

gar 20004138

N° d'ordre : 2163

THESE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES & TECHNOLOGIES DE LILLE

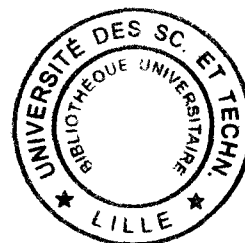
pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE

spécialité électronique

par

Virginie SAGOT TESSIER



CONTRIBUTION A L'ETUDE ET A LA REALISATION

D'ANTENNES-CAPTEURS DESTINEES

A LA MESURE DE TEMPERATURE PAR RADIOMETRIE MICROONDE

EN VUE DE NOUVELLES APPLICATIONS INDUSTRIELLES ET MEDICALES

Soutenue publiquement le 3 décembre 1997 devant la Commission d'Examen :

Membres du Jury :

<u>Président :</u>	M. Y. CROSNIER	Professeur à l'U.S.T.L.
<u>Rapporteurs :</u>	M. F. BARDATI	Professeur à l'Université de ROME
	M. C. BRUNEEL	Professeur à l'U.V.H.C.
<u>Directeur de Thèse :</u>	M. M. CHIVE	Professeur à l'U.S.T.L.
<u>Co-Directeur :</u>	M. L. DUBOIS	Maître de conférences à l'U.S.T.L.
<u>Examineurs :</u>	M. J.P. LIBERT	Professeur à la Faculté de Médecine d'AMIENS
	M. V. RINGEISEN	Directeur Technique de la Société BRUKER
<u>Invité :</u>	M. G. FARGES	Enseignant - Chercheur à l'U.T.C.



to Olivier
to mes parents et à Jeanine
to ma famille et mes amis
qui m'ont soutenue et encouragée

" L'expérience est en quelque sorte un dialogue entre deux personnages irréductiblement différents : l'expérimentateur questionne, la nature répond. Toute expérience est une question que l'homme pose à la nature ; toute mesure est une réponse que la nature concède à l'homme. "

Ferdinand Gonseth

Le travail décrit dans ce mémoire a été effectué à l'Institut d'Electronique et de Microélectronique du Nord (I.E.M.N.) au sein du Département Hyperfréquences et Semi-conducteurs (D.H.S.). Je remercie vivement Monsieur le Professeur E. Constant, Directeur de l'I.E.M.N. et Monsieur le Professeur G. Salmer, Responsable du Département, de m'avoir accueillie au sein du laboratoire.

J'exprime ma sincère reconnaissance à Monsieur le Professeur Y. Crosnier de me faire l'honneur de présider cette Commission d'Examen et de juger l'ensemble de ce travail.

Je remercie très sincèrement Monsieur le Professeur M. Chivé, Responsable de l'Equipe Circuits et Applicateurs, de m'avoir proposé ce sujet de recherche et d'en avoir assuré la direction. Je lui exprime ma profonde reconnaissance pour m'avoir accordé sa confiance et sa sympathie, ainsi que pour m'avoir apporté un soutien permanent, aussi bien scientifique que relationnel.

Monsieur L. Dubois, Maître de Conférences à l'Université des Sciences et Technologies de Lille, a assuré la co-direction de ce travail en me faisant grandement bénéficier de son expérience et de ses compétences, ce qui m'a permis de mener à bien ce travail. Qu'il trouve ici le témoignage de ma sincère reconnaissance pour tout ce qu'il m'a appris, pour sa confiance, sa patience et ses encouragements.

Monsieur le Professeur F. Bardati, de l'Université "Tor Vergata" de Rome, et Monsieur le Professeur C. Bruneel, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, me font l'honneur de juger ce travail en ayant accepté d'en être les rapporteurs. Je les en remercie très sincèrement.

Je remercie vivement Monsieur le Professeur J.P. Libert, de l'Unité de Recherches sur les Adaptations Physiologiques et Comportementales de l'Université de Picardie Jules Verne, qui me fait l'honneur de participer à ce jury de thèse et dont la collaboration a beaucoup apporté à ce travail.

Monsieur V. Ringeisen, Directeur Technique de la société BRUKER à Wissembourg, me fait le plaisir d'examiner ce travail. Qu'il en soit ici remercié.

J'adresse également mes plus sincères remerciements à Monsieur G. Farges, Docteur Ingénieur, Enseignant - Chercheur à l'Université de Technologie de Compiègne, pour l'intérêt particulier qu'il a manifesté tout au long de ce travail et qui me fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Je remercie très sincèrement, Mademoiselle V. Bach, de l'Unité de Recherches sur les Adaptations Physiologiques et Comportementales, Maître de Conférences à l'Université de Picardie Jules Verne, avec qui j'ai eu grand plaisir à travailler. Je remercie également Monsieur G. Krim du Service de Néonatalogie, Pédiatrie II, du Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens, pour l'intérêt qu'il a manifesté pour ce travail.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur le Professeur J. Pabiot et Monsieur L. Prévors, Docteur Ingénieur, de l'Ecole des Mines de Douai, pour leur grande collaboration à ce travail et pour les discussions constructives.

Je remercie vivement Monsieur le Professeur A. Chapoton, de l'Equipe Nouveaux Matériaux, Monsieur le Professeur C. Legrand, de l'Université du Littoral, ainsi que Monsieur A.H. Boughriet, Docteur de l'Université, pour leur collaboration et leurs conseils précieux.

J'exprime toute ma reconnaissance à Monsieur le Docteur B. Prevost, Chef du Service de Radiothérapie au Centre O. Lambret de Lille, pour ses nombreux conseils et pour l'intérêt dont il a fait preuve pour mon travail.

Ce travail a été mené en collaboration très étroite avec Monsieur J.P. Sozanski, Docteur de l'Université et Ingénieur de Recherche à l'Unité I.N.S.E.R.M. U279. Qu'il trouve ici le témoignage de ma sincère reconnaissance pour ses précieux conseils, son aide constante et sa grande disponibilité.

Je remercie également très sincèrement tous les membres de l'Equipe dans laquelle j'ai trouvé une grande convivialité et un climat favorable à la réalisation de ce travail. Je remercie vivement Monsieur J. Pribetich, Professeur à l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Monsieur J.J. Fabre, Maître de Conférences à l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Monsieur J.C. Camart, Maître de Conférences à l'Ecole Universitaire d'Ingénieurs de Lille, Monsieur P.Y. Cresson, Maître de Conférences à l'Université d'Artois, pour leurs précieux conseils, leurs encouragements et leurs critiques constructives ainsi que pour leur sympathie. Je remercie tout particulièrement Messieurs D. Despretz et C. Michel, Docteurs de l'Université, pour leur précieuse aide et leur amitié, Madame D. Bernard, pour ses encouragements amicaux, Mesdemoiselles F. Duhamel, A. Myrdycz, et C. Vanoverschelde, Messieurs A. Dietsch, L. Doerler, V. Marcq, F. Morganti, V. Thomy, M. Vasseur, J. Wosniak pour leur sympathie et leur soutien. Je tiens à leur exprimer ma reconnaissance et mes plus vifs remerciements pour leur soutien constant et leur patience. Je n'oublie pas de remercier Luca pour sa jolie prestation.

Je tiens à remercier vivement Monsieur E. Playez, Mesdames E. Delos et S. Lepilliet de la Centrale de Caractérisation pour leur aide précieuse, leur grande disponibilité et leur confiance.

Je ne saurais oublier de remercier très sincèrement Madame A. Kosciusko, pour son aide et sa sympathie, ainsi que Mesdames M. Miens et K. Debucquet pour leurs conseils et leur grande disponibilité. Je remercie vivement Monsieur J.P. Dehorter, qui a assuré la reproduction de ce mémoire, Messieurs Andries, Jennequin, Michon, des ateliers de mécanique, et Messieurs P. Delemotte, M. Fryziel, J. Lemaire, pour leur grande disponibilité et leur aide. Que Monsieur P. Armant et l'ensemble du personnel A.I.T.O.S. trouvent ici le témoignage de ma sympathie.

Enfin je remercie très sincèrement tous les membres du laboratoire, de l'Université des Sciences et Technologies de Lille et de la Faculté des Sciences J. Perrin de Lens, qui m'ont apporté leur aide ou leur soutien lors de la réalisation de ce travail, et en particulier toutes les personnes avec qui je me suis liée d'amitié.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE	01
------------------------------	-----------

CHAPITRE 1	
RADIOMETRIE MICROONDE : PRINCIPE, PRESENTATION ET	
CARACTERISATION DU SYSTEME DE MESURE	05

I INTRODUCTION	06
-----------------------	-----------

I.1 Principe de la radiométrie microonde	07
---	-----------

I.2 Applications actuelles	10
-----------------------------------	-----------

I.3 Radiomètres utilisés	11
---------------------------------	-----------

II DESCRIPTION DES RADIOMETRES ET PRESENTATION DES TRAVAUX ANTERIEURS	12
--	-----------

II.1 Radiomètre à une référence interne de température	12
---	-----------

II.1.1 Schéma interne	12
-----------------------	----

II.1.2 Calibration	13
--------------------	----

II.2 Radiomètre à deux références internes de température	14
--	-----------

II.2.1 Radiomètre idéal	15
-------------------------	----

II.2.2 Radiomètre réel - Système de calibration	17
---	----

II.3 Résultats antérieurs concernant le nouveau radiomètre	18
---	-----------

II.3.1 Calibration	19
--------------------	----

II.3.2 Fluctuations de la mesure	19
----------------------------------	----

II.3.3 Insertion d'un câble supplémentaire	20
--	----

II.3.4 Aperçu du logiciel de pilotage du radiomètre	22
---	----

III CARACTERISATION APPROFONDIE DU RADIOMETRE, REPOSES ET LIMITES	23
--	-----------

III.1 Caractérisation fréquentielle	24
--	-----------

III.2 Mesures de la température de charges microondes	26
--	-----------

III.3 Mesures de la température de milieux fantômes (capteurs en contact)	29
--	-----------

III.3.1 Premier milieu fantôme : l'eau	31
--	----

III.3.2 Second milieu fantôme : mélange antigél - eau	33
---	----

III.3.3 Troisième milieu fantôme : l'huile	35
--	----

III.4 Mesures de température sans contact	36
III.4.1 Milieu fortement émissif : le mélange antigél - eau	37
III.4.2 Milieu faiblement émissif : l'huile	38
III.5 Bilan des résultats expérimentaux	39
III.6 Procédé de prise en compte, sur site, d'une longueur de câble supplémentaire	42
III.6.1 Mesure des pertes du câble	42
III.6.2 Mesure de la température équivalente du câble	44
III.6.3 Validation du procédé sur charge d'impédance 50 Ω	45
<u>IV CONCLUSION ET PROPOSITIONS POUR L'AMELIORATION DES PERFORMANCES DU RADIOMETRE</u>	46
IV.1 Choix des charges de références et de leur température	47
IV.2 Choix de la bande de fréquences	47
CHAPITRE 2 APPLICATION BIOMEDICALE : MESURE DE LA TEMPERATURE RADIOMETRIQUE DES NOUVEAU-NES PLACES EN INCUBATEUR	
<u>I INTRODUCTION</u>	50
I.1 Importance de la température du nouveau-né	50
I.2 Intérêt de la mesure de température par radiométrie microonde	52
<u>II CAHIER DES CHARGES POUR LE SYSTEME RADIOMETRE - CAPTEUR</u>	53
II.1 Spécifications liées à l'utilisation des capteurs pour la mesure de la température des nouveau-nés	53
II.2 Contraintes auxquelles doit satisfaire le capteur en site clinique	54

III <u>ETUDE PRELIMINAIRE DE FAISABILITE</u>	55
III.1 Configuration expérimentale	55
III.2 Validations expérimentales	58
III.2.1 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion	58
III.2.2 Relevés radiométriques	59
III.2.3 Détection d'un mauvais fonctionnement	61
IV <u>REALISATION ET TESTS DE CAPTEURS SPECIFIQUES</u>	62
IV.1 Capteur en contact avec la peau	64
IV.1.1 Structure	64
IV.1.2 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion	65
IV.1.3 Relevés radiométriques	66
IV.1.4 Mesure de la valeur moyenne du coefficient de réflexion (ρ_{moy})	67
IV.2 Capteur sans contact avec la peau	68
IV.2.1 Structure	68
IV.2.2 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion	68
IV.2.3 Relevés radiométriques	69
IV.2.4 Mesure de la valeur moyenne du coefficient de réflexion (ρ_{moy})	69
IV.3 Capteur placé sous le nouveau-né	70
IV.3.1 Structure	70
IV.3.2 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion	71
IV.3.3 Relevés radiométriques	72
IV.3.4 Mesure de la valeur moyenne du coefficient de réflexion (ρ_{moy})	72
IV.4 Bilan	72
V <u>EXPERIMENTATIONS EN INCUBATEUR</u>	73
V.1 Configuration expérimentale	73
V.2 Relevés radiométriques	74
VI <u>CONCLUSION</u>	75

CHAPITRE 3 APPLICATION INDUSTRIELLE : DETERMINATION DE LA TEMPERATURE AU SEIN D'UN ECOULEMENT DE POLYMER EN PHASE D'EXTRUSION	76
--	-----------

I <u>INTRODUCTION</u>	77
------------------------------	-----------

II <u>ETUDE DE FAISABILITE</u>	78
---------------------------------------	-----------

II.1 Extrudeuse et polymères	78
-------------------------------------	-----------

II.1.1 Présentation du dispositif industriel	78
--	----

II.1.2 Polymères utilisés	79
---------------------------	----

II.2 Système de mesure de la température radiométrique	80
---	-----------

II.2.1 Le radiomètre	80
----------------------	----

II.2.2 Le capteur	81
-------------------	----

II.3 Résultats préliminaires	82
-------------------------------------	-----------

II.3.1 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion	82
---	----

II.3.2 Essais de suivis de la température radiométrique	82
---	----

III <u>CONCEPTION D'UN CAPTEUR OPTIMISE ET RECONSTRUCTION DU PROFIL</u> THERMIQUE	83
--	-----------

III.1 Capteurs préliminaires	84
-------------------------------------	-----------

II.1.1 Structure des capteurs	84
-------------------------------	----

II.1.2 Relevés du coefficient de réflexion	86
--	----

II.1.3 Essais sur site	86
------------------------	----

III.2 Capteur définitif	89
--------------------------------	-----------

III.2.1 Structure	89
-------------------	----

III.2.2 Relevé du coefficient de réflexion	89
--	----

III.2.3 Essais sur site	90
-------------------------	----

III.3 Exploitation des mesures de la température radiométrique : reconstruction du profil thermique	91
--	-----------

III.3.1 Logiciel de reconstruction thermique	92
--	----

III.3.2 Exemple de reconstruction du profil thermique	95
---	----

III.4 Difficultés rencontrées	96
--------------------------------------	-----------

IV <u>UTILISATION DU RADIOMETRE A DEUX REFERENCES INTERNES</u>	
<u>DE TEMPERATURE</u>	97
IV.1 Dispositif expérimental	97
IV.2 Mesures de la température radiométrique	99
V <u>CONCLUSION ET PROSPECTIVES</u>	101

CONCLUSION GENERALE	103
----------------------------	------------

ANNEXE 1	
BRILLANCE SPECTRALE ET PUISSANCE CATEE PAR UNE ANTENNE	106

ANNEXE 2	
MESURE DE LA PERMITTIVITE DIELECTRIQUE D'UN MATERIAU A L'AIDE DE LA SONDE HP85070	109

ANNEXE 3	
MODELISATION ELECTROMAGNETIQUE DE STRUCTURES MULTICOUCHES EN BOITIER, PAR L'APPROCHE UNIDIMENSIONNELLE DANS LE DOMAINE SPECTRAL	111

BIBLIOGRAPHIE	125
----------------------	------------

BIBLIOGRAPHIE DECOULANT DES TRAVAUX EFFECTUES	134
--	------------

INTRODUCTION GENERALE

Par souci d'une meilleure connaissance du corps humain, de la maîtrise de procédés industriels ou tout simplement par curiosité scientifique, l'Homme a toujours apporté un soin particulier à la mesure des grandeurs physiques. En particulier, le relevé de la température est prépondérant dans le suivi de thérapies ou dans l'étude de transformations chimiques. L'évolution des technologies a permis d'effectuer des mesures thermiques de plus en plus précises, dans des environnements de plus en plus complexes. Dans ce cadre, la radiométrie microonde en champ proche est venue compléter la gamme des nouveaux systèmes de mesure.

La radiométrie microonde est en effet utilisée pour de nombreuses applications médicales [1-4] et elle s'est avérée être une solution élégante au contrôle non invasif de la température au sein des tissus lors des séances d'hyperthermie microonde pour le traitement de tumeurs. Au sein du Département Hyperfréquences et Semiconducteurs (D.H.S.) de l'Institut d'Electronique et de Microélectronique du Nord (I.E.M.N.), l'équipe "Circuits et Appicateurs" dirigée par le Professeur M. CHIVE, en collaboration avec l'Unité 279 de l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (I.N.S.E.R.M.), a mis au point plusieurs systèmes d'hyperthermie microonde contrôlés par radiométrie microonde destinés à différents protocoles thérapeutiques [4-6]. Ces systèmes ont fait l'objet d'un transfert de technologie vers la société BRUKER. Le regroupement de ces deux équipes avec le Centre de Lutte Contre le Cancer (C.L.C.C) Oscar Lambret et le Service d'Urologie de Roubaix a abouti à la création du Groupe d'Hyperthermie de Lille appelé G.H.L..

En vue d'améliorer le contrôle de température, un radiomètre de seconde génération, possédant deux références internes de température, a été mis au point dans le cadre des travaux du G.H.L. par l'U279 I.N.S.E.R.M. et l'équipe "Circuits et Appicateurs" [7-10].

L'étude que nous avons entreprise, s'inscrit dans la continuité des travaux relatifs au nouveau radiomètre à deux références internes de température et porte sur la réalisation de capteurs spécifiques pour de nouvelles applications : biomédicales puis industrielles.

La première partie de ce mémoire porte essentiellement sur la caractérisation approfondie du système radiomètre - capteur. Nous rappelons tout d'abord le principe de la mesure de température par radiométrie microonde et le principe de fonctionnement des radiomètres de première et seconde génération. Par de multiples expérimentations, nous tentons de montrer la faisabilité de la mesure de température, avec ou sans contact, de milieux fortement et faiblement émissifs et d'estimer les performances (sensibilité, fluctuations) du radiomètre de seconde génération. Nous proposons ensuite un procédé de prise en compte d'une longueur de câble supplémentaire éventuellement inséré entre le radiomètre et le capteur (pertes et température du câble). Enfin, nous suggérons quelques modifications à apporter dans la conception du radiomètre afin d'améliorer ses performances.

Le deuxième chapitre traite d'une application biomédicale de la radiométrie microonde : la mesure des variations de la température interne des nouveau-nés en incubateurs. Cette étude de faisabilité a été réalisée en collaboration étroite avec l'équipe du Professeur J.P. LIBERT de l'Unité de Recherches sur les Adaptations Physiologiques et Comportementales (U.R.A.P.C.) de la Faculté de Médecine d'Amiens et avec le Département Services Scientifiques Communs dirigé par M. G. FARGES de l'Université de Technologie de Compiègne (U.T.C.). Nous avons tout d'abord rédigé le cahier des charges que doit respecter le système radiomètre - capteur. Une première étude a ensuite été entreprise afin de mettre en évidence l'intérêt et la faisabilité d'un contrôle de la température par radiométrie microonde. Trois capteurs spécifiques ont par la suite été définis, réalisés et testés sur milieu fantôme en laboratoire. Enfin, quelques expérimentations en site clinique, sur milieu fantôme placé en incubateur, ont permis de compléter cette étude.

La troisième partie de ce mémoire porte sur une application de type industriel : la reconstruction du profil thermique au sein d'un flux de polymère en phase d'extrusion. Ce travail de recherche s'est déroulé en collaboration étroite avec le Département "Polymères et Composites", dirigé par le Professeur J. PABIOT de l'Ecole des Mines de Douai, ainsi qu'avec l'équipe "Nouveaux Matériaux" dirigée par le Professeur A. CHAPOTON. Notre travail a tout d'abord porté sur la conception d'un

capteur optimisé destiné à être employé avec un radiomètre ODAM TMO3000 de première génération. Un premier logiciel de reconstruction de profil thermique a ensuite été réalisé et validé sur site. Une deuxième étude a été menée en parallèle afin de mettre en évidence l'intérêt d'utiliser un radiomètre à deux références internes de température pour ce type d'applications.

Au terme de ce travail, nous concluons sur les performances du radiomètre à deux références internes de température et sur les perspectives possibles.

CHAPITRE 1
RADIOMETRIE MICROONDE :
PRINCIPE, PRESENTATION ET CARACTERISATION
DU SYSTEME DE MESURE

I INTRODUCTION

Que ce soit sur site industriel ou sur site clinique, la température est très souvent un paramètre important, si ce n'est crucial.

En effet, sur chaîne industrielle, la mesurer pour la maîtriser peut signifier une amélioration de la qualité des produits fabriqués ou transformés. Pour l'industrie des polymères, par exemple, respecter une température précise lors du traitement de la matière plastique est une condition sine qua non à l'obtention des propriétés physiques désirées, telles que la solidité ou l'élasticité. Dans le cas des industries agro-alimentaires, le contrôle thermique permet le respect de normes d'hygiène : pour les hautes températures citons par exemple la pasteurisation, la stérilisation et la stérilisation UHT ; pour les basses températures, citons la conservation des aliments, la congélation et la surgélation.

De même, dans le domaine médical, la connaissance de la température en des endroits précis du corps ou de l'existence de gradients thermiques peut permettre au clinicien de déduire des informations sur l'état de son patient. Par exemple, chez les nourrissons, suivre l'évolution temporelle de leur température interne, permet de prévenir les hypothermies ou les hyperthermies.

Plusieurs techniques de mesure de température sont aujourd'hui à la disposition des industriels et des cliniciens. Les plus couramment utilisées nécessitent l'emploi de thermocouples, de fibres optiques ou de capteurs infrarouges.

Les thermocouples et fibres optiques ne permettent d'accéder qu'à une information ponctuelle de température. Ils nécessitent donc d'être introduits dans le corps ou le matériau à l'endroit précis où la mesure doit être effectuée. Leur intrusion peut alors induire une détérioration ou une destruction locale de la matière. Par exemple, lors de l'écoulement d'un corps visqueux, cela entraîne une perturbation locale du flux qui peut engendrer une hétérogénéité de la matière et de ses propriétés.

La mesure de température par infrarouge est, au contraire, non invasive, mais ne donne accès qu'à une information locale et superficielle.

Lorsqu'aucune de ces techniques ne convient, l'emploi de la radiométrie microonde constitue souvent une solution très intéressante pour l'industriel ou le clinicien. Elle permet d'obtenir une information de température en volume et présente le grand avantage d'être non intrusive. Le capteur peut être positionné au contact ou à distance d'un corps, en regard de la zone où la température doit être mesurée. Cette technique n'engendre donc aucune perturbation physique de la matière durant un process industriel et ne représente aucun traumatisme pour le patient dans le cas d'applications médicales.

De plus, il est possible, à partir d'un traitement numérique, de reconstruire la carte thermique au sein d'un corps, si certains paramètres sont connus (par exemple les propriétés électromagnétiques et thermiques des divers matériaux constituant le corps, la température de surface en quelques points particuliers...) [11-15].

La technique de mesure de température par radiométrie microonde est donc complémentaire des précédentes et est appelée à être de plus en plus utilisée. Nous présentons maintenant son principe et les applications actuelles.

I.1 Principe de la radiométrie microonde

La radiométrie microonde permet de déterminer la température d'un milieu dissipatif à partir de la mesure de la puissance électromagnétique d'origine thermique, rayonnée spontanément par celui-ci. Ce rayonnement couvre un large domaine spectral, étendu de l'infrarouge aux hyperfréquences [16,17].

Dans le cas du corps noir (parfaitement absorbant et non réfléchissant) élevé à une température homogène et uniforme T , la puissance rayonnée par unité de surface apparente et par unité d'angle solide, appelée brillance spectrale, est exprimée par la loi de Planck (1.1).

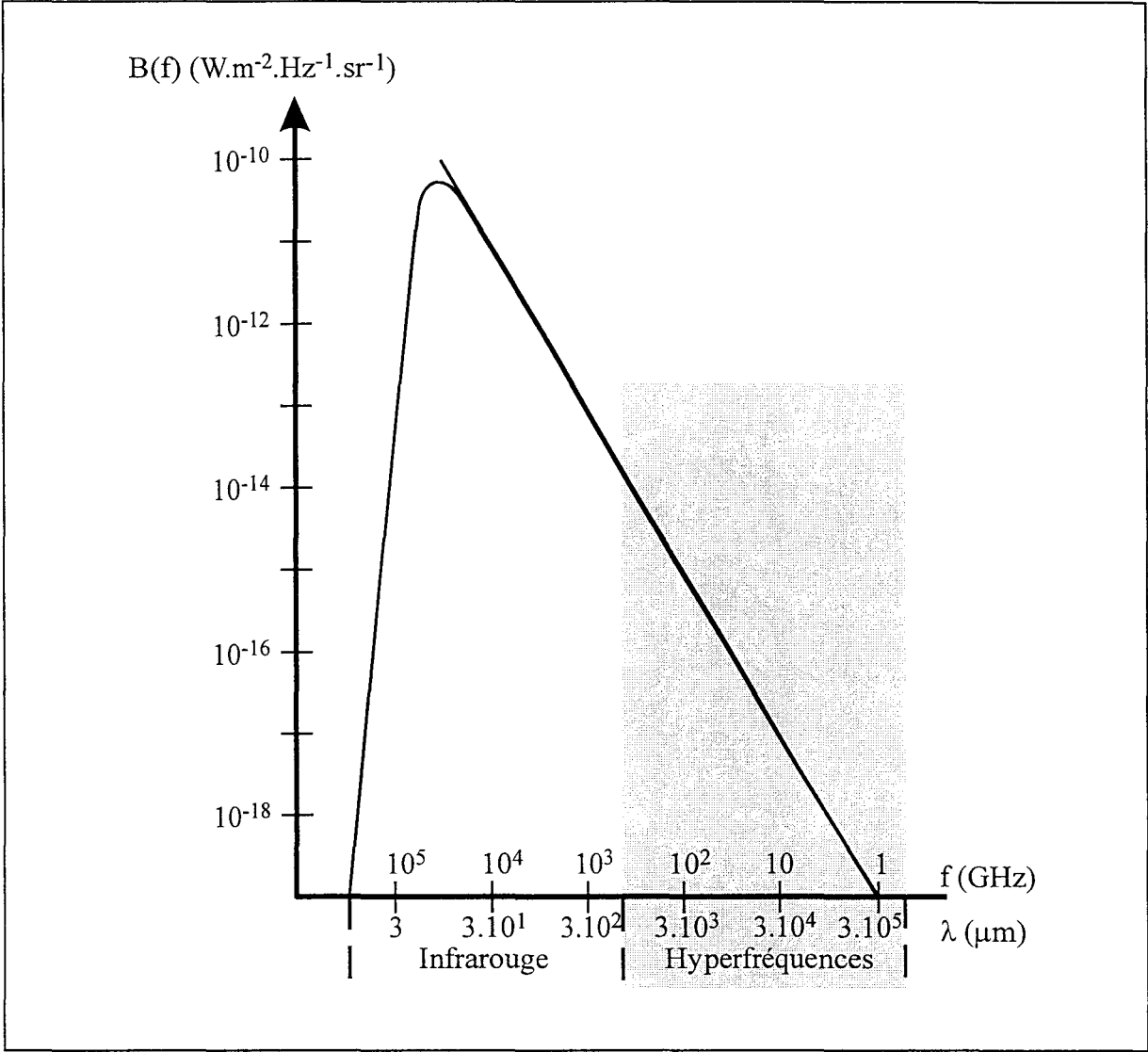


Figure 1-1 : Brillance spectrale du corps noir, porté à la température de 310 K, en fonction de la fréquence.

$$B(f) = \frac{2hf^3}{c^2} \cdot \frac{1}{\left[\exp\left(\frac{hf}{kT}\right) - 1 \right]} \quad (1.1)$$

- où
- h : constante de Planck ($6,62 \cdot 10^{-34} \text{ J.s}$)
 - k : constante de Boltzmann ($1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$)
 - c : vitesse de la lumière ($3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$)
 - T : température absolue du corps (K)
 - B : brillance spectrale ($\text{W.m}^{-2}.\text{Hz}^{-1}.\text{sr}^{-1}$) à la fréquence f et pour une bande passante de 1 Hz.

La courbe 1-1 donne la brillance spectrale d'un corps noir porté à la température de 310 K (37°C) en fonction de la fréquence. Lorsque la fréquence est inférieure à 300 GHz et la température supérieure à 10 K, cette loi peut être approximée par la formule de Rayleigh-Jeans qui montre que la brillance spectrale est directement proportionnelle à la température du corps noir :

$$B(f) = \frac{2f^2}{c^2} kT = A \cdot T \quad (1.2)$$

où A est une constante (pour une fréquence donnée).

Ainsi, la mesure de la puissance électromagnétique rayonnée, effectuée à l'aide d'un radiomètre connecté à une antenne-capteur, fournit une information indirecte sur la température du corps.

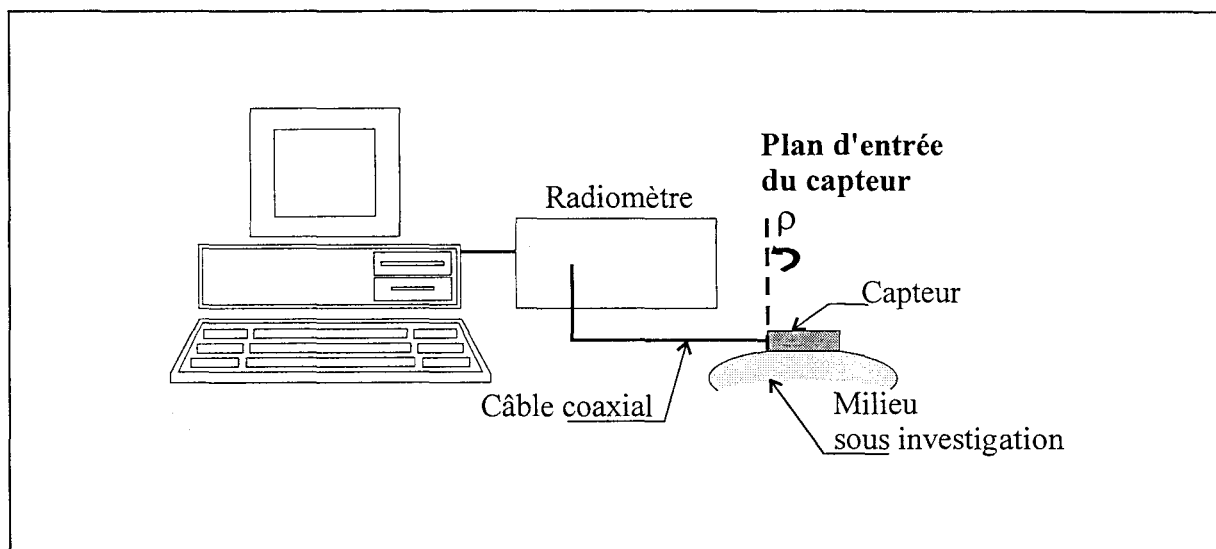


Figure 1-2 : Système radiomètre - capteur ; avec ρ coefficient de réflexion en puissance défini dans le plan d'entrée du capteur.

