



S
90w 20105081

N° d'ordre : 1666

THÈSE

Présentée à
L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE LILLE
pour obtenir le titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ
Spécialité : électronique
par
Jean Pierre SOZANSKI
Ingénieur CNAM
Ingénieur de recherche à l'INSERM

**CONTRIBUTION À L'ÉTUDE ET À LA RÉALISATION D'UN NOUVEAU
DISPOSITIF RADIOMÉTRIQUE MICRO-ONDE À DEUX RÉFÉRENCES
INTERNES DE TEMPÉRATURE :
APPLICATION À L'HYPERTHERMIE - THERMOTHÉRAPIE MICRO-ONDE**

Soutenue publiquement le 20 décembre 1995 devant la commission d'examen

Membres du jury :

Président :	M. L. RACZY	Professeur à l'U.S.T.L. (Lille I)
Rapporteurs :	M. G. PRIEUR	Professeur à l'Université de NANCY I
	M. J.L VATERKOWSKI	Professeur à l'E.N.S.M.M (Besançon)
Directeur de Thèse :	M. M. CHIVE	Professeur à l'U.S.T.L. (Lille I)
Examineurs :	M. E. CONSTANT	Professeur à l'U.S.T.L. (Lille I)
	M^{me} B. MAUROY	Professeur à Lille II, Chef du Service d'Urologie du CHU Lille-Roubaix.
	M. Y. MOSCHETTO	Directeur de Recherche (U279 INSERM Lille)
	M. B. PREVOST	Chef du Service de Radiothérapie au Centre O. Lambret (Lille)
	M. V. RINGEISEN	Directeur Technique de Sté BRUKER

*A mon épouse,
dont l'amour m'a soutenu dans ce travail*

A mes filles, Amandine et Laura,

A la mémoire de mon père,

A ma mère,

A ma famille,

*A l'ensemble de l'équipe du groupe
d'hyperthermie de Lille,*

Je leur dédie cette thèse.

" N'avancez rien que vous ne puissiez prouver par l'expérimentation. "

Louis Pasteur (1822 - 1895)

Ce travail a été effectué à l'Unité 279 de l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (I.N.S.E.R.M.) dirigé par Monsieur Y. Moschetto, Directeur de Recherche INSERM, en collaboration étroite avec le Département Hyperfréquences et Semi-conducteurs de l'Institut d'électronique de Micro-électronique du Nord (I.E.M.N.).

Je remercie vivement Monsieur le Professeur L. Raczy pour l'honneur qu'il me fait, de présider le jury de ma thèse.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur le Professeur M. Chivé qui m'a laissé beaucoup d'initiatives concernant ce travail et sur les différents projets de l'axe hyperthermie de l'unité 279. Tout en étant le directeur de cette thèse et de cet axe de recherche, il est devenu un ami et je le remercie encore de toute la liberté de travail qu'il m'a laissée.

Je tiens à témoigner ma considération à Monsieur Y. Moschetto, Directeur de Recherche à l'INSERM pour l'intérêt qu'il porte à ce travail et surtout le soutien permanent qu'il apporte à notre équipe tant sur le plan logistique que scientifique.

Je tiens à adresser mes très sincères remerciements à Monsieur le Professeur J. Vaterkowski et à Monsieur le Professeur G. Prieur pour l'honneur qu'ils me font de juger ce travail.

Je suis particulièrement honoré de la présence, dans ce jury, de Monsieur le Professeur E. Constant, Directeur de l'I.E.M.N.. Qu'il trouve ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

Je remercie le Docteur B. Prévost, chef du service de radiothérapie au Centre O. Lambret, membre actif du groupe d'hyperthermie de Lille, qui nous apporte beaucoup de conseils pour la conception des systèmes d'hyperthermie. Qu'il soit assuré de ma profonde reconnaissance.

Je suis particulièrement honoré de la présence de Madame le Professeur B. Mauroy du service d'urologie de l'hôpital Victor Provo de Roubaix et je la remercie pour ses conseils qui nous ont été et sont toujours indispensables pour les mises au point des systèmes de thermothérapie (le THERMOCAR et le

PROSTCARE) décrits dans ce mémoire. Je tiens à la remercier également pour l'accueil de l'ensemble de son service pendant les essais cliniques.

Que le Professeur Querleu du service de gynécologie de la maternité Paul Gellé à Roubaix et le Docteur Keuller soient remerciés pour leurs remarques lors de la mise au point du système de thermocautérisation (le GYNECAR) et pour leur accueil lors des essais cliniques.

J'adresse mes remerciements à Mr Ringeisen, Directeur technique de la société Bruker, pour sa participation à ce jury et pour l'accueil qui nous a été réservé lors des réunions à Wissembourg dans le cadre du transfert technologique.

Je remercie, également le Docteur Callot et Mr. M. Weiss de la société Bruker pour tous les conseils et les services rendus tout le long de ce travail.

Je remercie Messieurs J.C. Lesage, G. Dhélin et B. Buys pour leurs participations aux études et aux réalisations électroniques et mécaniques des systèmes d'hyperthermie décrits dans cette thèse.

J'adresse mes remerciements à Monsieur le Professeur J. Pribetich, Messieurs J.J. Fabre, L.Dubois, J.C. Camart et D. Vanloot, Maîtres de conférences pour leurs conseils et contributions tout au long de ce travail.

Je remercie enfin tous ceux qui ont participé aux différents travaux sur l'hyperthermie et la thermo thérapie : Mesdames C. Gombert, V. Tessier, D. Bernard et Messieurs F. Morganti, C. Michel, D. Despertz, P.Y Cresson.

Je ne saurais oublier d'adresser mes remerciements à Mesdames M. Vergothe et F. Bally pour leur disponibilité et leur aide précieuse pour la rédaction de ce mémoire et des différentes publications concernant ce thème.

J'associe également à mes remerciements tous les membres de l'unité U279 pour leur aide et leur soutien tout au long de ce travail.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE I.....	4
HYPERTHERMIE , THERMOTHÉRAPIE ET INTÉRÊT DE LA .RADIOMÉTRIE MICRO-ONDE	4
1 - 1 - Introduction de l'hyperthermie et de la thermothérapie.....	4
1 - 2- Rappel de la radiométrie.	8
1 - 2 - 1 - Rayonnement du corps noir.	8
1 - 2 - 2 - Puissance captée par une antenne.	10
1 - 2 - 3 - Profondeur de pénétration et estimation de l'épaisseur des tissus soumis à la mesure radiométrique.	12
1 - 3 - But des traitements d'hyperthermie.	15
- En cancérologie.....	15
- En urologie : le traitement de l'adénome prostatique.....	17
- En gynécologie : le traitement des ménorragies.....	19
1 - 4 - Conclusion : Précision demandée sur la mesure radiométrique.....	20
CHAPITRE II	21
RADIOMÈTRE À UNE RÉFÉRENCE DE TEMPÉRATURE	21
Introduction.	21
2 - 1 - Description du radiomètre.....	22
2 - 2 - Détermination de la sensibilité du radiomètre à une référence.	24
2 - 3 - Influence de la valeur de la température de référence sur la droite d'étalonnage.....	26
2 - 4 - Résultats expérimentaux montrant l'influence de la valeur de la température de référence sur la droite d'étalonnage.	29
2 - 5 - Résultats expérimentaux sur les mesures de la sensibilité du radiomètre.	33
2 - 6 - Les applications dans le domaine médical	35
2 - 6 - 1 - Rappel de la détection échantillonnée.....	35
2 - 6 - 2 - Les systèmes en cancérologie.	36
- En hyperthermie superficielle	36
- En hyperthermie interstitielle.....	39

2 - 6 - 3 - Le système pour le traitement de l'adénome prostatique.....	41
2 - 6 - 4 - Les logiciels de pilotage et de gestion de patients.....	43
2 - 7 - Conclusion sur le radiomètre à une référence.	45
 CHAPITRE III.....	46
LE RADIOMÈTRE IDÉAL À DEUX RÉFÉRENCES DE TEMPÉRATURE.....	46
Introduction	46
3 - 1 - Principe du radiomètre idéal.	47
3 - 2 - Détermination de la sensibilité du radiomètre à deux références.....	49
3 - 3 - Précision sur la mesure du coefficient de réflexion.....	52
3 - 4 - Mesures expérimentales effectuées avec ce radiomètre sans tenir compte des pertes.....	55
3 - 5 - Passage du radiomètre réel au radiomètre idéal équivalent. Notion de températures équivalentes.	57
3 - 6 - Méthode pour la calibration.	58
3 - 7 - Conclusion sur la calibration du nouveau radiomètre.	61
 CHAPITRE IV.....	62
LE RADIOMÈTRE À DEUX RÉFÉRENCES DE TEMPÉRATURE ET SON SYSTÈME DE CALIBRATION	62
Introduction	62
4 - 1 - Principe du radiomètre et de son système de calibration.	63
4 - 2 - Modèle tenant compte des principales pertes d'insertion.....	63
4 - 3 - Principe du logiciel du modèle théorique numérique.....	67
4 - 4 - Cas du radiomètre équilibré en perte : Application numérique et mesures expérimentales.....	70
4 - 4 - 1 - Influence des pertes sur la valeur des températures équivalentes (Tr_{1e} et Tr_{2e}).....	71
4 - 4 - 2 - Stabilité des valeurs des températures équivalentes.....	72
4 - 4 - 3 - Influence du coefficient de réflexion sur la droite de calibration	73
4 - 5 - Influence des pertes sur chaque voie.....	74
4 - 5 - 1 - Perte sur la voie court-circuit.....	76
4 - 5 - 2 - Perte sur la voie applicateur.	77
4 - 5 - 3 - Perte sur la voie de la source de température T1.....	79
4 - 5 - 4 - Perte sur la voie de la source de température T2	80
4 - 5 - 5 - Conclusion sur les pertes des différentes voies.	82

4 - 6 Cas du radiomètre déséquilibré : Pertes différentes entre la voie court-circuit, les sources de calibration T1 et T2 et la voie applicateur.	84
4 - 7 - Mesures expérimentales de la sensibilité.....	86
4 - 8 - Mesures radiométriques du coefficient de réflexion moyen.....	90
4 - 9 - Répartition des mesures radiométriques.....	93
4 - 10 - Conclusion sur le radiomètre à deux références de température.	93
 CHAPITRE V	 95
LES APPLICATIONS : LES SYSTÈMES D'HYPERTHERMIE ET DE THERMOTHÉRAPIE	95
Introduction	95
5 - 1 - Description des nouveaux systèmes.....	96
5 - 1 - 1 - THERMOCAR : le système de traitement de l'adénome prostatique.....	96
5 - 1 - 2 - GYNECAR : le système de traitement en gynécologie.	98
5 - 1 - 3 - HIMCAR II : le système de traitement en hyperthermie interstitielle.....	101
5 - 1 - 4 - Traitement du signal radiométrique. Principe de la détection et description du logiciel de traitement.	104
5 - 1 - 5 - Mesure de la qualité du signal radiométrique.	107
5 - 2 - Études des différentes erreurs sur la mesure radiométrique dans les systèmes d'hyperthermie.	108
5 - 2 - 1 - Erreur induite par les pertes d'insertion de l'applicateur.....	109
5 - 2 - 2 - Erreur liée à l'échauffement des câbles au cours de la séance d'hyperthermie.....	111
a - Compensation à partir de la mesure de la puissance.....	116
b - Correction à partir de la mesure de la température du câble.	120
c - Comparaison des deux méthodes.....	121
5 - 2 - 3 - Conclusion sur les erreurs apportées	123
5 - 3 - Problème d'un bolus intercalé entre l'applicateur et le milieu à mesurer.....	124
5 - 4 - Influence des rayonnements électromagnétiques parasites (les fours micro-onde) sur la mesure radiométrique (cas du système PROSTCARE)	127
5 - 6 - Conclusion et présentation des logiciels de gestion des systèmes.....	131

CHAPITRE VI.....	133
RÉSULTATS CLINIQUES ET INTÉRÊT DE LA RADIOMÉTRIE.....	133
Introduction	133
6 - 1 - En urologie.	134
6 - 2 - En gynécologie.....	144
6 - 3 - En cancérologie.....	151
6 - 4 - Conclusion.....	153
CONCLUSION GÉNÉRALE	154
ANNEXES.....	156
Annexe N° 1 : Pertes des composants du radiomètre.....	156
Annexe N° 2 : Méthodologie des expérimentations.....	158
1) Pour la détermination de la droite d'étalonnage.	158
2) Pour la mesure de la sensibilité.....	159
Annexe N° 3 : Bilan des transferts d'une charge associée à un câble avec perte.....	160
Annexe N° 4 : Simulation d'une antenne à coefficient de réflexion variable.....	162
Annexe N° 5 Le filtrage numérique.....	164
BIBLIOGRAPHIE.....	165
BREVETS.....	176

INTRODUCTION

En 1978, l'équipe du Professeur Y. Leroy a mis au point le radiomètre à une référence appelé alors radiomètre de Dicke [14] modifié ou radiomètre à méthode de zéro [28]. Puis en collaboration avec le Centre de Technologie Biomédicale INSERM, un prototype d'imagerie radiométrique micro-onde à visée diagnostique a été développé et testé sur différents sites en particulier à Lille, Nancy et Strasbourg. Le brevet déposé en 1981 [70] donna lieu à une cession de licence à la société ODAM BRUKER. Depuis cette date, des travaux concernant la radiométrie, la modélisation de signaux radiométriques micro-ondes et la reconnaissance d'objets thermiques ont fait l'objet de très nombreuses publications [7,8,37,46].

En 1981, l'équipe du Professeur Chivé du Centre hyperfréquence et semi-conducteur et l'unité 279 INSERM mettent au point le premier système d'hyperthermie micro-onde contrôlé par radiométrie micro-onde pour la cancérologie.

Ce système d'hyperthermie est transféré à la société ODAM BRUKER pour l'industrialisation et la commercialisation.

Le groupe d'hyperthermie de Lille, associant les équipes scientifiques, le Centre Oscar Lambret et le service d'urologie de Roubaix, et la société BRUKER mettent alors au point une gamme de systèmes d'hyperthermie et leurs applicateurs spécifiques qui, testés sur site clinique, permettent d'élaborer de nouveaux protocoles thérapeutiques : nous pouvons citer le système HYL CAR II, le système HIMCAR, le système PROSTCARE et le système SHYCADE.

En 1989, nous avons eu l'idée de concevoir un radiomètre à deux références de température afin de s'affranchir des variations de gain et "d'offset" de la chaîne micro-onde (amplificateur, détecteur etc...), de mesurer la température indépendamment de la valeur du coefficient de réflexion à l'interface applicateur milieu dissipatif dans des limites raisonnables et surtout, de supprimer les bains d'eau thermostatés pour l'étalonnage du radiomètre de

la première génération. Ce dispositif a été breveté ainsi que les applications en hyperthermie et thermothérapie [71,72,73,74].

Le présent travail concerne donc l'étude et la réalisation d'un radiomètre micro-onde permettant de s'affranchir du coefficient de réflexion à l'interface applicateur-tissu et la mise en oeuvre des moyens d'étalonnage simples et rapides (sans bains d'eau thermostatés), intégrables dans les systèmes d'hyperthermie.

Au premier chapitre, nous rappelons l'action de l'hyperthermie sur les tissus biologiques et montrons l'intérêt du contrôle de la température par radiométrie micro-onde. Puis, nous détaillons les différents domaines cliniques où nous avons utilisé l'hyperthermie micro-onde.

Dans le deuxième chapitre, après avoir rappelé le principe du radiomètre à une référence et donné ses principales caractéristiques (la sensibilité et les droites de calibration), nous montrons l'importance de la valeur de la température de référence sur la droite d'étalonnage. Nous décrivons ensuite succinctement les systèmes d'hyperthermie contrôlés par ce type de radiomètre pour la mesure de température.

Le troisième chapitre traite du radiomètre idéal à deux références de température pour lequel les différentes relations reliant le signal de sortie et les différents états de fonctionnement du radiomètre sont détaillés. Le calcul de la sensibilité du radiomètre permet alors de définir la gamme d'utilisation pour la mesure de température. Les principes ainsi établis, une méthode d'étalonnage du dispositif est alors proposée et décrite.

L'objet du quatrième chapitre est d'étudier le radiomètre réel : pour cela nous avons tenu compte des pertes d'insertion des différents composants micro-ondes et de leur influence sur la détermination de la température radiométrique. Nous proposons alors une méthode qui permet d'étalonner ce radiomètre compte tenu des imperfections des composants micro-onde (câbles, relais, etc...).

A partir du modèle numérique de calcul que nous avons élaboré et d'une expérimentation systématique, nous mettons en évidence l'importance des pertes sur chaque voie.

Le cinquième chapitre est relatif aux applications de ce radiomètre à deux références de température dans les systèmes d'hyperthermie micro-onde pour des traitements en urologie (THERMOCAR), en gynécologie (GYNECAR) et en cancérologie (HIMCAR II). Nous montrons l'importance des pertes d'insertion entre l'entrée du radiomètre et la partie active de l'applicateur et proposons des solutions pour compenser ces pertes d'insertion supplémentaires afin de pouvoir utiliser toute une gamme d'applicateurs sur ces systèmes.

Le sixième chapitre est relatif aux résultats cliniques pour l'urologie et la gynécologie et pour la cancérologie un test de chauffage sur une base de langue. Nous montrons alors l'intérêt du contrôle de température par radiométrie par rapport aux autres techniques (thermocouples) et son rôle prédominant dans la définition des protocoles de traitement.

CHAPITRE I

HYPERTHERMIE, THERMOTHÉRAPIE ET INTÉRÊT DE LA RADIOMÉTRIE MICRO-ONDE

1 - 1 - Introduction de l'hyperthermie et de la thermothérapie.

L'action antitumorale d'une élévation modérée de la température a été décrite depuis longtemps et l'utilisation à des fins thérapeutiques anticancéreuses apparaît à la fin du siècle dernier sur la base d'observations cliniques ou épidémiologiques où des régressions ou rémissions de cancers sont constatées à la suite de fortes fièvres [6].

Depuis 1960, l'hyperthermie s'est développée grâce aux études biologiques expérimentales et aux progrès technologiques faisant apparaître deux grandes voies : l'hyperthermie corporelle totale [54] et l'hyperthermie locale qui semble prometteur [38,39].

Actuellement, l'hyperthermie locale est générée principalement, à partir de différentes sources d'énergie telles que les ultrasons [3], les ondes électromagnétiques [17], les champs électriques [35], le LASER [45] et l'eau chaude [5].

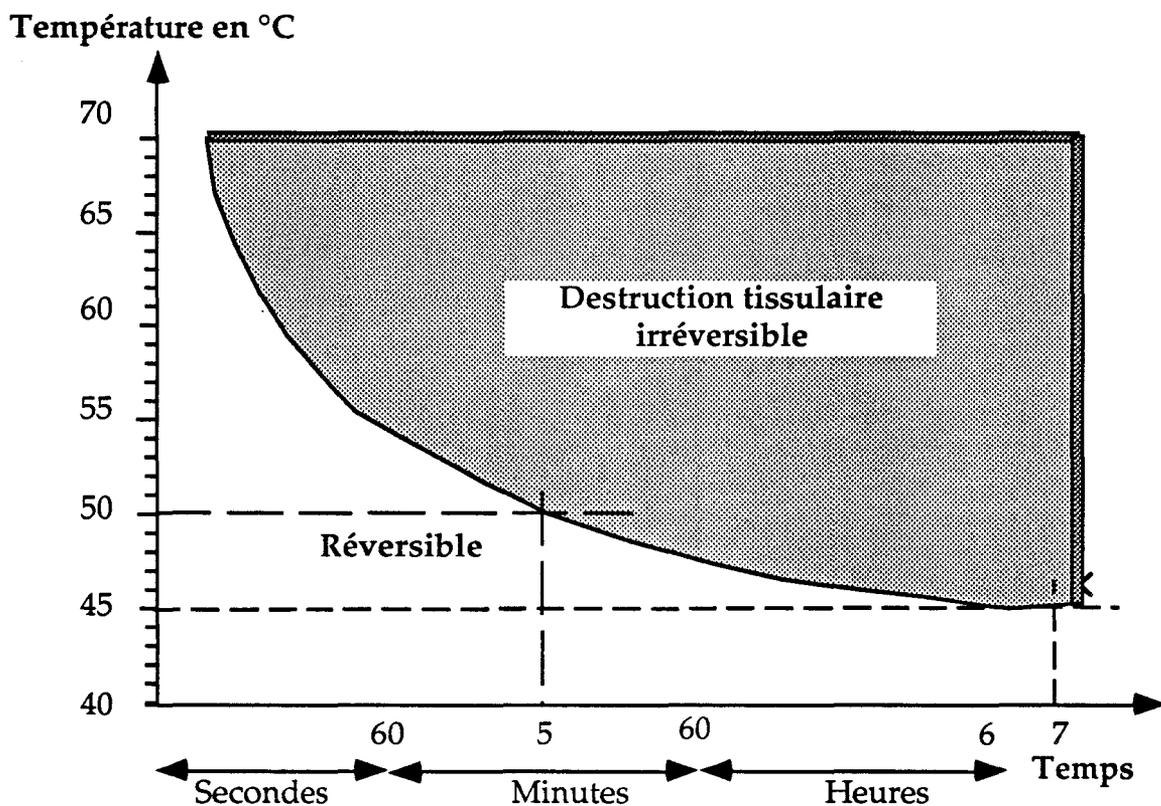
L'action de la chaleur utilisée à des fins thérapeutiques peut se diviser en deux domaines qui se définissent par la valeur de la température atteinte : le premier cas, la température provoque la mort cellulaire (seuil léthal) (effets microscopiques) pour le second domaine le niveau thermique atteint conduit à la nécrose des tissus chauffés (effets macroscopiques).

En fonction de la température et du temps d'exposition, les tissus réagissent différemment. Le tableau N° I.1 donne les ordres de grandeur des températures à atteindre qui permettent des changements histologiques pour un temps d'exposition court (quelques secondes) [21].

Température	Changements histologiques
35 °C à 37 °C	Température de base des tissus
42 °C à 46 °C	Mort des cellules
48 °C à 60 °C	Dénaturation des protéines
60 °C à 70 °C	Dénaturation du collagène
environ 80 °C	Nécrose de coagulation
à 100°C	Vaporisation de l'eau (déshydratation totale)
Supérieure à 100 °C	Volatilisation des constituants organiques

Tableau N° I.1- Ordre de grandeur pour des changements histologiques des tissus.

La courbe N° I.1 montre les deux zones de survie des tissus en fonction du temps d'exposition et de la température. Cette courbe dépend essentiellement de la nature du tissu [13].



Courbe N° I.1 : Courbe de survie des tissus de la peau de cochon.

Dans son travail publié, Dewey W.C. [13] nous donne la courbe de survie de la peau de cochon exposée à de l'eau chaude, courbe qui permet de définir la

limite température - durée, au-delà de laquelle les lésions induites dans les tissus (ici la peau) présentent un caractère irréversible.

Nous pouvons remarquer que des nécroses apparaissent à une température de 45°C après un temps d'exposition de 7 heures et seulement 5 minutes pour une température de 50°C.

Le praticien a donc deux paramètres pour traiter les tissus, la valeur absolue de la température et le temps d'exposition, sans toutefois oublier les autres paramètres physiologiques, par exemple, la douleur du patient, la nature des tissus environnants et la vascularisation.

Trois zones de thérapie nous intéressent pour ce mémoire. Actuellement, les praticiens les définissent de la façon suivante: celle correspondant à l'hyperthermie (43°C à 46 °C), à la thermothérapie (47°C à 60°C) et à la thermocautérisation (> 60 °C).

Dans le cadre de notre travail, nous avons couvert tous ces différents aspects (l'hyperthermie, la thermothérapie et la thermocautérisation) en utilisant l'énergie micro-onde, c'est-à-dire pour les fréquences de chauffage de 434 MHz, 915 MHz ou 2450 MHz. (Pour la suite, pour parler des systèmes nous utiliserons le terme d'hyperthermie ou de thermothérapie)

Pour ces différents types de traitement, les systèmes d'hyperthermie comprennent un générateur micro-onde, dont la fréquence choisie dépend de la profondeur de pénétration de l'onde et des réglementations en vigueur selon les pays, un applicateur spécifique et des moyens de contrôle de la température.

Depuis de nombreuses années, le groupe d'hyperthermie de Lille utilise la radiométrie micro-onde pour ce contrôle ; tous les systèmes d'hyperthermie micro-onde développés comportent donc au moins un radiomètre et ces systèmes fonctionnent selon la méthode alternée (une minute de chauffage et quelques secondes pour la mesure de la température) suivant le synoptique ci-dessous (figure N° I.2) [8,70].

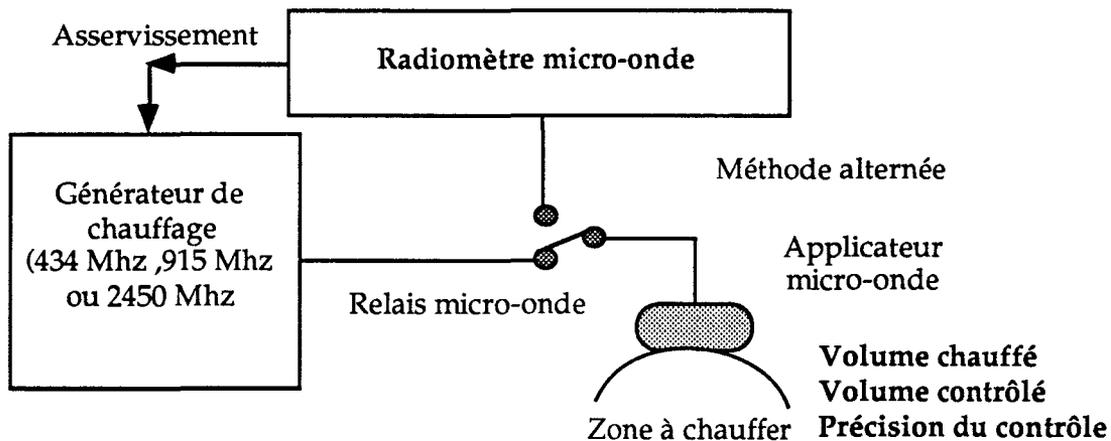
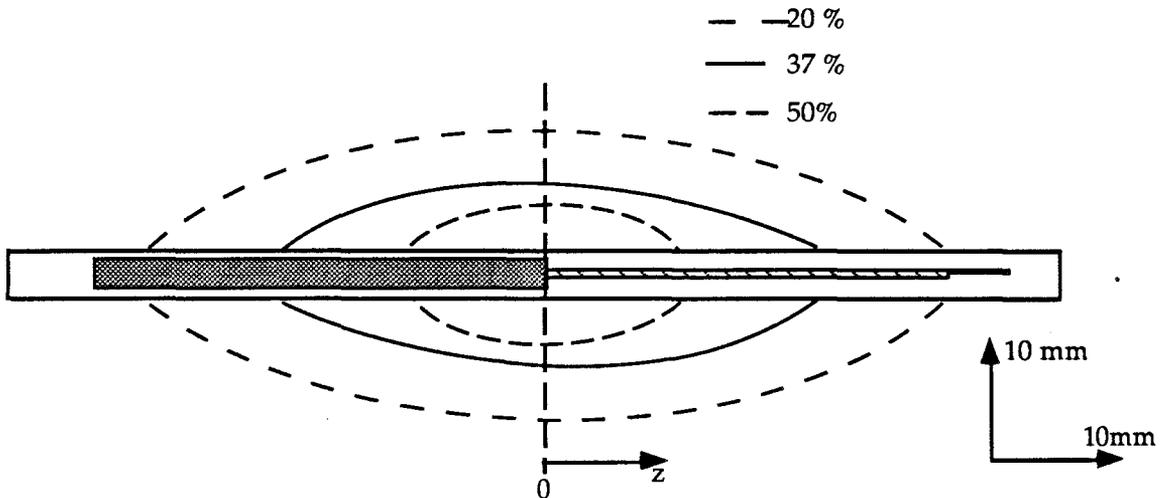


Fig. N° I.2 : Système d'hyperthermie contrôlée par radiométrie.

Afin que le chauffage micro-onde des tissus soit efficace, les systèmes d'hyperthermie doivent prendre en considération le volume chauffé, la valeur de la température radiométrique à l'intérieur du volume chauffé ainsi que la précision de cette mesure.

Les applicateurs de chauffage étudiés par de nombreuses équipes et en particulier par le groupe applicateur de l'IEMN de Lille, rayonnent l'énergie micro-onde dans un volume bien défini qui dépend de la fréquence de chauffage mais aussi de la technologie de l'applicateur [2,16,26].

A titre d'exemple, la courbe N° I.1 montre le diagramme de rayonnement d'une antenne coaxiale optimisée à 915 MHz utilisée en hyperthermie. Le diagramme est présenté en pourcentage ramené à la valeur maximale située autour du cathéter (en $z=0$) plongé dans l'eau salée à 6 g/l.



Courbe N° I.1: Diagramme de rayonnement expérimental d'une antenne coaxiale optimisée à 915 MHz tiré de la Thèse de Mr Camart. [7]

La mesure par radiométrie micro-onde de l'élévation de température du volume chauffé permet alors d'ajuster la puissance de chauffage pour obtenir l'effet désiré. La mesure de température en volume par radiométrie micro-onde est fondamentalement différente de celle réalisée par les thermocouples ou fibres optiques implantés dans les tissus qui effectuent que des mesures ponctuelles.

Comme nous le verrons dans le dernier chapitre, lors d'essais in vivo, l'implantation de capteurs de température est imprécise et son interprétation est alors très délicate.

De plus, en traitement ambulatoire, cette technique d'implantation de capteurs de température est traumatisante pour les patients.

Nous allons donc rappeler les principes physiques de la radiométrie.

1 - 2- Rappel de la radiométrie.

1 - 2 - 1 - Rayonnement du corps noir.

La radiométrie micro-onde utilise comme principe de base la mesure du rayonnement électromagnétique d'origine thermique, émis spontanément par tout milieu dissipatif dont la température est supérieure à zéro degré Kelvin.

Ce rayonnement provient de l'agitation aléatoire des charges, ions ou dipôles constituant ce milieu, et couvre un domaine spectral s'étendant du proche infrarouge aux ondes radiofréquences.

Dans le cas du corps noir, parfaitement absorbant et non réfléchissant, la loi de Planck exprime cette brillance spectrale en Watt par unité de surface, par unité d'angle solide à la fréquence f et pour une bande passante de 1 Hz soit :

$$B(f) = \frac{2 h f^3}{c^2 \left(\exp \frac{h f}{k T} - 1 \right)} \quad (I.1)$$

- où :
- h : Constante de Planck $h = 6.62 \cdot 10^{-34}$ J/seconde
 - k : Constante de Boltzmann $k = 1.38 \cdot 10^{-23}$ J/ K
 - c : Vitesse de la lumière $c = 3 \cdot 10^8$ m/seconde
 - T : Température absolue du corps noir en K
 - B : Brillance en watt/ m^2 Hz Sr^2

La courbe N° I.2 donne la brillance spectrale en fonction de la fréquence d'un corps noir porté à une température de 310 K.

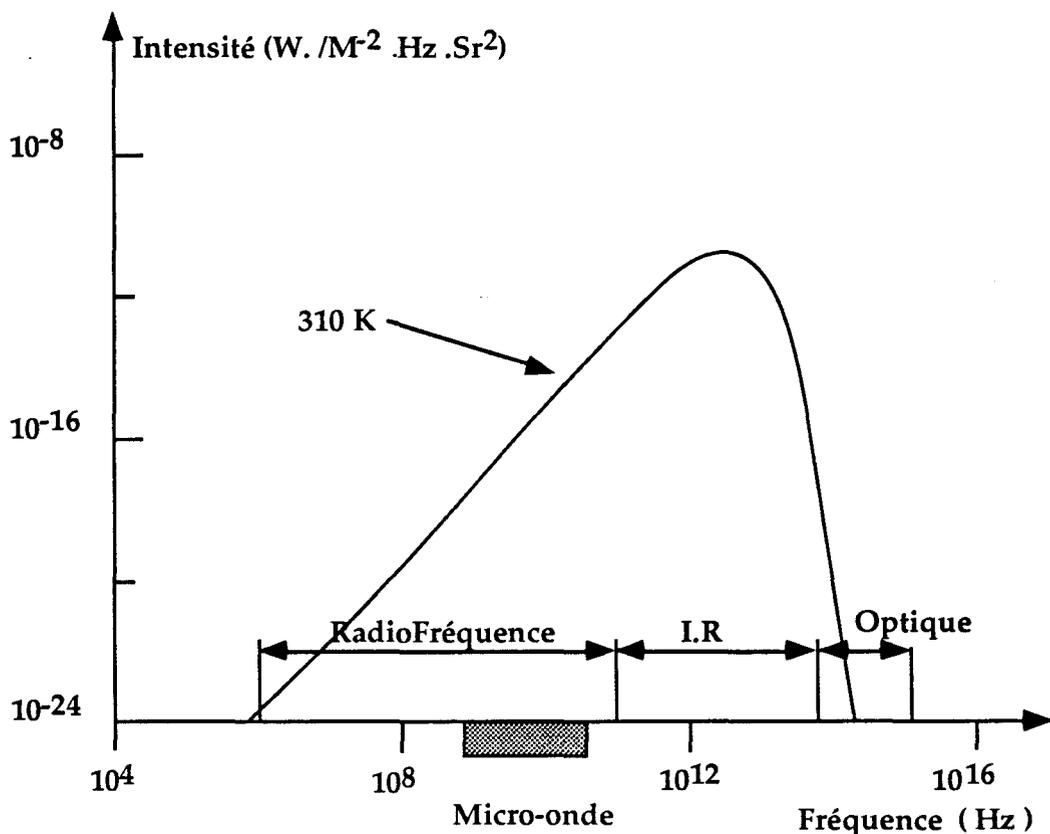


Fig. N° I.2 : Brillance spectrale du corps noir en fonction de la fréquence pour $T = 310$ K.

Dans le domaine des ondes hertziennes ($f < 3 \cdot 10^{11}$ Hz) et pour des températures $T > 10$ K, la loi de RAYLEIGH-JEANS donne une bonne approximation de la loi de PLANCK et l'expression I.1 devient :

$$B(f) = \frac{2 f^2}{c^2} k T \quad (I.2)$$

Cette relation montre que la puissance de bruit thermique rayonnée par un corps noir est proportionnelle à sa température absolue.

1 - 2 - 2 - Puissance captée par une antenne.

En radiométrie, cette puissance de bruit thermique rayonnée est captée par une antenne dirigée vers le corps noir supposé en équilibre thermodynamique.

La puissance P captée par cette antenne, dans une bande passante ΔF est donnée par la relation de NYQUIST :

$$P = k T \Delta F \quad (I-3)$$

avec

- k : Constante de Boltzmann $k=1.38 \cdot 10^{-23}$ J/ K,
 T : température du corps émissif (K),
 ΔF : bande passante (Hz)

A titre d'exemple, pour une température de 37 °C et une bande passante de 2 GHz, la puissance rayonnée est égale à $8,5 \cdot 10^{-12}$ W. Pour détecter une variation de 0,1 °C, la sensibilité en puissance du dispositif doit être égale à $3 \cdot 10^{-15}$ W.

Cette puissance est indépendante de la fréquence et des dimensions de l'antenne, si l'angle d'ouverture de l'antenne est inférieur à l'angle sous lequel le corps noir est vu.

En réalité, ce transfert d'énergie entre le corps émissif et l'antenne dépend de la technologie de l'antenne et de l'interface antenne-milieu lorsque l'antenne est placée au contact du milieu dissipatif (ce qui est toujours le cas dans les applications médicales de chauffage avec contrôle radiométrique)

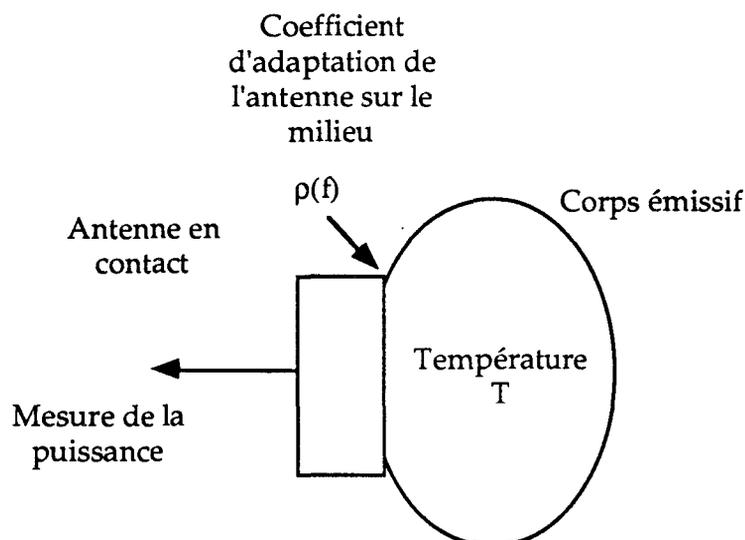


Figure N° I.6 : Transfert d'énergie entre le milieu et l'antenne.

L'interface antenne-milieu dissipatif est caractérisé par le coefficient de réflexion en puissance $\rho(f)$ (fonction de la fréquence). Ce coefficient de réflexion exprime le pourcentage de puissance qui ne franchit pas le dioptre antenne-milieu et dépend de l'antenne et du milieu qui lui est couplé par les constantes diélectriques respectives des milieux concernés [16, 47].

Pour les applications médicales, la permittivité diélectrique du milieu biologique dépend essentiellement de sa teneur en eau, de la fréquence et de la température [23].

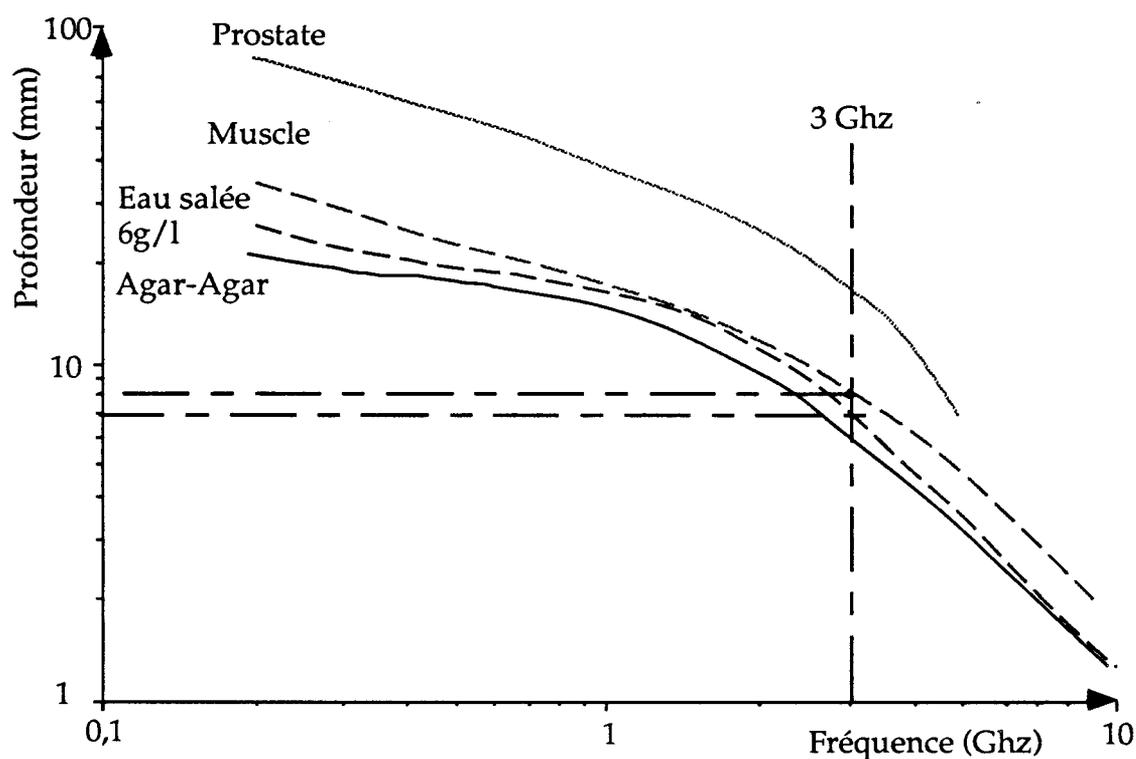
La relation de NYQUIST (I-3) devient donc :

$$P = k T \Delta F [1 - \rho(f)] \quad (I-5)$$

En conclusion, la mesure de la puissance du bruit thermique est fonction de la température du milieu, de la bande passante du récepteur et du coefficient de réflexion moyen (dans la bande de la mesure radiométrique) à l'interface antenne-milieu.

1 - 2 - 3 - Profondeur de pénétration et estimation de l'épaisseur des tissus soumis à la mesure radiométrique.

Un corps est caractérisé par ses constantes diélectriques ϵ' et ϵ'' qui dépendent en général de la fréquence et de la température. La profondeur de pénétration δ est déduite à partir de ces deux constantes [32]. La courbe N° I.3 donne la profondeur de pénétration (pour la puissance) pour différents tissus en fonction de la fréquence. La profondeur de pénétration à 3 GHz est de l'ordre de 8 millimètres dans le cas du muscle et de l'ordre de 7 mm dans de l'eau salée à 6 g/l.



Courbe N° I.3 : Évolution de la profondeur de pénétration en puissance, en fonction de la fréquence pour plusieurs types de milieux biologiques. (Tiré de la thèse de Mr Morganti [32]).

Les études menées par l'équipe du Pr. Chivé sur l'exploitation du signal radiométrique tiennent compte du diagramme de rayonnement de l'antenne et des différents milieux sous investigation [7,16].

Nous proposons une étude simplifiée qui permet de donner une estimation du signal radiométrique en fonction de la profondeur. Pour cela, nous considérons que le milieu est homogène et que la propagation de l'onde sur l'axe est de type T.E.M..

Nous calculons la température vue par l'antenne d'un élément de tissu d'épaisseur δx , situé à une profondeur x et porté à une température $T + \Delta T$. Celui-ci rayonne à l'extérieur un signal tel que la température apparente a pour valeur T_a que l'on appelle température radiométrique et a pour expression :

$$\begin{aligned} T_a &= T + \Delta T_a \\ \text{avec } \Delta T_a &= \Delta T \{ 1 - e^{(-\delta x / \delta)} \} e^{(-x / \delta)} \end{aligned} \quad (I-6)$$

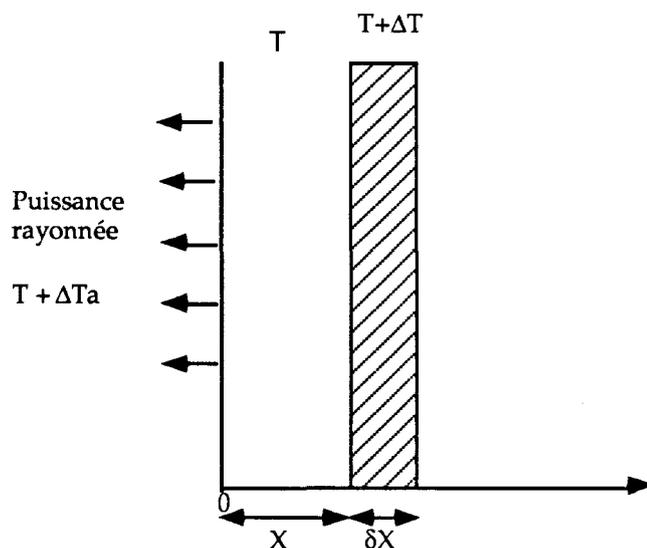


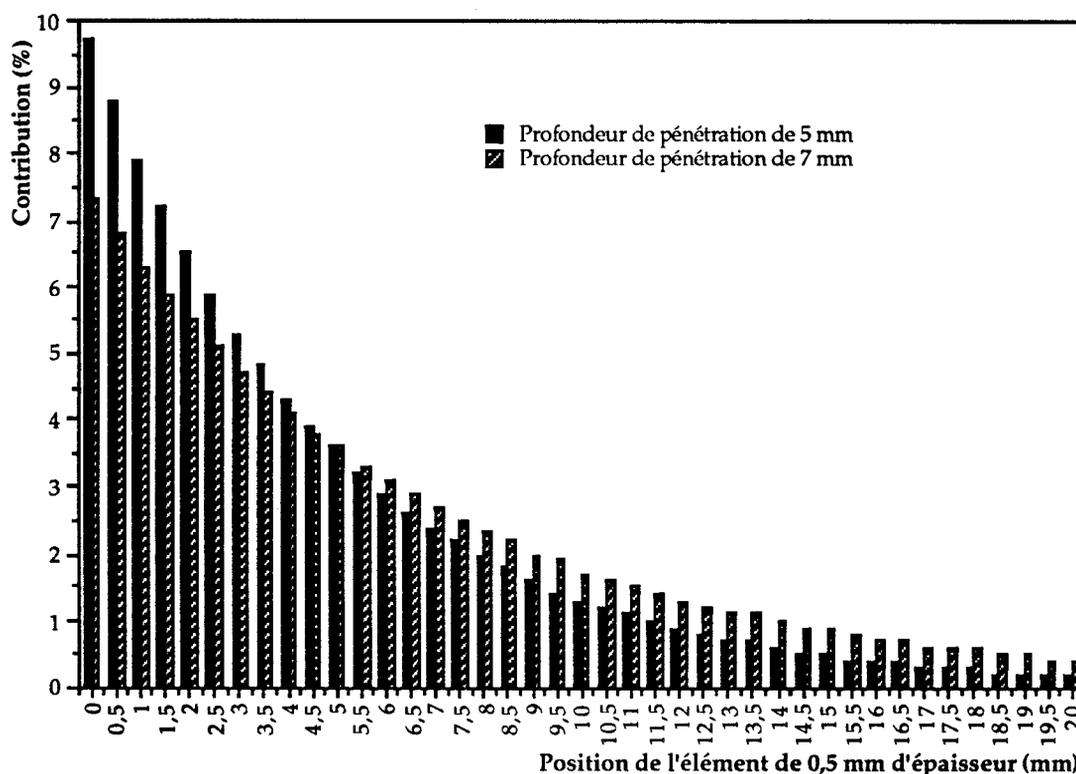
Figure N° I.7 : Méthode pour calculer le signal radiométrique.

Afin de montrer l'influence d'un élément d'épaisseur $\delta x = 0,5$ mm porté à la température ΔT sur le signal global radiométrique capté à la surface, nous calculons le signal radiométrique global sur une profondeur de 20 millimètres, puis chaque signal élémentaire pour l'élément δx positionné entre 0 et 20 millimètres. La profondeur de 20 mm correspond à au moins 3 fois à la

profondeur de pénétration et intègre au moins 98 % du signal radiométrique par rapport à une intégration sur une profondeur infinie.

$$\frac{\Delta T_a}{\Delta T} = \frac{e^{-x/\delta}}{\sum_{x=0}^{x=20} e^{-x/\delta}} \quad (1-6)$$

La courbe N°I.4 montre la contribution relative d'un élément par rapport au signal radiométrique global capté jusqu'à une profondeur de 20 millimètres pour deux profondeurs de pénétration différentes de l'onde plane.



Courbe N° I.4 : Contribution d'un élément sur le signal radiométrique en fonction de la profondeur (Pour deux valeurs de profondeur de pénétration : 5 et 7 mm).

A partir de la courbe N°I.4, le tableau N°I.3 montre trois exemples numériques de la contribution d'un groupe d'éléments sur le signal radiométrique global pour deux valeurs de profondeur de pénétration (5 mm et 7 mm) correspondant à la fourchette de nos applications.

Position de l'élément	Largeur de l'élément	Contribution en % ($\delta = 5$ mm)	Contribution en % ($\delta = 7$ mm)
0 mm	1 mm	18 %	14 %
0 mm	2,5 mm	40 %	32 %
2,5 mm	6 mm	43 %	43 %

Tableau N°I.3 : Importance d'un groupe d'éléments par rapport au signal global.

Pour une profondeur de pénétration de 7 mm, une variation d'un degré sur un élément large de 1 mm, situé près de l'antenne, entraîne une variation de 0,14 °C sur le signal radiométrique global tandis qu'un élément de 6 mm situé à 2,5 mm de l'antenne provoque une variation de 0,43°C.

1 - 3 - But des traitements d'hyperthermie.

- En cancérologie.

Depuis 1960, de nombreux travaux ont été publiés concernant l'hyperthermie associée à la radiothérapie, à la chimiothérapie et à la curiethérapie et ont montré des modifications morphologiques et biochimiques des cellules.

Dans ce mémoire, nous nous limitons à l'hyperthermie micro-onde interstitielle sachant que de nombreux travaux ont eu lieu en hyperthermie superficielle et semi-profonde [2,11,24,37].

Des cathéters de curiethérapie sont implantés dans la zone à traiter sous anesthésie générale. Puis des antennes de type filaire (diamètre = 0,9 mm) sont introduites à l'intérieur pour l'hyperthermie interstitielle. Après le chauffage, les antennes sont remplacées par des fils d'iridium 192 de curiethérapie interstitielle [39,42,43].

Une seule séance d'une heure est effectuée et les températures de traitement sont de l'ordre de 44 à 46 °C.

Le premier domaine d'application de ce type de traitement d'hyperthermie associée à la curiethérapie a concerné généralement des patients ayant déjà subi un traitement par radiations ionisantes et qui, par conséquent, ne pouvaient plus recevoir de doses supplémentaires importantes [41]. Cette association présente une action synergique en augmentant l'effet de la curiethérapie.

Mais, un nouveau champ d'investigation est en cours au Centre Oscar Lambret de Lille, sur l'utilisation en première intention pour le traitement des cancers de la langue (des cancers non traités antérieurement) par l'association de l'hyperthermie et la curiethérapie.

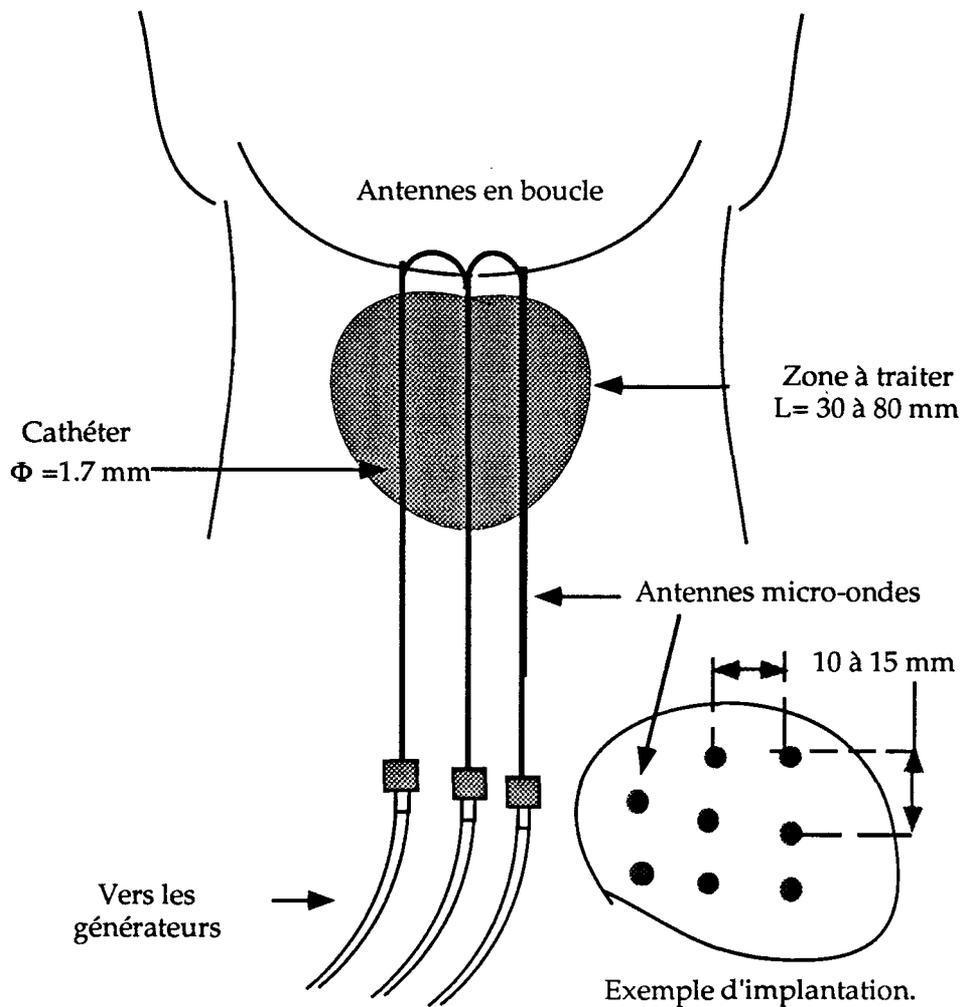


Figure N° I.3 : Exemple d'implantation d'antennes en cancérologie.

La figure N° I.3 nous montre un exemple d'implantation sur la base de la langue. Le praticien implante un certain nombre d'antennes filaires en fonction du volume de la tumeur. En général, l'espacement entre les différentes antennes est de l'ordre du centimètre et leur nombre peut varier de 6 à 12.

- En urologie : le traitement de l'adénome prostatique.

L'hypertrophie de la prostate s'observe surtout vers 60 ans. Le volume de la prostate est notablement accru et comprime l'urètre prostatique. La personne a de fréquentes envies d'uriner, particulièrement dans les dernières heures de la nuit. Le jet est sans force et l'évacuation est très lente et plutôt entravée par des efforts d'expulsion.

Cette hypertrophie peut être traitée chirurgicalement par voie endoscopique pour diminuer le volume prostatique (résection prostatique) et pour des adénomes volumineux par une ablation de la prostate.

A cause du vieillissement de la population, le nombre d'interventions de ce type a énormément progressé et le coût de cet acte chirurgical est assez élevé auquel il faut ajouter les frais d'une hospitalisation relativement longue (5 à 7 jours).

C'est pourquoi de nombreuses équipes ont eu l'idée d'utiliser la chaleur pour provoquer des nécroses à l'intérieur de la prostate [1,12,57].

Lors de ces traitements, la température intraprostatique est de l'ordre de 48 à 60 °C et la séance dure entre une demi-heure et une heure suivant les protocoles cliniques.

En effet, en fonction de la température atteinte dans la prostate, différents types de lésions sont provoqués et, en particulier des nécroses macroscopiques qui disparaissent avec le temps et ainsi décongestionnent l'urètre prostatique.

Ce traitement est facile à appliquer et les patients semblent préférer cette solution, quand elle est possible, par rapport à la chirurgie classique.

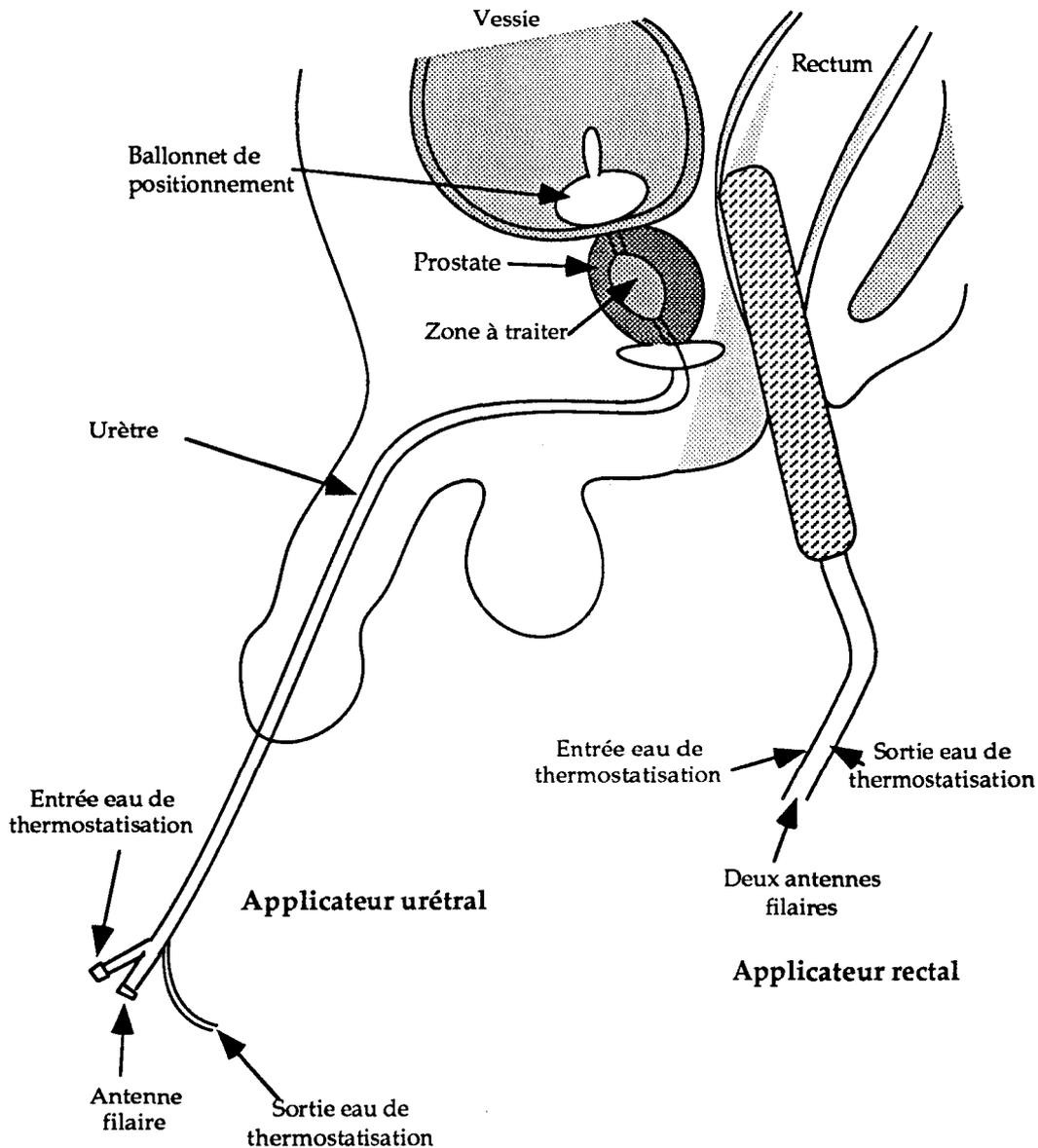


Figure N° I.4 : Traitement de l'adénome prostatique.

La figure N°I.4 nous montre les différentes possibilités pour traiter l'adénome prostatique soit par la voie urétrale soit par la voie rectale [12,57].

Pour la voie urétrale, l'applicateur est constitué d'un cathéter de type Foley dans lequel est introduit une antenne filaire thermostatée par de l'eau à 20 °C. Le diamètre extérieur du cathéter est de l'ordre de 5,2 millimètres. Le développement et l'étude électromagnétique puis thermique de cet applicateur ont fait l'objet du travail de thèse de Mr Morganti [32].

Pour la voie rectale, l'applicateur est composé de deux antennes coaxiales semi-rigides refroidies par de l'eau thermostatée à 30 °C.

- En gynécologie : le traitement des ménorragies.

