

N° d'ordre : 1303

50376
1994
105

THESE

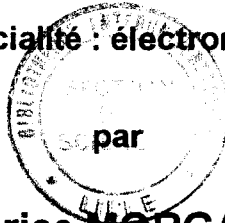
présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE LILLE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE

spécialité : électronique



Fabrice MORGANTI

**CONTRIBUTION A L'ETUDE D'APPLICATEURS ENDOCAVITAIRES
SPECIFIQUES (URETRAL ET UTERIN). APPLICATION A
L'HYPERTHERMIE ET A LA THERMOTHERAPIE ENDOCAVITAIRES
CONTROLEES PAR RADIOMETRIE MICRO-ONDE.**

Soutenue publiquement le 31 mars 1994 devant la commission d'examen :

- | | | |
|-----------------------------|--------------------------|---|
| Président : | L. RACZY | Professeur à l'U.S.T.L. (LILLE I) |
| Rapporteurs : | A. VANOVERSCHELDE | Professeur à l'I.U.T. DE LONGWY.
Université de NANCY I |
| | M. NADI | Maître de Conférences habilité
Université de NANCY I |
| Directeur de thèse : | M. CHIVE | Professeur à l'U.S.T.L. (LILLE I) |
| Examineurs : | B. DEMOULIN | Professeur à l'U.S.T.L. (LILLE I) |
| | V. RINGEISEN | Directeur technique de la Sté BRUKER |
| | J.J. FABRE | Maître de Conférences à l'U.S.T.L.
(LILLE I) |

*À mes parents,
à ma femme.*

Ce travail a été effectué au Département Hyperfréquences et Semiconducteurs de l'Institut d'Electronique et de Micro-électronique du Nord (I.E.M.N.) dirigé par le Professeur E.CONSTANT. Je le remercie de m'avoir accueilli dans son laboratoire.

Je remercie vivement Monsieur le Professeur L.RACZY pour l'honneur qu'il me fait de présider ce jury d'examen.

Monsieur le Professeur M.CHIVE, responsable de l'équipe "Applicateurs et Circuits" m'a proposé ce sujet de recherche et en a assuré la direction. Il m'a fait bénéficier de son expérience et m'a toujours accordé son aide efficace. Je lui exprime ma profonde reconnaissance pour sa générosité, son soutien et sa sympathie.

Monsieur J.J. FABRE, Maître de Conférences à l'Université de LILLE I, m'a appris à analyser clairement toutes les études expérimentales que nous avons menées ensemble. Grâce à sa bonne humeur et à sa franchise, nos discussions ont toujours été amicales et constructives. Qu'il trouve ici le témoignage de ma profonde sympathie.

Je tiens à remercier sincèrement Monsieur le Professeur A.VANOVERSCHELDE, Chef de Département à l'I.U.T de LONGWY, et Monsieur M.NADI, Maître de Conférences au Laboratoire d'Instrumentation Electronique de Nancy, pour l'honneur qu'ils me font de juger ce travail et d'en être rapporteurs.

Monsieur le Professeur B.DEMOULIN, a accepté de juger ce travail de thèse. Je le remercie très sincèrement et lui exprime ma vive reconnaissance.

Monsieur V.RINGEISEN, Directeur technique à la société BRUKER, me fait le plaisir de participer à mon jury et d'examiner ce travail. Je lui exprime mes vifs remerciements.

Je ne saurais oublier d'exprimer tous mes remerciements au Professeur J.PRIBETICH, pour l'intérêt qu'il a toujours porté à mon travail de thèse.

Sans la collaboration étroite de Monsieur J.P SOZANSKI , Ingénieur de Recherche à l'Unité I.N.S.E.R.M. 279., les études thermiques n'auraient pu être menées à leur terme. Je tiens à lui exprimer ma profonde reconnaissance pour sa disponibilité, sa gentillesse et ses précieux conseils.

Un grand merci à tous mes collègues de l'équipe "Circuits et applications" pour leur collaboration de chaque jour en particulier à Monsieur L.DUBOIS, Maître de Conférences à

LILLE I, Monsieur J.C. CAMART, Maître de Conférences à LILLE I, et à P.Y. CRESSON, D.DESPRETZ, F.DUHAMEL, C.MICHEL, M.C. CHATELAIN, V.SAGOT. Qu'ils soient tous assurés de mon amitié. -

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 également à ces remerciements Monsieur J.P. DEHORTER, qui a assuré la reproduction de ce manuscrit, Messieurs ANDRIES, JENNEQUIN et MICHON des ateliers mécaniques.

Les problèmes informatiques ont toujours été solutionnés par le personnel du C.I.T.I. et particulièrement par Monsieur E.CASSETTE et les opérateurs de la permanence technique. Qu'ils trouvent tous ici l'expression ma sincère sympathie.

Mes remerciements vont également à tous les membres 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 de m'avoir accordé une Allocation de Recherche, qui m'a permis de mener à bien ce travail de thèse.

SOMMAIRE

	Pages
INTRODUCTION GENERALE	1
GENERALITES SUR L'HYPERTHERMIE	3
Techniques d'hyperthermie	3
Contrôle de la température	4
Hyperthermie de la prostate	5
Thermothérapie de l'utérus	5
<u>CHAPITRE I :</u>	
REALISATION ET CARACTERISATION D'APPLICATEURS ENDOCAVITAIRES	
INTRODUCTION	7
I-1 CARACTERISTIQUES DIELECTRIQUES DES MILIEUX RENCONTRES	8
I-1.1 Milieux biologiques.	8
I-1.2 Milieux équivalents.	10
I-2 TECHNIQUES DE MESURE	11
I-2.1 Matériel utilisé pour l'optimisation.	11
I-2.2 Description du banc de mesure utilisé pour le relevé du champ.	12
I-2.3 Autres méthodes de mesure.	13
I-3 DESCRIPTION ET CARACTERISATION DE L'APPLICATEUR URETRAL	15
I-3.1 Conception et description de l'applicateur urétral.	15

I-3.2	Optimisation de l'applicateur urétral.	15
I-3.3	Etude du dépôt de puissance.	16
I-3.3.1	<i>A la fréquence de chauffage (915 MHz)</i>	16
I-3.3.2	<i>Dans la bande passante du radiomètre (2-4 GHz)</i>	17
I-4	DESCRIPTION ET CARACTERISATION DE L'APPLICATEUR UTERIN	18
I-4.1	Conception et description de l'applicateur utérin.	18
I-4.2	Optimisation de l'applicateur utérin.	18
I-4.3	Etude du dépôt de puissance.	19
I-4.3.1	<i>A la fréquence de chauffage (915 MHz)</i>	19
I-4.3.2	<i>Dans la bande passante du radiomètre (2-4 GHz)</i>	19
	CONCLUSION	20

CHAPITRE II :

MODELISATIONS THEORIQUES DES APPLICATEURS ENDOCAVITAIRES

	INTRODUCTION	21
II-1	MODELISATION D'UNE ANTENNE COAXIALE PAR UNE ANTENNE DIPÔLE EQUIVALENTE	22
II-1.1	Etude de l'applicateur urétral.	22
II-1.1.1	<i>Adaptation électromagnétique</i>	22
II-1.1.2	<i>Calcul du champ électromagnétique</i>	26
II-1.2	Etude de l'applicateur utérin.	29
II-1.2.1	<i>Adaptation électromagnétique</i>	29
II-1.2.2	<i>Calcul du champ électromagnétique</i>	30
II-2	MODELISATION D'UNE ANTENNE COAXIALE PAR LA METHODE DES DIFFERENCES FINIES DANS LE DOMAINE TEMPOREL	31
II-2.1	Présentation du modèle utilisé.	32
II-2.1.1	<i>Modèle tridimensionnel</i>	32
II-2.1.2	<i>Modèle bidimensionnel</i>	33

II-2.2	Critères d'utilisation et exploitation du modèle.	35
II-2.2.1	<i>Condition de stabilité</i>	35
II-2.2.2	<i>Conditions aux interfaces</i>	35
II-2.2.3	<i>Condition d'absorption</i>	36
II-2.2.4	<i>Modes d'excitation de la structure</i>	38
II-2.2.5	<i>Exploitation de l'excitation sinusoïdale</i>	40
II-2.2.6	<i>Exploitation de l'excitation gaussienne</i>	40
II-2.2.7	<i>Détermination du coefficient de réflexion</i>	40
II-2.2.8	<i>Problèmes liés à la détermination du coefficient de réflexion</i>	42
II-2.3	Etude de l'applicateur urétral.	42
II-2.3.1	<i>Adaptation électromagnétique</i>	42
II-2.3.2	<i>Calcul du champ électromagnétique</i>	43
II-2.4	Etude de l'applicateur utérin.	44
II-2.4.1	<i>Adaptation électromagnétique</i>	44
II-2.4.2	<i>Calcul du champ électromagnétique</i>	44
II-3	DISCUSSION CONCERNANT LES DEUX METHODES UTILISEES	45
	CONCLUSION	46

CHAPITRE III :

RECONSTRUCTION DES CARTES THERMIQUES UTILISANT LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE

	INTRODUCTION	47
III-1	UTILISATION DE LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE DANS LA RECONSTRUCTION DES PROFILS THERMIQUES	48
III-1.1	Rappels généraux sur la radiométrie micro-onde.	48
III-1.1.1	<i>Principe de la radiométrie micro-onde</i>	48
III-1.1.2	<i>Choix de la fréquence</i>	50
III-1.1.3	<i>Puissance thermique captée</i>	51
III-1.1.4	<i>Calcul de la température radiométrique</i>	54
III-1.2	Mesures radiométrique avec les applicateurs endocavitaires.	54

III-1.2.1	<i>Applicateur urétral</i>	54
III-1.2.2	<i>Applicateur utérin</i>	56
III-2	DETERMINATION DES DIFFERENTS PARAMETRES THERMIQUES	57
III-2.1	Applicateur urétral.	57
III-2.1.1	<i>Evaluation des paramètres thermiques</i>	57
III-2.1.2	<i>Détermination du coefficient d'échange de chaleur h(z)</i>	57
III-2.2	Applicateur utérin.	61
III-3	CALCUL DE LA DISTRIBUTION THERMIQUE A PARTIR DE L'EQUATION DE LA CHALEUR	63
III-3.1	Résolution numérique de l'équation de la chaleur.	63
III-3.2	Conditions aux limites et à l'interface.	65
III-3.3	Simulations numériques.	66
III-3.3.1	<i>Applicateur urétral</i>	66
III-3.3.2	<i>Applicateur utérin</i>	67
III-4	RECONSTRUCTION DES CARTES THERMIQUES A PARTIR DE LA TEMPERATURE RADIOMETRIQUE	69
III-4.1	Logiciel de reconstructions thermiques.	69
III-4.2	Validation sur animaux.	70
III-4.2.1	<i>Applicateur urétral</i>	70
III-4.2.2	<i>Applicateur utérin</i>	71
CONCLUSION		72

CHAPITRE IV :

ETUDES DE CAS CLINIQUES

INTRODUCTION	73	
IV-1	PRESENTATION DU SYSTEME "PROSTCARE"	74
IV-1.1	Principe de fonctionnement.	74

IV-2	ETUDE D'UN CAS CLINIQUES D'HYPERTHERMIE DE LA PROSTATE	77
V-3	ETUDE DE QUELQUES CAS CLINIQUES DE THERMOTHERAPIE DE L'UTERUS	79
	IV-3.1 Applicateur de première génération.	79
	IV-3.2 Applicateur de deuxième génération.	80
IV-4	BILAN DES ETUDES	81
	CONCLUSION	83
	CONCLUSION GENERALE	84
	BIBLIOGRAPHIE	86

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

L'hyperthermie endocavitaire s'est développée depuis quelques années notamment pour le traitement des tumeurs accessibles par les orifices naturels tels que le vagin, le canal urétral, l'oesophage ou le rectum. L'intérêt de cette technique réside dans le fait qu'il n'y a pas d'implantation d'applicateur au sein des tissus. L'utilisation des micro-ondes permet de réaliser un chauffage radiatif, donc d'élever la température d'un volume parfaitement déterminé. En particulier deux techniques de chauffage endocavitaire intéressent actuellement les urologues et les gynécologues : l'hyperthermie de la prostate et la thérapie de l'utérus. Dans ce cadre, notre travail consiste à développer deux applicateurs endocavitaires : l'un destiné au traitement de l'adénome de la prostate, l'autre au traitement des ménorragies. Cette recherche nécessite trois études principales qui sont la conception des applicateurs endocavitaires, leur caractérisation électromagnétique et leur évaluation thermique.

Ce mémoire se décompose en quatre parties :

Dans le premier chapitre nous décrivons la réalisation des deux types d'applicateurs endocavitaires envisagés : la caractérisation des milieux chauffés et la mise au point de techniques de mesures appropriées permettent de déterminer l'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion et le relevé expérimental du dépôt de puissance de chaque applicateur.

Le second chapitre aborde la modélisation théorique des applicateurs endocavitaires. Deux approches théoriques, l'une basée sur le formalisme de KING, l'autre basée sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel permettent de caractériser nos applicateurs en déterminant le diagramme de dépôt de puissance théorique. Une comparaison entre les résultats théoriques et les relevés expérimentaux permet de valider les modèles développés.

Le troisième chapitre expose la méthode de calcul utilisée afin de déterminer les champs de température existant dans les milieux chauffés. L'association de la température radiométrique et la distribution thermique obtenue après résolution de l'équation de la chaleur dans un milieu dissipatif, permet le calcul des profils thermiques en ajustant les

paramètres de l'équation de la chaleur. Des études expérimentales tant sur milieu fantôme que sur animaux permettent de valider notre modèle.

Le quatrième chapitre présente le système utilisé en routine clinique pour l'hyperthermie de la prostate. Quelques essais cliniques, obtenus avec les deux applicateurs endocavitaires, sont résumés. Les premiers résultats cliniques obtenus avec un applicateur utérin de seconde génération clôturent ce travail de thèse.

GENERALITES SUR L'HYPERTHERMIE

GENERALITES SUR L'HYPERTHERMIE.

L'utilisation de la chaleur à des fins thérapeutiques a été envisagée depuis des siècles. En effet depuis l'antiquité et jusqu'au milieu du 19^{ème} siècle, on pratiquait notamment la cautérisation à l'aide de fers brûlants. Mais c'est également au 19^{ème} siècle que l'on observe des régressions tumorales chez des patients atteints de forte fièvre due à des maladies infectieuses. Dans cette optique les praticiens ont provoqué l'élévation de la température du corps grâce à l'injection de toxine pyrétique, réalisant ainsi une hyperthermie corporelle totale. Mais cette technique ne permet pas de dépasser une température de 41 °C, alors qu'une température comprise entre 42 et 43 °C est nécessaire pour avoir une action directe sur la cellule tumorale. Cette méthode est majoritairement délaissée à cause des effets secondaires importants qu'elle provoque chez le patient, notamment la défaillance du système thermorégulateur et/ou des fonctions cardio-vasculaires. D'après ces constatations, les recherches se sont orientées vers une méthode d'hyperthermie localisée, qui permet de cibler directement les cellules tumorales [1-2].

TECHNIQUES D'HYPERTHERMIE.

De nombreuses méthodes de chauffage sont proposées afin de produire artificiellement une élévation de la température convenable au sein de la tumeur. Pour des tumeurs superficielles, des applicateurs externes permettent de chauffer, sans problème particulier, une zone donnée. Par contre, lorsque la zone tumorale se trouve en profondeur, les principales techniques telles que le chauffage du sang extra-corporel, l'inhalation d'air chaud, etc., présentent de sérieux dangers pour l'organisme [3].

Les méthodes de chauffage basées sur l'utilisation des ondes électromagnétiques, et notamment les micro-ondes, permettent, à l'aide d'applicateurs spécifiques, d'apporter l'énergie directement au sein de la tumeur. Certaines fréquences sont autorisées pour les applications médicales et sont réparties dans la gamme allant des radiofréquences (0.5 MHz) jusqu'aux micro-ondes (2450 MHz). Chacune de ces fréquences de chauffage présente des avantages et des inconvénients, son choix étant guidé par le type et la localisation de la zone à traiter. On distingue deux types d'applicateurs :

applicateurs non invasifs : Guide d'onde débouchant dans le milieu dissipatif, applicateur planaire de type fente ou multiapplicateur; électrodes capacitatives ou inductives [4].

applicateurs invasifs : *Interstitiels* : Le principe consiste à implanter des antennes radiatives dans la tumeur à traiter [5-6].

Endocavitaires : L'applicateur est introduit dans une cavité naturelle.

L'utilisation des cavités et orifices naturels, tels que le rectum, le vagin, l'utérus, l'oesophage, le canal urétral, permet de positionner l'applicateur au voisinage immédiat de la zone à traiter, sans traumatisme pour le patient. Cette technique est appelée hyperthermie ou thérapie endocavitaire. Deux types d'applicateurs endocavitaires seront développés et testés dans ce mémoire. L'un est utilisé pour l'hyperthermie de la prostate, l'autre dans la thérapie de l'utérus

CONTROLE DE LA TEMPERATURE.

Le problème crucial en hyperthermie, comme en thérapie, est le contrôle de la température des tissus lors du chauffage par les ondes électromagnétiques (radiofréquences, micro-ondes, ultrasonores). Plusieurs techniques sont alors possibles :

- par thermographie infrarouge (température de surface),
- par implantation, dans les tissus à chauffer, de thermocouples, de fibres optiques, qui ne donnent qu'une information de température ponctuelle,
- par mesure d'impédance (tomographie) (en cours de développement),
- par radiométrie micro-onde multifréquence.

Cette dernière technique, développée depuis 1981 par le Groupe Hyperthermie de Lille (G.H.L.), est exploitée dans les différents systèmes d'hyperthermie développés à LILLE et destinés à la cancérologie (HYLCAR, HIMCAR, SHYCADE). Cette méthode de contrôle et mesure, qui permet d'évaluer la température du volume couplé à l'antenne de réception, évite donc l'implantation de capteurs dans les tissus.

Dans ces systèmes micro-ondes, le même élément sert à la fois d'antenne émettrice pour le chauffage et de capteur thermométrique par radiométrie micro-onde.

HYPERTHERMIE DE LA PROSTATE.

Plusieurs systèmes destinés à élever la température au sein de la prostate, afin de réduire les gênes causées par un adénome (obstruction urinaire), ont été proposés. La difficulté majeure pour le chauffage de la prostate réside dans la conception d'applicateurs permettant d'être au voisinage immédiat de la prostate. Les premiers applicateurs, conçus par l'équipe du Professeur YERUSHALMI [7], sont de type rectal et fonctionnent à la fréquence de 434 MHz [8]. Ils possèdent une circulation d'eau destinée à la thermostatisation de la paroi rectale et un système à ballonnet gonflable permet une mise en place correcte de l'applicateur. La température existant au sein de la prostate est contrôlée par voie urétrale. Les sondes de température sont soit des fibres optiques, soit des thermistors [9-10]. D'autres auteurs ont repris ce principe de chauffage et de contrôle de température à la fréquence de 915 MHz [11-12]. Ce genre d'applicateur a fait l'objet d'une modélisation à l'aide de la méthode des éléments finis [13], afin de mieux connaître l'évolution de la température à l'intérieur de la prostate. Malgré des essais cliniques concluants, un nombre important d'urologues considère que l'accès le plus direct pour atteindre la glande prostatique est la voie urétrale. C'est donc dans cette optique que des applicateurs urétraux ont été conçus [14-15-16]. Ceux-ci sont constitués d'une antenne filaire placée à l'intérieur d'une sonde type sonde de FOLEY. Ils possèdent généralement une circulation d'eau thermostatée afin d'éviter des brûlures à l'interface applicateur-paroi urétrale.

Dans ce travail nous allons présenter la mise au point, l'étude théorique et expérimentale d'un applicateur micro-onde urétral qui après une phase d'évaluation clinique est actuellement utilisé en routine clinique sur de nombreux sites dans le monde.

THERMOTHERAPIE DE L'UTERUS

Actuellement il est possible de traiter les ménorragies à l'aide de médicaments ou par intervention chirurgicale. Une solution intermédiaire consiste à détruire l'endomètre, sans enlever l'utérus. De nombreuses méthodes physiques et chimiques de destruction de l'endomètre sont proposées. Parmi ces méthodes, citons l'utilisation de la vapeur d'eau chaude, la cryothérapie, l'injection de quinacrine ou d'urée, et le traitement au radium. Ces deux derniers traitements sont évités à cause de leurs effets secondaires. Les techniques d'ablation de l'endomètre par vision hystéroscopique directe (utilisation de laser Nd-YAG ou de l'hystérorésectoscope), quoique parfaitement maîtrisées, se révèlent souvent inadéquates, 30 à 50 % des patientes traitées sont devenues aménorrhiques ou oligoménorrhiques. D'autre part les risques opératoires (oedèmes pulmonaires et cérébraux) ne sont pas négligeables, l'intervention étant longue.

Depuis 1990, plusieurs publications décrivent la cautérisation par thérapie radiofréquence dans le traitement des ménorragies. Cette technique emploie une antenne filaire glissée à l'intérieur de l'utérus qui, associée à un plan de masse extérieur, permet d'obtenir une élévation de la température, au niveau de l'endomètre, d'environ 50 à 55°C. Cette méthode aboutit à remplacer l'endomètre par un tissu cicatriciel [17-18]. Le système fonctionne à la fréquence de 27.12 MHz

L'inconvénient de l'utilisation des radiofréquences est que la profondeur de pénétration est beaucoup plus grande que la zone à traiter, ce qui occasionne des brûlures du col utérin voire du vagin. La zone d'investigation étant peu profonde (1 à 2 mm), il est préférable d'employer des fréquences de chauffage plus élevées, telle que les micro-ondes, dans ce type de thérapie endocavitaire.

Nous avons réalisé plusieurs applicateurs utérins fonctionnant dans une bande de fréquence plus élevée (915 MHz). L'intérêt de ces applicateurs est qu'ils ont un double emploi :

- Chauffage de l'endomètre à l'aide de micro-ondes,
- Mesure du signal radiométrique qui donne accès à la température existant dans l'endomètre.

CHAPITRE I

REALISATION ET CARACTERISATION D'APPLICATEURS ENDOCAVITAIRES

INTRODUCTION

L'objet de ce chapitre est de présenter la réalisation et la mise au point de deux types d'applicateurs micro-ondes que nous avons développés respectivement pour l'hyperthermie de la prostate et la thermothérapie de l'utérus. Ces deux applicateurs basés sur l'emploi d'antennes filaires coaxiales sont ensuite caractérisés, à la fois du point de vue de leur adaptation au milieu dissipatif qui leur est couplé et du point de vue dépôt de puissance dans ce même milieu. Pour établir leurs caractéristiques, il faut connaître les constantes diélectriques des milieux biologiques à chauffer et celles des milieux équivalents à ces tissus. L'étude de ces paramètres est également présenté au début de ce chapitre.

I - 1. CARACTERISTIQUES DIELECTRIQUES DES MILIEUX RENCONTRES

I - 1.1. MILIEUX BIOLOGIQUES

La principale caractéristique électrique des milieux biologiques rencontrés est la permittivité complexe, la perméabilité magnétique étant peu différente de $\mu_0=4\pi 10^{-7}$ H/m.

Cette permittivité complexe ϵ^*_r s'écrit :

$$\epsilon^*_r = \epsilon'_r - j\epsilon''_r$$

où $\epsilon'_r = \epsilon'/\epsilon_0$ représente la permittivité relative du milieu,

et $\epsilon''_r = \epsilon''/\epsilon_0$ facteur de pertes du milieu.

On définit aussi l'angle de perte δ par :

$$\text{tg } \delta = \epsilon''/\epsilon'$$

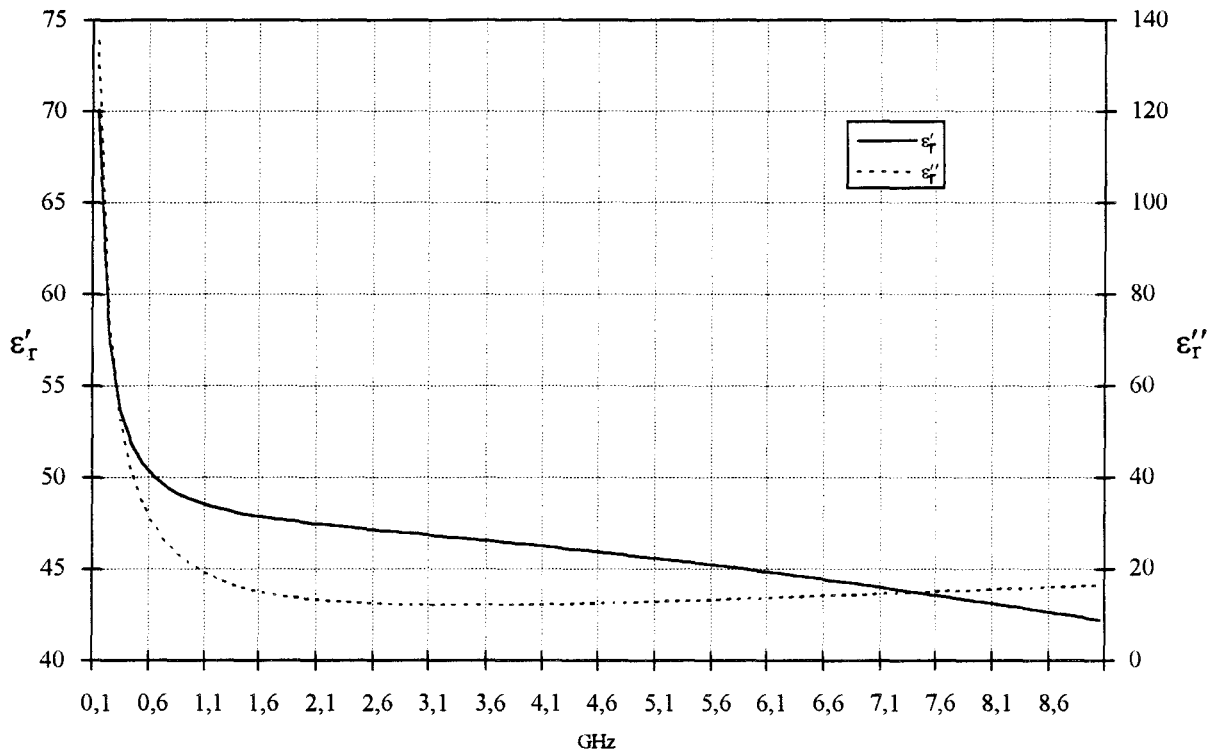
et la conductivité par

$$\sigma = 2\pi f \epsilon'' \text{ (S/m)}$$

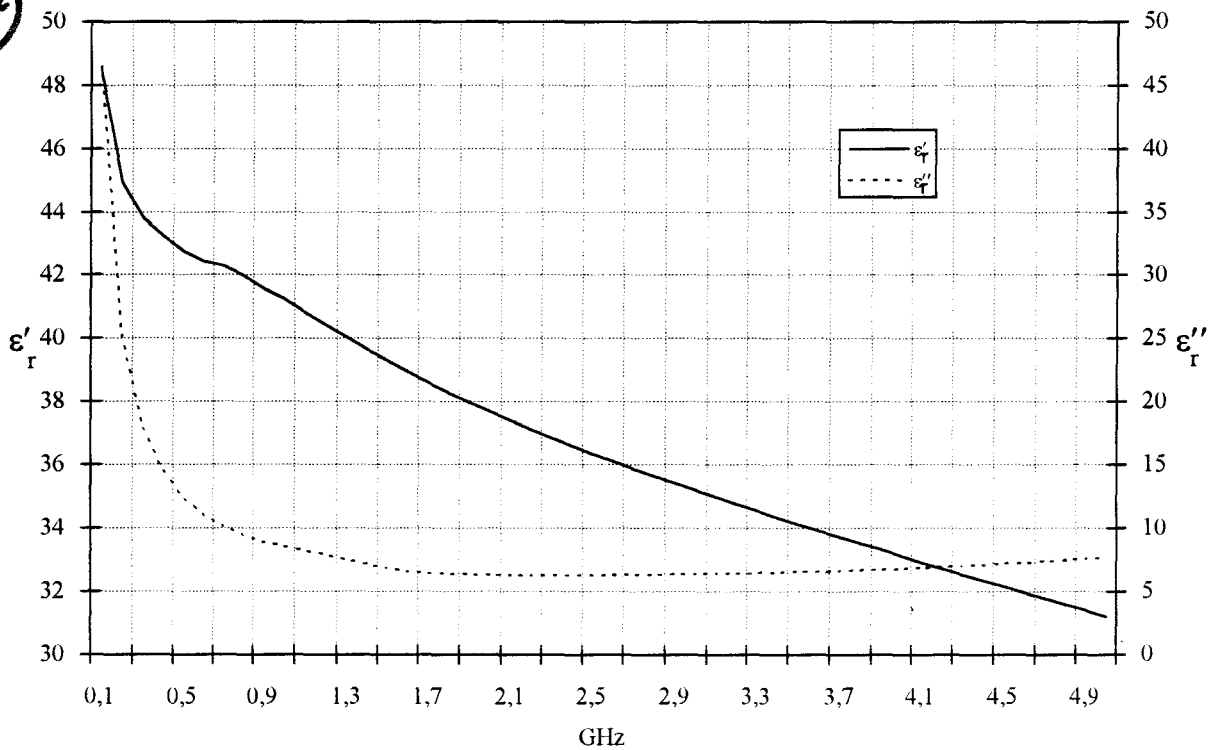
La permittivité complexe dépend de la température. En première approximation, ces variations sont faibles dans la gamme de températures $37^\circ\text{C} < T < 50^\circ\text{C}$, qui nous intéresse [19]. Nous les négligerons dans nos modèles théoriques.

Les valeurs de permittivité complexe relative utilisées dans les calculs de modélisation qui vont suivre sont les valeurs moyennes des tissus biologiques à forte teneur en eau.

Ces valeurs sont calculées en fonction de la fréquence à partir des formules empiriques établies par SHEPPS et FOSTER [20-21], pour les tissus biologiques :



Courbe I-1 : Constantes diélectriques du muscle calculées à l'aide de la formule de SHEPPS et FOSTER à la température de 37°C.



Courbe I-2 : Constantes diélectriques, mesurées au laboratoire, d'une prostate excisée à la température de 21.0 °C.

$$\epsilon'_r = 1.71f^{1.13} + \frac{[\epsilon_s^m - 4]}{[1 + (f/25)^2]} + 4$$

$$\sigma = 1.35f^{0.13}\sigma_{01} + \frac{[0.0222(\epsilon_s^m - 4)f^2]}{[1 + (f/25)^2]}$$

avec ϵ'_r : Permittivité relative réelle
 σ : Conductivité (mS/cm)
 f : Fréquence (GHz)

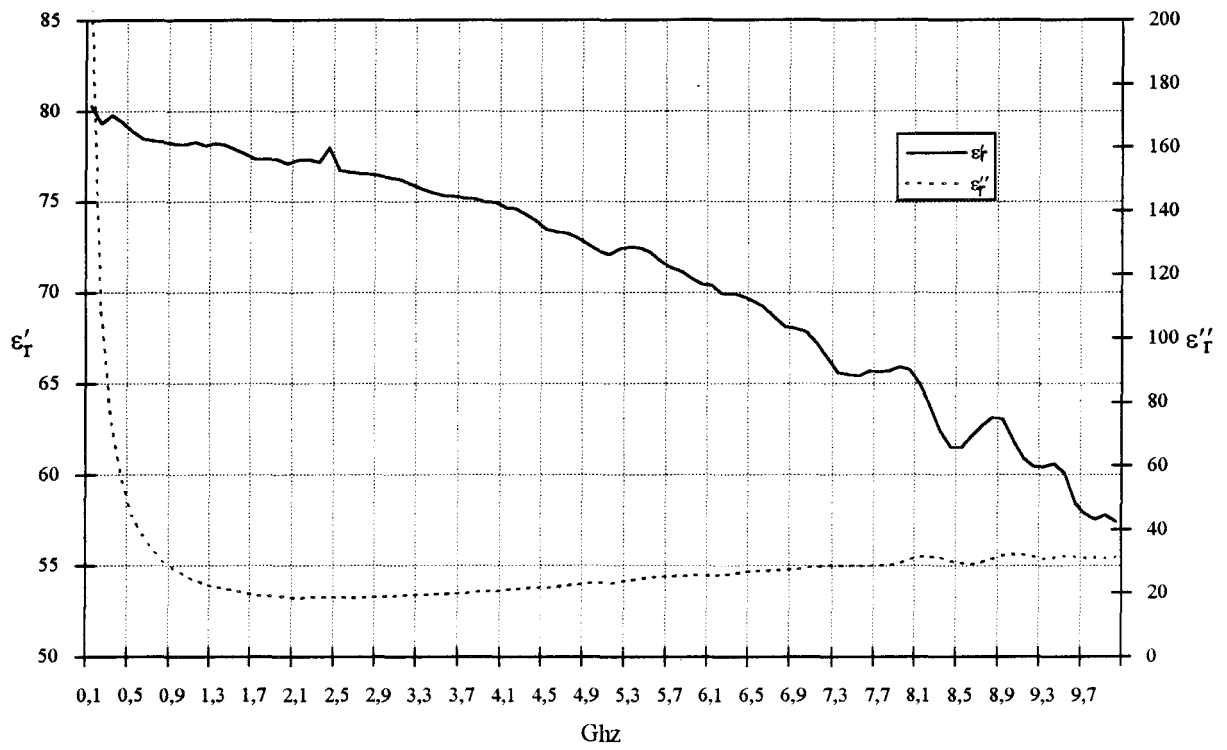
ϵ_s^m et σ_{01} constantes définies, pour chaque milieu, par SCHEPPS et FOSTER.
 $\epsilon_s^m=47.0$ et $\sigma_{01}=7.5$ pour le muscle

Nous rappelons pour mémoire les résultats de SCHEPPS et FOSTER pour le muscle sur la *courbe I-1*, celle-ci montre l'évolution de la partie réelle de la permittivité relative complexe et de la partie imaginaire de la permittivité relative complexe en fonction de la fréquence.

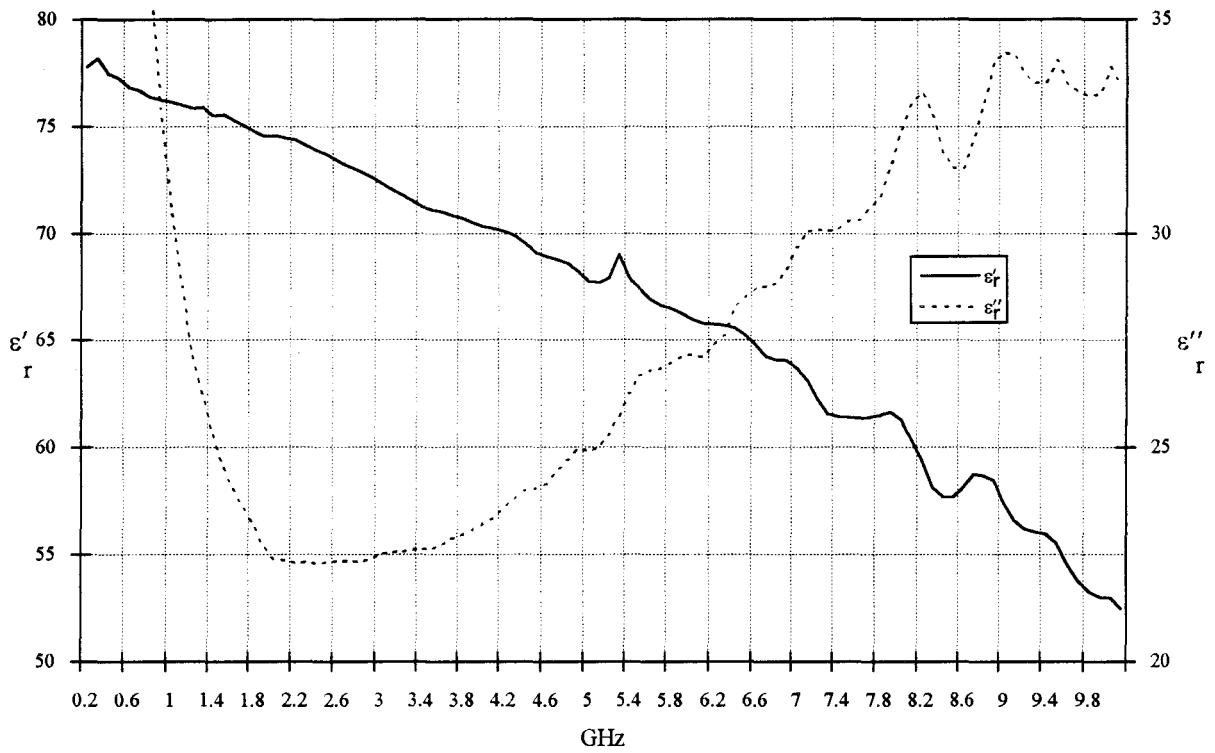
Il est également possible de mesurer les caractéristiques diélectriques des milieux. En particulier nous avons été à même de mesurer les variations de la permittivité complexe d'une prostate excisée grâce aux techniques développées par le Professeur CHAPOTON à l'IEMN. Nous reportons nos résultats pratiques sur la *courbe I-2*.

D'après les *courbes I-1 et I-2*, nous pouvons remarquer qu'à une même fréquence les caractéristiques du muscle diffèrent de celles mesurées pour la prostate. La décroissance de la permittivité ϵ'_r de la prostate est beaucoup plus rapide que celle du muscle.

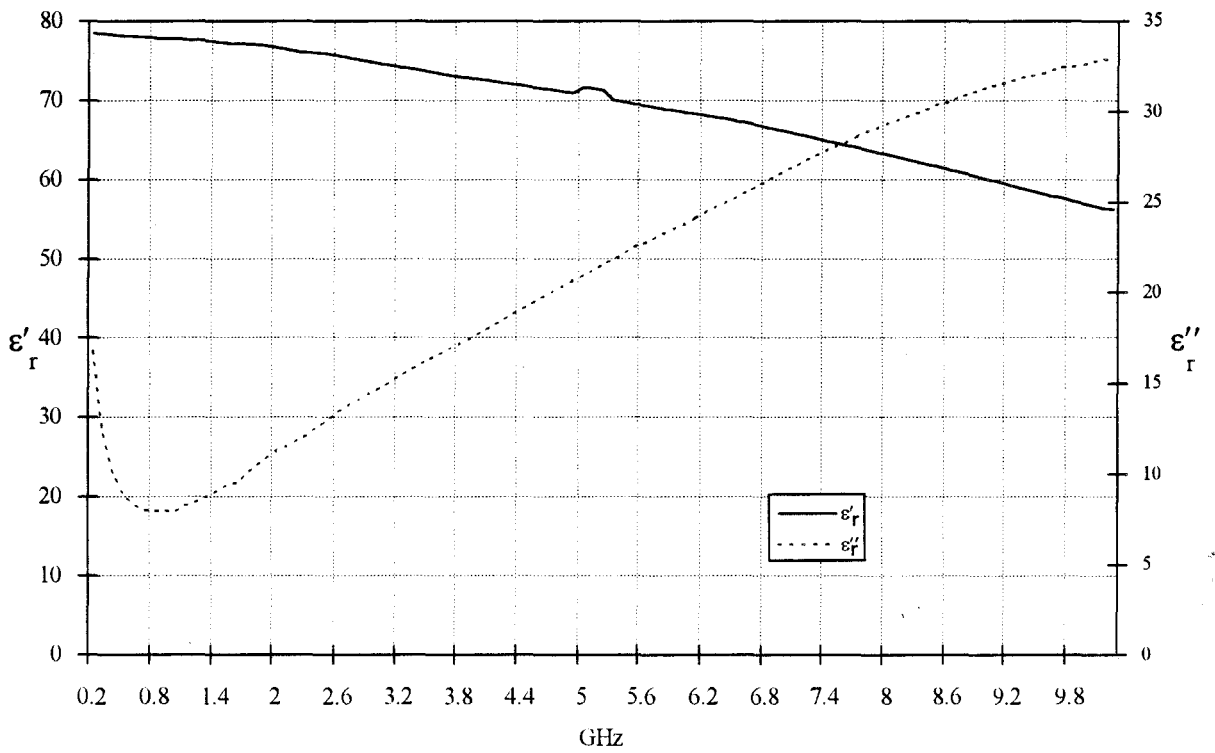
Ces constantes diélectriques sont celles que nous avons utilisées pour les études théoriques. Elles permettent également de réaliser des milieux équivalents destinés aux études expérimentales.



Courbe I-3 : Evolution fréquentielle de la permittivité relative de l'eau salée à 6 g/l à la température de 22 °C.



Courbe I-4 : Evolution fréquentielle de la permittivité relative du gel Agar-Agar salé à 6g/l à la température de 20°C.



Courbe I-5 : Evolution fréquentielle de la permittivité relative du gel Agar-Agar sans sel à la température de 20°C.

I - 1.2. MILIEUX EQUIVALENTS

De nombreuses publications rendent compte d'études sur les milieux équivalents aux différents tissus biologiques [22-23]. Deux milieux appropriés, pour nos cas d'études, sont l'eau salée à 6 g/l et le gel Agar-Agar.

L'eau salée à 6 g/l est utilisée pour les relevés de champ électrique. Les variations mesurées de la permittivité réelle et imaginaire de l'eau salée à température ambiante en fonction de la fréquence sont présentées sur la *courbe I-3*. Celles du gel Agar-Agar (salé à 6 g/l et sans sel) sont reportées sur *les courbes I-4 et I-5*.

Le gel Agar-Agar, salé ou non, est réservé aux études thermiques.

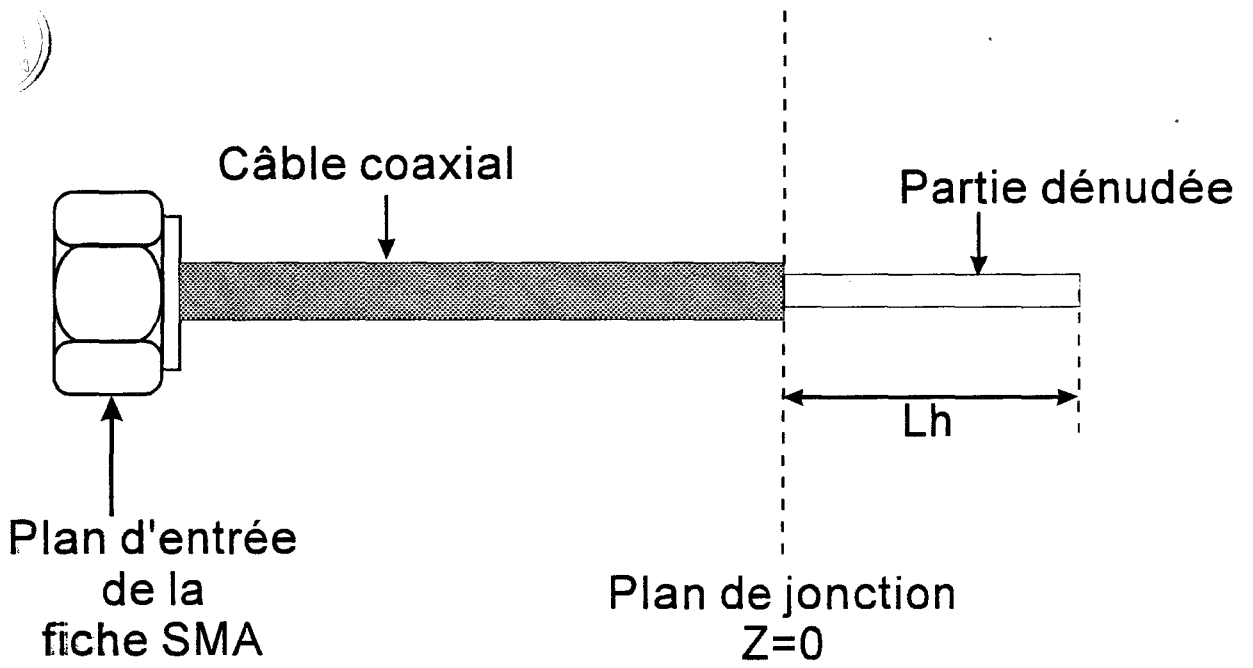


Figure I-1 : Définition des plans de référence pour les antennes filaires.

I - 2. TECHNIQUES DE MESURE

Dans toutes les études qui suivent, pour chaque applicateur de type antenne filaire, deux plans de référence sont définis (*figure I-1*) :

- *Le plan d'entrée de la fiche SMA* : plan de référence de l'étude expérimentale au niveau de la fiche SMA,
- *Le plan de jonction $Z=0$ cm* : plan perpendiculaire à l'axe de l'antenne, à partir duquel celle-ci est dénudée de son conducteur extérieur.

I - 2.1. MATERIEL UTILISE POUR L'OPTIMISATION

L'optimisation des dimensions géométriques d'un applicateur filaire repose sur la mesure du coefficient de réflexion (S_{11}) lorsqu'il est couplé à un milieu dissipatif (eau salée ou gel).

L'appareil utilisé pour l'optimisation est un analyseur de réseau de type HP 85107A qu'il est nécessaire d'étalonner. L'étalonnage se fait toujours dans le plan d'entrée de l'applicateur étudié ; c'est à dire au niveau de la fiche SMA.

Que ce soit pour l'applicateur urétral ou pour l'applicateur utérin, le principe de mesure du coefficient de réflexion (S_{11}) est le même : l'applicateur, plongé dans l'eau salée à 6 g/l, est connecté à l'analyseur de réseaux sur le port 1. Nous considérons que les applicateurs présentent une bonne adaptation d'un point de vue électromagnétique si le module de leur coefficient de réflexion est inférieur, en moyenne, à -10 dB dans une bande de fréquence autour de la fréquence de chauffage et la bande de fréquence radiométrique autour de la fréquence centrale du radiomètre. Ceci se traduit par le fait que 90 % de l'énergie micro-onde est dissipée dans le milieu dissipatif. Il convient donc d'étudier la variation du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence afin d'optimiser l'applicateur à la fréquence de chauffage et vérifier qu'il présente une adaptation suffisante pour la radiométrie (bande de fréquence 2-4 GHz).

I - 2.2. DESCRIPTION DU BANC DE MESURE UTILISE POUR LE RELEVÉ DU CHAMP

Les mesures sont faites dans un milieu liquide (eau salée à 6 g/l). Aussi, afin de simuler un milieu semi-infini, il est nécessaire d'utiliser des cuves de grandes dimensions à la fréquence de travail (environ 30×30 cm). Ceci permet de s'affranchir de l'influence des réflexions des ondes électromagnétiques sur les parois de la cuve lors d'un relevé. Le cathéter dans lequel est insérée l'antenne filaire est fixé horizontalement à environ 15 cm des côtés et du fond de la cuve.

La *figure I-2* présente le schéma synoptique du système de relevé du champ électromagnétique en milieu dissipatif. Il est constitué des éléments suivants :

PARTIE EMETTRICE

- *Un générateur micro-onde* accordé à la fréquence de chauffage étudiée.

Ce générateur doit être susceptible de délivrer une puissance assez importante aux fréquences de 100, 434, 915, 2450 MHz.

En dehors des générateurs destinés au chauffage dans les systèmes d'hyperthermie, il est possible d'utiliser un générateur de faible puissance associé à un tube à ondes progressives,

- *Un câble coaxial* semi-rigide présentant des pertes négligeables, reliant le générateur à l'applicateur.

- *L'applicateur étudié.*

PARTIE RECEPTRICE

- *Une antenne réceptrice* est réalisée en dénudant totalement le conducteur central d'un câble coaxial semi-rigide. Cette opération réalise une antenne monopole à plan de masse partiel. Le monopole est choisi le plus petit possible pour éviter de perturber la mesure, mais suffisamment long pour capter un signal exploitable [24-25].

Afin de perturber le moins possible le champ électrique qui doit être mesuré, il est nécessaire d'utiliser un câble coaxial de diamètre le plus faible possible. Un bon compromis entre rigidité mécanique et petit diamètre est obtenu en utilisant des câbles de standard UT 47 ou UT 85.

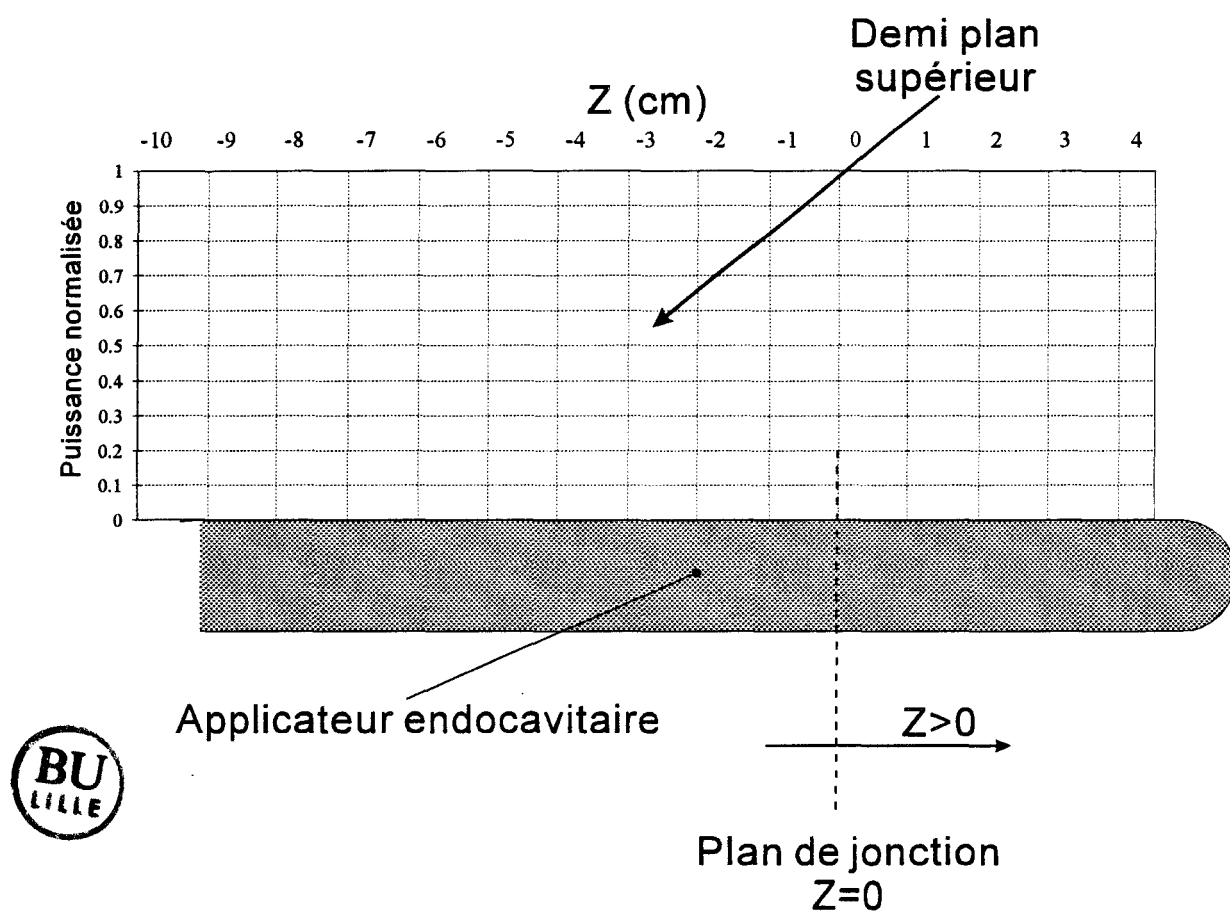


Figure I-3 : Modèle utilisé pour la représentation des courbes

- Un détecteur micro-onde, large bande, composé d'une diode SCHOTTKY fonctionnant dans sa zone quadratique (type HP 8473 B 0.01-18.0 GHz)
- Un atténuateur fixe intercalé entre l'antenne réceptrice et le détecteur, permet un fonctionnement du détecteur dans sa zone quadratique,
- Un voltmètre numérique.

Cet ensemble, constitué de la partie réceptrice, est monté sur un plateau mobile permettant un mouvement dans les trois directions de l'espace.

Remarques :

Lorsque les milieux environnants sont supposés homogènes, que les deux applicateurs ont une symétrie de révolution autour de leur axe Z, il semble judicieux de représenter les évolutions du champ électromagnétique dans le demi-plan (ρ, z) supérieur de l'applicateur, sachant que ces évolutions restent identiques quelque soit la rotation que l'on fait subir au demi plan (ρ, z) autour de l'axe de symétrie. A titre d'exemple, la *figure I-3* donne un aperçu du type de représentation utilisé dans la partie pratique et la partie théorique.

La tension mesurée à l'aide du détecteur quadratique est proportionnelle à la puissance dissipée dans le milieu, ainsi, afin de pouvoir comparer les résultats pratiques et théoriques, il est nécessaire de normaliser la tension relevée expérimentalement. La normalisation est effectuée par rapport à la tension maximale déterminée au contact de l'applicateur endocavitaire étudié. Les évolutions de la puissance normalisée sont donc comprises dans l'intervalle $[0, 1]$.

I - 2.3. AUTRES METHODES DE MESURE

D'autres procédés permettent de mesurer le champ électromagnétique, notamment CHR. SCHNEIDER ET J.D.P. VAN DIJK proposent une matrice plane de diodes électroluminescentes, qui insérées dans un milieu fantôme, permettent de visualiser l'intensité du champ électromagnétique détecté. Mais ce procédé, quoique très intéressant, est difficilement applicable dans le cas d'applicateurs cylindriques, car il faudrait réaliser non pas une matrice de diodes sur un support plan mais sur plusieurs supports cylindriques et ceci pour les études du champ en fonction de la distance ρ [26].

Un autre procédé consiste à employer une lampe à décharge munie de deux brins métalliques. Ces brins permettent, lorsqu'ils sont plongés dans un champ électromagnétique, de

recueillir un courant et de créer une décharge électrique qui donne lieu à un éclaircissement. Un couplage optique de la lampe à une fibre optique permet de véhiculer le signal lumineux à une photodiode qui le transforme en un signal électrique exploitable pour la mesure. Un étalonnage préalable permet de relier le signal recueilli au signal émis par l'applicateur [27].

Ces deux méthodes de mesure nécessitent l'emploi d'un générateur hyperfréquence de forte puissance, afin d'obtenir un relevé exploitable. Elles ne donnent que des informations essentiellement qualitatives du fait de la perturbation amené par le système de mesure.

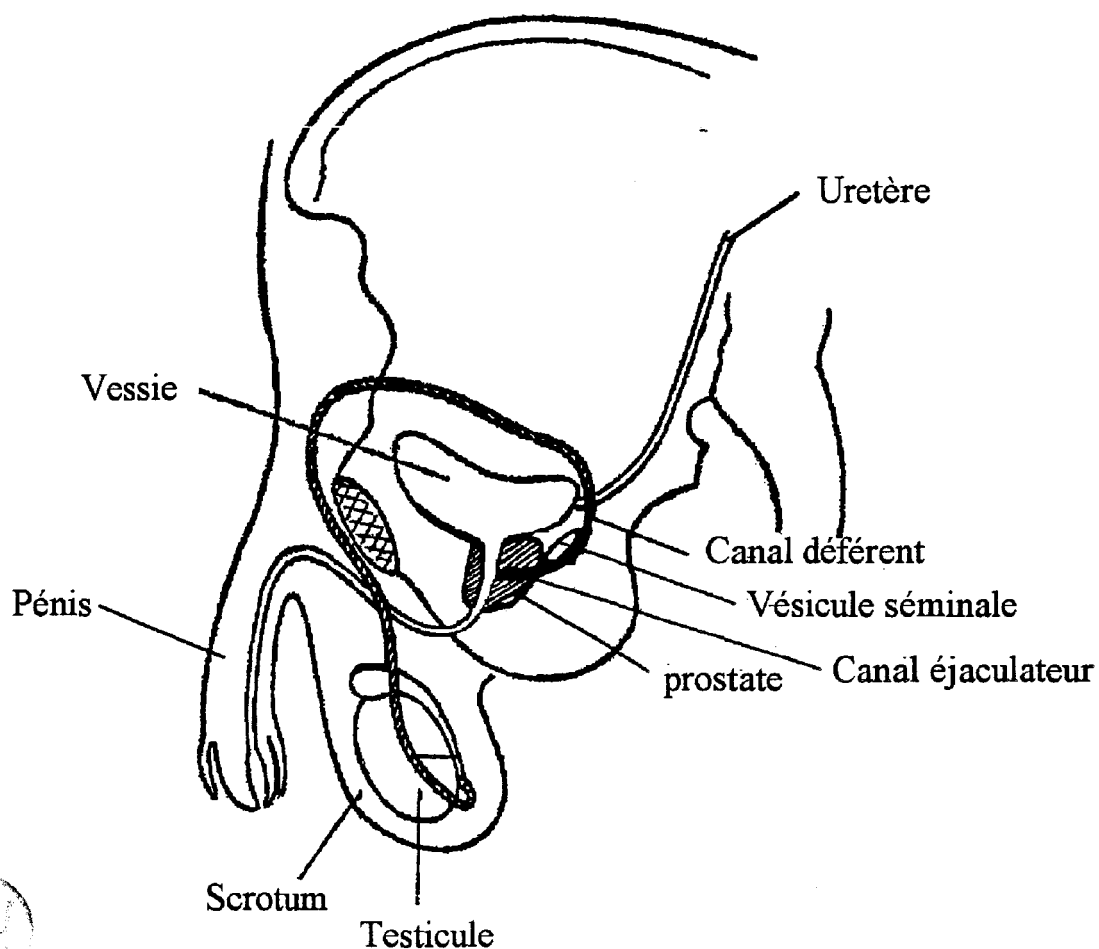


Figure I-4 : Schéma en coupe de l'appareil génital masculin.

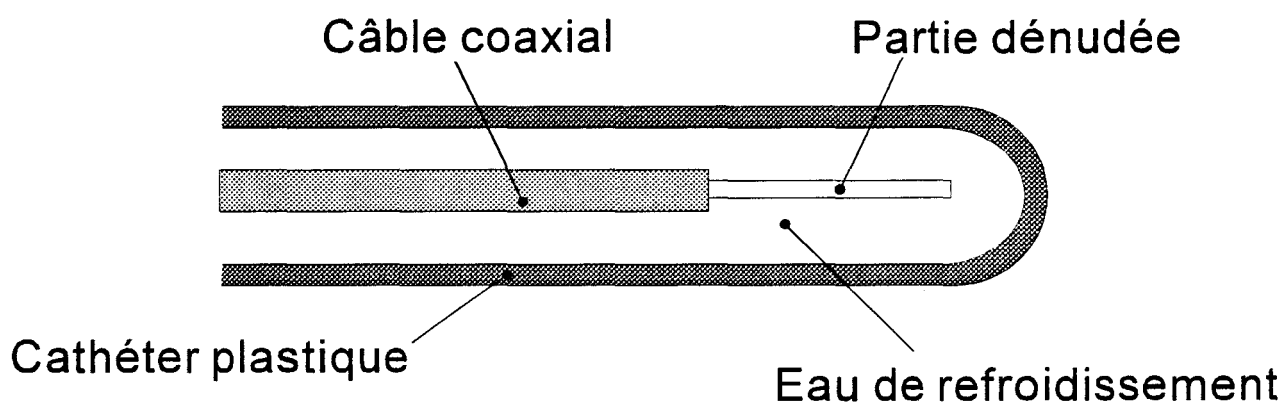


Figure I-5 : Schéma de conception de l'applicateur urétral.

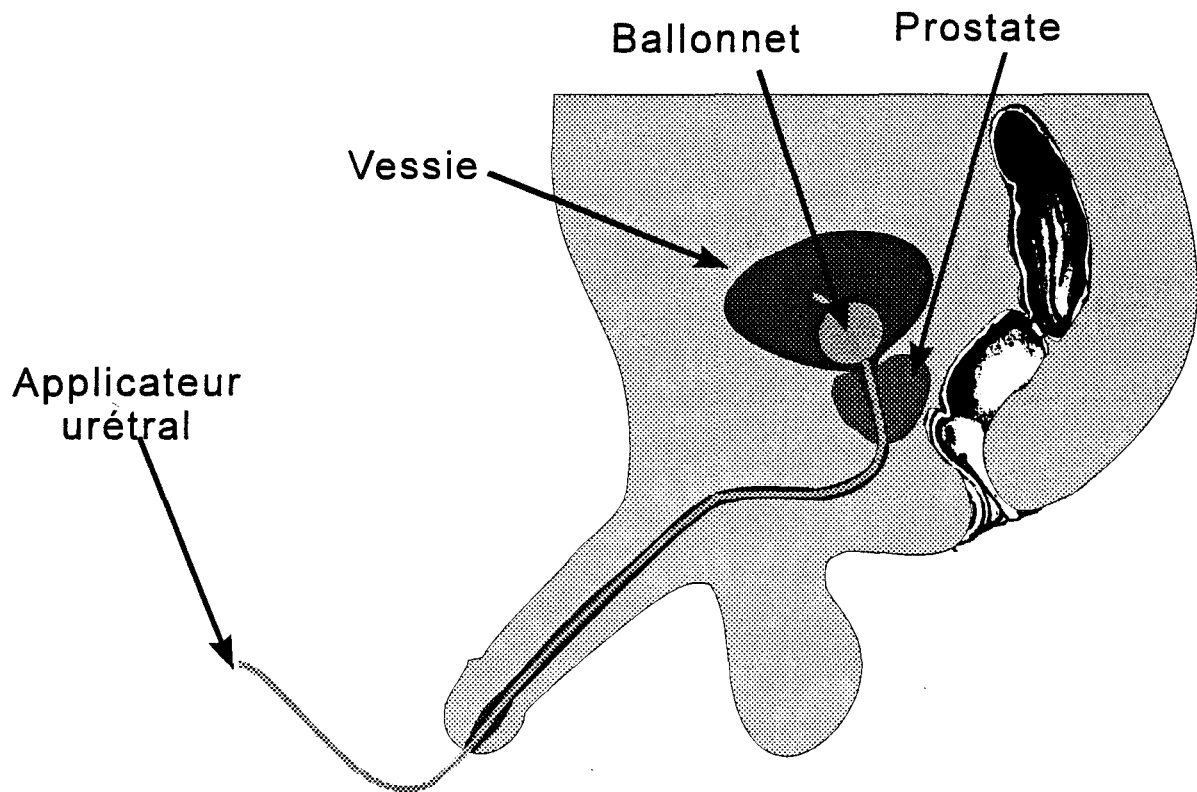


Figure I-6 : Mise en place de l'applicateur urétral..



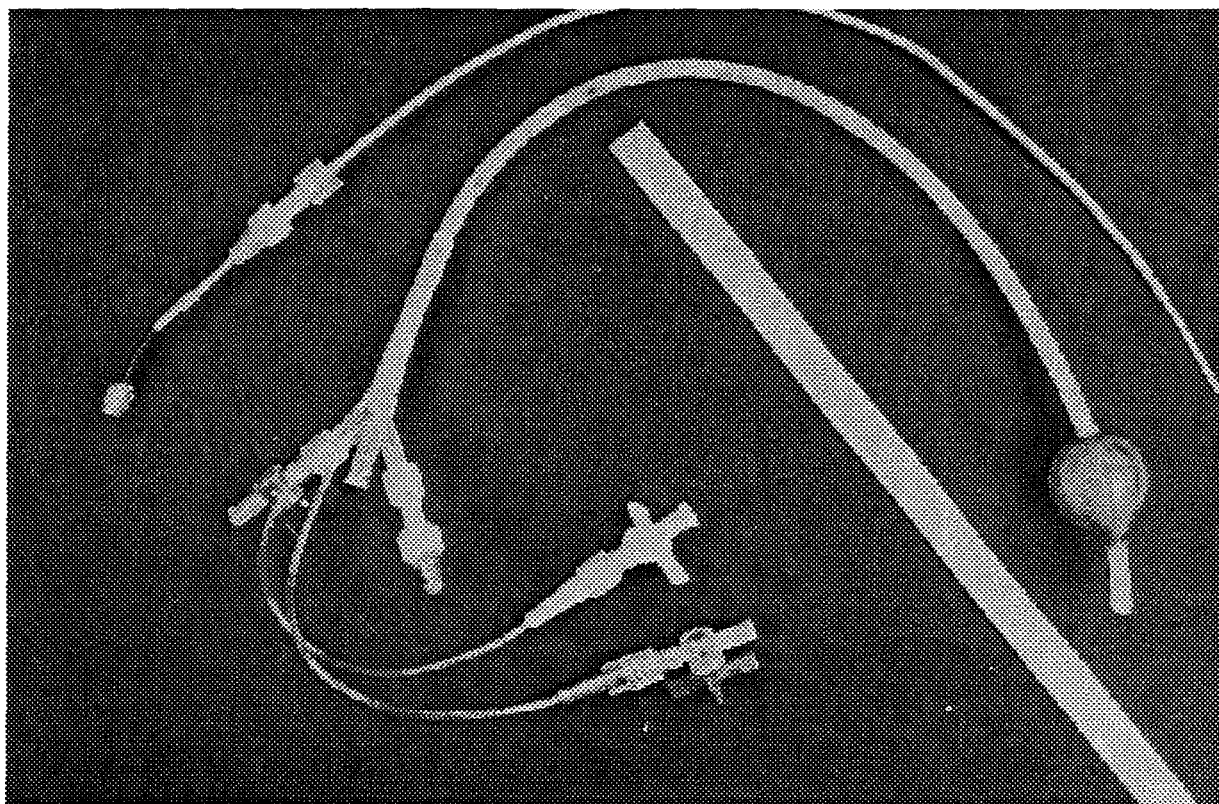


Photo I-1 : Applicateur urétral utilisé en milieu clinique.

