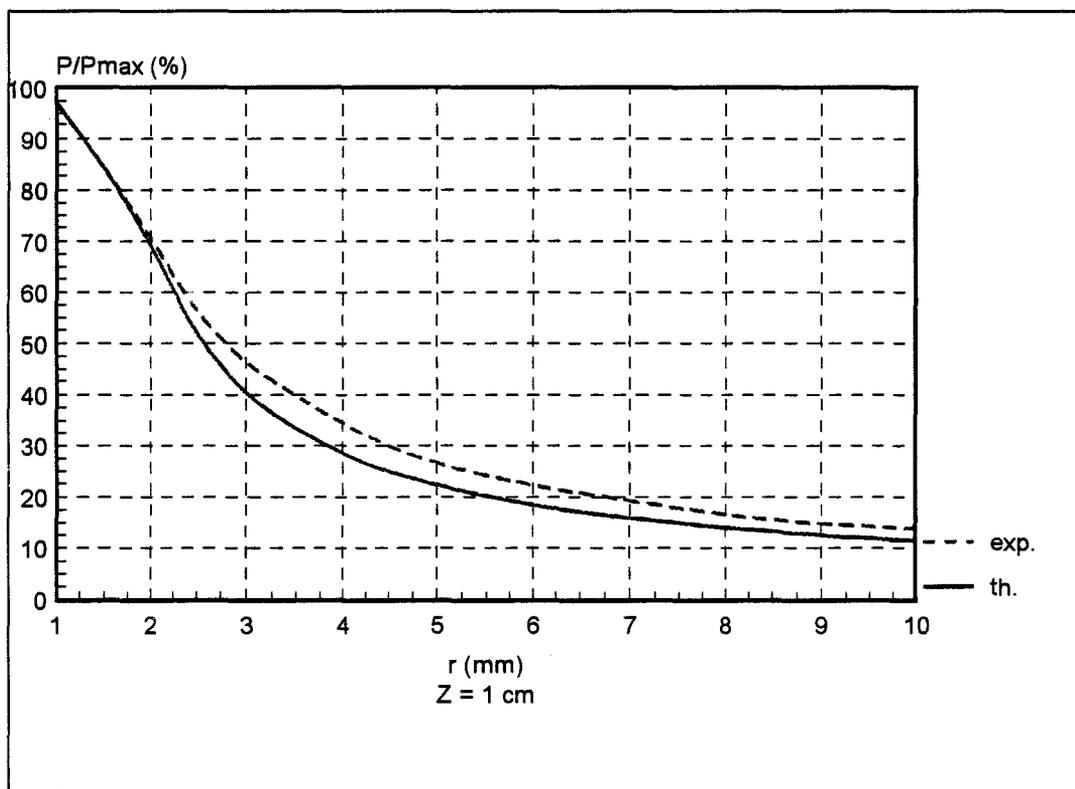


Fig II.5 - Comparaison entre les évolutions théorique et expérimentale de la puissance déposée dans l'eau salée en fonction de la distance r pour z = 1 cm; les puissances sont normalisées par rapport à la puissance maximale située en z = 0 cm à 1 mm du centre de l'antenne (0.150 mm du cathéter)

$$\boxed{\begin{array}{l} |E_{sr}| = \sqrt{F(r, z)^2 + G(r, z)^2} \quad \text{en}(V / m) \\ |E_{sz}| = \sqrt{H(r, z)^2 + I(r, z)^2} \quad \text{en}(V / m) \end{array}}$$

Les courbes obtenues montrent une nette prédominance dans le plan de symétrie $z = 0$ cm de la composante du champ axiale devant la composante radiale. Effectivement le plan de symétrie doit être considéré comme un plan métallique infini. Les résultats obtenus sont la conséquence des hypothèses de départ à savoir que l'antenne est assimilée à une antenne dipôle symétrique [55]. La condition $E_r = 0$ V/m est bien vérifiée dans ce plan.

Par ailleurs, le champ est calculé théoriquement à partir d'une distance $r = 1$ mm du centre de l'antenne (0.150 mm du cathéter) afin d'éviter des instabilités numériques trop importantes sur le cathéter. Les résultats montrent une décroissance dans le milieu dissipatif de la forme $(1/x).e^{-x}$ des deux composantes du champ électrique à partir du maximum situé sur le cathéter.

II.2 PUISSANCE DISSIPÉE AUTOUR D'UNE ANTENNE

II.2.1 Etude théorique

Les composantes de champ électrique ainsi déterminées permettent alors de calculer l'évolution de la densité de puissance électromagnétique déposée dans le milieu dissipatif dont l'expression est donnée par la relation:

$$\boxed{P_{\text{déposée}} = \frac{1}{2} \sigma_5 \vec{E}_5 \cdot \vec{E}_5^* = \frac{1}{2} \sigma_5 (|E_{sr}|^2 + |E_{sz}|^2) \quad \text{en}(mW / cm^3) \quad (19)}$$

avec

σ_5 : conductivité du milieu chauffé ($S.m^{-1}$) avec $\boxed{\sigma_5 = \omega \times \epsilon_{sr}'' \times \epsilon_0}$

Les résultats théoriques de l'évolution de P en fonction de r dans trois plans de section droite $z = 0$ cm, $z = 1$ cm, $z = 2$ cm sont reportés figures II.4, II.5, II.6, après une normalisation par rapport à la puissance maximale située dans le plan $z = 0$ cm et à un millimètre du centre de l'antenne (0.150 mm du cathéter).

A partir de ces courbes de décroissance de la puissance absorbée dans le milieu, la profondeur de pénétration δ est définie comme la distance pour laquelle la puissance est égale à 37% de sa valeur maximale située dans le plan $z = 0$ cm au voisinage du cathéter.

Les calculs, à la fréquence de chauffage de 915 MHz, dans le milieu dissipatif (eau salée à 6 g/l), donnent:

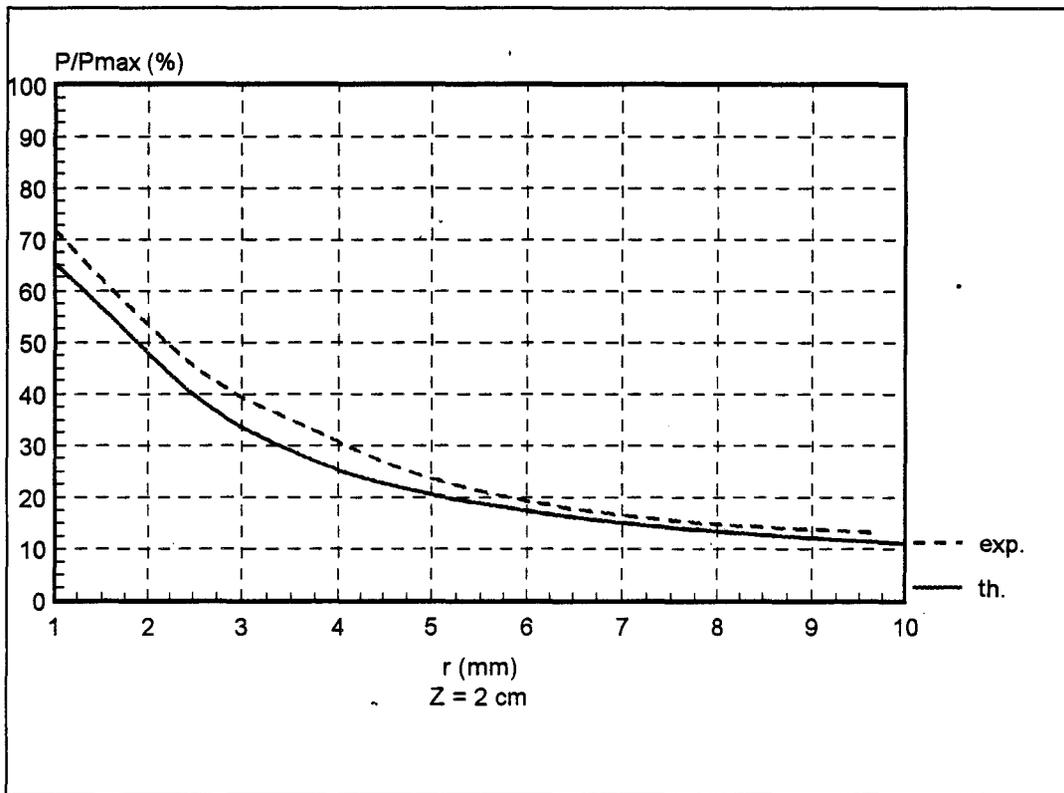


Fig II.6 - Comparaison entre les évolutions théorique et expérimentale de la puissance déposée dans l'eau salée en fonction de la distance r pour $z = 2$ cm; les puissances sont normalisées par rapport à la puissance maximale située en $z = 0$ cm à 1 mm du centre de l'antenne (0.150 mm du cathéter)

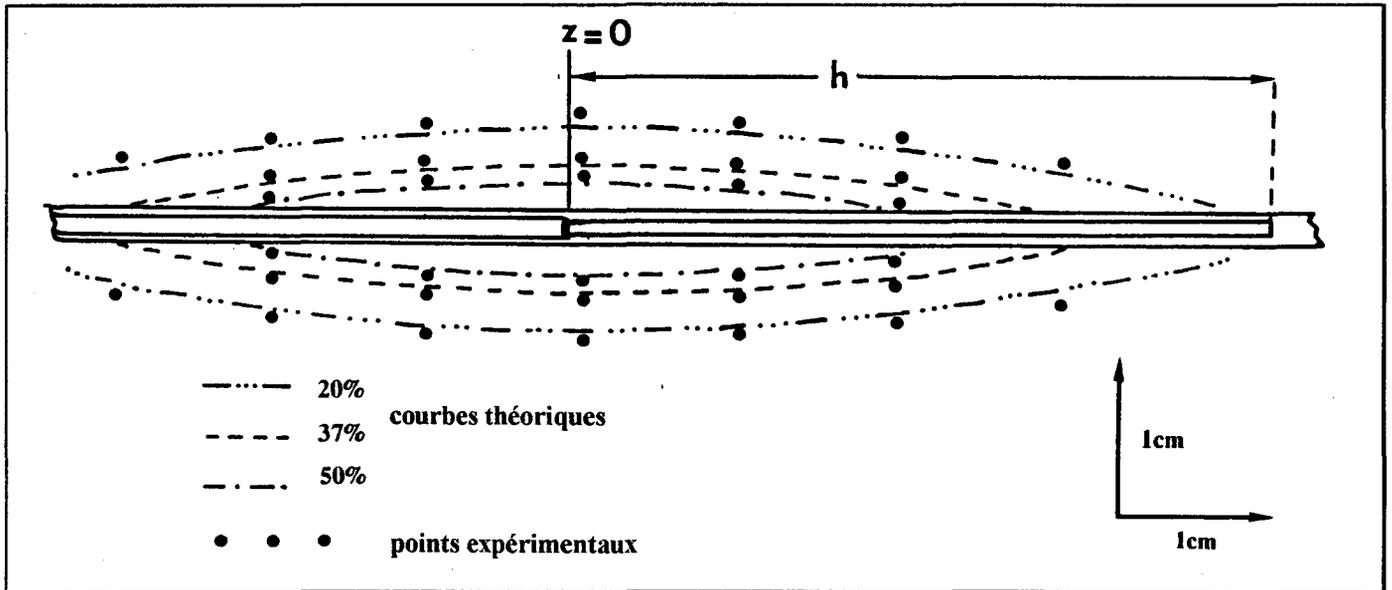


Fig II.7 - Comparaison entre les diagrammes de rayonnement calculé et mesuré dans le cas de l'antenne coaxiale optimisée à 915 MHz ($h=45$ mm); les diagrammes sont présentés en pourcentage ramené à la valeur maximale située autour du cathéter (en $z = 0$ cm) plongé dans l'eau salée à 6g/l;

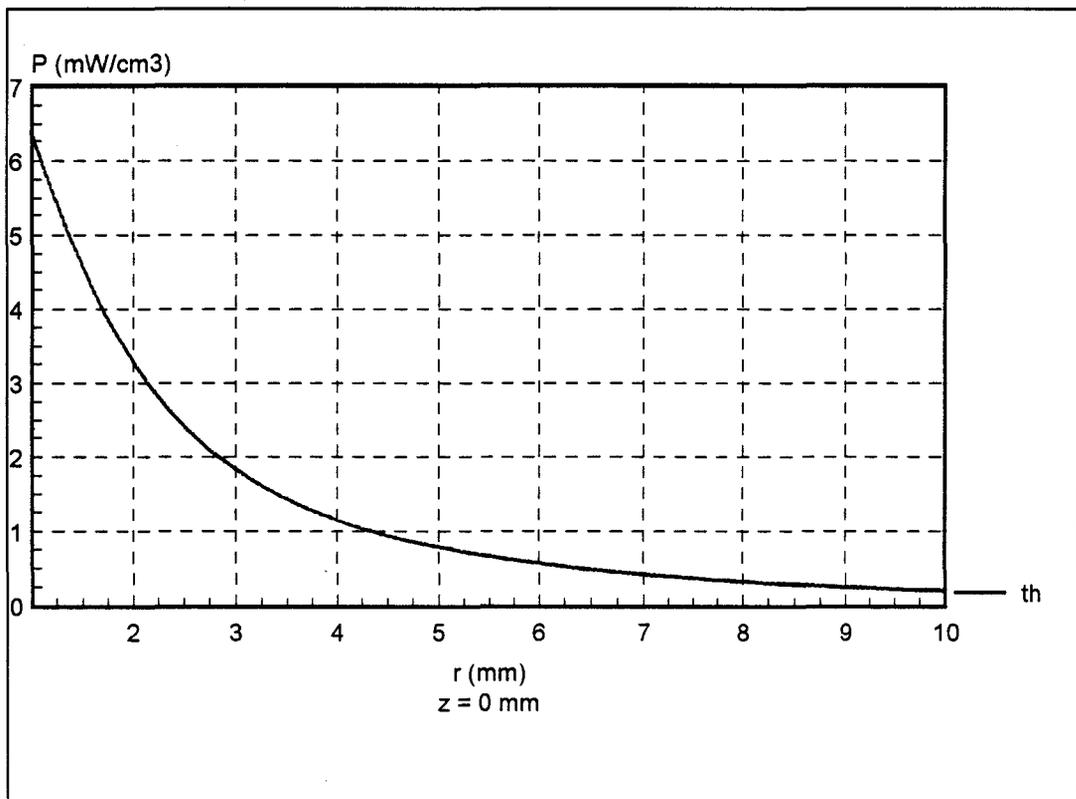


Fig II.8 - Évolution théorique de la densité de puissance déposée dans l'eau salée en fonction de la distance (r) dans le plan $z = 0$ mm; cas d'une antenne de standard UT34 ($h = 45$ mm) alimentée par une onde sinusoïdale d'amplitude 1 volt et de fréquence 3 GHz

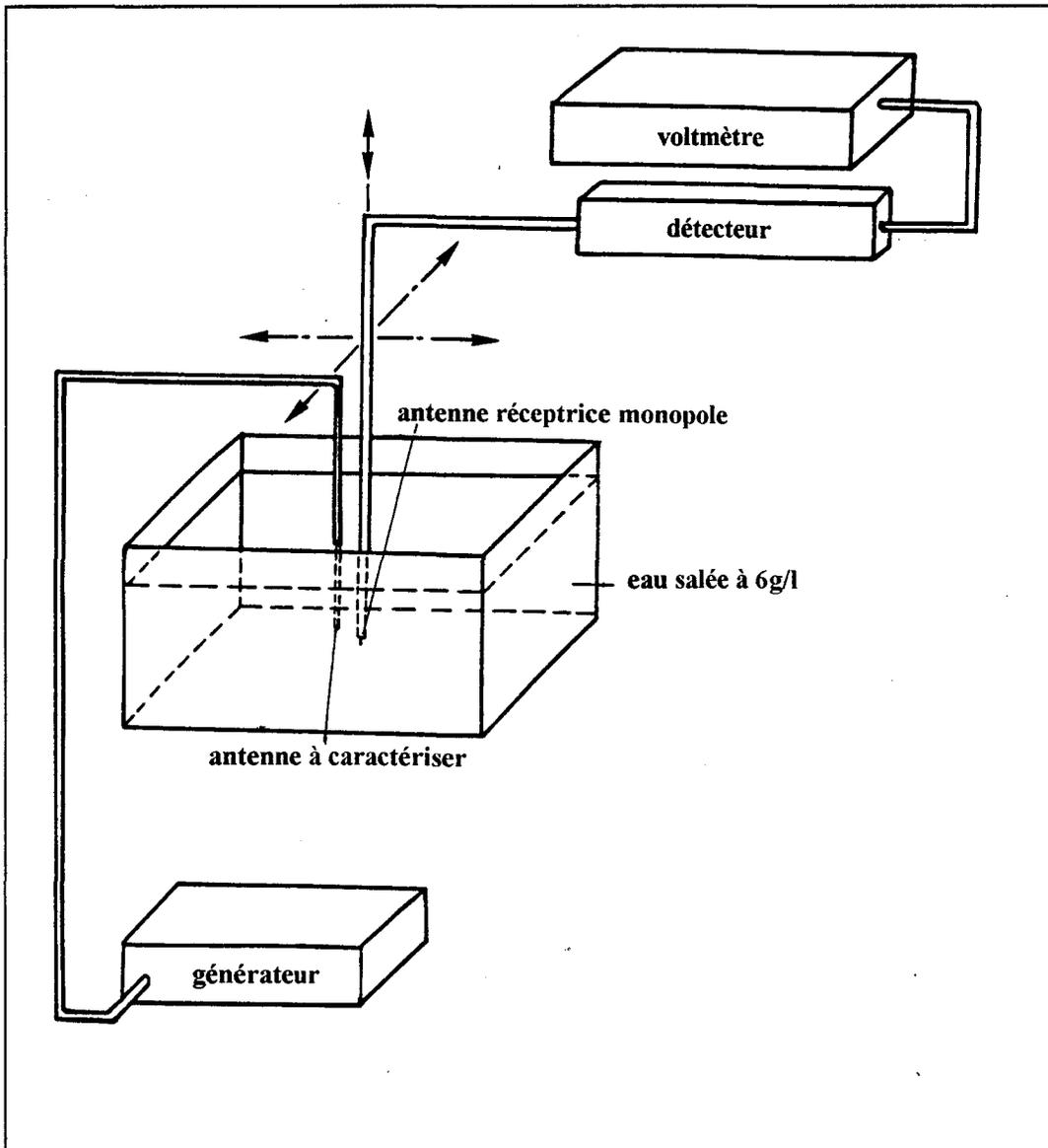


Fig II.9 - Description du banc de mesure utilisé pour le relevé des diagrammes de rayonnement en puissance

$$\delta_{\text{thé}} \approx 6 \text{ mm à } 434 \text{ MHz}$$
$$\delta_{\text{thé}} \approx 4 \text{ mm à } 915 \text{ MHz}$$

A partir de ces données, on peut déterminer le réseau de courbes isopuissances qui permet de mieux visualiser le volume chauffé par l'antenne. A titre d'exemple, nous représentons figure II.7 le diagramme théorique de rayonnement de l'antenne coaxiale ($h = 45 \text{ mm}$) précédemment mise au point pour un chauffage à 915 MHz autour du cathéter plongé dans l'eau salée.

Pour une antenne donnée, optimisée à une fréquence de chauffage, il est également essentiel de déterminer, par la même méthode, son diagramme de rayonnement aux fréquences utilisées en radiométrie (3 et 9 GHz).

Nous présentons figure II.8 les résultats théoriques de l'évolution de la densité de puissance à 3 GHz en fonction de la distance r dans le plan $z = 0 \text{ cm}$. L'antenne, optimisée à 915 MHz ($h = 45 \text{ mm}$), est alimentée par une onde sinusoïdale d'amplitude 1 volt et de fréquence 3 GHz.

II.2.2 Validation sur milieux équivalents

II.2.2.1 Banc de mesure de champ électrique

Pour confirmer cette approche théorique, nous mesurons à l'aide d'une antenne monopole réceptrice, mobile dans les trois directions de l'espace et associée à un détecteur quadratique relié à un voltmètre, les valeurs "du champ électromagnétique" dans le milieu liquide équivalent (eau salée à 6 g/l) simulant les milieux physiologiques (figure II.9) [43]. En réalité, la valeur de la tension détectée et mesurée, est directement proportionnelle au carré du champ électrique relevé en chaque point M de coordonnées x, y, z dans le milieu; ainsi, on obtient une information proportionnelle à la puissance déposée au point considéré. Le monopole long de 2 mm est placé verticalement selon la direction Oz : il relève principalement la composante de champ E_z .

II.2.2.2 Confirmation et validation expérimentale

Les valeurs relevées expérimentalement sont normalisées par rapport à la tension maximale accessible à la mesure. Les évolutions expérimentales de la puissance en fonction de r pour un z fixé sont reportées sur les figures II.4, II.5 et II.6 pour les plans respectifs $z = 0 \text{ cm}$, $z = 1 \text{ cm}$ et $z = 2 \text{ cm}$. La comparaison théorie-expérience montre une évolution similaire du dépôt de puissance dans le milieu considéré (eau salée).

L'antenne est caractérisée à la fréquence de chauffage, par la profondeur de pénétration

de l'onde électromagnétique dans le plan $z = 0$ cm. Cette valeur est proche de celle calculée théoriquement:

$$\begin{array}{l} \delta_{\text{thé}} \approx 4 \text{ mm à } 915 \text{ MHz} \\ \delta_{\text{exp}} \approx 4.5 \text{ mm à } 915 \text{ MHz} \end{array}$$

Ces résultats sont reportés sous la forme de courbes isopuissances à la fréquence de 915 MHz (figure II.7).

Cette antenne, optimisée à 915 MHz et insérée dans un cathéter plongé dans l'eau salée, est alors alimentée par une onde sinusoïdale de fréquence 3 GHz. Nous relevons les évolutions expérimentales de la puissance déposée en fonction de la distance r pour un z fixé. Ces résultats sont alors normalisés par rapport à la valeur maximale située dans le plan $z = 0$ cm au voisinage du cathéter et reportés sous la forme de courbes isopuissances sur la figure II.10.

Ce diagramme détermine le volume qui participe au signal radiométrique et sur lequel s'effectue l'intégration de la puissance de bruit thermique captée par l'antenne en radiométrie microonde. Il est appelé diagramme de contribution à la puissance captée. En effet, le principe de réciprocité des antennes permet de poser que le diagramme des champs électromagnétiques en mode passif est analogue à celui obtenu en mode actif, dans la mesure où l'adaptation électromagnétique aux fréquences radiométriques est considérée comme réalisée (paragraphe I.2.4).

L'ensemble de ces résultats donne alors le diagramme de rayonnement spécifique de l'antenne coaxiale étudiée et le diagramme de contribution à la puissance d'origine thermique captée.

Le diagramme de rayonnement expérimental d'une antenne coaxiale "réduite" optimisée à 915 MHz ($h = 20$ mm, $h' = 5$ mm) est illustré figure II.11. L'allure du réseau isopuissance est similaire à celle obtenue pour une antenne optimisée à 915 MHz lorsque $h' = 0$ mm. La profondeur de pénétration relevée dans le plan $z = 0$ cm est égale à $\delta = 5$ mm.

Aux fréquences de chauffage, il apparaît donc une bonne concordance entre les réseaux d'isopuissances expérimentaux et théoriques modélisés à l'aide de la méthode numérique de GAUSS-LEGENDRE. Les différences constatées restent de l'ordre de grandeur de l'erreur de mesure.

Le diagramme de rayonnement de l'antenne à 3 GHz montre une dissymétrie par rapport à ce plan $z = 0$ cm. L'hypothèse de R.W.P. KING, qui consiste à assimiler l'antenne à un dipôle électrique alimenté en son milieu n'est donc plus vérifiée aux fréquences radiométriques. Nous nous sommes donc limités à une étude théorique dans le plan $z = 0$ cm à ces fréquences radiométriques.

Une approche théorique plus complète doit être envisagée. Actuellement de nouvelles études sont menées à ce sujet faisant appel à la méthode des différences finies dans le domaine temporel (F.D.T.D.), méthode basée sur la résolution directe des équations de MAXWELL discrétisées [31].

En résumé, l'échauffement induit par une antenne rayonnant dans un milieu dissipatif est (d'après le diagramme de rayonnement) confiné au voisinage du cathéter comme l'a montré l'étude théorique et expérimentale du diagramme de rayonnement; ce qui impose une implantation multiple d'antennes pour traiter un volume tumoral important. Effectivement, ce problème ne peut être amélioré que dans une faible proportion en utilisant une antenne plus complexe [47,59,87]

L'objet du paragraphe suivant consiste à modéliser un réseau d'antennes.

II.3 GENERALISATION DE L'ETUDE AU CAS D'UNE IMPLANTATION MULTIPLE

II.3.1 Position du problème

En fonction de la localisation du volume tumoral et de sa taille, le clinicien implante un certain nombre d'antennes de manière à entourer la tumeur. L'implantation multiple d'antennes filaires génère alors un champ électromagnétique total résultant de la géométrie du réseau [42,52,53,70,76,79]. Le diagramme de rayonnement dans les tissus dépend alors :

- du nombre d'antennes implantées
- du positionnement des antennes (distance inter-antennes)
- de l'alimentation respective des différentes antennes
 - * alimentation simultanée en cohérence de phase
 - * alimentation d'amplitudes différentes
 - * alimentation introduisant des déphasages sur les courants
- de la fréquence de chauffage

II.3.2 Matériels et méthodes

A partir de la théorie de R.W.P. KING, utilisée pour le calcul de l'adaptation, associée à la méthode de GAUSS-LEGENDRE, nous avons simulé le rayonnement d'une antenne seule à partir du calcul de ses deux composantes de champ E_r et E_z .

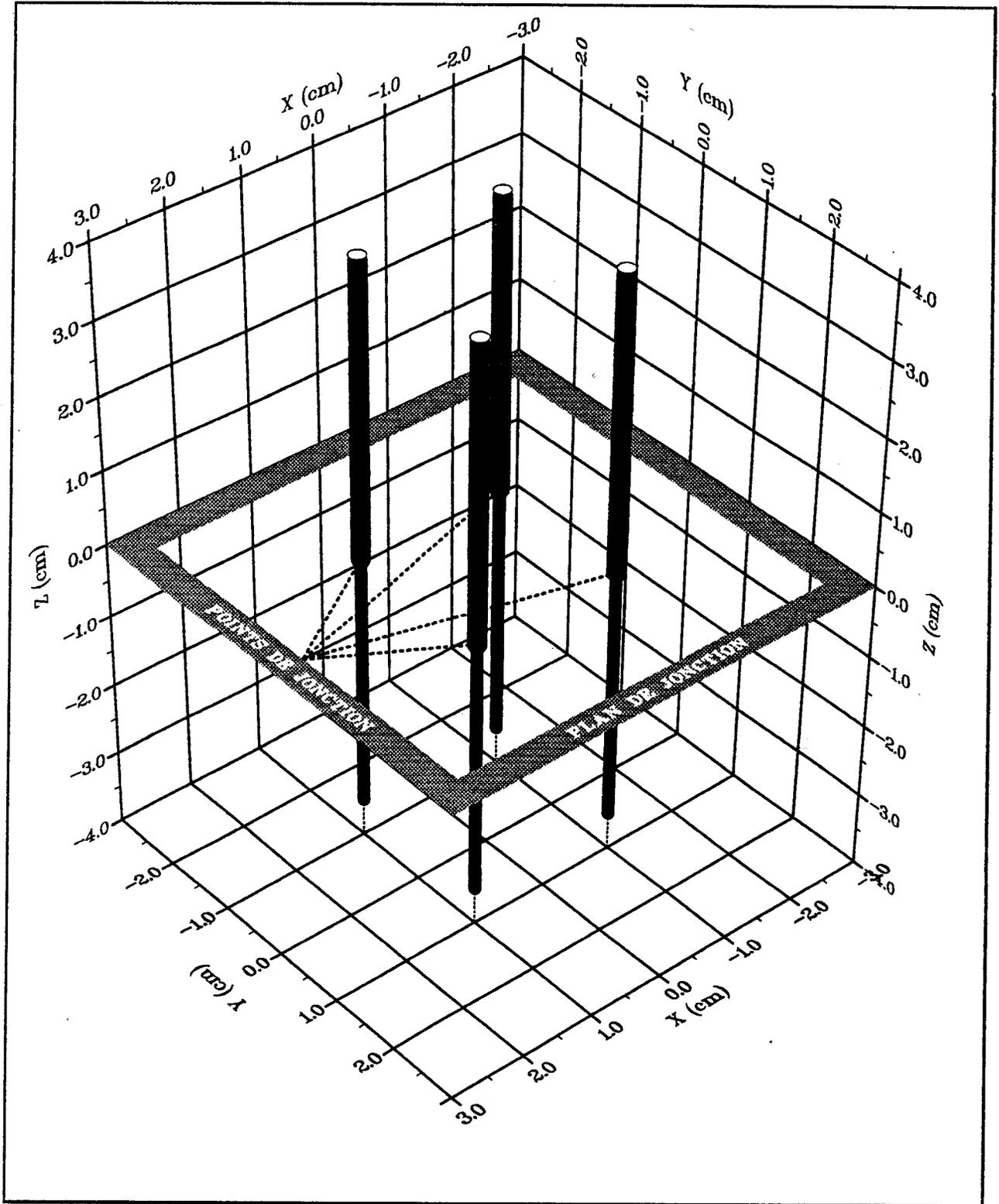


Fig II.12 - Présentation d'un réseau de quatre antennes coaxiales et du repère cartésien associé: identification du plan de jonction des antennes

Pour simuler une implantation multiple, la première étape consiste à décomposer la composante E_r en deux composantes E_x et E_y , afin d'utiliser un repère cartésien. Les composantes du champ électrique total (E_x^t , E_y^t , E_z^t) produites par un réseau d'antennes sont alors calculées en additionnant les contributions apportées par chacune des antennes en un point M de coordonnées x , y , z . Elles s'expriment par les relations:

$$E_x^t = \sum_{i=1}^N \frac{x - x_{oi}}{R_i} E_{ri} e^{j\theta_i} \quad (21)$$

$$E_y^t = \sum_{i=1}^N \frac{y - y_{oi}}{R_i} E_{ri} e^{j\theta_i} \quad (22)$$

$$E_z^t = \sum_{i=1}^N E_{zi} e^{j\theta_i} \quad (23)$$

avec:

$$R_i = \sqrt{(x - x_{oi})^2 + (y - y_{oi})^2}$$

- N : nombre d'antennes
- E_{ri} : composante radiale du champ induit par l'antenne i
- E_{zi} : composante axiale du champ induit par l'antenne i
- θ_i : phase du champ pour l'antenne i
- x_{oi}, y_{oi} : position de l'antenne i dans le repère x , y , z
- R_i : distance du point M à l'antenne i

La puissance absorbée par unité de masse (en $W.kg^{-1}$), dénommée Taux d'Absorption Spécifique (T.A.S.) s'exprime alors par la relation:

$$T.A.S. = \frac{\sigma}{2\rho} (|E_x^t|^2 + |E_y^t|^2 + |E_z^t|^2) \quad (24)$$

avec

- σ : conductivité électrique des milieux chauffés ($S.m^{-1}$)
- ρ : densité des milieux chauffés ($kg.m^{-3}$)

La puissance absorbée par unité de volume (en $W.m^{-3}$) du milieu chauffé s'exprime par la relation:

$$Q(x, y, z) = T.A.S. \times \rho \quad (25)$$

Comme nous l'avons montré au paragraphe II.1.4, les fonctions $F(r, z)$, $G(r, z)$, $H(r, z)$, $J(r, z)$ permettent de calculer dans un plan z fixé les composantes de champ (stockées

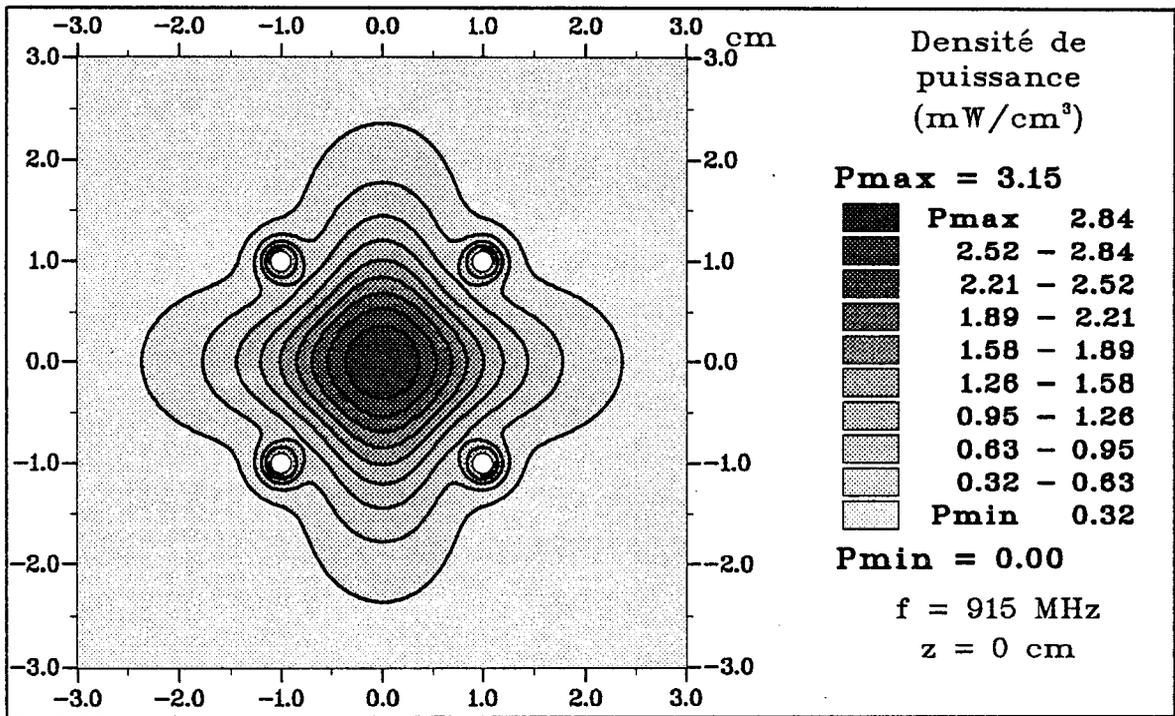


Fig II.13 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction (f = 915 MHz)

en mémoire sur ordinateur). Pour un point M donné, la contribution du champ électromagnétique d'une antenne i , située à la distance R_i du point M, utilise les valeurs numériques de ces fonctions pour $r = R_i$. Les fonctions discrétisées nécessitent l'emploi des fonctions d'interpolation "splines cubiques" pour calculer leurs valeurs exactes au point considéré. De cette manière, la distribution du champ électromagnétique induit par les N antennes est représentée sous forme matricielle. Les couplages pouvant résulter de la juxtaposition des antennes ne sont pas pris en compte. Le milieu étant fortement absorbant et la distance inter antennes étant toujours supérieure à 10 mm, nous avons vérifié (cf. paragraphe I.4.2.2) que le couplage était négligeable.

II.3.2.1 Application numérique

Une première application est proposée, à la fréquence de 915 MHz. Le réseau est constitué de quatre antennes filaires de type UT34 implantées dans un muscle et placées aux sommets d'un carré de deux centimètres de côté selon le schéma de la figure II.12. Les antennes, glissées dans des cathéters plastiques, sont implantées suivant des directions parallèles; les points de jonction des antennes (point à partir duquel le conducteur extérieur a été enlevé) forment un plan perpendiculaire à la direction des antennes appelé plan de jonction ($z = 0$ cm). Cette configuration d'implantation d'antennes est définie pour la suite de l'étude comme le réseau de référence. En conséquence de l'application du formalisme de R.W.P. KING, une symétrie du diagramme de rayonnement est respectée par rapport au plan de jonction ($z = 0$ cm). Les antennes sont alimentées en cohérence de phase pour une puissance incidente de 1 Watt/antenne. Numériquement, la surface d'étude est définie comme un carré de 6 cm de côté dans lequel est centré le réseau de quatre antennes. La matrice, caractérisant cette zone, est constituée de 100 x 100 éléments. Le pas de calcul est de 0.6 mm.

La distribution de puissance théorique calculée, dans le plan de jonction ($x, y, 0$), d'un réseau de quatre antennes est présentée figure II.13 sous la forme de courbes isopuissances.

Les valeurs sont rapportées à la valeur maximale de la puissance qui dans ce cas se situe au centre ($0, 0, 0$) du réseau.

La composition des différents champs électriques crée un maximum de champ total au centre du réseau et par voie de conséquence un maximum de puissance déposée au centre.

II.3.3 Influence de la position des antennes: cas simple

II.3.3.1 Aspects dimensionnels

La curiethérapie utilise toujours plusieurs cathéters implantés au sein ou autour de la tumeur. L'écartement entre ces cathéters, de l'ordre de 15 mm environ, est imposé par

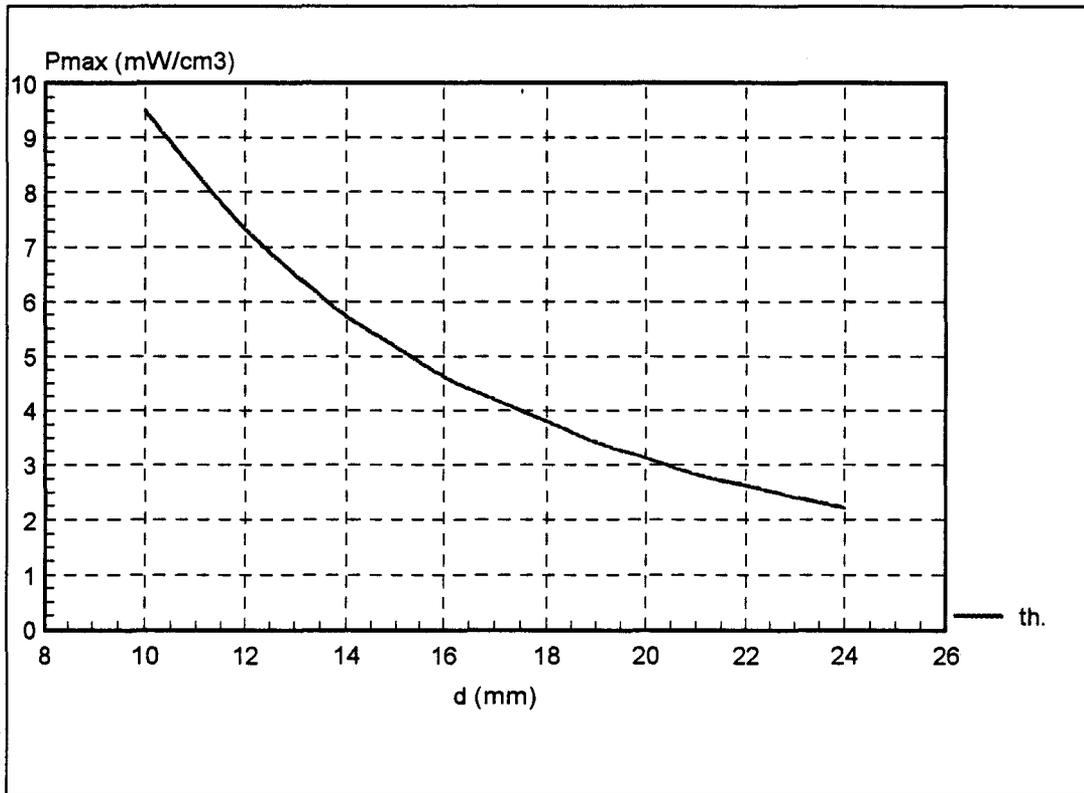


Fig II.14 - Evolution théorique de la densité de puissance maximale située au centre d'un réseau de quatre antennes placées aux sommets d'un carré de d cm de coté en fonction de la distance d ; le réseau est implanté dans du muscle

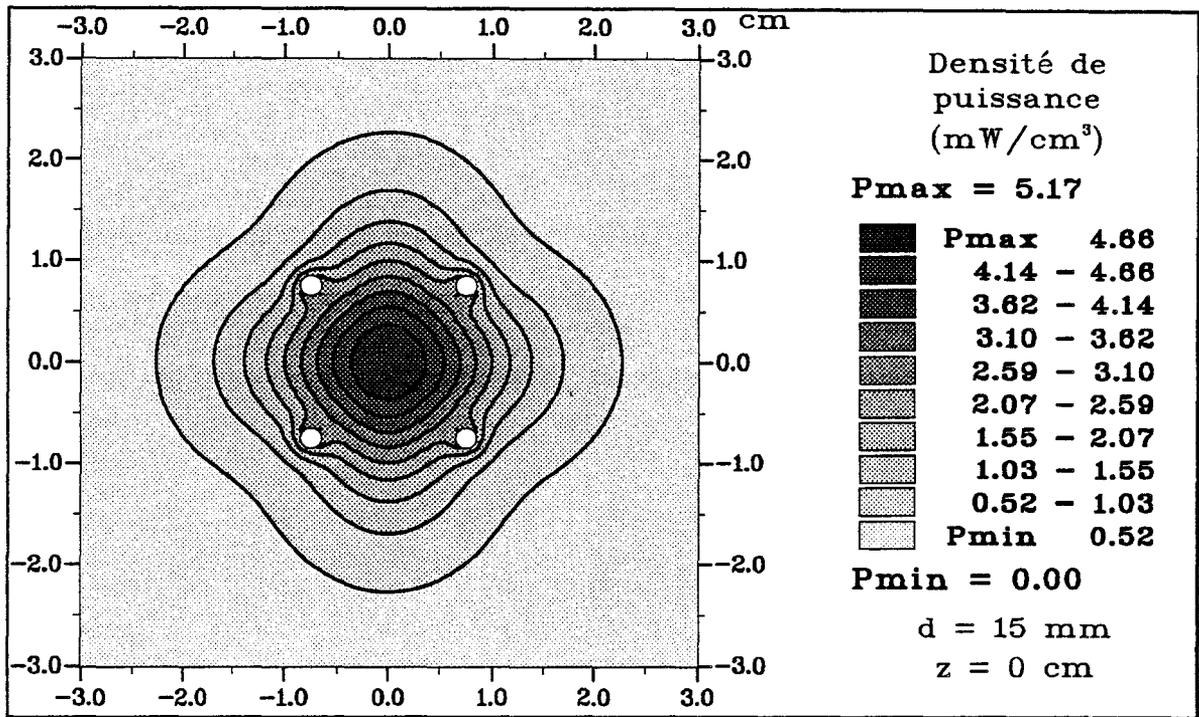


Fig II.15 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 distantes de 15 mm dans le plan de jonction à la fréquence de 915 MHz

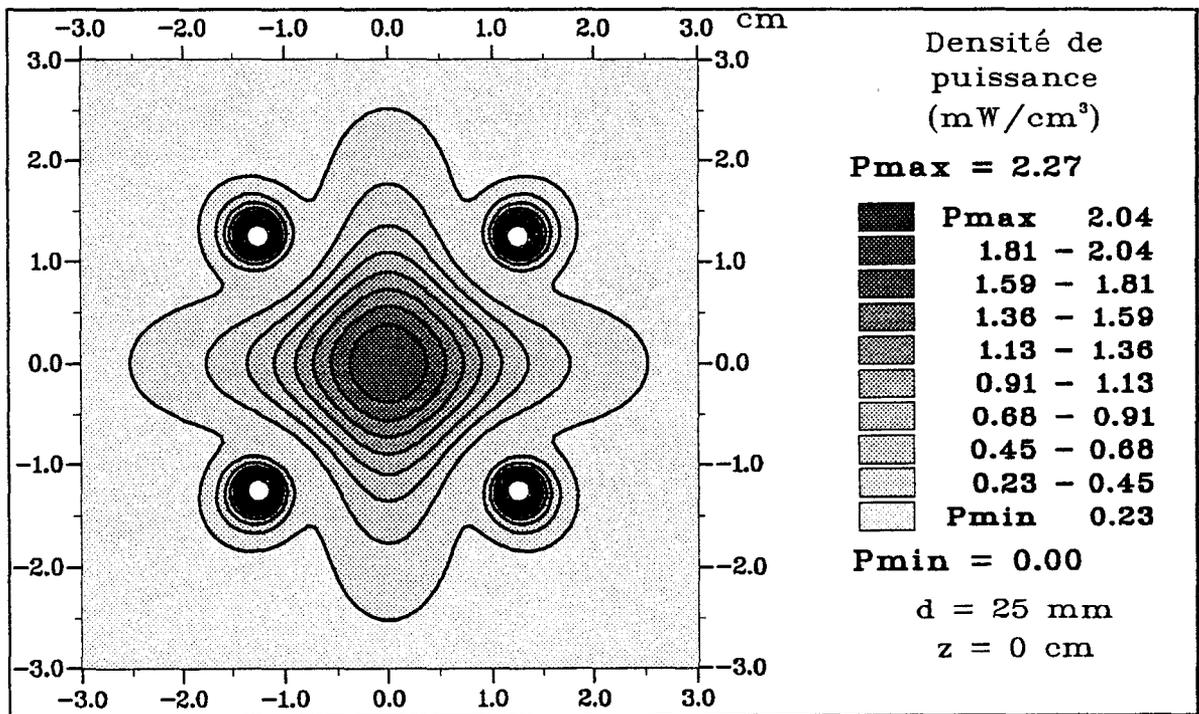


Fig II.16 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 distantes de 25 mm dans le plan de jonction à la fréquence de 915 MHz

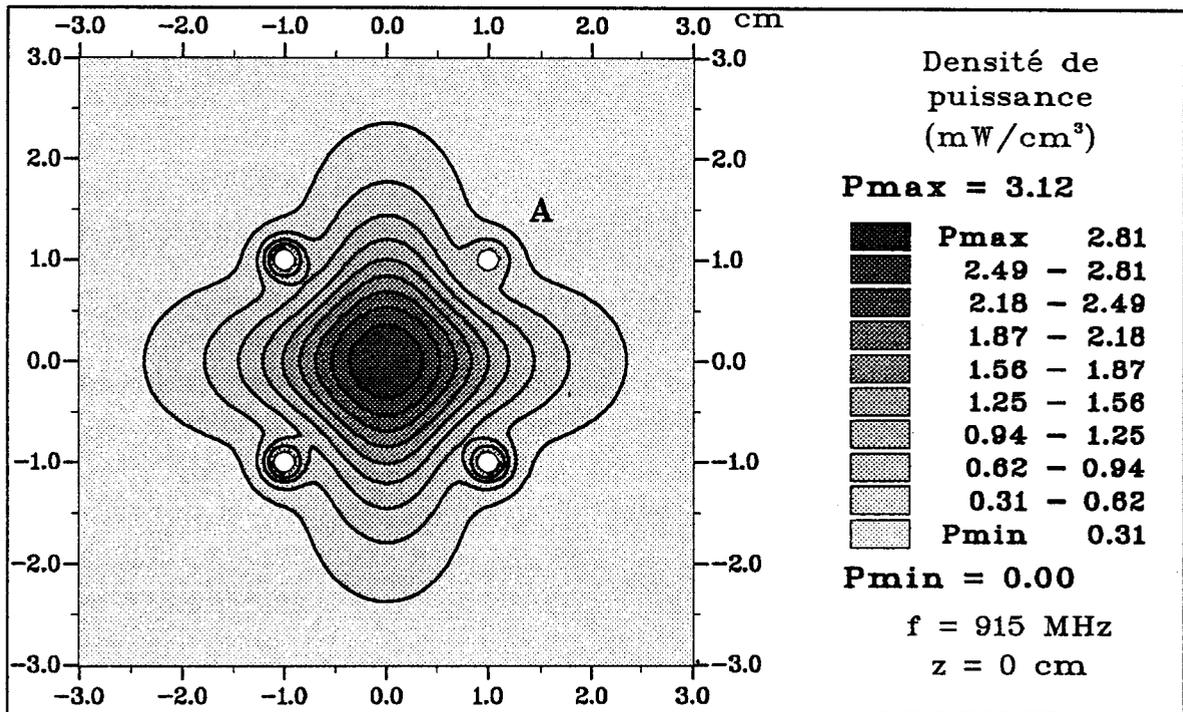


Fig II.17 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz
L'antenne A est décalée de 5 mm par rapport au plan z = 0 cm

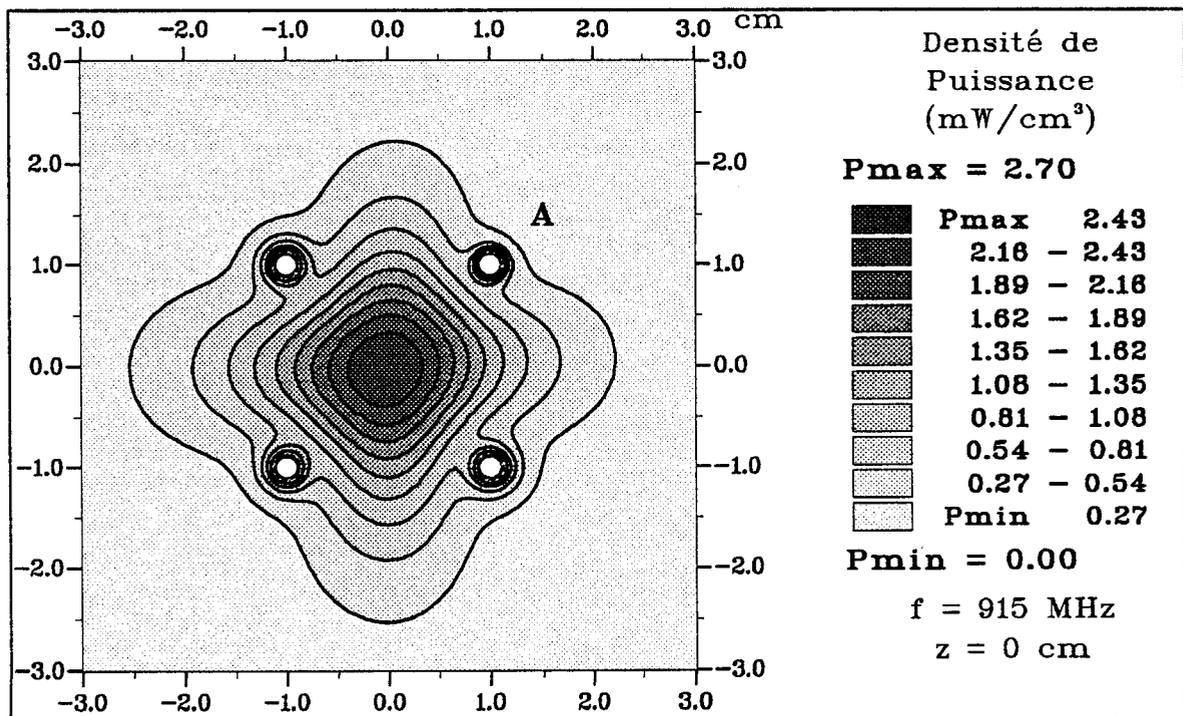


Fig II.18 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz
L'antenne A est décalée de 15 mm par rapport au plan z = 0 cm

l'implantation des fils d'Iridium.

Cette distance réduite entre chaque antenne permet une composition des ondes lorsque les antennes sont alimentées simultanément (en phase ou non), le nombre d'antennes varie généralement entre 2 et 8.

Afin de mettre en évidence les limitations de la composition des champs électriques, l'influence de la distance inter-antennes (d) est étudiée pour des distances comprises entre 10 et 25 mm, dans un réseau de 4 antennes.

L'évolution théorique de la puissance calculée au centre du réseau en fonction de la distance (d) entre les antennes est reportée figure II.14. Le niveau maximum de puissance obtenue pour une distance $d = 10$ mm y est cinq fois supérieur à celui atteint pour une distance de 24 mm. A titre d'illustration, nous présentons figure II.15 le diagramme de rayonnement obtenu pour une distance $d = 15$ mm. Pour une distance d supérieure à 24 mm, nous constatons que le maximum de puissance n'est plus situé au centre du réseau, mais localisé autour de chaque antenne. Nous mettons en évidence ce résultat en présentant figure II.16 la carte de puissance obtenue pour $d = 25$ mm.

II.3.3.2 Influence de la position des points de jonction

La mise en place des cathéters par le clinicien lors d'une séance d'hyperthermie est un acte délicat. Seule une radiographie permet de contrôler la position des cathéters et les positions des antennes dans ces cathéters. Si les points de jonction des antennes, définis comme le point milieu d'une antenne dipôle, ne sont pas placés dans un même plan, le diagramme de rayonnement est modifié. L'influence d'un décalage de la position d'une antenne A suivant la direction Oz est étudiée dans le réseau de quatre antennes distantes de 2 cm. L'antenne A est décalée suivant l'axe Oz de 5 mm (figure II.17) et 15 mm (figure II.18).

Pour un décalage de 5 mm de l'antenne A, la répartition de puissance varie peu dans le plan de jonction des trois antennes. Le niveau maximal de puissance atteint au centre du réseau reste le même. En revanche, une variation de position de 15 mm pour l'antenne A, entraîne une déformation sensible du réseau des courbes isopuissances et une diminution de la valeur maximum d'environ 15%. Ces variations restent faibles et donc le décalage d'une antenne dans un réseau n'influe que modérément sur la composition des ondes électromagnétiques.