Le domaine d'application de ce type de traitement est destiné aux jeunes femmes souffrant de ménorragie (saignement excessif en l'absence de pathologie en dehors des périodes de règle). Les techniques telles que le LASER [22] ont montré leur limite quant à la chirurgie (l'hystérectomie), elle se révèle comme une méthode définitive.

Depuis 1990, la technique de cautérisation de l'endomètre par radiothérapie radiofréquence a été testée en Grande Bretagne [44].

Le but de notre technique est de détruire l'endomètre par cautérisation, en utilisant les micro-ondes, à des températures voisines de 65 à 70 °C sans endommager l'utérus et de contrôler parfaitement l'épaisseur de cette cautérisation.

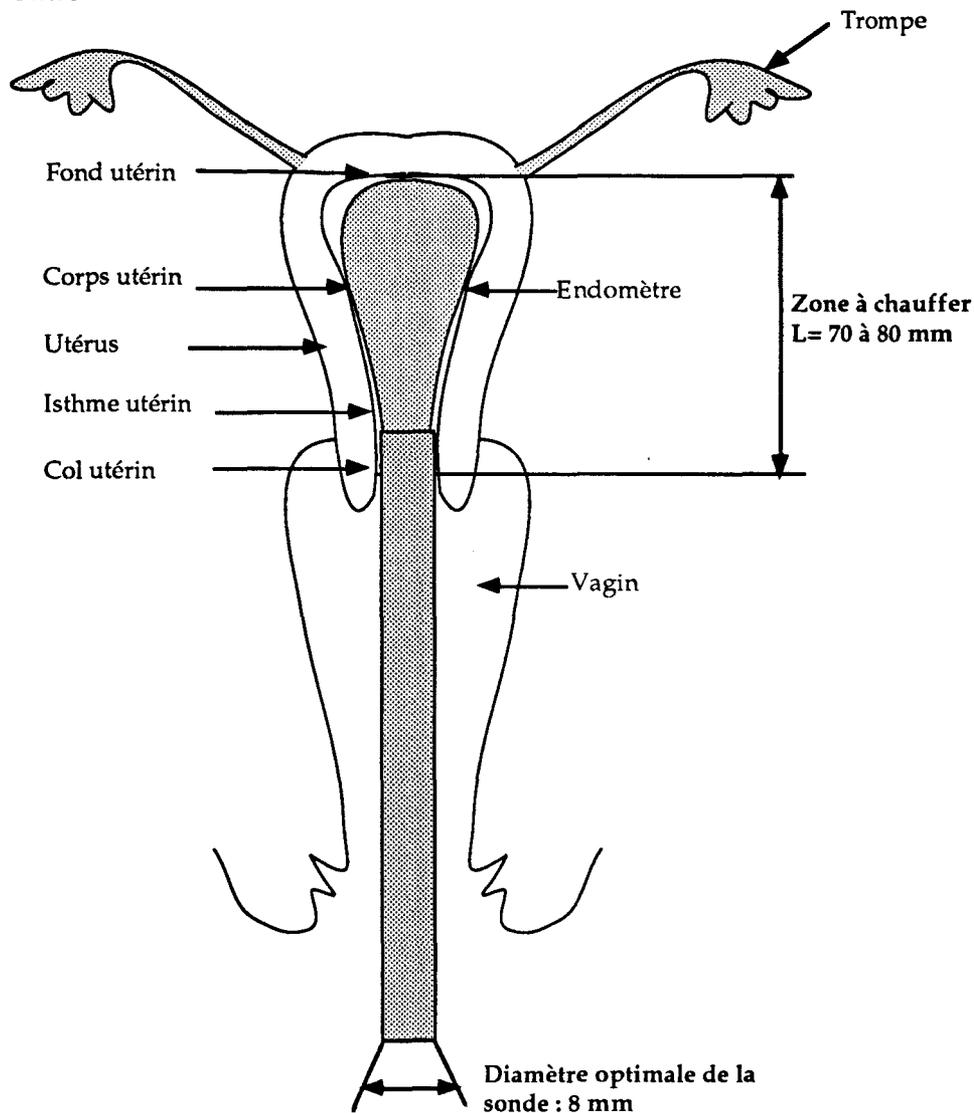


Figure N° I.5 : Traitement des ménorragies.

La séance dure environ 15 minutes et dépend essentiellement de la technologie des applicateurs qui doivent cautériser sur une longueur de l'ordre de 4 à 8 cm.

Dans le cas d'applicateurs à deux antennes [76], une première phase de cautérisation est faite près des cornes de l'utérus, puis une deuxième phase, en translatant l'applicateur de l'ordre de 3 à 4 cm pour chauffer le corps de l'utérus.

Les résultats cliniques de phase I sont commentés dans le dernier chapitre et nous montrons l'importance de la mesure de température par radiométrie micro-onde.

1 - 4 - Conclusion : Précision demandée sur la mesure radiométrique.

En fonction des altérations souhaitées sur les tissus, nous pouvons ainsi évaluer la précision sur les températures radiométriques.

Thérapie	Effets désirés	Température moyenne de la zone chauffée	Précision sur la mesure radiométrique
Hyperthermie	Microscopique (mort cellulaire)	44 °C	± 0.5°C
Thermothérapie	Macroscopique (nécrose)	48 °C	± 0.5 °C
Thermocautérisation	Macroscopique (Cautérisation)	60 °C	± 2 °C

Tableau N° I.2 : Précision sur la température moyenne de chauffage.

Pour ces trois types de traitement, trois systèmes (THERMOCAR, GYNECAR et HIMCAR II) ont été réalisés avec le radiomètre à deux références de température dont la précision sur la valeur de la température radiométrique permettent des traitements efficaces comme nous le verrons au dernier chapitre de ce travail.

CHAPITRE II
RADIOMÈTRE À UNE RÉFÉRENCE DE TEMPÉRATURE

Introduction.

Dans ce chapitre, nous rappelons le principe du radiomètre de la première génération ainsi que les différentes relations permettant d'exprimer la température à mesurer et la sensibilité de ce dispositif.

Deux points sont particulièrement développés : l'étalonnage et la sensibilité du radiomètre, ce qui permettra les comparaisons ultérieures avec le radiomètre à deux références internes de température, objet du chapitre III.

Les différents résultats expérimentaux que nous présentons montrent alors l'importance de la valeur de la température de référence.

Ce radiomètre de première génération étant utilisé sur des systèmes d'hyperthermie - thérapie micro-onde, nous décrivons succinctement les différentes applications en hyperthermie réalisées tant sur le plan technique que logiciel.

L'utilisation de cette première génération de radiomètre nous a permis de spécifier différentes améliorations, en particulier sur la détection du signal radiométrique et sur les logiciels de pilotage de ces machines, ceci constitue la conclusion de ce chapitre.

2 - 1 - Description du radiomètre.

Le radiomètre à une référence interne de température est composé principalement : (Figure II.1)

- d'une source de référence de température T_r constituée par une charge micro-onde 50Ω portée à une température parfaitement stabilisée ($T_r > 42^\circ\text{C}$),
- d'un circulateur qui permet au signal de référence d'emprunter le même chemin que le signal de l'applicateur et d'adapter parfaitement l'entrée de l'amplificateur micro-onde,
- d'un modulateur micro-onde à deux positions qui relie alternativement l'applicateur et le court-circuit à l'entrée du circulateur,
- d'un amplificateur micro-onde à faible bruit (facteur de bruit : 2 dB environ), grand gain (environ 70 dB obtenu avec deux amplificateurs micro-ondes) et large bande passante (1 GHz autour de la fréquence centrale 3 GHz),
- d'un détecteur micro-onde qui convertit la puissance de bruit amplifiée en une tension continue.

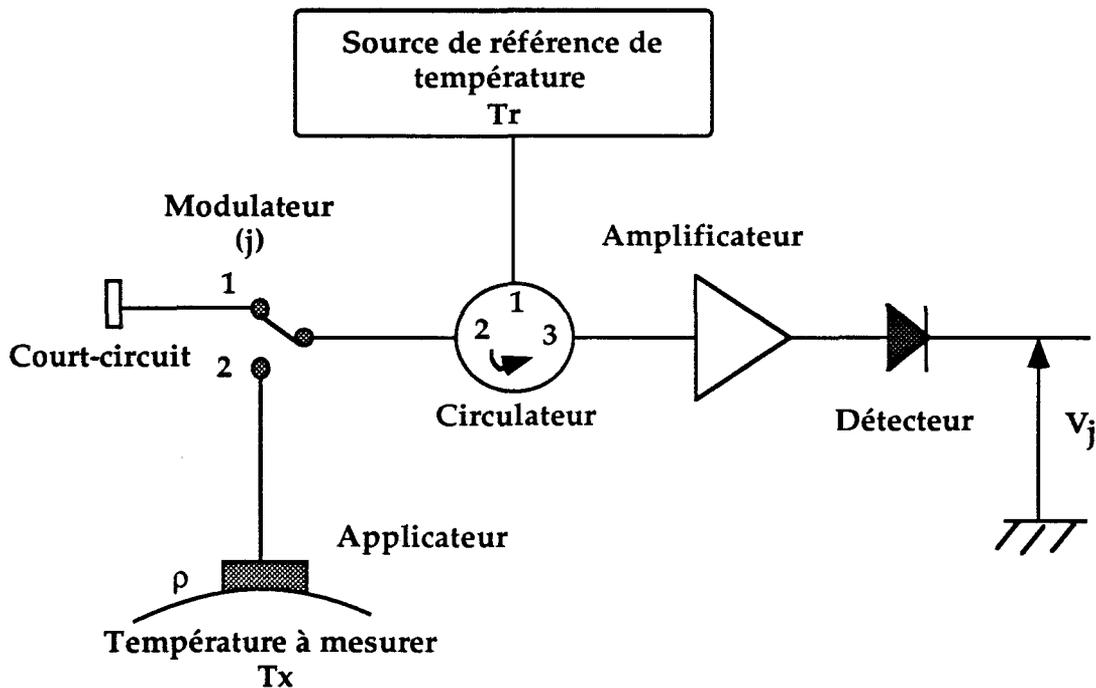


Figure N° II.1 : Principe du radiomètre à une référence.

Considérons ce radiomètre comme idéal, c'est-à-dire que les différents composants micro-ondes sont supposés sans perte : dans ces conditions, le récepteur reçoit une puissance thermique ayant deux origines suivant la position du modulateur.

Lorsque le commutateur est en position N°1, le récepteur reçoit la puissance émise par la source de référence T_r après réflexion sur le court-circuit. Après détection la tension recueillie en sortie s'exprime par :

$$V_1 = A k \Delta F T_r \quad (\text{II.1})$$

Lorsque le commutateur est en position 2, la puissance reçue dépend à la fois de la puissance captée par l'applicateur (qui dépend de la température à mesurer T_x) et de la puissance émise par la référence interne (qui dépend de la température T_r). En sortie la tension détectée s'exprime donc par :

$$V_2 = A k \Delta F ((1-\rho) T_x + \rho T_r) \quad (\text{II.2})$$

La différence des deux signaux précédents permet d'obtenir un signal proportionnel à $(T_x - T_r)$ soit :

$$S = A k \Delta F (1 - \rho) (T_x - T_r) \quad (\text{II.3})$$

avec

- k : Constante de Boltzmann ($1.38 \cdot 10^{-23}$ J/K)
- ΔF : Bande passante du radiomètre
- ρ : Coefficient de réflexion moyen à l'interface applicateur-tissu (coefficient en puissance)
- T_x : Température à mesurer
- T_r : Température de référence
- A : Gain de la chaîne

Le signal radiométrique dépend à la fois de la température à mesurer, du coefficient de réflexion moyen applicateur-tissu et de la chaîne de mesure. Celle-ci est caractérisée par le gain des amplificateurs micro-ondes et par sa bande passante.

C'est pour ces raisons que le radiomètre à une référence doit être étalonné, c'est-à-dire définir par sa droite d'étalonnage reliant le signal de sortie S du radiomètre et la température à mesurer T_x pour un applicateur donné.

2 - 2 - Détermination de la sensibilité du radiomètre à une référence.

Cette détermination nécessite de tenir compte des pertes d'insertion des éléments micro-ondes (applicateur, câble, modulateur, circulateur) précédant l'amplificateur micro-onde. Ce schéma synoptique II.2 représente donc le radiomètre et ses éléments passifs et actifs caractérisés par leurs pertes ou leur gain et facteur de bruit.

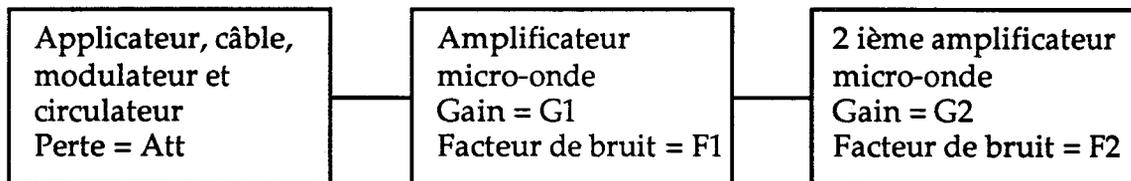


Figure N° II.2 : Synoptique du radiomètre.

Le calcul de la sensibilité du radiomètre nécessite de connaître la température équivalente de bruit du système complet, qui se détermine à partir de son facteur de bruit.

L'expression du facteur de bruit F d'un système constitué par des quadripôles en cascade de gain G_i et de facteur de bruit F_i est donnée par la relation :

$$F = Att + \frac{F1 - 1}{1/Att} + \frac{F2 - 1}{(1/Att)G1} + \dots \quad (II.4)$$

La valeur du facteur de bruit du radiomètre est donc essentiellement due à la valeur du facteur du bruit du premier amplificateur micro-onde et de la somme des pertes à l'entrée de l'amplificateur.

A partir de ce facteur de bruit, la sensibilité en température d'un radiomètre est donnée par la relation suivante :

$$\Delta T_{\min} = K \frac{T}{\sqrt{B \tau}} \quad (\text{II.5})$$

où

K = Coefficient dépendant du mode de filtrage

T = Température équivalente de bruit vue par le radiomètre

B = Largeur de bande équivalente du radiomètre

τ = Temps d'intégration

La température T est égale à :

$$T = \frac{T_x + T_r}{2} + T_{\text{sys}}$$

avec T_x = Température à mesurer

T_r = Température de référence

T_{sys} = Température de bruit du radiomètre

Le coefficient K est égal à $\sqrt{2}$ pour la détection synchrone (Thèse de Mr D.D Nguyen [36]) ou la détection échantillonnée (Thèse de Mr Vanloot [56]).

La température de bruit du radiomètre se calcule à partir du facteur de bruit de l'amplificateur micro-onde et des différents éléments précédant l'entrée du radiomètre par la relation suivante :

$$T_{\text{sys}} = (F_{\text{total}} - 1) T_0 \quad (\text{II.6})$$

avec

F_{total} = Facteur de bruit total du radiomètre (en linéaire)

T_0 = 290 K par convention

Le tableau ci-dessous présente les différentes valeurs théoriques de sensibilité en fonction des caractéristiques mesurées des composants micro-ondes et de différentes constantes de temps pour une bande passante de 2 GHz.

Constante de Temps	Atténuation (Att) (Avant ampli.)	Facteur de bruit F 1 ^{ier} ampli.	Sensibilité °C
0,5 seconde	1,6 dB	2 dB	0,044 °C
	2,6 dB		0,052 °C
1 seconde	1,6 dB	2 dB	0,031 °C
	2,6 dB		0,038 °C
2 secondes	1,6 dB	2 dB	0,021 °C
	2,6 dB		0,025 °C

Tableau N° II.1 : Sensibilité théorique en fonction des caractéristiques du radiomètre.

Pour un temps d'intégration double, la sensibilité ne s'accroît que de 41%.

De même, en diminuant la bande passante d'un rapport dix, soit une bande passante de 200 MHz, la sensibilité diminue d'un rapport $\sqrt{10}$. Par exemple, un radiomètre ayant les caractéristiques suivantes : un temps d'intégration = 1 seconde, un facteur de bruit = 2 dB et un câble de liaison ayant des pertes = 2.6 dB, la sensibilité théorique devient de l'ordre de 0,12°C.

Cette sensibilité peut convenir dans certaines applications où une résolution du degré est tolérée : par exemple lors du contrôle de température en thermocautérisation où l'on veut obtenir une température comprise entre 55°C et 60°C selon l'applicateur et le protocole utilisés (Chapitre VI).

2 - 3 - Influence de la valeur de la température de référence sur la droite d'étalonnage.

Dans la thèse de Mr D.D Nguyen [36], des relations équivalentes ont été établies pour estimer les erreurs sur la valeur de la température à mesurer introduites par les pertes des composants.

Notre propos est plutôt de montrer l'importance de la valeur de la température de référence T_r sur la droite de calibration.

Pour cela, le schéma équivalent simplifié (figure N° II.3) du radiomètre à une référence, permet d'écrire les nouvelles relations pour les deux états du radiomètre en tenant compte des pertes d'insertion et de la température des principaux éléments. Dans ce schéma équivalent, chaque composant est

représenté par un générateur de bruit équivalent, ayant une puissance de bruit dépendant à la fois de la valeur de la perte d'insertion et de sa température et par une résistance simulant les pertes de transmission.

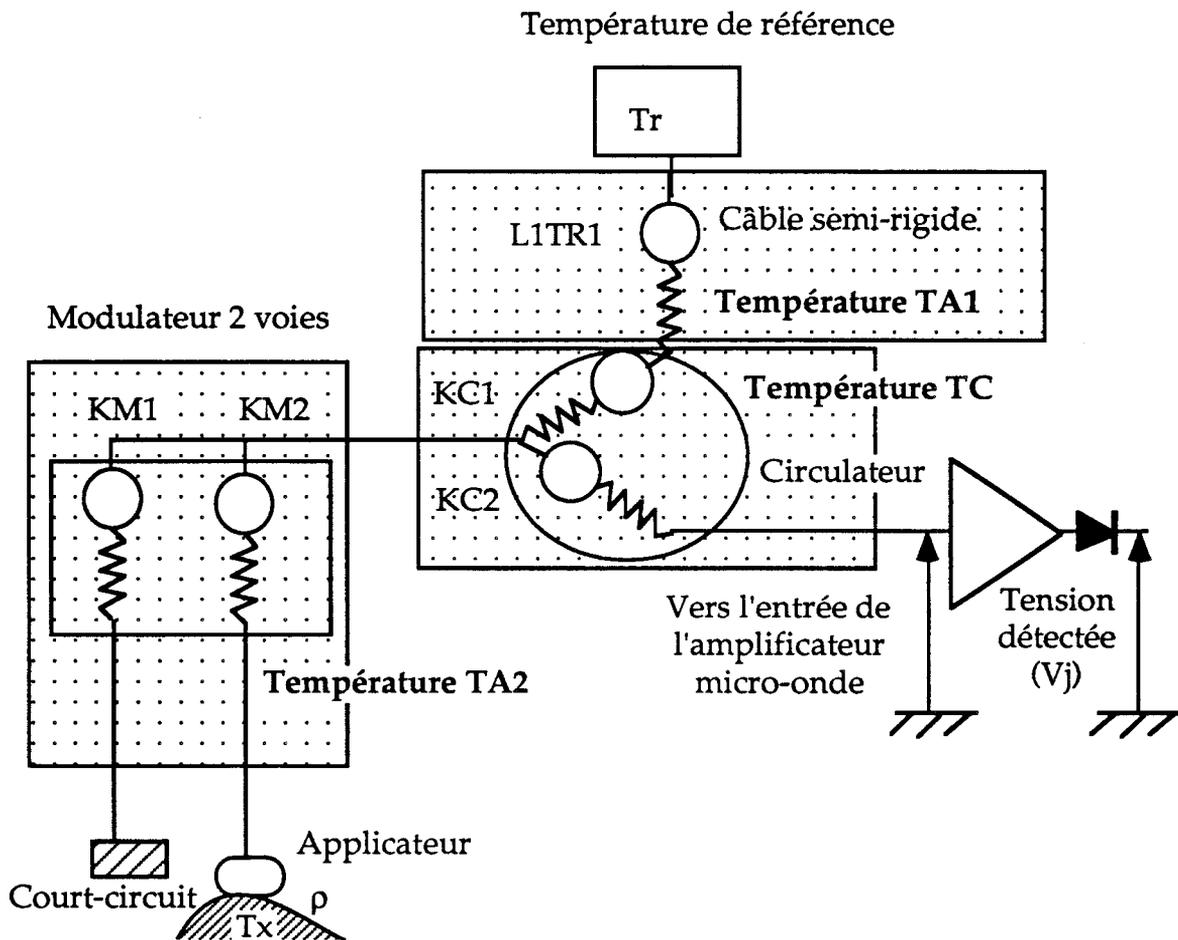


Figure N° II.3 : Schéma équivalent simplifié du radiomètre.

En posant

$g = A \cdot k \cdot \Delta F$	A	Gain de la chaîne
	k	Constante de Boltzmann
	ΔF	Bande passante du radiomètre
L1TR1, KM1, KM2, KC1, KC2		Perte d'insertion des composants (câble semi-rigide, modulateur et circulateur)
TA1, TA2, TC		Température respective des composants
Tr		Température de référence.
Tx		Valeur de la température à mesurer
ρ		Coefficient de réflexion moyen à l'interface antenne-milieu

- Expression de la tension détectée lorsque le modulateur est connecté au court-circuit :

$$V_1 = g (Tr L1TR1 KC1 KM1 KM1 KC2 + TA1 (1-L1TR1) KC1 KM1 KM1 KC2 + TC (1-KC1) KM1 KM1 KC2 + TA2 (1-KM1) KM1 KC2 + TA2 (1-KM1) KC2 + TC (1-KC2))$$

- Expression de la tension détectée lorsque le modulateur est relié à l'antenne applicateur :

$$V_2 = g (Tr L1TR1 KC1 KM2 \rho KM2 KC2 + TA1 (1-L1TR1) KC1 KM2 \rho KM2 KC2 + TC (1-KC1) KM2 \rho KM2 KC2 + TA2 (1-KM2) \rho KM2 KC2 + Tx (1-\rho) KM2 KC2 + TA2 (1-KM2) KC2 + TC (1-KC2))$$

Le signal de sortie du radiomètre avec perte est égal à la différence des signaux ci-dessus soit :

$$S = V_1 - V_2 \quad (II.7)$$

Après calcul de S (relation II.7), une identification avec l'expression (II.8) permet de déterminer la valeur de la température de référence équivalente T_{re} en tenant compte des pertes d'insertion.

$$S = g (1 - \rho) (Tx - T_{re}) \quad (II.8)$$

La température de référence équivalente T_{re} est alors donnée par cette expression :

$$T_{re} = \frac{KC1 KM1^2 TA1 - KC1 KM1^2 L1TR1 TA1 - KM1^2 TA2}{KM2} + \frac{KM2 TA2 - KC1 KM1^2 TC + KC1 KM1^2 L1TR1 Tr}{KM2} \quad (II-9)$$

Cette valeur de température de référence T_{re} , que nous appelons température de référence équivalente, dépend donc des pertes d'insertion des différents composants et de leur température respective.

A partir des mesures des pertes d'insertion du radiomètre de la configuration N°1 (en annexe N°1) et avec une température réelle de référence de 42°C, le calcul numérique donne une température équivalente égale à 36.5 °C.

La valeur de cette température équivalente est inférieure à la valeur de T_r (température réelle de la source de bruit).

Cette température équivalente dépend aussi de la température des câbles extérieurs. Pour une variation de 2°C de la température ambiante TA_2 qui est celle des câbles extérieurs, la température équivalente de référence varie d'environ 0.4°C.

En conclusion, cela montre bien que l'étalonnage d'un tel radiomètre fluctue énormément avec la température ambiante, malgré l'équilibrage en perte d'insertion de la voie court-circuit et la voie applicateur ce qui est réalisé en utilisant deux câbles de longueur électrique équivalente donc de pertes identiques.

2 - 4 - Résultats expérimentaux montrant l'influence de la valeur de la température de référence sur la droite d'étalonnage.

Afin de montrer l'influence de la température de référence et celle du coefficient de réflexion à l'interface applicateur-tissu, trois charges simulant l'applicateur présentant des coefficients de réflexion différents sont placées à l'entrée du radiomètre et nous relevons la droite d'étalonnage pour deux températures distinctes de chacune de ces charges, suivant la méthodologie décrite dans l'annexe N°2.

Nous avons réalisé ces mesures pour trois températures de référence distinctes : 40 °C, 70 °C et 52 °C cette dernière est de l'ordre de grandeur de la moyenne arithmétique des deux premières valeurs.

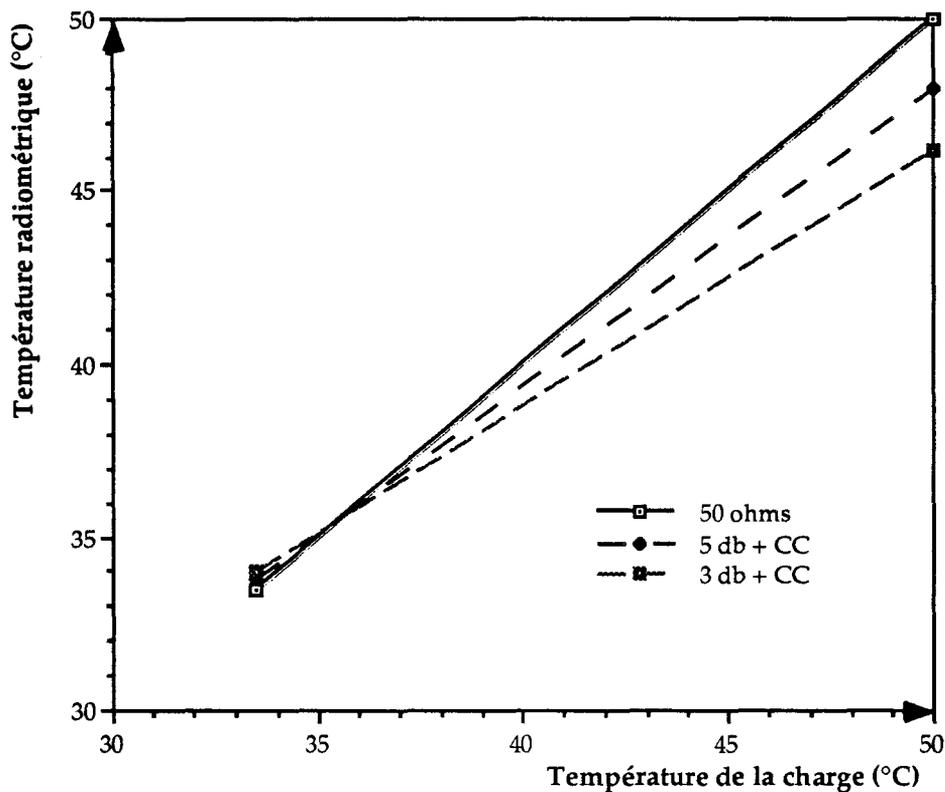
Le temps d'intégration de la mesure sur la voie court-circuit et sur celle de la charge est de 1,5 secondes. Les pertes d'insertion sur la voie du court-circuit et la voie de la charge sont de l'ordre de 0,8 dB.

Afin de montrer l'influence du coefficient de réflexion, l'étalonnage réalisé avec la charge 50 ohms sert de droite de référence (pente = 1 et décalage (offset) nul).

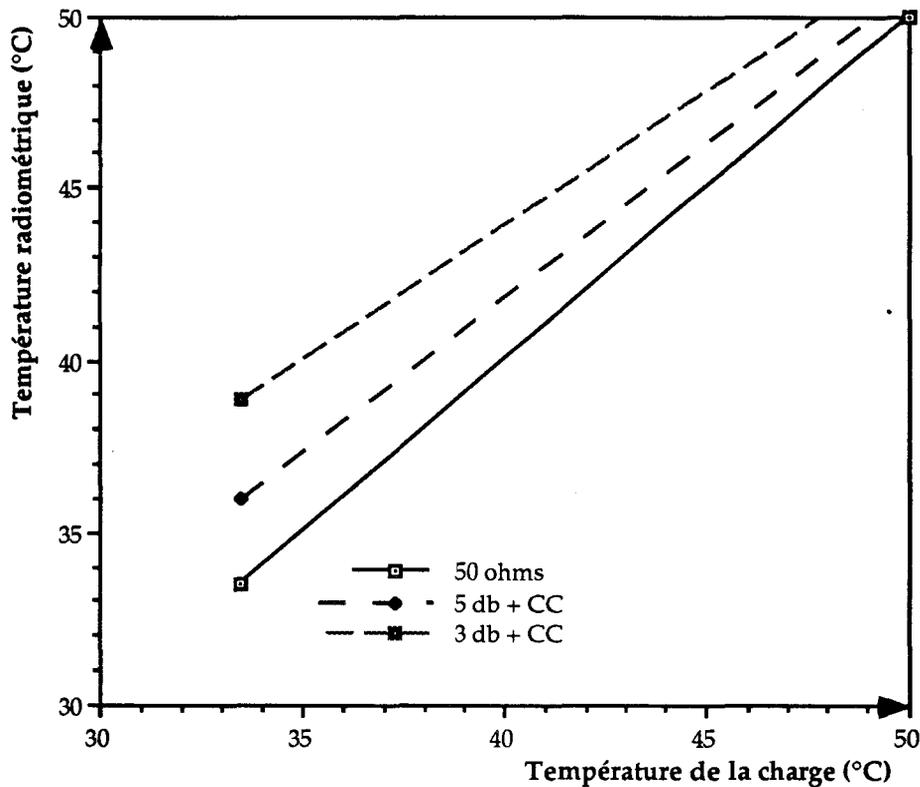
Le premier tableau donne les mesures effectuées sur le radiomètre simple ayant comme température de référence $T_r = 40\text{ °C}$ et $T_r = 70\text{ °C}$ pour les trois charges présentant les coefficients de réflexion respectifs $50\ \Omega$ charge adaptée ($\rho = 0$), charge 5 dB + court-circuit ($\rho = 0,1$), et charge 3 dB + court-circuit ($\rho = 0,25$).

Temp. de la charge	50 ohms $T_r = 40\text{ °C}$	5 dB + CC $T_r = 40\text{ °C}$	3 dB + CC $T_r = 40\text{ °C}$	50 ohms $T_r = 70\text{ °C}$	5 dB + CC $T_r = 70\text{ °C}$	3 dB + CC $T_r = 70\text{ °C}$
33,5 °C	33,5 °C	33,8 °C	34 °C	33,5 °C	36 °C	38,9 °C
50,0 °C	50,0 °C	48,0 °C	46,2 °C	50 °C	50,8 °C	51,7 °C

Tableau N° II.2 : Valeurs expérimentales pour les droites d'étalonnage pour deux valeurs de références.



Courbe N° II.1 : Droite d'étalonnage avec $T_r = 40\text{ °C}$.



Courbe N° II.2 : Droite d'étalonnage avec $T_r = 70\text{ °C}$

La température de référence équivalente est de l'ordre de : $35,5\text{ °C}$ pour une température de référence de 40 °C et 54 °C pour 70 °C . Nous constatons que les droites d'étalonnage pour les différents coefficients de réflexion pivotent autour de cette température de référence équivalente.

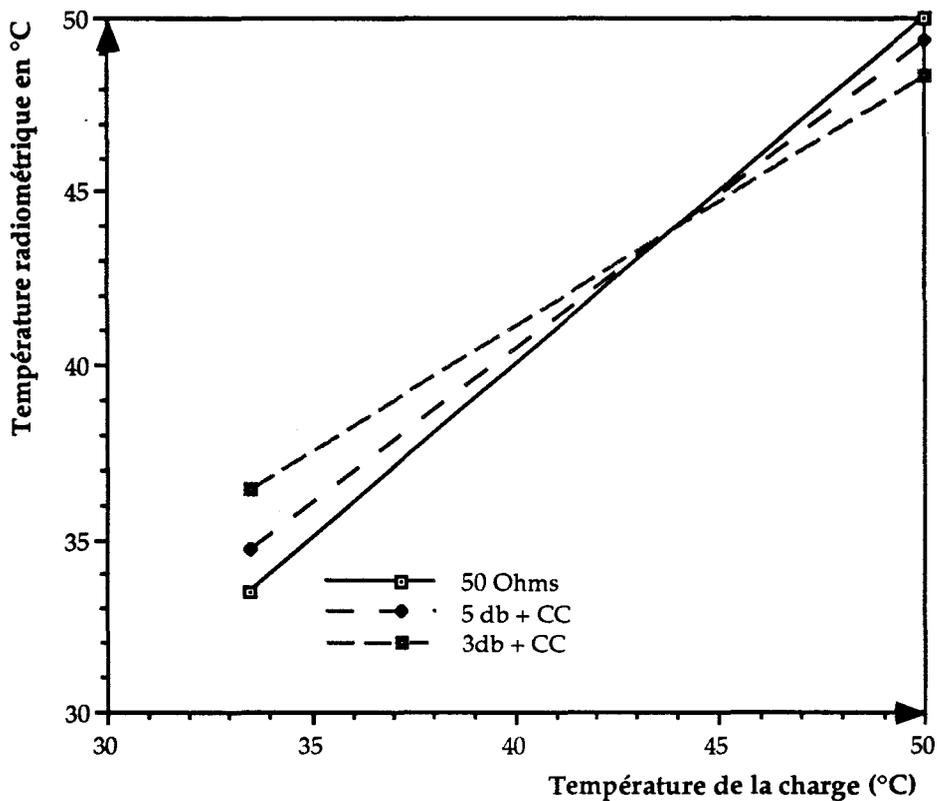
Le choix de la valeur de la température de référence est donc très important car autour de ce point, l'erreur sur les mesures de température est la plus faible quelle que soit la valeur du coefficient de réflexion. En effet, pour une température à mesurer égale à la valeur de la température équivalente, le signal radiométrique de sortie est nul et ceci quelle que soit la valeur du coefficient de réflexion.

Pour décaler la gamme de mesure, la température de référence est portée à 52 °C pour que la température apparente soit de l'ordre des températures à mesurer, c'est-à-dire 43 °C . Cela correspond au milieu de la gamme des températures à mesurer pour le domaine médical, en particulier la cancérologie et l'urologie.

Le deuxième tableau donne les valeurs de températures mesurées pour différents coefficients de réflexion.

Temp. de la charge	50 Ω	5 dB + CC	3 dB + CC
33,5 °C	33,5 °C	34,7 °C	36,4 °C
50 °C	50 °C	49,4 °C	48,4 °C

Tableau II.3 : Valeurs expérimentales pour la droite d'étalonnage pour $T_r = 52$ °C.



Courbe N° II.3 : Droite d'étalonnage avec $T_r = 52$ °C.

Les droites d'étalonnage pivotent autour du point dont la température est de l'ordre de 43,5 °C. C'est autour de cette valeur que l'erreur est la plus faible pour les différents coefficients de réflexion.

Donc, pour les systèmes d'hyperthermie destinés à la cancérologie ou au traitement de l'adénome prostatique que nous verrons par la suite, la température de référence doit être de l'ordre de 52 °C, ce qui correspond à la température équivalente de 43,5 °C pour un radiomètre ayant des pertes d'insertion de l'ordre de 0,8 dB sur la voie du court-circuit et la voie de l'applicateur.

La droite d'étalonnage dépendant du coefficient de réflexion de la charge, il est donc impératif d'effectuer un étalonnage pour chaque type d'applicateur connecté au radiomètre : étalonnage qui ne peut être effectué que sur un milieu équivalent aux tissus biologiques (par exemple de l'eau salée à 6g/l).

2 - 5 - Résultats expérimentaux sur les mesures de la sensibilité du radiomètre.

De nombreux auteurs dont A. Mamouni [28] et D. D. Nguyen [36] ont défini la mesure de la sensibilité du radiomètre par la mesure de la variation maximale autour d'une température donnée.

Dans ce mémoire, nous définissons la mesure de la sensibilité du radiomètre par la valeur de l'écart type d'une série de mesures radiométriques autour d'une température. En effet, le bruit thermique est un bruit blanc et les mesures de température sont distribuées selon une courbe de Gauss (ou loi normale).

La valeur de l'écart type σ est donnée par la relation suivante :

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{i=n} Xi^2}{n} - \left(\frac{\sum_{i=1}^{i=n} Xi}{n}\right)^2} \quad (II-10)$$

Avec

- n le nombre de mesures (n doit être supérieur à 30)
- Xi la mesure radiométrique à l'instant i

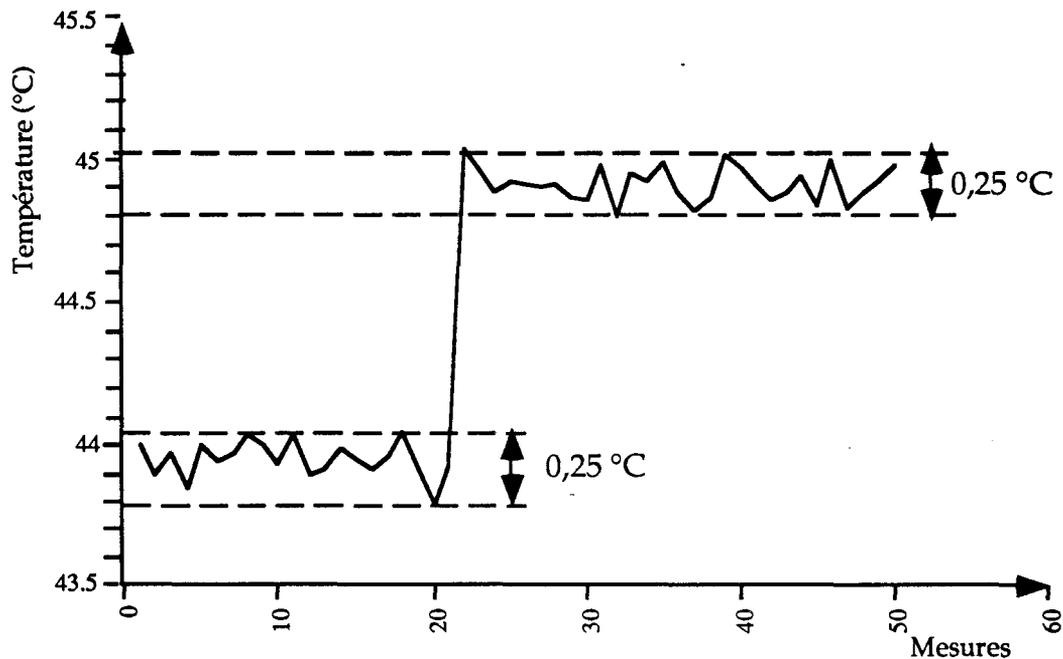
Le tableau ci-dessous donne la sensibilité de ce radiomètre de la configuration N°1 (Annexe N° 1). La méthodologie de la mesure de sensibilité est décrite dans l'annexe N°2. La constante de temps d'intégration numérique est de 0.5 seconde par phase (phase 1 sur le court-circuit, phase 2 sur l'applicateur).

	Temp. du bain thermostaté = 44 °C
Valeur minimale	43,77 °C
Valeur maximale	44,04 °C
Étendue	0,27 °C
Valeur moyenne	43,92 °C
Écart type des mesures	0,06 °C
Sensibilité théorique	0,04 °C

Tableau N° II.4 : Mesure de la sensibilité du radiomètre à une référence.

La différence entre la mesure expérimentale de la sensibilité et théorique peut provenir de la stabilité des bains thermostatés (environ $\pm 0,02$ °C), qui modifie temporairement la température absolue du bain.

La courbe N° II.4 nous montre le bruit enregistré du radiomètre en fonction du temps et pour un échelon de température de 1 °C.



Courbe N° II.4 : Bruit du radiomètre pour un échelon de température.

L'écart maximal de $0,25$ °C correspond environ à 4 fois la valeur de l'écart type mesurée ($4 \times 0,06$ °C).

2 - 6 - Les applications dans le domaine médical .

Dans ce chapitre, nous résumons les principales applications en hyperthermie micro-onde contrôlée par radiométrie micro-onde (radiomètre de la première génération).

Avant de donner les schémas synoptiques des différentes réalisations, nous décrivons le principe de l'amplification échantillonnée qui traite le signal (tension détectée) issu du radiomètre micro-onde et donnons les principales caractéristiques de ce montage.

2 - 6 - 1 - Rappel de la détection échantillonnée.

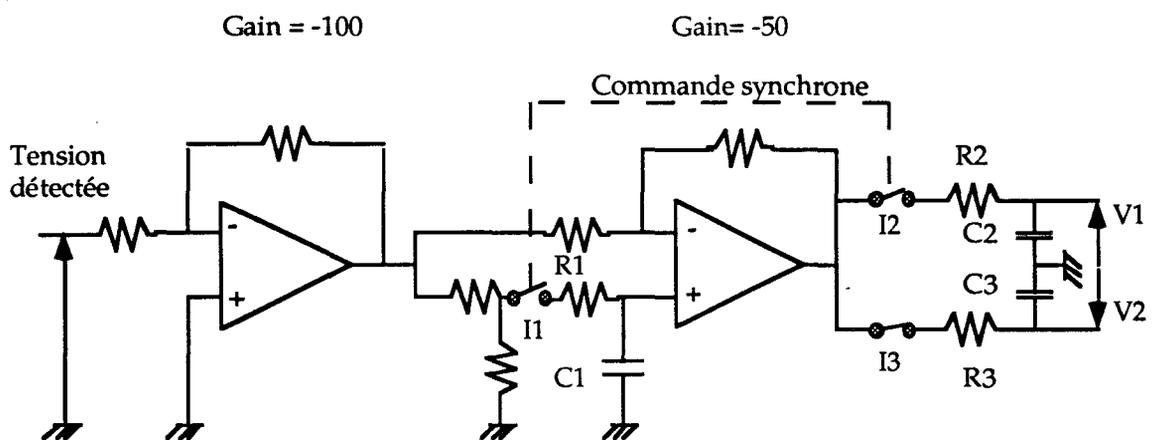


Figure N° II.4 : Détection échantillonnée.

La détection échantillonnée proposée par Mr D. Vanloot dans sa thèse de Docteur Ingénieur [56], permet de mesurer séparément la puissance de bruit pour les deux positions du commutateur micro-onde d'entrée du radiomètre sur les deux intégrateurs R2C2 et R3C3. La différence des deux signaux est donc identique au signal d'un détecteur synchrone pour des temps d'intégration égaux sur les deux voies.

L'avantage de ce principe est la simplicité du schéma électronique.

Mais un inconvénient majeur en découle. L'amplification des signaux continus oblige à supprimer la composante continue du signal non utile et surtout ses dérives en fonction du temps. Ceci est réalisé en extrayant du signal détecté, un signal proportionnel à la composante continue. Lorsque le commutateur d'entrée est en position court-circuit, l'intégrateur R1C1 intègre le

signal détecté sur un temps largement supérieur aux autres constantes de temps du circuit. Ainsi la ligne de base du niveau continu suit les dérives lentes de la chaîne micro-onde.

Lors de perturbations extérieures (four à micro-onde, perturbation du réseau électrique, etc...), cet intégrateur prend aussi en compte ces signaux parasites et demande un temps supérieur à plusieurs minutes pour revenir à sa condition initiale.

Ce montage est intéressant, lorsque plusieurs mesures radiométriques sont demandées sur des voies différentes car dans ce cas là, seule une mesure sur la voie court-circuit est effectuée.

Pour une seule mesure radiométrique, il est préférable de travailler avec un détecteur synchrone analogique ou numérique, ce qui évite les problèmes de compensation des dérives de la ligne de base.

Donc, lors de la conception du nouveau schéma d'amplification du signal détecté du nouveau radiomètre à deux références internes, nous prendrons en compte cet inconvénient.

2 - 6 - 2 - Les systèmes en cancérologie.

- En hyperthermie superficielle

Le schéma synoptique du système d'hyperthermie micro-onde contrôlée par la radiométrie micro-onde, appelé HYL CAR (HYperthermie Localisée Contrôlée Automatiquement par Radiométrie) [48], est représenté sur la figure N°II.5.

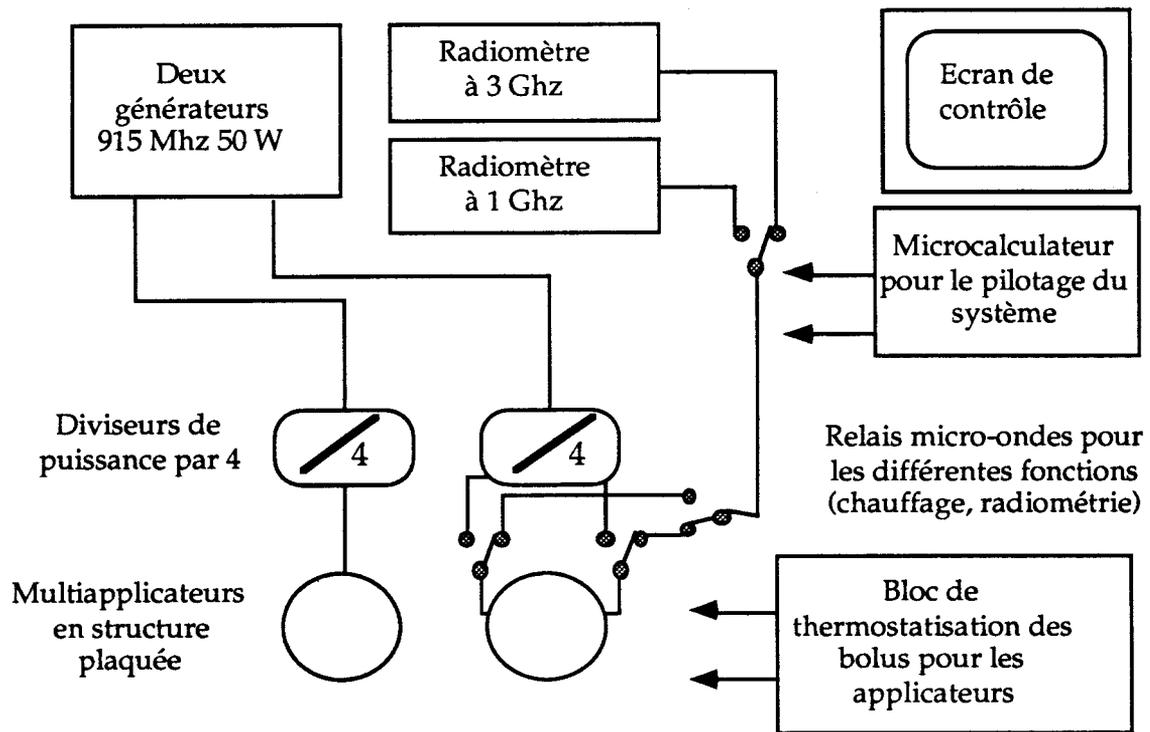


Figure N°II.5 : Principe du système HYL CAR II.

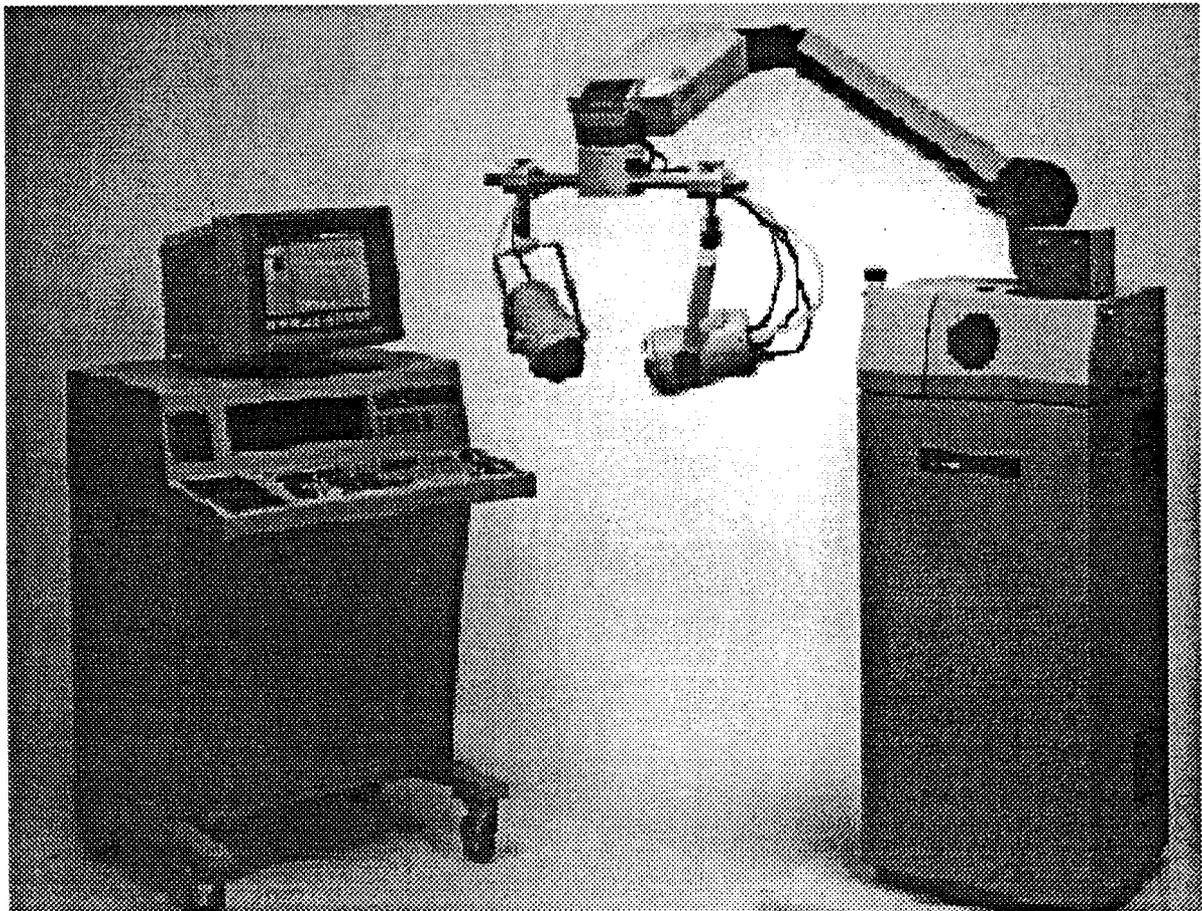


Photo N°1 : Système HYL CAR II de la société BRUKER.

Ce système d'hyperthermie est composé principalement de :

- deux générateurs 915 MHz de 100W dont la puissance est commandée par le microcalculateur à travers des cartes spécifiques.

- deux radiomètres, un dans la bande des 3 GHz et l'autre dans la bande de 1 GHz.

- les multiapplicateurs en structure plaquée développés par Mr R. Lédée [26]. En général, des bolus sont intercalés entre les applicateurs et la zone à chauffer. Un bolus est constitué d'une poche d'eau thermostatée et circulante, d'épaisseur de l'ordre de 1 à 3 millimètres afin d'éviter les brûlures de la surface à traiter. La température de cette couche d'eau intervient dans la mesure radiométrique et doit donc avoir des caractéristiques constantes au point de vue de son épaisseur et de sa température, aussi bien lors de l'étalonnage du radiomètre que lors de la séance d'hyperthermie [11].

Deux méthodes ont été utilisées pour étalonner le radiomètre.

La première consiste à appliquer la sonde sur une cuve à eau thermostatée avec son bolus à la température, qui sera utilisée lors de la séance d'hyperthermie puis de calculer la droite d'étalonnage faisant correspondre le signal de sortie du radiomètre et la température du bain thermostaté.

Pour la deuxième méthode, le radiomètre est étalonné avec l'applicateur seul sur le bain thermostaté. Puis, pendant la séance d'hyperthermie, la consigne radiométrique de régulation doit tenir compte de la température et de l'épaisseur du bolus afin d'obtenir la température de traitement.

- En hyperthermie interstitielle.

Le système d'hyperthermie interstitielle, appelé HIMCAR (Hyperthermie Interstitielle Micro-onde Contrôlée Automatiquement par Radiométrie), comprend les mêmes sous-ensembles (Figure II.6) que le système décrit précédemment .

Les deux radiomètres sont dans la bande des 3 GHz et des 9 GHz. Ainsi, le radiomètre à 9 GHz contrôle un volume plus proche des antennes (de l'ordre de 3 millimètres) [9,27,29].

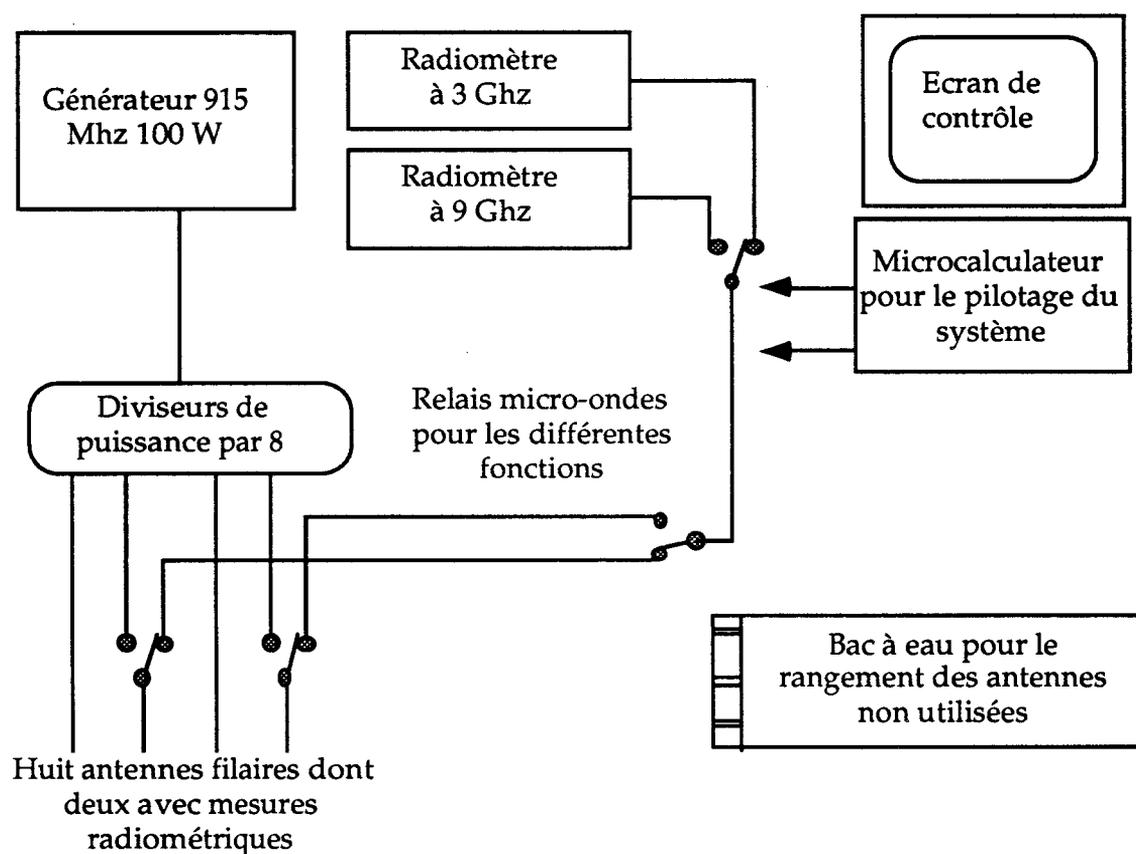


Figure II. 6 : Principe du système HIMCAR I.

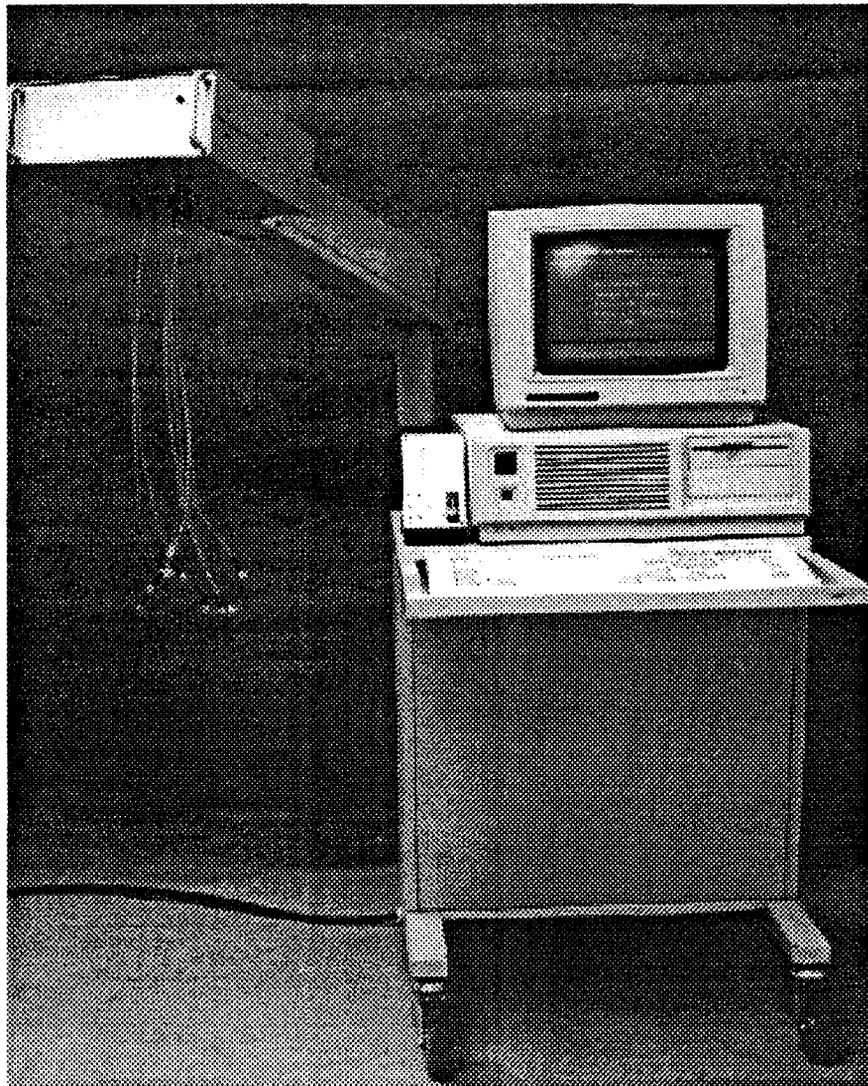


Photo N° 2 : Système HIMCAR I.

L'étalonnage des radiomètres est basé sur la même méthode que pour le système d'hyperthermie précédent, mais bien entendu sans bolus puisque les antennes sont introduites dans des cathéters de diamètre de l'ordre de 1 millimètre.

Le générateur 915 MHz attaque un diviseur par huit pour alimenter les antennes.

A cause de cette technique de division de puissance, il est impossible de moduler la puissance sur les différentes voies. L'expérience nous a montré, que dans certains cas de traitement en cancérologie, le nombre d'antennes est insuffisant. Toutefois, lors de petites zones à chauffer, quelques antennes suffisent ; dans ce cas là, les antennes non utilisées doivent être plongées dans un bac à eau afin de respecter l'adaptation du diviseur de puissance [39,41,42].

C'est pourquoi nous avons étudié la nouvelle génération de système d'hyperthermie interstitielle à 12 voies séparées et à phase variable, et surtout l'intégration du radiomètre à deux références, afin de simplifier l'étalonnage, que nous verrons dans le chapitre V.

L'étude théorique et expérimentale de cette variation de la phase au cours de la séance, est décrite dans la thèse de Mr J.C Camart [7].