Lorsque l'antenne est parfaitement adaptée au milieu constituant le corps, la puissance captée par le système radiomètre - capteur s'exprime par la loi de Nyquist (Annexe 1, [18]) :

$$P = kT\Delta f \quad (1.3)$$

où Δf : bande passante considérée (Hz)

T : température du corps émissif (K)

k : constante de Boltzmann

Toutefois, toute l'énergie émise par le corps émissif n'est pas transmise au radiomètre. Il faut, en effet, tenir compte des réflexions à l'interface antenne - milieu et dans le plan de connexion antenne - câble. Ces phénomènes sont caractérisés par la valeur du coefficient de réflexion en puissance (ρ), rapport entre la puissance réfléchie et la puissance incidente mesurée dans le plan d'entrée de l'antenne-capteur (figure 1-2). La relation de Nyquist devient alors :

$$P = k T \Delta f (1 - \rho) \quad (1.4)$$

Plus généralement, dans le cas d'un milieu quelconque où existe un gradient de température, le volume du milieu émissif contribuant au signal radiométrique global capté, dépend des caractéristiques diélectriques des matériaux dont il est constitué et du diagramme de champ électrique de l'antenne-capteur utilisée [11,19,20]. Le signal radiométrique transmis au radiomètre dépend donc du coefficient de réflexion ρ , de la bande passante Δf du système radiomètre - capteur et de la température de chaque volume élémentaire constituant le milieu, pondéré par le diagramme de champ électrique de l'antenne. L'évolution fréquentielle de ces paramètres impose un choix judicieux de la gamme de fréquences de fonctionnement du système radiomètre - capteur.

La puissance électromagnétique, mesurée à l'aide du radiomètre et provenant du volume de milieu dissipatif couplé à l'antenne, est associée à une température

équivalente, appelée température radiométrique (notée T_{rad}). Lorsque le milieu est élevé à une température uniforme T , la température radiométrique est égale à la température réelle ($T_{\text{rad}}=T$). Si, au contraire, un gradient de température existe au sein du milieu, la température radiométrique correspond alors à une valeur moyennée ; celle-ci est alors égale à la température à laquelle devrait être porté, de manière uniforme, le milieu dissipatif pour capter la même puissance électromagnétique.

I.2 Applications actuelles

La radiométrie microonde est utilisée depuis de nombreuses années sur site clinique. Citons notamment quelques applications : l'hyperthermie et la thérapie microondes contrôlées par radiométrie microonde, la détection de tumeurs bénignes ou malignes et l'imagerie thermique [21-23].

Le Groupe d'Hyperthermie de Lille utilise cette méthode pour suivre l'échauffement des tissus lors des séances d'hyperthermie ou de thérapie. Des systèmes de contrôle de température par radiométrie ont été implantés sur de nombreux appareils qui permettent le traitement de tumeurs superficielles (HYLCAR : HYperthermie Localisée Contrôlée Automatiquement par Radiométrie), de tumeurs de base de langue et de tumeurs mammaires (HIMCAR : Hyperthermie Interstitielle Microonde Contrôlée Automatiquement par Radiométrie), de l'adénome prostatique et du cancer de la prostate (THERMOCAR : THERmothérapie MicroOnde Contrôlée Automatiquement par Radiométrie et PROSTCARE) [5,24-26]. Ces appareils entièrement informatisés fonctionnent suivant la méthode alternée : une minute de chauffage suivie d'un arrêt de quelques secondes pendant lequel sont effectuées les mesures radiométriques. C'est, généralement, l'applicateur utilisé pour le chauffage, qui sert également de capteur du signal thermique émis par les tissus chauffés. De nombreuses études se poursuivent en vue de développer de nouvelles thérapies : affections dermatologiques [27,28], tumeurs étendues semi-profondes [29-31], urologie [32-33].

Dans le domaine des applications médicales, la mesure de température par radiométrie microonde est également exploitée, par l'équipe "Nouvelles applications des

microondes" du D.H.S. de l'I.E.M.N., dans le cadre de la détection de tumeurs bénignes ou malignes. Elle permet, en effet, de révéler l'existence de gradients thermiques sous-cutanés, qui peuvent être corrélés avec la présence de tumeurs [2].

Quant à l'utilisation de cette technique de mesure en milieu industriel, les études se multiplient grâce à un regain d'intérêt. Citons notamment le contrôle de température lors de la transformation des polymères (application que nous détaillons dans le chapitre 3) ou lors de la congélation des aliments pour l'industrie agro-alimentaire.

I.3 Radiomètres utilisés

Dans le cadre de ce travail, nous avons caractérisé et utilisé les nouveaux radiomètres à deux références internes de température, développés en collaboration avec l'équipe U279 de l'I.N.S.E.R.M.. Ces appareils, contrairement aux radiomètres de première génération qui ne possèdent qu'une seule référence interne de température, permettent, lors de la mesure, de s'affranchir du coefficient de réflexion ρ à l'entrée du capteur. Ils sont équipés, en outre, d'une unité interne de calibration qui évite l'étalonnage externe, long et fastidieux, autrefois nécessaire avant toute utilisation.

Un premier radiomètre, fonctionnant dans la bande de fréquences 2 GHz - 4 GHz, a fait l'objet du travail de thèse de M J.P. SOZANSKI de l'U279 de l'I.N.S.E.R.M. [5]. Nous l'avons caractérisé et utilisé dans le cadre de ce travail.

Un second radiomètre a été récemment développé ; il fonctionne dans la bande 8 GHz - 10 GHz.

Il est à noter que ces deux appareils ont été conçus en vue d'applications médicales et doivent être modifiés afin d'élargir leur domaine d'utilisation.

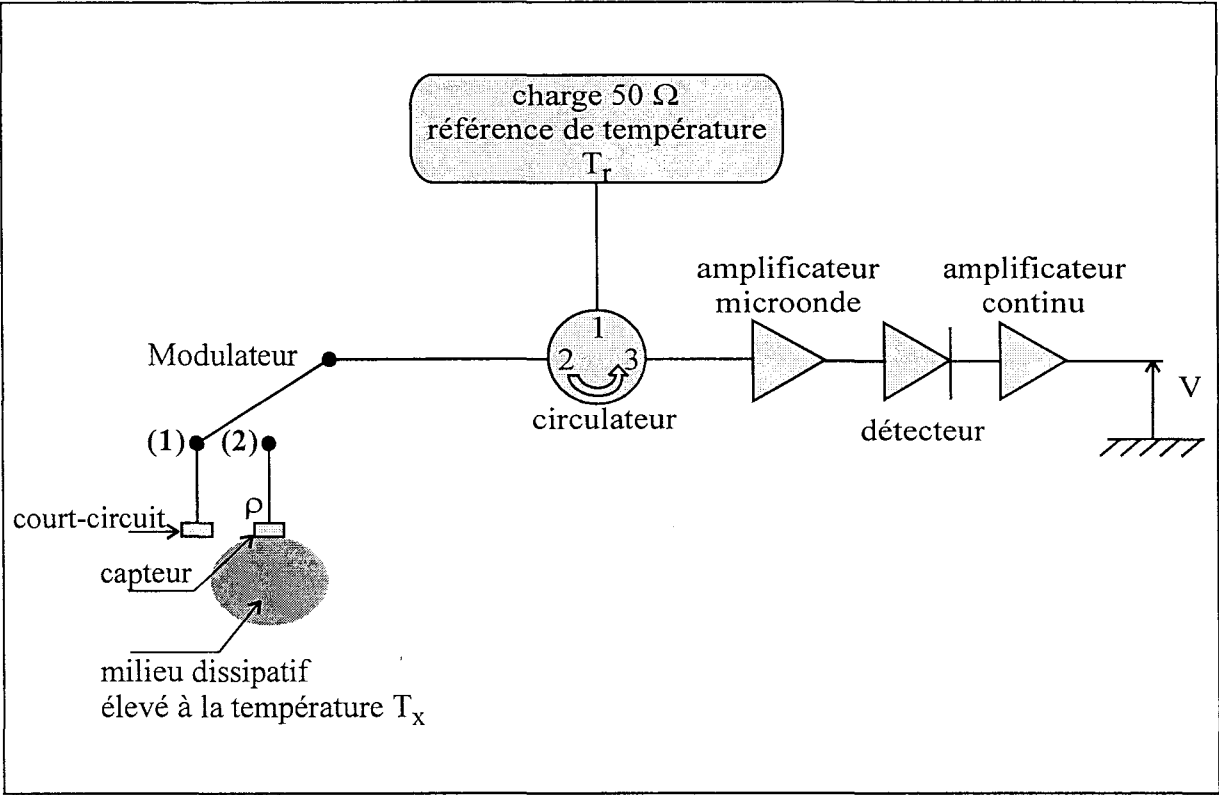


Figure 1-3 : Synoptique du radiomètre à une référence interne de température.

II DESCRIPTION DES RADIOMETRES ET PRESENTATION DES TRAVAUX ANTERIEURS

Nous présentons succinctement le principe du radiomètre de première génération (à une seule référence interne de température), avant d'aborder celui du nouveau radiomètre (à deux références internes de température), afin de bien mettre en relief les améliorations apportées.

II.1 Radiomètre à une référence interne de température**II.1.1 Schéma interne**

La figure 1-3 présente une description simplifiée du radiomètre à une seule référence interne de température. La source de référence est constituée d'une charge d'impédance 50Ω thermostatée à la température T_r . Un modulateur permet de connecter la chaîne hyperfréquence, alternativement sur un court-circuit (position 1) et sur une antenne-capteur positionnée en regard du milieu dont on désire mesurer la température (position 2). Un circulateur permet au signal de référence de subir le même traitement que le signal capté par l'antenne-capteur (et d'adapter parfaitement l'entrée de l'amplificateur microonde). Les signaux d'origine thermique émis par la charge de référence et captés par l'antenne sont envoyés vers un amplificateur hyperfréquence faible bruit (environ 2 dB de facteur de bruit) et présentant un gain de l'ordre de 60 dB dans la bande d'utilisation (2 GHz - 4 GHz par exemple). Les signaux de sortie sont ensuite convertis par un détecteur en une tension continue.

Lorsque le radiomètre est supposé idéal, cette tension vaut alternativement :

Phase 1 : Modulateur en position (1)

$$\boxed{V_1 = G k \Delta f T_r} \quad (1.5)$$

Phase 2 : Modulateur en position (2)

$$\boxed{V_2 = G k \Delta f (\rho T_r + (1 - \rho) T_x)} \quad (1.6)$$

La différence de ces deux tensions donne un signal S , proportionnel à $T_x - T_r$:

$$S = G k \Delta f (1 - \rho) (T_x - T_r) \quad (1.7)$$

avec k : constante de Boltzmann

Δf : bande passante du système radiomètre - capteur

ρ : coefficient de réflexion moyen (dans la bande de fréquences utilisée), à l'entrée du capteur

T_x : température à mesurer

T_r : température de référence

G : gain de la chaîne.

Lorsque le gain G dépend sensiblement de la fréquence, les expressions précédentes restent valables à condition de poser :

$$G = \bar{G} = \frac{\int_{\Delta f} G(f) df}{\Delta f} \quad \rho = \bar{\rho} = \frac{\int_{\Delta f} \rho(f) G(f) df}{\int_{\Delta f} G(f) df} = \frac{\int_{\Delta f} \rho(f) G(f) df}{\Delta f \bar{G}}$$

A partir de l'expression (1.7), nous observons que la température à mesurer T_x dépend du gain de la chaîne, de la bande passante du système radiomètre - capteur, de la température de référence T_r , mais aussi du coefficient de réflexion ρ . Avant toute mesure, il est donc nécessaire de procéder à une calibration externe du système radiomètre - capteur.

II.1.2 Calibration

La calibration du système, lorsque le radiomètre possède une seule référence interne de température, est obtenue de la façon suivante : le capteur est placé face à un milieu, qualifié de "milieu équivalent", dont les caractéristiques géométriques et diélectriques sont similaires à celles du milieu dont on cherchera à déterminer la température. L'évolution du signal de sortie S est enregistrée en fonction de la valeur de la température T_x à laquelle le milieu équivalent est porté de façon uniforme. La

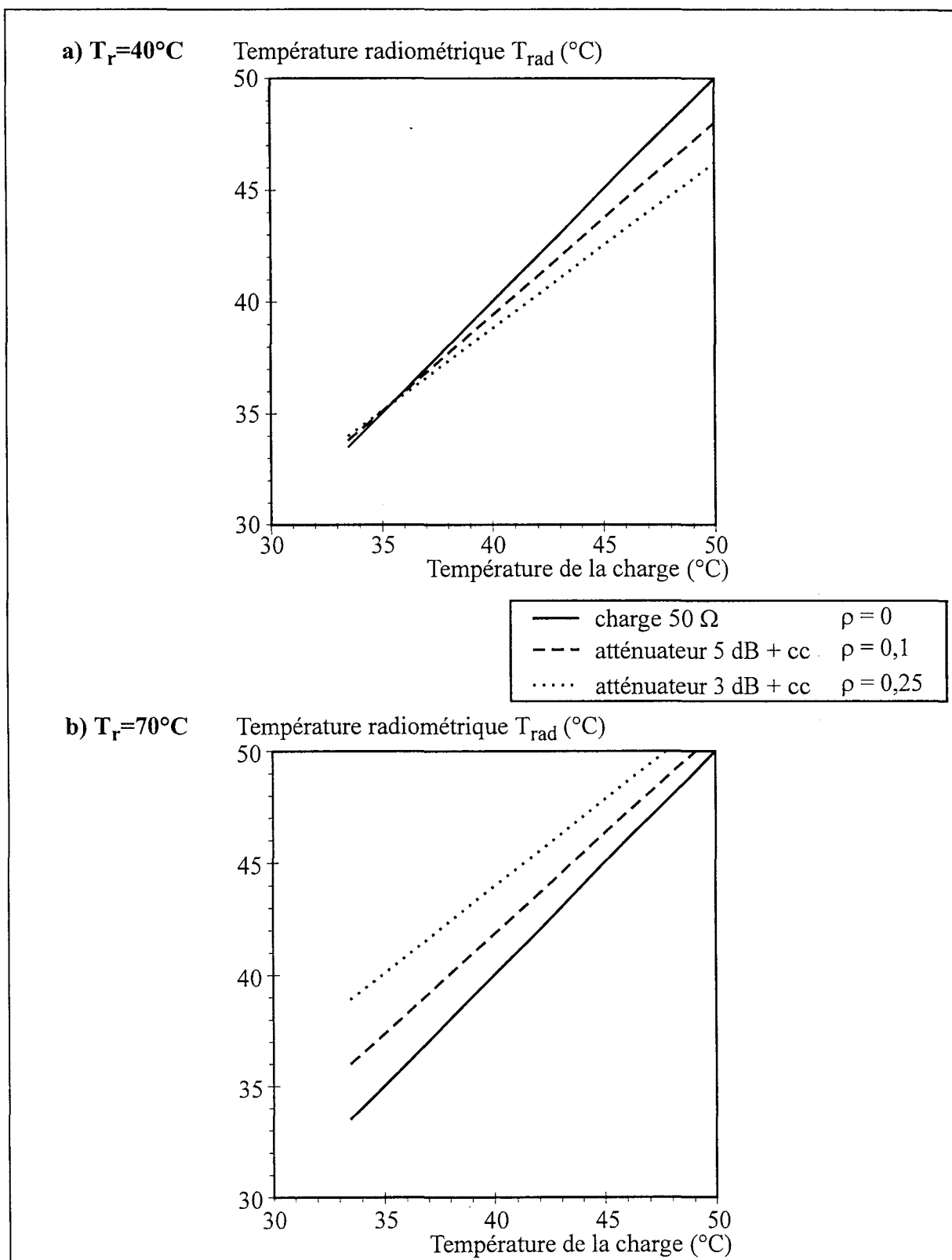


Figure 1-4 : Evolutions de la température radiométrique en fonction de la température de la charge, obtenues pour différentes charges avec un radiomètre à une référence interne de température, où a) $T_r=40^{\circ}\text{C}$
b) $T_r=70^{\circ}\text{C}$;
(l'étalonnage du radiomètre a été préalablement réalisé sur charge $50\ \Omega$).

température radiométrique affichée par le radiomètre est alors ajustée pour les différentes températures T_x d'étalonnage, de façon à ce qu'elle coïncide pour toute température T_x uniforme à laquelle a été porté le milieu équivalent.

Nous présentons, à titre d'exemple, sur la figure 1-4 les évolutions de la température radiométrique en fonction de la température, mesurée par thermocouple, d'une charge définie connectée à l'entrée d'un radiomètre fonctionnant dans la bande 2 GHz - 4 GHz, lorsque $T_r=40^\circ\text{C}$ (figure 1-4a) et $T_r=70^\circ\text{C}$ (figure 1-4b) ; le temps d'intégration d'une mesure a été fixé à 1,5 s [5]. Pour cette expérimentation, l'antenne-capteur a été remplacée successivement par une charge d'impédance $50\ \Omega$ ($\rho=0$), par un atténuateur 5 dB associé à un court-circuit ($\rho=0,1$) puis par un atténuateur 3 dB associé à un court-circuit ($\rho=0,25$). A partir de ces résultats, nous constatons que la température radiométrique déterminée dépend de la température de référence choisie, mais également du coefficient de réflexion ρ de la charge (ou du capteur).

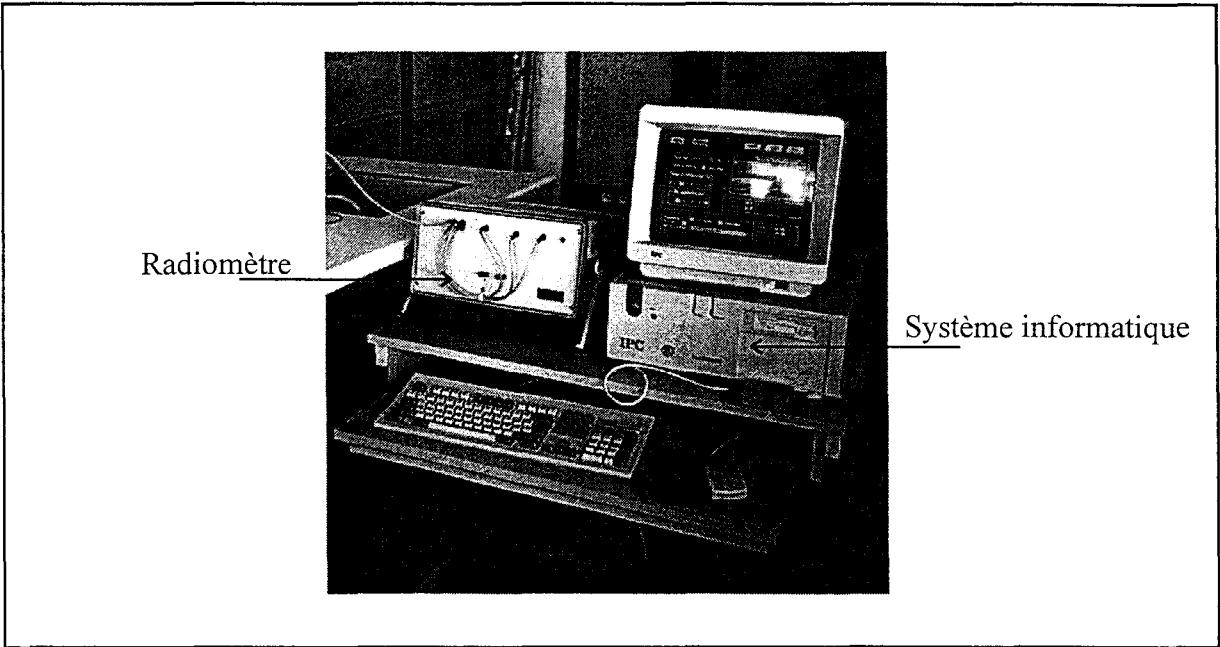
Il est donc indispensable d'effectuer un étalonnage du dispositif dès que les conditions d'utilisation sont modifiées (changement du capteur, modification des caractéristiques diélectriques du milieu dont on cherche à mesurer la température).

C'est pour supprimer ce travail très fastidieux et s'affranchir du coefficient de réflexion ρ présenté par le capteur, qu'un nouveau radiomètre a été conçu.

II.2 Radiomètre à deux références internes de température

Le nouveau radiomètre [7-10], fonctionnant dans la bande de fréquences 2 GHz - 4 GHz, est présenté sur la photographie 1-1 et son synoptique sur la figure 1-5.

Il contient deux sources internes de référence de température constituées par deux charges d'impédance $50\ \Omega$ thermostatées respectivement aux températures T_{r1} et T_{r2} ($T_{r2}>T_{r1}$). Un relais microonde permet de sélectionner l'une ou l'autre. Un modulateur relie alternativement, à un circulateur, le court-circuit et le capteur positionné sur le milieu dont on désire mesurer la température T_x . Les signaux sont d'abord amplifiés par deux amplificateurs microondes (gain total égal à 60 dB à 3 GHz), dont le premier présente un faible bruit (facteur de bruit égal à 2 dB à 3 GHz), puis



Photographie 1-1 : Photographie du nouveau radiomètre et de son système de gestion informatique.

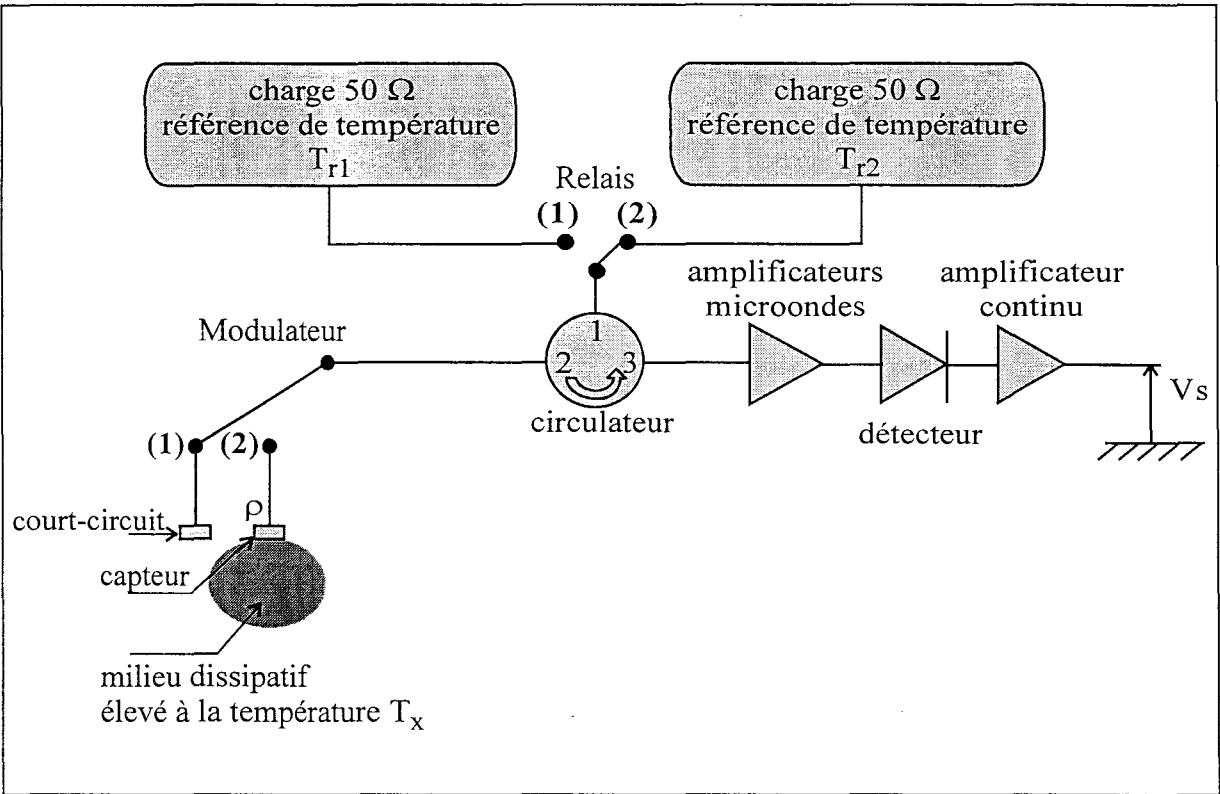


Figure 1-5 : Synoptique du radiomètre à deux références internes de température.

convertis sous la forme d'une tension continue par un détecteur fonctionnant en zone quadratique. Cette tension, alors proportionnelle à la puissance de bruit thermique injectée à l'entrée du détecteur, est ensuite amplifiée. La température radiométrique est déterminée après un cycle de fonctionnement qui comporte 4 phases détaillées ci-après.

II.2.1 Radiomètre idéal

Dans le cas où les éléments microondes sont idéaux, c'est-à-dire sans pertes d'insertion, les tensions enregistrées au cours de chaque phase s'expriment en fonction des températures T_{r1} , T_{r2} et T_x :

Phase 1 : Relais en position (1) et modulateur en position (1)

$$\boxed{V_{11} = G k \Delta f T_{r1}} \quad (1.8)$$

Phase 2 : Relais en position (1) et modulateur en position (2)

$$\boxed{V_{12} = G k \Delta f (\rho T_{r1} + (1 - \rho) T_x)} \quad (1.9)$$

Phase 3 : Relais en position (2) et modulateur en position (1)

$$\boxed{V_{21} = G k \Delta f T_{r2}} \quad (1.10)$$

Phase 4 : Relais en position (2) et modulateur en position (2)

$$V_{22} = G k \Delta f (\rho T_{r2} + (1 - \rho) T_x) \quad (1.11)$$

où k : constante de Boltzmann

Δf : bande passante du système radiomètre - capteur

ρ : coefficient de réflexion en puissance, moyen dans la bande passante Δf , à l'entrée du capteur

T_x : température à mesurer

T_{r1} : première température de référence

T_{r2} : deuxième température de référence

G : gain de la chaîne

A la suite de ces quatre phases, nous déduisons l'expression du coefficient de réflexion ρ et de la température T_x :

$$\rho = \frac{V_{12} - V_{22}}{V_{11} - V_{21}} \quad (1.12)$$

$$T_x = \frac{(V_{11} - V_{12})T_{r2} - (V_{21} - V_{22})T_{r1}}{(V_{11} - V_{12}) - (V_{21} - V_{22})} \quad (1.13)$$

La valeur de T_x ainsi déduite est indépendante du coefficient ρ et du gain G , elle ne dépend que des quatre tensions et des températures internes de références.

Lorsque le milieu sous investigation est élevé à une température uniforme (comme dans cet exemple), l'expression (1.13) permet d'obtenir directement cette température (ici T_x). La température radiométrique T_{rad} est en effet égale à T_x . Lorsque la température du milieu n'est pas uniforme, l'expression (1.13) permet de calculer la température radiométrique (notée T_{rad}) :

$$T_{rad} = \frac{(V_{11} - V_{12})T_{r2} - (V_{21} - V_{22})T_{r1}}{(V_{11} - V_{12}) - (V_{21} - V_{22})} \quad (1.13')$$

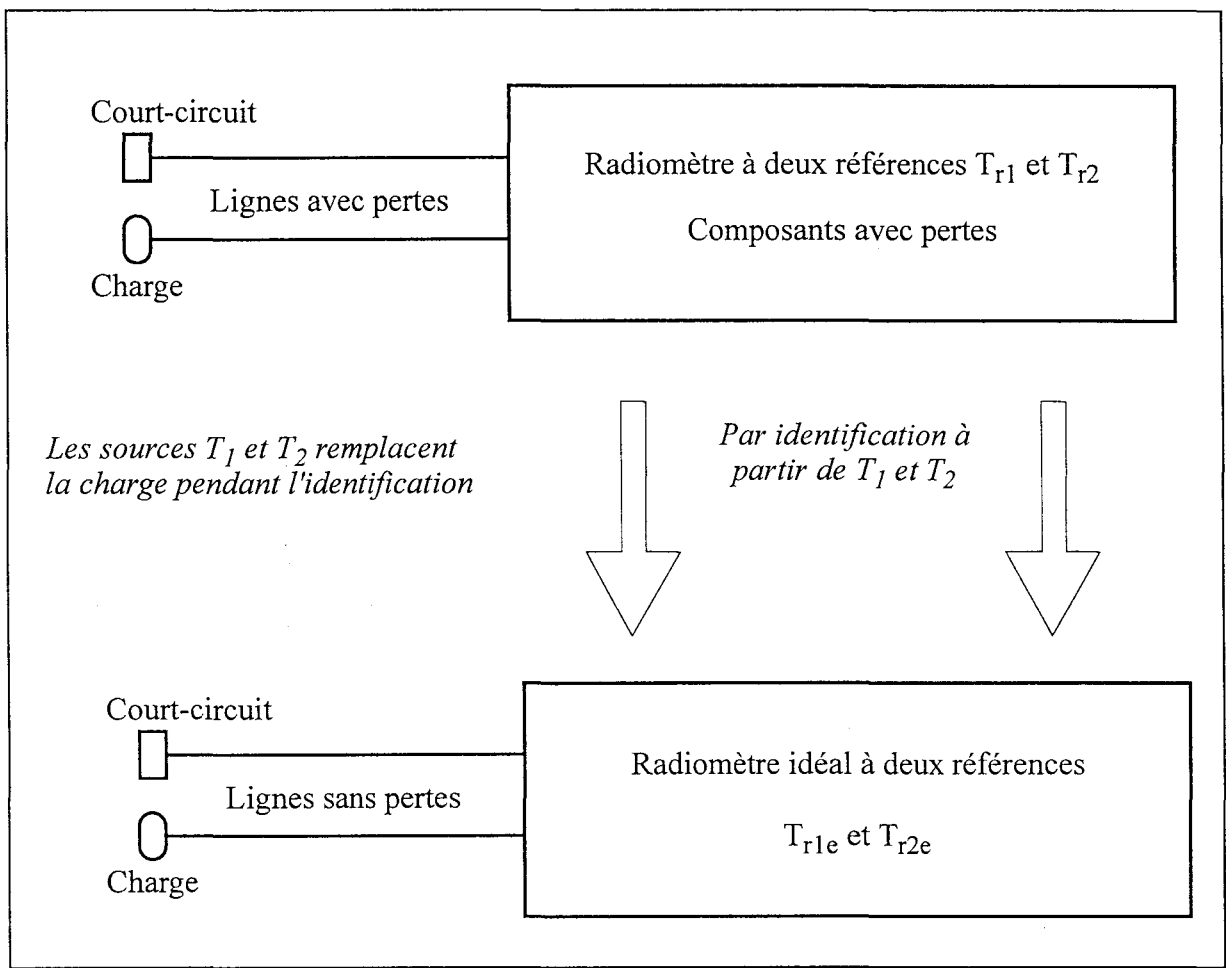


Figure 1-6 : Passage du radiomètre réel au radiomètre idéal.

Remarquons que lorsque le gain G dépend de la fréquence, les expressions précédentes restent valables à condition de poser :

$$G = \bar{G} = \frac{\int_{\Delta f} G(f) df}{\Delta f} \quad \rho = \bar{\rho} = \frac{\int_{\Delta f} \rho(f) G(f) df}{\int_{\Delta f} G(f) df} = \frac{\int_{\Delta f} \rho(f) G(f) df}{\Delta f \bar{G}}.$$

Dans la suite de notre travail, lors des calculs du coefficient de réflexion moyen dans la bande de fréquence Δf , nous considérons G constant sur Δf et nous obtenons donc une valeur approchée de $\bar{\rho}$.