II.3.4 Aspects fréquentiels

L'implantation des antennes, et par conséquent la distance qui les sépare, est guidée par la curiethérapie. Or deux fréquences de chauffage (434 MHz et 915 MHz) sont employées en hyperthermie interstitielle. Une étude comparative entre les distributions de puissance obtenues à ces deux fréquences pour un même réseau d'antennes constitué de quatre antennes distantes

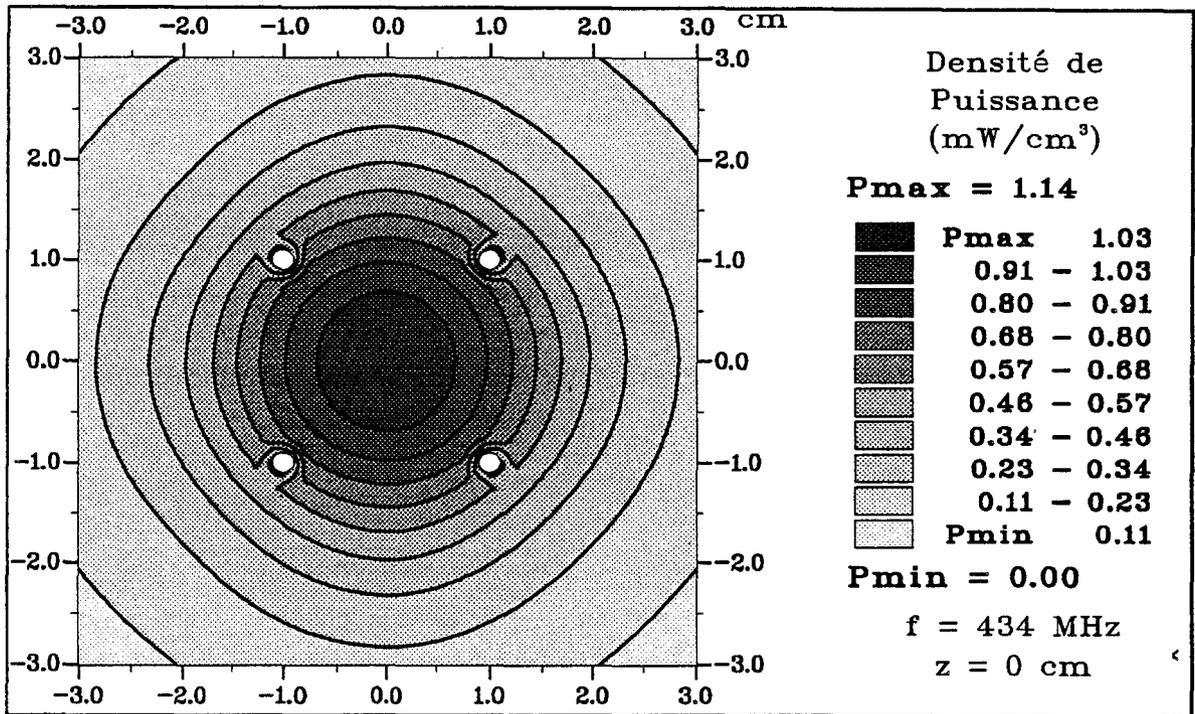


Fig II.19 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 434 MHz

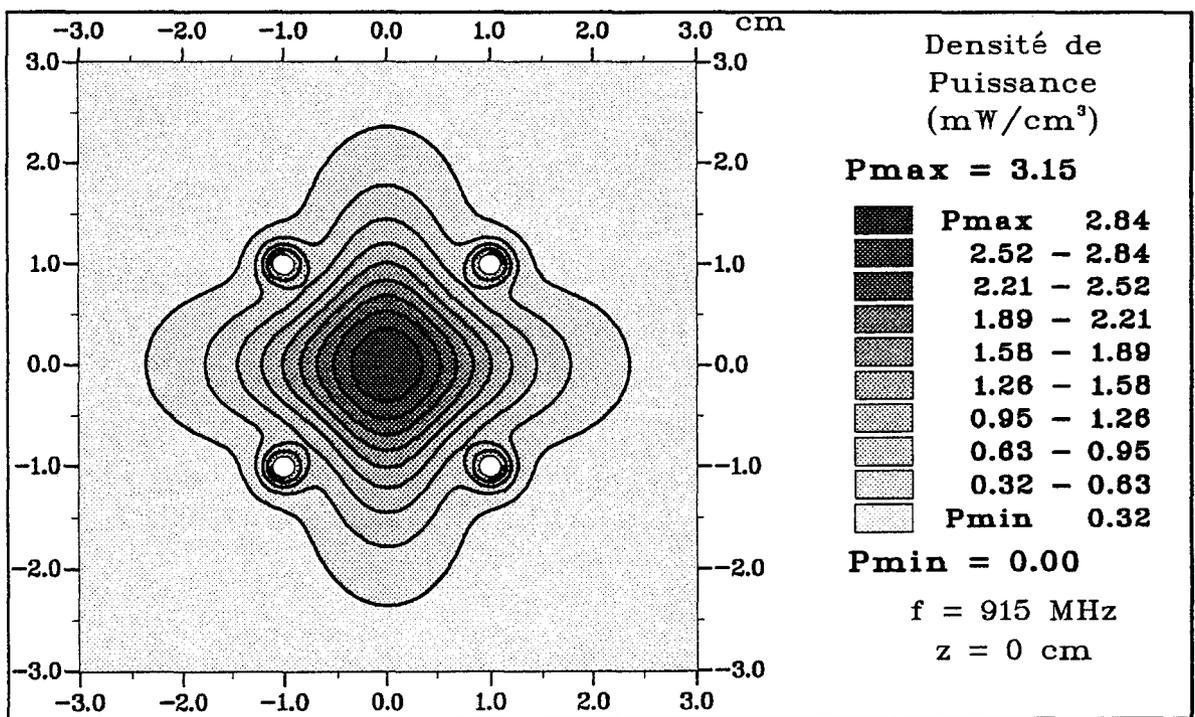


Fig II.20 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz

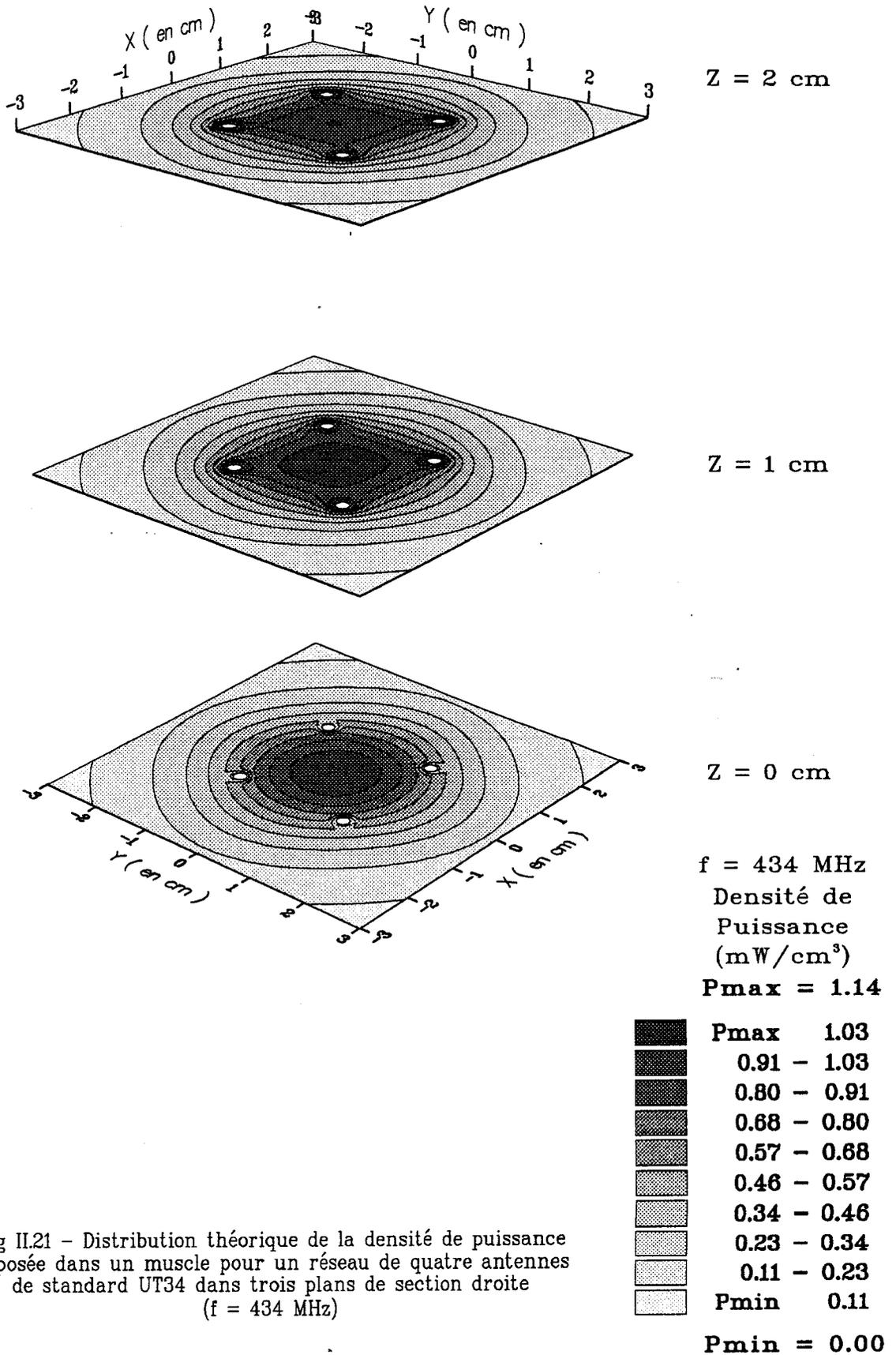


Fig II.21 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans trois plans de section droite (f = 434 MHz)

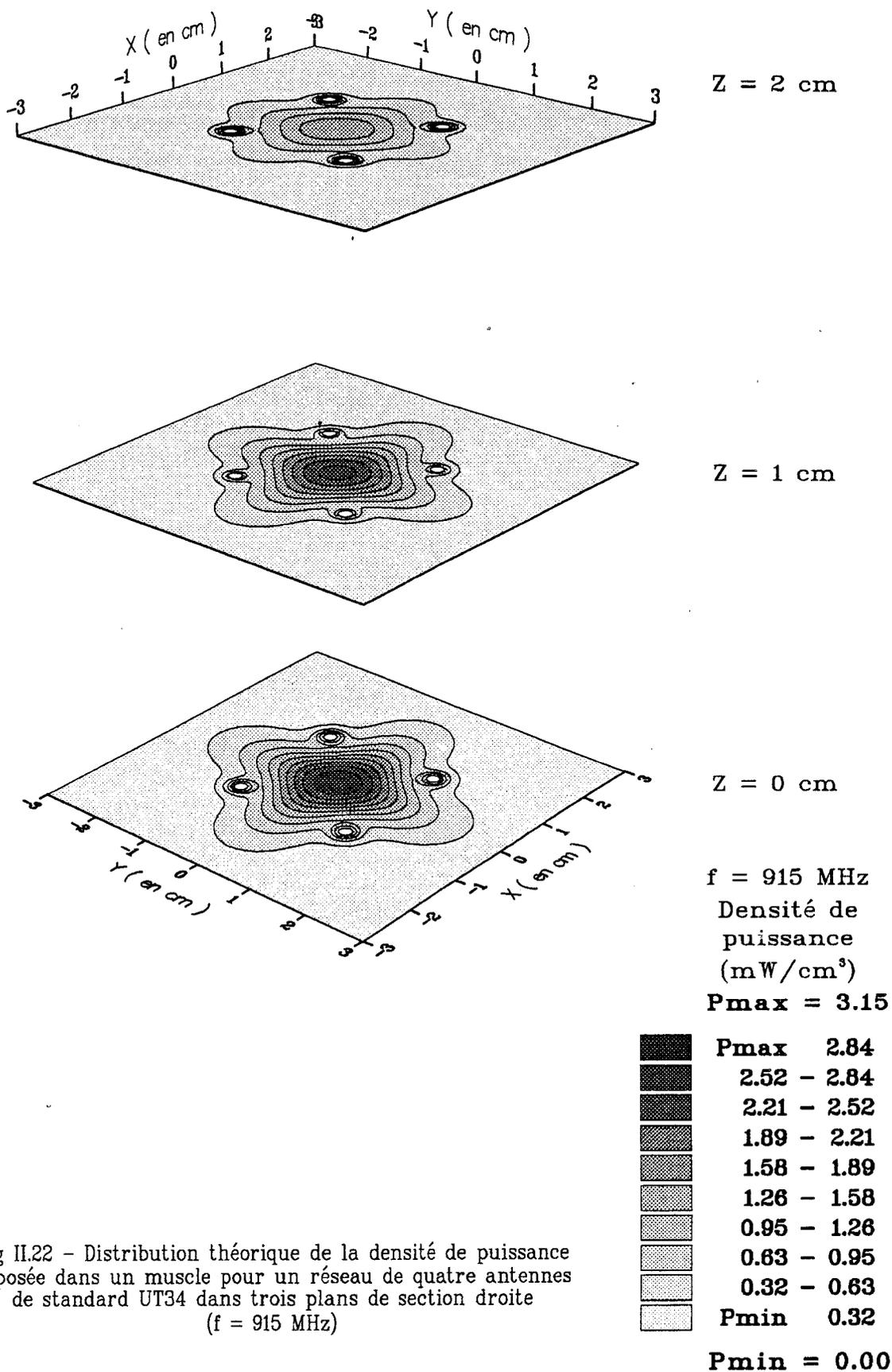
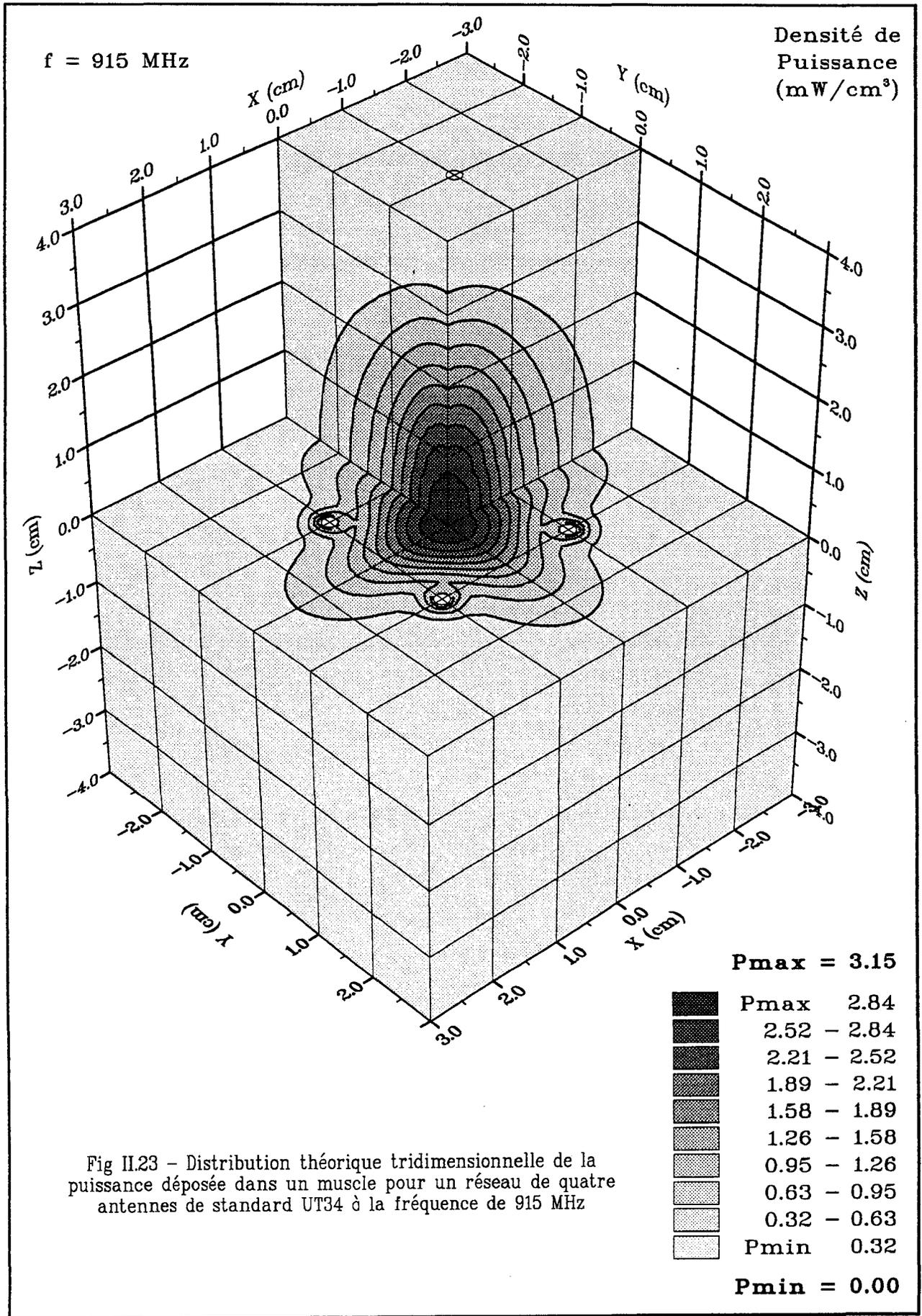


Fig II.22 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans trois plans de section droite (f = 915 MHz)



de 2 cm se relève indispensable [71]. L'étude est réalisée en alimentant chaque antenne du réseau par un watt.

Les figures II.19 et II.20 représentent les répartitions de puissance obtenues par la simulation dans le plan $z = 0$ cm. Le niveau maximal est situé dans les deux cas au centre du réseau. La valeur du maximum de puissance est trois fois plus élevée à 915 MHz qu'à 434 MHz. La courbe isopuissance 20 % entoure les antennes à 915 MHz alors que 50 % de la puissance est concentrée dans le volume délimité par les antennes à 434 MHz. Cette étude comparative du réseau d'isopuissances permet de conclure que le diagramme dans le plan de jonction est plus étalé à 434 MHz qu'à 915 MHz ce qui conduira donc à un volume chauffé plus important.

Une même étude est réalisée pour les plans $z = 1$ cm et $z = 2$ cm, parallèles au plan de jonction des antennes. Les évolutions de la distribution de la puissance sont reportées pour les deux fréquences de chauffage sur la figure II.21 pour $f = 434$ MHz et figure II.22 pour $f = 915$ MHz. Nous constatons une évolution similaire des courbes isopuissances dans chaque plan de section droite.

II.3.5 Modélisation électromagnétique tridimensionnelle

Le formalisme utilisé pour la modélisation du diagramme de champ donne accès à la répartition de puissance en volume [99]. Les études électromagnétiques tridimensionnelles, en règle générale, demandent beaucoup de temps de calcul et de place mémoire et ne se représentent pas aisément. Toutefois, l'étude théorique, menée sur micro-ordinateur de type 386/33 MHz, donne le résultat de la figure II.23 dans le cas du réseau de quatre antennes.

Les résultats obtenus montrent que 50 % de l'énergie déposée est concentrée dans un volume n'excédant pas 4 cm de haut (2 cm de part et d'autre du plan de jonction) .

Un exemple d'implantation est schématisé figure II.24 correspondant à une implantation de 6 antennes placées 2 à 2 dans 3 plans de jonction parallèles et distants de 2 cm. Chaque antenne est alimentée par une puissance incidente de 1 Watt.

Le résultat de cette simulation théorique du calcul de la puissance déposée est reporté figure II.25. Le niveau maximal est sensiblement inférieur au cas du réseau de quatre antennes malgré une puissance incidente supérieure ($P = 6$ W) mais le volume délimité par l'isopuissance 50 % est plus grand du fait de la position des 6 antennes.

II.4 ETUDE DE L'INFLUENCE DE LA PHASE

II.4.1 Principe de la méthode

Les résultats précédents mettent en évidence la composition des champs

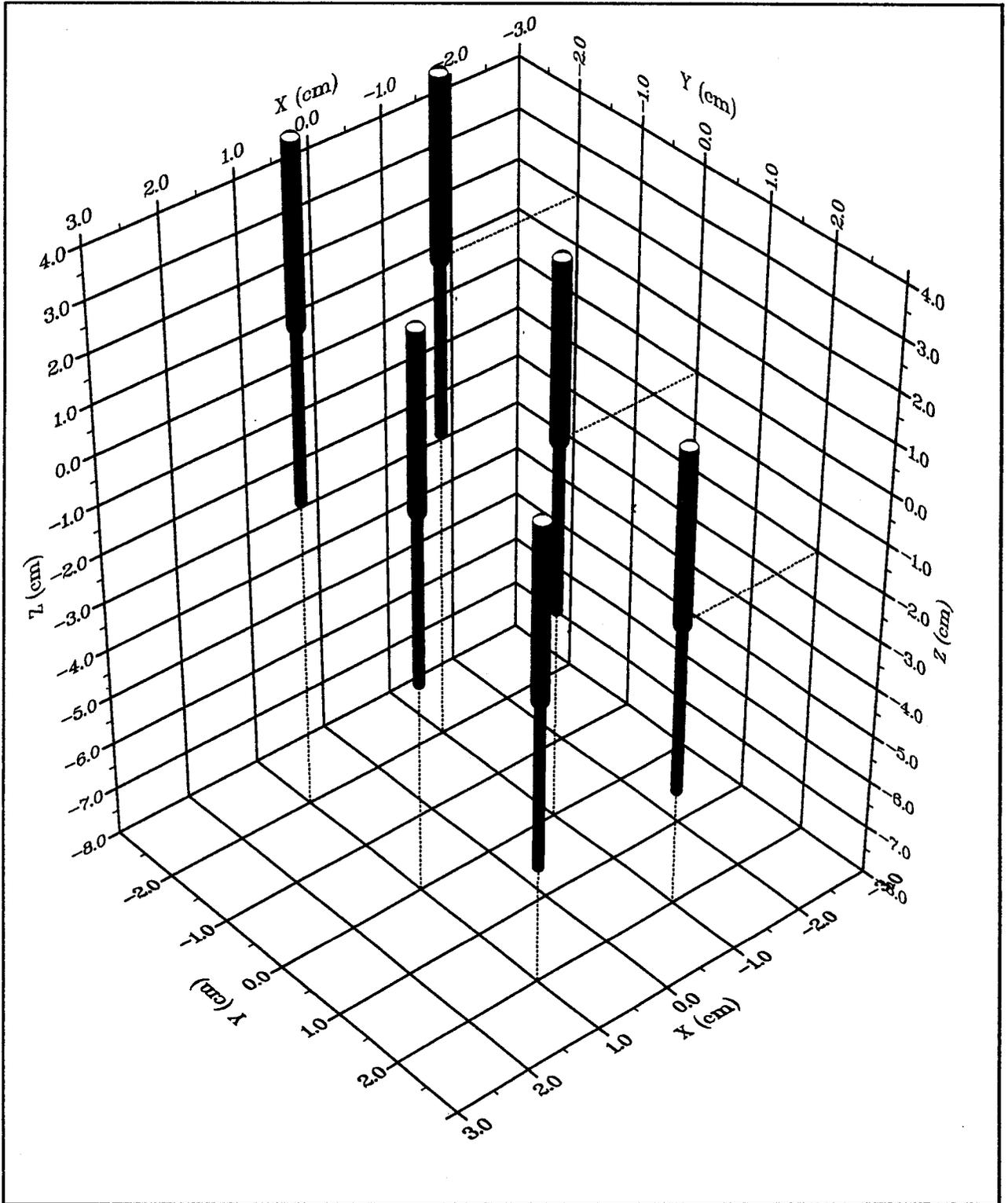
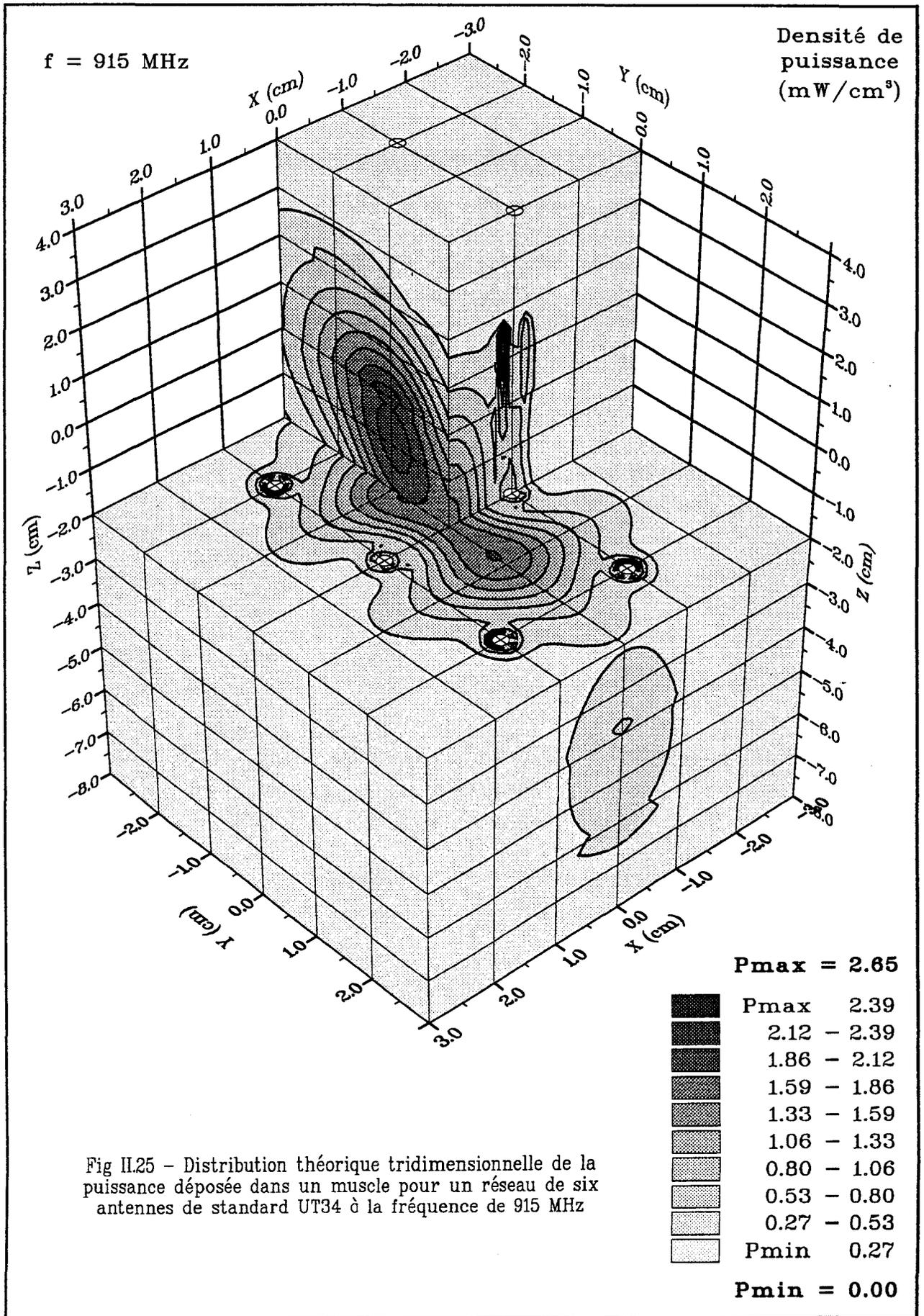


Fig II.24 - Présentation d'un réseau de six antennes coaxiales et du repère cartésien associé



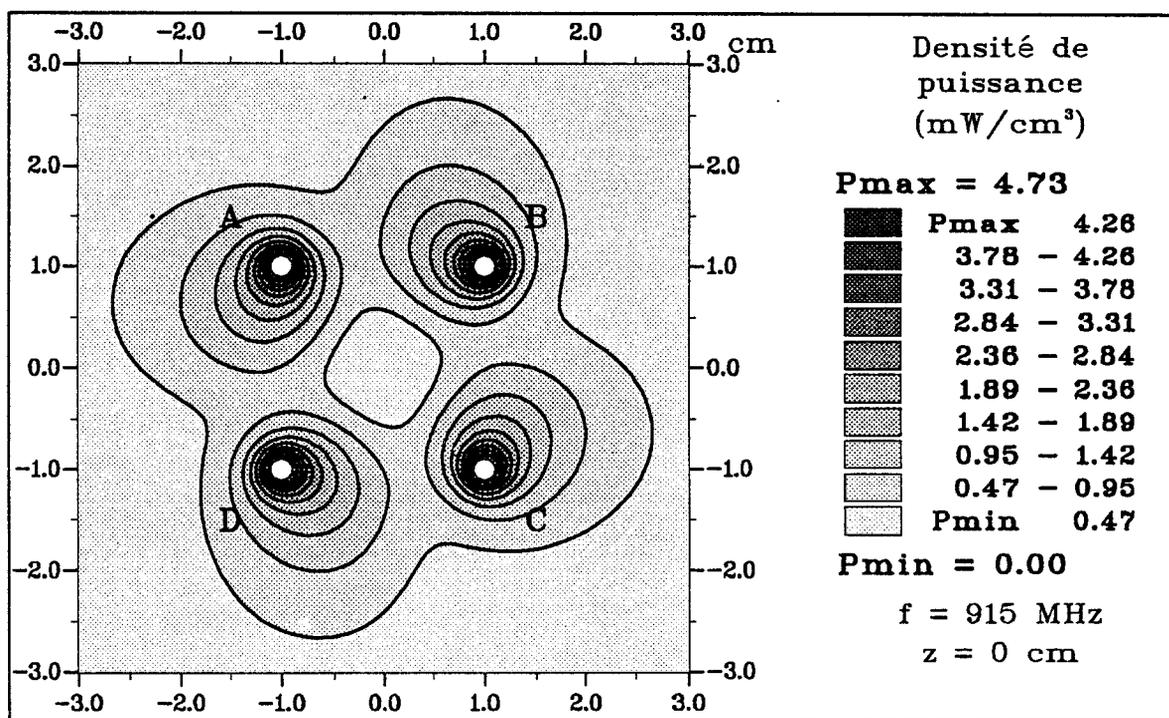


Fig II.26 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: les courants d'alimentation des antennes A, B, C, D sont respectivement déphasés de 0°, 90°, 180°, 270°

électromagnétiques résultant d'une implantation d'antennes multiples et montrent l'influence des positions respectives des antennes sur la distribution de champ. Le champ électrique total en un point donné résulte de la contribution de chaque antenne en ce point. Cette résultante dépend de l'amplitude et de la phase du champ électromagnétique rayonné en ce point par chacune des antennes. En conséquence, il est possible de modifier la distribution de puissance déposée dans les tissus sans changer la configuration des antennes en ajustant simplement les amplitudes et les phases des courants d'alimentation des différentes antennes [72].

D'un point de vue théorique, il est aisé de modéliser l'alimentation d'une antenne du réseau par un courant déphasé par rapport aux trois autres, ceci se traduit par un terme de phase au niveau du champ E_x , E_y , E_z rayonné par l'antenne considérée dans le réseau.

D'un point de vue expérimental, chaque antenne est alimentée par des tronçons de ligne de longueurs identiques. Pour obtenir un déphasage sur l'une des antennes il suffit d'ajouter un tronçon de longueur fixée afin d'obtenir le déphasage souhaité à la fréquence de chauffage. L'effet principal de ce déphasage est de générer un champ électrique total (E_x^t , E_y^t , E_z^t) différent et par conséquent de déplacer le maximum de puissance déposée. La fréquence de chauffage est fixée à 915 MHz et l'étude est menée dans le plan de jonction des antennes ($z = 0$ cm).

II.4.2 Cas d'études

Nous présentons un premier cas particulier pour illustrer ce principe. Dans le réseau de quatre antennes défini au paragraphe II.3.2.1, nous envisageons des déphasages de trois antennes par rapport à la quatrième. Un terme de phase est introduit dans les expressions des courants d'alimentation des antennes pour une puissance incidente égale à 1 Watt/antenne. Ces déphasages sont respectivement de 0 , 90° , 180° , 270° sur les quatre antennes A, B, C, D.

Sur la figure II.26, la distribution de puissance déposée montre que le maximum atteint ne se situe plus au centre du réseau. En revanche, quatre zones de densité de puissance importante apparaissent au voisinage des antennes.

Une seconde étude consiste à simuler le diagramme de rayonnement de deux antennes placées dans un même plan, distantes de deux centimètres. Dans un premier temps, les deux antennes sont alimentées en cohérence de phase. Le diagramme de rayonnement est reporté sur la figure II.27. Le niveau maximal de puissance est atteint au niveau des antennes et une partie de cette puissance est déposée au milieu des deux antennes. En revanche, si les antennes sont alimentées avec des courants déphasés de 180° l'un par rapport à l'autre, nous constatons une distribution de puissance totalement différente (figure II.28).

Ce cas particulier reflète en fait le principe d'un miroir (électrique) infini situé à un

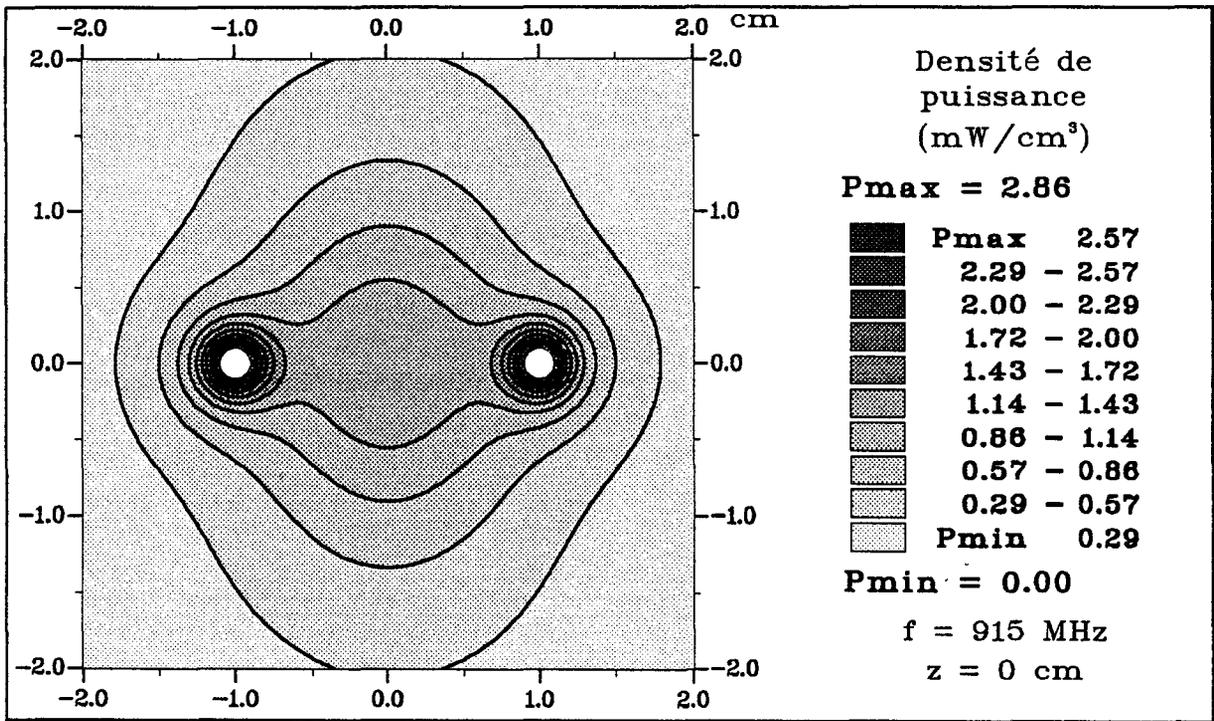


Fig II.27 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de deux antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz

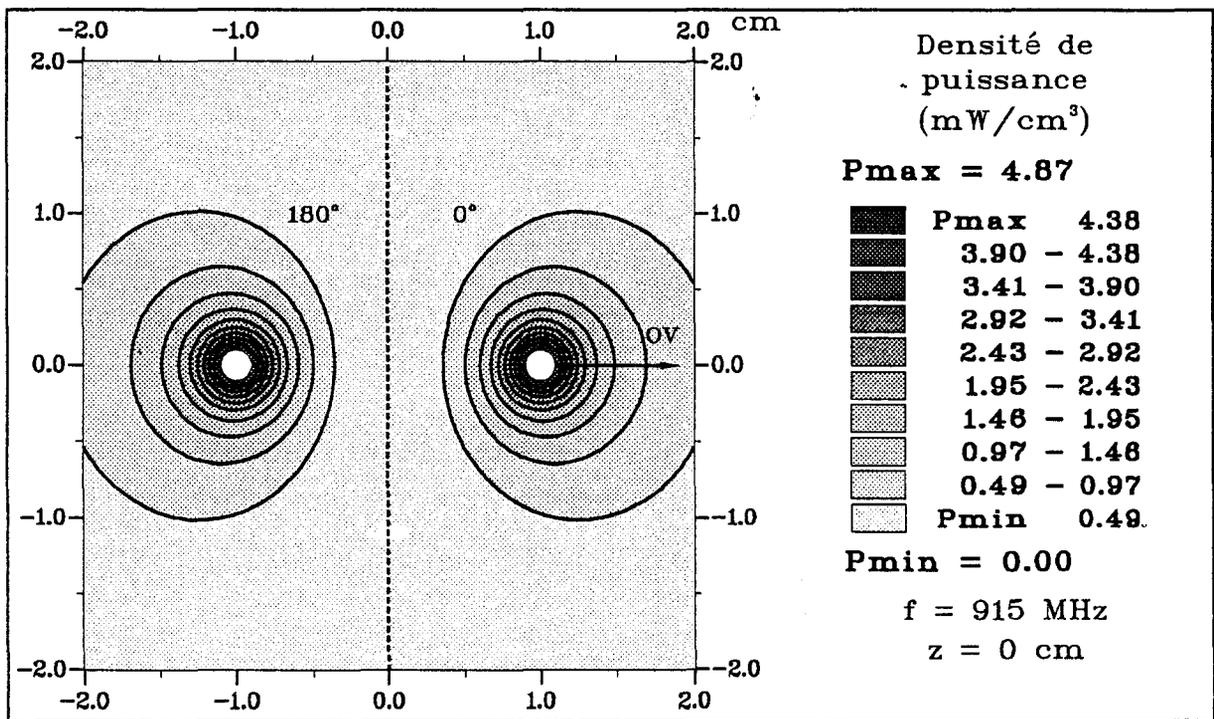


Fig II.28 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de deux antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: les courants d'alimentation sont déphasés de 180°

centimètre d'une antenne. La présence d'un miroir fictif est mise en évidence par un trait pointillé. La carte de champ comprenant le champ vrai et le champ virtuel est bien symétrique par rapport à cet axe. De cette distribution de puissance, nous pouvons déterminer la profondeur de pénétration suivant l'axe OV résultant de la présence du plan métallique fictif. Il vient:

$$\delta = 6 \text{ mm à } f = 915 \text{ MHz}$$

Ce résultat met en évidence l'intérêt d'une focalisation par un miroir de l'énergie rayonnée par une antenne coaxiale. L'optimisation de cette focalisation dépend de la distance séparant l'antenne et le miroir et donc de la nature du milieu pour une antenne donnée.

Ce miroir métallique réfléchissant et focalisant est celui qui a été retenu dans le cas d'applicateurs endocavitaires focalisants à antennes filaires.

II.4.3 Exemple d'application

L'influence du déphasage du courant d'alimentation d'une antenne sur la répartition de puissance au sein du réseau formé par les quatre antennes est étudiée de façon théorique. Nous présentons figures II.29, II.30, II.31, II.32 les résultats obtenus pour les valeurs de déphasage 45°, 90°, 135° et 180°. Le maximum de champ se déplace en direction opposée à l'antenne déphasée. Une modification importante de la distribution de puissance en résulte. Il peut être intéressant d'utiliser ce résultat pour obtenir un diagramme particulier.

Une répartition de puissance symétrique ne peut être obtenue, dans ce réseau, que par des antennes et câbles d'alimentation associés identiques.

La distribution de puissance pour un réseau donné, peut aussi être modifiée en jouant sur les amplitudes des courants d'alimentation sans qu'il soit besoin de modifier l'implantation des antennes.

II.4.4 Comparaison amplitude - phase

Comme précédemment, l'étude est effectuée sur le réseau d'antennes du paragraphe II.3.2.1 à la fréquence de 915 MHz sachant que l'allure des résultats est la même qu'à 434 MHz. La figure II.33 présente un exemple de distribution de puissance obtenue lorsque les quatre antennes sont en cohérence de phase. Un watt est injecté sur chacune des trois antennes, 1.3 Watt est injecté sur la quatrième antenne (antenne A).

Le niveau maximal de puissance varie peu. L'allure des courbes isopuissances est légèrement modifiée dans un voisinage proche de l'antenne alimentée par $P = 1.3 \text{ W}$.

La même étude (figure II.34) est réalisée en augmentant l'amplitude du courant d'alimentation de l'antenne A ($P = 1.5 \text{ W}$).

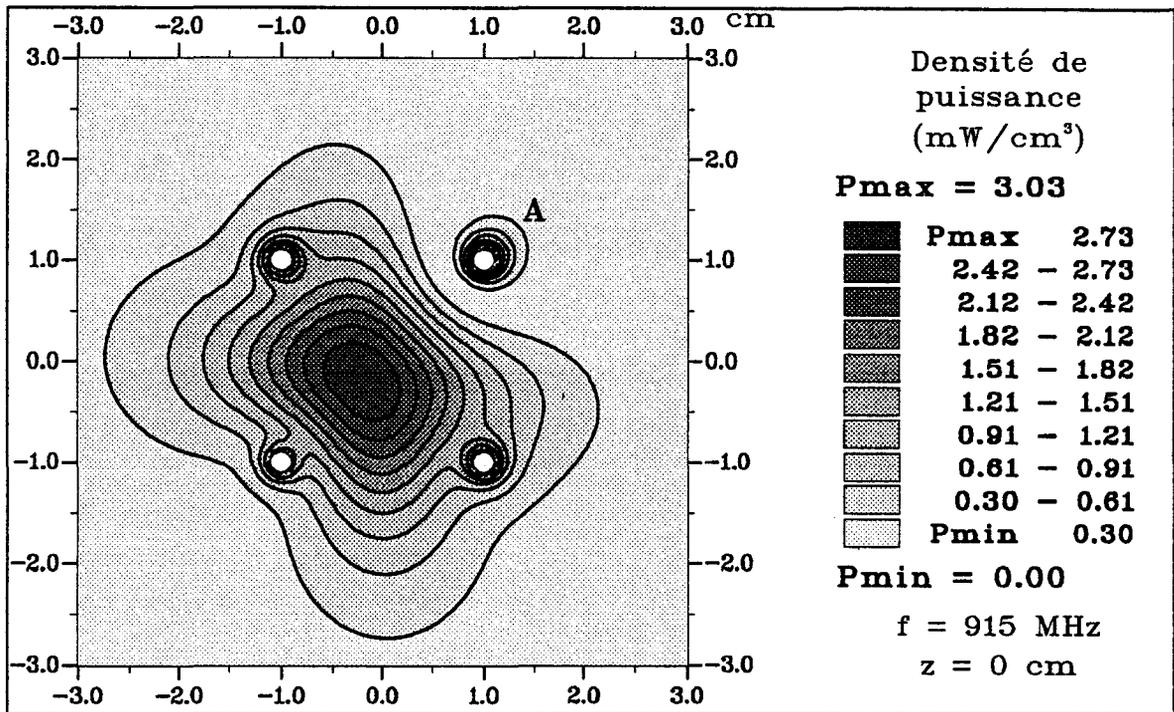


Fig II.29 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 45° par rapport aux trois autres

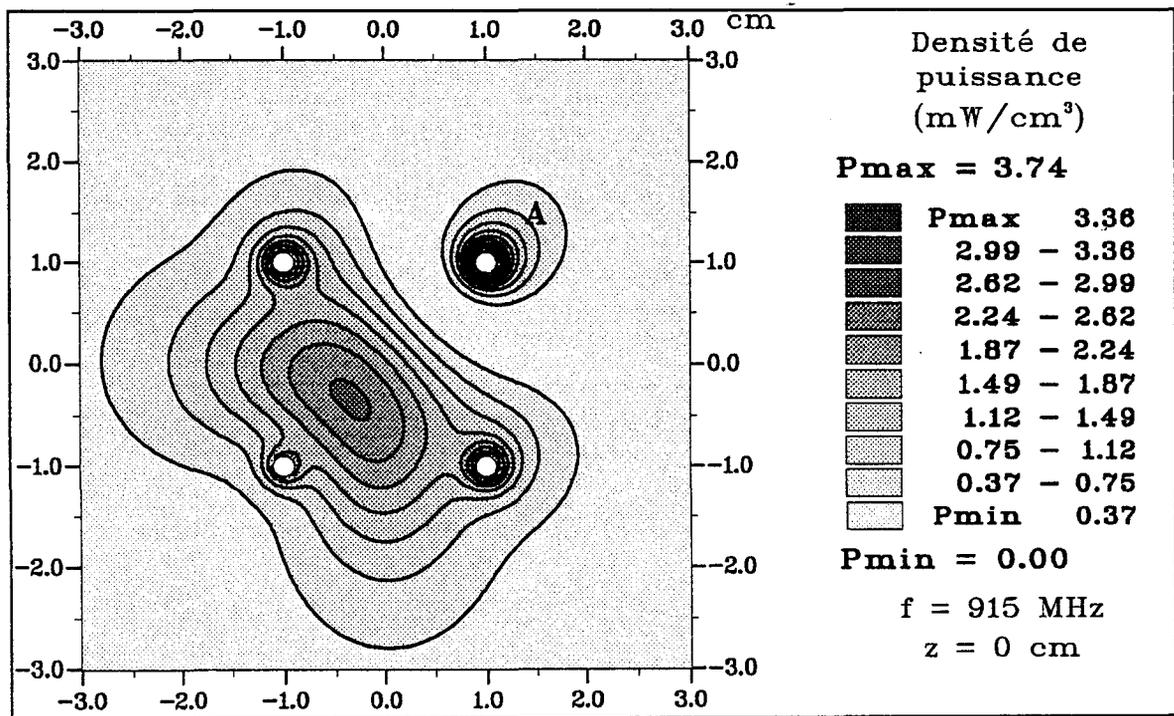


Fig II.30 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 90° par rapport aux trois autres

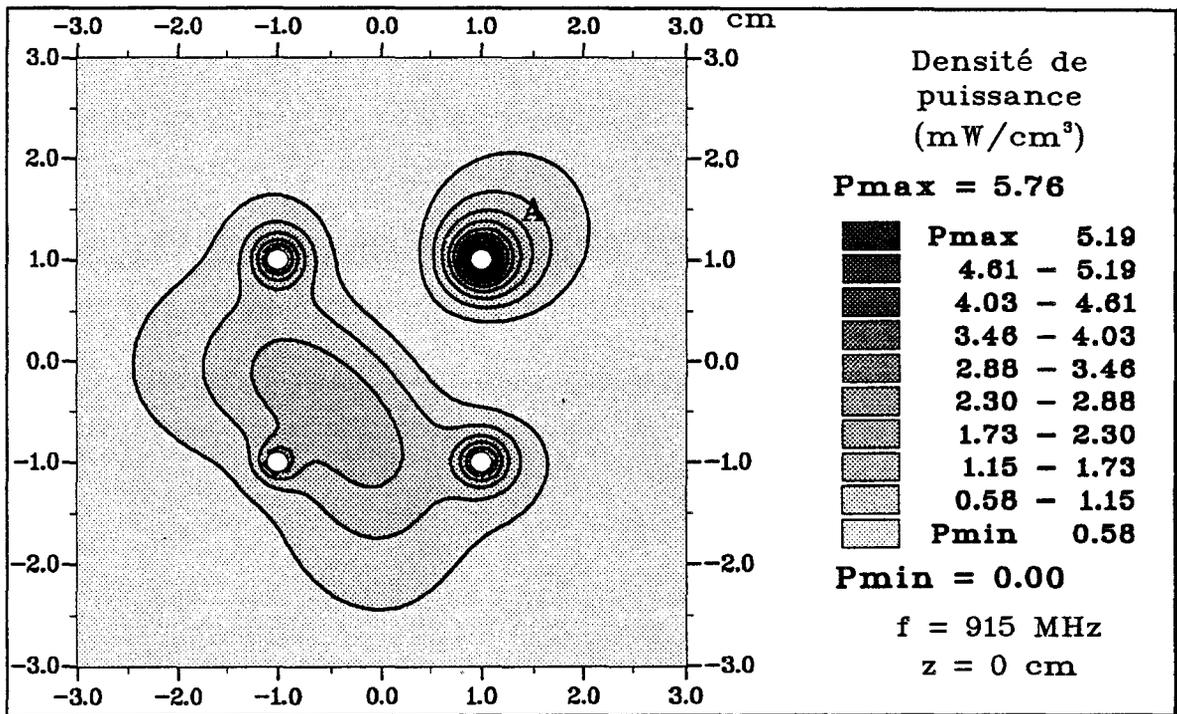


Fig II.31 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 135° par rapport aux trois autres

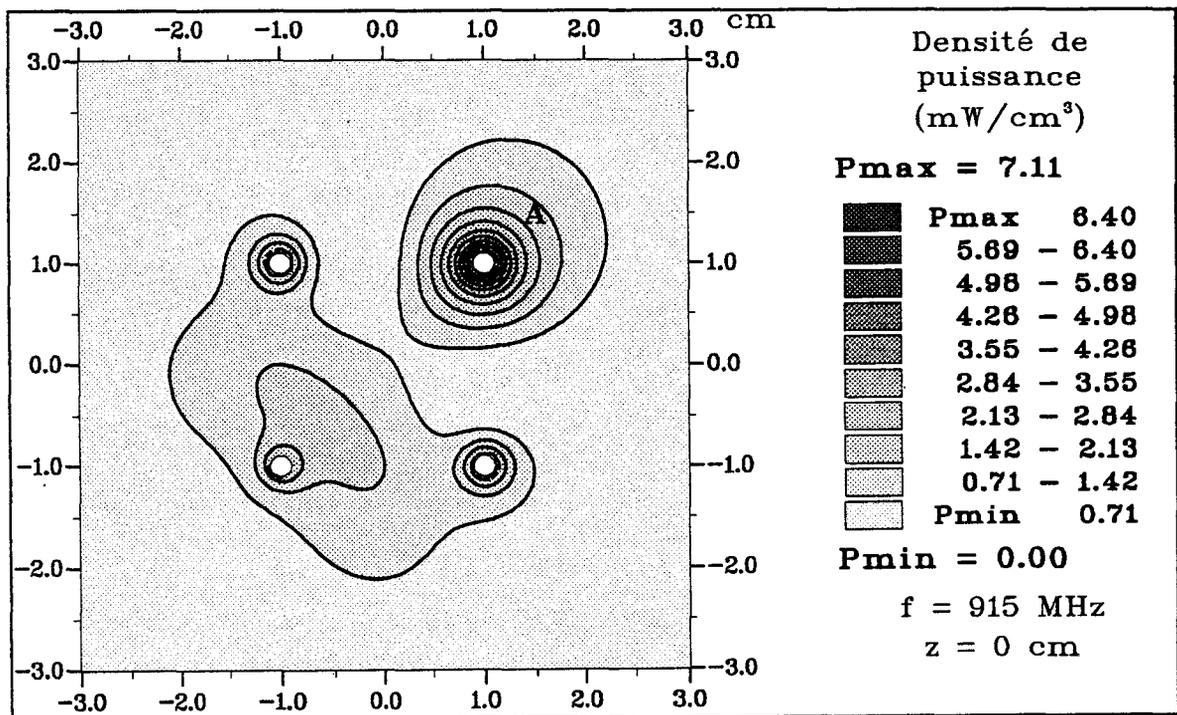


Fig II.32 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un muscle pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 180° par rapport aux trois autres

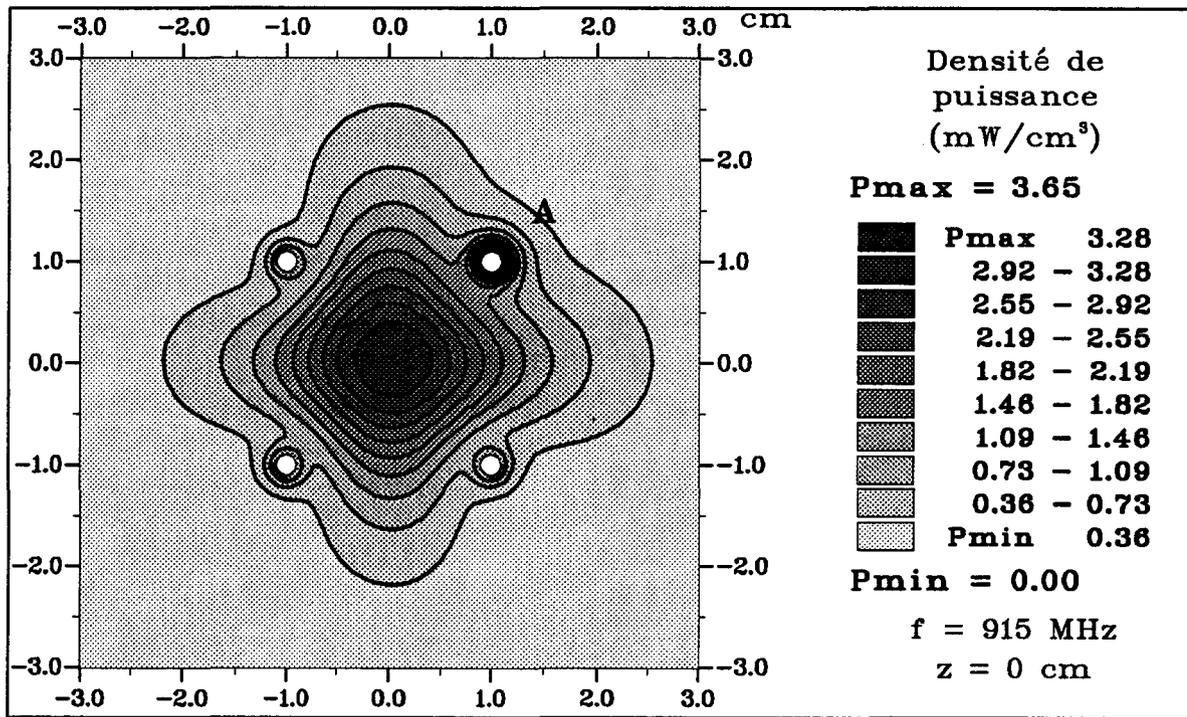


Fig II.33 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un milieu dissipatif pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: la puissance d'alimentation injectée sur l'antenne A est égale à 1.3 W (1 W pour les trois autres)

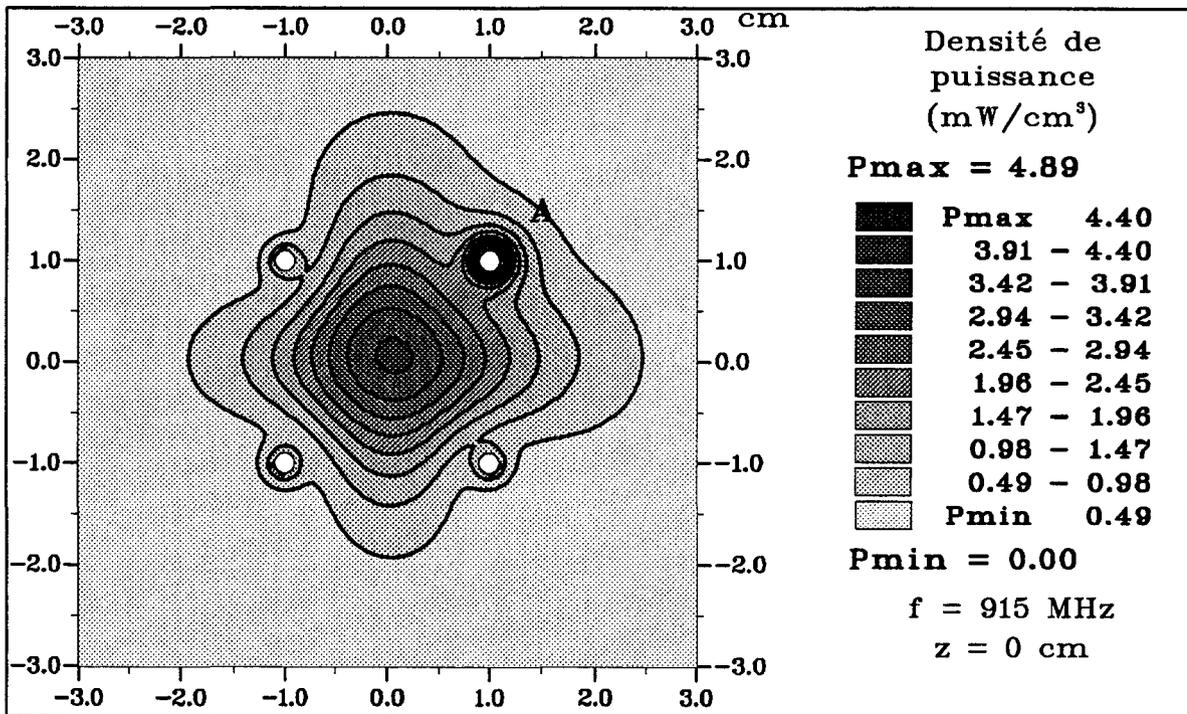


Fig II.34 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée dans un milieu dissipatif pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: la puissance d'alimentation injectée sur l'antenne A est égale à 1.5 W (1 W pour les trois autres)

La zone où règne le champ électromagnétique le plus intense se déplace vers l'antenne A et un maximum de puissance, augmenté de 55 %, est déposé au niveau de l'antenne. L'allure des isothermes n'est modifiée que dans une zone proche de l'antenne A .