2 - 6 - 3 - Le système pour le traitement de l'adénome prostatique.

Le système pour le traitement de l'adénome prostatique est basé sur la même architecture que le système HYL CAR que nous avons vu précédemment.

Cette machine appelée PROSTCARE est industrialisée et commercialisée par la société BRUKER.

Deux types d'applicateurs développés par notre équipe en collaboration avec la société BRUKER, permettent de chauffer l'adénome par la voie urétrale ou rectale.

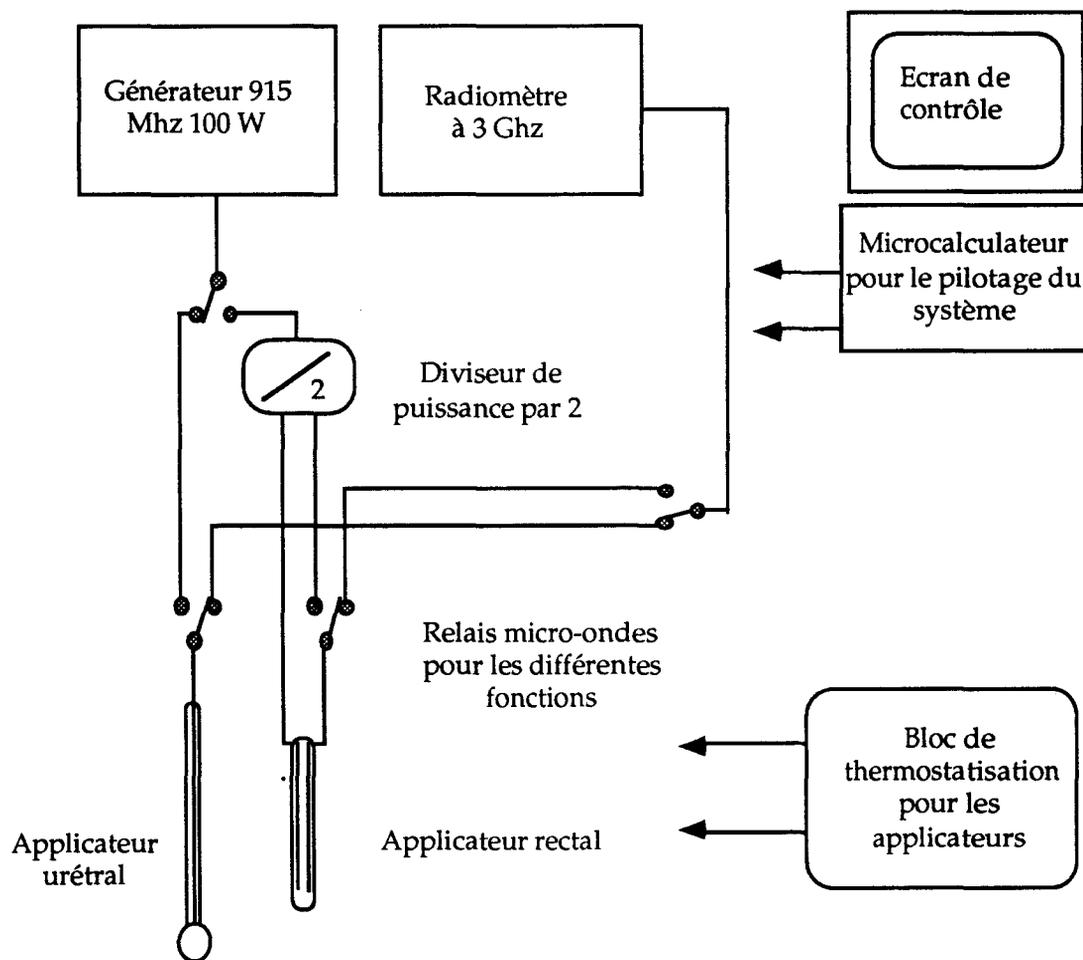


Figure N° II.7 : Principe du système PROSTCARE.

Seul le radiomètre dans la bande des 3 GHz est installé car le volume chauffé à contrôler a un rayon de l'ordre du centimètre autour de l'antenne filaire.



Photo N°3 : Système PROSTCARE de la société BRUKER.

L'applicateur urétral est composé d'un cathéter dans lequel l'antenne filaire est introduite. Celle-ci est thermostatée avec une eau circulante à la température de 20°C dont nous verrons l'intérêt dans le chapitre V.2.2 et permet en outre de protéger l'urètre prostatique contre les surdosages de température [10].

Pour étalonner le radiomètre du PROSTCARE, l'applicateur urétral est plongé successivement dans deux bains d'eau thermostatée portés à 35°C et

47°C. Cette méthode permet de "gommer" la température de l'eau de thermostatisation puisque le signal radiométrique global est comparé à la valeur de la température du bain d'étalonnage.

L'avantage de cette méthode est sa simplicité pour une utilisation en routine.

Deux inconvénients majeurs en découlent.

Le premier est qu'une variation de la température de l'eau de thermostatisation entraîne un erreur sur la mesure radiométrique de l'ordre de 30 % de la variation de la température de l'eau par rapport à celle au moment de l'étalonnage (Mesure expérimentale sur le PROSTCARE). Cette valeur est confirmée par notre calcul simplifié de la contribution d'un élément sur le signal radiométrique du chapitre N° I.

Le second inconvénient est la difficulté de contrôler la longueur du cathéter plongé dans le bain. En effet, cette variation de longueur conduit à des erreurs de l'ordre de quelques dixièmes de degré (0,3 à 0,7 °C). Ce point est très difficile à contrôler surtout en routine.

Le temps pour effectuer cet étalonnage est de l'ordre d'une trentaine de minutes si nous voulons obtenir des valeurs stables de l'eau de thermostatisation dans le cathéter.

Pour améliorer ce temps, nous proposons d'étalonner sur un seul point à une température de 47 °C (température d'asservissement) car seul l'offset varie énormément, la pente est considérée comme constante surtout autour de ce point de mesure.

Malgré ces petits inconvénients, ce système testé dans le service d'urologie du Pr. Mauroy à l'hôpital VICTOR PROVO de ROUBAIX, nous a permis de confirmer l'intérêt d'une mesure radiométrique dans ce type de traitement que nous expliquerons plus largement dans le chapitre VI.

2 - 6 - 4 - Les logiciels de pilotage et de gestion de patients.

Le radiomètre de la première génération a été intégré dans les systèmes d'hyperthermie décrits précédemment. Ce radiomètre est entièrement géré par logiciel.

Le synoptique II.8 donne une vue générale du logiciel de pilotage et de gestion de patients. Ce concept d'appeler les différents logiciels à partir d'un

menu de type formulaire, a été généralisé sur les systèmes d'hyperthermie ou de thermo thérapie.

L'expérience des différents utilisateurs d'une telle structure nous a montré quelques points faibles, surtout sur la gestion des patients.

Par contre, le pilotage de la séance est correct car des modifications de paramètres sont accessibles à tout moment.

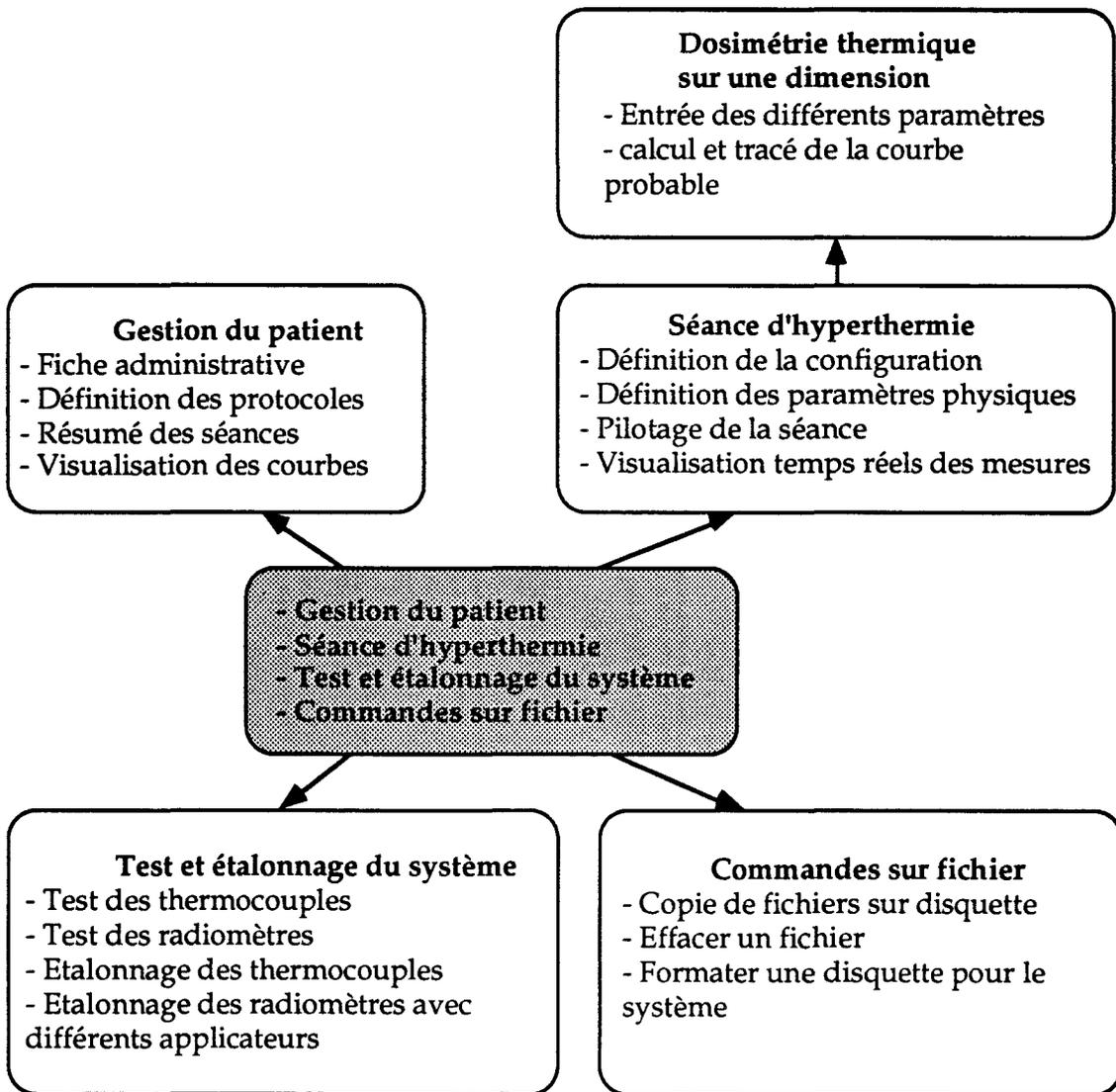


Figure N° II.8 : Vue générale des logiciels des systèmes d'hyperthermie

Un logiciel calculant le profil thermique sur l'axe de l'applicateur a été implanté sur le système HYL CAR II tenant compte des travaux de Mr M. Plancot [37].

Ce logiciel est accessible à partir du logiciel de pilotage et s'exécute en tâche de fond. Les différents paramètres pour lancer le calcul de dosimétrie concernent la géométrie de la structure de la zone à chauffer, les constantes diélectriques aux fréquences de 3 GHz et 9 GHz, les mesures radiométriques à 3 GHz et 9 GHz, la température de surface et la puissance incidente effectuées lors de la séance.

Le temps de calcul est de l'ordre de quelques minutes car le microcalculateur était équipé d'un microprocesseur 80286 avec une fréquence d'horloge à 10 MHz.

2 - 7 - Conclusion sur le radiomètre à une référence.

Le radiomètre à une référence de température présente, nous venons de le voir, un intérêt certain dans le contrôle et l'asservissement de température dans les systèmes d'hyperthermie et de thérapie de première génération.

Cependant les pertes d'insertion et la température des composants ont une importance sur la stabilité de la droite d'étalonnage.

Par ailleurs, l'étalonnage dépendant du coefficient de réflexion moyen (dans la bande du radiomètre) de l'applicateur couplé au milieu, un étalonnage sur cuve à eau thermostatée est nécessaire pour obtenir une valeur de température absolue du milieu sous investigation.

Cet étalonnage long et fastidieux (20 à 30 minutes) est un handicap lors de traitement en routine clinique.

CHAPITRE III

LE RADIOMÈTRE IDÉAL À DEUX RÉFÉRENCES DE TEMPÉRATURE

Introduction

Après avoir décrit succinctement le radiomètre à une référence et avoir montré les différents inconvénients liés au principe même, nous exposons dans ce chapitre les bases du radiomètre à deux sources de bruit, de valeurs distinctes, utilisées comme température de référence.

En effet, la simple adjonction d'une deuxième source de bruit dont la valeur est différente de la première, permet de déterminer la valeur de la température radiométrique du milieu sous investigation mais aussi, le coefficient de réflexion moyen à l'interface applicateur-milieu dissipatif.

Le radiomètre étant considéré comme idéal, nous déterminons la précision sur la mesure de la température et sur celle du coefficient de réflexion moyen et en déduisons la plage de mesure du dispositif pour laquelle l'erreur est minimale.

Suite à une première réalisation de ce radiomètre, il est apparu qu'il fallait inclure les pertes d'insertion d'un certain nombre de composants pour avoir des mesures de température en valeur absolue.

A partir de cette prise en compte des pertes d'insertion, nous proposons alors une méthode pour calibrer ce radiomètre afin d'obtenir des mesures en valeur absolue ; cette méthode originale permet la suppression des bacs d'étalonnage et le temps nécessaire pour réaliser la calibration du radiomètre est inférieur à trois minutes.

3 - 1 - Principe du radiomètre idéal.

La figure N° III.1 montre le schéma de principe du radiomètre à deux références internes de température. Ce dispositif a été breveté [71,72,73,74].

Par rapport au radiomètre de la première génération, celui-ci possède une deuxième référence interne de température dont la valeur est différente de la première référence ($Tr2 > Tr1$). Un relais micro-onde permet de sélectionner l'une des deux références de température, réalisées à partir de charges 50Ω thermostatées à deux températures distinctes.

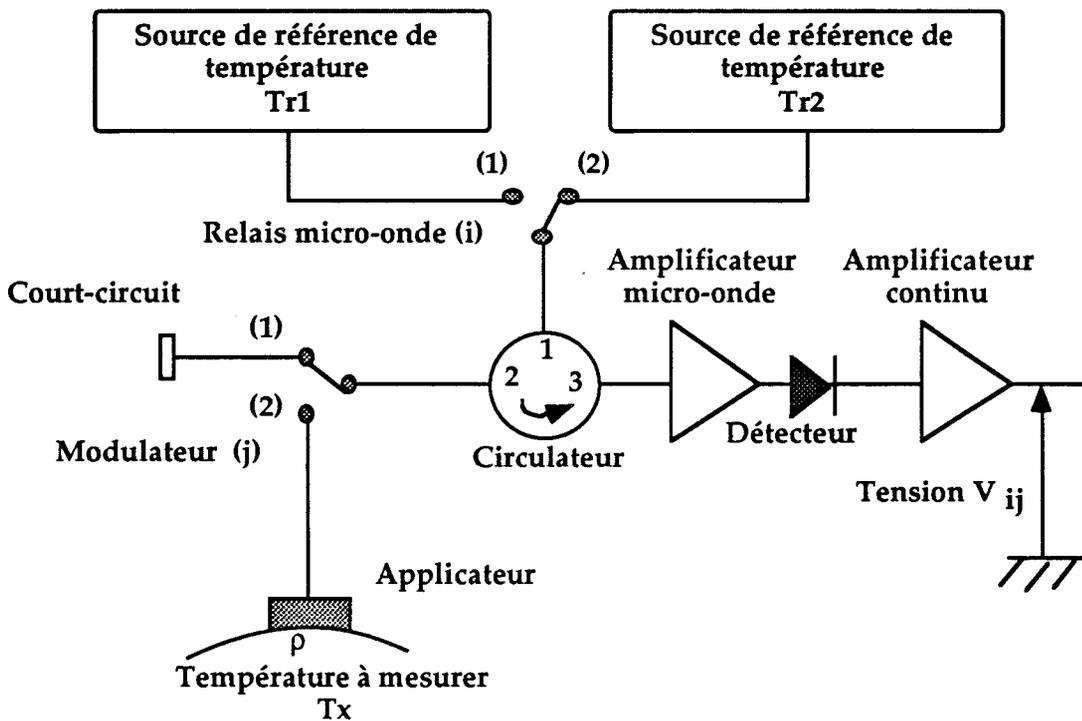


Figure N° III.1 : Schéma synoptique du radiomètre à deux références

Dans un premier temps, nous supposons que tous les éléments micro-ondes (applicateur, câble, modulateur et circulateur) sont idéaux c'est-à-dire qu'ils ne présentent aucune perte d'insertion [4].

Nous pouvons donc écrire les relations qui régissent la valeur de la tension détectée V_{ij} en fonction des différentes positions du modulateur et du relais micro-onde. Compte tenu des puissances de bruit captées ou mises en oeuvre, le détecteur micro-onde fonctionne dans sa zone quadratique et après

amplification continue, la tension de sortie V_{ij} est proportionnelle à la puissance de bruit thermique arrivant sur le détecteur.

Les quatre phases de fonctionnement liées aux positions du relais et du modulateur micro-ondes permettent d'écrire la tension détectée puis amplifiée V_{ij} :

Phase N°1 : Modulateur en position (1) et le relais en position (1)

$$V_{11} = A k \Delta F Tr_1 \quad (III.1)$$

Phase N°2 : Modulateur en position (2) et le relais en position (1)

$$V_{12} = A k \Delta F (\rho Tr_1 + (1-\rho) Tx) \quad (III.2)$$

Phase N°3 : Modulateur en position (1) et le relais en position (2)

$$V_{21} = A k \Delta F Tr_2 \quad (III.3)$$

Phase N°4 : Modulateur en position (2) et le relais en position (2)

$$V_{22} = A k \Delta F (\rho Tr_2 + (1-\rho) Tx) \quad (III.4)$$

Avec

- k : Constante de Boltzmann ($1.38 \cdot 10^{-23}$ J/K)
- ΔF : Bande passante du radiomètre
- ρ : Coefficient de réflexion moyen à l'interface applicateur -tissu (coefficient en puissance)
- T_x : Température à mesurer
- Tr_1 : Première température de référence
- Tr_2 : Deuxième température de référence
- A : Gain de la chaîne

A partir de ces quatre relations, nous déduisons les deux paramètres inconnus : le coefficient de réflexion moyen ρ à l'interface applicateur-tissu et la valeur de la température à mesurer T_x .

$\rho = \frac{V_{12}-V_{22}}{V_{11}-V_{21}} \quad (III.5)$
--

$$T_x = \frac{(V_{11}-V_{12}) Tr_2 - (V_{21}-V_{22}) Tr_1}{(V_{11}-V_{12}) - (V_{21}-V_{22})} \quad (\text{III.6})$$

La valeur de la température inconnue ainsi calculée est indépendante du gain de la chaîne du radiomètre et surtout du coefficient de réflexion à l'interface applicateur-tissu. De même, la valeur du coefficient de réflexion moyen à l'interface applicateur-tissu ne dépend que des quatre valeurs de tension détectée - amplifiée.

3 - 2 - Détermination de la sensibilité du radiomètre à deux références.

Pour déterminer la sensibilité du radiomètre à deux références internes de température, nous considérons que du point de vue de son fonctionnement, ce nouveau radiomètre est l'équivalent de deux radiomètres à une référence interne (le premier radiomètre avec la référence Tr_1 et le second avec la référence Tr_2) la température inconnue T_x est alors déterminée à partir de la relation suivante :

$$T_x = \frac{Tr_2 V_1 - Tr_1 V_2}{V_1 - V_2} \quad (\text{III.7})$$

avec

$$V_1 = V_{11} - V_{12}$$

$$V_2 = V_{21} - V_{22}$$

V_{11} et V_{12} sont les tensions issues du 1^{er} radiomètre (référence Tr_1)

V_{21} et V_{22} sont les tensions issues du 2^{ème} radiomètre (référence Tr_2)

Les valeurs des tensions V_1 et V_2 sont entachées d'une erreur exprimée par la valeur de la sensibilité du radiomètre à une référence interne de température (valeur calculée au chapitre II relation II.5).

L'erreur sur la température T_x est déterminée en dérivant l'expression (III.7) par rapport à V_1 et V_2 puis en maximisant l'expression obtenue.

Nous obtenons :

$$\Delta T = \frac{(Tr2 - Tr1) (\Delta V2 |V1| + \Delta V1 |V2|)}{(V2 - V1)^2} \quad (III.8)$$

avec

$\Delta V1$: sensibilité en température du radiomètre à une référence interne $Tr1$ donc $\Delta V1 = \sqrt{2} \frac{T}{\sqrt{B \tau}}$

$\Delta V2$: sensibilité en température du radiomètre à une référence interne $Tr2$ donc $\Delta V2 = \sqrt{2} \frac{T}{\sqrt{B \tau}}$

Cette erreur dépend à la fois de la sensibilité d'un radiomètre à une référence et des valeurs des tensions $V1$ et $V2$.

Afin d'exprimer l'erreur sur la température radiométrique en fonction des valeurs des températures de référence et du coefficient de réflexion, les tensions $V1$ et $V2$ s'écrivent en tenant compte de la relation II.3 du radiomètre à une référence :

$$V1 = A k \Delta F (1-\rho) (Tr1 - Tx) \quad (III.9)$$

$$V2 = A k \Delta F (1-\rho) (Tr2 - Tx) \quad (III.10)$$

En considérant que la sensibilité en température de chacun des radiomètres simples est identique et égale à ΔS et en remplaçant $V1$ et $V2$ par leurs expressions (III.9 et III.10), l'erreur absolue devient :

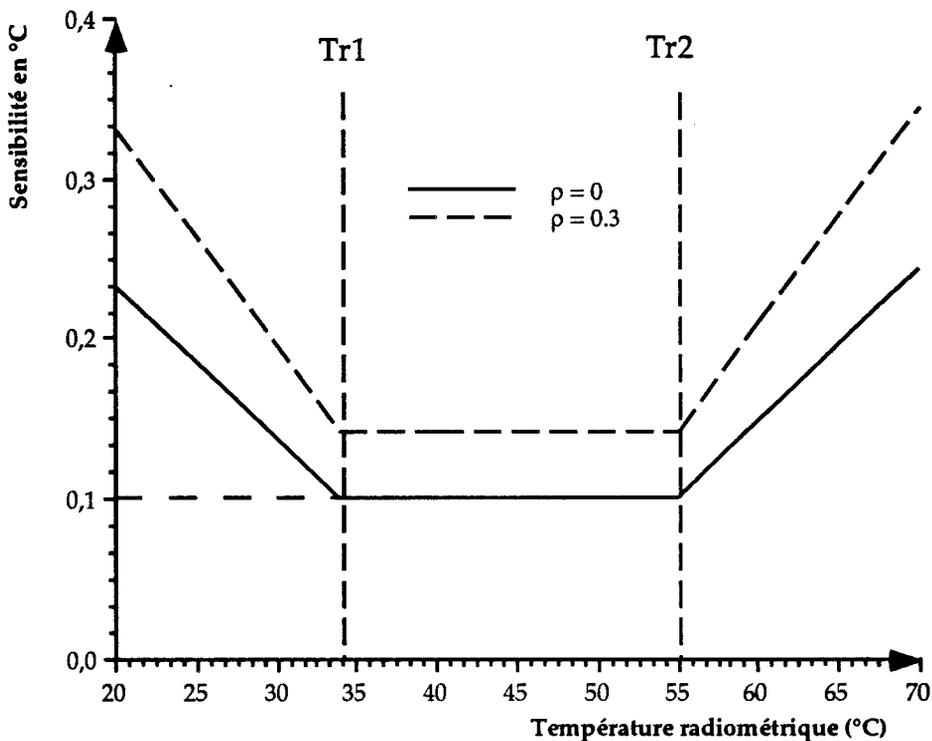
$$\Delta T = \frac{\Delta S [|(Tr2 - Tx)| + |(Tr1 - Tx)|]}{(1-\rho)(Tr2 - Tr1)} \quad (III.11)$$

avec

$$\Delta S = \sqrt{2} \frac{T}{\sqrt{B \tau}}$$

Pour cela, prenons par exemple, pour les températures de référence, $Tr1 = 34\text{ °C}$ et $Tr2 = 55\text{ °C}$ et pour la valeur de sensibilité du radiomètre $\Delta S = 0.1\text{ °C}$.

La courbe N° III-1 montre les variations de la sensibilité en fonction de la valeur de la température à mesurer pour deux valeurs de coefficient de réflexion moyen.



Courbe N° III.1 : Sensibilité du radiomètre à deux références.

L'erreur sur la température à mesurer est donc égale à la sensibilité d'un radiomètre à une référence lorsque cette température se situe à l'intérieur des valeurs des températures de référence.

La sensibilité diminue en fonction de la valeur du coefficient de réflexion. A titre d'exemple, la sensibilité est égale à 0,1 °C avec une charge parfaitement adaptée, elle devient égale à 0,14 °C avec une charge présentant un coefficient de réflexion de 0,3.

3 - 3 - Précision sur la mesure du coefficient de réflexion.

A partir de l'expression du coefficient de réflexion donnée par la relation (III.5), nous allons déterminer l'erreur absolue $\Delta\rho$ sur le coefficient de réflexion ρ :

$$\rho = \frac{V_{12}-V_{22}}{V_{11}-V_{21}} \quad \text{(III.15)}$$

L'expression de la dérivée partielle s'écrit :

$$\delta\rho = \frac{\delta\rho}{\delta V_{12}} + \frac{\delta\rho}{\delta V_{22}} + \frac{\delta\rho}{\delta V_{11}} + \frac{\delta\rho}{\delta V_{21}} \quad \text{(III.16)}$$

L'expression de l'erreur absolue devient donc :

$$\Delta\rho = \left| \frac{1}{V_{11}-V_{21}} \right| \Delta V_{12} + \left| \frac{1}{V_{21}-V_{11}} \right| \Delta V_{22} + \left| \frac{V_{22}-V_{12}}{(V_{11}-V_{21})^2} \right| \Delta V_{11} + \left| \frac{V_{12}-V_{22}}{(V_{11}-V_{21})^2} \right| \Delta V_{21} \quad \text{(III.17)}$$

L'erreur sur les différentes tensions étant identique, la relation III.17 se simplifie en prenant ΔV pour ΔV_{12} , ΔV_{22} , ΔV_{11} et ΔV_{21} .

Les tensions V_{11} et V_{21} sont proportionnelles à Tr_1 et Tr_2 et les tensions V_{12} et V_{22} dépendent à la fois de la valeur à mesurer T_x et de la valeur du coefficient de réflexion ρ .

$$\begin{aligned} V_{11} &= A k \Delta F Tr_1 \\ V_{21} &= A k \Delta F Tr_2 \\ V_{12} &= A k \Delta F (\rho Tr_1 + (1-\rho) T_x) \\ V_{22} &= A k \Delta F (\rho Tr_2 + (1-\rho) T_x) \end{aligned}$$

L'expression (III.17) devient en remplaçant les différentes tensions (V_{ij}) par leur équivalent en température :

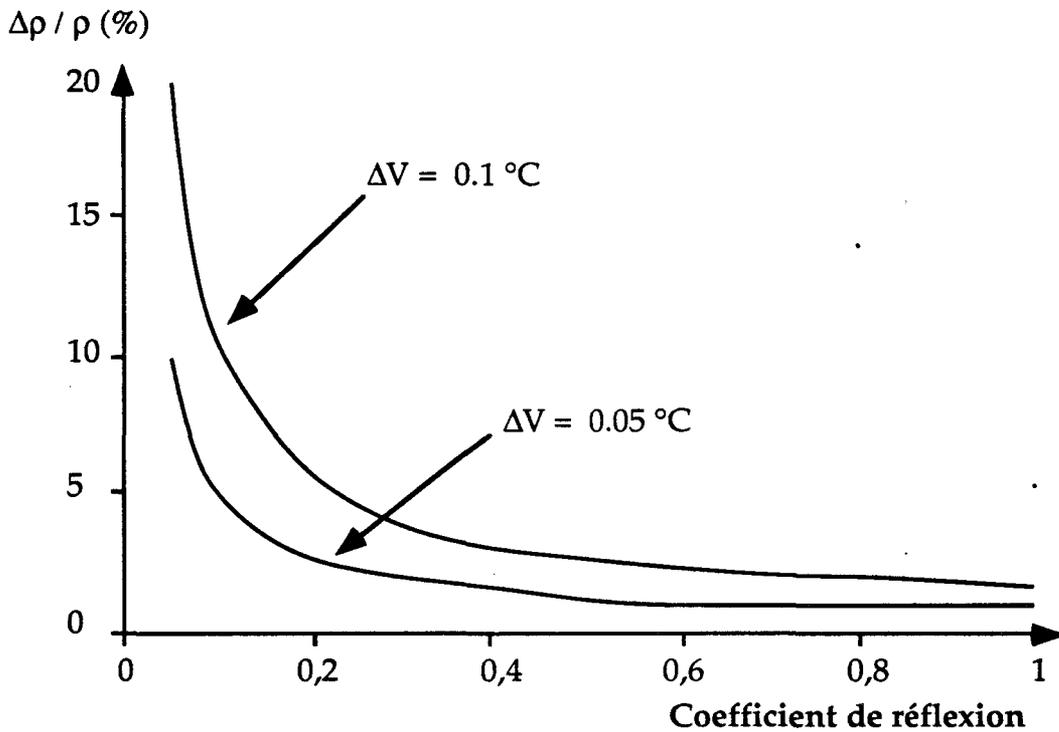
$$\Delta\rho = 2 \Delta V \left(\frac{1+\rho}{Tr2 - Tr1} \right) \quad (\text{III.18})$$

avec $\Delta V = \frac{T}{\sqrt{2 B \tau}}$ (Puissance de bruit par phase)

En effet, la sensibilité ou puissance de bruit de chaque phase du radiomètre à deux références internes est égale à la moitié de la sensibilité du radiomètre à une référence (Chapitre II : relation II.5).

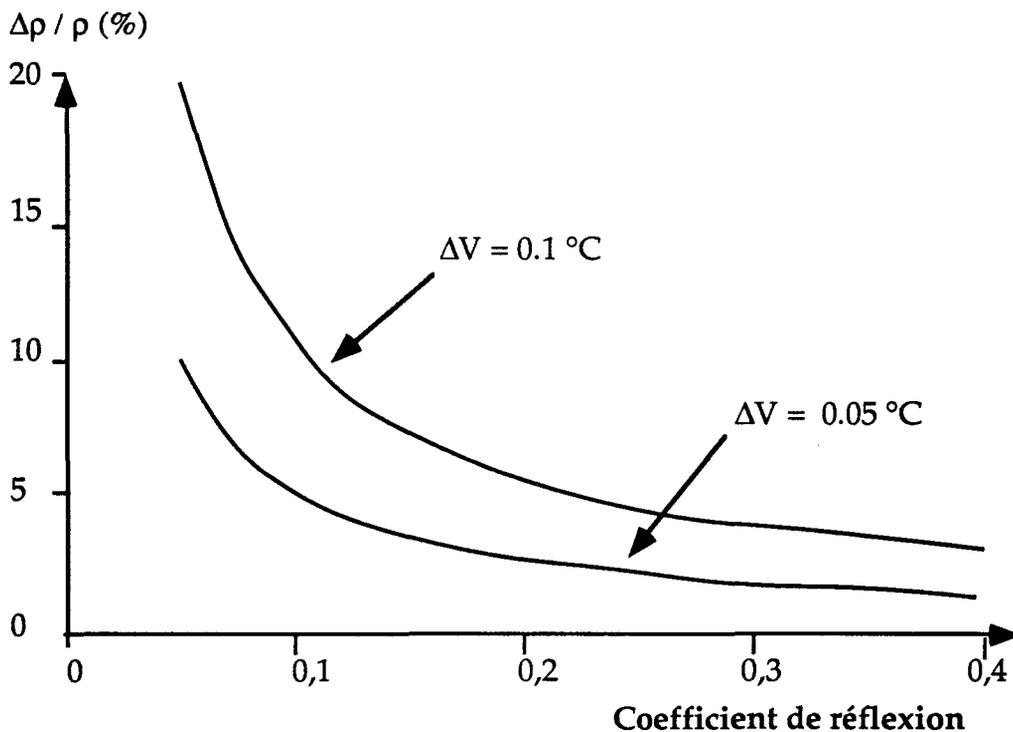
Les courbes suivantes (III.2 et III.3) montrent l'erreur relative $\Delta\rho / \rho$ en fonction du coefficient de réflexion pour deux niveaux de sensibilité ($\Delta V = 0.1 \text{ °C}$ et $\Delta V = 0.05 \text{ °C}$). Les températures de référence de cet exemple sont égales à $Tr1 = 34 \text{ °C}$ et $Tr2 = 55 \text{ °C}$.

Les deux courbes définissent ainsi une fourchette sur la précision de la mesure du coefficient de réflexion.



Courbe N° III.2 : Précision sur le coefficient de réflexion pour $0 < \rho < 1$

Un agrandissement de la courbe précédente nous montre que l'erreur est très importante pour des coefficients faibles, car l'erreur absolue sur les tensions détectées est constante et l'expression $V_{11}-V_{21}$ de la relation (III.15) tend vers zéro. Même avec une erreur de 20 % pour la valeur de $\rho = 0,06$, cette mesure est comprise entre 0,048 et 0,072 et reste donc une mesure toujours très acceptable.



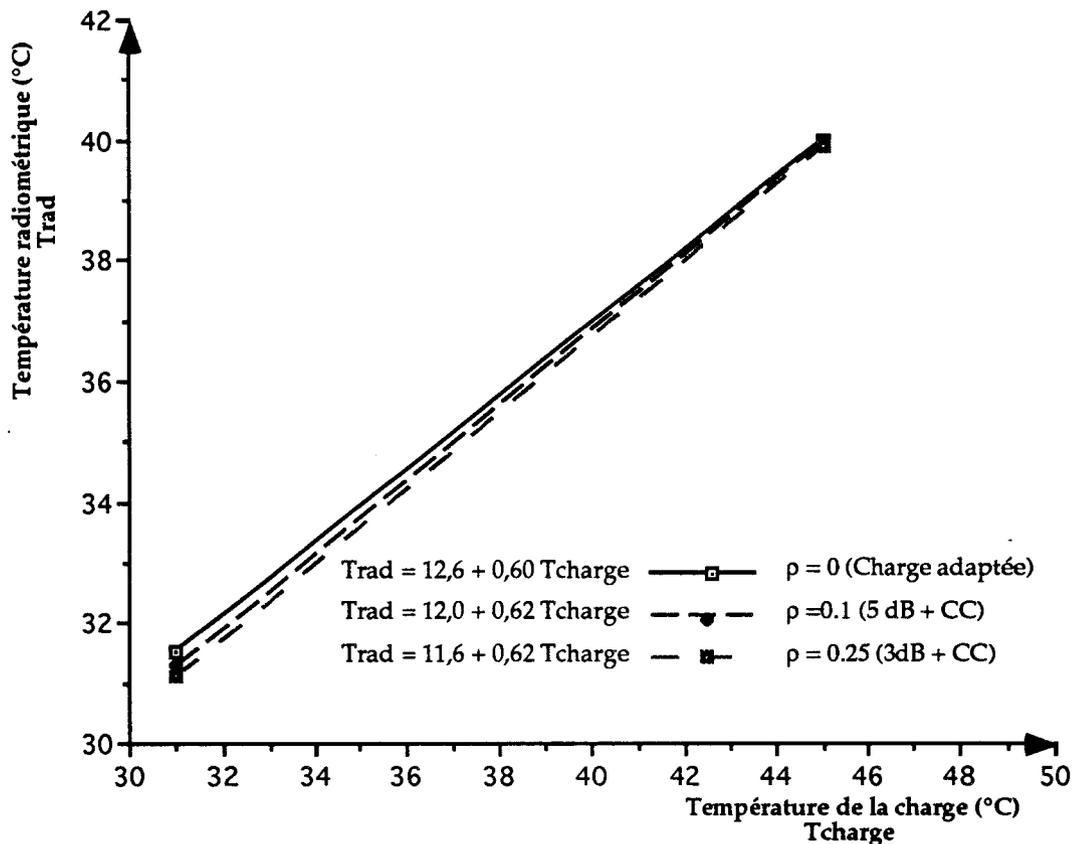
Courbe N° III.3 : Précision sur le coefficient de réflexion pour $0 < \rho < 0,4$.

Dans la pratique, les valeurs de coefficients de réflexion sont inférieures à 0,2, cela donne une erreur relative de l'ordre 5 à 6 %.

3 - 4 - Mesures expérimentales effectuées avec ce radiomètre sans tenir compte des pertes.

Après la réalisation du premier radiomètre à deux références de températures ($Tr1 = 35^\circ\text{C}$ et $Tr2 = 48^\circ\text{C}$) et en utilisant les relations pour la détermination de la température radiométrique du radiomètre sans perte (relation II.6), les mesures expérimentales ont montré que la pente de la droite d'étalonnage est différente de l'unité mais que celle-ci est indépendante de la valeur du coefficient de réflexion ρ et ceci pour des valeurs ρ compris entre 0 et 0,25.

La courbe N° II.4 nous montre les droites d'étalonnage pour différents coefficients de réflexion. Sur ces courbes, en abscisse nous notons la température de la charge appelé T_{charge} et en ordonnée la température radiométrique appelée $Trad$.



Courbe N° III.4 : Droite d'étalonnage sans tenir compte des pertes d'insertion.

Ce résultat est attendu car il ne tient pas compte des pertes d'insertion des différents composants.

En effet, la puissance de bruit émise par les sources de références Tr_1 et Tr_2 s'atténue lorsqu'elle se propage à travers le circulateur, le modulateur, les câbles etc... car ses éléments présentent des pertes faibles certes, mais non négligeables. De plus, chacun de ces éléments compte tenu de ses pertes constitue une source de bruit parasite dont il faut tenir compte puisqu'elle se superpose aux sources de référence.

La méthode de calibration doit donc tenir compte de ces pertes d'insertion.

3 - 5 - Passage du radiomètre réel au radiomètre idéal équivalent. Notion de températures équivalentes.

Pour calibrer ce nouveau radiomètre, nous allons considérer que ce radiomètre, dont les températures de référence ont pour valeur $Tr1$ et $Tr2$ et qui présente des pertes, est équivalent à un radiomètre idéal (sans perte) mais dont les sources de références internes sont $Tr1e$ et $Tr2e$ différentes des valeurs $Tr1$ et $Tr2$.

Ces nouvelles températures de référence sont déduites à partir des mesures effectuées lorsque nous connectons successivement à l'entrée du radiomètre réel deux sources étalons de température $T1$ et $T2$ parfaitement calibrées.

La figure N°III.2 illustre ce passage du radiomètre pratique à un radiomètre idéal.

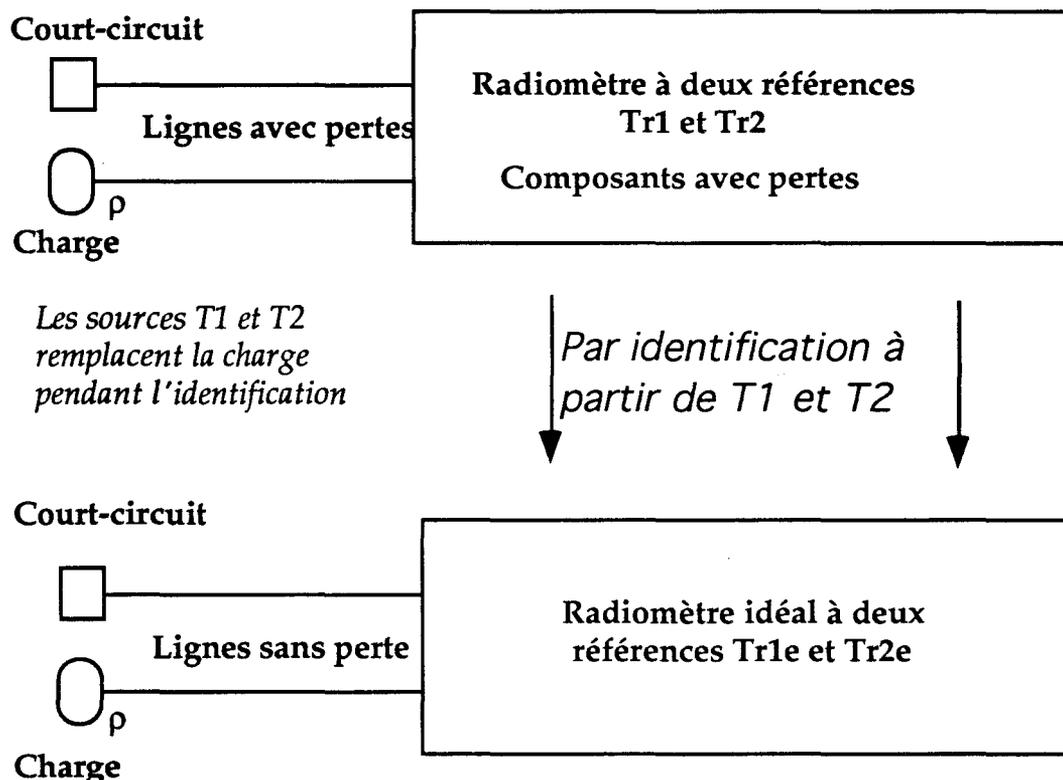


Figure N° III.2 : Passage du radiomètre réel au radiomètre idéal sans perte.

La relation d'un radiomètre idéal permet alors de déterminer la valeur de la température à mesurer et elle devient égale à :

$$T_x = \frac{(V_{11}-V_{12}) Tr_{2e} - (V_{21}-V_{22}) Tr_{1e}}{(V_{11}-V_{12}) - (V_{21}-V_{22})} \quad (\text{III.20})$$

Avec

$V_{11}, V_{12}, V_{21}, V_{22}$: les valeurs des signaux de sortie du radiomètre en fonction des quatre phases,

Tr_{1e} et Tr_{2e} : les valeurs des températures équivalentes du radiomètre idéal.

3 - 6 - Méthode pour la calibration.

Pour déterminer les nouvelles valeurs des températures de référence Tr_{1e} et Tr_{2e} , la calibration comprend trois étapes :

1- Premièrement, l'applicateur est remplacé par une charge adaptée micro-onde (50Ω) portée à une température connue T_1 et le radiomètre à deux références effectue les quatre phases. Les quatre mesures de sortie s'expriment par les relations suivantes :

Phase N°1 : Modulateur en position (1) et le relais en position (1)

$$V_{11} = k \Delta F Tr_1$$

Phase N°2 : Modulateur en position (2) et le relais en position (1)

$$V_{12a} = k \Delta F T_1$$

Phase N°3 : Modulateur en position (1) et le relais en position (2)

$$V_{21} = k \Delta F Tr_2$$

Phase N°4 : Modulateur en position (2) et le relais en position (2)

$$V_{22a} = k \Delta F T_1$$

2- Ensuite, la charge précédente est remplacée par une deuxième charge micro-onde 50Ω mais portée à une température connue T_2 et les quatre nouvelles mesures de tension de sortie du radiomètre deviennent :

Phase N°1 : $V_{11} = k \Delta F Tr_1$

Phase N°2 : $V_{12b} = k \Delta F T_2$

Phase N°3 : $V_{21} = k \Delta F Tr_2$

Phase N°4 : $V_{22b} = k \Delta F T_2$

3- à partir de la relation (III.20) du radiomètre idéal, la valeur T1 et celle T2 s'expriment :

$$T_1 = \frac{(V_{11}-V_{12a}) Tr_{2e} - (V_{21}-V_{22a}) Tr_{1e}}{V_{11} - V_{12a} - V_{21} + V_{22a}} \quad (III.21)$$

$$T_2 = \frac{(V_{11}-V_{12b}) Tr_{2e} - (V_{21}-V_{22b}) Tr_{1e}}{V_{11} - V_{12b} - V_{21} + V_{22b}} \quad (III.22)$$

Les valeurs de T1 et T2 étant parfaitement connues ainsi que les différentes tension Vij déterminées par la mesure, nous pouvons donc extraire les valeurs des températures de référence équivalentes.

$$Tr_{1e} = \frac{T_1 (V_{11}-V_{12b}) (V_{21}-V_{22a}-V_{11}+V_{12a}) - T_2 (V_{11}-V_{12a}) (V_{21}-V_{22b}-V_{11}+V_{12a})}{(V_{21}-V_{22a}) (V_{11}-V_{12b}) - (V_{11}-V_{12a}) (V_{21}-V_{22b})}$$

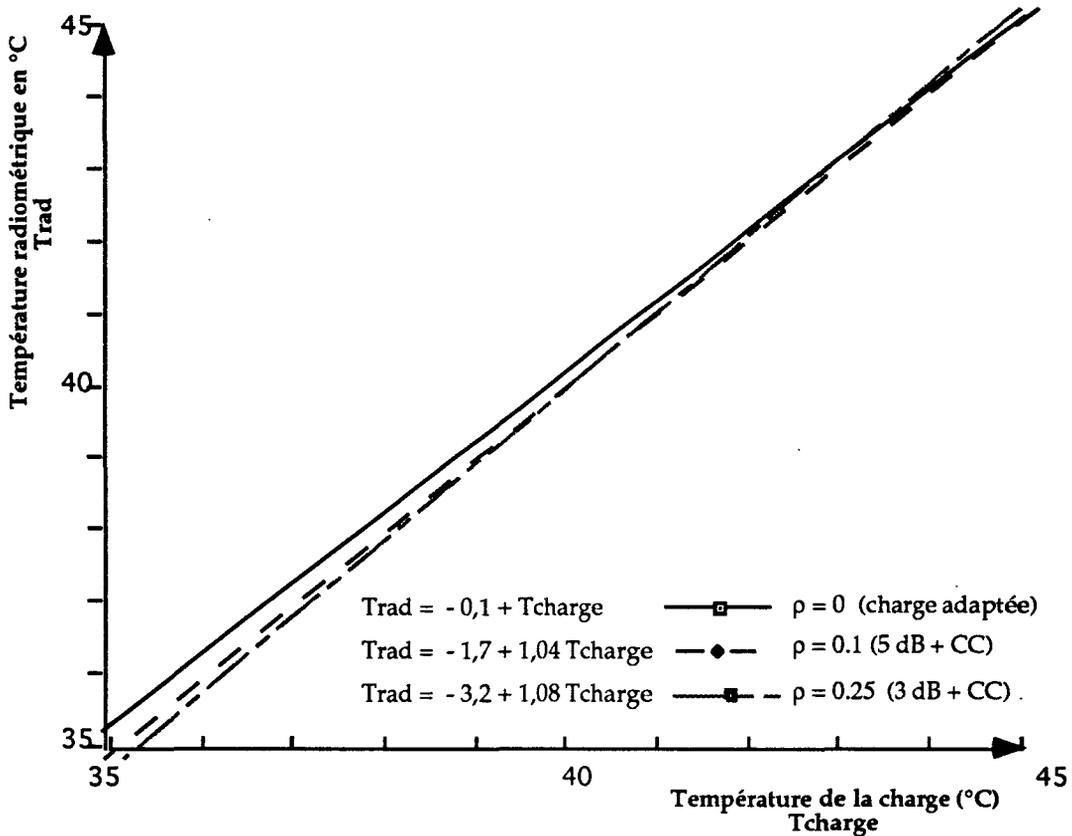
$$Tr_{2e} = \frac{-T_1 (V_{21}-V_{22b}) (V_{21}-V_{22a}-V_{11}+V_{12a}) + T_2 (V_{21}-V_{22a}) (V_{21}-V_{22b}-V_{11}+V_{12a})}{-(V_{21}-V_{22a}) (V_{11}-V_{12b}) + (V_{11}-V_{12a}) (V_{21}-V_{22b})}$$

(III.23)

Avec le radiomètre précédent et en utilisant la méthode de la calibration décrite avec des sources T1 égale à 32°C et T2 à 45°, les valeurs des températures de référence équivalentes (Tr1e et Tr2e) sont calculées puis elles

sont introduites dans la relation générale exprimant la température radiométrique (relation III.20).

La courbe N° III.5 nous montre les nouvelles droites d'étalonnage déduites des mesures pour différentes charges compte tenu de la détermination des températures de références équivalentes (T_{r1e} et T_{r2e}).



Courbe N° III.5 : Droites d'étalonnage après la calibration.

Elles présentent une pente sensiblement égale à l'unité. Les faibles erreurs sont dues aux différentes manipulations techniques et mécaniques entre les différentes étapes de cette calibration qui peuvent modifier les pertes d'insertion.

Pour une variation de coefficient de réflexion comprise entre 0 et 0,25, l'erreur absolue sur la température est $< 0,4$ °C dans la gamme de température de 35 °C à 45 °C.

3 - 7 - Conclusion sur la calibration du nouveau radiomètre.

Ce radiomètre à deux références de température permet de déterminer la température absolue et aussi de mesurer le coefficient de réflexion dans la bande du radiomètre.

La précision sur la détermination de la température dépend essentiellement des caractéristiques des composants micro-ondes (l'amplificateur micro-onde d'entrée, la qualité des câbles et le modulateur).

Pour le coefficient de réflexion, la précision dépend de la sensibilité du radiomètre et permet de quantifier le couplage applicateur-milieu.

La méthode d'étalonnage proposée, bien que n'étant pas très pratique car l'applicateur est remplacé par le bloc d'étalonnage à deux températures T1 et T2, possède un avantage indéniable par rapport au radiomètre à une référence interne de température : la suppression des bacs thermostatés.

Ce premier radiomètre nécessite d'être plus élaboré pour tenir compte de toutes les pertes d'insertion et surtout pour pouvoir étalonner le radiomètre sans manipulation sur l'applicateur.

CHAPITRE IV

LE RADIOMÈTRE À DEUX RÉFÉRENCES DE TEMPÉRATURE ET SON SYSTÈME DE CALIBRATION

Introduction

L'objet de ce chapitre est de définir les caractéristiques des différents composants entrant dans la réalisation du radiomètre et de son système de calibration.

Pour cela, nous avons établi un modèle numérique équivalent au radiomètre et à son système de calibration qui tient compte des pertes d'insertion et de la température de chaque élément (circulateur, commutateur, câbles, etc...) afin de déterminer théoriquement la droite d'étalonnage.

Puis, nous comparons la pente et le décalage de la droite d'étalonnage du radiomètre déduite de l'étude théorique aux mesures expérimentales réalisées avec les différents systèmes d'hyperthermie ou de thermothérapie sur lesquels ont été intégrés les radiomètres.

Ce modèle numérique, confirmé par les mesures expérimentales, permet alors d'introduire les corrections numériques à appliquer aux mesures radiométriques en fonction des pertes d'insertion des applicateurs.

Par ailleurs, l'étude expérimentale de la sensibilité du radiomètre confirme la théorie du radiomètre idéal que nous avons exposée dans le chapitre précédent.

Enfin, nous rappelons à la fin de ce chapitre la loi de distribution des mesures afin de montrer que la mesure radiométrique peut être entachée d'erreurs importantes et très aléatoires en fonction du temps, mais qu'en général elle est inférieure à deux fois la sensibilité du radiomètre dans 68 % des mesures.

4 - 1 - Principe du radiomètre et de son système de calibration.

Afin d'incorporer à notre radiomètre à deux références internes de température les deux sources de calibration T1 et T2, le modulateur d'entrée est remplacé par un commutateur micro-onde à quatre positions : les deux premières positions permettent la connexion du court-circuit et de l'applicateur, la troisième voie est connectée à la source de bruit calibrée constituée par une charge adaptée (50Ω) portée à la température T1 et la quatrième voie étant reliée à la charge adaptée portée à la température T2. (Figure N° IV.1)

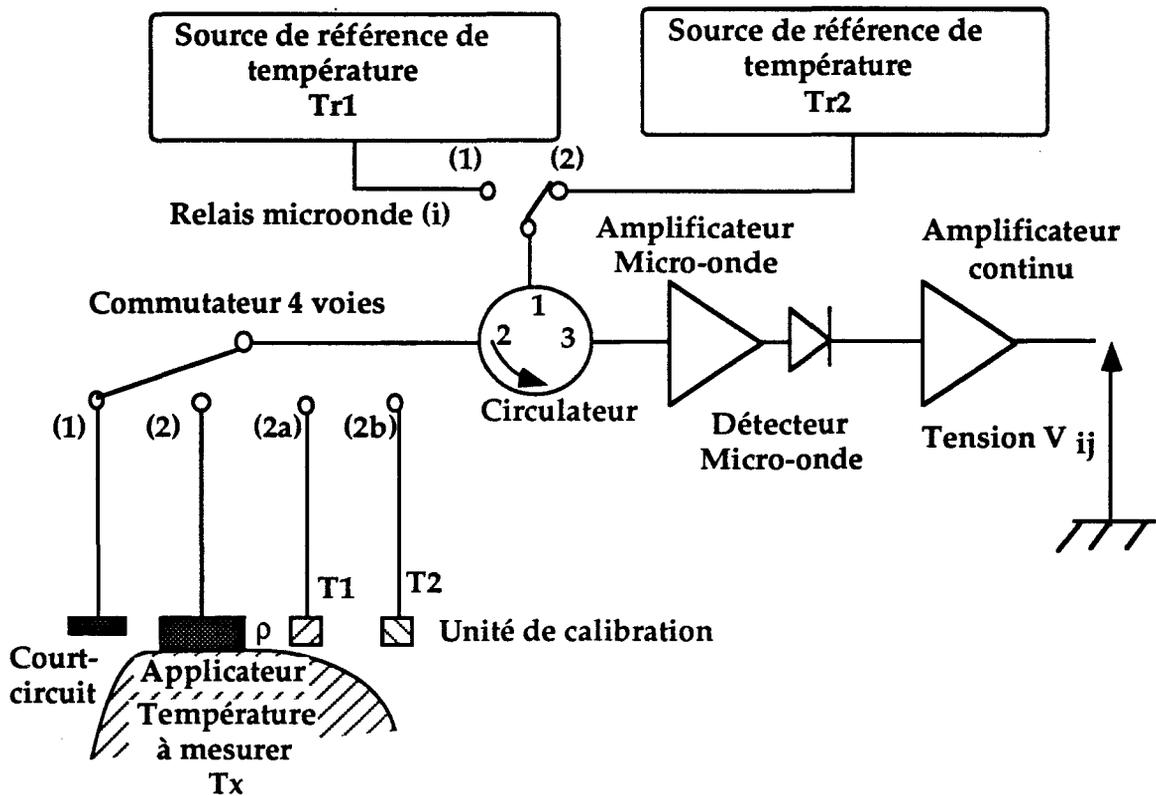


Fig. N° IV.1 : Radiomètre à deux références et son système d'étalonnage

4 - 2 - Modèle tenant compte des principales pertes d'insertion.

Afin d'étudier l'influence des pertes d'insertion des principaux composants de ce dispositif, nous avons élaboré le modèle schématisé (figure IV.2) où chaque composant est représenté par un générateur équivalent ayant une puissance de bruit dépendant à la fois de la valeur de la perte d'insertion et de sa température et par une résistance simulant les pertes de transmission.

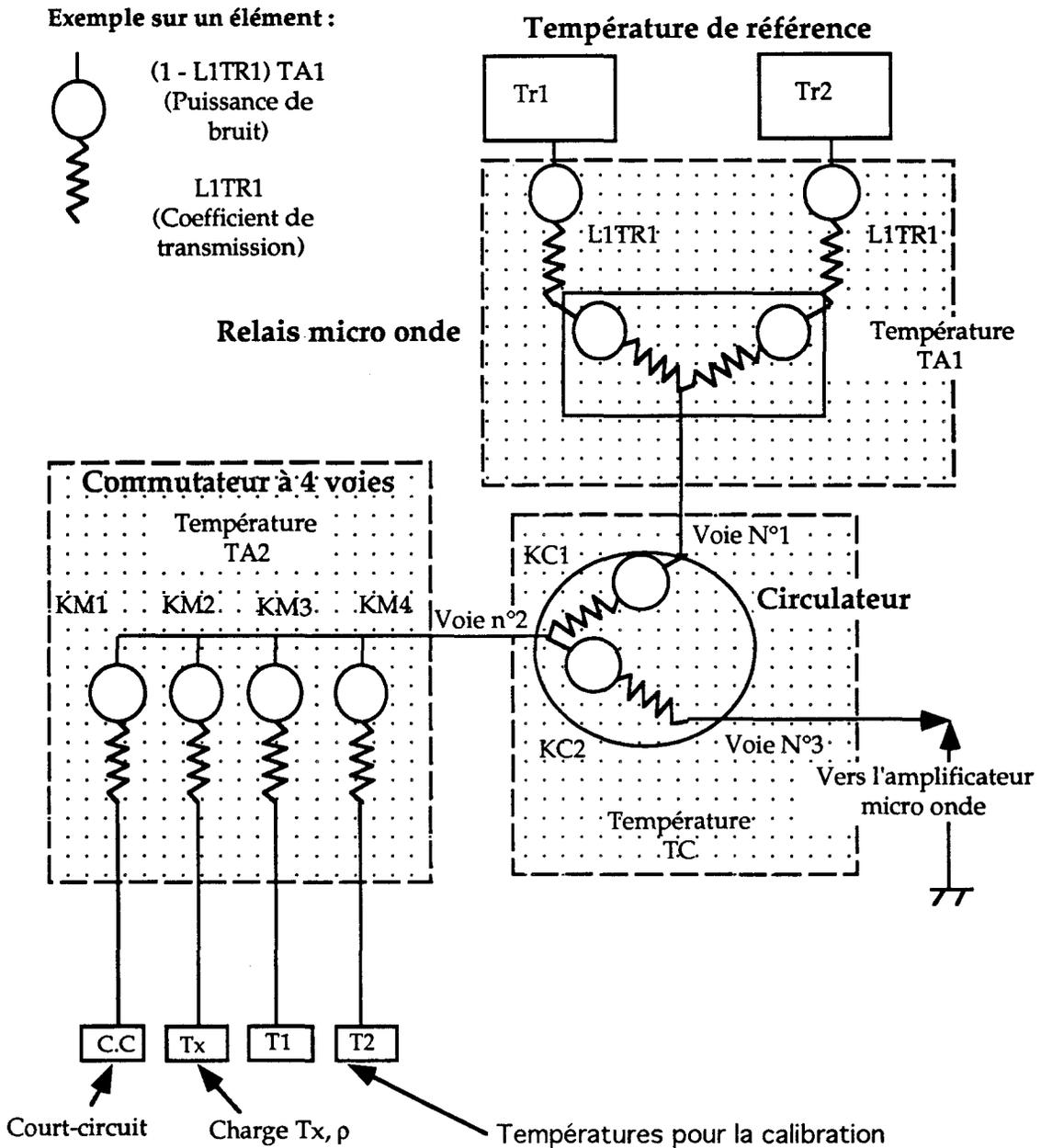


Figure N° IV.2 : Schéma équivalent du radiomètre et de son système d'étalonnage.

Ce schéma équivalent permet d'établir des nouvelles relations qui prennent en compte chaque circuit défini par les quatre phases du radiomètre (en se limitant aux réflexions simples).