Cependant, les résultats attendus ne sont pas confirmés expérimentalement ; la température radiométrique affichée par le radiomètre diffère de celle formulée par la relation (1.13'). Ceci s'explique par le fait que le radiomètre n'est pas idéal et les pertes d'insertion des divers éléments microondes doivent être pris en compte.

II.2.2 Radiomètre réel - Système de calibration

Le radiomètre réel, comportant deux références internes de températures T_{r1} et T_{r2} , peut être considéré comme un radiomètre idéal dont les références internes de température deviennent T_{r1e} et T_{r2e} (figure 1-6). Celles-ci sont déterminées par identification à partir des mesures effectuées en connectant à l'entrée du radiomètre deux sources étalons portées respectivement aux températures T_1 et T_2 .

Pour aboutir à une calibration automatique, interne et transparente pour l'utilisateur, un kit de calibration composé de deux charges d'impédance 50Ω thermostatées, a été incorporé au radiomètre. Le nouveau synoptique est présenté sur la figure 1-7 et la photographie 1-2 présente la structure interne du radiomètre. Un modulateur microonde à quatre positions remplace le modulateur à deux positions. Lorsque l'utilisateur procède à la calibration, l'appliqueur est tout d'abord remplacé par la charge T_1 (voie 3). Le radiomètre effectue alors les quatre phases de mesure. L'appliqueur est ensuite remplacé par la charge T_2 (voie 4) et les quatre phases de mesure sont à nouveau exécutées. Le logiciel permet ensuite d'en déduire T_{r1e} et T_{r2e} [5].

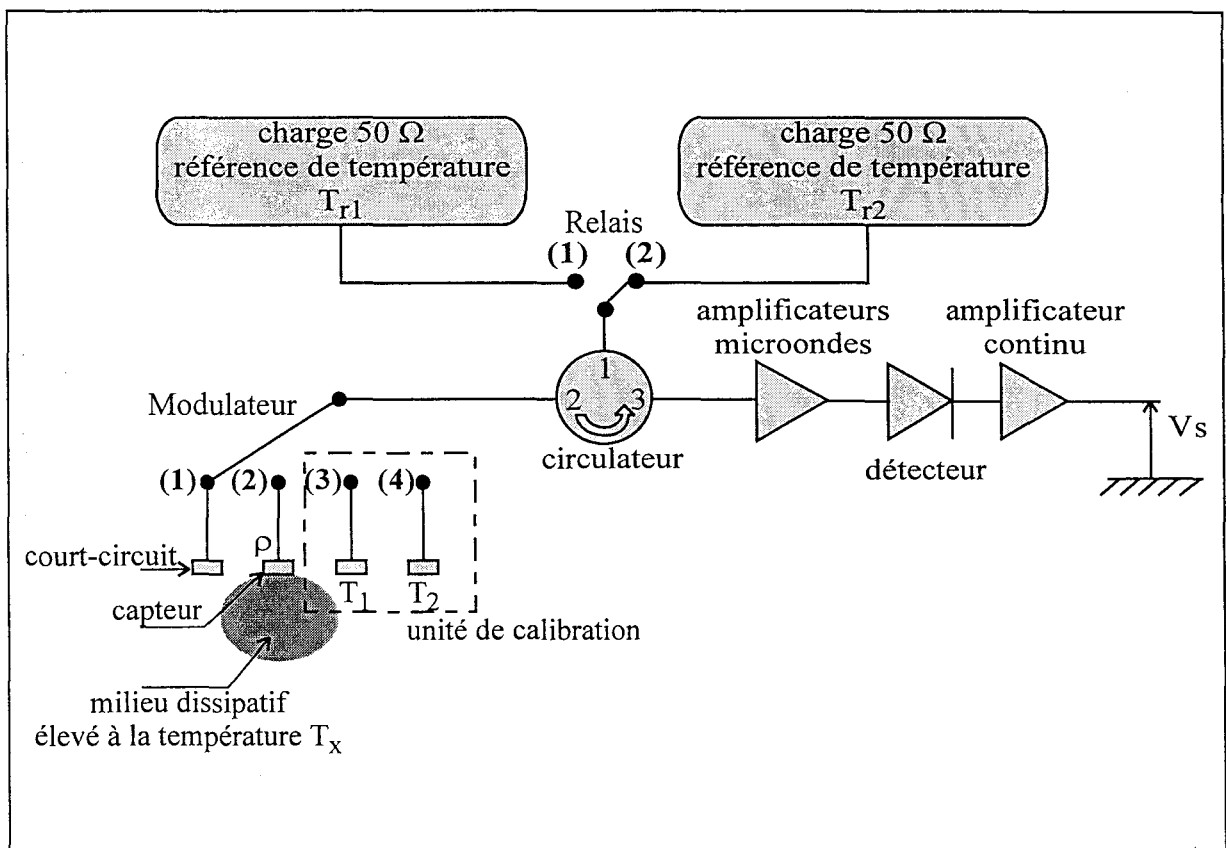


Figure 1-7 : Synoptique du radiomètre à deux références internes de température équipé de son unité de calibration.

Dans ce cas, nous obtenons :

$$T_{\text{rad}} = \frac{(V_{11} - V_{12})T_{r2e} - (V_{21} - V_{22})T_{r1e}}{(V_{11} - V_{12}) - (V_{21} - V_{22})} \quad (1.14)$$

où : $V_{11}, V_{12}, V_{21}, V_{22}$: valeurs des tensions de sortie

T_{r1e}, T_{r2e} : températures de références équivalentes du radiomètre.

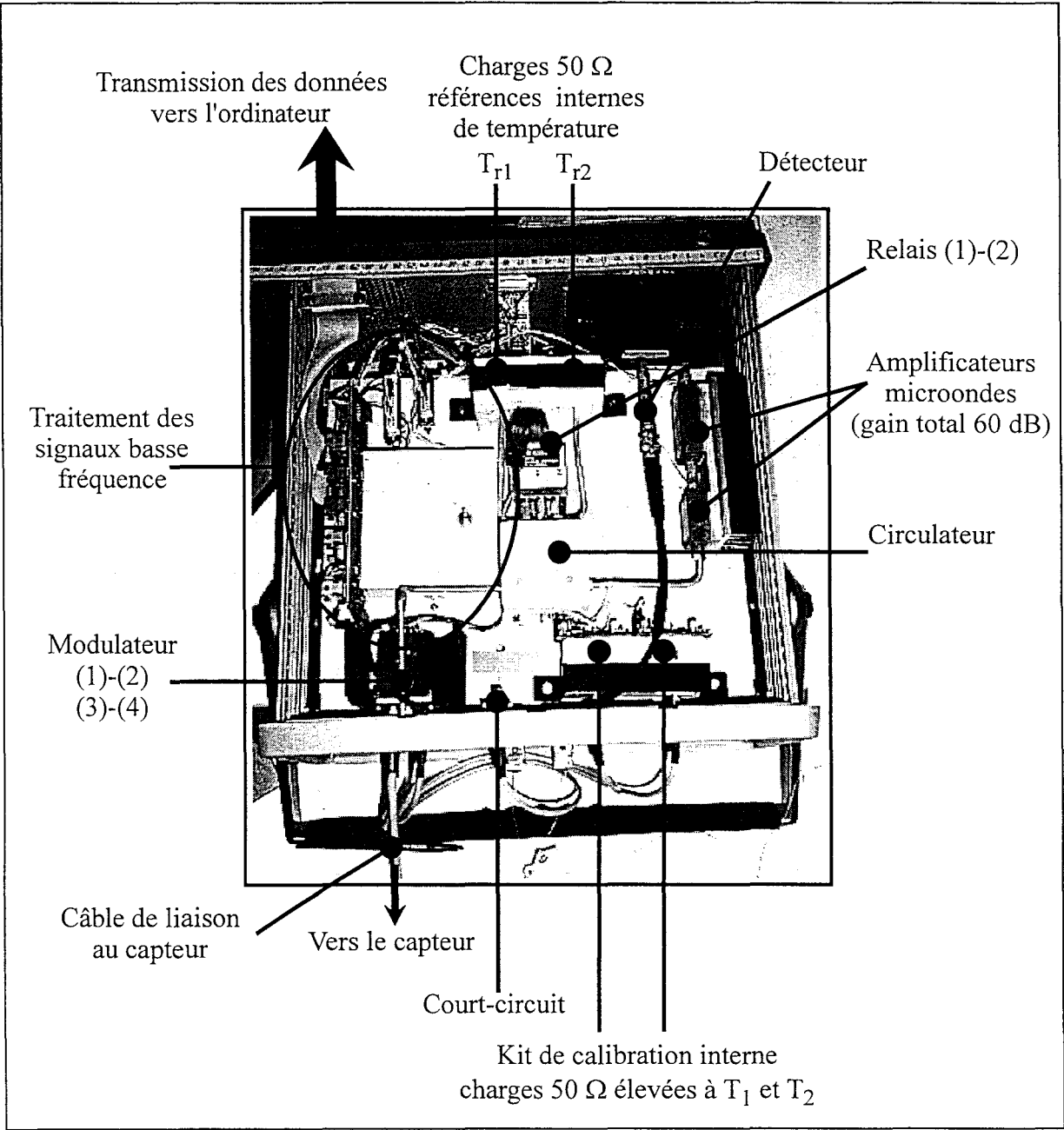
Pour obtenir une meilleure précision sur la détermination de T_{rad} , celle-ci doit être voisine des températures de références internes équivalentes T_{r1e}, T_{r2e} [5]. Nous rappelons que ce radiomètre a été initialement développé en vue d'applications médicales (hyperthermie, radiothérapie). Les températures radiométriques mesurées sont dans ce cas généralement comprises entre 30°C et 50°C. Les températures des différentes charges ont été respectivement portées à :

$$T_{r1} = 40^\circ\text{C} \quad T_{r2} = 70^\circ\text{C} \quad T_1 = 32^\circ\text{C} \quad T_2 = 48^\circ\text{C}$$

de telle sorte que les températures de références équivalentes sont approximativement égales à $T_{r1e} = 35^\circ\text{C}$ et $T_{r2e} = 56^\circ\text{C}$. La température ambiante pouvant en effet modifier légèrement ces valeurs, il est nécessaire de procéder à une calibration avant chaque série de mesures. Toutefois, celle-ci, très simple et rapide (environ une minute), n'implique pas de modification d'emplacement du capteur.

II.3 Résultats antérieurs concernant le nouveau radiomètre

Ce nouveau radiomètre ainsi que le logiciel de commande et de traitement des signaux radiométriques ont été réalisés et testés par M. J.P. SOZANSKI dans le cadre de son travail de thèse [5]. Nous rappelons ici les principaux résultats obtenus concernant l'étalonnage et l'estimation de la sensibilité, lorsque le capteur est remplacé par une charge microonde. Les points les plus importants du logiciel, interface entre l'utilisateur et le radiomètre sont également abordés.



Photographie 1-2 : Eléments internes du radiomètre.

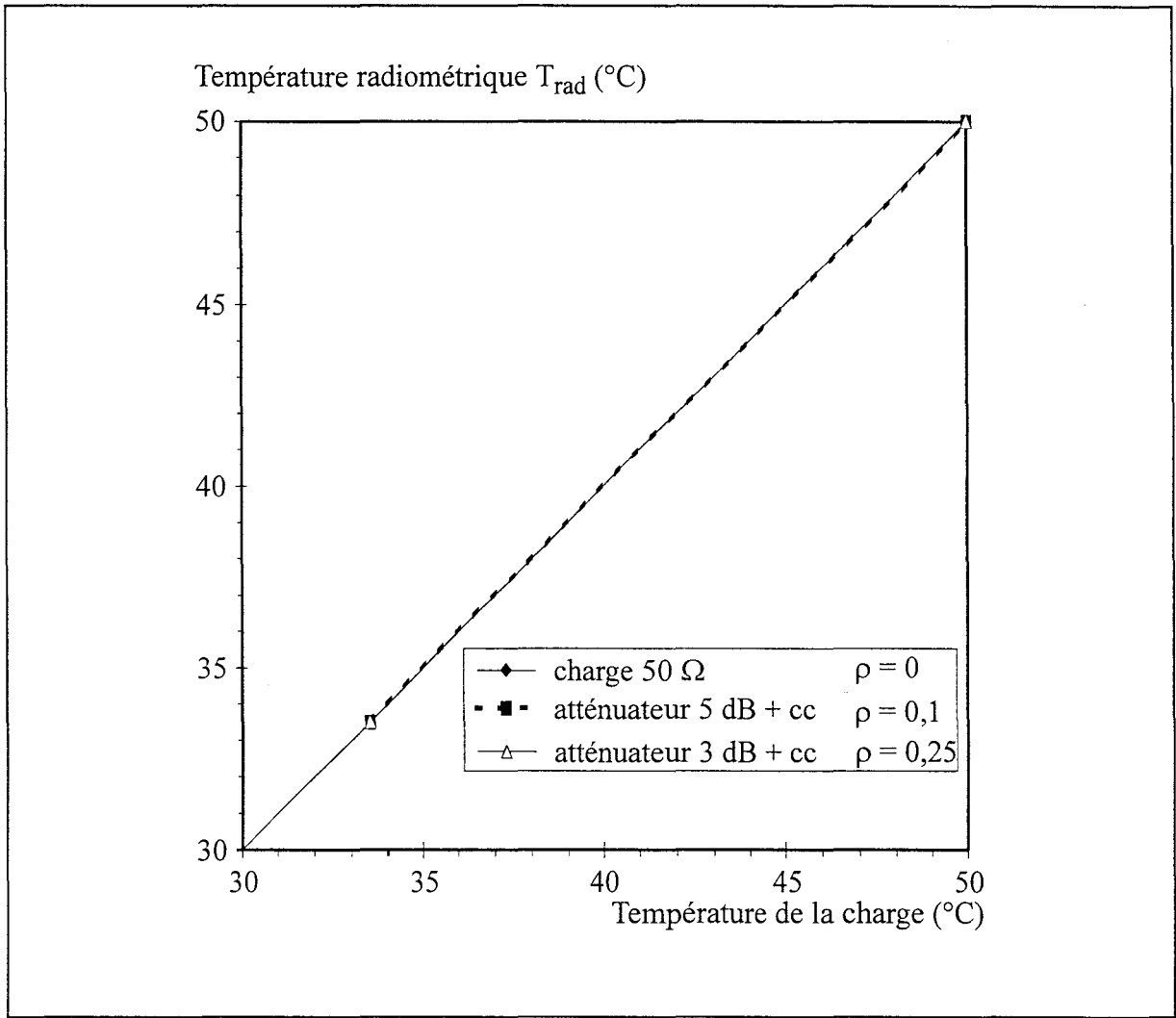


Figure 1-8 : Evolutions de la température radiométrique en fonction de la température de différentes charges microondes.

II.3.1 Calibration

Pour vérifier le bon fonctionnement du procédé de calibration, le capteur a été remplacé successivement par une charge 50 Ω , par un atténuateur 5 dB connecté à un court-circuit et enfin par un atténuateur 3 dB connecté à un court-circuit. Les coefficients de réflexion en puissance présentés par ces charges à l'entrée du radiomètre valent respectivement 0 puis 0,1 et enfin 0,25. Les charges ont été plongées dans un bain thermostaté à température variable. Après la calibration du radiomètre effectuée à l'aide du kit intégré, l'évolution de la température radiométrique a été enregistrée en fonction de la température de la charge ; elle est présentée figure 1-8.

La pente de chaque droite est égale à 1. La mesure de la température radiométrique est donc indépendante du coefficient de réflexion, contrairement au cas du radiomètre de première génération.

II.3.2 Fluctuations de la mesure

Deux critères principaux ont été définis pour estimer la qualité des mesures radiométriques. Ceux-ci sont tirés des lois statistiques et sont applicables sur un nombre important de mesures, lorsque la température de la charge est maintenue constante [34].

La valeur moyenne de la température radiométrique a d'abord été déterminée. Ensuite, pour quantifier les fluctuations de la température radiométrique autour de la valeur moyenne, l'écart-type δ est calculé à partir de la formule (1.15)

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n X_i^2}{n} - \left(\frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n} \right)^2} \quad (1.15)$$

où n : nombre de points de mesure ($n > 100$)

X_i : valeur mesurée.

Un exemple d'application est présenté figure 1-9.

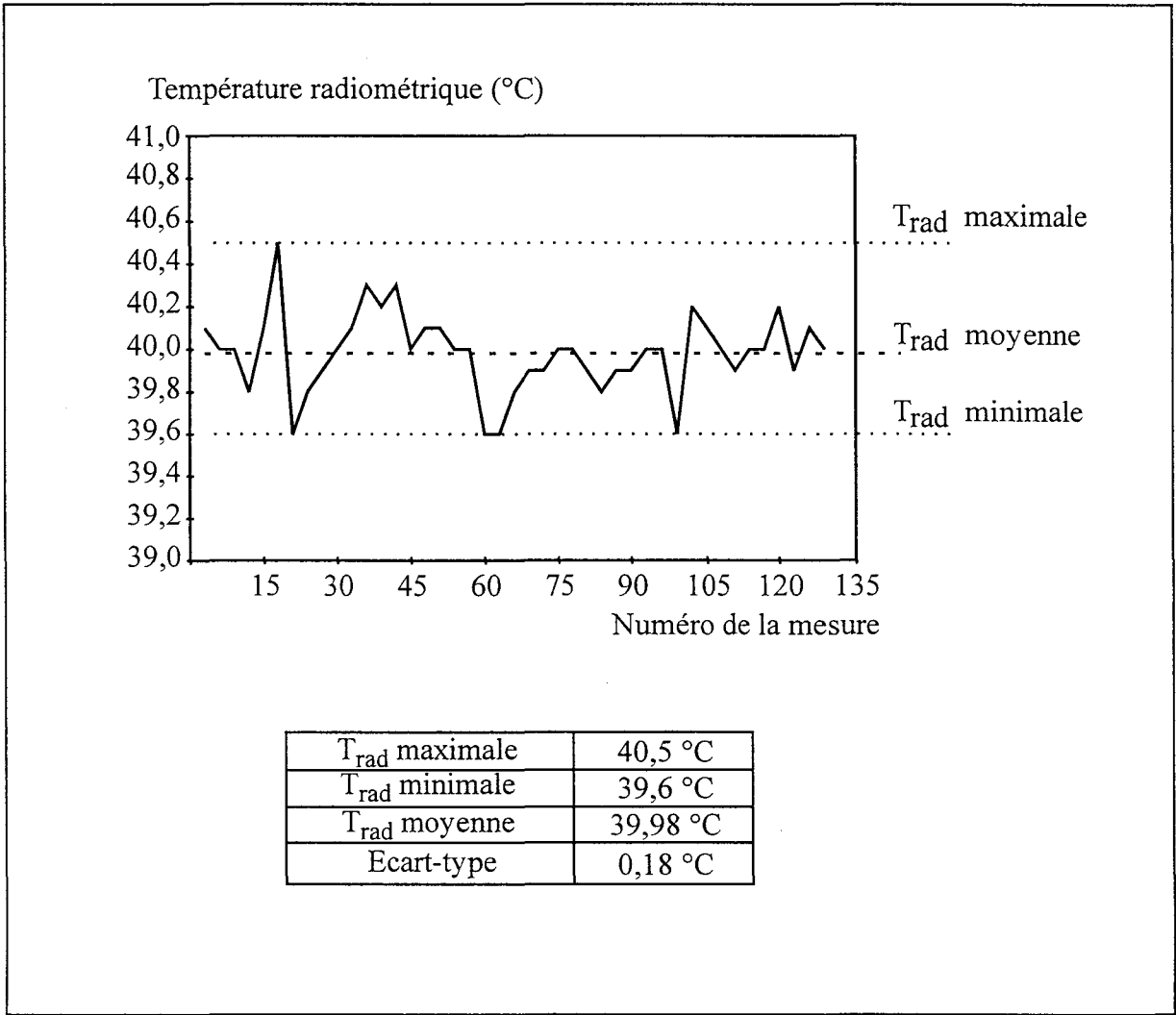


Figure 1-9 : Exemple de traitement statistique.

Au cours de ses travaux, M. J.P. SOZANSKI a constaté que [5] :

- l'étendue et l'écart-type sont plus faibles lorsque la température de la charge se situe entre les deux températures de références T_{r1e} et T_{r2e} . Le tableau ci-dessous résume les résultats obtenus à la suite de deux séries de 100 mesures, lorsqu'une charge d'impédance $50\ \Omega$ substituée au capteur est plongée dans un bain thermostaté à $26,5^{\circ}\text{C}$ (température située en dehors des températures de références), puis à $45,1^{\circ}\text{C}$ (température située dans la gamme des températures de références). Le temps d'intégration par phase a été fixé à 1s.:

T réelle ($^{\circ}\text{C}$)	T_{rad} moyenne ($^{\circ}\text{C}$)	Ecart-type ($^{\circ}\text{C}$)
26,5	26,63	0,058
45,1	45,27	0,046

- le paramètre théorique traduisant les fluctuations (appelé "sensibilité théorique" dans le mémoire de thèse [5]) augmente lorsque le coefficient de réflexion en puissance ρ présenté dans le plan d'entrée de la charge augmente. Par exemple lorsque ρ varie de 0 à 0,3 ce paramètre croît de $0,1^{\circ}\text{C}$ à $0,14^{\circ}\text{C}$.

II.3.3 Insertion d'un câble supplémentaire

Nous considérons une longueur de câble supplémentaire utilisée sur la voie radiométrique connectée au capteur. Ce câble, présentant des pertes d'insertion, émet un bruit thermique qui va contribuer au signal radiométrique transmis au radiomètre ; ce qui va introduire une erreur sur la température radiométrique déterminée.

Si les pertes et la température du câble sont connues, il est possible de quantifier et de corriger la contribution de ce câble sur la valeur de la température radiométrique.

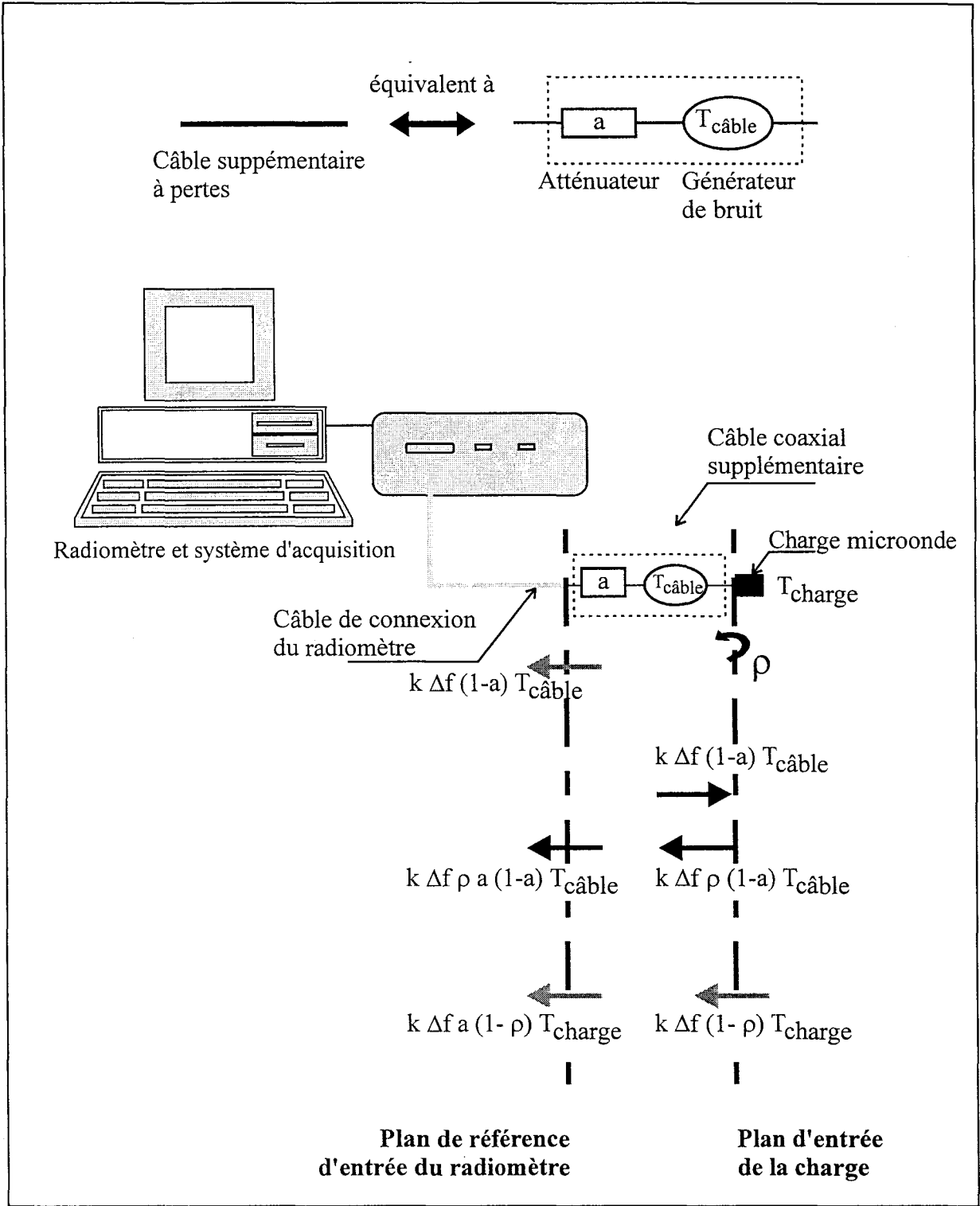


Figure 1-10 : Bilan des puissances transmises au radiomètre, lorsqu'une charge microonde est connectée au radiomètre par l'intermédiaire d'un câble supplémentaire.

Le câble supplémentaire est équivalent, en première approximation, à un atténuateur en série avec un générateur de bruit. Dans ce cas, le bilan des puissances transmises au radiomètre est schématisé figure 1-10 :

- La puissance de bruit émise par le câble se décompose en deux parties égales $k \Delta f (1-a) T_{\text{câble}}$. La première est transmise directement au radiomètre ($G k \Delta f (1-a) T_{\text{câble}}$). La deuxième est tout d'abord réfléchie dans le plan de connexion câble - charge, ensuite atténuée lors de la propagation dans le câble, puis enfin transmise au radiomètre ($G k \Delta f \rho a (1-a) T_{\text{câble}}$).
- La puissance de bruit émise par la charge $k \Delta f (1-\rho) T_{\text{charge}}$ est atténuée par le câble puis transmise au radiomètre ($G k \Delta f a (1-\rho) T_{\text{charge}}$).

Ainsi, la puissance totale transmise au radiomètre vaut :

$$P = G k \Delta f \left[(1-a) T_{\text{câble}} + \rho a (1-a) T_{\text{câble}} + a (1-\rho) T_{\text{charge}} \right] \quad (1.16)$$

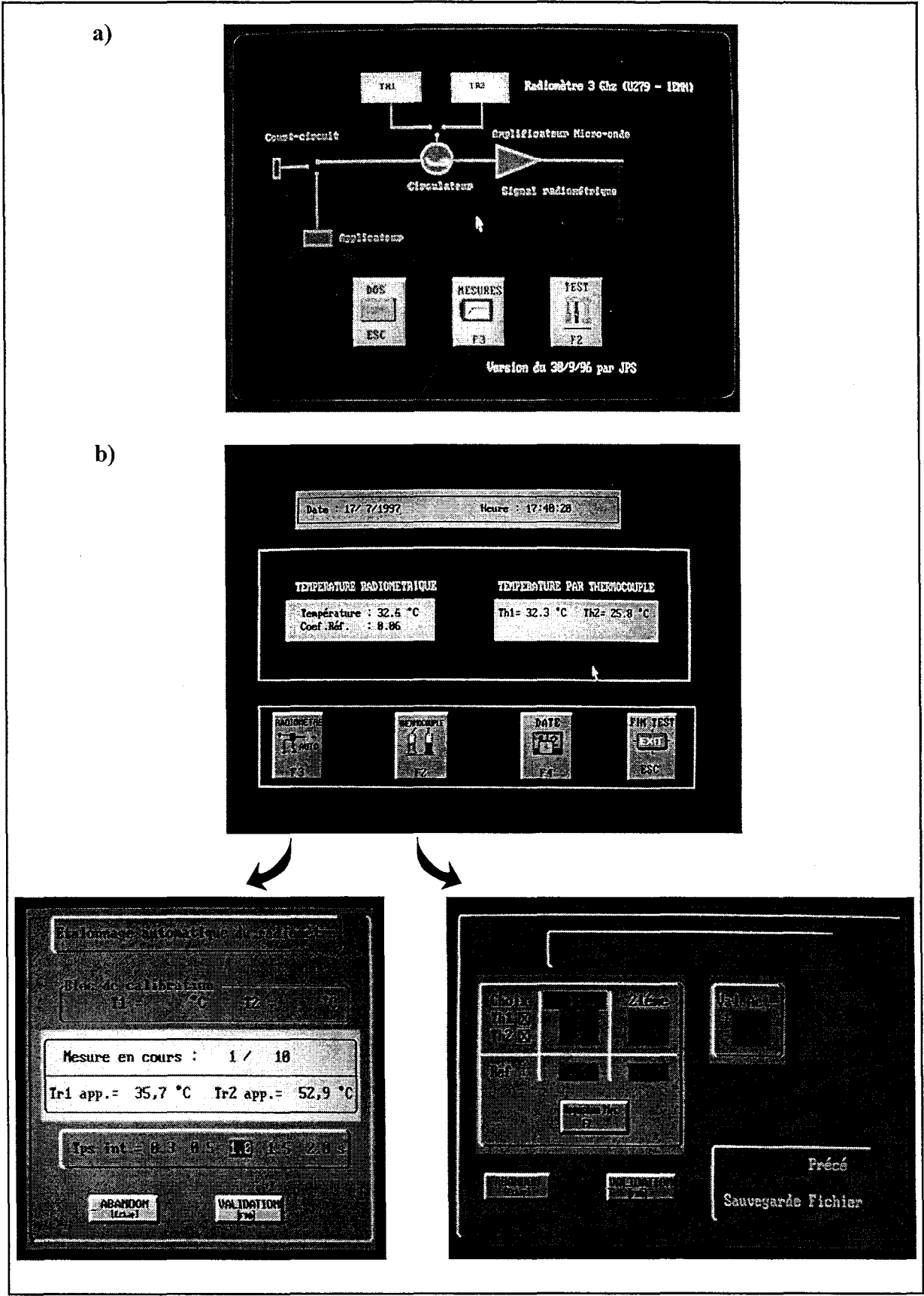
Ainsi, au cours du cycle de mesure, les quatre phases de fonctionnement, mentionnées au paragraphe II.2.1, s'expriment alors en tenant compte de la présence de ce câble (et après calibration) :

Phase 1 : Relais en position (1) et modulateur en position (1)

$$V_{11} = G k \Delta f T_{\text{rle}} \quad (1.17)$$

Phase 2 : Relais en position (1) et modulateur en position (2)

$$V_{12} = G k \Delta f \left(\rho T_{\text{rle}} a^2 + (1-a) T_{\text{câble}} + \rho a (1-a) T_{\text{câble}} + a (1-\rho) T_{\text{charge}} \right) \quad (1.18)$$



Photographie 1-3 : Ecrans du logiciel de gestion du radiomètre
a) écran d'accueil
b) écrans du module de test.