Ce phénomène est préjudiciable. L'utilisation d'un courant déphasé apparaît préférable pour déplacer le maximum de dépôt de puissance dans un réseau donné.

En clinique, l'équidistance des antennes d'un réseau est rarement respectée. Nous proposons donc dans ce dernier paragraphe d'illustrer l'étude électromagnétique par des cas de réseaux d'antennes rencontrés en site clinique.

II.5 ILLUSTRATION DE RESEAUX D'ANTENNES: CAS CLINIQUES

II.5.1 Hypothèses de base

Lors des séances d'hyperthermie interstitielle en site clinique, les cathéters sont implantés sous forme de boucles plus ou moins larges selon le volume tumoral (schéma de la figure II.35). Afin de donner une approche de la distribution de puissance déposée, nous faisons l'hypothèse que la courbure des antennes dans ces cathéters n'affecte pas la répartition du champ électrique dans le plan $z = 0$ cm. Le milieu étant fortement dissipatif, il n'est pas tenu compte des couplages électromagnétiques entre les antennes (cf. paragraphe I.4.2.2). Les positions des cathéters et a fortiori des antennes sont contrôlées par une radiographie, un exemple en est présenté sur la figure II.36 mettant en évidence l'implantation dans une base de langue.

Quatre boucles formant quatre plans parallèles apparaissent sur la photographie. Huit antennes y sont implantées.

Pour effectuer la modélisation théorique, les positions respectives des antennes sont déterminées dans un repère cartésien. Leurs coordonnées (x, y, z) sont utilisées dans le calcul des cartes de champ.

II.5.2 Exemples de cartes de champ

Cette méthode de reconstruction de profils électromagnétiques résultant du rayonnement des antennes nous permet de fournir la répartition de puissance au sein des tissus à la fréquence de chauffage. A titre d'illustration sont présentées les cartes de champ calculées pour deux exemples de simulation sur patients lors de séances d'hyperthermie sur des tumeurs de base de langue. Ces séances se sont déroulées avec une implantation de huit antennes dont nous relevons les positionnements respectifs. Les figures II.37 et II.38 montrent les diagrammes de puissance ainsi obtenus. Ces diagrammes font apparaître une composition

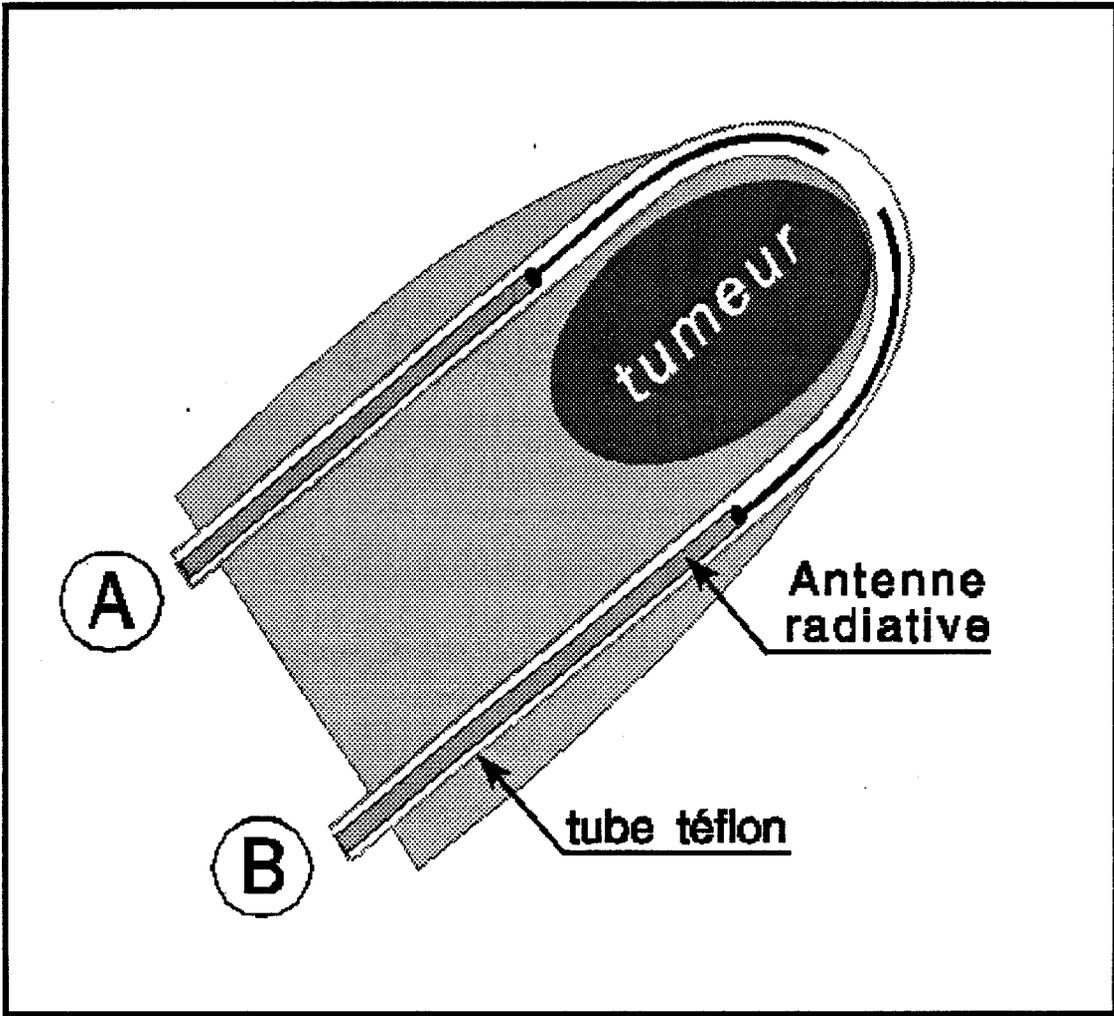


Fig II.35 - Schéma d'implantation d'une boucle (cathéter) avec introduction de deux antennes coaxiales de standard UT34



Fig II.36 - Cliché radiographique d'une implantation d'antennes introduites dans des cathéters insérés dans une tumeur de base de langue

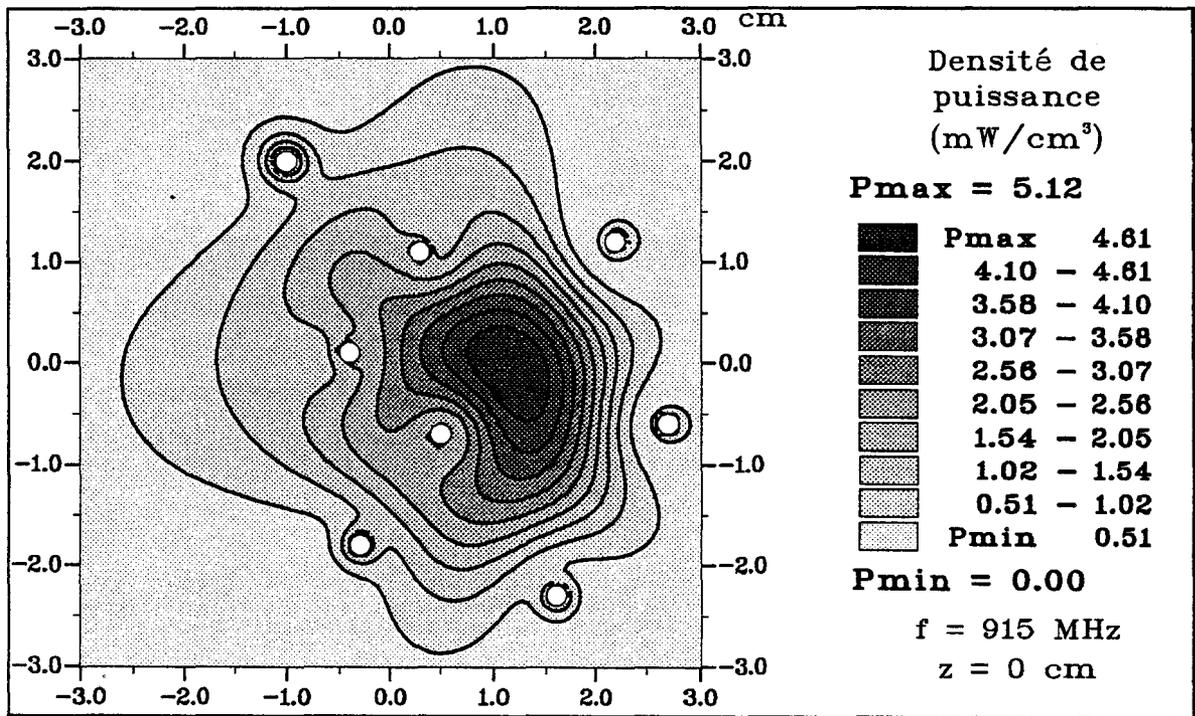


Fig II.37 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée par un réseau de huit antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: cas d'une implantation clinique réalisée sur une tumeur de base de langue

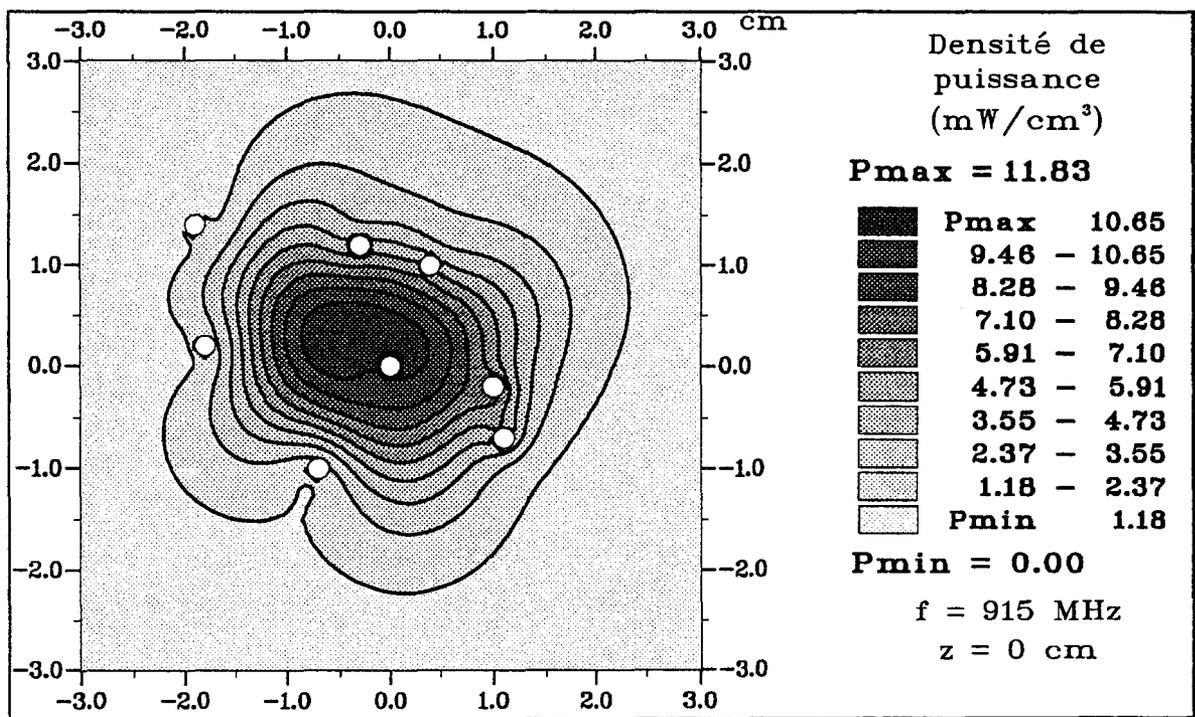


Fig II.38 - Distribution théorique de la densité de puissance déposée par un réseau de huit antennes de standard UT34 dans le plan de jonction à 915 MHz: cas d'une implantation clinique réalisée sur une tumeur de base de langue

électromagnétique maximale au centre du réseau dû à la disposition des antennes.

Au terme de cette étude, il apparaît que la géométrie du réseau constitué des huit antennes dans un volume relativement restreint joue un rôle important quant à la répartition de l'énergie microonde au sein des tissus. Il est donc impératif de connaître la position de chaque antenne si l'on désire connaître le dépôt de puissance et par la suite l'échauffement qui en résulte.

II.6 CONCLUSION

Dans ce second chapitre, a été développé une approche théorique du rayonnement des antennes qui permet de déterminer la densité de puissance déposée dans un milieu dissipatif. Les résultats obtenus par le formalisme de R.W.P. KING associé à la méthode numérique de GAUSS-LEGENDRE pour le calcul du champ rayonné ont été validés par des relevés expérimentaux.

Les résultats montrent alors qu'il est indispensable d'utiliser plusieurs antennes pour déposer une densité de puissance suffisante dans l'ensemble d'une tumeur. L'étude est donc étendue à un réseau d'antennes et à l'influence des différents paramètres dimensionnels modifiant la répartition de cette puissance induite. Une modélisation tridimensionnelle a été entreprise afin de mieux décrire la répartition de l'énergie dans le milieu, résultant du chauffage microonde.

Par ailleurs, le logiciel, conçu à partir de l'étude du réseau d'antennes permet de prendre en compte des déphasages sur leurs courants d'alimentation ou des modifications de leurs positions les unes par rapport aux autres. La connaissance de la répartition de la puissance déposée dans le milieu est une étape importante dans la mesure où elle conditionne directement le champ de température créé dans le volume soumis au rayonnement microonde.

Etant, à présent, en mesure de déterminer le diagramme de rayonnement d'un réseau quelconque d'antennes (cas clinique), il conviendrait de compléter cette étude par l'approche de la distribution thermique induite par l'énergie microonde de chauffage.

CHAPITRE III

MODELISATION DES CARTES THERMIQUES A PARTIR DE L'EQUATION DE LA CHALEUR

Résumé

Sous l'action d'un champ électromagnétique alternatif, l'énergie absorbée par la matière, se transforme en chaleur suivant divers mécanismes (rotation dipolaire, conduction ionique). Ce dépôt d'énergie dépend de la puissance dissipée en chaque point du milieu dissipatif. Notre but dans ce troisième chapitre est de quantifier l'effet thermique des microondes sur les tissus biologiques.

Si l'effet des ondes électromagnétiques sur les tissus biologiques est lié principalement aux caractéristiques diélectriques de ces milieux, la simulation théorique ou expérimentale du chauffage requiert la connaissance des propriétés thermiques des matériaux biologiques.

La distribution de la température induite par un chauffage microonde dans les milieux biologiques est déterminée par la résolution de l'équation de la chaleur, qui traduit théoriquement les effets macroscopiques des transferts de chaleur dans une structure dissipative.

Après avoir défini les limites de validité du modèle numérique utilisé pour décrire les phénomènes thermiques, nous présentons deux types de modélisation, l'un appliqué au cas du régime stationnaire, l'autre au cas du régime temporel.

L'amélioration des modèles présentés et l'exploitation des résultats expérimentaux conduit alors à une étude de l'influence des différents paramètres physiques et thermiques sur l'efficacité du chauffage des matériaux utilisés ou des tissus.

Enfin, à l'aide de notre modèle thermique nous montrons l'intérêt de la rotation de phase sur les courants d'alimentation des antennes qui induit un accroissement important du volume à la température chauffé à une température donnée.

III.1 ASPECTS THERMIQUES DES MILIEUX CHAUFFES

III.1.1 Milieux biologiques

Le transfert thermique dans les milieux biologiques est le résultat de processus complexes qui sont dus principalement à la conductivité thermique des tissus à la convection thermique induite par la circulation sanguine et aux sources de chaleur (microonde et métabolisme). Le problème est d'autant plus délicat que ces milieux sont pour la plupart hétérogènes, anisotropes et présentent des bio-conductibilités complexes. Cependant, au prix de nombreuses hypothèses simplificatrices, il est possible de traduire mathématiquement les phénomènes mis en jeu.

Dans notre cas, la distribution spatiale et temporelle de la température dans une structure biologique est obtenue à partir de la résolution de l'équation générale traduisant les transferts de chaleur issus d'un chauffage microonde.

Cette équation s'écrit sous la forme:

$$\rho \cdot c \frac{\delta T}{\delta t} = k_t \times \nabla^2 T + v_s (T_a - T) + Q_m + Q \quad (26)$$

avec

ρ : Masse volumique du mélange tissu-sang	kg.m^{-3}
c : Chaleur spécifique du mélange tissu-sang	$\text{J.kg}^{-1}.\text{°C}^{-1}$
k_t : Conductivité thermique du tissu	$\text{W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$
v_s : Coefficient d'échange de chaleur du sang	$\text{W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$
T_a : Température artérielle du sang	°C
T : Température du tissu au point considéré	°C
Q_m : Chaleur générée par le métabolisme	W.m^{-3}
Q : Chaleur générée par le chauffage microonde	W.m^{-3}
t : temps	s

En toute rigueur, tous ces termes sont dépendants de la température et de la position du point M (situé dans un repère cartésien par ses coordonnées (x, y, z)) pour lequel la température est calculée.

Afin de simplifier le problème, nous supposons que les milieux biologiques forment un volume homogène, isotrope, semi-infini; les échanges thermiques avec le milieu extérieur sont négligés. Ces hypothèses font, qu'en première approximation, dans le volume chauffé le système peut être considéré comme adiabatique.

III.1.2 Milieu équivalent

Afin de tester l'efficacité des systèmes d'hyperthermie interstitielle microonde des milieux équivalents sont utilisés. Ils possèdent des propriétés physiques, électriques et thermiques proches de celle du muscle; ils sont généralement constitués de gels à base de polymères et d'eau. Le gel utilisé au laboratoire se présente sous la forme d'un parallélépipède rectangle de dimensions suffisamment grandes pour éviter les réflexions électromagnétiques sur les parois.

Les caractéristiques thermiques de ce gel sont approximativement celle du muscle non vascularisé tant au niveau de sa chaleur spécifique que de sa conductivité thermique. Toutefois, le gel est une structure inerte qui, contrairement au muscle, n'a pas la propriété de réagir à une excitation extérieure. Cet aspect physique semble donc supposer que le terme v_s , dont la variation caractérise pour le muscle la vasodilatation lors de la thermorégulation, est mathématiquement nul dans l'équation (26). Or il doit être tenu compte dans l'équation de la chaleur d'un paramètre analogue (que l'on appelle aussi v_s dans le cas du gel) traduisant le fait que les parois ne sont parfaitement adiabatiques [6]: en effet, le fantôme n'est pas parfaitement isolé thermiquement et les cathéters passant de part en part du gel, véhiculent de l'air qui donne alors naissance à des phénomènes d'échanges inévitables avec le milieu extérieur.

Pour limiter ces échanges, les faces inférieure et latérales sont relativement adiabatiques de sorte que les principales pertes de chaleur ne se font que par la face supérieure du fantôme.

L'équation générale de la chaleur adaptée au gel polyacrylamide s'écrit alors :

$$\rho' c' \frac{\delta T}{\delta t} = k_t' \times \nabla^2 T + v_s' (T_a - T) + Q \quad (27)$$

avec

ρ' : Masse volumique du gel	kg.m ⁻³
c' : Chaleur spécifique du gel	J.kg ⁻¹ .°C ⁻¹
k_t' : Conductivité thermique gel	W.m ⁻¹ .°C ⁻¹
v_s' : Coefficient d'échange de chaleur avec l'extérieur	W.m ⁻³ .°C ⁻¹
T_a : Température ambiante du gel	°C
T : Température du gel au point considéré	°C
Q : Chaleur générée par le chauffage microonde	W.m ⁻³
t : temps	s

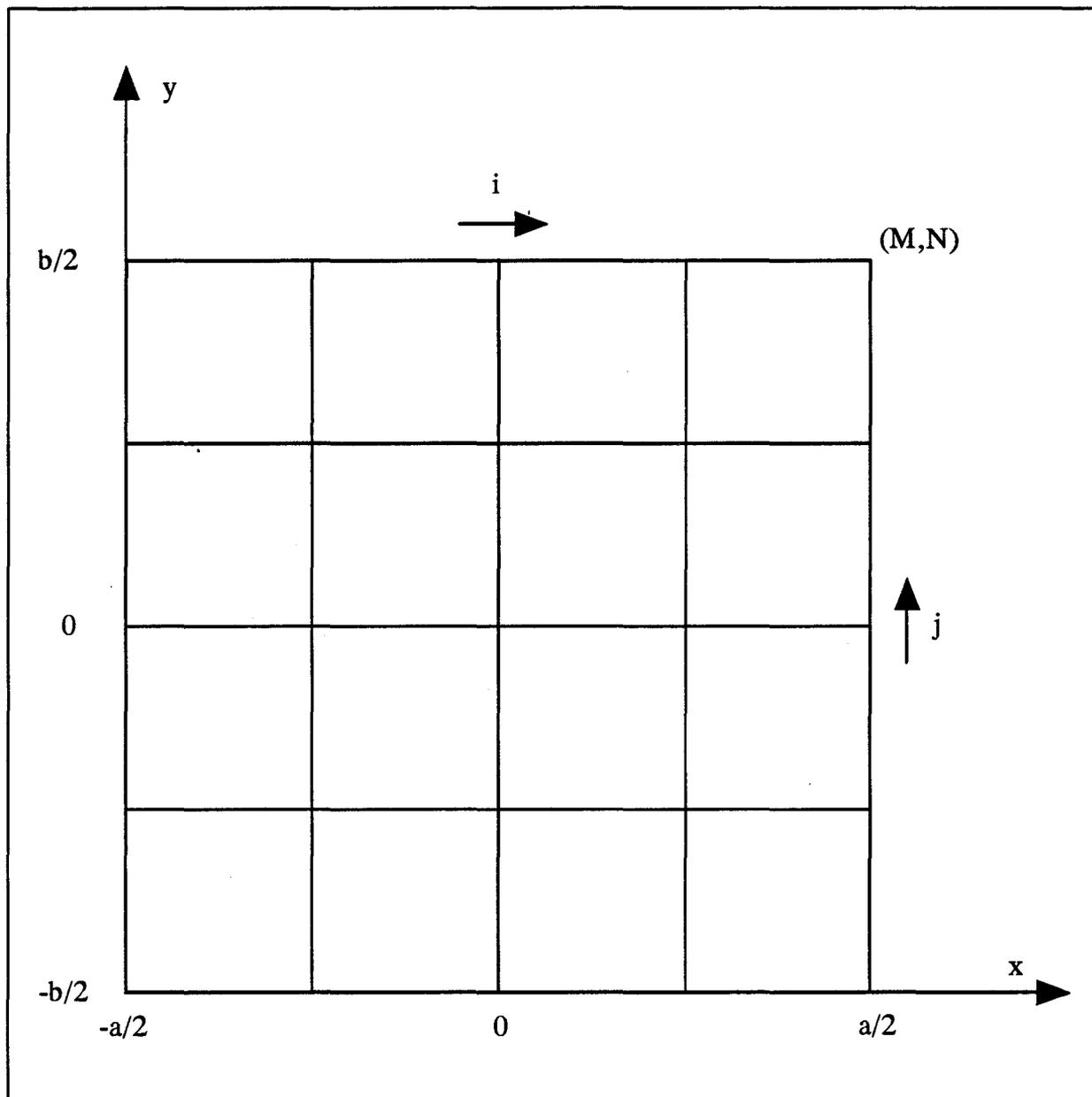


Fig III.1 - Maillage utilisé pour la résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur à partir des différences finies dans le plan $(x, 0, y)$ de la figure II.12

III.2 MODELISATION DE LA DISTRIBUTION THERMIQUE EN REGIME STATIONNAIRE

III.2.1 Présentation du modèle

La première hypothèse simplificatrice pour modéliser la distribution thermique résultant d'un chauffage microonde consiste à simplifier l'équation (26) en prenant les caractéristiques thermiques du milieu chauffé constantes (k_t , v_s , ρ , c). Par ailleurs, la source de chaleur générée par le métabolisme (Q_m) est supposée négligeable par rapport à l'énergie microonde apportée [57].

Dans notre modélisation bidimensionnelle, le milieu biologique est assimilé à un plan uniforme étudié suivant des coordonnées x , y perpendiculaire à la direction des antennes.

Malgré ces hypothèses simplificatrices, des solutions analytiques répondant à cette équation différentielle sont difficiles à obtenir.

Contrastant avec la méthode de Y. ZHANG [77,78,80,81] qui modélise les milieux chauffés par un réseau électrique équivalent, le problème posé peut être résolu de façon approchée par la méthode numérique des différences finies.

III.2.2 Méthode de résolution bidimensionnelle

L'étude de la distribution de température à l'équilibre thermique est la plus utile au praticien. Cet équilibre thermique représente 80 à 90 % de la durée d'une séance d'hyperthermie.

A l'équilibre thermique ($\delta T/\delta t = 0$), l'équation (26) devient:

$$k_t \times \nabla^2 T(x, y) + v_s (T_a - T(x, y)) + Q(x, y) = 0 \quad (28)$$

Le domaine chauffé est discrétisé en un maillage suivant les axes Ox et Oy dans un repère cartésien. Le maillage envisagé est constitué de $(N+2)$ points suivant l'axe Ox et $(M+2)$ points suivant l'axe Oy avec $-a/2 \leq x \leq a/2$ et $-b/2 \leq y \leq b/2$.

L'intervalle entre chaque noeud est alors $\Delta x = a/(N+1)$ et $\Delta y = b/(M+1)$. Le pas du maillage est pris constant (figure III.1). Les dérivées partielles sont exprimées à l'aide des différences finies. Pour chaque noeud (i, j) avec $1 < i < N$ et $1 < j < M$ l'expression de la température devient:

$$T(i, j) = T^*(i, j) + T_a$$

$$T^*(i, j) = \frac{1}{a(i, j)} \left[b(i, j) - k_t \cdot [T^*(i+1, j) + T^*(i-1, j) + T^*(i, j+1) + T^*(i, j-1)] \right]$$

avec

$$a(i, j) = -4k_t + \Delta^2 \cdot v_s$$

$$\Delta = \Delta x = \Delta y$$

La température T au noeud (i, j) est déterminée en fonction des 4 points voisins et de la chaleur générée en ce noeud par l'absorption de la puissance électromagnétique de chauffage microonde.

Par application des conditions aux limites latérales, il vient:

$$T(i, 0) = T_a$$

$$T(i, M+1) = T_a$$

$$T(0, j) = T_a$$

$$T(N+1, j) = T_a$$

Ces conditions traduisent mathématiquement un milieu semi-infini.

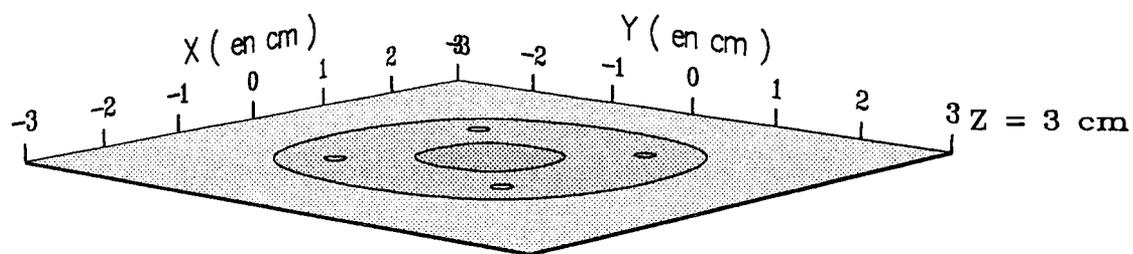
L'écriture de ces différentes équations aboutit à un système linéaire de (N x M) équations à (N x M) inconnues à résoudre. Mise sous forme matricielle, nous aboutissons à une matrice de dimensions (N x M) qui n'est pas tridiagonale.

Différentes méthodes de calculs de type "GAUSS" permettent de résoudre ce genre de système. Généralement, ces méthodes demandent beaucoup de temps de calcul et d'espace mémoire informatique, or l'un de nos principal souci est de résoudre ce système sur un micro-ordinateur de bureau. De ce fait, nous nous sommes orientés vers l'utilisation de méthodes numériques itératives.

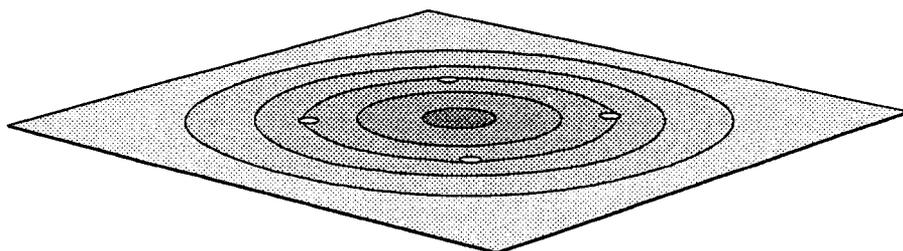
La première étape consiste à vérifier que chaque élément diagonal de la matrice est en module supérieur ou égal à la somme des modules des autres éléments de la ligne considérée, quelles que soient les conditions dans lesquelles nous nous plaçons. Cette propriété assure alors la convergence du système vers sa solution lors du processus d'itérations, et ceci quel que soit le choix des températures initiales.

III.2.2.1 Méthode de la relaxation

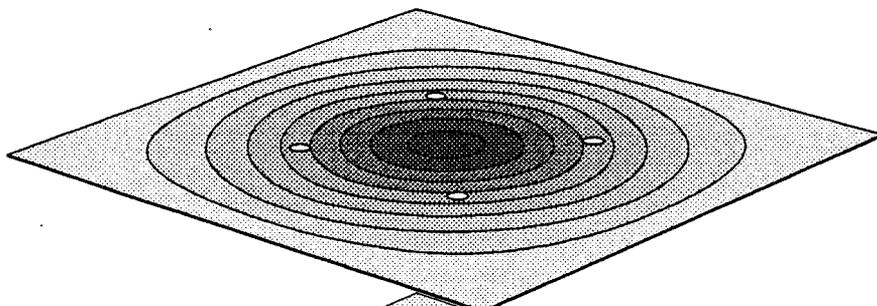
Basée sur la méthode de GAUSS-SEIDEL [12], la méthode de relaxation présente l'avantage d'être facile à programmer (dans notre étude en langage FORTRAN), elle utilise peu de place mémoire et, elle est applicable quelle que soit la taille des matrices. La convergence est généralement plus rapide lorsqu'on utilise un facteur de surrelaxation. Cette méthode numérique bien que donnant d'excellents résultats, demande des temps de calculs relativement



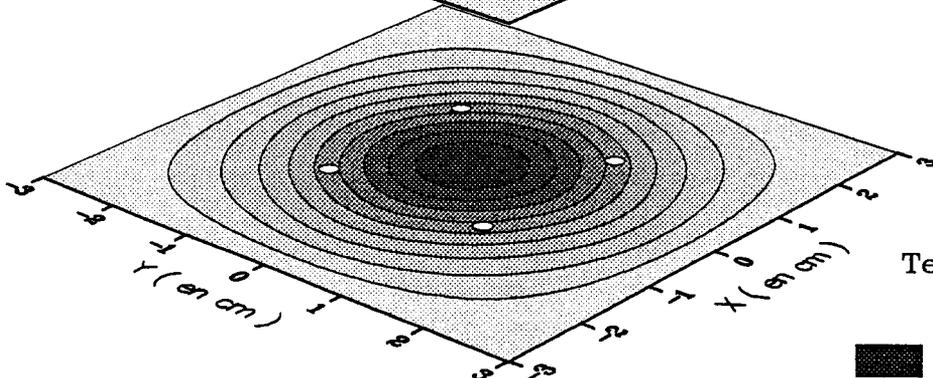
Z = 2 cm



Z = 1 cm



Z = 0 cm



f = 915 MHz

Pinc = 6 W

Température (°C)

Tmax = 45.03

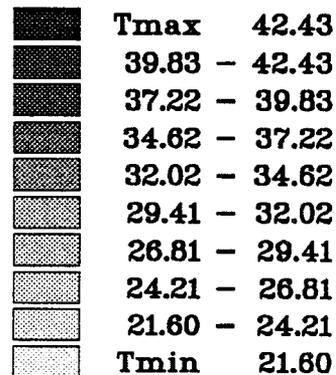


Fig III.2 - Distribution théorique de la température sur gel polyacrylamide dans quatre plans de section droite pour un réseau de quatre antennes alimentées en phase à la fréquence de 915 MHz

Tmin = 19.00

élevés (≈ 2 minutes pour une matrice de 100×100 éléments sur un micro-ordinateur de type 386/33 MHz).

De ce fait, en vue d'une utilisation ultérieure dans un logiciel de dosimétrie thermique, directement exploitable en site clinique, nous nous sommes orientés vers une autre méthode numérique qui permet d'augmenter la vitesse de convergence.

III.2.2.2 Méthode de "CHOLESKI"

Nous ne rappelons que les grandes lignes de cette méthode dans la mesure où elle a été largement développée dans la thèse de M. L.DUBOIS [7].

Cette méthode est basée sur la résolution d'un système de $(N \times M)$ équations à $(N \times M)$ inconnues par un balayage suivant les lignes puis suivant les colonnes de la matrice. Chaque ligne puis chaque colonne sont traités successivement. C'est tout cet ensemble qui constitue une itération. Ces itérations sont effectuées autant de fois qu'il est nécessaire pour obtenir la convergence. Cette vitesse de convergence peut être augmentée par l'utilisation le cas échéant de facteurs accélérateurs.

Pour un même domaine constitué de 10000 éléments, le nombre d'itérations nécessaire pour obtenir une même précision est environ divisée par 20 par rapport à la méthode de la relaxation, ce qui entraîne une vitesse de convergence d'environ 10 fois plus grande. Le temps nécessaire pour traiter l'information et pour afficher sur un écran d'ordinateur une cartographie thermique est alors de quelques secondes.

Cette méthode présente l'avantage d'être l'une des plus efficace pour résoudre les équations paraboliques à deux variables d'espaces et les équations aux dérivées partielles elliptiques; équations rencontrées ultérieurement lors de la résolution de l'équation de la chaleur en régime temporel.

III.2.3 Analyse des résultats théoriques

A partir du calcul du dépôt de puissance calculé pour le réseau de quatre antennes présenté au paragraphe II.2.1 et de la résolution de l'équation de la chaleur, nous obtenons la cartographie thermique dans un plan $z = \text{cste}$ préalablement fixé. Le réseau est constitué de 4 antennes placées aux sommets d'un carré de 2 cm de côté. Cette simulation est réalisée pour un chauffage microonde à 915 MHz sur gel polyacrylamide.

L'espace semi-infini est modélisé mathématiquement par un carré de 6 cm de côté ($a = b = 6$ cm). Les matrices ont une taille de $N \times M$ éléments ($N = 100$, $M = 100$) pour être compatible avec la matrice caractéristique de la puissance déposée $Q(i, j)$. Le pas de calcul est suffisamment petit ($\Delta = 0.6$ mm). Nous n'envisageons pas l'utilisation de pas variable dans nos modélisations thermiques.

Pour cette étude de faisabilité, les valeurs numériques de départ des constantes thermiques caractéristiques du gel polyacrylamide sont fixées à :

$$k_t = 0.38 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{°C}^{-1} ; v_s = 1500 \text{ W} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{°C}^{-1} ; T_a = 19 \text{ °C}$$

La modélisation théorique pseudo-tridimensionnelle est obtenue à partir des cartes bidimensionnelles calculées pour quatre plans parallèles au plan de jonction des antennes pour des valeurs de z fixées ($z = 0 \text{ cm}$, $z = 1 \text{ cm}$, $z = 2 \text{ cm}$, $z = 3 \text{ cm}$). Les cartographies bidimensionnelles calculées et présentées figure III.2 mettent en évidence l'influence de la densité de puissance transmise par les antennes au milieu à chauffer. Cette puissance incidente est ajustée pour obtenir un maximum de température de 45 °C dans le plan $z = 0 \text{ cm}$: elle est de 6 W pour les quatre antennes (1.5 W/antenne).

Nous constatons l'intérêt de ce réseau par la localisation des températures les plus élevées dans le plan $z = 0 \text{ cm}$, du fait de la symétrie du dépôt de puissance (cf. paragraphe I.2.2). Le maximum de température est obtenu au centre du réseau dans le plan $z = 0 \text{ cm}$. 50 % de la distribution de température est confinée dans un volume de 4 cm de hauteur (2 cm de part et d'autre du plan de jonction des antennes). Cependant, le modèle ne peut pas tenir compte d'éventuels échanges thermiques en surface lorsque l'on s'éloigne du plan $z = 0 \text{ cm}$ situé approximativement au milieu du gel. De ce fait, l'erreur commise sur les niveaux de température dans un plan augmente en fonction de la distance par rapport au plan $z = 0 \text{ cm}$. Ce niveau de température est surestimé par rapport à la température réelle que l'on mesure.

Par ailleurs, l'isotherme (10 %) dans le plan $z = 0 \text{ cm}$ semble être déformé. Ce phénomène est dû aux effets de bord du modèle et laisse supposer que l'espace d'étude considéré est trop petit pour contenir l'ensemble du champ thermique généré par les antennes.

III.2.4 Influence des conditions aux limites

Fixant les valeurs numériques de tous les paramètres thermiques dans l'équation de la chaleur, la résolution numérique est alors faite en ne changeant que les dimensions du domaine d'étude. Nous modifions la taille des matrices ($N \times M$) afin de conserver un pas de maillage identique. De cette manière, seules les conditions aux limites peuvent influencer sur l'allure des isothermes.

L'étude est menée et reportée figure III.3 sur le gel polyacrylamide d'une part, pour un domaine limité à 6 cm de coté (100×100 éléments), et d'autre part, figure III.4 pour un domaine limité à 9 cm de coté (150×150 éléments), le trait pointillé rappelle dans ce cas le carré de 6 cm de coté.

Dans les deux cas, les niveaux thermiques maximum atteints sont identiques (à 0.5% près). La comparaison des courbes isothermes montre que l'allure de l'isotherme (10 %) est

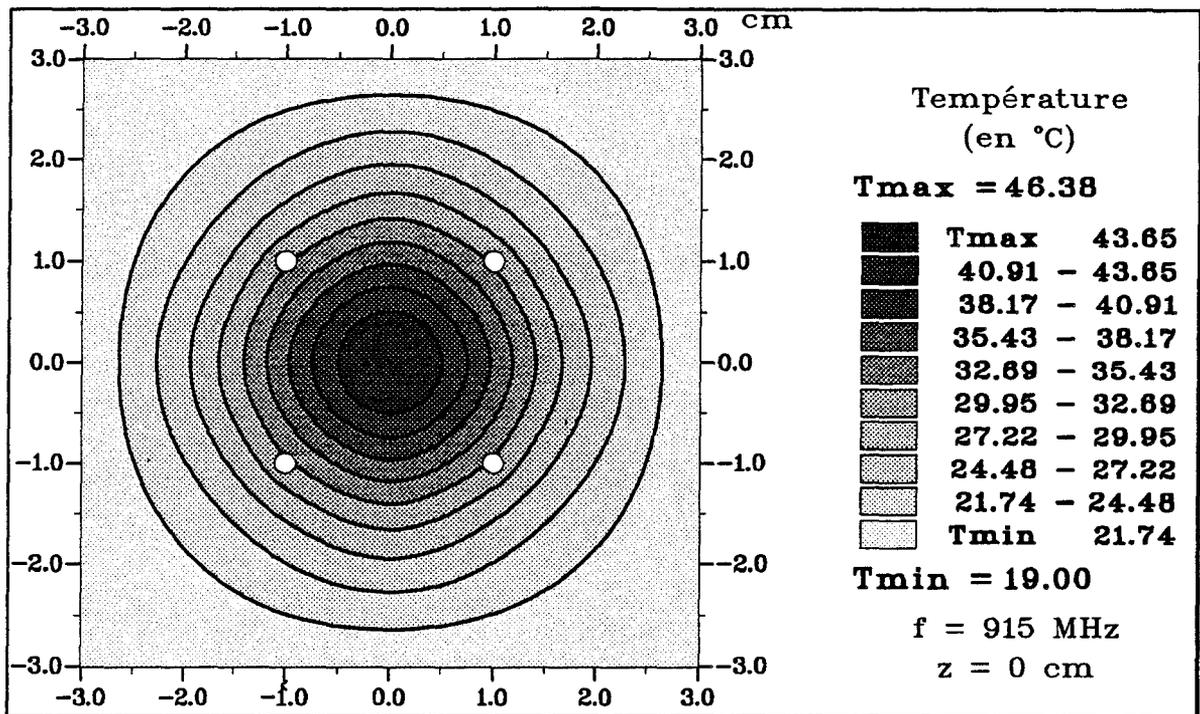


Fig III.3 - Distribution théorique de la température sur gel polyacrylamide dans le plan de jonction pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 alimentées en phase à la fréquence de 915 MHz; $k_t = 0.38 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$; $v_s = 1500 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$

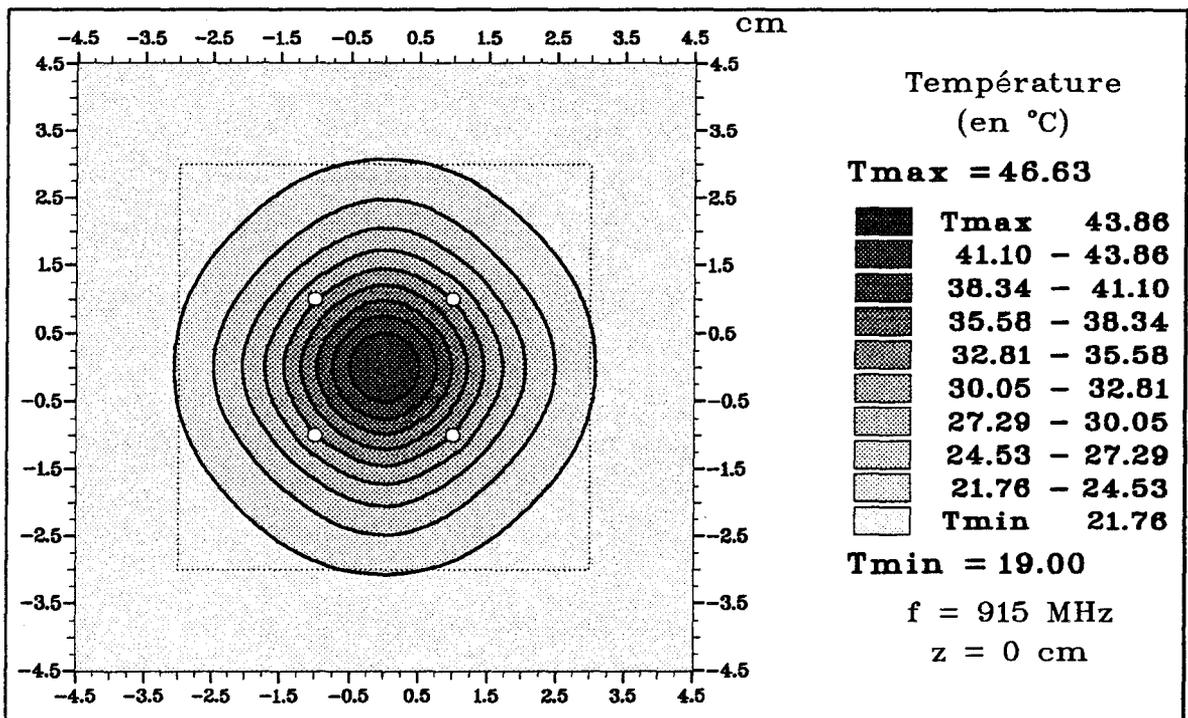


Fig III.4 - Distribution théorique de la température sur gel polyacrylamide dans le plan de jonction pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 alimentées en phase à la fréquence de 915 MHz; $k_t = 0.38 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$; $v_s = 1500 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$

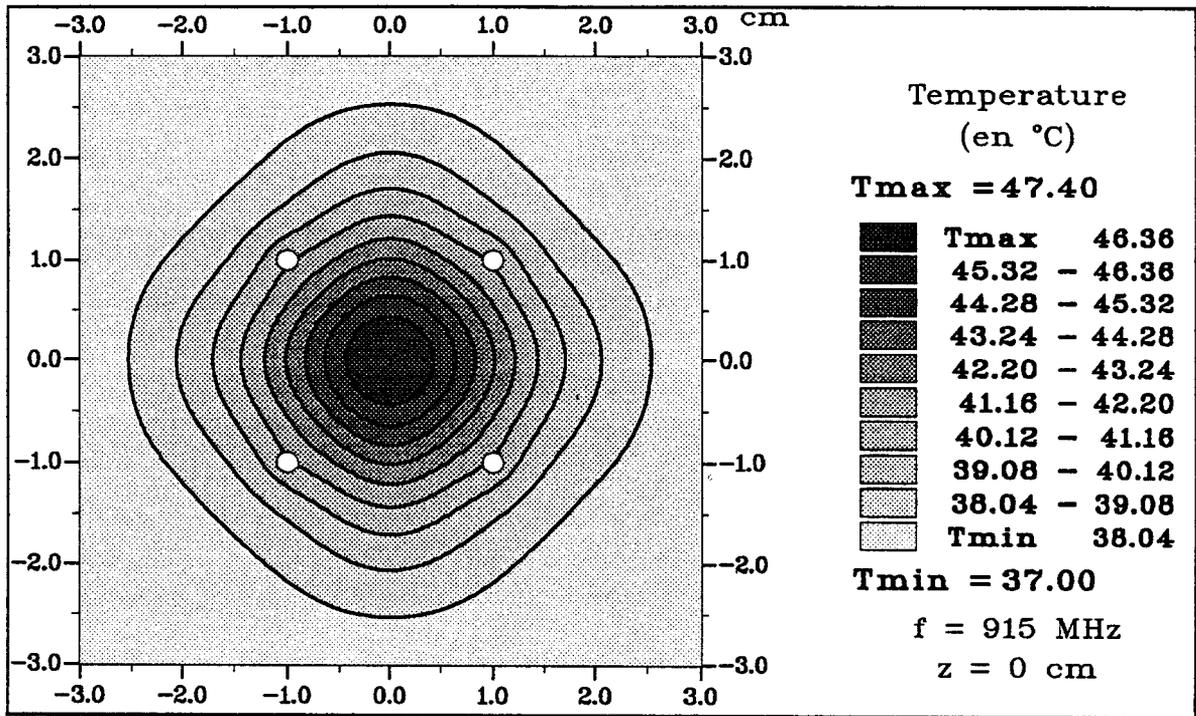


Fig III.5 - Distribution théorique de la température sur muscle dans le plan de jonction pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 alimentées en phase à 915 MHz
 $k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}\text{.}^\circ\text{C}^{-1}$; $v_s = 10000 \text{ W.m}^{-3}\text{.}^\circ\text{C}^{-1}$

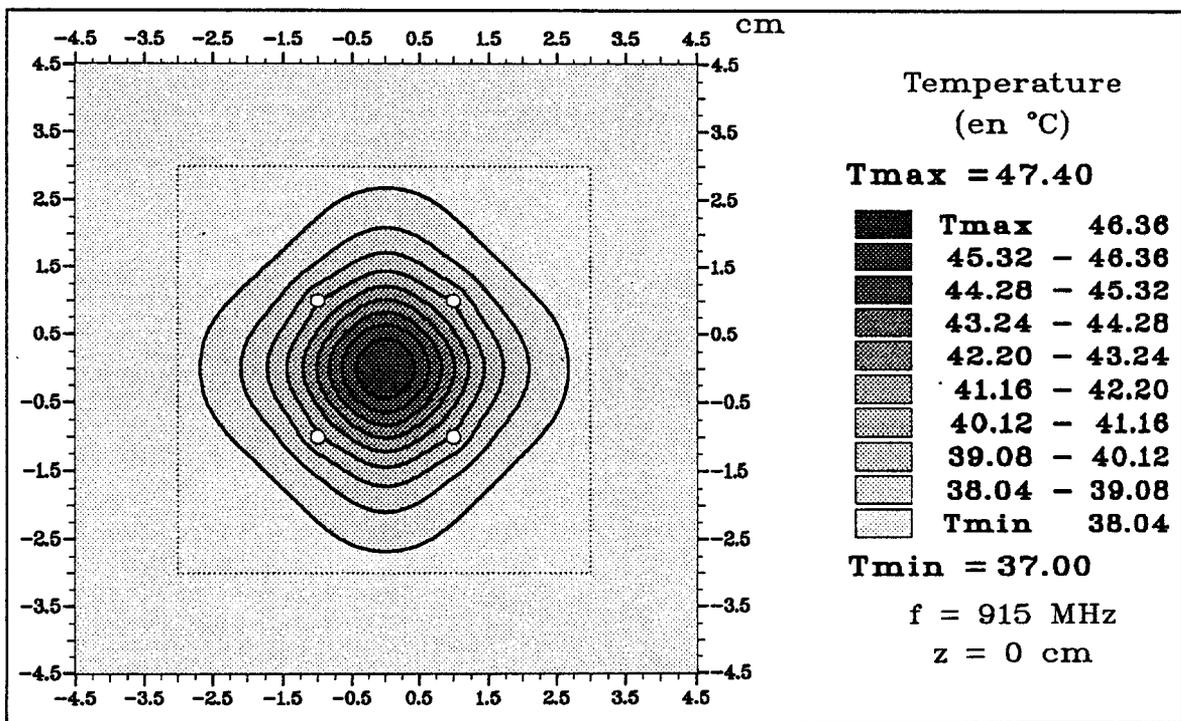


Fig III.6 - Distribution théorique de la température sur muscle dans le plan de jonction pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 alimentées en phase à 915 MHz
 $k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}\text{.}^\circ\text{C}^{-1}$; $v_s = 10000 \text{ W.m}^{-3}\text{.}^\circ\text{C}^{-1}$

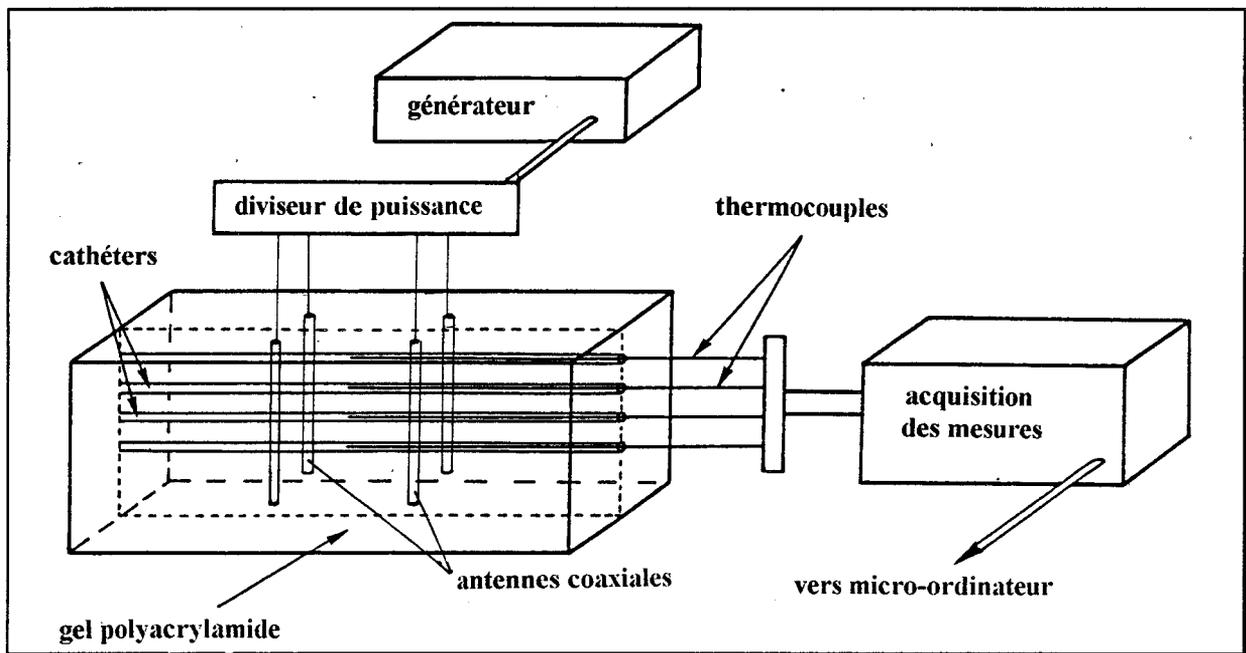


Fig III.7 - Synoptique du banc de mesure pour le relevé de températures dans un gel polyacrylamide

modifiée. Ces cartes thermiques indiquent que les premières dimensions choisies du modèle sont à peine suffisantes pour contenir le champ thermique généré par les antennes.