En posant

$$g = A \cdot k \cdot \Delta F$$

A Gain de la chaîne

	k	Constante de Boltzmann
	ΔF	Bande passante du radiomètre
L1TR1		Perte d'insertion du câble et du relais micro onde
KM1, KM2, KM3, KM4		Perte d'insertion du commutateur 4 voies
KC1, KC2		Perte d'insertion du circulateur des différentes voies
TA1		Température du relais (perte L1TR1)
TA2		Température du commutateur (perte KM1 à KM4)
TC		Température du circulateur (perte KC1 et KC2)
Tr1, Tr2		Température de référence.
Tx		Valeur de la température à mesurer
ρ		Coefficient de réflexion moyen à l'interface

1) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr1 et au court-circuit

Le signal à l'entrée de l'amplificateur micro-onde est la résultante des puissances suivantes :

- la puissance de bruit de Tr1 atténuée par les pertes d'insertion de chaque composant soit :

$$g(\text{Tr1 L1TR1 KC1 KM1 KM1 KC2})$$

- la puissance de bruit générée par les pertes L1TR1 (câble + relais micro-onde) atténuée par les pertes d'insertion du circulateur et du commutateur soit :

$$g(\text{TA1 (1-L1TR1) KC1 KM1 KM1 KC2})$$

- les puissances de bruit générées par les voies 1-2 puis 2-3 du circulateur soit :

$$g(\text{TC (1-KC1) KM1 KM1 KC2}) \quad \text{et} \quad g \text{ TC (1-KC2)}$$

- la puissance de bruit du commutateur.

$$g(\text{TA2 (1-KM1) KM1 KC2}) \quad \text{et} \quad g (\text{TA2 (1-KM1) KC2})$$

La puissance totale s'exprime par la relation suivante :

$$V_{11} = g (\text{Tr1 L1TR1 KC1 KM1 KM1 KC2} + \text{TA1 (1-L1TR1) KC1 KM1 KM1 KC2} + \text{TC (1-KC1) KM1 KM1 KC2} + \text{TA2 (1-KM1) KM1 KC2} + \text{TA2 (1-KM1) KC2} + \text{TC (1-KC2)}) \quad (\text{IV-1})$$

Pour les autres phases de fonctionnement du radiomètre, les relations sont fonction des circuits correspondants.

2) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr2 et au court-circuit.

$$V_{21} = g (Tr_2 L1TR1 KC1 KM1 KM1 KC2 + TA1 (1-L1TR1) KC1 KM1 KM1 KC2 + TC (1-KC1) KM1 KM1 KC2 + TA2 (1-KM1) KM1 KC2 + TA2 (1-KM1) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-2)$$

3) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr1 et la charge TX.

$$V_{12} = g (Tr_1 L1TR1 KC1 KM2 \rho KM2 KC2 + TA1 (1-L1TR1) KC1 KM2 \rho KM2 KC2 + TC (1-KC1) KM2 \rho KM2 KC2 + TA2 (1-KM2) \rho KM2 KC2 + T_x (1-\rho) KM2 KC2 + TA2 (1-KM2) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-3)$$

4) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr2 et la charge TX.

$$V_{22} = g (Tr_2 L1TR1 KC1 KM2 \rho KM2 KC2 + TA1 (1-L1TR1) KC1 KM2 \rho KM2 KC2 + TC (1-KC1) KM2 \rho KM2 KC2 + TA2 (1-KM2) \rho KM2 KC2 + T_x (1-\rho) KM2 KC2 + TA2 (1-KM2) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-4)$$

5) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr1 et la charge de calibration T1

$$V_{12a} = g (T_1 KM3 KC2 + TA2 (1-KM3) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-5)$$

6) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr2 et la charge de calibration T1

$$V_{22a} = g (T_1 KM3 KC2 + TA2 (1-KM3) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-6)$$

7) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr1 et la charge de calibration T2

$$V_{12b} = g (T_1 KM4 KC2 + TA2 (1-KM4) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-7)$$

8) Relation dans le cas de la connexion à la référence Tr2 et la charge de calibration T2

$$V_{22b} = g (T_1 KM4 KC2 + TA2 (1-KM4) KC2 + TC (1-KC2)) \quad (IV-8)$$

A partir de ses quatre premières relations, nous pouvons déduire la température TX et le coefficient de réflexion moyen ρ [81]. La complexité des

expressions obtenues de T_x et ρ (car elles dépendent des températures Tr_1 et Tr_2 ainsi que de toutes les pertes d'insertion et de leur température respective) s'avèrent très lourde d'emploi. De même à partir des relations 5 à 8 nous pouvons calculer les températures équivalentes de référence selon la méthodologie exposée au chapitre III (paragraphe 6).

Donc, afin de tenir compte de toutes les pertes de tous les éléments micro-ondes, nous avons élaboré un modèle théorique purement numérique.

4 - 3 - Principe du logiciel du modèle théorique numérique.

Pour les calculs numériques, les relations précédentes n'ont pas été utilisées car les pertes de différents composants sont globalisées. Par exemple les pertes de l'élément référencé L1TR1 comprennent les pertes des différents connecteurs micro-onde, des câbles semi-rigides et du relais micro-onde.

Le logiciel que nous avons écrit, a été élaboré à partir du schéma équivalent en bruit du radiomètre composé de tous les éléments passifs (connecteur, câble, relais etc...) ayant chacun ses pertes d'insertion et sa température de fonctionnement.

Ce logiciel comprend deux sous-ensembles, l'un concerne la détermination des températures équivalentes de référence et l'autre sert à établir la droite d'étalonnage.

Chacun de ces sous-ensembles comporte différents éléments passifs (caractérisés par les pertes micro-ondes et sa température propre) et des chemins électriques parcourus par le signal de bruit émis par chaque élément. Six circuits électriques permettent de déterminer Tr_{1e} et Tr_{2e} et quatre circuits pour la définition de la droite d'étalonnage.

Pour la détermination des températures équivalentes, les circuits électriques équivalents parcourus par les signaux de bruit thermique sont :

1 - le circuit TR1/CC partant de la source de référence TR1 pour aller jusqu'au court-circuit à travers les différents éléments (relais, circulateur, commutateur, câble) et retour vers l'entrée de l'amplificateur selon le schéma de la figure IV.2,

2 - le circuit TR2/CC qui relie la source TR2 au court-circuit à travers les mêmes éléments que précédemment,

3 - le circuit TR1/T1 qui va de la source de référence interne TR1 à la source de calibration T1 et retour vers l'amplificateur,

4 - le circuit TR2/T1 reliant la source interne TR2 à la source calibrée T1 et retour vers l'amplificateur,

5 - le circuit TR1/T2,

6 - le circuit TR2/T2.

ces deux derniers circuits étant analogues aux circuits 3 et 4, le commutateur étant connecté sur les voies correspondantes pour chacun des chemins à parcourir pour les signaux de bruit.

Rappelons que dans ces circuits équivalents, chaque élément passif est considéré comme un générateur de bruit associé à une résistance en série simulant les pertes de transmission de tout signal qui la traverse.

Par exemple, la voie connectant TR1 au relais micro-onde, jusqu'au circulateur a pour schéma équivalent, le suivant (Figure IV.2.a) :

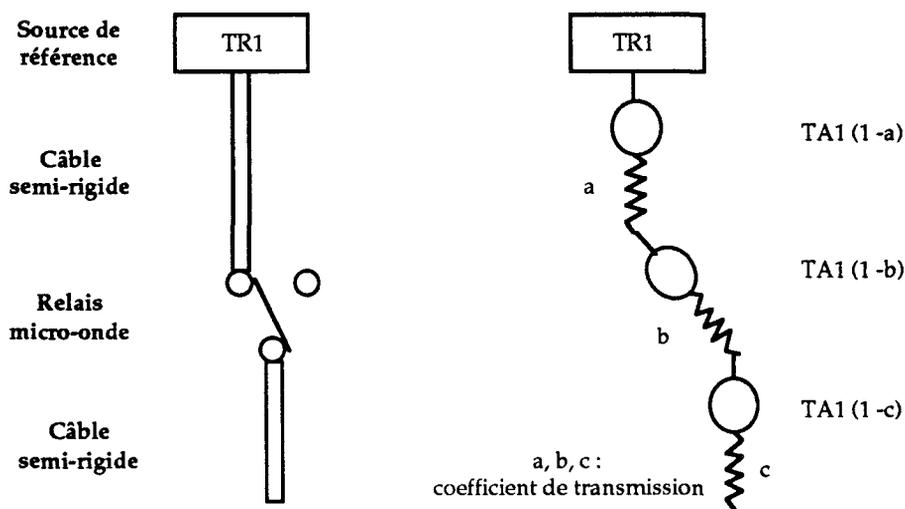


Figure IV.2.a : Schéma partiel du radiomètre équivalent.

Le signal de bruit total à l'entrée du circulateur est donc :

$$TR1 a b c + TA1 (1 - a) b c + TA1 (1-b) c + TA1 (1-c)$$

Sur cette méthode, un schéma équivalent des circuits est établi et l'ensemble aboutit à exprimer le signal total de bruit à l'entrée de l'amplificateur; après amplification et détection pour chacune de ces 6 phases

du radiomètre, nous pouvons exprimer les relations des températures équivalentes du radiomètre idéal équivalent.

La même méthodologie est utilisée pour déterminer la droite d'étalonnage à partir de deux températures fixées à 35°C et 50°C pour des charges présentant des coefficients de réflexion différents.

Les figures IV.3 et IV.4 résument cette méthodologie pour chacun des deux sous-ensembles constituant le logiciel de modélisation de notre radiomètre. Ce modèle théorique numérique va nous permettre d'étudier l'influence des pertes des divers composants et la comparaison avec les mesures expérimentales doit nous permettre de déterminer les éléments primordiaux pour la réalisation du radiomètre.

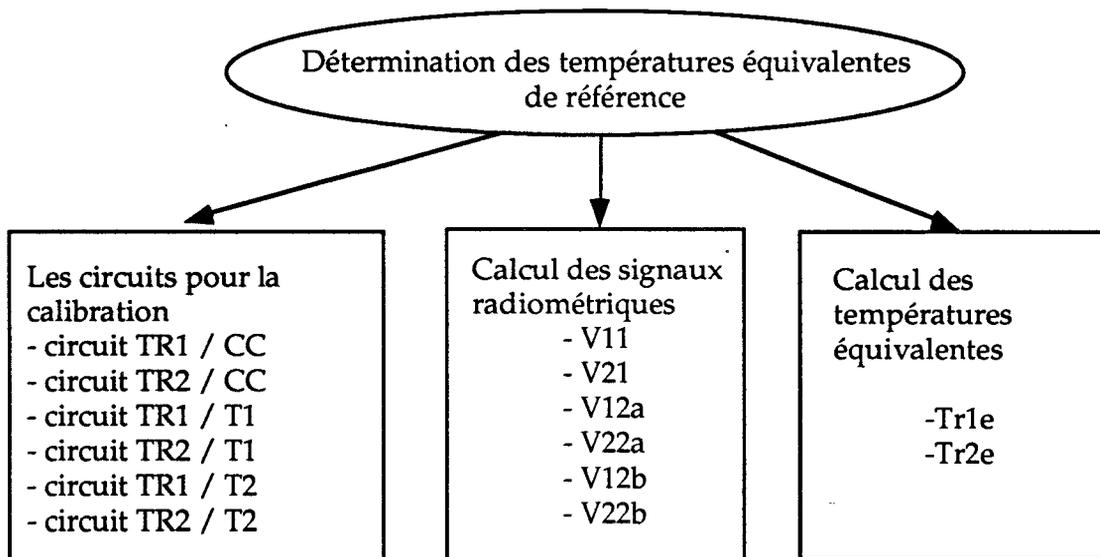


Figure N°IV.3 : Détermination des températures équivalentes.

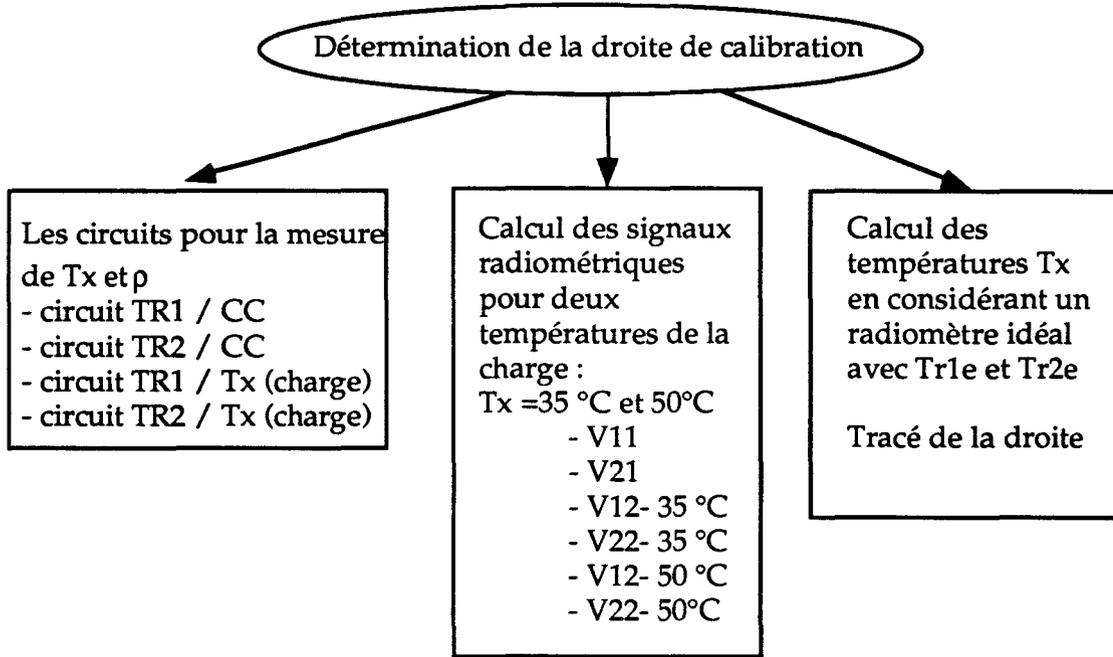


Figure N° IV.4 : Détermination de l'équation de la droite de calibration.

4 - 4 - Cas du radiomètre équilibré en perte : Application numérique et mesures expérimentales.

Pour pouvoir étudier théoriquement l'influence des pertes des différents composants, en particulier, celles du circuit d'entrée : le commutateur à quatre positions et les câbles associés, nous avons introduit dans les logiciels décrits précédemment les valeurs des pertes des différents circuits en fonction de mesures effectuées avec l'analyseur de réseau Hewlett-Packard 85107 et de données des constructeurs à la fréquence de 3 GHz (tableau IV.1 ci-dessous) .

Composants micro-ondes	Pertes à 3 GHz (Fréquence centrale du radiomètre)
Câble 80 cm type RG 141	0,8 dB
Commutateur 5 voies micro-onde Perte par voie (Radiall)	0,15 dB
Circulateur Voie 1-2	0,35 dB
Circulateur Voie 2-3	0,37 dB
Circulateur Voie 3-1	0,35 dB
Fiche S.M.A. (Mâle ou femelle)	0,05 dB
Relais H.P.	0,08 dB

Câble semi-rigide UT141	0,6 dB / m
-------------------------	------------

Tableau IV.1 : Valeurs des pertes d'insertion des composants utilisés pour le radiomètre.

Les caractéristiques thermiques du radiomètre introduites dans le logiciel sont les suivantes :

Valeur des températures de références : $T_{r1} = 40^{\circ}\text{C}$, $T_{r2} = 70^{\circ}\text{C}$,

Température du circulateur : $T_c = 38^{\circ}\text{C}$,

Température interne du radiomètre (relais, commutateur etc...) :

$T_{a1} = 25^{\circ}\text{C}$

Température externe (câbles reliant le commutateur et les charges) :

$T_{a2} = 20^{\circ}\text{C}$,

Température T1 du bloc de calibration : $T_1 = 32^{\circ}\text{C}$,

Température T2 du bloc de calibration : $T_2 = 48^{\circ}\text{C}$.

4 - 4 - 1 - Influence des pertes sur la valeur des températures équivalentes (T_{r1e} et T_{r2e}).

Cette première étude sur les valeurs des températures équivalentes (T_{r1e} et T_{r2e}) en fonction des pertes d'insertion des différents composants permet de montrer d'une part la validité de notre modèle théorique numérique et d'autre part de confirmer que les valeurs des températures équivalentes sont différentes des températures de référence T_{r1} et T_{r2} .

Le tableau IV.2 compare les résultats théoriques et expérimentaux des valeurs des températures équivalentes selon la procédure de calibration utilisant les sources T1 et T2.

	Modèle numérique	Calcul à partir des mesures effectuées (T1 et T2)
Temp. équivalente T_{r1e}	35,2 °C	35,2 °C
Temp. équivalente T_{r2e}	56,4 °C	56,1 °C

Tableau IV.2a : Comparaison des valeurs des températures équivalentes entre le modèle numérique et les mesures expérimentales .

Cette petite différence de valeurs entre les températures du modèle et celles mesurées est certainement due à une sous estimation des pertes d'insertion (de quelques centièmes de dB) pour certains composants du radiomètre.

En effet, en modifiant par exemple, les valeurs des pertes des câbles d'entrée, les températures équivalentes théoriques se modifient de la façon suivante :

Perte d'insertion des câbles	Tr1e (théorique)	Tr2e (théorique)
0,85 dB	35,1 °C	56,0 °C
0,80 dB	35,2 °C	56,4 °C
0,75 dB	35,4 °C	56,8 °C
0,70 dB	35,6 °C	57,2 °C

Tableau IV.2b . Variation des températures équivalentes théoriques en fonction des pertes d'insertion du câble d'entrée.

En conclusion, nous vérifions que les valeurs des températures équivalentes dépendent des pertes d'insertion des différents composants et de leur température.

4 - 4 - 2 - Stabilité des valeurs des températures équivalentes.

Les températures des différents composants du radiomètre interviennent sur la valeur des températures équivalentes.

Les températures équivalentes évoluent lentement (environ $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$) durant la journée car elles dépendent des températures de chaque élément et en particulier des températures des câbles souples extérieurs au radiomètre. Nous avons remarqué que pour une durée d'une heure, les températures équivalentes varient moins de $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$.

Pour montrer l'influence de la température des câbles extérieurs du radiomètre, nous avons fait varier cette valeur dans le modèle numérique du radiomètre et recalculé les droites d'étalonnage. Ainsi, les mesures

radiométriques se décalent de + 0,4 °C pour une variation de + 2°C sur les températures de câbles. Ceci est équivalent aux fluctuations que nous avons notées avec le radiomètre à une référence interne.

Mais comme nous verrons dans le chapitre V, le temps de la calibration de ce nouveau radiomètre est de l'ordre d'une minute. Cette opération de calibration s'effectue automatiquement sans modifier le positionnement des applicateurs.

En conséquence, un étalonnage est lancé systématiquement avant toute séance d'hyperthermie ou avant toute série de mesures radiométriques si le dernier étalonnage a eu lieu il y a plus d'une heure.

4 - 4 - 3 - Influence du coefficient de réflexion sur la droite de calibration .

Avant de montrer l'influence des pertes sur chaque voie du commutateur sur la droite d'étalonnage, objet du paragraphe suivant, nous devons d'abord relever les droites d'étalonnage de ce radiomètre afin d'établir la base initiale.

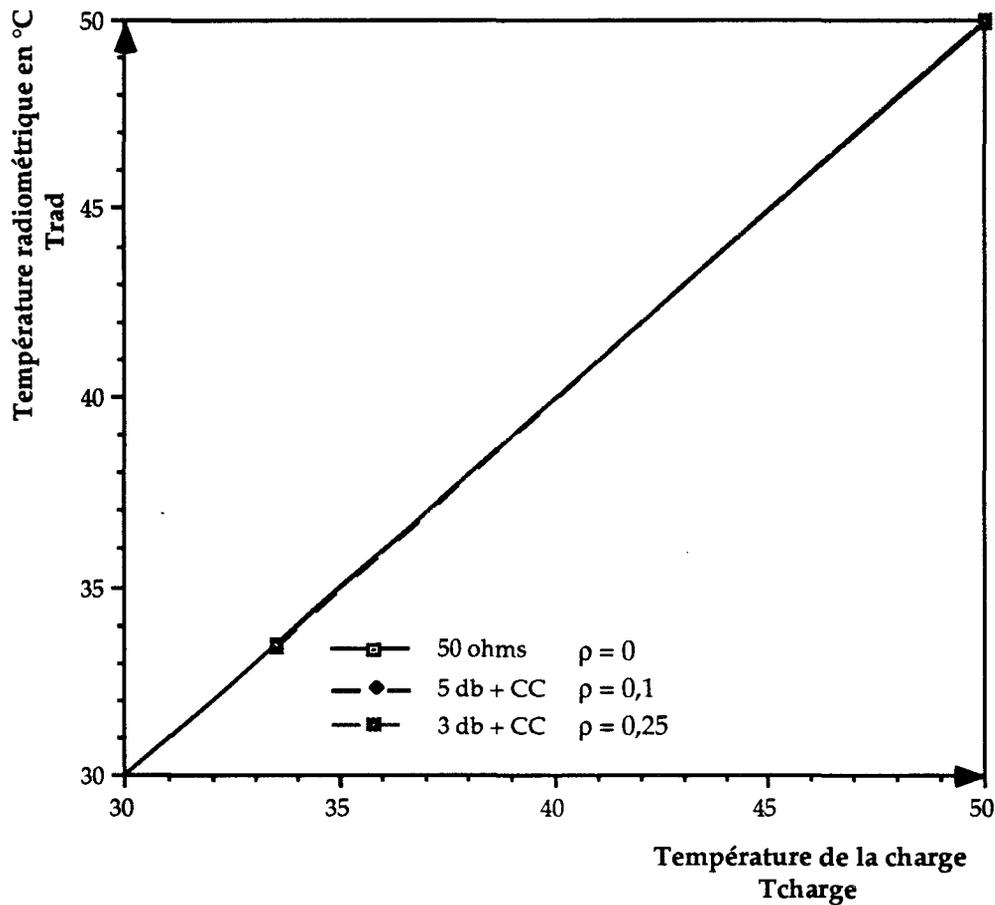
Pour cela, les mesures sont réalisées avec différentes charges : une charge 50 Ω , un atténuateur de 5 dB et de 3 dB suivis d'un court-circuit afin d'obtenir des coefficients de réflexion différents soit : 0, 0,1 et 0,25.

Ces charges sont plongées dans deux bains thermostatés de températures différentes. Les mesures moyennées ainsi obtenues varient de moins d'un dixième de degré.

Les mesures sont données dans le tableau IV.3 pour deux températures de bain thermostaté : 33,5 °C et 50 °C. La température radiométrique est représentée par Trad tandis que la température de la charge par Tcharge.

Tcharge (°C)	50 Ω		5 dB + CC		3 dB + CC	
	Trad (°C)	ρ	Trad (°C)	ρ	Trad (°C)	ρ
33,5	33,4	0,03	33,4	0,14	33,5	0,3
50,0	49,9	0,03	50	0,13	50	0,29

Tableau IV.3 : Mesures expérimentales pour la détermination des droites d'étalonnage.



Courbe N° IV.1 : Droite d'étalonnage pour différents coefficients de réflexion.

La pente de la droite d'étalonnage est égale à l'unité à moins de six pour mille pour des coefficients de réflexion mesurés compris entre 0,03 et 0,3. Cela montre bien que la mesure de la température radiométrique est indépendante du coefficient de réflexion.

4 - 5 - Influence des pertes sur chaque voie.

Afin d'optimiser la construction des radiomètres à deux références, nous allons étudier l'influence des pertes de chaque voie sur la détermination de la température T_x de la charge variable en comparant les résultats de notre modèle théorique numérique et les mesures expérimentales.

Le schéma IV.6 montre les différents composants jouant un rôle pour cette étude. Seuls ces éléments interviennent dans l'équilibrage qui est nécessaire pour obtenir une mesure absolue des températures.

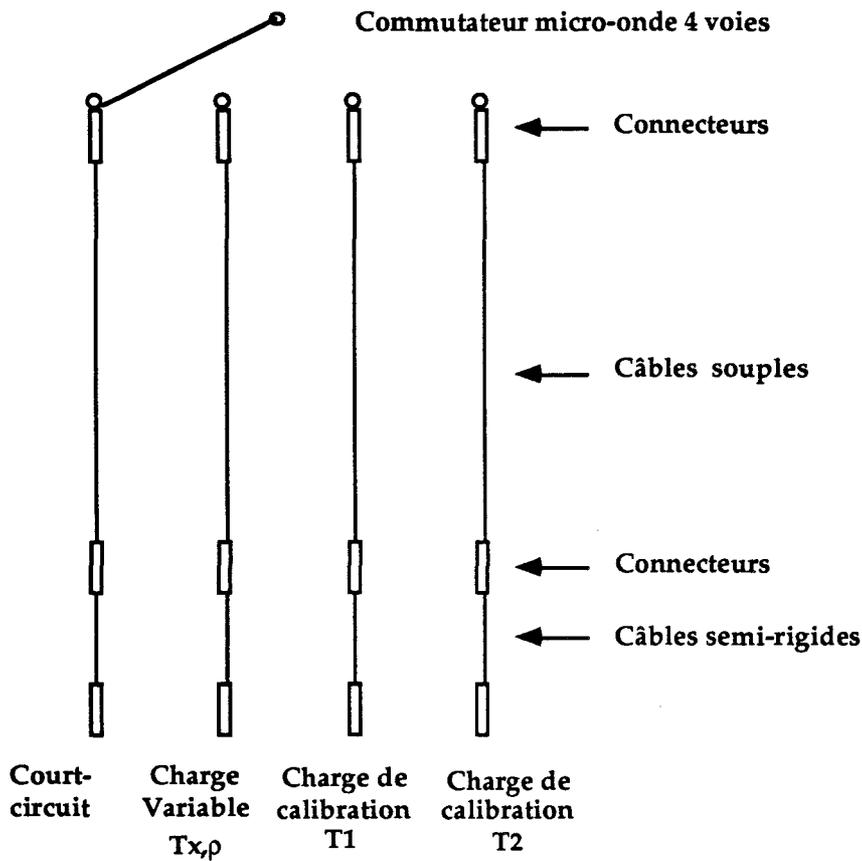


Figure N°IV.6 : Circuits d'entrée du radiomètre

Pour cette série de mesures, un câble micro-onde souple de 18 cm et une transition micro-onde femelle-femelle sont mis en série avec le câble déjà existant afin d'ajouter des pertes sur une voie à la fois. Les pertes ainsi ajoutées sont de l'ordre de 0,2 dB.

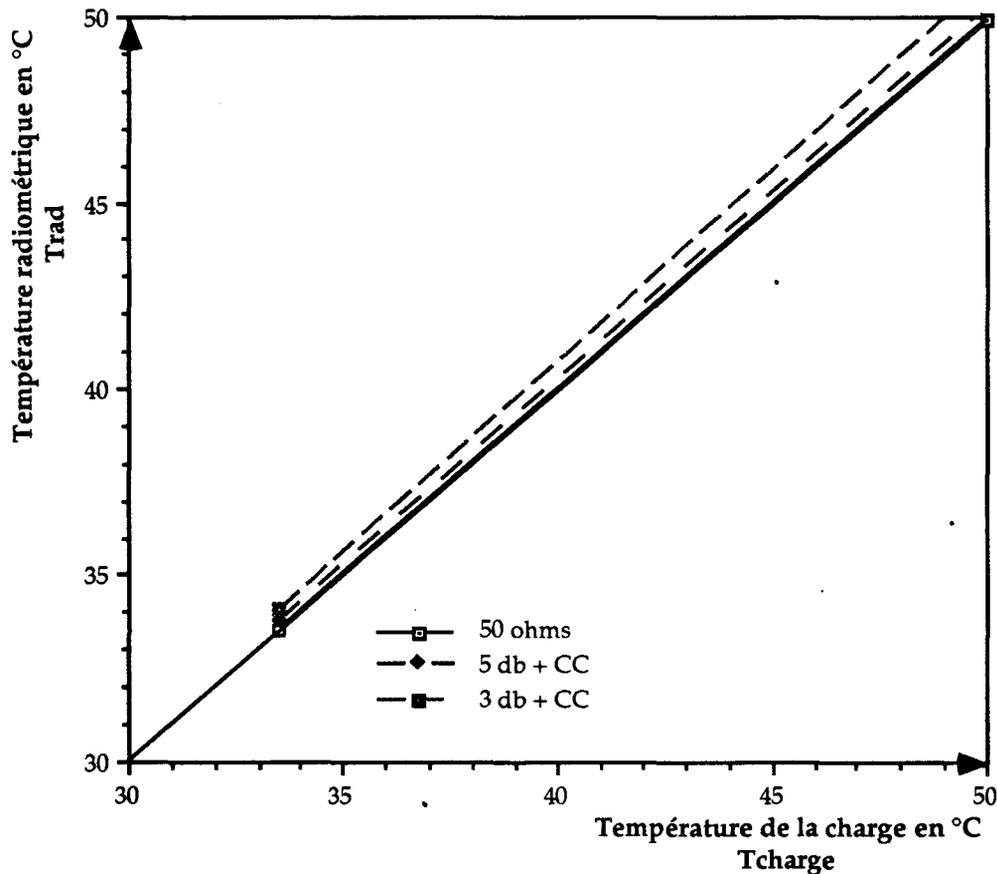
4 - 5 - 1 - Perte sur la voie court-circuit.

Le tableau ci-dessous résume les valeurs obtenues à partir de notre modèle théorique et les mesures expérimentales relevées pour les charges thermostatées présentant des coefficients de réflexion différents .

Valeurs des charges micro-ondes		Tcharge = 33,5 °C		Tcharge = 50 °C	
		T rad.	ρ	T rad.	ρ
50 Ω	Mesure	33,5 °C	0,04	49,9 °C	0,04
	<i>Théorie</i>	33,5 °C	0,0	50,0 °C	0,0
5 dB + C.C	Mesure	33,8 °C	0,15	50,3 °C	0,15
	<i>Théorie</i>	33,6 °C	0,10	50,3 °C	0,10
3 dB + C.C	Mesure	34,1 °C	0,3	51,0 °C	0,3
	<i>Théorie</i>	33,9 °C	0,25	51,0 °C	0,25

Tableau N° IV.3 : Données expérimentales et théoriques pour des pertes sur la voie court-circuit.

A partir de ces données, nous traçons seulement les droites d'étalonnage avec les mesures expérimentales car les différences entre les données issues de notre modèle théorique numérique et les mesures expérimentales sont très faibles (<0,2 °C).



Courbe N° IV.2 : Droites expérimentales d'étalonnage avec perte sur la voie du court-circuit.

Les résultats expérimentaux coïncident avec ceux du modèle numérique. L'erreur absolue est inférieure à 0,2 °C. Pour un coefficient de réflexion près de zéro (charge adaptée), la pente de la droite d'étalonnage est sensiblement égale à l'unité aussi bien avec le modèle numérique qu'avec les mesures expérimentales. En effet toute la puissance émise par les sources de bruit Tr1 et Tr2 est absorbée par la charge adaptée, et dans ce cas, le signal radiométrique est comparé aux puissances de bruit des sources de calibration T1 et T2 par rapport au signal de la voie court-circuit.

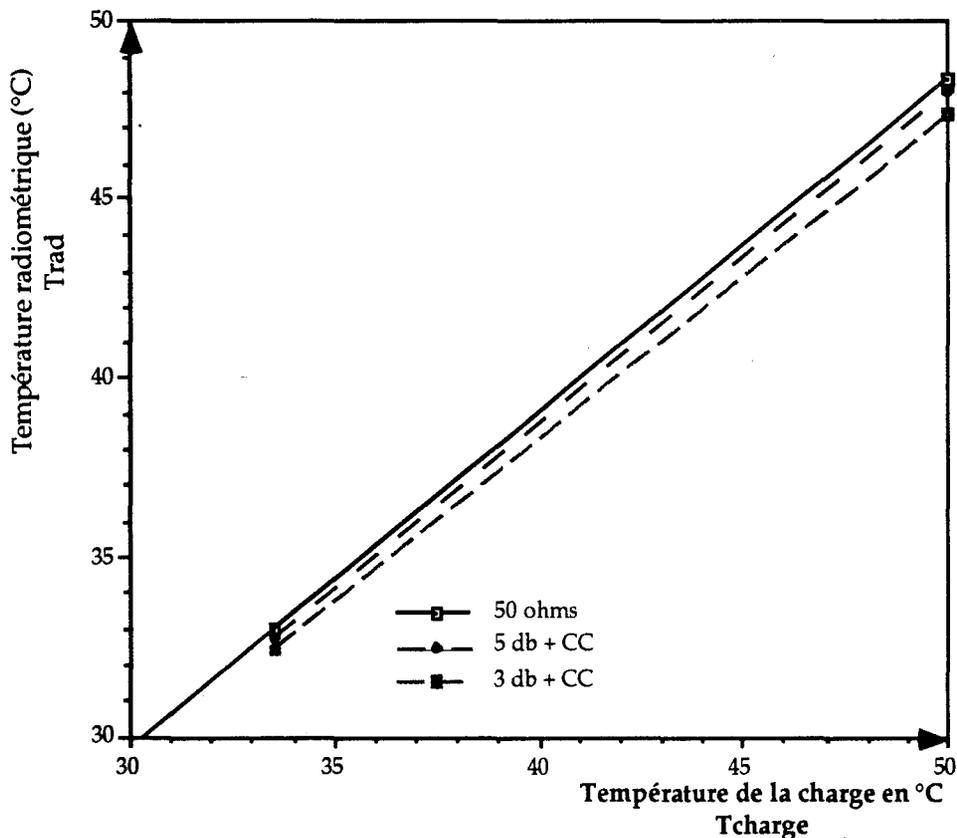
4 - 5 - 2 - Perte sur la voie applicateur.

L'introduction de pertes supplémentaires (0,2 dB) dans la voie applicateur conduit à affaiblir le signal provenant de la charge et donc les valeurs mesurées par le radiomètre seront inférieures à la température réelle de la charge.

Le tableau ci dessous nous compare les mesures expérimentales et les données du modèle numérique.

Valeurs des charges micro-ondes	Tcharge = 33,5 °C		Tcharge = 50 °C	
	Trad	ρ	Trad	ρ
50 Ω Mesure	33,0 °C	0,04	48,4 °C	0,05
	<i>Théorie</i>	32,9 °C	48,6 °C	0,0
5 dB + C.C Mesure	32,8 °C	0,15	48,1 °C	0,15
	<i>Théorie</i>	32,8 °C	48,4 °C	0,10
3 dB + C.C Mesure	32,4 °C	0,3	47,4 °C	0,3
	<i>Théorie</i>	32,5 °C	47,8 °C	0,25

Tableau N° IV.4 : Mesures expérimentales et données théoriques pour des pertes sur la voie applicateur.



Courbe N° IV.3 : Droites d'étalonnage avec perte sur la voie applicateur.

Entre les données du modèle numérique et les mesures expérimentales, l'erreur maximale est inférieure à 0,4°C. Avec une perte de 0,2 dB,

correspondant à un coefficient de transmission de 0,954, la puissance de bruit de la charge diminue de 4,6% et la puissance de bruit générée par ce câble à 20°C (température ambiante) est de l'ordre de 0,9°C (Tableau de l'annexe N°3).

4 - 5 - 3 - Perte sur la voie de la source de température T1.

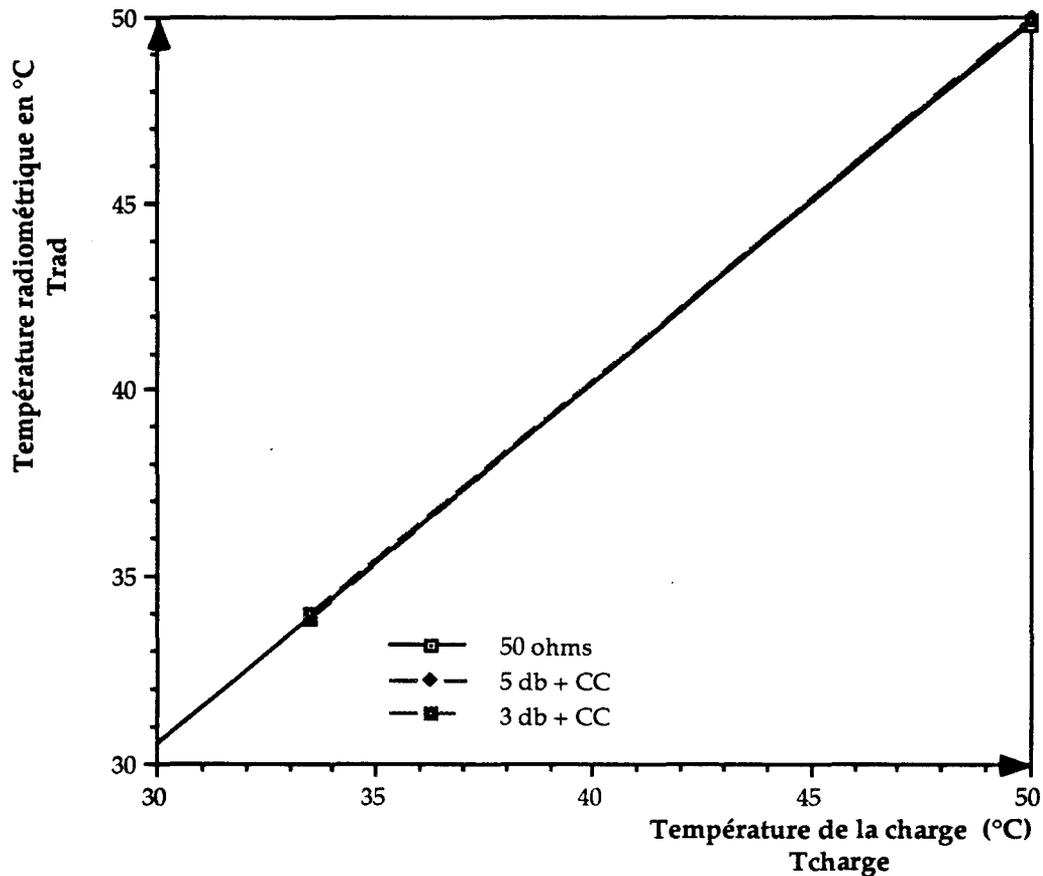
L'adjonction de pertes supplémentaires (0,2 dB) sur cette voie entraîne la modification des températures équivalentes car les pertes du circuit de calibration T1 modifient la valeur des signaux radiométriques.

Valeurs des charges micro-ondes	Tcharge = 33,5 °C		Tcharge = 50 °C	
	T rad.	ρ	T rad.	ρ
50 Ω Mesure	33,9 °C	0,03	49,8 °C	0,03
Théorie	34,0C	0,0	49,9°C	0,0
5 dB + C.C Mesure	33,9 °C	0,15	50,0 °C	0,14
Théorie	34,0C	0,10	49,9°C	0,10
3 dB + C.C Mesure	34,0 °C	0,28	49,9 °C	0,27
Théorie	34,0°C	0,25	49,9°C	0,25

Tableau IV.5 : Données expérimentales et théoriques pour des pertes sur la voie T1.

Nous constatons une augmentation d'environ 0,5°C sur le mesure basse (33,5°C) par contre l'erreur sur la mesure haute (50°C) est très faible de l'ordre de 0,1°C.

La courbe IV.4 montre une légère diminution de la pente des droites d'étalonnage.



Courbe N° IV.4 : Droites d'étalonnage avec perte sur la voie T1.

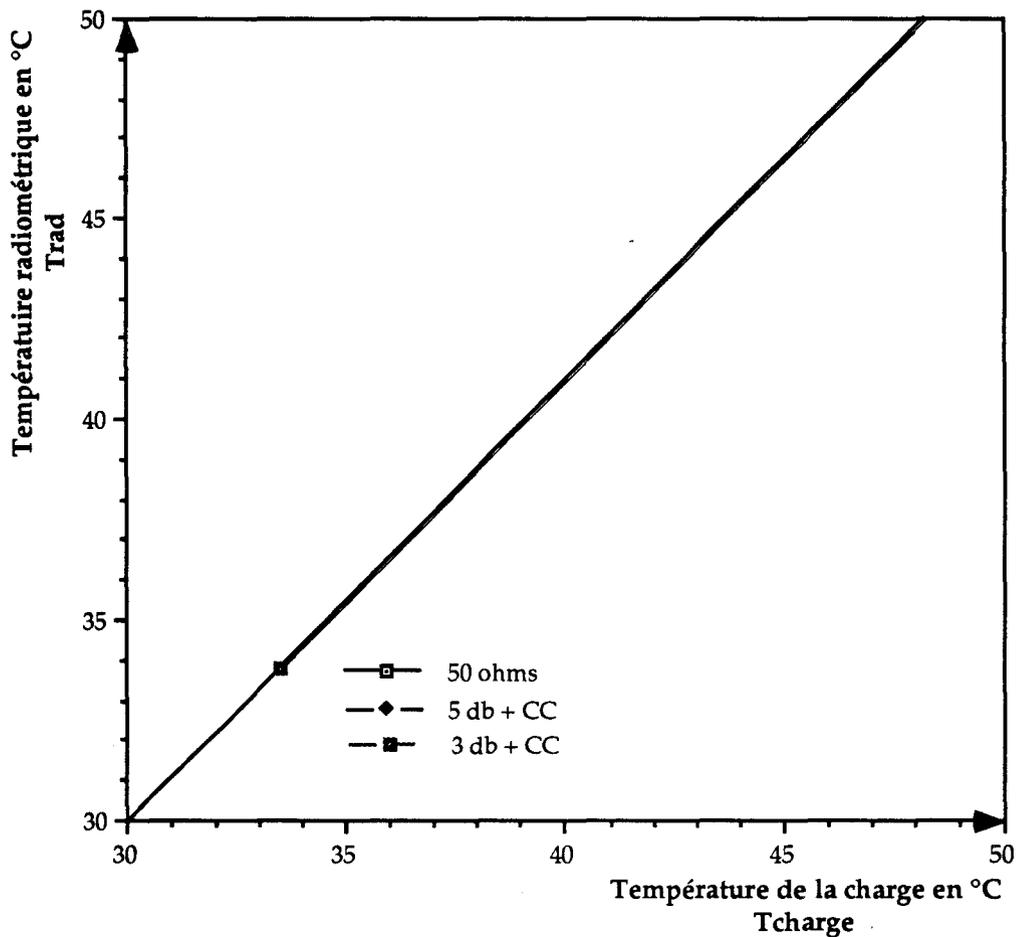
Par contre, les pentes des trois droites d'étalonnage sont indépendantes du coefficient de réflexion car les pertes d'insertion sur les voies court-circuit et applicateur restent égales dans cette expérimentation.

4 - 5 - 4 - Perte sur la voie de la source de température T2 .

L'adjonction de pertes supplémentaires (0,2 dB) sur cette voie entraîne la modification des températures équivalentes.

Valeurs des charges micro-ondes		Tcharge = 33,5 °C		Tcharge = 50 °C	
		T rad.	ρ	T rad.	ρ
50 Ω	Mesure	33,8 °C	0,03	51,9 °C	0,03
	<i>Théorie</i>	33,6C	0,0	51,6°C	0,0
5 dB + C.C	Mesure	33,8 °C	0,14	51,9 °C	0,14
	<i>Théorie</i>	33,6C	0,10	51,6 °C	0,10
3 dB + C.C	Mesure	33,8 °C	0,28	51,9 °C	0,27
	<i>Théorie</i>	33,6C	0,25	51,6 °C	0,25

Tableau IV.6 : Mesures expérimentales et données théoriques pour des pertes sur la voie T2.



Courbe N° IV.5 : Droites d'étalonnage avec perte sur la voie T2.

L'augmentation des pertes sur la voie de la source de bruit T2 entraînent une erreur importante sur les températures hautes de l'ordre de 2 °C.

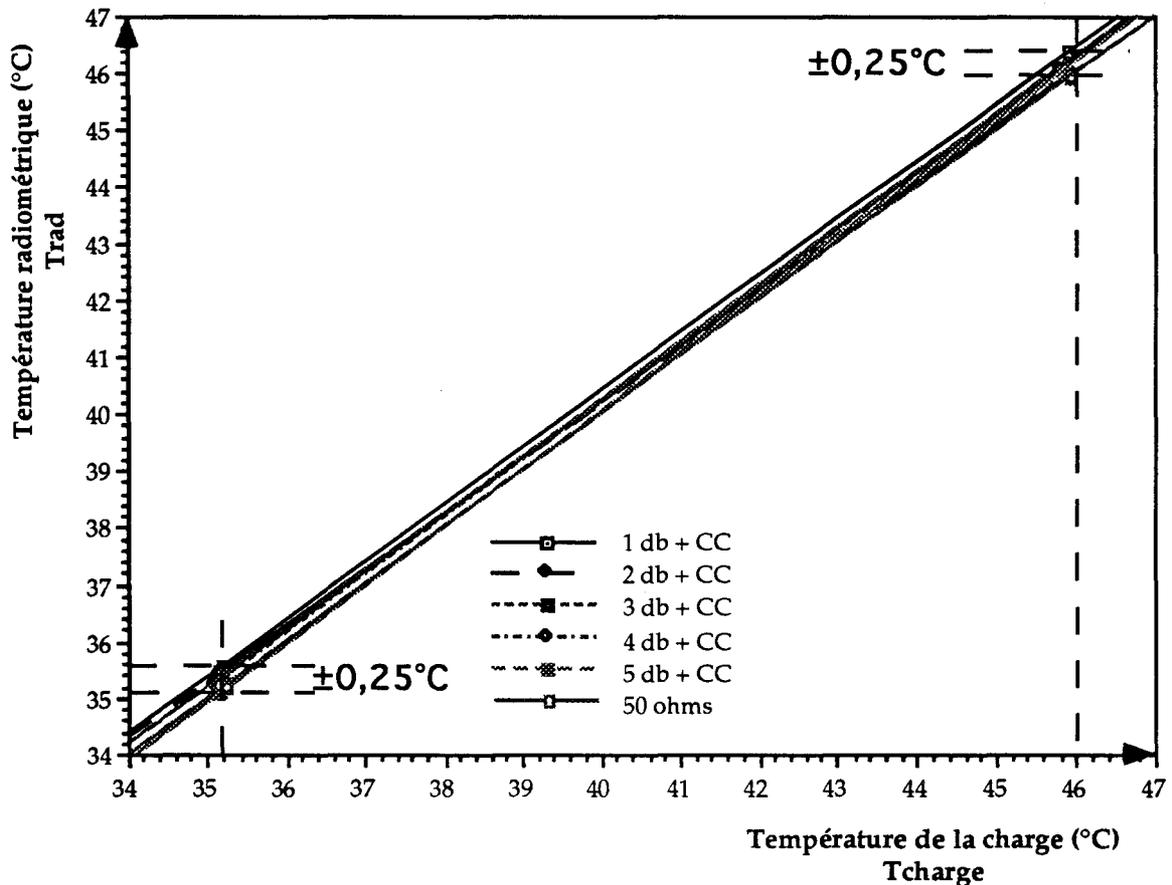
En effet la puissance de bruit de calibration T2 avec les pertes supplémentaires de 0,2 dB diminue fortement et la puissance générée par ces pertes ne compense pas cette diminution.

4 - 5 - 5 - Conclusion sur les pertes des différentes voies.

Plusieurs conclusions peuvent être déduites de ses différentes mesures effectuées et des valeurs calculées à partir du modèle numérique du radiomètre.

1) Les valeurs de températures mesurées sont indépendantes du coefficient de réflexion si les pertes d'insertion sur la voie du court-circuit et sur la voie charge (applicateur) sont égales.

En effet, la courbe IV-6 nous montre les droites d'étalonnages obtenues avec un radiomètre parfaitement équilibré en perte sur les différentes voies pour différents coefficients de réflexion compris entre 0 et 0,66 .



Courbe IV-6 : Droite d'étalonnage après équilibrage de toutes les voies.

Pour chacune des charges suivantes, le tableau ci-dessous donne l'équation de la droite.

Charge.	Coefficient de réflexion.	Pente de la droite	"Offset" de la droite
50 ohms	0	1	0
5 dB + CC	0,1	1,022	-0,84
4 dB + CC	0,16	1,003	0,09
3 dB + CC	0,25	1,009	-0,12
2 dB + CC	0,4	0,979	1,06
1 dB + CC	0,63	1,010	0,01

Tableau IV.7 : Équation des droites d'étalonnage pour différents coefficients de réflexion.

L'erreur absolue obtenue sur la mesure radiométrique est inférieure à $\pm 0,25$ °C pour les droites d'étalonnage ci-dessus.

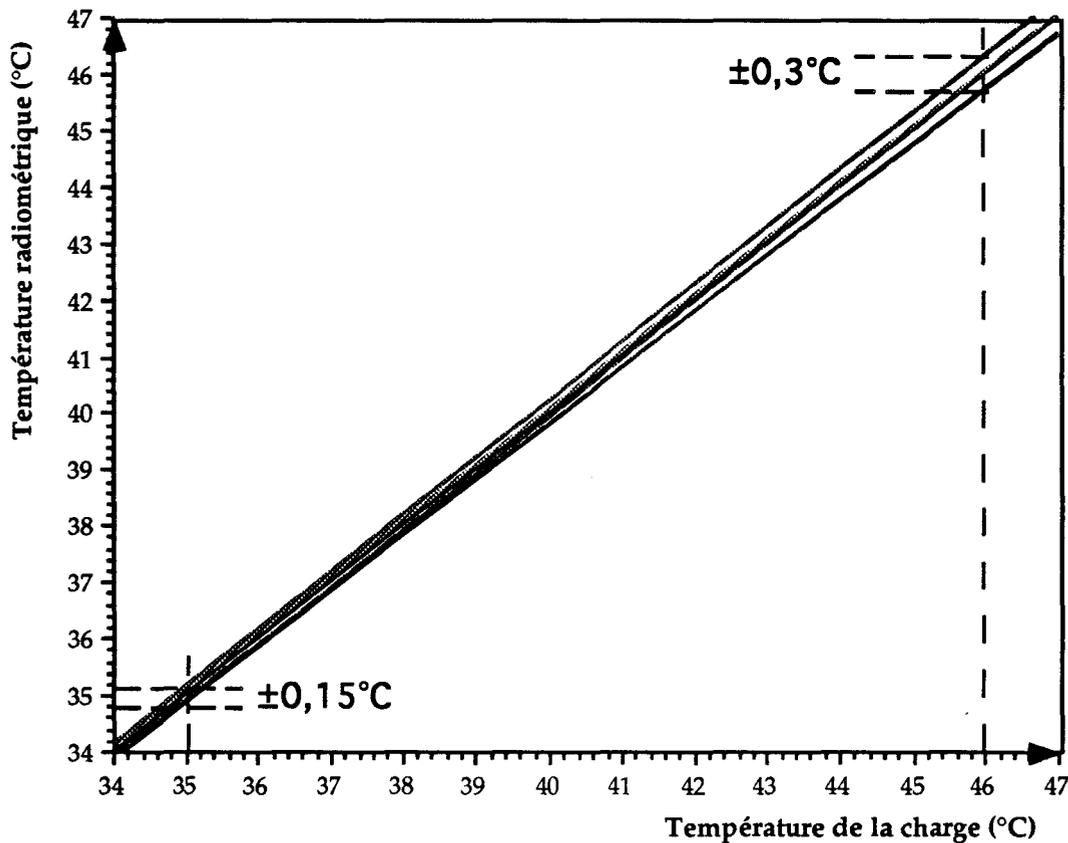
A cause de la méthode utilisée pour déterminer la droite d'étalonnage (Moyennage : voir annexe N°2), l'erreur sur sa pente est au minimum de 1 %. En effet, l'erreur absolue de la mesure radiométrique, après moyennage, est de l'ordre de 0,1°C et la différence des températures entre les deux bains, dans lesquels plongent nos charges, est de l'ordre d'une dizaine de degrés.

En pratique, le coefficient de réflexion moyen des applicateurs utilisés sur nos systèmes d'hyperthermie ou de thérapie est inférieur à 0,3, dans ce cas l'erreur absolue sera plus faible.

2) La pente de la droite de calibration est différente de l'unité si l'une des deux voies des sources de calibration T1 et T2 a des pertes différentes de l'autre, donc lors de la réalisation du radiomètre, nous chercherons à équilibrer au mieux les pertes des voies court-circuit et des voies des sources de calibration T1 et T2 ($< \pm 0,05$ dB).

A partir de notre modèle numérique du radiomètre, la courbe IV-7 montre les différentes droites d'étalonnage calculées pour des variations de

$\pm 0,05$ dB sur les voies court-circuit et les voies de calibration T1 et T2 pour deux valeurs de coefficients de réflexion (0 et 0,3).



Courbe IV-7 : Évolution théorique des droites d'étalonnage pour des variations de $\pm 0,05$ dB sur les voies court-circuit, T1 et T2 pour deux valeurs de coefficient de réflexion (0 et 0,3).

L'erreur maximale est obtenue pour les températures hautes et pour un déséquilibre de $\pm 0,05$ dB sur la voie du court-circuit ou sur la voie T2.

Par contre, pour les pertes d'insertion sur la voie de l'applicateur, une correction logicielle de la valeur de la température mesurée est envisageable pour compenser la variation de la pente de la droite d'étalonnage.

4 - 6 Cas du radiomètre déséquilibré : Pertes différentes entre la voie court-circuit, les sources de calibration T1 et T2 et la voie applicateur.

Pour analyser l'influence des pertes d'insertion sur la voie applicateur, nous maintenons constantes les pertes des composants du modèle numérique

précédent mais introduisons les pertes additionnelles dans la voie applicateur (KM2).

Dans ce cas, les expressions IV-1, IV-2, IV-3 et IV-4 du modèle deviennent :

- Relation dans le cas de la référence Tr1 et le court-circuit

$$V11 = g \text{ Tr1} \quad (IV-9)$$

- Relation dans le cas de la référence Tr2 et le court-circuit.

$$V21 = g \text{ Tr2} \quad (IV-10)$$

- Relation dans le cas de la référence Tr1 et la charge TX.

$$V12 = g (\text{Tr1 KM2 } \rho \text{ KM2} + \text{TA2 (1-KM2)} \rho \text{ KM2} + \text{Tx (1-}\rho \text{) KM2} + \text{TA2 (1-KM2)}) \quad (IV-11)$$

- Relation dans le cas de la référence Tr2 et la charge TX.

$$V22 = g (\text{Tr2 KM2 } \rho \text{ KM2 KC2} + \text{TA2 (1-KM2)} \rho \text{ KM2} + \text{Tx (1-}\rho \text{) KM2} + \text{TA2 (1-KM2)}) \quad (IV-12)$$

avec

$$g = A \cdot k \cdot \Delta F$$

A	Gain de la chaîne
k	Constante de Boltzmann
ΔF	Bande passante du radiomètre
KM2	Perte additionnelle sur la voie applicateur
TA2	Température de la partie perte additionnelle
Tr1, Tr2	Température de référence.
Tx	Valeur de la température à mesurer.
ρ	Coefficient de réflexion moyen à l'interface.

Sur la voie applicateur, les tensions détectées dépendent à la fois de la température à mesurer (Tx), de la valeur du coefficient de réflexion moyen (ρ), de la température de référence (Tr1 ou Tr2), de la température (TA2) et de la valeur des pertes additionnelles (KM2).

A partir de ses quatre relations précédentes, nous pouvons déterminer les expressions de la valeur de la température et du coefficient de réflexion moyen.

La température radiométrique devient :

$$T_x = TA_2 - \frac{KM_2 [Tr_2 (V_{11} - V_{21}) - Tr_1 (V_{12} - V_{22}) + TA_2 (V_{12} - V_{11} + V_{21} - V_{22})]}{KM_2^2 (V_{11} - V_{12}) - V_{21} + V_{22}}$$

(IV-13)

Le coefficient de réflexion moyen devient :

$$\rho = \frac{V_{21} - V_{22}}{KM_2^2 (V_{11} - V_{12})}$$

(IV-14)

Connaissant la température TA_2 et la valeur des pertes additionnelles KM_2 sur la voie applicateur, nous pouvons donc corriger les mesures effectuées par le radiomètre à deux références et déterminer ainsi précisément la température inconnue T_x ainsi que la valeur du coefficient de réflexion moyen.

Ces deux valeurs TA_2 et KM_2 sont donc introduites dans le logiciel du radiomètre afin de corriger les mesures radiométriques.

4 - 7 - Mesures expérimentales de la sensibilité.

Dans le chapitre III, nous avons montré que la sensibilité du radiomètre à deux références dépend à la fois de la température à mesurer et du coefficient de réflexion. La sensibilité est la meilleure lorsque la température à mesurer se

situé entre les températures de référence et lorsque le coefficient de réflexion est égal à zéro.

Deux séries de 100 mesures radiométriques sont effectuées avec une charge 50 ohms portée à 45,1 °C puis 26,5 °C : la première dans la gamme des températures de référence (comme pour notre radiomètre : $Tr1e = 35$ °C et $Tr2e = 56$ °C) et la seconde à l'extérieur. La constante de temps par phase est égale à une seconde. Le temps global d'une mesure est de l'ordre de 5 secondes en tenant compte des temps d'établissement du commutateur micro-onde.

Les valeurs théoriques de la sensibilité tiennent compte de caractéristiques identiques à celles du radiomètre à une référence (Configuration de l'annexe N°1).

Les résultats de ces mesures sont résumés dans le tableau ci-après :

	Série à 26,5 °C	Série à 45,1 °C
Valeur minimale	26,52 °C	45,17 °C
Valeur maximale	26,78 °C	45,38 °C
Étendue	0,26 °C	0,21 °C
Valeur moyenne	26,63 °C	45,27 °C
Écart type	0,058 °C	0,046 °C
Sensibilité Théorique	0,061 °C	0,044 °C

Tableau IV.8 : Sensibilité du radiomètre à deux références.

La valeur de l'écart type pour la charge portée à 45,1 °C (à l'intérieur des deux températures de référence) est de 0,046 °C et elle est légèrement supérieure 0,058 °C pour la charge portée à la température de 26,5 °C (extérieur aux températures de référence).

Ces mesures sont difficiles à effectuer car il faut sur une période de 100 mesures radiométriques (soit environ 500 secondes) une stabilité de la température du bain thermostaté mieux que 0,02°C afin de ne pas influencer l'écart type de la mesure radiométrique.

Les bains thermostatés du laboratoire sont stables $\pm 0,02$ °C. Avec l'inertie de l'eau et de la résistance 50 Ω plongée dans le bain, nous pouvons espérer que les variations de température entre deux mesures radiométriques sont très faibles.

Les deux valeurs d'écart type vérifient bien la théorie de la sensibilité du radiomètre.

En conclusion, la valeur de l'écart type est la plus faible lorsque la température à mesurer est comprise entre les deux valeurs de température de référence $Tr1e$ et $Tr2e$.

Maintenant, nous allons comparer la valeur de la sensibilité du radiomètre pour des temps d'intégration de 0,5 seconde et 1 seconde par phase.

Les mesures sont résumées dans le tableau ci-dessous.