Phase 3 : Relais en position (2) et modulateur en position (1)

$$V_{21} = G k \Delta f T_{r2e} \quad (1.19)$$

Phase 4 : Relais en position (2) et modulateur en position (2)

$$V_{22} = G k \Delta f \left(\rho T_{r2e} a^2 + (1-a) T_{\text{câble}} + \rho a(1-a) T_{\text{câble}} + a(1-\rho) T_{\text{charge}} \right) \quad (1.20)$$

A partir de ces quatre phases, sont déduites les valeurs du coefficient de réflexion ρ et de la température radiométrique corrigées :

$$\rho = \left(\frac{V_{12} - V_{22}}{V_{11} - V_{21}} \right) \frac{1}{a^2} \quad (1.21)$$

$$T_{\text{rad corr.}} = T_{\text{câble}} + \frac{a \left[(V_{11} - V_{12}) T_{r2e} - (V_{21} - V_{22}) T_{r1e} + T_{\text{câble}} (V_{21} - V_{11} + V_{12} - V_{22}) \right]}{a^2 (V_{11} - V_{21}) - V_{12} + V_{22}} \quad (1.22)$$

Il est cependant nécessaire de connaître les pertes (a) présentées par le câble ainsi que sa température ($T_{\text{câble}}$).

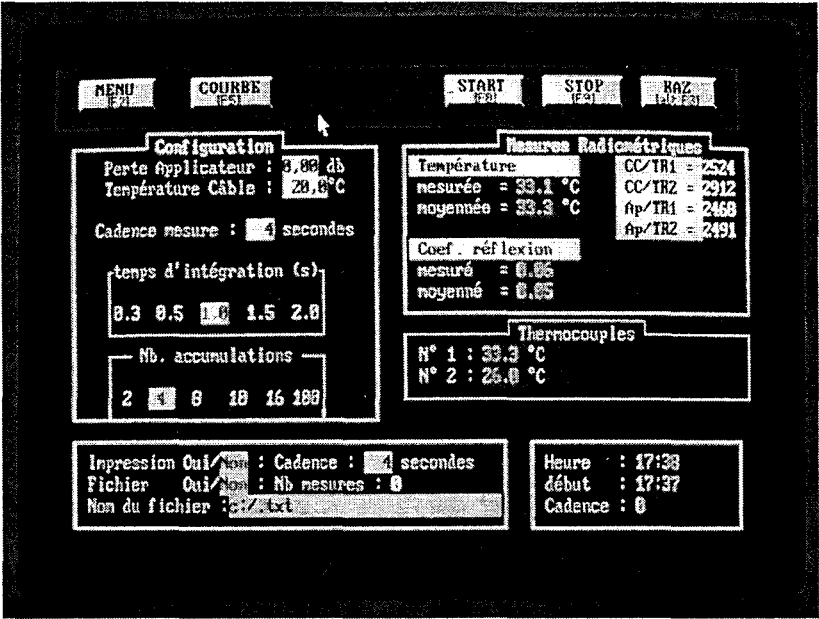
Les pertes du câble peuvent être mesurées à l'analyseur de réseaux, à condition de se placer dans les conditions thermiques rencontrées lors des mesures radiométriques sur site.

Dans le paragraphe III.6 de ce chapitre, est présentée une manipulation simple permettant de déterminer les pertes du câble ainsi que sa température, directement sur site industriel ou médical.

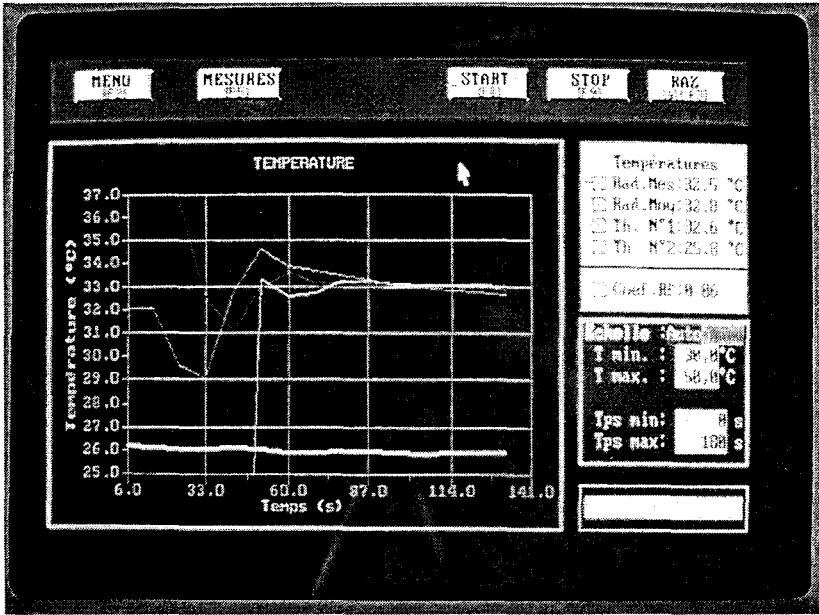
II.3.4 Aperçu du logiciel de pilotage du radiomètre

Nous présentons succinctement les modules du logiciel essentiels pour notre travail (photographie 1-3).

c)



d)



Photographie 1-3 : Ecrans du logiciel de gestion du radiomètre
c) écran récapitulant les paramètres techniques de la séance de mesures
d) écran de visualisation graphique.

L'écran d'accueil (photographie 1-3a) permet d'accéder soit au module de test, soit au module de mesures.

Le module de test (photographie 1-3b) permet de visualiser la valeur de la température radiométrique mesurée, la valeur du coefficient de réflexion ainsi que les températures données par deux thermocouples Th_1 et Th_2 qui peuvent être connectés au radiomètre. De ce module, il est possible :

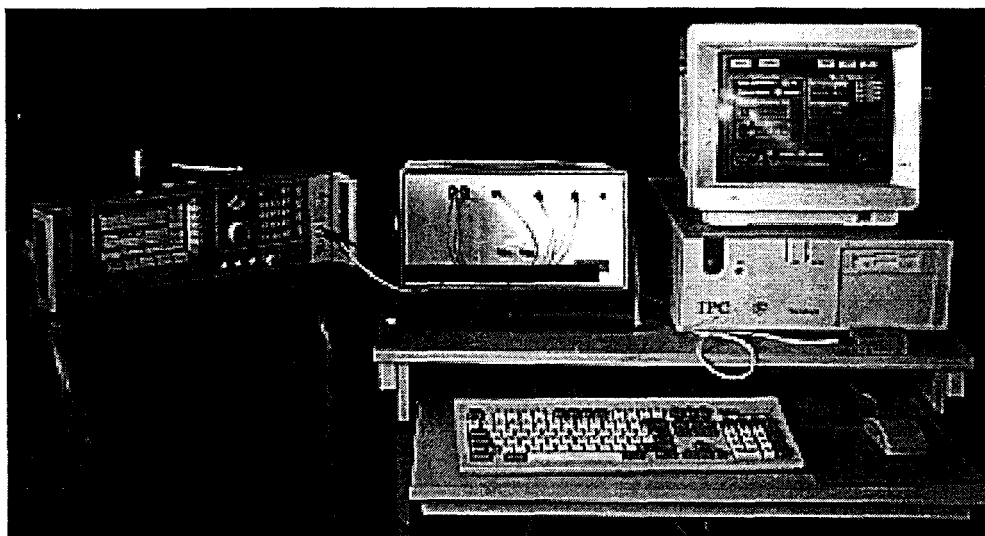
- d'effectuer la calibration automatique du radiomètre
- d'étalonner les thermocouples, à l'aide de deux bains thermostatés externes.

Le module de mesures permet de visualiser soit l'écran récapitulant tous les paramètres techniques, soit l'écran de visualisation graphique des évolutions temporelles des mesures :

- Le premier (photographie 1-3c) permet essentiellement de fixer les paramètres de mesure : la température et les pertes d'insertion du câble supplémentaire éventuellement inséré entre le capteur et le radiomètre, la cadence de mesure et le temps d'intégration (temps durant lequel est capté le bruit thermique de tous les éléments durant chacune des quatre phases).
- Le second (photographie 1-3d) permet d'accéder à un suivi de l'évolution temporelle de la température radiométrique, des températures mesurées par les deux thermocouples et du coefficient de réflexion.

III CARACTERISATION APPROFONDIE DU RADIOMETRE, REPONSES ET LIMITES

Le champ d'application de la radiométrie microonde touche des secteurs d'activité qui n'appartiennent plus seulement au domaine médical. De plus en plus d'industriels découvrent que la radiométrie microonde peut être une solution élégante à la mesure et au contrôle de température. Les contraintes imposées au radiomètre varient



Photographie 1-4 : Caractérisation fréquentielle. Le radiomètre est connecté au synthétiseur de fréquences.

alors suivant le secteur concerné ; il est donc nécessaire de bien connaître son comportement et ses limites.

Avant de décrire quelques applications possibles, nous présentons les résultats d'une caractérisation plus approfondie du radiomètre, et étudions ses réponses en terme de précision et de sensibilité afin de connaître ses limites actuelles. Nous suggérons ensuite quelques modifications possibles en vue d'améliorer ou d'étendre les possibilités de ce système.

Dans ce paragraphe sont tout d'abord abordés les aspects fréquentiels du radiomètre, puis son comportement face aux deux grandes catégories de milieux rencontrés : les milieux fortement et faiblement émissifs. Lors de toutes les expérimentations, le temps d'intégration pour une mesure a été fixé à 1 seconde.

III.1 Caractérisation fréquentielle

Pour ces caractérisations, un synthétiseur de fréquences Wiltron 68147A fonctionnant de 10 MHz à 20 GHz a été directement connecté à l'entrée du radiomètre. Cet appareil permet de transmettre un bruit de puissance très faible pouvant varier de -125 dBm à +10 dBm pour une fréquence donnée (avec une résolution sur la fréquence de 1 kHz). Le dispositif utilisé est présenté sur la photographie 1-4.

La figure 1-11 présente l'évolution fréquentielle de l'élévation de la température radiométrique mesurée lorsque le signal injecté à l'entrée du radiomètre présente une puissance égale à -90 dBm.

Pour tenter d'expliquer les fortes variations de la température radiométrique en fonction de la fréquence, les éléments essentiels de la chaîne hyperfréquence ont tous été étudiés séparément. Ainsi, les figures 1-12, 1-13 et 1-14 présentent respectivement les évolutions fréquentielles du gain des amplificateurs hyperfréquences, du coefficient de transmission du circulateur et enfin la réponse du détecteur quadratique à l'injection d'un signal de fréquence variable en entrée.

L'évolution fréquentielle de la température radiométrique tracée sur la figure 1-11 s'explique essentiellement par le comportement fréquentiel du gain des

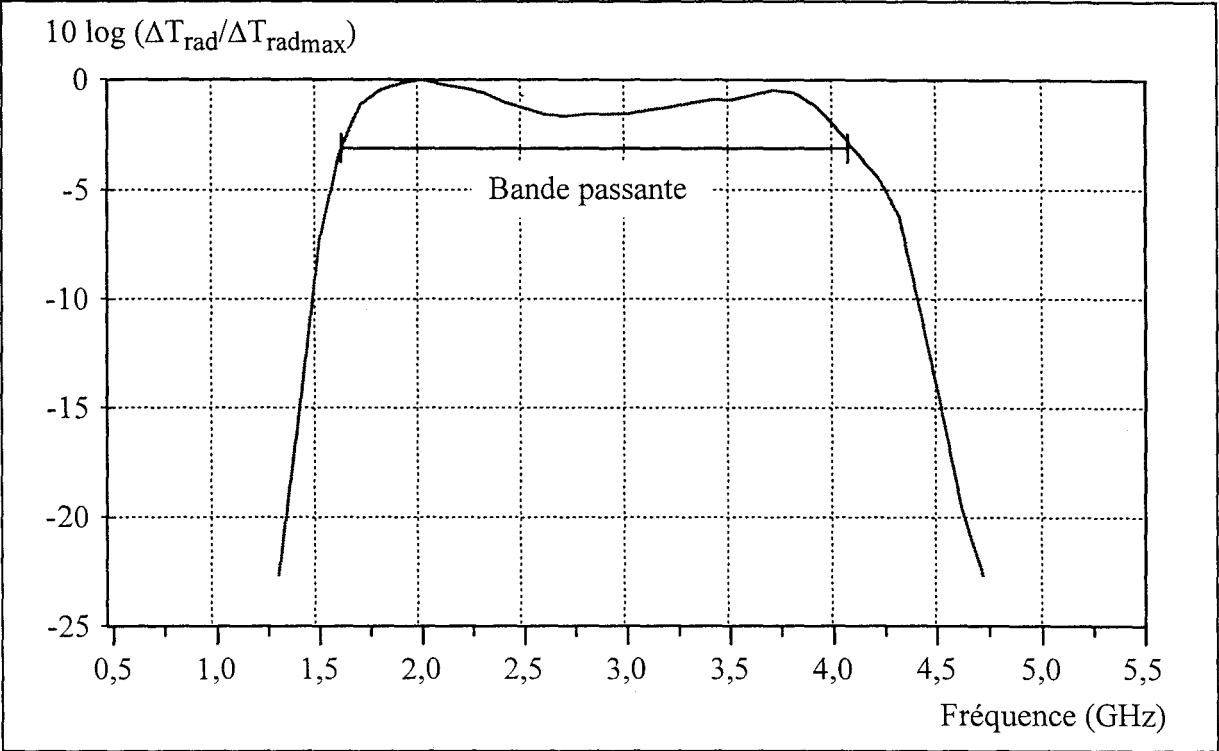


Figure 1-11 : Relevé de la bande passante du radiomètre.

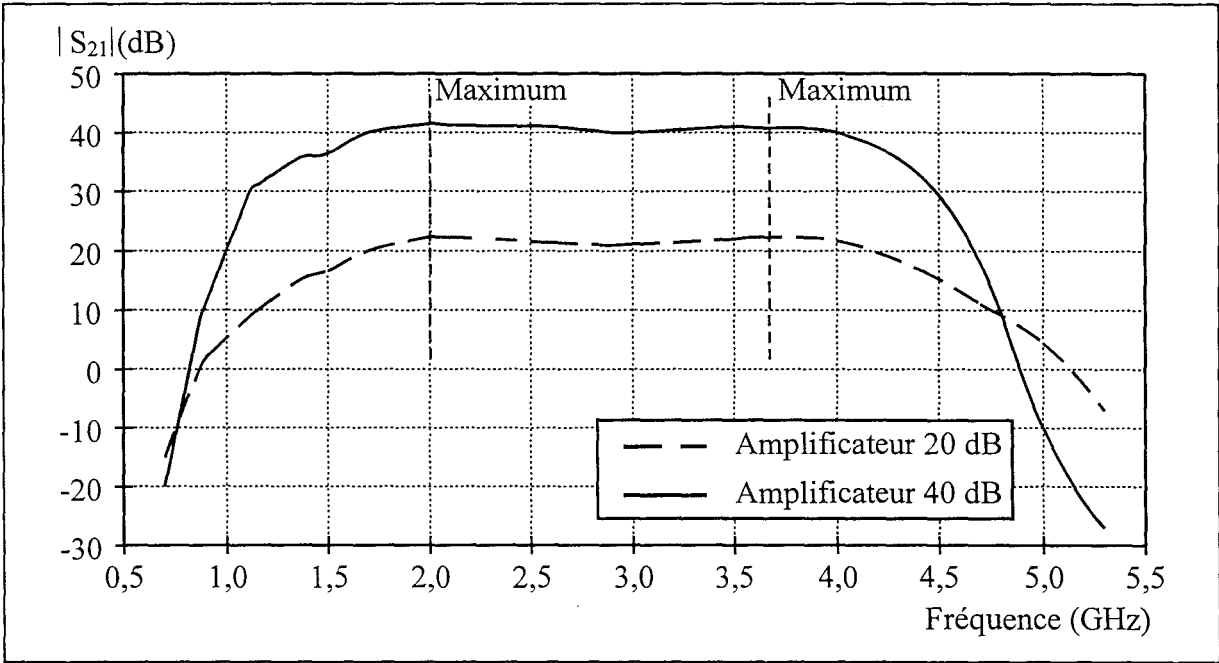


Figure 1-12 : Relevé de l'évolution fréquentielle du gain de :
- l'amplificateur 20 dB Avantek 4052
- l'amplificateur 40 dB Avantek 4053.

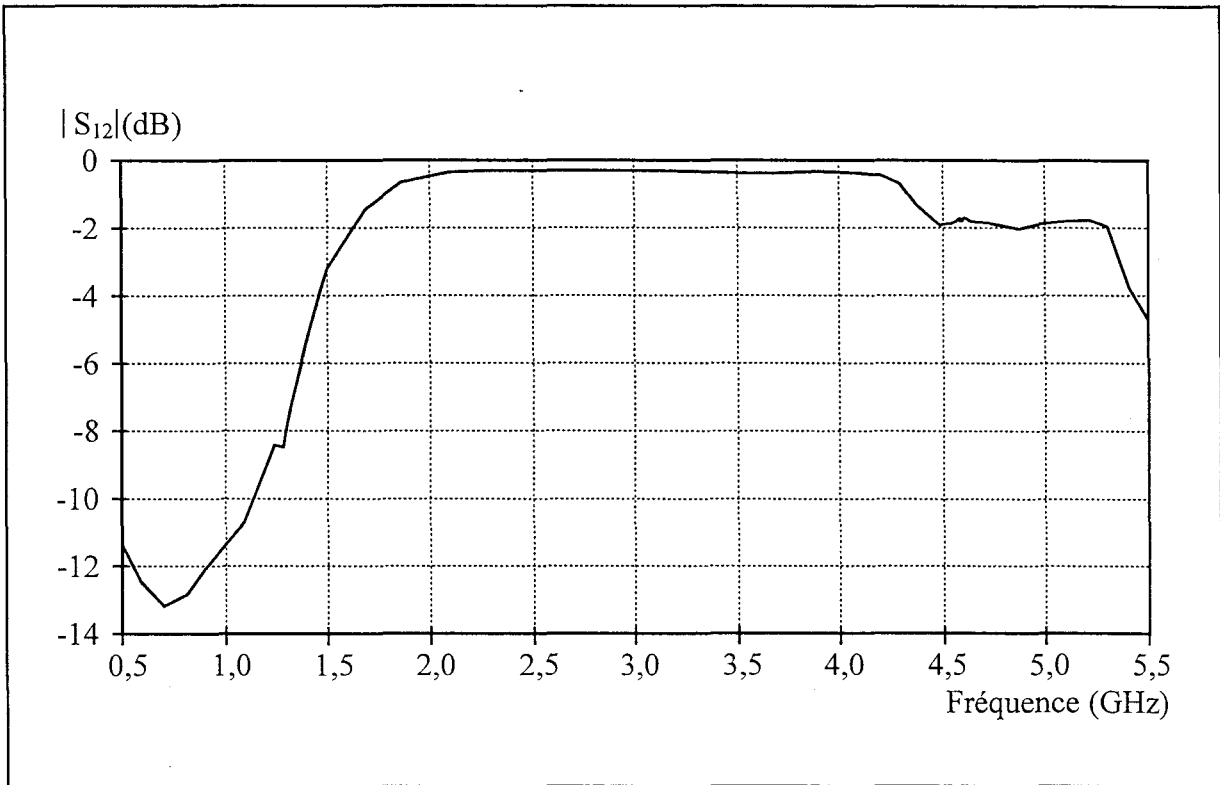


Figure 1-13 : Evolution fréquentielle du coefficient de transmission mesuré entre 2 voies du circulateur.

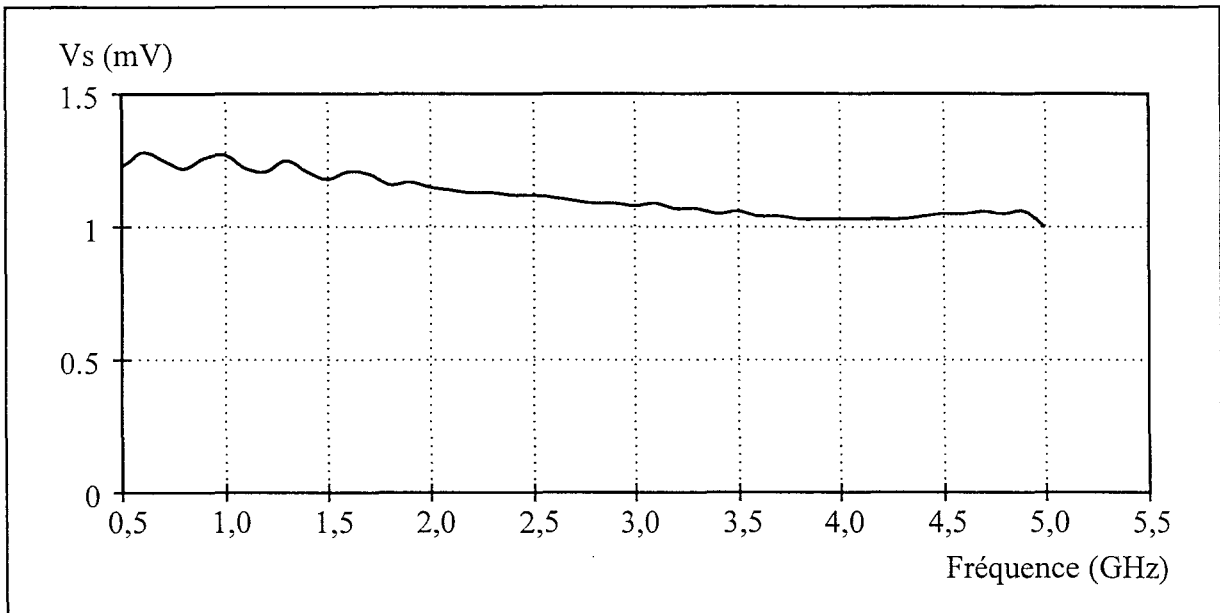


Figure 1-14 : Caractérisation fréquentielle du détecteur : relevé du signal continu en sortie, en fonction de la fréquence du signal injecté en entrée (Puissance -20 dBm).

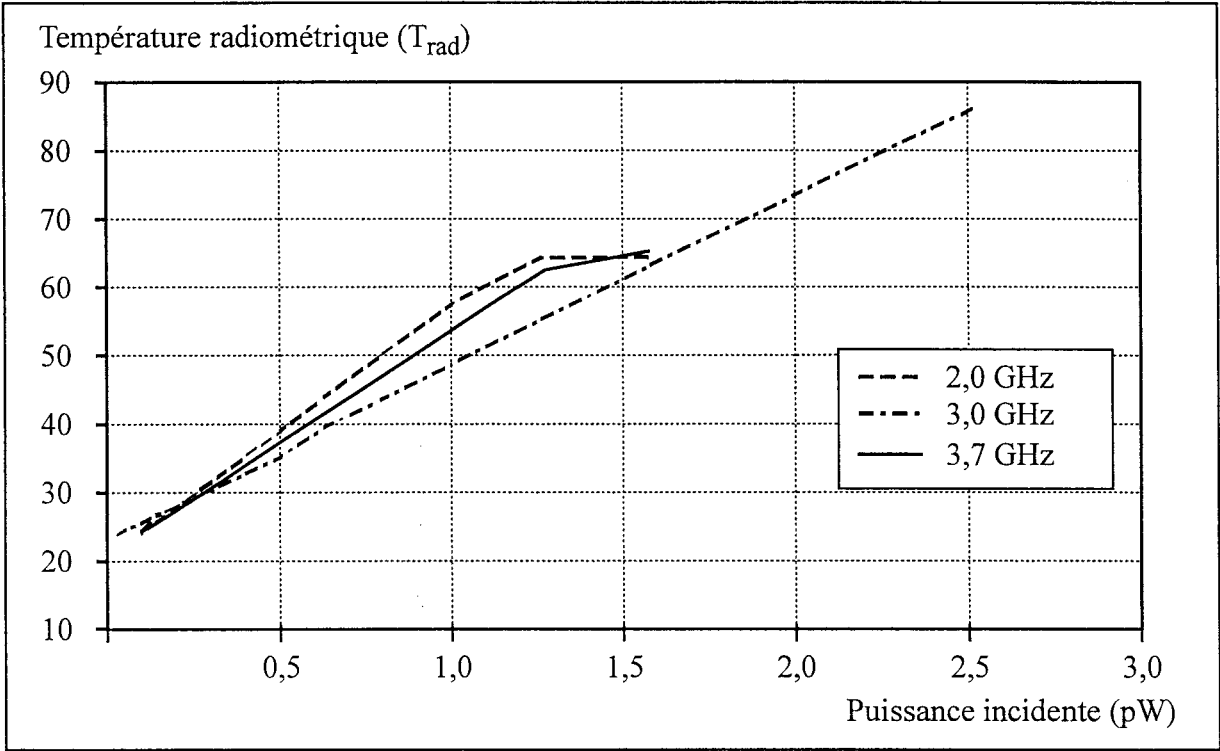


Figure 1-15 : Relevé de la température radiométrique en fonction de la puissance du signal d'entrée, pour différentes fréquences.

amplificateurs. En effet, le gain de chaque amplificateur et la température radiométrique présentent deux maxima aux fréquences 2,0 GHz et 3,7 GHz et un minimum aux fréquences 2,7 GHz - 3,0 GHz.

Par contre, l'influence du circulateur sur la température radiométrique est de même importance, sur la bande de fréquences 2,0 GHz - 4,0 GHz, puisque l'évolution fréquentielle du paramètre $|S_{12}|$ est relativement stable.

Enfin, l'influence du détecteur quadratique est importante puisque sa réponse fréquentielle à l'injection d'un signal de puissance constante à l'entrée, varie de 1,20 mV à 1,03 mV sur la bande de fréquences 2,0 GHz - 4,0 GHz.

La caractérisation fréquentielle de chaque élément permet donc d'expliquer l'évolution fréquentielle de la température radiométrique.

Pour déterminer la bande passante du système, nous utilisons la définition suivante : elle correspond à la bande de fréquences pour laquelle l'élévation de la température radiométrique (ΔT_{rad}) est supérieure ou égale à $\frac{\Delta T_{\text{rad}} \text{ maximale}}{2}$. Du relevé présenté sur la figure 1-11, nous déduisons qu'elle correspond à la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz.

Nous avons ensuite vérifié la linéarité des relevés de la température radiométrique en fonction de la puissance du signal d'entrée, pour différentes fréquences. Les relevés, présentés figure 1-15 correspondent aux fréquences 2 GHz et 3,7 GHz pour lesquelles le gain de la chaîne hyperfréquence est maximum, puis à la fréquence de 3 GHz pour laquelle le gain est minimum.

L'évolution de la température radiométrique en fonction de la puissance d'entrée est linéaire, jusqu'à environ 0,8 pW (-90,9 dBm) pour le signal de fréquence 2 GHz ; 1,2 pW (-89,2 dBm) pour le signal de fréquence 3,7 GHz et au moins jusqu'à 2,5 pW (-86 dBm) pour celui de fréquence 3 GHz. Au delà d'une certaine puissance, la valeur de la température radiométrique est saturée. Ce phénomène est particulièrement visible pour les signaux de fréquences 2 GHz et 3,7 GHz. Il est dû à une saturation du signal de sortie de l'amplificateur continu ou à une trop faible dynamique du

convertisseur analogique - numérique car les amplificateurs hyperfréquences ne sont pas saturés pour les puissances injectées.

III.2 Mesures de la température de charges microondes

Afin de simplifier l'étude, nous avons d'abord remplacé le capteur par différentes charges microondes. Dans un premier temps, nous avons utilisé une charge d'impédance $50\ \Omega$ simulant le cas d'un capteur parfaitement adapté sur toute la bande de fréquences de fonctionnement du radiomètre. Celle-ci, réalisée à partir d'un milieu dissipatif, émet un bruit électromagnétique proportionnel à sa température. Afin de compléter les expériences effectuées par M. J.P. SOZANSKI, la charge a été plongée dans un bain thermostaté, dont la température varie de $-30\ ^\circ\text{C}$ à $+90\ ^\circ\text{C}$.

La figure 1-16 présente tout d'abord l'évolution de la température radiométrique relevée en fonction de la température de la charge d'impédance $50\ \Omega$. Nous constatons que l'évolution est linéaire avec une pente très proche de 1 (0,982 sur la plage allant de $-23\ ^\circ\text{C}$ à $80\ ^\circ\text{C}$). Plus la température de la charge s'éloigne de la plage située entre les deux températures de références équivalentes ($35\ ^\circ\text{C}$ et $56\ ^\circ\text{C}$), plus l'écart avec la température radiométrique augmente, comme l'indique le tableau suivant.

Cela s'explique par le fait d'une part que la pente est, certes très proche de l'unité, mais non rigoureusement égale ; et d'autre part qu'un gradient thermique apparaît le long du câble lorsque la température de la charge est très éloignée de la température ambiante, ce qui entraîne un très faible déséquilibre entre les quatre voies.

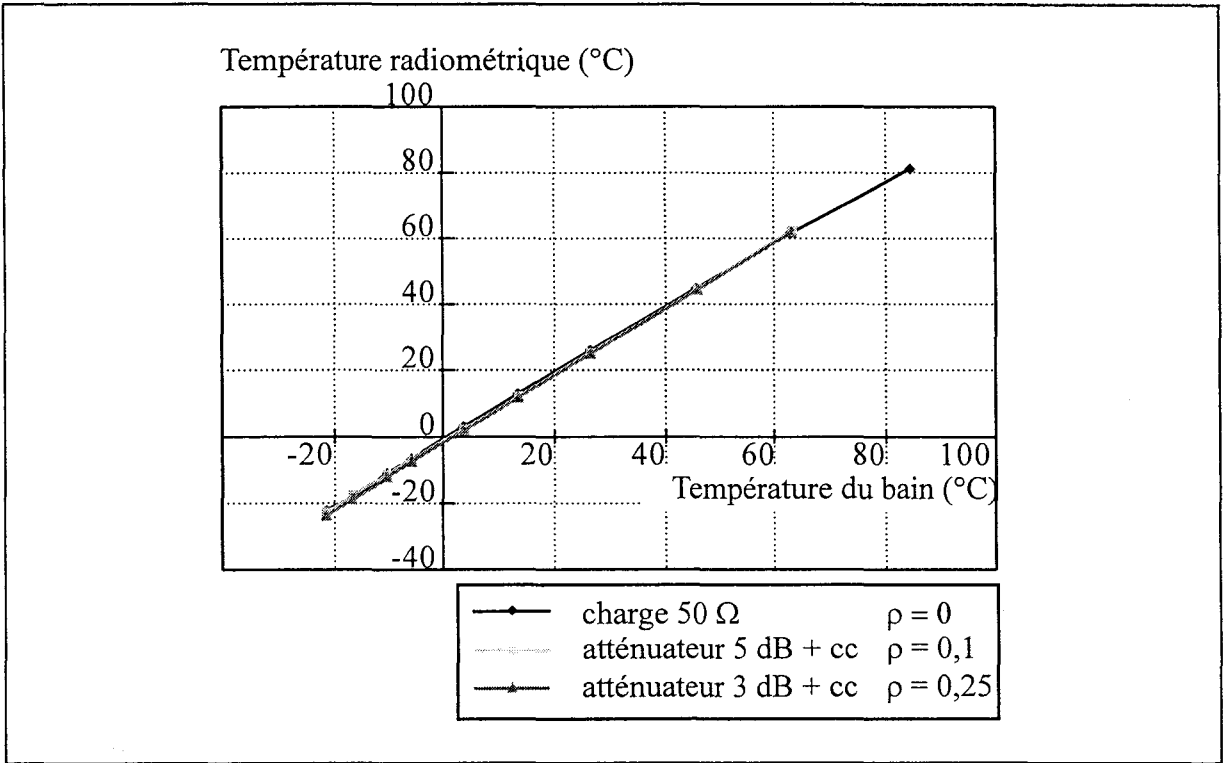


Figure 1-16 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température du bain thermostaté.