Une étude similaire est menée dans le cas du muscle et reportée figures III.5 pour un domaine de 6 cm de coté et figure III.6 pour un domaine de 9 cm de coté.

Aucune différence notable, quant à l'allure des isothermes, n'apparaît entre les deux cartographies thermiques. La variation des valeurs numériques des constantes thermiques (k_t et v_s) entre le gel et le muscle explique les différences observées dans la répartition de chaleur.

Malgré la déformation de l'isotherme 10 % lors des simulations sur gel polyacrylamide, nous obtenons un bon compromis entre la vitesse de convergence et la taille mémoire nécessaire.

III.2.5 Résultats expérimentaux - Interprétations

III.2.5.1 Présentation du modèle expérimental

Afin de discuter de la validité des résultats théoriques précédemment obtenus, des relevés de températures ponctuelles, dans le gel polyacrylamide, sont effectués à l'aide d'un banc automatisé. Le fantôme est chauffé par un réseau de quatre antennes alimentées en cohérence de phase à partir d'un générateur microonde à 915 MHz. Le schéma de cette expérimentation est donnée figure III.7 où l'on voit que les mesures de température sont réalisées à l'aide d'un peigne de thermocouples rigides se déplaçant automatiquement dans des cathéters implantés de part en part dans le gel.

Une quantité d'énergie microonde importante est fournie au milieu pendant une courte durée. Ce temps très bref (une minute environ) permet de minimiser les phénomènes de conduction thermique modifiant la carte thermique, qui alors n'est plus le reflet du dépôt de puissance dans le milieu chauffé. Pour les mêmes raisons, les mesures doivent être effectuées rapidement après l'arrêt du générateur d'où l'intérêt du banc automatisé à peigne de thermocouples.

Dans ces conditions de mesures, la variation de température est proportionnelle à la puissance absorbée par le gel.

III.2.5.2 Résultats obtenus

Les mesures sont effectuées par thermocouples dans le plan de section de droite où se situe le maximum de température ($z = 0$ cm). L'implantation des antennes en réseau est celle du paragraphe II.3.2.1. Nous présentons figure III.8 une comparaison entre les isothermes calculés et les points relevés expérimentalement. Nous constatons une bonne concordance

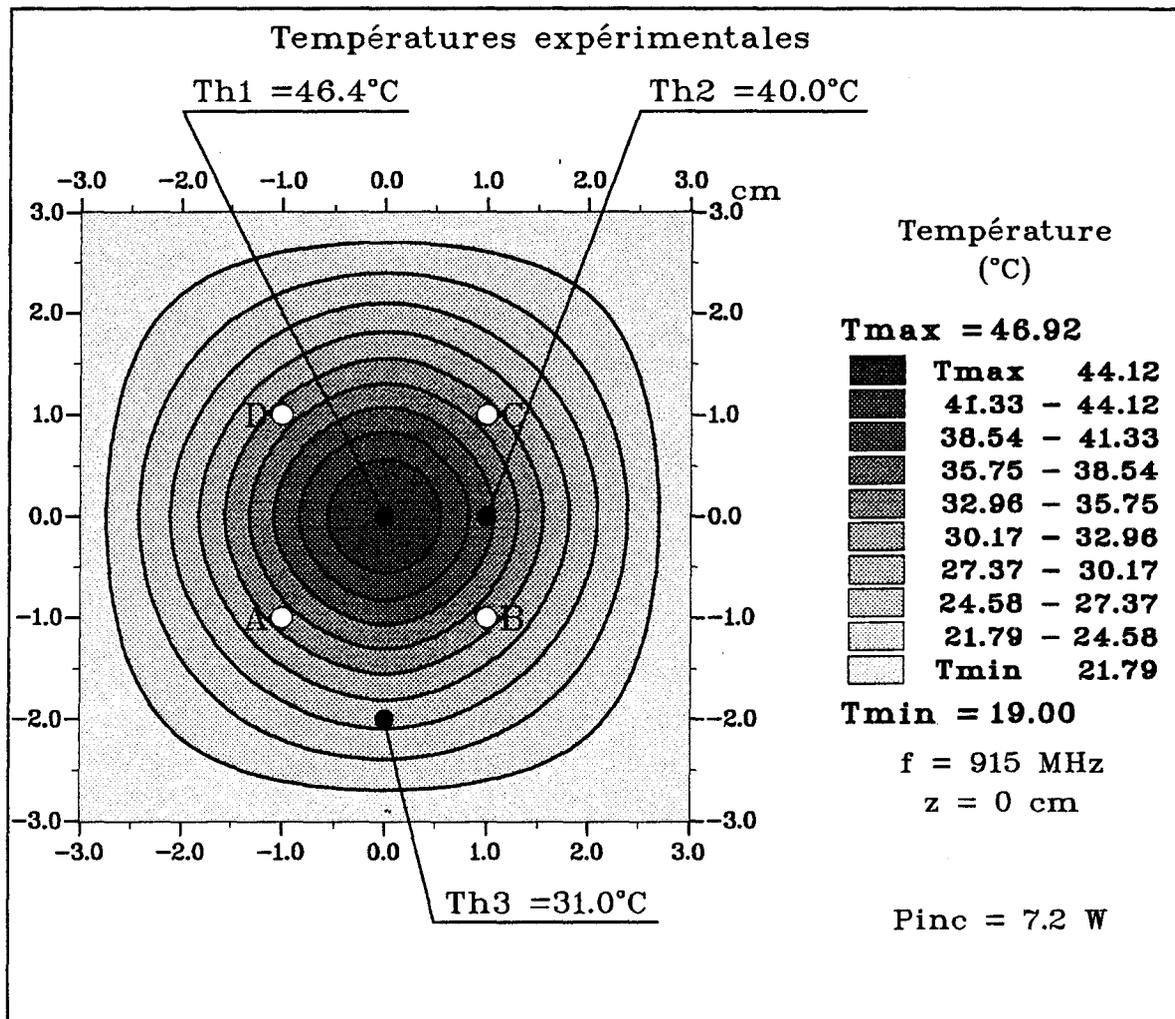


Fig III.8 - Distribution théorique de la température sur gel dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes: trois mesures expérimentales par thermocouples sont reportées sur la figure

entre l'approche théorique et les trois relevés expérimentaux de températures.

Ainsi se trouve validée notre approche théorique basée sur l'équation de la chaleur qui permet de fournir la carte thermique la plus probable résultant du chauffage.

Cependant, afin d'améliorer les performances du modèle, nous envisageons une résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur en régime temporel.

III.3 MODELISATION DE L'EQUATION DE LA CHALEUR EN REGIME TEMPOREL

III.3.1 Présentation du modèle

La résolution, en régime temporel, de l'équation de la chaleur permet de tenir compte d'éventuelles variations des paramètres de chauffage intervenues pendant le régime transitoire de montée en température pour atteindre le régime stationnaire, appelé phase plateau. Cette situation est systématiquement rencontrée en site clinique lors de l'asservissement de la puissance incidente destinée à réguler le flux thermique.

L'équation différentielle du type parabolique qui régit ces phénomènes de transfert de chaleur en régime transitoire s'écrit sous la forme générale :

$$\rho \cdot c \frac{\delta T(x, y, t)}{\delta t} = k_t \times \nabla^2 T(x, y, t) + v_s (T_a - T(x, y, t)) + Q(x, y) \quad (29)$$

Numériquement, il existe principalement deux méthodes de résolution pour de telles équations : les méthodes explicites et implicites [9,18].

La méthode explicite est peu utilisée pour son risque d'instabilité numérique. Nous nous sommes orientés vers une méthode implicite particulière, développée par CRANK-NICHOLSON. Cette technique de résolution présente l'avantage d'être universellement stable et donc d'assurer une bonne convergence numérique.

Pour modéliser l'équation (29), il est nécessaire d'une part de définir un maillage couvrant le domaine et ses frontières et d'autre part d'exprimer les dérivées partielles à l'aide des différences finies en tout noeud intérieur au domaine.

Les valeurs de la fonction en tout point de la frontière sont exprimées en tenant compte des conditions aux limites à l'instant initial.

III.3.2 Conditions initiales

La solution de l'équation consiste à déterminer une température $T(x, y, t)$ avec

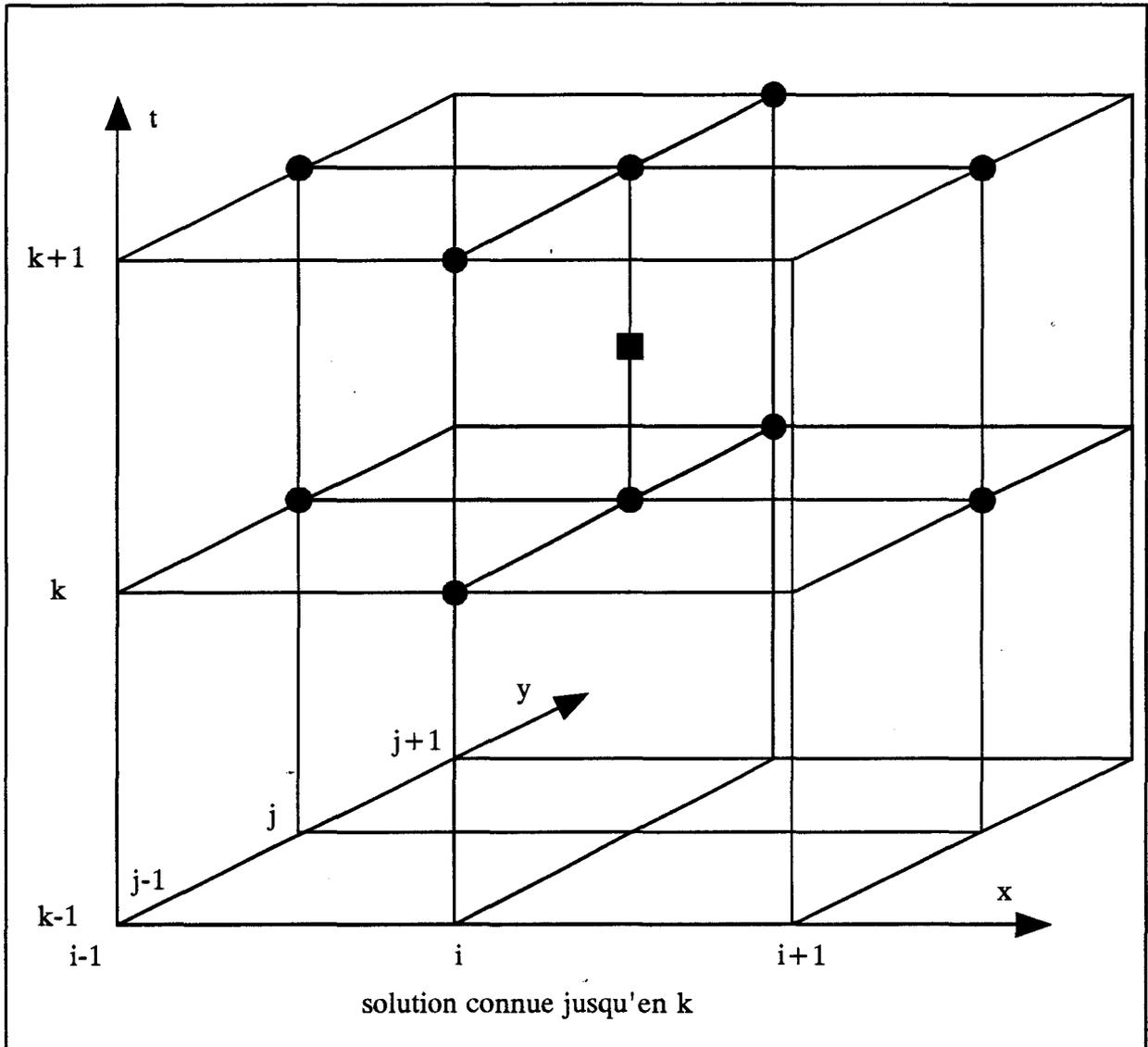


Fig III.9 - Maillage utilisé pour la résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur à partir des différences finies en régime temporel dans le plan (x, y) de la figure II.12 en ajoutant la dimension temps au maillage de la figure III.1

$$-a/2 \leq x \leq a/2, -b/2 \leq y \leq b/2 \text{ et } t > 0$$

Le domaine chauffé est discrétisé en un maillage suivant l'axe 0x et l'axe 0y dans un repère cartésien. Le maillage envisagé est constitué de (N+2) points suivant l'axe 0x et (M+2) points suivant l'axe 0y (figure III.1).

Le maillage, qui coïncide avec les frontières du domaine est défini comme:

- (N+1) pas suivant l'axe 0x ($0 < i < N+1$) de valeur $\Delta x = a/(N+1)$
- (M+1) pas suivant l'axe 0y ($0 < j < M+1$) de valeur $\Delta y = b/(M+1)$
avec ($\Delta x = \Delta y = \Delta$)
- k pas suivant l'axe 0t ($0 < k < \infty$) de valeur $\Delta t = 1s$

Les conditions initiales sont les mêmes que pour la modélisation en régime stationnaire:

$$\begin{aligned} T^k(i, 0) &= T_a \\ T^k(i, M+1) &= T_a \\ T^k(0, j) &= T_a \\ T^k(N+1, j, t) &= T_a \\ T^{k=0}(i, j) &= T_a \end{aligned}$$

La dernière condition traduit qu'aucun gradient de température n'existe dans le milieu à l'instant initial. La notation $T^{*k}(i, j)$ représente la variation de température obtenue à l'instant k par rapport à la température initiale T_a .

En chaque noeud intérieur au domaine, l'équation (29) est discrétisée à l'aide des différences finies et s'écrit:

$$\begin{aligned} T^k(i, j) &= T^{*k}(i, j) + T_a \\ \frac{\rho \cdot c}{\Delta t} (T^{*k+1}(i, j) - T^{*k}(i, j)) &= \frac{k_x}{\Delta^2} (T^{*k}(i-1, j) + T^{*k}(i+1, j) + T^{*k}(i, j-1) + T^{*k}(i, j+1) - 4T^{*k}(i, j)) \\ &+ v_s T^{*k}(i, j) + Q(i, j) \\ \text{avec } \Delta x &= \Delta y = \Delta \end{aligned}$$

III.3.3 Méthode de "CRANK-NICHOLSON"

La méthode explicite consiste à écrire le second membre de l'équation (29) à l'instant k = t. En revanche, la méthode implicite consiste à écrire ce second membre à l'instant k = t+1. Dans les deux cas la dérivée dT/dt est écrite sous la forme:

$$\frac{T^{*k+1}(i, j) - T^{*k}(i, j)}{\Delta t}$$

La méthode de CRANK-NICHOLSON consiste alors à écrire le second membre au point $k = t+1/2$ en l'exprimant comme la demi-somme des seconds membres des méthodes implicite et explicite. Nous obtenons alors la "molécule" de la figure III.9.

L'équation (29) devient:

$$T^k(i, j) = T^{*k}(i, j) + T_a$$

$$\frac{\rho \cdot c}{\Delta t} (T^{*k+1}(i, j) - T^{*k}(i, j)) = \frac{1}{2} \left[\frac{k_t}{\Delta^2} (T^{*k}(i-1, j) + T^{*k}(i+1, j) + T^{*k}(i, j-1) + T^{*k}(i, j+1) - 4T^{*k}(i, j)) \right.$$

$$\left. + v_s T^{*k}(i, j) + Q(i, j) \right]$$

$$+ \frac{1}{2} \left[\frac{k_t}{\Delta^2} (T^{*k+1}(i-1, j) + T^{*k+1}(i+1, j) + T^{*k+1}(i, j-1) + T^{*k+1}(i, j+1) - 4T^{*k+1}(i, j)) \right.$$

$$\left. + v_s T^{*k+1}(i, j) + Q(i, j) \right]$$

avec $\Delta x = \Delta y = \Delta$

Le premier crochet étant connu, l'équation s'écrit:

$$T^k(i, j) = T^{*k}(i, j) + T_a$$

$$\frac{\rho \cdot c}{\Delta t} (T^{*k+1}(i, j) - T^{*k}(i, j)) = \frac{1}{2} \left[\frac{k_t}{\Delta^2} (T^{*k}(i-1, j) + T^{*k}(i+1, j) + T^{*k}(i, j-1) + T^{*k}(i, j+1) - 4T^{*k}(i, j)) \right.$$

$$\left. + v_s T^{*k}(i, j) + Q(i, j) + \text{residu}(i, j) \right] \quad (30)$$

$$\text{avec } \text{residu}(i, j) = \frac{1}{2} \left[\frac{k_t}{\Delta^2} (T^{*k}(i-1, j) + T^{*k}(i+1, j) + T^{*k}(i, j-1) + T^{*k}(i, j+1) - 4T^{*k}(i, j)) \right.$$

$$\left. + v_s T^{*k}(i, j) + Q(i, j) \right]$$

et $\Delta x = \Delta y = \Delta$

Ayant défini un modèle bidimensionnel en x et y, il résulte à chaque instant $t = k$, une équation elliptique aux dérivées partielles. Cette équation résiduelle peut être résolue à chaque instant par une méthode itérative dont la mieux adaptée à notre cas d'étude est celle du double balayage de CHOLESKI, associée à des coefficients accélérateurs.

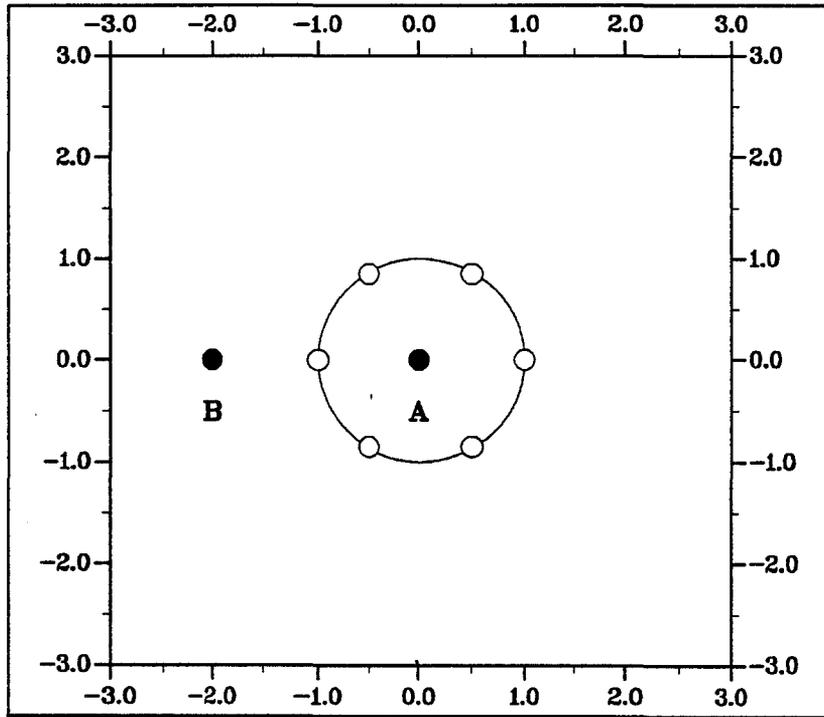


Fig III.10 - Description d'un réseau de six antennes équidistantes dans un plan de section droite; A et B sont les points pour lesquels les calculs sont faits

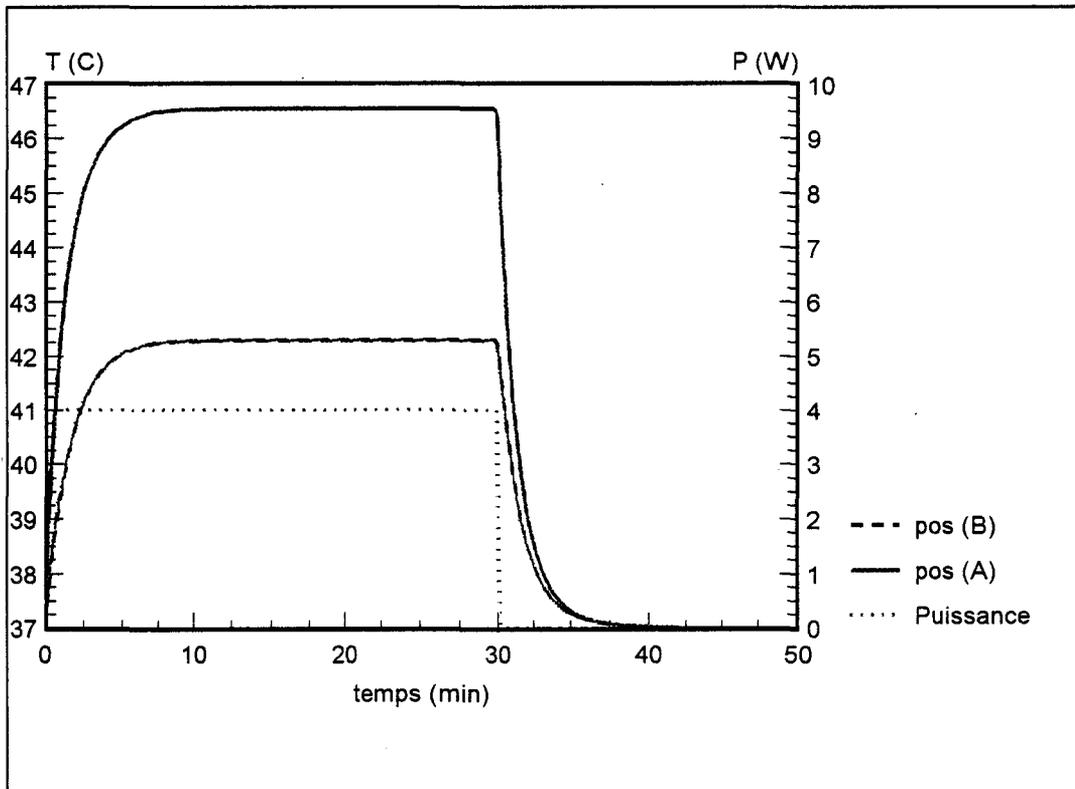


Fig III.11 - Evolution temporelle théorique:
 -des températures aux points A et B repérés sur la figure ci-dessus
 -de la puissance d'alimentation totale du réseau de six antennes à la fréquence de 915 MHz

Cette méthode offre une assez grande souplesse informatique mais présente l'inconvénient d'être coûteuse en temps de calcul. Pour limiter ce temps tout en gardant une bonne précision, nous nous limitons à des matrices de 100 x 100 éléments, dimensions qui ont été justifiées au paragraphe III.2.4. Il est alors possible par l'intermédiaire d'une procédure graphique (langage TURBO-PASCAL) de visualiser des cartographies thermiques en un temps raisonnable (10 secondes environ).

Le champ de température obtenu à un instant $t = k$ dépend directement de l'instant $t = k-1$, et nécessite donc le calcul des $k-1$ itérations précédentes. D'autres modèles mathématiques et particulièrement celui retenu par DE WAGTER [38,39] se basent sur des développements limités d'exponentielles de matrices; ils peuvent améliorer les performances du temps de calcul. Il est alors possible de connaître la répartition de température directement à l'instant désiré sans connaître l'instant précédent.

Enfin, il est à remarquer que l'équation est invariante dans le changement de x en $-x$ ou de y en $-y$, mais il n'en est pas de même dans le changement de $t = k$ en $t = -k$. Le phénomène décrit par l'équation de la chaleur n'est pas réversible, et le sens du temps y joue un rôle essentiel.

III.3.4 Résultats théoriques obtenus - Interprétations

Un premier réseau est constitué de six antennes équidistantes, placées sur un cercle de rayon 1 cm (figure III.10). Les six points de jonction ($z = 0$ cm) des antennes se situent dans un même plan. La puissance totale, égale à 4W, est maintenue constante pendant toute la période de chauffage. Le logiciel simule une hyperthermie réalisée sur un milieu biologique (muscle) ayant pour caractéristiques thermiques:

$$k_t = 0.45 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}; v_s = 10000 \text{ W} \cdot \text{m}^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}; T_a = 37^\circ\text{C}; \rho \cdot c = 4.18 \times 10^6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$$

L'évolution temporelle de la distribution de température pour deux points particuliers A et B du plan $z = 0$ cm est reportée figure III.11. Ces deux points se situent, d'une part au centre du réseau, et d'autre part à 1 cm de l'une des antennes à l'extérieur du réseau. La localisation de ces points est signalée sur le schéma de la figure III.10.

Une première phase dite "de montée" en température caractérise le régime transitoire. Sa durée est d'environ quatre minutes dans ce cas. Une seconde phase dite "plateau" traduit l'état stationnaire. Un équilibre thermique est alors atteint tant que les paramètres mis en jeu ne sont pas modifiés. On voit sur ces courbes que les évolutions de température peuvent être caractérisées par une pente de montée à l'origine et un niveau thermique maximal (T_{\max}) en phase plateau.

La visualisation de la cartographie thermique existante dans le milieu est possible à tout instant. A titre d'exemple, deux champs de température sont reconstruits figures III.12 et III.13

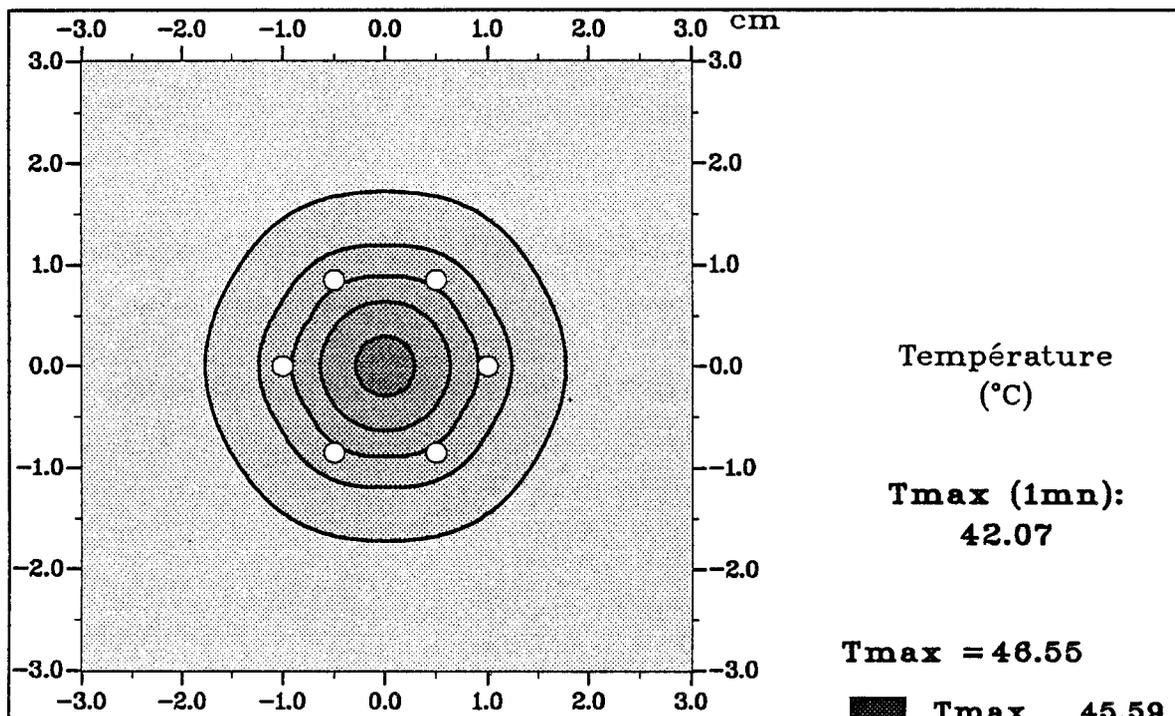


Fig III.12 - Distribution théorique de la température dans le plan de jonction ($z = 0$ cm) du réseau de six antennes après un chauffage de 1 min sur du muscle

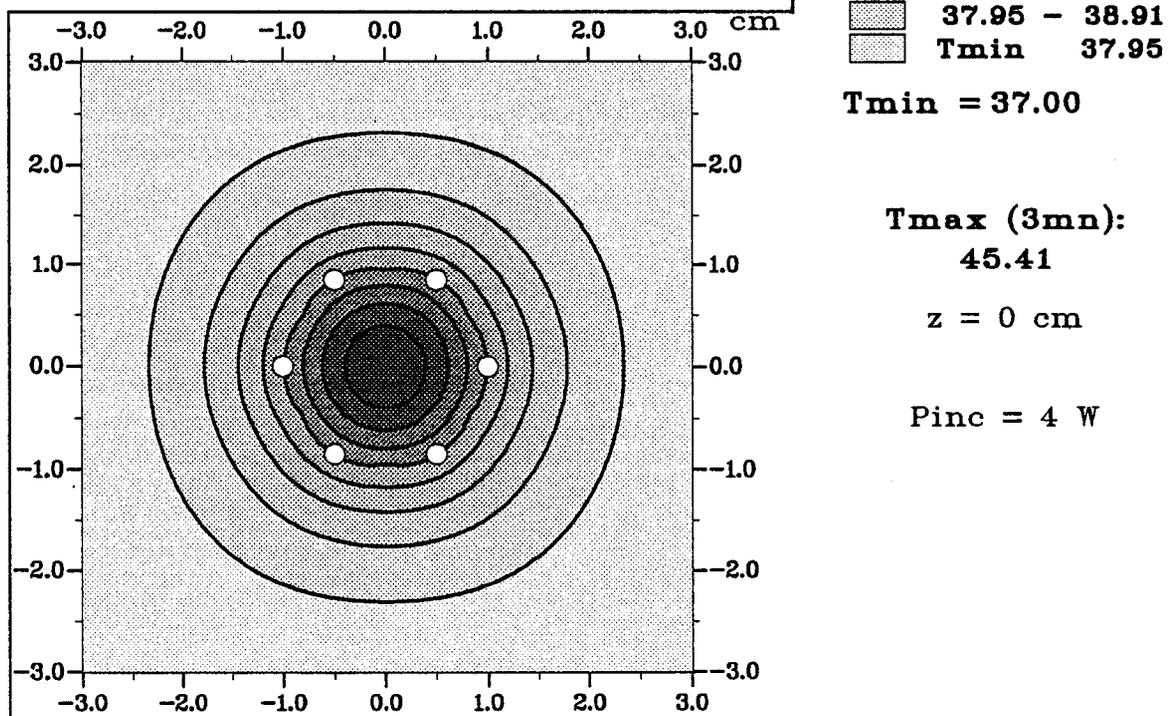


Fig III.13 - Distribution théorique de la température dans le plan de jonction ($z = 0$ cm) du réseau de six antennes après un chauffage de 3 min sur du muscle

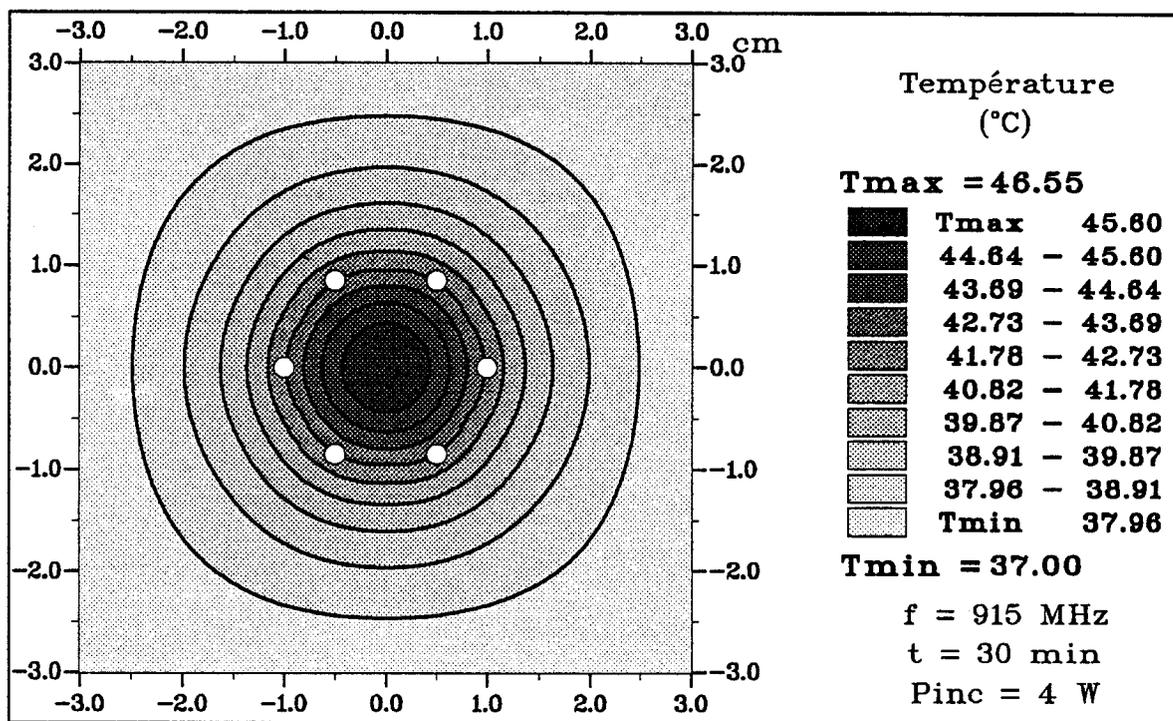


Fig III.14 - Distribution théorique de la température dans le plan de jonction ($z = 0$ cm) du réseau de six antennes après un chauffage de 30 min

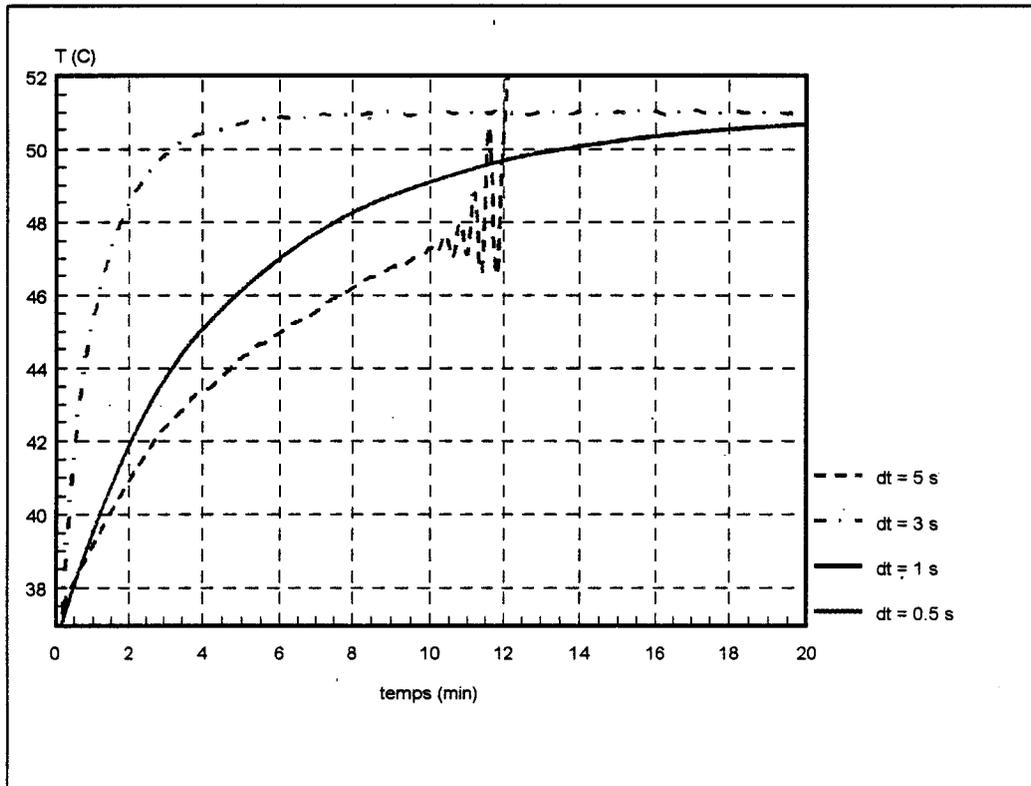


Fig III.15 - Evolution temporelle théorique de la température au centre du réseau de quatre antennes (figure II.12) pour différentes valeurs de discrétisation temporelle (dt) avec:

$$P_{inc} = 10 \text{ W}; k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}; v_s = 10000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$$

$$\rho.c = 4.18 \times 10^6 \text{ J.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}; T_a = 37\text{°C}$$

respectivement pour $t = 1$ mn et $t = 3$ mn. La température maximale au centre du réseau atteinte en régime stationnaire est $T_{\max} = 46.5^{\circ}\text{C}$; au bout de 1 minute de chauffage, elle n'est que de 42°C . Une élévation rapide de température (5°C en une minute) est constatée au centre du réseau ce qui signifie que 90% de la puissance calorifique est générée pendant la première minute de chauffage. Cette augmentation de température n'est plus que de 3.5°C entre les instants $t = 1$ min et $t = 3$ min. Le système tend vers l'équilibre thermique. La cartographie thermique résultant d'un chauffage de 30 min (régime stationnaire) est reproduite figure III.14.

Pour tester l'efficacité du logiciel, cette cartographie peut être comparée à celle obtenue à l'équilibre thermique par la méthode présentée au paragraphe III.3 puisque les paramètres utilisés sont constants. On vérifie ainsi parfaitement l'identité des résultats.

A l'instant $t = 30$ min, le chauffage est arrêté. Les courbes de la figure III.11 montrent que les températures diminuent rapidement pour converger vers la température initiale. Le maximum d'énergie calorifique est emporté par le sang selon le principe de la thermorégulation. Le système revient à l'état initial.

Toutefois, la fiabilité de ces résultats dépend de la convergence de l'équation (30) et en particulier du pas de discrétisation temporelle (Δt).

III.3.5 Influence de la discrétisation temporelle

Le choix du maillage temporel est déterminé par la valeur optimale du pas de calcul. Cette valeur (Δt) joue un rôle essentiel dans la résolution de l'équation (30). Une étude de convergence numérique de l'équation de la chaleur est envisagée pour déterminer la valeur optimale du pas de calcul. Cette valeur de Δt doit être le fruit d'un compromis entre le temps de calcul et la précision souhaitée sur la solution.

Pour réaliser cette étude, l'évolution de la température au centre du réseau de quatre antennes est calculée en fonction du temps. Les paramètres caractéristiques et la puissance sont maintenus constants. Seule la valeur du pas de calcul Δt est modifiée.

Sur la figure III.15 sont représentés les résultats de ces simulations pour les différentes valeurs de Δt .

Les résultats sont identiques pour un pas de calcul $\Delta t = dt = 1$ s et $\Delta t = 0.50$ s. Des instabilités numériques apparaissent pour un pas supérieur ou égal à $\Delta t = 3$ s. Il s'avère que la valeur numérique de Δt la mieux adaptée pour s'affranchir des risques d'instabilités numériques tout en optimisant la vitesse de convergence est $\Delta t = 1$ s.

III.4 INFLUENCE DES PARAMETRES

Les modélisations théoriques réalisées permettent de traduire l'action d'une puissance microonde dans un milieu dont la permittivité diélectrique et la conductibilité thermique restent

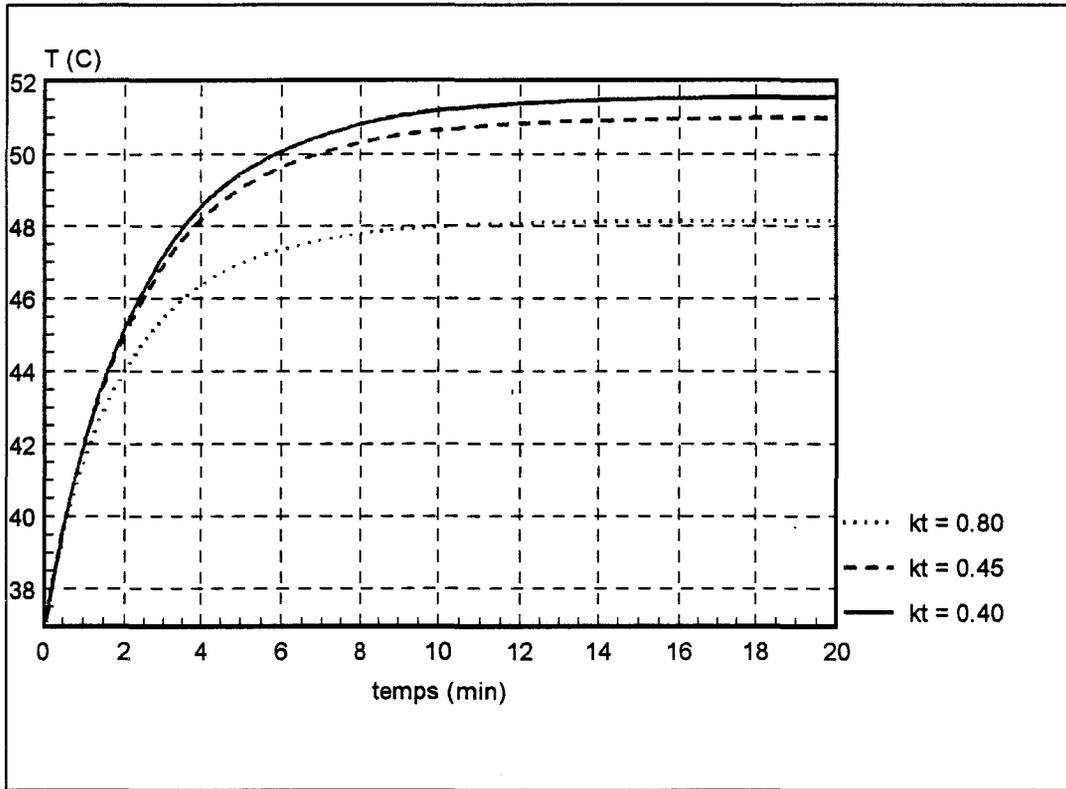


Fig III.16 - Evolution temporelle théorique de la température au centre du réseau de quatre antennes (figure II.12) pour différentes valeurs de la conductivité thermique (k_t) avec $P_{inc} = 10 \text{ W}$; $v_s = 10000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$; $\rho.c = 4.18 \times 10^6 \text{ J.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$; $T_a = 37\text{°C}$

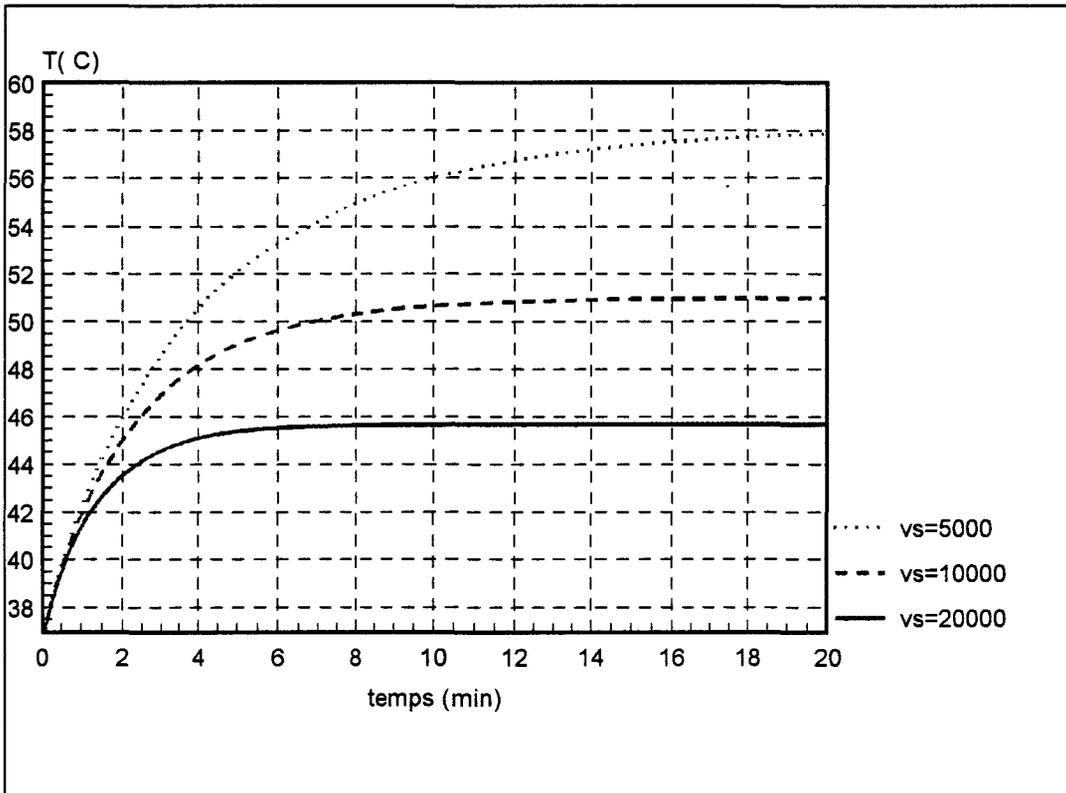


Fig III.17 - Evolution temporelle théorique de la température au centre du réseau de quatre antennes (figure II.12) pour différentes valeurs du coefficient d'échange de chaleur du sang (v_s) avec $P_{inc} = 10 \text{ W}$; $k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$; $\rho.c = 4.18 \times 10^6 \text{ J.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$; $T_a = 37\text{°C}$

constants quelle que soit la température. En réalité, ce paramètre thermique évolue en fonction de la température, du temps et de la nature du milieu biologique. Les valeurs limites de ce paramètre sont recensées dans la littérature [6] et l'étude consiste à modifier lors du traitement informatique les valeurs des différents paramètres liés:

- aux milieux chauffés caractérisés par leur:

- conductivité thermique (k_t)
- coefficient d'échanges thermiques avec le sang (v_s)
- densité (ρ)
- chaleur spécifique (c)

ou

- au système émetteur caractérisé par:

- la fréquence de chauffage (f)
- la puissance incidente (P_{inc})
- le temps de chauffage (t)

L'étude est réalisée pour un milieu homogène dissipatif tel que le muscle. Il vient :

$\rho \cdot c = 4.18 \times 10^6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
$v_s = 10000 \text{ W} \cdot \text{m}^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
$k_t = 0.45 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
$T_a = 37^\circ\text{C}$
$P_{inc} = 10 \text{ W}$

III.4.1 Paramètres liés au milieu chauffé

Mathématiquement, k_t caractérise pour un milieu donné, sa conductivité thermique. Pour des essais "in vivo", les phénomènes de vasodilatation lors d'un chauffage modifient considérablement la conductivité thermique du milieu biologique considéré. L'augmentation de celle-ci avec la température tend à uniformiser l'échauffement par le flux sanguin qui en emporte des calories. Elle joue alors un rôle favorable. Des études expérimentales menées par M. J.DELANNOY [6] et J.L.GUERQUIN-KERN [11] montrent que la conductivité thermique varie en fonction de la température suivant une courbe sigmoïdale comprise entre $k_t = 0.40 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ pour une température de 37°C et $k_t = 0.80 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ pour une température de 50°C .

Pour ces valeurs limites de ce paramètre, l'évolution de température en un point situé au centre du réseau de quatre antennes est étudiée en fonction du temps. Les courbes sont reportées figure III.16.

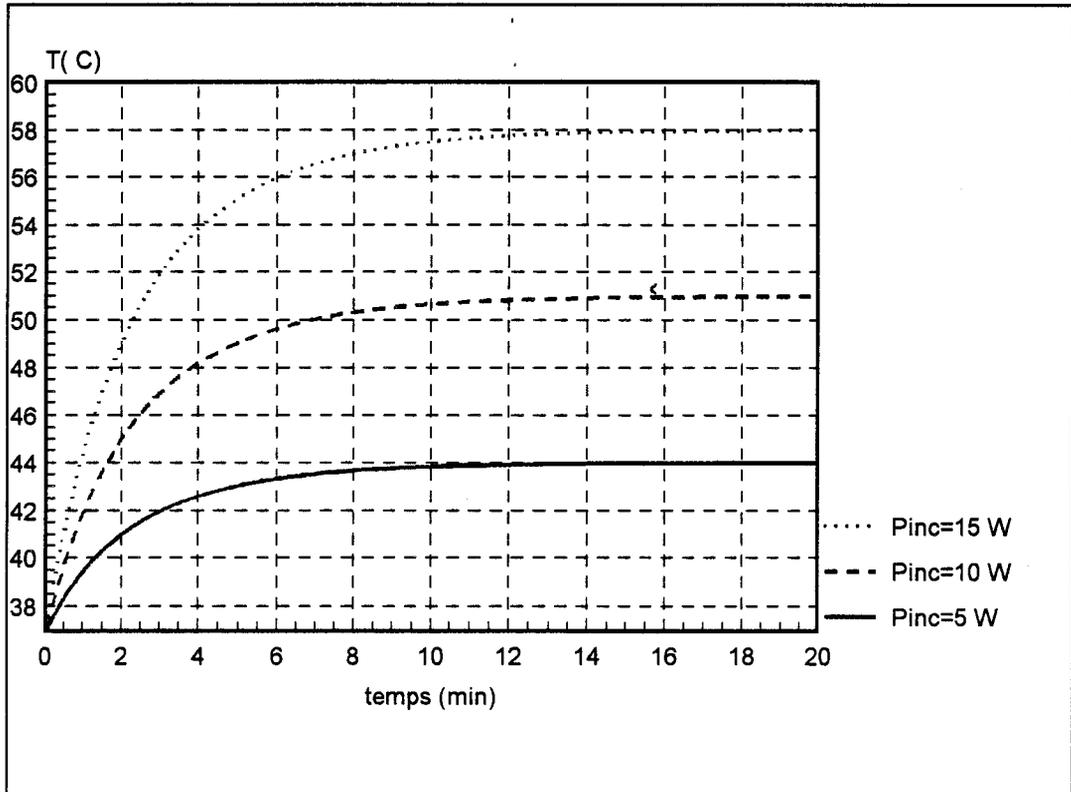


Fig III.18 - Evolution temporelle théorique de la température au centre du réseau de quatre antennes (figure II.12) pour différentes valeurs de la puissance d'alimentation (P_{inc}) avec $k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$; $v_s = 10000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$; $\rho.c = 4.18 \times 10^6 \text{ J.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$; $T_a = 37\text{°C}$

Les températures atteintes en régime stationnaire lors des simulations pour les deux valeurs limites de k_t ($k_t = 0.40 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$ et $k_t = 0.80 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$) font apparaître une variation de quatre degrés environ. Plus la valeur de k_t augmente, plus la température au centre du réseau diminue. Effectivement, la dissipation des calories des zones les plus chaudes vers les zones les plus froides est d'autant plus importante que la valeur de k_t augmente.