I - 3. DESCRIPTION ET CARACTERISATION DE L'APPLICATEUR URETRAL

I - 3.1. CONCEPTION ET DESCRIPTION DE L'APPLICATEUR URETRAL

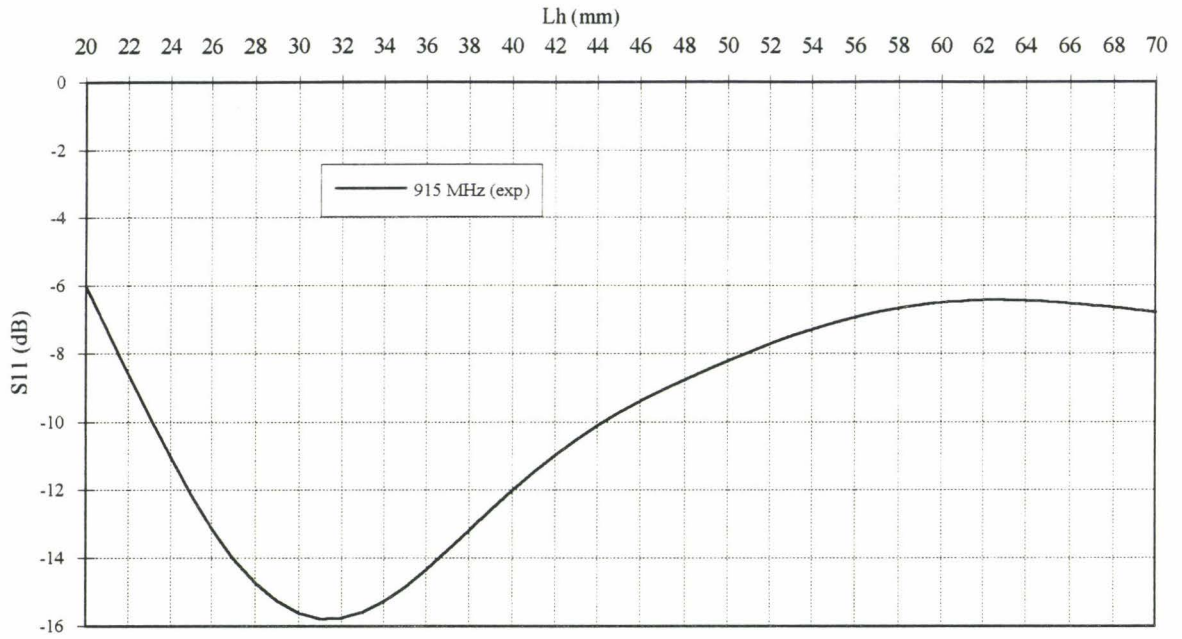
La géométrie de l'appareil urinaire masculin (*figure I-4*) impose l'utilisation d'un applicateur souple de diamètre extérieur ne dépassant pas 6 mm. Le choix de l'enveloppe extérieure s'est porté sur une sonde urologique (de type sonde de FOLEY), en matière plastique, qui a été adaptée afin que l'on puisse y insérer le câble coaxial. Un ballonnet, placé à l'extrémité de la sonde permet, lorsqu'il est gonflé dans la vessie, de maintenir l'applicateur en place. Le patient peut ainsi bouger sans pour autant déplacer la position de l'applicateur (*figure I-6*). L'enveloppe est rendue étanche permettant ainsi une circulation d'eau de refroidissement. Le câble coaxial souple de diamètre extérieur d'environ 2.2 mm, introduit dans la sonde, est maintenu en position à l'aide d'une bague de serrage étanche, qui se visse sur l'entrée du cathéter (*figure I-5, photo I-1*).

La partie rayonnante de l'antenne est réalisée en dénudant le conducteur extérieur sur une longueur L_h . Cette opération permet d'obtenir une longueur active sensiblement égale à $2L_h$; c'est à dire que la puissance micro-onde amenée par le câble coaxial est dissipée à partir du plan de jonction de l'antenne et s'étend sur une longueur L_h de part et d'autre de ce plan.

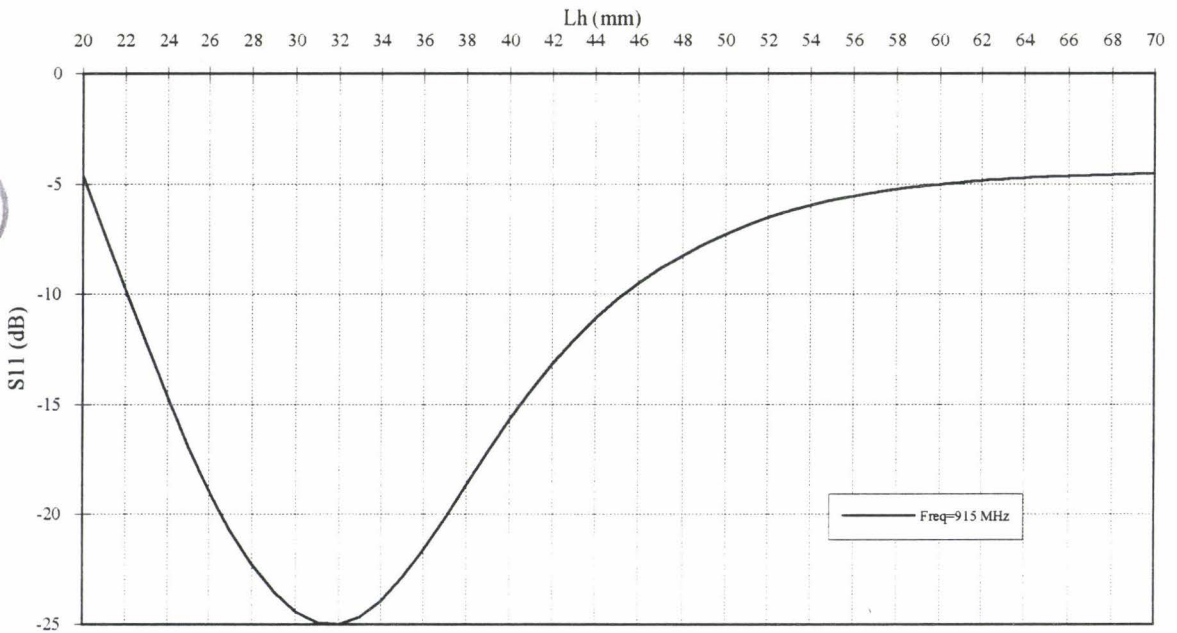
L'applicateur ainsi réalisé est ensuite caractérisé et testé. Après transfert de technologie vers la Société BRUKER, une fabrication en série a été menée et nous avons également testé et caractérisé les applicateurs légèrement différents du prototype, car la partie dénudée a été protégée d'une surcouche plastique d'étanchéité.

I - 3.2. OPTIMISATION DE L'APPLICATEUR URETRAL

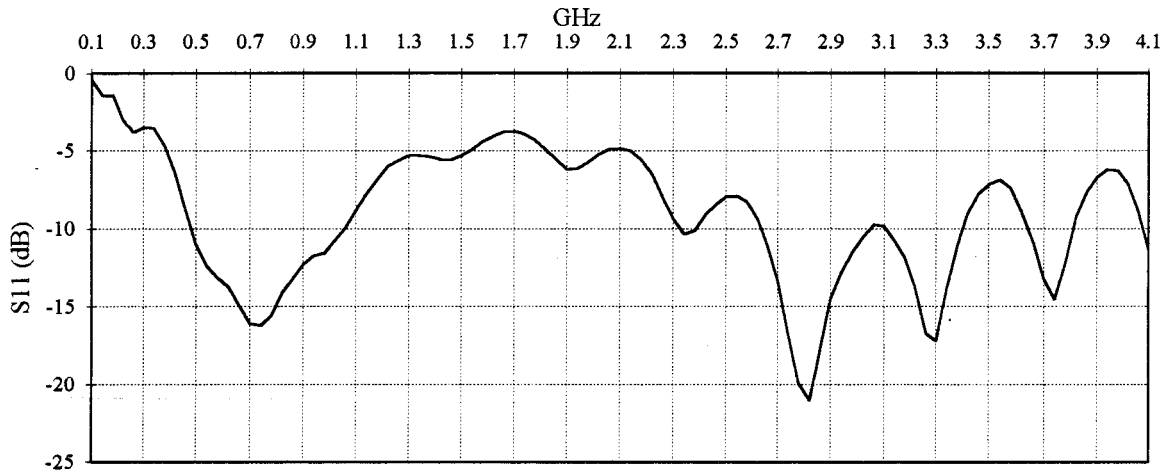
Dans un premier temps, les variations de coefficient de réflexion en fonction de L_h sont étudiées, pour le câble coaxial seul plongé dans l'eau salée, puis pour le câble coaxial inséré dans le cathéter rempli d'eau et plongé dans l'eau salée à 6 g/l, simulant les tissus biologiques.



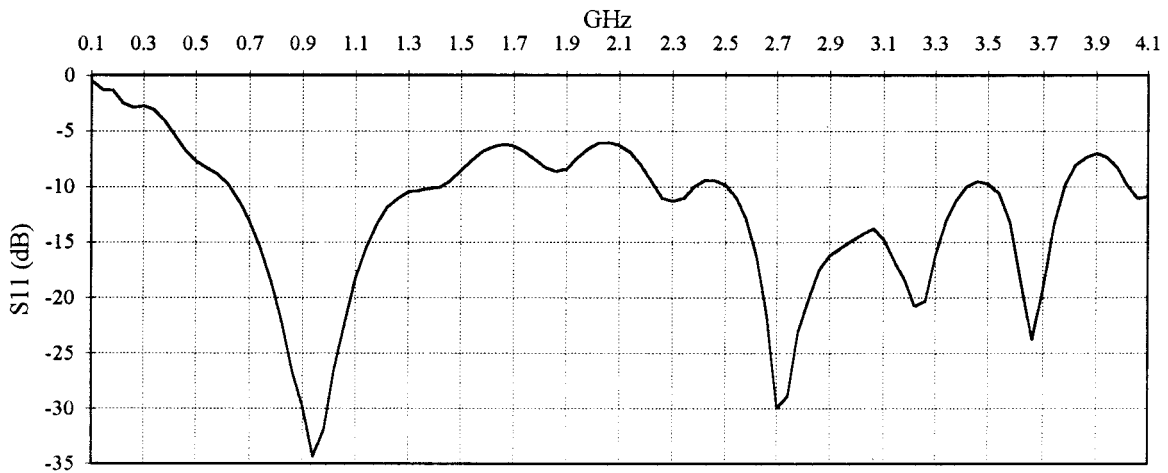
Courbe I-6 : Evolution du coefficient de réflexion en fonction de la longueur dénudée L_h pour le câble coaxial souple plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



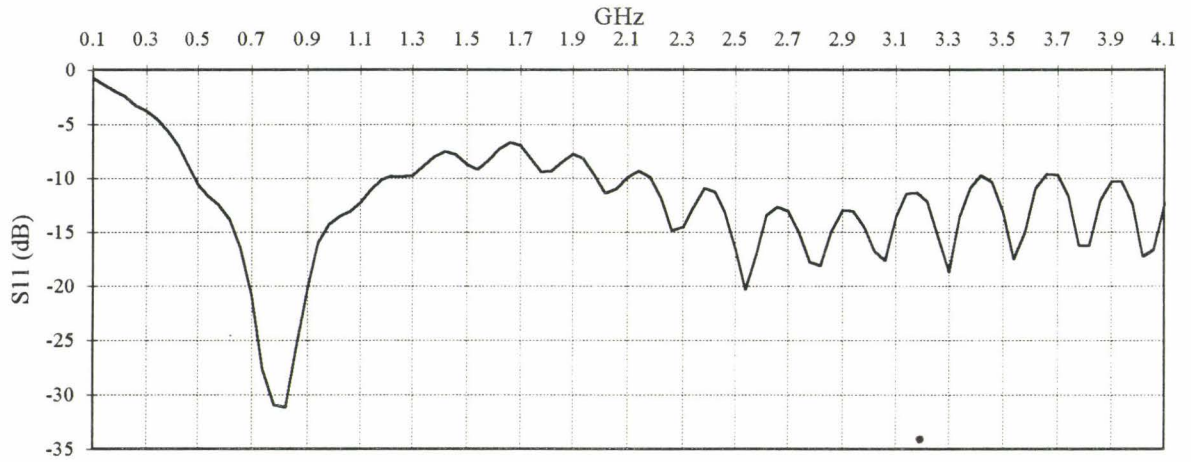
Courbe I-7 : Evolution du coefficient de réflexion en fonction de la longueur dénudée L_h pour un câble coaxial souple inséré dans le cathéter en plastique rempli d'eau. L'ensemble est plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



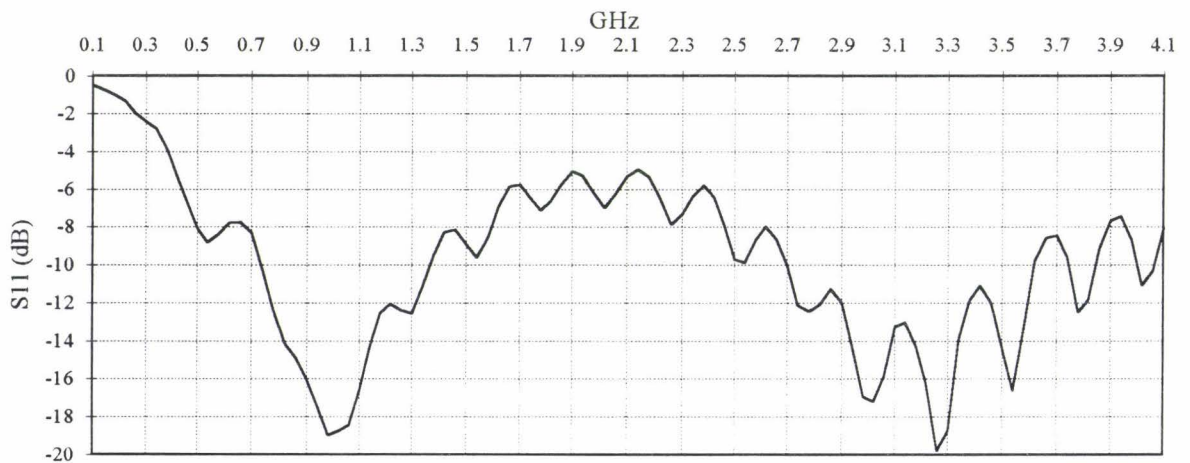
Courbe I-8 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion du câble coaxial souple, dénudé sur une longueur $L_h=36$ mm, inséré dans le cathéter plastique, plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe I-9 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion du câble coaxial souple, dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm, inséré dans le cathéter plastique, plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe I-10 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion du câble coaxial, développé par la société BRUKER, plongé seul dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe I-11 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion du câble coaxial développé par la société BRUKER inséré dans le cathéter rempli d'eau. L'ensemble est plongé dans l'eau salée à 6 g/l.

Nous pouvons remarquer sur la *courbe I-6* que pour une valeur de $L_h=31$ mm, nous réalisons le transfert optimal de l'énergie (>95 %) vers le milieu à chauffer, à la fréquence de chauffage de 915 MHz, puisque le coefficient de réflexion mesuré est de $S_{11}\approx-15.5$ dB.

En insérant notre câble dans le cathéter rempli d'eau, la longueur optimale est légèrement modifiée (*courbe I-7*) ; nous obtenons $L_h=32$ mm pour un coefficient de réflexion de -25.0 dB.

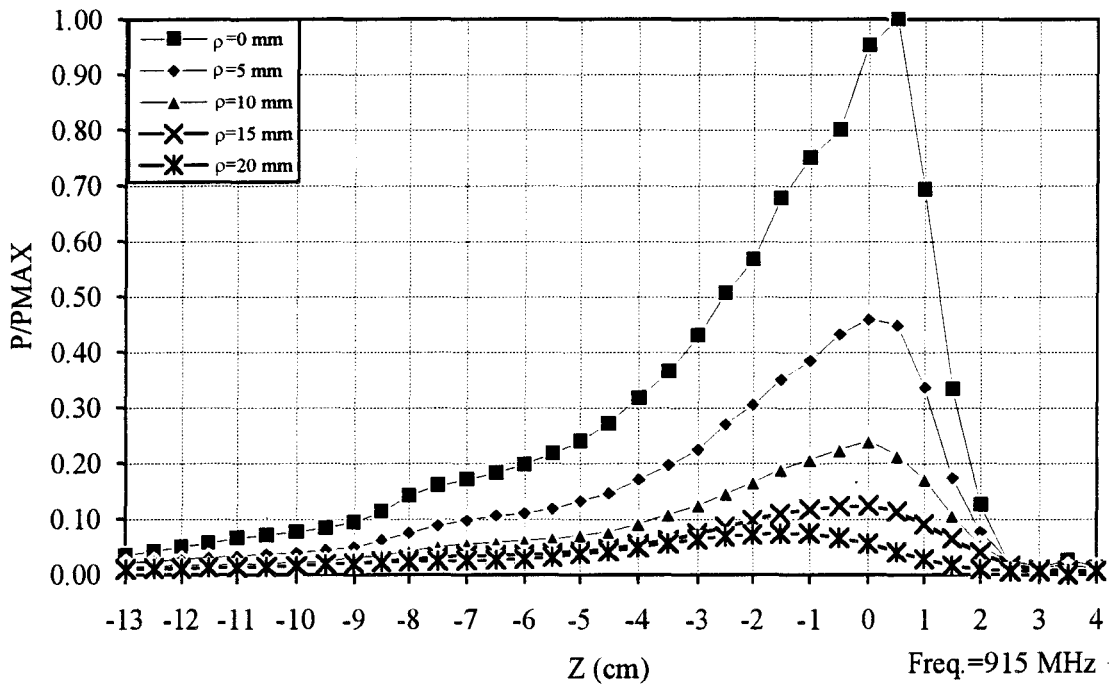
Sur les *courbes I-8 et I-9* sont représentées les évolutions fréquentielles du coefficient de réflexion de l'applicateur urétral pour deux longueurs dénudées L_h . L'adaptation semble meilleure dans le cas où L_h est égal à 32 mm. Dans la bande passante 2-4 GHz, on peut relever un coefficient de réflexion moyen d'environ -15 dB. Le signal radiométrique sera donc capté d'une façon correcte dans cette bande de fréquence lorsque l'applicateur sera utilisé comme capteur de bruit thermique en radiométrie.

Les *courbes I-10 et I-11* présentent les résultats des tests effectués sur l'antenne-applicateur commercialisée par la société BRUKER. La conception de cet applicateur commercialisé étant différente de notre prototype, comme indiqué précédemment, l'adaptation à 915 MHz est inférieure (*courbe I-11*, $S_{11}\approx-19.0$ dB) à celle de notre applicateur optimisé (*courbe I-9*, $S_{11}\approx-35.0$ dB). Il faut remarquer que la présence de la surcouche a conduit à allonger la longueur L_h , pour l'applicateur BRUKER $L_{h\text{Bruker}}\approx 36$ mm. Néanmoins, l'adaptation à la fréquence de chauffage et dans la bande de fréquence 2-4 GHz est tout à fait acceptable.

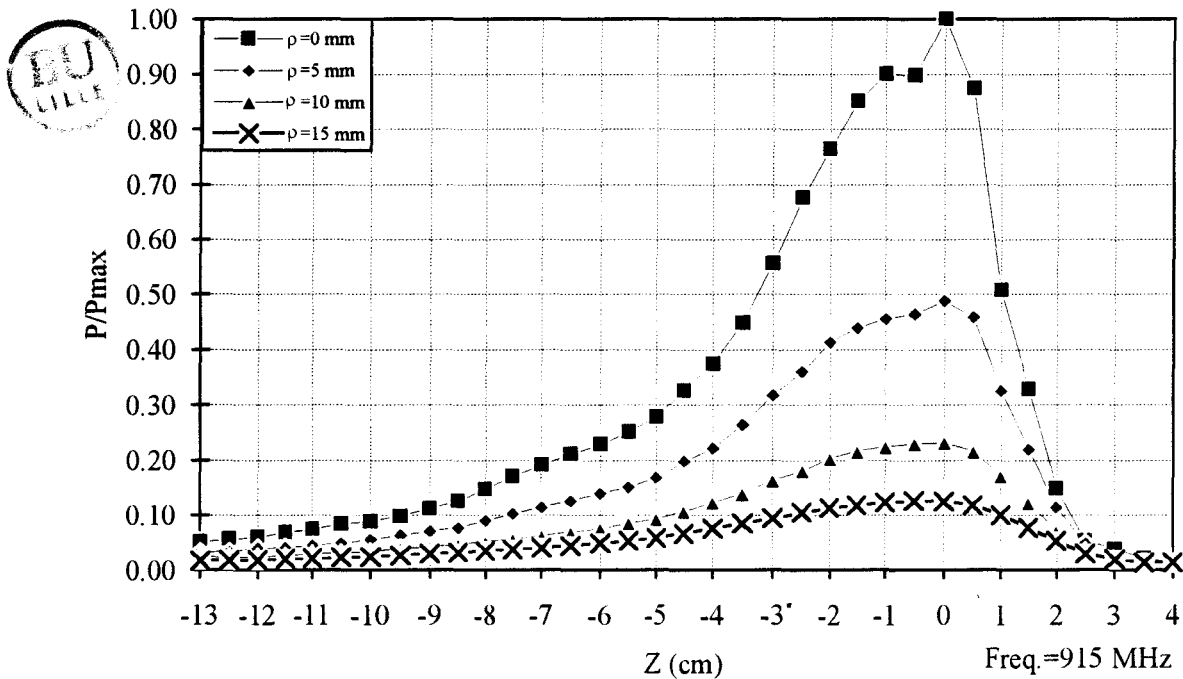
I - 3.3. ETUDE DU DEPOT DE PUISSANCE POUR L'APPLICATEUR URETRAL

I - 3.3.1. A LA FREQUENCE DE CHAUFFAGE (915 MHz)

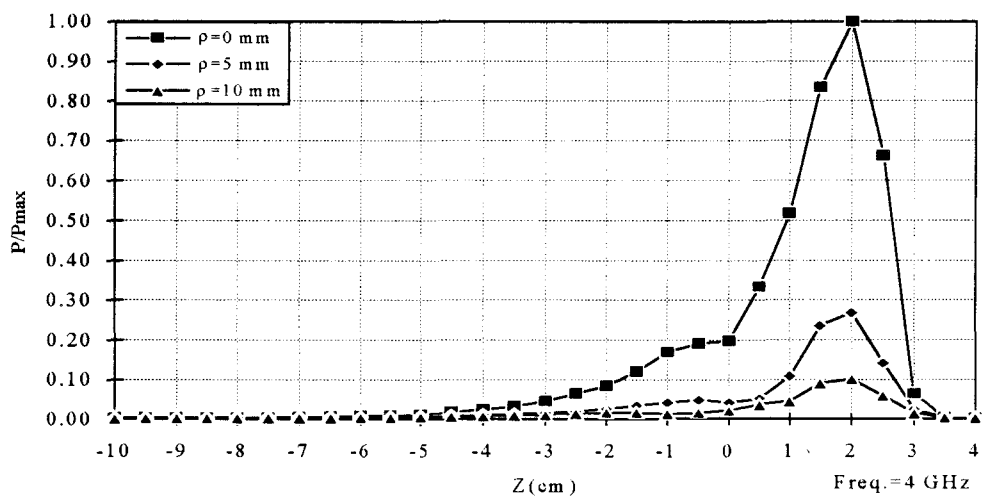
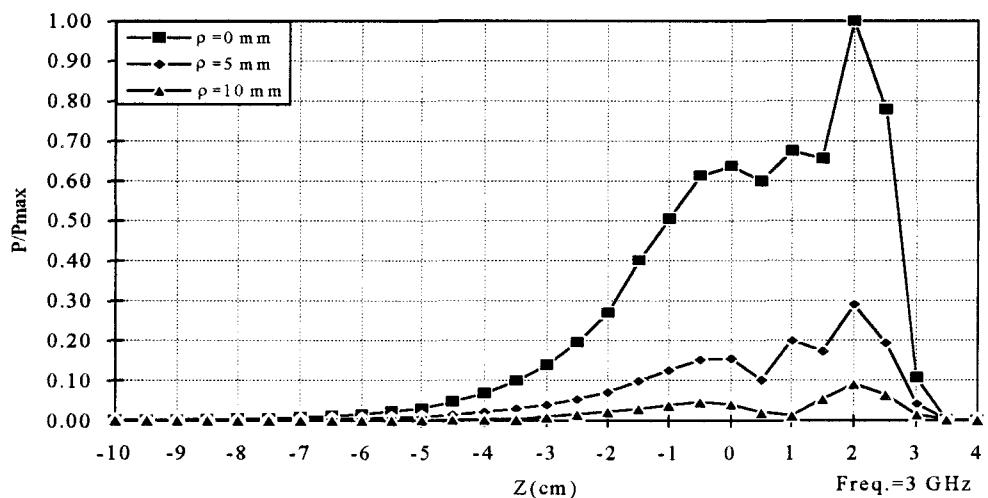
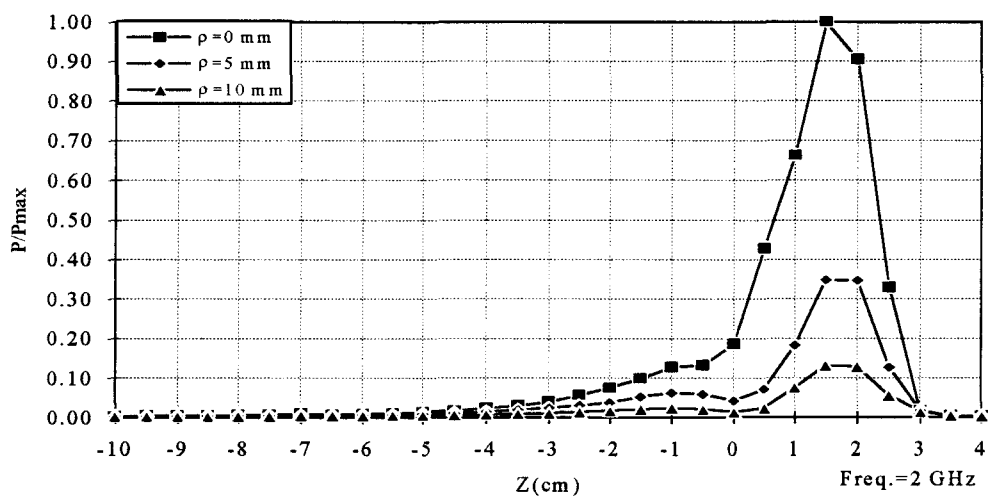
Les *courbes I-12 et I-13* présentent respectivement l'évolution longitudinale de la puissance normalisée pour l'applicateur urétral prototype et l'évolution longitudinale de la puissance normalisée pour l'applicateur commercialisé. Pour les deux courbes, on peut observer une dissymétrie du dépôt de puissance normalisé de part et d'autre du plan de jonction $Z=0$ cm, puisque sur le cathéter ($\rho=0$ mm) le niveau 0.5 (50 %) s'étend de -3 cm à $+1$ cm.



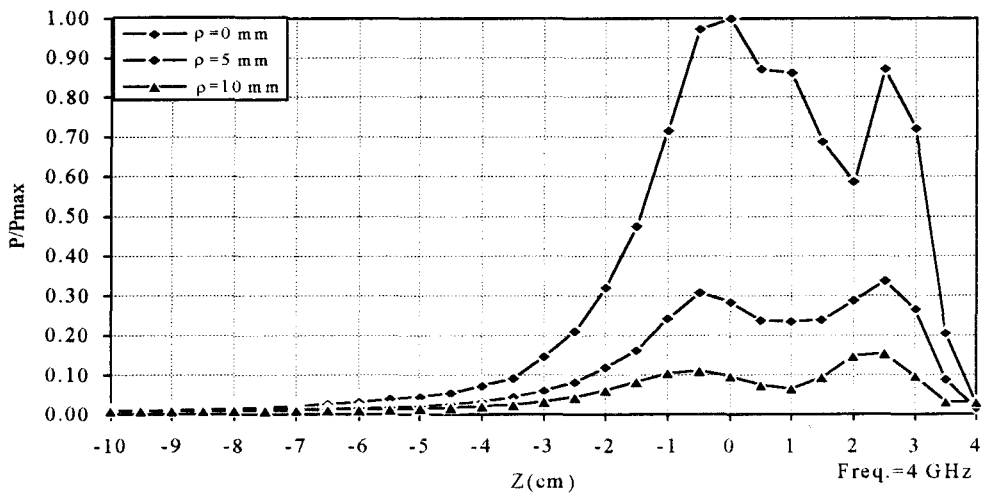
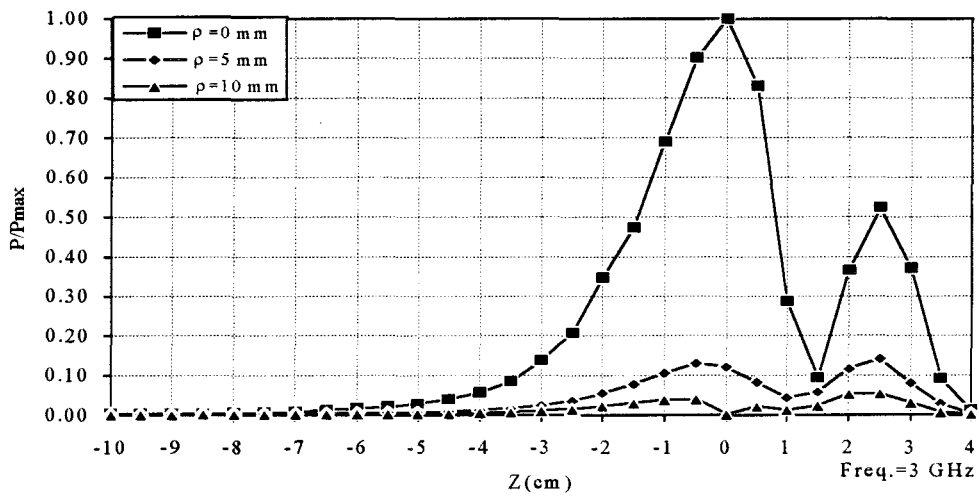
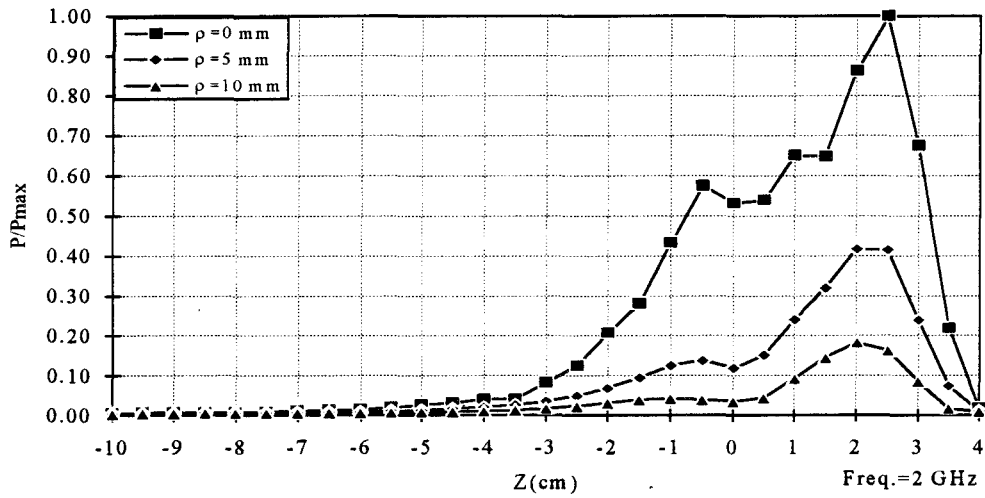
Courbe I-12 : Relevé de la puissance normalisée pour l'applicateur urétral prototype (câble coaxial + cathéter plastique) plongé dans l'eau salée à 6 g/l à la fréquence de 915 MHz. La longueur dénudée du câble coaxial est $L_h=32$ mm.



Courbe I-13 : Relevé expérimental du dépôt de puissance normalisé pour l'applicateur urétral BRUKER, utilisé en routine clinique, plongé dans l'eau salée à 6 g/l à la fréquence de 915 MHz.



Courbes I-14-15-16 : Evolution expérimentale de la puissance normalisée de l'applicateur prototype aux fréquences 2, 3, 4 GHz. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm et inséré dans le cathéter plastique. L'ensemble est plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe I-17,18,19 : Evolution expérimentale longitudinale de la puissance normalisée de l'applicateur commercialisé par la société BRUKER plongé dans l'eau salée à 6 g/l aux fréquences 2, 3, 4 GHz.

I - 3.3.2. DANS LA BANDE PASSANTE DU RADIOMETRE (2-4 GHz)

Il est nécessaire de connaître le dépôt de puissance de l'applicateur dans la bande passante du radiomètre (2-4 GHz). Cette étude permet de caractériser la façon dont le milieu contribue au signal radiométrique.

Les dépôts de puissance normalisés pour l'applicateur prototype sont présentés sur les courbes I-14, I-15, I-16 respectivement aux fréquences 2, 3 et 4 GHz. .

Les courbes I-17, I-18, I-19 nous renseignent sur l'évolution de la puissance de applicateur urétral utilisé en routine clinique.

Comme on le constate sur les courbes précédentes, le lobe de rayonnement à 2 ou 4 GHz couvre la partie dénudée Lh de l'antenne. Par contre à 3 GHz, le rayonnement présente deux lobes et s'étend approximativement sur une longueur peu différente de $2L_h$ (± 30 mm autour de $Z=0$) et sur une profondeur d'environ de 2 à 2.5 mm (50 % de l'énergie) couvrant ainsi la zone chauffée par cet applicateur lorsqu'il fonctionne en émission à 915 MHz.

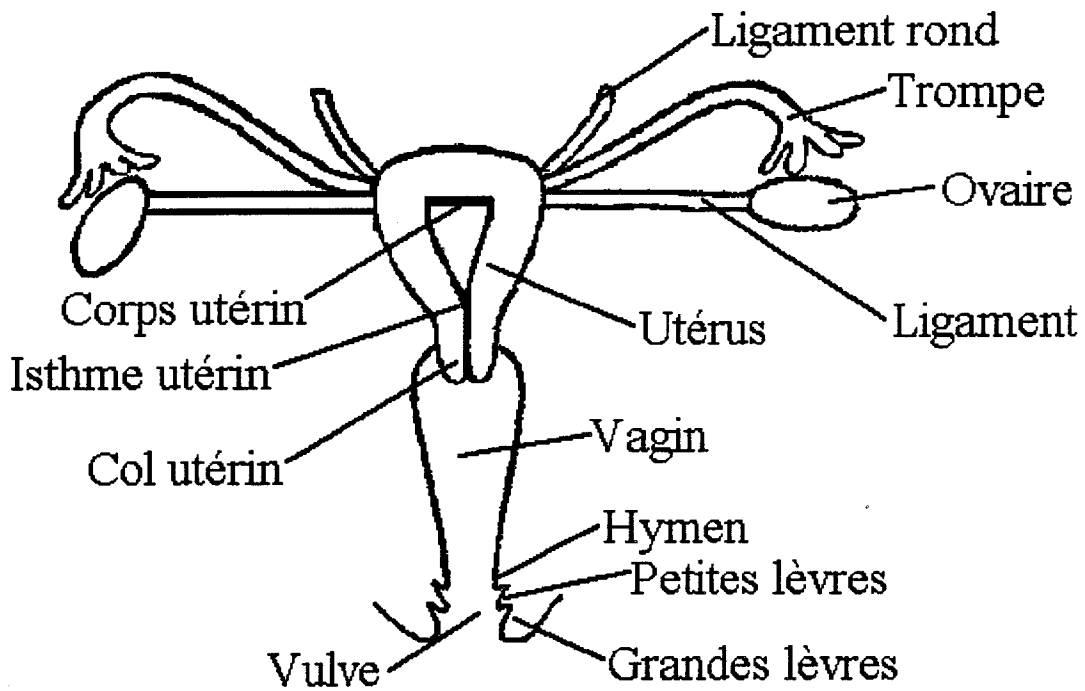


Figure I-7 : Schéma en coupe de l'appareil génital féminin.

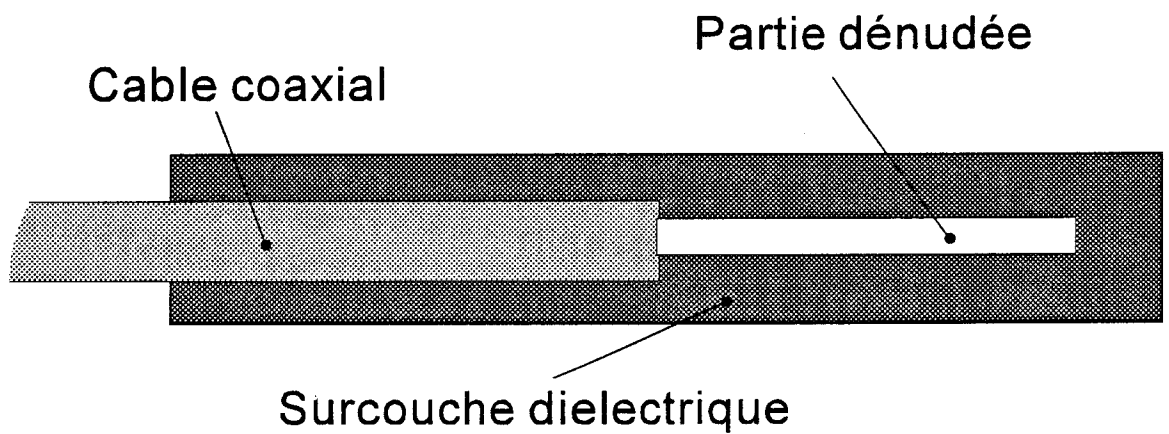


Figure I-8 : Schéma de conception de l'applicateur utérin à l'aide d'un câble coaxial de type UT 141.

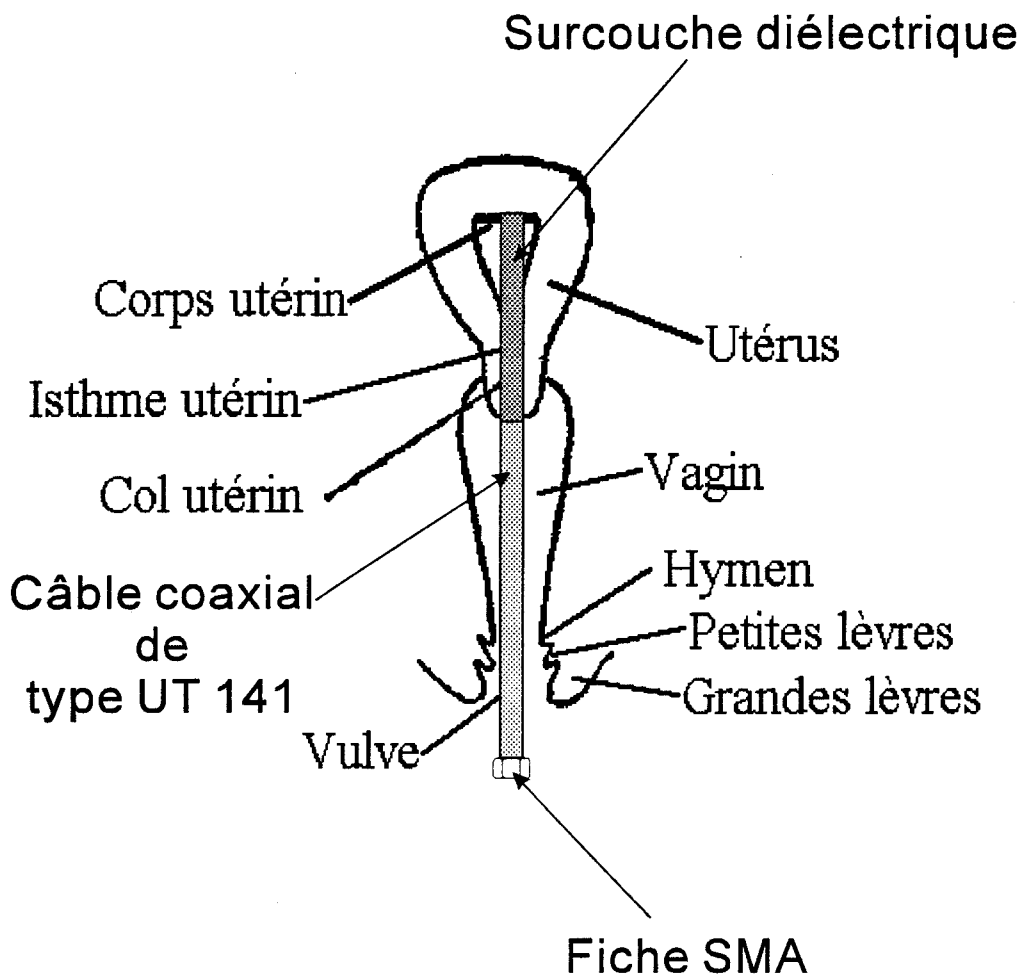


Figure I-9 : Mise en place de l'applicateur utérin dans la cavité utérine.

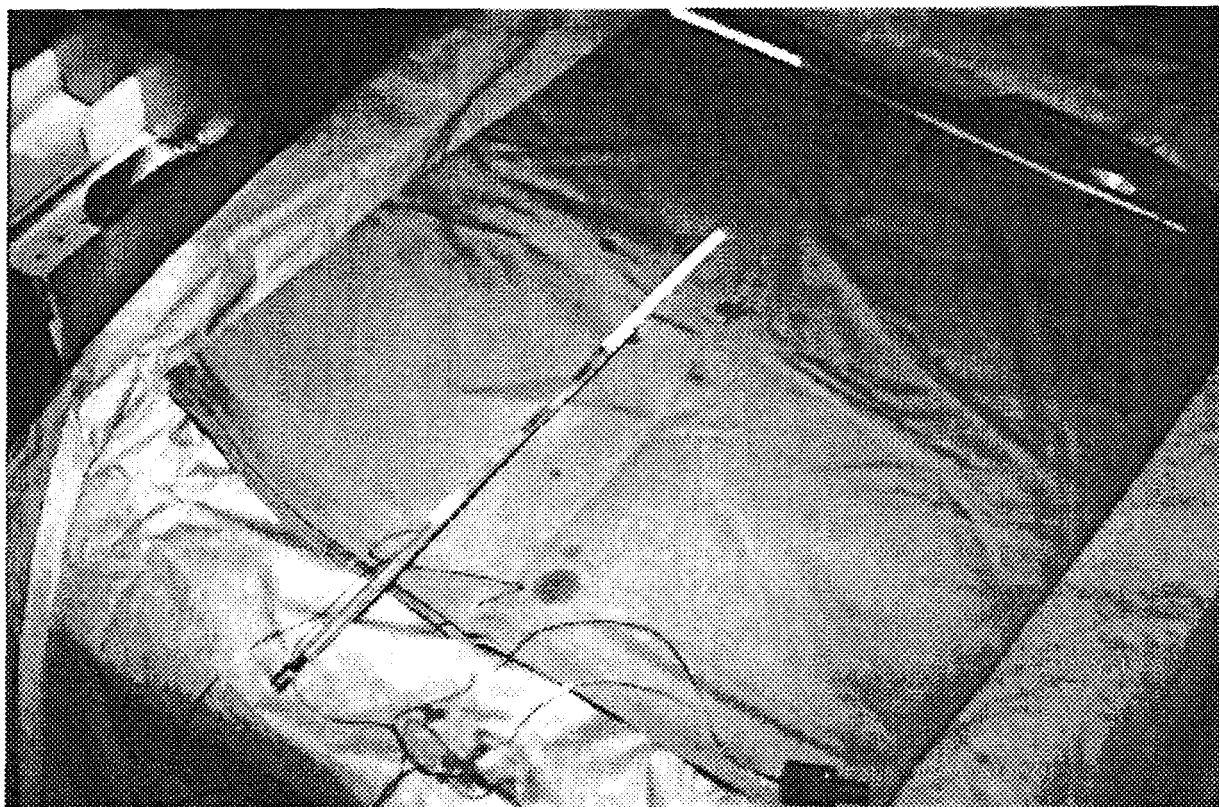


Photo I-2 : Applicateur utérin utilisé en milieu clinique.

I - 4. DESCRIPTION ET CARACTERISATION DE L'APPLICATEUR UTERIN

I - 4.1. DESCRIPTION DE L'APPLICATEUR UTERIN

La géométrie de l'utérus et sa position autorisent l'utilisation d'un applicateur rigide construit autour d'un câble coaxial, qui permet un positionnement correct et durable. Notre choix s'est porté sur un câble standard de type UT 141 (*figures I-7 I-8, I-9, Photo I-2*).

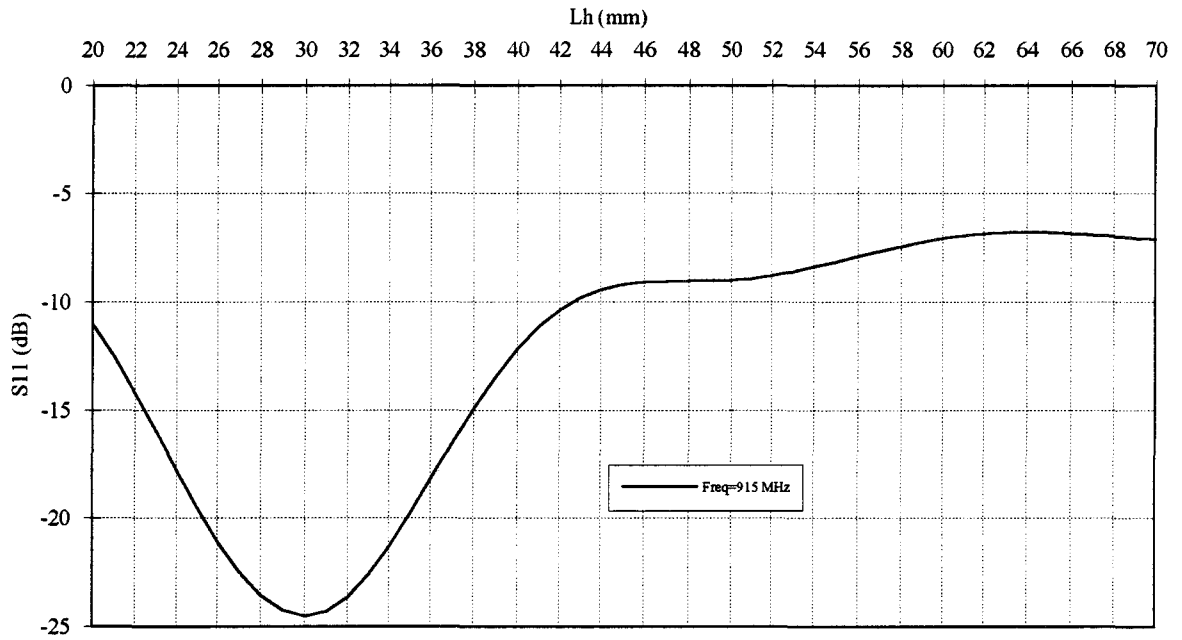
La partie rayonnante est obtenue, comme dans le cas de l'applicateur urétral, en dénudant le câble coaxial à son extrémité sur une longueur L_h . Un manchon diélectrique est placé à l'extrémité du câble coaxial sur une longueur supérieure à $2L_h$. Cette surcouche diélectrique permet d'obtenir un bon contact avec la muqueuse utérine. Les dimensions de cet applicateur sont :

- diamètre extérieur de 6 mm,
- manchon de longueur d'environ 85 mm,
- longueur totale de l'applicateur (de la fiche SMA à l'extrémité de la surcouche) variant de 250 à 300 mm.

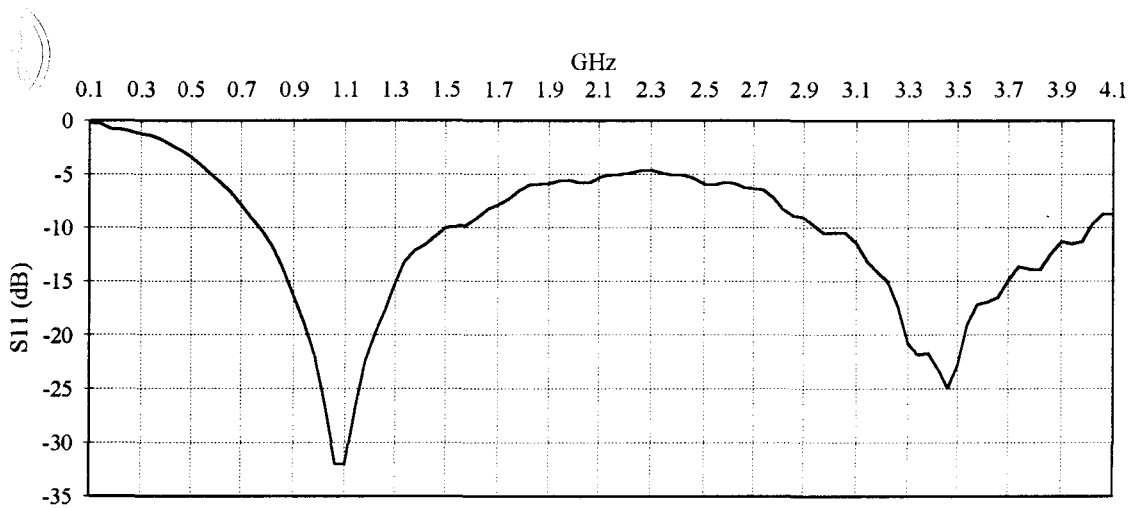
I - 4.2. OPTIMISATION DE L'APPLICATEUR UTERIN

L'étude de l'adaptation de l'applicateur utérin se fait en suivant le même protocole. La *courbe I-20*, permet de déterminer la longueur optimale pour laquelle le câble UT 141 seul est adapté lorsqu'il est plongé dans l'eau salée à 6 g/l. Nous obtenons un coefficient de réflexion $S_{11} \approx -25.0$ dB pour une longueur $L_h = 30.0$ mm. Le manchon diélectrique (de permittivité relative égale à 4), de longueur $2L_h$ modifie cette longueur optimale. Cette longueur L_h est égale à 41 mm (*courbe I-21*) pour un coefficient de réflexion $S_{11} \approx -15.0$ dB à la fréquence de 915 MHz.

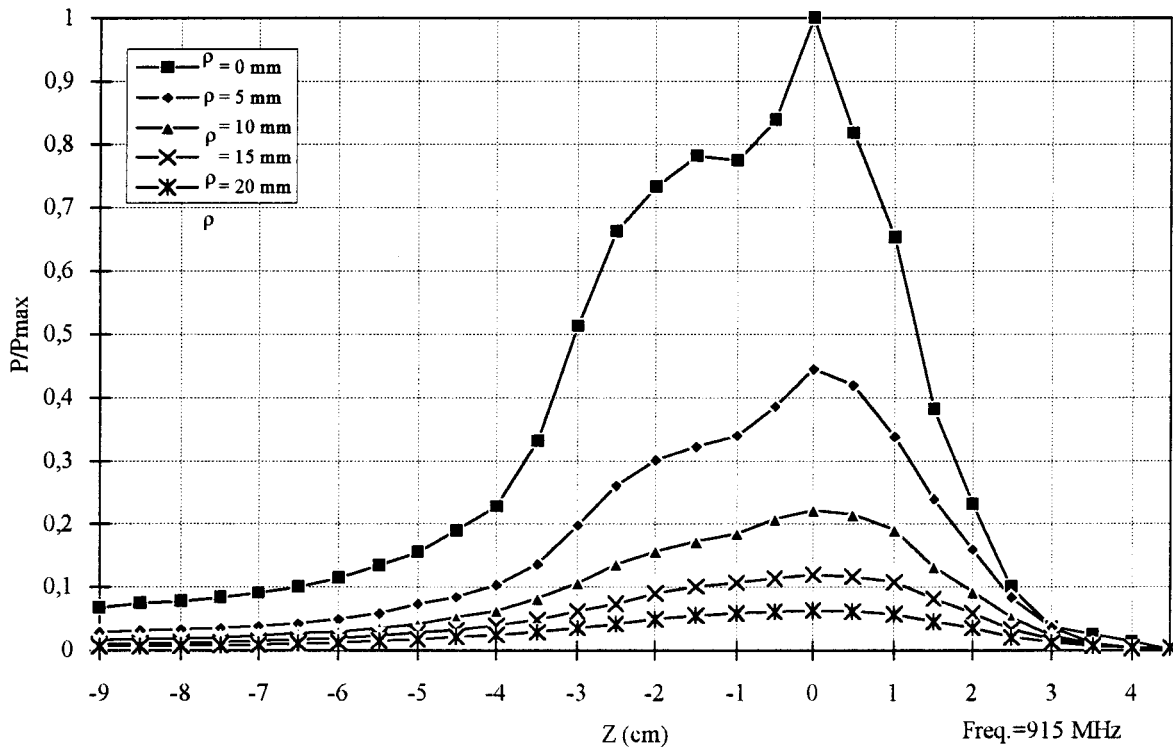
S'étant assuré du transfert optimal de l'énergie micro-onde, provenant du générateur, vers le milieu à chauffer, nous pouvons maintenant étudier le dépôt de puissance de l'applicateur dans l'eau salée.



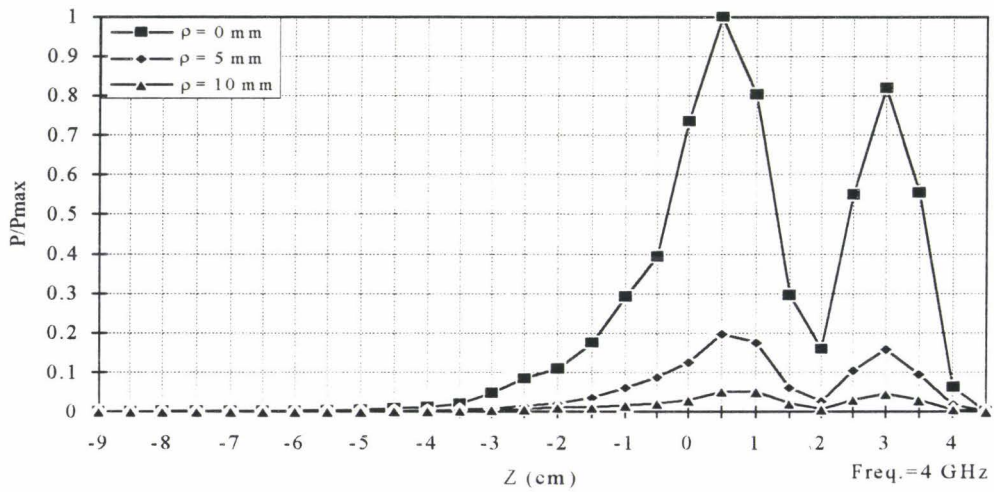
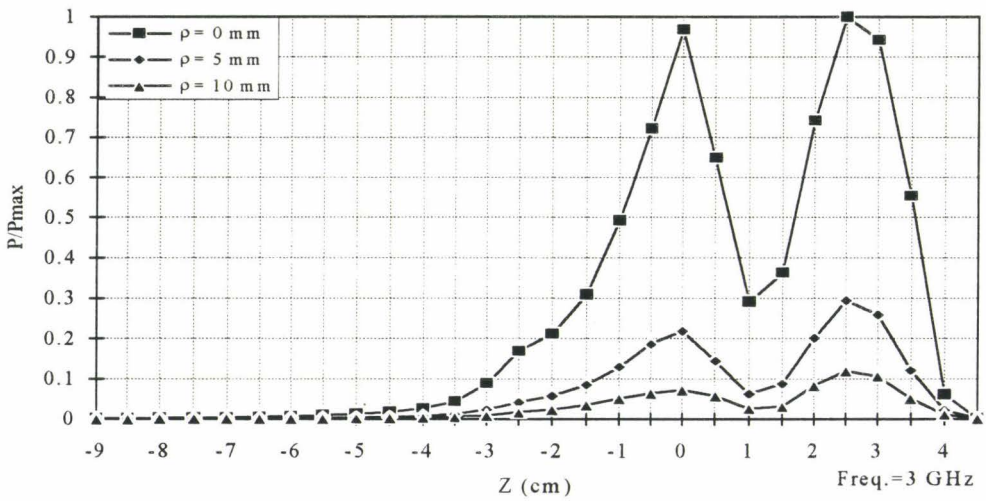
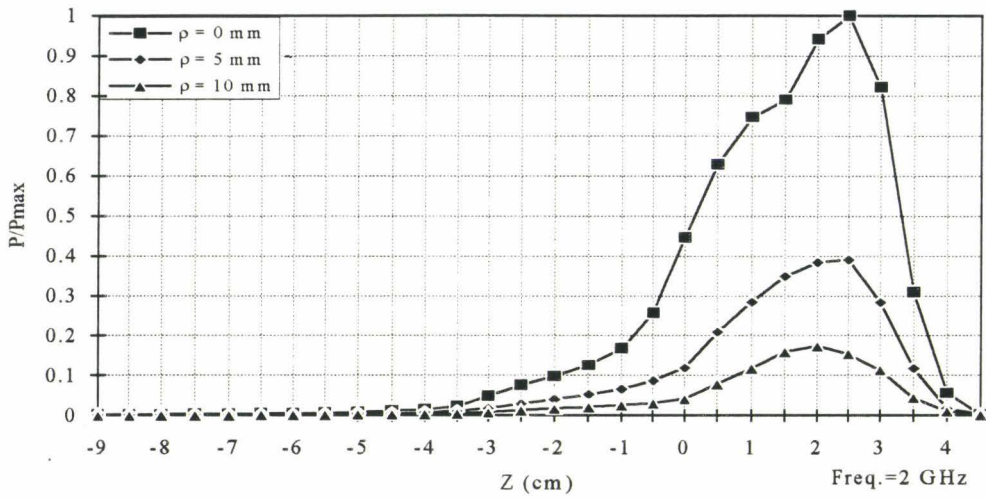
Courbe I-20 : Evolution du coefficient de réflexion en fonction de la longueur dénudée Lh d'un câble UT 141 plongé seul dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe I-21 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion de l'applicateur utérin utilisé en routine clinique munie d'une surcouche diélectrique de permittivité relative égale à 4. Le câble est dénudé sur une longueur Lh=41 mm. L'ensemble est plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe I-22 : Evolution expérimentale de la puissance normalisée de l'applicateur utérin plongé dans l'eau salée à 6 g/l à la fréquence de 915 MHz.



Courbe I-23,24,25 : Evolution expérimentale longitudinale de la puissance normalisée de l'applicateur utérin plongé dans l'eau salée à 6 g/l aux fréquences 2, 3, et 4 GHz.

I - 4.3. ETUDE DU DEPOT DE PUISSANCE POUR L'APPLICATEUR UTERIN

I - 4.3.1. A LA FREQUENCE DE CHAUFFAGE (915 MHz)

Le relevé du champ électromagnétique pour l'applicateur utérin s'effectue de la même manière que pour l'applicateur urétral. La *courbe I-22* présente l'évolution de la puissance normalisée longitudinale à la fréquence de 915 MHz (fréquence de chauffage). On peut observer une dissymétrie de la puissance de part et d'autre du plan de jonction. La zone efficace s'étend sur environ 4 cm (50 % de l'énergie se situant entre $Z=-30$ mm à $Z=+15$ mm).

Cette remarque nous amène à conclure que le chauffage n'est pas possible dans le fond utérin, puisqu'il n'y a pas d'énergie micro-onde.

I - 4.3.2. DANS LA BANDE PASSANTE DU RADIOMETRE (2-4 GHz)

Une étude aux fréquences 2, 3 et 4 GHz permet de déterminer l'évolution longitudinale du dépôt de puissance (*courbes I-23, I-24, I-25*). A 3 et 4 GHz, on peut observer deux lobes de rayonnement qui couvrent une plage s'étendant de $Z=-10$ mm à $Z=35$ mm (50 % de l'énergie).

Par contre à 2 GHz, il n'existe qu'un seul lobe de rayonnement qui couvre une zone d'environ 35 mm (50 % de l'énergie s'étendant de $Z=0$ mm à $Z=35$ mm).

CONCLUSION

Dans ce premier chapitre, l'étude de faisabilité a été entreprise pour les deux types d'applicateurs endocavitaïres : l'applicateur urétral utilisé pour l'hyperthermie de la prostate, l'applicateur utérin pour la thérapie de l'utérus. La conception de ces applicateurs s'est faite suivant des critères géométriques et cliniques fixés au préalable. Grâce à l'utilisation des milieux fantômes possédant des constantes diélectriques similaires aux tissus biologiques, la détermination de leurs caractéristiques micro-ondes, telle que l'adaptation et le dépôt de puissance, a été effectuée. L'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion a permis de conclure que l'adaptation est réalisée, non seulement à la fréquence de chauffage de 915 MHz, mais aussi dans une bande de fréquence de 2 à 4 GHz destinée à la mesure radiométrique. Le relevé de la puissance longitudinale à la fréquence de chauffage a montré la façon dont se dépose l'énergie micro-onde dans le milieu couplé à l'antenne. On a pu observer une dissymétrie de la puissance absorbée par le milieu de part et d'autre du plan de jonction $Z=0$. Des études similaires aux fréquences 2, 3 et 4 GHz ont montré que le volume contribuant au signal radiométrique représente approximativement le volume chauffé à 915 MHz.

Dans le deuxième chapitre, nous allons développer deux modèles théoriques afin d'étayer les résultats expérimentaux de ce premier chapitre.

CHAPITRE II

MODELISATIONS THEORIQUES DES APPLICATEURS ENDOCAVITAIRES

INTRODUCTION

Dans ce chapitre, nous présentons deux modèles théoriques capables de décrire les comportements micro-ondes des applicateurs endocavitaires.

Dans la première partie de ce chapitre, chacune des antennes coaxiales utilisées dans les applicateurs est modélisée par une antenne dipôle symétrique alimentée en son milieu. Cette modélisation est basée sur le formalisme de KING, que nous utilisons pour optimiser les dimensions des antennes coaxiales couplées à un milieu dissipatif et pour déterminer le dépôt de puissance électromagnétique dans une succession de milieux dissipatifs entourant l'antenne coaxiale.

La deuxième partie présente la méthode des différences finies dans le domaine temporel (appelée couramment F.D.T.D., abréviation anglaise de : "Finite Difference Time Domain"), que nous appliquons à nos applicateurs endocavitaires.

Afin de valider nos deux modèles nous les comparons aux résultats issus de l'étude expérimentale réalisée et présentée dans le premier chapitre.

Dans une troisième partie, une discussion sur les deux modèles développés permet d'en montrer les avantages et les inconvénients.

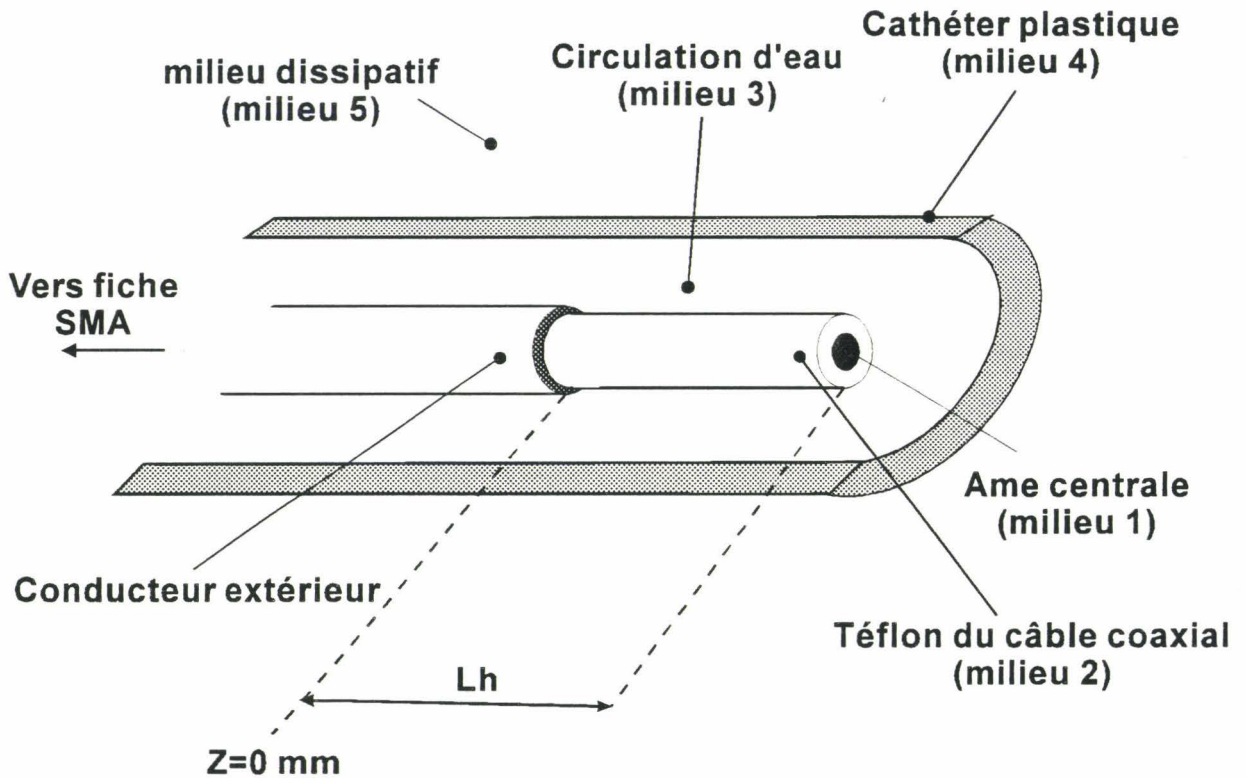


Figure II-1 : Schéma simplifié en coupe de l'applicateur urétral.



MILIEU	DIAMETRE	NOMBRE D'ONDE	DESCRIPTION
1	2a		âme centrale. Conducteur parfait
2	2b	$k_2 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_2}$	Téflon du câble coaxial
3	2c	$k_3 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_3^*}$	Circulation d'eau
4	2d	$k_4 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_4}$	Cathéter plastique
5	x	$k_5 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_5^*}$	Milieu dissipatif (biologique ou fantôme)

Tableau II-1 : Résumé des caractéristiques physiques et électriques de l'applicateur urétral

II - 1. MODELISATION D'UNE ANTENNE COAXIALE PAR UNE ANTENNE DIPOLE EQUIVALENTE

II - 1.1. ETUDE DE L'APPLICATEUR URETRAL

Avant de déterminer les équations analytiques qui nous permettront de calculer le champ électromagnétique dans un milieu dissipatif, il est nécessaire de s'assurer du transfert optimal de l'énergie micro-onde vers le milieu à chauffer. Une étude du coefficient de réflexion (paramètre S_{11}) en fonction de la fréquence permet de déterminer la longueur optimale h qui réalise, ainsi, l'adaptation électromagnétique ($S_{11} < -10$ dB) dans une large bande autour de la fréquence de chauffage (915 MHz) et autour de la fréquence radiométrique centrale (3 GHz).

II - 1.1.1. ADAPTATION ELECTROMAGNETIQUE

Le principe de calcul ayant été développé plusieurs fois dans diverses thèses, dont celle de Monsieur CAMART [4-29], nous rappelons simplement les formules utilisées pour chaque applicateur étudié [29 à 31].