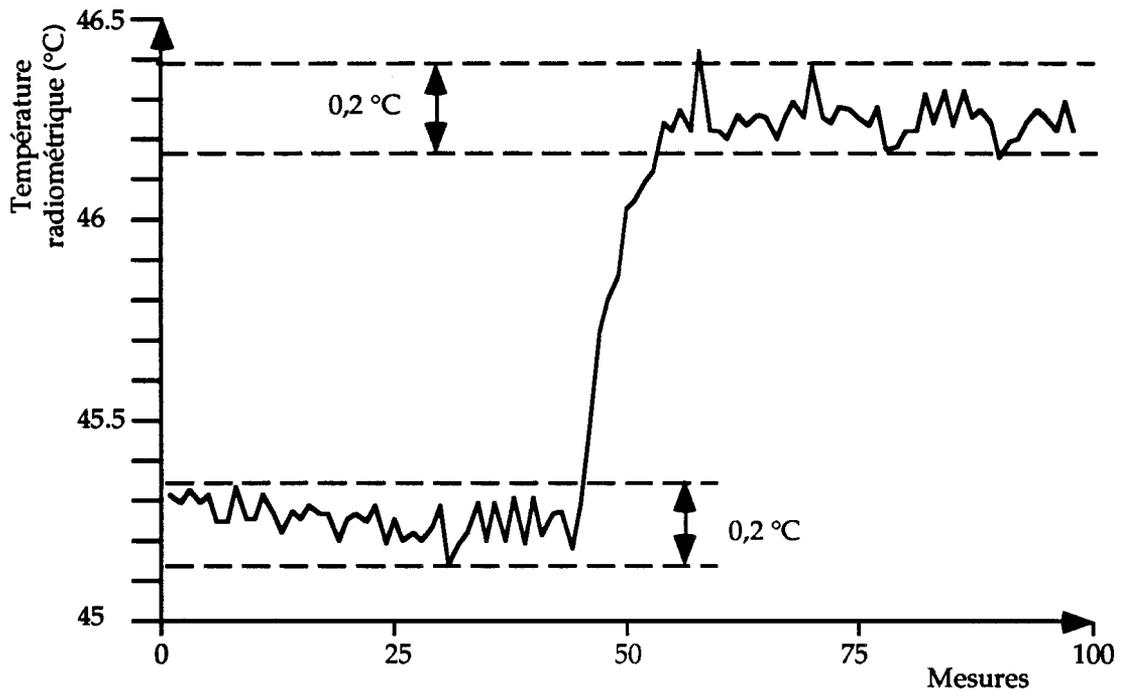
	0,5 seconde par phase	1 seconde par phase
Valeur minimale	45,16 °C	45,17 °C
Valeur maximale	45,43 °C	45,38 °C
Étendue	0,27 °C	0,21 °C
Valeur moyenne	45,26 °C	45,27 °C
Écart type	0,068 °C	0,045 °C
Sensibilité Théorique	0,062 °C	0,044 °C

Tableau N° IV.9 : Comparaison de la sensibilité pour deux temps d'intégration 0.5 s et 1 s.

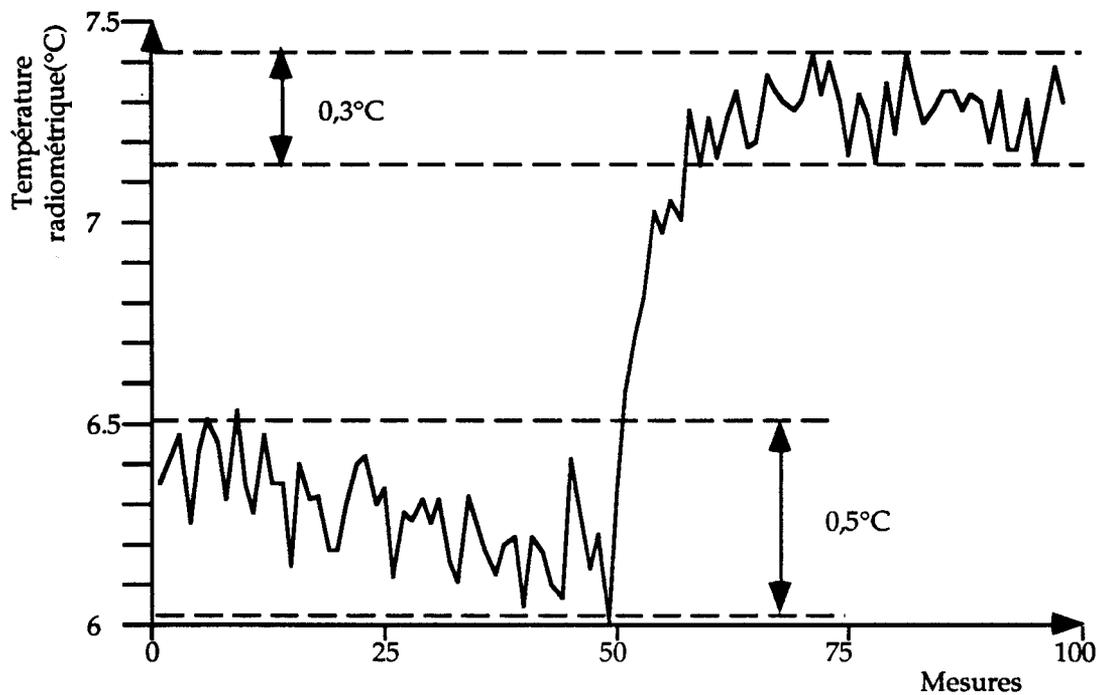
Lorsque les temps d'intégration diminuent, la sensibilité augmente légèrement, d'environ 40 % ce qui est conforme à la théorie de la sensibilité : avec un temps d'intégration de 0.5 seconde par phase, le temps d'une mesure radiométrique est de l'ordre de 2.5 secondes en tenant compte des différents temps de commutation des relais micro-ondes alors qu'il est de 5 secondes pour un temps d'intégration d'une seconde par phase.

Deux nouvelles séries de mesures sont effectuées dans le but de visualiser la variation de la mesure radiométrique en fonction du temps. La première série se situe à l'intérieur de la gamme des températures de référence $Tr1e$ et $Tr2e$ et la seconde à l'extérieur.

Les courbes IV.6 et IV.7 donnent les résultats de ces mesures.



Courbe N° IV.6 : Bruit de la mesure pour une température de 45°C.



Courbe N° IV.7 : Bruit de la mesure pour une température de 6°C.

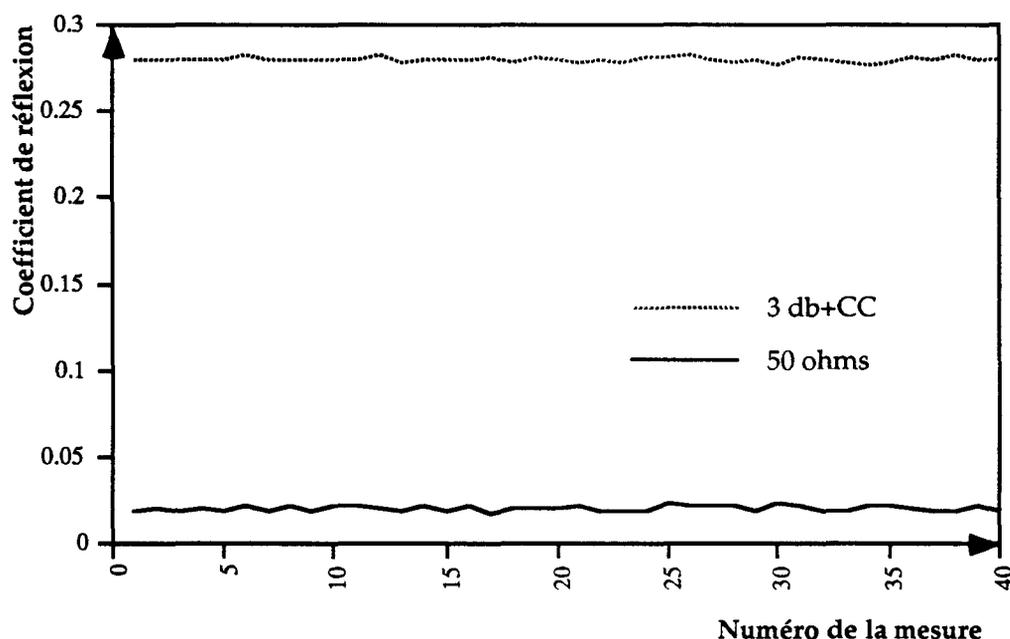
Le variation de la mesure radiométrique est plus faible lorsque la mesure se situe dans la plage des températures de références équivalentes, ceci confirme donc l'étude théorique sur la précision de la mesure radiométrique du radiomètre idéal (chapitre III).

4 - 8 - Mesures radiométriques du coefficient de réflexion moyen.

Dans un premier temps, nous évaluons la précision sur la mesure radiométrique du coefficient de réflexion et dans un second temps, nous comparons la valeur mesurée par rapport à celle obtenue à l'analyseur de réseau dans la bande de 2 à 4 GHz pour chacune des différentes charges utilisées.

Pour mesurer la variation du coefficient de réflexion, une série de mesures est effectuée à partir de deux charges thermostatées, une charge 50 ohms et une charge composée d'un court-circuit et d'un atténuateur de 3 dB.

La courbe N°IV.8 montre les variations du coefficient de réflexion en fonction du temps pour une série de 40 mesures consécutives.



Courbe N° IV.8 : Variation du coefficient de réflexion mesuré avec le radiomètre.

A partir de ces mesures, le tableau suivant donne les paramètres statistiques de cette série de mesures.

Paramètres	50 ohms (ρ Théo. =0)	3 dB+ CC (ρ Théo. =0,25)
Valeur minimale	0,018	0,276
Valeur maximale	0,024	0,282
Étendue	0,006	0,006
Valeur moyenne	0,021	0,279
$\Delta\rho / \rho$	$\pm 14 \%$	$\pm 1 \%$
Valeur théorique (sensibilité=0,05°C)	$\pm 12 \%$	$\pm 1 \%$

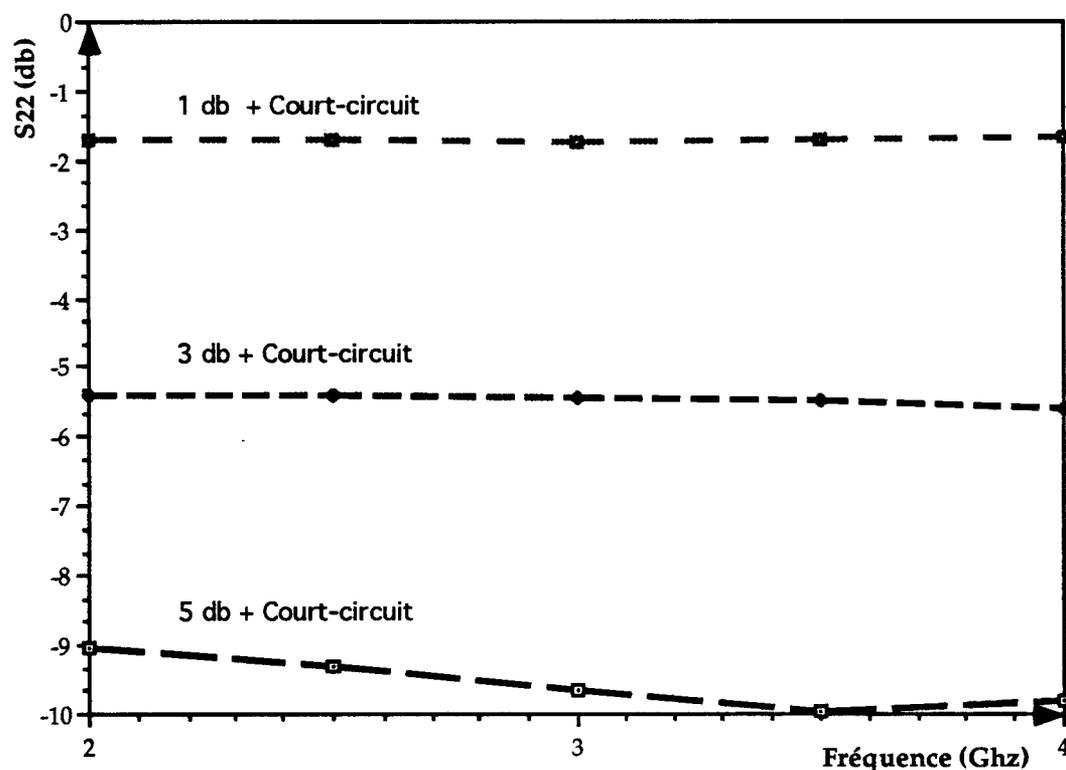
Tableau N° IV.10 : Paramètres statistiques du coefficient de réflexion.

Dans ce tableau, les valeurs théoriques de la précision du coefficient de réflexion sont déduites des courbes N°2 du chapitre III qui sont tracées pour deux valeurs de sensibilité (0,05 °C et 0,1°C).

En conclusion, la précision sur le coefficient de réflexion dépend à la fois de la sensibilité du radiomètre et de la valeur de ce coefficient.

Nous rappelons que la précision relative est importante pour les petits coefficients de réflexion (<0,05) mais très acceptable en valeur absolue, l'étendue de cette série de mesures variant de moins de 0,006.

Afin de déterminer le coefficient de réflexion moyen dans la bande du radiomètre (2-4 GHz) chaque charge a été caractérisée à l'analyseur de réseau Hewlett-Packard 85107.



Courbe N° IV - 9 : Évolution fréquentielle du coefficient de réflexion pour différentes charges.

De ces courbes, une valeur moyenne a été déduite pour chaque charge que nous comparons aux mesures effectuées avec le radiomètre à deux références.

Le tableau ci-dessous résume ces différentes mesures.

Type de charge	ρ théorique	ρ mesuré (radiomètre)	ρ moyen (analyseur)	S22 en dB (analyseur)
50 Ω	0	0,02	0	- 62 dB
5 dB + CC	0,1	0,14	0,11	- 9,5 dB
3 dB + CC	0,25	0,27	0,28	- 5,5 dB
1 dB + CC	0,63	0,66	0,68	- 1,7 dB
Antenne urétrale		0,12	0,1	- 10 dB

Tableau N° IV - 11 - : Comparaison des mesures du coefficient de réflexion par le radiomètre et par l'analyseur de réseau.

L'erreur absolue de la mesure du coefficient de réflexion par rapport à l'analyseur de réseau est inférieure à 0,03.

La précision des atténuateurs (3 et 5 dB) étant de $\pm 0,3$ dB et de $\pm 0,1$ dB pour l'atténuateur 1 dB, explique la différence entre les valeurs mesurées et théoriques.

Cette mesure du coefficient de réflexion moyen permettra d'estimer le couplage de l'applicateur sur le milieu pour les systèmes d'hyperthermie que nous verrons dans le chapitre suivant.

4 - 9 - Répartition des mesures radiométriques.

La fonction de répartition des mesures radiométriques est donnée par la loi normale et le tableau ci-dessous résume l'importance des erreurs de distribution pour un écart type égal à $0,05$ °C correspondant à un temps d'intégration de l'ordre de $0,5$ seconde par phase.

Limite	Erreur en °C	Pourcentage (%) dans la limite	Défaut pour 10^6 mesures
$\pm \sigma$	$\pm 0,05$	68,26	317 400
$\pm 2 \sigma$	$\pm 0,1$	95,44	45 600
$\pm 3 \sigma$	$\pm 0,15$	99,32	6 810
$\pm 4 \sigma$	$\pm 0,2$	99,3790	6 210
$\pm 5 \sigma$	$\pm 0,25$	99,97670	233
$\pm 6 \sigma$	$\pm 0,3$	99,999660	3,4

Tableau IV.12 : Répartition des mesures radiométriques.

Dans 99 % des mesures, l'erreur sur la mesure radiométrique sera comprise entre $- 0,15$ °C et $+ 0,15$ °C.

4 - 10 - Conclusion sur le radiomètre à deux références de température.

Le radiomètre réel à deux références de température Tr_1 et Tr_2 doit être considéré comme un radiomètre idéal en remplaçant les valeurs des températures réelles par des températures équivalentes qui tiennent compte de toutes les pertes d'insertion.

Avec un équilibrage en pertes d'insertion sur toutes les voies (court-circuit, applicateur, bloc d'étalonnage T1 et T2), la mesure de la température radiométrique absolue est possible.

Toute perte d'insertion supplémentaire sur la voie applicateur peut être compensée par logiciel en tenant compte de la valeur des pertes additionnelles et de la température de l'élément additionnel présentant ces pertes.

La sensibilité de la mesure radiométrique est la même qu'un radiomètre à une référence lorsque la température à mesurer se situe dans la plage des températures équivalentes T_{r1e} et T_{r2e} .

Ce radiomètre mesure aussi le coefficient de réflexion moyen dans la bande du radiomètre permettant ainsi d'informer sur la qualité du couplage applicateur-milieu. La précision de la mesure du coefficient de réflexion est de l'ordre de 5% pour des coefficients de réflexion compris entre 0,1 et 0,5.

CHAPITRE V

LES APPLICATIONS : LES SYSTÈMES D'HYPERTHERMIE ET DE THERMOTHÉRAPIE

Introduction

Dans ce chapitre, nous décrivons succinctement les nouveaux systèmes d'hyperthermie ou de thermothérapie micro-onde utilisant le radiomètre à deux références internes pour la mesure et le contrôle de la température.

Le premier système que nous avons appelé THERMOCAR, permet le traitement de l'adénome prostatique ; il offre la possibilité de chauffer simultanément avec l'applicateur urétral et rectal tout le volume prostatique.

Le second, appelé GYNECAR est orienté vers le traitement en gynécologie, des ménorragies.

Le troisième système, appelé HIMCAR II, est réservé pour les traitements en cancérologie. Cette machine est composée de 12 générateurs à 434 MHz chacun alimentant une antenne filaire ; en outre, six des 12 antennes filaires peuvent mesurer la température par radiométrie. Ce système réalise l'hyperthermie interstitielle micro-onde, technique utilisée en association avec la curiethérapie par fils d'Iridium radioactifs.

Ces trois systèmes ont été étudiés et réalisés à l'U279 à partir de modules spécifiques de la société BRUKER ou d'anciens systèmes d'hyperthermie de notre groupe.

Après la description des systèmes, nous analysons les différentes erreurs sur la mesure radiométrique, apportées principalement par les pertes des antennes applicateurs qui modifient d'une part l'équilibrage des différentes voies du radiomètre et d'autre part contribuent à l'échauffement de l'applicateur lui même lors de la séance d'hyperthermie ou de thermothérapie.

Pour ce qui concerne les pertes de l'applicateur qui déséquilibrent le radiomètre, nous corrigeons cette erreur par logiciel en tenant compte non seulement de la valeur des pertes d'insertion de l'applicateur mais aussi de sa température .

Nous proposons alors deux solutions pour compenser l'erreur apportée par l'échauffement de l'applicateur.

5 - 1 - Description des nouveaux systèmes.

5 - 1 - 1 - THERMOCAR : le système de traitement de l'adénome prostatique.

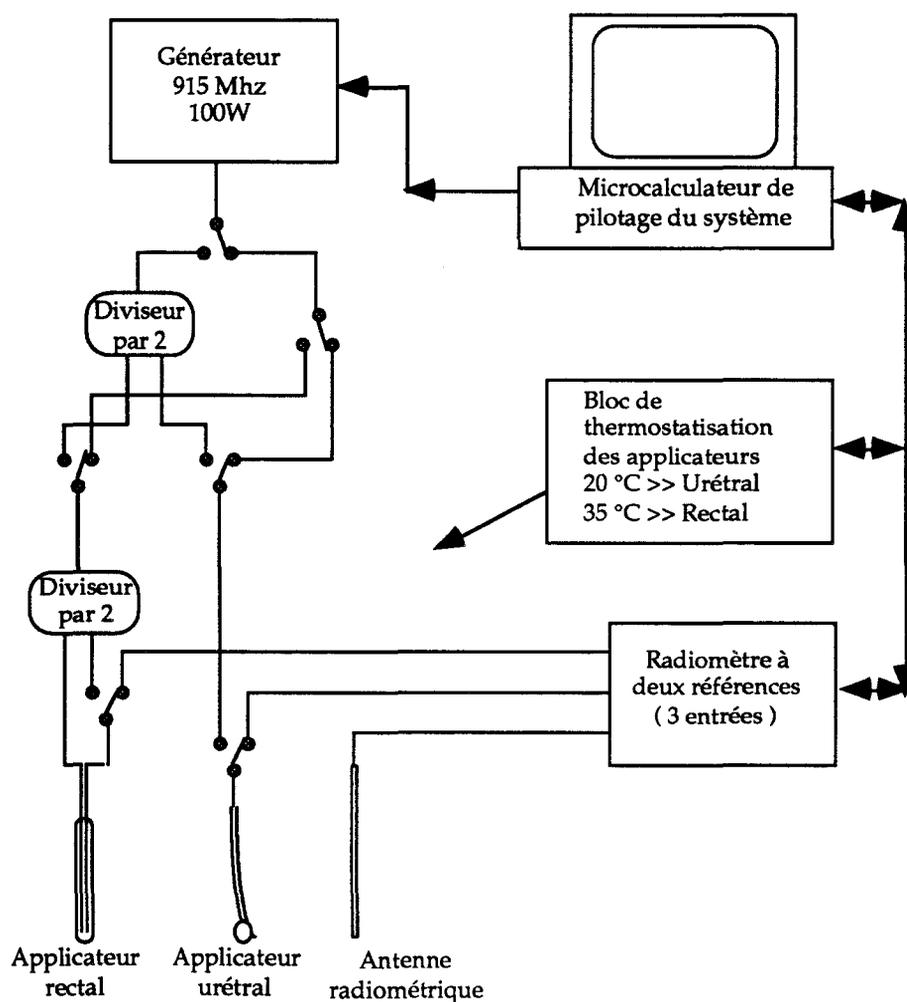


Figure V.1 : Synoptique du système THERMOCAR.

Ce système comprend les mêmes sous-ensembles que les systèmes d'hyperthermie de la première génération. Le générateur de puissance peut attaquer soit l'applicateur urétral ou l'applicateur rectal, soit les deux applicateurs simultanément grâce à l'utilisation d'un diviseur de puissance équilibré qui délivre alors une puissance identique à chacun des applicateurs.

Le bloc de thermostatisation permet de thermostatiser les antennes de chauffage afin de stabiliser leur bruit thermique propre. Il protège également le tissu au contact de l'applicateur de brûlures éventuelles pendant la séance de chauffage.

Le radiomètre possède trois entrées de mesures : deux sont connectées aux applicateurs de chauffage qui servent également d'antenne de réception du signal thermique en radiométrie et la troisième peut être connectée à une antenne radiométrique supplémentaire [49,50,51].

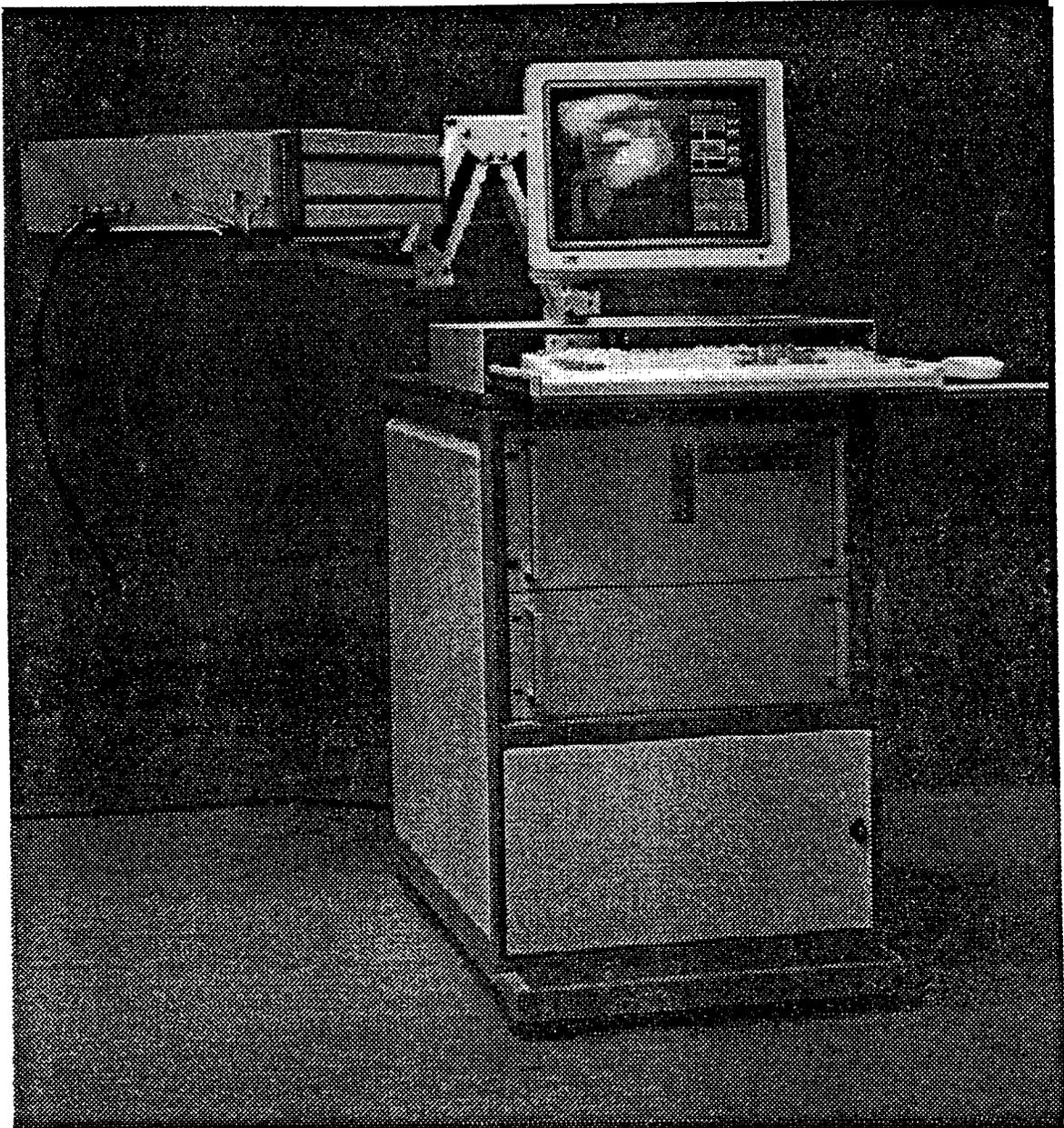


Photo N°V.1 : Vue du système THERMOCAR.

Cette antenne supplémentaire permet une mesure radiométrique par la voie rectale lors du chauffage par voie urétrale. Dans ce chapitre, nous verrons l'intérêt d'une telle mesure en ce qui concerne les erreurs de mesures radiométriques lors de séance de thermothérapie.

5 - 1 - 2 - GYNECAR : le système de traitement en gynécologie.

Ce système est basé sur le même principe que le système précédent. Deux types d'applicateurs peuvent y être connectés. Le premier est prévu avec une seule antenne pour le chauffage et la mesure radiométrique tandis que le second fonctionne avec deux antennes dont l'une sert aussi à la mesure radiométrique [53].

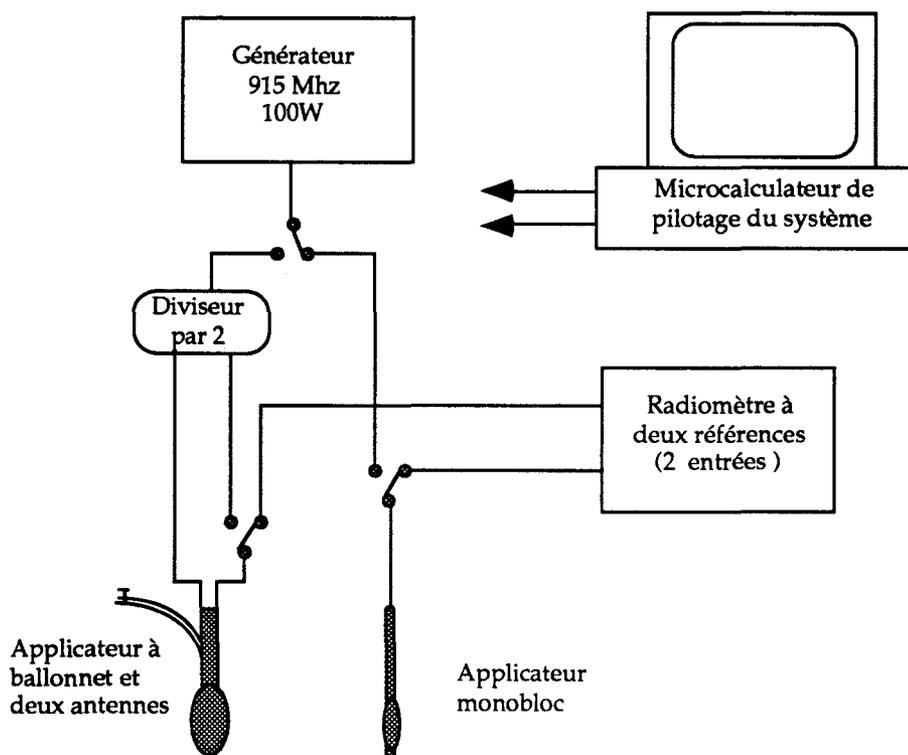


Figure N° V.2 : Synoptique du système GYNECAR.

Ce système a été étudié et réalisé dans le cadre du contrat G.B.M. 91 avec la société Bruker.

L'applicateur monobloc constitué à partir d'une seule antenne permettant le chauffage et la mesure radiométrique a été étudié par Mr Morganti lors de son travail de thèse [32,33].

Le second applicateur associe un ballonnet gonflable à deux antennes filaires glissées dans deux gaines plastiques collées sur ce ballonnet [76].

La description de ces deux applicateurs est reportée au chapitre VI (Résultats cliniques) car les protocoles thérapeutiques dépendent à la fois des applicateurs et des mesures radiométriques.

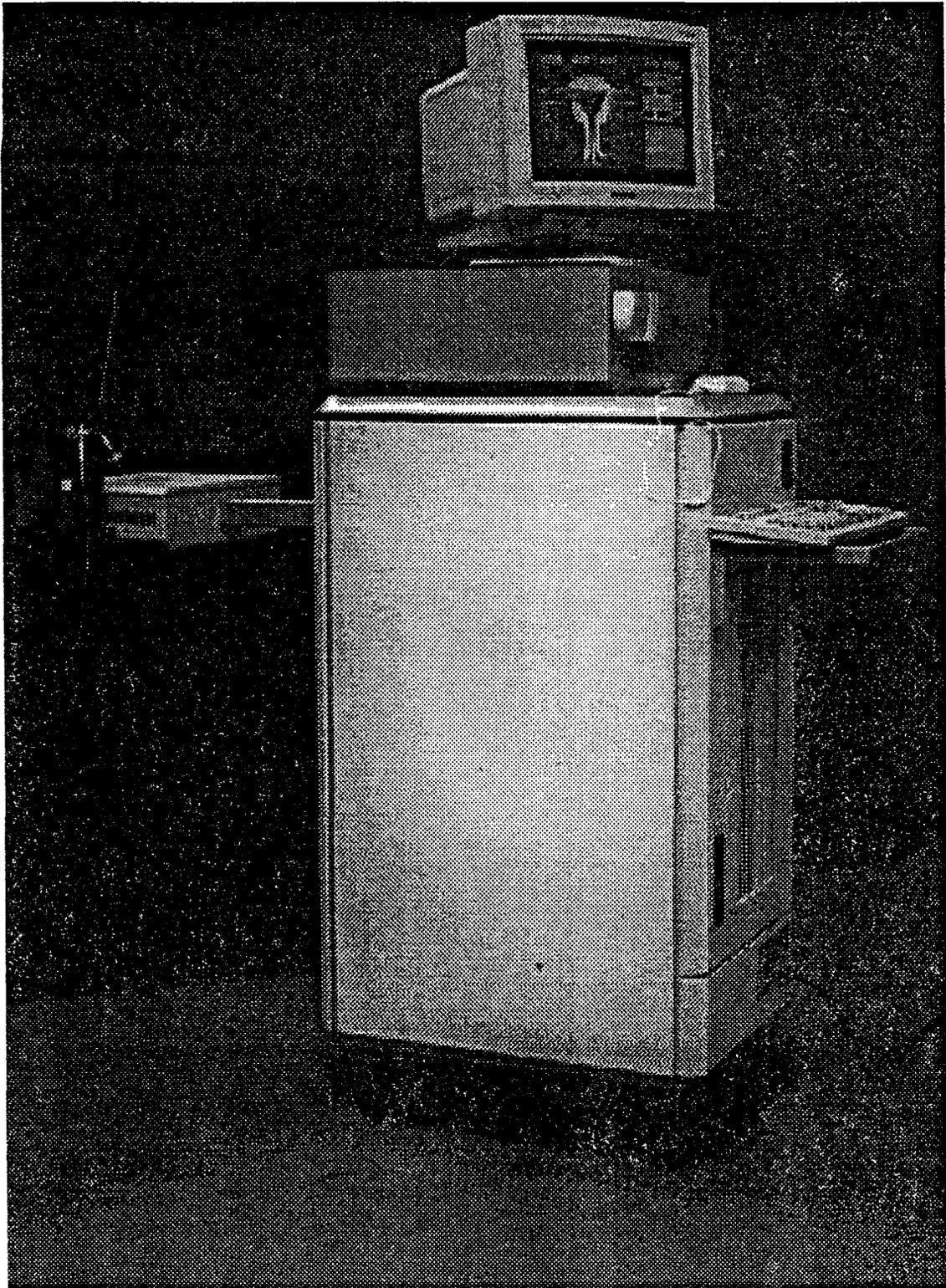


Photo N° V.2 : Vue du système GYNECAR.

Le radiomètre à deux références mesure sur l'une ou l'autre voie en fonction de l'applicateur utilisé pour les expérimentations.

Ces applicateurs ont permis de mettre au point le protocole de traitement des ménorragies. Nous commenterons les résultats cliniques dans le chapitre VI.

Un applicateur développé par Mr M. Weiss (Ingénieur de la société BRUKER), composé de quatre antennes filaires a également été utilisé pour ce traitement.

5 - 1 - 3 - HIMCAR II : le système de traitement en hyperthermie interstitielle.

La figure N° V.3 montre la vue d'ensemble du système d'hyperthermie interstitielle tandis que la figure N°V.4 détaille la tête radiométrique qui permet d'effectuer des mesures radiométriques avec six des douze antennes que comporte le système.

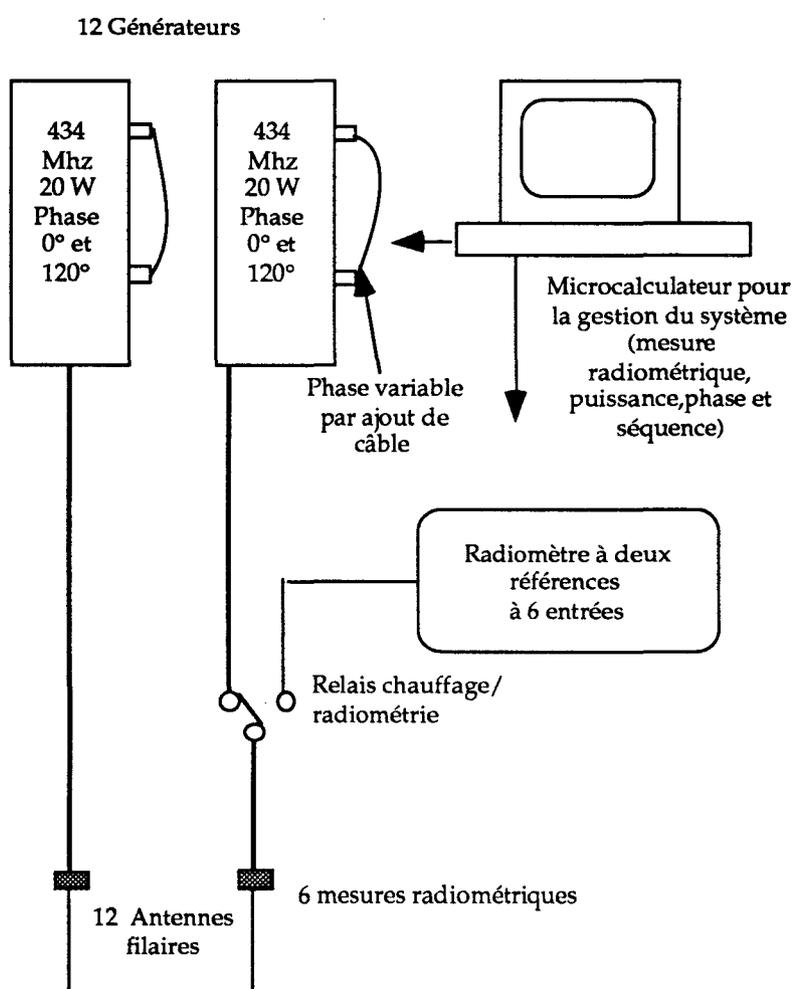


Figure N° V.3 : Synoptique du système HIMCAR II.

Ce système comprend douze générateurs de 20 W à 434 MHz (alimentant chacune une antenne) dont la phase peut prendre deux valeurs distinctes (0 ou 120°) grâce à une commande logique interne au système. Cette variation de phase est réalisée en ajoutant une longueur de ligne supplémentaire sur le parcours du signal émis par le générateur.

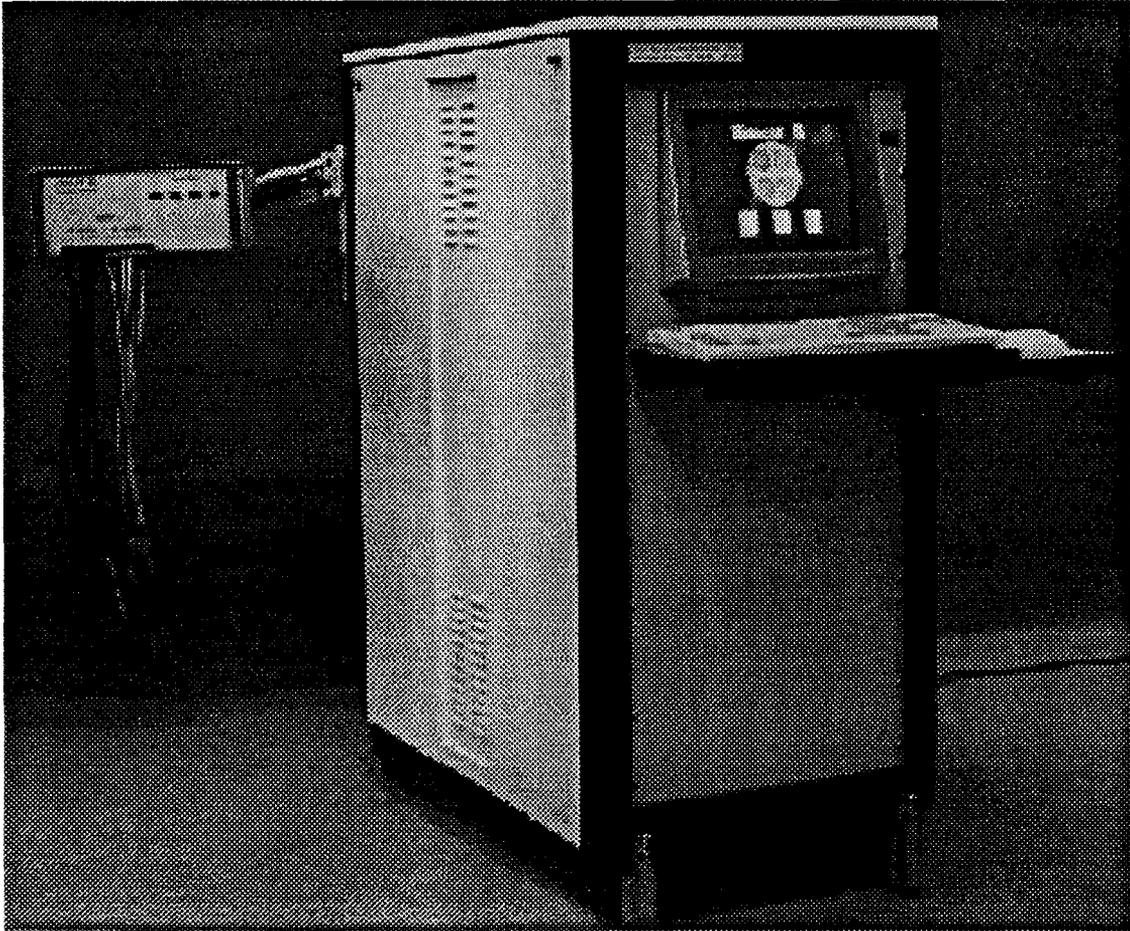


Photo V.3 : Vue du système HIMCAR II.

Dans sa thèse, Mr J.C. Camart a démontré théoriquement que la répartition thermique est meilleure en faisant varier la phase des différentes antennes [7,55]. C'est pourquoi, le prototype développé comporte cette possibilité de phase commutable pour chaque antenne.

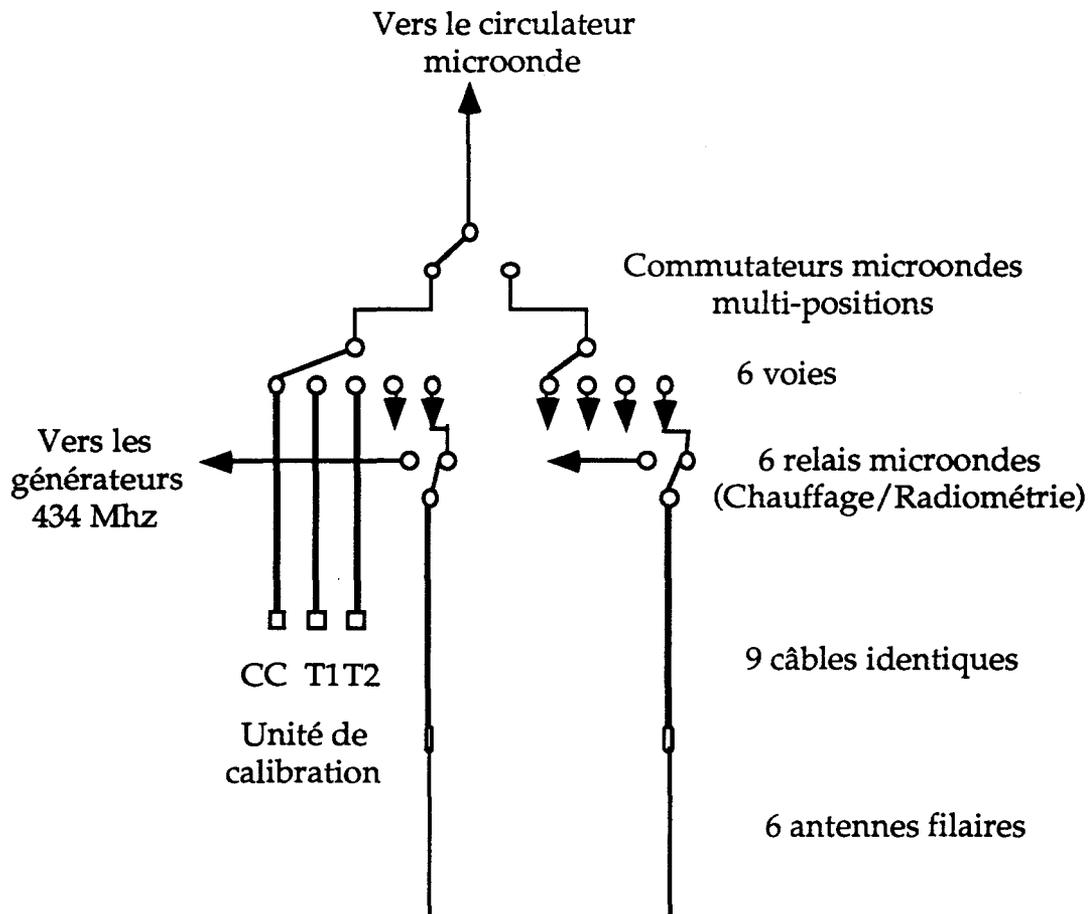


Figure N° V.4 : Synoptique de la tête radiométrique.

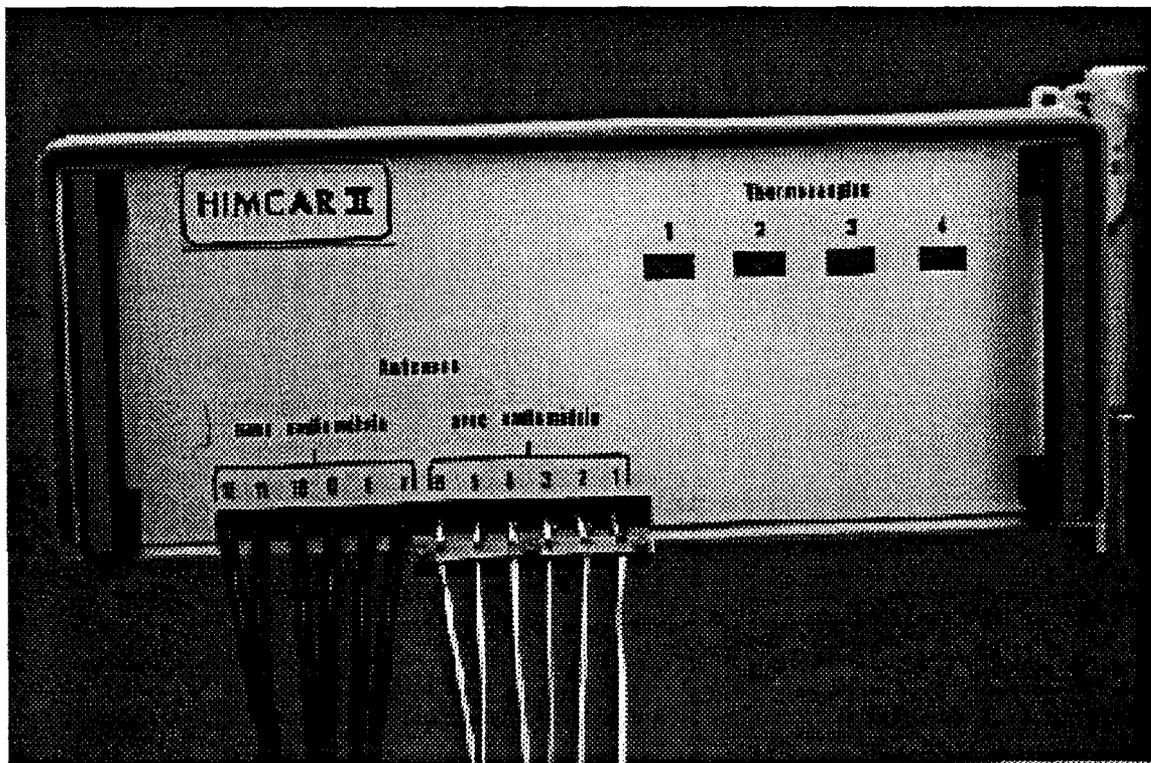


Photo V.4 : Vue du radiomètre et des différentes entrées.

Pour avoir un équilibrage sur les 9 voies (six mesures radiométriques, deux pour le système de calibration et une pour la voie court-circuit), le choix s'est porté sur des commutateurs micro-ondes multi-positions de RADIALL. Ils possèdent des pertes d'insertion faibles de 0,15 dB à 3 GHz sur chaque voie. La répétabilité de la dispersion entre les voies est ± 0.01 dB et a été mesurée par la société RADIALL sur une série de 15 pièces.

5 - 1 - 4 - Traitement du signal radiométrique. Principe de la détection et description du logiciel de traitement.

La figure N° V.5 montre le schéma de principe du dispositif du traitement du signal radiométrique. Il est composé principalement d'un amplificateur à faible bruit dont le gain est de l'ordre de 50, suivi d'un circuit additionneur. Celui-ci additionne le signal radiométrique et un signal d'alignement continu délivré à partir du microcalculateur, de telle façon que les amplificateurs fonctionnent dans leur régime linéaire et que le signal de sortie soit compatible avec l'entrée du convertisseur analogique-numérique du microcalculateur.

Ce montage permet de supprimer toutes les constantes d'intégration du montage proposé par Mr D. Vanlout utilisé sur les systèmes HYL CAR II et PROST CARE de la Société BRUKER.

Le temps de réponse pour rechercher la valeur de la ligne de base permettant l'alignement est de l'ordre de quelques dizaines de millisecondes et dépend essentiellement du logiciel de recherche qui est décrit ultérieurement.

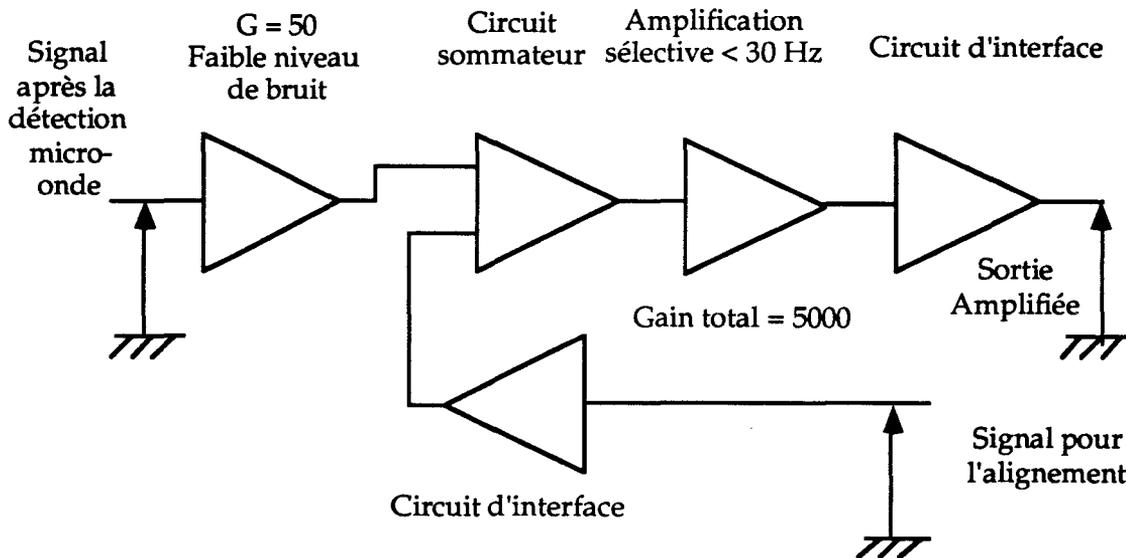


Figure N° V.5 : Traitement du signal radiométrique détecté

Le signal radiométrique en fonction des phases du radiomètre correspondant aux différentes positions du relais micro-onde et du commutateur est de la forme suivante :

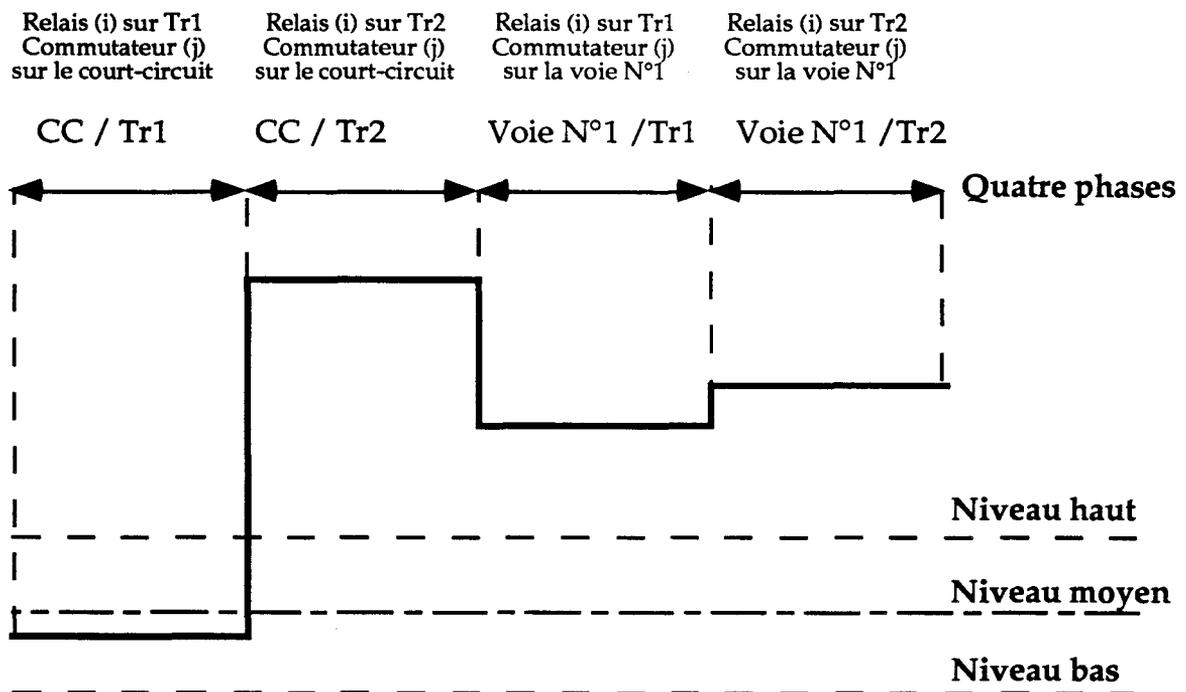


Figure N° V.6.A : Forme des signaux après amplification.

Pour une mesure radiométrique, quatre phases sont donc nécessaires et obtenues par combinaison des deux états du relais micro-onde et du commutateur d'entrée.

Dans la position du court-circuit pour le commutateur d'entrée et sur la source de référence pour le relais micro-onde (CC / Tr1 et CC/Tr2), le niveau du signal radiométrique est proportionnel à la valeur de la température de référence.

Pour la position sur l'applicateur pour le commutateur (Voie N°1 / Tr1 et Voie N°1 /Tr2) le signal dépend à la fois de la valeur de la température Tx à mesurer, du coefficient de réflexion moyen au niveau tissu-applicateur et de la température des références internes Tr1 et Tr2.

Pour aligner correctement la ligne de base, le signal continu d'alignement est testé pour qu'il soit compris entre un niveau BAS et un niveau HAUT, lorsque les positions des relais micro-ondes sont sur le court-circuit et la référence TR1.

L'organigramme V.7 nous montre le principe de ce logiciel de traitement du signal radiométrique.

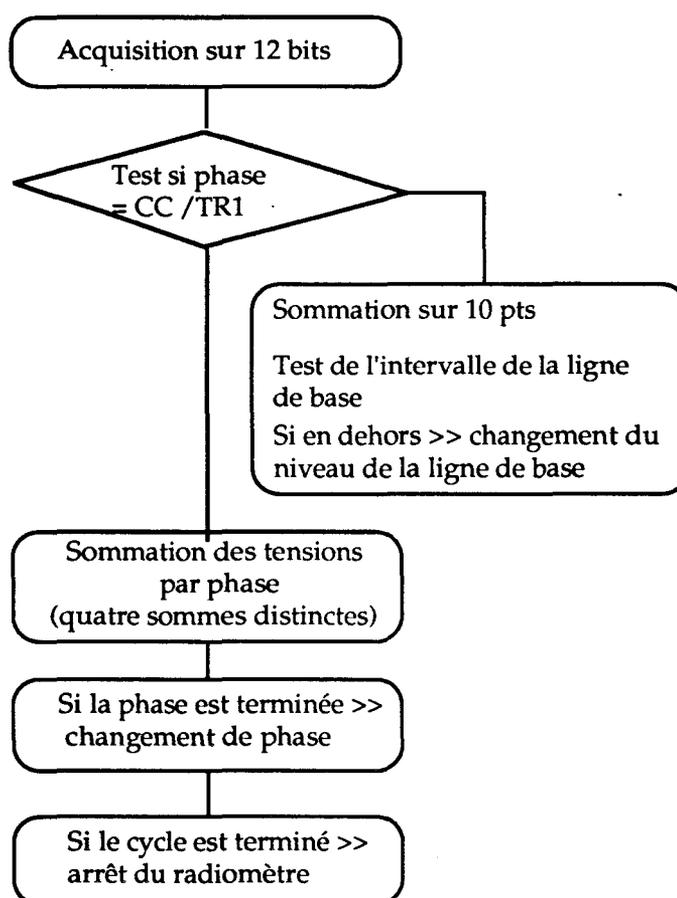


Figure V.7 : Organigramme utilisé pour le traitement du signal radiométrique.

Pour chaque phase, le signal est sommé pendant un temps d'intégration prédéterminé (annexe N° 5). La sensibilité dépend de ce temps d'intégration qui est de 0,5 ou 1 seconde par phase suivant le système d'hyperthermie.

La fréquence d'échantillonnage est choisie à 100 Hz compte tenu de la bande passante du signal détecté. Le temps d'établissement des commutateurs micro-ondes est inférieur à 30 millisecondes, donc une attente du même ordre est effectuée avant toute nouvelle intégration et ceci à chaque changement de phase.

5 - 1 - 5 - Mesure de la qualité du signal radiométrique.

En pratique, le signal radiométrique du milieu à mesurer peut être entaché d'un signal parasite (ondes électromagnétiques extérieures) capté par l'antenne, dépendant du couplage de l'applicateur au milieu sous investigation ; ce signal est aussi amplifié par la chaîne de mesure.

La figure V-6-B montre un exemple d'un signal radiométrique et d'un bruit parasite superposé.

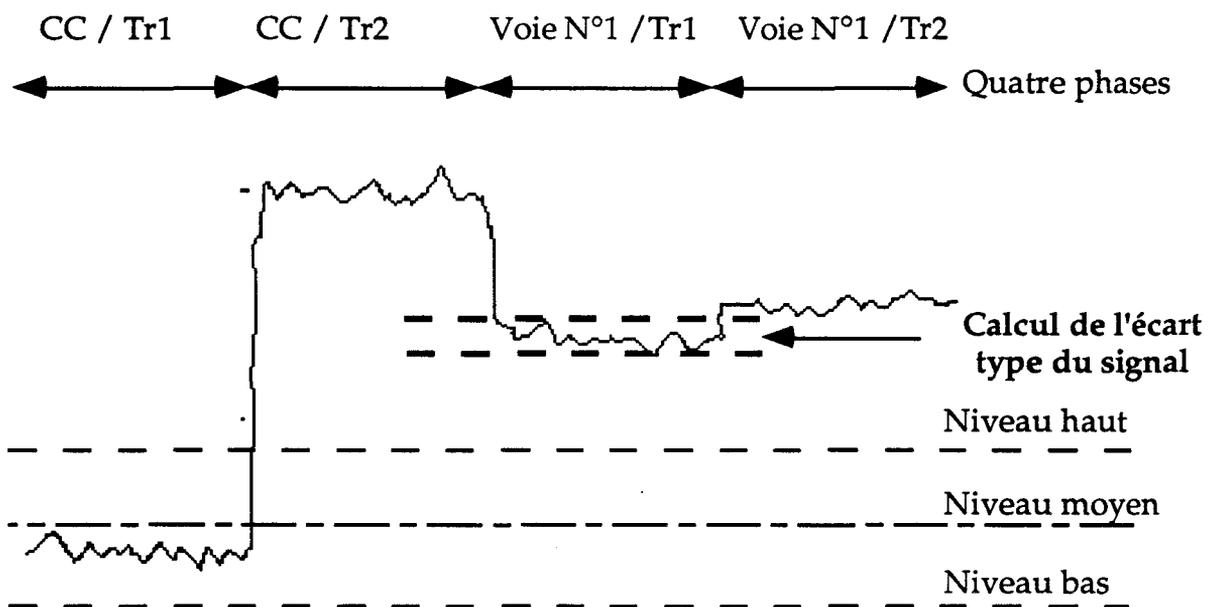


Figure V-6-B : Signal radiométrique après amplification.