Le terme $v_s(T - T_a)$ représente la contribution de la circulation sanguine à la dissipation de la chaleur produite par les microondes. En toute rigueur, la valeur de ce terme dépend également de la température et du point d'observation dans le milieu (présence ou non de vaisseaux sanguins).

Afin de quantifier ces effets, une étude de l'évolution de la température du même point central du réseau en fonction du temps est réalisée pour différentes valeurs de v_s (figure III.17). Ses valeurs sont rencontrées dans la littérature et déterminées expérimentalement [6].

Pour une même puissance incidente, la comparaison de ces courbes met en évidence une grande variation de la température atteinte en phase plateau pour les différentes valeurs de v_s : le phénomène de réaction à une excitation extérieure est d'autant plus important que la valeur de v_s est grande. Une variation de $v_s = 5000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$ à $v_s = 20000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$ induit une variation de température de 12°C . La connaissance de ce paramètre joue donc un rôle important sur la précision de la distribution de température au sein d'un milieu chauffé. La durée de la phase de montée en température dépend également de cette valeur. Ainsi, la durée du régime transitoire est plus courte dans le cas d'un chauffage sur gel polyacrylamide que sur un milieu vascularisé. Le phénomène d'inertie est effectivement moins important.

Du fait, de leur faible variation avec la température et avec la position, la masse volumique ρ et la chaleur spécifique c sont supposés constants.

III.4.2 Paramètres liés au chauffage microonde

Hormis les fréquences utilisées et la durée de la séance d'hyperthermie interstitielle, le principal paramètre accessible à l'utilisateur est la puissance injectée sur les antennes.

Les cartes thermiques ont été reconstruites, à puissance constante, en simulant une séance effectuée pour trois valeurs 5, 10, 15 Watts sur quatre antennes. Les températures maximales atteintes au centre du réseau en fonction du temps sont reportées figure III.18 pour ces trois valeurs de puissance incidente.

Ainsi, pour un muscle dont les paramètres thermiques sont constants, une augmentation de puissance de 1 Watt par antenne engendre une augmentation de la température au centre du réseau de 6°C environ.

Les niveaux thermiques supérieurs à la valeur désirée (45°C) peuvent être atteints

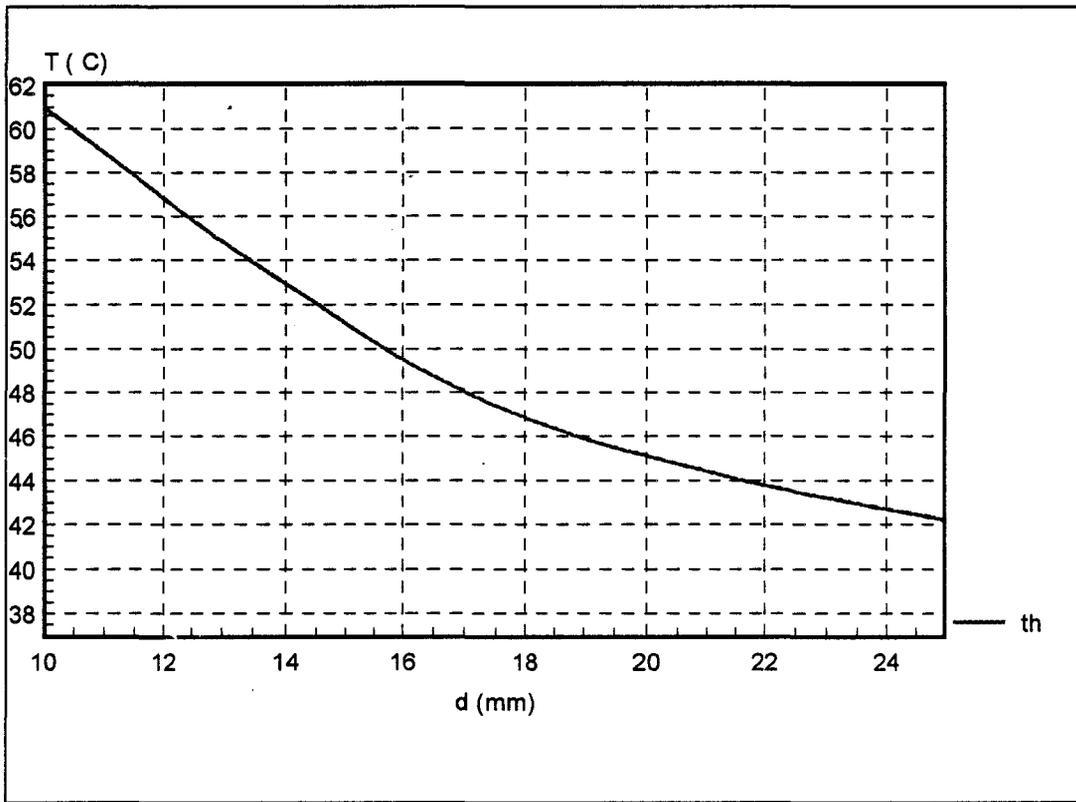


Fig III. 19 - Evolution théorique de la température au centre du réseau de quatre antennes (figure II.12) en fonction de la distance entre les antennes (d) avec $k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$; $v_s = 10000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$; $T_a = 37\text{°C}$; $P_{inc} = 8 \text{ W}$

rapidement. Il convient donc d'être vigilant sur la régulation de cette puissance en fonction de la vascularisation du milieu chauffé. Des mesures expérimentales réalisées par J.DELANNOY [6] ont montré que la puissance nécessaire sur un tissu excisé est 2 à 3 fois plus faible que sur un sujet vivant pour atteindre le seuil thérapeutique de 42°C.

Le réglage de la puissance incidente permet d'ajuster les niveaux thermiques à atteindre en fonction de la nature des milieux chauffés. Un autre type de chauffage peut cependant être envisagé: le chauffage séquentiel.

III.5 CAS D'UN CHAUFFAGE SEQUENTIEL

L'objectif fixé est d'améliorer l'homogénéisation des températures au sein des tissus en jouant sur les propriétés de la bio-conductibilité thermique. La circulation sanguine, en dissipant la chaleur par convection, limite le niveau thermique de l'hyperthermie et tend à uniformiser la répartition des températures. Le principe est d'injecter une certaine quantité d'énergie dans les tissus pendant un instant donné pour faciliter le transfert du flux thermique lors de la thermorégulation. Ce chauffage de type séquentiel permet d'éviter des températures trop importantes pendant un temps trop long.

Un chauffage de type impulsionnel peut également être envisagé. Il faut dans ce cas tenir compte des limitations physiologiques des cellules. Des études expérimentales sont actuellement réalisées pour connaître la période de chauffage optimale.

III.6 OPTIMISATION DE LA POSITION DES ANTENNES

III.6.1 Etude du "point chaud"

Le niveau thermique atteint lors d'une séance de chauffage dépend non seulement de la puissance mais aussi du nombre d'antennes implantées et de leurs positions respectives. Dans ce paragraphe, nous présentons quelques résultats numériques obtenus pour 4 antennes placées aux sommets d'un carré de côté d (variable entre 10 mm et 25 mm).

L'étude théorique du paragraphe II.3.3.1 est étendue en évaluant le maximum d'échauffement (T_{max}) produit par ce réseau de quatre antennes en un point situé au centre de celui ci en fonction de la distance inter-antennes d . Toutes les antennes sont alimentées en cohérence de phase avec une puissance incidente de 2 Watts par antenne.

A puissance incidente constante, l'évolution de la température au centre du réseau en fonction de la distance d est reportée sur la figure III.19. Cette courbe montre que la température maximale dépasse rapidement la tolérance thérapeutique (45°C) lorsque la distance inter-antenne est diminuée. Dans la mesure où les paramètres thermiques sont constants, la valeur de la température maximale est directement liée à la valeur maximale de la

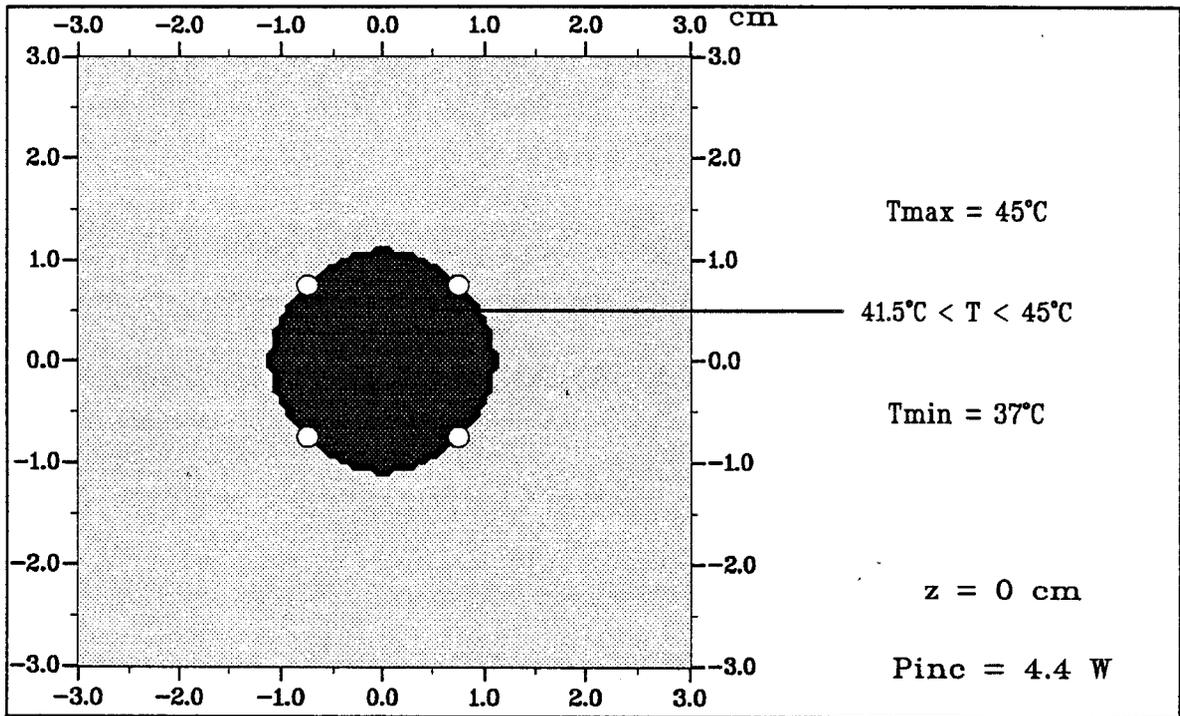


Fig III.20 - Distribution théorique de la température dans le plan de jonction ($z = 0 \text{ cm}$) du réseau de quatre antennes distantes de 15 mm

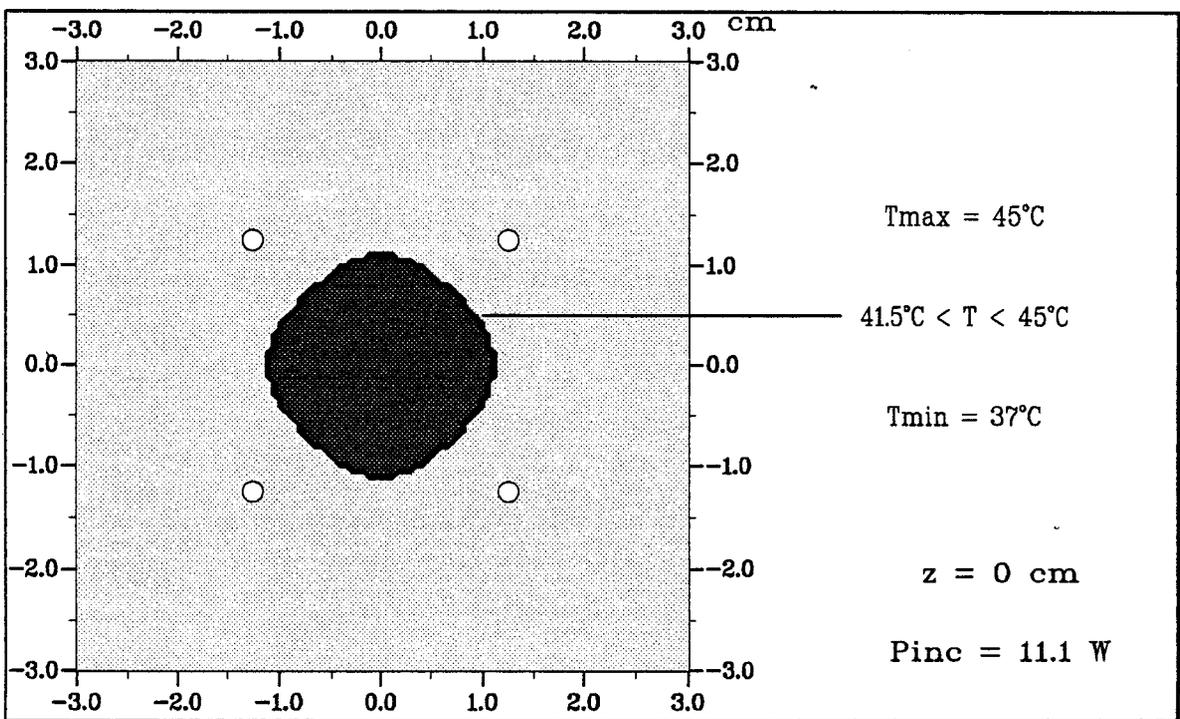


Fig III.21 - Distribution théorique de la température dans le plan de jonction ($z = 0 \text{ cm}$) du réseau de quatre antennes distantes de 25 mm

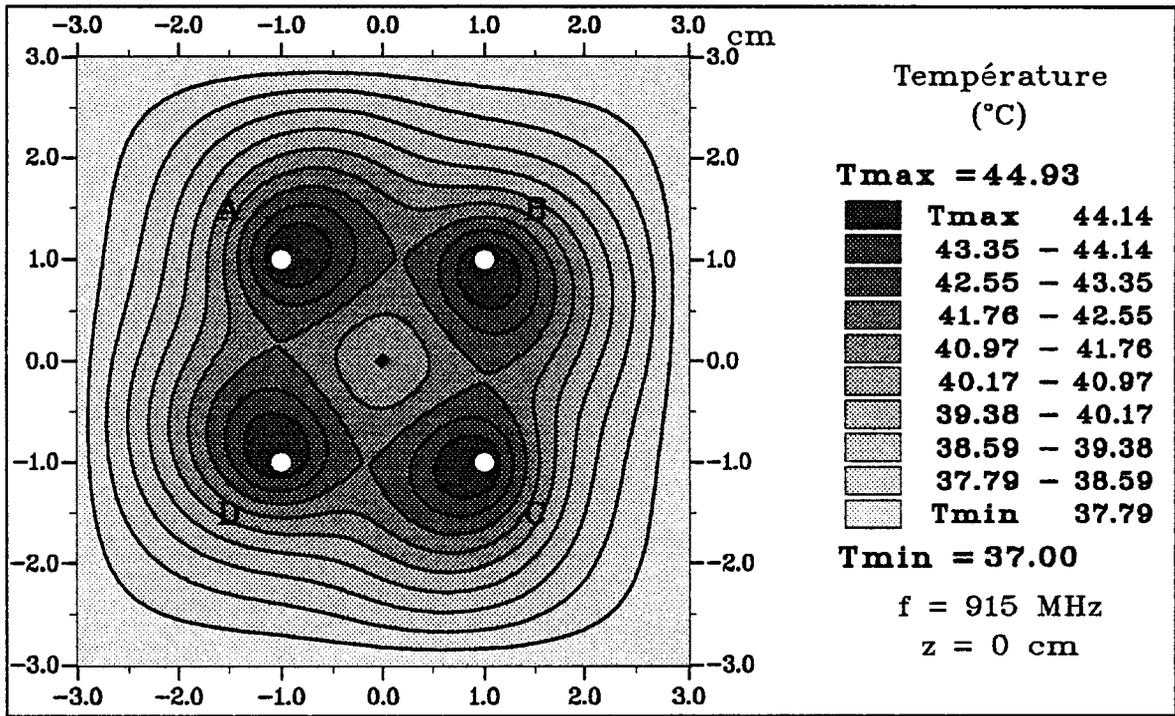


Fig III.22 - Distribution théorique de la température dans le muscle dans le plan de jonction pour un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz: les courants d'alimentation des antennes A, B, C, D sont déphasés respectivement de 0°, 90°, 180°, 270°

puissance absorbée.

Une faible distance entre les antennes ($d < 10$ mm) donne donc naissance, à des températures très élevées pour des puissances de chauffage faibles ($P_{inc} < 1$ Watt/antenne).

III.6.2 Optimisation de la géométrie de l'implantation

Pour quantifier notre étude, nous observons le volume compris entre les isothermes 41.5°C (seuil thérapeutique) et 45°C . La puissance est ajustée pour obtenir une température maximale au centre du réseau de 45°C . L'étude est effectuée en fonction de la distance inter-antennes. Ce volume est appelé par la suite région thérapeutique. Il est toujours limité par la zone active de l'antenne ($2 \times h$): son évolution est donc ramenée à une étude dans le plan de jonction des antennes.

Pour mettre en évidence les résultats, seule la région thérapeutique est illustrée sur les figures III.20, III.21 où n'apparaissent que les zones délimitées par ces deux isothermes.

La section de cette zone varie peu pour des distances inter-antennes comprise entre 1 et 2 cm. Pour des distances supérieures, une répartition de température totalement différente apparaît.

Cette répartition est alors essentiellement liée à la valeur de v_s . Dans cette hypothèse, le point chaud n'est vraisemblablement plus au centre du réseau.

III.6.3 Cas particulier

Pour la même implantation des quatre antennes, nous présentons la carte thermique obtenue à partir de l'étude électromagnétique réalisée au paragraphe II.4.2.2 (figure III.22). Cette distribution de température est obtenue en introduisant des déphasages sur les courants d'alimentation des antennes respectivement de $0, 90^{\circ}, 180^{\circ}$ et 270° sur les antennes A, B, C et D.

Cette figure est obtenue pour le réseau de quatre antennes. Les paramètres thermiques sont fixés à $v_s = 20000 \text{ W.m}^{-3}.\text{C}^{-1}$ et $k_t = 0.45 \text{ W.m}^{-1}.\text{C}^{-1}$.

Le résultat est modifié en employant d'autres valeurs des paramètres k_t et v_s . En particulier, selon les caractéristiques thermiques du milieu chauffé, le seuil thérapeutique est atteint dans la zone centrale.

Le gain sur le volume thérapeutique délimité par les isothermes 41.5°C et 45°C peut atteindre 300 % si les paramètres thermiques sont favorables. Il subsiste cependant des zones très chaudes au voisinage des antennes.

L'objectif souhaité est d'optimiser le volume thérapeutique ($41.5^{\circ}\text{C} < T < 45^{\circ}\text{C}$) pour une implantation quelconque d'antennes, cette géométrie étant fixée par le clinicien lors de la

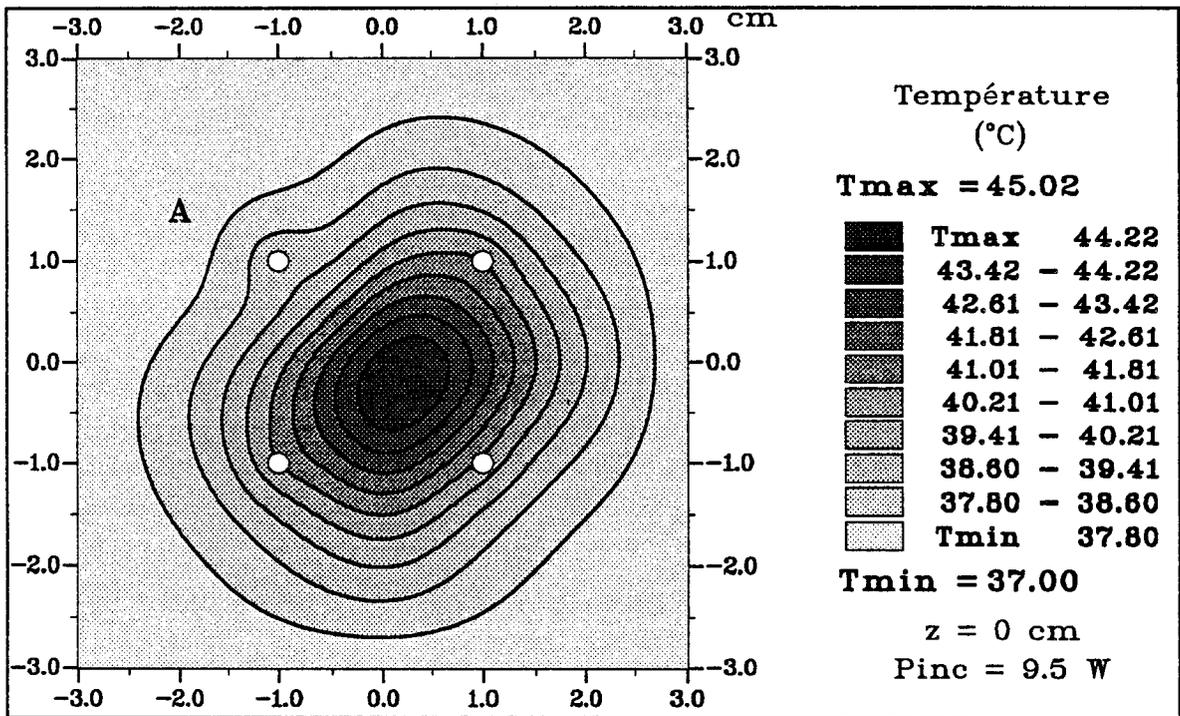


Fig III.23 - Distribution théorique de la température dans un muscle, dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 45°

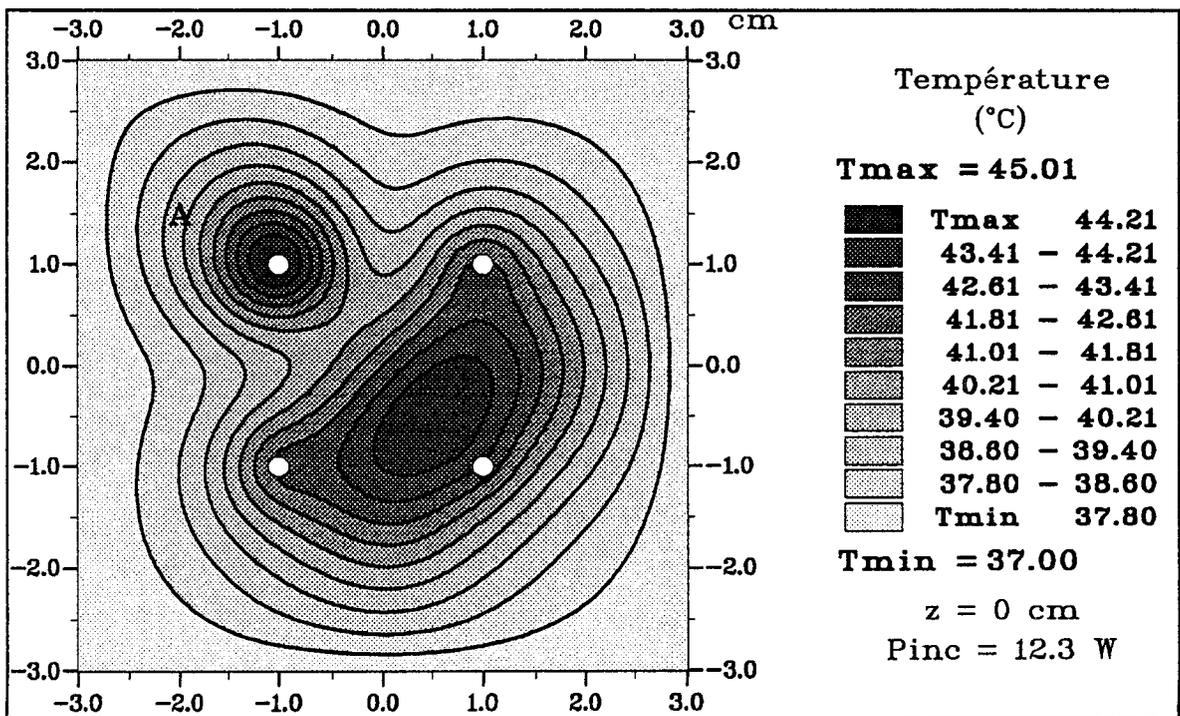


Fig III.24 - Distribution théorique de la température dans un muscle, dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 135°

séance de curiethérapie.

III.7 OPTIMISATION DU VOLUME CHAUFFE PAR ROTATION DE PHASE

III.7.1 Principe

Un déphasage sur le courant d'alimentation d'une antenne par rapport aux autres, dans un réseau, a pour effet de générer un champ électrique différent. Cette modification de la distribution de champ induit une nouvelle répartition de la puissance déposée au sein du milieu. Le réseau de courbes isothermes obtenu est alors modifié.

Nous distinguons deux types de déphasage:

La première méthode consiste à déphaser les courants d'alimentation de façon "statique". Ce déphasage ne peut pas être modifié au cours de la séance de chauffage. La distribution de puissance est fixée afin de positionner le maximum d'énergie sur la zone tumorale. La distribution de puissance est invariable au cours du temps.

La seconde méthode consiste à modifier les déphasages sur les courants d'alimentation de façon "dynamique". En alimentant successivement chaque antenne avec ce courant déphasé, le maximum de température se déplace vers l'antenne opposée à celle déphasée et décrit alors un mouvement rotatif à l'intérieur du réseau. Le principe est de combiner la modification de la répartition de la puissance rayonnée avec l'inertie thermique des tissus vascularisés, de façon à homogénéiser la température. Cette méthode présente l'avantage de déplacer la distribution de température sans déplacer les antennes.

Pour mettre en évidence l'influence du déphasage statique d'un courant d'alimentation par rapport aux autres, deux cartographies thermiques sont représentées figures III.23 et III.24 pour des valeurs de déphasages statiques fixées à $\theta = 45^\circ$ et $\theta = 135^\circ$.

Ces figures confirment l'étude électromagnétique réalisée au paragraphe II.4.3. La zone la plus chaude se déplace vers l'antenne diamétralement opposée à celle dont le courant d'alimentation est déphasé.

L'effet thermique d'un déphasage statique étant connu, l'étude d'un déphasage dynamique peut être envisagée.

III.7.2 Modèle mathématique

Le modèle numérique présenté est basé sur la résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur en régime temporel.

Elle s'écrit dans ce cas :

$$\rho.c \frac{\delta T(x,y,t)}{\delta t} = k_t \times \nabla^2 T(x,y,t) + v_s (T_a - T(x,y,t)) + Q(x,y,t) \quad (31)$$

$Q(x, y, t)$ caractérise la distribution de puissance déposée au point x, y à l'instant t dans le milieu chauffé.

le régime étant périodique il vient une première simplification :

$$Q(x, y, t) = Q(x, y, t + \tau)$$

avec

τ : période de rotation du courant d'alimentation sur les 4 antennes

Du fait de la double symétrie axiale due à la position des antennes aux sommets d'un carré, il vient :

$$Q(x, y, t) = Q(-x, y, t) = Q(x, -y, t) = Q(-x, -y, t)$$

Ainsi, une seule distribution de puissance est préalablement calculée et mise en mémoire sur ordinateur.

Les autres paramètres, intervenant dans cette équation, sont fixés à :

$$\begin{aligned} \rho.c &= 4.18 \times 10^6 \text{ J.m}^{-3}.\text{°C}^{-1} \\ v_s &= 20000 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1} \\ k_t &= 0.45 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1} \\ T_a &= 37\text{°C} \\ \Delta t &= 1\text{s} \\ \tau &= 4\text{s} \end{aligned}$$

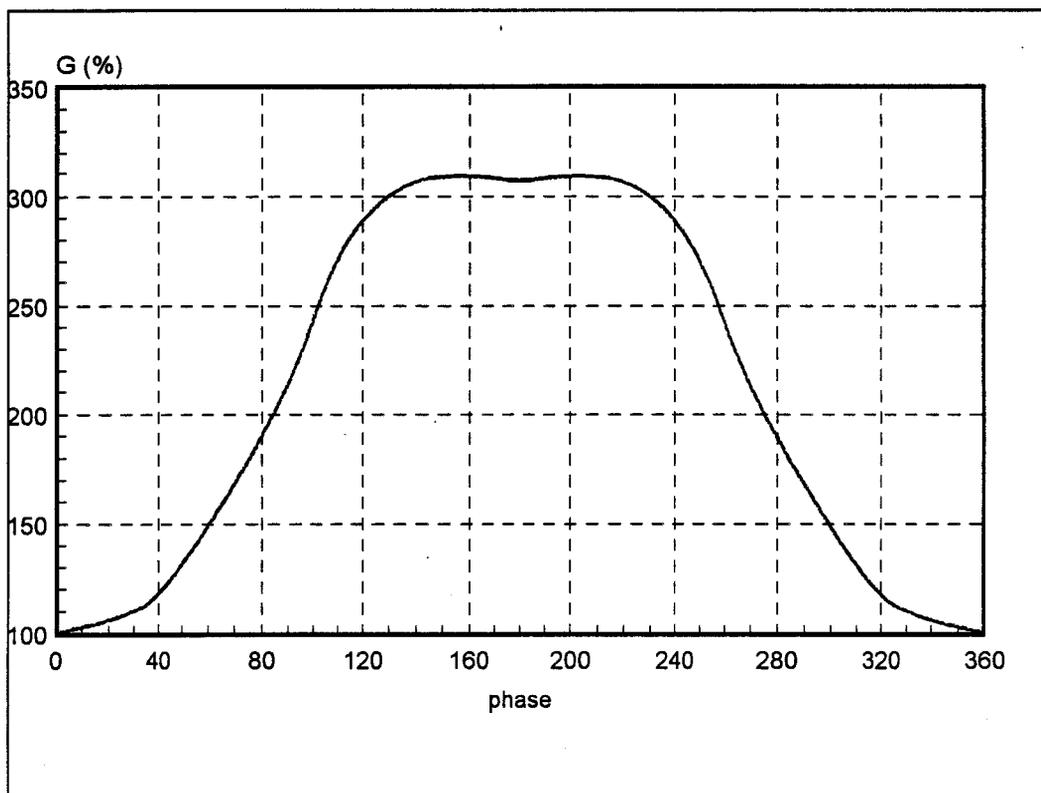


Fig III.25 - Gain (G) en volume chauffé en fonction de la valeur du déphasage du courant pour une période de rotation de phase de 4 secondes sur le réseau d'antennes de la figure II.12

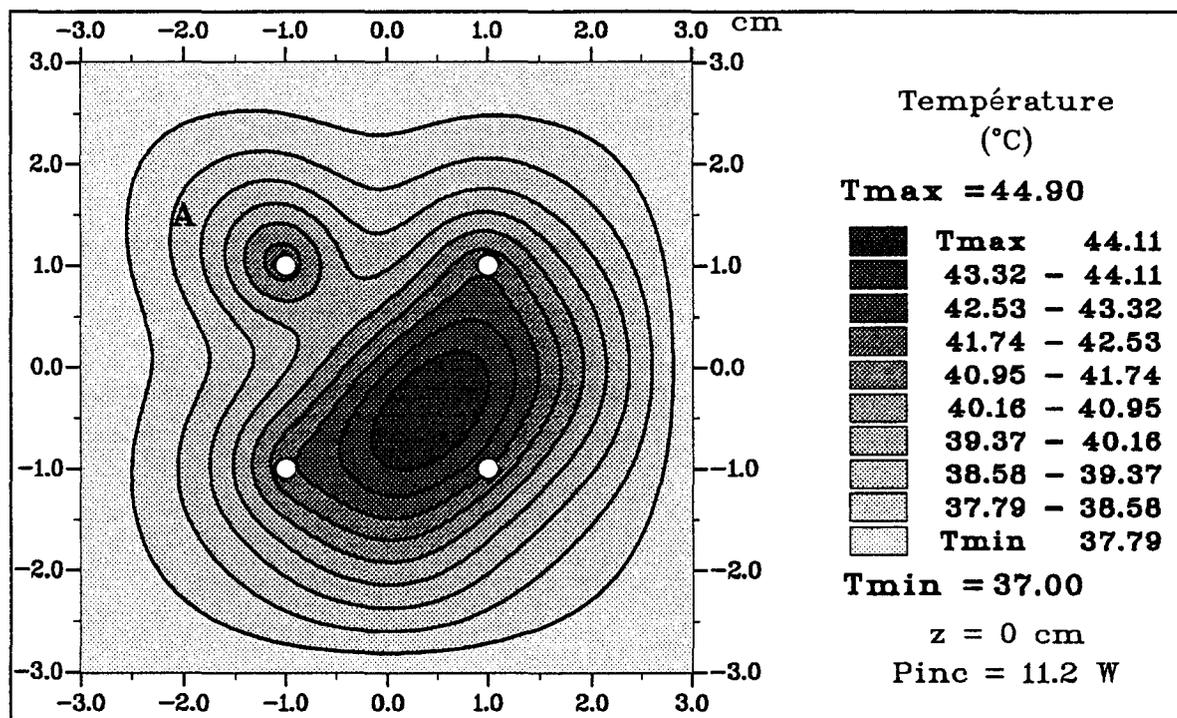


Fig III.26 - Distribution théorique de la température dans un muscle, dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz: le courant d'alimentation de l'antenne A est déphasé de 110°

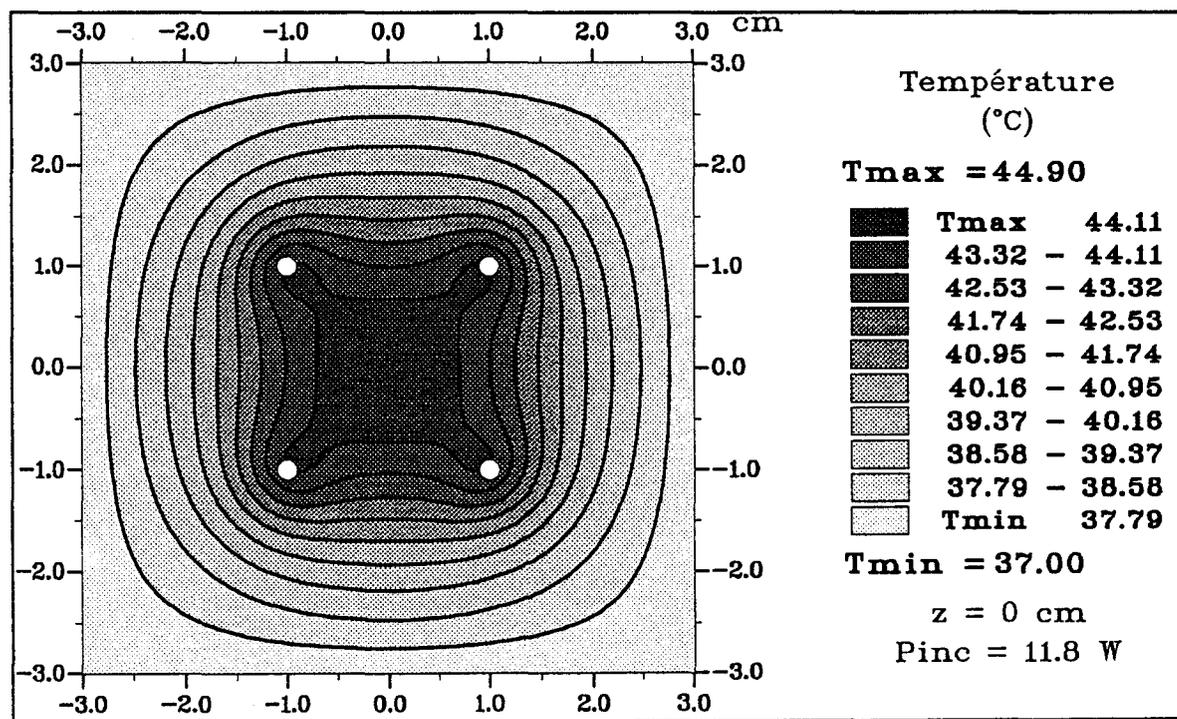
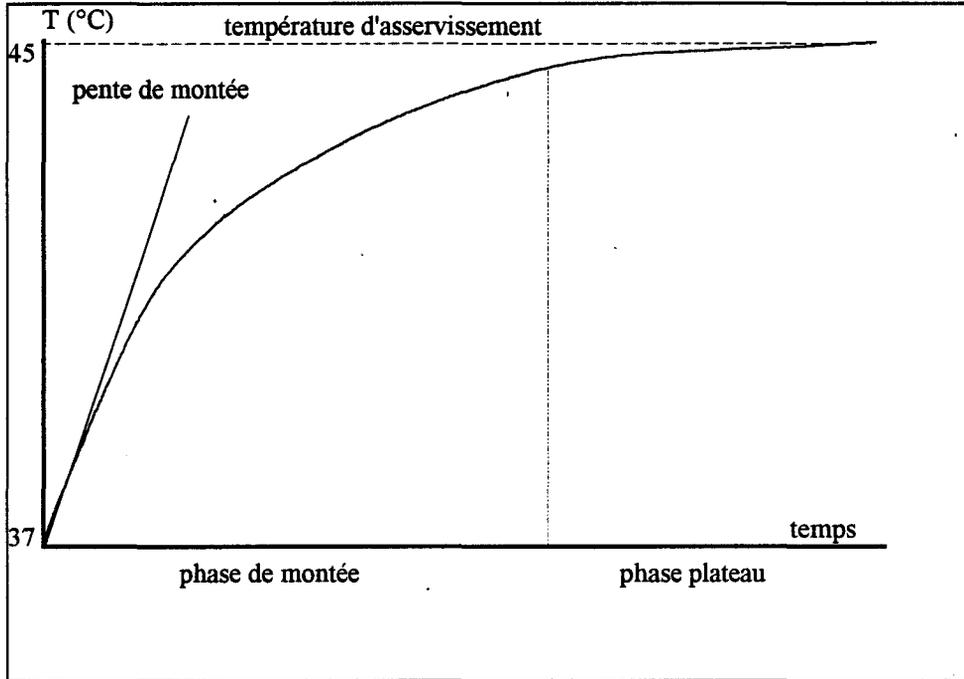


Fig III.27 - Distribution théorique de la température dans un muscle, dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz: les courants d'alimentation sont successivement déphasés de 110°

Pour permettre l'interprétation des différents résultats, la convergence pour la résolution de l'équation est atteinte lorsque :

- ① - $T_{max} = 45^{\circ}\text{C} \pm 0.1^{\circ}\text{C}$ (température d'asservissement)
- ② - $dT/dt < 0.01^{\circ}\text{C/s}$ (pente de montée en température)



Pour satisfaire ces conditions de convergence, des bouclages successifs, dans lesquels seule la puissance incidente est modifiée, selon le principe de dichotomie, sont effectués. La distribution de température issue du chauffage séquentiel est alors déterminée.

Afin de quantifier le gain en volume chauffé apporté par cette méthode, nous prendrons pour référence la surface S_0 limitée par les isothermes 41.5°C et 45°C dans le plan de jonction lorsque les 4 antennes sont alimentées en phase. Ces valeurs correspondent au cahier des charges fixé par les cliniciens. Le gain est déterminé sur des considérations de surface car en première approximation, le volume chauffé n'est pas modifié dans une dimension colinéaire aux antennes [77].

Le gain est alors défini par :

$$G = \frac{100 \times S(\theta, \tau)}{S_0} \quad (\text{en } \%) \quad (32)$$

$S(\theta, \tau)$ est la surface limitée par l'isotherme 41.5°C dans le plan de jonction lorsqu'un courant déphasé de θ par rapport aux 3 autres, alimente successivement chaque antenne: la période de rotation étant de 4 secondes (déphasage de 1 seconde par antenne).

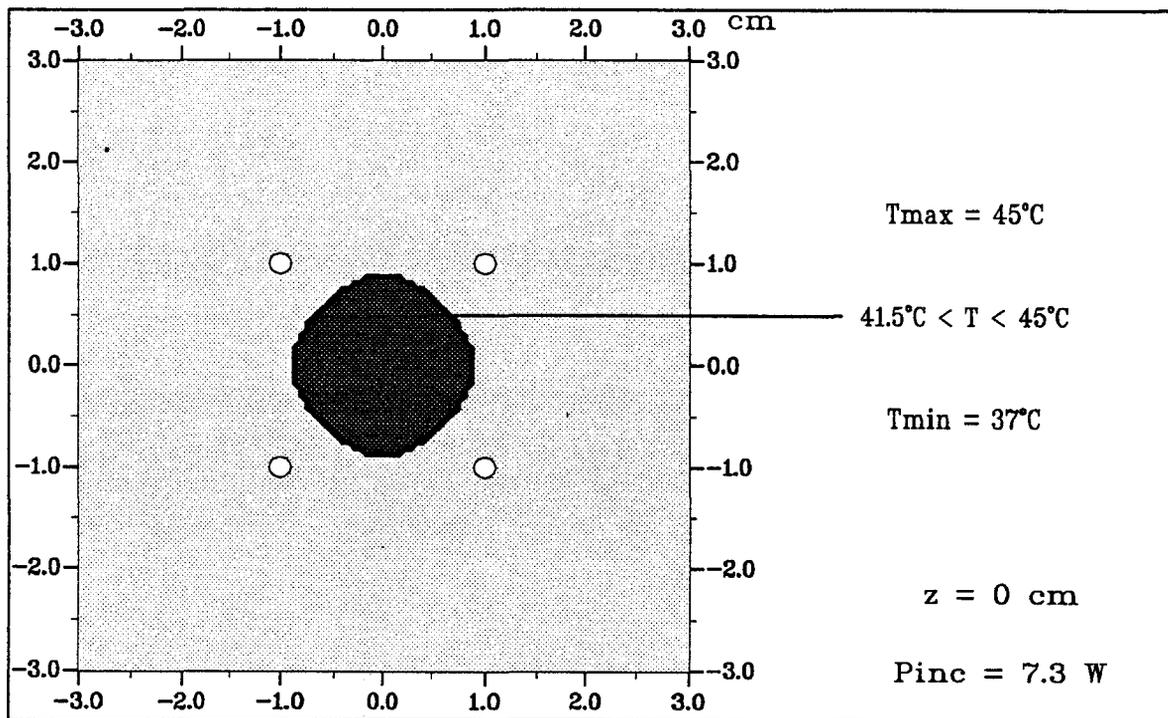


Fig III.28 - Distribution théorique de la température dans un muscle dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz

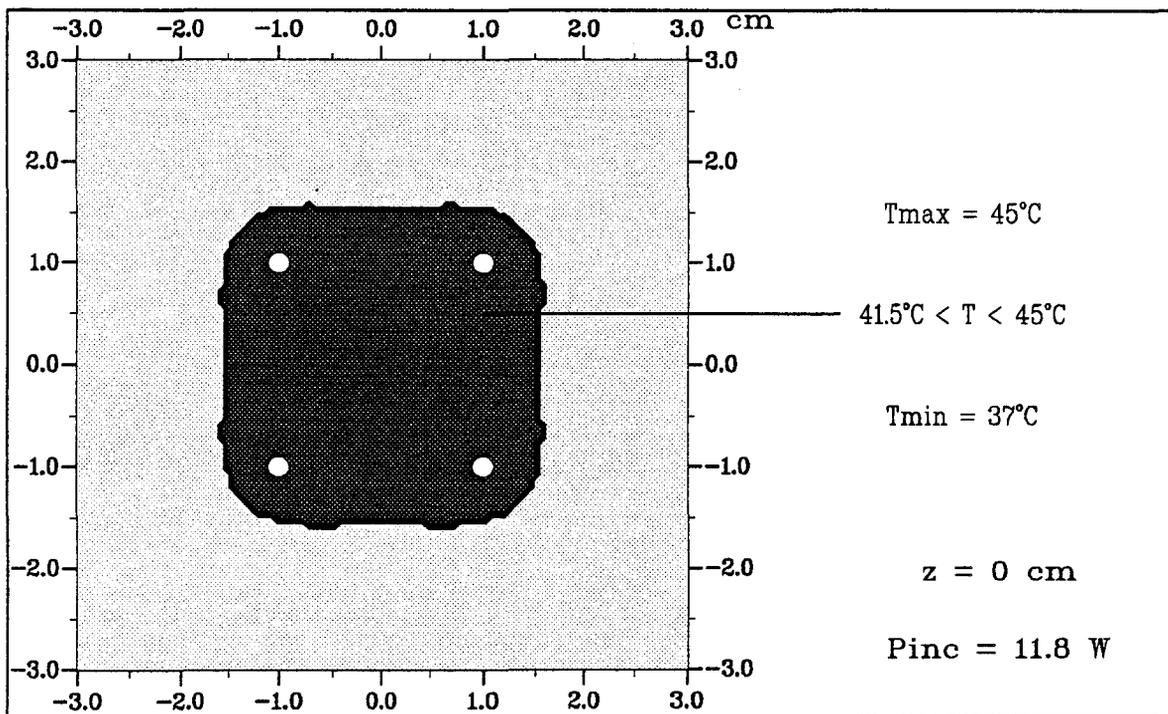


Fig III.29 - Distribution théorique de la température dans un muscle dans le plan de jonction d'un réseau de quatre antennes de standard UT34 à la fréquence de 915 MHz: les courants d'alimentation sont successivement déphasés de 110°

Pour une période de rotation τ fixée, l'étude de ce déphasage sur le diagramme de champ puis sur les champs de température, conduit à une optimisation de la valeur de ce déphasage et de sa période de rotation (sur chaque antenne l'une après l'autre afin d'agrandir la taille du volume chauffé).

III.7.3 Influence de la phase

Les résultats obtenus présentés figure III.25 montrent que le gain $S(\theta, \tau)$ croit rapidement pour atteindre un maximum de l'ordre de 300 % pour un déphasage de 110° .

Toutefois, il faut éviter des températures élevées au voisinage des cathéters pour ne pas les détériorer sous l'effet de la chaleur. De ce fait, il est nécessaire de trouver un compromis entre le gain en volume et la situation des zones où règnent des températures importantes.

Il apparaît que $120^\circ \pm 10^\circ$ place le maximum entre le coin opposé et le centre du carré.

Sur la figure III.26 est illustrée l'influence sur la distribution de température d'un déphasage de 110° du courant d'alimentation d'une antenne par rapport aux trois autres.

L'évolution de la répartition de température induite par un déphasage séquentiel de 110° sur les quatre antennes caractérisé par une période de rotation de 4 secondes est reportée figure III.27. L'étendue de la zone thérapeutique augmente d'environ 300 %.

A titre d'illustration, nous proposons figures III.28 et III.29 les cartes thermiques résultant d'un réseau de 4 antennes alimentées en phase et du même réseau soumis au déphasage séquentiel précédent. Afin de visualiser le gain de 300 %, nous ne faisons apparaître que la zone thérapeutique (section comprise entre les isothermes 41.5°C et 45°C).

III.7.4 Influence de la période de rotation

La période de rotation sur les courants d'alimentation est au minimum égale à quatre secondes pour deux raisons.

- d'une part, les relais sont constitués en partie de pièces mécaniques. Pour préserver le bon fonctionnement, il faut éviter un trop grand nombre de commutations pendant un temps trop court.

- d'autre part, le temps de commutation n'est plus négligeable si la période devient trop petite.

En revanche, une période de rotation trop grande a pour conséquence de réduire l'effet de la rotation de phase: le flux thermique est alors évacué par le sang. Cette limite supérieure dépend mathématiquement des valeurs numériques de k_t et v_s . Pour notre cas, il apparaît que $t = 12\text{s}$ est une valeur à ne pas dépasser compte tenu des valeurs moyennes de k_t et v_s .

En conclusion, la période de rotation des courants d'alimentation des antennes doit être un compromis entre la qualité des relais et l'influence de l'inertie thermique.

III.8 CONCLUSION

A partir d'une résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur, nous avons déterminé, dans ce troisième chapitre, la répartition de la distribution de chaleur résultant d'un chauffage microonde dans un milieu dissipatif. Malgré les limitations du modèle [30], cette approche permet d'étudier l'influence des différents paramètres liés aux milieux et au système de chauffage. Ces résultats ont pu être en partie vérifiés expérimentalement grâce à l'utilisation de gel polyacrylamide.

L'étude montre que l'implantation des cathéters réalisée pour une radiothérapie par fils d'Iridium radioactifs est compatible avec un chauffage interstitiel microonde par réseau d'antennes.

Le logiciel, basée sur cette étude, permet de simuler l'évolution au cours du temps de la température en un point précis ou permet l'obtention du champ de température sous forme de cartes thermiques à un instant donné.

La connaissance du diagramme de rayonnement et de la distribution de température induite par un réseau d'antennes nous permettent d'envisager la réalisation d'une dosimétrie thermique à partir de mesures de température effectuées pendant une séance d'hyperthermie microonde.

CHAPITRE IV

RECONSTRUCTIONS DES PROFILS THERMIQUES A PARTIR DES MESURES RADIOMETRIQUES

Résumé

L'hyperthermie correspond à une élévation modérée de la température de quelques degrés centigrades (41°C - 45°C) aux dessus des valeurs physiologiques normales (35°C - 37°C). Cette hyperthermie locale nécessite un contrôle rigoureux des températures régnant dans les tissus. Il faut d'une part que la zone tumorale chauffée atteigne le seuil léthal des cellules et d'autre part éviter des lésions aux tissus sains en les surchauffant. Des méthodes fiables de thermométrie s'avèrent nécessaires. Dans les chapitres précédents, nous avons conçu et mis au point des antennes coaxiales miniatures qui sont les éléments essentiels d'un système particulier d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde multifréquence, appelé H.I.M.C.A.R. L'objectif de ce quatrième chapitre est de mettre en évidence les performances et les potentialités de ce système en site clinique.

Nous décrivons le système H.I.M.C.A.R., développé en collaboration entre l'unité 279 de l'I.N.S.E.R.M. et l'I.E.M.N. D.H.S., utilisé en routine clinique au centre OSCAR LAMBRET de LILLE depuis plusieurs années, ainsi que le protocole de traitement des lésions cancéreuses destiné à l'évaluation clinique. Cependant, avant de décrire de tels systèmes, nous rappellerons les différentes techniques de thermométrie et plus particulièrement le principe de la radiométrie microonde adaptée aux antennes filaires.

L'ultime étape de cette étude est de développer un logiciel de dosimétrie thermique et de reconstructions de profils thermiques résultant du chauffage interstitiel microonde. Ces simulations sont basées sur les relevés expérimentaux des températures radiométriques et la simulation numérique de l'hyperthermie par l'équation de la chaleur: ainsi, nous pouvons réaliser une dosimétrie thermique à posteriori. Nous présentons les résultats théoriques obtenus, tant en régime stationnaire, qu'en régime temporel. Ces modélisations sont alors validées et illustrées par des séances d'hyperthermie réalisées sur gel polyacrylamide, animaux et patients.

IV.1 LA THERMOMETRIE

Les séances d'hyperthermie interstitielle sont composées d'une alternance de deux phases [17]. D'une part une phase de chauffage qui induit une élévation modérée de température dans les tissus, et d'autre part une phase de mesure permettant le contrôle de ce chauffage. En effet, il ne peut y avoir d'hyperthermie efficace en site clinique que si la thermométrie est fiable. Cette notion de thermométrie est importante pour le clinicien qui doit connaître l'étendue de la zone chauffée à la température thérapeutique (42°C - 45°C). Pour cela, deux techniques sont actuellement à notre disposition: les méthodes dites "non invasives" et les méthodes dites "invasives".

La notion d'invasivité caractérise le traumatisme produit par l'implantation d'un corps étranger dans les tissus à chauffer. Toutefois, l'hyperthermie interstitielle est elle-même une méthode invasive du fait de l'implantation de cathéters dans les tissus. Les techniques de thermométrie dites invasives sont donc celles qui requièrent une implantation intra-tissulaire supplémentaire de sondes thermométriques.

IV.1.1 Les techniques invasives

L'implantation supplémentaire de gaines en Téflon permet d'insérer des thermocouples ou des fibres optiques. L'inconvénient majeur de cette technique de mesure de la température réside dans le fait que l'information de température est limitée à un volume très petit autour du point de mesure. La connaissance du champ de température résultant du chauffage n'est possible qu'en implantant, dans la zone chauffée, un nombre important de capteurs. Ces capteurs insérés dans des cathéters de dimensions relativement faibles altèrent peu le dépôt d'énergie électromagnétique et donnent une information réaliste sur les valeurs de températures mesurées. Cependant, il est relativement difficile de repérer l'emplacement exact des thermocouples si ce n'est par une radiographie associée. Par ailleurs, la présence du champ électromagnétique rayonné par ces antennes de chauffage perturbe notablement l'électronique de mesure, ce qui oblige à interrompre la séquence de chauffage (arrêt de l'émission microonde) pour effectuer la mesure. L'utilisation de fibres optiques permet d'éviter les interférences avec l'énergie électromagnétique de chauffage, mais le prix, de ce type de capteur, est très élevé. D'autre part, certains auteurs pensent que l'implantation de sondes thermométriques peut être une cause de diffusion métastatique de la tumeur par le traumatisme créé dans la zone sensible.