Sur la *figure II-1*, est présenté, en vue simplifiée, le schéma de l'applicateur urétral étudié. Les différents milieux concentriques successifs sont résumés dans le *tableau II-1*.

Le plan de jonction de l'antenne coaxiale représente le plan d'entrée de l'antenne dipôle équivalente, soit Z_0^* l'impédance dans ce plan.

A partir de Z_0^* et de l'impédance caractéristique des câbles coaxiaux ($Z_c=50 \Omega$), le coefficient de réflexion se définit comme suit dans le plan de jonction :

$$S_{11}(f) = 20. \log \left| \frac{Z_0^* - 50}{Z_0^* + 50} \right| \quad (1)$$

A partir de la théorie des lignes de transmission [29], on peut déterminer l'impédance Z_0^* :

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

- Où Z_c^* : Impédance caractéristique de la partie dénudée, en tenant compte des propriétés diélectriques et géométriques des milieux environnants
- k_L : Nombre d'ondes qui caractérise la propagation de l'énergie électromagnétique dans l'antenne, plongée dans le milieu dissipatif (noté milieu 5 sur la *figure II-1*).

Après vérification expérimentale et afin de simplifier les équations, nous avons considéré que le câble coaxial était maintenu au centre du cathéter plastique dans lequel il est inséré. Cette simplification ne modifie pas les résultats obtenus sur la détermination du coefficient de réflexion.

De plus, afin de pouvoir utiliser les formules analytiques, il est nécessaire de poser les hypothèses suivantes [30] :

1) On suppose que la longueur dénudée h est très grande devant le diamètre de l'âme centrale (hypothèse des fils minces dans le cas du câble coaxial utilisé $2a=0.51$ mm).

2) Les conditions suivantes doivent être vérifiées pour chaque milieu concentrique :

$$\left| \frac{k_{\text{diss}}}{k_{\text{diel}}} \right|^2 \geq 1$$

avec $k_{\text{diss}} = \alpha_{\text{diss}} - j\beta_{\text{diss}} = \omega(\mu_0 \epsilon^*_{\text{diss}})^{1/2}$

et $k_{\text{diel}} = \omega(\mu_0 \epsilon_{\text{diel}})^{1/2}$

où k_{diss} est le nombre d'onde d'un milieu dissipatif (en l'occurrence milieu 3 ou milieu 5).

k_{diel} est le nombre d'onde d'un milieu diélectrique (milieu 2 ou milieu 4)

ϵ^*_{diss} est la permittivité complexe d'un milieu dissipatif.

ϵ_{diel} est la permittivité d'un milieu isolant.

3) La méthode utilisée issue de l'équation intégrale de HALLEN pose comme hypothèses que :

$$|k_2b| \ll 1 ; |k_3c| \ll 1 ; |k_4d| \ll 1,$$

4) Le courant circulant dans le conducteur central est supposé suivre une fonction sinusoïdale du temps.

Une fois ces conditions vérifiées, nous pouvons établir les formules qui permettent de calculer le coefficient de réflexion en fonction de la fréquence. La répartition axiale du courant total circulant dans l'âme centrale est de la forme :

$$I(z) = I(0) \left(\frac{\sin k_L (Lh - |z|)}{\sin(k_L \times Lh)} \right) \quad (3)$$

où $I(0) = V_0 / Z^*_0$

k_L : nombre d'ondes,

Z^*_0 : impédance vue dans le plan $Z=0$ mm,

I_0 : valeur du courant d'alimentation dans le plan de jonction $Z=0$,

V_0 : valeur de la tension d'alimentation dans le plan de jonction $Z=0$.

La tension d'alimentation V_0 est prise égale à 1 Volt dans tous les calculs qui suivent.

Le nombre d'onde k_L s'exprime en fonction des paramètres géométriques et diélectriques de l'antenne coaxiale et des différents milieux concentriques par :

$$k_L = k_{2e} \left(\frac{\ln\left(\frac{d}{a}\right) + F}{\ln\left(\frac{d}{a}\right) + \left|\frac{k_2}{k_5}\right|^2 F} \right)^{1/2} \quad (4)$$

	Diamètre (mm)	Fréquence (MHz)	ϵ_r'	ϵ_r''	σ (S/m)
Milieu 1	0.51	Toutes	\times	\times	∞
Milieu 2	1.53	434	2.2	0.00033	8.010^{-6}
		915	2.2	0.00033	1.710^{-5}
		2000	2.2	0.00033	3.610^{-5}
		3000	2.2	0.00033	5.510^{-5}
		4000	2.2	0.00033	7.310^{-5}
Milieu 3	3.90	434	80.0	6.4	0.15
		915	79.3	6.0	0.305
		2000	78.4	9.3	1.03
		3000	77.7	13.0	2.15
		4000	76.0	16.5	3.7
Milieu 4	5.00	434	2.2	0.0	0.0
		915	2.2	0.0	0.0
		2000	2.2	0.0	0.0
		3000	2.2	0.0	0.0
		4000	2.2	0.0	0.0
Milieu 5 (prostate)	semi-infini	434	43.2	14.5	0.350
		915	41.5	8.9	0.45
		2000	37.7	6.3	0.70
		3000	35.2	6.4	1.06
		4000	33.1	6.8	1.51
Milieu 5 (eau salée)	semi-infini	434	79.4	55.2	1.3
		915	78.2	27.7	1.40
		2000	77.1	18.65	2.0
		3000	76.3	19.0	3.2
		4000	75.0	20.7	4.6

Tableau II-2 : Résumé des caractéristiques physiques et diélectriques de l'applicateur urétral et des milieux chauffés.

on exprime le terme k_{2e} comme étant le nombre d'onde équivalent pour le milieu équivalent à l'ensemble des milieux 2, 3 et 4 par :

$$k_{2e} = k_2 \left(\frac{\ln\left(\frac{d}{a}\right)}{\ln\left(\frac{d}{a}\right) + \frac{|k_2|^2}{|k_3|^2} \ln\left(\frac{c}{b}\right) + \frac{|k_2|^2}{|k_4|^2} \ln\left(\frac{d}{c}\right)} \right)^{1/2} \quad (5)$$

et le terme F par :

$$F = \frac{H_0^{(1)}(k_5 d)}{k_5 d H_1^{(1)}(k_5 d)} \quad H_i^{(j)} : \text{fonction de HANKEL} \quad (6)$$

L'impédance caractéristique s'exprime alors par la relation :

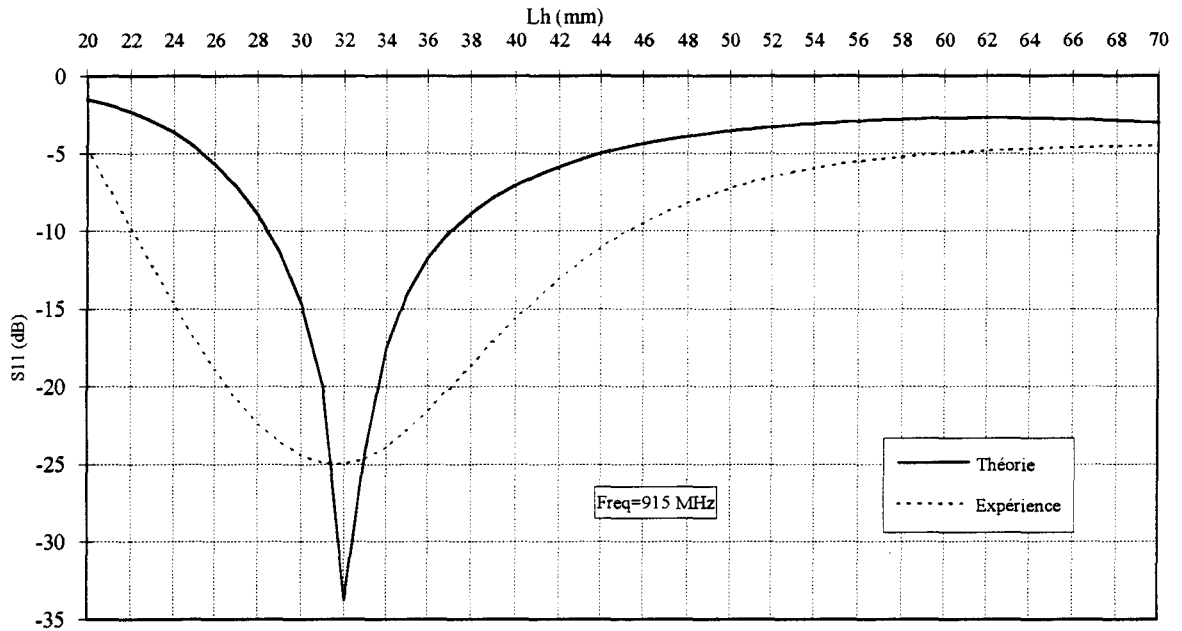
$$Z_c^* = \left(\frac{\omega \mu_0 k_L}{2\pi k_{2e}^2} \right) \left(\ln\left(\frac{d}{a}\right) + \frac{|k_{2e}|^2}{|k_5|^2} F \right) \quad (7)$$

Connaissant tous les termes des formules (4) et (7), nous pouvons ainsi en déduire l'impédance Z^*_0 grâce aux formules (1) et (2).

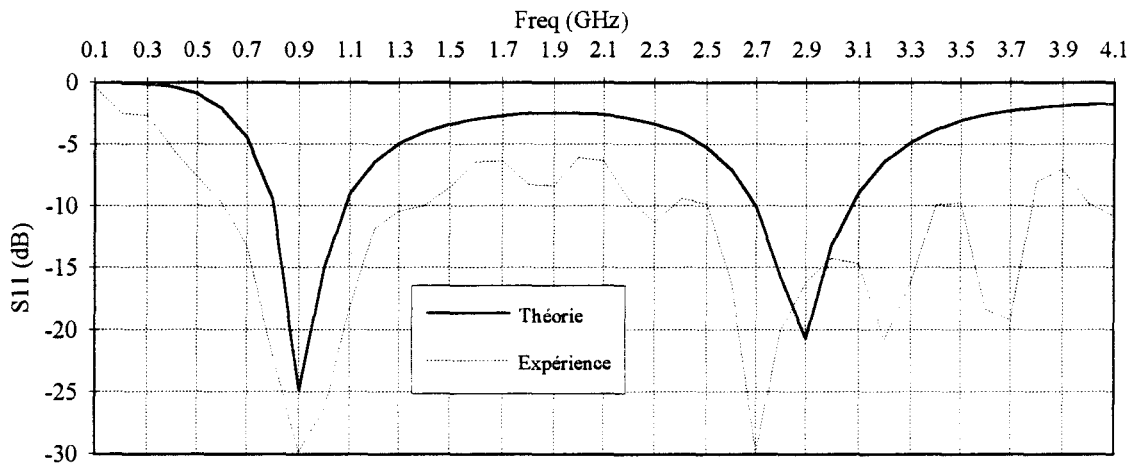
Afin de pouvoir appliquer les formules analytiques précédentes, il faut connaître parfaitement les dimensions géométriques et les caractéristiques diélectriques des divers milieux rencontrés. Ces données sont regroupées dans le *tableau II-2*

Après vérification des hypothèses de calcul, la première étape consiste à trouver la longueur (h) pour laquelle l'applicateur urétral présente une bonne adaptation à la fréquence de chauffage lorsque l'applicateur est plongé dans l'eau salée à 6 g/l. Les calculs sont effectués pour la fréquence de chauffage ($f=915$ MHz). Sur la *courbe II-1*, nous pouvons remarquer que l'adaptation est réalisée pour une longueur $L_h=32$ mm.

Chapitre II



Courbe II-1 : Evolution théorique et expérimentale du coefficient de réflexion en fonction de la longueur dénudée L_h pour l'applicateur urétral prototype à la fréquence de 915 MHz (formalisme de KING).



Courbe II-2 : Evolution théorique et expérimentale du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour l'applicateur urétral prototype. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).

Une simulation fréquentielle nous montre, *courbe II-2.*, que l'on réalise bien l'adaptation avec $L_h=32$ mm. Remarquons que le calcul de S_{11} en fonction de la fréquence nécessite la connaissance de la permittivité de chaque milieu en fonction de la fréquence. Les variations sont prises en compte dans les calculs.

II - 1.1.2. CALCUL DU CHAMP ELECTROMAGNETIQUE

La détermination du champ électromagnétique en tout point de l'espace du milieu dissipatif nécessite la connaissance de la forme du courant circulant dans l'âme centrale du câble coaxial. Le courant est supposé sinusoïdal à la fréquence pour laquelle l'adaptation de l'antenne coaxiale est réalisée.

La forme du courant est donnée par la relation (3), elle permet d'établir les différentes équations analytiques des composantes du champ électromagnétique dans chacun des milieux concentriques.

La *figure II-2* présente le système d'axe du repère cylindrique associé à la structure. Ce choix est imposé par hypothèse de concentricité des milieux qui entraîne une symétrie de révolution. L'axe de l'applicateur correspond à l'axe Z. L'onde se propage dans le sens des Z positifs.

Le câble coaxial étant supposé parfaitement placé au centre dans le cathéter, la symétrie de révolution permet de calculer le champ indépendamment de Φ ($\Phi=0$).

Il nous faut donc calculer les composantes du champ électromagnétique en tout point de l'espace, à partir du bord de l'âme centrale.

Le champ électrique est d'abord calculé dans le diélectrique du câble coaxial (milieu 2 : téflon) et l'eau de refroidissement (milieu 3). La charge électrique, par unité de longueur, s'exprime à partir de la répartition du courant dans le conducteur central $I(z)$ par :

$$q(z) = \frac{j}{\omega} \frac{\partial I(z)}{\partial z} \quad (8)$$

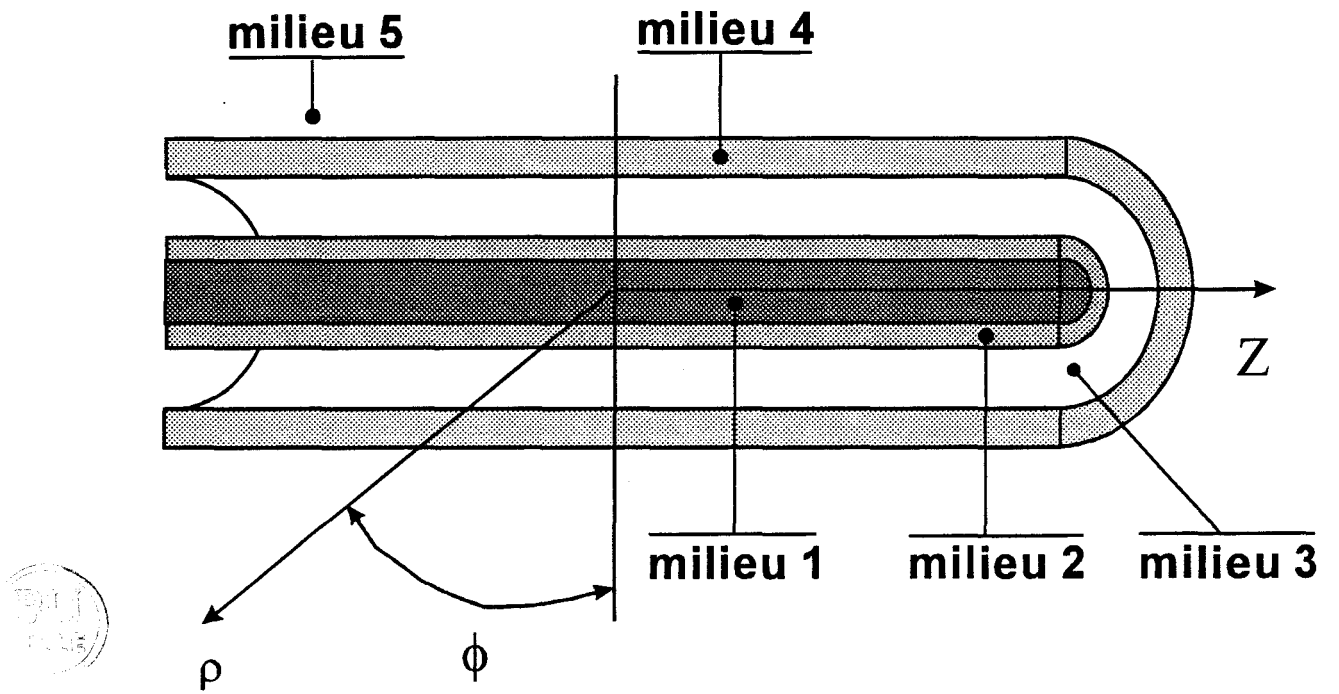


Figure II-2 : Système d'axe utilisé dans le formalisme de KING.

Les composantes du champ magnétique et du champ électrique s'écrivent alors :

Milieu 2 :

$$H_{2\phi}(\rho, z) \approx \frac{I(z)}{2\pi\rho} \quad a \leq \rho \leq b \quad (9)$$

$$E_{2\rho}(\rho, z) \approx \frac{q(z)}{2\pi\epsilon_2\rho} \quad a \leq \rho \leq b \quad (10)$$

$$E_{2z}(\rho, z) \approx \int_a^\rho \left[\frac{\partial E_{2\rho}(\rho, z)}{\partial z} + j\omega\mu_0 H_{2\phi}(\rho, z) \right] d\rho \quad (11)$$

milieu 3 :

$$H_{3\phi}(\rho, z) \approx \frac{I(z)}{2\pi\rho} \quad b \leq \rho \leq c \quad (12)$$

$$E_{3\rho}(\rho, z) \approx \frac{q(z)}{2\pi\epsilon_3\rho} \quad b \leq \rho \leq c \quad (13)$$

$$E_{3z}(\rho, z) \approx \int_a^\rho \left[\frac{\partial E_{3\rho}(\rho, z)}{\partial z} + j\omega\mu_0 H_{3\phi}(\rho, z) \right] d\rho \quad (14)$$

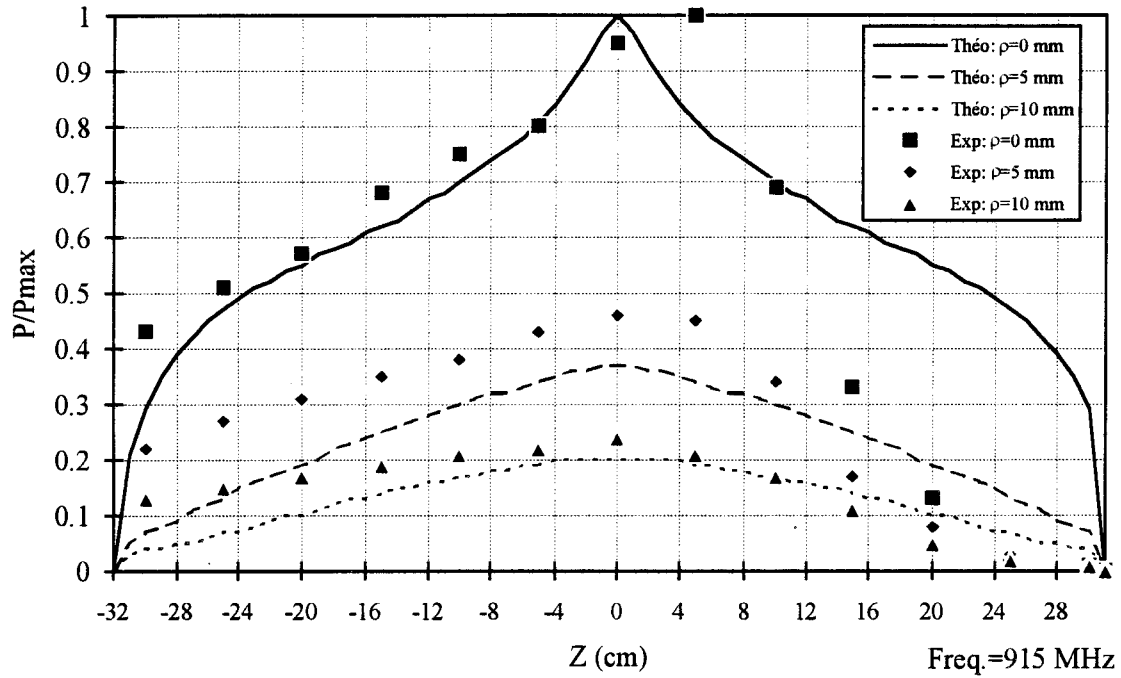
Dans le cas de l'applicateur urétral, nous avons émis l'hypothèse simplificatrice que la présence du cathéter plastique peut être négligée, son épaisseur étant très faible devant la longueur d'onde. Dans ce cas, nous n'avons pas à calculer les composantes du champ électromagnétique dans le milieu 4 (paroi du cathéter). L'étude étant effectuée dans le milieu 5, l'onde réfléchie produite à la surface de séparation entre le cathéter (milieu 4) et le milieu dissipatif (milieu 5) est négligée.

Les équations de continuité s'écrivent :

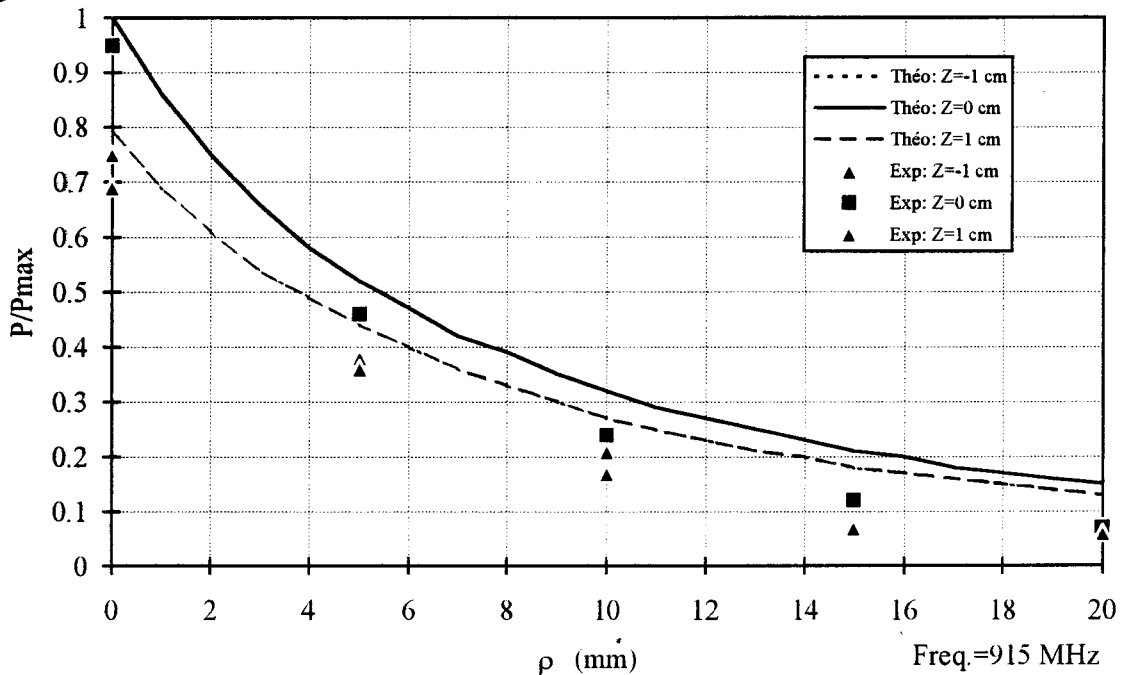
$$H_{5\phi}(c, z) = H_{3\phi}(c, z) \quad (15)$$

$$E_{5r}(c, z) = \left(\frac{\epsilon_5^*}{\epsilon_3^*} \right) E_{3r}(c, z) \quad (16)$$

$$E_{5z}(c, z) = E_{3z}(c, z)$$



Courbe II-3 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée longitudinale pour l'applicateur urétral prototype. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).



Courbe II-4 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée transversale pour l'applicateur urétral prototype. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).

Ces conditions limites permettent de calculer les composantes du champ électromagnétique $E_{5\rho}(\rho, z)$ et $E_{5z}(\rho, z)$ données par les expressions suivantes [37] :

$$E_{5z}(\rho, z) = \frac{1}{4\pi} \int_{-h}^h dz' \int_0^\pi c d\phi' \left\{ -2j\omega\mu_0 H_{5\phi}(c, z') \Psi + 2E_{5z}(c, z') \frac{1}{R} \frac{\partial \Psi}{\partial R} (c - \rho \cos \phi') \right. \\ \left. - 2E_{5\rho}(c, z') \frac{1}{R} \frac{\partial \Psi}{\partial R} (z - z') \right\} \quad (17)$$

$$E_{5\rho}(\rho, z) = \frac{1}{4\pi} \int_{-h}^h dz' \int_0^\pi c d\phi' \left\{ 2E_{5z}(c, z') \frac{1}{R} \frac{\partial \Psi}{\partial R} (z - z') \cos \phi' + 2E_{5\rho}(c, z') \frac{1}{R} \frac{\partial \Psi}{\partial R} (c \cos \phi' - \rho) \right\} \quad (18)$$

avec $\Psi = \frac{e^{-jk_s R}}{R}$ (19)

$$R = \left[(z - z')^2 + (\rho - \rho')^2 + 4\rho c \sin^2 \left(\frac{\phi'}{2} \right) \right]^{1/2} \quad (20)$$

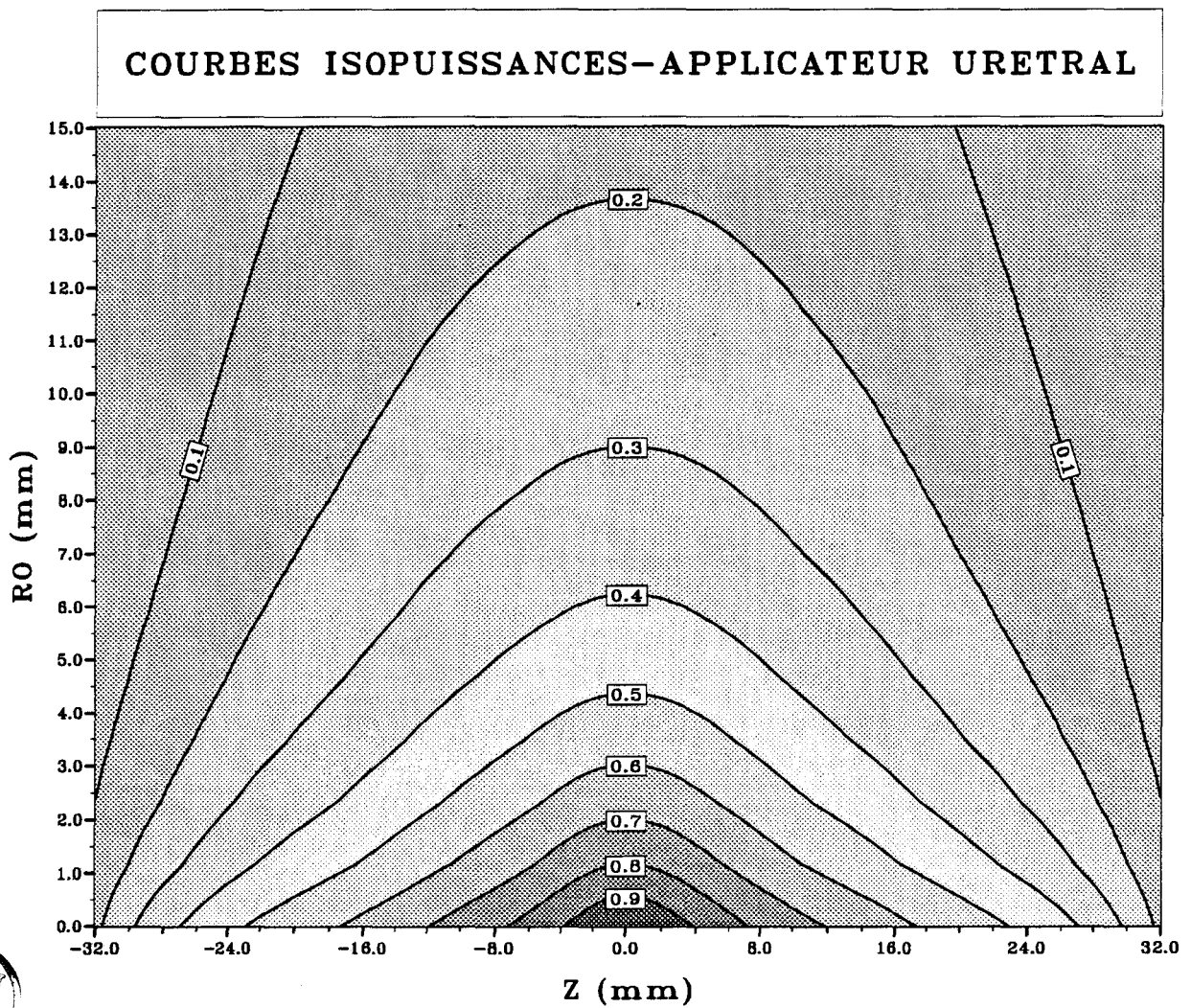
Plusieurs types de procédures peuvent être utilisés afin de calculer numériquement les intégrales des équations (17) et (18). Nous ne retiendrons que la méthode de GAUSS [38-39-40] qui est la plus rapide et la plus précise pour ce type d'intégrale.

Le dépôt de puissance dans le milieu dissipatif est donné par la relation :

$$P = \frac{1}{2} \sigma_s \left(|E_{5\rho}(\rho, z)|^2 + |E_{5z}(\rho, z)|^2 \right) \quad (21)$$

On peut ainsi calculer la puissance dissipée en chaque point du milieu dissipatif.

Sur les courbes II-3 et II-4 sont représentées les variations de la puissance normalisée par rapport à la valeur maximale située sur l'interface cathéter-milieu dissipatif en fonction de la position dans le repère cylindrique. Le calcul de la puissance est effectué dans de l'eau salée à 6 g/l, milieu simulant les tissus biologiques.



Courbe II-5 : Evolution théorique des courbes isopuissances pour l'applicateur urétral prototype à la fréquence de 915 MHz. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm. (milieu eau salée à 6 g/l)(Formalisme de KING).

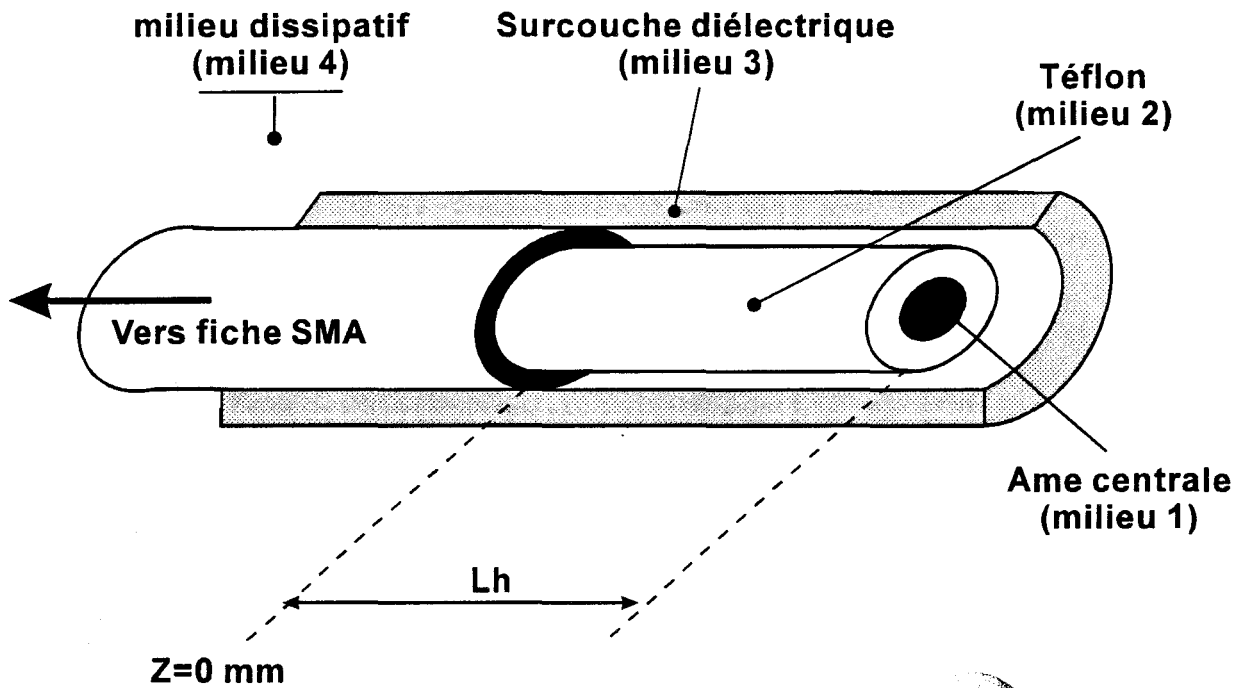


Figure II-3 : Schéma simplifié de l'applicateur utérin.

MILIEU	DIAMETRE	NOMBRE D'ONDE	DESCRIPTION
1	2a	×	âme centrale. Conducteur parfait
2	2b	$k_2 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_2}$	Téflon du câble coaxial
3	2c	$k_3 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_3}$	Surcouche diélectrique (longueur >2h)
4	×	$k_4 = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_4^*}$	Milieu dissipatif (fantôme ou biologique)

Tableau II-3 : Résumé des caractéristiques physiques et électriques de l'applicateur utérin.

	Diamètre (mm)	Fréquence (MHz)	ϵ_r'	ϵ_r''	σ (S/m)
Milieu 1	0.91	Toutes	\times	\times	∞
Milieu 2	2.95	434	2.2	0.00033	8.010^{-6}
		915	2.2	0.00033	1.710^{-5}
		2000	2.2	0.00033	3.610^{-5}
		3000	2.2	0.00033	5.510^{-5}
		4000	2.2	0.00033	7.310^{-5}
Milieu 3	6.0	434	4.0	0.0	0.0
		915	4.0	0.0	0.0
		2000	4.0	0.0	0.0
		3000	4.0	0.0	0.0
		4000	4.0	0.0	0.0
Milieu 4 (muscle)	semi-infini	434	51.8	41.1	1.0
		915	48.8	21.5	1.1
		2000	47.5	13.4	1.5
		3000	46.9	12.0	2.0
		4000	46.3	12.1	2.7
Milieu 4 (eau salée)	semi-infini	434	79.4	55.2	1.3
		915	78.2	27.7	1.40
		2000	77.1	18.65	2.0
		3000	76.3	19.0	3.2
		4000	75.0	20.7	4.6

Tableau II-4 : Résumé des caractéristiques physiques et diélectriques de l'applicateur utérin et des milieux chauffés.

Ces deux représentations nous permettent de comparer les valeurs numériques avec les valeurs expérimentales du *Chapitre I*. On peut remarquer que le modèle du dipôle équivalent ne décrit pas complètement le dépôt de puissance pour l'applicateur urétral. En effet, en pratique on observe une dissymétrie du dépôt de puissance par rapport au plan de jonction $Z=0$ que ce modèle ne peut prendre en compte.

La méthode utilisée dans le second paragraphe permet une approche théorique plus appropriée pour la description de l'applicateur urétral.

Les courbes isopuissances théoriques permettent de représenter suivant les directions ρ et z la zone d'efficacité (zone limitée par la courbe isopuissance à 50 %) de l'applicateur urétral obtenue avec le formalisme de KING (*courbe II-5*). Cette zone s'étend approximativement sur 4.6 cm de part et d'autre du plan de jonction ($Z=0$) et sur une profondeur de 0.35 cm dans le plan $Z=0$.

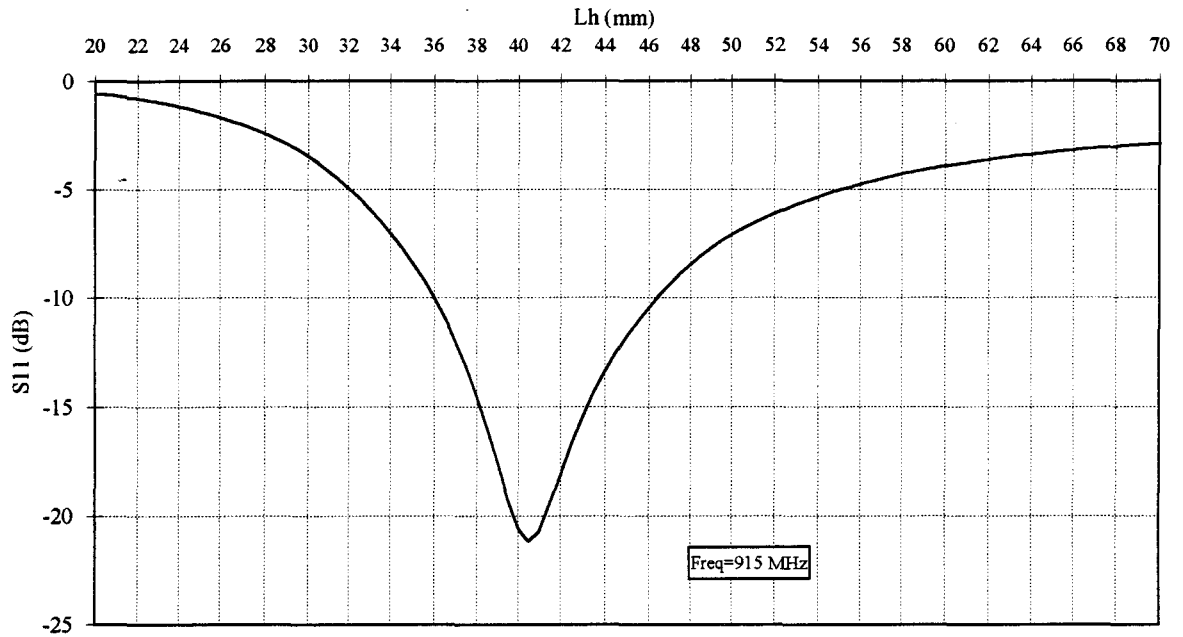
II - 1.2. ETUDE DE L'APPLICATEUR UTERIN

Sur le même modèle que précédemment, nous allons caractériser l'applicateur utérin. La méthode développée dans le sous premier paragraphe (*cf II-1-1*) s'applique aussi dans ce cas. La *figure II-3* montre la structure étudiée. Les *tableaux II-3 et II-4* regroupent les différents paramètres nécessaires au calcul.

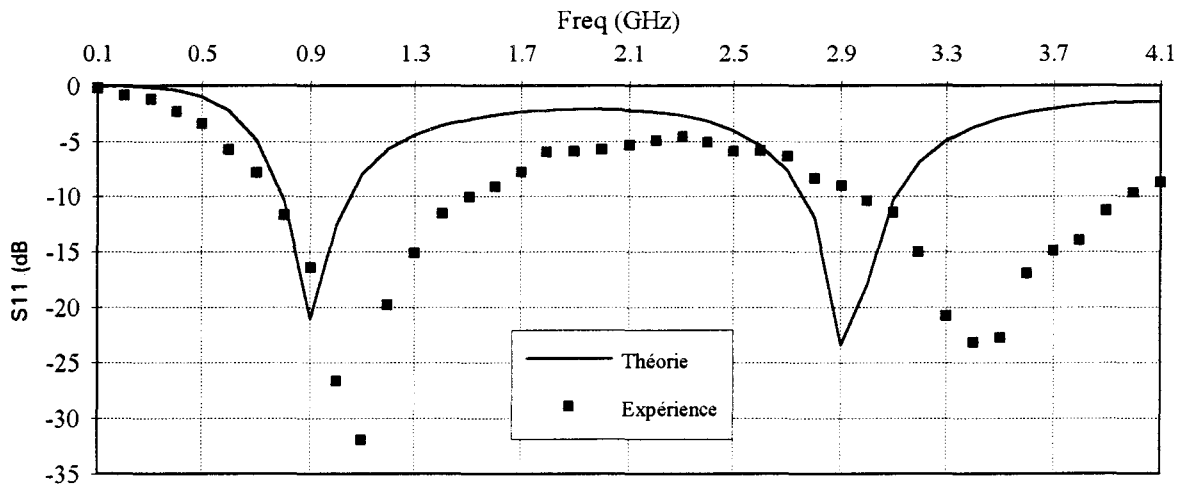
II - 1.2.1. ADAPTATION ELECTROMAGNETIQUE

Les formules (4), (5), (6), (7) utilisées pour l'adaptation de l'applicateur urétral s'appliquent pour l'applicateur utérin en prenant $c=d$. Après avoir vérifié les hypothèses de calcul 1), 2), 3), 4) nous obtenons les *courbes II-6 et II-7*. Elles représentent respectivement les variations du coefficient de réflexion en fonction de la longueur dénudée h à la fréquence de 915 MHz et les variations du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour une longueur h donnée. Un décalage entre la théorie et l'expérience est observé sur la *courbe II-7*. Celui-ci est dû en partie au fait que la surcouche diélectrique ne couvre pas une longueur h de part et d'autre du plan de jonction $Z=0$, le modèle utilisé ne pouvant prendre en compte cette dissymétrie longitudinale de la surcouche.

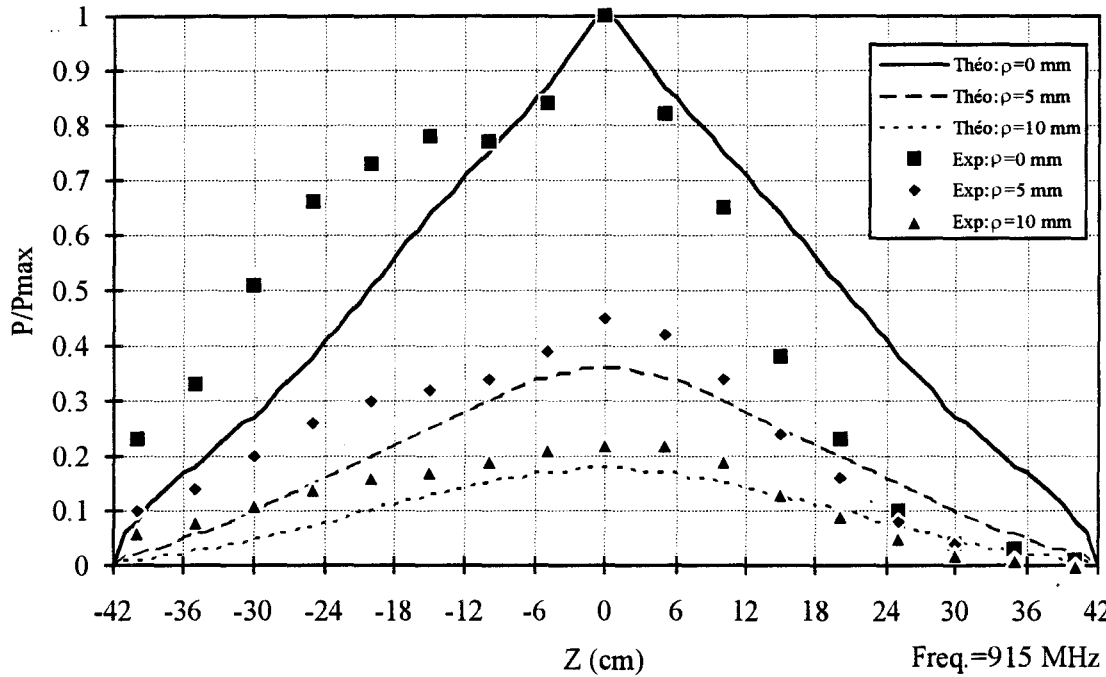
Chapitre II



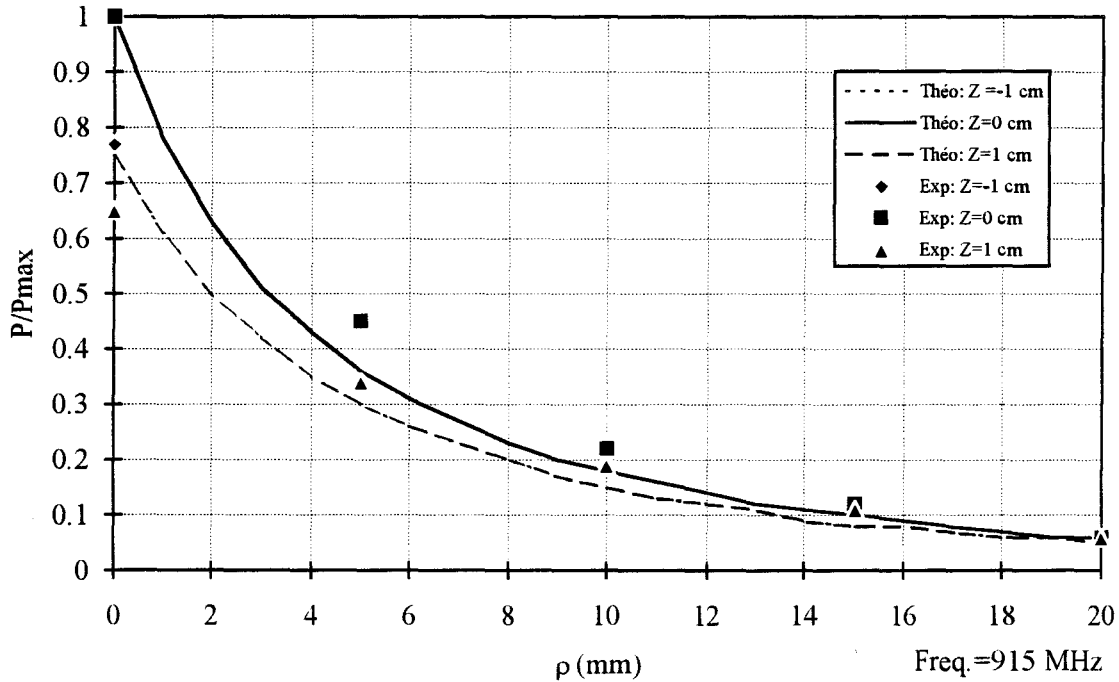
Courbe II-6 : Evolution théorique du coefficient de réflexion en fonction de la longueur dénudée L_h pour l'applicateur utérin muni d'une surcouche diélectrique de permittivité $\epsilon'_r=4$ (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).



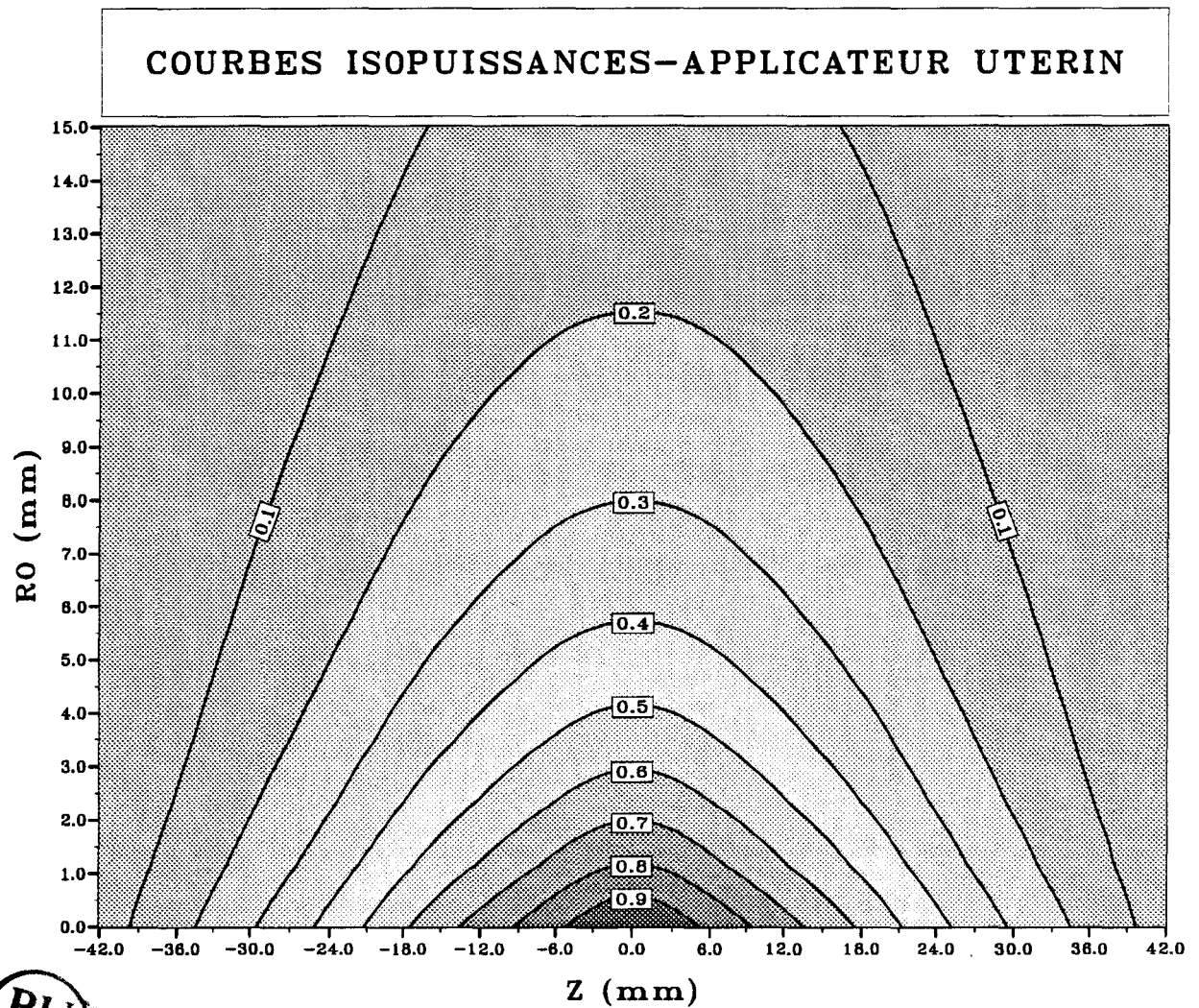
Courbe II-7 : Evolution théorique et expérimentale du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour l'applicateur utérin utilisé en routine clinique pour une longueur dénudée $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).



Courbe II-8 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée longitudinale pour l'applicateur utérin muni d'une surcouche diélectrique $\epsilon'_r=4$. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).



Courbe II-9 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée transversale pour l'applicateur utérin muni d'une surcouche diélectrique $\epsilon'_r=4$. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(formalisme de KING).



Courbe II-10 : Evolution théorique des courbes isopuissances pour l'applicateur utérin muni d'une surcouche diélectrique $\epsilon'_r=4$ à la fréquence de 915 MHz. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=41$ mm. (milieu eau salée à 6 g/l)(Formalisme de KING).

II - 1.2.2. CALCUL DU CHAMP ELECTROMAGNETIQUE

La méthode de calcul du champ électromagnétique s'appuie sur les mêmes équations (24), (25), (26), (27) en prenant $c=d$. Le *tableau II-4* résume les différents paramètres de calcul du champ électromagnétique.

Les *courbes II-8 et II-9* représentent respectivement l'évolution de la puissance normalisée longitudinale et transversale. Comme précédemment, le modèle ne peut décrire la dissymétrie du dépôt de puissance. Néanmoins, on peut observer une bonne concordance entre la décroissance de la puissance théorique et celle relevée expérimentalement dans le plan transverse.

Une évolution théorique des courbes isopuissances (*courbe II-10*) montre la zone d'efficacité de l'applicateur urétral (50 % de l'énergie micro-onde).

Le modèle développé dans ce paragraphe permet de calculer la longueur h , qui réalise un transfert optimal de l'énergie micro-onde, il utilise une formulation analytique, qui permet de définir avec une bonne précision la longueur optimale h de la partie dénudée de l'antenne : ceci étant confirmé par les mesures à l'analyseur de réseaux du coefficient de réflexion (S_{11}).

Par contre le dépôt de puissance calculé avec ce formalisme ne peut décrire la dissymétrie existant de part et d'autre du plan de jonction $Z=0$ de l'antenne coaxial. Nous avons donc développé un modèle plus élaboré qui utilise la méthode des différences finies dans le domaine temporel.

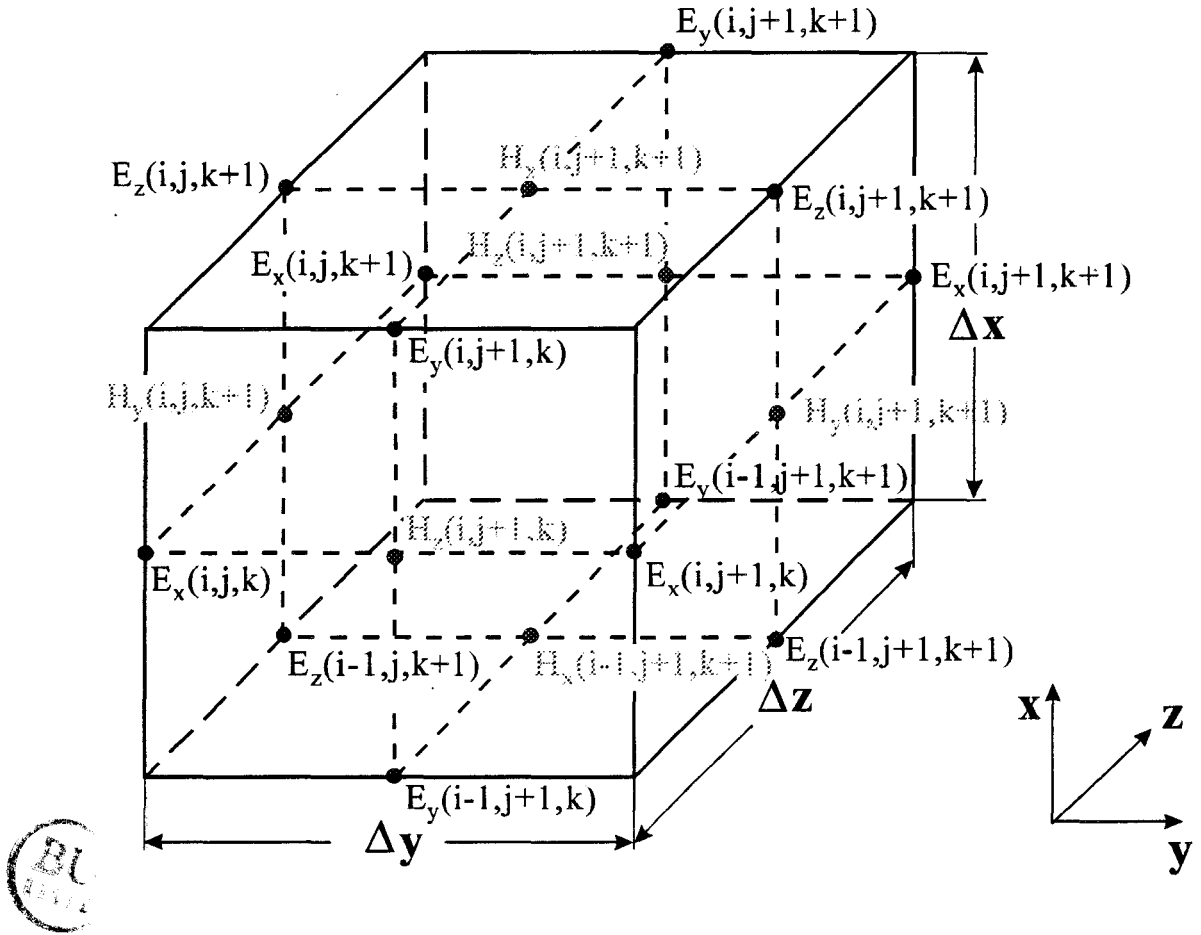


Figure II-4 : Schéma de la maille de YEE (maille élémentaire).

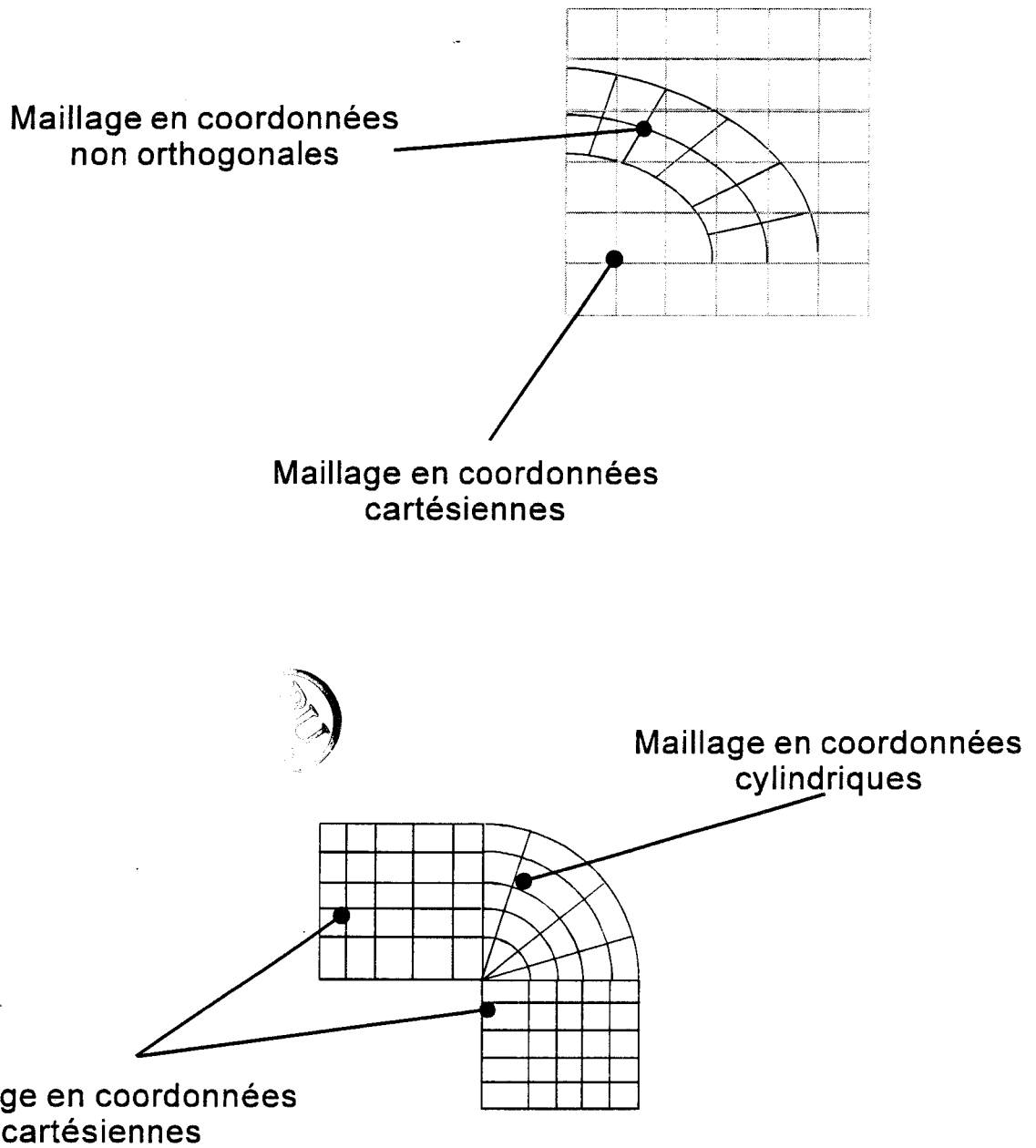


Figure II-5 : Exemples d'associations de plusieurs types de mailles.

II - 2. MODELISATION D'UNE ANTENNE COAXIALE PAR LA METHODE DES DIFFERENCES FINIES DANS LE DOMAINE TEMPOREL

La solution des équations de MAXWELL est généralement, mis à part quelques cas très particuliers, très difficile à obtenir analytiquement. C'est pourquoi il est intéressant de pouvoir les résoudre numériquement en chaque point de l'espace où elles sont définies. K.S. YEE propose une méthode numérique de résolution de ces équations [41] : la méthode des différences finies dans le domaine temporel (F.D.T.D). Le milieu dans lequel on désire calculer le champ électromagnétique est divisé en maille élémentaire (appelée couramment "maille de YEE") où sont placées les composantes E et les composantes H du champ électromagnétique. Les composantes sont positionnées sur les arêtes du cube et aux centres des faces du cube (*figure II-4*). Les équations de MAXWELL sont résolues grâce à un calcul itératif temporel et spatial. Ces solutions donnent accès aux composantes E et H du champ électromagnétique. Les progrès techniques dans le domaine du calcul numérique permettent d'appliquer cette méthode à de nombreux problèmes d'électromagnétisme [42-43-44].

De nombreuses publications traitent de la méthode des différences finies en coordonnées cartésiennes [45 à 52]. Ce principe doit être adapté à la forme du ou des objets dans lesquels on veut calculer le champ électromagnétique. Il est donc nécessaire de réaliser un maillage en coordonnées curvilignes (ou en coordonnées non orthogonales). C'est une méthode complexe qui fait appel aux calculs tensoriels [53 à 59].

Certains auteurs ont trouvé un compromis, afin d'alléger les calculs, en associant plusieurs types de mailles (*figure II-5*); celles-ci étant placées aux endroits où l'on ne peut utiliser la maille cubique [60-61]. Dans le cas de figure où les antennes sont modélisées par des dipôles équivalents, certains auteurs utilisent la transformée conforme afin de ramener le modèle d'antenne cylindrique à un modèle d'antenne plan où l'on peut utiliser le maillage cubique [62 à 65].

La structure cylindrique des applicateurs étudiés permet l'utilisation d'un repère cylindrique. Une simplification des équations peut être envisagée, car les applicateurs possèdent une symétrie de révolution autour de l'axe Z.

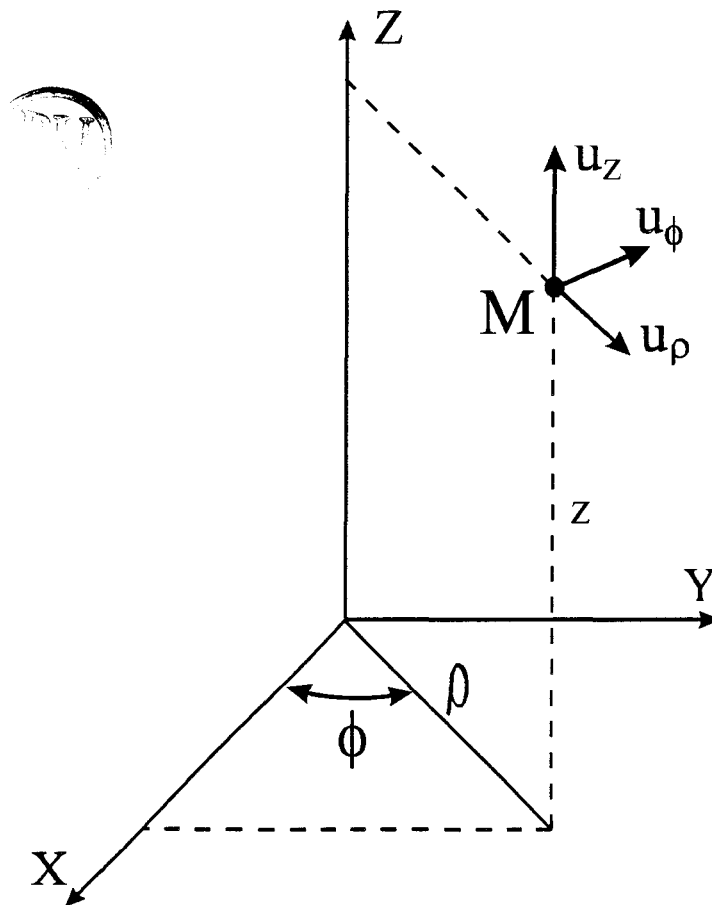


Figure II-6 : Repère cylindrique utilisé dans la méthode des différences finies.

II - 2 - 1. PRESENTATION DU MODELE UTILISE

Dans un premier temps, nous allons présenter le modèle général utilisé en trois dimensions. Puis, une simplification des équations de MAXWELL nous conduira aux équations utilisées pour modéliser les applicateurs.

II - 2.1.1. MODELE TRIDIMENSIONNEL

Sur la *figure II-6*, est présenté le repère cylindrique à partir duquel nous définissons toutes nos équations de MAXWELL.

Le milieu à étudier est discrétisé en mailles élémentaires. Les composantes des champs magnétiques et champs électriques sont positionnées sur les arêtes et les faces des mailles comme indiqué sur la *figure II-7*.