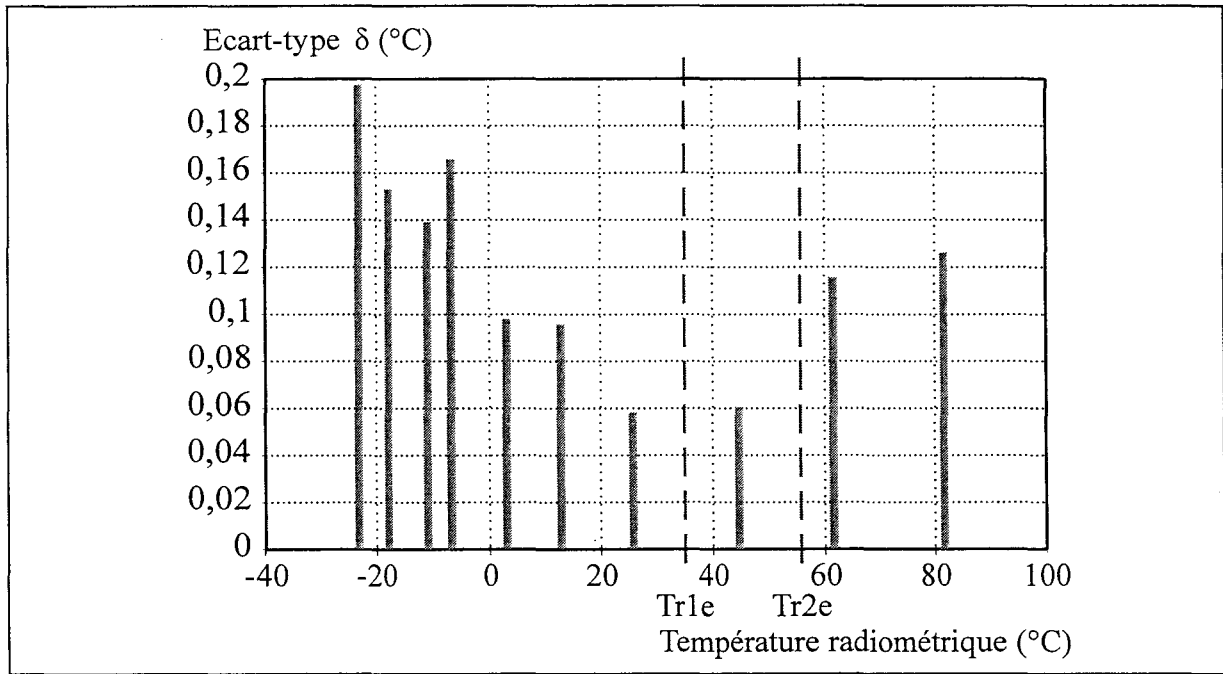


Figure 1-17 : Ecart-type calculé sur 150 acquisitions de la température radiométrique, lorsqu'une charge 50 Ω est connectée au radiomètre.

T _{charge} (°C)	T _{radiométrique} moyenne (°C)	T _{charge} -T _{rad} (°C)
-21,9	-23,3	1,4
-16,8	-18,1	1,3
-10,5	-10,8	0,3
-5,8	-6,5	0,7
3,4	3,0	0,4
13,1	12,8	0,3
45,4	44,7	0,7
62,8	61,3	1,5
84,7	81,1	3,6

La figure 1-17 présente l'évolution de l'écart-type sur la mesure de la température radiométrique (calculé sur 150 acquisitions consécutives) en fonction de la température radiométrique. Plus celle-ci est éloignée des températures de références, plus l'amplitude des fluctuations est importante. Toutefois, cette fluctuation (inférieure à 0,2°C à -23°C par exemple) reste acceptable pour la plupart des applications.

Pour estimer la "sensibilité" de notre système de mesure, nous avons adopté la définition suivante (définition étendue) : elle est définie comme le rapport entre la variation de la température radiométrique et la variation correspondante de la température de la charge : $\frac{\Delta T_{\text{rad}}}{\Delta T_{\text{charge}}}$, ce qui est égal à la pente de l'approximation

linéaire des relevés [35]. Nous appelons écart maximum, la différence maximale entre la température radiométrique et la température de la charge mesurée au thermocouple. Tous ces paramètres ont été calculés sur la plage de températures [-23°C, 80°C], puis sur des plages réduites (températures négatives, températures inférieures à la température de référence 35°C, températures comprises entre les deux températures de références 35°C et 56°C puis celles qui sont situées au-delà). Le tableau suivant récapitule tous ces résultats.

Plage totale des températures (°C)	Plage réduite de températures (°C)	"Sensibilité" : (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum (°C)	Ecart-type maximum (°C)
- 23 à 80		0,982	3,6	0,198
	-23 à 0	1,008	1,4	0,198
	0 à 35	1,030	0,4	0,099
	35 à 56	0,945	0,7	0,060
	56 à 80	0,907	3,6	0,127

Dans un deuxième temps, des charges microondes, présentant un coefficient de réflexion en puissance $\rho \neq 0$ ($\rho=0,1$ puis $\rho=0,25$), ont été connectées au radiomètre. Les relevés de la température radiométrique en fonction de la température de la charge sont regroupés sur le graphe 1-16. Les évolutions sont linéaires et confondues avec celle obtenue à partir d'une charge d'impédance 50Ω ($\rho=0$). Le radiomètre à deux références internes de température permet donc de s'affranchir du coefficient de réflexion ρ présenté à l'entrée de la charge, même lorsque l'on travaille à des températures situées bien au-delà des deux températures de références.

Lorsqu'une antenne-capteur est utilisée pour mesurer la température radiométrique d'un corps, nous avons considéré que l'indication donnée par le radiomètre est correcte si le capteur présente, dans la bande de fréquences utilisée, un coefficient de réflexion moyen $|S_{11}| \leq -6 \text{ dB}$ (dans ces conditions, les fluctuations de la température radiométrique mesurée restent relativement acceptables : de l'ordre de $0,1^\circ\text{C} - 0,15^\circ\text{C}$) [5].

Le coefficient de réflexion (en puissance) déterminé par le radiomètre, est noté " ρ " (parfois exprimé en dB), et le coefficient de réflexion mesuré à l'analyseur de réseaux, est noté " $|S_{11}|$ " (exprimé en dB).

III.3 Mesures de la température de milieux fantômes (capteurs en contact)

Quelle que soit l'application industrielle ou médicale envisagée, les milieux rencontrés sont classés entre les deux cas extrêmes : fortement et faiblement dissipatifs. Ils sont caractérisés du point de vue électrique par leur permittivité diélectrique, qui peut varier en fonction de la température et de la fréquence. La permittivité diélectrique d'un matériau s'exprime dans le cas du régime harmonique sinusoïdal sous la forme complexe suivante :

$$\varepsilon^* = (\varepsilon_r' - j\varepsilon_r'') \varepsilon_0 \quad (1.23)$$

avec ε^* : permittivité (valeur complexe)

ε_r' : permittivité relative du milieu

$\varepsilon_r'' = \frac{\sigma}{2\pi f \varepsilon_0}$ caractérisant les pertes du milieu

avec σ : conductivité électrique

ε_0 : permittivité diélectrique du vide ($\frac{1}{36\pi 10^9} \text{ F.m}^{-1}$)

f : fréquence de travail

Pour certains matériaux, dont la composition chimique est parfaitement connue, les permittivités diélectriques peuvent être déterminées au moyen d'abaques [36,37]. Pour les autres, elles doivent être mesurées dans les gammes de températures et de fréquences choisies, par différentes techniques de caractérisation (méthode en réflexion et transmission, utilisation de cellules pastilles et coaxiales, de sonde...) [38].

Le paramètre diélectrique ε_r'' qui caractérise les pertes diélectriques du matériau est d'une très grande importance en radiométrie microonde car il est corrélé avec son caractère émissif ; plus ε_r'' est grand, plus le milieu est émissif. Il est donc intéressant et nécessaire de procéder à la caractérisation diélectrique des matériaux rencontrés avant toute mesure radiométrique (notamment pour la conception d'un

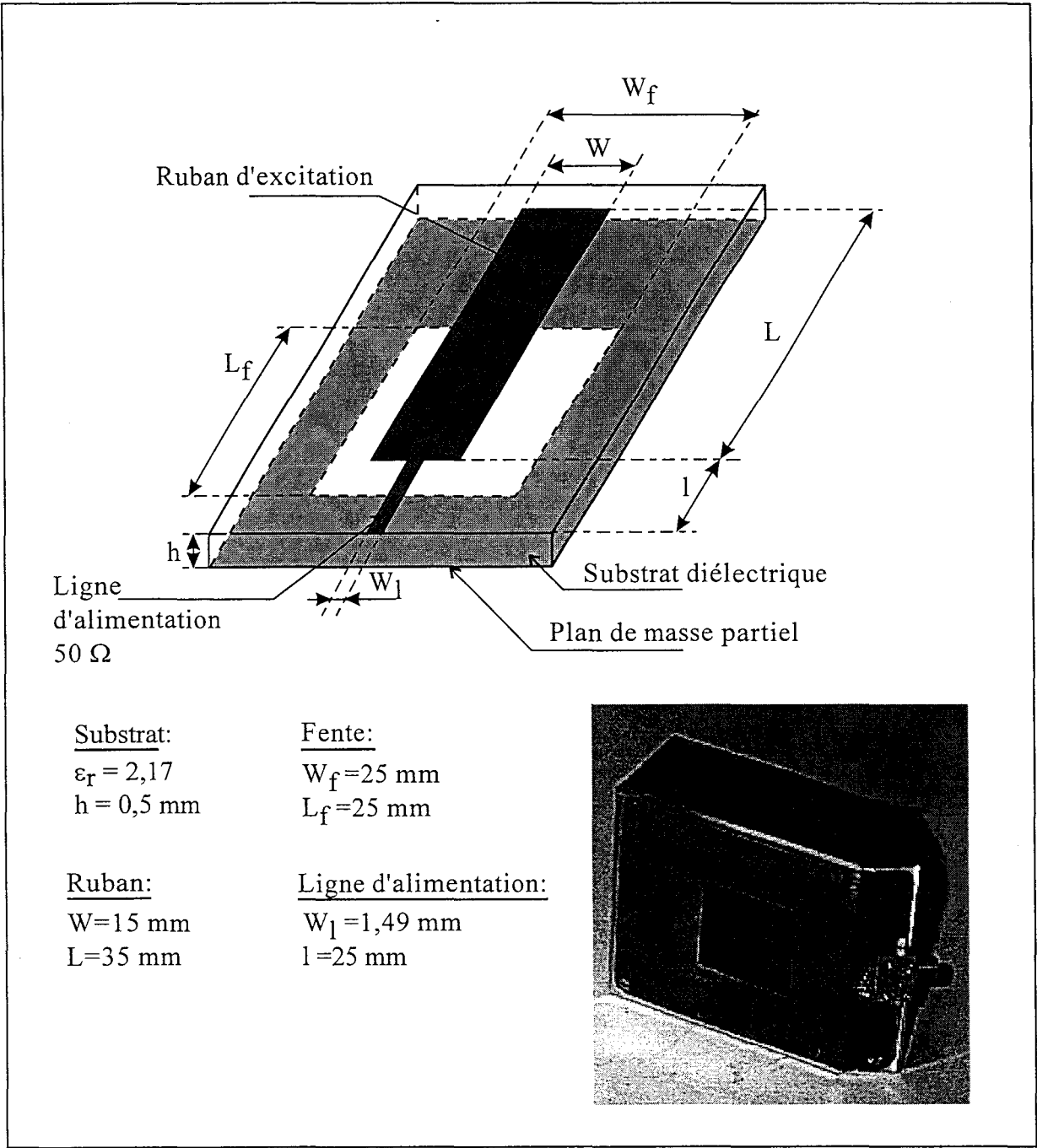


Figure 1-18 : Capteur utilisé.

capteur spécifique). Ceux-ci sont généralement classés en deux groupes : les milieux fortement émissifs ($\epsilon_r'' \gg 1$) et les milieux faiblement émissifs ($\epsilon_r'' < 1$).

Pour nos expérimentations, nous avons choisi trois milieux fantômes courants, utilisés sous leur état liquide par souci de simplification : l'eau et l'antigel (fortement émissifs), puis l'huile de cuisine (peu émissive). Pour connaître leur comportement du point de vue électrique, nous avons mesuré leurs caractéristiques ϵ_r' , ϵ_r'' grâce au système de mesure sonde HP 85070 (décrite dans l'annexe 2) [39].

Le capteur qui a été utilisé pour mesurer la température de ces trois milieux est présenté figure 1-18. Il s'agit d'une antenne plaquée, de type microruban - microfente, réalisée sur substrat Duroid de permittivité relative $\epsilon_r = 2,17$ et d'épaisseur $h = 0,5$ mm. Il a été placé dans un boîtier métallique afin de ne capter que les signaux radiométriques émis par le milieu dissipatif placé face à l'ouverture.

Les dispositifs expérimentaux utilisés, bien que différents suivant le type de matériau fantôme considéré, ont été conçus selon le même principe : le milieu, dont la température est régulée, a été placé dans une poche ou une cuve en matière plastique contre laquelle a été positionné le capteur.

Les expérimentations ont été menées en deux étapes :

- L'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ a tout d'abord été relevée dans le plan d'entrée du capteur, positionné dans la configuration expérimentale. Ce relevé permet de vérifier si le capteur peut transmettre au radiomètre l'essentiel de la puissance électromagnétique captée. Nous considérons généralement que nous avons une bonne adaptation lorsque $|S_{11}| \leq -10$ dB, ce qui signifie que 90% de l'énergie captée est transmise au radiomètre. Néanmoins, les tests préalables effectués sur le nouveau radiomètre à deux références internes de température lors de l'utilisation de charges microondes ont montré qu'une valeur moyenne de $|S_{11}| \leq -6$ dB ($\rho \leq 0,25$) sur la bande de fréquences utilisée est suffisante (paragraphe III.2).

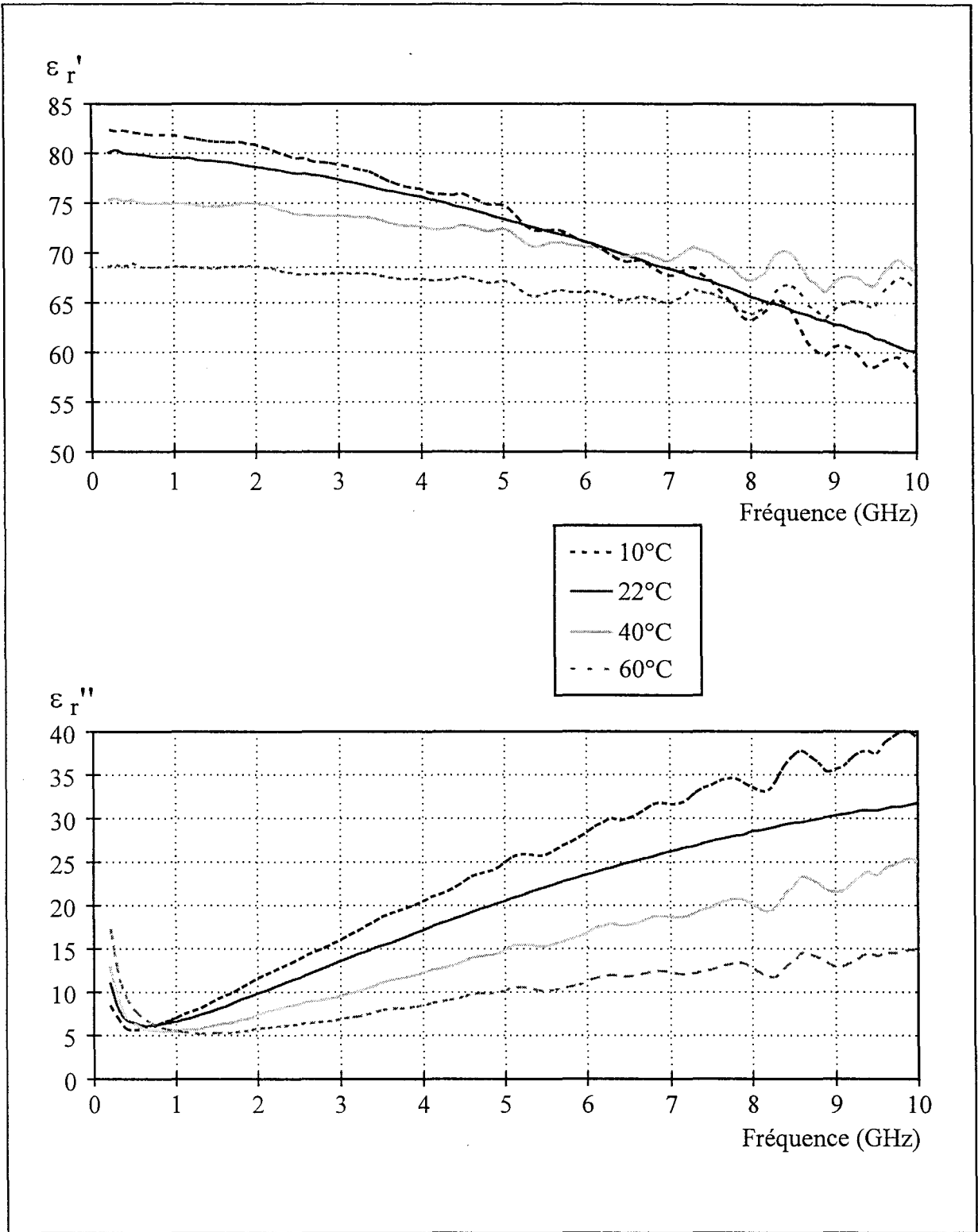


Figure 1-19 : Evolutions de la permittivité diélectrique de l'eau du robinet en fonction de la fréquence et de la température.

- Les mesures radiométriques ont ensuite été enregistrées lorsque le milieu a été soumis à une série de créneaux de montée en température.

A partir de ces expérimentations, nous avons tracé l'évolution de la température radiométrique (obtenue lors des plateaux thermiques) en fonction de la température du milieu, mesurée à l'aide d'un thermocouple et nous en avons déduit la "sensibilité" du système de mesure. Nous avons également quantifié les fluctuations sur la mesure de la température radiométrique à partir d'un calcul de l'écart-type sur 150 points relevés durant chaque plateau thermique.

III.3.1 Premier milieu fantôme : l'eau

Les évolutions des paramètres diélectriques ϵ_r' et ϵ_r'' de l'eau du robinet ont été mesurées en fonction de la fréquence pour 4 températures différentes (10°C, 22°C, 40°C, 60°C) ; elles sont présentées figure 1-19. Le milieu fantôme est fortement émissif sur la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz puisque $5 \leq \epsilon_r'' \leq 22$ suivant la température.

Le dispositif expérimental qui a été utilisé est décrit sur la figure 1-20. Il comporte le capteur connecté au radiomètre et placé au contact d'une poche en matière plastique, de faible épaisseur, dans laquelle circule de l'eau thermostatée. Le relevé du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ indique une adaptation suffisante du capteur à l'environnement expérimental ($|S_{11}| \leq -6$ dB) sur la bande de fréquences radiométriques (figure 1-21).

La figure 1-22 représente l'évolution de la température radiométrique en fonction de la température du bain, relevée à l'aide d'un thermocouple. Dans la plage de températures [3°C - 50°C] le relevé est linéaire (l'approximation linéaire donne une pente de 1,053). Entre les températures de références, nous constatons un accord parfait. Lorsque la température est bien inférieure aux températures de références ($T \leq 20^\circ\text{C}$),

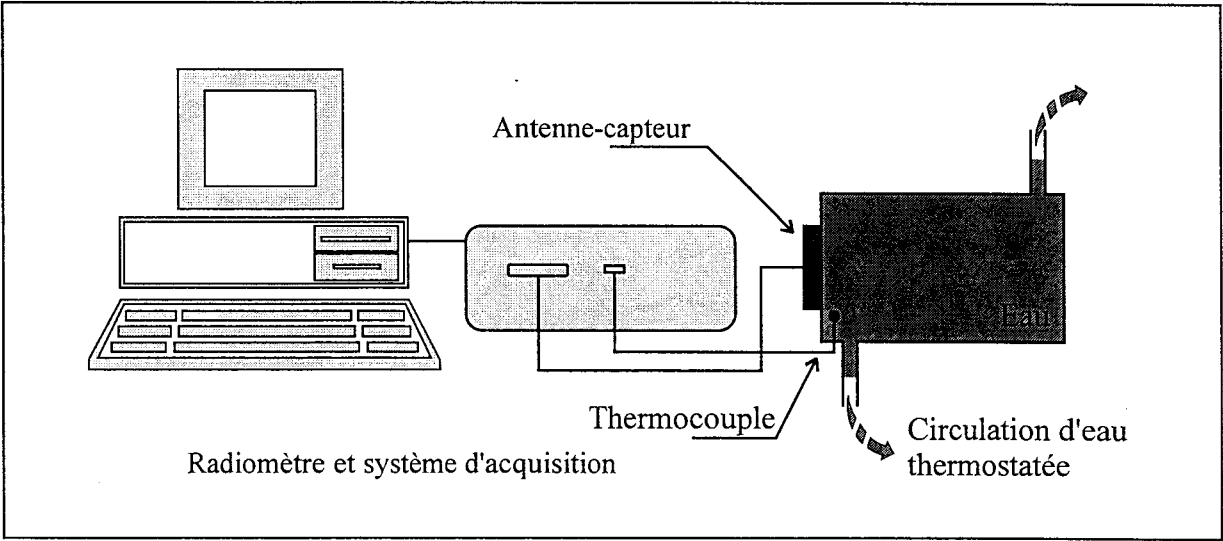


Figure 1-20 : Dispositif expérimental.

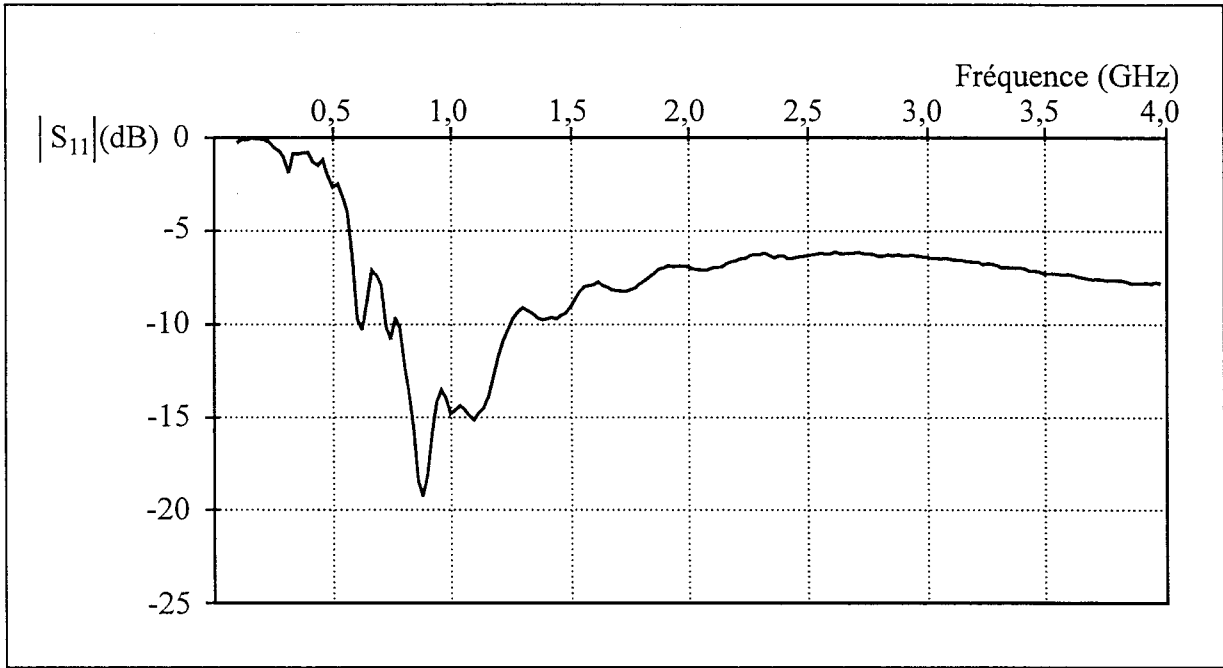


Figure 1-21 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du capteur positionné sur la poche d'eau.

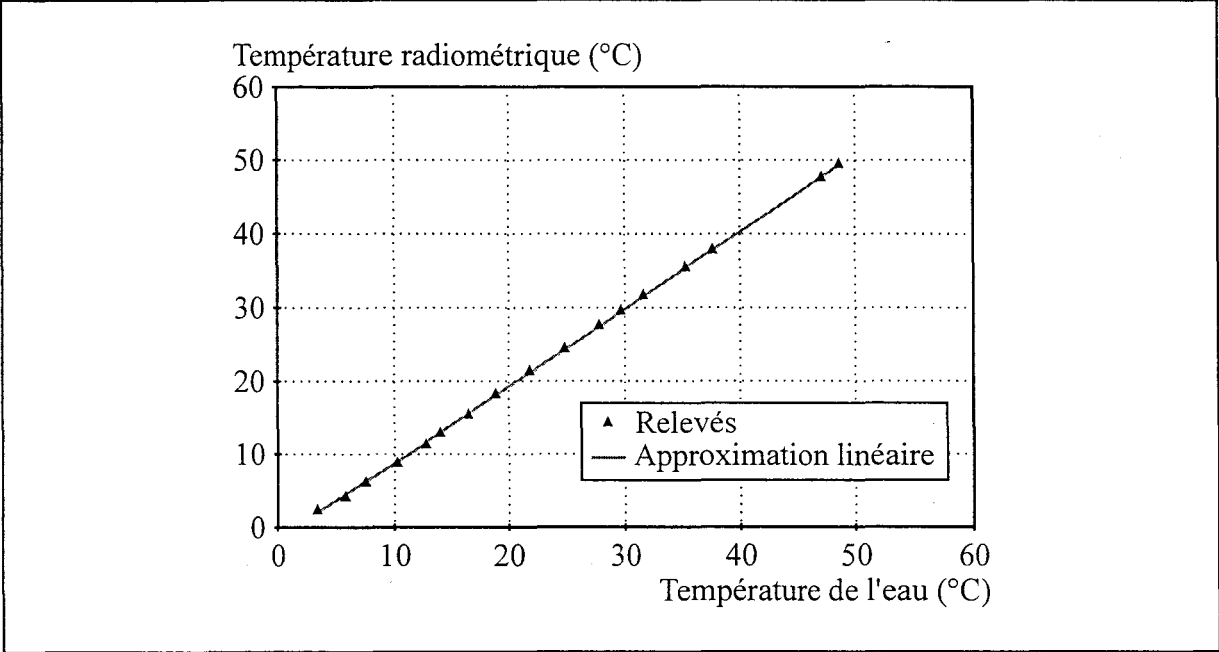


Figure 1-22 : Relevé de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau, mesurée au thermocouple.

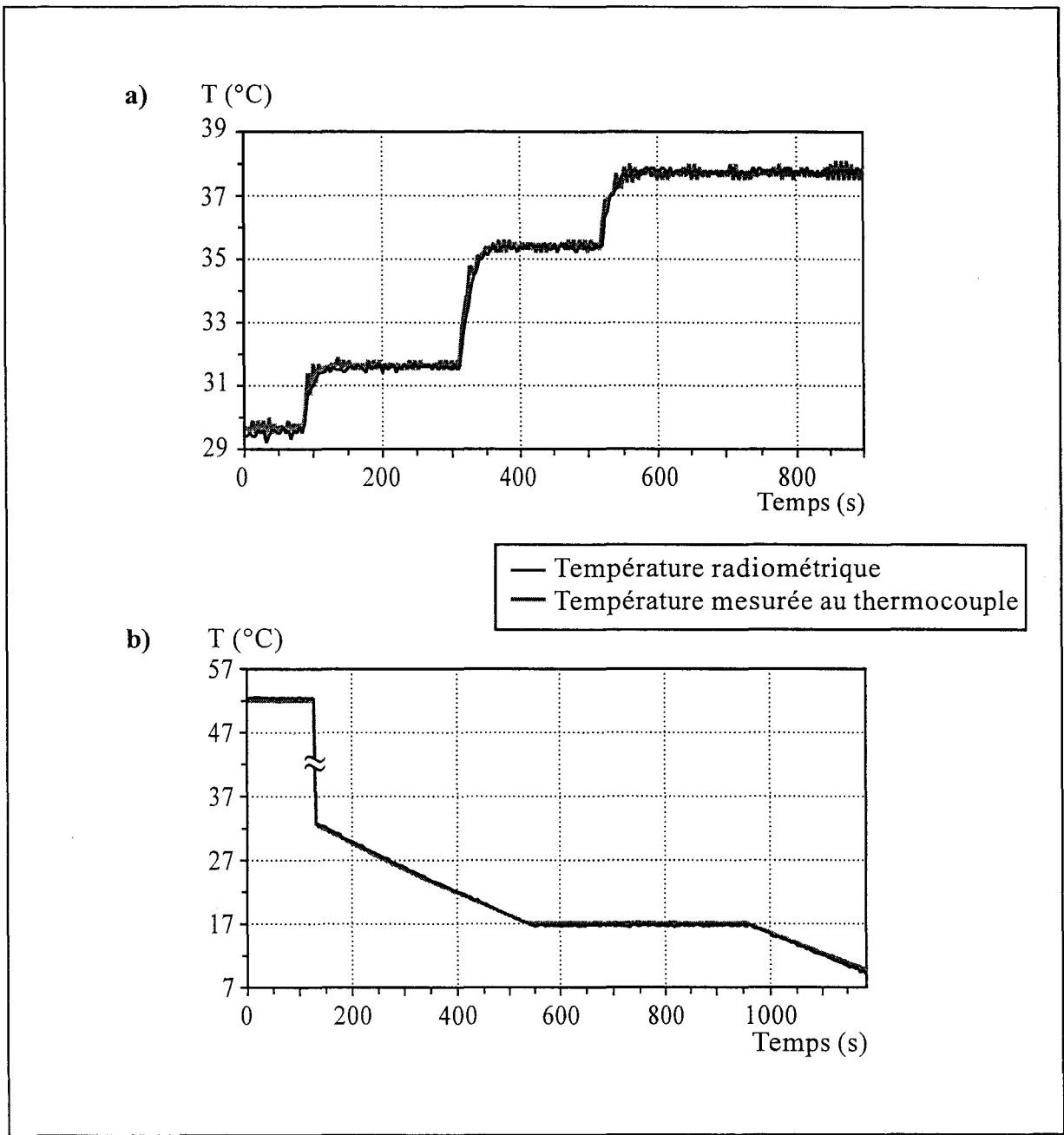


Figure 1-23 : Suivis radiométriques : relevés de la température radiométrique et de la température mesurée au thermocouple en fonction du temps.

l'écart $T_{\text{rad}}-T_{\text{milieu}}$ s'accroît mais la mesure reste cependant acceptable pour la plupart des applications (par exemple $T_{\text{rad}}-T_{\text{milieu}} \leq 1,9^{\circ}\text{C}$ lorsque $T_{\text{milieu}}=6^{\circ}\text{C}$).