IV.1.2 Les techniques non invasives

Afin de répondre aux besoins des cliniciens, tout en évitant les divers problèmes

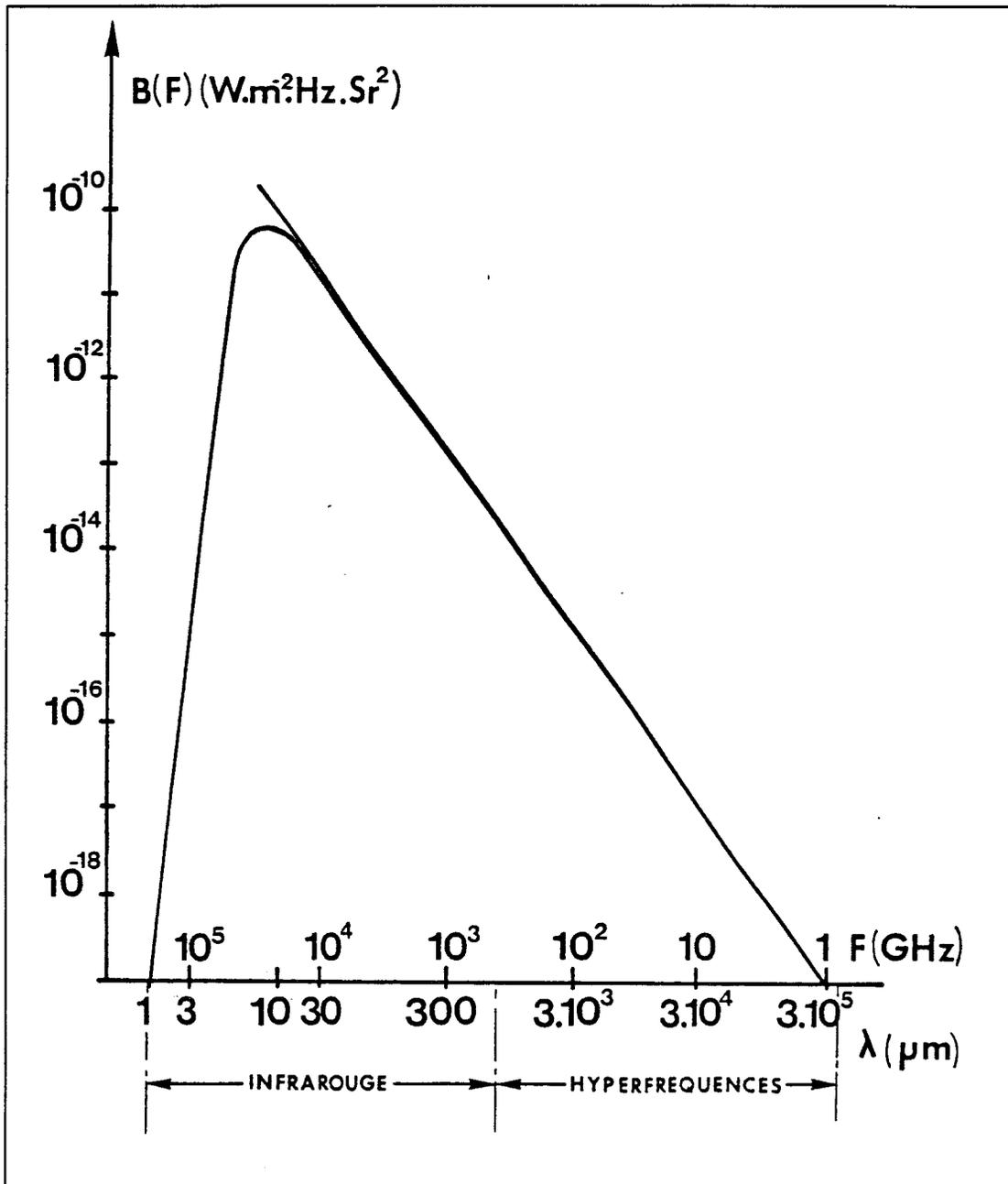


Fig IV.1 - Brillance spectrale du corps noir porté à la température de 310K en fonction de la fréquence et de la longueur d'onde

évoqués ci-dessus, la méthode développée à LILLE est la thermométrie par radiométrie microonde [10,15,19,21,32]. Cette méthode est utilisée pour éviter une implantation supplémentaire de capteurs dans les tissus à chaque séance d'hyperthermie. Elle permet d'évaluer la température dans le volume couplé à l'antenne de réception: dans notre système, c'est le même élément qui sert à la fois d'antenne émettrice pour le chauffage et de capteur lors de la thermométrie par radiométrie microonde.

IV.2 RAPPELS SUR LA RADIOMETRIE MICROONDE

IV.2.1 Principe de la radiométrie microonde

Tout milieu dissipatif tels les tissus biologiques émettent spontanément un rayonnement électromagnétique d'origine thermique lorsque sa température est supérieure à 0 K. Ce rayonnement couvre un domaine spectral étendu du proche infrarouge aux hyperfréquences.

La loi de PLANCK définit la brillance spectrale d'un corps noir (corps parfaitement absorbant et non réfléchissant) par la formule :

$$B(f) = \frac{2hf^3}{c^2} \frac{1}{\exp(hf/kT) - 1} \quad (33)$$

où

k : constante de BOLTZMANN : $1.38 \cdot 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$

h : constante de PLANCK : $6.62 \cdot 10^{-34} \text{ J.S}^{-1}$

c : vitesse de la lumière : $3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$

B(f) : Brillance spectrale en $\text{W.m}^{-2}.\text{Hz}.\text{Sr}^2$ pour une bande passante de 1 Hz

La figure IV.1 représente la brillance spectrale pour le corps noir porté à une température de 37°C. La puissance de bruit thermique, qui est l'information la plus intéressante, est obtenue en intégrant cette grandeur dans une bande de fréquences définie. En effet, dans le domaine des microondes, cette puissance est proportionnelle à la température et pour des températures $T > 10 \text{ K}$ la loi de RAYLEIGH-JEANS donne une bonne approximation de la loi de PLANCK. L'expression (32) devient:

$$B(f) = \frac{2\pi f^2 k T}{c^2} \approx A.T \quad (34)$$

Dans ces conditions, une antenne réceptrice (capteur hyperfréquence) parfaitement adaptée à un milieu constitué par un corps noir porté à la température uniforme T et supposé à

l'équilibre thermodynamique avec le milieu extérieur, recueille une puissance P qui s'exprime par la loi de NYQUIST:

$$P = k \cdot T \cdot \Delta f \quad (35)$$

où

k : constante de BOLTZMANN

Δf : bande passante considérée

T : température en Kelvin

En réalité, le transfert d'énergie entre le corps émissif et l'antenne réceptrice ne se fait pas parfaitement. Il faut tenir compte des effets de réflexion à l'interface antenne-milieu dissipatif caractérisé par le coefficient de réflexion en puissance ρ_p (rapport entre la puissance réfléchie et la puissance incidente émise).

Dans ce cas, la puissance cédée au récepteur est donc:

$$P = (1 - \rho_p) \cdot k \cdot T \cdot \Delta f \quad (36)$$

où $(1 - \rho_p)$ est l'émissivité

Le coefficient de réflexion s'exprime en fonction des caractéristiques diélectriques (permittivité) respectives du milieu chauffé (ϵ^*_5) et de l'antenne équivalente (ϵ^*_{2e}) par la relation:

$$\rho_p = \left[\frac{\sqrt{\epsilon^*_5} - \sqrt{\epsilon^*_{2e}}}{\sqrt{\epsilon^*_5} + \sqrt{\epsilon^*_{2e}}} \right]^2 \quad (37)$$

IV.2.2 Choix de la fréquence

La permittivité diélectrique du milieu biologique considéré, paramètre déterminant pour les signaux radiométriques, dépend essentiellement de sa teneur en eau, de la fréquence et de la température (cf. paragraphe I.1.2).

Dans le cas d'un milieu semi-infini, un volume élémentaire Δv porté à une température $T > 0$ K, se comporte comme une source de rayonnement thermique dans une large bande de fréquence. L'énergie électromagnétique d'origine thermique (bruit thermique) ainsi émise se propage à l'intérieur du milieu en subissant une atténuation analogue à celle d'une onde plane.

L'antenne, qui reçoit cette puissance n'étant pas idéale, la puissance captée est égale à la puissance émise pondérée par un coefficient $Ant(x, y, z)$. Ce coefficient est déterminé à partir du diagramme de rayonnement de l'antenne-captur utilisée dans la bande de fréquence Δf du

radiomètre utilisé.

Nous nous intéressons à l'évolution de la température dans le plan $z = 0$ cm. Dans ce cas, la puissance captée s'exprime par :

$$dP = 2\alpha kT(x, y, 0) \Delta f \Delta v. Ant(x, y, 0) \quad (38)$$

avec

α : atténuation en tension de l'onde TEM se propageant dans le milieu considéré

Pour un même matériau, à une même fréquence, c'est le même volume qui est concerné par les phénomènes d'absorption et d'émission thermique; c'est le principe de réciprocité des antennes. La connaissance de la profondeur de pénétration en puissance δ , définie au paragraphe II.2.1, dans la bande de fréquence du radiomètre des antennes utilisées, fournit donc la connaissance des profondeurs d'investigations des radiomètres microondes centrés sur cette fréquence.

Effectivement, les fréquences basses (≈ 1 GHz) permettent de capter la puissance de bruit thermique émise dans des régions relativement éloignées de l'antenne réceptrice, alors que l'emploi de fréquences élevées (≈ 10 GHz) donnent davantage de renseignements sur la puissance émise par les zones proches de l'antenne réceptrice [32].

IV.2.3 Calcul de la température radiométrique

IV.2.3.1 Calcul de la puissance thermique captée

Afin de calculer ces signaux, le milieu est discrétisé en volume élémentaire [5,10,41]. La puissance de bruit thermique totale recueillie est alors la somme des puissances captées provenant de chaque volume élémentaire. Dans le plan $z = 0$ cm (plan de jonction d'une antenne), cette puissance s'exprime par:

$$P = \int_{xy} 2\alpha k T(x, y, 0). Ant(x, y, 0) \Delta f dx dy \quad (39)$$

IV.2.3.2 Température radiométrique

Pour associer à cette puissance de bruit thermique captée, une température équivalente appelée " température radiométrique ", nous effectuons un étalonnage numérique. Pour deux températures homogènes du milieu $T_1(x, y) = cste$ et $T_2(x, y) = cste$, nous calculons les puissances respectives P_1 et P_2 captées par l'antenne. Pour un milieu donné, l'évolution de la puissance captée en fonction de la température est linéaire.

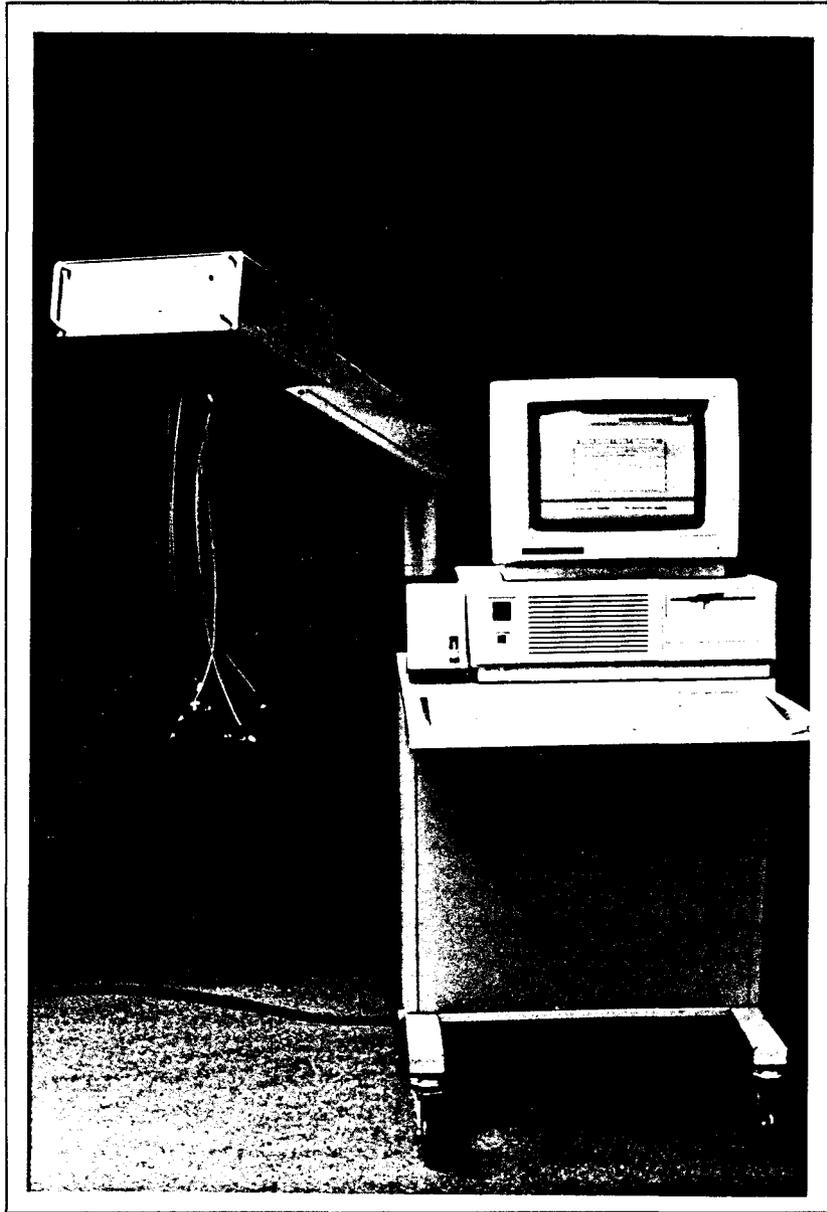


Fig IV.2 - Le système d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde (H.I.M.C.A.R)

L'étalonnage préalable permet de calculer la pente et l'ordonnée à l'origine de cette variation. (Cette démarche est analogue à celle suivie lors de l'utilisation d'un radiomètre pour la mesure d'une température radiométrique) [15,25].

Plus généralement, la "température radiométrique" Trad équivalente, pour un milieu homogène porté à la température $T(x, y, 0) = \text{cste}$, s'exprime par :

$$T_{rad} = \frac{\int_{xy} 2\alpha \Delta f \cdot T(x, y, 0) \cdot Ant(x, y, 0) dx dy}{\int_{xy} 2\alpha \Delta f \cdot Ant(x, y, 0) dx dy} \quad (40)$$

IV.3 LE SYSTEME H.I.M.C.A.R.

IV.3.1 Présentation du système

Différents systèmes d'hyperthermie microonde, pilotés à partir des mesures de température non "invasives" effectuées par radiométrie microonde multifréquence ont été développés, en collaboration avec l'unité 279 de l'I.N.S.E.R.M. de LILLE, testés et utilisés en site clinique depuis plusieurs années au centre anti-cancer OSCAR LAMBRET de LILLE, sous la direction du D^r B. PREVOST et à la clinique de BOURGOGNE de LILLE, sous la direction du D^r ROHART.

La photographie de la figure IV.2 illustre la dernière version du système totalement informatisé. Ce système d'Hyperthermie Interstitielle Microonde Contrôlée Automatiquement par Radiométrie microonde multifréquence (H.I.M.C.A.R.) se compose de :

- 1 générateur hyperfréquence fonctionnant à 915 MHz (100 Watts max).
- 1 micro-ordinateur assurant le pilotage du système.
- 8 antennes filaires miniatures de type UT34 alimentée en phase à travers un diviseur de puissance par 8.
- 2 systèmes de thermométrie comprenant :
 - * 2 radiomètres fonctionnant dans les bandes de fréquence centrées sur 3 et 9 GHz.
 - * un ensemble de 5 thermocouples implantables.

Ce dispositif, comme le montre la photographie sur la figure IV.2, est entièrement intégré dans un boîtier mobile et possède un bras articulé facilitant la manoeuvre près du patient.

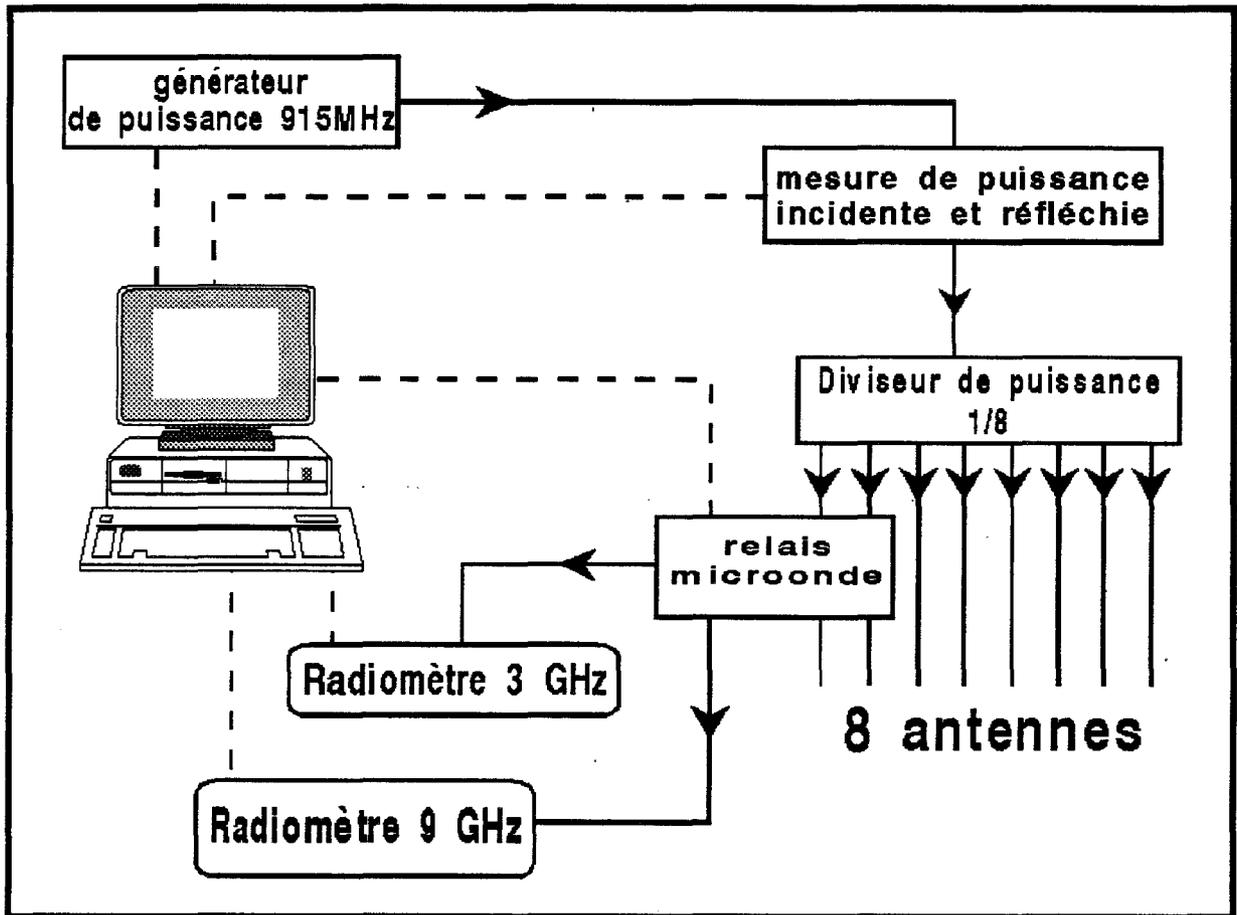


Fig IV.3 - Schéma synoptique du système H.I.M.C.A.R.

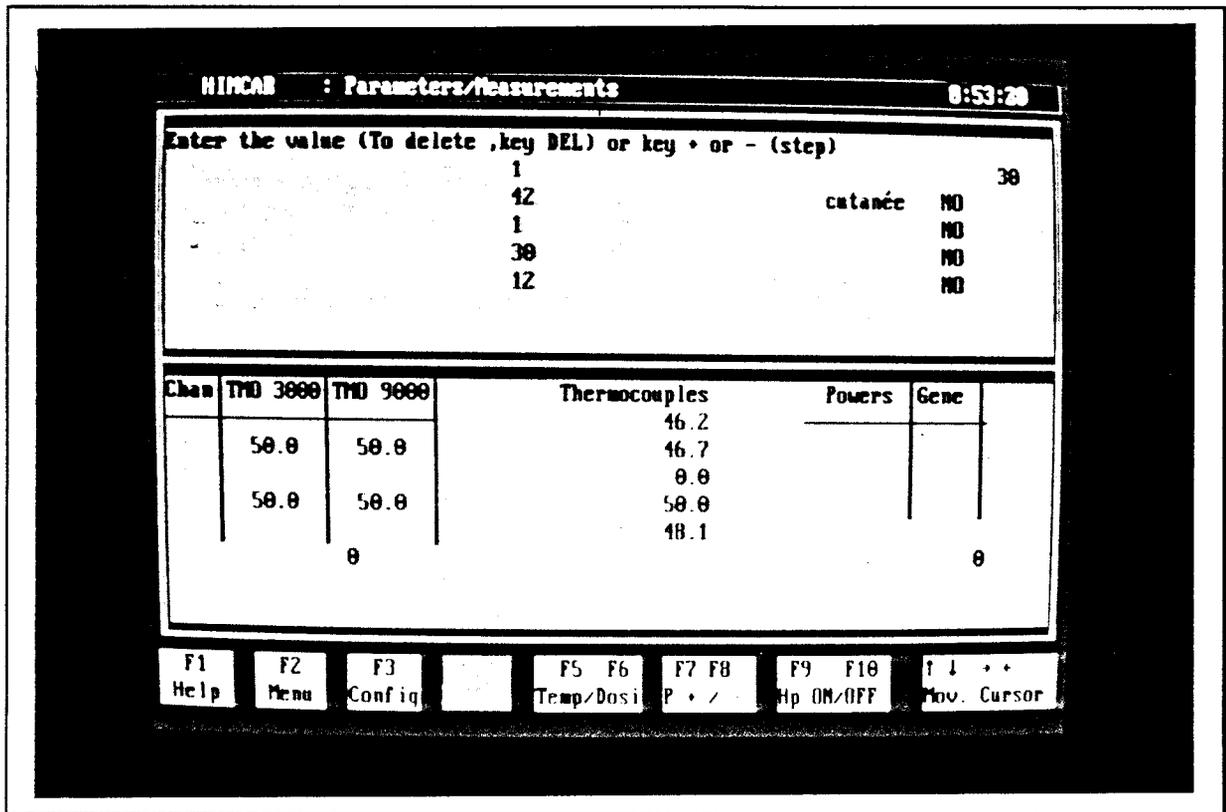


Fig IV.4 - Affichage à l'écran des paramètre nécessaires au pilotage d'une séance d'hyperthermie

IV.3.2 Principe de fonctionnement

Le synoptique de la figure IV.3 présente le système utilisé dans les essais cliniques.

La première fonction du micro-ordinateur de type P.C. réside dans le pilotage des relais microonde assurant la méthode alternée chauffage - mesure. Effectivement, le radiomètre mesure une puissance de bruit thermique émis par le volume de tissu couplé à l'antenne réceptrice de l'ordre de 10^{-12} Watts. Or la puissance de chauffage mise en jeu dans un tel dispositif est au minimum de l'ordre de quelques dizaines de watts. Il est donc impératif d'éviter tout transfert d'énergie du générateur de chauffage vers le radiomètre. Pour éviter les problèmes d'intermodulation, le générateur de chauffage doit donc être coupé pendant la mesure radiométrique.

Le générateur (G), quant à lui, peut délivrer une puissance microonde réglable (jusqu'à 100 watts) à la fréquence de 915 MHz. Cette puissance est divisée par 8 par l'intermédiaire d'un diviseur de puissance (D) avant d'être transmise au malade au travers des 8 antennes miniatures identiques adaptées aux fréquences de chauffage et radiométriques. Deux de ces antennes sont reliées, pendant l'intervalle destiné à la mesure, aux radiomètres (R_3 , R_9) de bande passante 1 GHz par l'intermédiaire de relais microondes (S). La constante de temps de l'électronique associée (3s) permet d'obtenir une sensibilité de l'ordre du dixième de degré pour la mesure des températures radiométriques.

La seconde fonction du micro-ordinateur est de mémoriser les différents paramètres et différentes mesures de la session d'hyperthermie, notamment les informations de puissances incidente et réfléchiée par un wattmètre (P). Les données mémorisées comportent également les paramètres d'étalonnage des radiomètres, ce qui permet un affichage en temps réel des températures utiles au clinicien (figure IV.4).

Le pilotage automatique informatisé de ce système d'hyperthermie interstitielle est assuré par l'asservissement du générateur régulé par la différence entre la température de consigne et celle mesurée par le radiomètre, compte tenu des seuils de sécurité préalablement fixés. Le système dispose également d'un réglage de la puissance maximale disponible pour la session. Un contrôle ponctuel de la température peut être obtenu par l'implantation de quelques thermocouples dont l'utilité s'avère nécessaire dans le cas de milieux fortement inhomogènes (présence de gros vaisseaux sanguins, de graisse, etc..) ou dans le cas d'implantation particulière.

Pendant la période de montée en température vers la consigne du plateau thermique désirée, les mesures radiométriques sont réalisées toutes les minutes pendant l'interruption du chauffage par le radiomètre d'asservissement. La durée de l'interruption est de 10 secondes, soit trois fois la constante de temps du radiomètre, afin de laisser celui-ci se stabiliser. Cet intervalle de temps est mis à profit pour réaliser les mesures sur les thermocouples éventuellement implantés. Après cette phase de 10 minutes environ, le second radiomètre est

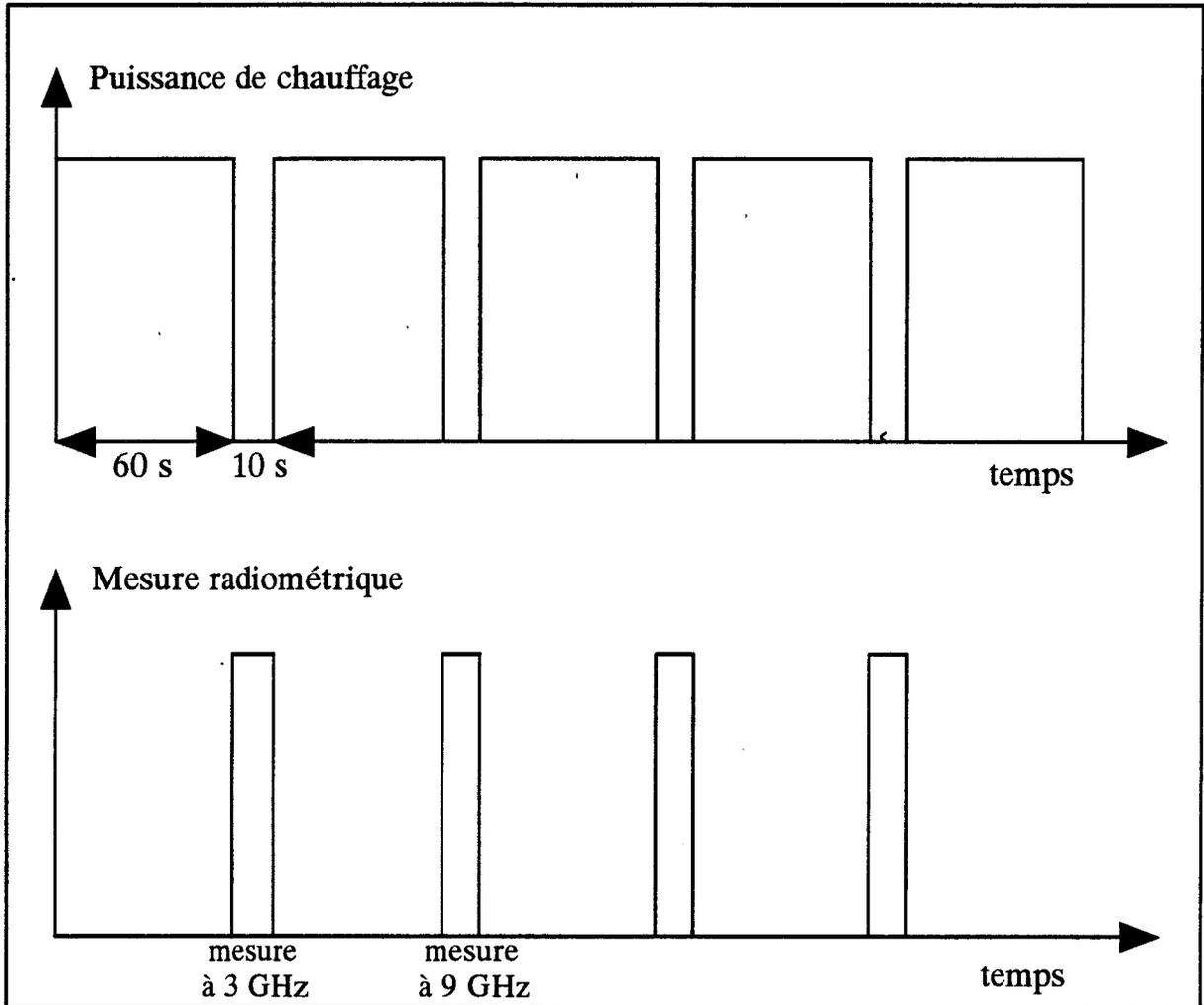


Fig IV.5 - Chronogramme correspondant à la méthode alternée utilisée sur le H.I.M.C.A.R.

également utilisé. Il n'est toutefois pas possible de faire les 2 mesures à 3 et 9 GHz l'une après l'autre sans augmenter de façon notable l'erreur de mesure engendrée par la diminution sensible de la température qui suit l'interruption du chauffage. De ce fait, elles sont faites alternativement lors des interruptions successives, séparées par des périodes de chauffage de durées équivalentes comme le schématise la figure IV.5 [17]. Il est évident que la mesure de la température est d'autant plus précise que cette dernière s'effectue rapidement.

Le système H.I.M.C.A.R. est un système qui travaille en mode alterné avec un séquençement et un asservissement entièrement automatisé et de sécurités qui limitent l'intervention de l'opérateur et lui évitent ainsi la surveillance constante du dispositif. Le clinicien programme en début de séances les différents paramètres comme, le séquençement des temps de chauffage, la puissance incidente microonde, la température maximale à atteindre etc...

Des alarmes sont également intégrées au système pour avertir d'un dépassement de consigne du taux de puissance réfléchi, ou d'un dépassement de température de consigne trop important. Un arrêt du chauffage dû à un mauvais fonctionnement ou à un dépassement de température entraîne alors une prolongation de la durée de la séance.

IV.3.3 Protocole de traitement

Principalement utilisée pour le traitement des tumeurs de la langue et du sein, l'hyperthermie interstitielle microonde est associée à la curiethérapie.

La séance est réalisée à l'aide du système H.I.M.C.A.R.. L'avantage de cette technique réside dans le fait que ce sont les cathéters de curiethérapie implantés dans les tissus qui sont utilisés pour l'hyperthermie. En effet, les antennes sont insérées dans les boucles mises en place pour la curiethérapie par fils d'Iridium.

La séance d'hyperthermie se déroule le plus souvent avant l'implantation des fils d'Iridium 192 et, peut être complétée par une seconde séance, qui a lieu alors après la curiethérapie.

La première étape de la séance d'hyperthermie à l'aide du système H.I.M.C.A.R. consiste à réaliser les étalonnages des thermocouples et des 2 radiomètres à l'aide d'un bain thermostaté. Cet étalonnage est néanmoins long et fastidieux. Un nouveau radiomètre, utilisant deux références internes de température, développé par J.P. SOZANSKI [34,92], est en évaluation clinique pour la thermothérapie de la prostate et sera dans un proche avenir utilisé sur le H.I.M.C.A.R..

La deuxième étape consiste à implanter les antennes, dont le positionnement est contrôlé par radiographie. Le chauffage peut alors débuter avec un niveau de puissance au départ de l'ordre de 3 à 4 watts par antenne.

Le clinicien peut réguler la montée en température en choisissant la pente de montée et

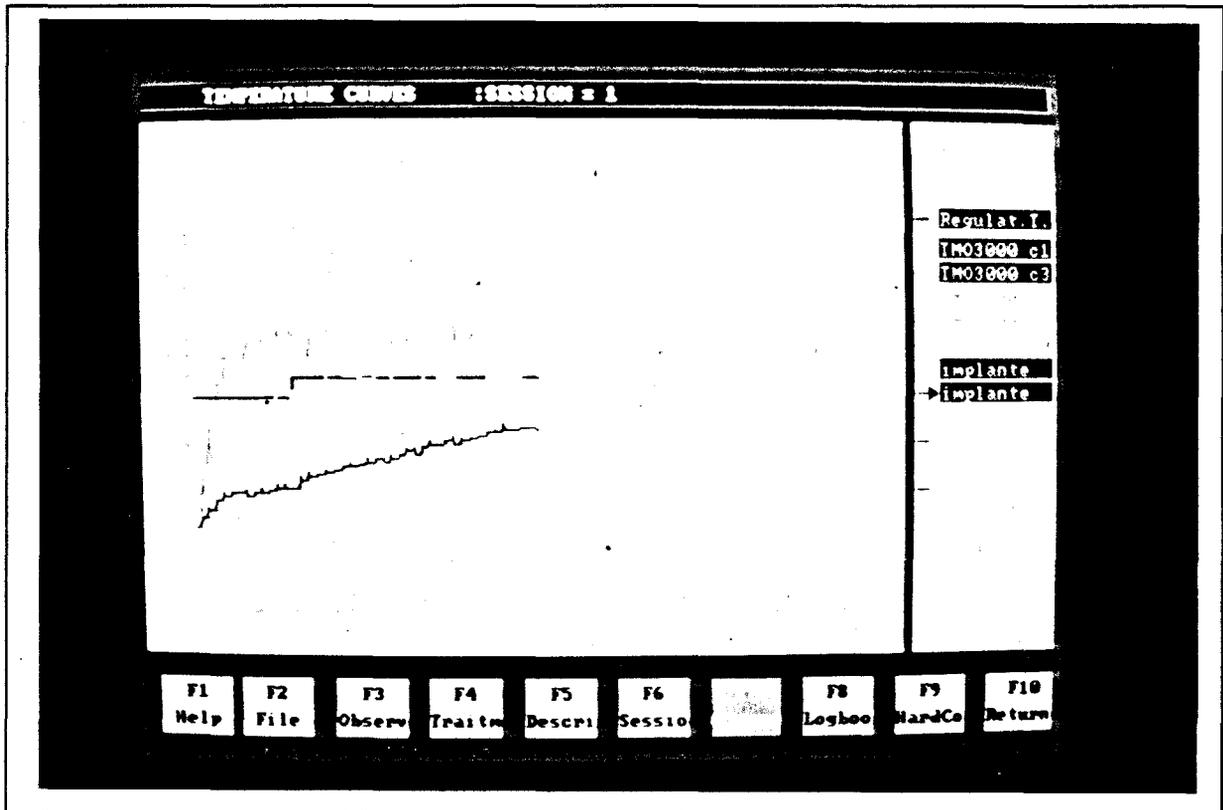


Fig IV.6 - Exemple d'affichage sur écran des mesures effectuées pendant une séance d'hyperthermie microonde avec le système H.I.M.C.A.R.

la température de consigne, afin que la phase plateau soit atteinte en 10 minutes. La période de montée en température est réalisée avec une vitesse moyenne comprise entre 0.8 et 1.2°C/min. Pendant cet intervalle de temps, les mesures de température radiométriques effectuées permettent d'ajuster la puissance d'émission pour atteindre le plateau thermique de l'ordre de 42°C-44°C selon la consigne de départ affichée par le clinicien.

Rappelons que cette température est une moyenne pondérée du champ de température existant dans le diagramme de rayonnement à 3 ou 9 GHz de l'antenne utilisée en capteur. Cette valeur de température ne représente pas la valeur maximale atteinte dans le volume chauffé pendant la séance.

La phase plateau atteinte est maintenue alors pendant environ 60 minutes.

Un exemple d'enregistrement des températures (radiométriques et relevées aux thermocouples) et puissance (incidente et réfléchie) pendant une séance d'hyperthermie sur patient est donné figure IV.6.

IV.4 ETUDE DE LA DOSIMETRIE THERMIQUE EN REGIME STATIONNAIRE

IV.4.1 Présentation du logiciel

L'objectif souhaité est de mettre au point un logiciel permettant de réaliser une dosimétrie thermique utilisable en site clinique lors de traitements de tumeurs cancéreuses par hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde multifréquence.

Le rôle du logiciel est de représenter le plus fidèlement possible sur écran le champ de température qui règne dans les tissus lors d'un chauffage microonde [7,62,83,84]. L'intérêt est de connaître le niveau thermique atteint lors de la séance d'hyperthermie pendant la phase plateau et sa localisation précise dans les tissus. Ce logiciel est destiné à être implanté sur les systèmes du type H.I.M.C.A.R.

Lors du déroulement de la séance d'hyperthermie, le système automatisé relève et mémorise à intervalles de temps réguliers :

- la puissance incidente injectée sur les antennes
- la puissance réfléchie
- les températures radiométriques à 3 et 9 GHz
- les différentes températures relevées aux thermocouples

Le clinicien complète ces données par :

- le type d'antennes

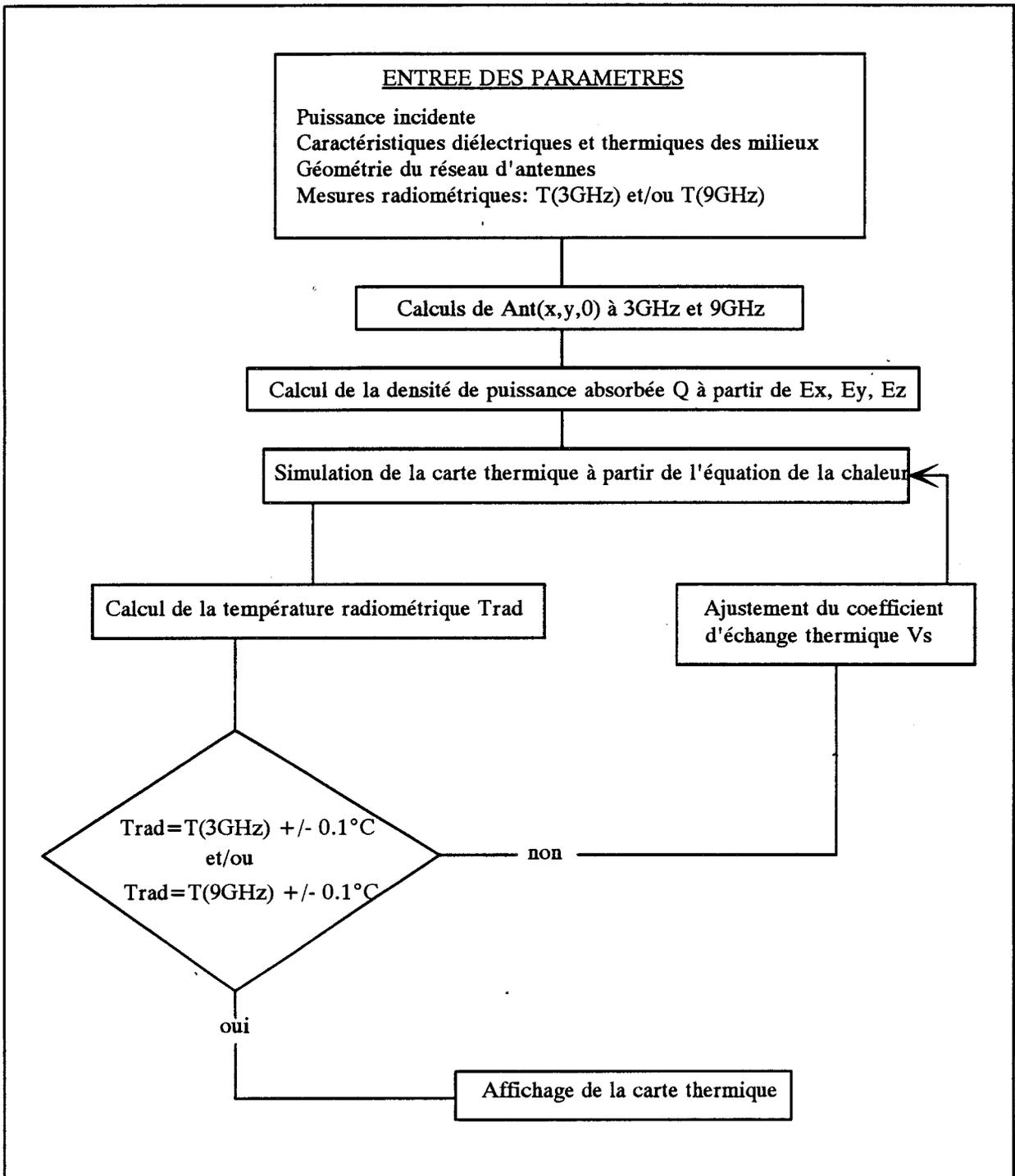


Fig IV.7 - Synoptique du logiciel de reconstruction des cartes thermiques en régime stationnaire

- le nombre de ces antennes
- la géométrie du réseau (radiographie)
- le repérage des antennes radiométriques
- le positionnement des thermocouples
- le site tumoral (base de langue, sein, cou, etc...)

Toutes ces données sont nécessaires pour la reconstruction bidimensionnelle de la distribution de température. Cette reconstruction est effectuée dans un plan de section droite perpendiculaire à la direction des antennes, en particulier dans le plan de jonction où se situe le maximum de dépôt de puissance.

Le logiciel, présenté figure IV.7, consiste à :

- ① - déterminer le diagramme de contribution $Ant(x, y, 0)$ à la puissance captée aux fréquences radiométriques pour l'antenne qui est utilisée en mode capteur (cf. paragraphe II.2.1). Cette fonction de pondération intervient dans le calcul du signal radiométrique.
- ② - calculer le diagramme de dépôt de puissance microonde absorbée par le milieu compte tenu de la géométrie du réseau d'antennes et de la puissance transmise au milieu par chaque antenne alimentée en phase à la fréquence de chauffage (cf. paragraphe II.3.2.1).
- ③ - simuler la carte thermique par la résolution numérique de l'équation de la chaleur à partir de la distribution de puissance. Les paramètres thermiques k_t et v_s sont en première approximation fixés a priori en fonction de la nature du site tumoral et de sa vascularisation (paramètre communiqués par le clinicien) (cf. paragraphe III.2.2).
- ④ - calculer, à partir de cette carte thermique ainsi déterminée et du diagramme $Ant(x, y, 0)$ de contribution à la puissance captée, les températures radiométriques théoriques correspondantes (cf. paragraphe III.2.3).
- ⑤ - comparer ces températures ainsi calculées avec les températures radiométriques expérimentales relevées par le système H.I.M.C.A.R. et mémorisées dans le micro-ordinateur.
- ⑥ - ajuster le paramètre v_s par bouclages successifs, afin de rendre égales les températures radiométriques expérimentales et théoriques

Le paramètre k_t est supposé invariable, ainsi la valeur de v_s la plus probable est ajustée et donne accès à la carte thermique la plus probable dans le milieu chauffé, compte tenu des

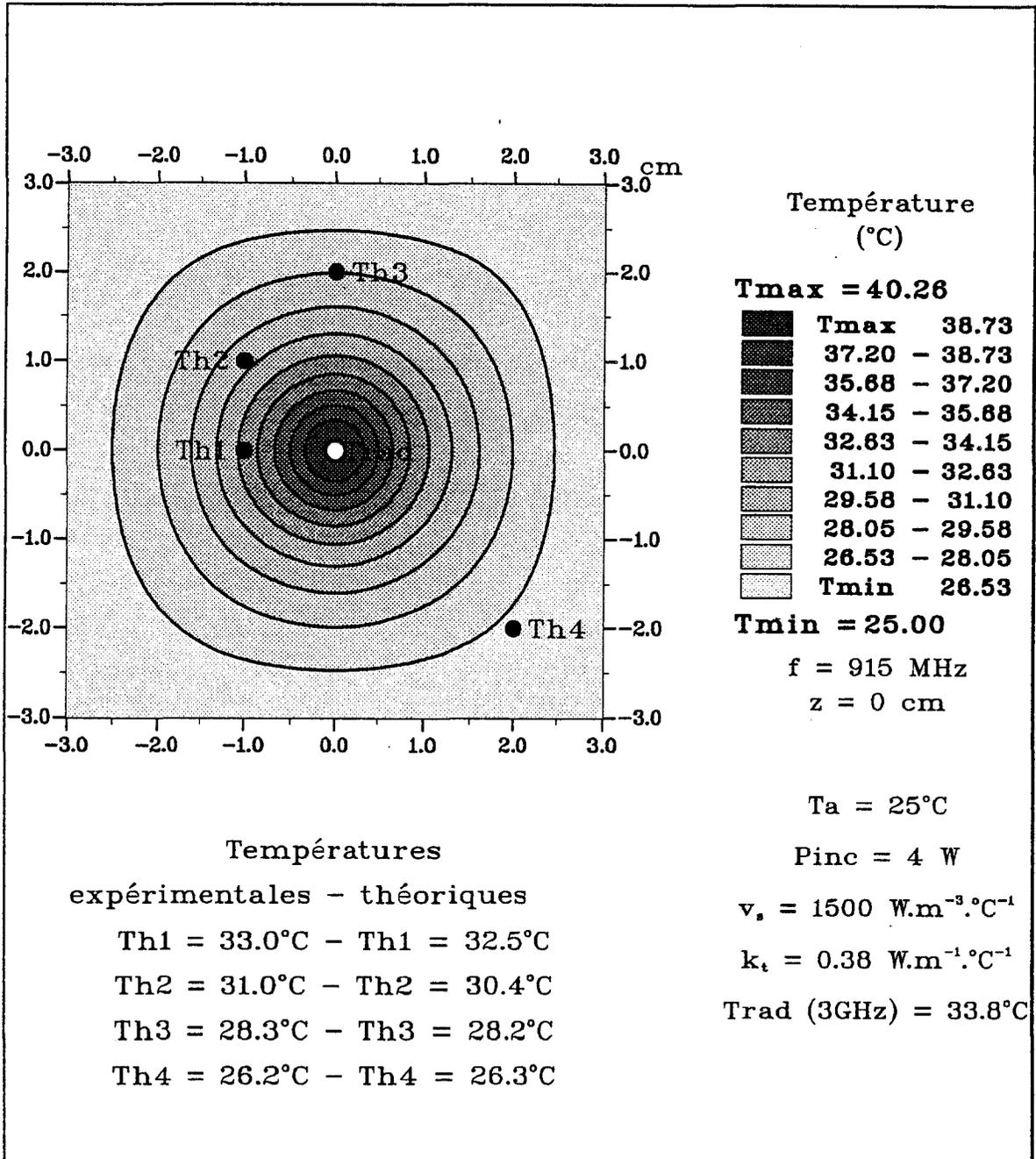


Fig IV.8 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction d'une antenne implantée dans un gel: comparaison avec 4 mesures ponctuelles

mesures radiométriques de température effectuées pendant la phase plateau.

IV.4.2 Validation du modèle sur gel polyacrylamide

Une campagne de mesures sur gel polyacrylamide a été réalisée par M^{lle} C. LEVEQUE [14] au centre OSCAR LAMBRET de LILLE. Ces mesures sont effectuées pour comparer l'efficacité thérapeutique de différentes configurations d'une implantation d'antennes (nombre et position des antennes).

La température radiométrique d'asservissement à 3 GHz du système H.I.M.C.A.R. est initialement fixée à 34°C avec une température initiale voisine de 20°C (température ambiante de la salle). Les puissances mises en jeu sont relativement faibles compte tenu de la nature inerte du milieu.

Plusieurs essais sont réalisés pour 1, 2 et 4 antennes alimentées en cohérence de phase et implantées dans le fantôme. Nous présentons les résultats expérimentaux et théoriques obtenus.

Lors de la **première séance**, une antenne et trois thermocouples sont implantés dans le gel selon la figure IV.8. Les thermocouples sont placés dans le plan de jonction de l'antenne ($z = 0$ cm). Les positions des thermocouples sont schématisées par des points noirs.

Sur cette figure est représentée la répartition de température obtenue par la modélisation théorique induite par une puissance incidente de 4 watts. Cette carte thermique est obtenue en ajustant la valeur de terme v_s équivalent (cf. paragraphe III.1.2) pour faire coïncider les températures radiométriques calculée à celle mesurée. Les points expérimentaux sont reportés sur cette figure.

Il apparaît une bonne concordance entre les températures calculées et les températures ponctuelles relevées. Ces résultats montrent que la symétrie axiale est respectée autour de l'axe de l'antenne.

La même étude théorique est menée dans des plans de section droite successifs ($z = \text{cste}$) pour la même valeur de v_s . Une interpolation numérique utilisant les fonctions "splines cubiques" permet de reconstruire le champ de température dans un plan longitudinal. L'allure ellipsoïdale du réseau d'isothermes est alors représentée sur la figure IV.9. Dans ce cas, les températures sont normalisées par rapport à la valeur maximale située dans le plan $z = 0$ cm au voisinage du cathéter ($T_{\text{max}} = 40.26^\circ\text{C}$).

Expérimentalement, un thermocouple est déplacé le long de l'antenne depuis $z = -3$ cm à $z = +3$ cm. Les points expérimentaux normalisés sont alors reportés sur ce réseau d'isothermes. Ces relevés montrent la symétrie par rapport au plan de jonction ($z = 0$ cm) où se trouve le maximum de température.