Les équations de MAXWELL données sous forme générale sont [70-71]

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} = -\mu_0 \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \text{ avec } \vec{B} = \mu_0 \vec{H} \quad (22)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \text{ avec } \vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (23)$$

En utilisant les opérateurs sous leur forme cylindrique :

$$\nabla \times \vec{H} = U_\rho \left(\frac{1}{\rho} \frac{\partial H_z}{\partial \phi} - \frac{\partial H_\phi}{\partial z} \right) + U_\phi \left(\frac{\partial H_\rho}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial \rho} \right) + U_z \left(\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho H_\phi) - \frac{1}{\rho} \frac{\partial H_\rho}{\partial \phi} \right) \quad (24)$$

$$\nabla \times \vec{E} = U_\rho \left(\frac{1}{\rho} \frac{\partial E_z}{\partial \phi} - \frac{\partial E_\phi}{\partial z} \right) + U_\phi \left(\frac{\partial E_\rho}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial \rho} \right) + U_z \left(\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho E_\phi) - \frac{1}{\rho} \frac{\partial E_\rho}{\partial \phi} \right) \quad (25)$$

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} (\vec{H}_\rho \vec{U}_\rho + \vec{H}_\phi \vec{U}_\phi + \vec{H}_z \vec{U}_z) \quad (26)$$

Maillage tridimensionnel

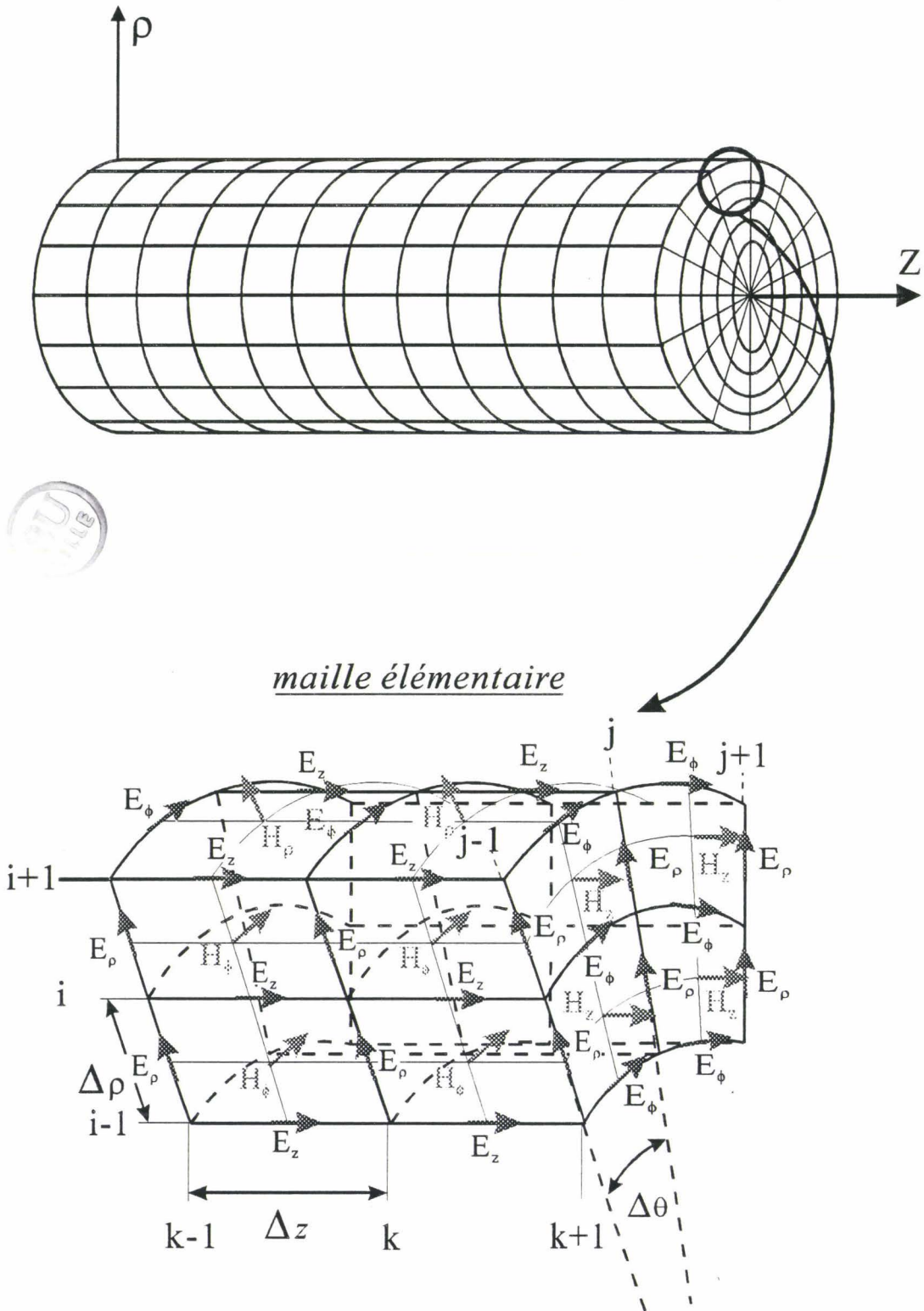


Figure II-7 : Maillage cylindrique tridimensionnel.

Les équations (22) et (23) deviennent :

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial E_z}{\partial \phi} - \frac{\partial E_\phi}{\partial z} = -\mu_0 \frac{\partial H_\rho}{\partial t} \quad (27)$$

$$\frac{\partial E_\rho}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial \rho} = -\mu_0 \frac{\partial H_\phi}{\partial t} \quad (28)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho E_\phi) - \frac{1}{\rho} \frac{\partial E_\rho}{\partial \phi} = -\mu_0 \frac{\partial H_z}{\partial t} \quad (29)$$

et aussi :

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial H_z}{\partial \phi} - \frac{\partial H_\phi}{\partial z} = \sigma E_\rho + \varepsilon \frac{\partial E_\rho}{\partial t} \quad (30)$$

$$\frac{\partial H_\rho}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial \rho} = \sigma E_\phi + \varepsilon \frac{\partial E_\phi}{\partial t} \quad (31)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho H_\phi) - \frac{1}{\rho} \frac{\partial H_\rho}{\partial \phi} = \sigma E_z + \varepsilon \frac{\partial E_z}{\partial t} \quad (32)$$

Ce système d'équations différentielles de 6 équations à 6 inconnues, (27) à (32), doit être résolu sur chaque maille réalisant une discrétisation spatiale et temporelle suivant le schéma décrit par YEE. Etant donnée la symétrie de révolution des applicateurs endocavitaires, ces équations vont se simplifier pour aboutir à une modélisation bidimensionnelle.

II - 2.1.2 MODELE BIDIMENSIONNEL

Sur la *figure II-8* est présenté le maillage bidimensionnel utilisé et la maille élémentaire sur laquelle sont placés les vecteurs champs magnétiques et champs électriques.

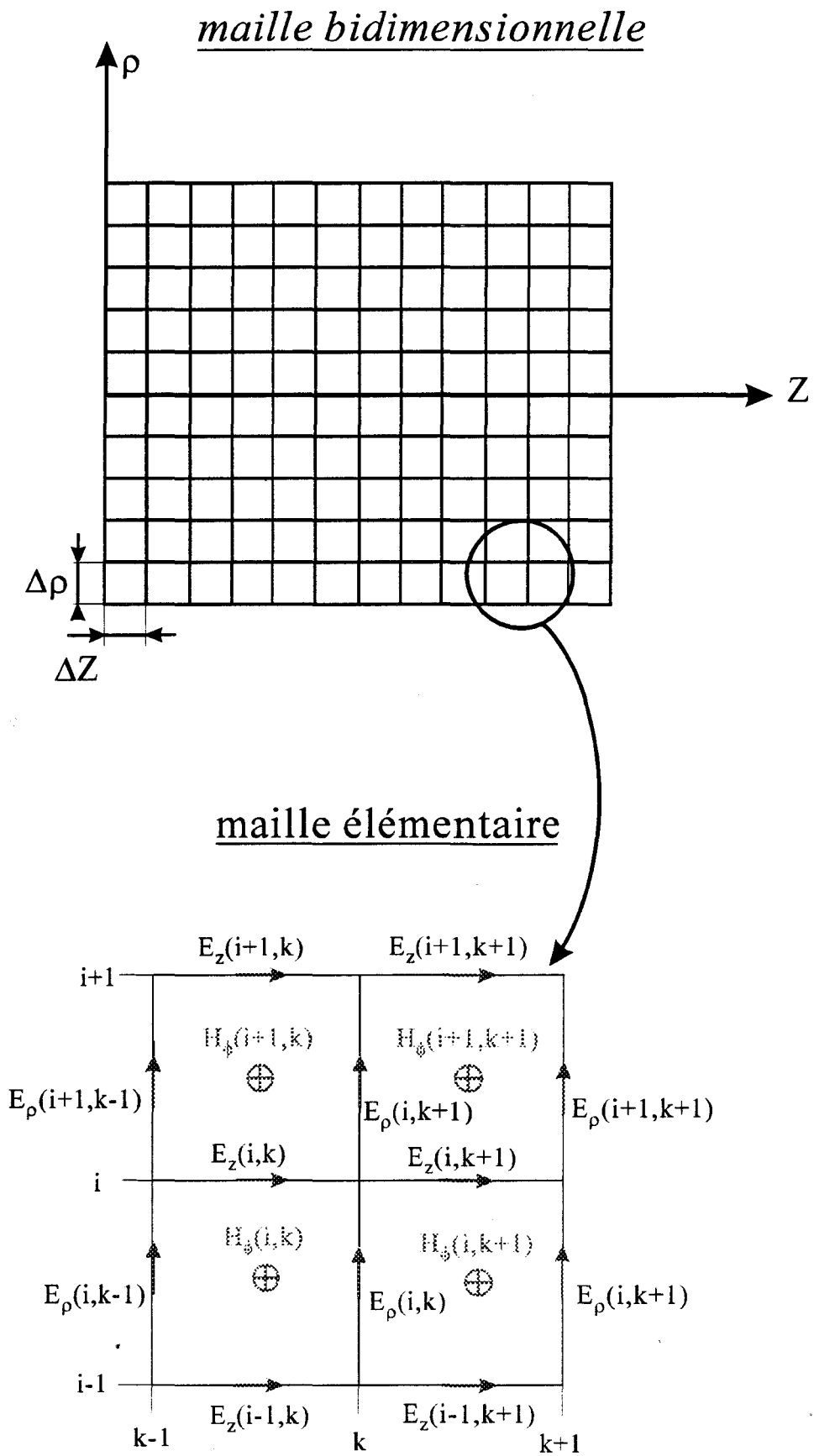


Figure II-8 : Maillage bidimensionnel utilisé pour la modélisation des applicateurs endocavitaires.

Dans les câbles coaxiaux, l'onde électromagnétique se propage suivant un mode TEM. Pour ce mode, seules deux composantes du champ électromagnétique existent : H_ϕ et E_ρ . Les équations générales (27) à (32) sont simplifiées en considérant que :

$$H_\rho = 0 ; H_z = 0 ; E_\phi = 0 \quad (33)$$

d'où le système d'équations différentielles suivant [74]:

$$\frac{\partial E_\rho}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial \rho} = -\mu_0 \frac{\partial H_\phi}{\partial t} \quad (34)$$

$$-\frac{\partial H_\phi}{\partial z} = \sigma E_\rho + \varepsilon \frac{\partial E_\rho}{\partial t} \quad (35)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho H_\phi) = \sigma E_z + \varepsilon \frac{\partial E_z}{\partial t} \quad (36)$$

En appliquant le principe de la "maille de YEE", c'est à dire en calculant les composantes du champ électrique toutes les Δt secondes et les composantes du champ magnétique toutes les $(n+1)\Delta t/2$ secondes (où Δt représente l'unité de temps discrétisé), nous obtenons, avec notre maille élémentaire de la *figure II-8*, les expressions :

$$H_\phi^{n+1/2}(i, k) = H_\phi^{n-1/2}(i, k) + \frac{\Delta t}{\mu_0 \Delta \rho} [E_z^n(i, k) - E_z^n(i-1, k)] - \frac{\Delta t}{\mu_0 \Delta z} [E_\rho^n(i, k) - E_\rho^n(i, k-1)] \quad (37)$$

$$E_\rho^{n+1}(i, k) = E_\rho^n(i, k) \left[\frac{\left(\frac{\varepsilon}{\Delta t} - \frac{\sigma}{2} \right)}{\left(\frac{\varepsilon}{\Delta t} + \frac{\sigma}{2} \right)} \right] - \frac{1}{\left(\frac{\varepsilon}{\Delta t} + \frac{\sigma}{2} \right)} \frac{1}{\Delta z} [H_\phi^{n+1/2}(i, k+1) - H_\phi^{n+1/2}(i, k)] \quad (38)$$

$$E_z^{n+1}(i, k) = E_z^n(i, k) \left[\frac{\left(\frac{\varepsilon}{\Delta t} - \frac{\sigma}{2} \right)}{\left(\frac{\varepsilon}{\Delta t} + \frac{\sigma}{2} \right)} \right] - \frac{1}{\left(\frac{\varepsilon}{\Delta t} + \frac{\sigma}{2} \right)} \frac{1}{\Delta \rho \rho_i} [\rho_i H_\phi^{n+1/2}(i+1, k) - \rho_{i-1} H_\phi^{n+1/2}(i, k)] \quad (39)$$

Dans ces équations, les valeurs de ε et σ sont respectivement la permittivité et la conductivité du milieu considéré. La densité du courant J est calculée à partir du vecteur champ électrique [45] :

$$J = \sigma E \quad (40)$$

E étant discrétisé, J est calculé en prenant pour E une valeur moyenne temporelle

$$J = \frac{\sigma}{2} (E^{n+1} + E^n) \quad (41)$$

II - 2.2. CRITERES D'UTILISATION ET EXPLOITATION DU MODELE

II - 2.2.1. CONDITION DE STABILITE

Pour que les erreurs numériques générées lors des calculs successifs sur les mailles élémentaires ne s'accumulent pas, il est nécessaire d'imposer un critère de stabilité. Ce critère s'écrit [41] :

$$\Delta t \leq \frac{1}{v_{\max} \sqrt{\frac{1}{\Delta z^2} + \frac{1}{\Delta \rho^2}}} \quad (42)$$

où v_{\max} : la vitesse de phase maximale dans la structure étudiée (m/s)
 Δz : pas spatial suivant l'axe z (m)
 $\Delta \rho$: pas spatial suivant l'axe ρ (m)

Le paramètre Δt est choisi de manière à ce que le critère (42) soit respecté.

II - 2.2.2. CONDITIONS AUX INTERFACES

La détermination des composantes à l'interface entre deux milieux diélectriques différents doit être étudiée précisément. En effet, la composante du champ électrique tangentielle est calculée à partir du champ magnétique qui possède une dérivée normale discontinue. Le champ électrique tangentiel est obtenu à partir des valeurs calculées dans deux mailles successives

dans les deux milieux [46]. Afin d'éviter les problèmes de discontinuité du champ électrique sur l'interface, X.ZHANG a démontré qu'il suffisait de prendre la valeur moyenne des permittivités de part et d'autre de l'interface.

Après calcul, la permittivité à l'interface s'écrit donc :

$$\varepsilon_{inter} = \frac{\varepsilon_i + \varepsilon_{i+1}}{2} \quad (43)$$

La symétrie de révolution impose que seule la composante existant à l'interface entre deux milieux est la composante tangentielle notée E_z .

A l'interface entre deux milieux successifs de permittivité différente le champ E_z devient

$$E_z^{n+1} = E_z^n(i, k) + \frac{1}{\varepsilon_{inter}} \frac{1}{\Delta t} \frac{1}{\Delta \rho \rho_i} [\rho_{i+1} H_\phi^{n+1/2}(i+1, k) - \rho_i H_\phi^{n+1/2}] \quad (44)$$

Comme le métal est supposé parfait (conductivité infinie), la composante tangentielle est considérée comme nulle ($E_z = 0$).

L'écriture des équations discrétisées pour chaque milieu et la connaissance des équations de continuité aux différentes interfaces permettent de décrire totalement la structure étudiée. Le dernier milieu étant semi-infini, il est nécessaire d'utiliser un artifice de calcul qui permet de limiter la taille des matrices utilisées dans le modèle numérique. Cet artifice traduit mathématiquement une limite de la structure étudiée, il est connu sous le nom de condition d'absorption que nous allons étudier.

II - 2.2.3. CONDITIONS D'ABSORPTION

Les conditions d'absorption doivent être appliquées aux composantes du champ électrique à l'endroit où l'on désire arrêter le calcul.

Ces conditions d'absorption traduisent numériquement la nullité d'un signal réfléchi. Différentes conditions d'absorption sont proposées [75 à 79]. Pour notre part, nous retiendrons celle de G. MUR [76].

Pour les différentes composantes tangentielles (aux limites de la structure) :

$$\left(\frac{\partial}{\partial \rho} - \frac{1}{v} \frac{\partial}{\partial t} \right) E_z = 0 \quad (45)$$

$$\left(\frac{\partial}{\partial z} - \frac{1}{v} \frac{\partial}{\partial t} \right) E_\rho = 0 \quad (46)$$

Ce qui donne les équations discrétisées :

$$E_z^{n+1}(0, k) = E_z^n(1, k) + A(E_z^{n+1}(1, k) - E_z^n(0, k)) \quad (47)$$

$$\text{avec } A = \frac{(v\Delta t - \Delta\rho)}{(v\Delta t + \Delta\rho)}$$

$$E_z^{n+1}(\text{taillei}, k) = E_z^n(\text{taillei} - 1, k) + A(E_z^{n+1}(\text{taillei} - 1, k) - E_z^n(\text{taillei}, k)) \quad (48)$$

avec *taillei* : taille maximale de la matrice de calcul.

La composante $E_\rho(i, k)$ s'exprime de façon identique avec :

$$A = \frac{(v\Delta t - \Delta z)}{(v\Delta t + \Delta z)}$$

L'utilisation de conditions absorbantes de second ordre destinées à prendre en compte l'incidence oblique de la composante tangentielle n'apporte pas de modifications notables. De plus, les structures étudiées sont généralement immergées dans des milieux fortement dissipatifs. L'amplitude du champ électrique est fortement atténuée lorsqu'il arrive au bout de la structure, justifiant l'emploi des équations (45) et (46) uniquement.

II - 2.2.4. MODE D'EXCITATION DE LA STRUCTURE

Pour pouvoir utiliser les équations mises au point, il est nécessaire d'inclure dans l'équation (44) un terme traduisant la source d'excitation électrique (en mode TEM) [74] :

$$\vec{E}_\rho(\rho, t) = \frac{v(t)}{\rho \ln\left(\frac{b}{a}\right)} \vec{U}_\rho \quad (49)$$

où

- \vec{U}_ρ : vecteur unité,
- b : rayon du diélectrique (m),
- a : rayon de l'âme central (m),
- v(t) : tension d'excitation dépendant du temps (V),
- ρ : distance du point considéré à l'axe Z (m).

Il faut donc imposer une différence de potentiel sinusoïdale entre les deux conducteurs de la forme :

$$v(t) = V_0 \sin(\omega t) \quad (50)$$

Le temps étant discrétisé en temps unité Δt il vient :

$$v(n\Delta t) = V_0 \sin(2\pi f n \Delta t) \quad (51)$$

où

- n : instant d'itération considéré (varie entre 1 et N_{\max}),
- V_0 : tension maximale appliquée,
- f : fréquence considérée,
- Δt : le temps unité pour nos calculs.

L'état stationnaire est obtenu après N_{\max} itérations. D'après [66] la valeur de N_{\max} s'exprime par :

$$N_{\max} = \frac{3T}{\Delta t} \quad (52)$$

où

- T : période du signal d'excitation ($T=1/f$ exprimé en seconde),
- Δt : temps unité (s).

On considère donc que le régime stationnaire est établi dans la structure après trois périodes d'oscillations.

Mais, ce mode d'excitation sinusoïdal, nous informe uniquement sur la façon dont se comporte le champ électrique et magnétique en régime harmonique.

Il est intéressant de connaître l'évolution fréquentielle de l'amplitude du champ électrique en un point de la structure. L'utilisation d'un pulse Gaussien, en tant que source d'excitation, permet, après une transformée de FOURIER, d'obtenir cette évolution.

L'excitation choisie est de la forme

$$v(t) = V_0 \exp\left(-\frac{(t-t_0)^2}{\tau^2}\right) \quad (53)$$

où V_0 : Amplitude maximale du pulse Gaussien
 t_0 : Décalage temporel du maximum du pulse
 τ : Largeur du pulse Gaussien
 t : Paramètre temporel.

La représentation spectrale d'un pulse gaussien est elle même un pulse gaussien. Si sa largeur temporelle est suffisante les informations recueillies dans le domaine fréquentiel ont une précision suffisante pour être exploitées.

La détermination de la largeur du pulse s'effectue par une systématisation d'essais, afin d'éviter l'instabilité numérique. Dans notre cas, la relation suivante [47] permet de calculer τ :

$$\tau = \frac{1}{\sqrt{3}} \frac{20\Delta z}{v} \quad (54)$$

où v : Vitesse du signal dans le diélectrique (m/s)
 Δz : Pas spatial suivant la direction de l'axe z (m)

Connaissant les sources d'excitation, nous pouvons maintenant étudier comment exploiter le champ électrique issu du calcul

II - 2.2.5. EXPLOITATION DE L'EXCITATION SINUSOÏDALE

Après chaque itération temporelle, les valeurs maximales du champ électrique, en chaque point de l'espace discrétisé, sont stockées en mémoire. Ainsi, à la fin du calcul, seules les composantes maximales sont utilisées pour déterminer la puissance en chaque point de l'espace. Cette puissance est calculée avec la relation [66]:

$$P(i, k) = \frac{1}{2} \sigma(i, k) \left(|E_{\rho_{\max}}(i, k)|^2 + |E_{z_{\max}}(i, k)|^2 \right) \quad (55)$$

Cette relation est particulièrement intéressante puisqu'elle donne accès à la puissance absorbée en chaque point et que cette puissance est directement transformée en chaleur dans le milieu.

II - 2.2.6. EXPLOITATION DE L'EXCITATION GAUSSIENNE

Si le mode d'excitation sinusoïdal nous renseigne sur la puissance absorbée en chaque point de l'espace et ceci à une fréquence fixe, le mode d'excitation avec un pulse Gaussien permet, quant à lui, de donner une information sur l'amplitude du champ électrique d'un point de la structure en fonction de la fréquence, ce qui nous permet de calculer le coefficient de réflexion dans le plan d'entrée (S_{11}).

II - 2.2.7. DETERMINATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION

L'étude de la transformée de FOURIER de l'amplitude du champ électrique en un point de la structure, permet de ramener l'évolution temporelle du signal dans le domaine spectral.

En plus des résultats transitoires obtenus naturellement avec la méthode des différences finies, le coefficient de réflexion (S_{11}) peut être calculé facilement.

Connaissant l'évolution temporelle de l'amplitude du champ électrique en un point situé dans le plan d'excitation, il est facile, à l'aide de deux calculs différents d'obtenir le champ incident et le champ total. Le champ réfléchi s'exprime par la relation :

$$E_{\text{ref}}^n(i_0, k_0) = E_{\text{tot}}^n(i_0, k_0) - E_{\text{inc}}^n(i_0, k_0) \quad (56)$$

D'après [47] et [49], on peut définir le coefficient de réflexion par la relation :

$$R(f) = \frac{TF(\tilde{V}_{ref}(t))}{TF(\tilde{V}_{inc}(t))} \quad (57)$$

- où
- TF : Opérateur transformée de FOURIER
 - $\tilde{V}_{ref}(t)$: Tension réfléchie dépendante du temps
 - $\tilde{V}_{inc}(t)$: Tension incidence dépendante du temps

Cette relation peut être encore écrite sous la forme plus connue :

$$S_{11}(f) = 20 \cdot \log(R(f)) \quad (58)$$

- où $S_{11}(f)$ est le coefficient de réflexion exprimé en dB.

La transformée de FOURIER est définie comme :

$$X(f) = TF(x(t)) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot e^{-2\pi jft} \cdot dt \quad (59)$$

- où
- $X(f)$: Signal résultant de la transformée de FOURIER
 - $x(t)$: Signal défini dans le domaine temporel
 - f : Paramètre fréquence
 - t : Paramètre temps

Nous allons reprendre la méthode décrite dans les publications [72-73], où le temps est discrétisé. La transformée de FOURIER devient [61]:

$$TF(x(t)) = X(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n\Delta t) \exp(-2\pi jfn\Delta t) \Delta t \quad (60)$$

- où
- N : Nombre de point maximum définissant le signal $x(t)$
 - Δt : Temps discrétisé
 - F : Paramètre fréquence
 - $x(n\Delta t)$: Valeur de la fonction à l'instant $n\Delta t$.

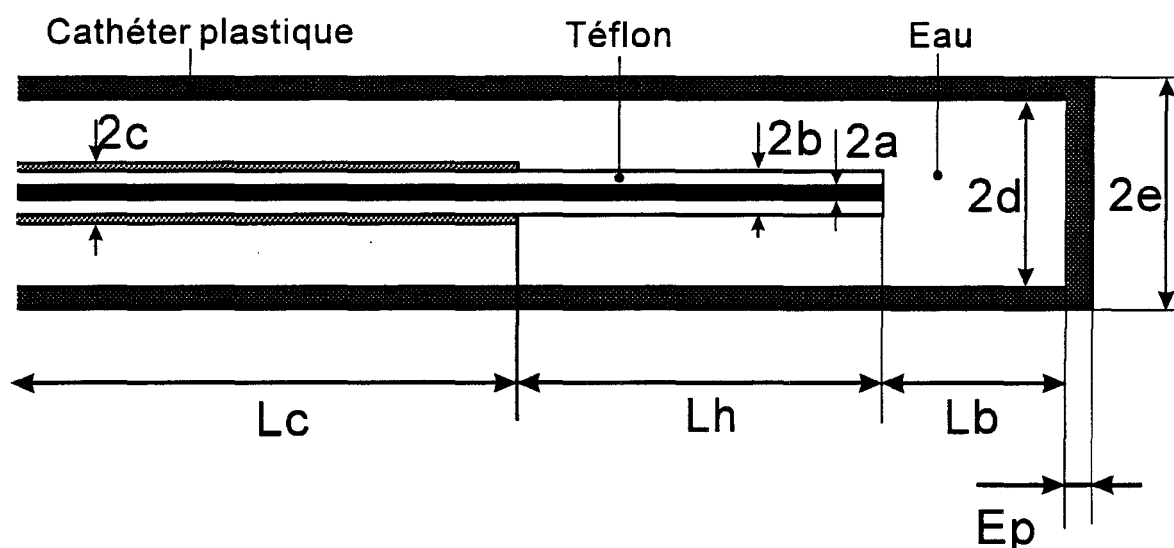


Figure II-9 : Modèle utilisé pour l'applicateur urétral prototype avec la F.D.T.D.

PARAMETRES	VALEURS
N_{max}	20000
Δt	0.3 ps
$\Delta \rho$	0.1 mm
Δz	0.2 mm
2a	0.6 mm
2b	1.6 mm
2c	2.0 mm
2d	4.0 mm
2e	5.0 mm
L_c	12.4 cm
L_h	3.2 cm
L_b	1.5 cm
ep	0.06 cm

Tableau II-4 : Paramètres de calcul utilisés pour l'applicateur urétral prototype

La pas temporel est pris suffisamment petit pour éviter le repliement du spectre de $x(t)$.

II - 2.2.8. PROBLEMES LIES A LA DETERMINATION DU COEFFICIENT DE REFLEXION

Des études récentes [81 à 86] ont montré l'intérêt de la F.D.T.D. en tenant compte de la variation de permittivité complexe des milieux environnants; cette méthode est plus communément appelée (F.D)²T.D.

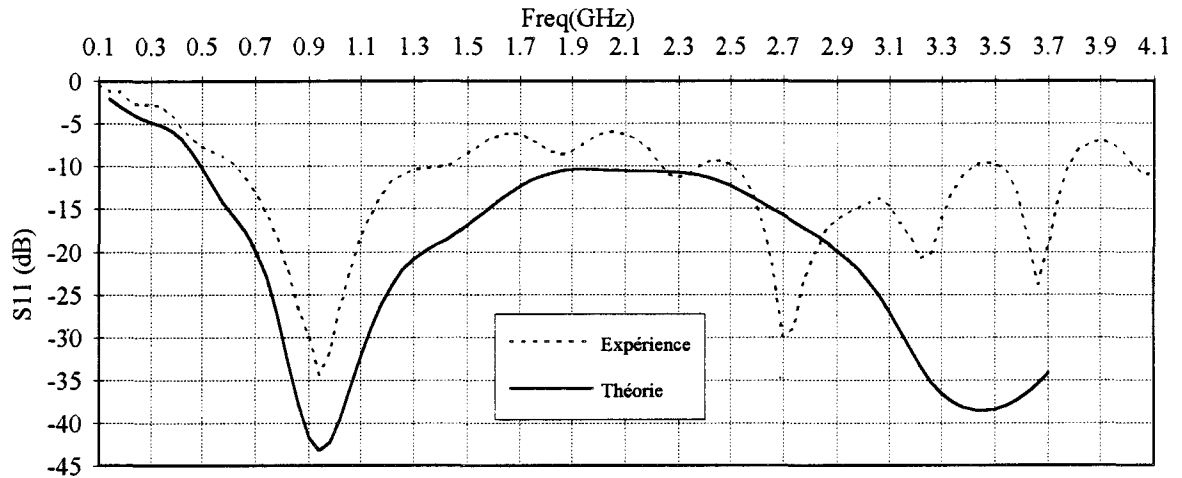
L'étude du coefficient de réflexion s'effectue dans la plage de fréquence comprise entre 0.1 GHz et 4.0 GHz. Il est possible de prendre en compte la variation fréquentielle de la permittivité du milieu dissipatif pour le calcul du coefficient de réflexion, mais les résultats montrent que, pour notre cas, les fréquences de résonance restent inchangées même si on ne tient pas compte de cette variation. Nous omettons dans les calculs les variations de la permittivité des milieux dissipatifs.

Le coefficient de réflexion (S_{11}) n'est rigoureusement déterminé que dans le cas d'une propagation selon le mode TEM. Pour cette raison seul le champ (E_{tot}) radial est pris en compte dans les simulations effectuées pour déterminer le coefficient de réflexion S_{11} .

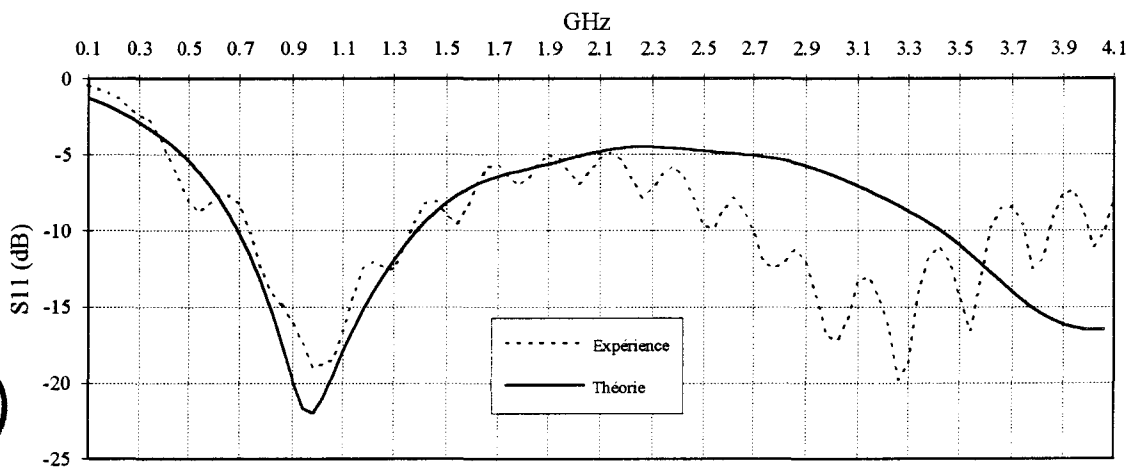
II - 2.3. ETUDE DE L'APPLICATEUR URETRAL

II - 2.3.1. ADAPTATION ELECTROMAGNETIQUE

Les équations développées précédemment sont appliquées à l'étude de l'applicateur urétral. Sur la *figure II-9* est présenté le modèle utilisé pour l'applicateur prototype. Les différents paramètres sont résumés dans le *tableau II-4*. L'évolution du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence, présentée sur la *courbe II-11*, a été calculée sur station de travail RISC/6000. Une comparaison avec le résultat expérimental est présenté sur la même courbe. On peut remarquer une bonne concordance entre les fréquences d'adaptation théoriques et expérimentales de 915 MHz ($S_{11the} \approx -42.5$ dB et $S_{11exp} \approx -35.0$ dB) et de 3 GHz pour une longueur dénudée de 32 mm. Une différence de niveau du coefficient de réflexion est normal puisque nous ne tenons pas compte des différents contacts électriques existant dans la réalité (contact électrique au niveau de la fiche SMA, soudure de la fiche SMA sur le câble coaxial). Ces défauts se répercutent sur les mesures du coefficient de réflexion.



Courbe II-11 : Evolution théorique et expérimentale du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour l'applicateur urétral prototype (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-12 : Evolution théorique et expérimentale du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour le l'applicateur urétral développé par la société BRUKER.(Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D)

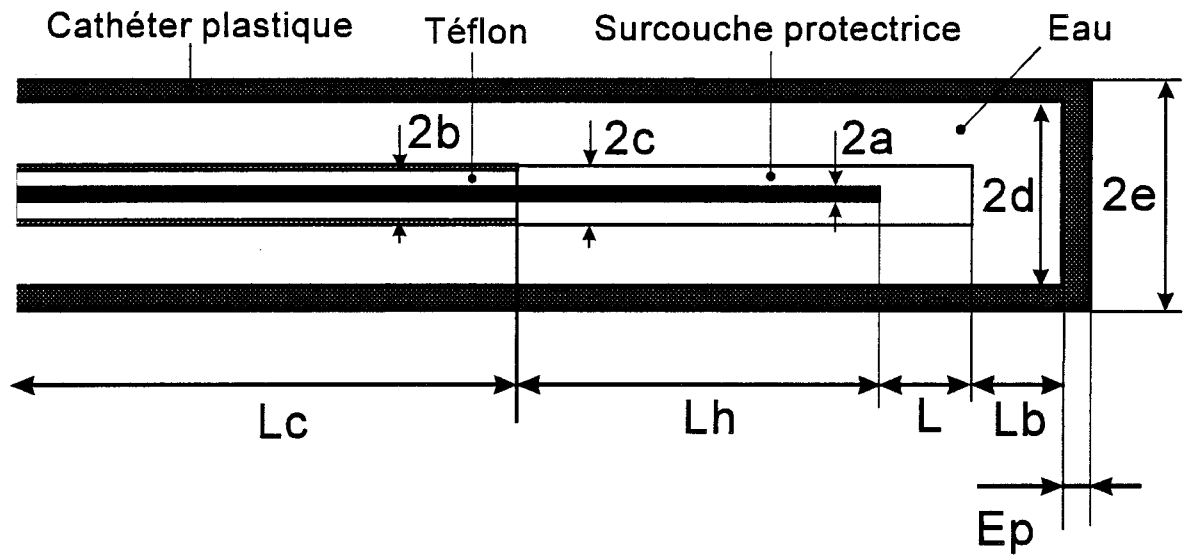
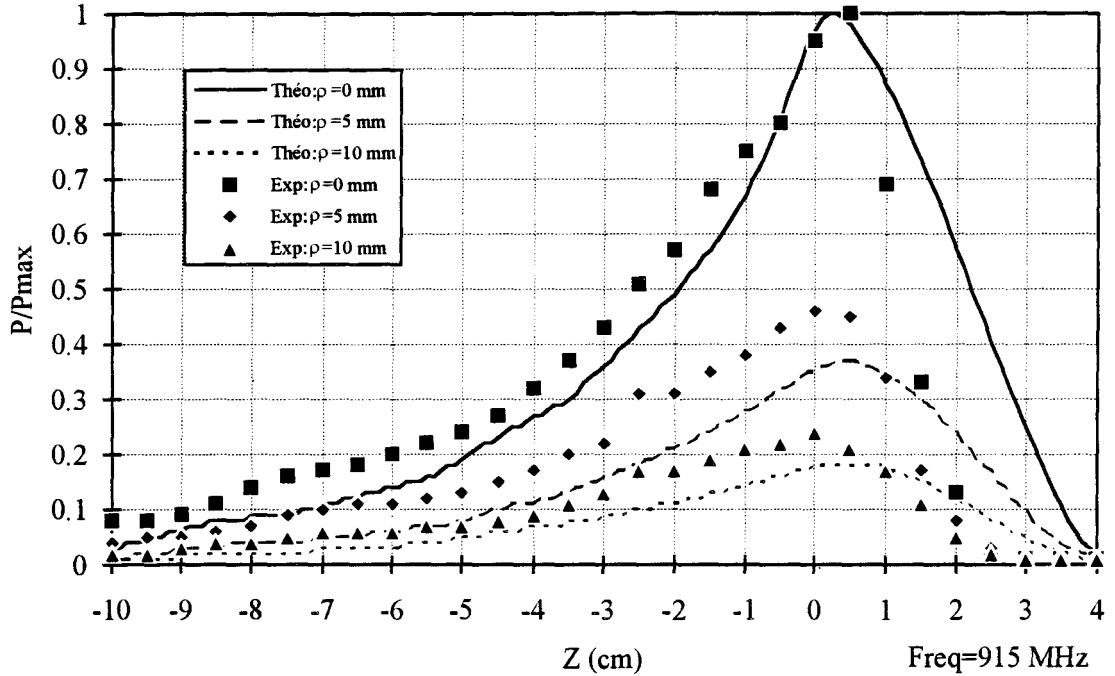


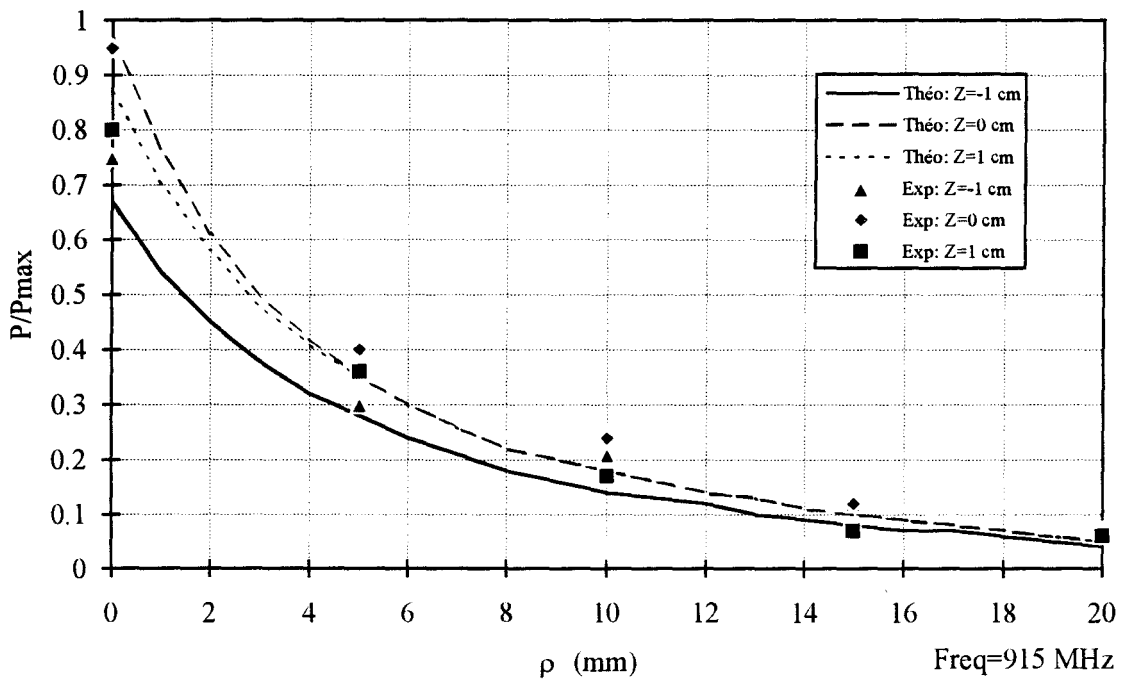
Figure II-10 : Modèle utilisé pour l'applicateur urétral BRUKER avec la F.D.T.D.

PARAMETRES	VALEURS
N_{max}	20000
Δt	0.3 ps
$\Delta \rho$	0.1 mm
Δz	0.2 mm
2a	0.6 mm
2b	1.6 mm
2c	2.0 mm
2d	4.0 mm
2e	6.0 mm
L_c	12.4 cm
L_h	3.6 cm
L_b	1.5 cm
L	0.6 cm
e_p	0.06 cm

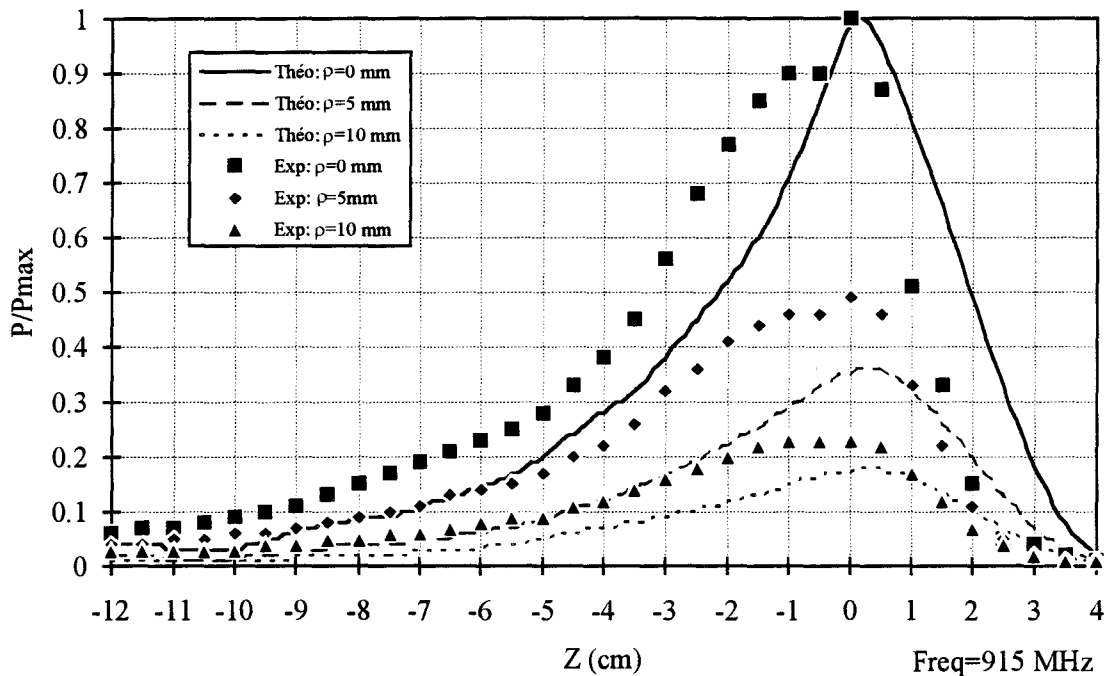
Tableau II-5 : Paramètres de calcul utilisés pour l'applicateur urétral BRUKER.



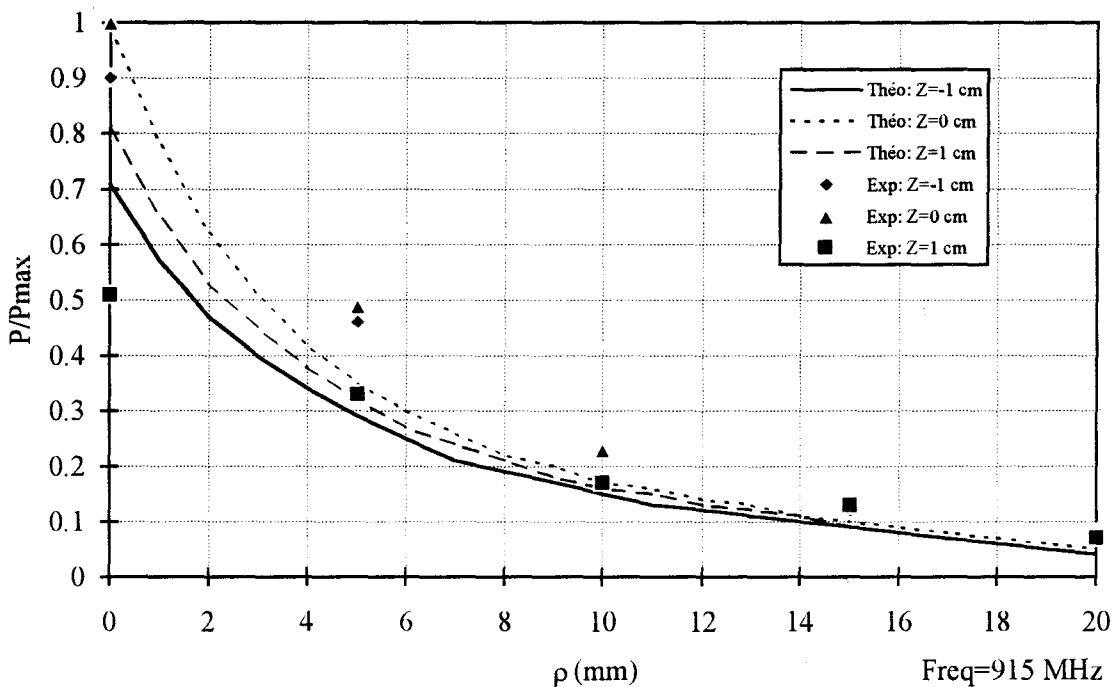
Courbe II-13 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée longitudinale pour l'applicateur urétral prototype. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



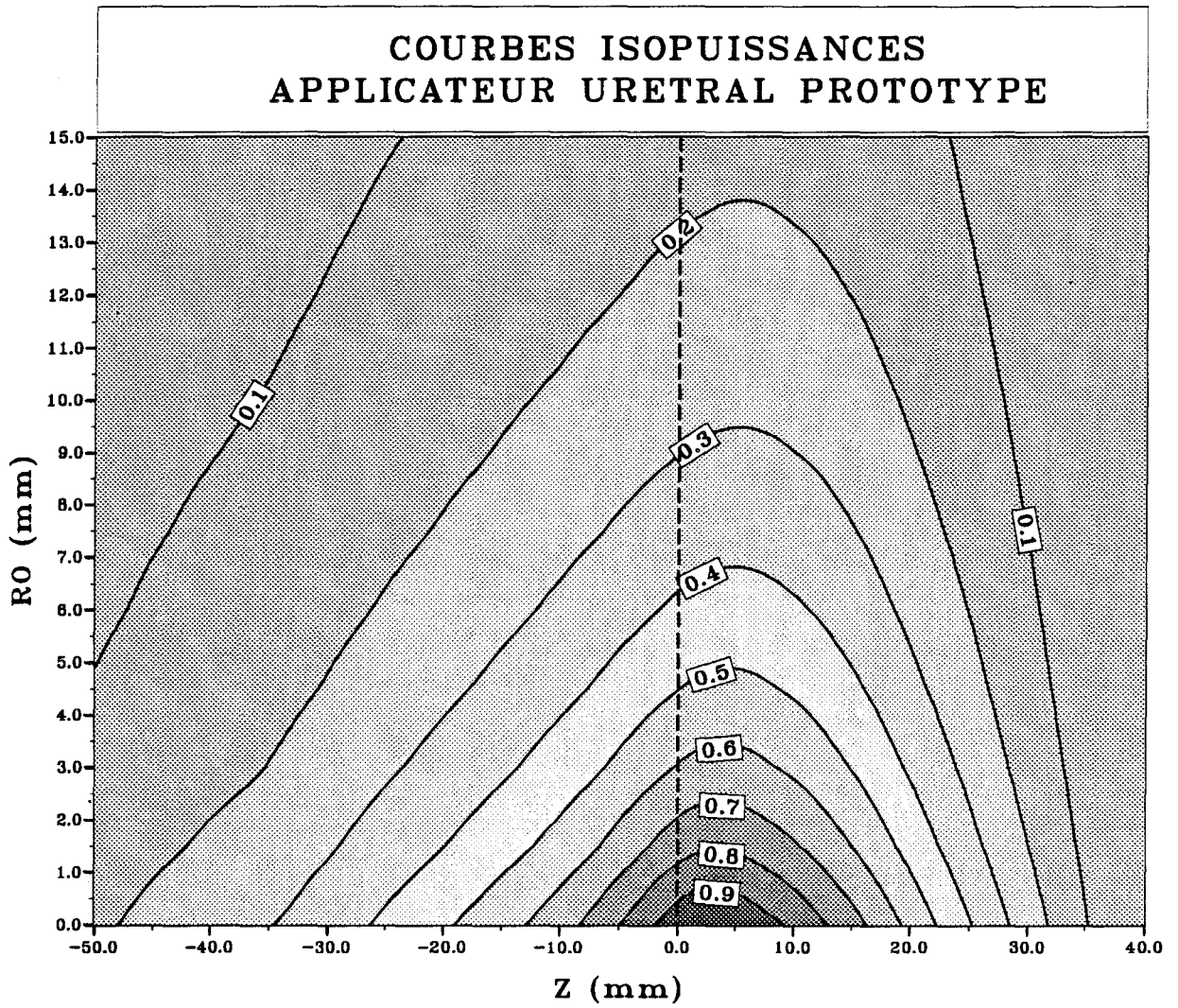
Courbe II-14 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée transversale pour l'applicateur urétral prototype. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-15 Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée longitudinale pour l'applicateur BRUKER (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-16 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée transversale pour l'applicateur BRUKER (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-17 : Evolution théorique des courbes isopoussances pour l'applicateur urétral prototype à la fréquence de 915 MHz. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm. (milieu eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D.).

Le modèle théorique le plus approprié pour décrire l'applicateur développé par la société BRUKER est présenté *figure II-10*. Les paramètres de calcul sont résumés dans le *tableau II-5*. La *courbe II-12* présente le résultat du calcul du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence. Une bonne concordance est observée entre le calcul théorique et les résultats expérimentaux. De même que pour l'applicateur urétral, les défauts des contacts électriques diminuent la valeur d'adaptation expérimentale.

II - 2.3.2. CALCUL DU CHAMP ELECTROMAGNETIQUE

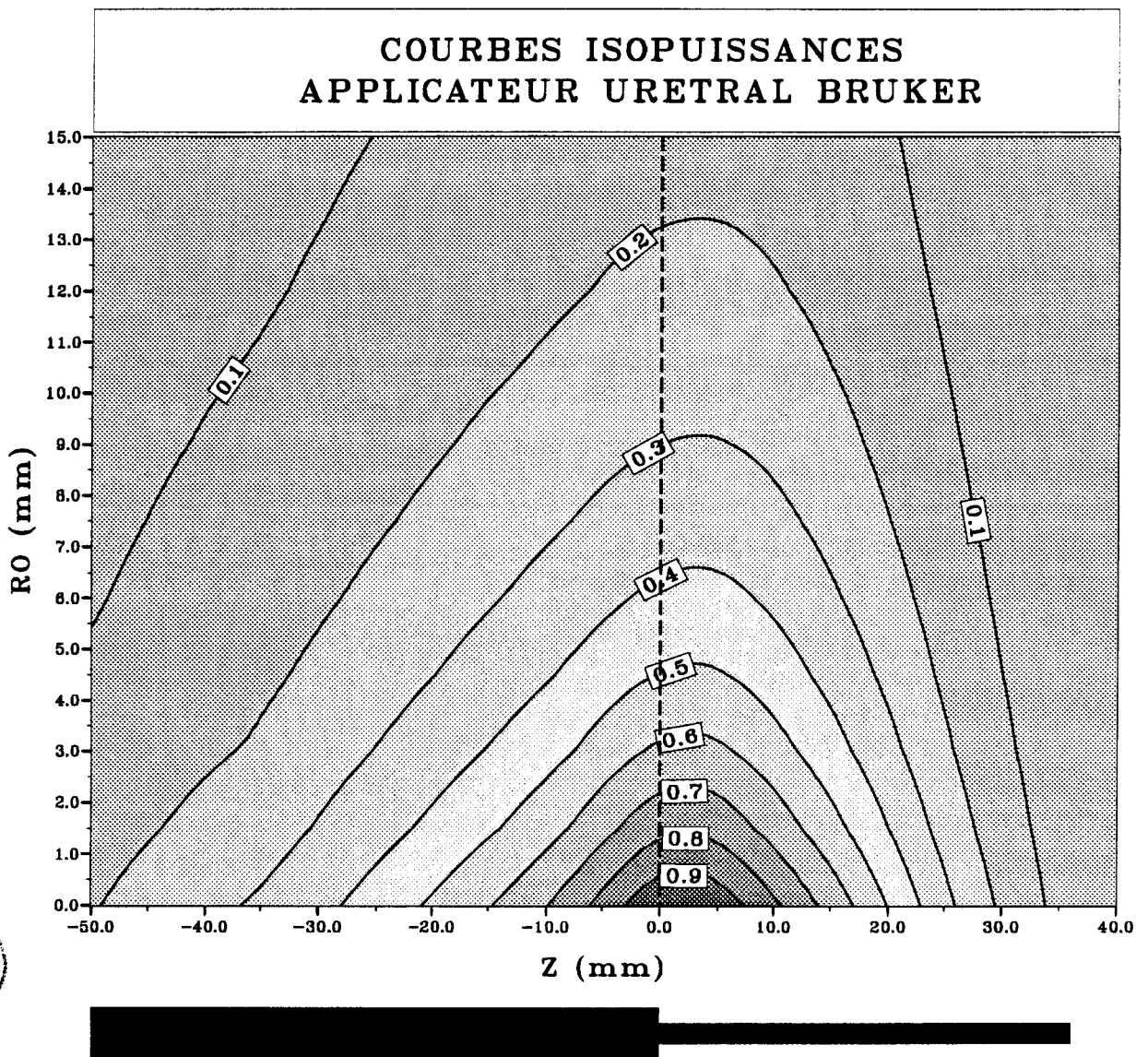
Le calcul du champ électromagnétique permet d'accéder à la puissance dissipée dans les milieux dissipatifs. Afin de valider notre modèle théorique, nous utilisons, pour simuler un milieu dissipatif, les constantes diélectriques de l'eau salée présentées dans le premier chapitre.

Les *courbes II-13 et II-14* présentent respectivement l'évolution de la puissance normalisée longitudinale et transversale pour l'applicateur prototype à la fréquence de 915 MHz. Il y a une concordance entre les points expérimentaux et l'évolution théorique longitudinale dans les plans $\rho=5$ et $\rho=10$ mm. Par contre, on observe une décroissance très rapide de la puissance longitudinale relevé expérimentalement par rapport à l'évolution théorique dans la plan $\rho=0$. Une simulation numérique permet d'obtenir les *courbes II-15 et II-16*, pour l'applicateur BRUKER.

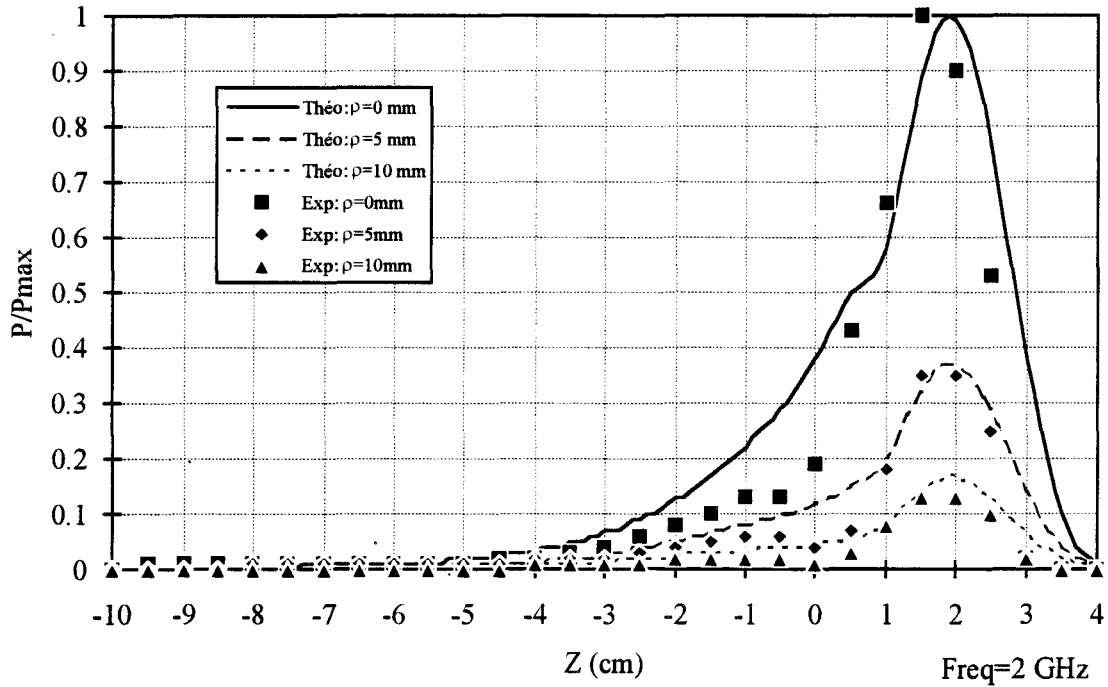
L'analyse des courbes isopuissances théoriques, présentée sur les *courbes II-17 et II-18*, fait apparaître les maxima décalés de +2.5 mm par rapport au plan de jonction ($Z=0$), la situation du maximum est difficile à évaluer compte tenu du pas de mesure utilisé (5 mm).

Avec le modèle développé, une étude entre 2 et 4 GHz peut être effectuée. Les *courbes II-19 et II-20* montrent l'évolution de la puissance normalisée longitudinale pour l'applicateur urétral prototype, dont le câble coaxial est dénudé sur une longueur $h=32$ mm, à la fréquence de 2 GHz et à la fréquence de 3 GHz. Sur la *courbe II-21* est présentée l'évolution longitudinale de la puissance normalisée obtenue avec l'applicateur urétral BRUKER. On peut observer une bonne concordance entre résultats théoriques et expérimentaux de la puissance normalisée longitudinale pour ces deux applicateurs.

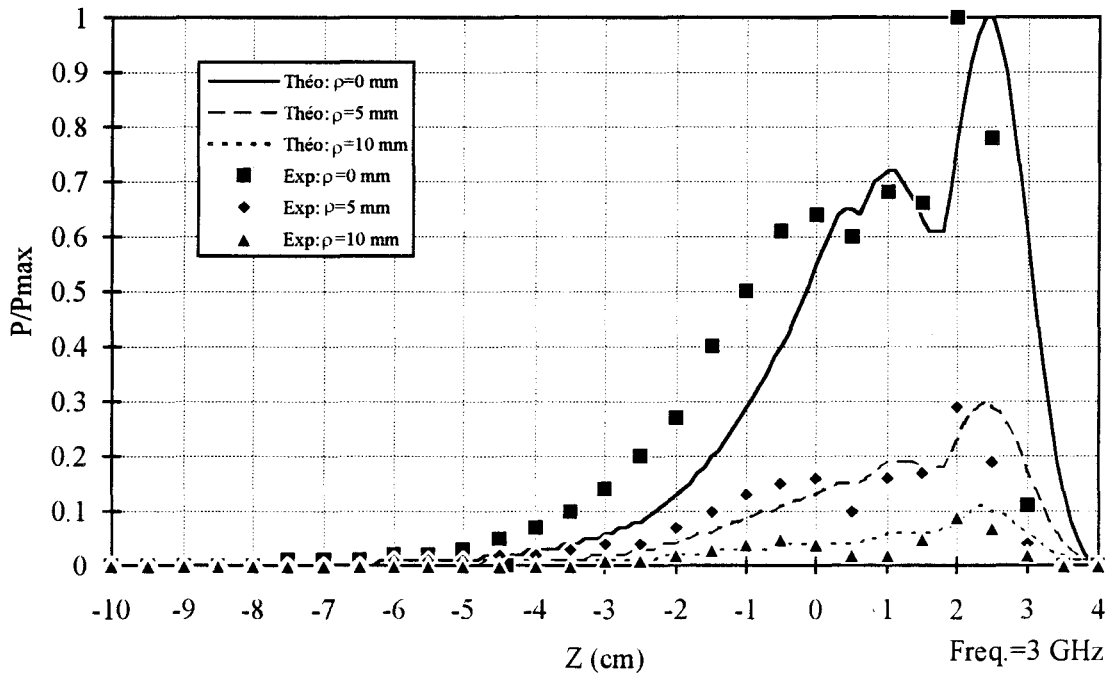
Les différences qui existent entre les relevés expérimentaux et le calcul théorique peuvent être en grande partie imputées aux erreurs de mesure. En effet il est difficile d'obtenir un relevé rigoureux, car la présence du dipôle détecteur près de l'applicateur perturbe le relevé du champ électromagnétique rayonné par l'applicateur.



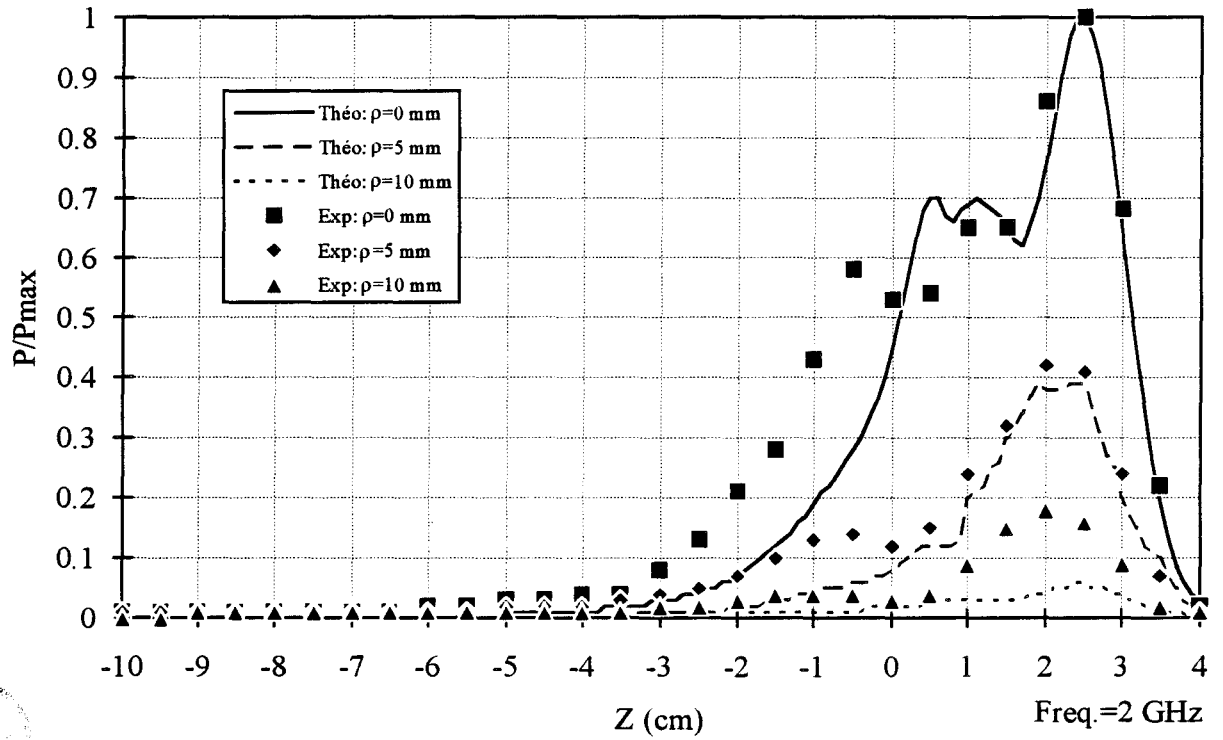
Courbe II-18 : Evolution théorique des courbes isopouissances pour l'applicateur urétral BRUKER à la fréquence de 915 MHz. (milieu eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D.).



Courbe II-19 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée pour l'applicateur urétral prototype dont le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm, à la fréquence de 2 GHz (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-20 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée pour l'applicateur urétral prototype dont le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=32$ mm, à la fréquence de 3 GHz (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-21 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée pour l'applicateur urétral BRUKER dont le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=36$ mm, à la fréquence de 2 GHz (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).

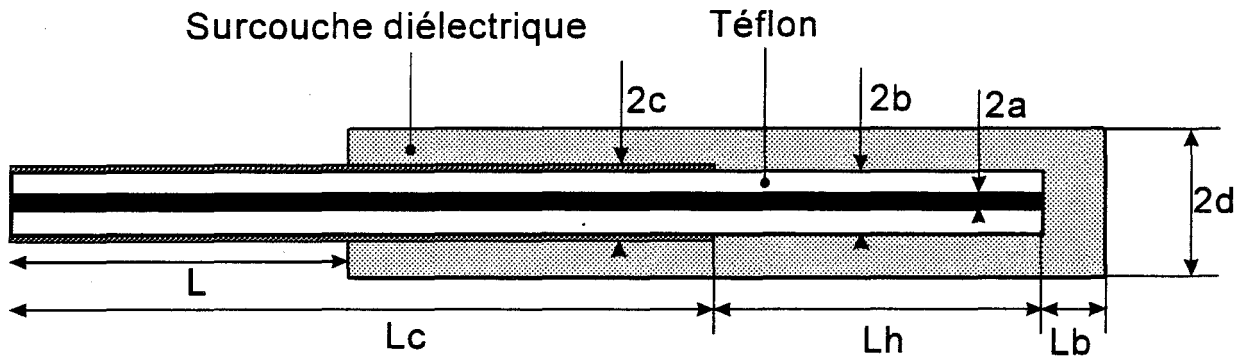
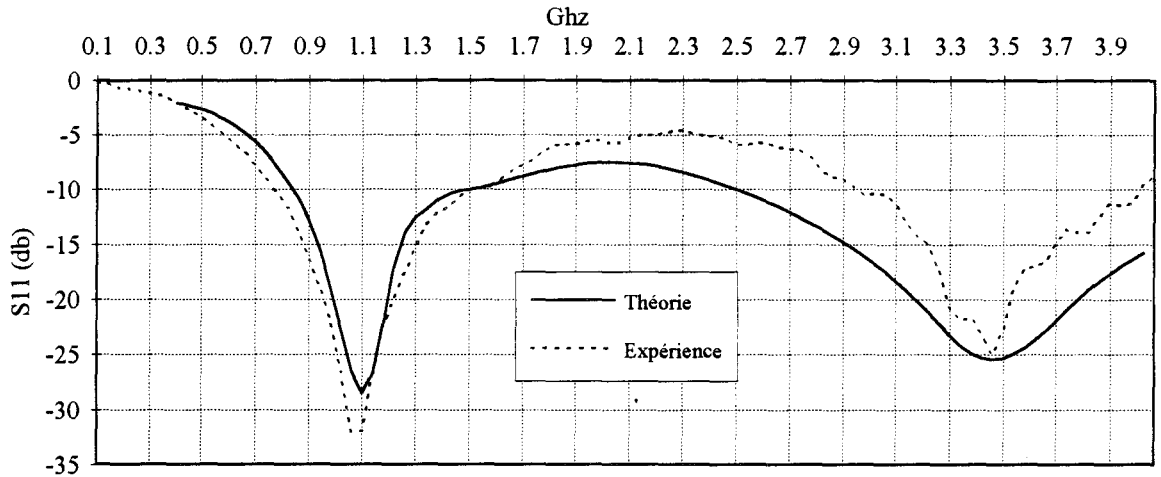


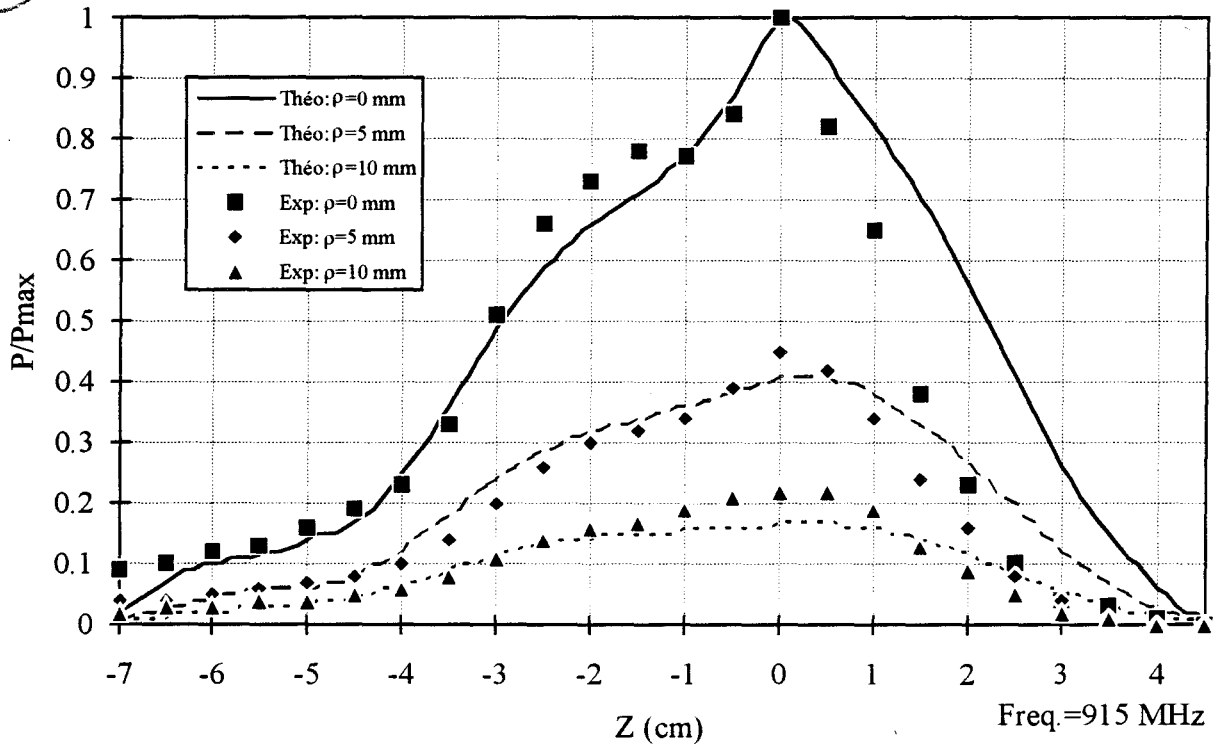
Figure II-11 : Modèle utilisé pour l'applicateur utérin avec la F.D.T.D.