Les relevés, présentés figure 1-23 présentent deux exemples de suivi de la température radiométrique lorsque la température du milieu varie brutalement ou lentement en fonction du temps. Sur la figure 1-23a le milieu a été soumis à des créneaux de montée en température respectivement égaux à $29,5^{\circ}\text{C}$; $31,5^{\circ}\text{C}$; $35,5^{\circ}\text{C}$ puis $37,5^{\circ}\text{C}$. Sur la figure 1-23b, après avoir provoqué une chute brutale de la température de l'eau (de 53°C à 33°C) par un rajout d'eau froide, nous l'avons laissé décroître lentement jusqu'à 17°C . Ces relevés attestent de la bonne dynamique du système et nous constatons un bon suivi de la température du milieu à partir de la mesure de la température radiométrique.

Les fluctuations sur la mesure de la température radiométrique ont été estimées à partir d'un calcul d'écart-type ; les résultats sont rassemblés sur la figure 1-24. Les fluctuations les plus faibles (environ $0,06^{\circ}\text{C}$) sont obtenues pour des températures proches des températures de références. L'évolution de l'écart-type en fonction de la valeur de la température radiométrique (dans cette gamme de température) est similaire à celle observée lors de l'utilisation d'une charge microonde (figure 1-17). L'amplitude des fluctuations est cependant plus importante. Cette différence peut s'expliquer par l'influence des fluctuations de la température du milieu d'une part, et par la valeur, plus importante, du coefficient de réflexion présenté à l'entrée du capteur (paragraphe II.3.2 et [5]).

Le tableau suivant résume les résultats obtenus :

Plage totale des températures ($^{\circ}\text{C}$)	Plage réduite de températures ($^{\circ}\text{C}$)	"Sensibilité" : (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum ($^{\circ}\text{C}$)	Ecart type maximum ($^{\circ}\text{C}$)
3 à 50		1,053	1,9	0,19
	0 à 35	1,061	1,9	0,19
	35 à 56	1,046	0,65	0,08

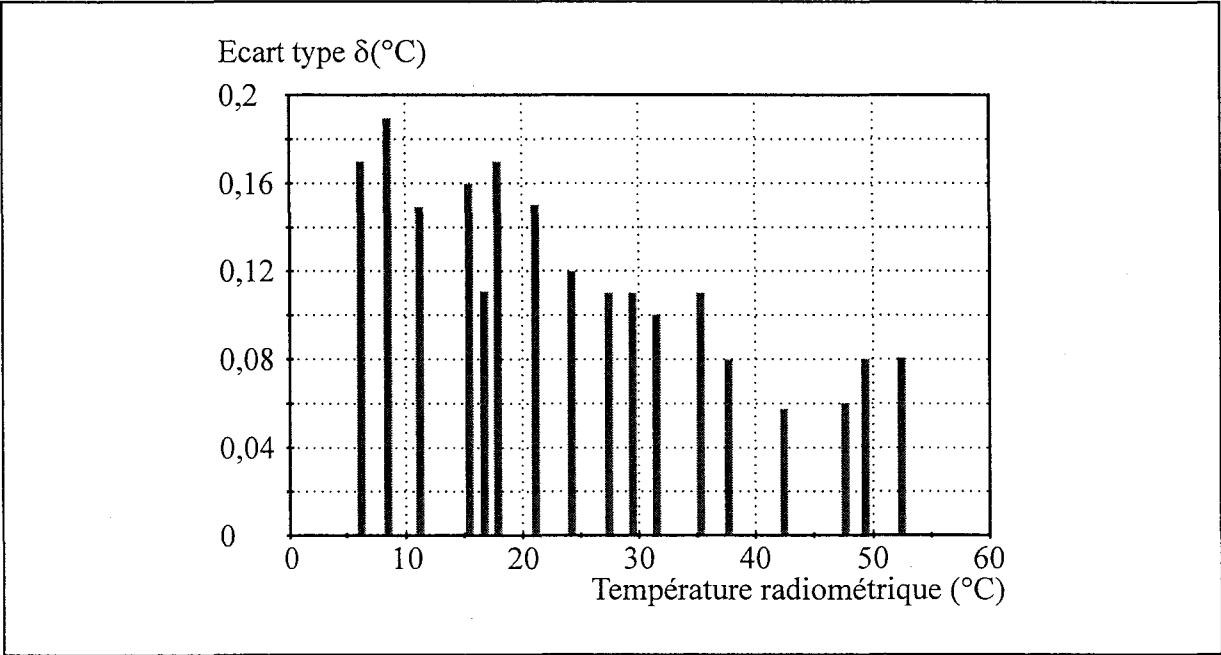


Figure 1-24 : Evolution de l'écart-type en fonction de la température radiométrique.

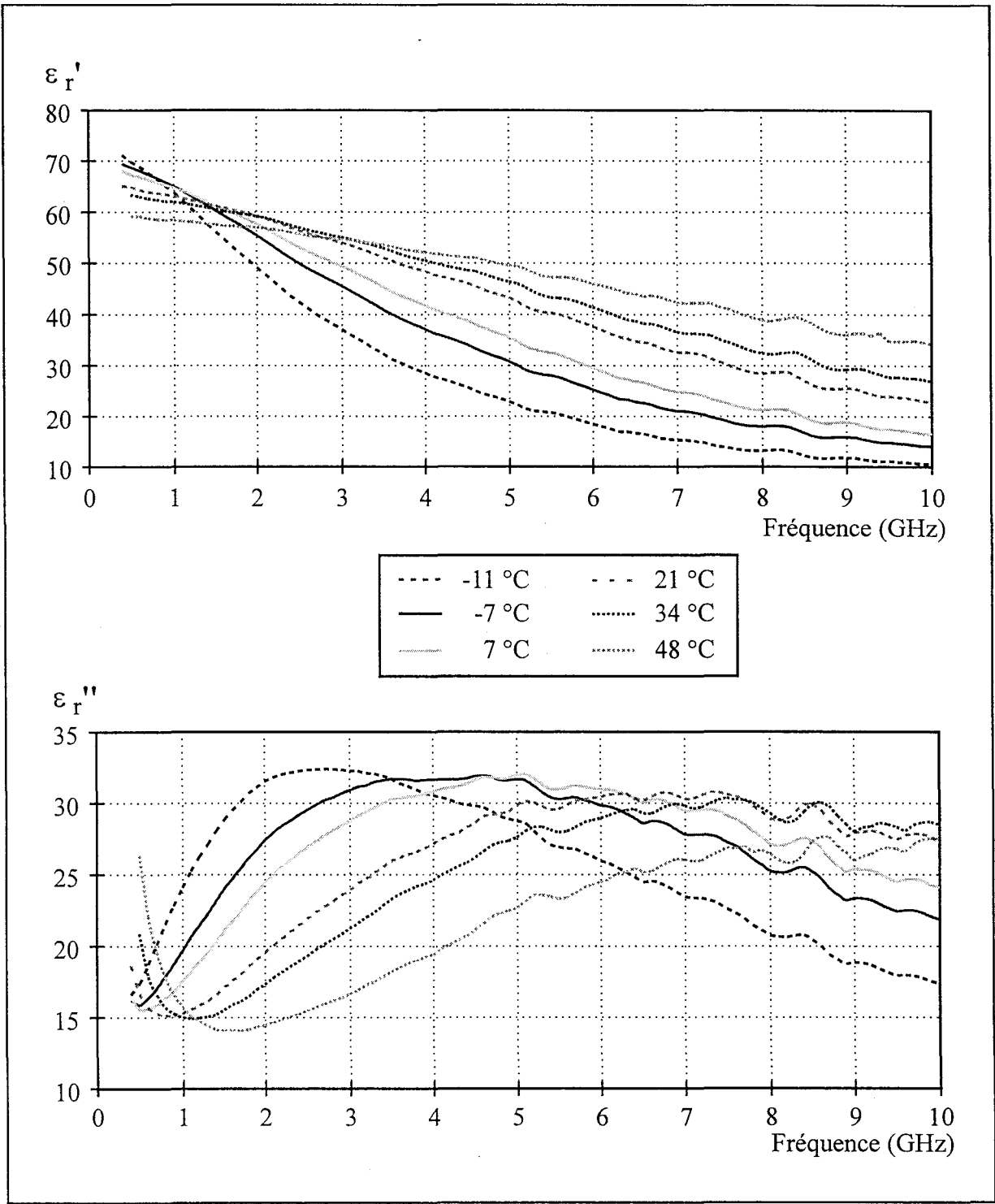


Figure 1-25 : Evolution de la permittivité diélectrique du mélange antigel - eau (50%-50%) en fonction de la fréquence et de la température.

A cause du changement d'état de l'eau en-dessous de 0°C, il nous a été impossible de garder ce milieu dissipatif pour travailler à des températures plus basses. Un mélange antigel - eau a été choisi comme deuxième milieu fantôme pour pallier cet inconvénient.

III.3.2 Second milieu fantôme : mélange antigel - eau

Nous avons utilisé un mélange antigel - eau, effectué dans les proportions 50 % - 50 % afin de pouvoir travailler avec de basses températures jusqu'à -20°C. Nous présentons figure 1-25 les caractéristiques diélectriques de ce milieu mesurées avec la sonde HP en fonction de la fréquence et de la température. Dans la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz, le milieu présente un ϵ_r'' élevé (compris entre 14 et 32 suivant la température), ce qui atteste de son caractère fortement émissif.

Afin de pouvoir faire varier facilement la température du mélange, nous avons utilisé le dispositif suivant : un volume conséquent (environ 12 l) de mélange antigel - eau est placé dans une cuve de polyéthylène haute densité HDPE. L'ensemble a été préalablement placée au congélateur afin que le milieu soit porté à basse température ($T = -20^\circ\text{C}$) de façon homogène. Le schéma 1-26 présente le dispositif utilisé pour effectuer le contrôle radiométrique de la température. Le relevé fréquentiel du coefficient $|S_{11}|$ (figure 1-27) indique une adaptation suffisante du capteur à son environnement pour permettre des mesures radiométriques de la température (valeur moyenne du $|S_{11}|$ égale à -9,8 dB dans la bande 1,6 GHz - 4,1 GHz).

Dès que le volume antigel - eau a atteint une température homogène de l'ordre de -20°C, la cuve a été extraite du congélateur et nous avons procédé à l'enregistrement continu des mesures radiométriques de la température afin de suivre le réchauffement du mélange. Un exemple de suivi de la température radiométrique est donné figure 1-28a. Pour travailler à des températures plus élevées, une pompe équipée d'un dispositif chauffant thermostaté a été placée dans la cuve afin de soumettre le milieu à des créneaux de montée en température (figure 1-28b).

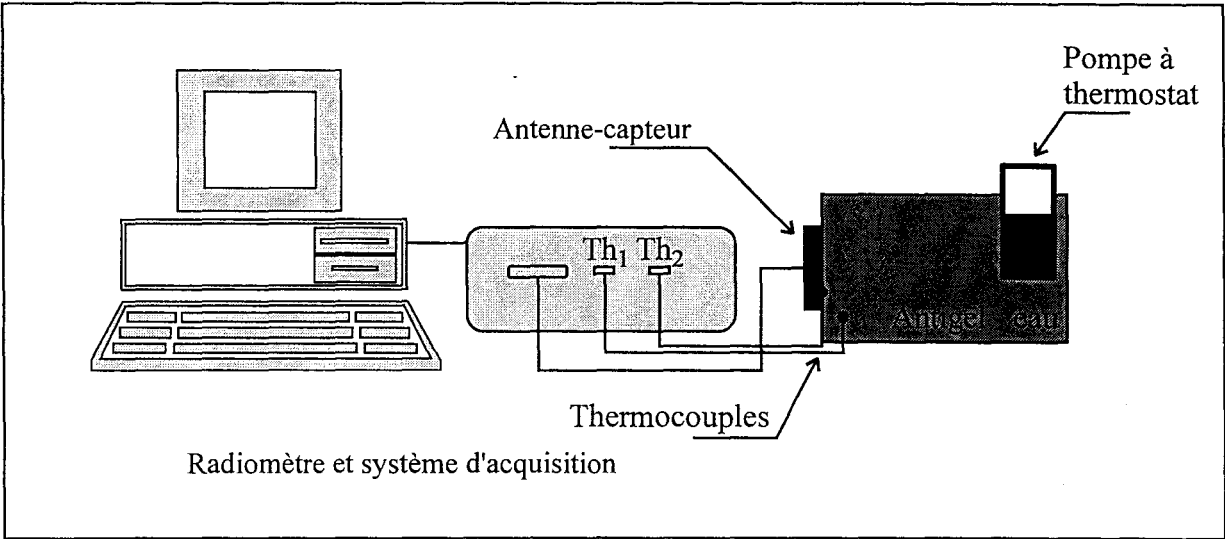


Figure 1-26 : Dispositif expérimental.

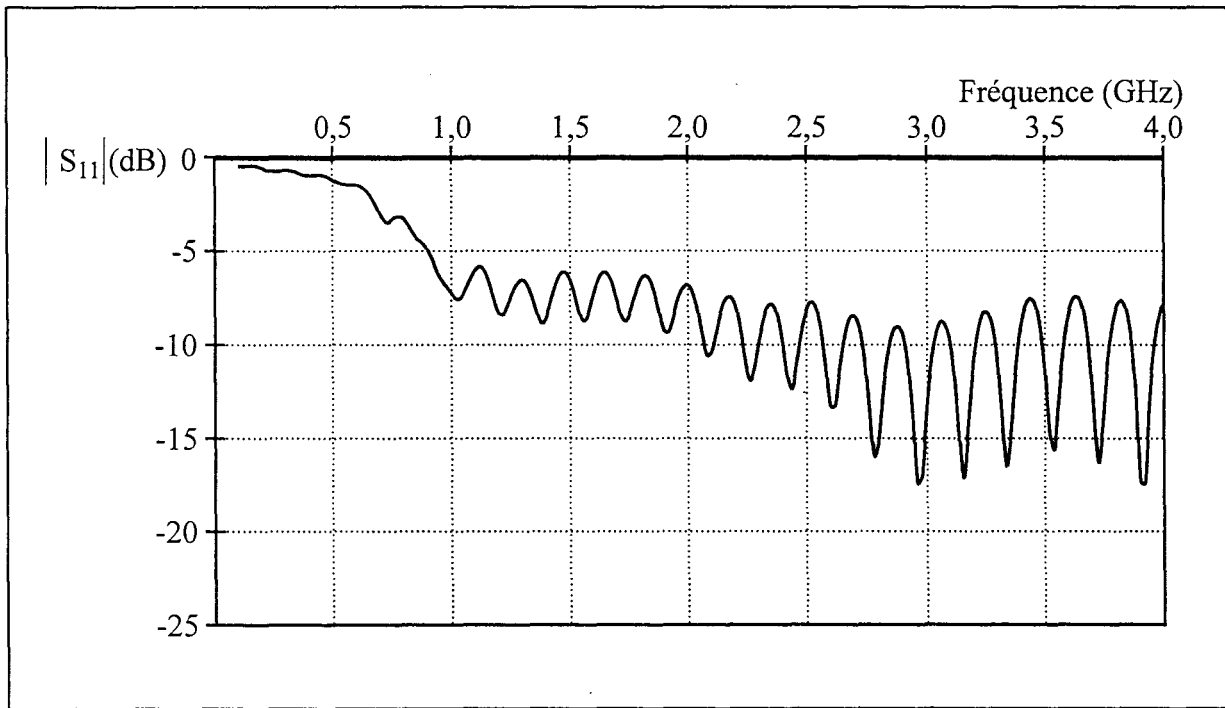


Figure 1-27 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du capteur placé selon le dispositif de la figure ci-dessus.

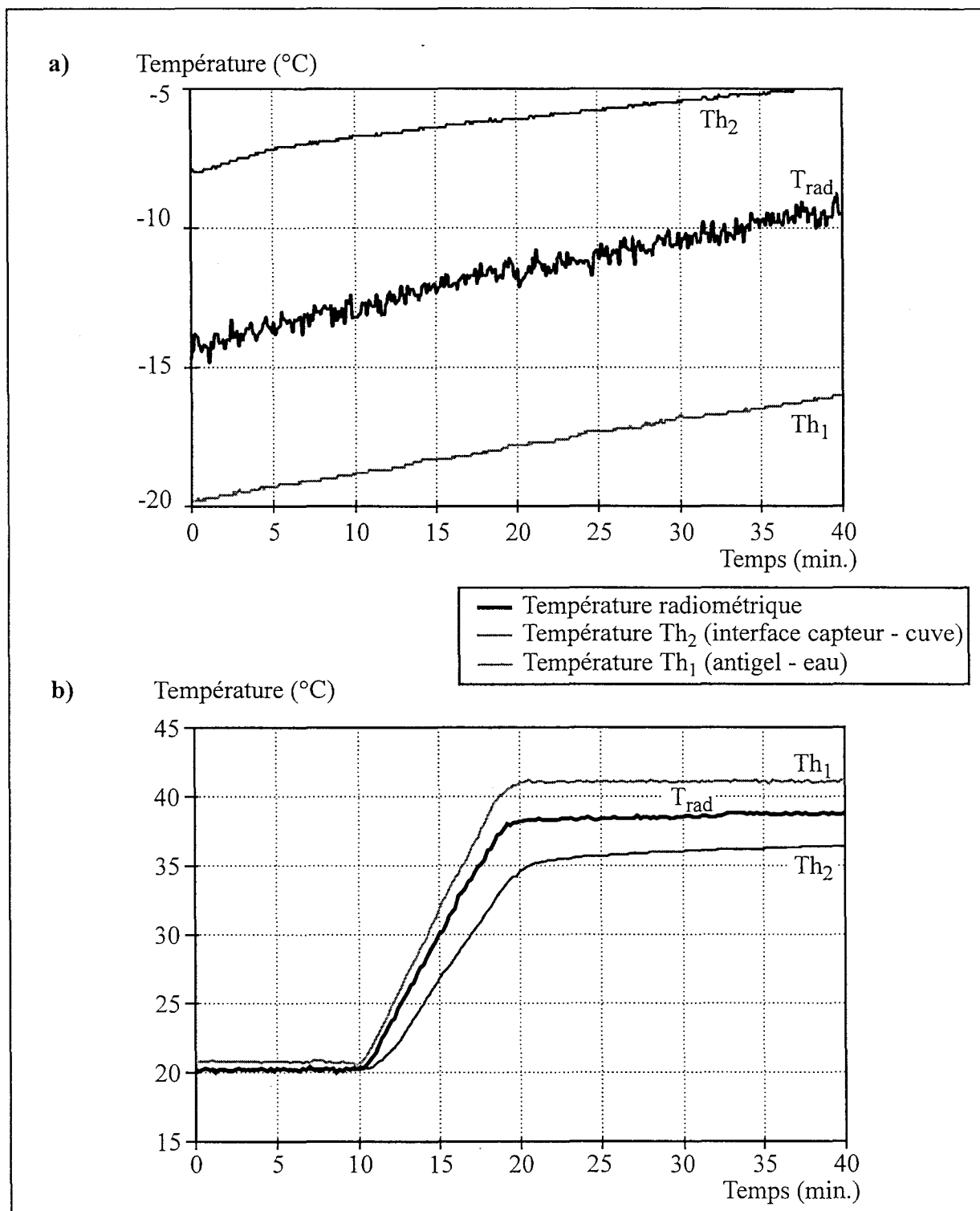


Figure 1-28 : Suivis radiométriques : relevés de la température radiométrique et des températures mesurées aux thermocouples en fonction du temps.

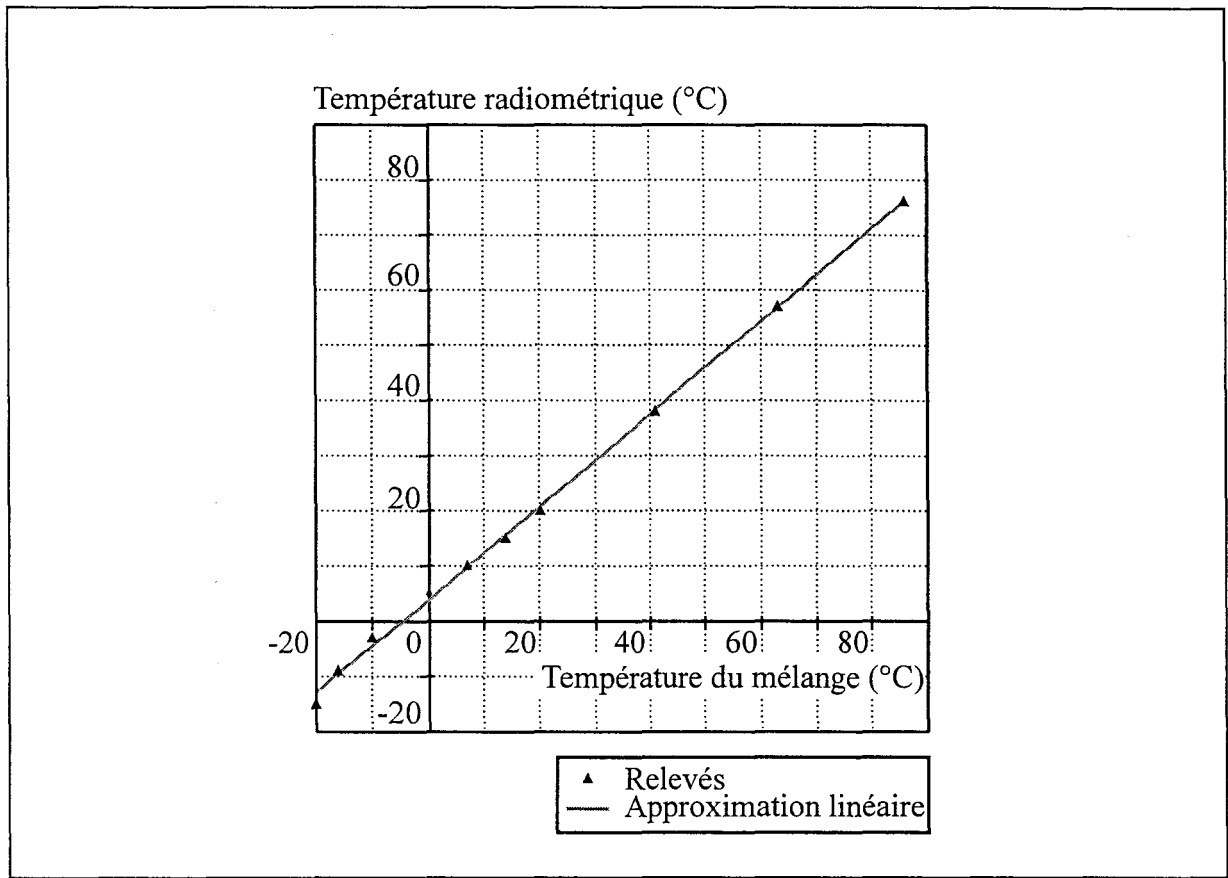


Figure 1-29 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température du mélange antigel - eau à 50%, mesurée au thermocouple.

Sur le graphe 1-29 est reportée l'évolution de la température radiométrique en fonction de la température du mélange mesurée au thermocouple à chaque plateau thermique. Elle est linéaire de -20°C à 90°C mais présente une pente de 0,839. La température radiométrique n'est donc pas égale à celle du milieu.

Nous rappelons que le signal radiométrique capté est dû, certes au mélange dont on désire connaître la température, mais aussi à l'ensemble des matériaux qui se trouvent face au capteur (paroi de la cuve en HDPE d'épaisseur $\cong 0,4$ cm et substrat de l'antenne-capteur). Les signaux d'origine thermique émis par ces différents milieux, et pondérés par le diagramme de champ électrique de l'antenne-capteur, s'ajoutent aux signaux émis par le mélange, et l'ensemble est transmis au radiomètre. Plus un matériau est proche de l'antenne, plus sa contribution au signal radiométrique total est importante. Ainsi, lorsque le mélange est porté à basse température, un gradient de température s'établit entre l'air ambiant et le mélange ($T_{\text{mélange}} < T_{\text{paroi}} < T_{\text{substrat}} < T_{\text{ambiante}}$) ; la température radiométrique mesurée est alors supérieure à celle du mélange. Inversement, lorsque le mélange est porté à température élevée ($T_{\text{ambiante}} < T_{\text{substrat}} < T_{\text{paroi}} < T_{\text{mélange}}$), la température radiométrique mesurée devient inférieure à celle du mélange. Ces remarques sont confirmées par les relevés présentés figure 1-28.

Le tableau suivant présente les résultats essentiels (écarts-types, "sensibilités"), déduits des expérimentations précédentes, pour diverses gammes de température :

Plage totale des températures (°C)	Plage réduite de températures (°C)	"Sensibilité" : (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum (°C)	Ecart-type maximum (°C)
-20 à 86		0,839	10	0,17
	-20 à 0	1,184	7	////
	0 à 35	0,739	5	0,11
	35 à 56	0,865	3	0,05
	56 à 80	0,826	10	0,17

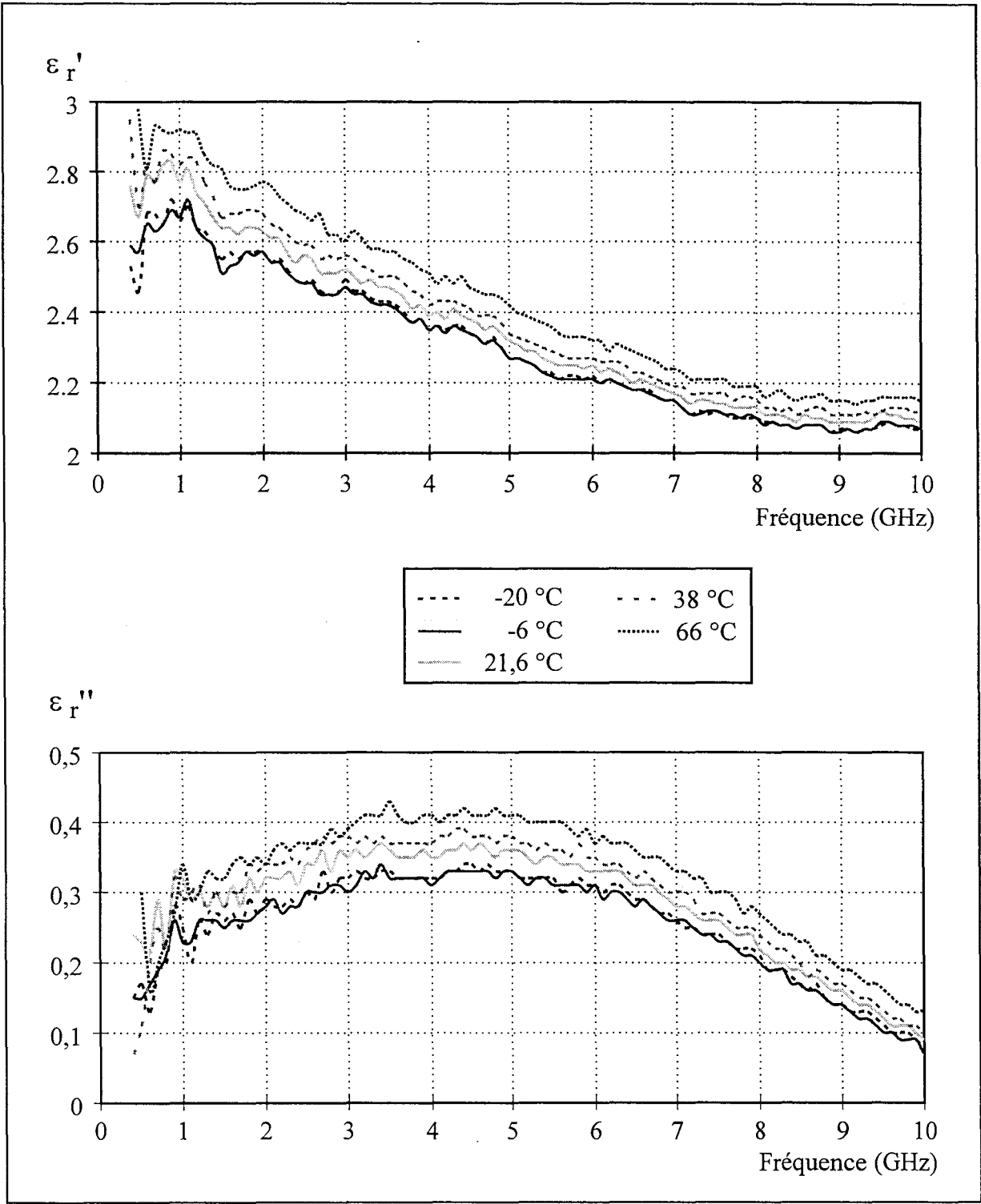


Figure 1-30 : Evolution de la permittivité diélectrique de l'huile en fonction de la fréquence et de la température.

Le calcul de l'écart-type pour les températures négatives était impossible car la température du milieu n'était pas stable (réchauffement du mélange) ; aucun plateau thermique n'a donc été atteint.

Nous constatons à nouveau que les plus faibles fluctuations de la température radiométrique mesurée sont obtenues dans la plage de températures 35°C - 56°C, c'est-à-dire lorsque la température radiométrique est proche des températures de références.

III.3.3 Troisième milieu fantôme : l'huile

Le troisième milieu fantôme retenu pour nos essais est l'huile de cuisine (Huile de Tournesol - Stora). Ses caractéristiques diélectriques, relevées en fonction de la température et de la fréquence sont reportées sur le graphe 1-30. Dans la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1GHz, la valeur de ϵ_r'' est faible (inférieure à 0,45) et montre le caractère faiblement émissif de ce milieu.

Le dispositif utilisé pour le contrôle de la température par radiométrie est identique au précédent (figure 1-31). Cependant, une plaque de mica de 1 cm d'épaisseur a été intercalée entre la cuve et le substrat afin d'éviter un échauffement trop important de celui-ci. La figure 1-32 présente le relevé fréquentiel du paramètre $|S_{11}|$, qui montre une adaptation suffisante du capteur dans la bande 1,6 GHz - 4,1 GHz (la valeur moyenne du $|S_{11}|$ calculée sur cette bande de fréquences est égale à -6,7 dB).

Les expériences effectuées sont identiques à celles décrites précédemment (paragraphe III.3.2). Un exemple de suivi radiométrique est présenté sur la figure 1-33. Lorsque la température de l'huile croît, le suivi de la température radiométrique est quasiment instantané. Par contre, l'augmentation de la température mesurée à l'interface mica - cuve montre un retard correspondant au temps de conduction thermique entre le milieu et l'emplacement du thermocouple. Cette expérimentation montre donc l'intérêt de la mesure de température par radiométrie microonde pour le suivi en temps réel de la température du milieu sous test.