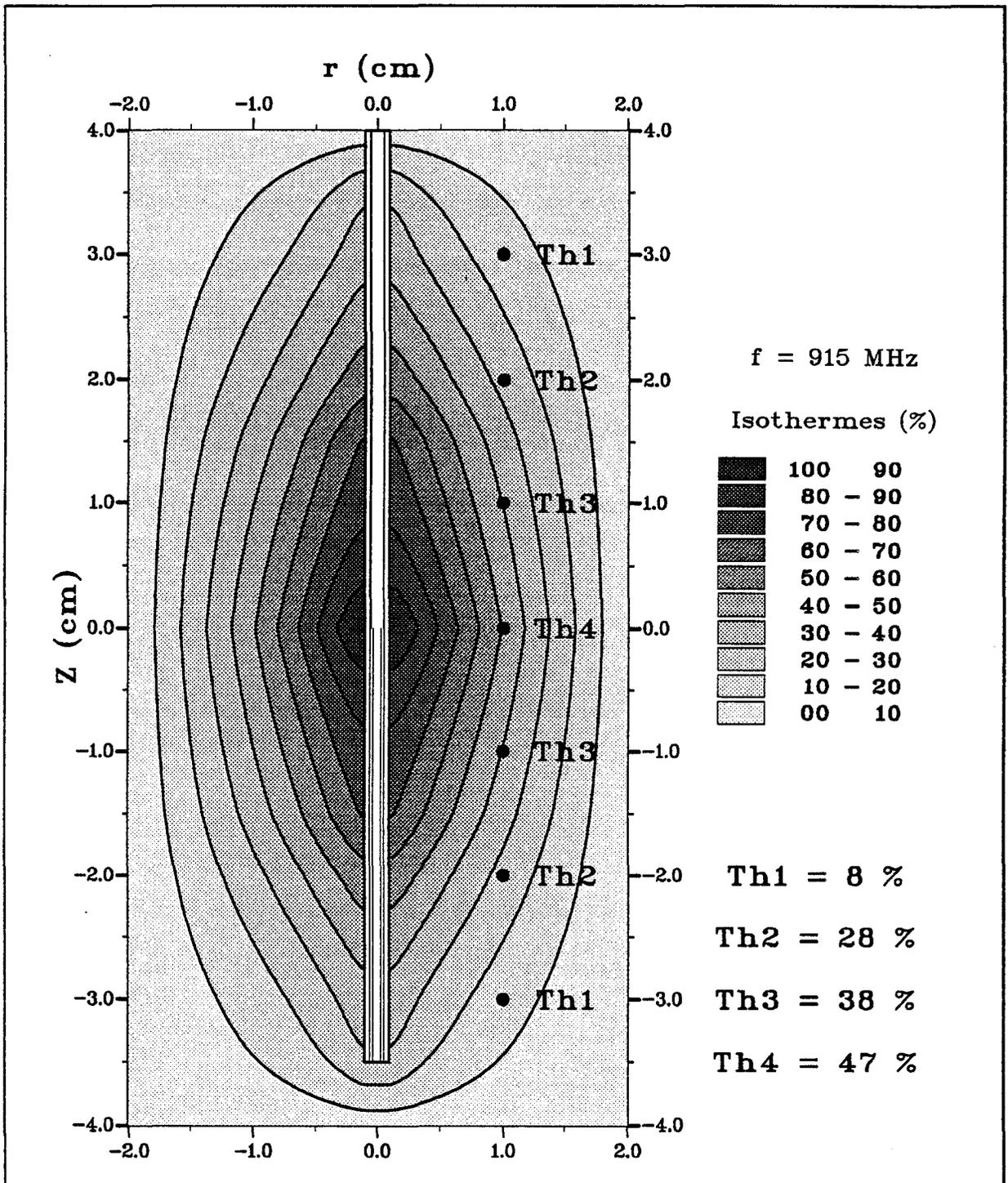


Fig IV.9 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan longitudinal d'une antenne implantée dans un gel: les courbes sont normalisées par rapport à la valeur maximale située dans le plan de jonction sur le cathéter

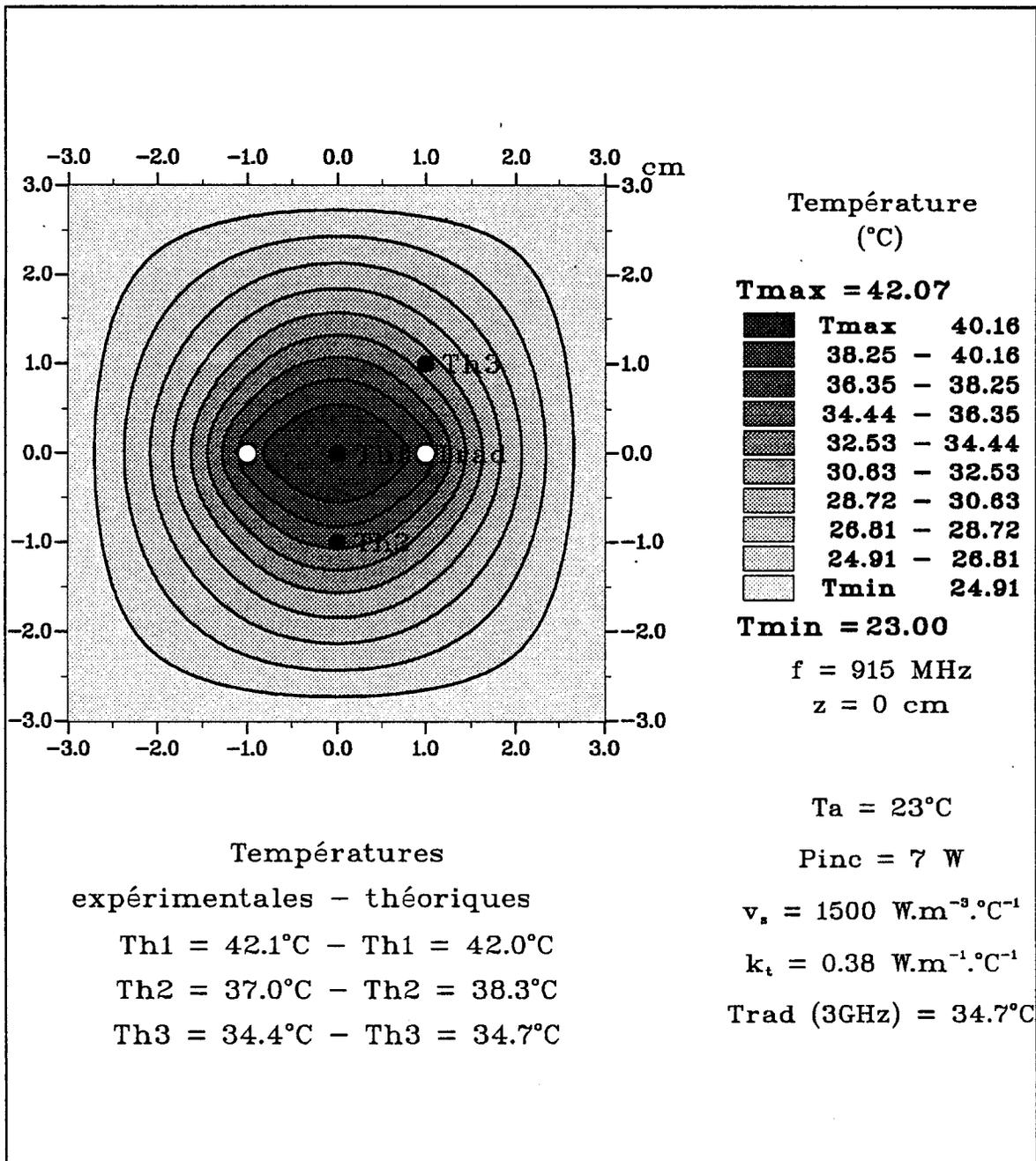


Fig IV.10 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction de deux antennes implantées dans un gel: comparaison avec 3 mesures ponctuelles

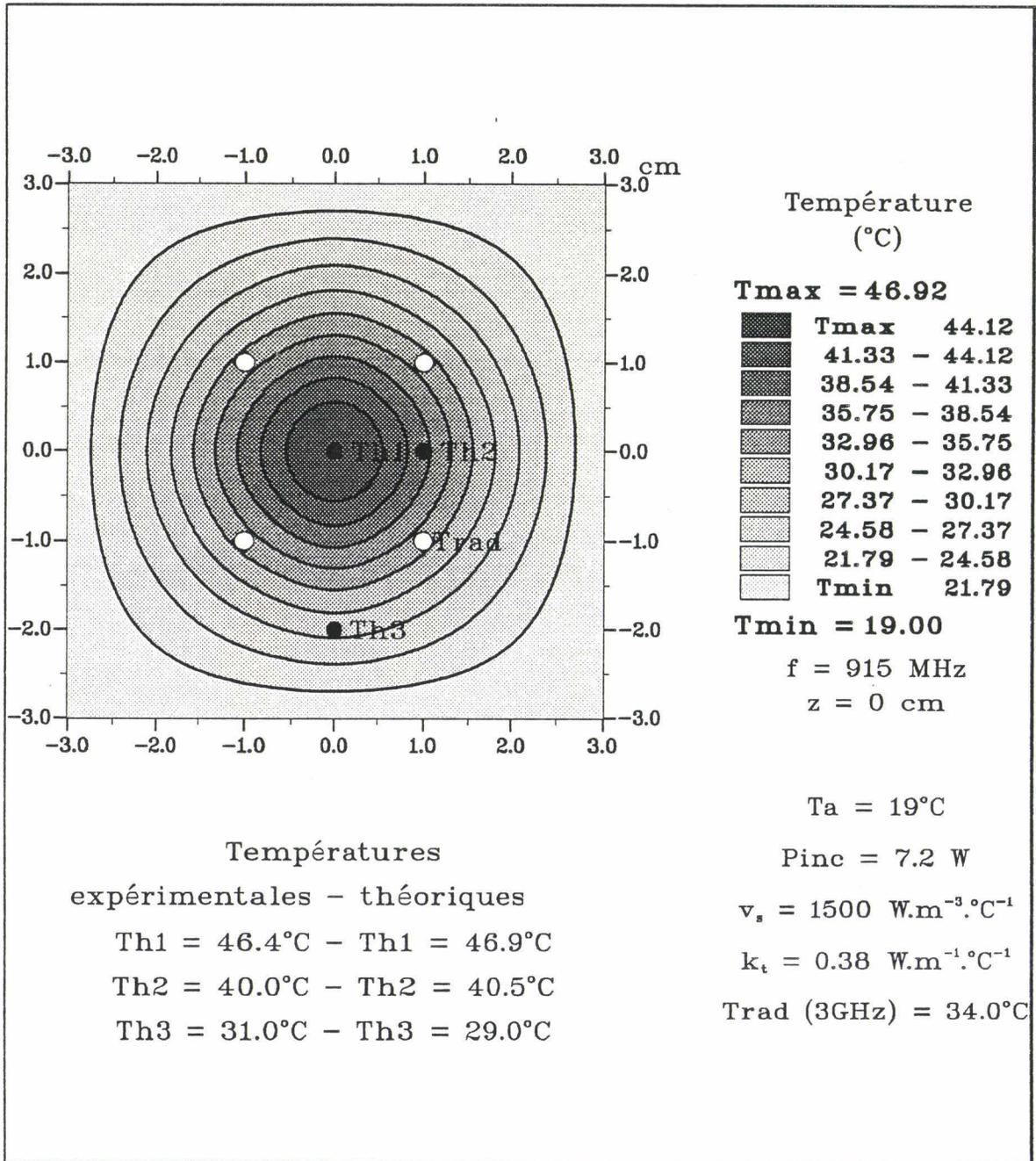


Fig IV.11 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction de quatre antennes implantées dans un gel: comparaison avec 3 mesures ponctuelles

Il apparaît une bonne concordance entre les valeurs théoriques et expérimentales pour des valeurs de z inférieures à 2 cm (erreur inférieure à 10 %). Le calcul, dans le plan $z = 3$ cm, fait apparaître une erreur de 28 % entre les températures calculée et mesurée. Le modèle bidimensionnel (x, y) ne peut pas tenir compte des effets de conduction thermique dans la direction z puisque nos calculs sont réalisés dans des plans de section droite successifs ($z = \text{cste}$) avec une valeur de v_g identique.

Cette première expérience met en évidence l'importance du positionnement des thermocouples dans le plan z déterminé pour la mesure. Une erreur de positionnement de 1 cm par rapport au plan de jonction peut entraîner une variation de température d'environ 1°C. Il est donc important de vérifier par une radiographie, non seulement la position des antennes mais aussi celles des thermocouples.

Lors de la **seconde séance**, 2 antennes et 3 thermocouples sont implantés dans le gel. Les antennes sont distantes de 2 cm l'une de l'autre. Les thermocouples sont maintenus immobiles dans le plan $z = 0$ cm. Les résultats théoriques issus de la modélisation et les températures mesurées aux thermocouples sont reportés sur la figure IV.10.

La température maximale est située au centre du réseau. La température relevée au thermocouple Th2 (37.0°C) situé à 1.4 cm des 2 antennes est supérieure à celle relevée à 1 cm (34.4°C) d'une antenne. Ceci met bien en évidence l'influence de la composition des champs électromagnétiques conduisant à un dépôt de puissance accru, dont l'effet se produit sur les niveaux thermiques atteints. La puissance nécessaire pour atteindre ce plateau thermique est de 7 watts pour les deux antennes.

A titre d'illustration d'un réseau de quatre antennes, nous rappelons l'exemple du paragraphe III.3.4. Les résultats de cette **troisième séance** sont caractérisés par 4 antennes placées au sommet d'un carré de 2 cm de côté. 3 thermocouples sont implantés dans le réseau selon le schéma de la figure IV.11.

Les résultats théoriques et expérimentaux montrent de nouveau une composition maximale des champs électromagnétiques au centre du réseau. La température centrale du réseau est de 46.9°C alors que la température radiométrique est de 34°C.

Le volume du milieu qui contribue à la puissance de bruit thermique captée par l'antenne fonctionnant en réception, présente une symétrie de révolution, dont l'axe est l'antenne: il y a contribution au signal radiométrique d'une partie très chaude située au centre du réseau et d'une zone plus froide située à l'extérieur du réseau. La valeur de température radiométrique mesurée est alors nécessairement inférieure à la température maximale.

Nous constatons dans toutes ces configurations un bon accord entre les résultats théoriques et expérimentaux. Les variations entre les températures calculées et les températures mesurées n'excèdent pas 1°C. Ces différences sont tout à fait acceptables

puisque elles sont de l'ordre du degré de tolérance de mesure par thermocouples.

Les résultats obtenus lors de ces expérimentations permettent d'une part de valider cette méthode de cartographie thermique à posteriori et d'autre part de vérifier la reproductibilité des mesures et la fiabilité du système.

IV.4.3 Validation sur patients

Dans ce cas, la carte thermique bidimensionnelle est calculée comme précédemment dans le plan de jonction ($z = 0$ cm) perpendiculaire à la direction des antennes. Cependant, le logiciel est conçu pour prendre en compte un éventuel décalage des points de jonction des antennes (alimentées en phase). Pour se rapprocher des cas cliniques, le modèle doit tenir compte de la forme géométrique exacte du réseau d'antennes et de la nature du site tumoral. Les cartes thermiques présentées ci-dessous ne concernent que des séances d'hyperthermie menées sur des patients atteints de tumeurs de la base de langue.

Rappelons que la curiethérapie impose au clinicien d'implanter les cathéters en boucles. Lors de la séance d'hyperthermie, les antennes y sont alors insérées et sont de ce fait courbées. En première approximation, nous considérons que le champ électromagnétique dans le plan $z = 0$ cm n'est pas altéré par cette géométrie.

L'implantation de ces boucles est réalisée par le clinicien dans le but de cerner la tumeur afin d'obtenir le maximum d'efficacité au centre du réseau. D'éventuels thermocouples sont ensuite placés en fonction de la forme du réseau et de la tumeur. Une radiographie permet alors de vérifier et mémoriser la géométrie du réseau.

Un **premier exemple** d'implantation d'antennes dans une tumeur de la base de langue est présenté sur la photographie de la figure III.12. Le réseau se compose de 8 antennes formant 4 boucles. L'étude électromagnétique (calcul du dépôt de puissance) de ce réseau est présentée au paragraphe II.5.2. Pendant la séance d'hyperthermie, la température radiométrique d'asservissement à 3 GHz est fixée à 41°C.

La carte thermique (figure IV.13) est obtenue par reconstruction à l'aide du logiciel décrit précédemment et à partir de paramètres enregistrés lors de la séance d'hyperthermie, en particulier, les températures radiométriques mesurées par deux des antennes du réseau ($T_{rad1} = 40.8^\circ\text{C}$ et $T_{rad3} = 40.5^\circ\text{C}$). La localisation des antennes radiométriques est signalée sur la figure. La reconstruction est faite pendant la phase plateau. Cette dosimétrie thermique différée fait apparaître une zone thérapeutique importante ($T > 41.5^\circ\text{C}$) étendue dans le contour formé par les antennes. La température maximale atteinte au sein du volume tumoral est de 46.5°C, elle nécessite une puissance de 20W (2.5 W/antenne).

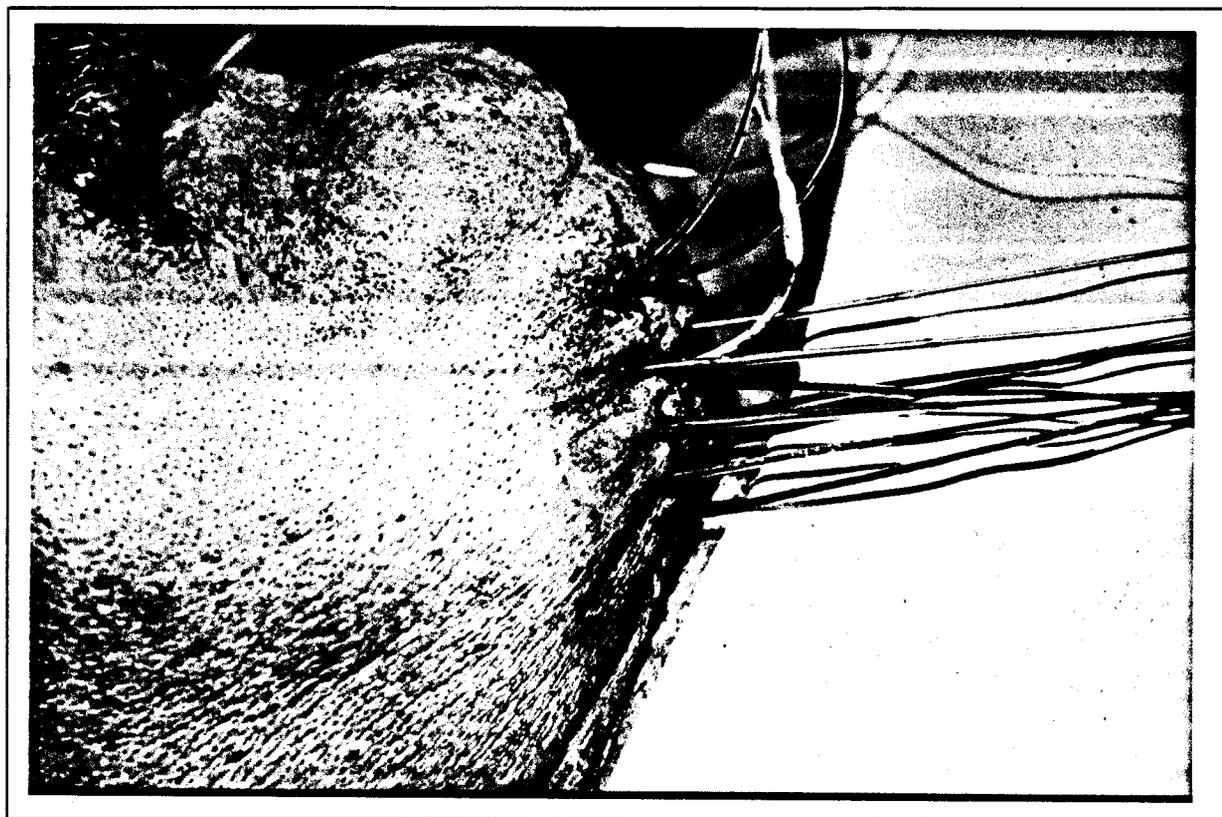


Fig IV.12 - Exemple d'implantation de 8 antennes formant 4 boucles lors d'une séance d'hyperthermie sur une tumeur de la base de la langue

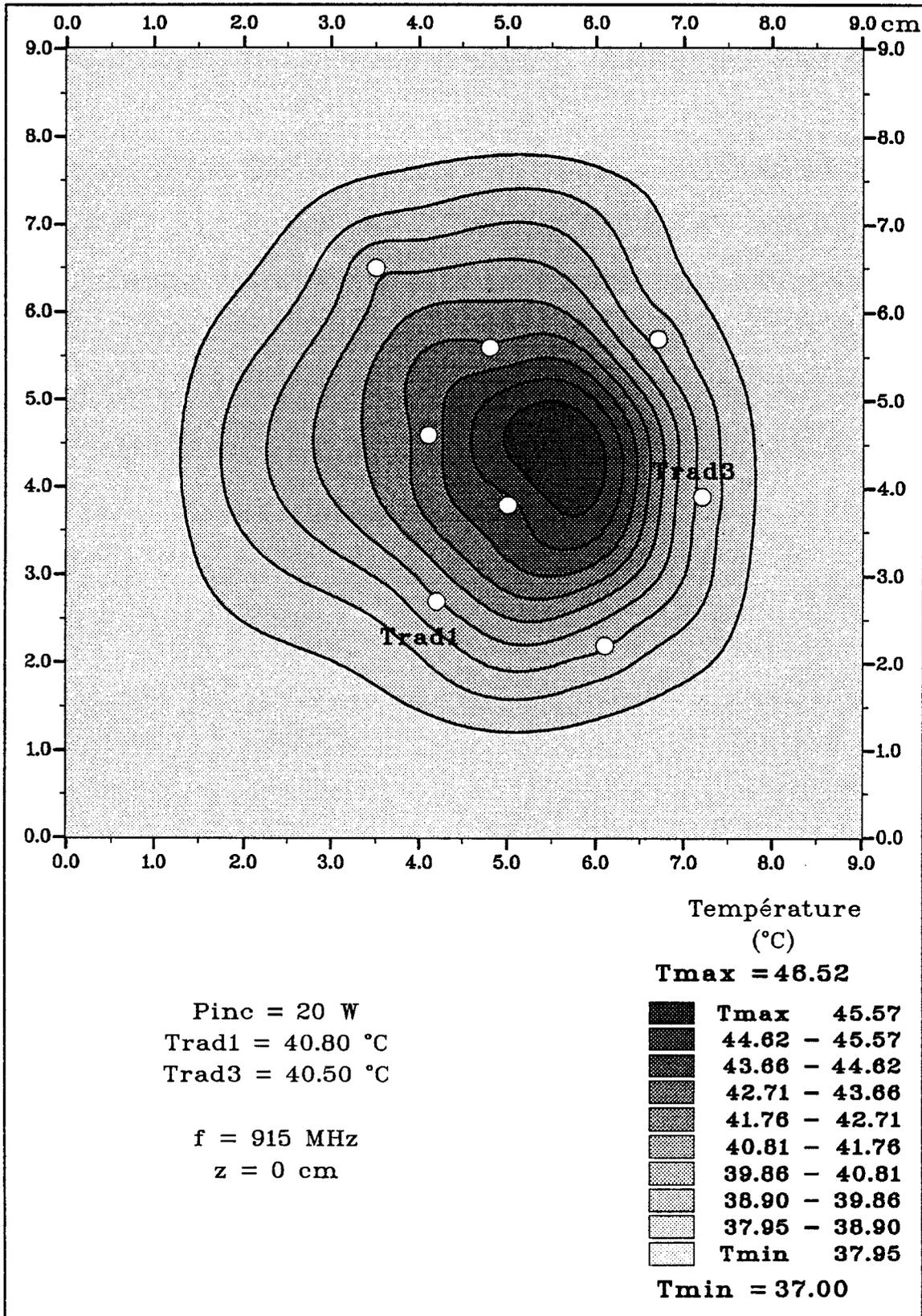


Fig IV.13 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction de 8 antennes formant 4 boucles - calcul effectué dans le plateau thermique: cas d'une tumeur de la base de la langue

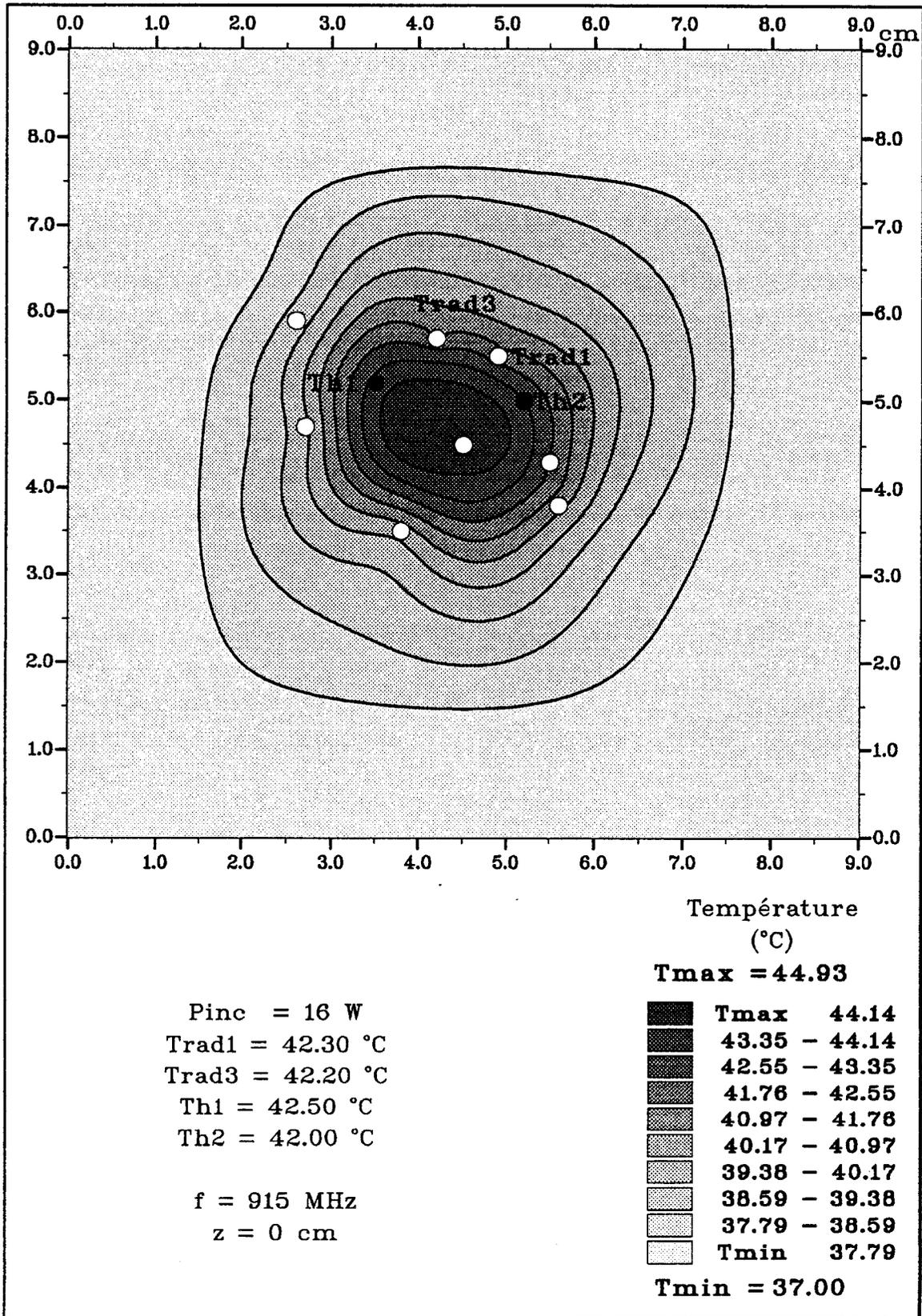


Fig IV.14 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction de 8 antennes formant 4 boucles - calcul effectué dans le plateau thermique: cas d'une tumeur de la base de la langue - comparaison avec 2 températures relevées par thermocouples

Un **second exemple** d'implantation clinique se compose de 8 antennes placées dans 4 plans parallèles. Deux thermocouples, insérés dans des cathéters, sont implantés dans la tumeur. Lors de cette séance, la température radiométrique d'asservissement est fixée à 43°C. La puissance incidente, pour l'ensemble des antennes, est de 16 W.

Sur la figure IV.14 sont reportés les résultats théoriques de la simulation et les valeurs des points expérimentaux relevés par thermocouples implantés.

La simulation montre que le niveau thermique maximal est de 44.9°C pour des températures radiométriques égales à $Trad1 = 42.3^\circ\text{C}$ et $Trad3 = 42.2^\circ\text{C}$. Les valeurs calculées théoriquement sont en bon accord avec les températures relevées expérimentalement.

IV.4.4 Interprétations des résultats

Ce logiciel de simulation de dosimétrie thermique offre une bonne approche du champ de température régnant dans les tissus tout en gardant une grande souplesse d'utilisation. En effet, seules les positions des antennes et les relevées expérimentaux (températures radiométriques et puissances mises en jeu) doivent être introduites dans ce logiciel. Cette méthode de reconstruction de profils thermiques obtenus lors de séances d'hyperthermie microonde, basée sur les mesures radiométriques non "invasives" de températures, permet d'évaluer la carte thermique résultant du chauffage pendant la phase plateau et contribue ainsi à la dosimétrie thermique par la connaissance du volume de tissus porté à la température thérapeutique minimale de 41.5°C. A l'avenir, ce logiciel pourra être utilisé pour planifier les séances ultérieures d'hyperthermie.

Cependant, une erreur sur l'allure des profils thermiques peut être commise du fait de la proximité de la trachée dans le cas d'une simulation de séance d'hyperthermie sur tumeurs de base de langue. Des échanges thermiques importants peuvent se produire avec cette cavité par l'intermédiaire de la circulation d'air. Il faut alors tenir compte d'un point de vue théorique d'une condition supplémentaire dans l'équation de la chaleur, qui traduit ces échanges thermiques à l'interface milieu dissipatif-air. Des simulations sont actuellement en cours pour aborder ce problème.

Ce logiciel demande quelques minutes de temps de calcul pour obtenir une carte thermique bidimensionnelle en régime stationnaire. Une fois son implantation sur le système H.I.M.C.A.R. réalisée, le clinicien pourra, pendant la séance, évaluer l'efficacité du traitement et visualiser plus précisément la localisation de la zone d'investigation. Le clinicien peut alors modifier éventuellement certains paramètres pour optimiser la séance.

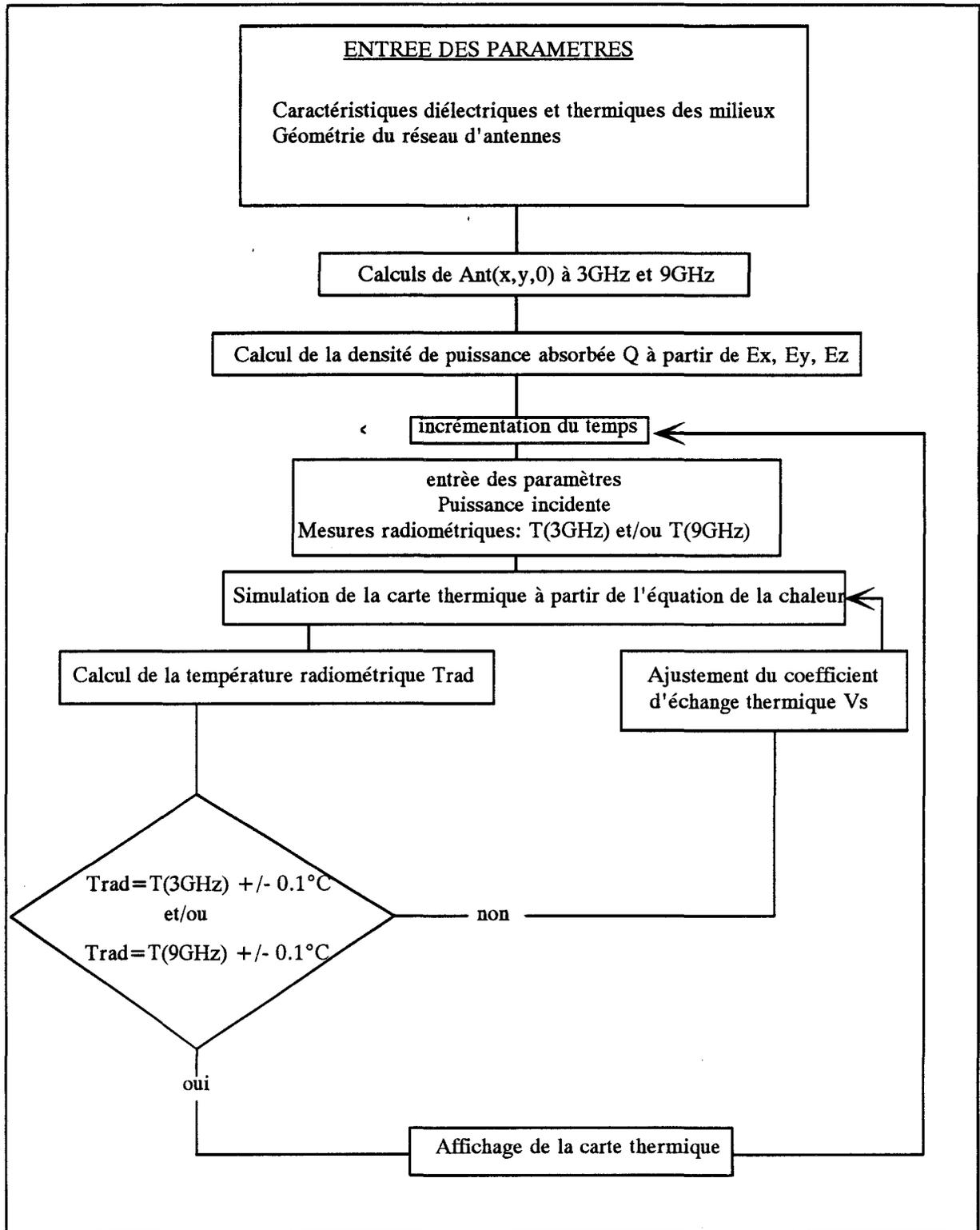


Fig IV.15 - Synoptique du logiciel de reconstruction des cartes thermiques en régime temporel

IV.5 ETUDE DE LA DOSIMETRIE THERMIQUE EN REGIME TEMPOREL

IV.5.1 Présentation du logiciel

Le besoin des cliniciens est de contrôler de manière quasi permanente l'évolution des températures dans les milieux chauffés lors du déroulement de la séance d'hyperthermie. Le synoptique de ce logiciel est présenté figure IV.15.

Le diagramme de dépôt de puissance, à la fréquence de chauffage, et le diagramme de contribution à la puissance de bruit thermique captée aux fréquences radiométriques en fonction de la position respective des antennes - capteurs sont calculés et stockés.

La température $T(x, y, t)$ est obtenue par la résolution numérique de l'équation de la chaleur dans le domaine temporel. A un instant t , la valeur $T(x, y, t)$ combiné avec le sous-programme de calcul des signaux radiométriques permet d'accéder à la température radiométrique. Cette valeur est alors comparée à la valeur mesurée au même instant lors de l'expérimentation. Comme précédemment et par bouclages successifs, la carte thermique la plus vraisemblable est obtenue en ajustant la valeur du terme v_s jusqu'à ce que l'on ait

$$\text{Trad (théorique)} = \text{Trad (expérimental)} \pm 0.1^\circ\text{C}$$

Le logiciel permet de simuler l'évolution au cours du temps des températures radiométriques et/ou des températures ponctuelles caractéristiques de l'emplacement des thermocouples. A l'instant souhaité, il est alors possible de visualiser le champ de température, sous forme d'une carte thermique.

Les premiers résultats obtenus à partir du logiciel sont utilisés pour tester la fiabilité du modèle. L'élévation de la température est calculée en fonction du temps pour différentes séances sur animal puis sur patients.

IV.5.2 Validation du modèle sur animaux

Des séances d'hyperthermie interstitielle à la fréquence de 915 MHz, réalisées sur le muscle de la cuisse de chiens anesthésiés, permettent de tester le système H.I.M.C.A.R.. Ces études ont pu être réalisées dans le laboratoire de chirurgie expérimentale du centre OSCAR LAMBRET dirigé par le Professeur DEPADT. Nous présentons un exemple particulier pour valider l'approche théorique.

Cette expérimentation est réalisée à l'aide de 3 antennes de type UT34 placées dans un plan et distants l'un de l'autre de 1 cm suivant le schéma de la figure IV.16.

Dans ce cas, les températures expérimentales ont été relevées par 2 thermocouples et par radiométrie à 3 GHz. La puissance incidente est réglée pendant la phase de montée en

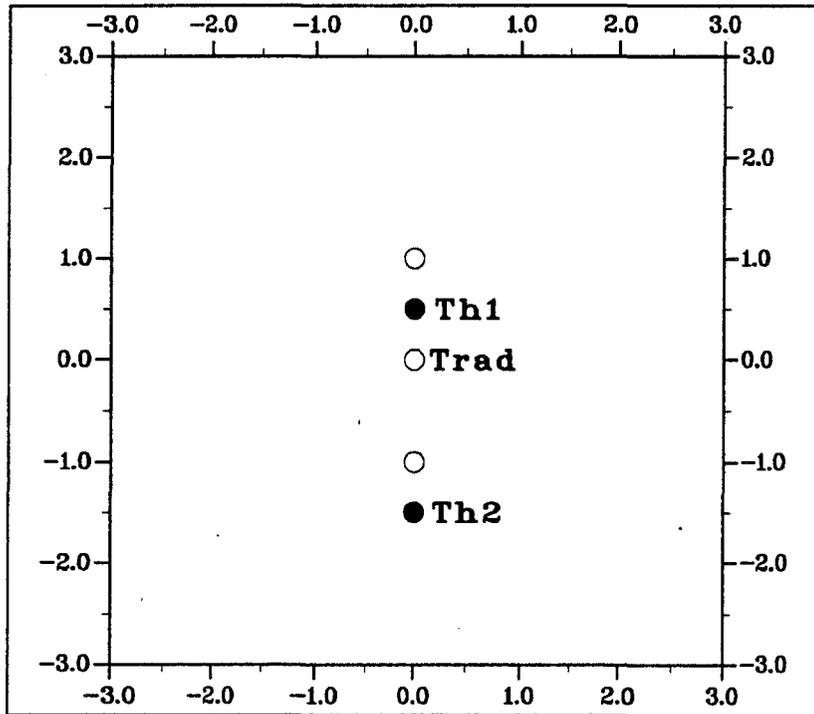


Fig IV.16 - Exemple d'implantation de 3 antennes parallèles formant un plan dans un muscle de chien anesthésié: position respective des thermocouples implantés

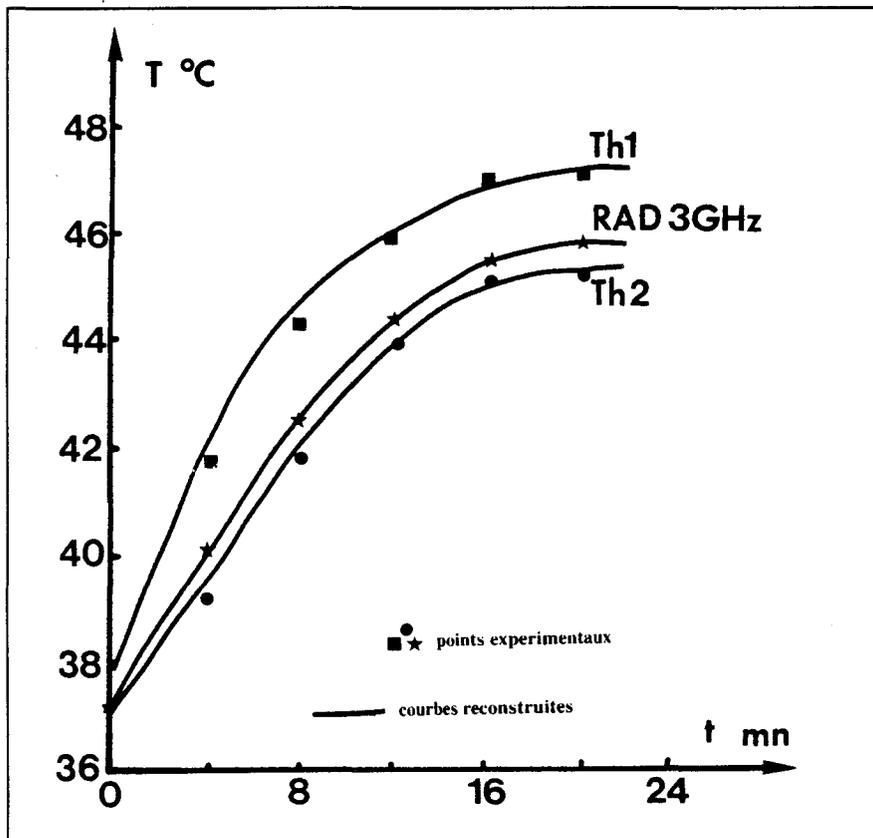


Fig IV.17 - Comparaison entre les évolutions temporelles des températures mesurées à l'aide de thermocouples implantés, relevées aux radiomètres, et calculées théoriquement lors d'une séance d'hyperthermie sur animal anesthésié: trois antennes alimentées en phase placées selon des directions parallèles (figure ci-dessus)

température pour maintenir une pente de montée d'environ $1.0^{\circ}\text{C}/\text{min}$. Le logiciel permet de tenir compte de ces évolutions.

Les courbes reportées sur la figure IV.17 présentent une bonne concordance entre l'évolution temporelle des températures relevées pendant l'expérimentation et celles calculées à l'aide de notre modèle numérique.

Notons, que sur ces deux courbes, la température radiométrique est supérieure à celles relevées par le thermocouple Th2; ceci s'explique par le fait que la radiométrie microonde est effectuée sur l'antenne centrale là où se situe la zone la plus chaude du volume soumis à l'hyperthermie microonde.

IV.5.3 Validation sur tumeur mammaire

Parmi les différents essais de phase I menés à la clinique de Bourgogne, nous proposons un exemple de relevés de température enregistrés lors d'une séance d'hyperthermie sur une tumeur mammaire, illustré par la photographie de la figure IV.18. La fréquence de chauffage est fixée à 915 MHz et le clinicien utilise un radiomètre centré sur 3 GHz pour le contrôle de température et le pilotage de la séance. Quatre antennes de type UT34 alimentées en cohérence de phase sont placées aux sommets d'un carré de 2 cm de coté.

A partir de ces relevés expérimentaux, une reconstruction de l'évolution temporelle des profils thermiques existant dans le milieu est effectuée à partir des températures radiométriques enregistrées. Sur la figure IV.19 apparaissent les courbes expérimentales relevées par le thermocouple et au radiomètre 3 GHz. C'est à partir de ces courbes que les cartographies thermiques (dans le plan de jonction des antennes) ont été réalisées à deux instants particuliers (pendant la phase de montée à $t = 4$ min et au début de la phase plateau à $t = 10$ min). Les résultats de ces reconstructions sont présentés figures IV.20 et IV.21.

Nous avons ainsi vérifié que la température ponctuelle calculée au cours du temps présente une évolution en tout point semblable à celle mesurée par thermocouple.

IV.5.4 Interprétations des résultats

Tous ces résultats font apparaître une bonne concordance entre les températures calculées théoriquement et les températures ponctuelles ou radiométriques relevées expérimentalement. Toutefois, les milieux biologiques sont de conception extrêmement complexes. Dans notre étude théorique, le paramètre le plus approximatif est sans aucun doute le terme qui traduit les phénomènes de vascularisation (v_s). De nombreuses études expérimentales ont été menées par différents auteurs à ce sujet. Il est cependant extrêmement difficile de quantifier ces mécanismes thermobiologiques qui apparaissent lors d'un chauffage microonde. De plus, avant même une thérapie, la vascularisation dépend de la nature du



Fig IV.18 - Exemple d'implantation de 4 antennes parallèles lors d'une séance d'hyperthermie réalisée sur une tumeur mammaire

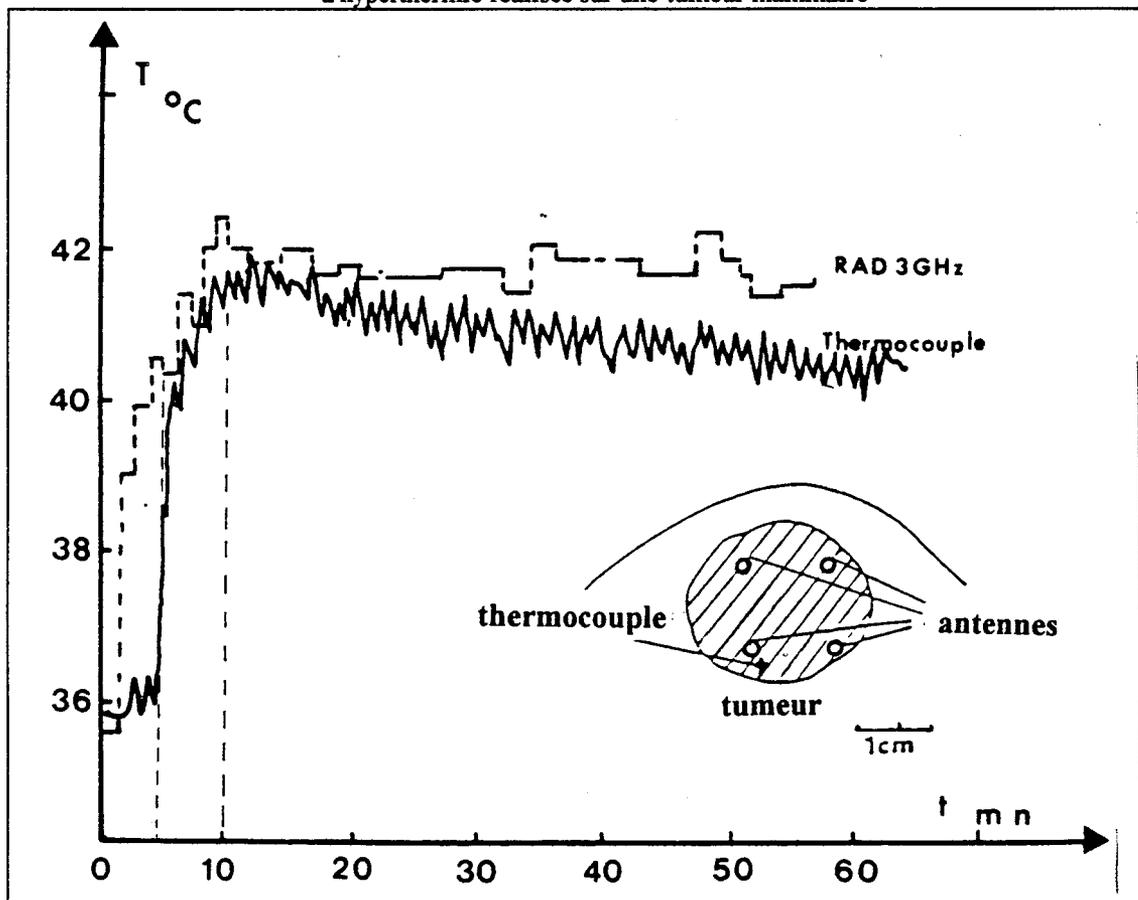


Fig IV.19- Evolution temporelle des températures relevées à l'aide d'un thermocouple implanté et au radiomètre 3 GHz lors d'une séance d'hyperthermie sur tumeur mammaire: quatre antennes alimentées en phase placées selon des directions parallèles

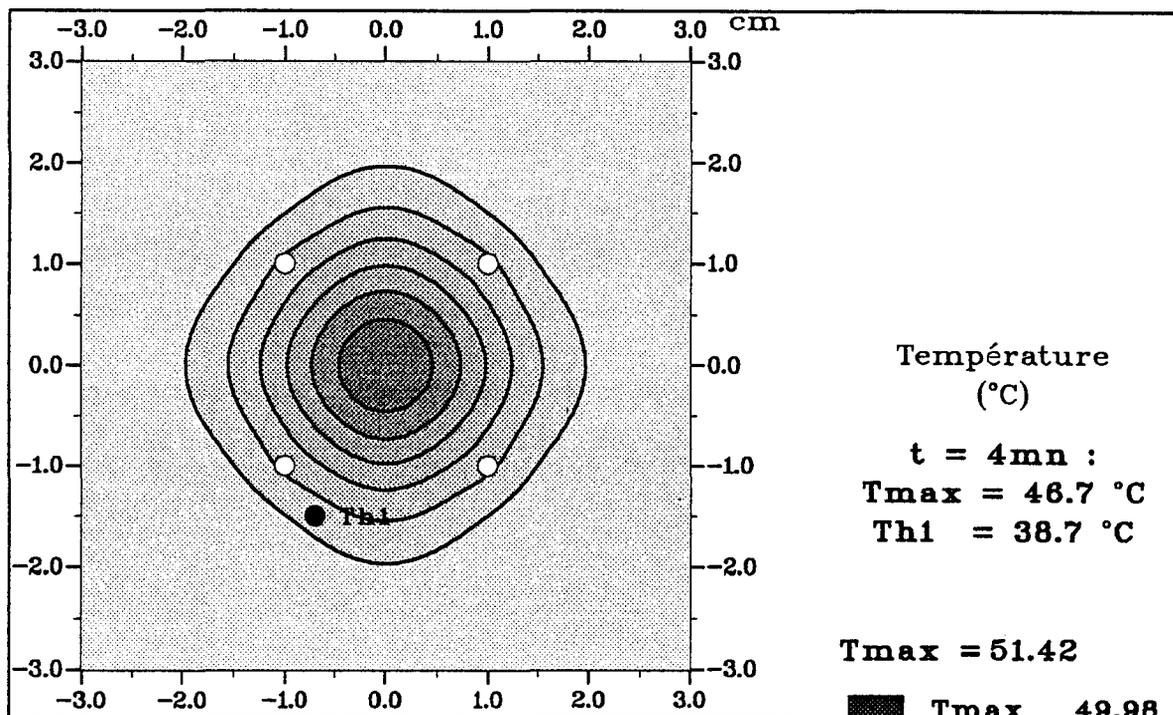


Fig IV.20 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction de quatre antennes implantées dans une tumeur mammaire après un chauffage de 4 minutes: comparaison avec une température relevée par thermocouple implanté

■	Tmax	49.98
■		48.54 - 49.98
■		47.09 - 48.54
■		45.65 - 47.09
■		44.21 - 45.65
■		42.77 - 44.21
■		41.33 - 42.77
■		39.88 - 41.33
■		38.44 - 39.88
■	Tmin	38.44

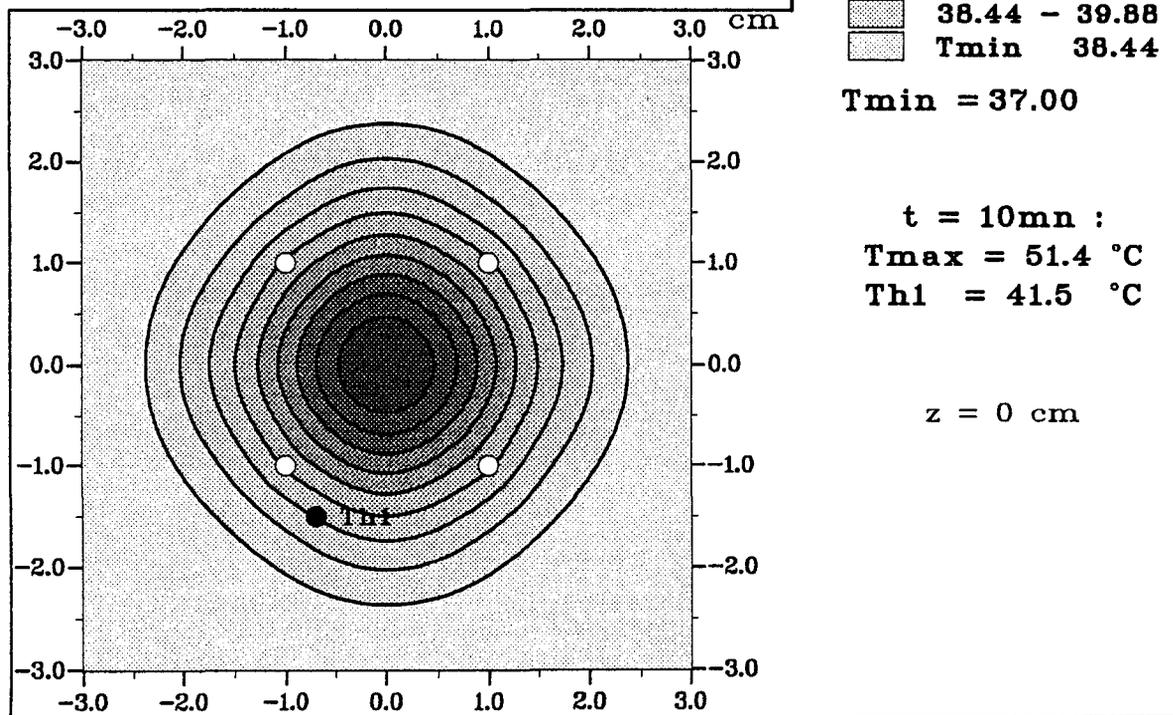


Fig IV.21 - Reconstruction du champ de température existant dans le plan de jonction de quatre antennes implantées dans une tumeur mammaire après un chauffage de 10 minutes: comparaison avec une température relevée par thermocouple implanté

site tumoral (la base de langue est une région nettement plus vascularisée que les tissus mammaires par exemple) et de sa physiopathologie. Lors de la séance d'hyperthermie, ces phénomènes se modifient et évoluent en fonction des niveaux thermiques atteints [22], de la durée d'exposition au chauffage microonde, etc...

Malheureusement, nos modèles mathématiques ne permettent pas à l'heure actuelle de prendre en compte simultanément toutes les variations possibles de ce paramètre, d'autant plus que le terme k_t est probablement lié à l'évolution de v_s .

Ces évolutions nous permettent de penser que l'hyperthermie, après un temps de latence relativement court, provoque une accélération rapide suivie d'une légère diminution du débit sanguin. L'effet thérapeutique est accentué par le fait que le débit vasculaire dans les tissus a, semble-t-il atteint une valeur qui fluctue peu dans la phase plateau.

IV.7 CONCLUSION

L'objet, de ce quatrième chapitre, était de présenter un système d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde (H.I.M.C.A.R) qui a été élaboré et testé par des expériences effectuées "in vitro" et "in vivo" pour connaître principalement l'énergie déposée et sa répartition dans le milieu chauffé. Ces tests ont consisté en des mesures d'échauffement localisé, faites par des thermocouples et par radiométrie microonde. Les radiomètres, utilisés de manière systématique, permettent d'effectuer un contrôle atraumatique de l'hyperthermie et évite ainsi l'implantation de sondes de température dans la zone chauffée.

Afin de confirmer, les résultats expérimentaux, et donc l'efficacité de l'hyperthermie réalisée, nous avons conçu des logiciels de dosimétrie thermique basés sur les mesures expérimentales de température par radiométrie microonde. Ce modèle bidimensionnel et temporel de reconstruction de profils thermiques est basé sur la résolution numérique de l'équation de la chaleur et du calcul des signaux radiométriques.

Les comparaisons théorie-expérience sur gel polyacrylamide, sur animaux, puis sur patients ont montré une bonne concordance entre les températures calculées et celles mesurées par thermocouples implantés dans les milieux chauffés, confirmant ainsi la possibilité de n'utiliser que la radiométrie microonde pour le contrôle de température pendant l'hyperthermie interstitielle.

Nous avons montré que les réponses thermique et vasculaire au niveau de la tumeur sont très complexes et dépendent principalement de la localisation du site tumoral et du chauffage microonde. Ces réactions peuvent conduire à des variations importantes du débit sanguin. Il est possible en tenant compte de la diversité des tissus tumoraux, d'interpréter l'ensemble de ces résultats, sans pouvoir parvenir toutefois à des conclusions univoques.

Les objectifs, qu'il reste à atteindre, sont alors d'une part, d'améliorer les performances du système et d'autre part, d'intégrer au logiciel ces paramètres afin d'optimiser à l'avenir l'efficacité thérapeutique des séances d'hyperthermie.