PARAMETRES	VALEURS
N_{max}	20000
Δt	0.3 ps
$\Delta \rho$	0.1 mm
Δz	0.2 mm
$2a$	1.0 mm
$2b$	3.0 mm
$2c$	6.0 mm
L	5.2 cm
L_c	9.0 cm
L_h	4.1 cm
L_b	0.3 cm

Tableau II-6 : Paramètres de calcul utilisés pour l'applicateur utérin.



Courbe II-22 : Evolution théorique et expérimentale du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence pour l'applicateur utérin. Le câble coaxial est dénudé sur $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-23 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée pour l'applicateur utérin. Le câble coaxial est dénudé sur $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).

II - 2.4. ETUDE DE L'APPLICATEUR UTERIN

II - 2.4.1. ADAPTATION ELECTROMAGNETIQUE

La modélisation est effectuée suivant les données de la *figure II-11 et le tableau II-6*. L'évolution du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence est présentée sur la *courbe II-22*. On peut remarquer une bonne concordance entre les résultats pratiques et théoriques. Dans le cas présent le niveau à la fréquence de 915 MHz pour la courbe théorique ($S_{11} \approx -28.0$ dB) est inférieur au niveau expérimental ($S_{11} \approx -32.0$ dB).

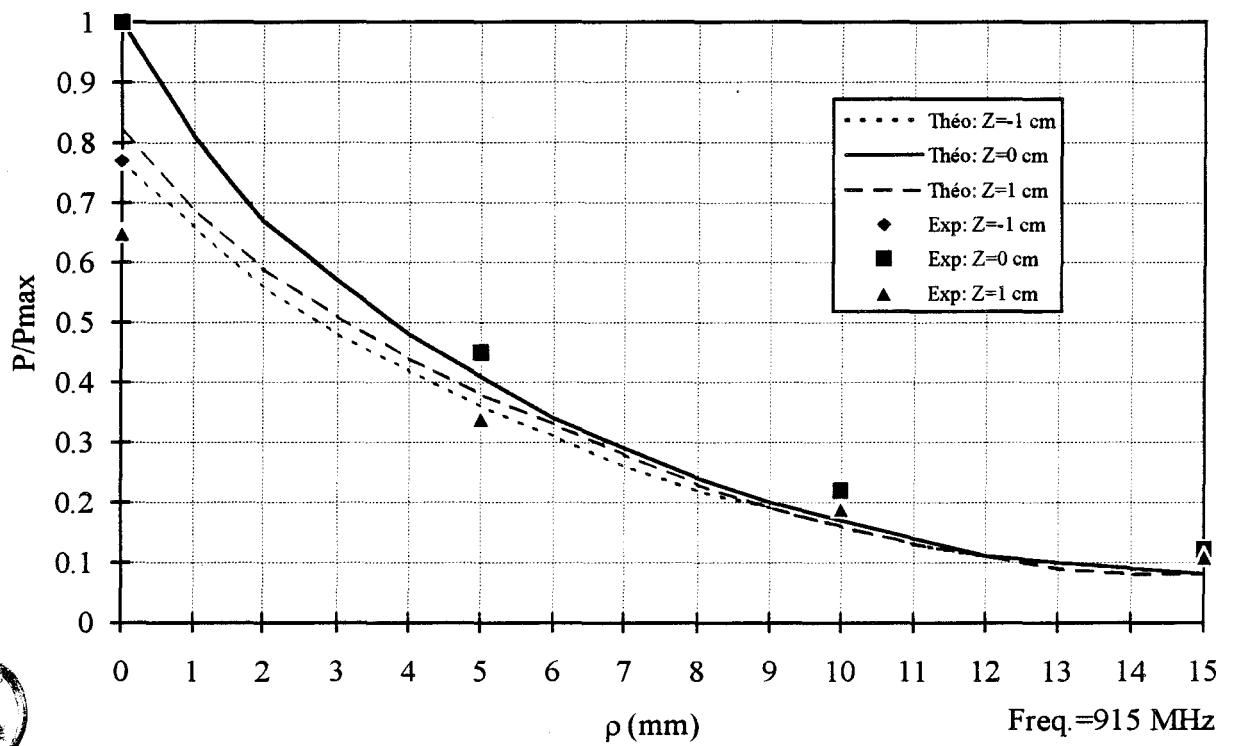
II - 2.4.2. CALCUL DU CHAMP ELECTROMAGNETIQUE

Sur les *courbes II-23, II-24* sont présentés respectivement l'évolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée longitudinale et transversale. Les valeurs calculées par le modèle développé sont proches des résultats expérimentaux.

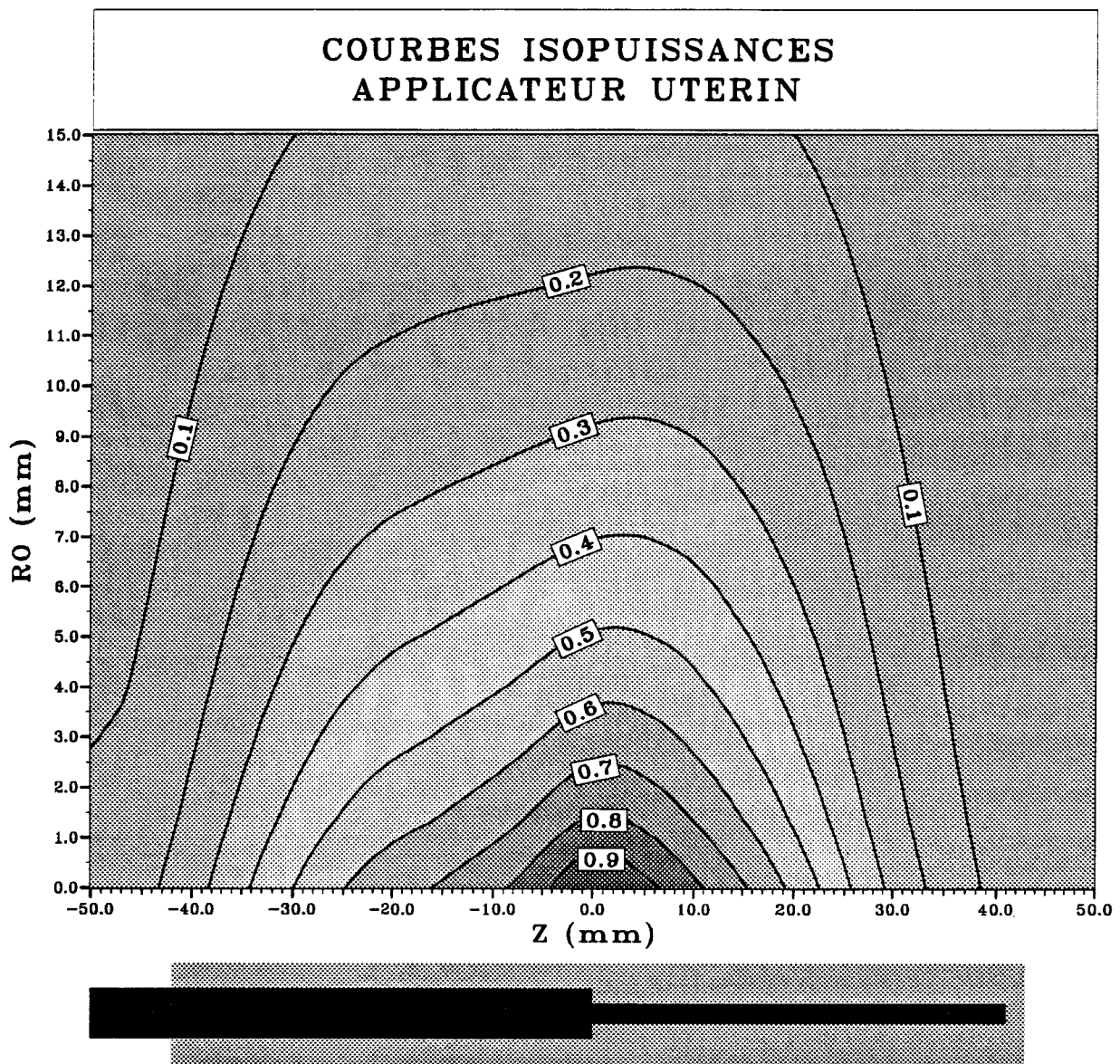
L'évolution des courbes isopuissances est présentée sur la *courbe II-25*.

Une étude aux fréquences 2, 3 et 4 GHz est présentée sur les *courbes II-26, II-27, II-28*.

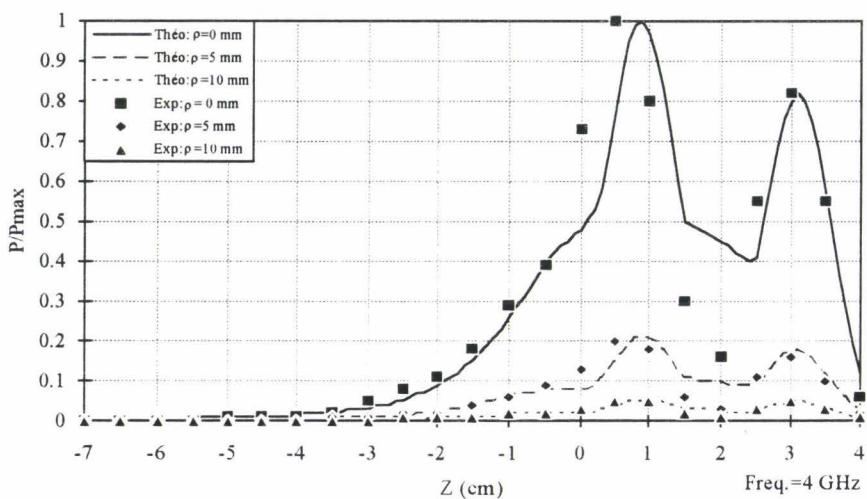
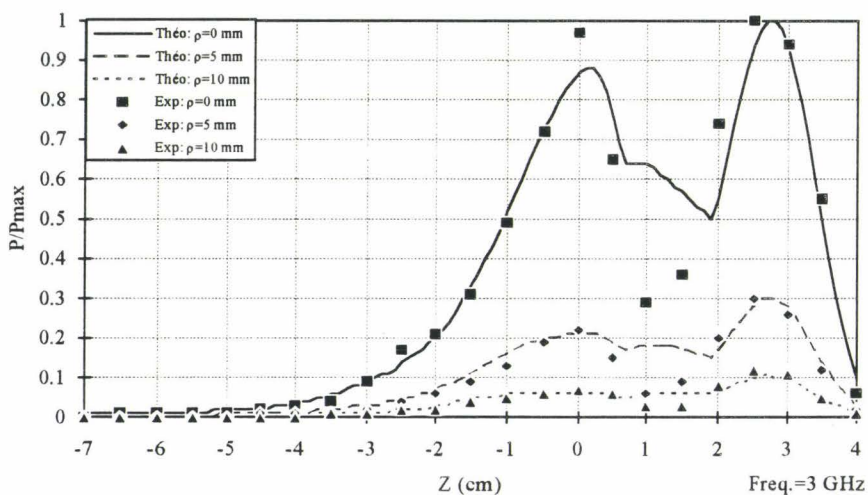
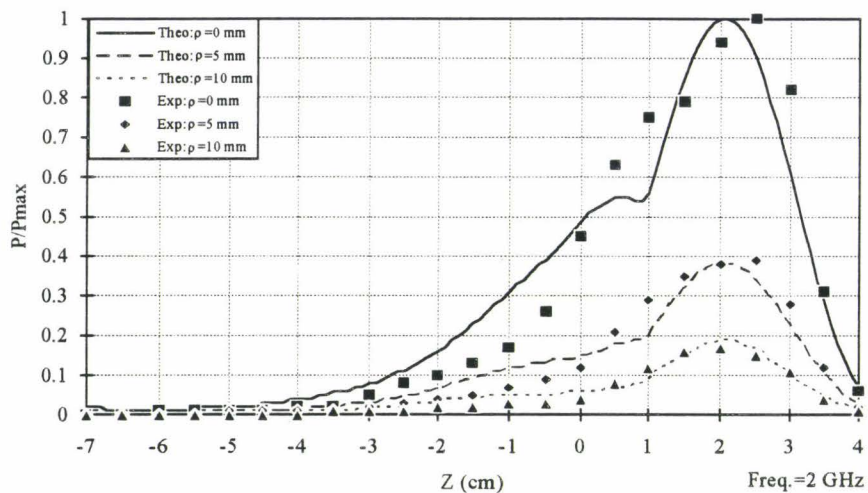
Grâce au modèle développé dans ce paragraphe, nous avons maintenant la possibilité de prévoir théoriquement le dépôt de puissance à toutes les fréquences. Malgré les difficultés rencontrées dans les mesures en champ très proche, les études expérimentales précédentes confirment la validité du modèle proposé.



Courbe II-24 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée transversale pour l'applicateur utérin. Le câble coaxial est dénudé sur $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).



Courbe II-25 : Evolution théorique des courbes isopuissances pour l'applicateur utérin muni d'une surcouche diélectrique $\epsilon'_r=4$ à la fréquence de 915 MHz. Le câble coaxial est dénudé sur une longueur $L_h=41$ mm. (milieu eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D.).



Courbes II-26, II-27, II-28 : Evolution théorique et expérimentale de la puissance normalisée pour l'applicateur utérin aux fréquences de 2, 3 et 4 GHz. Le câble coaxial est dénudé sur $L_h=41$ mm (Milieu : eau salée à 6 g/l)(F.D.T.D).

II - 3. DISCUSSION CONCERNANT LES DEUX METHODES UTILISEES

Les deux modèles présentés permettent de décrire les caractéristiques micro-ondes des applicateurs endocavitaires développés dans le premier paragraphe. Néanmoins il y a des différences dans les résultats obtenus.

Le formalisme de KING a l'avantage d'être numériquement très rapide que ce soit pour le calcul de l'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion, ou pour la détermination théorique du champ électromagnétique en chaque point du milieu dissipatif. De plus tous les programmes mis au point demandent très peu d'espace mémoire (RAM) et peuvent être implantés sur tout micro-ordinateur de type PC. Ce modèle permet de déduire la longueur dénudée h par des temps de calcul très courts (quelques minutes). L'étude du champ électromagnétique permet de faire une approximation convenable, sur la façon dont se dissipe l'énergie à la fréquence de chauffage (régime harmonique).

La méthode des différences finies dans le domaine temporel est générale et peut s'appliquer à n'importe quel type d'applicateur cylindrique ayant une symétrie de révolution (modèle bidimensionnel). Comme les équations de MAXWELL sont définies localement, il faut les écrire pour chaque milieu considéré. De ce fait les programmes informatiques sont plus fastidieux à mettre en oeuvre. De plus la méthode réclame des capacités mémoires beaucoup plus importantes (pour notre cas une mémoire RAM d'environ 16 Mo est nécessaire) et les temps de calcul sont allongés si la discrétisation spatiale et la discrétisation temporelle sont choisies très fines (en moyenne 7 heures).

Les résultats obtenus pour la détermination fréquentielle du coefficient de réflexion sont similaires à ceux obtenus avec le formalisme de KING. Par contre la méthode des différences finies ne fait aucune hypothèse simplificatrice quant à l'utilisation des formules développées pour le calcul du champ électromagnétique. De plus ce modèle permet, si on étend le calcul en trois dimensions, de prendre en compte tous les milieux hétérogènes existant autour du câble coaxial.

Ainsi il est donc judicieux d'associer les deux méthodes de calcul, afin d'obtenir un modèle capable de décrire complètement et correctement le comportement micro-onde des applicateurs étudiés et ceci dans un temps convenable.

CONCLUSION

Dans ce second chapitre une étude théorique a été entreprise afin de modéliser les applicateurs endocavitaires développés. Deux méthodes sont proposées : l'une étant basée sur la modélisation d'une antenne coaxiale par une antenne dipôle équivalente, l'autre sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel. Après une description théorique des deux modèles, la comparaison théorie-expérience a permis de mettre en évidence les avantages et inconvénients de chacun des modèles. Il ressort que l'association des deux méthodes permet d'obtenir un compromis entre temps de calcul et précision dans la détermination du champ électromagnétique.

De plus d'après les courbes obtenues, dans le paragraphe précédent, l'applicateur urétral développé par la société BRUKER possède des caractéristiques micro-ondes équivalentes à l'applicateur urétral prototype. Le transfert technologique s'est donc réalisé correctement.

Le dépôt de puissance obtenu avec la méthode des différences finies est exploité, dans la troisième partie de ce travail, afin de calculer l'élévation de température dans un milieu biologique grâce à la résolution de l'équation de la chaleur.

CHAPITRE III

RECONSTRUCTION DES CARTES THERMIQUES UTILISANT LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE

INTRODUCTION

Après avoir déterminé le dépôt de puissance dans le milieu dissipatif, nous sommes maintenant en mesure de calculer l'élévation de température dans ce même milieu. Comme nous l'avons précisé dans le premier chapitre, les applicateurs endocavitaires sont non seulement utilisés pour le chauffage micro-onde à la fréquence de chauffage mais aussi en tant que capteur du signal radiométrique.

Dans le premier paragraphe, nous rappelons les bases de la radiométrie micro-onde. Une approche théorique permet d'étudier, en effectuant quelques hypothèses simplificatrices, le comportement des applicateurs endocavitaires utilisés en tant que récepteur du signal radiométrique. En particulier, elle permet de déterminer l'influence de la circulation d'eau de thermostatisation qui modifie le signal radiométrique capté. Des relevés expérimentaux permettent de valider notre modèle.

Dans le second paragraphe une étude des différents paramètres thermiques est présentée ; elle est nécessaire pour résoudre l'équation de la chaleur.

Dans le troisième paragraphe, la résolution numérique de l'équation de la chaleur en coordonnées cylindriques, permet d'accéder à l'élévation de la température existant dans le milieu soumis à un chauffage micro-onde. Différentes simulations permettent de mettre en évidence l'influence du paramètre du coefficient d'échange thermique à l'interface applicateur-milieu sur la forme des courbes isothermes.

Enfin dans un quatrième paragraphe, nous présentons deux études thermiques effectuées sur milieux biologiques à l'aide des applicateurs endocavitaires.

III - 1. UTILISATION DE LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE DANS LA RECONSTRUCTION DES PROFILS THERMIQUES

De nombreux articles sur la radiométrie montrent le lien existant entre la température de la matière et le rayonnement électromagnétique qui lui est associé [88-89].

La possibilité de détecter et mesurer de tels signaux est d'abord utilisée en radioastronomie. L'exploitation de ce phénomène physique s'étend ensuite vers d'autres secteurs de recherche. Ainsi, dès 1974, l'utilisation de la radiométrie hyperfréquence permet de mesurer les signaux émis par les tissus vivants : c'est la thermographie micro-onde [90 à 92]. Par la suite, de nombreuses études développent cette technique de mesure et notamment dans le domaine de l'hyperthermie micro-onde.

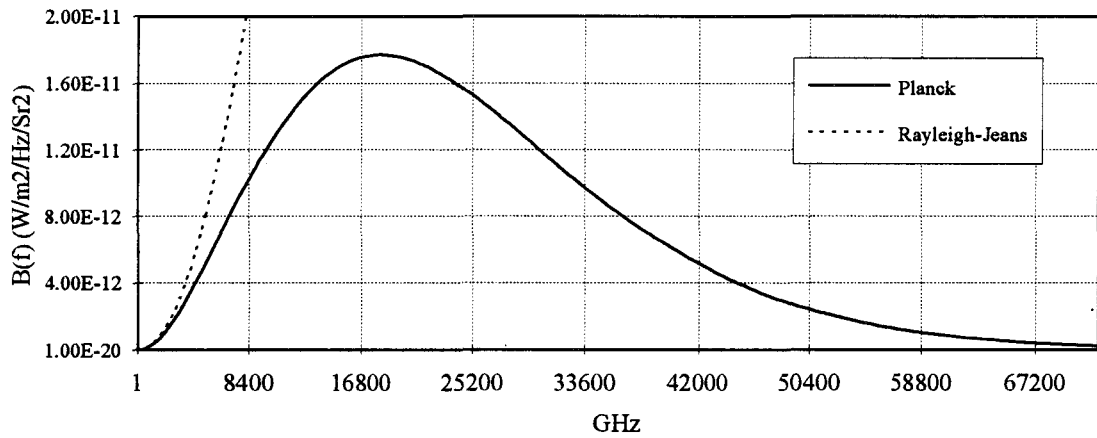
C'est donc une méthode de contrôle de température qualifiée de non invasive. En effet l'implantation de thermocouples ou de fibres optiques supplémentaires n'est pas nécessaire, pour contrôler l'élévation de la température dans les tissus chauffés.

L'objectif souhaité est de mettre au point un logiciel permettant de reconstruire le profil thermique à partir de mesures expérimentales de la température radiométrique et de la résolution de l'équation de la chaleur : ceci nécessite une connaissance précise de tous les paramètres thermiques de l'applicateur et du milieu dont on désire connaître la température.

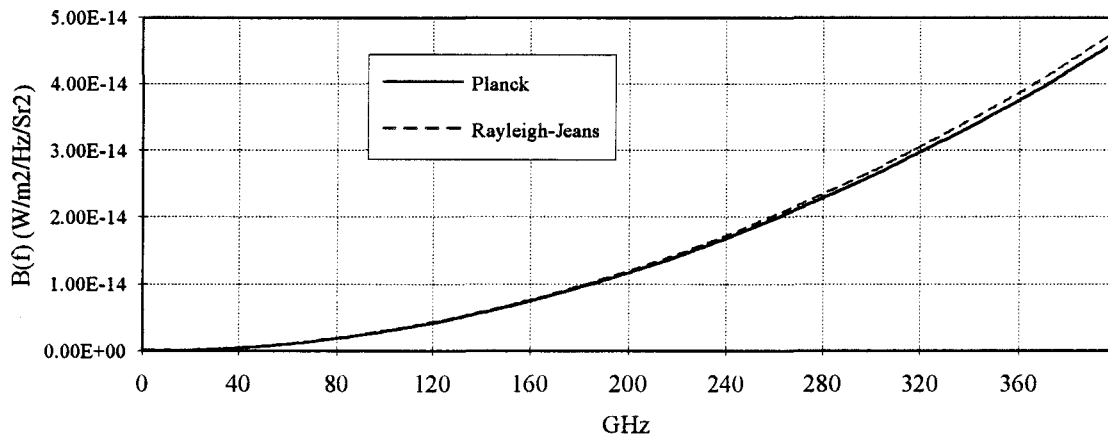
III - 1.1. RAPPELS GENERAUX SUR LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE

III - 1.1.1. PRINCIPE DE LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE

Les tissus biologiques, portés à une température T , émettent un rayonnement électromagnétique d'origine thermique. Ce rayonnement s'étend dans le domaine spectral de l'infrarouge jusqu'aux micro-ondes.



Courbe III-1 : Evolution de la brillance spectrale en fonction de la fréquence.



Courbe III-2 : Evolution de la brillance spectrale en fonction de la fréquence dans le domaine des micro-ondes.

La puissance émise dans une bande passante de 1 Hz (brillance spectrale) par unité de surface et d'angle solide est exprimée par :

$$B(f) = \frac{2\pi f^3 h}{c^2} \frac{1}{e^{-hf/k_b T} - 1} \quad (1)$$

- $B(f)$: brillance spectrale ($\text{W.m}^{-2}.\text{Hz}^{-1}.\text{Sr}^{-2}$),
 k_b : constante de BOLTZMANN, $k_b=1.38.10^{-23}$ en J/K,
 h : constante de PLANCK, $h=6.62.10^{-34}$ (J/s),
 c : célérité de la lumière, $c\approx 3.0.10^8$ (m/s),
 T : température du corps émissif (K).

Dans le domaine des micro-ondes, cette loi peut être approximée par la formule de RAYLEIGH-JEANS. On néglige alors les termes d'ordre élevé dans le développement en série du dénominateur :

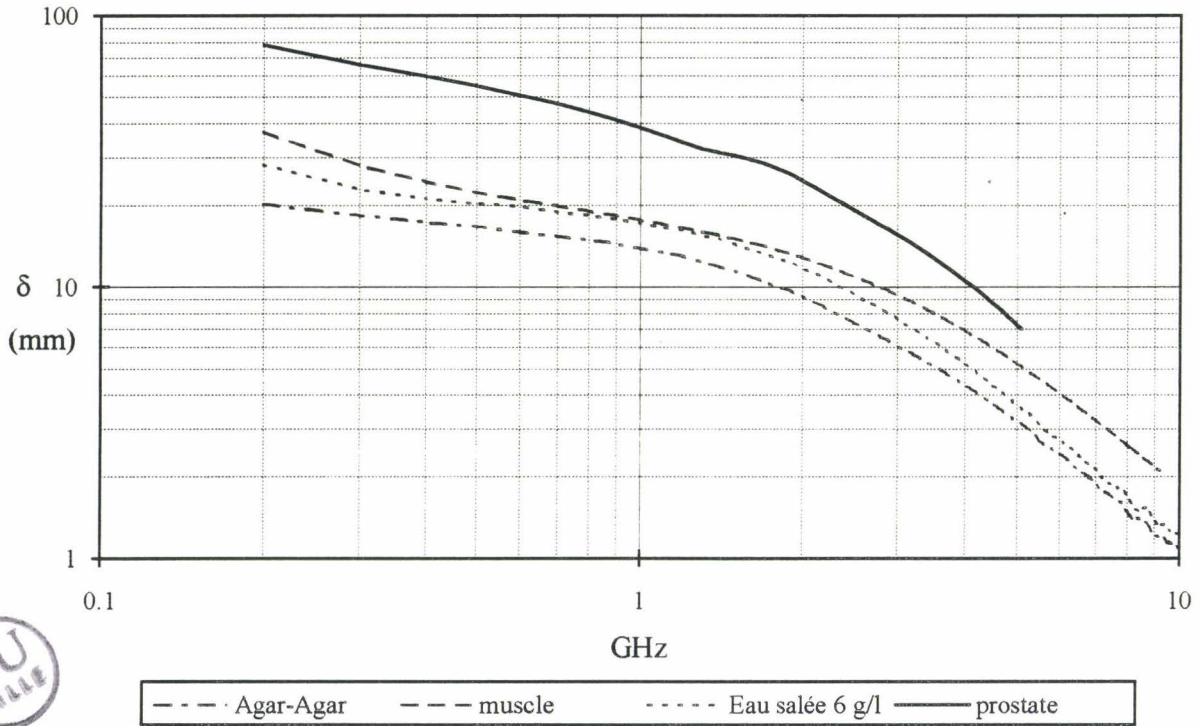
$$B(f) \approx \frac{2k_b \pi f^2}{c^2} T \quad (2)$$

Ces deux lois sont présentées sur les *courbes III-1 et III-2*. A la vue de ces courbes, l'approximation faite dans le domaine des micro-ondes est tout à fait justifiée.

La radiométrie micro-onde consiste à mesurer la puissance électromagnétique émise dans une bande de fréquence donnée. Cette puissance est, d'après la relation (2), directement proportionnelle à la température du corps émissif. Elle s'exprime comme l'intégrale fréquentielle de la brillance spectrale. Elle est généralement appelée puissance de bruit thermique.

Compte tenu de la valeur de la longueur d'onde dans les milieux sous investigation et des caractéristiques de propagation dans ces milieux, la puissance émise représente l'intégrale spatiale des émissions des volumes élémentaires constituant ce milieu.

La mesure de bruit thermique est réalisée par l'intermédiaire d'un radiomètre connecté à un capteur. Dans le cas où ce capteur est adapté à un milieu constitué d'un corps noir porté à une



Courbe III-3 : Evolution de la profondeur de pénétration en fonction de la fréquence pour plusieurs types de milieux biologiques (Les caractéristiques diélectriques de la prostate sont issues de la *courbe I-2*).

température T, en équilibre thermodynamique, la puissance recueillie s'exprime par la loi de NYQUIST :

$$P = kT\Delta f \quad (3)$$

- k : constante de BOLTZMANN, $k=1.38.10^{-23}$ (J/K),
T : température du corps émissif (K),
 Δf : bande de fréquence considérée (Hz).

III - 1.1.2. CHOIX DE LA FREQUENCE

L'exploitation des signaux radiométriques captés, nécessite la connaissance de la permittivité diélectrique des milieux. Cette valeur dépend de la teneur en eau du milieu, de la fréquence et de la température.

La caractéristique diélectrique intervient dans la constante de propagation des ondes électromagnétiques dans le milieu. On peut définir, à ce sujet, la profondeur de pénétration qui est un paramètre important pour le choix de la fréquence centrale du radiomètre de mesure [103]:

$$\delta = \frac{1}{2\alpha_E} \quad (4)$$

avec α_E : coefficient d'atténuation d'une onde plane dans un milieu dissipatif défini par :

$$\alpha_E = \frac{2\pi f}{c} \sqrt{\frac{1}{2} \left(-\epsilon_r' + \sqrt{\epsilon_r'^2 + \epsilon_r''^2} \right)} \quad (5)$$

La *courbe III-3* présente l'évolution de la profondeur de pénétration en fonction de la fréquence et ceci, pour les divers milieux dissipatifs envisagés. Le choix de la fréquence du radiomètre est fixé à 3 GHz. A cette fréquence, si on définit une profondeur d'investigation égale à 1 cm, le volume couplé à l'antenne capteur s'étend aussi à une profondeur d'environ 1 cm. A la vue de cette courbe, le choix d'une fréquence inférieure à 3 GHz permet d'augmenter la profondeur du volume d'investigation. A l'inverse, une fréquence supérieure à 3 GHz nous renseigne sur des volumes couplés proches de l'applicateur. La conception de nos

applicateurs permet une adaptation correcte à la fréquence de chauffage de 915 MHz et dans la bande de fréquence radiométrique égale à 2-4 GHz.

III - 1.1.3. PUISSANCE THERMIQUE CAPTEE

Le transfert de la puissance thermique ne s'effectue jamais sans perte, la puissance totale émise au sein des tissus subit de nombreuses réflexions et atténuations en traversant les milieux de nature diélectrique différentes avant d'être captée par l'antenne. Pour que notre modèle approche au mieux la réalité, il faut prendre en compte chaque milieu et connaître les perturbations qu'il apporte [105]. La formule (3) doit être modifiée afin de tenir compte de la non idéalité de l'antenne capteur utilisée et du fait que le corps n'est pas parfaitement émissif, ni parfaitement homogène en caractéristique diélectrique et/ou en température.

Le calcul de la puissance de bruit thermique captée par l'applicateur, résultant d'un gradient de température quelconque est déterminé en décomposant les milieux dissipatifs en volumes élémentaires portés à une température $T(\rho, z)$.

La puissance issue de l'un des volumes élémentaires s'exprime par la relation [96-97]:

$$dP_m(\rho, z) = 2\alpha_E k_b T(\rho, z) \Delta f \cdot t_p(\rho) \cdot \text{Ant}(\rho, z) \Delta\rho \Delta z \quad (6)$$

- α_E : atténuation du champ électrique (Neper/m),
- k_b : constante de BOLTZMANN, $k_b = 1.38 \cdot 10^{-23}$ (J/K),
- $T(\rho, z)$: température d'un point situé à (ρ, z) (K),
- Δf : bande de fréquence considérée (Hz),
- $\text{Ant}(\rho, z)$: représente la fonction de pondération du diagramme de contribution au signal capté de l'applicateur fonctionnant en mode récepteur,
- $t_p(\rho)$: est le coefficient de transmission en puissance entre le volume élémentaire situé à une profondeur ρ , et l'applicateur,
- $\Delta\rho$: pas spatial suivant la direction ρ (m),
- Δz : pas spatial suivant la direction z (m).

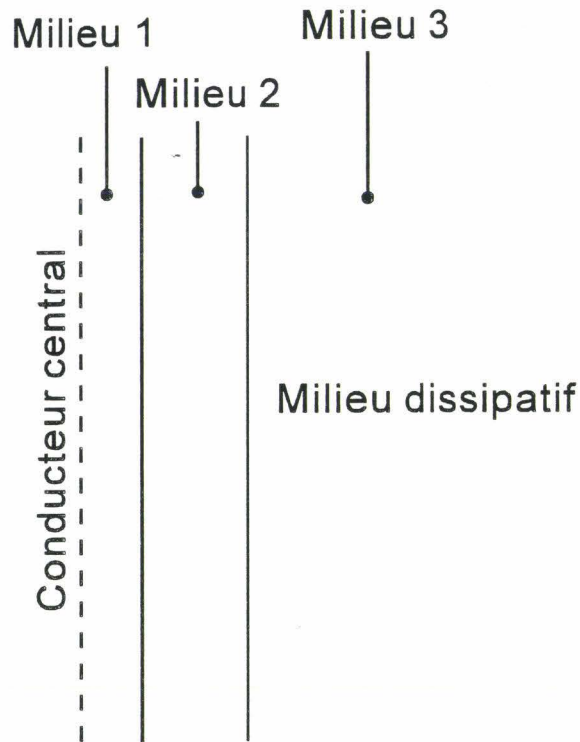


Figure III-1 : Modèle utilisé pour le calcul de la température radiométrique.

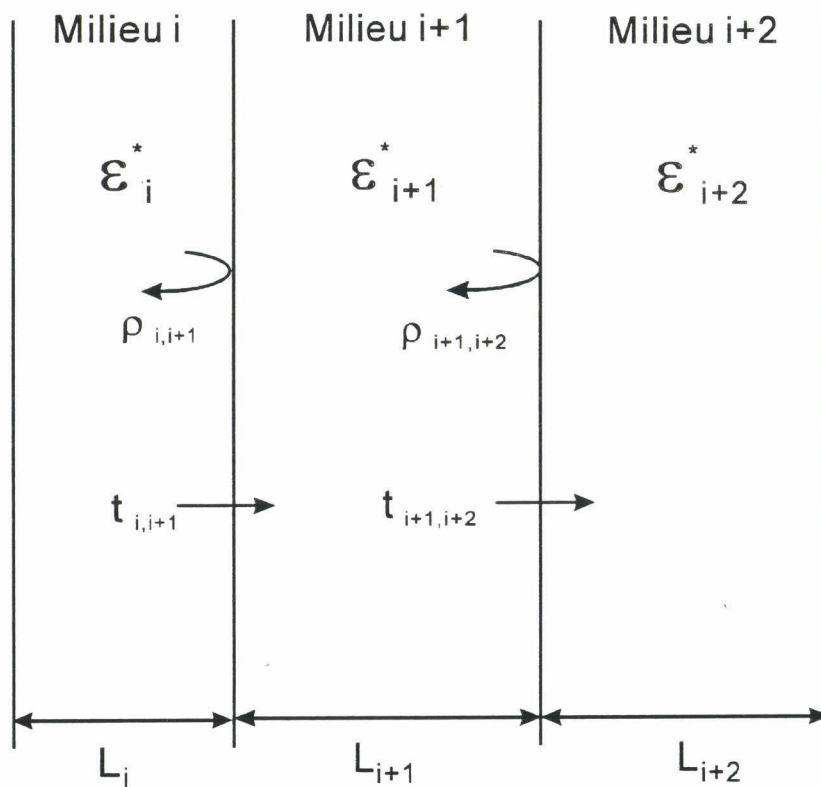


Figure III-2 : Définition des coefficients de transmission et de réflexion appliqués aux ondes électromagnétique émises par chaque couche dissipative.

La somme de toutes les puissances recueillies au niveau de l'applicateur représente la puissance de bruit thermique totale. Elle s'exprime par la relation :

$$P_m = \iint dP_m(\rho, z) d\rho dz \quad (7)$$

Le modèle présenté sur la *figure III-1* permet d'écrire les équations de propagation du bruit thermique dans les milieux sous investigation [93 à 97].

Pour cette structure, l'émission thermique P_m est la somme des émissions thermiques de chacun des trois milieux consécutifs :

$$P_m = P_{m1} + P_{m2} + P_{m3} \quad (8)$$

Compte tenu des phénomènes de transmission et de réflexion aux interfaces, les relations générales s'écrivent (*figure III-2*) :

$$R_{i,i+2} = \frac{(1 - \rho_{i,i+1})^2 \rho_{i+1,i+2} e^{-2\gamma_{i+1} L_{i+1}} + \rho_{i,i+1}}{1 + \rho_{i,i+1} \rho_{i+1,i+2} e^{-2\gamma_{i+1} L_{i+1}}} \quad (9)$$

$$T_{i+2,i} = \frac{t_{i,i+1} t_{i+1,i+2} e^{-2\gamma_{i+1} L_{i+1}}}{1 + \rho_{i,i+1} \rho_{i+1,i+2} e^{-2\gamma_{i+1} L_{i+1}}} \quad (10)$$

avec les formules suivantes du coefficient de réflexion et de transmission entre deux milieux successifs :

$$\rho_{i,i+1} = \frac{\sqrt{\epsilon_i^*} - \sqrt{\epsilon_{i+1}^*}}{\sqrt{\epsilon_i^*} + \sqrt{\epsilon_{i+1}^*}} \quad (11)$$

$$t_{i,i+1} = (1 + \rho_{i,i+1}) \quad (12)$$

A partir de ces expressions, les puissances thermiques émises par chacun des volumes élémentaires s'expriment par :

milieu 1 :

$$dP_{m1}(\rho, z) = 2\alpha_1 T(\rho, z) \Delta f k_b \frac{\left| e^{-\gamma_1 \rho} + R_{1,3} e^{-\gamma_1 (2(b-a) - \rho)} \right|^2}{\left| 1 + \rho_{1,2} R_{1,3} e^{-2\gamma_1 (b-a)} \right|^2} \cdot \text{Ant}(\rho, z) d\rho dz \quad (13)$$

milieu 2 :

$$dP_{m2}(\rho, z) = |T_{2,0}|^2 \frac{\left| e^{-\gamma_2 \rho} + \rho_{2,3} e^{-\gamma_2 (2(c-b) - \rho)} \right|^2}{\left| 1 + \rho_{2,3} R_{2,0} e^{-2\gamma_2 (c-b)} \right|^2} 2\alpha_2 k_b T(\rho, z) \Delta f \cdot \text{Ant}(\rho, z) d\rho dz \quad (14)$$

milieu 3 :

$$dP_{m3} = |T_{3,1}|^2 |T_{2,0}|^2 \frac{\left| T_{3,1} e^{-\gamma_3 \rho} e^{-\gamma_2 (c-b)} \right|^2}{\left| 1 + \rho_{2,3} R_{2,0} e^{-\gamma_2 (c-b)} \right|^2} 2\alpha_3 k_b T(\rho, z) \Delta f \cdot \text{Ant}(\rho, z) d\rho dz \quad (15)$$

La formule de la puissance totale s'exprime par :

$$P_m = \iint dP_{m1}(\rho, z) d\rho dz + \iint dP_{m2}(\rho, z) d\rho dz + \iint dP_{m3}(\rho, z) d\rho dz \quad (16)$$

III - 1.1.4. CALCUL DE LA TEMPERATURE RADIOMETRIQUE

A la puissance de bruit thermique captée (7) est associée une température équivalente appelée température radiométrique. La température radiométrique s'exprime, pour un milieu homogène porté à une température $T(\rho, z)$ quelconque, par la relation :

$$T_{\text{rad}} = \frac{\iint 2\alpha_E \Delta f T(\rho, z) \cdot \text{Ant}(\rho, z) d\rho dz}{\iint 2\alpha_E \Delta f \cdot \text{Ant}(\rho, z) d\rho dz} \quad (17)$$

Ce calcul représente un étalonnage numérique analogue à l'étalonnage d'un radiomètre. Dans ce cas, pour deux températures homogènes T et T' , on calcule les puissances respectives P_m et P'_m captées par l'antenne. Ceci permet de déterminer la pente et l'ordonnée à l'origine de la courbe d'étalonnage, sachant que l'évolution de la puissance captée en fonction de la température est linéaire [97].

III - 1.2. MESURE RADIOMETRIQUE AVEC LES APPLICATEURS ENDOCAVITAIRES

III - 1.2.1. APPLICATEUR URETRAL

La méthode générale décrite ci-dessus s'applique au cas de l'applicateur urétral. Le volume sous investigation inclut l'eau destinée à la thermostatisation de l'applicateur. La valeur de la température radiométrique mesurée dépend fortement de la température de l'eau de circulation, dont la valeur doit être prise en compte. L'isolant du câble coaxial utilisé (téflon) devrait être un paramètre à évaluer dans le calcul radiométrique, mais l'évolution de sa conductivité en fonction de la température est mal connue. C'est pour cette raison que cette variation ne sera pas prise en compte dans nos calculs.

Une étude théorique et pratique est nécessaire afin de chiffrer l'influence de la circulation d'eau de thermostatisation. L'influence de l'enveloppe extérieure de l'applicateur est négligée, étant donné la faible valeur de son échauffement, sa faible conductivité électrique et sa faible épaisseur.

En collaboration avec l'unité INSERM U 279, et en particulier avec Monsieur Jean-Pierre SOZANSKI, une étude systématique de l'influence de la température d'eau sur la mesure radiométrique est entreprise. Cette étude consiste à tracer l'évolution de la température

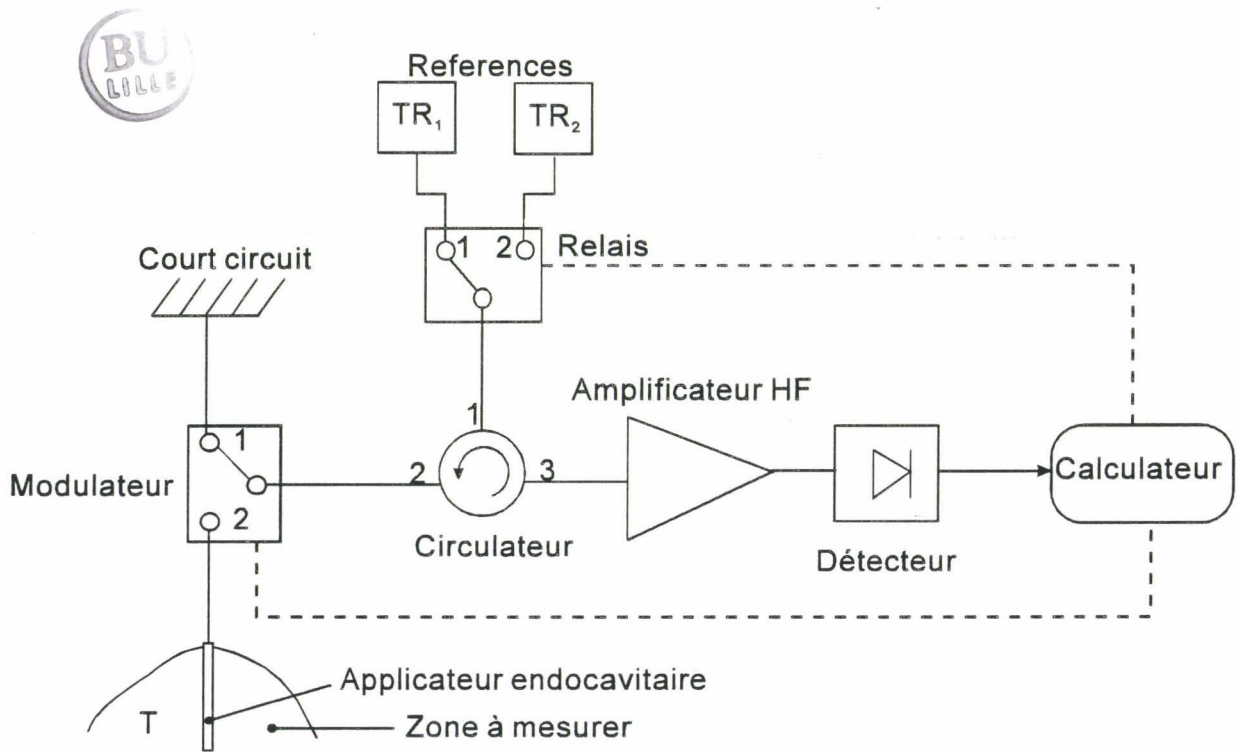
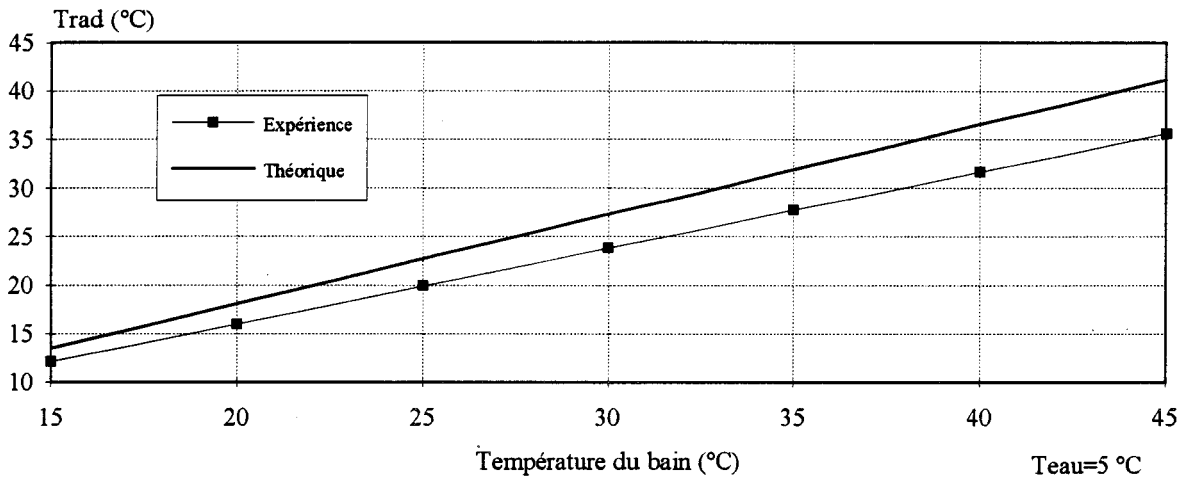
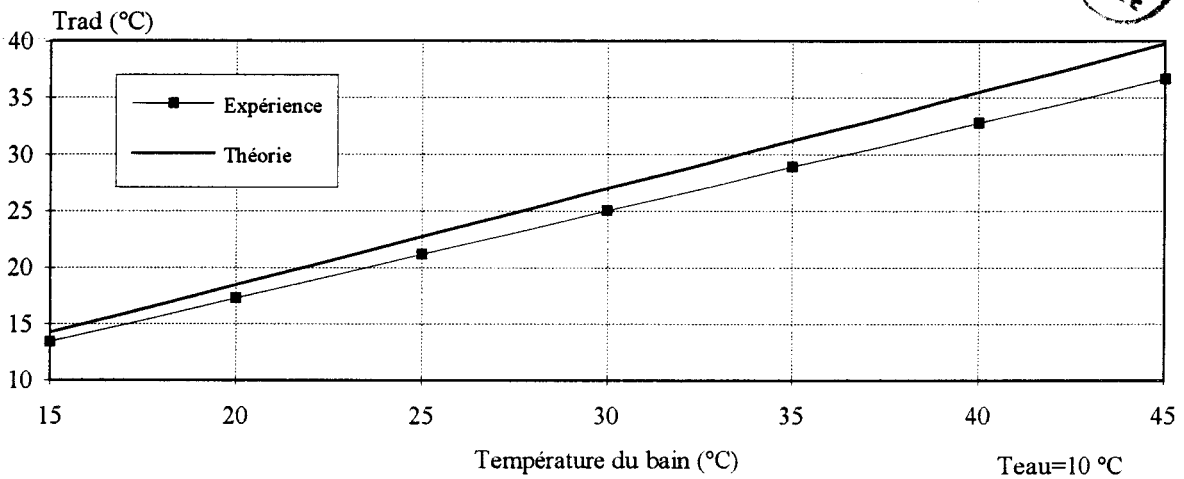


Figure III-3 : Synoptique général d'un radiomètre à deux références de températures.

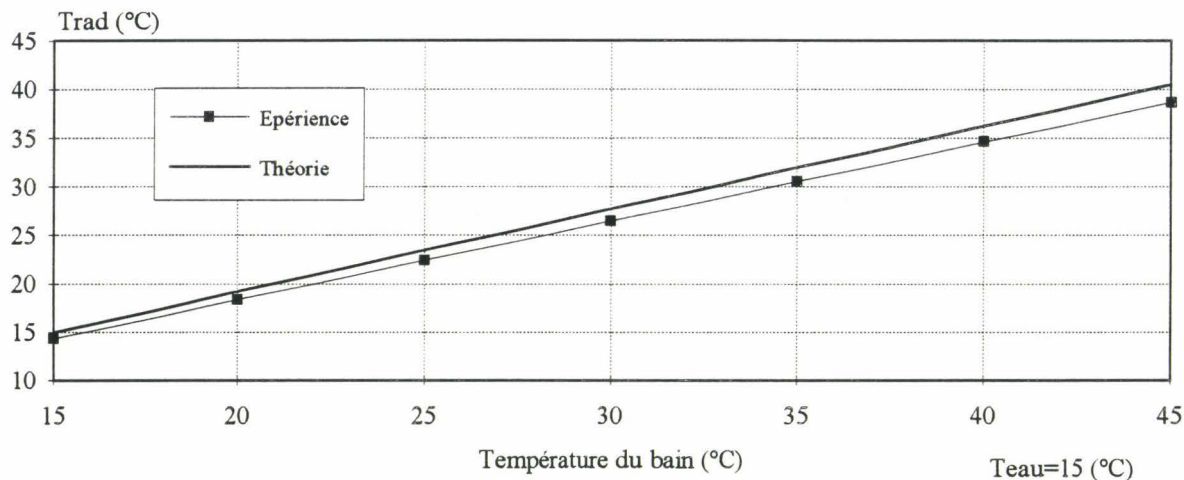


Courbe III-4 : Evolution expérimentale et théorique de la température radiométrique en fonction de la température vraie d'un bain thermostaté. Mesure et simulation effectuées avec l'applicateur urétral BRUKER pour une température d'eau de refroidissement $T_{eau}=5\text{ °C}$.

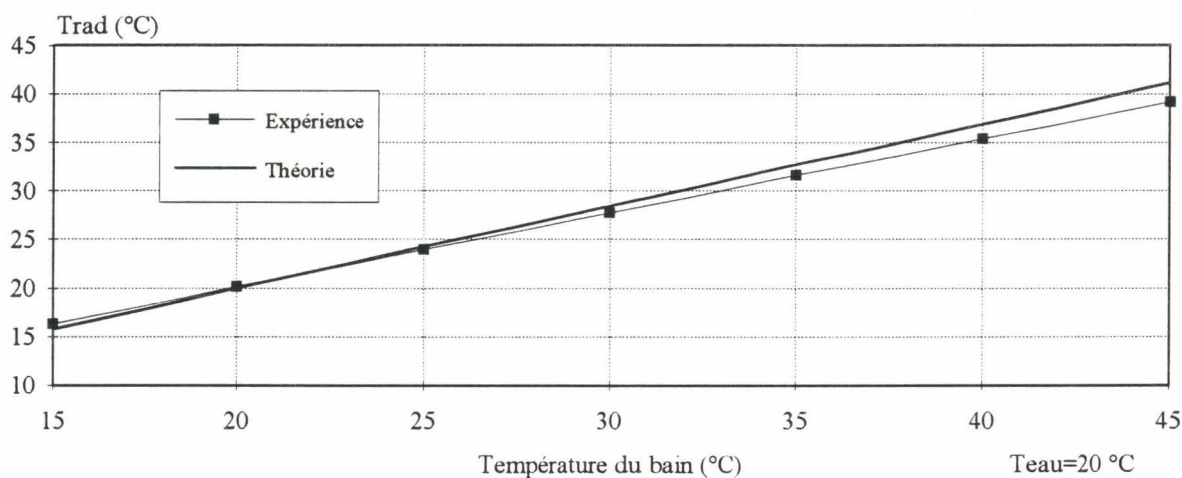


Courbe III-5: Evolution expérimentale et théorique de la température radiométrique en fonction de la température vraie d'un bain thermostaté. Mesure et simulation effectuées avec l'applicateur urétral BRUKER pour une température d'eau de refroidissement $T_{eau}=10\text{ °C}$





Courbe III-6: Evolution expérimentale et théorique de la température radiométrique en fonction de la température vraie d'un bain thermostaté. Mesure et simulation effectuées avec l'applicateur urétral BRUKER pour une température d'eau de refroidissement $T_{eau}=15\text{ °C}$.



Courbe III-7: Evolution expérimentale et théorique de la température radiométrique en fonction de la température vraie d'un bain thermostaté. Mesure et simulation effectuées avec l'applicateur urétral BRUKER pour une température d'eau de refroidissement $T_{eau}=20\text{ °C}$.

radiométrique en fonction de la température vraie d'un bain thermostaté ; ceci, pour différentes valeurs de température de l'eau de refroidissement.

Afin de mener correctement les manipulations, nous avons utilisé un radiomètre à double référence. Grâce à ce procédé, la température radiométrique relevée inclut la température de tous les milieux entourant l'âme centrale et surtout il permet de s'affranchir d'un étalonnage préalable réalisé à l'aide de bains thermostatés. Le principe de la méthode de mesure est basé sur le radiomètre à méthode de zéro modifié. Sur la *figure III-3.*, est présenté le synoptique général du radiomètre à double référence. Avec ce type de radiomètre, l'étalonnage préalable est effectué à l'aide de sources de références internes [112].

Remarque

Ce type de radiomètre n'est actuellement pas utilisé sur les machines fonctionnant en routine clinique.

La manipulation s'effectue à l'aide de deux bains thermostatés dont la température est fixée au préalable. Les bains sont constamment brassés et de ce fait, la température de l'eau peut être considérée homogène. L'applicateur urétral est alors plongé dans l'un des bains et la mesure radiométrique n'est effectuée que 10 minutes plus tard, ceci afin de permettre d'établir le gradient thermique entre l'eau du bain et l'applicateur. Le contrôle de la température du bain est faite à l'aide d'un thermomètre à mercure, dont l'extrémité est proche de l'applicateur urétral. Sur les *courbes III-4, III-5, III-6, III-7.* sont présentés les résultats pratiques et théoriques obtenus avec la méthode décrite précédemment.

Les erreurs commises avec notre modèle sont résumées dans les tableau ci-après :

Teau (°C) dans le cathéter	Température du bain (°C)	Trad (°C)		Trad (théo)-Trad (exp) (°C)
		Exp	Théo	
5.0	15	12.1	13.5	1.42
	45	35.6	41.2	5.6
10.0	15	13.4	14.3	0.86
	45	36.7	39.8	3.1
15.0	15	14.3	15.0	0.7
	45	38.7	40.5	1.8
20.0	15	16.3	15.8	0.55
	45	39.2	41.2	2.0

D'après ce tableau, il est clair que notre modèle ne peut prendre en compte le gradient thermique qui existe entre la circulation d'eau et le milieu chauffé. De plus même si l'eau est brassée correctement, il subsiste un gradient thermique à l'intérieur du bain.

On peut remarquer que si la température de l'eau de thermostatisation est proche de la température du milieu, l'erreur commise avec notre modèle théorique est petite. Le modèle reste néanmoins acceptable pour des températures de l'eau de refroidissement comprises entre 15.0 °C et 20.0 °C.

III - 1.2.1. APPLICATEUR UTERIN

La conception de l'applicateur utérin permet une mesure de température radiométrique sans problème particulier. La surcouche diélectrique étant sans perte, elle ne s'échauffe pas, sa contribution au signal radiométrique est nulle.

MATERIAUX	k_t (W.m ⁻¹ .°C ⁻¹)
Eau (20°C)	0.61
Cathéter plastique	0.15
Milieux biologiques	0.3 à 0.8

Tableau III-1: Conductivité thermique des matériaux et des milieux chauffés.

MATERIAUX	V_s (W.m ⁻³ .°C ⁻¹)
Gel Agar-Agar (coefficient équivalent)	1000 à 3000
Muscle ou prostate	10000 à 30000

Tableau III-2: Coefficient d'échange thermique pour le milieu fantôme et les milieux biologiques.

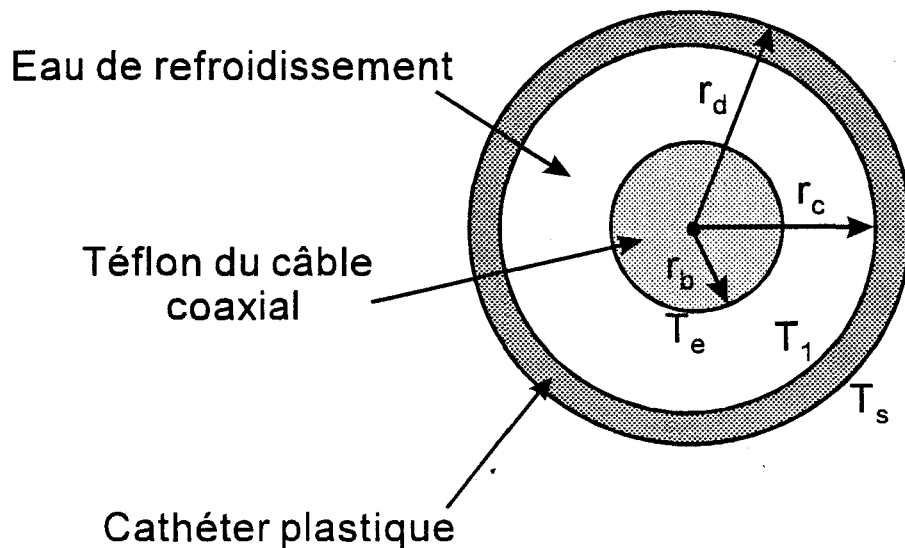


Figure III-4 : Vue transversale de l'applicateur urétral BRUKER.

III - 2. DETERMINATION DES DIFFERENTS PARAMETRES THERMIQUES

III - 2.1. APPLICATEUR URETRAL

III - 2.1.1. EVALUATION DES PARAMETRES THERMIQUES

La conduction caractérise les échanges thermiques entre une région à haute température et une autre à basse température. Ce phénomène est traduit mathématiquement par le coefficient de conductivité thermique noté k_t . Plus un matériau ou un liquide conduit la chaleur, plus k est élevé. Dans le *tableau III-1.* sont présentées les différentes conductivités thermiques des matériaux et des milieux chauffés concernés par l'hyperthermie urétrale [99-100-101]. La conductivité thermique varie avec la température, mais comme le domaine de température considéré n'est pas grand ($\Delta T \approx 30$ °C), cette variation peut être négligée ($\Delta k \approx +0.01$ W.m⁻¹.°C⁻¹ pour $\Delta T \approx 50$ °C).

La thermorégulation des milieux vivants évacue les calories apportées par un phénomène extérieur au moyen de la circulation vasculaire. Elle est traduite mathématiquement par le terme d'échange avec le sang noté V_s . En toute rigueur, ce terme dépend de la température et du point d'observation dans le milieu. Il est considéré comme constant dans le calcul des cartes thermiques. Afin de fixer un ordre de grandeur qui correspond à notre cas d'étude, nous avons résumé dans le *tableau III-2.* les différentes valeurs du coefficient d'échange thermique pour les milieux considérés.

Pour le gel, nous avons défini un coefficient d'échange équivalent, noté également V_s . Celui-ci traduit, en partie, les échanges thermiques existant entre le gel et les tubes plastiques insérés dans le gel et qui permettent le passage des thermocouples.

III - 2.1.2. DETERMINATION DU COEFFICIENT D'ECHANGE DE CHALEUR $h(z)$

La conductivité thermique du plastique constituant l'enveloppe extérieure joue un rôle prépondérant dans l'échange thermique entre l'eau de refroidissement et le tissu chauffé.

Si on considère le schéma de la *figure III-4.*, avec la présence du câble coaxial à l'intérieur de la sonde, on peut écrire :

$$\phi = 2\pi r_c h_e (T_e - T_1) \quad (18)$$

- r_c : rayon intérieur de la sonde (m),
 h_e : coefficient de convection de l'eau de refroidissement
(W.m⁻².°C⁻¹)
 T_e : température à l'interface téflon-eau (°C),
 T_1 : température à l'interface eau-cathéter (°C).

Ce terme représente la transmission de chaleur de la périphérie du téflon à la surface interne du cathéter. La conduction de chaleur à travers l'épaisseur du cathéter plastique s'écrit :

$$\phi = 2\pi k_s \frac{(T_1 - T_s)}{\text{Ln}\left(\frac{r_d}{r_c}\right)} \quad (19)$$

- r_d : rayon extérieur de la sonde (m),
 k_s : conductivité thermique de la sonde (W.m⁻¹.°C⁻¹),
 T_s : température à l'interface cathéter milieu dissipatif (°C).

Ce flux de chaleur est l'énergie caractérisant les échanges thermiques entre les milieux portés respectivement à T_s et T_e . D'un point de vue général, on peut exprimer l'échange thermique entre la surface extérieure de la sonde et l'eau de refroidissement par la relation [101]-[113] :

$$\phi = 2\pi r_d h (T_s - T_e) \quad (20)$$

- h : coefficient d'échange de chaleur global de l'applicateur
(W.m⁻².°C⁻¹)

En éliminant T_1 à l'aide de (18) et (19) et en égalisant les termes (19) et (20) (comme le flux thermique est conservatif), on obtient le coefficient d'échange thermique global :

$$h = \frac{1}{\frac{d}{r_c h_e} + \frac{d}{k_s} \text{Ln}\left(\frac{r_d}{r_c}\right)} \quad (21)$$

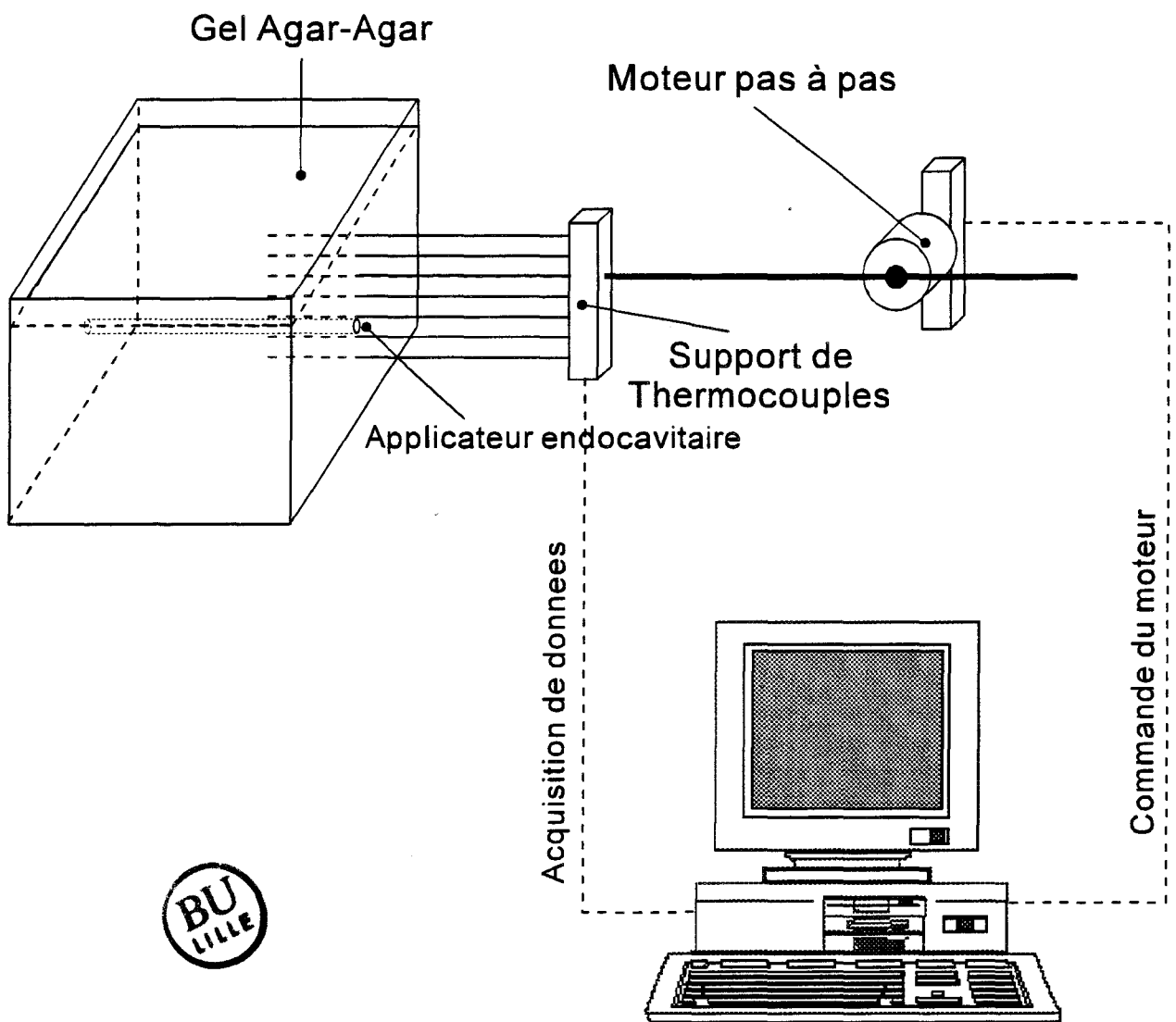


Figure III-5 : Synoptique du banc de mesure utilisé pour le relevé des températures.