Afin d'estimer le plus correctement la température, nous devons déterminer la qualité du signal radiométrique. Pour cela, un traitement complémentaire détermine l'écart type du signal (relation V-1) pour chaque phase du radiomètre. Cette valeur de l'écart type nous informe sur l'amplitude du bruit parasite.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_1^n V_i^2 - \left(\frac{\sum_1^n V_i}{n} \right)^2} \quad (V-1)$$

avec

V_i Mesure de la tension V_i à l'instant i
 n Nombre de mesures V_i

A chaque acquisition, le logiciel de traitement du signal radiométrique qui comprend un module complémentaire, calcule la somme des tensions détectées élevées au carré. A la fin des différentes phases du radiomètre, avant de calculer la température à partir de la relation du radiomètre à deux références (relation III-20), des tests sur l'écart type de chaque phase sont exécutés par rapport à un bruit équivalent donné (par exemple 1°C) et permettent de définir la qualité du signal radiométrique. Une information visuelle informe alors le manipulateur si la mesure est bruitée.

5 - 2 - Études des différentes erreurs sur la mesure radiométrique dans les systèmes d'hyperthermie.

En général, les applicateurs utilisés sur les systèmes d'hyperthermie servent aussi à la mesure radiométrique.

Les pertes d'insertion de la voie applicateur interviennent dans la mesure radiométrique que nous avons vu dans le chapitre IV.5. Mais, nous avons aussi un échauffement des câbles ou des tronçons de câble traversés par l'énergie de chauffage qui est la cause d'une deuxième erreur qu'il est indispensable de chiffrer.

5 - 2 - 1 - Erreur induite par les pertes d'insertion de l'applicateur.

Un équilibrage parfait entre les différentes voies détermine une droite d'étalonnage de pente égale à l'unité avec un décalage de l'offset nul.

Malheureusement, pour les systèmes d'hyperthermie, sur la voie applicateur, le relais micro-onde permettant le chauffage et la mesure radiométrique ainsi que l'applicateur lui même présentent des pertes d'insertion supplémentaires par rapport aux autres voies.

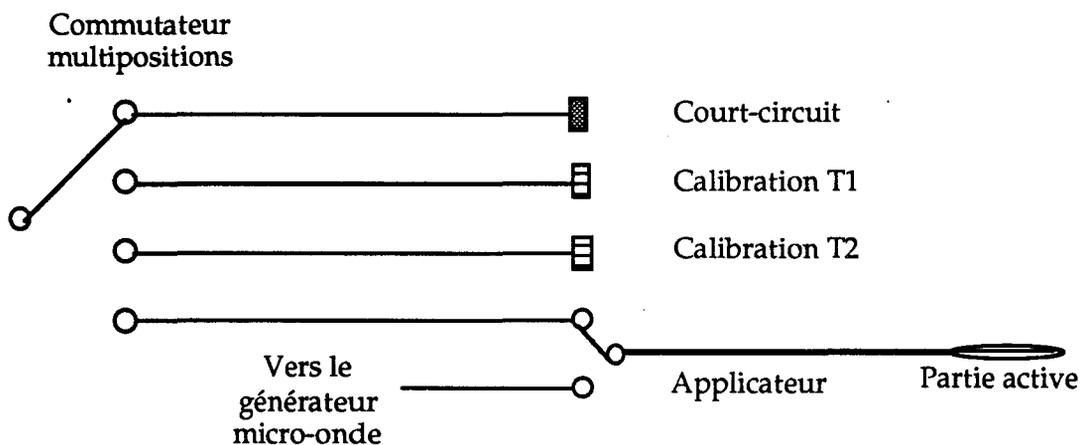


Figure N° V.8 : Problèmes posés par la voie applicateur.

Dans le chapitre précédent IV.5, l'étude numérique effectuée pour des pertes additionnelles sur les différentes voies et confirmée par les expérimentations, a montré la possibilité de corriger la valeur mesurée sur la voie applicateur.

Ainsi les relations IV-13 et IV-14 donnant la valeur de la température et du coefficient de réflexion moyen, introduites dans les systèmes d'hyperthermie corrigent en temps réels les valeurs mesurées.

Pour vérifier cette compensation logicielle des pertes additionnelles, une étude expérimentale a été effectuée avec le système THERMOCAR.

L'antenne filaire de l'applicateur urétrale remplace la charge des essais précédents. Cette antenne est plongée dans un bain d'eau thermostatée (à 33,5°C puis à 50°C) et les mesures radiométriques sont effectuées.

Les pertes de cette antenne filaire sont de l'ordre de 0,6 dB.

	Température eau = 33,5 °C	Température eau = 50 °C
Valeur mesurée	32,2 °C	46,7 °C
Valeur corrigée	33,70 °C	49,99 °C

Tableau V-1 : Exemple de correction de la mesure.

Pour les deux valeurs de température d'eau, l'erreur sur les mesures radiométriques corrigées par logiciel est inférieure à 0,2 °C par rapport à la température réelle.

Pour compenser le plus correctement possible l'erreur, nous devons estimer la valeur des pertes additionnelles jusqu'à la partie active de l'applicateur.

Pour cela, nous mesurons les pertes à la fréquence centrale du radiomètre (3 GHz) d'un applicateur " équivalent " de même technologie (Câble, connecteur etc...) avec l'analyseur de réseau Hewlett-Packard.

Cette valeur est ensuite introduite dans le logiciel de compensation d'erreur inclus dans les systèmes d'hyperthermie contrôlés par la radiométrie micro-onde.

Un test de mesure de température radiométrique est effectué en mettant l'antenne urétrale dans un bain thermostaté. En comparant la valeur radiométrique compensée à la température du bain, nous ajustons la valeur des pertes additionnelles. En effet, il est difficile de définir la " limite " de la partie active de l'antenne filaire.

En général, la valeur ainsi ajustée se différencie de 0,05 à 0,15 dB par rapport à celle obtenue lors de la mesure des pertes d'insertion de l'antenne.

Pour cette correction, la température ambiante intervient dans la relation pour le calcul de la température radiométrique (relation IV - 13). La valeur de cette température ambiante est d'autant critique que la valeur des pertes d'insertion est élevée. Par exemple, avec des pertes additionnelles de 1 dB, une variation de température de 1 °C décale la droite d'étalonnage de 0,2 °C (niveau de bruit généré) (Annexe N°3).

L'expérimentation suivante nous montre cette augmentation de la mesure radiométrique.

Le câble correspondant aux pertes additionnelles (1 dB) est plongé dans un bain thermostaté à 30 °C, la nouvelle mesure radiométrique augmente de

2°C par rapport à la température radiométrique lorsque le câble est à la température ambiante (20°C).

En général, les systèmes d'hyperthermie sont installés dans des salles où la température ambiante ne fluctue que très légèrement. C'est pourquoi, nous avons choisi la solution d'introduire la valeur de la température ambiante dans le logiciel gérant la machine plutôt que de la mesurer en temps réel.

5 - 2 - 2 - Erreur liée à l'échauffement des câbles au cours de la séance d'hyperthermie.

La radiométrie micro-onde donne d'excellents résultats sur la mesure de la température lorsque la température du couple câble - applicateur ne varie pas durant les cycles de mesures.

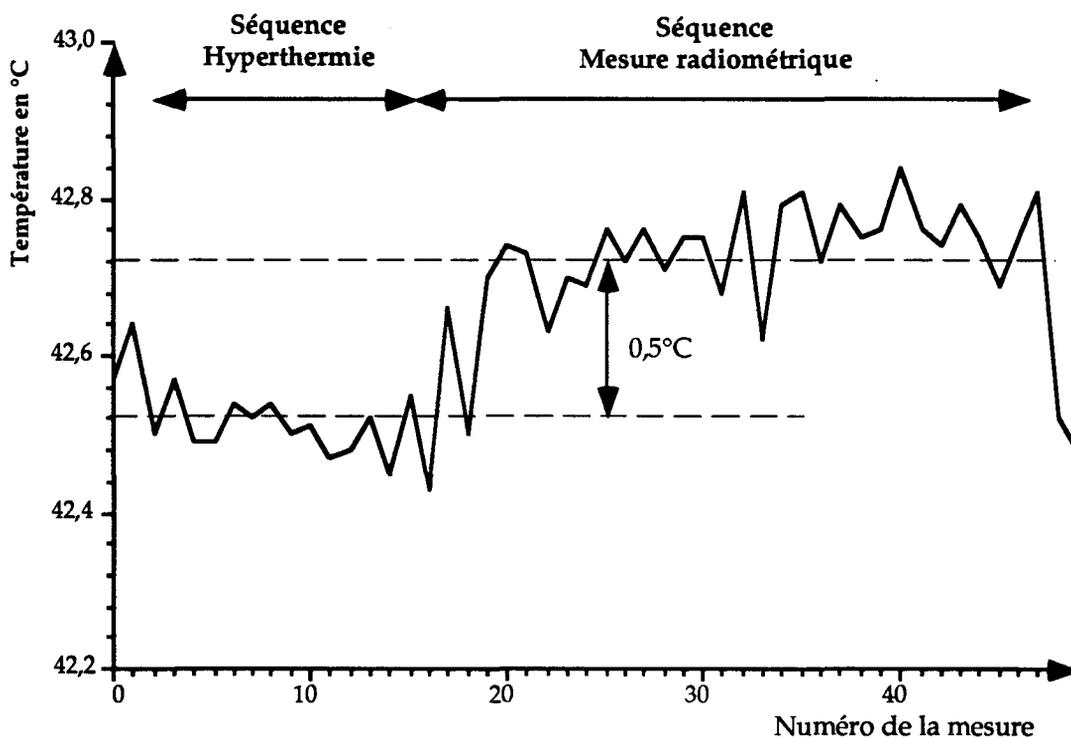
Un premier élément intervient par sa température sur la mesure radiométrique, il s'agit du relais micro-onde permettant de commuter l'applicateur soit sur l'entrée du radiomètre soit sur la sortie du générateur ; il est actuellement du type monostable, c'est-à-dire pour obtenir la position de travail, la bobine du relais doit rester constamment alimentée.

Cette bobine alimentée chauffe l'ensemble du relais (contacts et connecteurs SMA) et la température s'élève d'une dizaine de degrés et engendre un bruit thermique supplémentaire.

Les mesures suivantes faites sur le système HIMCAR II, montrent la différence de valeurs radiométriques entre les deux phases de fonctionnement pour une température de bain constante. Pendant la phase hyperthermie, la puissance traversant le relais micro-onde est nulle afin de ne pas provoquer un échauffement supplémentaire dû à une absorption d'énergie micro-onde puisque le relais présente des pertes d'insertion.

Les pertes d'insertion du relais et des connecteurs SMA reliant les câbles semi-rigides sont de l'ordre de 0,2 dB. Une élévation de température de 10 °C de l'ensemble relais et connecteurs, génère un bruit thermique équivalent à 0,47 °C. (Voir annexe N° 1 et N°3).

La courbe V.3 ci-dessous montre que la variation de la valeur radiométrique est de l'ordre de 0,5°C ce qui correspond bien à notre calcul.



Courbe N° V.3 : Erreur apportée par le relais micro-onde sur le système HIMCAR II.

Sur le système HIMCAR II, ces relais sont montés sur un radiateur afin de limiter cette élévation de température, par contre sur les autres systèmes, le relais est monté librement sans radiateur dans un manchon qui maintient la sonde.

Pour les nouveaux systèmes d'hyperthermie, nous préconisons des relais du type bistable. Une impulsion électrique suffit pour la commutation entre les deux états ce qui évitera l'échauffement du relais.

L'essentiel de l'erreur sur la mesure radiométrique provient du fait que l'antenne applicateur et son câble de liaison au relais micro-onde, présentant des pertes d'insertion, s'échauffent lors qu'ils sont traversés par l'énergie micro-onde émise pendant la séquence d'hyperthermie. A titre d'exemple, les pertes pour le couple câble - antenne filaire du système HIMCAR II sont de 0,6 dB à 434 MHz et 1,7 dB à 3 GHz.

Comme cet applicateur (antenne + câble) sert à la fois au chauffage et à la mesure radiométrique, sa température est différente de celle qui existe lors de la séquence automatique d'étalonnage.

Il faut donc tenir compte, de cette différence de température pour la détermination de la température inconnue du milieu sous investigation que nous appellerons T_{cible} .

Ainsi cette nouvelle température radiométrique mesurée après une séquence d'hyperthermie s'exprime par la relation :

$$T_{\text{mesurée}} = K \cdot (T_{\text{ch}} - T_0) + T_{\text{cible}} \quad (\text{V.3})$$

avec

T_{ch}	Température du câble après le temps de chauffage
T_0	Température du câble à l'état de repos (par exemple : le moment de l'étalonnage)
K	Coefficient dépendant des pertes d'insertion du câble (voir tableau de la valeur du bruit thermique généré en annexe N° 3)
T_{cible}	Température de la cible à mesurer

Pour minimiser l'influence de la variation de température du câble, plusieurs solutions s'offrent et dépendront du système d'hyperthermie.

La solution la plus radicale, est de minimiser les pertes d'insertion du couple câble-applicateur mais ceci n'est pas toujours possible car il faut tenir compte de la technologie existante et aussi de la conception pratique des applicateurs (souplesse, diamètre imposé par l'application de l'hyperthermie, etc...).

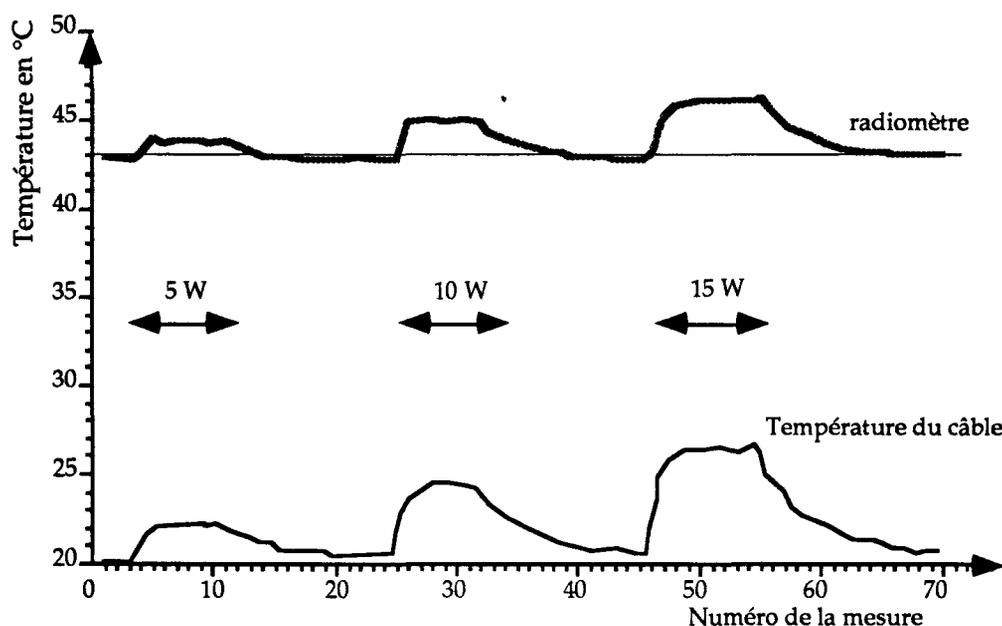
Ceci nous oblige à compenser cette erreur générée par l'échauffement du couple câble - antenne.

Une étude expérimentale permet d'identifier les variations de la température radiométrique.

Pour cette expérimentation, une antenne filaire du système d'hyperthermie interstitielle (HIMCAR II) est plongée dans un bain thermostaté à une température de l'ordre de 43 °C.

Avec la méthode alternée (chauffage pendant une minute puis quelques secondes pour la mesure radiométrique), une série de mesures radiométriques est effectuée pour différentes valeurs de puissance de chauffage dans le bain d'eau thermostatée et brassée dont la température est mesurée en permanence afin de vérifier que le bain ne s'échauffe pas, malgré l'émission micro-onde de chauffage. En même temps, l'évolution de la température du câble de liaison est enregistrée.

Le graphe N°V.4 nous montre la variation du signal radiométrique et de la température du câble pour trois niveaux de puissance.



Courbe N° V.4 : Évolution de la température du câble et du radiomètre en fonction de la puissance pour le système HIMCAR II.

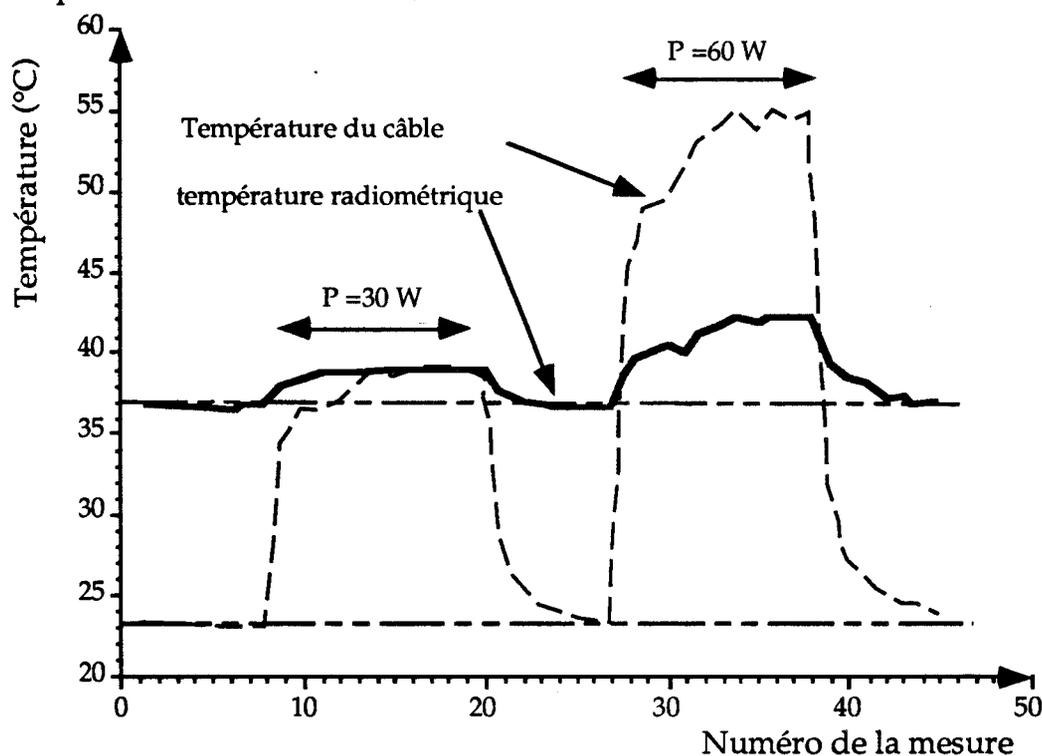
L'élévation de la température du câble, de plusieurs degrés, est proportionnelle à la puissance qui le traverse ; cela entraîne une erreur sur la mesure radiométrique résumée dans le tableau N° V.3.

Puissance	Température moyenne du câble	Température moyenne radiométrique
0 W	20,1 °C	42,8 °C
5 W	22,2 °C	43,8 °C
10 W	24,3 °C	45,0 °C
15 W	26,3 °C	45,9 °C

Tableau N° V.3 : Variation des températures en fonction de la puissance.

Le même type d'expérimentation a été effectué sur le système THERMOCAR avec une antenne urétrale insérée dans son cathéter thermostaté par circulation d'eau à 20 °C.

La courbe N° V.5 montre l'élévation de la température radiométrique et de la température de l'antenne prise à l'extérieur du cathéter pour deux niveaux de puissance (30 W et 60 W).



Courbe N° V.5 : Évolution de la température du câble et du radiomètre en fonction de la puissance sur le système THERMOCAR.

L'erreur sur le signal radiométrique apportée par l'échauffement ne peut être négligée car elle est proportionnelle à la puissance émise (Tableau N° V.4).

Compte tenu de l'inertie thermique du couple câble de liaison + applicateur, le régime permanent de l'échauffement n'est atteint qu'après plusieurs séquences d'une minute de chauffage.

Puissance	Température du câble	Température radiomètre
0 W	23,3 °C	36,6 °C
30 W	39,1 °C	38,9 °C
60 W	54,7 °C	41,9 °C

Tableau N° V.4 : Mesure des températures sur l'antenne urétrale

En conclusion de ces expérimentations, la compensation de cette erreur peut s'effectuer soit en tenant compte de la puissance micro-onde de chauffage injectée et de l'inertie thermique du couple câble - antenne, soit à partir de la température du câble - antenne.

a - Compensation à partir de la mesure de la puissance.

Pour compenser l'erreur radiométrique à partir de la mesure de la puissance, nous devons identifier la fonction de variation de l'erreur radiométrique en fonction du temps. Un modèle simple est choisi, un système du premier ordre.

A partir des courbes montrant la variation des températures radiométriques en fonction du temps, nous pouvons évaluer la constante de temps τ et la valeur de la variation de cette température par unité de puissance que nous appellerons E_m .

La constante de temps est déterminée à 63 % de la variation maximale sur la courbe décroissante après arrêt du chauffage. Nous considérons alors que la constante de temps d'échauffement lors de l'émission micro-onde est la même que celle déduite de la courbe décroissante représentative du refroidissement de l'applicateur après arrêt du chauffage micro-onde.

Étant donné que la période des mesures lors du chauffage est la minute, une erreur de quelques secondes influera peu sur la correction envisagée.

La fonction représentant l'erreur sur la température radiométrique a pour constante de temps τ et en entrée, une valeur fonction de la puissance

instantanée. Cette valeur que nous appelons E_p est le produit entre la variation E_m et la puissance incidente mesurée.

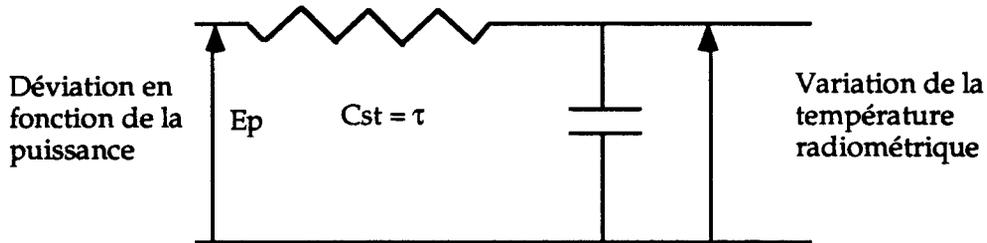


Figure V.9 : Simulation de l'échauffement du couple câble-applicateur.

En régime échantillonné, cet intégrateur est synthétisé par un filtre numérique récursif de la forme suivante :

$$\Delta Rad_n = \Delta Rad_{n-1} + \frac{E_p - \Delta Rad_{n-1}}{M} \quad (V.4)$$

Avec

ΔRad_n	Erreur radiométrique à l'instant n
ΔRad_{n-1}	Erreur radiométrique à l'instant n-1
E_p	Déviaton pour la puissance à l'instant n (en °C) ($E_p = E_m \cdot P$ incidente)
M	τ / T_e
T_e	Période d'échantillonnage (1 seconde)
τ	Constante de temps du couple câble - antenne

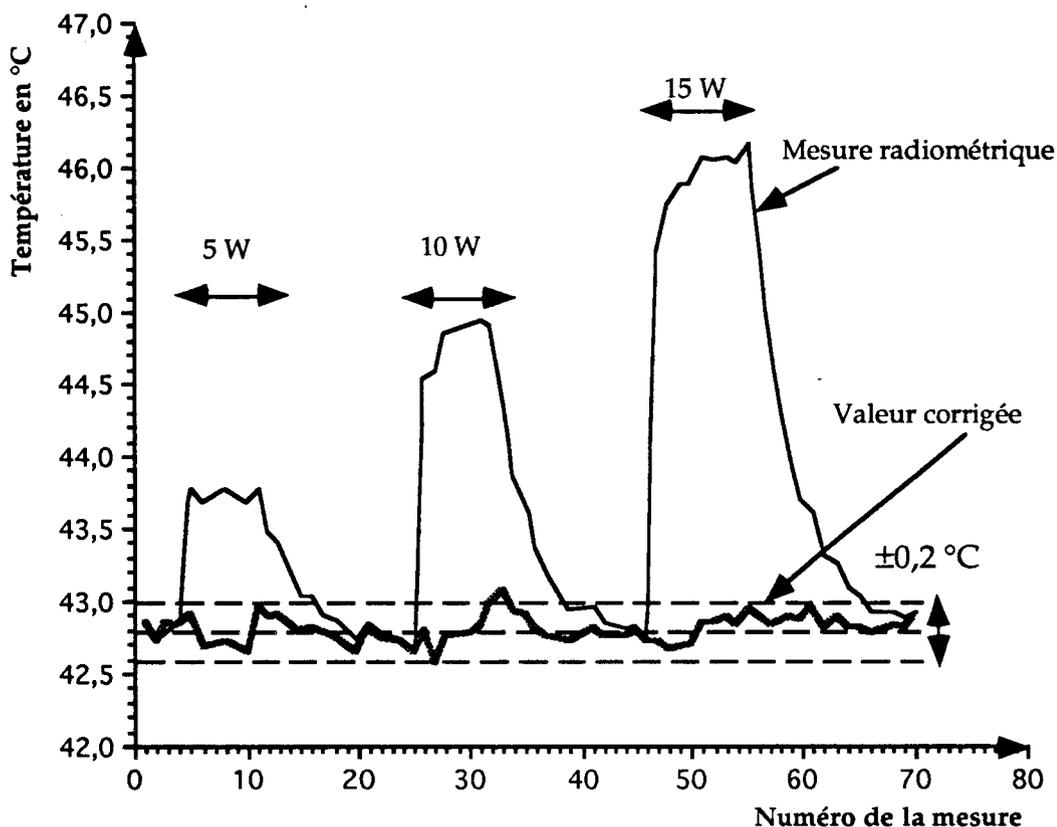
Cette relation permet de calculer l'erreur radiométrique en fonction du temps et des différentes modifications de puissance au cours de la séance d'hyperthermie.

Les valeurs ainsi déterminées sont introduites dans le système d'hyperthermie pour corriger en temps réel l'erreur due à l'échauffement du couple câble - applicateur.

Cette relation récurrente est activée toutes les secondes afin de suivre l'évolution de l'erreur radiométrique qui prend ainsi en compte toutes les variations de puissance.

Sur le système HIMCAR II, la valeur expérimentale E_m est égale à $0,21^\circ\text{C}$ par Watt et est déduite à partir de la courbes de l'évolution de la température radiométrique en fonction de la puissance (Courbe V.4). La constante de temps de l'ordre de 40 secondes.

La courbe ci-dessous donne la valeur brute mesurée par le radiomètre et la valeur corrigée (Bain thermostaté à $42,8^\circ\text{C}$).



Courbe N° V.6 : Comparaison entre la mesure radiométrique et la valeur corrigée sur le système HIMCAR II.

La précision sur la valeur radiométrique ainsi corrigée est inférieure à $\pm 0,2^\circ\text{C}$ par rapport à la valeur réelle de la température du bain thermostaté.

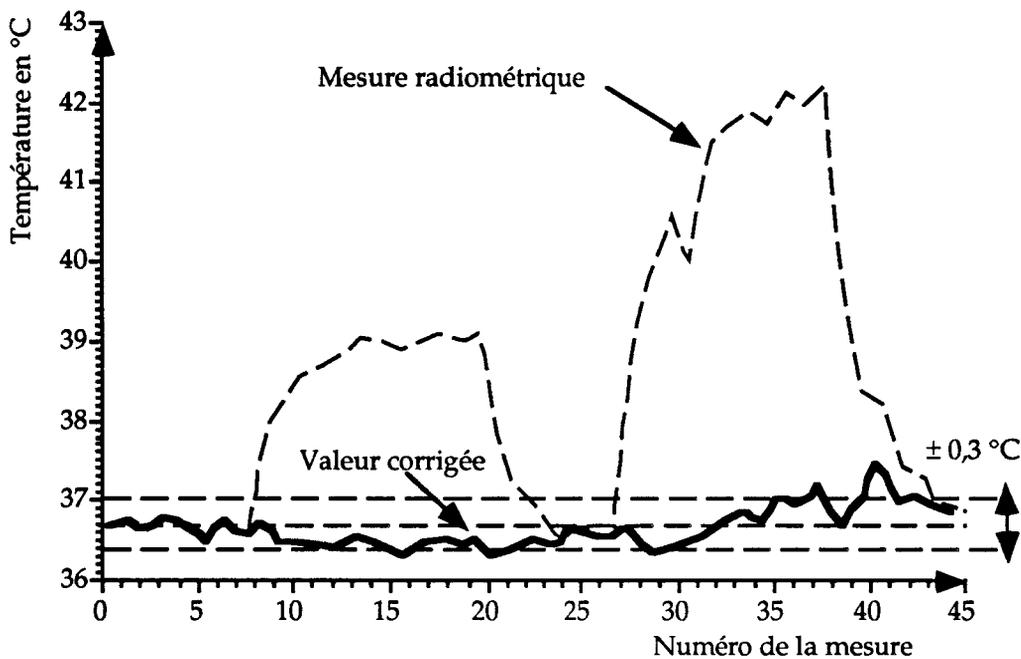
Dans cette valeur est aussi intégrée l'erreur due à la sensibilité ainsi que les erreurs vues précédemment.

L'axe des abscisses représente le numéro de la mesure et non une échelle des temps. En effet la période des mesures radiométriques est de 60 secondes

lors de la séance d'hyperthermie (méthode alternée) et de 10 secondes en dehors de la séance. C'est pourquoi, la décroissance paraît lente par rapport à la montée car l'échelle des temps n'est pas respectée.

La courbe N° V.7 nous montre cette correction pour le système THERMOCAR.

La valeur expérimentale de E_m est égale à $0,084\text{ }^\circ\text{C}$ par Watt et la constante de temps égale à 120 secondes. Elle est déduite de la courbe d'évolution de la température radiométrique en fonction de la puissance (courbe V.5).



Courbe N° V.7 : Comparaison entre la valeur mesurée et la valeur corrigée sur le système THERMOCAR.

Le modèle intégrateur permet de suivre correctement les variations de la puissance avec une erreur inférieure à $\pm 0,3\text{ }^\circ\text{C}$.

Pour une puissance de 60 Watts, la valeur corrigée a légèrement dérivé car la température de l'eau dans le cathéter s'est élevée de $0,4\text{ }^\circ\text{C}$, ce qui influe sur le signal radiométrique provoquant une augmentation de l'ordre de $0,1$ à $0,2\text{ }^\circ\text{C}$ de la température radiométrique.

b - Correction à partir de la mesure de la température du câble.

Un capteur de température est collé sur le câble de l'applicateur. La pose de ce capteur est délicate car elle ne doit pas trop modifier les caractéristiques thermiques du câble seul.

Le bruit thermique généré par l'échauffement de câble, induit un signal qui se superpose au signal radiométrique lors des mesures de température radiométrique. Dans ces conditions :

$$T_{Rad\ Vraie} = T_{Rad\ lue} - K_c \Delta T_{capteur} \quad (V.4)$$

Avec

$T_{Rad\ Vraie}$	Température radiométrique vraie de la cible
$T_{Rad\ lue}$	Température radiométrique mesurée
$\Delta T_{capteur}$	Variation de la température du câble
K_c	Coefficient de correction ($^{\circ}C / ^{\circ}C$)

La valeur du coefficient K_c est déterminée à partir de l'expérimentation : l'applicateur est plongé dans un bain thermostaté, la température du câble et la valeur radiométrique sont mesurées à l'instant initial puis, après avoir envoyé vers l'applicateur via le câble une puissance micro-onde de chauffage constante, les deux mesures de température sont refaites.

A partir de ces mesures, le coefficient K_c est déduit de la façon suivante :

$$K_c = \frac{T_{c2} - T_{c1}}{Trad2 - Trad1} \quad (V.5)$$

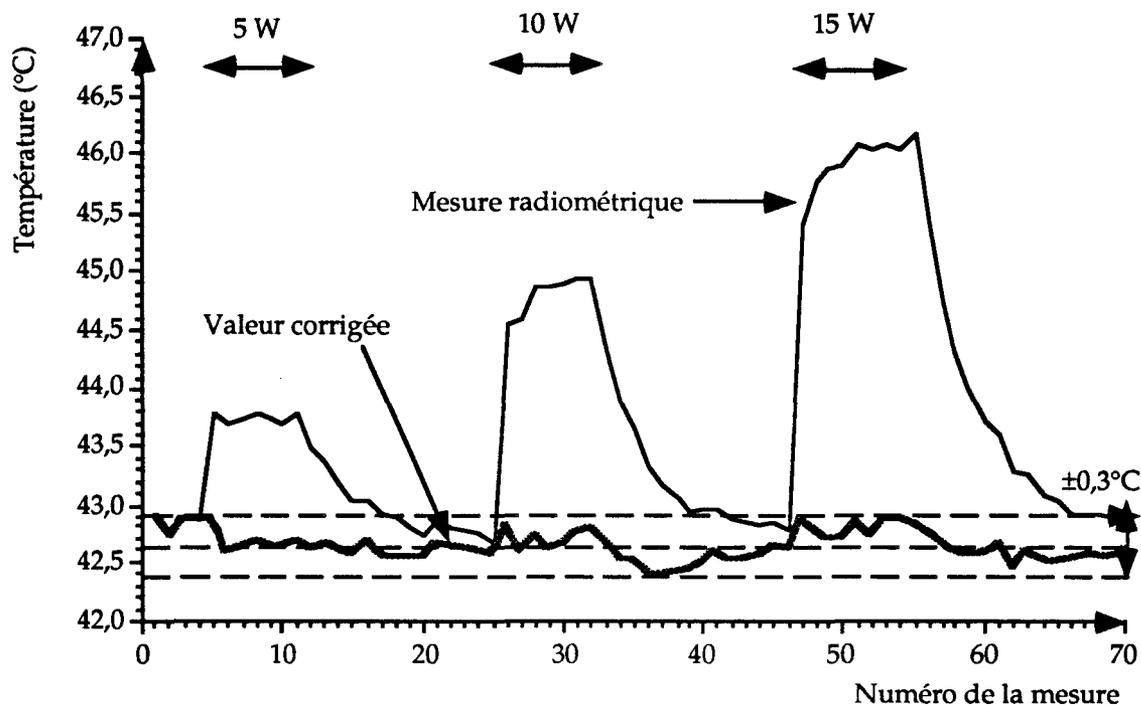
Avec

T_{c1}	Température initiale du câble
T_{c2}	Température du câble après échauffement
$Trad1$	Température radiométrique initiale (avant chauffage)
$Trad2$	Température radiométrique après échauffement dû à l'émission micro-onde.

Sur le système HIMCAR II, un capteur de température, à base d'une jonction de transistor, est placé sur chaque câble du radiomètre.

A partir de cette information de température, la valeur radiométrique mesurée est corrigée.

La valeur expérimentale de K_c est de $0,52 \text{ } ^\circ\text{C} / ^\circ\text{C}$. Elle est déduite à partir des courbes V.4.



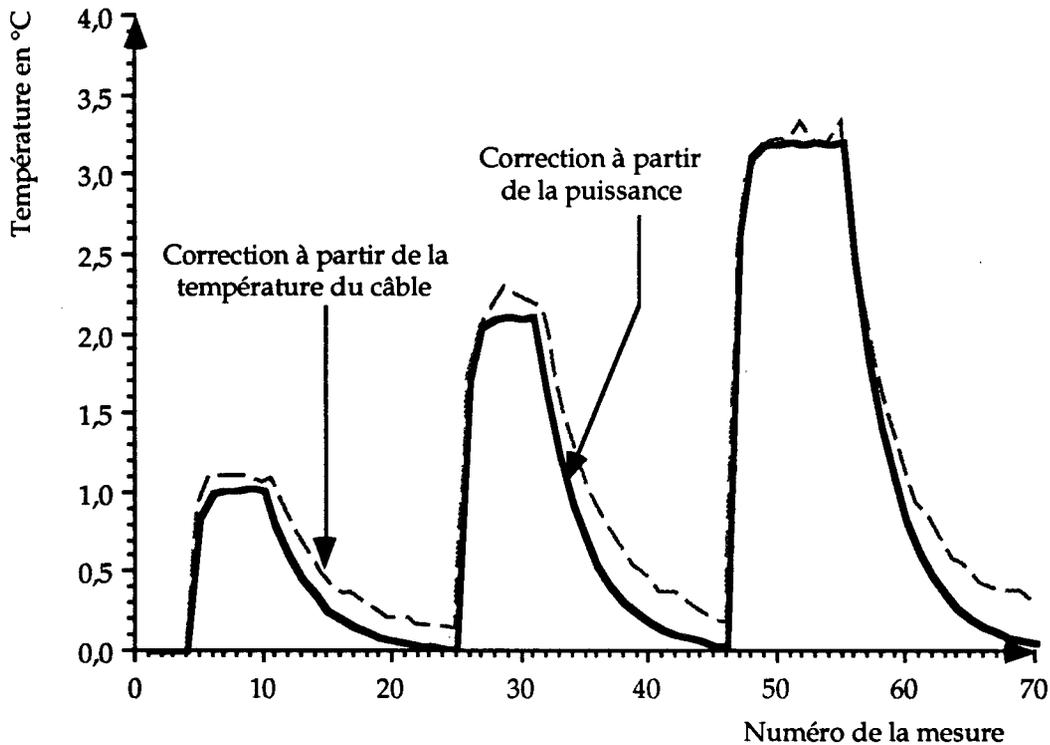
Courbe N° V.8 : Correction en tenant compte de la température du câble pour le système HIMCAR II

L'erreur sur la valeur corrigée est inférieure à $\pm 0,3 \text{ } ^\circ\text{C}$. L'erreur est plus importante lors de la décroissance de la température du câble. En effet, il existe un retard entre la mesure de la température du câble et la valeur radiométrique.

c - Comparaison des deux méthodes.

Les mesures précédentes issues du système HIMCAR II permettent de comparer la correction basée sur la puissance émise à celle résultant de la mesure de température du câble.

La courbe N° V. 10 montre l'évolution de l'erreur radiométrique en fonction du temps pour les puissances précédentes.



Courbe N° V.10 : Comparaison entre les deux corrections pour le système HIMCAR II.

Les fonctions de correction ont sensiblement le même maximum.

Sur le plan temporel, nous notons un léger décalage pour la fonction de correction à partir de la température du câble due à l'inertie thermique propre au câble qui conduit à un retard entre les deux informations de la température de surface mesurée et la température interne du câble liée à la puissance micro-onde traversant le câble.

5 - 2 - 3 - Conclusion sur les erreurs apportées

Le tableau N° V.5 ci-dessous résume les différentes causes d'erreur sur la mesure radiométrique.

Nous prenons en compte la sensibilité du radiomètre, les pertes supplémentaires sur la voie applicateur, la variation de la température ambiante et aussi l'échauffement du câble et de l'applicateur.

Type d'erreur	Valeur minimale	Valeur moyenne	Valeur maximale
Écart moyen (dû à la sensibilité)	$\pm 0,2\text{ °C}$	$\pm 0,2\text{ °C}$	$\pm 0,2\text{ °C}$
Comp. perte par logiciel	0 °C	$\pm 0,1\text{ °C}$	$\pm 0,2\text{ °C}$
Variation temp. ambiante	0 °C	0 °C	$\pm 0,1\text{ °C}$
Hyperthermie Échauff. câble	0 °C	$\pm 0,2\text{ °C}$	$\pm 0,3\text{ °C}$
Total	$\pm 0,2\text{ °C}$	$\pm 0,5\text{ °C}$	$\pm 0,8\text{ °C}$

Tableau N° V. 5 : Bilan des erreurs sur la mesure radiométrique.

La technologie de fabrication des composants d'entrée (câble de liaison et applicateur) est primordiale pour minimiser les causes d'erreur sur la mesure radiométrique. Les câbles et l'applicateur doivent présenter des pertes d'insertion les plus faibles possibles.

Par ailleurs, compte tenu de l'influence de la température ambiante sur la calibration (détermination des températures équivalentes) et sur les pertes additionnelles, avant toute nouvelle série de mesures radiométriques, la température ambiante doit être vérifiée ainsi que la calibration du radiomètre à deux références de température.

5 - 3 - Problème d'un bolus intercalé entre l'applicateur et le milieu à mesurer.

Le radiomètre à deux références de température associé à un applicateur, permet une mesure de température du milieu sous investigation avec la précision donnée par le tableau précédent.

Lorsque l'applicateur ne peut être mis en contact avec le milieu à mesurer que par l'intermédiaire d'un bolus d'eau thermostatée, le signal radiométrique dépend à la fois de la température de ce bolus et du milieu sous investigation, c'est le cas du système THERMOCAR utilisé avec un applicateur urétral.

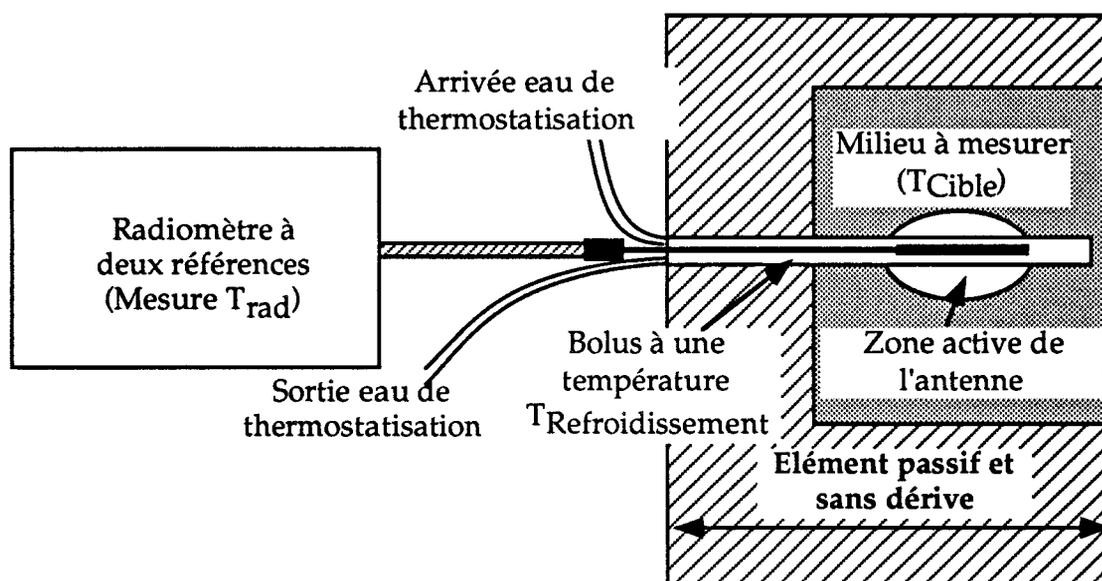


Figure N° V.10 : Problème apporté à cause de la présence d'un bolus.

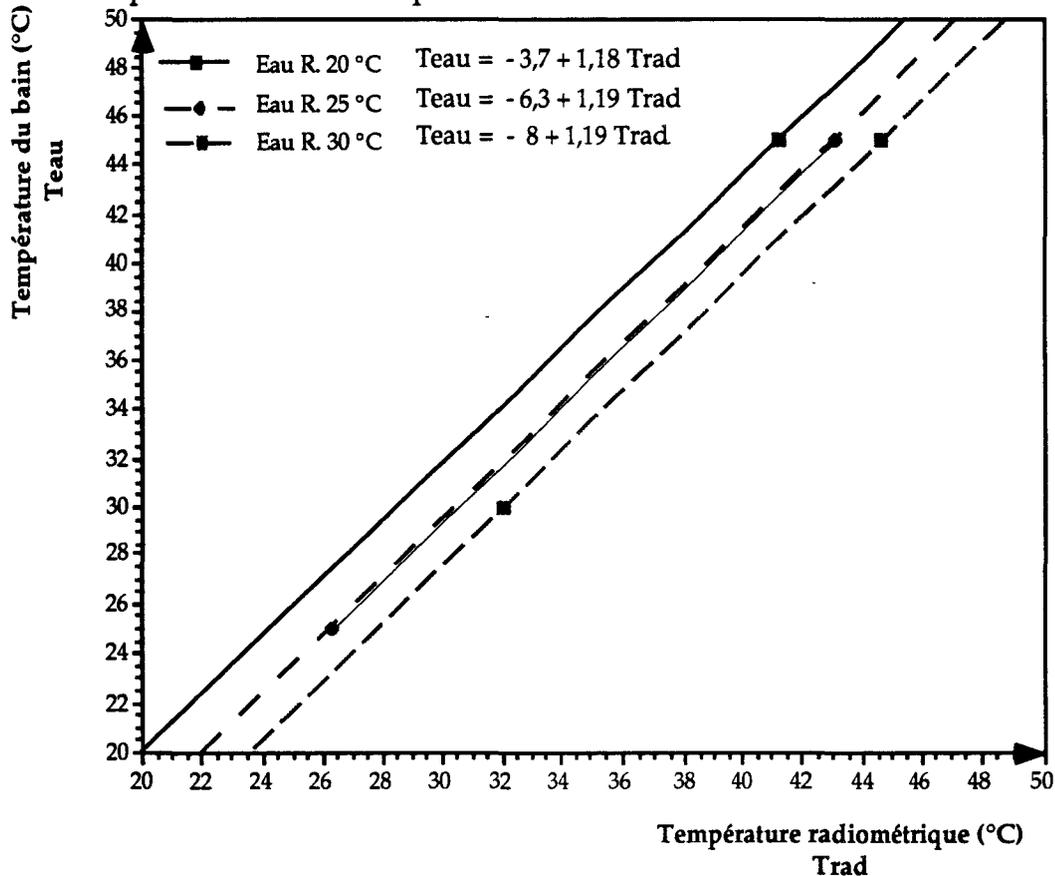
Le cathéter à circulation d'eau thermostatée contenant l'antenne (figure N° V.10) est assimilable à un bolus qui modifie la mesure directe de la température de la cible.

Mais, nous pouvons considérer l'antenne filaire associée au cathéter comme un élément stable captant une puissance de bruit thermique (signal radiométrique) issue des différents milieux qui lui sont couplés.

Les résultats précédents du radiomètre (en particulier sur la stabilité et les différentes compensations) ne sont donc pas modifiés par ce couple applicateur - cathéter.

Nous l'avons montré en réalisant une série de mesures radiométriques avec cet applicateur plongé dans un bain thermostaté pour différentes températures d'eau de refroidissement dans le cathéter.

Les mesures expérimentales (courbe V-11) montrent que l'équation de la droite dépend bien de la température du bolus.



Courbe V.11 : Droite d'étalonnage de l'applicateur urétral.

L'évolution théorique de la température radiométrique [32] en fonction de la température de refroidissement montre que la pente est indépendante de la température du bolus et que seul l'offset est proportionnel à cette température.

L'équation de cette droite d'étalonnage s'écrit sous la forme suivante :

$$T_{cible} = (1+a) T_{rad} - a T_{refroidissement} \quad (V. 6)$$

avec $a = 0,18$

Dans cette théorie, les pertes de l'antenne filaire ont été négligées alors qu' en pratique ces pertes existent et génèrent un bruit thermique proportionnel à la température de refroidissement.

Le tableau suivant donne la pente et le décalage des droites d'étalonnage pour différentes températures de refroidissement.

Température de refroidissement	Pente de la droite d'étalonnage	Offset de la droite d'étalonnage
20 °C	1,18	- 3,7
25 °C	1,19	- 6,3
30 °C	1,19	- 8,1

Tableau V.7 : Évolution expérimentale de la droite d'étalonnage.

La pente moyenne est de l'ordre de 1,18, par contre l'offset n'est plus proportionnel à la température de refroidissement.

En gardant la forme de l'équation "évolution théorique", l'évolution expérimentale peut s'écrire :

$$T_{\text{Cible}} = (1+a) T_{\text{rad}} - a T_{\text{refr}} - a_2 (T_{\text{refr}} - T_{\text{ambiante}}) \quad (V.7)$$

Avec $a = 0,18$
 $a_2 =$ Puissance de bruit générée par les pertes du câble de l'applicateur.

Le coefficient a_2 correspondant à la variation de la puissance de bruit thermique générée par les pertes du câble de l'applicateur entre la température ambiante et la température de refroidissement.

En identifiant la relation V.7 et les mesures expérimentales, nous déterminons la valeur de a_2 .

La relation numérique pour déterminer globalement la température de la cible en tenant compte de la température de refroidissement s'écrit :

$$T_{\text{cible}} = 1,18T_{\text{rad}} - 0,18T_{\text{refr}} - 0,173 (T_{\text{refr}} - T_{\text{ambiante}}) \quad (\text{V.9})$$

Avec	T_{cible}	Température de la cible à mesurer,
	T_{rad}	Température vue par le radiomètre,
	T_{refr}	Température dans le bolus,
	T_{ambiante}	Température de base de l'applicateur (20°C en général).

En conclusion, un applicateur sans bolus doit être caractérisé par un seul paramètre : la valeur des pertes d'insertion de cet applicateur.

Par contre, la relation caractérisant un applicateur associé à un bolus doit être complété par les trois coefficients de la relation V.9, c'est-à-dire les coefficients de proportionnalité sur la mesure radiométrique, sur la valeur de la température de refroidissement et sur la variation de cette température. Actuellement, ces coefficients sont déterminés d'une façon expérimentale et sont liés à la valeur des pertes d'insertion de l'applicateur. En effet, tous ces coefficients corrigent la mesure radiométrique afin d'estimer la valeur absolue de la cible (c'est à dire le volume du tissu chauffé par micro-onde).

5 - 4 - Influence des rayonnements électromagnétiques parasites (les fours micro-onde) sur la mesure radiométrique (cas du système PROSTCARE)

Des fours micro-onde peuvent être installés près des services de thermothérapie et dans ce cas lorsqu'ils fonctionnent, ils perturbent le fonctionnement du radiomètre.

La fréquence centrale de ces fours à micro-onde est de 2450 MHz ou 2375 MHz suivant les pays.

Les limites maximales d'expositions auxquelles les personnes peuvent être soumises sont de 0,6 mW par cm² pendant une durée maximale de 6 minutes (norme DIN VDE 0848). Par conséquent, nous pouvons considérer que les fuites maximales des fours à micro-onde sont inférieures à cette limite de 0,6 mW par cm².

A partir de cette donnée, le tableau ci-dessous donne une estimation de la puissance captée à 2450 MHz par une antenne de type filaire placée dans l'air à différentes distances du four micro-onde [80].

Distance	4 m	10 m	20 m
Puissance captée	$3,4 \cdot 10^{-6} \text{ W}$	$0,5 \cdot 10^{-6} \text{ W}$	$0,13 \cdot 10^{-6} \text{ W}$

Nous rappelons que la puissance de bruit émise par un corps noir dont la température est de 37°C (310 Kelvins) pour une bande passante de 2 GHz est de $8,5 \cdot 10^{-12} \text{ W}$.

La puissance rayonnée à l'extérieur du four (puissance des fuites) est donc 10^5 à 10^6 fois supérieure à la puissance de bruit mise en jeu en radiométrie.

Pour le traitement de l'adénome prostatique, l'antenne urétrale est à l'intérieur du corps humain et les ondes émises par le four à micro-onde sont atténuées avant d'être captées par l'antenne urétrale.

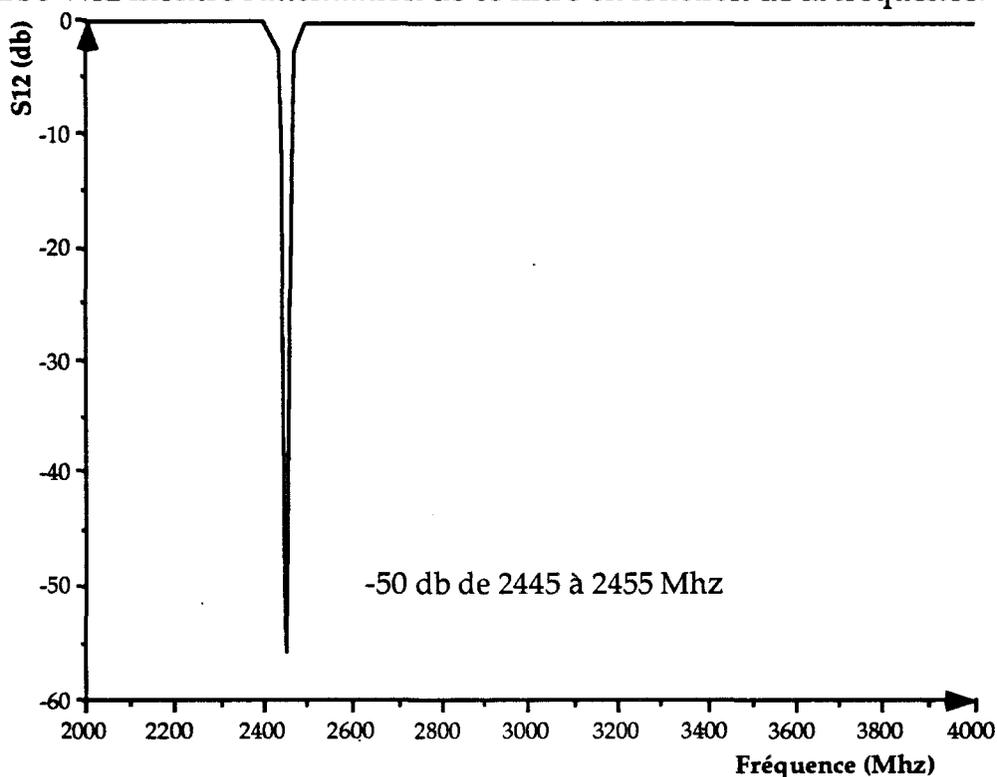
Cependant le niveau de puissance reçue par cette antenne urétrale lors du fonctionnement du four micro-onde situé à 10 mètres est encore nettement supérieur au signal de bruit thermique issu de la prostate chauffée et de ce fait la mesure radiométrique est perturbée. Une première estimation, considérant une propagation de type onde plane dans les tissus, donne une puissance parasite captée par l'antenne entre 10^{-9} et 10^{-10} W .

Ce niveau ne sature pas la chaîne d'amplification micro-onde. En effet les deux amplificateurs ont un gain typique de 70 dB et admettent une puissance maximale de sortie de 20 dBm soit 100 mW. La puissance admissible à l'entrée est donc égale à 10^{-5} W (10 μW).

Un filtrage énergétique à 2450 MHz est donc une solution pour éviter la perturbation de la mesure radiométrique.

A partir des estimations des puissances perturbatrices, il est possible de définir les caractéristiques du filtre réjecteur à la fréquence de 2450 MHz qui est à placer en série dans la chaîne d'amplification. Avec une puissance reçue de l'ordre de quelques nanowatts à 2450 MHz et afin d'obtenir une erreur inférieure à 0,5 °C sur la mesure radiométrique, le filtre doit atténuer d'au moins 60 dB à cette fréquence.

Le filtre que nous avons acheté, a un taux de réjection de -56 dB à 2450 MHz et une bande passante de 20 MHz (à -50 dB) autour de 2450 MHz. La courbe V.12 montre l'atténuation de ce filtre en fonction de la fréquence.



Courbe N° V.12 : Atténuation du filtre réjecteur.

Nous avons choisi de placer le réjecteur avant la détection hyperfréquence car cela permet de filtrer non seulement le signal reçu par l'antenne mais aussi les rayonnements captés par les différentes connexions de la chaîne d'amplification.

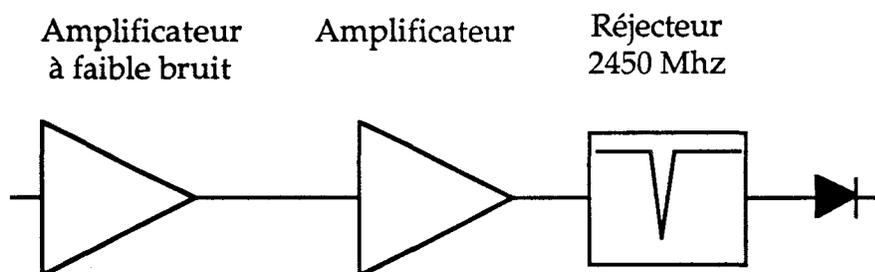


Figure V.12 : Radiomètre avec le réjecteur 2450 MHz.

La qualité du filtre réjecteur (bande passante et atténuation à la fréquence de 2450 MHz) détermine la capacité d'immunité du radiomètre en milieu perturbé par les fours à micro-onde.

Les essais effectués sur le PROSTCARE dans le service d'urologie de l'hôpital de Roubaix montrent une parfaite immunité à la fréquence du four à micro-onde. Aucune erreur sur la mesure radiométrique n'a été constatée lorsque le four micro-onde fonctionne au maximum.

Avant l'installation de ce filtre réjecteur, ce système de thérapie ne pouvait fonctionner pendant la marche du four à micro-onde du service.

Les essais en laboratoire sur le système GYNECAR, nous ont montré que dans certains cas, il faut ajouter autour de la zone à mesurer, un tissu de protection de marque NAPTEX [82] contre les rayonnements électromagnétiques.

Ce tissu est fabriqué en incorporant au coton, des mailles d'acier inoxydable extrêmement fines garantissant une protection de 30 dB par couche ou pli dans un spectre de fréquence large (100 KHz à 40 GHz).

La figure V-13 donne une vue générale de ce test. Le tissu englobe le bain d'eau thermostatée dans lequel l'applicateur filaire est plongé afin d'effectuer une mesure radiométrique.

Cela nous amène à penser que sur certains sites cliniques, il sera nécessaire de poser ce tissu de protection sur la partie à traiter afin d'augmenter l'immunité micro-onde.

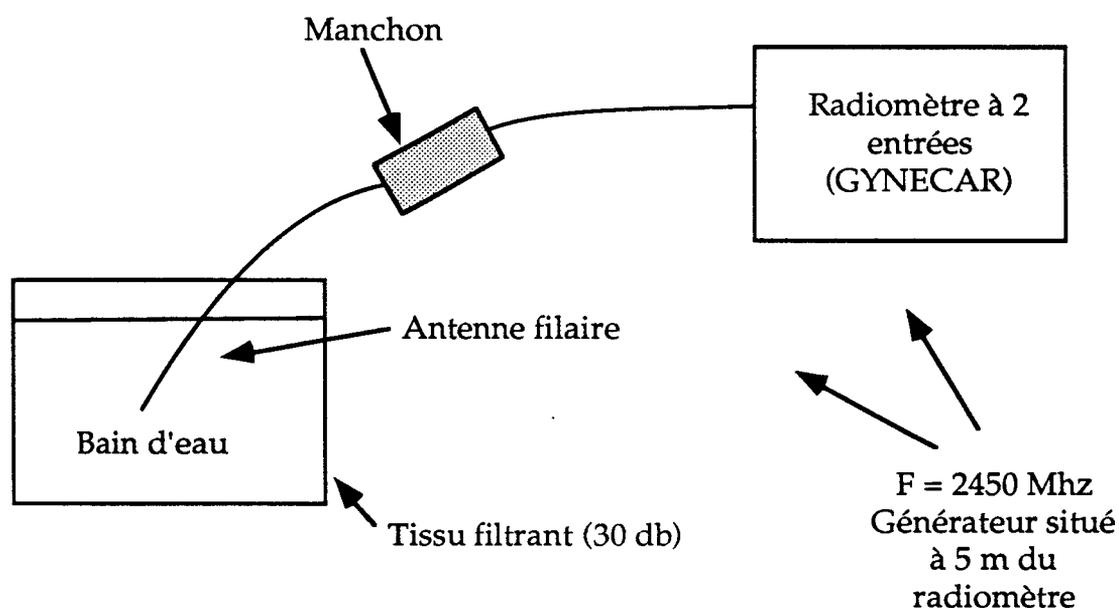


Figure V-13 : Test du radiomètre dans un milieu perturbé.