BILAN CLINIQUE - PROSPECTIVES

A - BILAN CLINIQUE

Suite aux essais de phase I, exposés au chapitre précédant, prouvant la faisabilité du système H.I.M.C.A.R., une étude clinique de phase II a été menée sur 2 ans au centre anti-cancer OSCAR LAMBRET sous la responsabilité du D^r PREVOST radiothérapeute. Le système H.I.M.C.A.R. est utilisé avec 8 antennes alimentées en phase, 2 de ces antennes servent également au contrôle de température par radiométrie microonde.

Par ailleurs, il faut signaler qu'en collaboration avec le D^r PREVOST, un certain nombre de traitements de tumeurs de base de langue, de tumeur du sein et quelques autres sites tumoraux ont été effectués à la clinique de BOURGOGNE de LILLE (D^r ROHART). Ces essais ont été réalisés à l'aide du système H.Y.L.C.A.R. (hyperthermie locale microonde contrôlée par radiométrie microonde), modifié pour utiliser les mêmes antennes filaires miniatures, système développé et commercialisé par la société BRUKER.

L'ensemble des essais cliniques réalisés à la clinique BOURGOGNE en hyperthermie interstitielle associée à la curiethérapie interstitielle est exposé et analysé dans la thèse de doctorat en médecine du D^r J.M. ROHART [22].

Dans le bilan clinique exposé ci-dessous ne sont résumés que les traitements réalisés au centre anti-cancer OSCAR LAMBRET.

Elle porte sur 8 cancers de la base de langue en terrain préalablement irradié et sur 19 cancers primaires de la langue mobile.

A.1 - Les patients

Deux sous-ensembles de patients sont à considérer dans notre étude:

① - Les patients qui n'ont pas été préalablement irradiés, présentant une tumeur primaire des deux tiers antérieurs de la langue. Ces patients sont habituellement traités par curiethérapie interstitielle seule ou par association radiothérapie transcutanée-curiethérapie interstitielle. Le contrôle local se situe dans une fourchette de 40 à 60 % [36,37,40,45]. Ce type de tumeur paraît être une excellente référence pour prouver une augmentation significative du contrôle local dans le cas d'une combinaison hyperthermie interstitielle-curiethérapie.

TNM	Chimio néo- adjuvante	RTE	Curie Dose	Nbre boucles	Hyperthermie		Tolérance immédiate	Evolution		
					Avt Aps ?	Niveau HTI		Récidive	Guérison	Evolution NM
T2NOMO			65 Gy	4	Avant	41°C	Bonne		21 mois	
T2NOMO			65 Gy	4	Après	43°C	Bonne		4 mois	
T2NOMO			60 Gy	3	Avant	41°C	Bonne		+ 20 mois	
T2NOMO			60 Gy	3	Avant	41°C	Bonne		+ 14 mois	
T2N3MO		40 Gy	50 Gy	5	Avant	41°C	Zone ulcéro nécrotique		+ 18 mois	M + ?
T2NOMO			65 Gy	3	Avant	42°C	Radiomucite linguale		+ 25 mois	N+
T3N1MO		45 Gy	30 Gy	4	Avant Après	41°C 42°C	Bonne	+ 3 mois loco-régional		N+
T2NOMO			60 Gy	4	Avant Après	41°C 42°C	Bonne	+ 13 mois loco-régional		
T2NOMO			60 Gy	4	Avant	41°C	Bonne		+ 20 mois	
T3NOMO			60 Gy 2 temps	5	Après	42°C	Bonne	+ 4 mois		DC (N+)
T2NOMO			60 Gy	4	Avant	41°C	Bonne		+ 23 mois	
T2NOMO			62 Gy	4	Avant Après	41°C 42°C	Bonne		+ 3 mois	
T4NOMO		64 Gy	30 Gy	3	Avant Après	41°C 42°C	Radiomucite		+ 9 mois	
T2NOMO			60 Gy	5	Après	42°C			+ 3 mois	
T3N1MO		30 Gy	45 Gy	4	Après	43°C			+ 4 mois	
T4N1MO	Oui	60 Gy	15 Gy	3	Avant	42°C	Bonne	+ 10 mois loco-régional		
T4NOMO	Oui	55 Gy	21 Gy	4	Avant	42°C	Bonne	+ 2 mois loco-régional		
T4N2MO	Non		85 Gy 2 temps	4	Avant	42°C		+ 8 mois loco-régional		
T3N1MO			60 Gy	5	Avant	42°C	Bonne		+ 14 mois	
T2NOMO			65 Gy	3	Avant	42°C	Bonne		+ 4 mois	
T2NOMO			65 Gy	3	Avant	42°C	Bonne		+ 3 mois	

Tableau I - langue mobile: localisation en secteur non irradié

Les patients présentent les critères suivants:

- un carcinome prouvé à l'examen anatomo-pathologique
- une tumeur T2 ou T3 (3 à 5 cm de diamètre)
- une espérance de vie supérieure à 6 mois
- pas de chimiothérapie associée
- pas de métastases viscérales

18 patients présentant 19 lésions sont inclus dans notre étude.

② - Le deuxième groupe est constitué de patients présentant une seconde tumeur sur la base de langue, sur terrain préalablement irradié quelques mois ou années plus tôt, pour un cancer des voies aéro-digestives supérieures. Pour ce type de cancers, la dose de radiation doit être en général réduite afin de ne pas induire une toxicité sévère (cratères nécrotiques ou fistules). Le but de notre étude est alors d'évaluer l'impact thérapeutique de l'association curiethérapie-hyperthermie interstitielle par rapport à la curiethérapie seule. 8 patients sont inclus dans ce groupe.

A.2 - Protocole thérapeutique

La technique habituelle d'implantation des fils d'Iridium radioactifs 192 n'est pas modifiée et suit la dosimétrie du système de PARIS. L'intervalle entre les cathéters de Téflon se situe dans une fourchette allant de 1.2 à 1.6 cm. Les doses de radiations sont comprises entre 60 et 65 grays et délivrées en 5 à 8 jours; dans le second groupe de patients, ces doses sont diminuées de 10% (50- 60 grays).

La séance d'hyperthermie est située le plus souvent avant l'implantation des fils d'Iridium mais peut être remplacée par (ou associée à) une séance située après la curiethérapie. La durée de la séance est de une heure minimum, pendant laquelle la puissance sera pilotée afin d'obtenir au minimum une température radiométrique à 3 GHz d'environ de 42°C. L'implantation est réalisée en conservant les boucles mises en place pour la curiethérapie.

A.3 - Résultats

Parmi les 27 patients considérés, une régression complète a pu être notée:

- sur 15 des 19 tumeurs primitives de la langue (tableau I)

Date d'irradiation primitive + localisation + dose	Délai entre 1ère et 2ème localisation	Date trait ^t HTI + curie	TNM	RTE dose	Curie Dose	Nbre Boucles	HTI	Evolution	
								Guérison	Récidive
5 et 6/86 Pharyngo laryngé 55 Gy	38 mois	10/89	T3NO	49 Gy	20 Gy	3	Après 42°C	DC + 3 mois Etat	
01/89 Amydale 65 Gy	8 mois	09/89	T2NO		60 Gy en 2 temps	3	Après 43°C		+ 14 mois loco-régional
1984 Sinus piriforme 60 Gy	84 mois	06/91	T2NO		60 Gy	4	Avant 42°C	+ 2 mois	
10/86 Lurette x Gy ?	5 mois	01/91	T2NO		60 Gy	4	Avant 42°C	+ 9 mois	
11/82 Plancher Buccal x Gy ?	96 mois	09/90	T2N1		60 Gy	5	Avant 42°C		+ 10 mois loco-régional
11/83 Corde vocale 50 Gy	87 mois	02/91	T2NO		60 Gy	4	Avant 42°C	+ 5 mois	
02/86 Voile du palais 50 Gy	66 mois	08/91	T2NO		60 Gy	3	Avant 42°C		
01/86 Voile du palais 01/88 60 Gy	44 mois	09/89	T2NO		55 Gy	3	Avant 42°C	+ 24 mois	

Tableau II - base de langue en secteur préalablement irradié

→ sur 5 des 8 secondes tumeurs de la base de langue en secteur précédemment irradié (tableau II).

Le suivi moyen est de 12 mois après la fin du traitement (entre 5 et 27 mois). Les complications sont peu sévères et limitées à 10 % de cas traités (nécrose superficielle guérie en quelques mois).

A.4 - Discussion

Le bilan des résultats publiés avant 1990, concernant les patients traités par thermothérapie interstitielle, présente un taux de réponse complète de 63 % sur 300 patients pris en compte [36].

Dans notre série, le taux de réponse complète est de 70 % pour les tumeurs de taille inférieure à 4 cm. L'influence de la taille de la tumeur sur le taux de réponse a été étudiée par EMAMI et PERNOT [40,88]. Ces auteurs montrent que le taux de réponse passe de 77 % (pour des tumeurs inférieures à 4 cm) à 44 % (pour des tumeurs comprises entre 4 et 10 cm).

Le taux de complication publié [36] est proche de 30 % avec 10 % de complications sévères (cratères nécrotiques et fistules). Ceci s'explique par le fait que la majorité des patients avait été préalablement irradiés.

A.5 - Conclusion

Les résultats cliniques de phase II, qui sont ici résumés, sont encourageants [91]; des essais randomisés sont cependant nécessaires afin d'établir clairement les avantages de la thermocuriethérapie interstitielle sur la curiethérapie seule. Dans ce but, une évaluation multicentrique est actuellement mise en place en FRANCE: les traitements institués dans ce cadre intéresseront des tumeurs primitives de la langue n'ayant pas encore été traitées. Le pronostic de guérison de ces tumeurs étant essentiellement lié à leur contrôle local, qui se situe entre 40 et 60 % par curiethérapie interstitielle seule pour des tailles tumorales comprises entre 3 et 5 cm, il semble donc possible d'étudier la place de l'hyperthermie locale.

Nous espérons ainsi prouver l'efficacité de la technique, par une augmentation du contrôle local, pouvant conduire à une augmentation du taux de survie. Nous avons également prouvé, dans cet essai de phase II, l'efficacité du système H.I.M.C.A.R. et de son système de contrôle de température.

B - LIMITES DU SYSTEME H.I.M.C.A.R.

B.1 - Système de chauffage

B.1.1 - Fréquences de chauffage

En France, comme dans les pays Européens, des bandes de fréquences sont attribuées pour les applications ISM (Industrie, Sciences, Médecine) afin d'éviter de perturber les télécommunications civiles et militaires. La législation entrée en vigueur au 1^{er} janvier 1993 autorise pour un usage ISM dans le domaine des microondes la bande située autour de $f = 433.92 \pm 0.85$ MHz.

L'utilisation de la fréquence de 915 MHz, qui a été largement développée dans les applications médicales et qui est encore utilisée aux U.S.A [63], n'est plus autorisée à cette date en Europe qu'à l'intérieur d'une enceinte parfaitement fermée de type "cage de FARADAY".

Dans le travail de recherche qui vient d'être présenté, les études électromagnétiques des antennes ont par conséquent été réalisées de front à ces fréquences (434 MHz et 915 MHz). Le nouveau système H.I.M.C.A.R., dont le transfert technologique vers la société BRUKER vient d'être assuré suite au travail présenté ici, est conçu pour fonctionner à 434 MHz.

B.1.2 - Générateur de chauffage

Le générateur, qui équipe la première génération du système H.I.M.C.A.R., est caractérisé par une puissance de sortie maximale de 100 Watts à la fréquence de 915 MHz. Les huit antennes sont alimentées en cohérence de phase par l'intermédiaire d'un diviseur de puissance (par huit). En site clinique et comme l'indiquent les différentes illustrations rencontrées aux chapitres II, III et IV, toutes les antennes ne sont pas nécessairement utilisées lors d'une séance d'hyperthermie interstitielle: leur nombre varie de deux à huit. Les antennes non insérées dans les cathéters implantés dans les tissus doivent alors être plongées dans un récipient empli d'eau (milieu dissipatif), afin de respecter l'adaptation électromagnétique de l'ensemble du système via le diviseur de puissance.

Nous avons montré, par ailleurs, qu'une modification sur la phase des courants d'alimentation de certaines antennes par rapport à d'autres permet d'augmenter le volume chauffé à une température thérapeutique.

Pour ces raisons, la nouvelle génération du système en cours de développement industriel, est constituée de douze amplificateurs hyperfréquences reliés à un même oscillateur fonctionnant à la fréquence de 434 MHz. Ainsi, l'amplitude et la phase de chaque voie sont indépendantes et donc modulables.

B.1.3 - Chauffage impulsif

Le système de première génération fonctionne selon le principe de la méthode alternée qui impose une succession de deux périodes: l'une de chauffage pendant 1, 2, voire 3 minutes, l'autre, durant l'arrêt du générateur, de mesures des températures radiométriques, pendant 10 secondes ce qui limite la décroissance de température compte tenu de l'inertie thermique des tissus et de la vascularisation. Dans ce type de fonctionnement, la puissance d'émission est limitée à des niveaux peu élevés (entre 10 et 50 Watts).

Une autre approche consiste à réaliser un chauffage impulsif avec une puissance de crête élevée (> 100 Watts). Suivi d'une séquence de mesures radiométriques très courte, cette technique proposée par D. VANLOOT a fait l'objet d'une prise de brevet [33] décrivant les modalités de fonctionnement d'un tel système.

Cependant, la mise en oeuvre de ce nouveau type de chauffage nécessite de connaître la durée minimale du temps de chauffage. Une recherche biologique de l'action sur les cellules, de ce type de chauffage impulsif, s'avère nécessaire avant sa mise en oeuvre sur site clinique.

B.2 - Système de mesures

B.2.1 - Mesures ponctuelles

Malgré leurs caractères invasifs, les systèmes de mesures ponctuelles de températures par thermocouples présente une bonne fiabilité et une bonne précision. Cette technique requiert cependant un minimum de précautions d'utilisations. Il est impératif de couper le générateur de chauffage lors de la mesure de température, sous peine de saturer le système électronique associé au thermocouple. Les mesures sont donc discontinues.

Afin de remédier à cet inconvénient, le centre anti-cancer Oscar LAMBRET s'est doté récemment d'un dispositif de mesures de températures à fibres optiques. L'avantage principal est un contrôle permanent de températures ponctuelles, même durant le fonctionnement du générateur de chauffage. Les fibres optiques de conception relativement souples s'insèrent facilement dans les mêmes cathéters que les antennes ou les thermocouples. Une attention particulière doit être observée pendant la manipulation de ces capteurs optiques du fait de leur fragilité. Un contrôle de température continu permet une meilleure gestion de la séance dans le cas d'inhomogénéités constatées ou supposées du milieu chauffé. Son coût est cependant encore prohibitif.

B.2.2 - Radiomètres microondes

Les radiomètres microondes permettent un contrôle en volume des températures induites par le chauffage microonde (cf. paragraphe IV.2.1.). Toutefois, cet appareillage demande au préalable un étalonnage pour assurer un bon fonctionnement. Cette démarche doit être renouvelée à chaque utilisation du fait de la variation de différents paramètres comme le changement de température ambiante du bloc opératoire, de la connectique des câbles, etc. De plus, la calibration des radiomètres est longue (15 minutes) et fastidieuse pour le clinicien: elle nécessite l'utilisation d'un bain thermostaté, annexé au système. Concevoir un système qui supprime cette démarche représente une amélioration sensible du système.

Le groupe d'hyperthermie de LILLE par l'intermédiaire de J.P. SOZANSKI développe actuellement un nouveau procédé pour la mesure des températures par radiométrie microonde, avec calibration automatique de l'appareil [34,92].

Ce nouveau radiomètre sera intégré au système d'hyperthermie interstitielle microonde de seconde génération. Il améliore la convivialité d'utilisation du système, augmente la précision des mesures radiométriques microondes et diminue le temps de mesures. Par voie de conséquence, il permettra quasiment en temps réel de reconstruire la carte thermique à partir de ces mesures radiométriques grâce au logiciel développé

B.2.3 - Radiométrie multi-points

Une tumeur localisée dans un tissu sain représente une hétérogénéité thermique. En effet, si le tissu tumoral est généralement moins vascularisé que les tissus sains, le pourtour de l'enveloppe tumorale, en revanche, est hypervascularisée dans la plupart des cas. La radiométrie microonde, effectuée sur une ou deux antennes ne contrôle pas la totalité du volume tumoral. Une amélioration peut être amenée en réalisant successivement un contrôle sur chacune des antennes.

Cette radiométrie multi-points ne peut être associée qu'à un chauffage de type impulsionnel. La température radiométrique mesurée successivement sur chaque antenne augmente sensiblement les intervalles de temps alloués à la mesure. Le contrôle multi-points permet le pilotage de la puissance incidente antenne par antenne, en jouant sur les amplitudes et/ou sur les phases des courants d'alimentation. Ainsi, la tumeur pourrait être soumise en totalité à des températures supérieures au seuil thérapeutique indispensable.

C - ETUDES THEORIQUES

C.1 - Modélisation électromagnétique

Comme nous l'avons rencontré aux chapitres I et II, les études électromagnétiques, bien que donnant une bonne approche des phénomènes physiques, présentent des limitations sur la précision des résultats numériques et demandent un certain nombre d'hypothèses simplificatrices (courants supposés sinusoïdaux circulant dans l'âme de l'antenne, applicateur assimilé à un dipôle image, milieux homogènes, couplage entre les antennes ainsi que leur courbure dans les cathéters négligés).

Une orientation future consiste à développer un formalisme qui permet de mieux prendre en compte la complexité des phénomènes. Une étude plus précise consiste, par exemple, à modéliser les boucles formées par les antennes (imposées par la curiethérapie). Une seconde étape peut s'intéresser à la modélisation du monopole existant à l'extrémité de l'antenne "réduite" définie au paragraphe I.3.1 et du couplage électromagnétique induit par le nombre et la courbure des antennes dans les cathéters.

Pour répondre à cette demande, le choix peut se porter sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel (F.D.T.D.): basée sur la résolution directe des équations de MAXWELL dans le domaine temporel, ce formalisme tridimensionnel ne nécessite pas d'hypothèses simplificatrices particulières. L'application de cette méthode, largement développée dans la littérature, sera rendue possible par les nouveaux moyens informatiques acquis par l'équipe "applicateurs et circuits".

C.2 - Modélisation thermique

Quoique offrant une bonne approche de la dosimétrie thermique en un temps relativement court, la modélisation de la distribution de chaleur induite par un chauffage microonde a été réalisée au prix de nombreuses hypothèses simplificatrices (milieux homogènes, systèmes adiabatiques et semi-infini). Or une dosimétrie thermique plus précise ne peut être obtenue qu'en tenant compte le plus possible de la diversité des paramètres thermiques des différents milieux chauffés.

Les solutions envisagées conduisent au développement d'un modèle tridimensionnel de la zone chauffée, prenant en compte les échanges thermiques avec l'extérieur. La connaissance exacte de la localisation et de la forme du site tumoral, ainsi que la géométrie précise du réseau d'antennes implantées (cliché radiographique) sont dans ce cas indispensables.

C.3 - Logiciel d'aide à la décision

Le modèle théorique, regroupant d'une part, les calculs du dépôt de puissance à partir du diagramme de rayonnement électromagnétique de chacune des antennes et d'autre part, le calcul du champ de température résultant, permet de connaître la localisation de la zone d'efficacité thérapeutique.

A partir d'une implantation d'antennes quelconque, le logiciel doit être en mesure de déterminer les déphasages optimaux à introduire sur les courants d'alimentation des antennes pour une hyperthermie optimale de la tumeur. Si la zone est trop étendue où si la géométrie du réseau n'est pas adaptée d'un point de vue électromagnétique, le logiciel doit permettre une rotation de phase dynamique sur les courants d'alimentation des antennes.

A l'aide de nombreux relevés de températures radiométriques associés à un chauffage impulsionnel, le logiciel pourra à des instants donnés réévaluer les déphasages. Cependant, pour augmenter la vitesse de calcul, une optimisation des programmes est indispensable. Ainsi la totalité du site tumoral pourra être chauffé de façon optimale.

CONCLUSION GENERALE

Grâce à la collaboration, entre les équipes pluridisciplinaires du groupe d'hyperthermie de LILLE, il est possible de mener de front des développements technologiques, des études théoriques expérimentales et cliniques. En ce qui nous concerne, nous avons dans un premier temps conçu, réalisé et optimisé théoriquement et expérimentalement, plusieurs antennes miniatures utilisables dans les cathéters de curiethérapie, présentant des longueurs actives différentes. Fabriquées à partir de câble coaxial de faible diamètre (UT34), elles sont flexibles et s'insèrent sans difficulté dans les boucles fréquemment mises en place dans les tumeurs par les radiothérapeutes pour le traitement par fils d'Iridium radioactifs de ces lésions. Leur bonne adaptation électromagnétique, dans les bandes de fréquence utilisées en radiométrie microonde permet leur emploi comme antenne de réception pour la mesure de température utilisant un radiomètre. Une solution élégante et performante a donc été apportée au problème crucial du contrôle de la température du volume chauffé en hyperthermie interstitielle.

A partir de la modélisation de l'applicateur coaxial assimilé à une antenne dipôle symétrique, nous avons dans un second temps étudié la distribution de puissance déposée dans un milieu dissipatif tel que le muscle ou le gel polyacrylamide (qui simule les tissus biologiques à forte teneur en eau), indispensable pour les expérimentations. L'étude théorique a alors été généralisée au cas d'implantation multiple d'antennes (alimentées ou non en phase) constituant ainsi un réseau. Le modèle numérique mis au point a permis de déterminer l'influence, sur la répartition de la puissance déposée, des différents paramètres liés au système émetteur et au milieu chauffé. L'évaluation de la distribution du champ électromagnétique en fonction de ces différents paramètres permet alors de déterminer les conditions nécessaires pour réaliser l'hyperthermie la plus efficace.

La connaissance de la distribution de puissance déposée dans le milieu, associée à la résolution bidimensionnelle de l'équation de la chaleur, tant en régime stationnaire qu'en régime temporel, donne accès au champ de température induit par le chauffage microonde. Le modèle numérique élaboré permet de mettre en évidence l'influence de certains paramètres thermiques et physiques sur la localisation et l'intensité de l'hyperthermie. A partir du logiciel mis au point et validé par diverses expérimentations, nous avons démontré l'intérêt d'alimenter les réseaux d'antennes par des courants déphasés permettant d'accroître les volumes chauffés dans de fortes proportions.

Ce travail a pu démontrer la faisabilité du contrôle de température et du pilotage du système d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde (H.I.M.C.A.R.). L'analyse des résultats obtenus sur gel, sur animaux, et sur patients fait

apparaître l'intérêt d'utiliser un radiomètre centré sur 3 GHz pour un contrôle des températures plus global. De plus, le choix de cette fréquence évite l'utilisation d'une cage de FARADAY car la pollution électromagnétique est, à l'heure actuelle, peu importante dans cette bande de fréquence (excepté les fours microondes).

Au vu de ces résultats, nous avons développé un logiciel de dosimétrie thermique permettant à partir des mesures radiométriques réalisées pendant la séance d'hyperthermie, de reconstruire, à un instant donné, la carte thermique bidimensionnelle dans les tissus chauffés.

La comparaison entre les résultats théoriques et les valeurs expérimentales s'avère satisfaisante. La radiométrie a confirmé son intérêt, à la fois dans le contrôle de la température au cours des traitements par hyperthermie, et comme base de calcul de la dosimétrie thermique.

Cependant, et afin de mieux décrire l'évolution des températures dans les tissus, il est indispensable d'améliorer le système H.I.M.C.A.R. par la réalisation de voies indépendantes en phase et en puissance, ainsi que le logiciel de dosimétrie thermique par la prise en compte d'une architecture histologique et vasculaire plus précise des sites tumoraux que l'on désire chauffer.



BIBLIOGRAPHIE

THESES - OUVRAGES

- | | pages |
|--|---------|
| <p>[1] ABRAMOWITZ M., STEGUN I.A.
 <i>"Handbook of mathematical functions."</i>
 National Bureau of Standard, AMS 55, US Dept of Commerce, Washington, DC 1964.</p> | 28 |
| <p>[2] BEN-NAOUM K.
 <i>"Automatisation d'un banc de mesure d'hyperthermie: application à l'étude des caractéristiques thermiques des applicateurs microondes en structure plaquée."</i>
 Thèse de l'Université de Lille II, Juil 1988.</p> | 4 |
| <p>[3] BERA J.
 <i>"Contribution à la modélisation numérique et à la caractérisation expérimentale de structures plaquées rayonnantes de type patch par l'approche dans le domaine spectral: applications à l'hyperthermie microonde."</i>
 Thèse de l'Université de Lille I, Nov 1990.</p> | 4 |
| <p>[4] CAMART J.C.
 <i>"Etude d'antennes filaires coaxiales subminiatures pour hyperthermie microonde."</i>
 D.E.A., Lille I, Juil 1990.</p> | 28 |
| <p>[5] CHANDRASEKHAR S.
 <i>"Radiative Transfer."</i>
 Oxford University Press, Oxford, 1950.</p> | 70 |
| <p>[6] DELANNOY J.
 <i>"Contribution à l'étude de l'hyperthermie clinique microonde application à la réalisation d'un système interactif de traitement par hyperthermie."</i>
 Thèse de l'Université de Lille II, Avril 1987.</p> | 4-45-56 |

- [7] **DUBOIS L.** 4-48-74
"Contribution à l'étude des applicateurs en structure plaquée utilisés en hyperthermie microonde: détermination du diagramme de rayonnement en champ proche par l'approche dans le domaine spectral et reconstruction des cartes thermiques."
Thèse de l'Université de Lille I, Fév 1991.
- [8] **EL-AKOUM H.** 4
"Etude expérimentale de systèmes d'hyperthermie électromagnétique à visée thérapeutique."
Thèse de l'Université de Strasbourg, Juin 1988.
- [9] **EUVRARD D.** 51
"Résolution numérique des équations aux dérivées partielles."
2^{ème} ed. MASSON, 1990.
- [10] **FABRE J.J.** 68-70
"Méthode de calcul de signaux thermiques et possibilité de nouvelles utilisations de la thermographie microonde."
Thèse 3^{ème} cycle, Lille I, Sept 1982.
- [11] **GUERQUIN-KERN J.L.** 4-56
"Hyperthermie locale par microondes en thérapeutique cancérologique: étude de l'instrumentation et de protocoles d'essais cliniques par simulations théorique et expérimentale des interactions ondes électromagnétiques/ tissus biologiques."
Thèse 3^{ème} cycle, Strasbourg, Juin 1980.
- [12] **LASCAUX P., THEODOR R.** 47
"Analyse numérique matricielle appliquée à l'art de l'ingénieur."
Ed. MASSON, T2, 1987.
- [13] **LEDEE R.** 3
"Etude, réalisation et essai de modélisation de capteurs et d'applicateurs microondes en structure plaquée."
Thèse de l'Université de Lille I, Dec 1987.
- [14] **LEVEQUE C.** 76
"Mise en oeuvre en site clinique d'un système d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie associée à la curiethérapie."
D.E.A. Lille II, Juin 1991.

- [15] MAMOUNI A. 5-68-71
"Radiométrie hyperfréquence: application à la mesure atraumatique de la température au sein des tissus vivants (thermographie microonde)."
Thèse 3^{ème} cycle, Lille I, Nov 1978.
- [16] NADI M. 3-5
"Conception et réalisation d'un système de thermo thérapie interstitielle capacitive anticancéreuse: application à la mise au point d'un système multivoies fonctionnant en radiofréquences."
Thèse de l'Université de Nancy I, 1989.
- [17] N'GUYEN D.D. 64-73
"Thermographie et Chauffage microonde- Contribution à la conception et à la réalisation de systèmes destinés au Génie Biologique et Médical."
Thèse de troisième cycle, Lille I, Déc 1980.
- [18] NOUGIER J.P. 28-51
"Méthodes de calcul numérique."
Ed. MASSON, 1983.
- [19] PLANCOT M. 5-68
"Contribution à l'étude théorique, expérimentale et clinique de l'hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde."
Thèse 3^{ème} cycle, Lille I, Dec 1983.
- [20] PREVOST B. 4-6
"Contribution à l'étude expérimentale et clinique (essais de phase I et II) de l'hyperthermie oncologique par les radiofréquences en association à la radiothérapie."
Thèse de l'Université de Lille II, Dec 1987.
- [21] ROBILLARD M. 68
"Contribution à l'étude des sondes et à la reconnaissance d'objet thermique par thermographie microonde."
Thèse de troisième cycle, Lille I, Nov 1981.

- [22] **ROHART J.M.** 82-84
"Hyperthermie radiative micro-onde dans les cancers de la langue associée à la curiethérapie: aspects physiques et étude clinique préliminaire."
 Thèse de médecine, Lille II, 1991.
- [23] **ROMAIN P.** 4
"Contribution théorique et expérimentale de l'hyperthermie localisée au sein d'un fantôme à l'aide d'un faisceau de microondes de 2.45 GHz."
 Thèse 3^{ème} cycle, Toulouse, Dec 1982.
- [24] **ROUSSEY C.** 13
"Modélisation du rayonnement haute fréquence en champ proche de brins métalliques: application à l'hyperthermie anticancéreuse."
 Thèse de l'Université de Nancy I, déc 1986.
- [25] **VANLOOT D.** 71
"Contribution à l'étude et à la réalisation d'un dispositif de traitement du signal optimum pour des systèmes radiométriques: application au radiomètre de zéro automatique."
 Thèse de Docteur Ingénieur, Lille I, Mai 1987.

PUBLICATIONS

- [26] **BOLOMEY J.C., HAWLEY M.S.** 5
"Methods of hyperthermia control. Clinical thermology."
 Springer, 1990, Berlin Heidelberg New York. pp 35-111
- [27] **BROWN V.J., BARDATI F.** 5
"Non-invasive temperature measurement by multifrequency microwave radiometry. Simulated retrievals of Gaussian temperature pulses to access accuracy and resolution."
 Strahlentherapie und Onkologie, 1991, 167, pp 328.
- [28] **CASEY J.P., BANSAL R.** 28
"The near field of an insulated dipole in a dissipative dielectric medium."
 IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1986, Vol MTT-34, pp 459-463.

- [29] CHEEVER E.A., FOSTER K.R. 5
"Microwave radiometry in living tissue: what does it measure?"
IEEE Trans. Biomed. engineering, 1992, Vol.39, pp 563-568.
- [30] CHEN Z.P., MILLER W.H., ROEMER R.B., CETAS T.C. 65
"Errors between two and three dimensional thermal model prediction of hyperthermia treatments."
Int. J. Hyperthermia, 1990, Vol.6, N°1, pp 175-191.
- [31] CHERRY P.C., ISKANDER M.F. 33
"FDTD analysis of power deposition patterns of an array of interstitial antennas for use in microwave hyperthermia."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1992, Vol MTT-40, pp 1692-1700.
- [32] CHIVE M. 5-68-70
"Use of microwave radiometry for hyperthermia monitoring and as a basis for thermal dosimetry."
Methods of Hyperthermia Control, Series on clinical Thermology, Subseries Thermootherapy, 1990, Vol.3, pp 113-128, ed. by M. GAUTHERIE, SPRINGER-VERLAG (heidelberg).
- [33] CHIVE M., SOZANSKI J.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D. 88
"Procédé pour la mesure des températures par radiométrie microonde avec calibration automatique de la mesure et dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé."
Brevet Français, 27 juillet 1989, n° 8910148
extension aux USA, 1 août 1991, n° 07/739/098
- [34] CHIVE M., SOZANSKI J.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D. 73-89
"Système pour le traitement thermique interne d'un corps certain et son utilisation."
Brevet Français, 26 juillet 1991, n° 9109521
- [35] CHIVE M., PLANCOT M., GIAUX G., PREVOST B. 5
"Microwave hyperthermia controlled by microwave radiometry. Technical aspects and first clinical results."
J. Microwave Power, 1984, pp 233-241.



- [36] **COSSET J.M.** 4-6-84-86
"Interstitial hyperthermia."
In interstitial and endocavitary and perfusional hyperthermia : methods and clinical trials, 1990, ed. by M. GAUTHERIE, SPRINGER-VERLAG, pp 1-37.
- [37] **COSSET J.M., DUTREIX J.** 4-84
"Combined interstitial hyperthermia and brachytherapy."
Institut Gustave-Roussy technique and preliminary results:
Int. J. Radiation. Oncology. Biol. Phys., 1984, 10, pp 307-312.
- [38] **DE WAGTER C.** 54
"Computer simulation predicting temperature distribution generated by microwave absorption in multilayered media."
J. Microwave Power, 1984, Vol.19, N° 2, pp 97-105.
- [39] **DE WAGTER C.** 54
"Computer simulation for local temperature control during microwave induced hyperthermia."
J. Microwave Power, 1985, Vol.20, N° 1, pp 31-42.
- [40] **EMAMI B., PEREZ C., and al.** 4-84-86
"Interstitial thermoradiotherapy in treatment of malignant tumors."
Int. J. Hyperthermia, 1987, Vol.3, N°2, pp 107-118.
- [41] **FABRE J.J., LEROY Y.** 70
"Thermal noise emission of a lossy material for a TEM propagation."
Electronic Letters, 1981, Vol.17, pp 376-377.
- [42] **FURSE C.M., ISKANDER M.F.** 33
"Three-dimensional electromagnetic power deposition in tumors using interstitial antenna array."
IEEE Trans. Biomed. engineering, 1989, Vol.36, pp 977-986.
- [43] **GADJA G., STUCHLY M.A., et al.** 31
"Mapping of the near field pattern in simulated biological tissues."
Electronic Letters, 1979, Vol. 15, N°4, pp 120-121.

- [44] GENTILI G.B., GORI F., LEONCINI M. 13
"Electromagnetic and thermal models of a water-cooled dipole radiating in a biological tissue."
IEEE Trans. Biomed. engineering, 1991, Vol.38, N°1, pp 98-103.
- [45] GOUCLIN C.T. et al 4-84
"Interstitial hyperthermia in combination with brachytherapy."
Radiology 148, 1983, pp 285-288.
- [46] GUY A.W. 4-9
"Analyses of electromagnetic fields induced in biological tissue by thermographic studies on equivalent phantom models."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1971, Vol MTT-19, pp 205-214.
- [47] HAND J.W. 3-33
"Biophysic and technology of electromagnetic hyperthermia."
Method of external hyperthermia heating, 1990, pp 1-52 ed. by M. GAUTHERIE,
SPRINGER-VERLAG (heidelberg).
- [48] HARRINGTON R. 26
"Time-harmonic electromagnetic fields."
New-York: Mc Graw-Hill 1961, pp 79.
- [49] ISAACSON E., KELLER H. 28
"Analysis of Numerical Methods"
New York: Willey, 1966, ch 7.
- [50] ISKANDER M.F., TUMEH A.M. 26
"Design optimization of interstitial antennas."
IEEE Trans. Biomed. engineering, 1989, Vol 36, N°2, pp 238-246.
- [51] JAMES B.J., STROHBEHN J.W., et al. 21
"The effect of insertion depth on the theoretical SAR patterns of 915 MHz dipole antenna arrays for hyperthermia"
Int. J. Hyperthermia, 1989, Vol.5, N°6, pp 733-747.

- [52] **KENNETH M.J., MELCHLING J.A., TREMBLY B.S., STROHBEHN J.W.** 33
"SAR distributions for 915 MHz interstitial microwave antennas used in hyperthermia for cancer therapy."
IEEE Trans. Biomed. engineering, 1988, Vol.35, pp 851-857.
- [53] **KENNETH M.J., MELCHLING J.A., STROHBEHN J.W., TREMBLY B.S.** 33
"Theoretical and experimental SAR distributions for interstitial dipole antenna arrays used in hyperthermia."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1989, Vol MTT-37, pp 1200-1208.
- [54] **KING R.W.P., LEE K.M., MISKA S.R., SMITH G.S.** 13
"Insulated linear antenna: theory and experiment."
J. Appl. Phys, Apr 1974, Vol.45, pp 1688-1697.
- [55] **KING R.W.P., TREMBLY B.S., STROHBEHN J.W.** 26-30
"The electromagnetic field of an insulated antenna in a conducting or dielectric medium."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1983, Vol MTT-31, pp 574-583.
- [56] **KING R.W.P., SMITH G.S.** 26
"Antennas in Matter."
Cambridge, MA: MIT. Press, 1981, pp 523. eq(7.12).
- [57] **KNUDSEN MORTEN** 46
"Estimation of tissue blood flow hyperthermia treatment data."
Int. J. Hyperthermia, 1989, Vol.5, pp 653-661.
- [58] **LEE K.M., WU T.T., KING R.W.P.** 13
"Theory of an insulated antenna in a dissipative medium."
Radio Sci., Mar.-Apr 1977, Vol.12, pp 195-203.
- [59] **LEE D.J., O'NEIL M.J.** 33
"A new design of microwave interstitial applicators for hyperthermia with improved treatment volume."
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol 12, pp 2003-2008.

- [60] MARCHAL C., NADI M., HOFFSTETTER S., BEY.P., PERNOT M.,
PRIEUR G. 4
"Practical interstitial method of heating operating at 27.12 MHz."
Int. J. Hyperthermia, 1989, Vol.5, N°4, pp 451-466.
- [61] MELCHING J.A., STROHBEHN J.W. 4
"A theoretical comparison of the temperature distributions produced by three interstitial hyperthermia systems."
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 1986, Vol 12, pp 2137-2149.
- [62] PLANCOT M., PREVOST B. et al 5-74
"A new method for thermal dosimetry in microwave hyperthermia using microwave radiometry for temperature control."
Int. J. Hyperthermia, 1987, Vol.3, N°1, pp 9-19.
- [63] ROOS D. 87
"Interstitial and intracavitary microwave applicators for hyperthermia treatment of cancer."
Technical report N° 183, 1988, CHALMERS University of Technology GÖTEBORG
(sweden).
- [64] SATOH T., STAUFFER P.R. 4-11
"Implantable helical coil microwave antenna for interstitial hyperthermia."
Int. J. Hyperthermia, 1988, Vol.4, N°5, pp 497-512.
- [65] SCHEPPS J.L., FOSTER K.R. 9
"The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content."
Phys. Med. Biol., 1980, Vol. 25, N°6, pp 1149-1159.
- [66] STAUFFER P.R et al 4
"Comparative thermal dosimetry of interstitial microwave and RF-LCF hyperthermia."
Int. J. Hyperthermia, 1989, Vol.5, N°3, pp 307-318.
- [67] STREFFER C. 5
"Biological basis of thermotherapy (with special reference to oncology)."
1990, ed. by M. GAUTHERIE, SPRINGER-VERLAG, pp 1-71.

-
- [68] STROHBEHN J.W., BOWERST E.D., WALSH J.E., DOUPLE E.B. 21
"An invasive microwave antenna for locally-induced hyperthermia for cancer therapy."
J. Microwave Power, 1979, pp 339-350.
- [69] STUCHLY M.A., STUCHLY S.S. 9
"Dielectric properties of biological substances-tabulated."
J. Microwave Power, 1980, pp 19-26.
- [70] TREMBLY B.S. 33
"The effects of driving frequency and antenna length on power deposition within a microwave antenna array used for hyperthermia."
IEEE Trans. Biomed. engineering, 1985, Vol.32, N°2, pp 152-157.
- [71] TREMBLY B.S., et al. 36
"Comparaison of power deposition by in phase 433 MHz and phase modulated 915 MHz interstitial antenna-array hyperthermia systems."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1988, Vol MTT-36, N°5, pp 908-916.
- [72] TREMBLY B.S., WILSON A.H., SULLIVAN M.T., STEIN A.D.,
WONG T.Z., STROHBEHN J.W. 38
"Control of the SAR pattern within an interstitial array through variation of antenna driving phase."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1986, Vol MTT-34, N°5, pp 568-578.
- [73] TUMEH A.M., ISKANDER M.F. 11
"Performance comparison of available interstitial antennas for microwave hyperthermia."
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1989, Vol MTT-37, pp 1126-1133.
- [74] VISSER A.G. et al 4
"An interstitial hyperthermia system at 27 MHz."
Int. J. Hyperthermia, 1989, Vol.5 N°2, pp 265-276.
- [75] WU T.T., KING R.W.P, GIRI D.V. 13
"The insulated dipole antenna in a relatively dense medium."
Radio Sci., July 1973, Vol.8, pp 699-709.

- [76] WONG T.Z. et al. 33
"SAR patterns from an interstitial microwave antenna-array hyperthermia system."
 IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1986, Vol MTT-34, N°5, pp 560-567.
- [77] ZHANG Y., JOINES W.T., OLESON J.R. 46-62
"The calculated and measured temperature distribution of a phased interstitial antenna array."
 IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1990, Vol MTT-38, N°1, pp 69-77.
- [78] ZHANG Y. et al. 46
"Microwave hyperthermia induced by a phased interstitial antenna array."
 IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1990, Vol MTT-38, N°2, pp 217-221.
- [79] ZHANG Y., DUBAL N.V., TAKEMOTO-HAMBLETON R.,
 JOINES W.T. 33
"The determination, of the electromagnetic field and SAR pattern of an interstitial applicator in a dissipative dielectric medium."
 IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, 1988, Vol MTT-36, pp 1438-1443.
- [80] ZHANG Y., JOINES W.T, OLESON R. 46
"Heating patterns generated by phase modulation of a hexagonal array of interstitial antennas."
 IEEE Trans. Biomed. engineering, 1991, Vol.38, N°1, pp 92-97.
- [81] ZHANG Y., JOINES W.T, OLESON R. 46
"Prediction of heating patterns of a microwave interstitial antenna array at various insertion depths."
 Int. J. Hyperthermia, 1991, Vol.5 N°1, pp 197-207.

COMMUNICATIONS

- [82] CERRI G., DE LEO R., PRIMIANI V. 4
"Interstitial endfire applicators: analysis and experimental results."
 Proc. of the 21st Europ. Microwave Conf., Vol.2, pp 1427-1432, STUTTGART, Sept 1991.

- [83] DUBOIS L., FABRE J.J., CHIVE M. 74
"Thermal profile reconstruction in the steady state during microwave hyperthermia based on microwave radiometry measurement: bidimensionnal aspects."
Proc.of the 11th, Ann Conf IEEE EMBS Seattle (USA), 1989.
- [84] DUBOIS L., FABRE J.J., CHIVE M. 74
"Bidimensional thermal modeling of microwave hyperthermia based on the bioheat transfer equation and radiometric signal calculations."
Proc.of the 3th, Asia-pacific Microwave Conf., TOKYO, Sept 1990, pp 837-840.
- [85] FABRE J.J., et al. 5
"Microwave interstitial hyperthermia controlled by microwave radiometry. Technical aspects, animal experiments, and first clinical results."
11^{ème} Int. Conf. Seattle USA, 1989, pp 1150.
- [86] FABRE J.J., DUBOIS L., PLAYEZ E., CHIVE M. 5
"Hyperthermie interstitielle microonde avec contrôle radiométrique de température: faisabilité-association d'antennes-expérimentation animale."
Proc des 6^{èmes} Journées Nat. Microondes, Montpellier, Juin 1989.
- [87] ITO K., UENO K., HYODO M., KASAI H. 33
"Interstitial applicator composed of coaxial ring slots for microwave hyperthermia."
Proceedings of the Int. Symp. Antennas and Prop., Vol 2, pp 253-256, Tokyo, Aug 1989.
- [88] PERNOT M., MALISSARD L. et al 86
"455 cases of carcinoma of the tongue: results of different modes of treatment with resultant recurrence patters and complications according to dose and treated volume."
Abstract of ESTRO (Den Haag), p 468, (1988).
- [89] NADI M. and al. 5
"A multichannel interstitial capacitive hyperthermia system as an adjunct to brachytherapy."
Proc.of the 11th, Ann Conf IEEE EMBS Seattle (USA), 1989.
- [90] NIKAWA., OKADA F. 9
"Measurement of temperature depending dielectric constant of human modeling material."
Proc. of the 3rd Asia-Pacific Microwave Conf, pp 845-848, TOKYO 1990.

**[91] PREVOST B., MIRABEL X., CHIVE M., FABRE J.J., DUBOIS L.,
SOZANSKI J.P.** 6

*"Clinical evaluation (phase II) of a microwave interstitial hyperthermia system with
microwave radiometry."*

12 th Conference of the ESHO Bergen, Norway june 1991.

Strahlenther. Onkol.167, 6, 344 (1991).

**[92] SOZANSKI J.P., BERTOUX J.L., CHIVE M., LESAGE J.C.,
DHELIN G., VANLOOT D.** 73-89

*"Technical aspects of a new autobalanced 2-4 GHz radiometer application to microwave
hyperthermia systems."*

Proc. of the 6th International Congress on Hyperthermia Oncology, TUCSON, (Arizona
U.S.A), 26 Avril-1 Mai 1992, p 219.

[93] STAUFFER P.R. 4

"Heat localisation by interstitial hyperthermia."

Proceedings of the Int. Symp. Hyperthermia Oncology, Kyoto 1988, p 112.

**Publications sur le thème "Hyperthermie interstitielle"
de l'équipe Appicateurs et Circuits**

1 - FABRE J.J., CHIVE M., DUBOIS L., CAMART J.C., PLAYEZ E., PREVOST B., VANSEYMORTIER L., ROHART J., PLANCOT M.

"Technique d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde multifréquence: essai de phase I."

Innov. Techn. Biol. med. N° 3, Vol.12, Mai 1990.

2 - FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M., PLAYEZ E., PREVOST B.

"915 MHz microwve interstitial hyperthermia; part I: design of miniatur antennas for interstitial and intracavitary hyperthermia controlled by microwave radiometry."

Int. J. Hyperthermia., à paraître.

3 - CAMART J.C., DUBOIS L., FABRE J.J., VANLOOT D., CHIVE M.

"915 MHz microwave interstitial hyperthermia; partII: array of phase monitored antennas."

Int. J. Hyperthermia., à paraître.

4 - PREVOST B., DE CORDOUE-ROHART S., CAMART J.C., FABRE J.J., CHIVE M., SOZANSKY J.P.

"915 MHz Microwave interstitial hyperthermia; part III: phase II clinical results."

Int. J. Hyperthermia., à paraître.

5 - CHIVE M., CAMART J.C., MORGANTI F.

"Thermal modelling for intracavitary heating."

M. GAUTHERIE , SPRINGER-VERLAG , à paraître.

6 - PREVOST B., FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M.

"Non-invasive thermometry practice for interstitial hyperthermia."

M. GAUTHERIE , SPRINGER-VERLAG , à paraître.

7 - CAMART J.C., FABRE J.J., PREVOST B., CHIVE M.

"Hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde multifrequence: reconstruction des champs de temperature à phase variable."

Innov. Techn. Biol. med. N° 5, Vol.13, Nov 1992, pp 491-503.

8 - PREVOST B., FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M.

"Hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde multifrequence: résultats cliniques."

Innov. Techn. Biol. med. N° 5, Vol.13, Nov 1992, pp 504-512.

9 - CAMART J.C., FABRE J.J., PREVOST B., PRIBETICH J., CHIVE M.

"Coaxial antennas array for 915 MHz interstitial hyperthermia: design and modelisation - power deposition and heating pattern - phase array."

IEEE Trans.on Microwave Theory and Techniques, N°12, Vol 40, Dec 1992.

Communications sur le thème "Hyperthermie interstitielle" de l'équipe Appicateurs et Circuits
--

1 - FABRE J.J., CAMART J.C., DUBOIS L., CHIVE M., PLAYEZ E.

"Hyperthermie interstitielle microonde avec contrôle radiométrique de temperature: optimisation d'antennes-étude théorique et expérimentale du rayonnement en champ proche dans le cas d'association d'antennes."

Proc. des 7^{èmes} Journées Nat. Microondes, pp 423-424, GRENOBLE, Mars 1991,

2 - FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M., PLAYEZ E., PREVOST E.

"Design of miniature antennas for interstitial and interacavitary microwave hyperthermia controlled by microwave radiometry."

Proc. of the 3rd Asia-Pacific Microwave Conf, pp 745-748, TOKYO 1990.

3 - CAMART J.C., FABRE J.J., DUBOIS L., CHIVE M.

"915 MHz Interstitial hyperthermia controlled by radiometry: antenna design, time evolution of reconstructed heating patterns."

Proc. of the 12th E.S.H.O (European Society for Hyperthermia Oncology) Conference, BERGEN (NORVEGE), 26-29 june 1991,

Pub. in Strahlentherapie und Onkology, Vol. 6, pp 328-329, june 1991.

4 - FABRE J.J., CAMART J.C., DUBOIS L., PLAYEZ E., CHIVE M. SOZANSKI J.P., PREVOST B.

"Microwave interstitial hyperthermia system monitoried by microwave radiometry (HIMCAR) and dosimetry by heating pattern remote sensing."

Proc. of the 21st Europ. Microwave Conf., Vol.2, pp 1409-1414, STUTTGART, Sept 1991.

5 - CAMART J.C., LEDEE R., FABRE J.J., DUBOIS L., CHIVE M.

"Applicateur pour hyperthermie microonde externe et interne - Contrôle de température par radiométrie microonde - reconstruction des cartes thermiques."

Proc. du Congrès International Micro-ondes/Hautes fréquences, NICE Octobre 1991.

6 - CAMART J.C., MORGANTI F., FABRE J.J., CHIVE M.

"Microwave interstitial hyperthermia controlled by microwave radiometry."

Proc. of the 13th I.E.E.E./E.M.B.S. (Engineering in Medecine and Biology Society)

Conference, pp 991-992, ORLANDO (U.S.A), 31 Oct-3 Nov 1991

7 - CAMART J.C., CHIVE M., FABRE J.J., PREVOST B., DE CORDOUE S.

"Technical aspects, phase I and II clinical trials of a 915 MHz interstitial hyperthermia system with radiometric temperature control."

Proc. of the 6th International Congress on Hyperthermia Oncology, TUCSON, (Arizona U.S.A), p 357, 26 Avril-1 Mai 1992.

8 - MORGANTI F., CAMART J.C., FABRE J.J., SOZANSKY J.P., CHIVE M.,

"Specific applicators for hyperthermia of prostatic benign diseases."

Proc. of the 6th International Congress on Hyperthermia Oncology, TUCSON, (Arizona U.S.A), p 274, 26 Avril-1 Mai 1992.

9 - CAMART J.C., FABRE J.J., PRIBETICH J., CHIVE M.

"Phased coaxial antennas: antenna-design power deposition diagram- application in 915 MHz interstitial hyperthermia."

Proc. of the I.E.E.E M.T.T International Microwave Symposium, ALBUQUERQUE (U.S.A), 1-5 Juin 1992.

10 - FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M., PREVOST B.

"915 MHz interstitial hyperthermia microwave radiometry as a way for thermal dosimetry."

Proc. of the 15th I.C.H.S (International Symposium on Clinical Hyperthermia) LYON, 19-22 Mai 1992. (Pub. in Lyon Chirurgical p 87).

11 - MORGANTI F., CAMART J.C., FABRE J.J., CRESSON P.Y., CHIVE M.

"Urethral and Rectal applicators used for prostate treatment by microwave hyperthermia."

Proc. of the 15th I.C.H.S (International Symposium on Clinical Hyperthermia) LYON, 19-22
Mai 1992. (Pub. in Lyon Chirurgical p 52).

12 - CHIVE M., PREVOST B., DE CORDOUE S., FABRE J.J., CAMART J.C.

*"Phase II clinical results of 915 MHz interstitial hyperthermia combined with Ir 192
brachytherapy"*

Proc. of the 14th I.E.E.E./E.M.B.S. (Engineering in Medecine and Biology Society)
Conference, PARIS, pp 136-137, 1-4 NOV 1992.

13 - FABRE J.J., CAMART J.C., PREVOST B., CHIVE M., SOZANSKI J.P.

*"915 MHz interstitial hyperthermia: dosimetry from heating pattern reconstruction based on
radiometric temperature measurements"*

Proc. of the 14th I.E.E.E./E.M.B.S. (Engineering in Medecine and Biology Society)
Conference, PARIS, p 231, 1-4 NOV 1992.

ABSTRACT

Microwave hyperthermia has an increasing role in the various thermotherapy techniques used in oncology, urology and gynaecology. Among the different techniques which allow to achieve localised hyperthermia, interstitial hyperthermia is of a great interest in the case of semi-deep sited tumours.

Following this way, the design development as well as theoretical optimisation confirmed through experiments of miniature coaxial antennas are presented in this work. Applicators are developed using these antennas inserted in plastic catheters, they are used in array for interstitial hyperthermia of tumours, different in size.

Using these antennas for thermometry through multifrequency microwave radiometry during hyperthermia session stems naturally from their design. Modelling this type of applicator by a symmetric dipole antenna (KING formalism) gives access to the radiated diagram calculation in the near field. This calculation is used to determine the power deposition pattern in the dissipative media around the applicator. The formalism is then extend to antenna array. When associated with the bidimensionnal bioheat transfer equation resolution, with the radiometric signals calculations, with the radiometric temperature measurements, it is possible to reconstruct thermal patterns in planes perpendicular to the antenna array direction, at a given instant.

Thermal pattern reconstruction when one of the antenna of an array is fed with a current out of phase with the others currents, shows that it is possible to greatly expand the heated volume in regard with the case of array of four antennas fed in phase.

Experiments in gel phantom, animals and phase I clinical trials demonstrate the feasibility of monitoring and temperature control through microwave radiometry. A phase II trial has been performed over two years: the microwave interstitial hyperthermia associated with Iridium 192 brachytherapy is concerned, results are presented, discussed and allow to intend microwave hyperthermia system evolution.