Le coefficient d'échange thermique h dépend essentiellement de l'épaisseur de la sonde, de sa conductivité thermique et du coefficient de convection de l'eau de refroidissement.

Le terme h_e est donné par la relation :

$$h_e = k_e \frac{N_u}{D_{eq}} \quad (22)$$

k_e : conductivité de l'eau ($W/m^2/^\circ C$),

N_u : nombre de NUSSELT,

$D_{eq} = 2(r_d - r_c)$ (m).

Le coefficient N_u dépend essentiellement du type d'écoulement dans la sonde (laminaire ou turbulent). Deux valeurs extrêmes peuvent être considérées pour nos calculs :

$N_u = 5.0$ pour 1.9 l/mn de débit d'eau dans le cathéter,

$N_u = 38.0$ pour 3.3 l/mn de débit d'eau dans le cathéter.

Dans la pratique, le terme h est fonction de la position z . Le long de l'axe Z , la valeur de h calculée théoriquement peut être assimilée à une valeur moyenne. L'étude expérimentale de h est nécessaire afin de reconstruire le profil thermique existant le long de la sonde.

Application numérique.

Si : $N_u = 5.0$,

$r_c = 1.95$ mm,

$r_d = 2.5$ mm,

$k_e = 0.61$ $W.m^{-2}.^\circ C^{-1}$,

$k_s = 0.15$ $W.m^{-2}.^\circ C^{-1}$.

Après calcul on trouve $h = 216$ $W.m^{-2}.^\circ C^{-1}$.

En collaboration avec l'unité INSERM U 279, l'évolution du paramètre $h(z)$ a été déterminée sur un milieu constitué de gel Agar-Agar.

Sur la *figure III-5*, est présenté le banc de mesure utilisé pour relever la température autour de l'applicateur urétral. Grâce à un réseau de thermocouple couplé à un banc de mesure informatisé et automatisé, il est possible de relever l'élévation de température dans le gel et

ceci, dans un temps relativement bref (évitant ainsi la conduction de la chaleur à l'intérieur du milieu).

La technique utilisée pour le calcul de $h(z)$ est celle que Monsieur BEN-NAOUM a développé dans sa thèse [114]. L'équation ci-après donne accès à la valeur expérimentale de $h(z)$:

$$h = \frac{1}{(T - T_{\text{eau}})} k_t \frac{\partial T(d, z)}{\partial \rho} \quad (23)$$

On remarque que h expérimental dépend de la différence de température entre le milieu extérieur T et l'eau de refroidissement T_{eau} , et de la pente à l'origine.

La connaissance numérique de :

$$\frac{\partial T(d, z)}{\partial \rho}$$

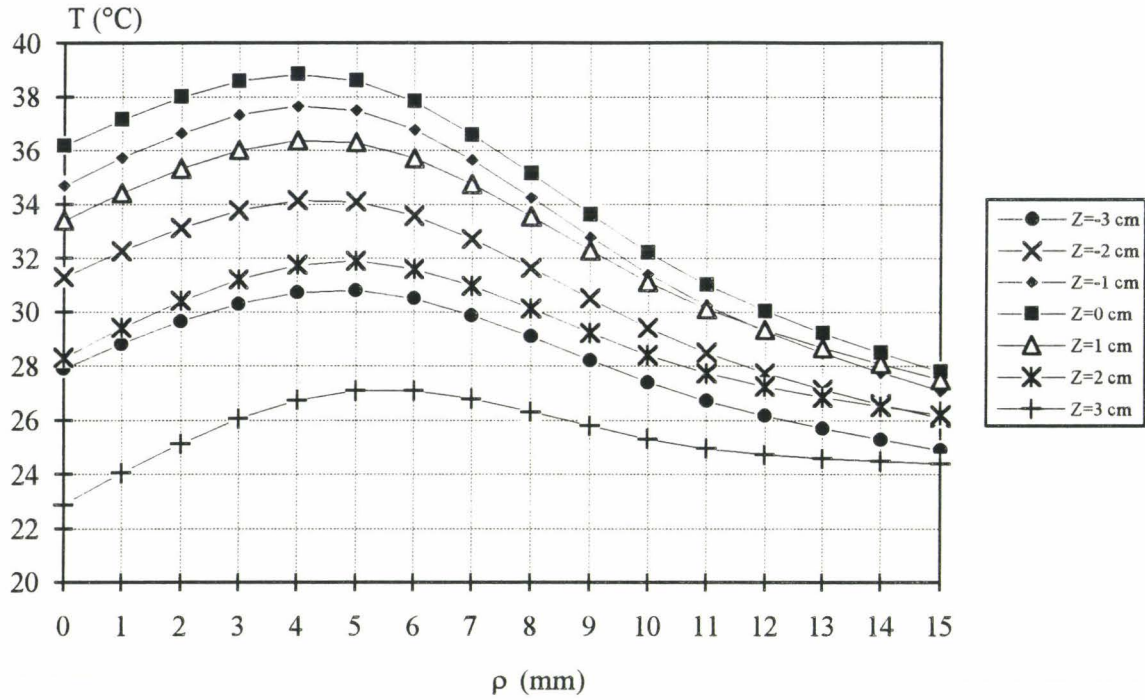
s'effectue simplement à l'aide de la reconstruction des profils thermiques dans chaque plan perpendiculaire à l'axe Z . La dérivée est exprimée numériquement par une différence à droite à l'ordre deux, à l'aide de la relation :

$$\left. \frac{\partial T}{\partial \rho} \right|_{\rho=d} = \frac{-3T(i, k) + 4T(i+1, k) - T(i+2, k)}{2\Delta\rho} \quad (24)$$

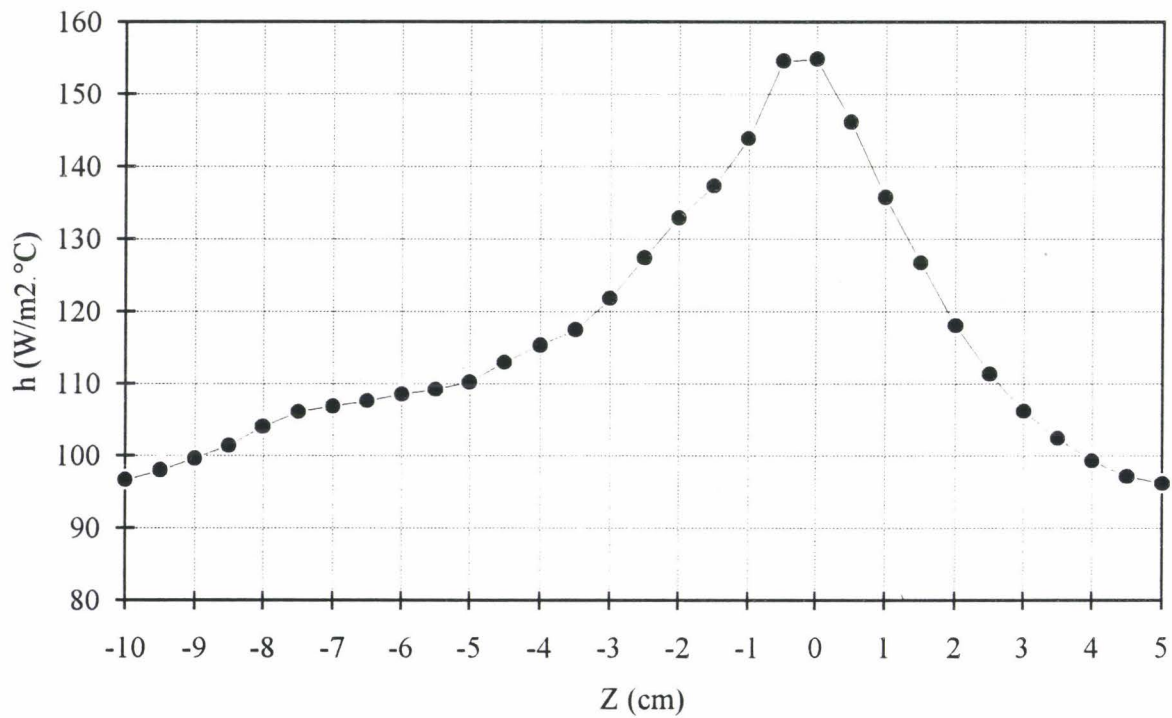
Connaissant tous les termes de la relation (23), il est possible de déterminer h expérimentalement. L'évolution des courbes expérimentales est connue en tout point de l'espace grâce à l'utilisation de la méthode d'interpolation cubique (couramment appelée "spline cubique") [39].

Deux études sont menées ; l'une avec circulation d'eau thermostatée, l'autre sans circulation d'eau.

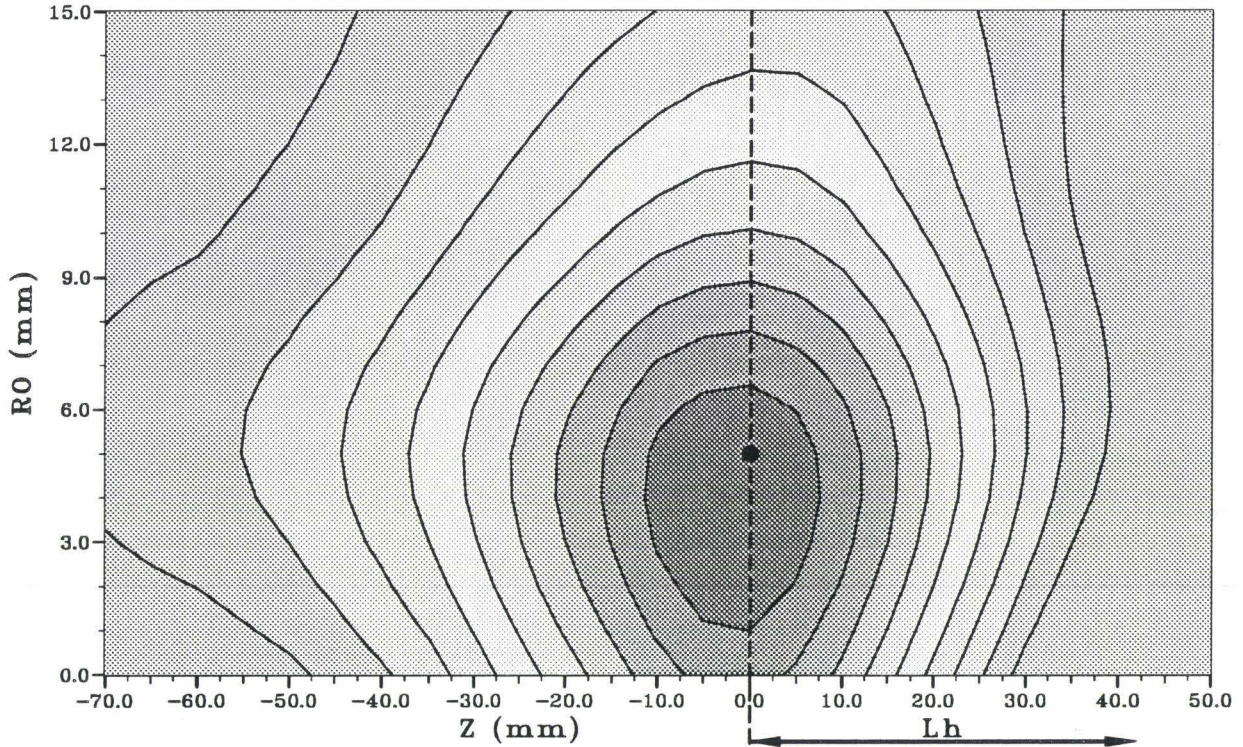
Dans les deux cas d'études, le chauffage micro-onde s'effectue brièvement; c'est à dire que la puissance délivrée par le générateur sera élevée (variant entre 30 W et 50 W), mais dans un temps relativement court (entre 1 mn et 3 mn). Ceci est intéressant car les protocoles cliniques



Courbe III-8 : Evolution expérimentale transversale de l'élévation de température pour l'applicateur urétral BRUKER plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l avec circulation d'eau thermostatée à 15.5 °C.

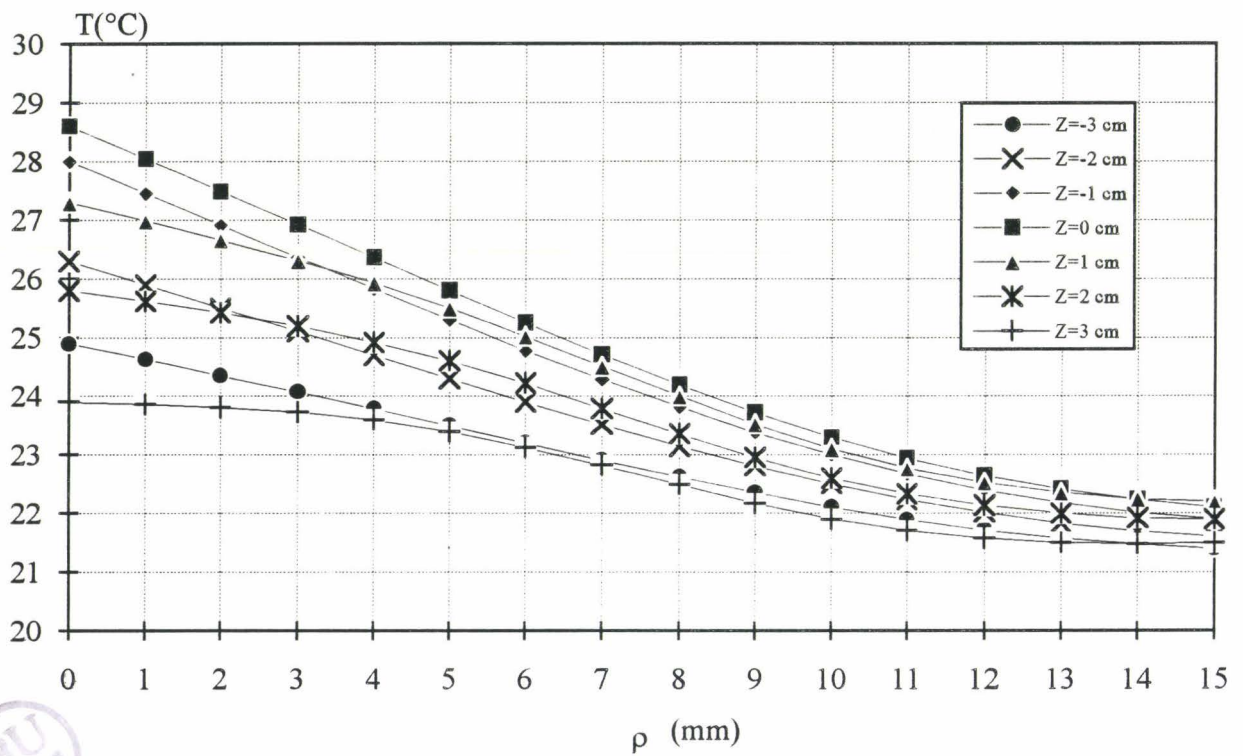


Courbe III-9 : Evolution expérimentale du coefficient d'échange thermique à l'interface milieu-applicateur pour l'applicateur urétral BRUKER plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l.



TEMPERATURE (°C)		$T_{max} = 38.8 \text{ } ^\circ\text{C}$	AVEC REFROIDISSEMENT
	Tmax- 37.16	$T_{min} = 22.0 \text{ } ^\circ\text{C}$	GEL AGAR-AGAR 6 G/L
	35.47 - 37.16	$T_{eau} = 15.50 \text{ } ^\circ\text{C}$	
	33.79 - 35.47	$T_0 = 22.00 \text{ } ^\circ\text{C}$	57 W - 3 mn
	32.10 - 33.79	$T_{rad} = 26.30 \text{ } ^\circ\text{C}$	
	30.42 - 32.10		
	28.74 - 30.42		
	27.05 - 28.74		
	25.37 - 27.05		
	23.68 - 25.37		
	Tmin- 23.68		

Courbe III-10 : Courbes isothermes expérimentales obtenues avec l'applicateur urétral BRUKER plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. Circulation d'eau thermostatée à 15.5 °C.



Courbe III-11 : Evolution expérimentale transversale de l'élévation de température pour l'applicateur urétral BRUKER plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l sans circulation d'eau thermostatée.

sont basées sur cette technique, on peut dès lors visualiser sur du gel les effets d'un chauffage "pulsé".

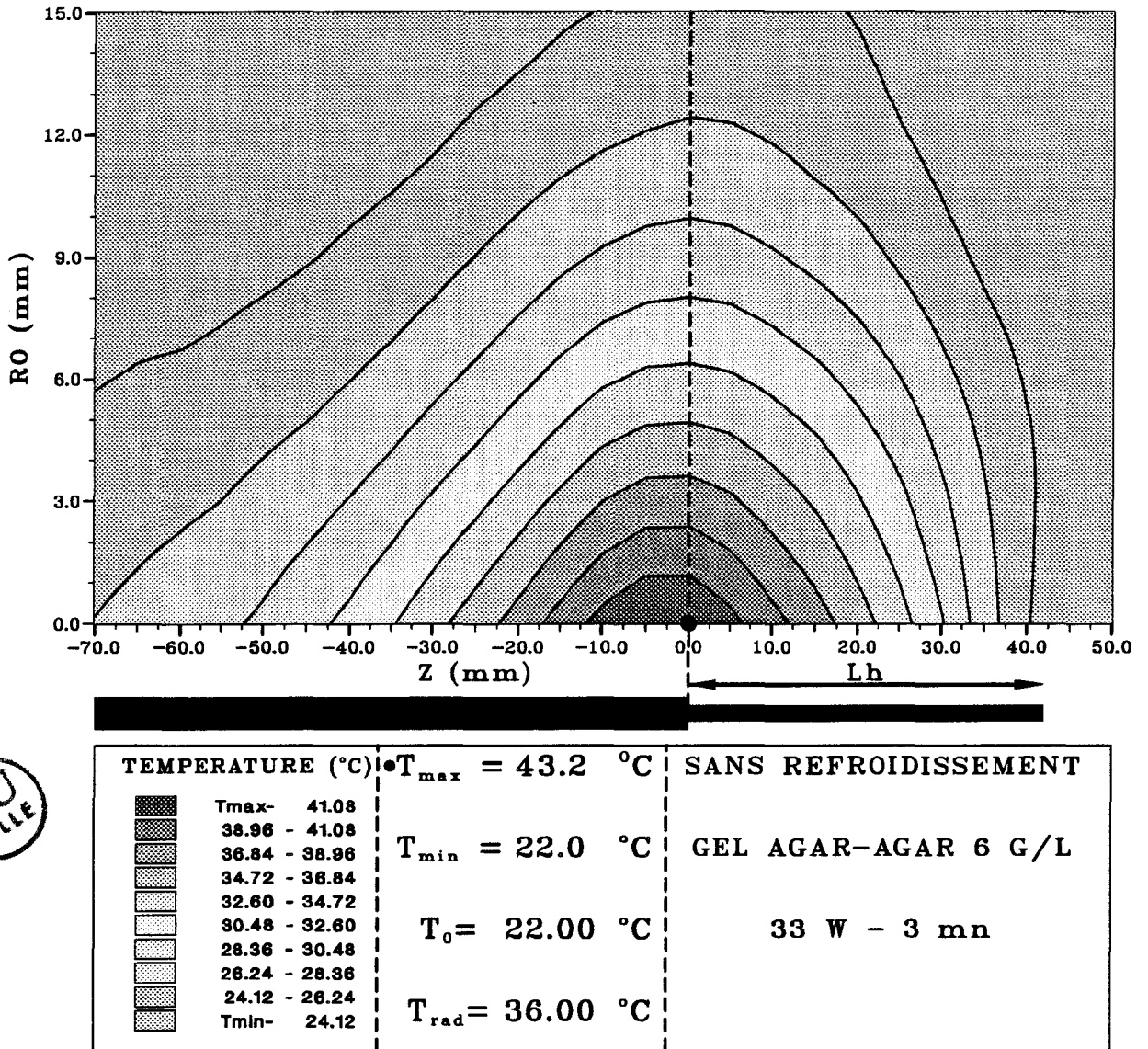
Les paramètres fixés au départ sont : chauffage pendant 3 minutes avec une puissance de 57 W. Sur la *courbe III-8.*, est présentée l'évolution du profil thermique dans plusieurs plans perpendiculaires à l'axe Oz pour l'applicateur urétral BRUKER avec circulation d'eau thermostatée à la température de 15.5 °C. Ces évolutions permettent de déduire l'évolution du coefficient d'échange thermique (*courbe III-9*) avec la méthode décrite précédemment. Cette détermination expérimentale montre que le coefficient d'échange est maximum dans le plan $z=0$, plan pour lequel la puissance micro-onde rayonnée par l'antenne est maximum. Une reconstruction expérimentale des courbes isothermes permet d'obtenir la *courbe III-10*. On peut observer un décalage du maximum de température vers l'intérieur du milieu dû à la circulation d'eau thermostatée dans le cathéter. Le point chaud se situe environ à 5 mm du cathéter plastique et dans le plan $Z=0$. La température maximale expérimentale est de 38.8 °C. La température mesurée avec le double radiomètre est de 26.3 °C.

Une étude similaire est effectuée sans circulation d'eau. Les paramètres de départ sont fixés à : chauffage pendant 3 minutes avec une puissance de 33W. L'évolution de l'élévation transversale de la température est donnée sur la *courbe III-11*. Contrairement à la *courbe III-8*, le maximum de température se situe à l'interface applicateur-gel. Une reconstruction des isothermes expérimentales est présentée sur la *courbe III-12*. Il est clair que l'absence de circulation d'eau thermostatée ne peut diminuer la température à l'interface applicateur-gel. De ce fait, le maximum se situe dans le plan $Z=0$ et sur le cathéter plastique. La température maximale relevée est environ de 43.2 °C. La température radiométrique mesurée à l'aide du radiomètre à deux références est de 36.0 °C.

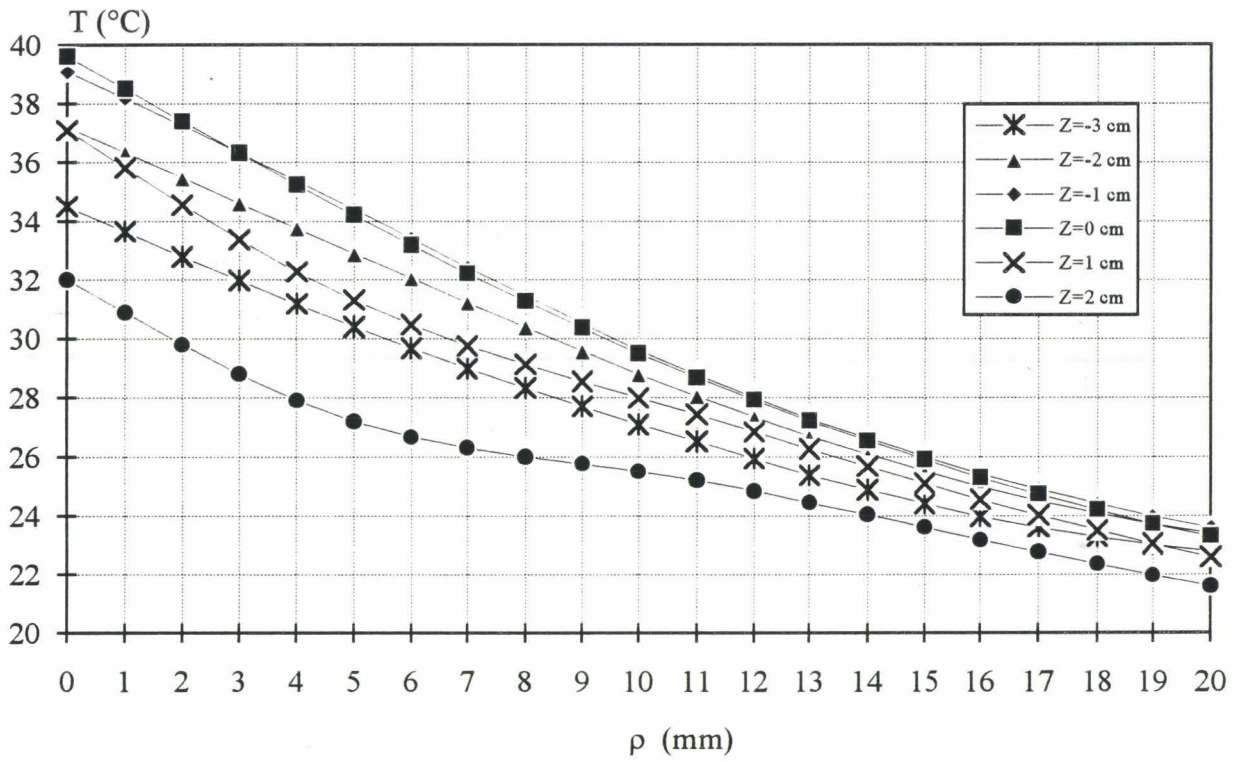
La valeur de h calculée théoriquement est bien supérieure (issu de la *courbe III-9*) à la celle déterminée dans la pratique, car la formule théorique est établie dans le cas idéal et optimal. Le résultat théorique permet cependant d'avoir un ordre de grandeur nécessaire à la simulation numérique de l'équation de la chaleur.

III - 2.2. APPLICATEUR UTERIN

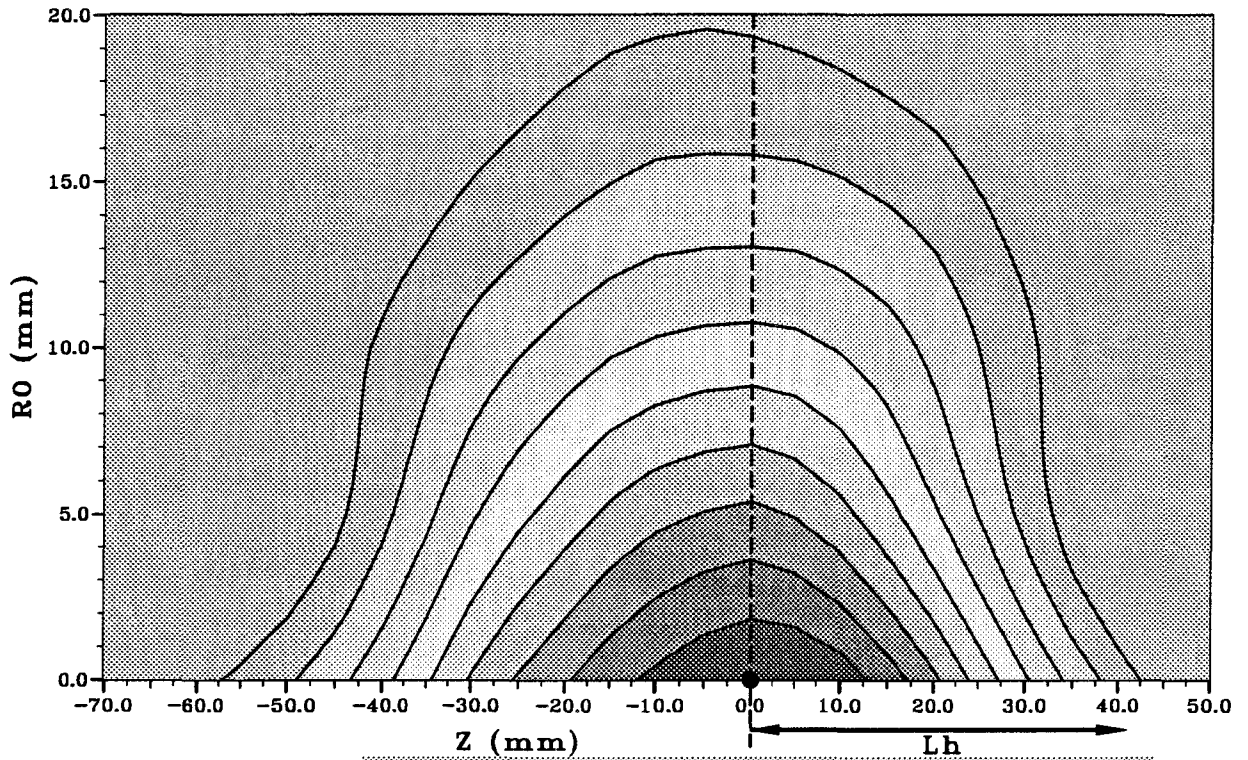
Les paramètres thermiques des milieux chauffés sont résumés dans les *tableaux III-1 et III-2* précédents. Les simulations sur gel Agar-Agar sont effectuées suivant le même protocole que pour l'applicateur urétral.



Courbe III-12 : Courbes isothermes expérimentales obtenues avec l'applicateur urétral BRUKER plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. Sans Circulation d'eau thermostatée.



Courbe III-13: Evolution expérimentale transversale de l'élévation de température pour l'applicateur utérin plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l.



TEMPERATURE (°C)		$T_{max} = 39.6 \text{ } ^\circ\text{C}$	GEL AGAR-AGAR 6 G/L
	Tmax- 37.84	$T_{min} = 22.0 \text{ } ^\circ\text{C}$	
	36.08 - 37.84		
	34.32 - 36.08		
	32.56 - 34.32		
	30.80 - 32.56		
	29.04 - 30.80	$T_0 = 18.00 \text{ } ^\circ\text{C}$	
	27.28 - 29.04	$T_{rad} = 30.60 \text{ } ^\circ\text{C}$	
	25.52 - 27.28		
	23.76 - 25.52		
	Tmin- 23.76		

Courbe III-14 : Courbes isothermes expérimentales obtenues avec l'applicateur utérin plongé dans du gel Agar-Agar salé à 6 g/l.

Malgré l'absence d'eau de refroidissement à l'intérieur de l'applicateur, il existe un coefficient d'échange de chaleur à l'interface applicateur utérin-milieu. Celui-ci sera noté h' et il traduit les échanges thermiques entre la température de la surcouche diélectrique et du milieu dissipatif.

Les paramètres nécessaires à la manipulation sont fixés à : un temps de chauffage de 4 minutes pour une puissance micro-onde de 25.0 W. L'évolution de la température transversale est présentée sur la *courbe III-13*. Une reconstruction expérimentale des isothermes est donnée sur la *courbe III-14*. On peut remarquer que la température maximale est située dans le plan $Z=0$ et à l'interface surcouche diélectrique-gel. Cette température est d'environ 39.6 °C, avec une température radiométrique de 30.60 °C (mesurée avec le radiomètre double référence).

III - 3. CALCUL DE LA DISTRIBUTION THERMIQUE A PARTIR DE L'EQUATION DE LA CHALEUR

Sous l'action d'un champ électromagnétique, l'énergie absorbée par les milieux dissipatifs est dégradée sous forme de chaleur. La distribution de température induite par un chauffage micro-onde dans des milieux biologiques est déterminée par la résolution de l'équation de la chaleur, qui traduit théoriquement les effets de transfert de chaleur.

III - 3.1. RESOLUTION NUMERIQUE DE L'EQUATION DE LA CHALEUR

Malgré la complexité des milieux biologiques (hétérogènes, anisotropes), on peut, en ayant fait de nombreuses hypothèses simplificatrices, traduire mathématiquement le mécanisme de transfert de la chaleur par l'équation suivante [109] :

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \left(\frac{\partial^2 T}{\partial \rho^2} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial T}{\partial \rho} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + Q(\rho, z) + W_m - V_s (T - T_0) \quad (25)$$

↑

A

↑

B

- ρ_t : masse volumique du tissu (Kg/m^3),
- c_t : chaleur spécifique du tissu ($\text{J/Kg/}^\circ\text{C}$),
- k_t : conductivité thermique du tissu ($\text{W/m/}^\circ\text{C}$),
- V_s : coefficient d'échange de chaleur du sang ($\text{W/m}^3/^\circ\text{C}$),
- T_0 : température du sang ($^\circ\text{C}$),
- T : température du point considéré ($^\circ\text{C}$),
- $Q(\rho, z)$: chaleur générée par le chauffage micro-onde (W/m^3)
- W_m : chaleur générée par le métabolisme (W/m^3)
- t : temps (s).

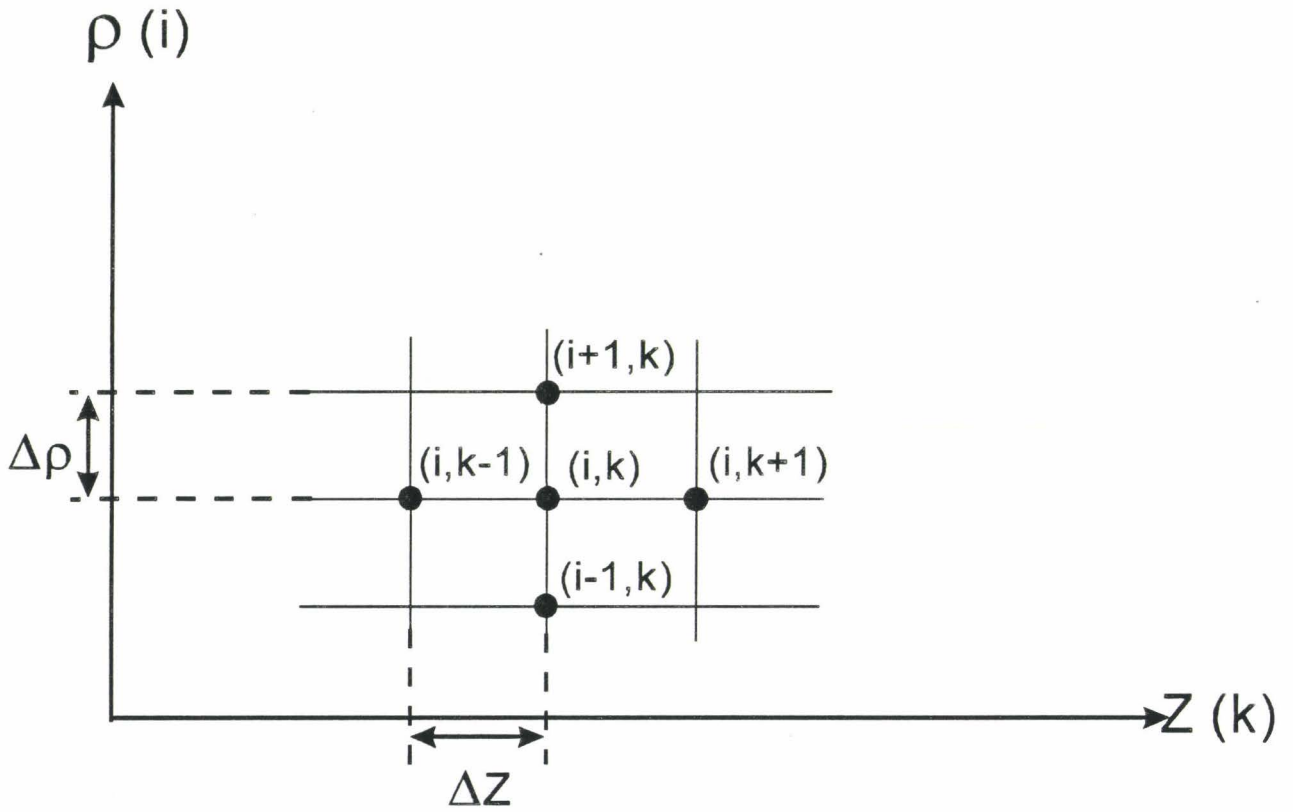


Figure III-6 : Maillage utilisé pour la résolution de l'équation de la chaleur.

Cette équation traduit à la fois le phénomène de conduction à travers les tissus (terme A) et les échanges existant entre le réseau vasculaire et les tissus (terme B). En toute rigueur, les termes dépendent de la température et du milieu considéré. Les différents milieux sont supposés homogènes et isotropes. Les termes k_t et V_s sont supposés invariants avec la température. La chaleur générée par le métabolisme est de valeur négligeable devant celle fournie par l'énergie micro-onde ($W_m \approx 0$).

Les calculs sont effectués dans l'état stationnaire. Lorsque le terme

$$\frac{\partial T}{\partial t} = 0$$

l'équation (25) est alors simplifiée et se résout par une méthode numérique classique. La plus adaptée à notre cas d'étude est la méthode de relaxation [39-40]. C'est, en fait, une méthode aux différences finies dans laquelle un facteur accélérateur est introduit afin de converger rapidement vers une solution.

Pour appliquer cette méthode, le milieu sous investigation est discrétisé par un maillage suivant les axes ρ et $0z$ (cf *chapitre II*) (*figure III-6.*). L'intervalle entre deux noeuds successifs est $\Delta\rho$ et Δz . L'utilisation du développement en série de TAYLOR permet d'exprimer chaque terme dérivé de l'équation (25), en utilisant les différences centrées, cette méthode donne une approximation à l'ordre deux.

L'équation (18) s'exprime alors sous la forme :

$$\begin{aligned} T(i, k) \left[-\frac{2}{\Delta\rho^2} - \frac{2}{\Delta z^2} - \frac{V_s}{k_t} \right] + T(i+1, k) \left[\frac{1}{\Delta\rho^2} + \frac{1}{2\rho\Delta\rho} \right] + T(i-1, k) \left[\frac{1}{\Delta\rho^2} - \frac{1}{2\rho\Delta\rho} \right] \\ + \frac{1}{\Delta z^2} [T(i, k-1) + T(i, k+1)] + \left[\frac{Q(i, k)}{k_t} + \frac{V_s}{k_t} T_0 \right] = 0 \end{aligned} \quad (26)$$

Ce système d'équations linéaires se résout par une approximation successive. Les valeurs sont fixées, à priori, en chaque noeud du maillage. La convergence s'effectue rapidement pour des valeurs proches de la solution du système; dans notre cas, $T(i,k)=37$ °C. Un ordre de parcours du maillage fixé est respecté à chaque itération. Le résidu en chaque noeud (i,k) est donné par :

$$\begin{aligned} \text{Res}(i, k) = & T(i, k) \left[-\frac{2}{\Delta\rho^2} - \frac{2}{\Delta z^2} - \frac{V_s}{k_t} \right] + T(i+1, k) \left[\frac{1}{\Delta\rho^2} + \frac{1}{2\rho\Delta\rho} \right] \\ & + T(i-1, k) \left[\frac{1}{\Delta\rho^2} - \frac{1}{2\rho\Delta\rho} \right] + \frac{1}{\Delta z^2} [T(i, k-1) + T(i, k+1)] + \left[\frac{Q(i, k)}{k_t} + \frac{V_s}{k_t} T_0 \right] \end{aligned} \quad (27)$$

Ce calcul itératif est effectué jusqu'à ce que le résidu soit inférieur à une valeur fixée dépendante de la précision désirée. Un coefficient de surrelaxation λ , permet d'accélérer le processus de convergence en exprimant la (n+1) itération par :

$$T^{n+1}(i, k) = T^n(i, k) + \frac{\lambda \cdot \text{Res}(i, k)}{a(i, k)} \quad (28)$$

avec :

$$a(i, k) = \left(-\frac{2}{\Delta\rho^2} - \frac{2}{\Delta z^2} - \frac{V_s}{k_t} \right) \quad (29)$$

Le coefficient optimal est déterminé par la relation :

$$\lambda_{\text{opt}} = \frac{2}{(1 + \sqrt{1 - \omega^2})} \quad (30)$$

ω est calculé en fonction des paramètres du maillage. Dans les calculs effectués, nous avons fixé une précision de l'ordre de 10^{-4} .

Une étude des conditions limites est nécessaire afin de pouvoir résoudre correctement l'équation discrétisée.

III - 3.2. CONDITIONS LIMITE ET A L'INTERFACE

Les conditions limites sont fixées, pour les deux types d'applicateurs à la valeur de 37 °C. La taille des matrices est choisie afin de limiter le milieu semi-infini à un volume sur les bords duquel il n'existe plus de puissance micro-onde absorbée par le milieu, donc aucun échauffement (d'où la température de 37 °C).

Si la résolution de l'équation de la chaleur est commune aux deux types d'applicateurs endocavitaires (seule la nature des milieux diffère), il n'en est pas de même pour la condition à l'interface entre l'applicateur et le milieu dissipatif.

Pour l'applicateur urétral, la condition traduisant les échanges de chaleur entre l'applicateur urétral et le milieu sous investigation s'écrit sous la forme :

$$-k_t \frac{\partial T}{\partial \rho} + h(z)T = h(z)T_{\text{eau}} \quad (30)$$

T_{eau} : température de l'eau de refroidissement (°C).

Comme nous le verrons dans le paragraphe suivant $h(z)$ peut être constant ou suivre l'évolution déterminée sur la *courbe III-9*

Pour l'applicateur utérin, la condition à l'interface traduisant les échanges entre l'applicateur utérin et le milieu dissipatif s'écrit :

$$-k_t \frac{\partial T}{\partial \rho} + h' \cdot T = h' \cdot T_{\text{surc}} \quad (31)$$

T_{surc} : température de la surcouche (°C).

h' représente le coefficient de transfert de chaleur à l'interface applicateur-milieu.

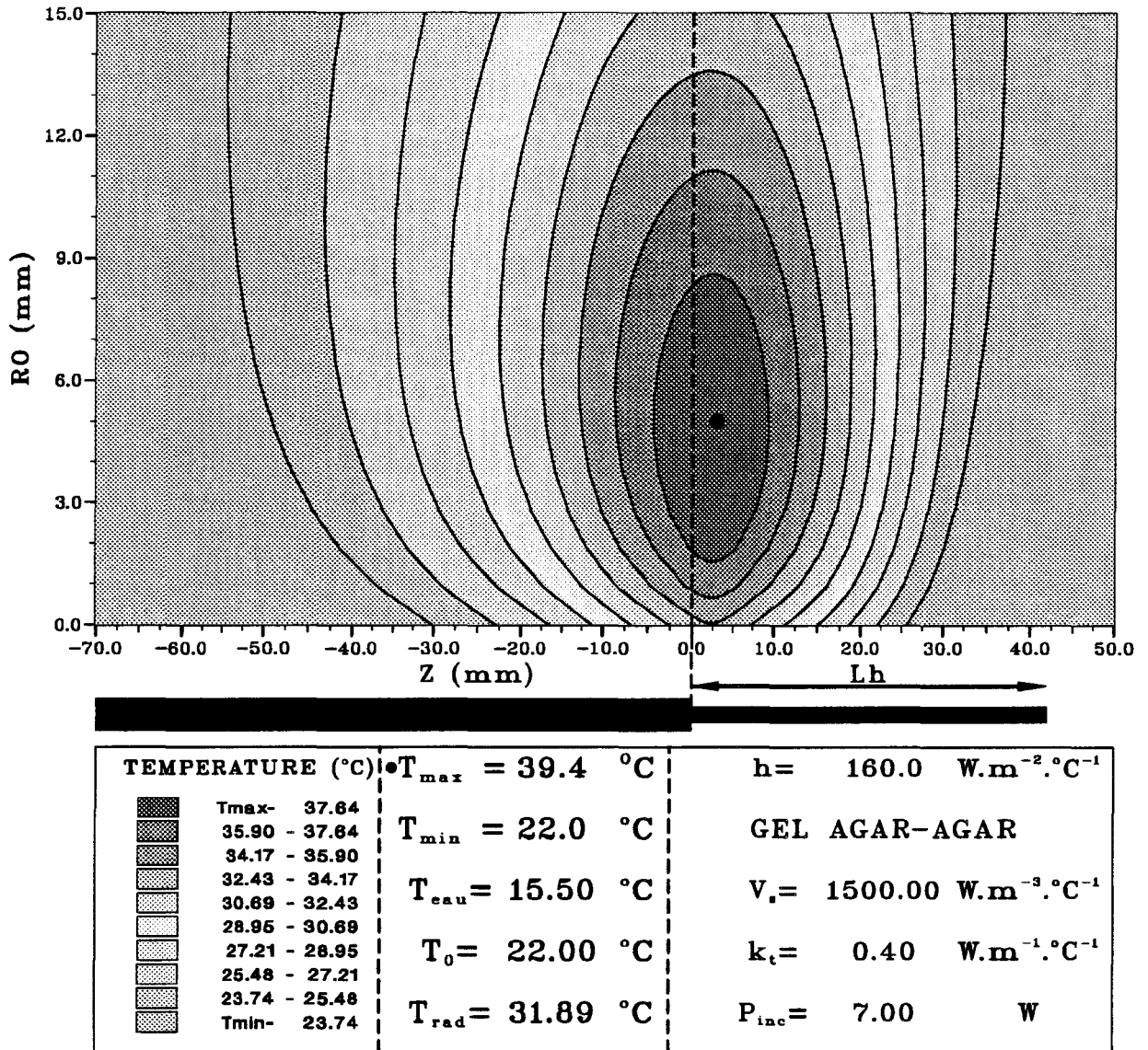
III - 3.3. SIMULATIONS NUMERIQUES

Dans ce paragraphe, des simulations numériques sont effectuées afin de montrer l'influence des paramètres h et h' régissant la condition à l'interface applicateur endocavitaire-milieu dissipatif et de la puissance incidente.

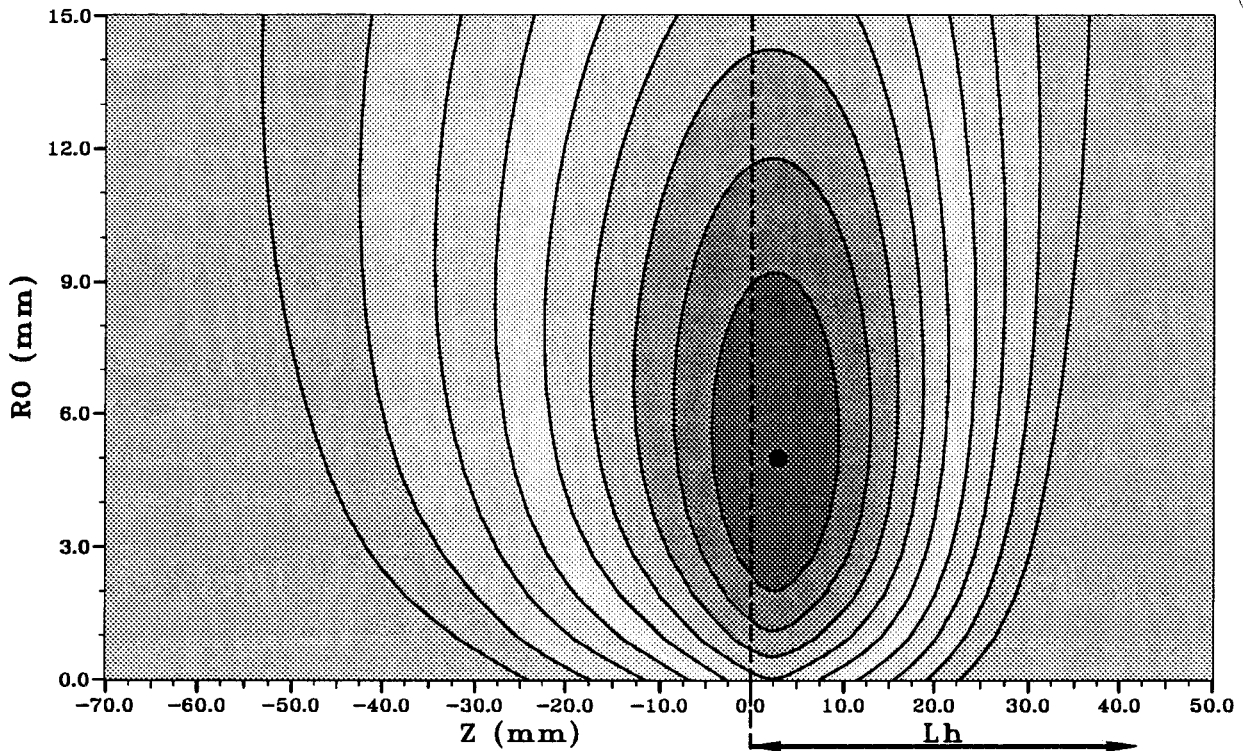
III - 3.3.1. APPLICATEUR URETRAL

Dans un premier temps, la simulation est effectuée dans un milieu équivalent au gel Agar-Agar salé à 6 g/l avec les paramètres suivants :

$$\begin{aligned} k_t &= 0.40 \quad \text{W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}, \\ V_s &= 1500.0 \quad \text{W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}, \\ T_{\text{eau}} &= 15.5 \quad \text{°C}, \end{aligned}$$

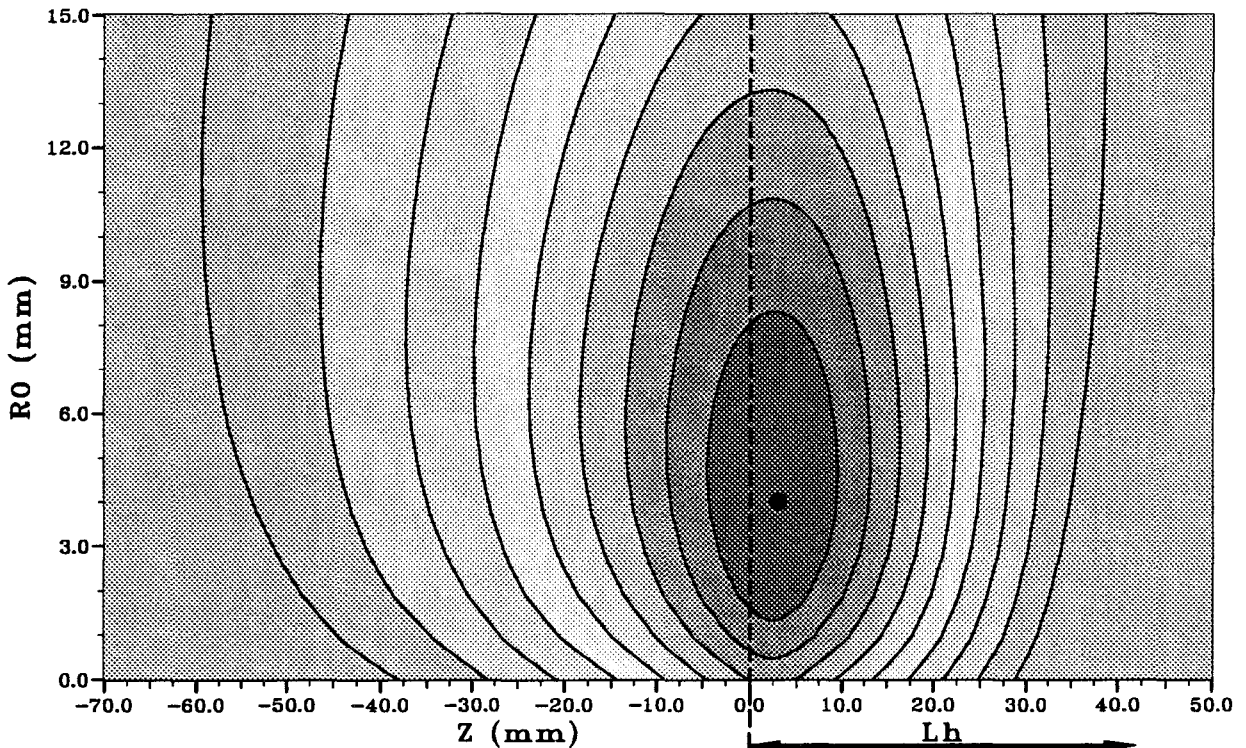


Courbe III-15 : Courbes isothermes calculées avec l'applicateur urétral BRUKER inséré dans un milieu ayant pour caractéristiques celles du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. ($h=160 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$, constant le long de l'applicateur)



TEMPERATURE (°C)		$T_{max} = 37.5 \text{ } ^\circ\text{C}$	$h = 216.0 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$
	Tmax- 35.92	$T_{min} = 22.0 \text{ } ^\circ\text{C}$	GEL AGAR-AGAR
	34.38 - 35.92	$T_{eau} = 15.50 \text{ } ^\circ\text{C}$	$V_s = 1500.00 \text{ W}\cdot\text{m}^{-3}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$
	32.83 - 34.38	$T_0 = 22.00 \text{ } ^\circ\text{C}$	$k_t = 0.40 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$
	31.28 - 32.83	$T_{rad} = 30.26 \text{ } ^\circ\text{C}$	$P_{inc} = 7.00 \text{ W}$
	29.74 - 31.28		
	28.19 - 29.74		
	26.64 - 28.19		
	25.09 - 26.64		
	23.55 - 25.09		
	Tmin- 23.55		

Courbe III-16 : Courbes isothermes calculées avec l'applicateur urétral BRUKER inséré dans un milieu ayant pour caractéristiques celles du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. ($h=216 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$, constant le long de l'applicateur)



TEMPERATURE (°C)		$T_{max} = 48.6 \text{ °C}$	$h = 160.0 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$
	Tmax- 45.91	$T_{min} = 22.0 \text{ °C}$	GEL AGAR-AGAR.
	43.28 - 45.91	$T_{eau} = 15.50 \text{ °C}$	$V_s = 1500.00 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$
	40.60 - 43.28	$T_0 = 22.00 \text{ °C}$	$k_t = 0.40 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$
	37.94 - 40.60	$T_{rad} = 37.95 \text{ °C}$	$P_{inc} = 10.00 \text{ W}$
	35.28 - 37.94		
	32.63 - 35.28		
	29.97 - 32.63		
	27.31 - 29.97		
	24.66 - 27.31		
	Tmin- 24.66		

Courbe III-17 : Courbes isothermes calculées avec l'applicateur urétral BRUKER inséré dans un milieu ayant pour caractéristiques celles du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. ($h=160 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$, constant le long de l'applicateur)

Le coefficient h est considéré constant le long de l'interface applicateur-milieu et égal à $160 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$, la puissance est fixée à 7.0 W . Après calcul, nous obtenons la *courbe III-15*. On peut observer que le point chaud se situe à environ 5 mm du cathéter plastique et dans le plan $Z=0$. La température maximale est de 39.4 °C .

Avec $h=216 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$ et $P=7.0 \text{ W}$ nous obtenons la *courbe III-16*. La zone comprise entre les isothermes $35\text{-}37 \text{ °C}$ s'étend longitudinalement entre -8 mm et $+11.5 \text{ mm}$ de part et d'autre du plan de jonction et transversalement entre 1 et 11 mm (*courbe III-15*). Par contre sur la *courbe III-16* la même zone s'étend longitudinalement entre -5 et 10 mm et transversalement entre 2 et 9 mm . En conclusion plus h est élevé, plus il contribue à diminuer l'étendue de la zone de chauffage et ceci à puissance constante, ce qui traduit un échange thermique entre applicateur-milieu amélioré.

Si la puissance incidente devient égale à 10.0 W et $h=160 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$, on obtient la *courbe III-17*. Dans une troisième simulation, nous utilisons la valeur de $h(z)$ issue de la *courbe III-9* et une puissance de 10.0 W . Après simulation, on obtient la *courbe III-18*. Il apparaît qu'en choisissant un coefficient d'échange thermique variable, l'élévation de température s'effectue sur une zone plus large le long de l'axe Oz que dans la cas de la *courbe III-17*. En effet, la zone de chauffage comprise entre les isothermes $22\text{-}24.7 \text{ °C}$ s'étend longitudinalement sur 65.0 mm pour la *courbe III-17*, tandis qu'elle s'étend sur 80.0 mm sur la *courbe III-18*.

D'après ces simulations, il apparaît indispensable de prendre en compte l'évolution du terme h en fonction de Z pour la reconstruction des profils thermiques. Dans le *quatrième chapitre*, lors des reconstructions des profils thermiques, nous garderons l'évolution du coefficient $h(z)$ déterminé sur la *courbe III-9* à partir des températures de surface.

III - 3.3.2. APPLICATEUR UTERIN

Dans le même but des simulations numériques sont effectuées avec l'applicateur utérin utilisant les paramètres suivants :

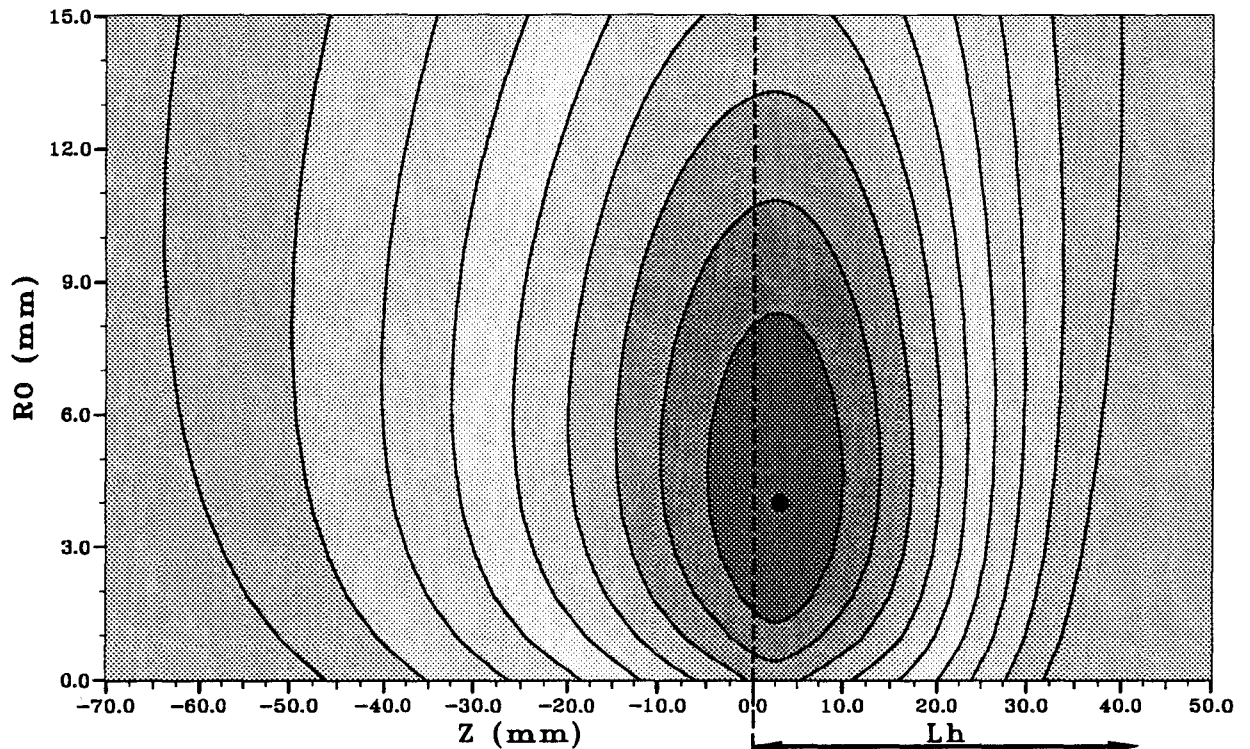
$$h'=40.0 \quad \text{W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1},$$

$$k_t=0.40 \quad \text{W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1},$$

$$V_s=1500.0 \quad \text{W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1},$$

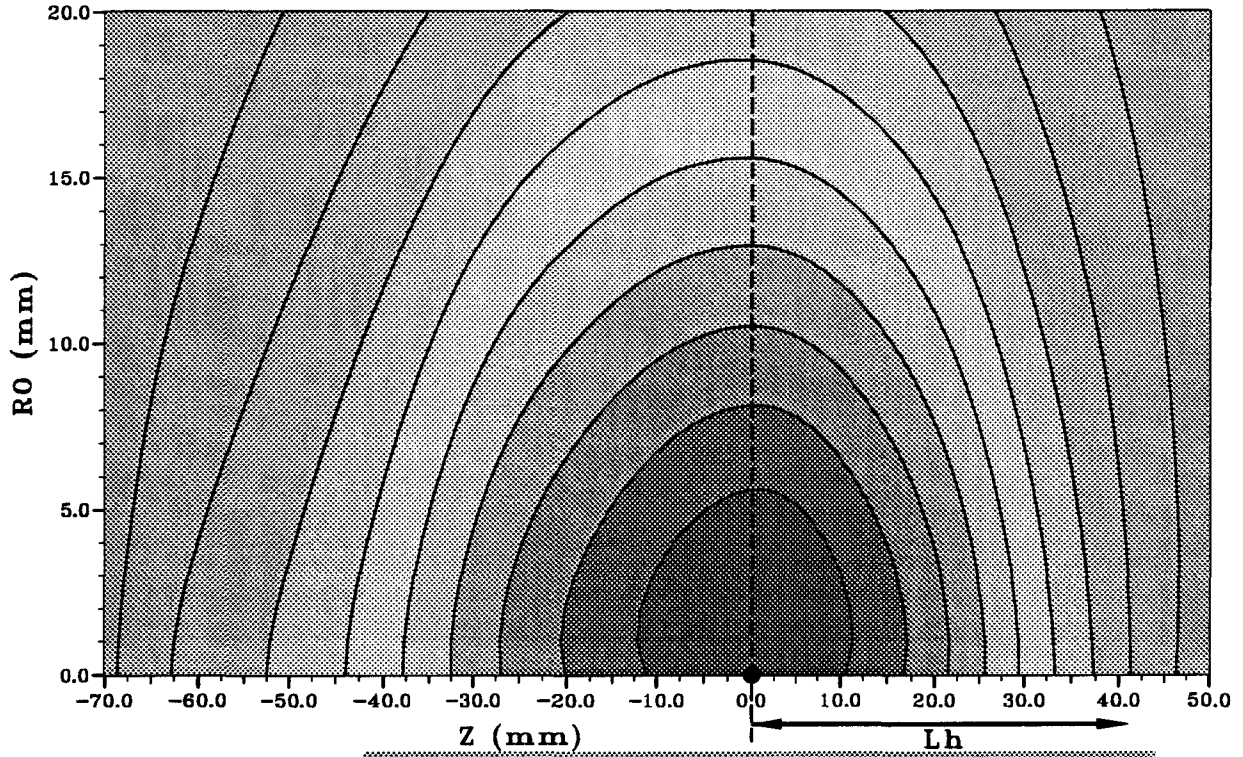
$$T_{\text{surc}}=20.0 \quad \text{°C},$$

La *courbe III-19* représente l'évolution théorique des courbes isothermes obtenue avec une puissance incidente $P_{\text{inc}}=10.0 \text{ W}$. La température maximale se situe dans le plan $Z=0$ et à



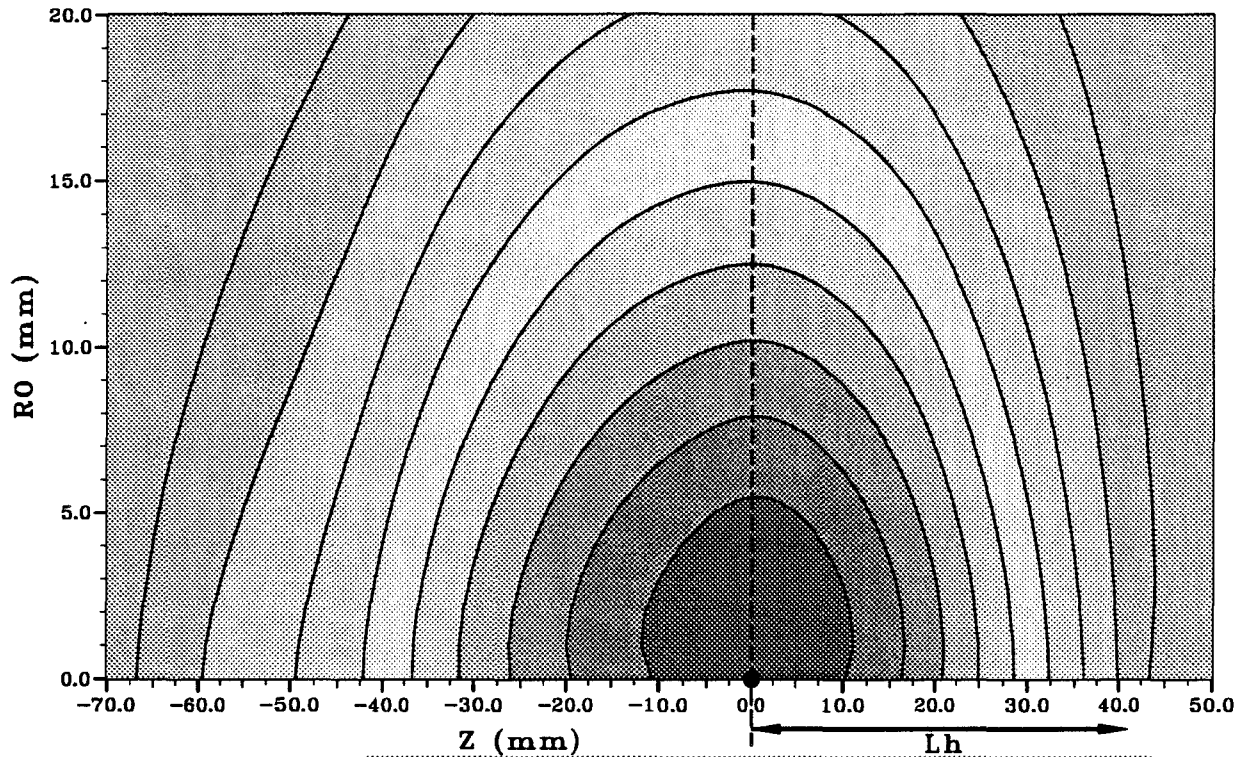
TEMPERATURE (°C)	• $T_{max} = 49.4 \text{ °C}$	h : variable (max=160)
43.93 - 46.67	$T_{min} = 22.0 \text{ °C}$	GEL AGAR-AGAR
41.19 - 43.93	$T_{eau} = 15.50 \text{ °C}$	$V_s = 1500.00 \text{ W.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$
38.45 - 41.19	$T_0 = 22.00 \text{ °C}$	$k_t = 0.40 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$
35.70 - 38.45	$T_{rad} = 39.31 \text{ °C}$	$P_{inc} = 10.00 \text{ W}$
32.96 - 35.70		
30.22 - 32.96		
27.48 - 30.22		
24.74 - 27.48		
Tmin- 24.74		

Courbe III-18 : Courbes isothermes calculées avec l'applicateur urétral BRUKER inséré dans un milieu ayant pour caractéristiques celles du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. ($h_{max}=160 \text{ W.m}^{-2}.\text{°C}^{-1}$, variable le long de l'applicateur)



TEMPERATURE (°C)		$T_{max} = 67.1 \text{ } ^\circ\text{C}$	$h = 40.0 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$
	Tmax- 62.55	$T_{min} = 20.0 \text{ } ^\circ\text{C}$	$V_s = 1500 \text{ W}\cdot\text{m}^{-3}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$
	58.04 - 62.55		
	53.54 - 58.04	$T_0 = 20.00 \text{ } ^\circ\text{C}$	$k_t = 0.40 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$
	49.03 - 53.54		
	44.53 - 49.03	$T_{rad} = 54.42 \text{ } ^\circ\text{C}$	$P_{inc} = 10.00 \text{ W}$
	40.02 - 44.53		
	35.52 - 40.02		
	31.01 - 35.52		
	26.51 - 31.01		
	Tmin- 26.51		

Courbe III-19 : Courbes isothermes calculées avec l'applicateur utérin inséré dans un milieu ayant pour caractéristiques celles du gel Agar-Agar salé à 6 g/l. ($h=40 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$, constant le long de l'applicateur)



TEMPERATURE (°C)		$T_{max} = 43.5 \text{ } ^\circ\text{C}$	$h = 40.0 \text{ W.m}^{-2}.\text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
	Tmax- 41.38	$T_{min} = 20.0 \text{ } ^\circ\text{C}$	$V_s = 1500 \text{ W.m}^{-3}.\text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
	39.22 - 41.38		
	37.07 - 39.22	$T_0 = 20.00 \text{ } ^\circ\text{C}$	$k_t = 0.40 \text{ W.m}^{-1}.\text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
	34.92 - 37.07		
	32.76 - 34.92	$T_{rad} = 37.21 \text{ } ^\circ\text{C}$	$P_{inc} = 5.00 \text{ W}$
	30.61 - 32.76		
	28.46 - 30.61		
	26.31 - 28.46		
	24.15 - 26.31		
	Tmin- 24.15		

Courbe III-20 : Courbes isothermes calculées avec l'applicateur utérin inséré dans un milieu ayant pour caractéristiques celles du gel Agar-Agar salé à 6 g/l.
 ($h=40 \text{ W.m}^{-2}.\text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, constant le long de l'applicateur)

l'interface surcouche-milieu dissipatif, sa valeur est de $67.1\text{ }^{\circ}\text{C}$, c'est à dire une élévation $\Delta T = 67.1 - 20.0 = 47.1\text{ }^{\circ}\text{C}$. Maintenant si la puissance devient $P'_{\text{inc}} = 5.0\text{ W}$, on obtient sur la *courbe III-20* l'évolution des courbes isothermes théoriques.