Les solutions retenues (filtre + tissu atténuant) permettent de faire fonctionner correctement le radiomètre dans des limites raisonnables de perturbations électromagnétiques (Four micro-onde à plusieurs mètres du radiomètre).

Pour les perturbations autres que celles créées par les fours à micro-onde, par exemple les fréquences des RADAR, la conception du radiomètre doit être basée sur le principe d'un changement de fréquence, la bande de fréquence sélectionnée du radiomètre étant choisie hors de celle des bandes RADAR.

5 - 6 - Conclusion et présentation des logiciels de gestion des systèmes.

Les différentes procédures que nous avons développées pour réaliser la calibration du radiomètre, la compensation des erreurs dues plus particulièrement à la température ambiante et à l'échauffement par l'énergie de chauffage de l'applicateur ont été intégrées dans le logiciel de pilotage et gestion des systèmes d'hyperthermie - thermo thérapie.

Pour le pilotage et la gestion des systèmes d'hyperthermie de cette nouvelle génération, le concept est basé autour d'une seule vue de la machine permettant d'accéder à toutes les fonctions sans passer par un menu d'orientation comme sur les systèmes de la première génération. Cela permet de naviguer parmi toutes les fonctions du système sans se perdre.

Les interfaces homme-machine et la gestion des fichiers ont été créés à partir d'un atelier logiciel appelé HIGH SCREEN 5.5 [83].

Le synoptique V.14 ci-dessous en présente les principales fonctions.

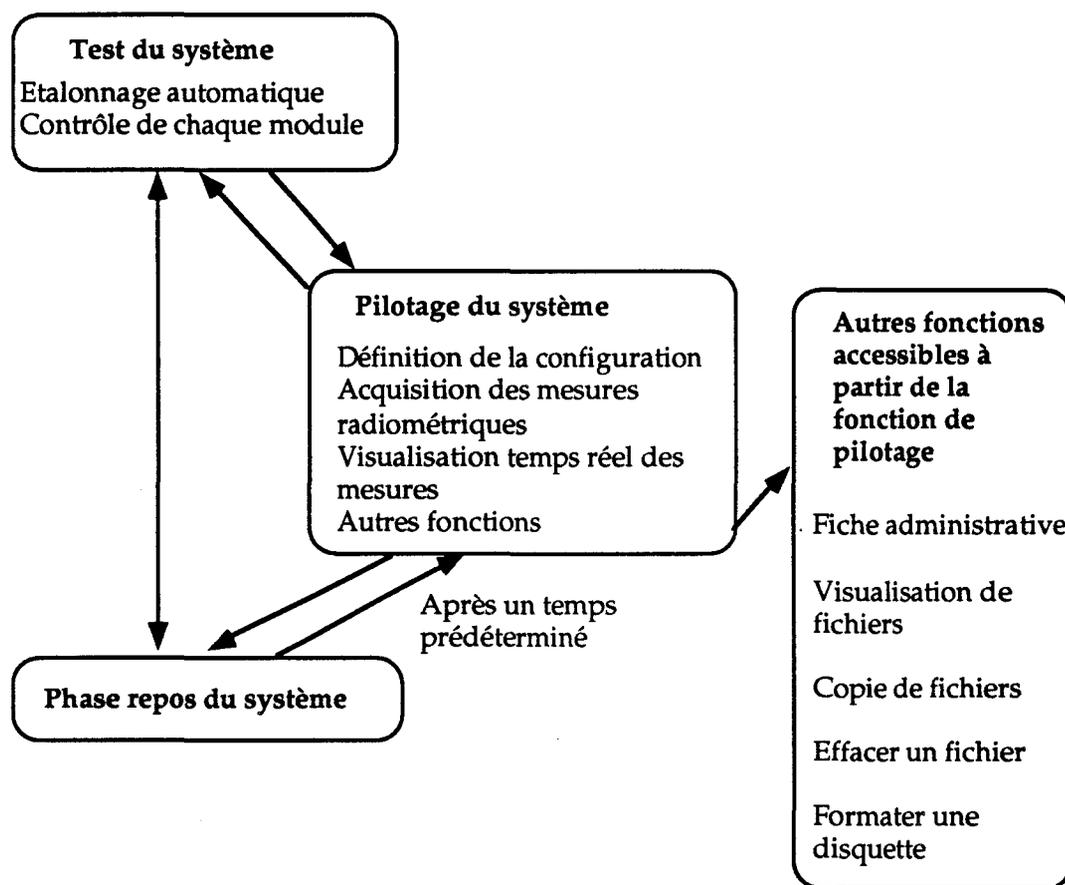


Figure N° V. 14 : Vue générale du logiciel des systèmes d'hyperthermie.

La phase repos du système est nécessaire à cause de l'utilisation d'un commutateur mécanique micro-onde à plusieurs voies dont la durée de vie est de l'ordre de 1 000 000 de commutations.

En considérant que pour une séance d'hyperthermie d'une heure, le radiomètre exécute une série de 100 mesures, la durée de vie du commutateur est de l'ordre de 10 000 séances, soit plusieurs années de fonctionnement.

L'intérêt de ce nouveau radiomètre se devait d'être démontré par une utilisation clinique des machines d'hyperthermie - thérapie sur lequel il est installé. C'est l'objet du dernier chapitre de notre travail.

CHAPITRE VI

RÉSULTATS CLINIQUES ET INTÉRÊT DE LA RADIOMETRIE

Introduction

Après avoir décrit les différents systèmes d'hyperthermie contrôlée avec le radiomètre à deux références, nous exposons, dans ce chapitre, les différents tests réalisés et donnons quelques résultats cliniques obtenus en urologie et gynécologie.

En effet, les résultats cliniques dépendent des protocoles d'application de l'hyperthermie qui se définissent à partir des caractéristiques des applicateurs et des moyens de mesure des températures.

Avec le système THERMOCAR, nous avons travaillé principalement sur gel et sur l'animal. Ce système a permis, avant tout de tester les nouveaux applicateurs utilisés en urologie, les logiciels d'asservissement et les différentes corrections des mesures radiométriques.

Des tests cliniques en urologie ont par contre été effectués avec le système PROSTCARE et nous montrons l'importance de la mesure radiométrique.

En gynécologie, nous montrons l'évolution des applicateurs et l'apport de la radiométrie pour le contrôle de la cautérisation par rapport à des thermocouples placés sur la surface de l'applicateur.

En cancérologie, avec le système HIMCAR II, nous montrons l'intérêt de la modulation de la puissance sur chaque antenne en fonction des différentes mesures de température radiométrique.

6 - 1 - En urologie.

Deux types d'expérimentations ont été menés, l'un avec le système THERMOCAR et l'autre sur le système PROSTCARE de la société Bruker.

Pour ce travail, la voie urétrale est choisie pour traiter l'adénome prostatique.

L'applicateur représenté par la figure N° VI.1 est principalement composé d'un cathéter à 3 lumières en P.V.C. de diamètre extérieur de 5,2 mm et d'une antenne filaire. La première lumière permet le gonflage du ballonnet, la seconde est utilisée pour le retour de l'eau de thermostatisation et la troisième est le drain urinaire. Une thermostatisation de l'antenne diminue son bruit thermique propre résultant de la dissipation dans le Téflon d'une partie de l'énergie micro-onde de chauffage rayonnée dans la prostate. Par ailleurs, elle stabilise la température à l'interface cathéter-tissu prostatique à des niveaux de l'ordre de 50°C et provoque une meilleure répartition thermique en profondeur.

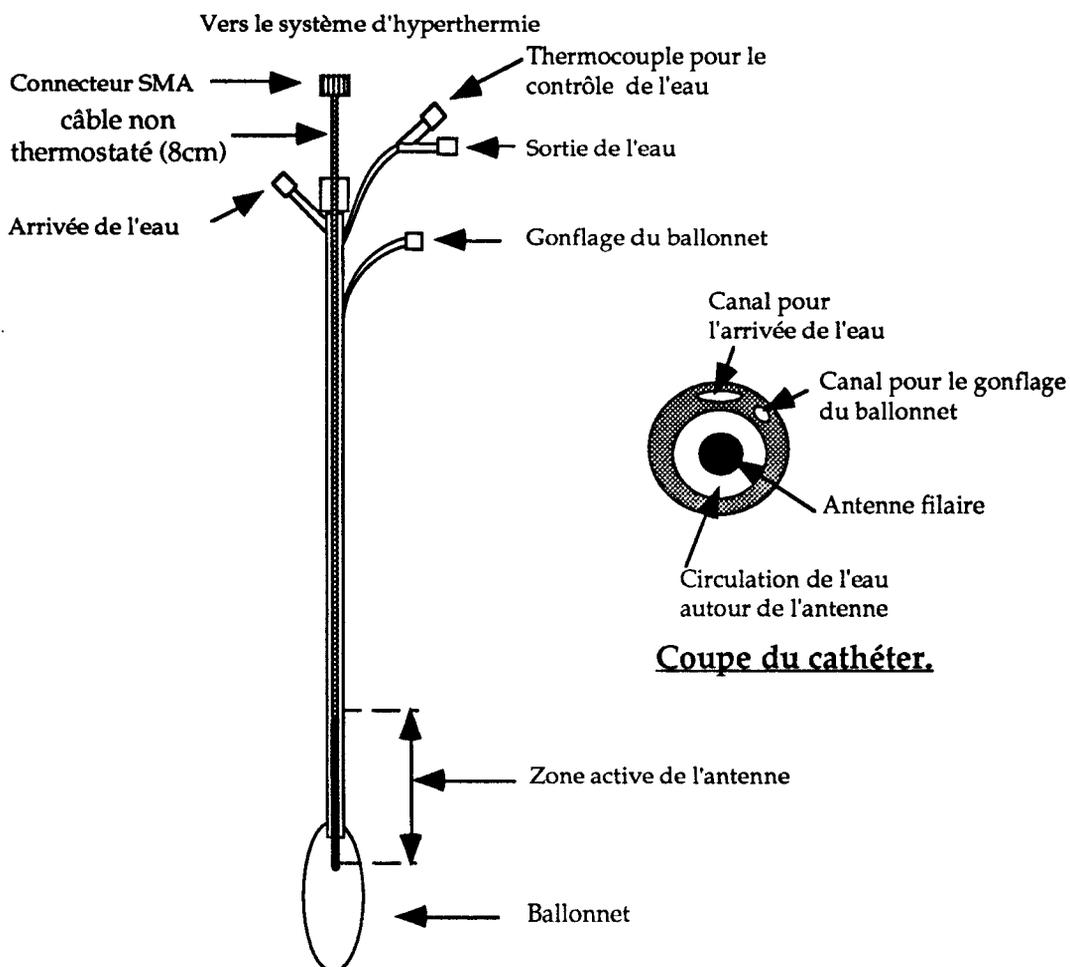


Figure N° VI.1 : Applicateur urétral.

Avec notre système THERMOCAR, l'étude sur des prostates de chiens anesthésiés a montré l'intérêt de l'étalonnage automatique du radiomètre à deux références (sans utilisation des bains thermostatés comme c'est le cas pour le système PROSTCARE qui lui utilise un radiomètre de première génération). Elle a permis, aussi, une première définition du protocole de traitement [40].

Par contre, la campagne de traitement de l'adénome prostatique chez l'homme, menée dans le service d'urologie du Professeur Mauroy avec le PROSTCARE nous a confirmé l'intérêt de la mesure radiométrique dans le pilotage des séances de thermothérapie sur patient pour obtenir les destructions du tissu prostatique souhaitées.

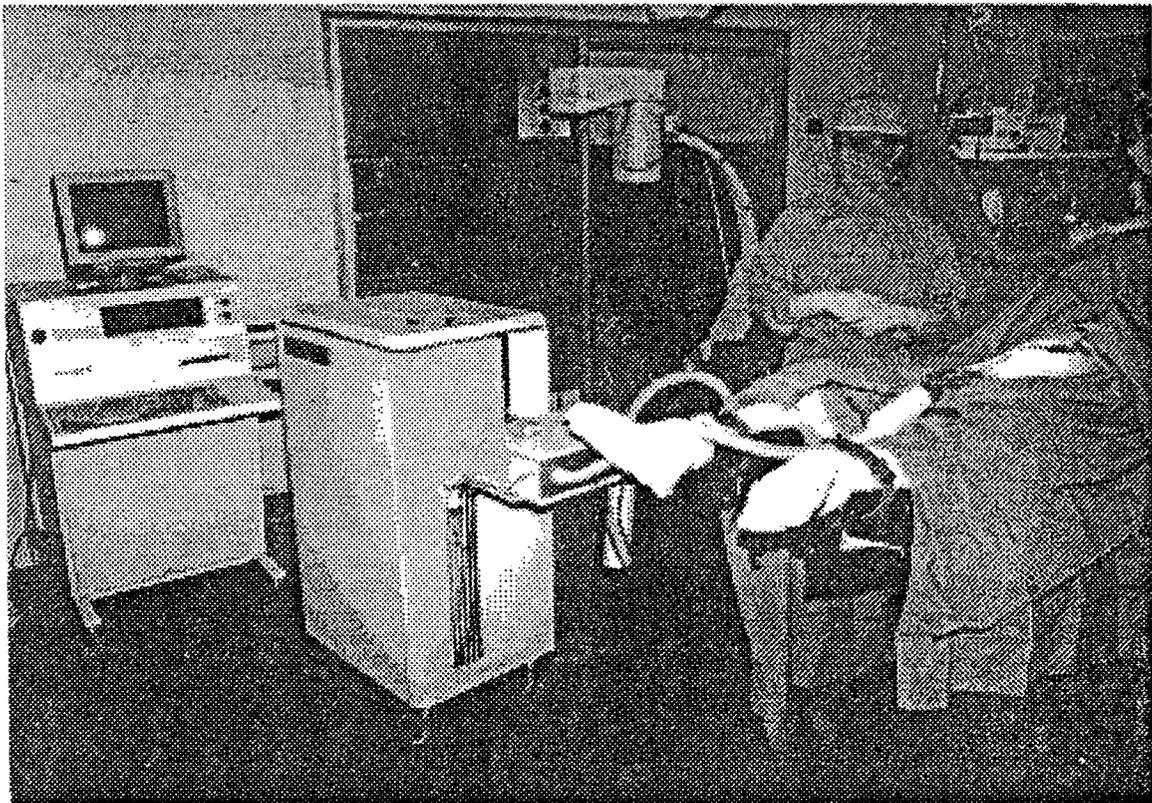


Photo N° VI.1 : Système PROSTCARE en bloc opératoire.

Le système PROSTCARE comprend deux bornes. La borne de traitement contient le générateur 915 MHz et son alimentation, le radiomètre micro-onde à 3 GHz et le groupe froid et sa pompe. Le pupitre englobe la partie informatique de l'appareil et les différentes interfaces de pilotage de la machine. En position

"stand by" le radiomètre reste alimenté en permanence, ce qui assure une thermostatisation de la tête radiométrique.

Malgré cet état, le radiomètre doit être vérifié et souvent étalonné sur deux bains d'eau thermostatée avant toute séance de thermothérapie. En général, un décalage de la droite d'étalonnage existe et est dû à la variation de la température ambiante.

L'étude menée au bloc opératoire (photo N°VI.1) a permis de définir le protocole à utiliser en routine clinique en reliant les paramètres physiques tels que le lobe de rayonnement de l'antenne, la position de celle-ci dans le cathéter et la température radiométrique d'asservissement aux résultats des coupes anatomopathologiques effectuées sur les prostates après la séance de thermothérapie.

La démarche suivie lors de cette étude est la suivante :

A un certain nombre de patients (environ 10) relevant d'une prostatectomie totale, est proposée une séance de thermothérapie.

Le patient anesthésié reçoit la séance de thermothérapie puis le chirurgien enlève sa prostate qui est analysée par le service d'anatomie pathologique du Centre Hospitalier de Roubaix. L'observation de la prostate permet de quantifier les lésions induites par le chauffage tant sur le plan macroscopique que sur le plan microscopique.

Tout d'abord une première série de traitement a été réalisée en implantant une fibre optique dans la prostate afin de mieux connaître la répartition des températures pendant la séance de thermothérapie.

A titre d'exemple, la fibre optique à quatre points est implantée dans la prostate suivant le figure N° VI.2. Les points F1 et F2 sont situés à 4-5 mm du cathéter dans la zone de la prostate où se situe le dépôt de puissance maximum, le point F3 à 15 mm et F4 à 25 mm du cathéter.

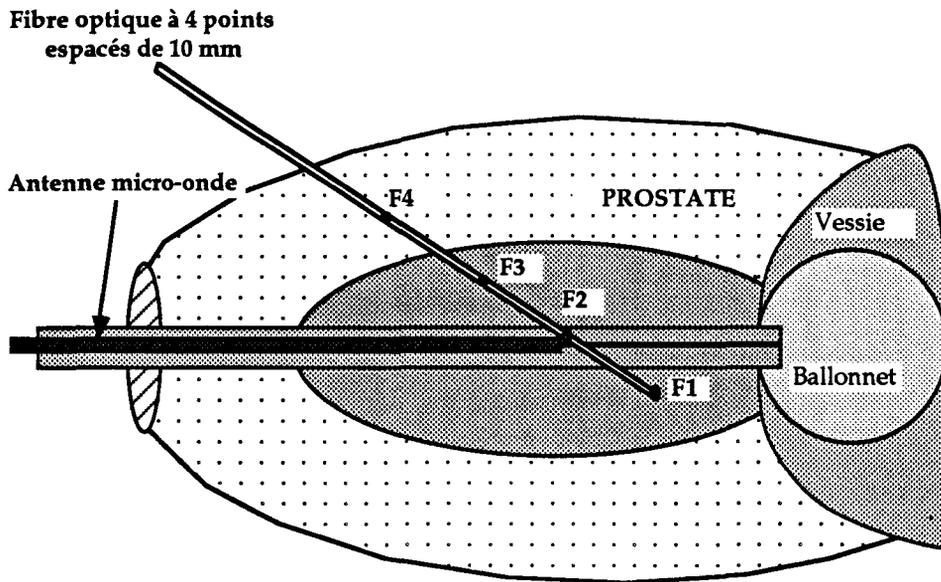
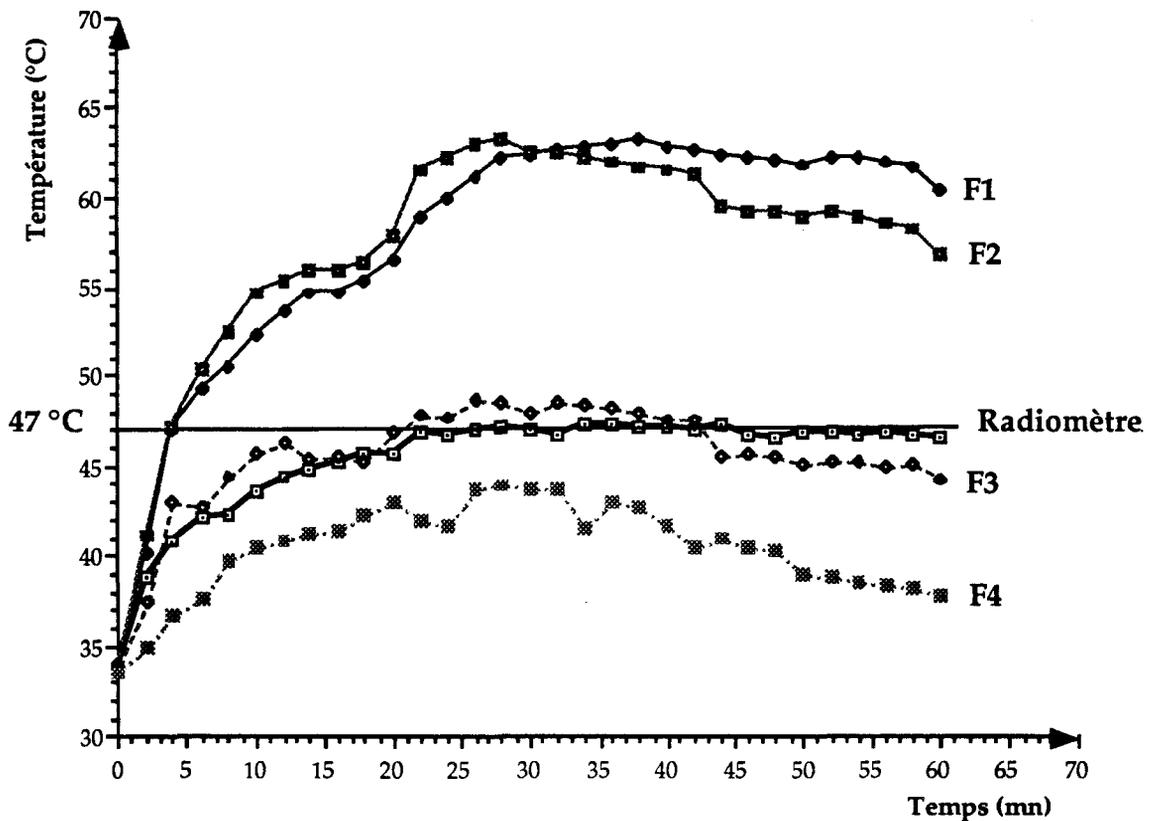


Figure N° VI. 2 : Implantation des fibres optiques dans la prostate.

La courbe suivante VI.1 montre l'évolution des températures des fibres optiques implantées dans la prostate et de la température radiométrique.



Courbe N° VI.1 : Évolution des températures sur les fibres optiques lors d'une séance d'implantation.

Ceci nous confirme bien que la température radiométrique correspond à une valeur moyenne pondérée de la température du volume chauffé. Nous pouvons remarquer que près du cathéter, les températures indiquées par la fibre F1 sont très importantes et comprises entre 60 et 65 °C.

La température radiométrique évolue dans le même sens que celle donnée par les fibres optiques.

D'autres implantations ont été effectuées sur des plans différents et montrent que les températures à l'intérieur de la prostate varient de 47°C à 65°C suivant les points mesurés.

Les aspects macroscopiques et microscopiques varient avec la température délivrée dans la prostate.

Pour une température radiométrique de 47 °C, ce que nous avons administré sur 8 patients, l'aspect macroscopique a montré une zone péri-urétrale nécrosée.

Cette zone nécrosée est de forme ellipsoïdale avec une hauteur moyenne de 25 à 30 mm correspondant approximativement à la hauteur de l'adénome ; de chaque côté de la lumière urétrale, les lésions nécrotiques ont une épaisseur de 10 à 15 mm. La figure VI.3 nous montre les différentes zones nécrotiques dans la prostate après une séance de thérapie [Films 60].

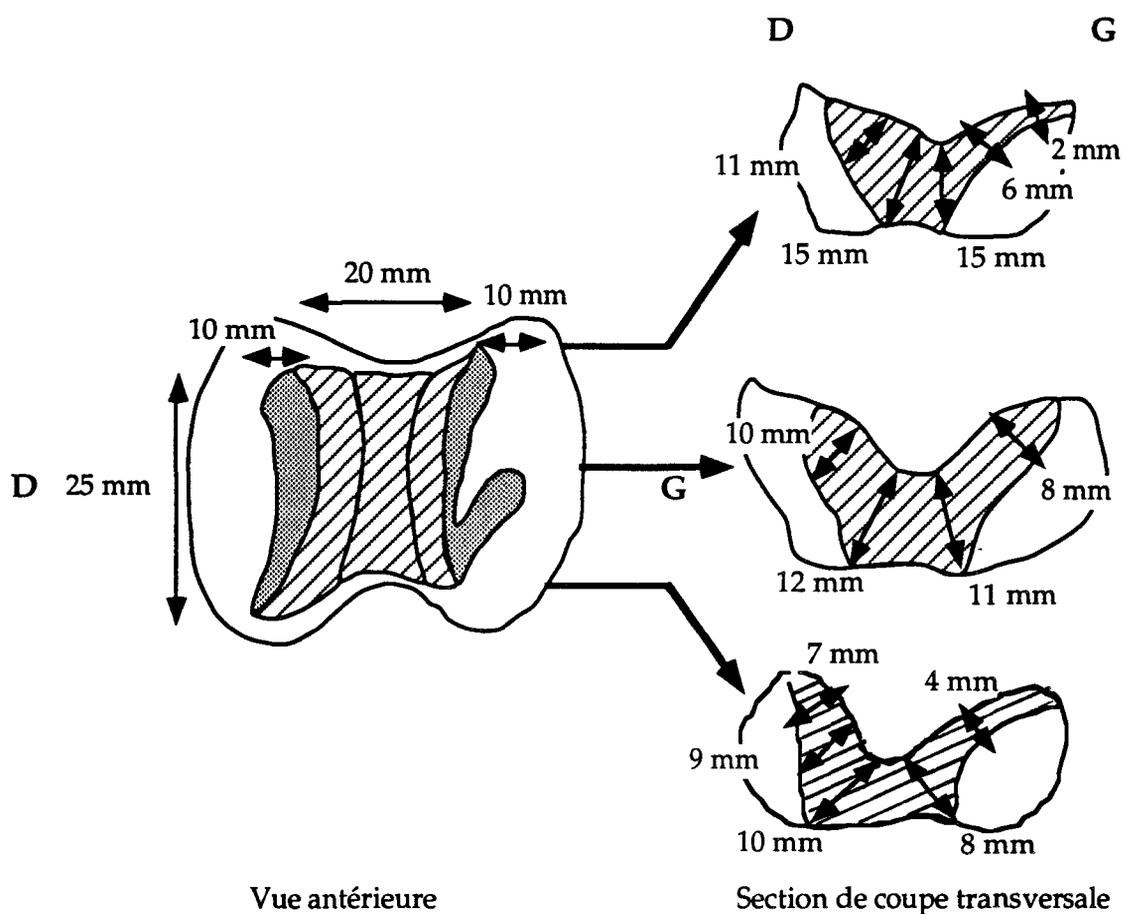
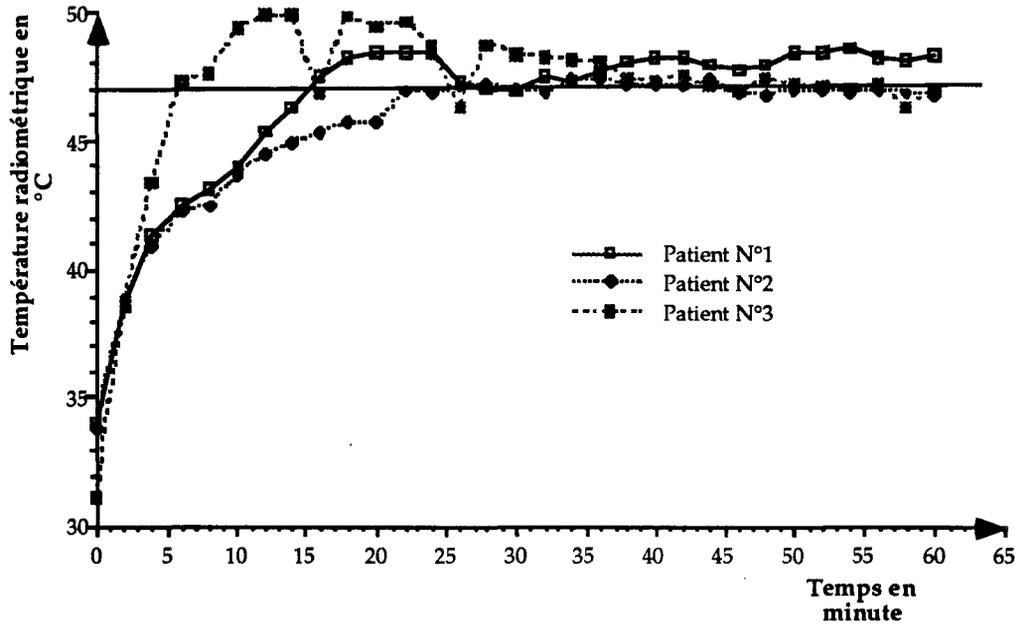


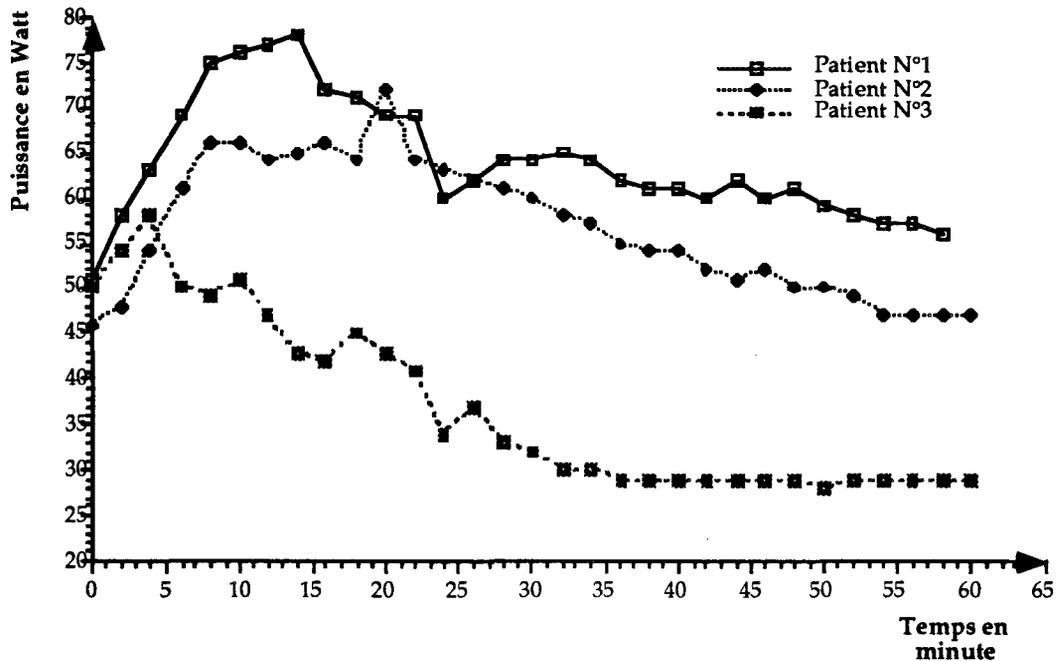
Figure VI.3 : Zones nécrotiques dans la prostate après une séance de thermothérapie.

Dans cette série d'expérimentations, nous avons effectué six séances d'une heure, les courbes N° VI.2 et VI.3 nous montrent l'évolution des températures radiométriques et de la puissance chez plusieurs patients.

Ensuite, la durée de la séance a été réduite à 45 minutes pour un cas et à 30 minutes pour 2 cas : après une séance de chauffage de 30 minutes, les lésions ont exactement les mêmes aspects macroscopiques et microscopiques.



Courbe N° VI. 2 : Température radiométrique de trois patients (séance de thermothérapie d'une heure).



Courbe N° VI.3. Puissance incidente pour trois patients (séance de thermothérapie d'une heure).

L'évolution rapide de la température radiométrique pour atteindre le plateau thermique est provoquée par une augmentation de la puissance durant les premières minutes. Cette technique permet de limiter le phénomène de vascularisation dans la prostate et induit un niveau de température élevée et

rapide ($>50\text{ }^{\circ}\text{C}$) dans les 5 - 6 premiers millimètres d'épaisseur autour de l'urètre.

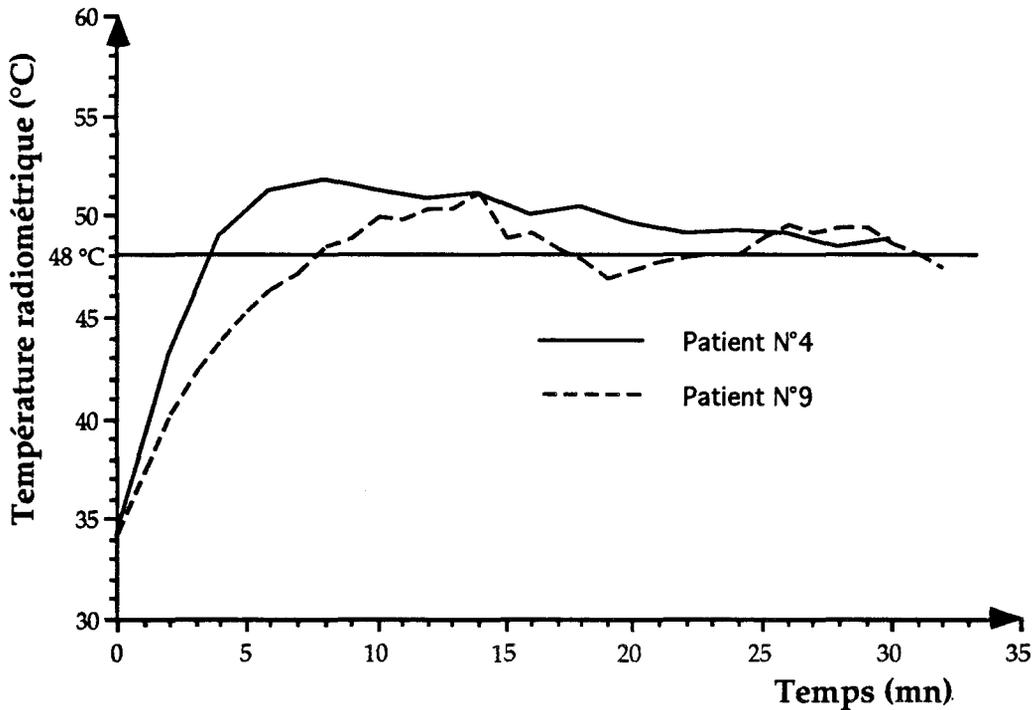
Pendant le plateau thermique (environ 5 à 6 minutes de chauffage), la température radiométrique est constante (consigne d'asservissement) mais la puissance incidente diminue et tend vers des limites variables en fonction de la prostate : la micro vascularisation ayant certainement été lésée voir détruite, la puissance nécessaire au maintien du plateau thermique diminue. La prostate se comporte alors comme un milieu à pertes thermiques d'échange limitées.

Ceci nous montre, que la température radiométrique est une information fiable car nous avons obtenu, sur les coupes anatomopathologiques, des résultats semblables pour les différents patients.

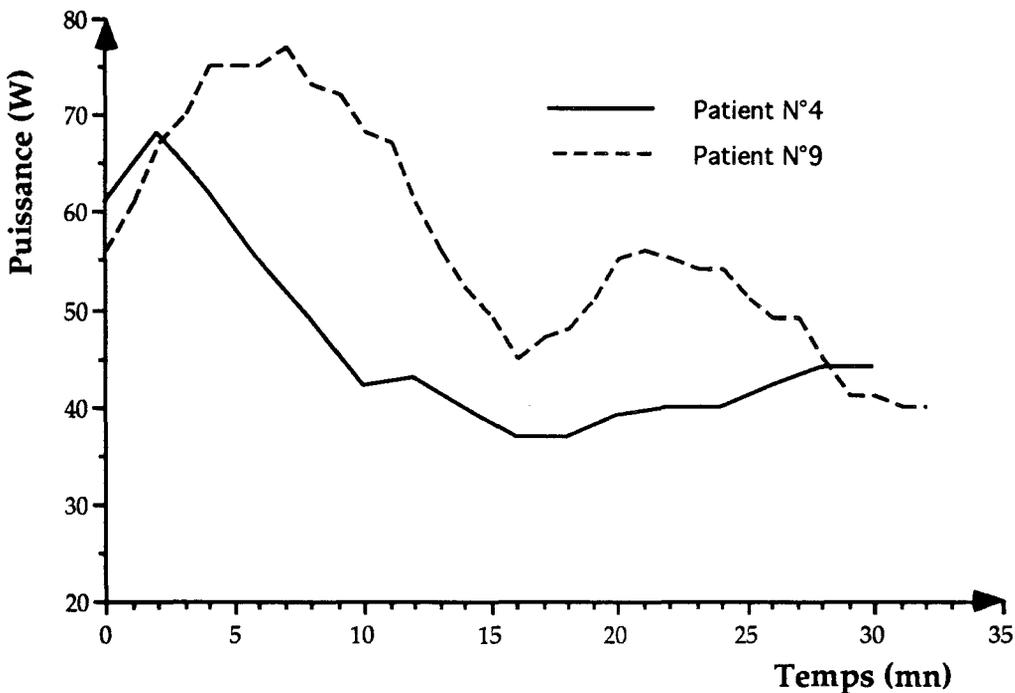
En conclusion, ces différentes séances nous ont donc permis de définir trois points : une position correcte de l'antenne dans le cathéter, une nouvelle valeur de consigne sur la température radiométrique qui permet l'asservissement de la puissance de chauffage émise par le générateur et l'évolution pendant les cinq premières minutes de la puissance de chauffage pour atteindre rapidement le plateau thermique (47°C à 48°C radiométrique).

Actuellement, la séance de thérapie dure 30 minutes. Le protocole établi comprend une montée rapide en puissance sur quelques minutes avec une puissance de départ élevée de l'ordre de 60W puis la puissance est réduite automatiquement à partir des mesures radiométriques pour maintenir la température de consigne ($47\text{ }^{\circ}\text{C}$ à $48\text{ }^{\circ}\text{C}$) [30,31].

Les courbes VI-4 et VI-5 nous montrent l'évolution de la température radiométrique et de la puissance pour des séances de thérapie de 30 minutes (effectués sur 2 patients).



Courbe VI-4 : Évolution de la température radiométrique (séance de 30 minutes).



Courbe VI-5 : Évolution de la puissance incidente (séance de 30 minutes).

Le protocole clinique ainsi défini sur la base de mesures radiométriques permet des séances de thermothérapie ne durant que 30 minutes avec un plateau thermique à 47°C - 48°C radiométrique.

Actuellement, les patients supportent correctement la séance de thermothérapie. La montée rapide en température permet de minimiser la douleur.

Après plus d'une année d'expérimentation clinique dans le service d'urologie de l'hôpital de Roubaix, les résultats cliniques obtenus avec ce protocole sont très encourageants et ont permis d'établir l'efficacité de la thermothérapie micro-onde contrôlée par radiométrie micro-onde.

6 - 2 - En gynécologie.

Avec notre prototype GYNECAR, une étude de phase I a été effectuée sur 20 patientes présentant des ménorragies, dans le but de mettre au point différents applicateurs utérins et de définir un protocole de traitement applicable lors d'une prochaine étude en phase II.

Le premier type d'applicateur représenté par la figure N°VI.4, est réalisé à partir d'un câble semi-rigide UT141 [20].

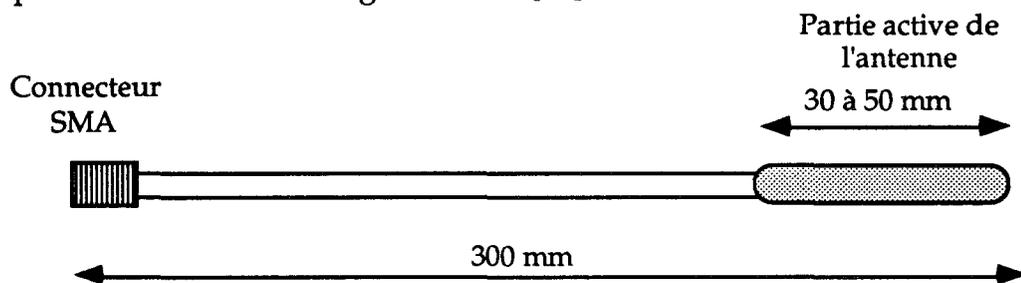


Figure N° VI. 4 : Applicateur à une seule antenne.

L'étude théorique et expérimentale a fait l'objet d'une partie de la thèse de Mr. F. Morganti [32]. Sur le plan clinique, cet applicateur a montré ses limites que nous verrons dans le tableau comparatif (tableau VI.2) des essais cliniques.

Le deuxième type d'applicateur breveté [76] est schématisé par la figure N° VI.5.

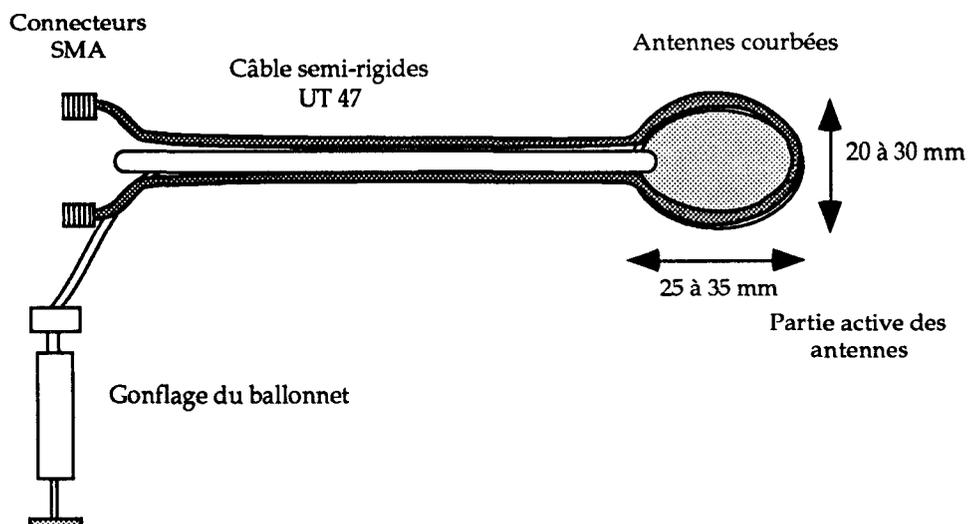


Figure N° VI.5 : Applicateur à ballonnet avec deux antennes.

Il est constitué de deux câbles semi-rigides de type UT 47 placés sur un ballonnet. L'applicateur est introduit dans l'utérus puis le ballonnet est gonflé afin de plaquer les antennes contre les parois utérines. Étant donné la longueur active de l'applicateur, il est nécessaire de le déplacer pour traiter l'ensemble de la paroi utérine (depuis le col jusqu'au fond utérin) soit une hauteur de 5 à 7 cm.

Le troisième type d'applicateur composé de quatre antennes filaires sur deux niveaux a été étudié par Mr Weiss (ingénieur de la St^e Bruker). Il a fait l'objet d'une prise de brevet international. Elles se déplient à l'intérieur de l'utérus afin de bien appliquer le chauffage sur les parois utérines.

Avec ces trois types d'applicateurs, nous avons défini différents protocoles de traitement tenant compte de la température radiométrique.

Pour cette étude, la patiente présentant des ménorragies relevant d'une hystérectomie est anesthésiée puis une séance de thermocautérisation micro-onde est effectuée.

En fonction du type d'applicateur, la méthodologie d'application est différente et la séance dure en moyenne entre 15 et 30 minutes. Le tableau VI.1 montre les paramètres techniques pour les différents applicateurs.

	Simple applicateur	Applicateur à ballonnet	Applicateur à 4 antennes (Bruker)
Durée totale de la séance	20 à 30 mn	12 à 15 mn	10 à 13 mn
Consigne radiométrique	55 à 65 °C	65 °C	55 °C
Puissance (Fond utérin)	50 à 75 W	30 à 40 W	50 à 80 W
Puissance (Corps utérin)	-----	30 à 40 W	40 à 50 W

Tableau VI.1 : Paramètres techniques pour les différents applicateurs.

La photo N° VI.2 montre le système GYNECAR dans le bloc opératoire.

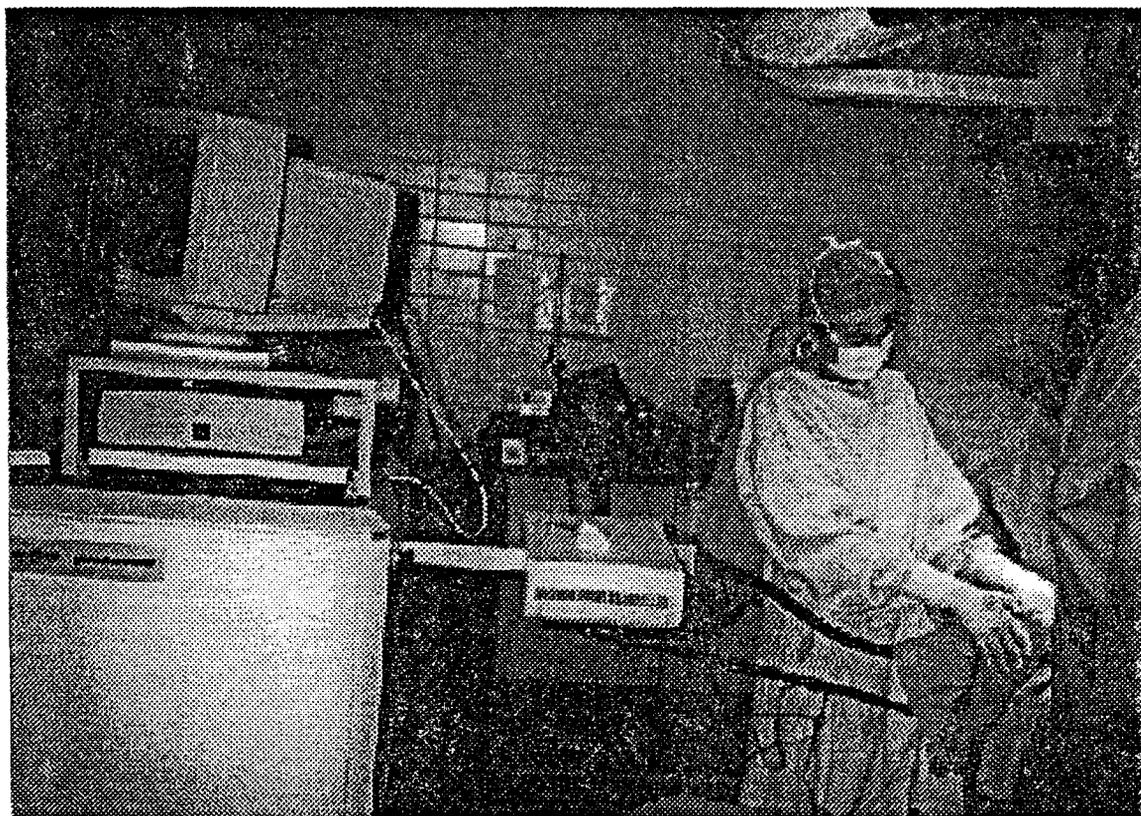


Photo N° VI.2 : Système GYNECAR en bloc opératoire.

Cette partie clinique a été effectuée par l'équipe du Pr. Querleu avec le Dr. Keuller à la maternité P. Gellé (Roubaix) avec notre collaboration. Les résultats cliniques présentés sont extraits des rapports internes effectués durant ces campagnes de traitement.

Nous donnons les deux principales définitions cliniques des effets constatés après thermocautérisation micro-onde.

Altérations myométriales : Ce sont des lésions discrètes, pas toujours démonstratives, caractérisées par des altérations nucléaires : pycnose au niveau des fibres musculaires lisses : les noyaux altérés sont fusiformes (condensation, rétraction des noyaux)

Nécrose hémorragique : infarctissement hémorragique avec dépôt fibrino-hémorragique.

Pour quantifier les parties traitées, différentes zones sont définies : le corps, l'isthme, le fond utérin, le col, la corne droite et la corne gauche (Voir figure N° I.5).

Le tableau ci-dessous résume l'ensemble des essais cliniques. Les zones ombrées nous montrent les altérations de bonne qualité clinique.

Zones	Simple applicateur	Applicateur à ballonnet	Applicateur avec 4 antennes (Bruker)
Corps	Altérations myométriales des fibres lisses (Variable)	Altérations myométriales de l'ordre de 5 à 7 mm	Altérations myométriales de l'ordre de 5 à 7 mm
Isthme	Altérations myométriales des fibres lisses (Variable)	Altérations myométriales de l'ordre de 5 à 7 mm	Altérations myométriales de l'ordre de 5 à 7 mm
Fond utérin	Altérations myométriales des fibres lisses (Variable)	Altérations myométriales de l'ordre de 5 à 7 mm	Altérations myométriales de l'ordre de 5 à 7 mm
Col	Aucune action	Nécrose hémorragique de l'ordre de 2 à 4 mm	Nécrose hémorragique de l'ordre de 2 à 4 mm
Corne droite	Action négligeable	Nécrose hémorragique de l'ordre de 2 mm	Altérations de l'ordre de 5 à 7 mm
Corne gauche	Action négligeable	Nécrose hémorragique de l'ordre de 2 mm	Altérations de l'ordre de 5 à 7 mm
Temps de chauffage	30 minutes	5 à 8 mn (haut) 4 à 6 mn (bas)	5 à 8 mn (haut) 3 à 6 mn (bas)

Observations	Les zones chauffées dépendent de la position de l'applicateur	Le chauffage s'exécute en 2 temps en haut puis en bas en déplaçant l'applicateur	Le chauffage s'exécute en 2 temps en haut puis en bas en activant les différentes rampes
--------------	---	--	--

Tableau VI.2 : Zones altérées pour les différents applicateurs.

L'applicateur à ballonnet (2 antennes) et celui à quatre antennes (Ste Bruker) donnent sensiblement les mêmes résultats cliniques pour le corps, l'isthme, le fond utérin et le col. Par contre, les cornes gauches et droites sont moins atteintes avec l'applicateur à ballonnet. Ceci pourrait être compensé en modifiant la place des antennes sur le ballonnet.

Les valeurs de la consigne sur la température radiométrique sont différentes car la position de l'antenne réceptrice de l'applicateur à quatre antennes est située à 10 mm de la zone chauffée tandis que pour l'applicateur à ballonnet, l'antenne de mesure est la même que l'antenne de chauffage donc près de la zone cautérisée ce qui permet un meilleur contrôle thermique.

A titre d'exemple, nous donnons les courbes de températures relevées pour l'applicateur à ballonnet. Deux thermocouples sont collés sur le ballonnet, le premier TH2 sur le plan le plus chaud de l'antenne et le second TH1 sur le bout du ballonnet suivant la figure N° VI.6.

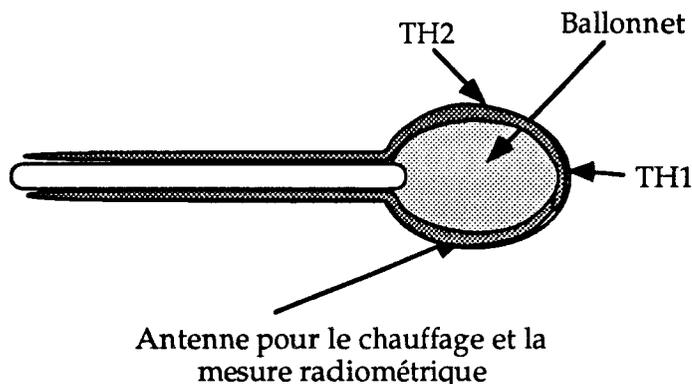


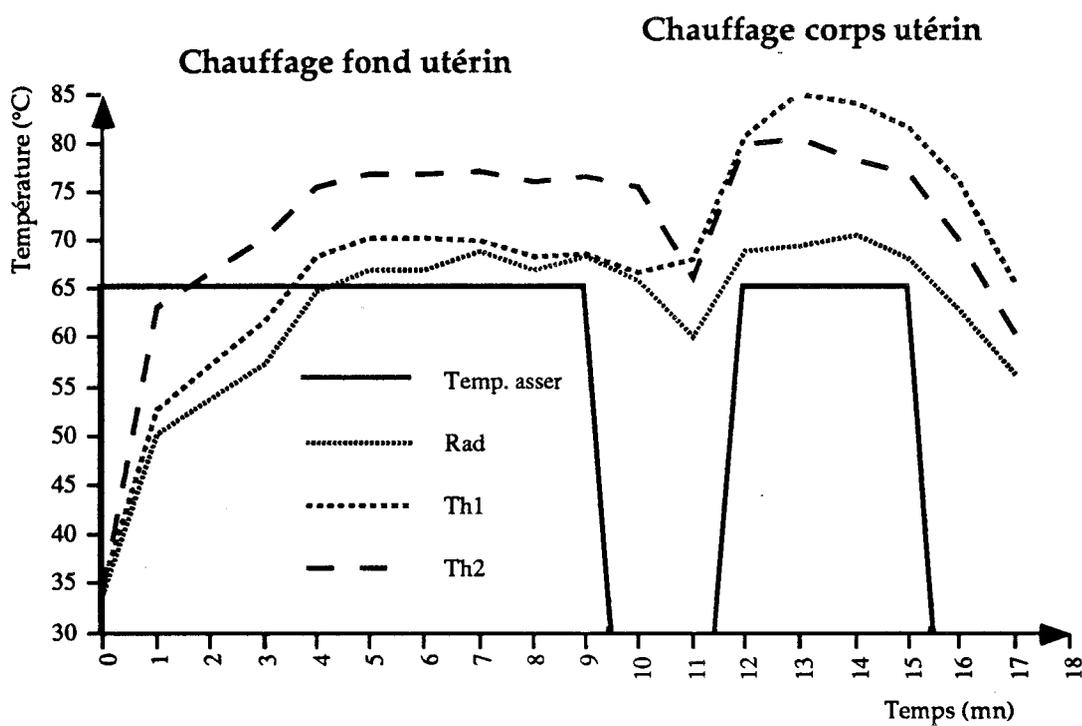
Figure VI.6 : Positionnement des thermocouples sur l'applicateur à ballonnet.

La température radiométrique atteint la consigne après 4 minutes de chauffage.

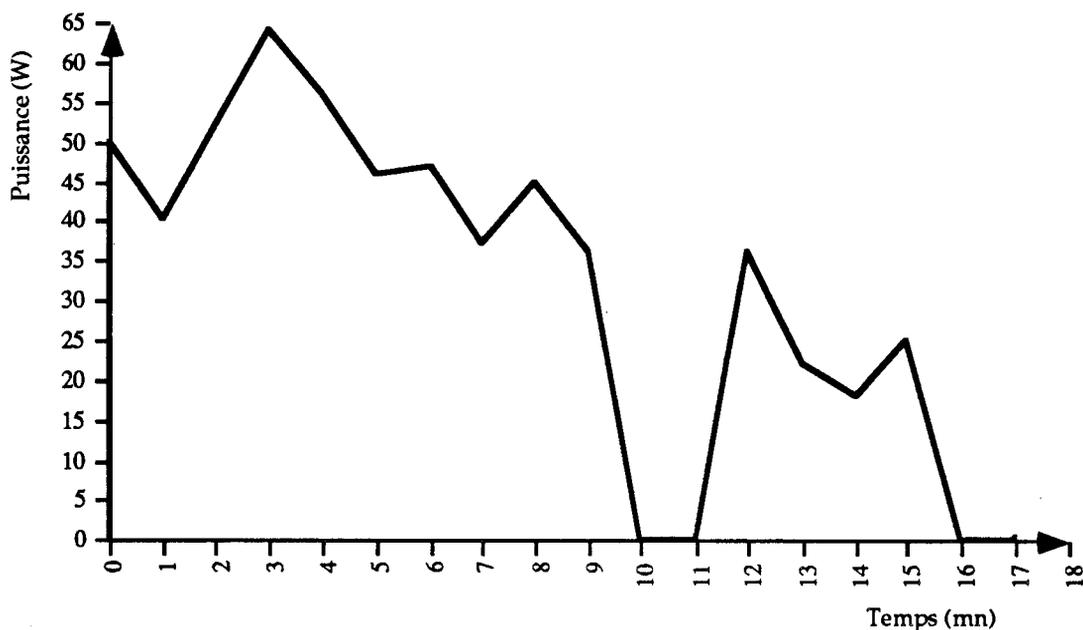
L'évolution des températures des thermocouples TH1 et TH2 suit la courbe de la température du radiomètre lors de la première phase de chauffage. Par contre, lors de la seconde phase, les valeurs indiquées par les thermocouples TH1 et TH2 n'évoluent plus dans le même sens. Une explication possible est que le contact thermocouple-tissu a été modifié après le déplacement de l'applicateur.

D'autres essais avec les thermocouples ont montré la non reproductibilité de ces mesures ponctuelles car le contact avec le tissu dépend de la présence de sang et de son écoulement.

Par contre, la température radiométrique qui résulte du bruit thermique (émis par les tissus chauffés) capté par l'antenne associée au radiomètre à deux références n'est pas perturbée par la modification du couplage antenne-tissu. Ce radiomètre permet en effet de s'affranchir des fluctuations du coefficient de réflexion antenne-tissu et assure ainsi la fiabilité du contrôle thermique.



Courbe N° VI.6 : Évolution des températures durant une séance de thermocautérisation.



Courbe N° VI.7 : Évolution de la puissance durant une séance de thermocautérisation.

Le prototype GYNECAR intégrant le radiomètre à deux références de température a montré son grand intérêt en ce qui concerne la procédure d'étalonnage automatique qui ne dure qu'une minute pour des traitements de durée moyenne de 15 minutes.

Comme pour le traitement de l'adénome prostatique, la montée rapide en puissance provoque un choc thermique pendant les deux premières minutes et permet d'éviter la réponse du système vasculaire qui s'oppose à l'échauffement des tissus.

Actuellement, une étude en phase II est envisagée avec un prototype industriel de la société BRUKER afin de confirmer et compléter le protocole clinique testé pendant la phase I.

6 - 3 - En cancérologie.

Pour valider le système HIMCAR II, une expérimentation a été effectuée sur une langue de veau au Centre Oscar Lambret dans le service d'hyperthermie dirigé par le Docteur Prévost pour montrer l'intérêt de la commande séparée en puissance sur les différentes antennes.

La figure N° VI-7 montre la géométrie d'implantation des antennes.