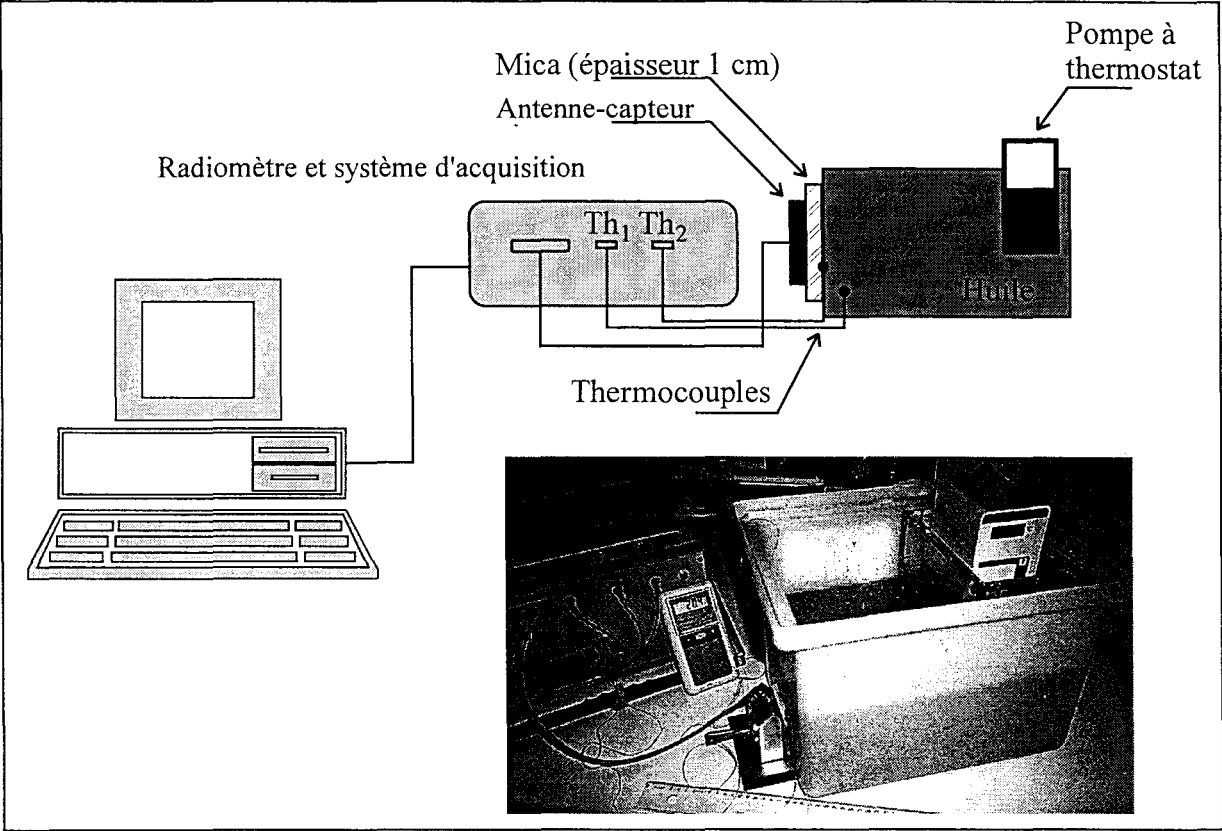


Figure 1-31 : Dispositif expérimental.

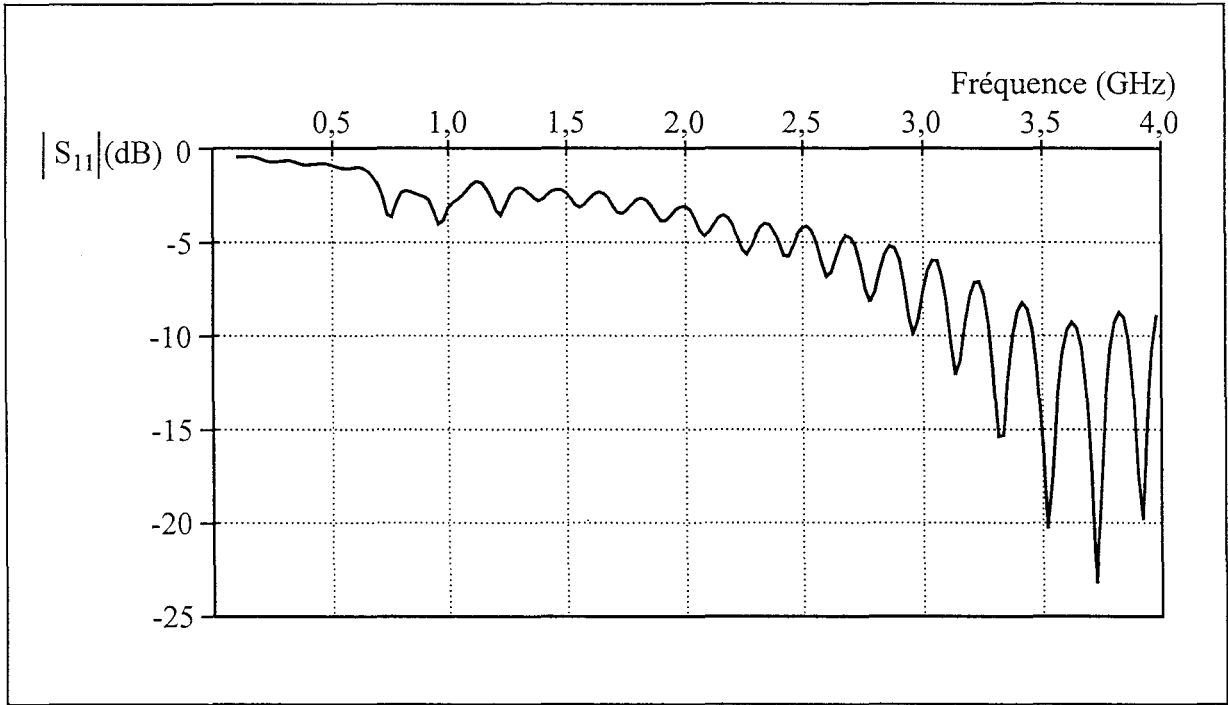


Figure 1-32 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du capteur placé selon le dispositif de la figure ci-dessus.

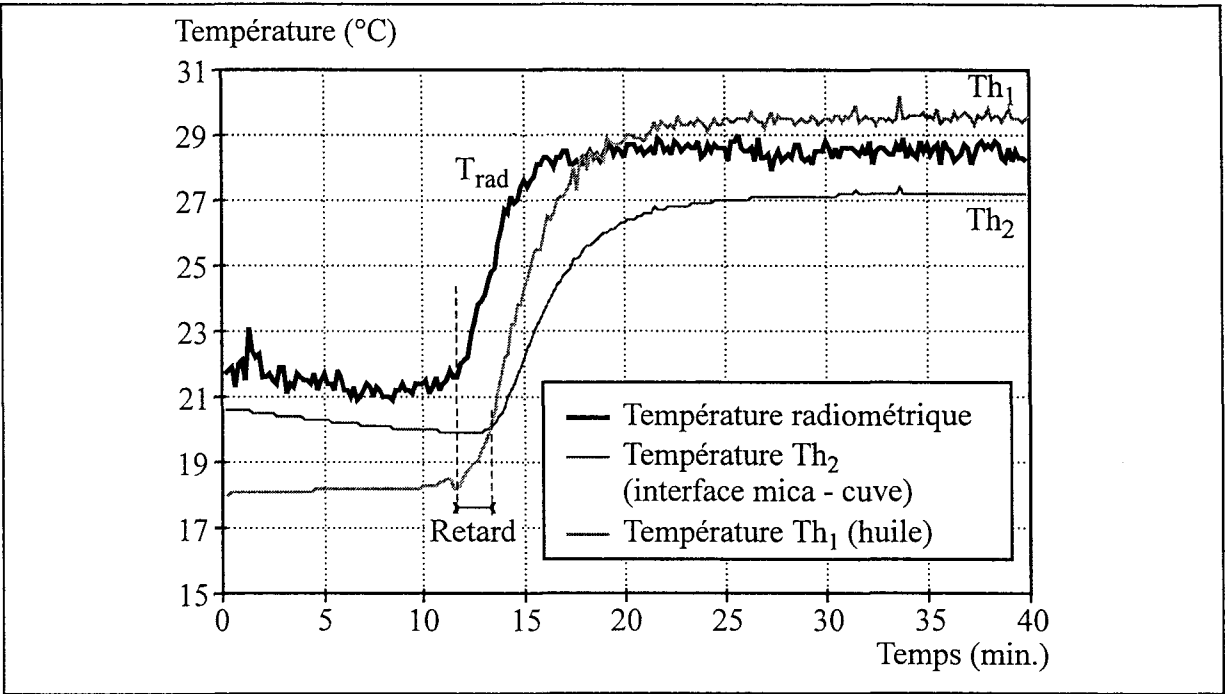


Figure 1-33 : Suivis radiométriques : relevés de la température radiométrique et des températures mesurées aux thermocouples en fonction du temps.

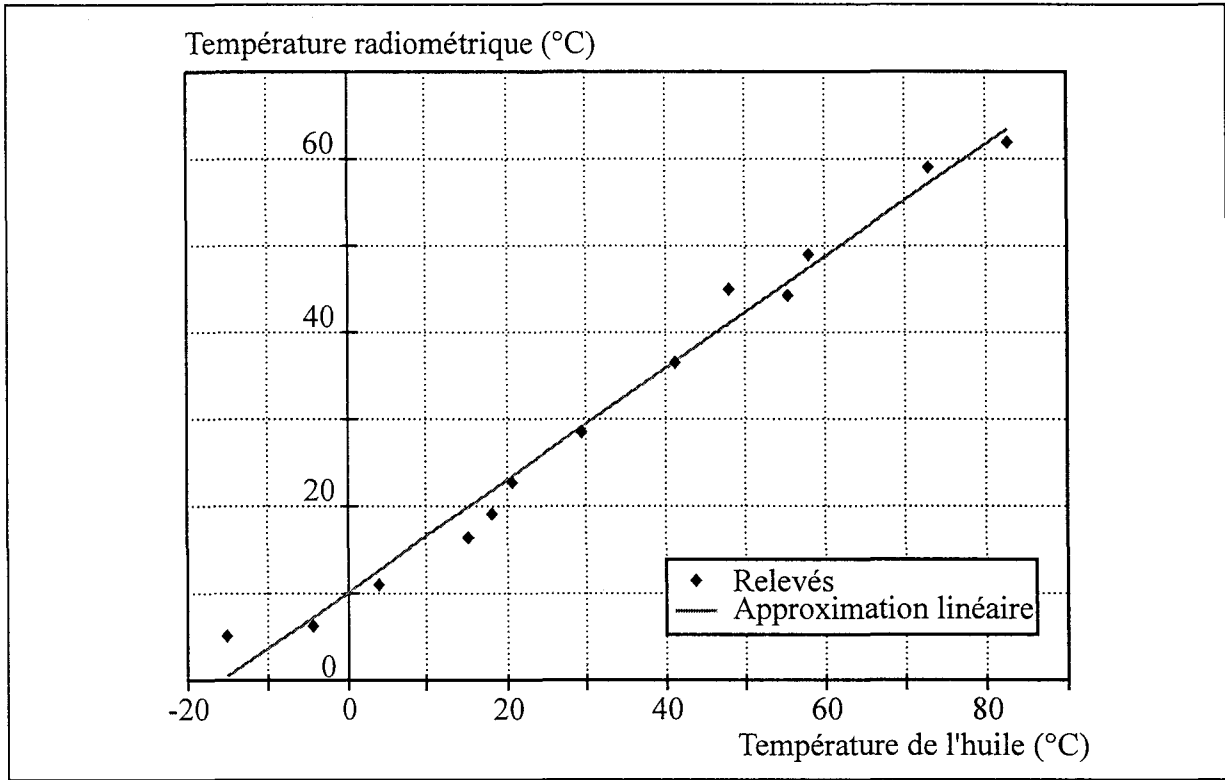


Figure 1-34 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'huile mesurée au thermocouple.

Les relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'huile, effectués à chaque plateau thermique, sont placés sur le graphe 1-34. Comme précédemment et pour les mêmes raisons (paragraphe III.3.2), $T_{\text{rad}} > T_{\text{huile}}$ aux basses températures et inversement $T_{\text{rad}} < T_{\text{huile}}$ aux hautes températures.

Les résultats déduits de ces expérimentations sont résumés dans le tableau suivant :

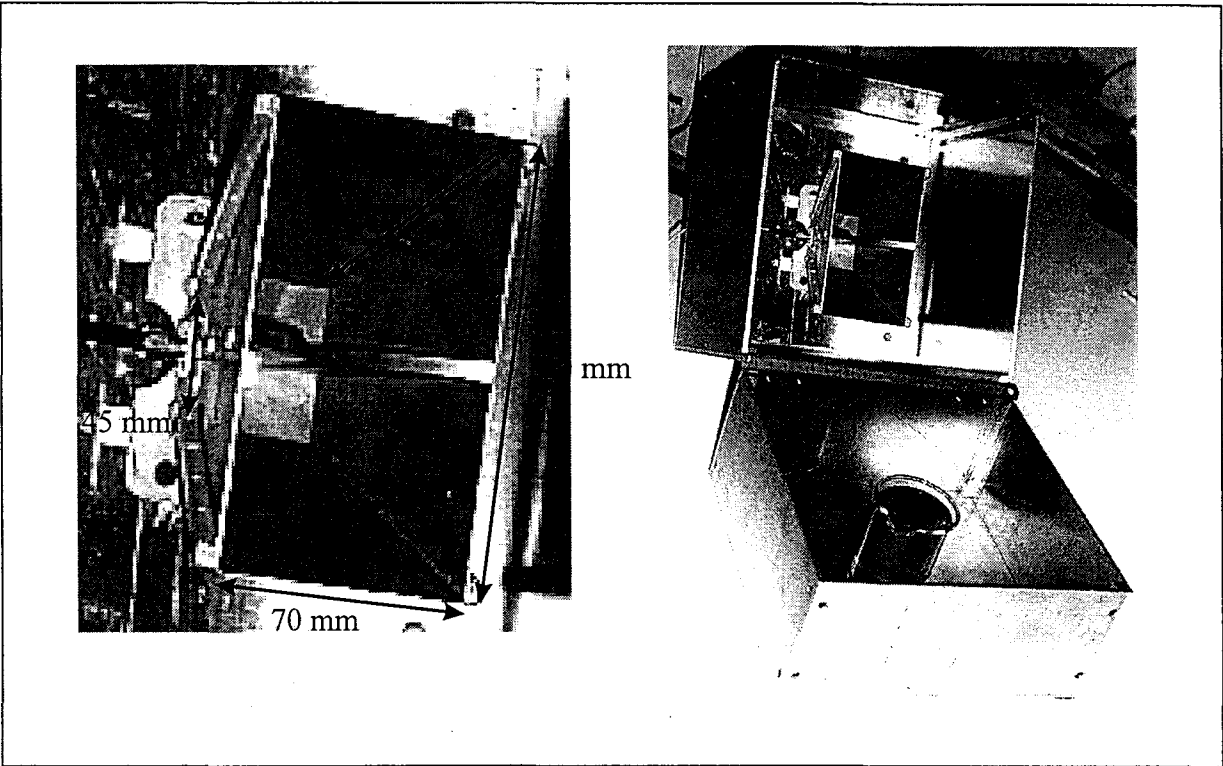
Plage totale des températures (°C)	Plage réduite de températures (°C)	"Sensibilité" : (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum (°C)	Ecart-type maximum (°C)
-15 à 80		0,644	20	0,40
	-20 à 0	0,310	20	////
	0 à 35	0,701	7	0,40
	35 à 56	0,539	11,1	0,24
	56 à 80	0,532	20	0,28

Les signaux d'origine thermique émis par l'huile sont faibles, aussi le radiomètre est-il moins sensible à ses variations de température ("sensibilité" inférieure à 0,7). De plus, la paroi de la cuve, le mica et le substrat contribuent beaucoup trop au signal radiométrique pour que la température radiométrique reflète clairement la température de l'huile. Ce phénomène est particulièrement visible pour les très faibles températures. Le dispositif utilisé n'est donc pas très bien adapté à ce cas de figure.

Pour pallier ces inconvénients, nous avons utilisé un autre dispositif où cette fois, les mesures sont effectuées sans contact.

III.4 Mesures de température sans contact

Le dispositif expérimental utilisé (photographie 1-5) est composé d'une boîte métallique permettant d'éviter les perturbations apportées par d'éventuels rayonnements électromagnétiques parasites externes. Dans cette boîte a été placé



Photographie 1-5 : Dispositif expérimental.

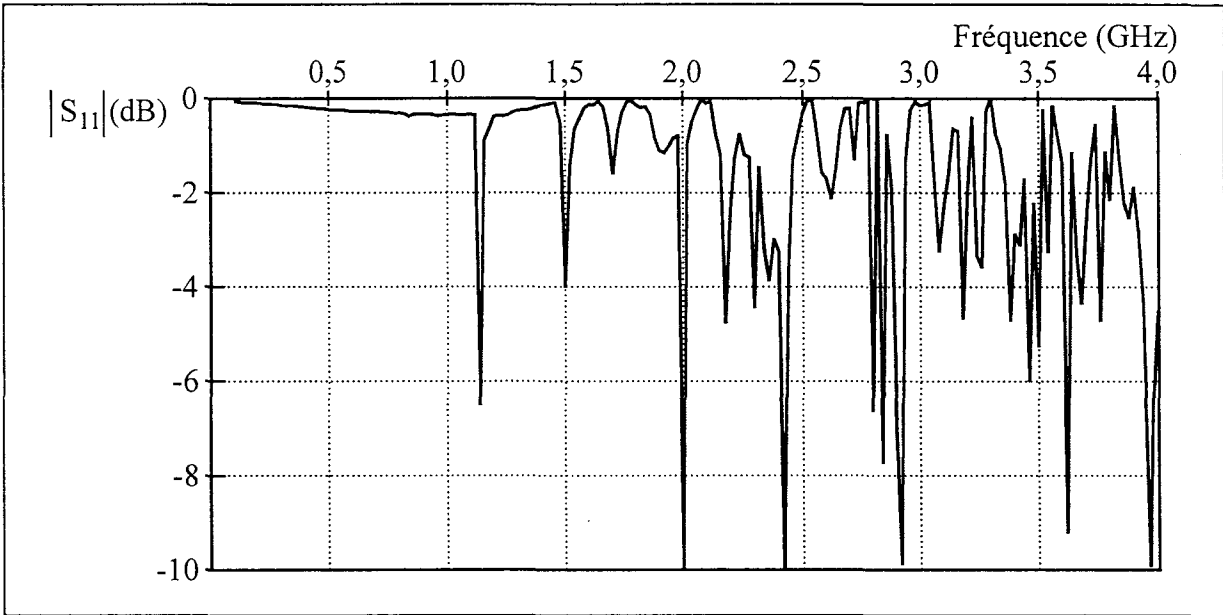


Figure 1-35 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du cornet placé dans la boîte vide et fermée.

l'échantillon de liquide dont on désire mesurer la température. Le capteur, inséré dans la boîte, est un cornet qui fonctionne dans la bande de fréquences 2 GHz - 18 GHz (cornet microonde double ridge vendu dans le commerce, ref H1498). Ses principales caractéristiques géométriques sont indiquées sur la photographie 1-5.

Il nous a été impossible de mesurer, par thermocouple, la température de l'échantillon de matériau lorsqu'il était placé dans la boîte fermée (le thermocouple capte en effet une partie du rayonnement externe, ce qui engendre des perturbations sur la mesure). La température de l'échantillon a donc été mesurée par thermocouple juste avant de le placer dans la boîte. De ce fait, seules les premières mesures de la température radiométrique, effectuées juste après avoir placé l'échantillon dans la boîte sont représentatives. Il n'a donc pas été possible de calculer les écarts-types au cours de cette série d'expériences.

Nous présentons, figure 1-35, le relevé du coefficient de réflexion mesuré à l'entrée du cornet, lorsque la boîte est vide et fermée. Le coefficient de réflexion moyen dans la bande 1,6 GHz - 4,1 GHz a pour valeur -2,2 dB.

III.4.1 Milieu fortement émissif : le mélange antigel - eau

Un volume de liquide antigel - eau (dans une proportion 50% - 50%) correspondant à environ 100 ml a été placé à l'intérieur de la boîte. Le relevé fréquentiel du coefficient $|S_{11}|$ (figure 1-36) indique une adaptation limite du cornet dans la bande de fréquences radiométriques utilisée (valeur moyenne du $|S_{11}|$ dans la bande 1,6 GHz - 4,1 GHz égale à -4,2 dB).

La correspondance entre la température radiométrique et celle du mélange (préalablement mesurée au thermocouple) est présentée sur la figure 1-37. L'évolution est linéaire, avec une pente proche de 1 (0,946). Malgré la faible adaptation du cornet, les mesures de température par radiométrie semblent donc très bonnes.

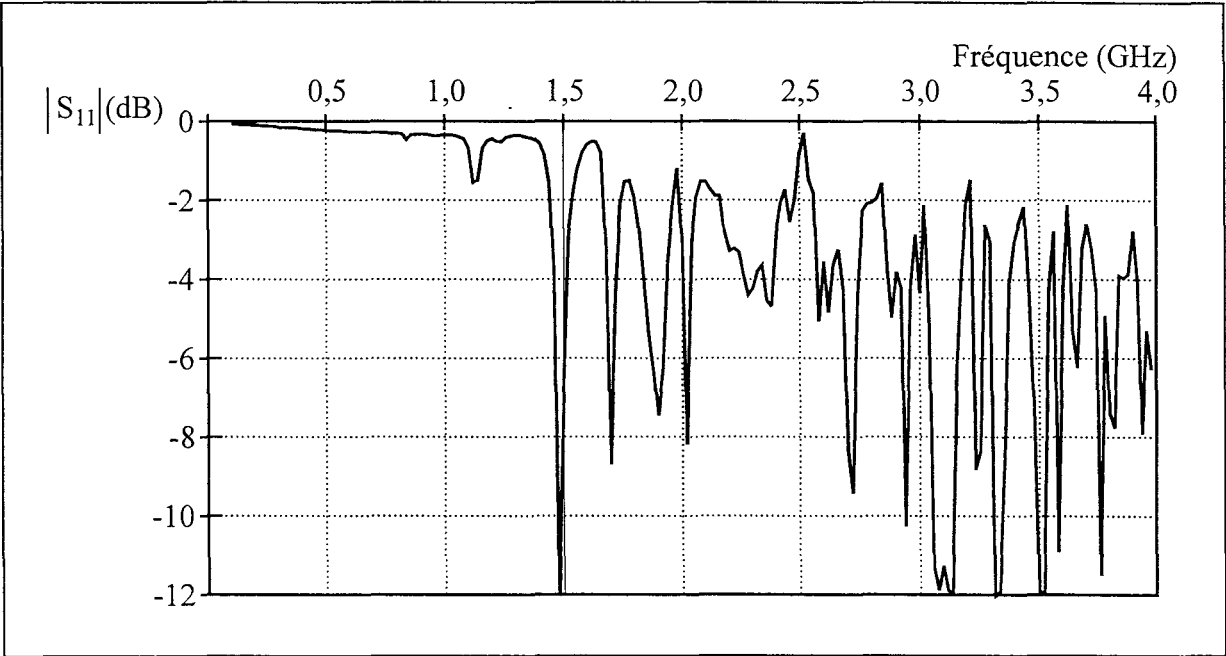


Figure 1-36 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesurée à l'entrée du cornet, lorsqu'un bêcher contenant un mélange antigel - eau à 50% est placé dans la boîte.

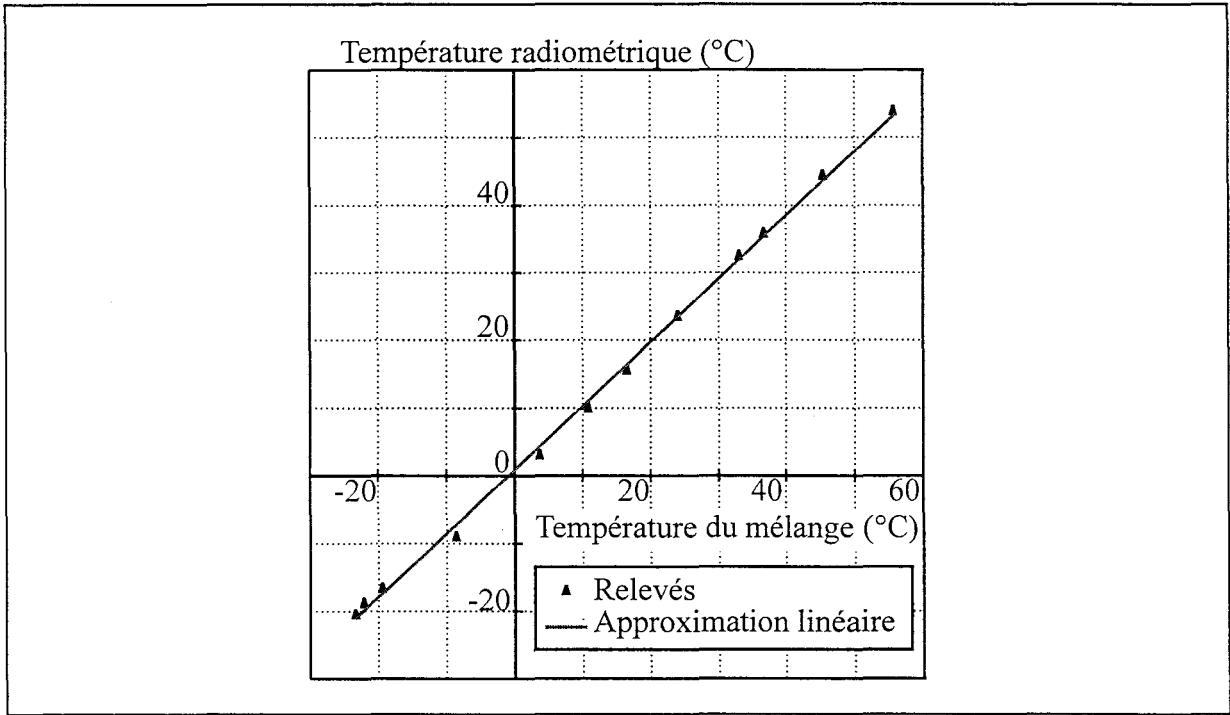


Figure 1-37 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température du mélange antigel - eau à 50%, mesurée préalablement au thermocouple.

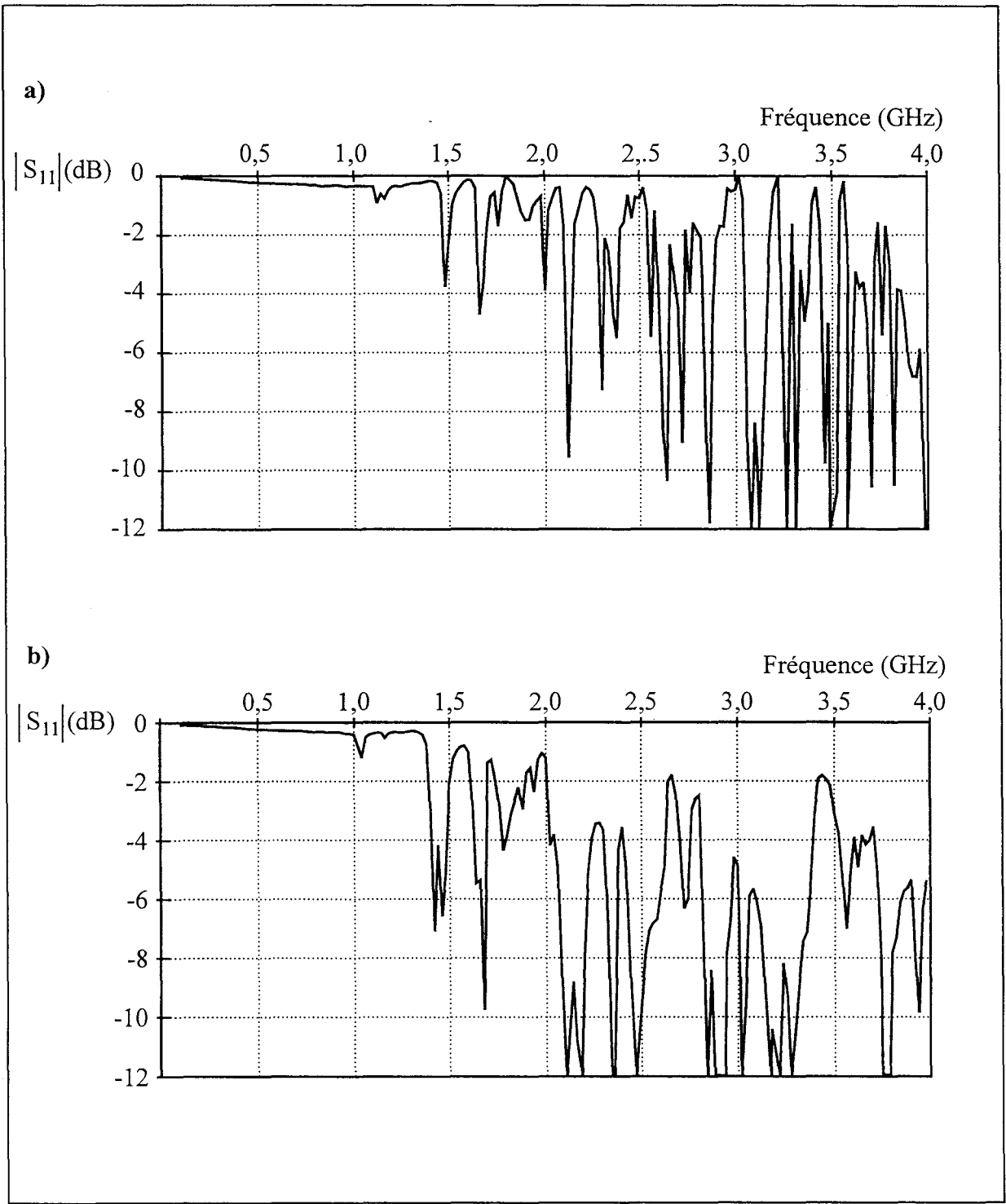


Figure 1-38 : Evolutions fréquentielles du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du cornet, lorsque la boîte contient :

- a) un petit b cher d'huile (100 ml)
- b) un grand b cher d'huile (600 ml).

Les "sensibilités" déduites de la figure 1-37 pour diverses gammes de températures sont résumées dans le tableau suivant.

Plage totale des températures (°C)	Plage réduite de températures (°C)	"Sensibilité" : (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum (°C)
-23 à 56		0,946	3,5
	-20 à 0	0,754	3,5
	0 à 35	1,010	0,7
	35 à 56	0,957	1,5

Lorsque nous comparons ces résultats à ceux obtenus dans le cas d'une mesure avec contact (paragraphe III.3.2), nous constatons que les écarts entre la température radiométrique et la température du milieu, sont plus faibles et que la "sensibilité" se rapproche de l'unité. La mesure sans contact semble donc ici plus appropriée.

III.4.2 Milieu faiblement émissif : l'huile

L'huile est un milieu beaucoup moins émissif, il a donc été nécessaire de placer à l'intérieur de la boîte des échantillons de volume plus important ($\cong 600$ ml) afin d'obtenir une adaptation suffisante, comme le prouvent les relevés des coefficients $|S_{11}|$ présentés sur les figures 1-38 ($|S_{11}|_{\text{moyen}} = -4,0$ dB pour un volume de 100 ml ; $|S_{11}|_{\text{moyen}} = -6,0$ dB pour un volume de 600 ml).

Le tableau suivant présente pour diverses plages de température, les résultats déduits de la figure 1-39 représentant l'évolution de la température radiométrique en fonction de celle de l'huile.