On relève une température maximale égale à $43.5\text{ }^{\circ}\text{C}$, soit $\Delta T' = 23.0$. On peut remarquer, sur les *courbes III-19 et III-20*, qu'il existe la même proportionnalité entre les deux valeurs de P_{inc} et P'_{inc} qu'entre les deux accroissements de température ΔT et $\Delta T'$.

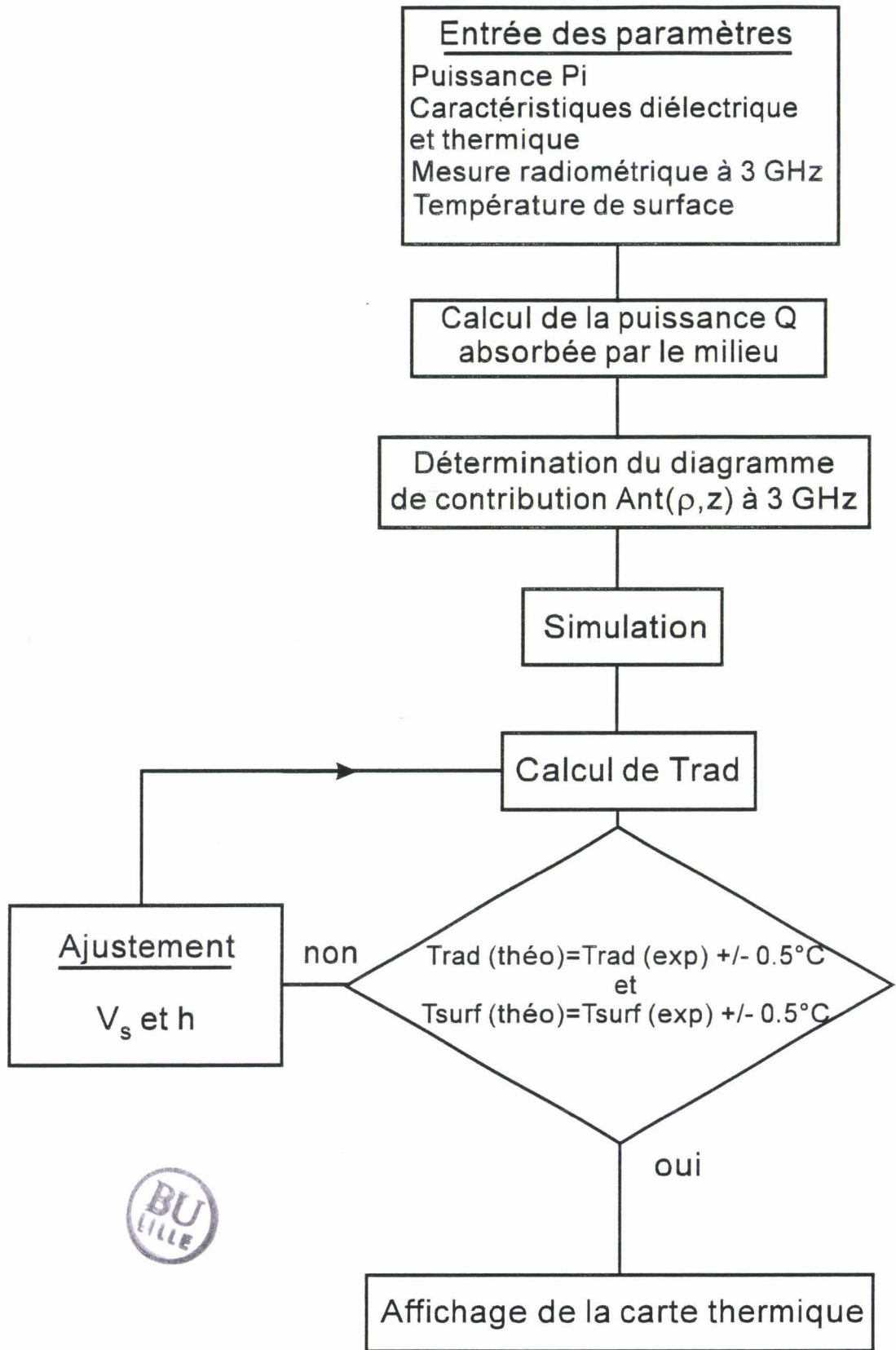


Figure III-7 : Organigramme du logiciel de reconstruction thermique.

III - 4. RECONSTRUCTION DES CARTES THERMIQUES A PARTIR DE LA TEMPERATURE RADIOMETRIQUE

III - .4.1 LOGICIEL DE RECONSTRUCTION THERMIQUE

L'organigramme du logiciel de reconstruction thermique est présenté sur la *figure III-7*. Celui-ci se décompose de la manière suivante :

- L'introduction des données expérimentales telles que la puissance, la mesure de la température radiométrique et la mesure de la température de surface est nécessaire avant tout calcul,
- Calcul du diagramme de dépôt de puissance micro-onde absorbée par le milieu à l'aide de la méthode des différences finies dans le domaine temporel à la fréquence de chauffage,
- Détermination du diagramme de contribution à la puissance captée à la fréquence radiométrique de 3 GHz à l'aide de la méthode des différences finies dans le domaine temporel,
- La résolution numérique bidimensionnelle de l'équation de la chaleur permet de déterminer le champ de température résultant du chauffage micro-onde,
- Le calcul des signaux radiométriques captés par l'applicateur endocavitaire est effectué grâce à la connaissance des caractéristiques diélectriques des différents milieux et au diagramme de contribution de l'applicateur à la fréquence de 3 GHz,
- la comparaison entre les températures expérimentales radiométrique et de surface et les températures théoriques permet de rectifier la première détermination de la carte thermique, par l'ajustement simultané des valeurs de V_s et h par bouclages successifs.

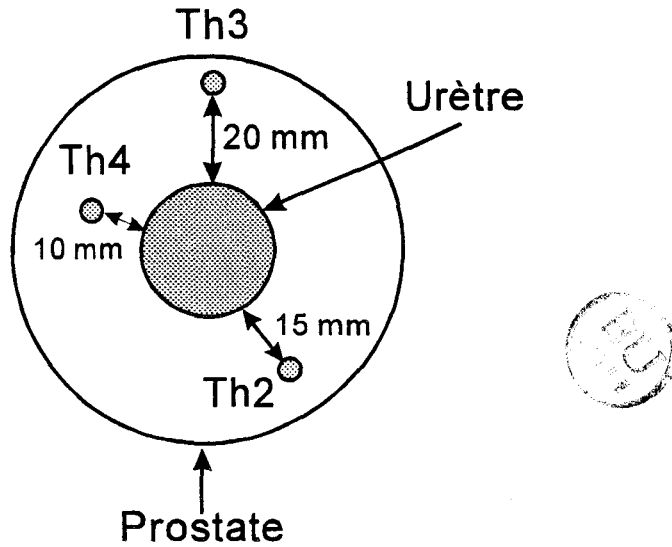
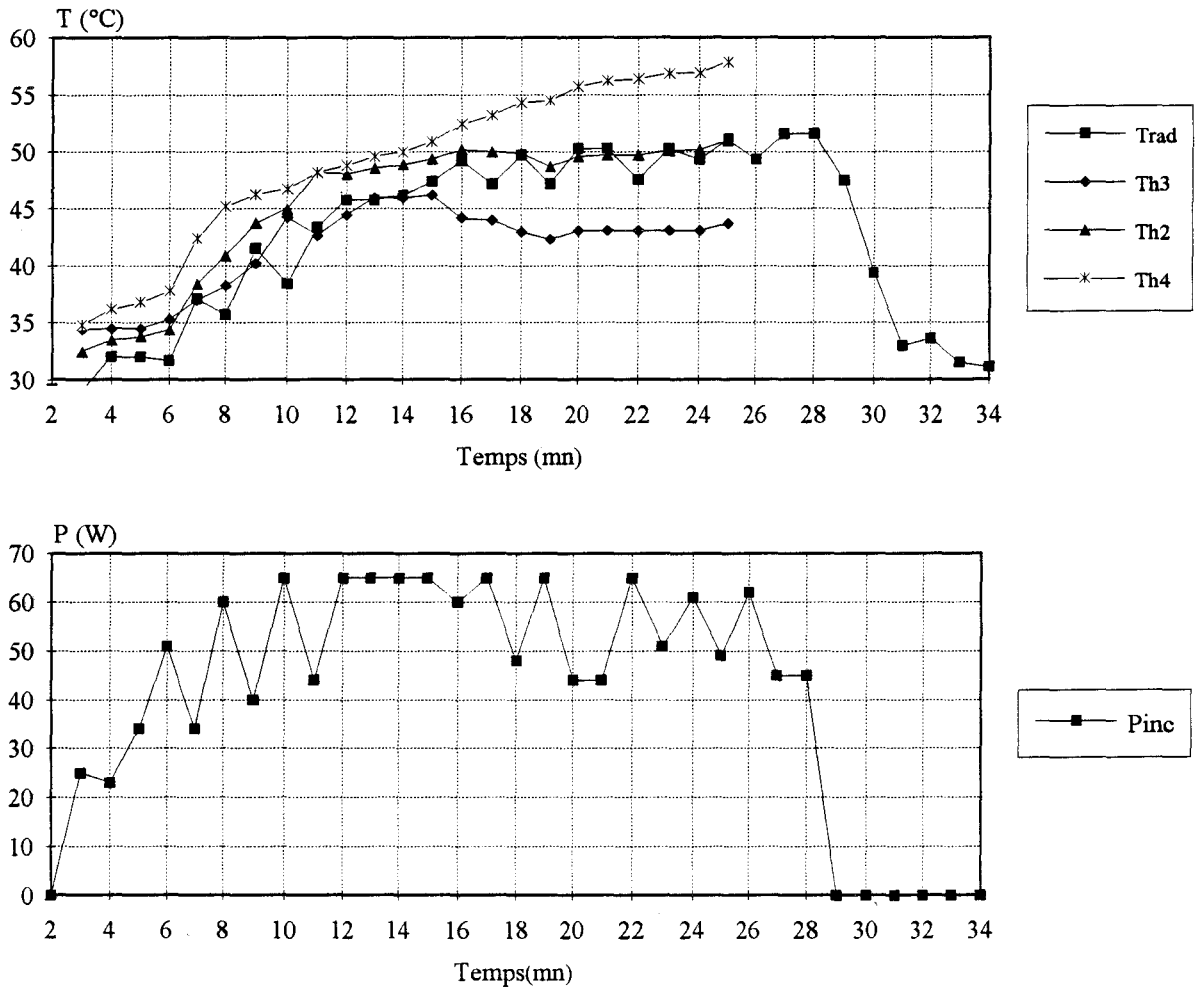
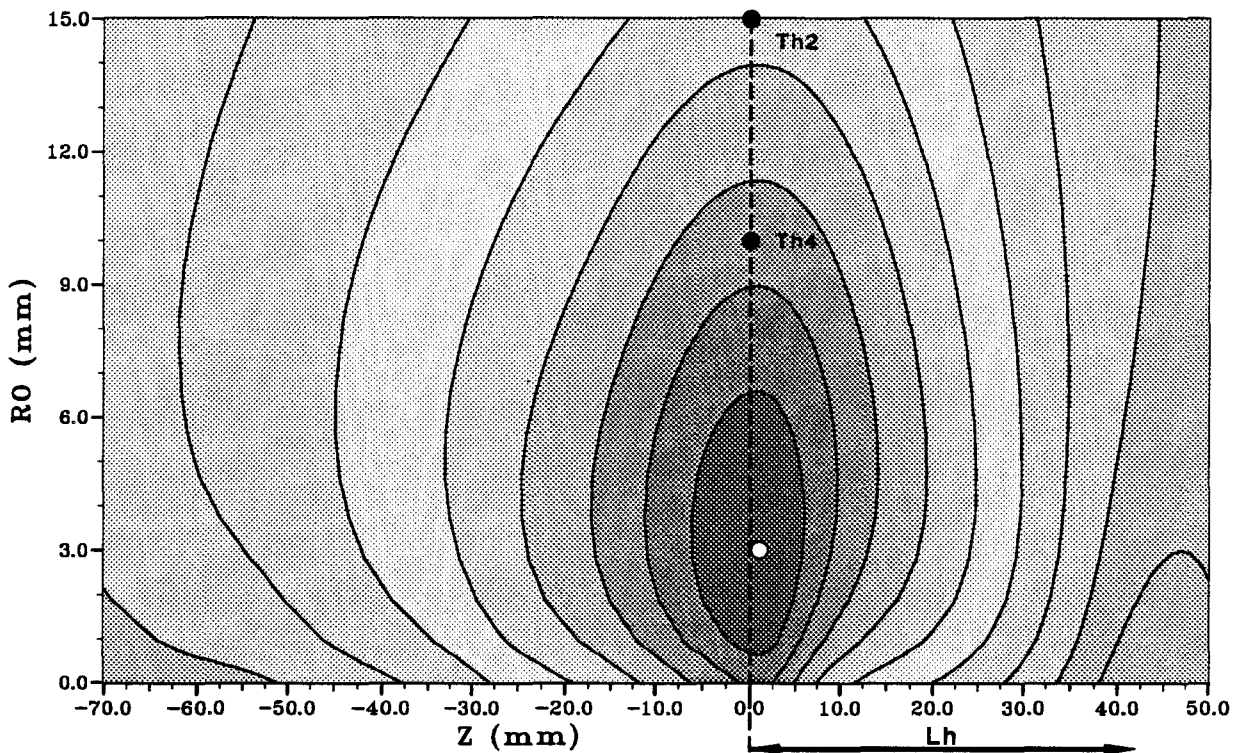











Figure III-7: Schéma d'implantation en coupe (plan de jonction $Z=0$) des thermocouples dans une prostate de chien.



Courbe III-21: Evolution temporelle de l'élévation de température au cours d'une séance d'hyperthermie sur prostate de chien réalisée à l'aide de l'applicateur urétral BRUKER.



TEMPERATURE (°C)	VALEURS	PROSTATE DE CHIEN
 T _{max} - 60.55	THEORIQUES $T_{max} = 64.3 \text{ } ^\circ\text{C}$ $T_{eau} = 18.00 \text{ } ^\circ\text{C}$ $T_{rad} = 49.50 \text{ } ^\circ\text{C}$	h:variable (max=110) $V_s = 9000.00 \text{ W}\cdot\text{m}^{-3}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$ $k_t = 0.45 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$ $P_{inc} = 50.00 \text{ W}$
 56.78 - 60.55		
 53.02 - 56.78		
 49.25 - 53.02		
 45.49 - 49.25		
 41.73 - 45.49		
 37.96 - 41.73		
 30.43 - 34.20		
 T _{min} - 30.43		

	Théorie	Expérience
Th2	50.4 °C	50.2 °C
Th3	43.5 °C	43.1 °C
Th4	57.6 °C	56.9 °C
Trad	49.5 °C	49.3 °C

Courbe III-22 : Reconstruction théorique des courbes isothermes obtenues après une hyperthermie sur prostate de chien.

On obtient ainsi la carte thermique la plus probable, ceci dans un temps relativement court (4-5 minutes).

Le terme k_t est supposé invariant lors de la détermination de la carte thermique.

Grâce à cette méthode, la reconstruction des cartes thermiques est possible et permet de visualiser les courbes isothermes obtenues après chauffage.

Afin de mettre à profit le logiciel décrit précédemment, nous allons maintenant présenter les expériences réalisées sur milieux biologiques.

III - 4.2. VALIDATION SUR ANIMAUX

Dans ce paragraphe, des études sur milieux biologiques sont effectuées avec les deux types d'applicateurs endocavitaires. Tous les résultats pratiques et théoriques sont présentés dans le demi-plan supérieur de l'applicateur endocavitaire étudié (*cf figure I-3*).

III - 4.2.1. APPLICATEUR URETRAL

Nous ne présentons qu'un des cas pratiqués sur la prostate d'un chien anesthésié, nécessités par le protocole légal d'évaluation avant mise sur le marché du système d'hyperthermie. Le but de la manipulation est d'effectuer une séance de thérapie avec l'applicateur urétral BRUKER associé à un système autonome de traitement de la prostate (une description de ce système sera faite dans le *quatrième chapitre*). Il faut noter que la température radiométrique est relevée au cours de la séance de thérapie à l'aide d'un radiomètre à simple référence de température. L'étalonnage du radiomètre avec l'applicateur urétral BRUKER est donc effectué à l'aide de deux bains thermostatés avant la séance.

Sur la *courbe III-21* est présentée l'évolution temporelle des différentes températures mesurées grâce à des fibres optiques implantées dans la prostate. Le schéma d'implantation des capteurs de températures est donné sur la *figure III-7*. Sur la *courbe III-21*, nous choisissons les valeurs suivantes utilisées pour la simulation :

$$\begin{aligned} P_{\text{inc}} &= 50 \text{ W} \\ T_{\text{rad}} &= 49.3 \text{ }^\circ\text{C}, \\ T_{\text{h2}} &= 50.2 \text{ }^\circ\text{C} \\ T_{\text{h3}} &= 43.1 \text{ }^\circ\text{C} \\ T_{\text{h4}} &= 56.9 \text{ }^\circ\text{C} \end{aligned}$$

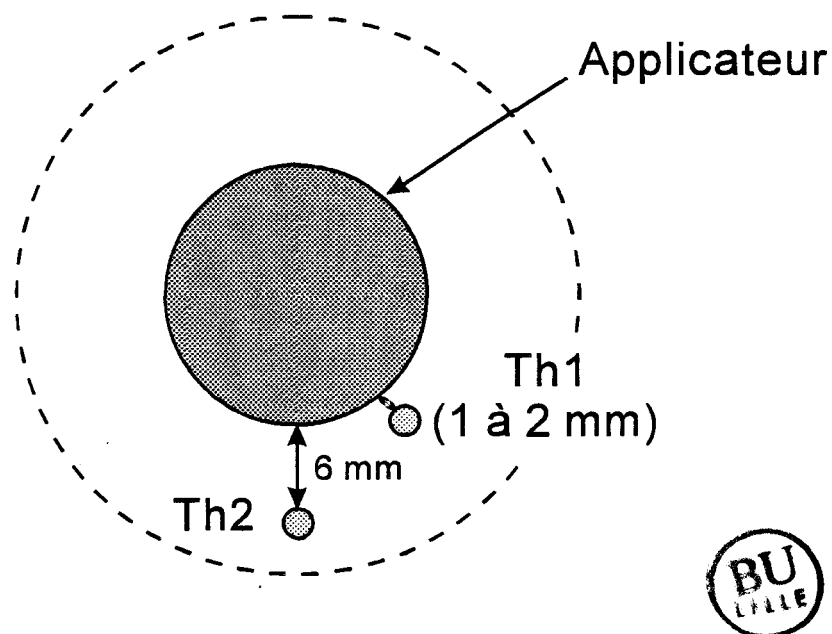
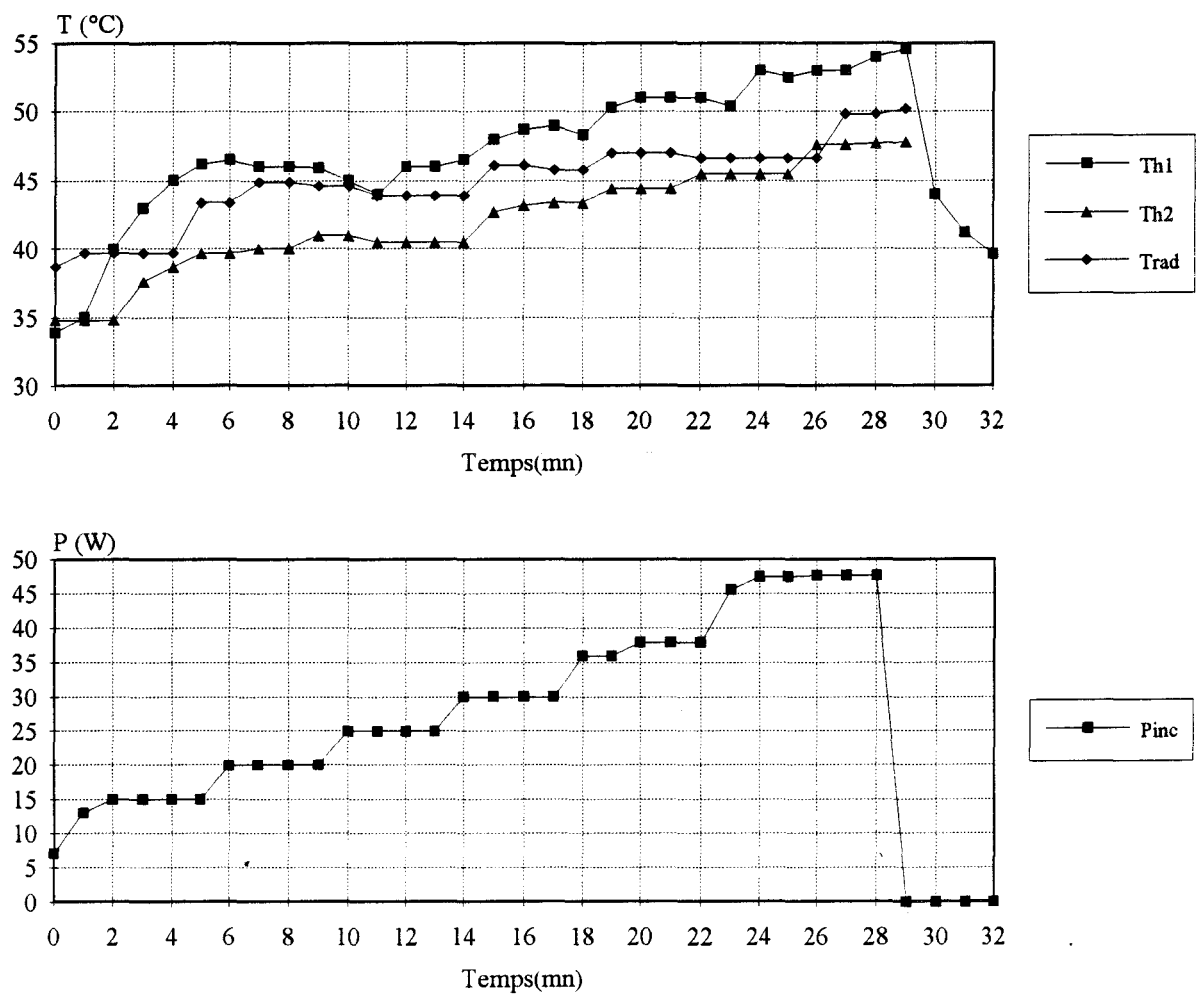
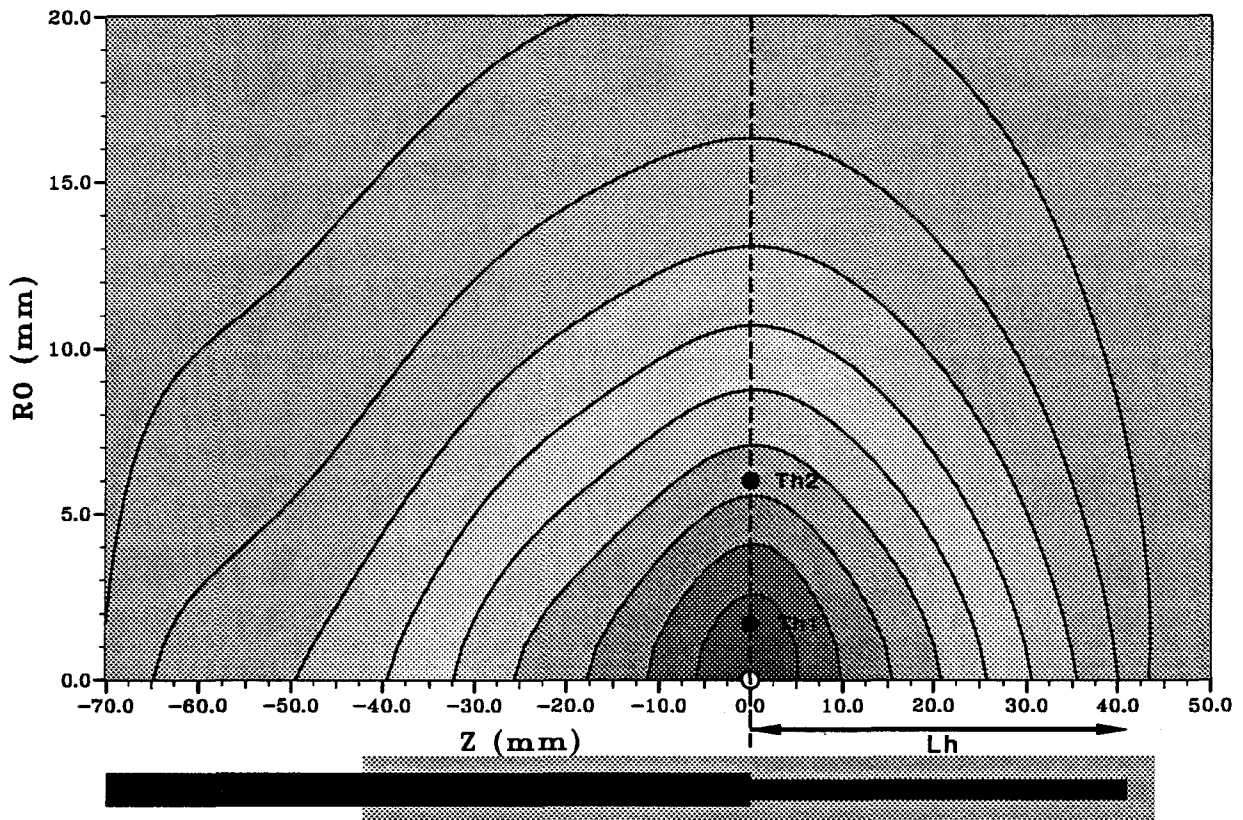












Figure III-8: Schéma d'implantation en coupe (plan de jonction $Z=0$) des thermocouples dans un utérus de chienne.



Courbe III-23: Evolution temporelle de l'élévation de température au cours d'une séance de thermothérapie sur utérus de chienne réalisée à l'aide de l'applicateur utérin.



TEMPERATURE (°C)	VALEURS THEORIQUES	UTERUS DE CHIENNE
 Tmax- 52.95	T _{max} = 55.1 °C	V _t = 17500 W.m ⁻³ .°C ⁻¹
 50.85 - 52.95		
 48.74 - 50.85	T _{rad} = 46.08 °C	k _t = 0.70 W.m ⁻¹ .°C ⁻¹
 48.64 - 48.74		
 44.53 - 48.64	P _{inc} = 45.00 W	
 42.42 - 44.53		
 40.32 - 42.42		
 38.21 - 40.32		
 36.11 - 38.21		
 Tmin- 36.11		

	Théorie	Expérience
Th1	53.0 °C	53.1 °C
Th2	47.6 °C	48.0 °C
Trad	46.6 °C	46.1 °C

Courbe III-24 : Reconstruction théoriques des courbes isothermes obtenues après une séance de thérapie sur utérus de chienne.

Une reconstruction théorique, basée sur la température radiométrique relevée expérimentalement, est donnée sur la *courbe III-22*.

Les températures radiométriques obtenues sont :

Expérience : $T_{\text{rad}}=49.3 \text{ }^{\circ}\text{C}$

Théorie : $T_{\text{rad}}=49.5 \text{ }^{\circ}\text{C}$

Le maximum de température obtenu lors de la reconstruction se situe à environ 3 mm à l'intérieur de la prostate. Sa valeur est d'environ $64.0 \text{ }^{\circ}\text{C}$. Une bonne concordance entre les températures calculées (issues de la simulation) et celles mesurées par fibres optiques implantées (Th2, Th3, Th4) est observée, ce qui valide donc notre modèle de simulation.

III - 4.2.2. APPLICATEUR UTERIN

Nous présentons un cas effectué sur l'utérus d'une chienne anesthésié. L'évolution temporelle des différentes températures, mesurées à l'aide de fibre optique et de thermocouples, est présentée sur la *courbe III-23*. L'implantation des différents capteurs de température est donné *figure III-8*. Comme précédemment, nous choisissons une valeur de la température radiométrique à un instant donné ($t=26$ minutes), ce qui correspond aux données expérimentales suivantes :

$P_{\text{inc}} = 45 \text{ W}$

$T_{\text{rad}} = 46.1 \text{ }^{\circ}\text{C}$,

$Th1 = 53.1 \text{ }^{\circ}\text{C}$,

$Th2 = 48.0 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

La reconstruction théorique des courbes isothermes est donnée sur la *courbe III-24*.

La température maximale atteinte à l'interface applicateur-utérus est de $55.5 \text{ }^{\circ}\text{C}$. Comme on peut le constater sur cette reconstruction thermique les températures ponctuelles des thermocouples et celles issues de notre simulation sont en bon accord.

Grâce à ces deux exemples, nous avons montré la validité du logiciel de reconstruction thermique. C'est donc à partir de cette méthode qu'il sera possible de déterminer les cartes thermiques lors d'une séance d'hyperthermie ou de thérapie chez les patients.

CONCLUSION

Dans un premier temps, nous avons développé un modèle théorique permettant de montrer l'influence de l'eau de thermostatisation sur la mesure du signal radiométrique effectué avec l'applicateur urétral. Une comparaison entre résultats théoriques et expérimentaux permet de mettre en évidence les problèmes dus à l'eau de thermostatisation. Dans un deuxième temps une évaluation des différents paramètres thermiques des milieux est effectuée afin de pouvoir résoudre l'équation de la chaleur. Nous avons ensuite effectué, une transposition numérique de l'équation de la chaleur permettant d'accéder aux cartes thermiques théoriques. Des simulations numériques ont permises de se représenter les courbes isothermes obtenues avec le modèle développé. Après avoir décrit le logiciel de reconstruction thermique utilisant la radiométrie micro-onde, une comparaison entre relevés expérimentaux, effectués sur milieux biologiques, et résultats théoriques permet de montrer la validité du modèle utilisé.

Le modèle mis au point ne tient pas compte de tous les paramètres thermiques existant dans la réalité. Néanmoins, l'approche effectuée permet d'obtenir une reconstruction des profils thermiques avec une erreur acceptable par rapport aux relevés expérimentaux.

Dans le quatrième chapitre, nous allons aborder quelques cas cliniques utilisant les applicateurs endocavitaires développés dans les chapitres précédents.

CHAPITRE IV

ETUDES DE CAS CLINIQUES

INTRODUCTION

Grâce au programme de recherche établi entre le Groupe Hyperthermie de Lille (G.H.L.) et la Société BRUKER le transfert de technologie a été effectué afin de concevoir des machines entièrement automatiques qui répondent aux besoins des cliniciens. Le système PROSTCARE, utilisé en urologie est un système complet permettant le chauffage et le contrôle de température radiométrique. Des essais de phase I ont été menés par le Docteur BELOT, à la clinique BETHESDA de Strasbourg, sur plus de cinquante patients. A l'issue de ces essais, des publications et communications ont été présentées notamment par le Docteur BELOT dans le JOURNAL OF UROLOGY [108], en ce qui concerne les résultats cliniques. Depuis Janvier 1993, le groupe d'hyperthermie de Lille participe avec l'équipe du Professeur B. MAUROY de l'Hôpital Marcel PROVO de Roubaix (service d'urologie) à un essai thérapeutique, visant à élaborer un protocole clinique où la température au sein de la prostate serait supérieure à 46°C.

Dans le même temps, des essais de phase I sont réalisés avec l'applicateur utérin pour le traitement des ménorragies, au sein de l'équipe du Professeur QUERLEU de Roubaix. Jusqu'à présent, dix patientes ont été traitées en l'espace de quelques mois [109-110].

Les divers essais cliniques sont présentés dans ce chapitre montrant ainsi, l'efficacité des applicateurs endocavitaires

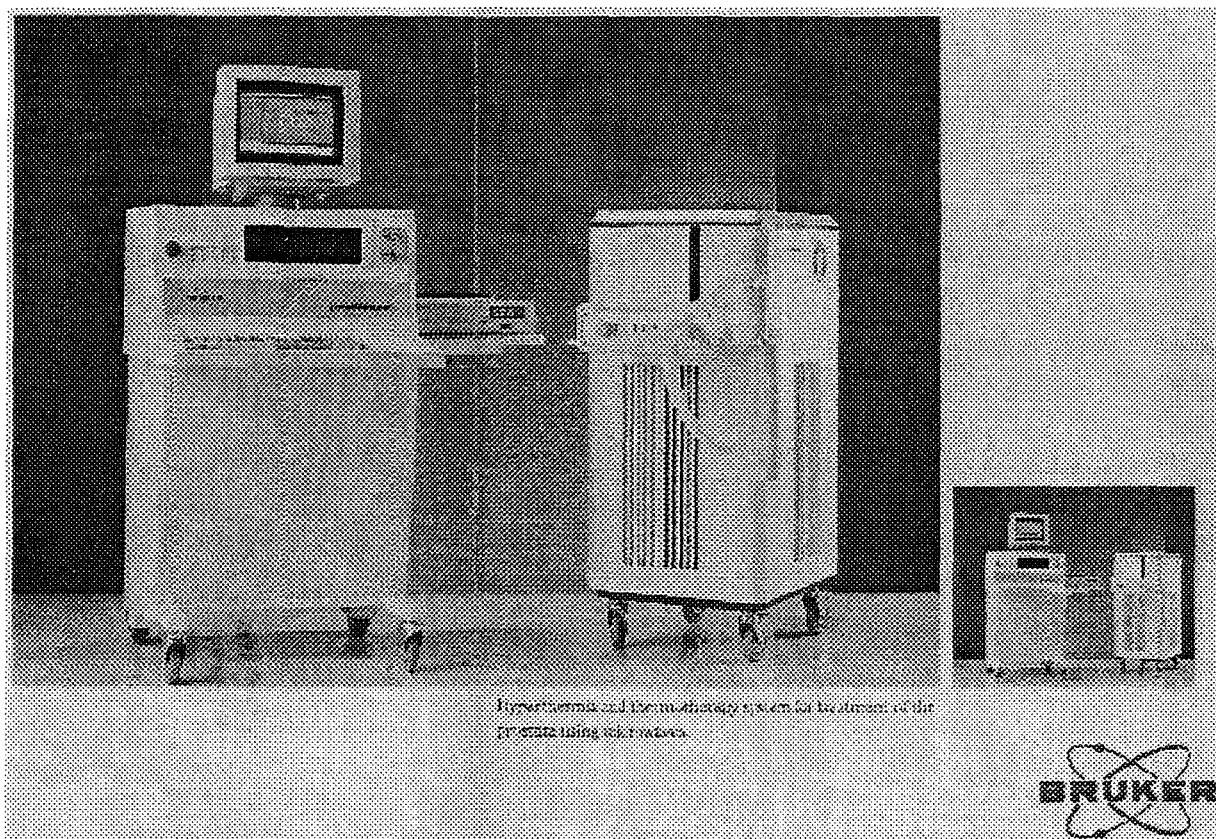


Photo IV-1 : Vue d'ensemble du système " PROSTCARE".

IV - 1. PRESENTATION DU SYSTEME "PROSTCARE"

A ce jour, la Société BRUKER a commercialisé plus de vingt appareils utilisés en routine clinique.

La photographie *IV-1* présente la version du système totalement informatisé. A l'origine, ce système a été pourvu, en plus de l'applicateur urétral, d'un deuxième applicateur de type rectal permettant de réaliser des séances d'hyperthermie soit par voie rectale soit par voie urétrale de la prostate.

Le synoptique du système est présenté *figure IV-1*. On distingue :

- 1 unité centrale de type PC assurant le pilotage du système,
- 1 générateur hyperfréquence fonctionnant à 915 MHz (puissance maximale : 100 W),
- 2 applicateurs endocavitaires :
 - . 1 applicateur urétral
 - . 1 applicateur rectal
- 2 systèmes de thermométrie comprenant :
 - . 1 radiomètre fonctionnant dans la bande de fréquence 2-4 GHz centrée sur 3 GHz
 - . Un ensemble de thermocouples utilisés généralement à l'interface applicateur-tissus
- 1 système de thermostatisation des applicateurs.

IV - 1.1. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

Le micro-ordinateur de type PC assure deux fonctions. Dans un premier temps, l'unité centrale pilote les relais micro-ondes assurant la méthode alternée chauffage-mesure radiométrique. En effet, la puissance de bruit thermique émise par le volume biologique couplé à l'antenne réceptrice est de l'ordre de 10^{-12} watts. Comme la puissance de chauffage mise en jeu est de l'ordre de 30 à 50 watts, il est impératif d'éviter le transfert de l'énergie du générateur de chauffage vers le radiomètre. Le générateur micro-onde doit être impérativement coupé

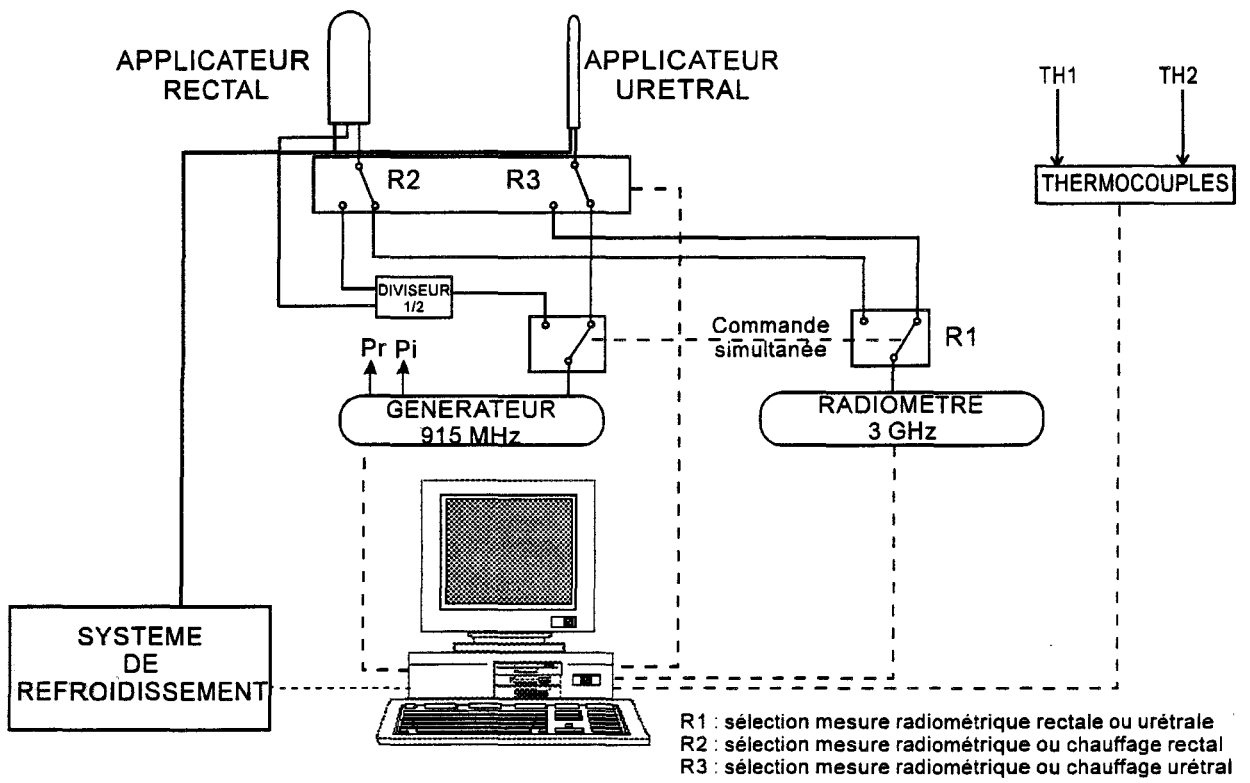


Figure IV-1 : Synoptique du système PROSTCARE.

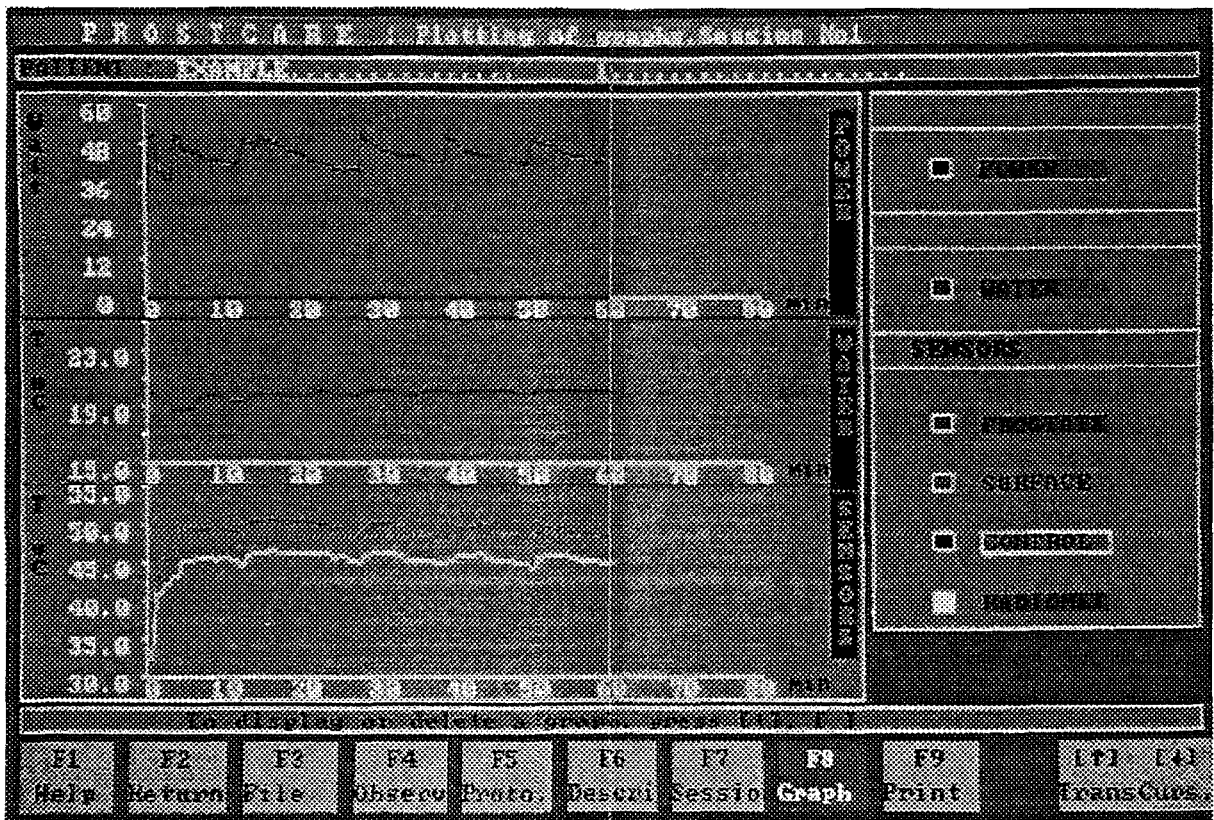


Photo IV-2 : Exemple d'affichage sur écran des mesures effectuées pendant une séance d'hyperthermie avec le système "PROSTCARE".



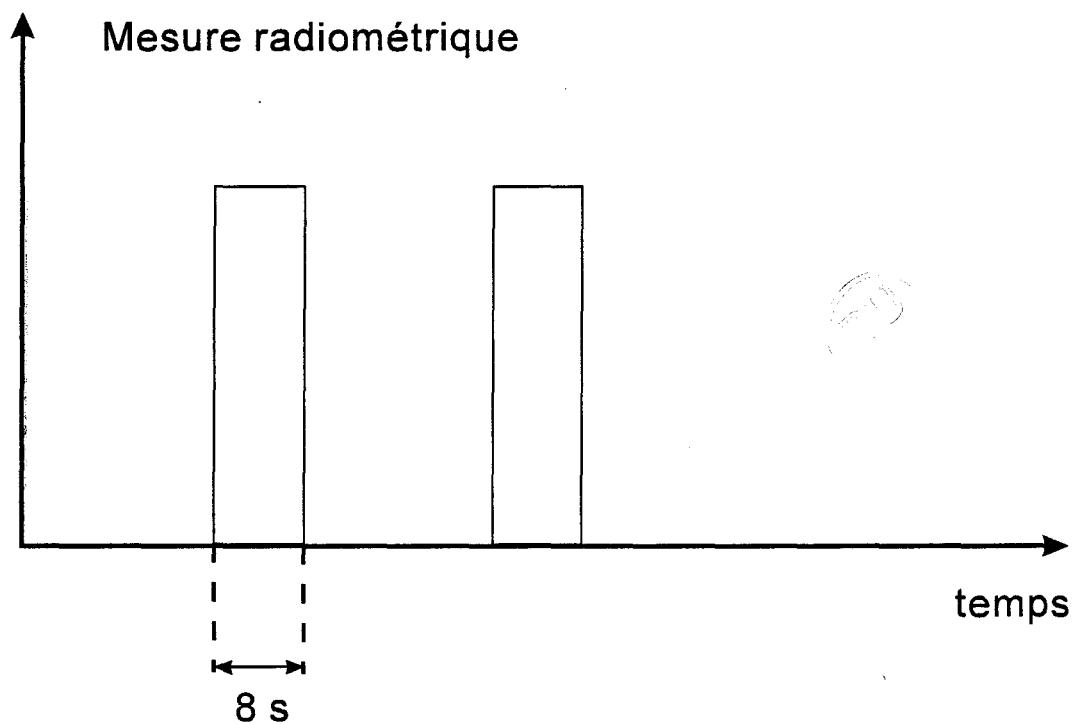
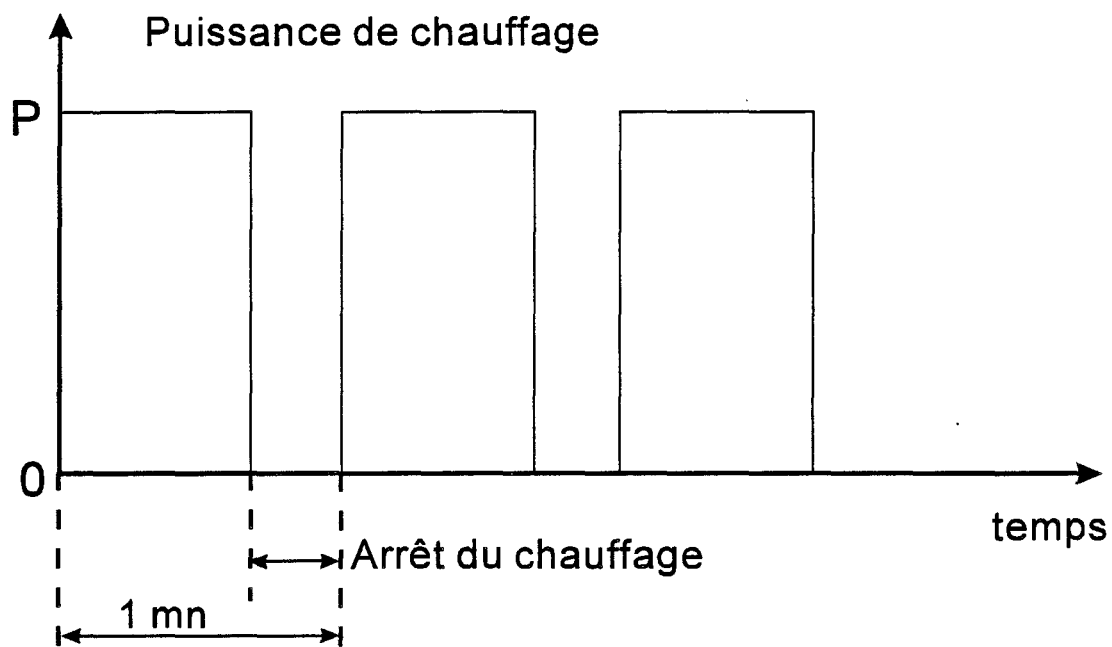


Figure IV-2 : Chronogramme utilisé sur le système PROSTCARE correspondant à la méthode alternée.

pendant la mesure radiométrique afin d'éviter les problèmes d'intermodulation : le micro-ordinateur assure donc cette fonction.

Dans un deuxième temps, l'ordinateur doit mémoriser les différents paramètres et les différentes mesures de la session d'hyperthermie, notamment les puissances incidentes et réfléchies, les températures des différents capteurs de température, la mesure radiométrique. Les données mémorisées comportent également les paramètres d'étalonnage du radiomètre ; ce qui permet un affichage des températures en temps réel (*photo IV-2*).

Le générateur micro-onde peut délivrer une puissance micro-onde réglable par l'unité centrale (jusqu'à 100 watts) à la fréquence de 915 MHz. Cette puissance est délivrée à l'un ou l'autre des deux applicateurs endocavitaires (adaptés aux fréquences de chauffage et radiométrique) selon la voie de chauffage choisi en début de séance par le clinicien (urétrale ou rectale).

Ce pilotage automatique du système "PROSTCARE" est assuré par l'asservissement du générateur à la différence entre la température radiométrique de consigne fixée à priori et celle mesurée par le radiomètre. Afin d'éviter une élévation de température trop importante, la puissance délivrée par le générateur peut être limitée, en début de séance.

Pendant la période de montée en température vers la valeur de consigne (plateau thermique) et pendant la phase plateau, les mesures radiométriques sont réalisées toutes les minutes. La mesure du signal radiométrique s'effectue pendant 8 secondes. *La figure IV-2* représente le chronogramme de la séquence chauffage-mesure radiométrique. Les mesures de température sont visualisées à l'écran permettant ainsi de suivre l'évolution thermique au sein de la prostate.

Le système "PROSTCARE" travaille en mode alterné avec un séquençement et un asservissement entièrement automatisés qui limitent l'intervention de l'opérateur au cours d'une séance. Seuls les paramètres de consigne, nécessaires au démarrage du système automatisé, doivent être programmés. Il existe, en outre, de nombreuses sécurités et alarmes qui avertissent à tout moment d'une anomalie de fonctionnement ou d'un dépassement momentané d'une consigne (température ou puissance). Le clinicien n'a donc pas à surveiller constamment les données s'affichant à l'écran en cours de séance.

Le système "PROSTCARE" est équipé d'un radiomètre simple référence, fonctionnant à la fréquence de 3 GHz. Le synoptique du principe de ce radiomètre est présenté sur la *figure IV-3*. [111-112]. Un étalonnage préalable est nécessaire afin de prendre en compte la circulation d'eau thermostatée. Avant toute séance d'hyperthermie, l'étalonnage s'effectue à l'aide de 2

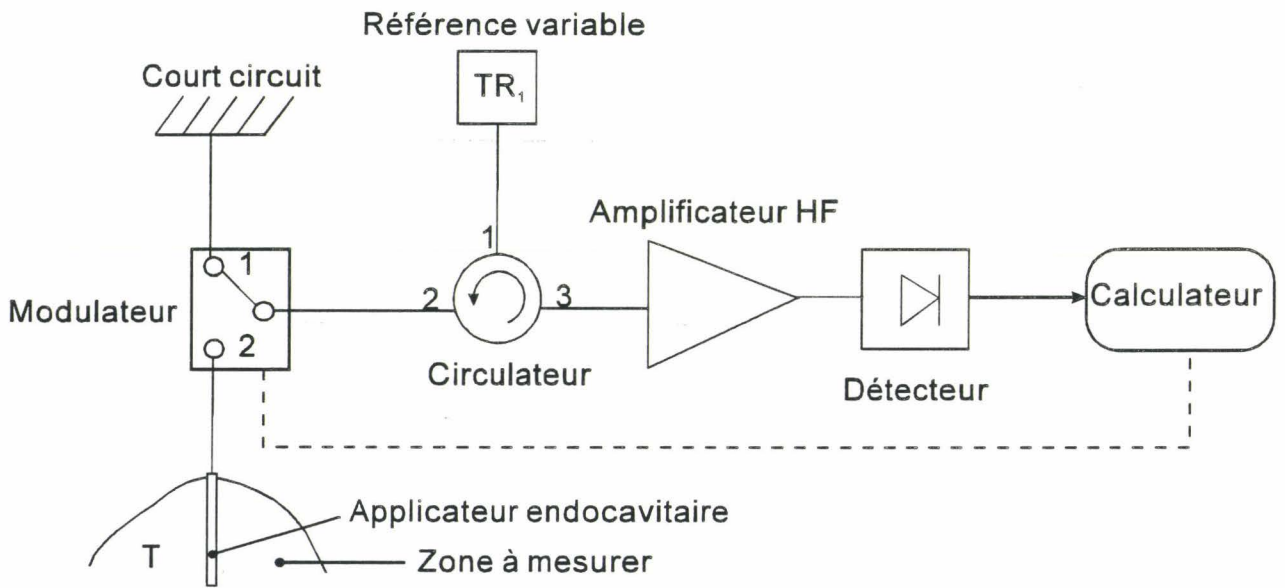


Figure IV-3 : Synoptique d'un radiomètre à méthode de zéro.



bains thermostatés dont la température homogène est parfaitement connue. La régulation thermique de l'eau de refroidissement étant relativement précise, les mesures de température radiométrique, lors d'une séance d'hyperthermie sont correctes. Seules les perturbations électromagnétiques extérieures à l'appareil, les fours à micro-onde par exemple présent dans les cliniques, peuvent fausser les mesures radiométriques. Lorsque cela se produit le système (arrêt de l'émission de puissance de chauffage) se met en sécurité, puisqu'il y a dépassement de la consigne de température radiométrique. La séance redémarre soit par intervention du clinicien, soit lorsque la mesure radiométrique est revenue à une valeur inférieure à celle de consigne.

Cathéter plastique

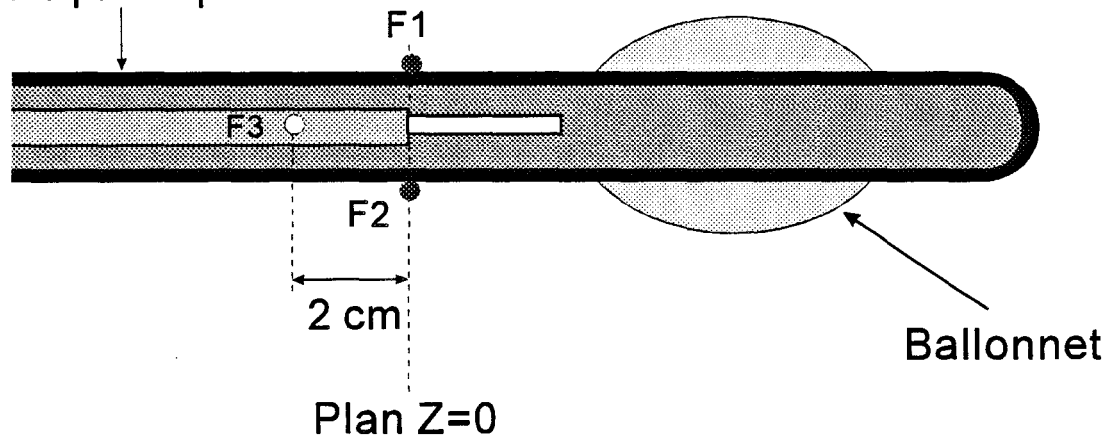
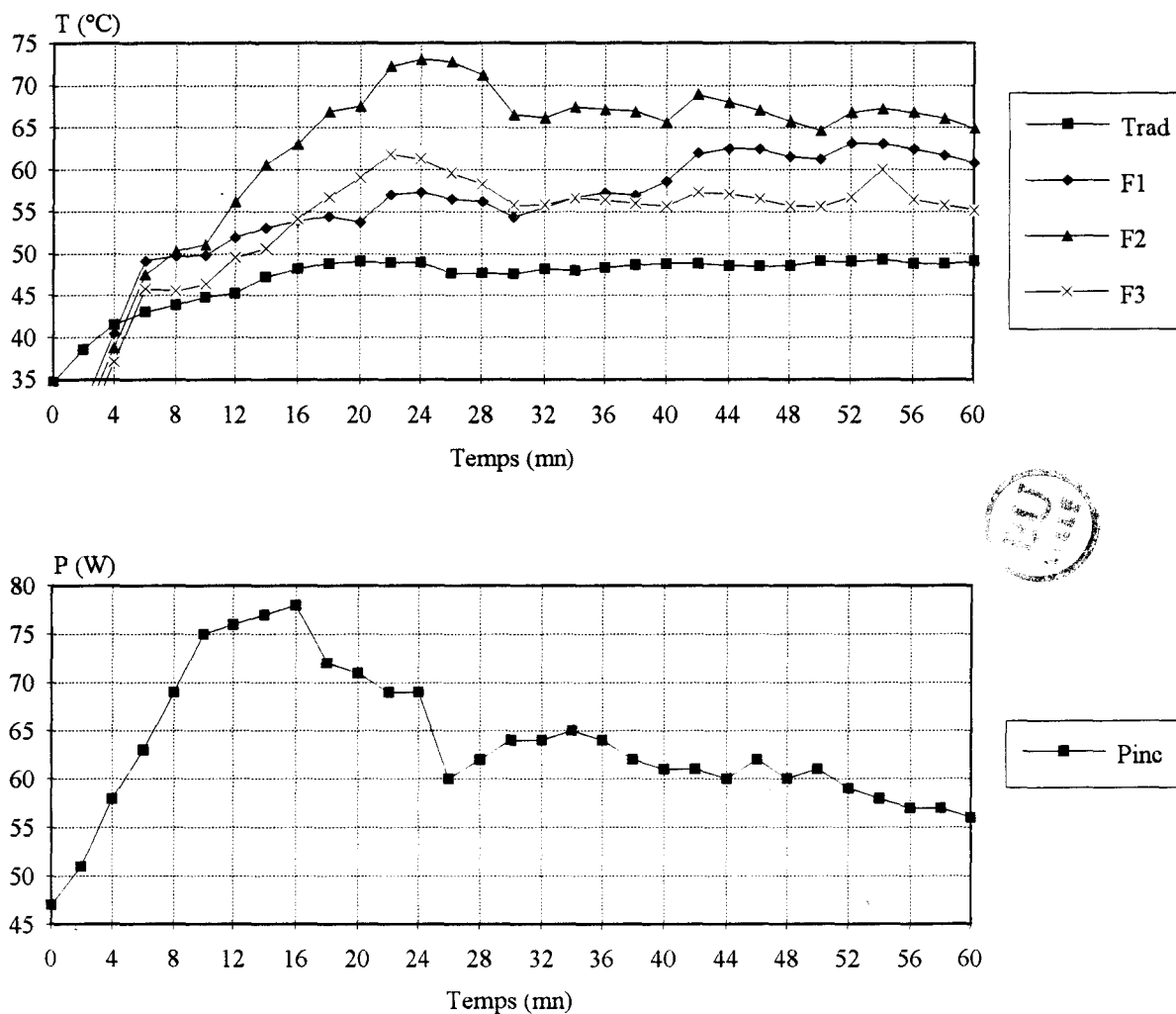


Figure IV-4 : Position des thermocouples sur l'applicateur urétral au cours d'une séance d'hyperthermie.



Courbe IV-1 : Evolution temporelle des températures obtenue au cours d'une séance d'hyperthermie réalisée avec l'applicateur urétral BRUKER.

IV - 2. ETUDE D'UN CAS CLINIQUE D'HYPERTHERMIE DE LA PROSTATE

Dans ce paragraphe, sont présentés les premiers résultats cliniques réalisés au moyen de l'applicateur urétral commercialisé par la Société BRUKER.

Plusieurs séances d'hyperthermie de la prostate ont été réalisées au sein de l'équipe de Madame le Professeur B.MAUROY à l'hôpital M.PROVO de ROUBAIX (service d'urologie).

Dans le but de déterminer le protocole clinique permettant d'obtenir un résultat satisfaisant pour le patient, à savoir la diminution de l'obstruction urétrale due à l'adénome. A titre d'illustration, nous ne présentons que les résultats obtenus lors d'une séance sur patient. Trois fibres optiques sont implantées à l'interface applicateur-canal urétral afin de contrôler l'élévation de température au voisinage immédiat de l'urètre. L'implantation des fibres optiques est schématisée sur la *figure IV-4*. Grâce au système PROSTCARE, on peut obtenir en temps réel l'évolution des courbes sur l'écran de contrôle. Sur la *courbe IV-1* est présentée l'évolution temporelle des températures relevées au cours du traitement. La reconstruction des courbes isothermes dans la prostate est alors possible à l'aide de notre logiciel de simulation explicité au *Chapitre III*, pour la simulation numérique réalisée à l'instant $t=42$ minutes, on utilise les données expérimentales suivantes (relevées sur les courbes mémorisées dans le système PROSTCARE) :

$$P_{inc}=46.0 \text{ W,}$$

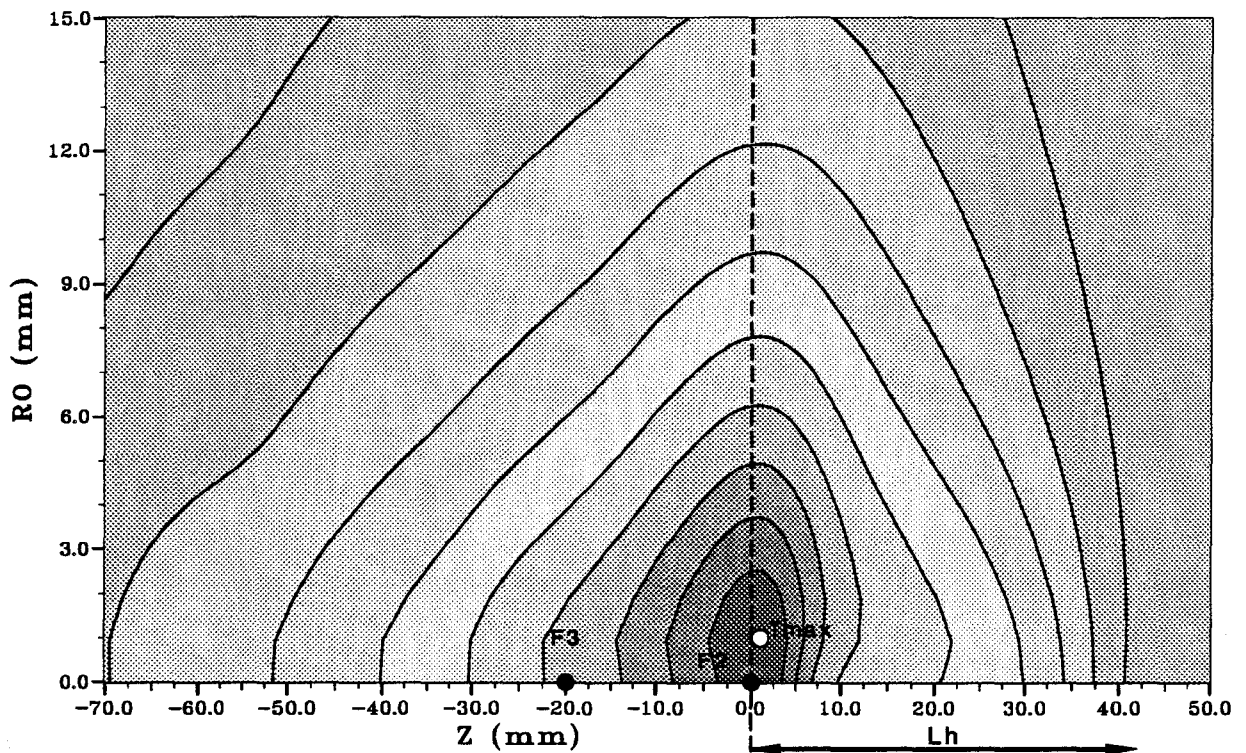
$$T_{rad}=49.0 \text{ °C,}$$











$$T_{h2}=69.0 \text{ °C.}$$

$$T_{h3}=57.1 \text{ °C.}$$

Il faut noter que la puissance affichée sur l'écran de contrôle n'est pas la puissance réelle alimentant le câble coaxial de l'applicateur. Après avoir déterminé les pertes des câbles coaxiaux reliant le générateur et l'applicateur, on peut déterminer la correction à apporter :

$$P_{réelle}=0.66 \times P \text{ (mesurée en sortie du générateur)}$$



TEMPERATURE (°C)	VALEURS	PROSTATE
 T _{max} - 66.35	THEORIQUES $T_{max} = 69.7 \text{ } ^\circ\text{C}$ $T_{eau} = 20.10 \text{ } ^\circ\text{C}$ $T_{rad} = 49.50 \text{ } ^\circ\text{C}$	h:variable (max=100) $V_s = 19000.00 \text{ W}\cdot\text{m}^{-3}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$ $k_t = 0.32 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$ $P_{inc} = 46.00 \text{ W}$
 63.00 - 66.35		
 59.66 - 63.00		
 56.32 - 59.66		
 52.98 - 56.32		
 49.63 - 52.98		
 46.29 - 49.63		
 42.95 - 46.29		
 39.60 - 42.95		
 T _{min} - 39.60		

	Théorie	Expérience
F2	69.0 °C	69.0 °C
F3	57.1 °C	57.3 °C
Trad	49.5 °C	49.0 °C

Courbe IV-2 : Reconstruction théorique des isothermes obtenue au cours d'une séance d'hyperthermie utilisant l'applicateur urétral BRUKER.