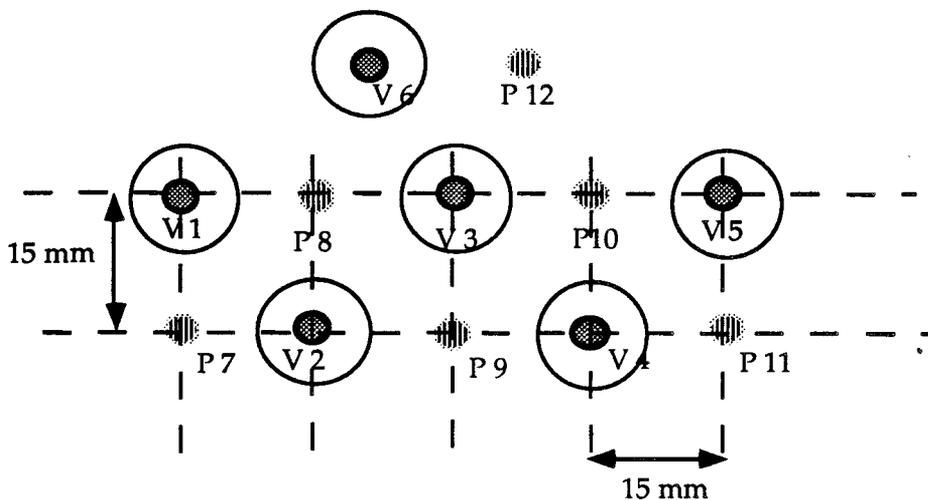


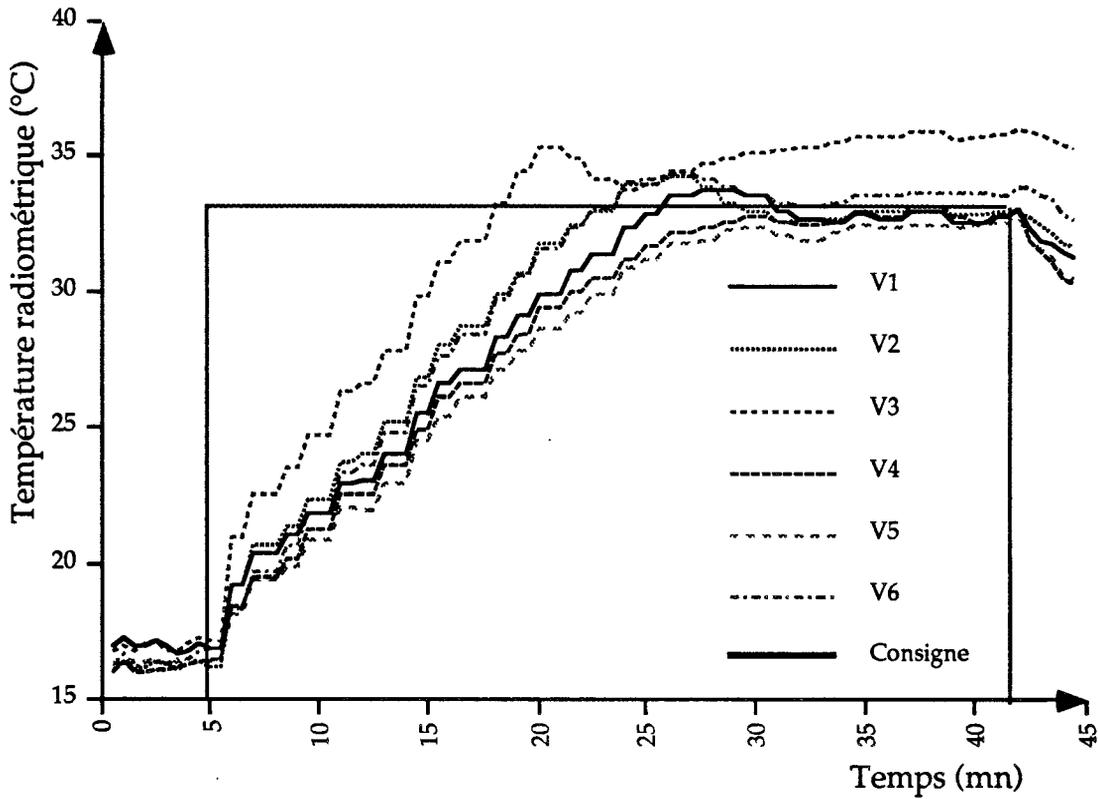
Figure N° VI-7 : Implantation des antennes sur une langue de veau.

Les antennes nommées V1 à V6 ont la double fonction de chauffage et de mesure par radiométrie de la zone couplée à cette antenne.

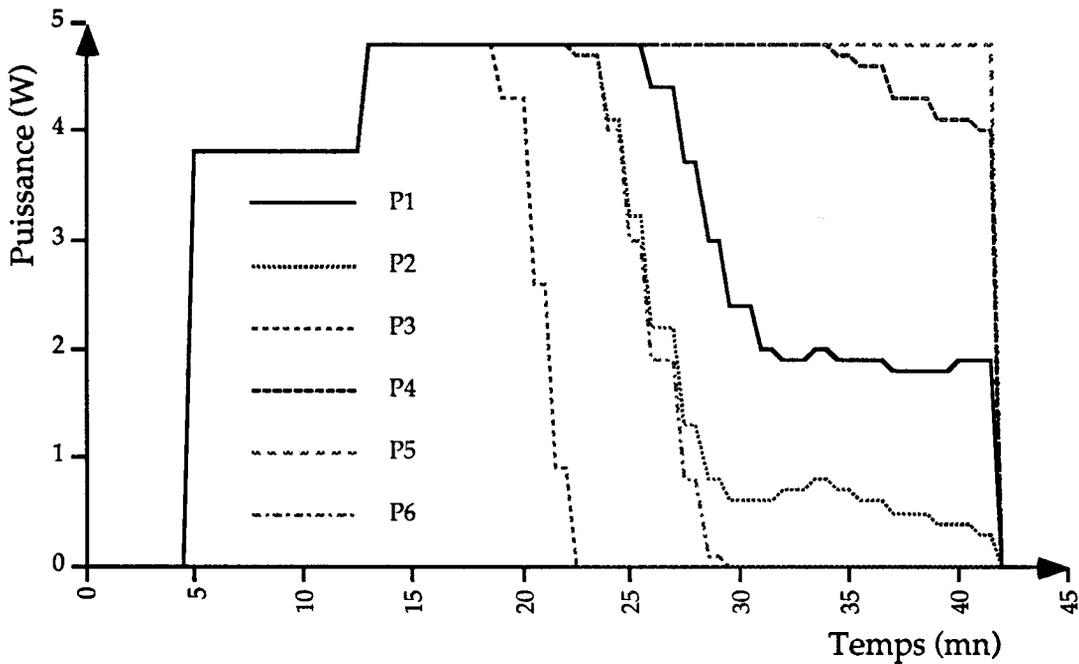
Les antennes nommées P1 à P6 ne permettent que de chauffer, la puissance de ces générateurs évolue en tenant compte des mesures radiométriques des antennes V1 à V6.

Les courbes N°VI-8 et VI-9 nous montrent les différentes évolutions des mesures radiométriques et des différentes puissances sur les six générateurs.

La consigne radiométrique est fixée à 33 °C pour toutes les antennes.



Courbe VI- 8 : Évolution des mesures radiométriques sur les six antennes.



Courbe VI- 9 : Évolution des différentes puissances sur les six premières antennes.

La puissance des générateurs est asservie en fonction des mesures radiométriques correspondantes et de la consigne demandée.

Dès que la température radiométrique atteint la consigne demandée, la puissance du générateur correspondant tend vers zéro car la langue se comporte sur le plan thermique comme un gel à très faible perte thermique. Il faut un temps de l'ordre d'une heure pour que la température à l'intérieur diminue d'une façon significative.

C'est pour cela que la puissance sur l'antenne N°3 tend vers zéro à partir de 15 minutes de chauffage et que la température radiométrique continue de monter. La zone couplée à l'antenne N°3 a été aussi chauffée par les antennes entourant cette zone et ainsi la température radiométrique a progressé.

Mais, en phase clinique, pour maintenir la température du milieu, la puissance émise compensera les pertes thermiques dues, en particulier, à la circulation sanguine ce qui limitera la hausse de température.

6 - 4 - Conclusion.

Les différents essais sur animaux ou cliniques réalisés avec les systèmes d'hyperthermie-thermothérapie utilisant le radiomètre à deux références de température montrent que cette nouvelle génération de radiomètre apporte aux systèmes une plus grande souplesse et une simplicité d'utilisation liées à l'absence de procédure d'étalonnage externe sur bains d'eau thermostatée.

Par ailleurs, les différents résultats cliniques ont confirmé et validé la mesure de température par radiométrie micro-onde lors des traitements utilisant le chauffage micro-onde.

CONCLUSION GÉNÉRALE

La radiométrie micro-onde qui fournit une information de température en volume permet donc de contrôler les évolutions thermiques en volume lors de séance d'hyperthermie ou de thérapie micro-onde quel que soit le domaine d'utilisation envisagé : cancérologie, urologie, gynécologie, dermatologie, etc..

Le radiomètre de première génération (brevet 1981) est utilisé sur une gamme d'appareils d'hyperthermie destinée à la cancérologie et à la thérapie pour le traitement de l'adénome prostatique. Les résultats cliniques ont montré l'importance de la mesure volumique de température pour le contrôle de l'asservissement de la puissance et leur reproductibilité pour une même consigne radiométrique (par exemple 47°C pour le traitement de l'adénome de prostate).

Les dérives du signal radiométrique de cette première génération d'appareils dues à la variation de la température des divers éléments du radiomètre imposent un étalonnage systématique avant chaque usage. La lourdeur de cet étalonnage (par l'emploi de bacs d'eau thermostatée) et un temps non négligeable (20 minutes) par rapport au temps du traitement thérapeutique (30 à 60 minutes) est un handicap en routine clinique.

La seconde génération enlève cette lourdeur de la mesure radiométrique car l'étalonnage est entièrement automatique, sans bac d'étalonnage et en un temps de l'ordre d'une minute. L'étalonnage peut s'effectuer avant toute séance d'hyperthermie et même en cours de séance après une brève interruption (1 minute) de chauffage.

Pour minimiser les différentes erreurs de la mesure radiométrique, la conception générale du radiomètre doit suivre les deux règles suivantes :

- premièrement, le déséquilibre des différentes voies du radiomètre doit être le plus faible possible (<0,05 dB) et les pertes d'insertion de l'applicateur inférieures à 0,6 dB.

- deuxièmement, lorsque l'antenne (filaire par exemple) présentant des pertes s'échauffe lors de son utilisation en émission (séquence chauffage) si elle est utilisée en antenne de réception radiométrique (séquence mesure radiométrique) il est impératif de la thermostatier sur toute sa longueur afin de minimiser le bruit thermique apporté par

cet échauffement. Il est alors possible d'introduire une correction de la mesure radiométrique en fonction de l'échauffement, ceci a été réalisé sur nos systèmes par logiciel.

La bande passante du radiomètre peut être réduite sur les systèmes d'hyperthermie demandant moins de sensibilité ; dans ce cas là, il est souhaitable de choisir la bande de fréquence autour d'une fréquence non perturbée par des parasites électromagnétiques (four micro-onde, radars, etc.).

Lors des différentes campagnes cliniques, le radiomètre à deux références, associé à son système d'étalonnage a montré son efficacité et sa simplicité d'utilisation, caractéristiques très importantes en milieu clinique. Grâce à ces avantages, ce radiomètre apportera, nous l'espérons, un nouveau regain d'intérêt pour les systèmes d'hyperthermie contrôlée par la radiométrie micro-onde.

ANNEXES

Annexe N° 1 : Pertes des composants du radiomètre.

Pertes d'insertion à 3 Ghz (la fréquence centrale du radiomètre) des principaux composants du radiomètre à une ou deux références.

Composants	Pertes à 3 Ghz *
Câble 80 cm type RG 141	0,8 dB
Commutateur 5 voies micro-onde Perte par voie (Radiall)	0,15 dB
Circulateur Voie 1-2	0,35 dB
Circulateur Voie 2-3	0,37 dB
Circulateur Voie 3-1	0,35 dB
Relais Radiall (chauf./radio)	0,15 dB
Fiche S.M.A. (Mâle ou femelle)	0,05 dB
Relais H.P.	0,08 dB
Câble semi-rigide UT141	0,6 dB / m

* Mesures effectuées sur analyseur de réseau Hewlett-Packard 85107 à l' IEMN.

N.B. : La longueur des câbles avant le commutateur micro-onde dépend du type de système d'hyperthermie ou de radiothérapie et elle ajoute une perte supplémentaire de l'ordre 1 dB.

Caractéristique du premier amplificateur micro-onde de marque AVANTEK

Facteur de bruit mesuré	:	2 dB
Bande passante	:	2 Ghz à 4 Ghz
Gain	:	30 dB

Configuration N°1 du radiomètre.

Perte avant le commutateur environ 1,6 dB (câble + circulateur + modulateur + fiches + relais du chauffage et du radiomètre)

Amplificateur : de marque AVANTEK (décrit précédemment)

Configuration N°2 du radiomètre.

Base identique que la configuration N°1 mais avec 1 dB de perte d'insertion supplémentaire avant le commutateur dû à la longueur importante du câble.

NB : Les constantes de temps d'intégration numérique sont fonction des besoins expérimentaux.

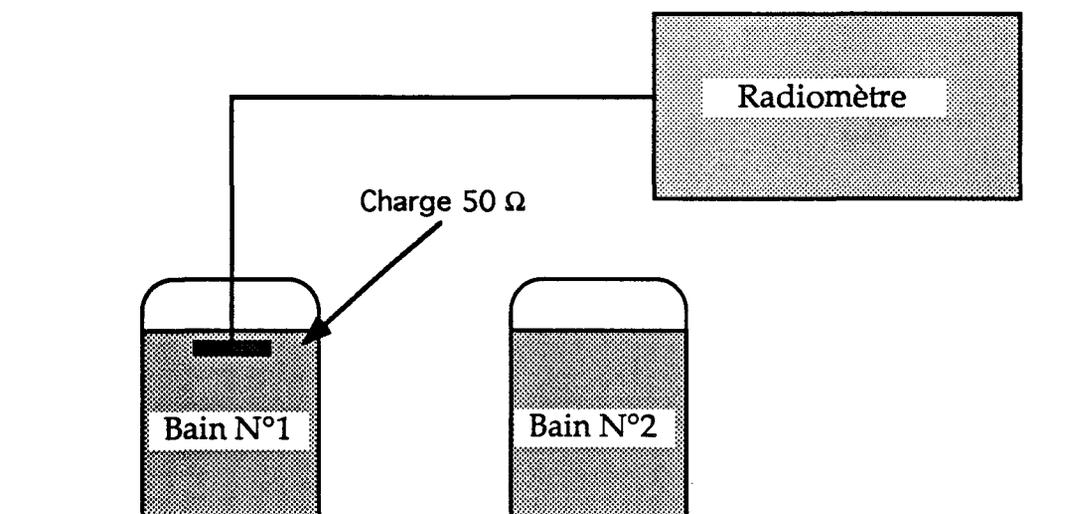
Annexe N° 2 : Méthodologie des expérimentations.**1) Pour la détermination de la droite d'étalonnage.**

Figure : Méthodologie pour déterminer la droite d'étalonnage.

Caractéristiques des bains thermostatés.

Les bains thermostatés sont de type HAAKE D8. La gamme de température varie de la température ambiante à 100 °C. La précision de la régulation en température est de l'ordre de $\pm 0,02$ °C.

Un autre bain de même marque permet une gamme de température plus large (- 30 °C à 100 °C).

Méthodologie.

Pour déterminer la pente et le décalage à l'origine de la droite d'étalonnage, une charge micro-onde est plongée dans le bain N°1 à la température T_{b1} . Après le temps d'équilibre thermique, le radiomètre acquiert une série de trente mesures afin de moyennner les mesures soit T_{x1} . La même procédure est effectuée avec le bain N° 2 à la température T_{b2} et la moyenne des températures radiométriques T_{x2} .

La précision sur la mesure radiométrique est améliorée d'un rapport $\sqrt{30}$ soit une précision sur la température de l'ordre d'un dixième de degré.

A partir de ces valeurs, l'équation de la droite donne la pente et l'offset de la droite d'étalonnage.

2) Pour la mesure de la sensibilité

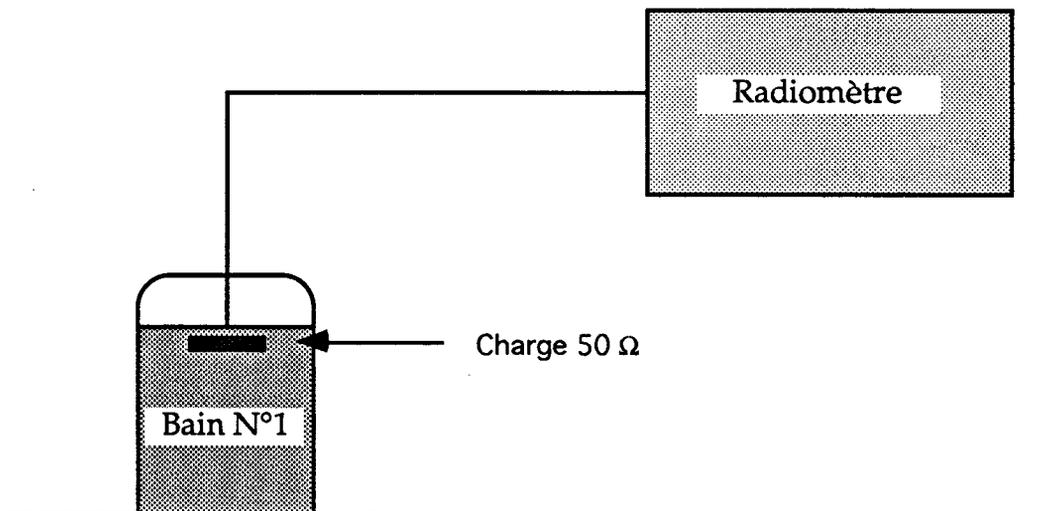


Figure : Méthodologie pour la mesure de la sensibilité.

Une charge micro-onde est plongée dans un bain thermostaté. Après le temps d'équilibre thermique, le radiomètre acquiert une série de 50 à 100 mesures consécutives. A partir de ces mesures, nous déterminons les principales caractéristiques statistiques (Écart type, minimum, maximum etc..).

Annexe N° 3 : Bilan des transferts d'une charge associée à un câble avec perte.

Considérons un câble ayant des pertes (a) porté à une température (T_{cab}) dont l'une des extrémités est réunie à une charge portée à une température (T) avec son coefficient d'adaptation ρ et déterminons le bilan des transferts sur la deuxième extrémité.

La figure suivante présente le câble ainsi que son schéma équivalent dans la bande de fréquence du radiomètre.

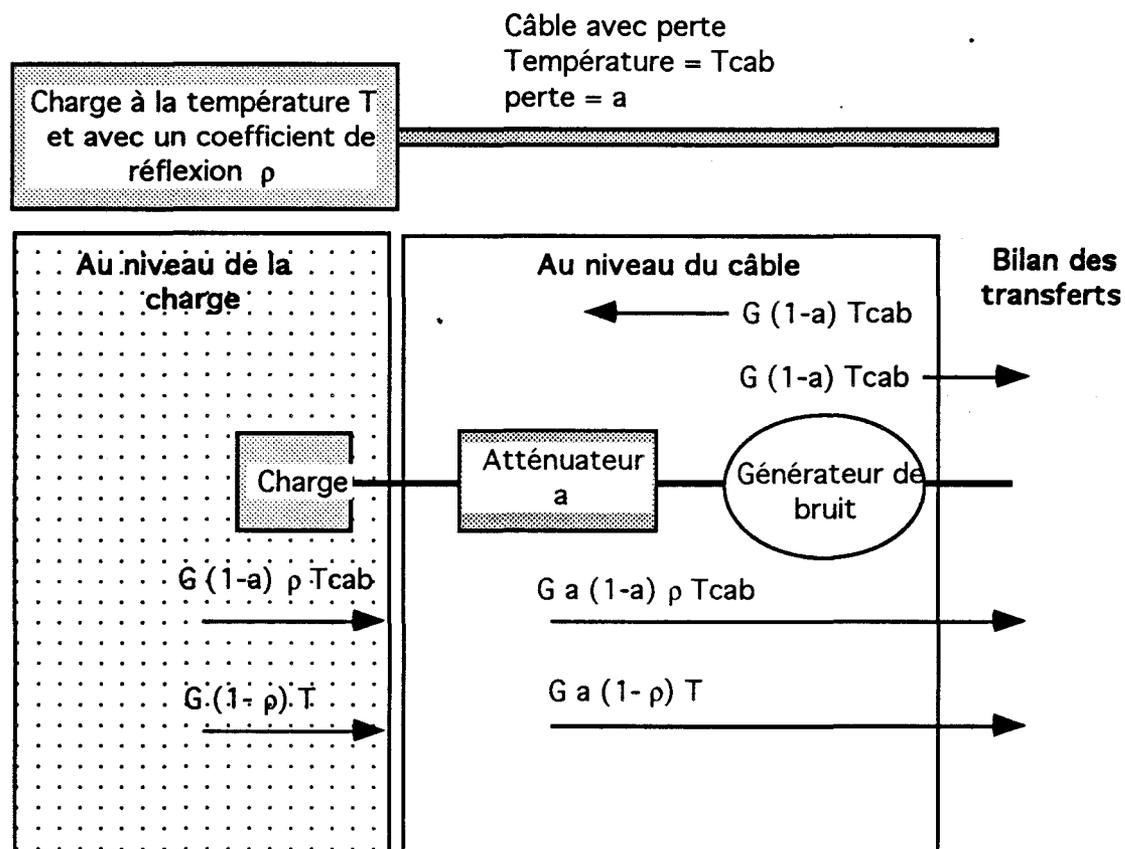


Figure : Bilan des transferts d'une charge et d'un câble avec perte.

La puissance de bruit thermique du câble est proportionnelle aux pertes d'insertion (a) et à la température (T_{cab}) de celui-ci.

Cette puissance se décompose en deux parties égales et se propage dans les deux directions. Une partie est directement reçue à la sortie tandis que la deuxième est réfléchiée par la charge avec un coefficient $(1-\rho)$ puis atténuée par (a).

La puissance de bruit de la charge transmise $(1-\rho) T$ est atténuée par la valeur de perte d'insertion du câble (a).

En conclusion , le bilan global est la somme des puissances précédentes soit :

$$P_{\text{totale}} = G ((T_{\text{cab}}(1-a) + (1-a) a \rho) + T a (1-\rho))$$

avec

$$G = k \Delta F$$

k : Constante de Boltzmann ($1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J/}^\circ\text{K}$)

ΔF : Bande passante du radiomètre

A titre d'exemple, le tableau ci-dessous donne les valeurs des coefficients de transmission et des élévations de température radiométrique pour une variation de température du câble de 10°C pour différentes valeurs de pertes d'insertion.

Perte d'insertion en dB	Coefficient de transmission	Élévation de la temp. radiométrique pour une variation de temp. du câble de 10°C
0,05	0,988	0,11 $^\circ\text{C}$
0,1	0,977	0,22 $^\circ\text{C}$
0,2	0,954	0,47 $^\circ\text{C}$
0,3	0,933	0,66 $^\circ\text{C}$
0,4	0,912	0,88 $^\circ\text{C}$
0,5	0,891	1,08 $^\circ\text{C}$
0,6	0,870	1,29 $^\circ\text{C}$
0,7	0,851	1,48 $^\circ\text{C}$
0,8	0,831	1,68 $^\circ\text{C}$
0,9	0,812	1,87 $^\circ\text{C}$
1,0	0,794	2,06 $^\circ\text{C}$
1,5	0,707	3,03 $^\circ\text{C}$
2	0,603	3,7 $^\circ\text{C}$
3	0,5	5,0 $^\circ\text{C}$

Annexe N° 4 : Simulation d'une antenne à coefficient de réflexion variable.

Afin de tester correctement les performances des radiomètres, l'antenne applicateur est remplacée par un atténuateur coaxial miniature fermé par un court-circuit micro-onde. Ceci permet de s'affranchir des perturbations électromagnétiques extérieures (tube d'éclairage au néon, four micro-onde, champs électromagnétiques générés par les radiotéléphones , etc...)

Pour obtenir différentes valeurs de coefficient de réflexion, il suffit de modifier la valeur de l'atténuateur.

En identifiant le calcul du signal radiométrique issu d'un tel dispositif et celui du signal radiométrique d'une antenne désadaptée avec un coefficient de réflexion, nous déterminons les valeurs de l'atténuateur pour différents coefficients de réflexion.

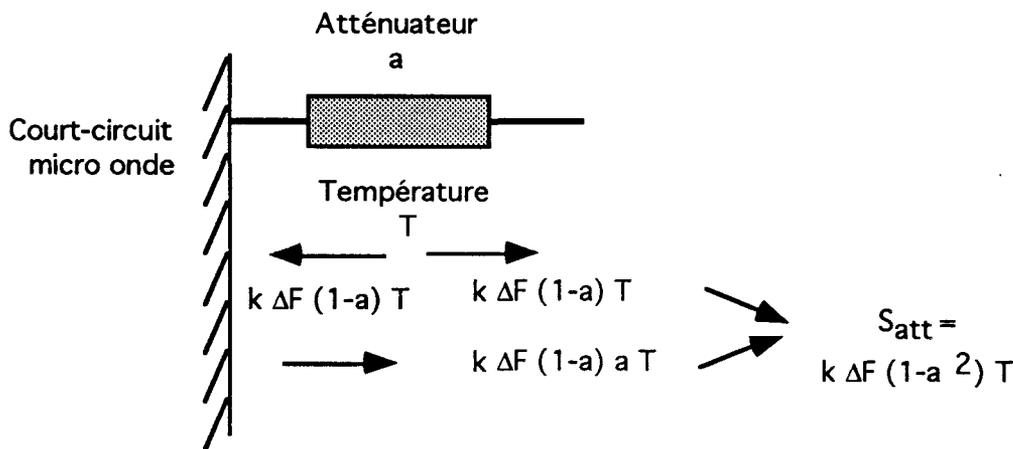
Calcul du signal radiométrique d'un atténuateur porté à la température T.

Figure : Cas d'un atténuateur micro-onde.

La puissance du signal à la sortie est :

$$S_{att} = k \Delta F (1-a^2) T \quad (1)$$

Avec

- T température de l'atténuateur
- a Coefficient de transmission
- k Constante de Boltzmann
- ΔF Bande passante du dispositif
- S_{att} Signal radiométrique

Calcul du signal radiométrique d'une antenne .

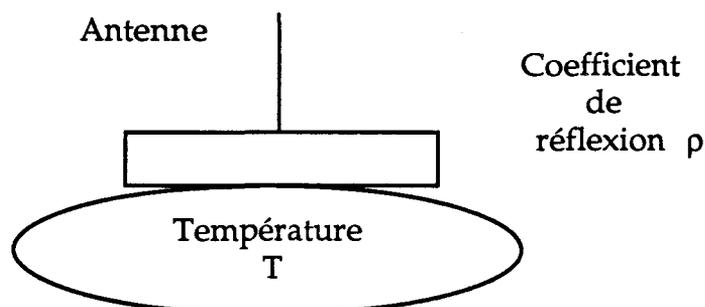


Figure : Cas d'une antenne non adaptée au milieu.

Le signal radiométrique à la sortie de l'antenne est :

$$S_{\text{ant}} = k \Delta F (1-\rho) T \quad (2)$$

En identifiant les relations (1) et (2), nous déterminons la valeur de l'atténuateur en fonction de la valeur du coefficient de réflexion soit :

$$\rho = a^2$$

Dans la pratique, les valeurs des atténuateurs sont données en dB, le coefficient de réflexion devient :

$$\rho = 10^{2a/10} \quad \text{avec } a \text{ en dB}$$

Le tableau ci-dessous donne la valeur de l'atténuateur pour différentes valeurs de réflexion :

a en dB	-1	-2	-3	-5	-10
ρ	0,63	0,40	0,25	0,1	0,01

Annexe N° 5 Le filtrage numérique.

Pour calculer la valeur de la température à mesurer, le radiomètre demande quatre états distincts, le filtrage numérique permet de calculer la valeur moyenne arithmétique du signal radiométrique en tenant compte de la position du commutateur micro-onde d'entrée.

$$V_{i_{moy}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n V_e \quad [4]$$

Avec

$V_{i_{moy}}$ = Valeur moyenne du signal radiométrique pour la position (i) du commutateur

N = Nombre d'échantillons

V_e = Tension du signal échantillonnée et numérisée

Pour obtenir les mêmes performances en terme de rapport signal sur bruit des systèmes précédents, le filtrage numérique doit avoir un temps d'observation égal à deux fois le temps de la constante de temps d'intégration du circuit analogique. (Réf. :Théorie et traitement des signaux de F. de Coulon Édition Dunod) .

Pour une fenêtre d'observation de deux secondes pour tout le signal radiométrique, cela correspond à un temps d'intégration équivalente d'une seconde par phase.

Il faut noter que le filtre analogique intégrateur nécessite un temps d'établissement de l'ordre de cinq fois le temps de la constante de temps pour assurer une estimation meilleure à 1 % , tandis que pour le filtrage numérique, ce temps d'établissement est limité à la fenêtre d'observation.

Soit des temps de mesures de cinq secondes pour l'intégrateur analogique et de deux secondes pour le filtrage numérique.

BIBLIOGRAPHIE

[1] ASTRAHAN M.A., SAPOZINK M.D., COHEN D., LUXTON G., 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

[2] 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.

[3] BEN-YOSEF R., KAPP D.S.

Direct clinical comparison of ultrasound and radiative electromagnetic hyperthermia applicators in the same tumors.

Int. J. Hyperthermia, 1995, Vol. 11 N°1, 1-10

[4] BERTOUX J.L.

Étude et réalisation d'un radiomètre micro-onde à double référence.

Mémoire d'ingénieur CNAM, Lille, 5 Juillet 1991.

[5] BOREHAM D.R., GASMANN H.C., MITCHEL R.E.J.

Water bath hyperthermia is a simple therapy for psoriasis and also stimulates skin tanning in response to sunlight.

Int. J. Hyperthermia, 1995 Vol. 11, N° 6, 745-754

[6] BUSCH W.

(Historique de l'hyperthermie 1866)

Über den Einfluss welchen heftigere Erysipelen zuweilen auf organisierten Neubildungen ausüben

VEIV. NATURH. PREUSS RHEIN- WESTPHALIE, 1866,23,28,30

[7] CAMART J.C.

Contribution au développement de systèmes d'hyperthermie interstitielle micro-onde contrôlée par radiométrie micro-onde : Étude et réalisation d'antennes miniatures application à la dosimétrie thermique.

Thèse de docteur de l'Université de LILLE I, Lille le 25 Janvier 1993.

[8] CHIVE M.

Use of microwave radiometry for hyperthermia monitoring and as a basis for thermal dosimetry.

Methods of Hyperthermia Control, Series on clinical Thermology, Subseries Thermotherapy, 1990, Vol.3, pp 113-128, ed. by Gautherie, SPRINGER-VERLAG (Heidelberg).

[9] CHIVE M, MOSCHETTO Y, SOZANSKI J.P., Dr ROHART, Dr DE CORDOUE-ROHART, PLANCOT M.

915 Mhz hyperthermia treatments with temperature control of microwave radiometry : technical software and clinical result (phase II).

Conférence European Society for Hyperthermia Oncology.

AMSTERDAM, Hollande, 21-23 Septembre 1989.

[10] CHIVE M, MABIRE J.P., BELOT G, SOZANSKI J.P., LAMPERT M.

Application of a microwave hyperthermia system controlled by microwave radiometry of the treatment of benign prostate hyperplasia. 6th International Congress on Hyperthermia Oncology,

April 26-May 1, 1992. Tuscon, Arizona U.S.A.

[11] DELANNOY J.

Contribution à l'étude de l'hyperthermie micro-onde application à la réalisation d'un système interactif de traitement par hyperthermie

Thèse de l'Université de LILLE II, Avril 1987

[12] DEVONEC M. TOMRERA K.M. PERRIN P.

Transurethral microwave thermotherapy

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

[13] DEWEY W.C.

Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic
Int. J. Hyperthermia, 1994 Vol. 10, N°4, 457- 483 (*survie de cellules*)

[14] DICKE R.H.

The measurement of thermal radiation at microwave frequencies Rev.
Sci. Instr. Vol. 17 N°7 pp. 268-275.

[15] DIMITRIOU D. , MAUROY B., CHIVÉ M., HATTAD B., SOZANSKI J.P., CALLOT F., MAZEMAN E.

What is the role of heat therapy in the treatment of prostatic adenoma ?
2 nd Euro-Americain conference on Urological Diseases BPH and prostate
Cancer
28- 31 august 1994. Astir Palace, Vouliagmeni. Athens, Greece.

[16] DUBOIS L.

Contribution à l'étude des applicateurs en structure plaqués en hyperthermie
micro-onde : détermination du diagramme de rayonnement en champ proche
par approche dans le domaine spectral et reconstruction des cartes thermiques.
Thèse de l'Université de LILLE I, Fév. 1991.

[17] FABRE J.J.

Contribution au développement de l'hyperthermie micro-onde contrôlée par
radiométrie micro-onde. Application au traitement des tumeurs bénignes et
malignes.
Habilitation à diriger les recherches en sciences physiques
24 novembre 1993

[18] FABRE J.J., CAMART J.C., DUBOIS L., CHIVE M., SOZANSKI J.P.,
PREVOST B.

Microwave interstitial hyperthermia system monitored by microwave
radiometry (HIMCAR) and dosimetry by heating pattern remote sensing.
21st European Microwave Conference, Stuttgart (RFA), 4-9 September 1991,
p. 1409-1414.

[19] FABRE J.J., CAMART J.C., PREVOST B., CHIVE M., SOZANSKI J.P.,
915 Mhz interstitial hyperthermia : dosimetry from heating pattern
reconstruction based on radiometry temperature measurments.
14th IEEE/EMBS (Engineering in Medicine and Biologie Society)
Conference PARIS 1-4 November 1992.

[20] FABRE J.J., MORGANTI F., QUERLEU D. BUCHET B. PLAYEZ E.,
CHIVE M.
Using 915 Mhz heating, controlled by microwave radiometry, for cauterising
endometrial menorrhagia
12th E.S.H.O. Conférence BERGEN (NORVEGE) 26 - 29 Juin 1991

[21] FAJARDO L.
Pathological effctcs of hyperthermia in normal tissues
1984 Cancer research, 44(Suppl.), 4826s- 4835s. (*survie de cellules*)

[22] GOLDRATH M. H., FULLERTA, SEGA S.
Am. Journal Obstet. Gynécologie. 104, 14 981. (*Gynécologie LASER*)

[23] GUY A.W.
Analyse of electromagnetic fields induced in biological tissue by thermographic
studies on equivalent phantom models.
IEEE Trans. on Microwave Theory and techniques, 1971, Vol MTT-19, pp205-
214.

[24] GUERQUIN-KERN J.L.
Hyperthermie locale par micro-ondes en thérapeutique cancérologique : étude
de l'instrumentation et de protocoles d'essais cliniques par simulations
théoriques et expérimentale des interactions électromagnétiques/tissus
biologiques.
Thèse 3 ème cycle, Strasbourg, Juin 1980.

[25] JOHNSON C.C., GUY A.W.
No ionizing Electromagnetic wave effects in biological materials and systems.
Proc. IEEE Vol. 60 N°6 pp 692-719, June 1972.

[26] LEDEE R.

Étude, réalisation et essai de modélisation de capteurs et d'applicateurs en structure plaquée.

Thèse de l'Université de LILLE I, Décembre 1987.

[27] LEVEQUÈ C.

Mise en oeuvre en site clinique d'un système d'hyperthermie interstitielle micro-onde contrôlée par radiométrie associée à la curiethérapie.

D.E.A. LILLE II, Juin 1991

[28] MAMOUNI A.

Radiométrie hyperfréquence : Application à la mesure atraumatique de la température au sein des tissus vivants (Thermographie micro-onde).

Thèse de troisième cycle, Lille, 20 Novembre 1978.

[29] MARCHAL C. , PREVOST B., ARDIET J.M., GERARD J.P., COSSET J.M.

The French multicenter trials : Results and conclusions in " Interstitial and intracavitary hyperthermia"

Edited by H.M. Seegenschmiedt and R. Sauer - SPRINGER- VERLAG

1993, 3, 187 - 192

[30] MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D. SOZANSKI J.P., CALLOT F. MAZEMAN E.

Histological changes after local microwave heat therapy in BPH.

23 rd Congress of societe internationale d'urologie.

18- 22 sept. 1994 Sidney- Autralie.

[31] MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., HATTAB B. SOZANSKI J.P., CALLOT F., CARPENTIER F., BISERTE J., MAZEMAN E.

Microscopic and macroscopic study of the effects of thermotherapy.

Application of newer forms of therapeutic energy in urology

Edited by Michael Marberger

ISIS MEDICAL MEDIA . Oxford p15 - 23

[32] MORGANTI F.

Contribution à l'étude d'applicateurs endocavitaires spécifiques (urétral et utérin). Application à l'hyperthermie et à la thérapie endocavitaires contrôlées par radiométrie micro-onde.

Thèse de l'Université de LILLE I, 31 mars 1994.

[33] MORGANTI F., CAMART J.C., FABRE J.J., SOZANSKI J.P., CHIVE M.

Specific applicators for hyperthermia of prostatic benign diseases. 6th International Congress on Hyperthermia Oncology, April 26 May 1, 1992.

Tuscon, Arizona U.S.A.

[34] MORGANTI F., CHIVE M., CAMART J.C., FABRE J.J., SOZANSKI J.P.

Applications for microwave hyperthermia of benign prostatic hyperplasia. MIOP 93. 7th Exhibition and Conference for Ultra-High Frequency Technology.

Messehalle Sindelfingen - Allemagne. 25-27 May 1993.

[35] NADI M.

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, 1989.

[36] N'GUYEN D.D.

Thermographie et chauffage micro-onde. Contribution à la conception et à la réalisation de systèmes destinés au Génie Biologique et médical.

Thèse de troisième cycle, Lille, 1er décembre 1980.

[37] PLANCOT M.

Contribution à l'étude théorique, expérimentale et clinique de l'hyperthermie micro-onde contrôlée par radiométrie micro-onde.

Thèse de 3^{ème} cycle, LILLE I, Décembre 1983.

[38] PREVOST B.

Contribution à l'étude expérimentale et clinique (essais de phase I et II) de l'hyperthermie oncologique par les radiofréquences en association à la radiothérapie.

Thèse de l'Université de LILLE II en Genie Biologie et Médical, 11 décembre 1987

[39] PREVOST B., MIRABEL X., CHIVE M., FABRE J.J., DUBOIS L., SOZANSKI J.P.

Clinical evaluation (phase II) of the microwave interstitial hyperthermia system with microwave radiometry.

12 Th Conference of the European society for hyperthermic oncology.

Bergen, Norway, June 26-29 1991.

[40] PREVOST B., VANSEYMORTIER Y., DELOBELLE A., MORGANTI F., SOZANSKI J.P., CHIVE M.

Applicators for microwave hyperthermia of benign prostatic hyperplasia

13 Th E.S.H.O. (European Society for Hyperthermia Oncology) Conference

BRUSSELS (BELGIQUE) 16-19 June 1993.

[41] PREVOST B., MIRABEL X., GOMBERT-LEVEQUE C., SOZANSKI J.P., CHIVE M., GIAUX G.

Ré irradiation combinée à une hyperthermie locale des récidives ganglionnaires inopérables des carcinomes épidermoïdes des voies aérodigestives supérieures.

Bulletin Cancer / Radiother (1993) 80, p 44-50 Elsevier, Paris.

[42] PREVOST B., FABRE J.J. CAMART J.C., CHIVE M.

Non invasive thermometry practice for interstitial hyperthermia in " Intertistial and intracavitary hyperthermia"

Edited by H.M. Seegenschmiedt and R. Sauer - SPRINGER- VERLAG

1993, 2, 89 - 94

[43] PREVOST B., DE CORDOUE-ROHARD S., MIRABEL X., CAMART J.C., FABRE J.J., CHIVE M., SOZANSKI J.P.

915 Mhz microwave hyperthermia ; Part III : Phase II clinical results.

Journal of Hyperthermia, Vol.9, N°3, May-June pp 455 (1993).

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

Treatment of menorrhagia by radiofrequency heating.

International Journal of Hyperthermia 1991, Vol 7, N°2 , p 213 - 220

[45] RAYMOND B., LEIDICH, RICHARD O. and al

Transurethral evaporation of the prostate (TUEP) with Neodymium : YAG laser a contact-free beam technique : long-term results in 90 patients with benign prostatic hyperplasia

AUA ninetieth annual meeting April 23-28 1995 Las Vegas. (USA)

[46] ROBILLARD M.

Contribution à l'étude des sondes et à la reconnaissance d'objet thermique par thermographie micro-onde (T.M.O).

Thèse de troisième cycle, Lille, 12 Novembre 1981.

[47] SCHEPPS J.L., FOSTER K.R.

The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissue : variation in dielectric properties with tissue water content.

Phys. Med. Biol., 1980, Vol; 25, N° 6, pp 1149-1159.

[48] SOZANSKI J.P., TABARY M., MOSCHETTO Y., CHIVE M., MABIRE J.P.,

The new generation of a computerized microwave hyperthermia system associated with two radiometers for thermal control and dosimetry.

IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, 13-16 Novembre 1987.

[49] SOZANSKI J.P., CHIVE M., MOSCHETTO Y., PREVOST B., DHELIN G., FABRE J.J.

Technical aspects of interstitial hyperthermia system controlled with two radiometers at 3 Ghz and 9 Ghz.

12th Conference of the European society for hyperthermic oncology,

Bergen, Norway, June 26-29, 1991.

[50] SOZANSKI J.P., BERTOUX J.L., CHIVE M., LESAGE J.C., DHELIN G., VANLOOT D., MOSCHETTO Y.

Technical aspects of a new autobalanced 2-4 Ghz radiometer including an autocalibration procedure : Application to the monitoring of microwave hyperthermia systems.

6th International Congress on Hyperthermia Oncology, April 26 May 1, 1992. Tuscon, Arizona U.S.A.

[51] SOZANSKI J.P., CHIVE M., LESAGE J.C., DHELIN G., MOSCHETTO Y.,

Technical aspects of a new hyperthermia system integrated a new autobalanced and autocalibration radiometer at 3 Ghz.

XVth International Symposium on Clinical Hyperthermia. May 19-22 1992. LYON.

[52] SOZANSKI J.P., CHIVE M., BUYS B., LESAGE J.C., DHELIN G., MOSCHETTO Y.

Medical applications for an autobalanced 2-4 Ghz radiometer including an autocalibration procedure : Theoretical aspect and applications to the monitoring of microwave hyperthermia system.

PIERS 1993. Progress in electromagnetics research symposium. Jet Propulsion Laboratory Pasadena CA 91109. 12-16 Juillet 1993.

[53] SOZANSKI J.P., CHIVE M., DHELIN G., LESAGE J.C., BUYS B., MOSCHETTO Y.

Technical aspects of hyperthermia system for the treatment in gynecology controlled by a microwave radiometer with two references and its autocalibration unit. 2nd International Scientific Meeting Microwaves in Medicine 1993. ROME, 11-14 Octobre 1993.

[54] TEICHER B.A., HOLDEN S.A., ARA G., MENON K.

Whole body hyperthermia and lonidamine as adjuvant therapy to treatment with cisplatin with or without local radiation in mouse bearing the Lewis lung carcinoma.

Int. J. Hyperthermia, 1995 Vol 11 N°5, 637-645

[55] TREMBLY B.S., DOUPLE E.B., RYAN T.P., HOOPES P.J.

Effect of phase modulation on the temperature distribution of a microwave hyperthermia antenna array in vivo.

Int. J. Hyperthermia 1995, Vol 10, N° 5, P 691-705

[56] VANLOOT D.

Contribution à l'étude et la réalisation d'un dispositif de traitement du signal optimum pour des systèmes radiométriques. Application au radiomètre à méthode de zéro automatique.

Thèse de docteur ingénieur, Lille, 20 Mai 1987.

[57] 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

[60]

FILMS :

Traitement de l'adénome prostatique par thérapie micro-onde.

U. Matic 8 mn 45 s, Juin 1995

**MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI I.P.,
CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.**

Endoscopic study of the effects of transurethral microwave thermotherapy
3rd international Consultation on BPH. MONACO 26 -28 Juin 1995

U. Matic 5 mn 10 s, Juin 1995

**MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI I.P.,
CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.**

Endoscopical aspects after transurethral microwave thermotherapy of benign
prostatic hypertrophy.

3rd international Consultation on BPH. MONACO 26 -28 Juin 1995

U. Matic 11 mn 15 s, Juin 1995

**MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI I.P.,
CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.**

Macroscopic and microscopic study of the effects of thermotherapy.

3rd international Consultation on BPH. MONACO 26 -28 Juin 1995

U. Matic 8 mn 45 s, Juin 1995

**MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI I.P.,
CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.**

Evolution de l'aspect endoscopique de l'effet de la thérapie micro onde
dans l'hypertrophie bénigne de la prostate.

89 ème Congrès de l'association Française d'Urologie - PARIS

17 - 21 Novembre 1995

BREVETS

[70] Procédé et dispositif de thermographie et hyperthermie micro-onde.
**CHIVE M., CONSTANT E. LEROY Y., MAMOUNI A., MOSCHETTO Y.
NGUYEN D.D; SOZANSKI I.P.**

France N° 81 00 682 .

[71] Procédé pour la mesure des températures par radiométrie micro-onde avec calibration automatique de la mesure et dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé.

CHIVE M., SOZANSKI I.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D.D.

Brevet en France N° 89 101 48 du 27 Juillet 1989.

[72] Method for the measurement of temperatures by microwave radiometry, with automatic calibration of the measurement and device for operating this method.

CHIVE M., SOZANSKI I.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D.D.

Patent Number : 5,176,146 (The United States of America)

Date of patent : Jan.5,1993

[73] Système pour le traitement thermique interne d'un corps certain et son utilisation.

CHIVE M., SOZANSKI I.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D.D.,

France N° 91 09521 du 26/07/1991

N° de publication 2 679 455

PCT PCT/FR/92/00729 du 23/07/1992

N° de publication W0 93/02747

EP (CH /Li, DE, GB, IT, SE)

N° 92916843,3 du 22/04/1993 (en attente d'examen)

JP N° 503 315/93 du 26/03/1993 (en attente d'examen)

[74] System for internal heat treatment of the specific body and its use.

Patent Number : 5,354,325 (The United States of America)

Date of Patent : Oct. 11, 1994

CHIVE M., SOZANSKI I.P., MOSCHETTO Y., VANLOOT D.D.,

[75] Dispositif applicateur d'hyperthermie par micro-ondes dans un corps certain.

SOZANSKI I.P., CHIVE M., MOSCHETTO Y.

Brevet Français déposé le 08 Avril 1992 sous le N° 92.04298.

Brevet USA N° 5,370,676 du 6 décembre 1994

Date de l'extension 06/04/93 : Europe, Japon.

[76] **CHIVE M., FABRE J.J., DUBOIS L., PLAYEZ E.**

Applicateur, notamment pour la thérapie micro-onde de l'endomètre, et dispositif de traitement comportant un tel applicateur.

Brevet Français N° 92 15427. Déposée le 15 décembre 1992

au nom de BRUKER.

[77] Procédé, dispositif de mesure de température utilisant le rayonnement micro-onde et application pour la détermination du coefficient de réflexion hyperfréquence d'un objet quelconque.

J.C. VAN DE VELDE et E. CONSTANT.

Brevet N° 91 01344 du 01/02/1991 en France.

AUTRES REFERENCES:

[80] **TECHNIQUES DE L'INGENIEUR**

Mesures sur les antennes R1140

[81] **MATHEMATICA** de Sephen Wolfram

A system for doing Mathematics by computer. Version 2.2

[82] **NAPTEX** - Vêtements de protection contre les rayonnements non ionisants. Société JAC INTERNATIONAL à Grigny - 91350

[83] **Logiciel HIGH SCREEN 5.**

Société PC SOFT. Montpellier.

**PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS SUR LE THEME
HYPERTHERMIE ET THERMOTHERAPIE DE L'EQUIPE.**

1 - M. CHIVE, J.C. CAMART, D. DESPRETZ, J.P. SOZANSKI

Modelling of different type of applicators used for microwave hyperthermia based on FDTD method.

King's College London 1829

Colloquium on microwaves in medicine. 28 février 1995. LONDRES

2 - J.P. SOZANSKI, B. PREVOST, B. MAUROY, J.C. CAMART, V. SAGOT, J.J. FABRE, J. PRIBETICH, M. CHIVE

Intérêt de la radiométrie micro-onde pour le contrôle de la température en hyperthermie et thermothérapie micro-onde.

Congès de la société Française des thermiciens

Poitiers 17 - 19 Mai 1995

3 - M. CHIVE, D. DEMETRIOU, B. PREVOST, J.P. SOZANSKI, L. VANSEYMORTIER, D. LEFEBVRE, A. DELOBELLE, B. MAUROY

Interest of the double microwave applicator for thermotherapy of the prostate: Technical aspects and experimental study.

ESHO 95

15 Th Annual Meeting of the European Society For Hyperthermic Oncology

Wadham College, Oxford, UK 3-6 September 1995

4 - J.C. CAMART, B. PREVOST, J.P. SOZANSKI, D. DESPRETZ, C. GOMBERT, M. CHIVE, Y. MOSCHETTO

New 434 Mhz interstitial hyperthermia with radiometry temperature monitoring: Experimental studies.

ESHO 95

15 Th Annual Meeting of the European Society For Hyperthermic Oncology

Wadham College, Oxford, UK 3-6 September 1995

5 - B. PREVOST, J.P. SOZANSKI, D. DESPRETZ, X. MIRABEL, J.J. FABRE, J.C. CAMART, M. CHIVE

Système d'hyperthermie interstitielle de seconde génération avec contrôle par radiométrie

6 ième congrès national de la SFRO

Strasbourg 1 et 2 juin 1995

6 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI J.P., CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.

Endoscopic study of the effects of transurethral microwave thermotherapy

3rd international Consultation on BPH. MONACO 26 -28 Juin 1995

7 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI J.P., CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.

Endoscopical aspects after transurethral microwave thermotherapy of benign prostatic hypertrophy.

3rd international Consultation on BPH. MONACO 26 -28 Juin 1995

8 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI J.P., CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.

Macroscopic and microscopic study of the effects of thermotherapy.

3rd international Consultation on BPH. MONACO 26 -28 Juin 1995

9 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI J.P., CALLOT F, CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.

Evolution de l'aspect endoscopique de l'effet de la thérapie micro onde dans l'hypertrophie bénigne de la prostate.

89 ème Congrès de l'association Française d'Urologie - PARIS

17 - 21 Novembre 1995

10 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI J.P., CARPENTIER, BISSERTE J., MAZEMAN E.

Lésions histologiques précoces induites par la thérapie de l'hypertrophie bénigne de la prostate.

Journées Franco-Allemandes d'Urologie

DRESDE, 30 - 31 Mars 1995

12 - PREVOST B., SOZANSKI J.P., DESPRETZ D. MIRABEL X. FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M.

Système d'hyperthermie interstitielle de seconde génération avec contrôle par radiométrie

6^{ème} congrès national de la société Française de Radiothérapie Oncologique.

Strasbourg 1- 2 juin 1995

Bull. Cancer / radiother (1995) 82, 2, 206

13 - D. DEMETRIOU, B. MAUROY, M. CHIVÉ, B. HATTAD, J.P. SOZANSKI, F. CALLOT, E. MAZEMAN

What is the role of heat therapy in the treatment of prostatic adenoma ?

2nd Euro-American conference on Urological Diseases BPH and prostate Cancer

28- 31 august 1994

Astir Palace, Vouliagmeni. Athens, Greece.

14 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D. SOZANSKI J.P., CALLOT F. MAZEMAN E.

Microscopic and macroscopic study of the effects of thermotherapy.

23rd Congress of societe internationale d'urologie. 18- 22 sept. 1994 Sidney-Australie.

15 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D. , HATTAD B., SOZANSKI J.P., CARPENTIER F., BISSERTE J., MAZEMAN E.

Aspects macroscopique et microscopique des lésions induites par la thermothérapie micro-onde.

3^{ème} Journée Scientifique de l'association pour la Recherche sur les Tumeurs de la Prostate (A.R.T.P.)

9 Décembre 1994. Centre d'information scientifique de l'A.R.C. Villejuif - France

16 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D. , HATTAD B., SOZANSKI J.P., CALLOT F., CARPENTIER F., BISSERTE J., MAZEMAN E.

Microscopic and macroscopic study of the effects of thermotherapy.

Application of newer forms of therapeutic energy in urology.

Edited by Michael Marberger

ISIS MEDICAL MEDIA - OXFORD-

17 - MORGANTI F., PREVOST B., FABRE J.J., CAMART J.C., CHIVE M., VANSEYMORTIER L., DELOBELLE A., SOZANSKI J.P.

Hyperthermie micro onde de la prostate

Etude théorique et pratique d'un applicateur urethral ; Experimentation animale

I.T.B.M. (1995) 16, 3, 313, 329

18 - MAUROY B., CHIVE M., DEMETRIOU D., B. HATTAD, SOZANSKI J.P., CALLOT BISSERTE, F. MAZEMAN E. CARPENTIER.

Histological changes after local microwave heat therapy in BPH.

A paraitre durant 1995 dans le journal d'urologie.

19 - J.P. SOZANSKI, M. CHIVÉ, B. BUYS, J.C. LESAGE, G.DHELIN, Y. MOSCHETTO.

Medical applications for an autobalanced 2-4 Ghz radiometer including an autocalibration procedure: Theoretical aspect and applications to the monitoring of microwave hyperthermia system.

PIERS 1993. Progress in electromagnetics research symposium

Jet Propulsion Laboratory Pasadena CA 91109

12-16 juillet 1993

20 - J.P. SOZANSKI, M. CHIVÉ, G. DHELIN, J.C LESAGE, B. BUYS, Y. MOSCHETTO

Technical aspects of hyperthermia system for the treatment in gynecology controlled by a microwave radiometer with two references and its autocalibration unit.

2 nd International Scientific Meeting Microwaves in Medicine 1993

ROME , 11 - 14 octobre 1993

21 - F. MORGANTI, M. CHIVÉ, J.C. CAMART, J.J. FABRE, J.P. SOZANSKI

Applications for microwave hyperthermia of benign prostatic hyperplasia.

MIOP 93

7 Th Exhibition and Conference for Ultra High Frequency Technology

Messehalle Sindelfingen - Allemagne

25- 27 May 1993

**22 - B. PRÉVOST, Y. VANSEYMORTIER, A. DELOBELLE, F. MORGANTI,
J.P. SOZANSKI, M. CHIVÉ**

Applicators for microwave hyperthermia of benign prostatic hyperplasia

13th E.S.H.O. (European Society for Hyperthermia Oncology) Conference
BRUSSELS (BELGIQUE) 16-19 June 1993.

**22 - B. PREVOST, X. MIRABEL, C. GOMBERT-LEVÊQUE, J.P. SOZANSKI,
M. CHIVÉ, G. GIAUX**

Ré irradiation combinée à une hyperthermie locale des récidives ganglionnaires
inopérables des carcinomes épidermoïdes des voies aérodigestives supérieures.

Bulletin Cancer / Radiother (1993) 80, p 44-50 Elsevier, Paris

**23 - B.PREVOST,S. DE CORDOUE-ROHARD, X. MIRABEL, J.C. CAMART,
J.J. FABRE, M. CHIVÉ, J.P. SOZANSKI**

915 Mhz microwave hyperthermia ; Part III : Phase II clinical results.

Journal of Hyperthermia, Vol. 9, N°3, May-June pp 455 -462.

**24 - SOZANSKI J.P., CHIVE M., MOSCHETTO Y., PREVOST B., DHELIN
G., FABRE J.J.**

"Technical aspects of interstitial hyperthermia system controlled with two
radiometers at 3 GHz and 9 GHz".

12th Conference of the European society for hyperthermic oncology, Bergen,
Norway, June 26-29, 1991.

**25 - PREVOST B., MIRABEL X., CHIVE M., FABRE J.J., DUBOIS L.,
SOZANSKI J.P.**

Clinical evaluation (phase II) of the microwave interstitial hyperthermia system
with microwave radiometry.

12th Conference of the European society for hyperthermic oncology, Bergen,
Norway, June 26-29, 1991.

26 - FABRE J.J., CAMART J.C., DUBOIS L., CHIVE M., SOZANSKI J.P.,
PREVOST B.

Microwave interstitial hyperthermia system monitored by microwave radiometry (HIMCAR) and dosimetry by heating pattern remote sensing. 21st European Microwave Conference, Stuttgart (RFA), 4-9 September 1991, p. 1409-1414.

ABSTRACT

The microwave radiometer with one temperature reference used for the temperature measurements on the microwave hyperthermia systems (particularly for cancerology and urology) requires a systematic calibration before its use.

A new radiometer has been developed and patented.

The present work deals with the study and the realization of the radiometer with two temperature references which allows to free gain variation of the radiometer, to measure the radiometric temperature independantly of the reflexion coefficient at the applicator-tissue interface and to remove the thermostated water bag.

After a brief recall of the hyperthermia action on the biological tissus and the principle of the radiometer with one temperature reference, the author describes succenctly the hyperthermia system of the first generation monitored by this first radiometer generation.

In the first part, the ideal radiometer with two temperature references (with no insertion loss) is discribed and the author determines the differrent relations in order to calculate the radiometric temperature and the reflexion coefficient.

In the second part, the author studies the pratical radiometer : for this, he takes into account the insertion losses of the different components and their effects on the calibration curve. Then, he suggests a method that permits to calibrate this new radiometer with losses (cables, modulator) without any thermostated water bag.

Then, the new applications of this radiometer with two temperature references in the microwave hyperthermia systems are described : for urology (THERMOCAR system), for gynaecology (GYNECAR system) and for cancerology (THERMOCAR system).

Clinical results in urology and gyneacology are presented and discussed.

Key words

Microwave radiometer

microwave radiometry

Hyperthermia

Thermotherapy

Instrumentation

RÉSUMÉ

Le radiomètre micro-onde à une seule référence de température utilisé pour le contrôle de la température sur des systèmes d'hyperthermie micro-onde en particulier pour la cancérologie et l'urologie nécessite un étalonnage systématique avant tout usage.

Un nouveau radiomètre a donc été conçu et breveté, qui fait l'objet de la présente thèse.

Le travail de recherche présenté concerne l'étude et la réalisation d'un radiomètre à deux références de température qui permet de s'affranchir des variations de gain de la chaîne micro-onde (amplificateur, détecteur etc.), de mesurer la température indépendamment de la valeur du coefficient de réflexion à l'interface applicateur-milieu et surtout, de supprimer les bains d'eau thermostatés pour son étalonnage.

Après un rappel de l'action de l'hyperthermie sur les tissus biologiques et le principe du radiomètre à une référence, l'auteur décrit succinctement les systèmes d'hyperthermie de la première génération contrôlés par ce type de radiomètre pour la mesure de température.

La première partie concerne le radiomètre idéal à deux références de température (sans perte d'insertion) et l'auteur détermine les différentes expressions pour le calcul de la température radiométrique et du coefficient de réflexion.

Dans la seconde partie, l'auteur étudie le radiomètre réel : pour cela il tient compte des pertes d'insertion des différents composants micro-ondes et de leur influence sur la détermination de la température radiométrique. Il propose alors une méthode qui permet d'étalonner ce radiomètre compte tenu des imperfections des composants micro-ondes (câbles, relais etc..)

La troisième partie porte sur les nouvelles applications de ce radiomètre à deux références de température dans les systèmes d'hyperthermie micro-onde qui sont ensuite décrites : en urologie (THERMOCAR), en gynécologie (GYNECAR) et en cancérologie (HIMCAR II).

Pour illustrer le propos, les résultats cliniques obtenus en urologie et en gynécologie sont présentés et discutés.

Mots clés

Radiomètre micro-onde
Radiométrie micro-onde
Hyperthermie
Thermothérapie
Instrumentation

Key words

Microwave radiometer
microwave radiometry
Hyperthermia
Thermotherapy
Instrumentation