Après simulation nous obtenons le réseau d'isothermes de la *courbe IV-2*. La température radiométrique théorique est de 49.5 °C. La zone de température la plus élevée se situe entre 1 et 2 mm à l'intérieur de la prostate, au niveau du plan de jonction de l'antenne (plan Z=0).

Si l'on considère que l'efficacité thérapeutique du chauffage est obtenue pour des températures $T \geq 49$ °C, on constate que la zone correctement traitée s'étend de -4 cm à +3 cm longitudinalement et sur une profondeur maximale de 9 à 10 mm. Ce volume d'efficacité thérapeutique maximum a été confirmé par l'analyse anatomopathologique effectué après prostatectomie : les résultats de ces essais feront l'objet de publications internationales dans un proche avenir.

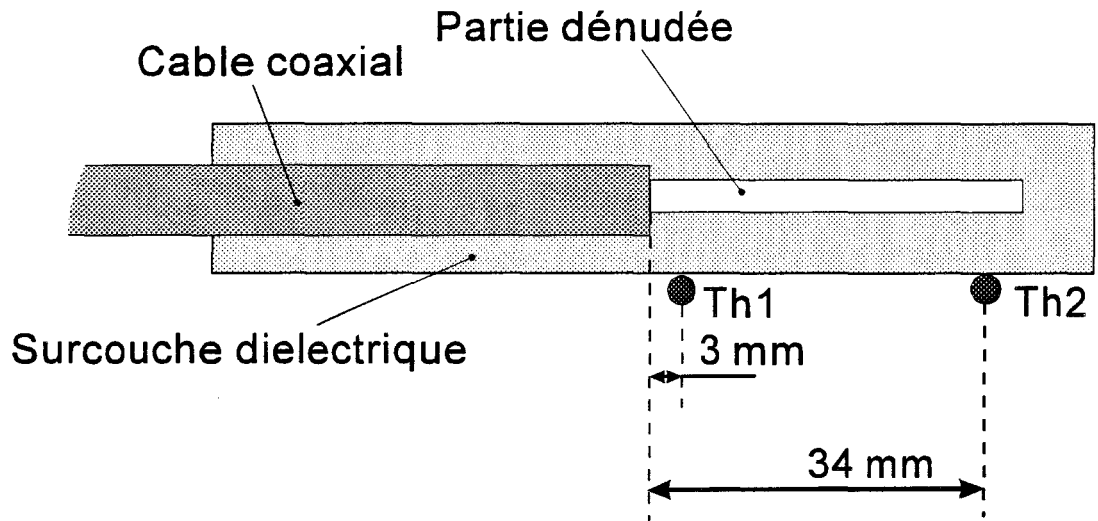
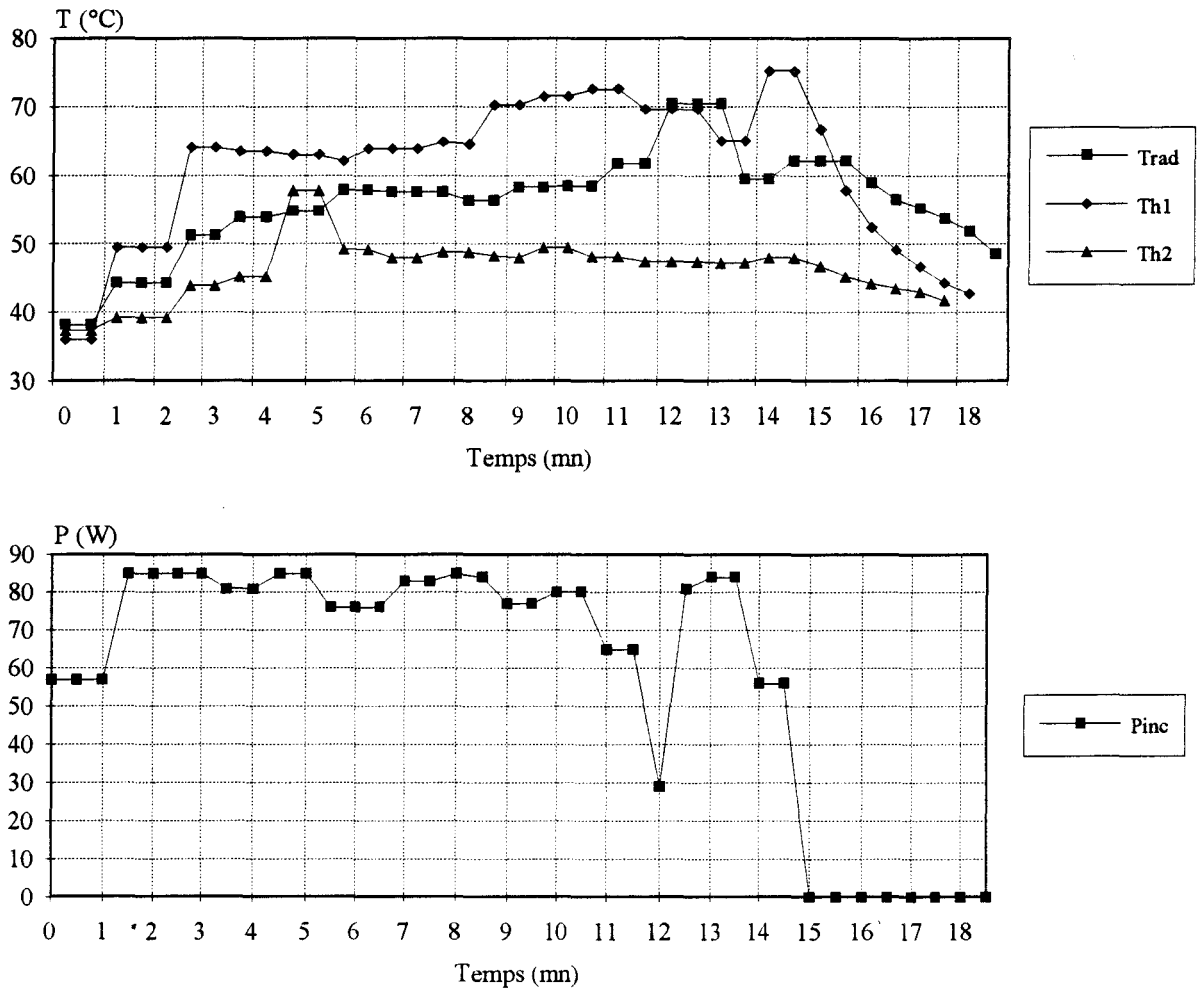
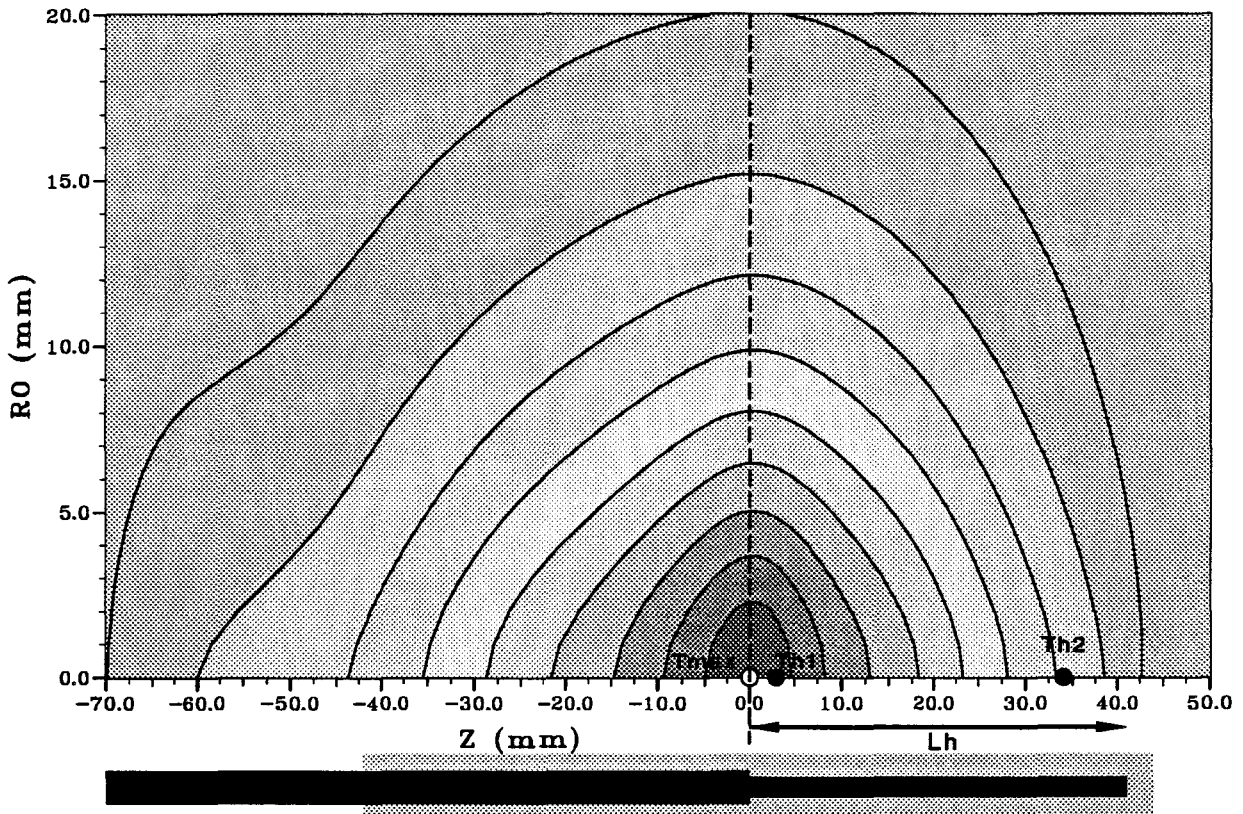


Figure IV-5 : Position des thermocouples sur l'applicateur utérin au cours d'une séance de thermothérapie.



Courbe IV-3 : Evolution temporelle des températures obtenue au cours d'une séance de thermothérapie réalisée avec l'applicateur utérin de première génération.



TEMPERATURE (°C)	VALEURS THEORIQUES	UTERUS
T _{max} - 74.25	T _{max} = 78.4 °C	V _s = 24500 W.m ⁻³ .°C ⁻¹
70.05 - 74.25		
65.86 - 70.05	T _{rad} = 59.10 °C	k _t = 0.80 W.m ⁻¹ .°C ⁻¹
61.68 - 65.86		
57.47 - 61.68		P _{inc} = 50.00 W
53.28 - 57.47		
49.08 - 53.28		
44.89 - 49.08		
40.69 - 44.89		
T _{min} - 40.69		

	Théorie	Expérience
Th1	75.3 °C	75.4 °C
Th2	48.0 °C	48.2 °C
Trad	59.5 °C	59.10 °C

Courbe IV-4 : Reconstruction théorique des isothermes obtenue au cours d'une séance de thermothérapie utilisant l'applicateur utérin de première génération.

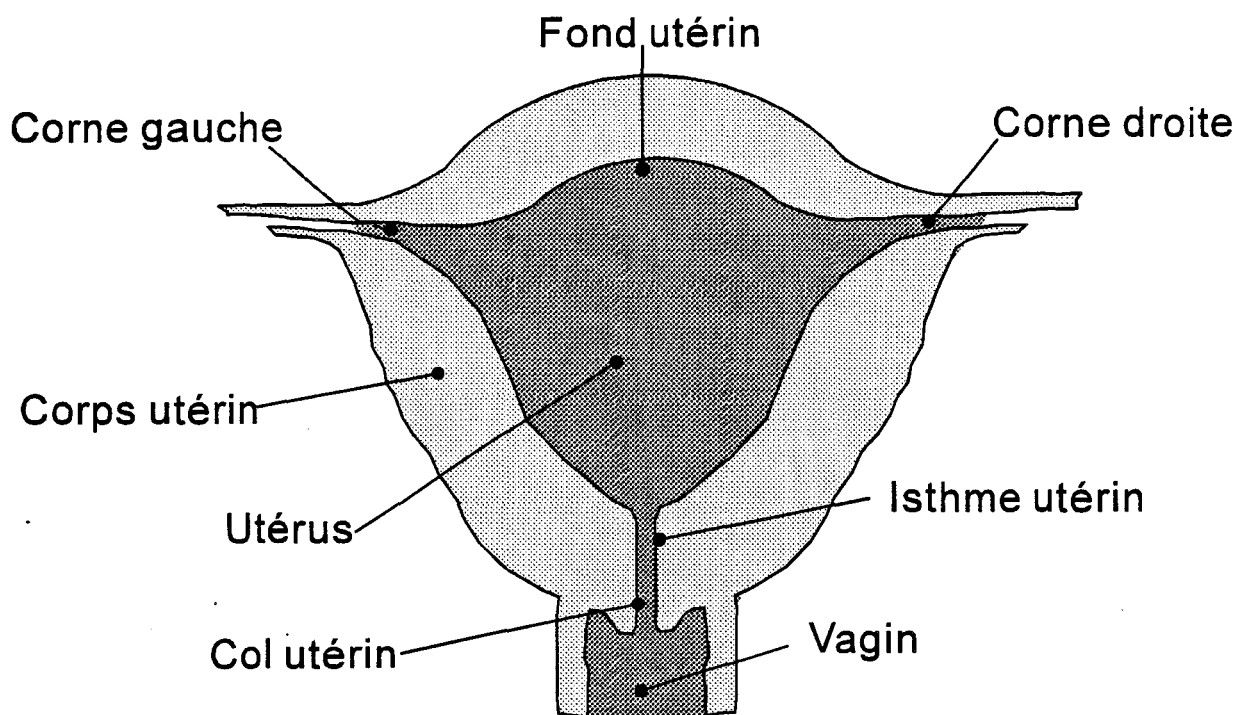


Figure IV-6 : Schéma des organes subissant un chauffage micro-onde.



Zones	Applicateur 1 ^{ère} génération	Applicateur 2 ^{ème} génération
Corps	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 6 mm	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 7 mm
Isthme	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 3 mm	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 5 mm
Fond utérin	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 0.5 mm	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 7 mm
Col	Aucune action	Nécrose hémorragique (endomètre) sur 2 mm
Corne droite	Aucune action	Nécrose hémorragique (endomètre) sur 2 mm
Corne gauche	Altération des fibres lisses (myomètre) sur 1 mm	Nécrose hémorragique (endomètre) sur 2 mm

Tableau IV-1 : Récapitulatif des résultats des coupes anatomopathologiques d'utérus excisés.

IV - 3. ETUDE DE QUELQUES CAS CLINIQUES DE THERMOTHERAPIE DE L'UTERUS.

IV - 3.1. APPLICATEUR DE PREMIERE GENERATION

L'applicateur utérin présenté dans ce mémoire au *Chapitre I* a été testé en milieu clinique sur patiente afin de vérifier son efficacité et de déterminer l'étendue de la zone de chauffage. Comme dans le cas de l'applicateur urétral, nous ne présentons qu'un compte rendu de séance effectué à l'Hôpital de Roubaix sous la direction du Professeur D.QUERLEU. Afin de contrôler la zone de chauffage, deux thermocouples sont placés sur l'applicateur utérin suivant la *figure IV-5*. Ces capteurs donnent une information de température ponctuelle à l'interface applicateur-utérus. La position de l'applicateur au cours d'une séance de thermothérapie est similaire à celle décrite au *Chapitre I-Figure I-9*. La *courbe IV-3* résume les différentes mesures de température relevées en fonction du temps. Une simulation, utilisant le modèle développé dans le *chapitre III*, est réalisée. La reconstruction théorique du profil thermique existant au sein de l'utérus est présentée sur la *courbe IV-4*. La température maximale dans le plan de jonction est de 78.4 °C.

La thermocouple Th1 indique que la température avoisine les 75.0 °C aux alentours du plan de jonction $Z=0$, où elle est maximale. Le thermocouple Th2 indique qu'une partie faible de l'énergie micro-onde est dissipée en bout de l'applicateur. La température radiométrique représente bien une valeur moyenne du gradient de température existant autour de l'applicateur. Une puissance moyenne de 73.0 W a été nécessaire afin de pouvoir atteindre la phase plateau fixée par la consigne de température radiométrique d'asservissement ($T_{ass}=60^{\circ}\text{C}$).

Après excision de l'utérus, une étude de la coupe anatomopathologique permet d'étudier et de définir les zones nécrosées et les zones intactes. Sur la *figure IV-6* et le *tableau IV-1*, sont décrites les zones qui ont subies des altérations dues au chauffage micro-onde. Le fond utérin et la corne droite ne sont pas des zones atteintes par le chauffage. Après ces observations, les cliniciens ont souhaité étendre la zone de chauffage uniformément autour de l'applicateur endocavitaire. C'est pourquoi un deuxième applicateur a été développé afin de palier les défauts du premier applicateur.

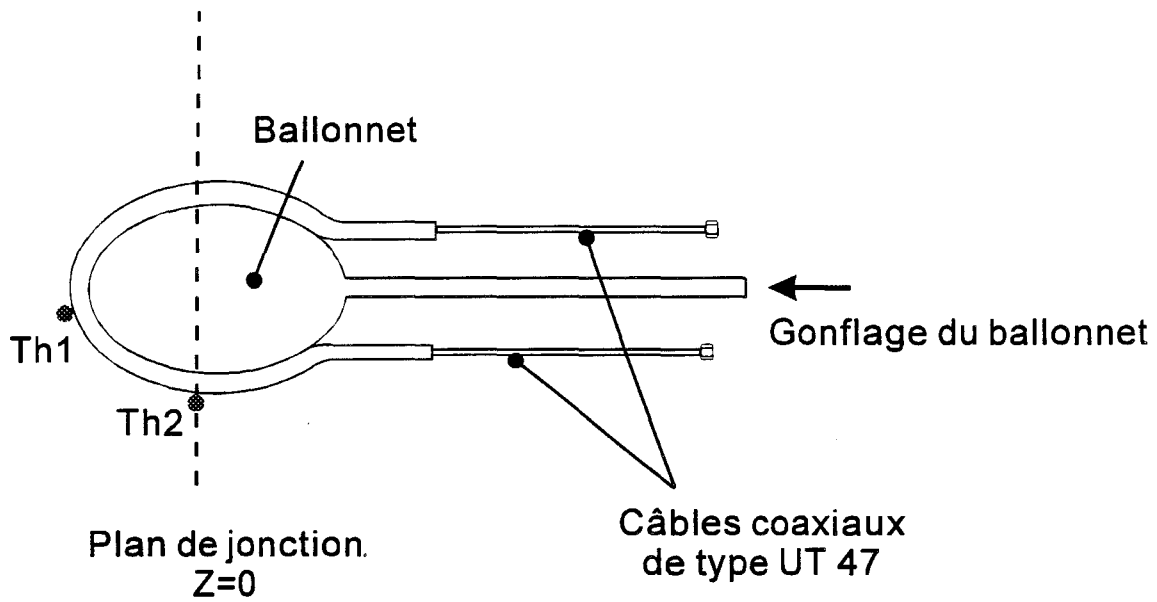
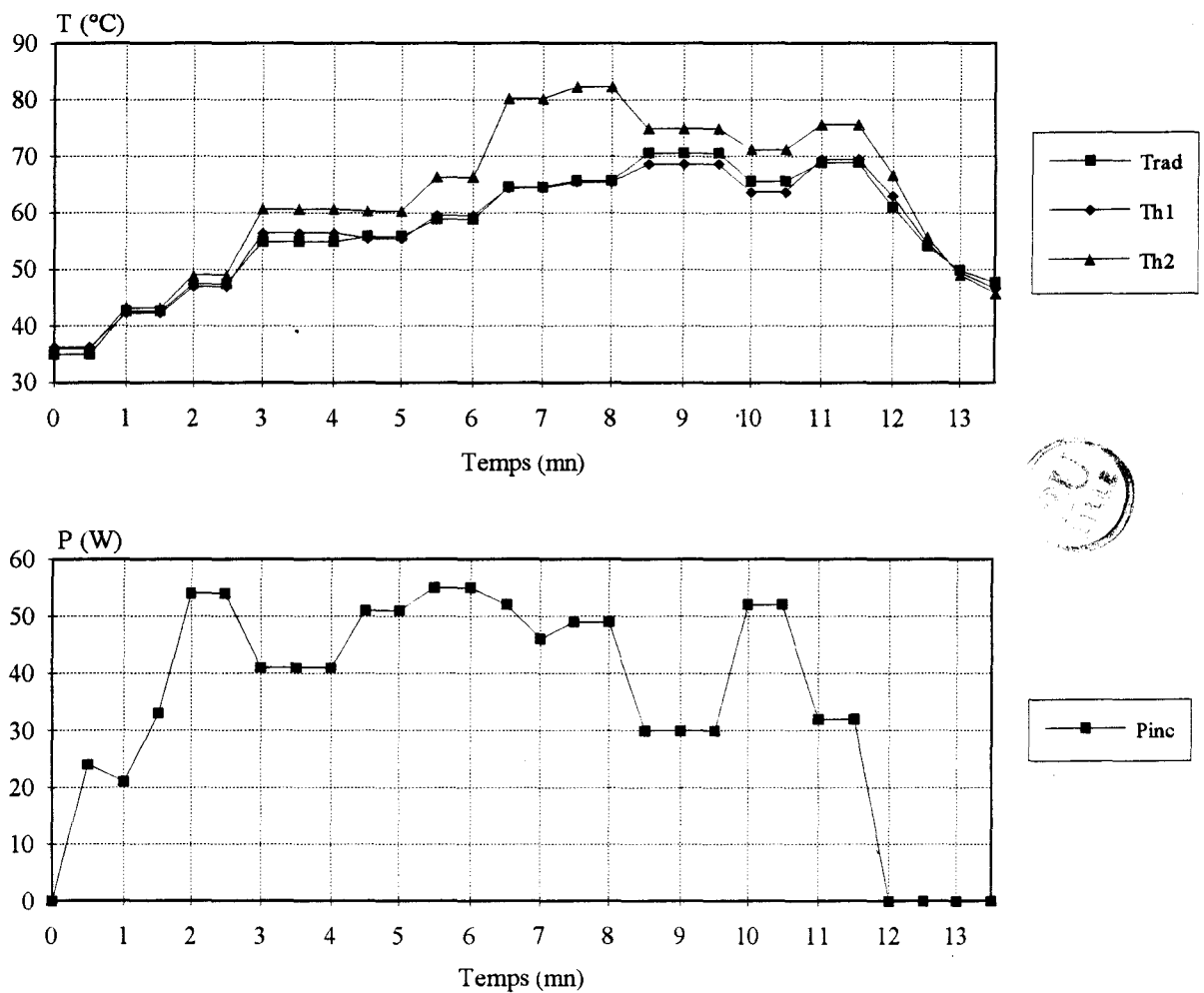


Figure IV-7 : Schéma de l'applicateur utérin de deuxième génération.



Courbe IV-5 : Evolution temporelle des températures obtenue au cours d'une séance de thérapie réalisée avec l'applicateur utérin de deuxième génération.

IV - 3.2. APPLICATEUR DE DEUXIEME GENERATION

Cet applicateur est constitué de 2 câbles coaxiaux semi-rigides de type UT 47. Sa conception est présentée sur la *figure IV-7* et la *Photo IV-3*.

Après une étude de faisabilité sur milieux fantômes équivalents aux milieux biologiques, des essais cliniques ont été effectués. Sur la *courbe IV-5* est présentée l'évolution temporelle de l'élévation de température obtenue pendant une séance de thermothérapie sur patiente. La position des thermocouples en surface de l'applicateur est schématisée sur la *figure IV-6* : afin de contrôler le maxima et le minima de température, un thermocouple est placé au niveau du plan de jonction d'une des antennes, l'autre en bout d'applicateur.

L'étude anatomopathologique permet de déterminer les zones nécrosées et les zones non chauffées. En se reportant au *Tableau IV-1*, on peut observer que le chauffage micro-onde est réalisé quasi uniformément autour de l'applicateur endocavitaire de deuxième génération puisque les lésions sont très importantes et de type nécrotique.

Cet applicateur permet de se rapprocher de l'objectif souhaité par les cliniciens. D'autres séances sont actuellement réalisées afin de déterminer le protocole optimal nécessaire à une thermothérapie correcte.

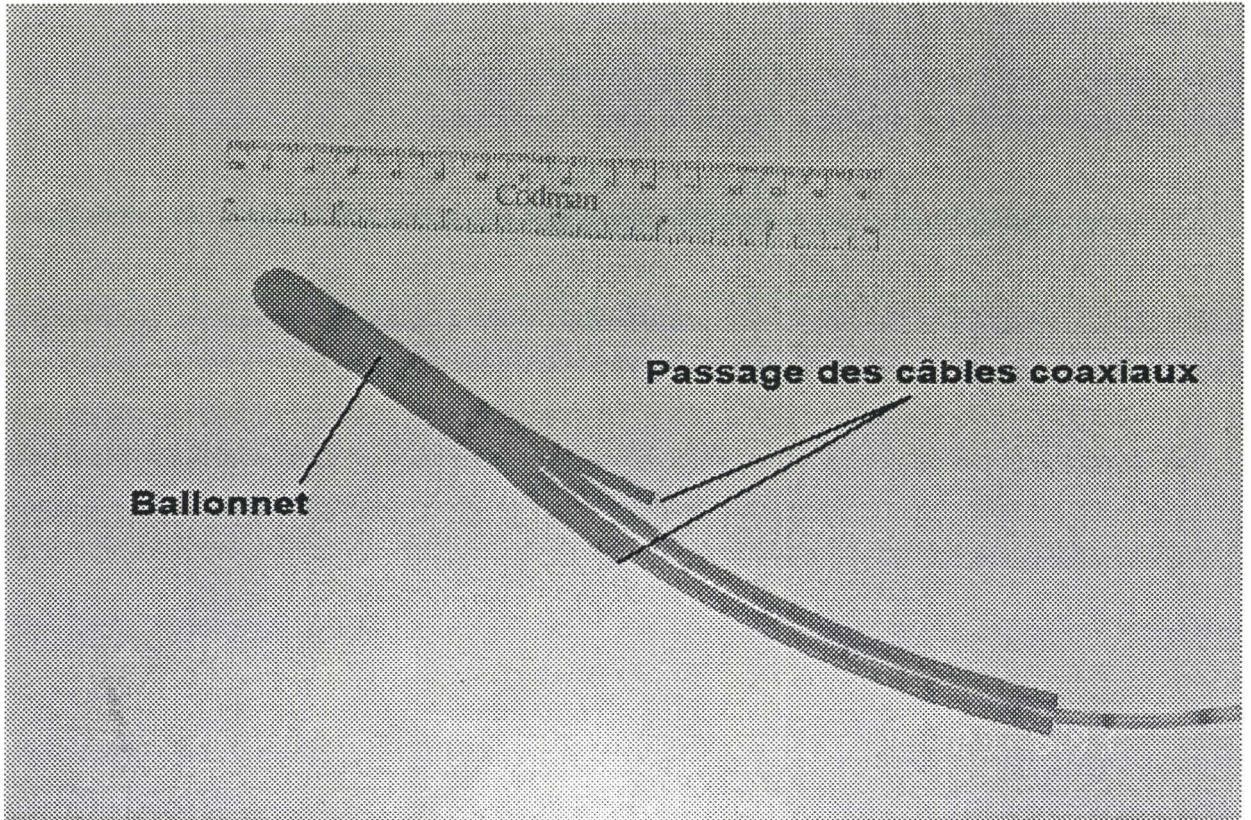


Photo IV-3 : Applicateur utérin de deuxième génération utilisé en milieu clinique.

IV - 4. BILAN DES ETUDES

Tous les essais réalisés en site clinique, que ce soit pour l'hyperthermie de la prostate ou la thermothérapie de l'utérus, permettent de montrer l'efficacité des applicateurs endocavitaires développés dans ce travail de thèse. Avec ces applicateurs, les cliniciens multiplient les expérimentations afin de rassembler le plus de résultats possibles, qui permettront de définir le protocole optimal pour les traitements prostatiques et gynécologiques. Grâce à une collaboration étroite avec les médecins, nous pouvons de notre côté continuer à améliorer les systèmes d'hyperthermie tant sur le plan informatique que sur le plan électromagnétisme. Dans cette optique, les applicateurs endocavitaires évoluent afin de remédier aux défauts des premières générations.

Malgré sa très bonne fiabilité, le système PROSTCARE demande encore quelques améliorations, essentiellement sur le plan pilotage informatique, afin de posséder toutes les spécificités nécessaires au bon déroulement d'une séance d'hyperthermie. La radiométrie micro-onde permet le contrôle de température en volume (donnée importante sur le plan clinique). Toutefois le radiomètre micro-onde utilisé jusqu'à présent sur le système PROSTCARE nécessite un étalonnage préalable. Cette opération doit être renouveler à chaque séance afin de prendre en compte tous les paramètres environnants (variation de la température de refroidissement, etc.). L'utilisation d'un radiomètre à deux références internes de température pour les systèmes de deuxième génération peut être envisagée afin d'augmenter leurs performances. Ce radiomètre à deux références internes est actuellement en cours d'élaboration en site clinique [115].

Comme nous l'avons vu au *Chapitre II*, la modélisation théorique utilisant le formalisme de KING, ne donne une approche théorique satisfaisante que pour des applicateurs endocavitaires présentant une symétrie de révolution et vérifiant les hypothèses simplificatrices. C'est pourquoi le modèle bidimensionnel en coordonnées cylindriques utilisant les différences finies dans le domaine temporel permet de prendre en compte l'hétérogénéité des milieux dissipatifs. Cette approche n'est pas utilisable actuellement pour l'applicateur utérin de deuxième génération. L'emploi d'une méthode aux différences finies dans le domaine temporel associée à un maillage tridimensionnel permettra dans un avenir proche de résoudre les problèmes posés par la forme complexe des applicateurs endocavitaires et des milieux à chauffer.

La modélisation thermique effectuée jusqu'à présent utilise l'équation de la chaleur en régime stationnaire. Malgré des résultats acceptables, des simplifications ont été nécessaires (systèmes adiabatiques et semi-infini, description simplifiée des phénomènes de vascularisation, etc.). Actuellement, les travaux de l'équipe s'orientent vers la résolution de l'équation de la chaleur en trois dimensions décrivant plus précisément les phénomènes complexes d'échange de chaleur et de conduction thermique dans les milieux hétérogènes. Cette nouvelle approche permettra d'effectuer la reconstruction tridimensionnelle des champs de températures.

Toutes ces études ont permis de montrer la difficulté à décrire les phénomènes physiques tant sur le plan électromagnétique, que thermique. Malgré cela, les résultats encourageants obtenus avec les modèles bidimensionnels permettent d'envisager la poursuite des travaux vers des modèles en trois dimensions.

CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons détaillé le système PROSTCARE utilisé maintenant dans les séances d'hyperthermie de la prostate. Nous avons illustré sur un cas, parmi les nombreux patients traités en routine clinique, afin de montrer l'efficacité du système dans le traitement de l'adénome de la prostate. Une reconstruction thermique théorique à partir de la température radiométrique relevée lors d'une séance sur patient permet de visualiser l'élévation de température existant au sein de la prostate. Elle montre une dissymétrie du chauffage micro-onde de part et d'autre du plan de jonction de l'antenne liée au lobe de rayonnement de l'antenne filaire (explicité au *Chapitre II*). C'est pourquoi la société BRUKER développe actuellement d'autres types d'applicateurs urétraux qui permettront d'obtenir un chauffage micro-onde plus homogène de part et d'autre du plan de jonction.

Des séances de thérapie de l'utérus à l'aide de l'applicateur utérin de première génération ont prouvé la capacité de l'applicateur endocavitaire à nécroser certaines zones de l'utérus. Les résultats des coupes anatomopathologiques nous ont amené à développer un applicateur de deuxième génération permettant un chauffage plus homogène. Cet applicateur, après avoir été caractérisé sur milieu fantôme, a été utilisé dans une série de séances cliniques qui fait apparaître une efficacité améliorée, car toutes les zones de l'utérus entourant l'applicateur sont chauffées pour atteindre la nécrose.

Un premier bilan tant sur le plan clinique que sur le plan théorique permet de corriger les défauts des premiers applicateurs, afin d'obtenir des résultats proches de l'objectif souhaité par les cliniciens.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

La concertation entre l'industriel et les équipes médicales et scientifiques du Groupe Hyperthermie de Lille a permis de mener de front toutes les étapes nécessaires à la réalisation des systèmes d'hyperthermie et de thérapie endocavitaire entièrement automatisés. Pour notre part, notre rôle était de concevoir, développer et modéliser théoriquement des applicateurs endocavitaires. Dans un premier temps, nous avons développé simultanément deux applicateurs : l'un destiné à l'hyperthermie de la prostate, l'autre à la thérapie de l'utérus. Il a fallu en premier lieu déterminer leurs caractéristiques micro-ondes à l'aide de milieux fantômes ayant les mêmes caractéristiques diélectriques que les milieux biologiques dans lesquels ils sont insérés. L'étude du coefficient de réflexion de ces deux types d'applicateurs a montré une adaptation électromagnétique correcte non seulement à la fréquence de chauffage (915 MHz), mais aussi dans la bande passante du radiomètre (2-4 GHz). Les mesures de champs électromagnétiques ont permis de déduire leur diagramme de rayonnement à la fréquence de 915 MHz, mais aussi aux fréquences 2, 3 et 4 GHz.

A la suite de ces études expérimentales, deux modèles théoriques ont été développés afin de modéliser les applicateurs endocavitaires. La modélisation d'une antenne coaxiale par une antenne dipôle équivalente a rendu possible, au prix d'hypothèses simplificatrices, d'obtenir l'évolution du coefficient de réflexion en fonction de la fréquence et le dépôt de puissance dans le milieu dissipatif. Cette première approche s'avérant insuffisante quant à la détermination du diagramme de rayonnement, un deuxième modèle, basé sur la méthode des différences finies dans le domaine temporel a pu décrire en grande partie le comportement micro-onde des deux types d'applicateurs. L'association des deux méthodes permet une caractérisation rapide des applicateurs. Une comparaison des résultats obtenus à partir des modèles avec les résultats expérimentaux du premier chapitre valide les deux modèles.

La résolution de l'équation de la chaleur associée d'une part au calcul de la puissance de bruit thermique recueillie par l'applicateur endocavitaire dans la bande radiométrique (entre 2 et 4 GHz) et d'autre part à la connaissance du dépôt de puissance pour chaque applicateur a abouti à la reconstruction des profils thermiques. Les problèmes apportés par l'eau de thermostatisation pour l'applicateur urétral sur la mesure du signal radiométrique sont modélisés. De nombreuses expériences réalisées sur animaux valident notre logiciel de reconstruction thermique.

Après transfert technologique vers la société BRUKER, les essais cliniques ont commencé. Le système PROSTCARE pour hyperthermie de la prostate, utilisé sur le site Lillois, a pour objet la mise au point du protocole clinique par l'étude des effets du traitement sur un nombre important de patients. Dans le même temps, l'applicateur utérin est en phase d'évaluation clinique, après analyses des coupes anatomopathologiques des utérus excisés, il apparaît nécessaire de modifier l'applicateur utérin, afin d'obtenir un chauffage micro-onde beaucoup plus homogène autour de l'applicateur. De ce fait, un deuxième applicateur est développé et testé en milieu clinique, son efficacité correspond mieux aux objectifs fixés par les médecins.

Tous les résultats obtenus confirment l'efficacité de la radiométrie micro-onde dans le contrôle de la température des tissus chauffés. Cette mesure associée à un logiciel de reconstruction de profil thermique permet de visualiser les zones atteintes par le chauffage. Des améliorations restent à apporter tant sur les modélisations que sur le matériel. En particulier le logiciel de reconstruction thermique doit être modifié afin de mieux rendre compte d'une architecture histologique et vasculaire complexe des sites à chauffer. Un nouveau radiomètre à deux références doit permettre une simplification et une amélioration de la mesure radiométrique.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

[1] NADIM.

"Conception et réalisation d'un système de thérapie interstitielle capacitive anticancéreuse: application à la mise au point d'un système multivoies fonctionnant en radiofréquences"

Thèse de l'université de NANCY I.

[2] J.P LE BOURGEOIS, J.CHAVAUDRA, F.ESCHWEGE.

"Radiothérapie oncologique"

Hermann-Editeurs des sciences et des arts pp 563-569.

[3] DELANNOY J.

"Contribution à l'étude de l'hyperthermie clinique microonde. Application à la réalisation d'un système interactif de traitement par hyperthermie."

Thèse de l'université de LILLE.

[4] DUBOIS L.

"Contribution à l'étude des applicateurs en structure plaquée utilisées en hyperthermie microonde : détermination du diagramme de rayonnement en champ proche par l'approche dans le domaine spectral et reconstruction des cartes thermiques."

Thèse 3^{ème} cycle de l'Université de LILLE I, Février 1991.

[5] CAMART J.C

"Contribution au développement de systèmes d'hyperthermie interstitielle microonde contrôlée par radiométrie microonde : étude et réalisation d'antennes miniatures - Application à la dosimétrie thermique."

Thèse de l'université de LILLE, 1992.

[6] ROHART J.M

"Hyperthermie radiative microonde dans les cancers de la langue associée à la curiethérapie : aspects physiques et étude clinique préliminaire."

Thèse de médecine de l'université de LILLE II, 1991.

[7] **YERUSHALMI A., SERVADIO C., LEIB Z., FISHERLOVITZ Y., ROKOWSKY E., STEIN J.A.**

"Local hyperthermia for treatment of carcinoma of the prostate : a preliminary report."
Prostate, vol 3, pp 623-630.

[8] **SCHEIBLICH J., PETROWICZ O.**

"Radiofrequency induced hyperthermia in the prostate."
Journal of microwave power, vol3, n°17, 1982.

[9] **RANDA J., KANDA M., ORR R.D.**

"Thermo-optic designs for electromagnetic-field probes for microwaves and millimeter waves"
IEEE Transactions on electromagnetic Compatibility, August 1991, Vol 33, N° 3, pp 205-214

[10] **WOLTHUIS R.A., MITCHELL G.L., SAASKI E., HARTL J.C., AFROMOWITZ M.A.**

"Development of medical pressure and temperature sensors employing optical spectrum modulation."

IEEE Transactions on biomedical engineering, October 1991, Vol 38, N°10, pp 974-981.

[11] **STROHNMAIER W.L., BICHLER K-H, FLUCHTER S.H, BOCKING A., SERVADIO C., LEV A.**

"Histological finding in prostatic cancer treated by local hyperthermia."
5th International Symposium on Hyperthermic Oncology, Kyoto, 1988, Vol I, pp 548-550.

[12] **FLÜCHTER S.H., BICHLER K.H., STROHMAEIR W.L., LEV A., SERVADIO C.**

"Transrectal hyperthermia and local intraarterial cytostatics in locoregional prostatic cancer."

5th International Symposium on Hyperthermic Oncology, Kyoto, 1988, Vol I, pp 551-553.

[13] **MARTIN G.T., HADDAD M.G., CRAVALHO E.G, BOWMAN H.F.**

"Thermal model for the local microwave hyperthermia treatment of benign prostatic hyperplasia."

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, August 1992, Vol 39, N° 8, pp 836-844.

[14] **ASTRAHAN M.A, SAPOZINK M.D., COHEN D., LUXTON G., KAMPP T.D., BOYD S., PETROVICH Z.**

"Microwave applicator for transurethral hyperthermia of benign prostatic hyperplasia."
International Journal of Hyperthermia, 1989, Vol 5, N° 3, pp 283-296.

[15] **TADASHI H., KAZUMI E., TAKUMI K., OSAMU N., HIROMITSU N., SEIGI T.**

"Microwave surgical treatment of diseases of prostate."

Urology, Preliminary communication, December 1985, Vol 26, N°6, pp572-576.

[16] **DEVONEC M., TOMERA K.M., PERRIN P.**

"Transurethral microwave thermotherapy."

Monographs in Urology, 1992, Vol 13, N°4, pp 77-95.

[17] **PHIPPS J.H., LEWIS B.V., ROBERTS T., PRIOR M.V, HAND J.W., ELDER M., FIELD S.B.**

" Treatment of functional menorrhagia by radiofrequency-induced thermal endometrial ablation."

International Journal of Hyperthermia, March-April 1991, Vol 7, N°2, pp 213-220.

[18] **PRIOR M.V, PHIPPS J.H, ROBERTS T., LEWIS B.V., HAND J.W., FIELD S.B.**

" Treatment of menorrhagia by radiofrequency heating."

International Journal of Hyperthermia, March-April 1991, Vol 7, N°2, pp 213-220.

[19] **NIKAWA, OKADA F.**

"Measurement of temperature depending dielectric constant of human modeling material."

Proceeding of the 3rd Asia Pacific Microwave Conference, Tokyo 1990, pp 845-848.

[20] **SCHEPPS J.L., FOSTER K.R.**

"The U.H.F. 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.

[21] **FOSTER K.R., SCHEPPS J.L.**

"Dielectric properties of tumor and normal tissue at radio through microwave frequencies."

Journal of Microwave Power, 1981, Vol 16, N°2, pp107-119.

[22] **GUY A.W.**

"Analyses of electromagnetic fields induced in biological tissue by thermographic studies on equivalent phantom models."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 1971, Vol 19, pp205-214.

[23] **BINI M.G., IGNESTI A., MILLANTA L., OLMI R., RUBINO N., VANNI R.**

"The polyacrylamide as a phantom material for electromagnetic hyperthermia studies."

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, March 1984, Vol 31, N°3, pp 317-322.

[24] **SMITH G.S.**

"A comparison of electrically short bare and insulated probes for measuring the local radio frequency electric field in biological systems."

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, November 1975, Vol 22, N° 6, pp 477-483.

[25] **KING R.W.P.**

"The cylindrical dipole as a sensor or probe."

IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, August 1982, Vol 24, N° 3, pp364-367.

[26] **CHR. SCHNEIDER, J.D.P. VAN DIJK.**

"Visualization by a matrix of light-emitting diodes of interface effects from a relative four-applicator hyperthermia system."

[27] **G.P. RINE, T.V. SAMULSKI, W.GRANT, C.A. WALLEN.**

"Comparaison of two-dimensional numerical approximation and measurement of SAR in a muscle equivalent phantom exposed to a 915 MHz slab-loaded waveguide."

International Journal of Hyperthermia, 1990, Vol 6, N°1, pp 213-225.

X [28] **ROUSSEY C.**

"Modélisation du rayonnement haute fréquence en champ proche de brins métalliques: application à l'hyperthermie anticancéreuses"

Thèse de l'Université de NANCY I.

[29] **KING R.W.P., TREMBLY B.S., STROBEHN J.W**

"The electromagnetic field of an insulated antenna in a conducting or dielectric medium"

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, 1983, Vol 31, pp 574-583.

[30] **CASEY J.P, BANSAL R.**

"The near field of an insulated dipole in a dissipative dielectric medium"

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, 1986, Vol 34, pp 459-463.

[31] **KING R.W.P, MISHRA S.R., LEE K.M., SMITH G.S.**

"The insulated monopole : admittance and junction effects."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, March 1975, Vol 23, n°2, pp 172-177.

[32] **WU T.T., KING R.W.P., GIRI D.V.**

"The insulated dipole antenna in a relatively dense medium."

Radio science, July 1973, Vol 8, N°7, pp 699-709.

[33] **DUBOST G., ZISLER S.**

"Antennes à larges bandes : théorie et applications"

Edition MASSON.1976.

[34] **EYRAUD L., GRANGE G., OHANESSIAN H.**

"Théorie et techniques des antennes."

Librairie VUIBERT.

[35] **KING R.W.P.**

"The theory of linear antennas."

Harvard University Press.1956.

[36] **KING R.W.P, LEE K.M., MISHRA S.R., SMITH G.S.**

"Insulated linear antenna : theory and experiment. "

Journal of applied physics, april 1974, Vol 45, N°4, pp 1688-1697.

[37] **G. BIFFI GENTILI, F. GORI, L. LACHI, M. LEONCINI.**

A water-cooled EM applicator radiating in a phantom equivalent tissue-Experiments and numerical analysis."

IEEE Transaction on Biomedical Engineering, September 1991, Vol 38, N°9, pp 924-928.

[38] **HARRINGTON R.F.**

"Field computation by moment methods"

Mac Millan Company, New-York, 1968

[39] **NOUGIER J.P.**

"Méthodes de calcul numériques."

Edition MASSON, 1983.

[40] **PELLETIER J.P.**

"Techniques numériques appliquées au calcul scientifique."

MASSON ET CIE, EDITEURS.1971.

[41] YEE K.S.

"Numerical solution of initial boundary value problems involving MAXWELL's equations in isotropic media."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, May 1966, Vol 14, N°3, pp 302-307.

[42] TAFLOVE A., BRODWIN M.E.

"Numerical solution of steady state electromagnetic scattering problems using the time-dependent MAXWELL's equation."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, August 1975, Vol 23, pp 623-630.

[43] TAFLOVE A.

"Application of the finite-difference time-domain method to sinusoidal steady-state electromagnetic-penetration."

IEEE Transaction on Electromagnetic Compatibility, August 1980, Vol 22, N°3, pp 191-202.

[44] HOLLAND R., SIMPSON L., KUNZ K.S.

"Finite-difference analysis of EMP coupling to lossy dielectric structures."

IEEE Transaction on Electromagnetic Compatibility, August 1980, Vol 22, N°3, pp 203-209.

[45] TAFLOVE A., UMASHANKAR K.R, BECKER B., HARFOUSH F., YEE K.S.

"Detailed FD-TD analysis of electromagnetic fields penetrating narrow slots and lapped joints in thick conducting screens."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, February 1988, Vol 36, N°2, pp 247-257.

[46] ZHANG X., FANG J., MEI K.K.

"Calculations of the dispersive characteristics of microstrip by the time-domain finite difference method."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, February 1988, Vol 36, N°2, pp 263-267.

[47] ZHANG X., MEI K.K.

"Time-domain finite difference approach to the calculation of the frequency dependent characteristic of microstrip discontinuities."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, December 1988, Vol 36, N°12, pp 1775-1787.

[48] **REINEX A., JECKO B.**

"Analysis of microstrip patch antennas using finite difference time-domain method."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, November 1989, Vol 37, N°11, pp 1361-1369.

[49] **SHEEN D.M., ALI S.M, ABOUZAHERA M.D., KONG J.A.**

"Application of the three-dimensional finite-difference time-domain method to the analysis of planar microstrip circuits."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, July 1990, Vol 38, N°7, pp 849-857.

[50] **WU L.K., CHANG Y.C.**

"Characterisation of the shielding effects on the frequency-dependent effective dielectric constant of a waveguide-shielded microstrip using the finite-difference time-domain method"

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, Octobre 1991, Vol 39, N°10, pp 1688-1693.

[51] **HAFFA S., HOLLMAN D., WIESBECK W.**

"The finite difference method for S-parameter calculation of arbitrary three dimensional structures."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, August 1992, Vol 40, N°8, pp 1602-1610.

[52] **REINEX A., JECKO B.**

"Analyse par différences finies de la diffraction d'ondes élettromagnétiques transitoires : application à l'étude des microantennes."

Annales des télécommunications, 1990, Vol 45, N°1-2, pp 40-46.

[53] **HOLLAND R.**

"THREDS : A finite-difference time-domain EMP code in 3D spherical coordinates"

IEEE Transaction on Nuclear Science, December 1983, Vol 30, N°6, pp 4592-4595.

[54] **HOLLAND R.**

"Finite-difference solution of MAXWELL's equations in generalized nonorthogonal coordinates."

IEEE Transaction on Nuclear Science, December 1983, Vol 30, N°6, pp 4589-4591.

[55] **FUSCO M.A.**

"FDTD algorithm in curvilinear coordinates."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, January 1990, Vol 38, N°1, pp 76-89.

[56] **FUSCO M.A., GORDON L.W.**

"A three-dimensional FDTD algorithm in curvilinear coordinates."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, October 1991, Vol 39, N°10, pp 1463-1471.

[57] **RAPPAPORT C.M., MC CARTIN B.J.**

"FDFD analysis of electromagnetic scattering in anisotropic media using unconstrained triangular meshes."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, March 1991, Vol 39, N°3, pp 345-349.

[58] **LEE J.F., PALENDECH R., MITTRA R.**

"Modelling three-dimensional discontinuities in waveguides using nonorthogonal FDTD algorithm."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, February 1992, Vol 40, N°2, pp 346-353.

[59] **HARMS P.H., LEE J.F., MITTRA R.**

"A study of the nonorthogonal FDTD method versus the conventional FDTD technique for computing resonant frequencies of cylindrical cavities."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, April 1992, Vol 40, N°4, pp 741-747.

[60] **HESE J.V., DE ZUTTER D.**

"Modelling of discontinuities in general coaxial waveguide structures by the FDTD-method."

IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, March 1992, Vol 40, N°3, pp 547-556.

[61] **YEE K.S., CHEN J.S., CHANG A.H.**

"Conformal finite-difference time-domain (FDTD) with overlapping grids."

IEEE Transaction on Antennas and Propagation, September 1992, Vol 40, N°9, pp 1068-1075.

[62] **BOONZAIER J.J., PISTORIUS C.W.**

"Thin wire dipoles-A finite-difference time-domain approach."

Electronics Letters, October 1990, Vol 26, N° 22, pp 1891-1892.

[63] **BOONZAIER J.J., PISTORIUS C.W.**

"Scattering by thin wire mesh using finite-difference time-domain method."

Electronics Letters, August 1991, Vol 27, N° 27, pp 1583-1584.

[64] **BOONZAIER J.J., PISTORIUS C.W.**

"Thin wire YAGI antenna radiation patterns using the finite-difference time-domain method."

Microwave and optical technology letters, July 1991, Vol 4, N°8, pp 311-313.

[65] **BOONZAIER J.J., PISTORIUS C.W.**

"Radiation and scattering by thin wires with a dielectric coating - A finite difference approach."

Microwave and optical technology letters, July 1991, Vol 5, N°6, pp 288-291.

[66] **SULLIVAN D.M., BORUP D.T., GANDHI O.P.**

"Use of the finite-difference time-domain method in calculating EM absorption in human tissues."

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, February 1987, Vol 34, N°2, pp 148-157.

[67] **SULLIVAN D.M., GANDHI O.P., TAFLOVE A.**

"Use of the finite-difference time-domain method in calculating EM absorption in man models."

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, March 1988, Vol 35, N°3, pp 179-185.

[68] **SULLIVAN D.**

"Three-dimensional computer simulation in deep regional hyperthermia using the finite-difference time-domain method."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, February 1990, Vol 38, N°2, pp 204-211.

[69] **WANG C.Q., GANDHI O.P.**

"Numerical simulation of annular phased arrays for anatomically based models using the FDTD method."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, January 1989, Vol 37, N°1, pp 118-127.

[70] **HARRINGTON R.F.**

"Time-harmonic electromagnetic fields."

Mc Graw-Hill Book Company, 1961.

[71] **ATWATER H.A.**

"Introduction to microwave theory."

Mc Graw-Hill Book Company, 1962.

[72] **SHEN Y., BI Z., WU K., LITVA J.**

"FD-TD analysis of open cylindrical dielectric resonators."

Microwave and Optical Technology Letters, June 1992, Vol 5, N°6, pp 261-265.

[73] **BI Z., SHEN Y., WU K., LITVA J.**

"Fast finite-difference time-domain analysis of resonators using digital filtering and spectrum estimation techniques."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Technique, August 1992, Vol 40, N° 8, pp 1611-1619.

[74] **MALONEY .J, SMITH G.S., SCOTT W.R., JR.**

"Accurate computation of the radiation from simple antennas using the finite-difference time-domain method."

IEEE Transactions on Antennas and Propagation, July 1990, Vol 38, N° 7, pp 1059-1069.

[75] **ENGQUIST B., MAJDA A.**

"Absorbing boundary conditions for the numerical simulation of waves."

Mathematics of Computation, July 1977, Vol 31, N° 139, pp 629-651.

[76] **MUR G.**

"Absorbing boundary conditions for the finite-difference approximation of the time-domain electromagnetic-field equations."

IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, November 1981, Vol 23, N°4, pp 377-382.

[77] **BI Z., WU K., WU C., LIVTA J.**

"A dispersive boundary condition for microstrip component analysis using the FD-TD method."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Technique, April 1992, Vol 40, N° 4, pp 774-777.

[78] **MEI K.K., FANG J.**

"Superabsorption - A method to improve absorbing boundary conditions."

IEEE Transactions on Antennas and Propagation, September 1992, Vol 40, N° 9, pp1001-1010.

[79] **BETZ V., MITTRA R.**

"Comparison and evaluation of boundary conditions for the absorption of guided waves in an FDTD simulation."

IEEE Microwave and guided wave letters, December 1992, Vol 2, N°12, pp 499-501.

[80] **LUEBBERS R.J., KUNZ K.S., CHAMBERLIN K.A.**

"An interactive demonstration of electromagnetic wave propagation using time-domain finite differences."

IEEE Transactions on Education, February 1990, Vol 33, N°1, pp 60-68.

[81] **LUEBBERS R., HUNSBERGER F.P., KUNZ K.S., STANDLER R.B., SCHNEIDER M.**

"A frequency-dependent finite-difference time-domain formulation for dispersive materials."

IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, August 1990, Vol 32, N° 3, pp 222-227.

[82] **BUI M.D., STUCHLY S.S., COSTACHE G.I.**

"Propagation of transients in dispersive dielectric media."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, July 1991, Vol 39, N°7, pp 1165-1171.

[83] **LUEBBERS R., HUNSBERGER F.P., KUNZ K.S.**

"A frequency-dependent finite-difference time-domain formulation for transient propagation in plasma."

IEEE Transactions on Antennas and Propagation, January 1991, Vol 39, N°1, pp 29-34.

[84] **SULLIVAN D.M.**

"A frequency-dependent FDTD method for biological applications."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, March 1992, Vol 40, N°3, pp532-538.

[85] SULLIVAN D.M.

"Frequency-dependent FDTD methods using Z transforms."

IEEE Transactions on Antennas and Propagation, October 1992, Vol 40, N°10, pp 1223-1230.

[86] GANDHI O.P., GAO B-Q., CHEN J-Y.

"A frequency-dependent finite difference time-domain formulation for general dispersive media."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, April 1993, Vol 41, N°4, pp 658-665.

[87] MAX J.

"Méthodes et techniques de traitement du signal et applications aux mesures physiques."

Tome 1 et 2, 3^{ème} édition, MASSON 1981.

[88] R.H DICKE

"The measurement of thermal radiation at microwave frequencies."

REv. Sci. Instr., 1946, Vol 17, N°7, pp 268-275.

[89] A.H. BARRETT, P.C. MYERS.

"A method of detecting subsurface thermal patterns."

Bio. Radiol., 1975, Karger, Basel, N°6, pp 45-46.

[90] A.H. BARRETT, P.C. MYERS, N.L. SADOWSKY.

"Detection of breast cancer by microwave radiométry."

Radioscience, 1977, 12, 167, supplément.

[91] J. EDRICH, P.C. HARDEE.

"Thermography at millimeter wavelenghts."

Proceeding I.E.E.E., october 1974, Vol 62, pp 1391-1392.

[92] J. EDRICH.

"A millimeter-wave thermograph for human breast and spine scans."

6th Proceeding E.M.C, Rome 1976, pp 137-140.

[93] MAMOUNI A.

"Radiométrie hyperfréquence : application à la mesure atraumatique de la température au sein des tissus vivants (thermographie microonde)."

Thèse 3^{ème} cycle de l'Université de LILLE I, Novembre 1978.

[94] N'GUYEN D.D.

"Thermographie et chauffage microonde - Contribution à la conception et à la réalisation de systèmes destinés au Génie Biologique et Médical."

Thèse 3^{ème} cycle de l'Université de LILLE I, Décembre 1980.

[95] ROBILLARD M.

"Contribution à l'étude des sondes et à la reconnaissance d'objet thermique par thermographie microonde."

Thèse 3^{ème} cycle de l'Université de LILLE I, Novembre 1981.

[96] FABRE J.J.

"Méthodes de calcul de signaux thermiques et possibilité de nouvelles utilisations de la thermographie microonde."

Thèse 3^{ème} cycle de l'Université de LILLE I, Septembre 1982.

[97] PLANCOT M.

"Contribution à l'étude théorique, expérimentale et clinique de l'hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde."

Thèse 3^{ème} cycle de l'Université de LILLE I, Décembre 1983.

[98] VANLOOT D.

"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.

[99] A.M. HOWATSON, P.G. LUND, J.D. TODD.

"Engineering tables and data."

CHAPMAN & HALL.

[100] F.KREITH

"Transmission de la chaleur et thermodynamique."

Masson et Compagnie éditeurs 1967.

[101] **A.B. DE VRIENDT.**

"La transmission de la chaleur. Volume I - Tome 1. Généralités-La conduction."

1982. Gaëtan Morin Editeur.

[102] **KNUDSEN MORTEN.**

"Estimation of tissue blood flow hyperthermia treatment data."

International Journal of Hyperthermia, 1989, Vol 5, pp 653-661.

[103] **CHIVE M.**

"Methods of hyperthermia control."

Reprint from Clinical thermology. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1990.



[104] **CHANDRASEKHAR S.**

"Radiative transfer."

Oxford University Press, Oxford, 1950.

[105] **GUIDO BIFFI GENTILI, FABIO GORI, MARCO LEONCINI.**

"Electromagnetic and thermal models of a water-cooled dipole radiating in a biological tissue."

IEEE Transaction on Biomedical Engineering, January 1991, Vol 38, N°1, pp 98-103.

[106] **KENNETH R. FOSTER, PORTONOVOS S. AYYASWAMY, THIRUMALCHARI SUNDARARAJAN, KONERU RAMAKRISHNA.**

"Heat transfer in surface-cooled objects subject to microwave heating."

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, August 1982, Vol 30, N°8, pp 1158-1166.

[107] **GREGORY T. MARTIN, MICHEL G. HADDAD, ERNEST G. CRAVALHO, H. FREDERICK BOWMAN.**

"Thermal model for the local microwave hyperthermia treatment of benign prostatic hyperplasia."

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, August 1992, Vol 39, N°8, pp 836-844.

[108] **BELOT G., CHIVE M.**

"Transurethral thermotherapy of the benign prostate hyperthrophy controlled by radiometry."

Eur. Urology, 1993, N°23, pp 326-329.

[109] **FABRE J.J., MORGANTI F., QUERLEU D., BUCHET B., PLAYEZ E., CHIVE M.**
"Using 915 Mhz heating, controlled by microwave radiometry, for cauterizing endometrial menorrhagia."

12th E.S.H.O (European Society for Hyperthermia Oncology)Conference.BERGEN (NORVEGE) 26-29 Juin 1991.

[110] **FABRE J.J., MORGANTI F., QUERLEU D., BUCHET B., PLAYEZ E., CHIVE M.**
"A specific applicator for cauterizing endometrial menorrhagia by 915 MHz microwave heating controlled by microwave radiometry"

World Congress on Medical Physics and Biomedical engineering KYOTO (JAPON) 7-12 Juillet 1991.

[111] **CHIVE M., SOZANSKI J.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D.**

"Procédé pour la mesure des températures par radiométrie microonde avec calibration automatique de la mesure et dispositifs pour la mise en oeuvre de ce procédé."

Brevet Français N°8910148 (27.07.89)

[112] **SOZANSKI J.P., BERTOUX J.L., CHIVE M., LESAGE J.C., DHELIN G., VANLOOT D., MOSCHETTO Y.**

"Technical aspect of the new autobalanced 2-4 GHz radiometer : application of microwave hyperthermia system."

Proceeding of the 6th International Symposium on Hyperthermic Oncology, 26-30 April 1992, TUCSON-ARIZONA USA.

[113] **J.M KAY**

"Introduction à la mécanique des fluides et la transmission de la chaleur."

Dunod - Paris 1964

[114] **BEN NAOUM K.**

"Automatisation d'un banc de mesure d'hyperthermie : application à l'étude des caractéristiques thermiques des applicateurs micro-ondes en structure plaquée."

Thèse de l'Université de LILLE II. Juillet 1988.

[115] **CHIVE M., SOZANSKI J.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D.**

"Système pour le traitement thermique interne d'un corps certain et son utilisation."

Brevet Français N° 9109521 (26/07/91).

**COMMUNICATIONS ET PUBLICATIONS SUR LE THEME
"HYPERTHERMIE ENDOCAVITAIRE "
DE L'EQUIPE APPLICATEURS ET CIRCUITS.**

COMMUNICATIONS AVEC ACTES

[1] **FABRE J.J., MORGANTI F., QUERLEU D., BUCHET B., PLAYEZ E., CHIVE M.**
"A specific applicator for cauterizing endometrial menorrhagia by 915 MHz microwave heating controlled by microwave radiometry"

World Congress on Medical Physics and Biomedical engineering
KYOTO (JAPON) 7-12 Juillet 1991.

[2] **FABRE J.J., MORGANTI F., QUERLEU D., BUCHET B., PLAYEZ E., CHIVE M.**
"Using 915 Mhz heating, controlled by microwave radiometry, for cauterizing endometrial menorrhagia."

12th E.S.H.O (European Society for Hyperthermia Oncology)
Conference.
BERGEN (NORVEGE) 26-29 Juin 1991.

[3] **CAMART J.C., MORGANTI F., FABRE J.J., CHIVE M.**
"Microwave interstitial hyperthermia controlled by microwave radiometry"

13th I.E.E.E / E.M.B.S (Engineering in Medicine and Biology Society)
Conference.
ORLANDO (U.S.A) 31 octobre-3 novembre 1991

[4] **MORGANTI F., CAMART J.C., FABRE J.J., SOZANSKY J.P., CHIVE M.**
"Specific applicators for hyperthermia of prostatic benign diseases"

6th I.C.H.O (International Congress on Hyperthermic Oncology)
Presentation orale.
TUCSON, Arizona (U.S.A) 26 avril-1 mai 1992

[5] **MORGANTI F., CAMART J.C., FABRE J.J., CRESSON P.Y., CHIVE M.**
"Urethral and rectal applicators used for prostate treatment by microwave hyperthermia"

15th I.S.C.H (International Symposium on Clinical Hyperthermia)

Presentation orale.

LYON (FRANCE) 19-22 Mai 1992

[6] **MORGANTI F.**, CHIVE M., CAMART J-C, FABRE J-J ,SOZANSKI J-P.

"Applicators for microwave hyperthermia of benign prostatic hyperplasia."

7th M.I.O.P (Microwaves and optronics)

Présentation orale.

SINDELINGEN (ALLEMAGNE) 25-27 mai 1993.

[7] **PREVOST B.**, **VANSEYMORTIER Y.**, **DELOBELLE A.**, **MORGANTI F.**,
SOZANSKI J-P, **CHIVE M.**

"Transurethral microwave thermotherapy :Animal studies with PROSTCARE'S system"

E.S.H.O. 1993(European society for hyperthermic oncology)

BRUXELLES 16-19 juin 1993

[8] **CHIVE M.**, **DUBOIS L.**, **CAMART J.C.**, **CRESSON P.Y.**, **MORGANTI F.**,
MICHEL C., **DUHAMEL F.**, **DESPRETZ D.**, **FABRE J.J.**, **PRIBETICH J.**

"Antennas and applicators for microwave hyperthermia controlled by microwave radiometry"

Progress in Electromagnetics Research Symposium (P.I.E.R.S.)

PASADENA (U.S.A.) 12 - 16 July 1993

[9] **PRIBETICH J.**, **DUBOIS L.**, **CAMART J.C.**, **CRESSON P.Y.**, **MORGANTI F.**,
MICHEL C., **DUHAMEL F.**, **DESPRETZ D.**, **FABRE J.J.**, **CHIVE M.**

"Design and modelization of antennas and applicators for microwave hyperthermia controlled by microwave radiometry"

XXIVth General Assembly of the International Union of Radio Science (U.R.S.I.) KYOTO
(JAPAN) 25 August - 2 September 1993

PUBLICATION

[10]**CHIVE M.**, **CAMART J.C.**, **MORGANTI F.**

"Thermal modelling for intracavitary heating"

Methods of hyperthermia control, Series on clinical thermology, Subseries thermotherapy, ed.
by M.GAUTHERIE, SPRINGER-VERLAG (Heidelberg).

ABSTRACT

The localised hyperthermia (temperature increasing upper the normal conditions) has been developed for several years, especially for cancer treatments. Generally associated with radiotherapy, this technique assume external, interstitial, intracavitary aspects. Within this framework, temperature increasing realised by means of microwave electromagnetic radiation is applied in order to treat prostatic diseases by hyperthermia (40 to 50 °C) and uterine menorrhagia by thermoterapy (50 to 65 °C). In this work are presented the design and the modelisation of two intracavitary applicators to be respectively inserted in the urethra and in the womb. The temperature control is assumed by microwave radiometry, the designed applicator is used picking up the noise of thermal origin.

In the first part, the design and the realisation of a urethral applicator and of a uterine one are described. Electromagnetic matching and radiating pattern both at heating and radiometric frequencies are determined by means of experiments. Following this feasibility study, the second part is devoted to the modelisation of the applicators. Two methods are developed, the first is based on the KING formalism, the second one on the finite difference time domain (F.D.T.D.). By conjunction of these two methods it is possible to describe completely and correctly the electromagnetic working of the two studied applicators. In the third part, solving the bioheat equation in association with the radiometric temperature measurement drive to develop a bidimensionnal thermal reconstruction software. Numerous experiments on phantom and animals give confirmation of the theoretical approach. In the fourth part the designed applicators and software are used in some clinical cases. The obtained temperatures are discussed and applicator improvements are proposed.