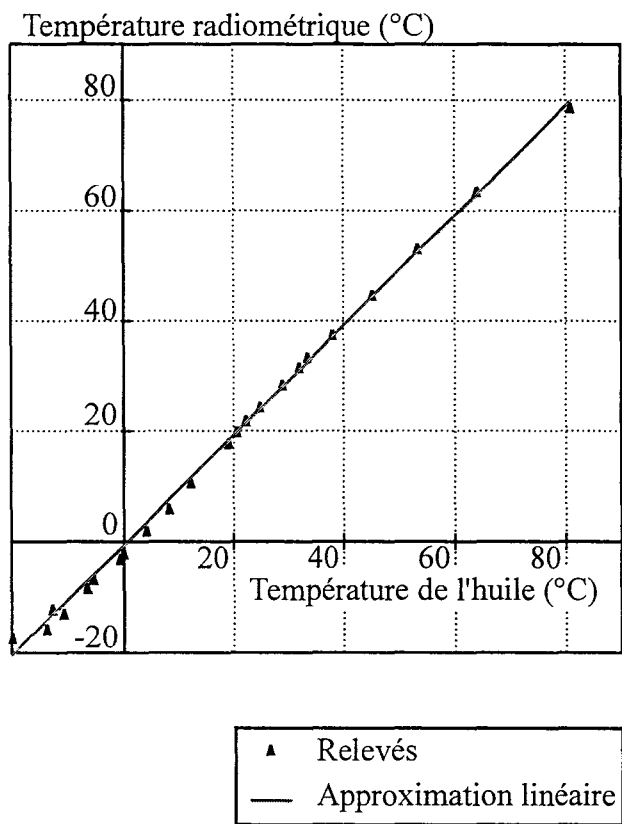


Figure 1-39 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'huile mesurée préalablement au thermocouple.

Plage totale des températures (°C)	Plage réduite de températures (°C)	"Sensibilité" : (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum (°C)
-20 à 81		1,004	2,5
	-20 à 0	0,811	2,5
	0 à 35	1,073	2,1
	35 à 56	1,013	0,5
	56 à 80	0,894	2,2

La "sensibilité" est de nouveau meilleure lorsque la température radiométrique est voisine des températures équivalentes de références. De même, nous constatons à nouveau que les résultats sont bien meilleurs que ceux obtenus à partir d'une mesure avec contact (paragraphe III.3.3) puisque la "sensibilité" du système de mesure radiomètre - capteur s'est fortement rapprochée de l'unité et que les écarts ($T_{\text{rad}} - T_{\text{huile}}$) sont beaucoup plus faibles.

III.5 Bilan des résultats expérimentaux

Un bilan des divers résultats tirés des expérimentations qui viennent d'être présentées a été dressé.

Le tableau suivant regroupe, pour chaque cas de figure, les paramètres : "sensibilité", écart maximum et écart-type. La gamme totale des températures a été partagée en quatre plages : les températures négatives, celles qui sont inférieures à la température de référence équivalente T_{r1e} de la première charge de référence (de 0°C à 35°C), celles comprises entre les deux températures de références équivalentes T_{r1e} et T_{r2e} (de 35°C à 56°C) puis celles qui leur sont supérieures (au delà de 56°C).

Cas étudié	Plage totale des températures (°C)	Plage réduite de températures (°C)	"Sensibilité" (pente de l'approximation linéaire)	Ecart maximum (°C)	Ecart-type maximum (°C)
charge 50 Ω	- 23 à 80		0,982	3,6	0,198
		-23 à 0	1,008	1,4	0,198
		0 à 35	1,030	0,4	0,099
		35 à 56	0,945	0,7	0,060
		56 à 80	0,907	3,6	0,127
eau (poche)	3 à 50		1,053	1,9	0,19
		0 à 35	1,061	1,9	0,19
		35 à 56	1,046	0,65	0,08
mélange antigel - eau (cuve)	-20 à 86		0,839	10	0,17
		-20 à 0	1,184	7	////
		0 à 35	0,739	5	0,11
		35 à 56	0,865	3	0,05
		56 à 80	0,826	10	0,17
huile (cuve)	-15 à 80		0,644	20	0,40
		-20 à 0	0,310	20	////
		0 à 35	0,701	7	0,40
		35 à 56	0,539	11,1	0,24
		56 à 80	0,532	20	0,28
mélange antigel - eau (boîte)	-23 à 56		0,946	3,5	////
		-20 à 0	0,754	3,5	////
		0 à 35	1,010	0,7	////
		35 à 56	0,957	1,5	////
huile (boîte)	-20 à 81		1,004	2,5	////
		-20 à 0	0,811	2,5	////
		0 à 35	1,073	2,1	////
		35 à 56	1,013	0,5	////
		56 à 80	0,894	2,2	////

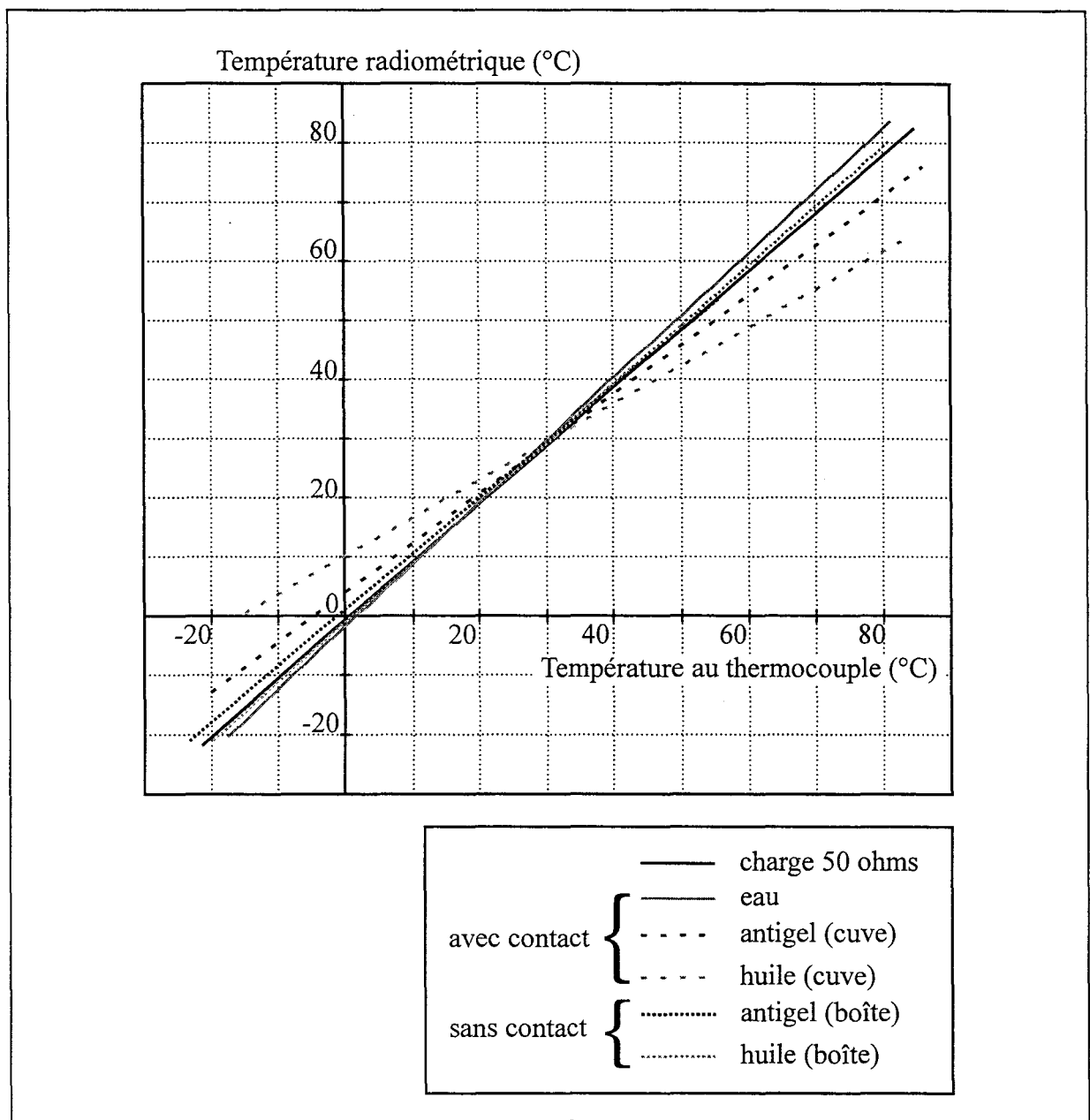


Figure 1-40 : Approximations linéaires traduisant l'évolution de la température radiométrique en fonction de la température du milieu, pour les différents cas de figure étudiés.

Les mesures par contact ont été effectuées à l'aide du même capteur (antenne microruban - microfente plus ou moins bien adaptée), sur des dispositifs différents (cuve, poche, avec ou sans mica), pour des milieux d'émissivité différente (faiblement et fortement émissifs) et dans une plage de température très large (de -20°C à 80°C environ). Pour toutes ces expérimentations, l'évolution de la température radiométrique en fonction de la température du milieu sous test est linéaire. L'utilisation de la radiométrie microonde est donc possible.

Néanmoins, la "sensibilité" du système radiomètre - capteur est différente suivant le dispositif et le caractère émissif de ce milieu. Il est donc nécessaire d'optimiser le capteur et de choisir la structure expérimentale adéquate. Les expérimentations sur le mélange antigel - eau et sur l'huile, à l'aide d'un autre dispositif (mesure sans contact) confirment cette nécessité pour améliorer la qualité des mesures. Ici, par exemple, les mesures sans contact permettent de minimiser le gradient thermique existant entre le milieu et le capteur.

Les écarts-types (quand ils ont pu être calculés) et les écarts entre la température radiométrique et la température du milieu mesurée par thermocouple sont minimaux au voisinage des températures de références équivalentes et deviennent plus importants à des températures plus éloignées, quels que soient le dispositif et le milieu sous test. Les résultats obtenus sur charges microondes sont donc confirmés.

Enfin, nous avons mis en évidence l'intérêt de la mesure de température radiométrique pour le suivi en temps réel de l'évolution de la température du milieu (phénomène particulièrement visible dans le cas des mesures en contact sur l'huile).

La figure 1-40 présente une synthèse des évolutions (approximation linéaire sur toute la gamme de température) de la température radiométrique en fonction de la température mesurée au thermocouple, pour chaque cas de figure. Toutes les droites coïncident avec le point $T_{\text{rad}}=T_{\text{milieu}}=30^{\circ}\text{C}$. Il serait intéressant de procéder à des expérimentations supplémentaires afin de déterminer si cette valeur est inhérente au radiomètre et si elle dépend des températures de références.

III.6 Procédé de prise en compte, sur site, d'une longueur de câble supplémentaire

En radiométrie, le bruit apporté par les capteurs [40] et les câbles peut être très important et très souvent, lors des mesures sur site, l'environnement physique (espace réduit près du milieu dont on désire mesurer la température, températures trop élevées...) impose d'éloigner le radiomètre du capteur. Il est alors nécessaire d'insérer un câble coaxial supplémentaire sur la voie reliée au capteur. Cependant l'insertion de cette longueur de câble supplémentaire déséquilibre le radiomètre et induit une erreur sur la mesure de la température radiométrique. Nous avons vu au paragraphe II.3.3 qu'il était possible de corriger cette erreur en programmant les expressions (1.21) et (1.22) dans le logiciel de gestion, à condition de connaître les pertes du câble ainsi que sa température. Les pertes peuvent être déterminées à partir d'une mesure du coefficient d'atténuation moyen sur la bande de fréquence utilisée (ici 1,6 GHz - 4,1 GHz) à l'aide d'un analyseur de réseaux. Quant à la température du câble, elle peut être mesurée par thermocouple si le câble est placé dans un environnement où la température ambiante est constante, homogène et uniforme. Mais comment procéder lorsque l'analyseur de réseaux n'est pas transportable sur le site ou lorsqu'il existe un gradient de température le long du câble ?

Nous avons élaboré un procédé très simple pour mesurer, directement sur site, les pertes du câble ainsi que sa température équivalente. Une vérification du procédé de correction basé sur ces mesures a ensuite été entreprise à partir d'expérimentations sur charge microonde d'impédance 50Ω .

III.6.1 Mesure des pertes du câble

Puisque les pertes du câble peuvent dépendre de la température, elles doivent être mesurées dans les conditions thermiques rencontrées sur site.

La méthodologie la plus courante pour effectuer ces mesures est le relevé du coefficient de transmission au moyen d'un analyseur de réseaux, difficilement transportable sur site. Lorsque les contraintes thermiques ne peuvent être reproduites en

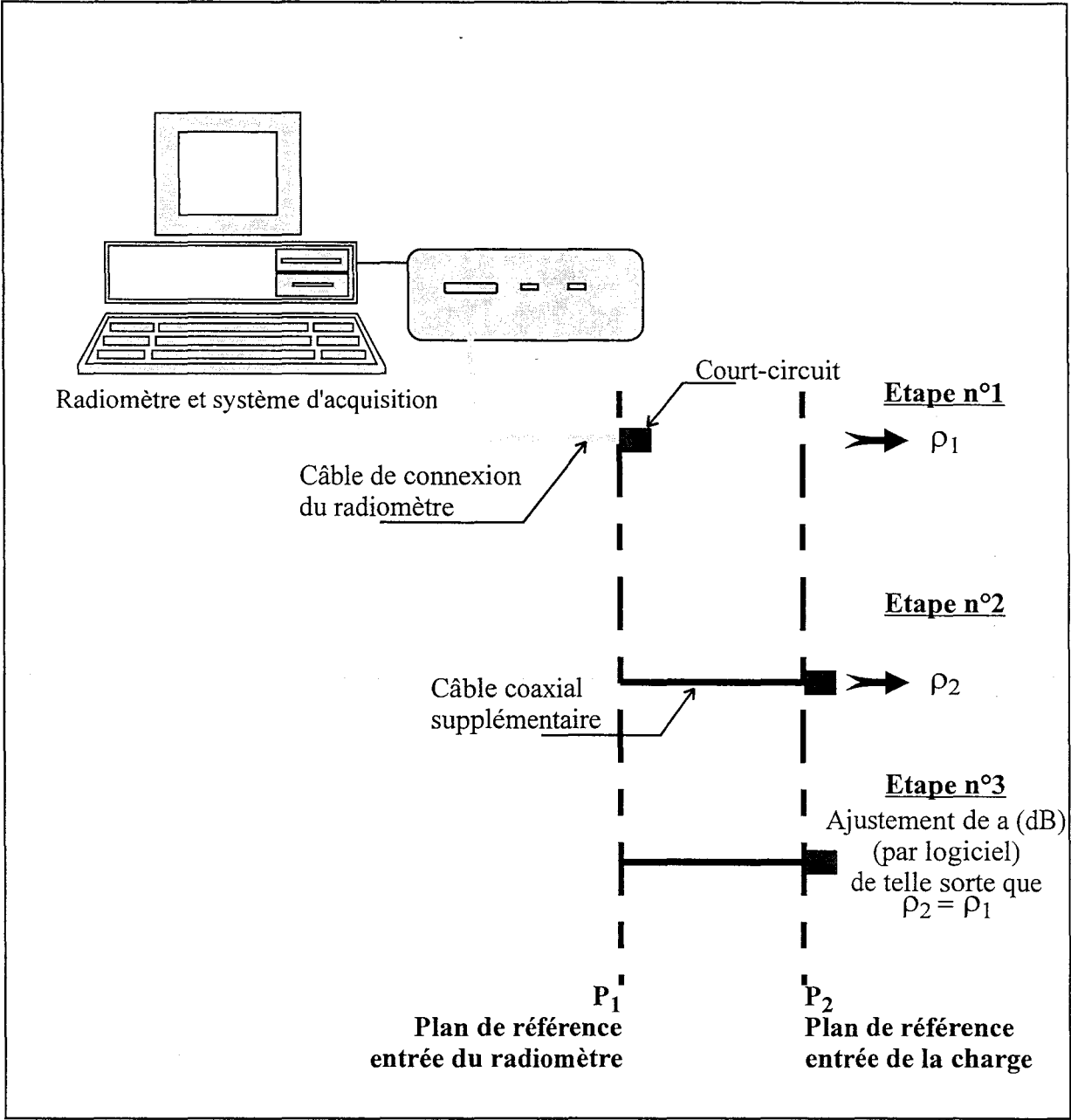


Figure 1-41 : Description des différentes étapes permettant de mesurer les pertes du câble supplémentaire.

laboratoire (température trop élevée, gradient de température induit sur le câble...), il est impossible de mesurer les pertes précisément dans les conditions réelles d'utilisation.

Une autre méthodologie, applicable sur site, a donc été élaborée ; elle présente l'avantage d'être simple, rapide et ne nécessite aucun matériel supplémentaire autre que le radiomètre et un court-circuit.

Le câble supplémentaire est considéré comme un élément microonde constitué d'une source de bruit et d'un atténuateur, inséré entre le système de mesure (le radiomètre) et le capteur. Deux plans sont donc définis : le plan situé à l'extrémité du câble de connexion au radiomètre (appelé plan P_1) et le plan d'entrée du capteur (appelé plan P_2). Lorsque l'utilisateur procède à la calibration automatique du radiomètre, celle-ci permet de déterminer la température radiométrique et le coefficient de réflexion de toute charge placée à l'extrémité du câble de connexion au radiomètre, c'est-à-dire dans le plan de référence P_1 . La mesure des pertes du câble supplémentaire s'effectue alors en trois étapes illustrées sur la figure 1-41.

La première étape consiste à placer un court-circuit à l'extrémité du câble d'origine de connexion au radiomètre et à mesurer la valeur du coefficient de réflexion ρ_1 qui est voisine de 1. Nous remplaçons ensuite (étape n°2) le court-circuit par le câble coaxial supplémentaire fermé par un court-circuit ; celui-ci se comporte alors comme une charge dont on mesure le coefficient de réflexion ρ_2 dans le plan de référence P_1 ($\rho_2 < \rho_1$ à cause de la présence des pertes). L'étape n°3 consiste enfin à ajuster la valeur du coefficient a qui représente les pertes du câble supplémentaire (en utilisant la relation (1.21) programmée dans le logiciel de gestion) de façon à obtenir $\rho_2 = \rho_1$. Dans ce cas, nous retrouvons la valeur du coefficient de réflexion présenté par le court-circuit dans le plan de référence P_2 .

Lors de cette procédure, les pertes engendrées par l'insertion éventuelle de transitions microondes (fiches de type SMA) sont également prises en compte.

Cette méthodologie simple a été appliquée pour déterminer les pertes de plusieurs câbles de longueurs différentes (câbles souples UT141). Le tableau suivant

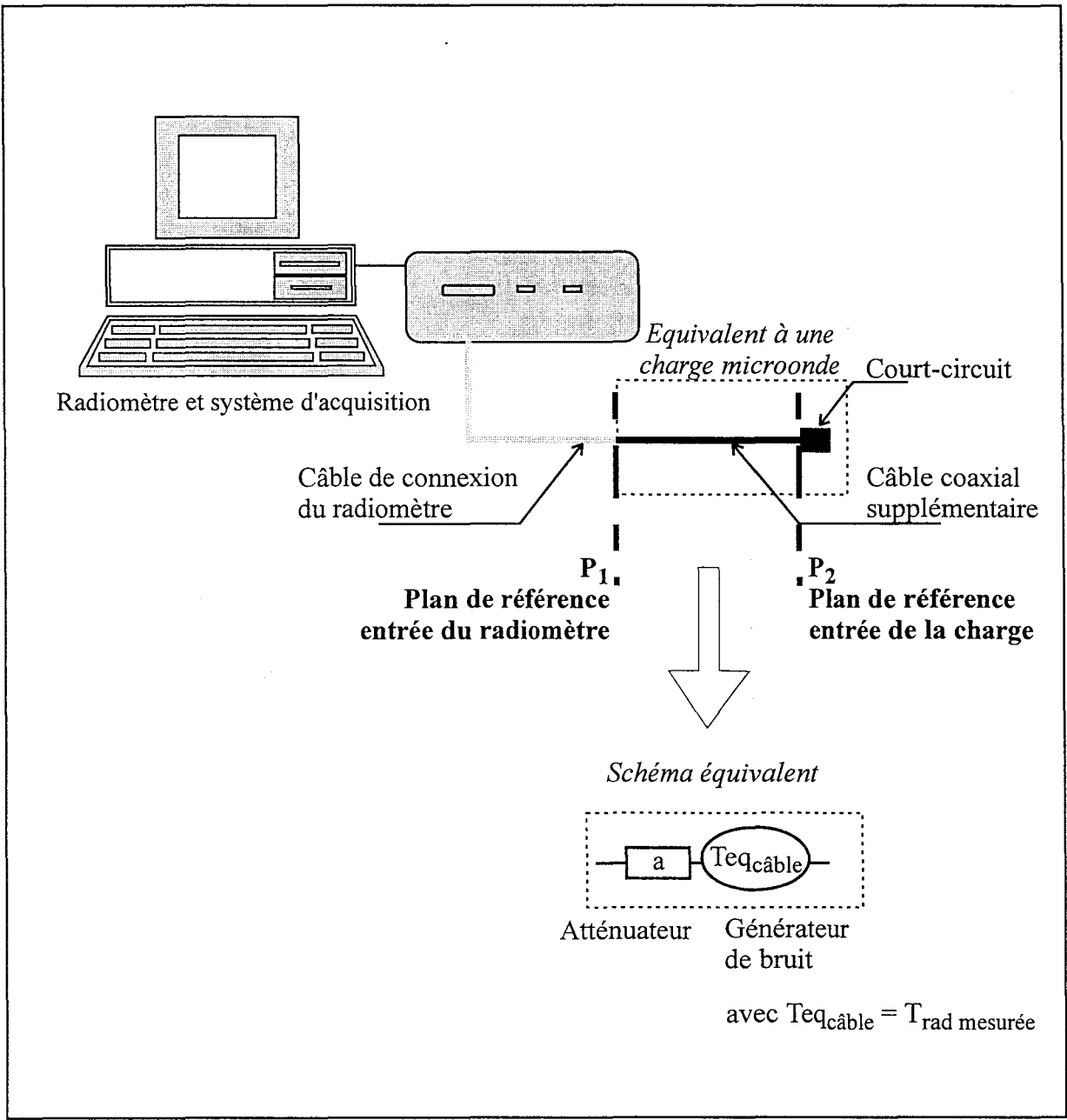


Figure 1-42 : Schématisation du procédé de mesure de la température équivalente du câble supplémentaire.

donne une comparaison entre les valeurs obtenues à partir de ce procédé et celles déduites de mesures à l'analyseur de réseaux (coefficient de transmission moyen dans la bande fréquentielle 1,6 GHz - 4,1 GHz).

Câble n° et longueur (cm)		Analyseur de réseaux (dB)	Nouvelle méthodologie (dB)	Erreur relative (%)
1	50	-0,37	-0,36	2,7
2	80	-0,44	-0,45	2,3
3	50	-0,44	-0,41	6,8
4	90	-0,78	-0,71	8,9
5	50	-0,85	-0,77	9,4
6	120	-1,99	-1,78	10,5
6+trans.+4	210	-2,77	-2,44	11,9

L'erreur relative commise sur l'estimation des pertes reste inférieure à 10% pour des valeurs de pertes inférieures à 0,9 dB.

III.6.2 Mesure de la température équivalente du câble

Il reste maintenant à déterminer la température du câble. Lorsqu'il est placé dans un environnement où la température est constante, homogène et uniforme, il suffit alors de mesurer sa température de surface à l'aide d'un thermocouple. Ce procédé devient très délicat lorsqu'il existe un gradient thermique le long du câble, il faut donc procéder différemment. Le capteur placé à son extrémité est remplacé par un court-circuit et l'ensemble (câble supplémentaire + court-circuit) constitue une charge microonde dont on mesure la température radiométrique qui correspond alors à la température équivalente du câble $T_{eq_{câble}}$ (figure 1-42).

III.6.3 Validation du procédé sur charge d'impédance 50 Ω

Au cours de cette validation expérimentale, la température ambiante était égale à 26,5°C. Dans un premier temps, une charge d'impédance 50 Ω a été connectée à l'extrémité du câble du radiomètre puis plongée dans un bain thermostaté. L'enregistrement de la température radiométrique a été effectuée lorsque l'équilibre thermique a été atteint.

Dans un second temps, nous avons ajouté une longueur de câble supplémentaire (câble souple UT141 de longueur 90 cm) entre la charge et l'entrée du radiomètre. L'enregistrement de la température radiométrique a de nouveau été effectuée durant l'équilibre thermique et nous n'avons introduit aucune correction. Enfin, nous avons procédé à un troisième enregistrement dans les mêmes conditions que précédemment mais en prenant en compte la perturbation apportée par le câble supplémentaire (pertes et température équivalente). Ces différents relevés ont été effectués pour plusieurs températures du bain thermostaté allant de -23°C à 60°C. Pour chaque température choisie, les caractéristiques du câble supplémentaire ont été déterminées en utilisant les procédures décrites aux paragraphes III.6.1 et III.6.2. Les pertes ont été estimées à 0,71 dB. A partir de chaque enregistrement, nous avons déterminé la température radiométrique moyenne, ainsi que la fluctuation (calcul de l'écart-type).

Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau suivant ; les températures étant exprimées en °C :

Charge		Charge + câble supplémentaire (sans correction)		Charge + câble supplémentaire (avec correction)		
Trad _{moy}	Ecart-type	Trad _{moy}	Ecart-type	Teq _{câble}	Trad _{moy}	Ecart-type
-22,05	0,35	-15,97	0,26	14,5	-22,18	0,90
-1,08	0,19	3,37	0,28	22,2	-1,22	0,26
17,31	0,12	18,00	0,11	23,8	17,25	0,20
32,73	0,05	31,96	0,18	27,1	32,56	0,07
58,83	0,06	54,50	0,06	32,3	58,70	0,07

Lors de l'utilisation d'une longueur de câble supplémentaire, sans correction, la mesure de la température radiométrique de la charge est d'autant plus erronée que l'on s'éloigne de la température ambiante. La méthode de correction proposée permet de retrouver la température radiométrique de la charge à moins de 0,2°C près. Cependant, il semblerait que les fluctuations de la mesure soient un peu plus importantes en dehors de la zone de température comprise entre les deux températures de références équivalentes.

Il restera à valider cette méthode pour des longueurs de câble beaucoup plus importantes.

IV CONCLUSION ET PROPOSITIONS POUR L'AMELIORATION DES PERFORMANCES DU RADIOMETRE

Le radiomètre à deux références internes de température a donc été totalement caractérisé. Au vu des résultats obtenus, nous concluons qu'il peut être utilisé pour la mesure de température de milieux faiblement et fortement dissipatifs portés à des températures allant de -20°C à 90°C. La qualité des mesures (fluctuation minimale et précision) est optimale lorsque la température radiométrique est située entre les deux températures équivalentes de références. Néanmoins en fonction du cahier des charges à respecter, le dispositif expérimental et le capteur doivent être choisis correctement pour l'optimisation des mesures.

Une méthodologie simple a été proposée pour déterminer les pertes d'un câble supplémentaire éventuellement inséré entre le radiomètre et le capteur, ainsi que sa température équivalente. Ces paramètres introduits dans le logiciel de gestion permettent une correction de la température radiométrique mesurée. Il serait maintenant intéressant de procéder à des expérimentations complémentaires avec des longueurs de câble plus importantes afin de définir les limites de validité de ce procédé de correction.

Dans la suite de ce paragraphe, nous proposons quelques modifications possibles qui permettront d'améliorer ce système de mesure.

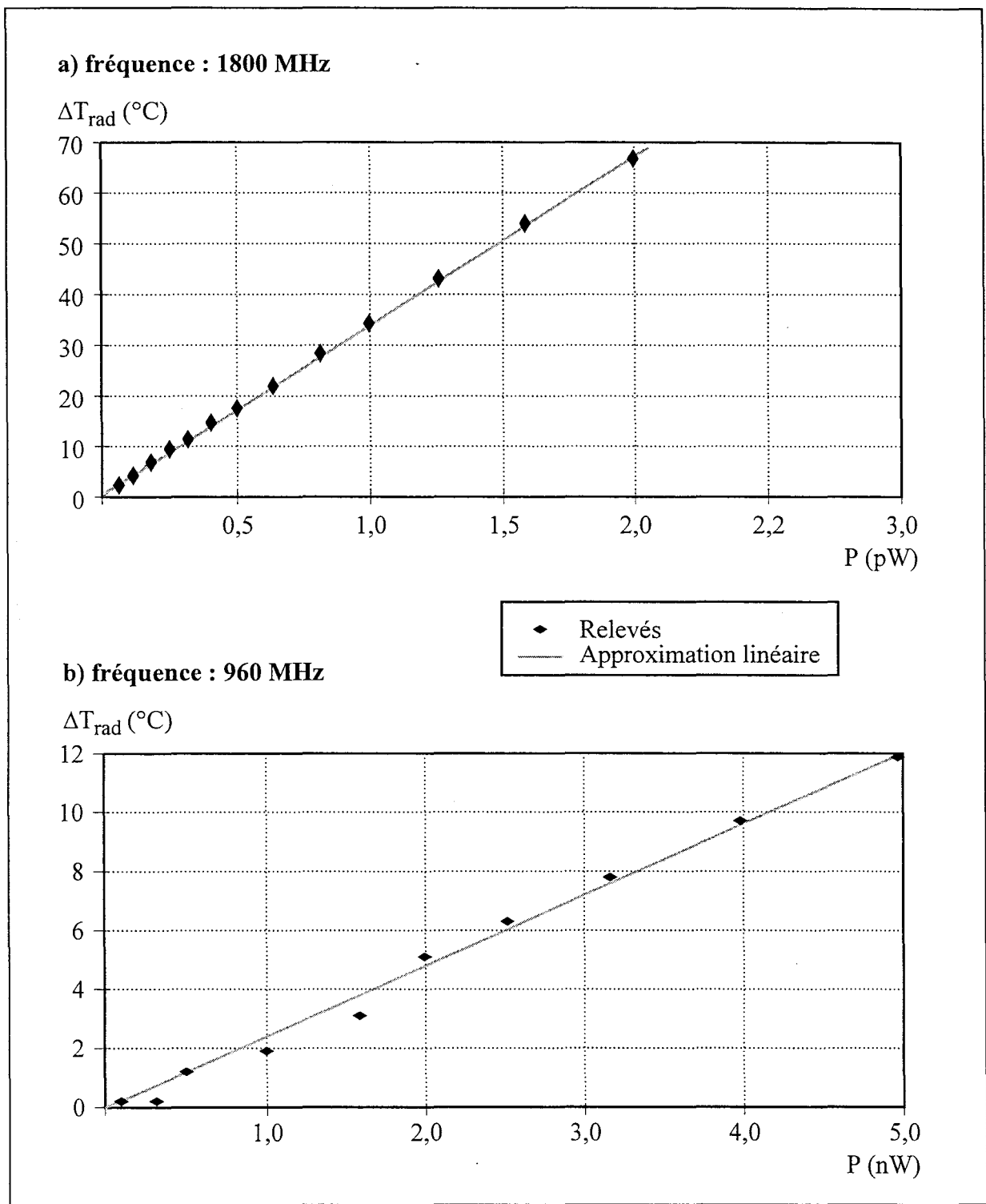


Figure 1-43 : Relevés de l'élévation de la température radiométrique en fonction de la puissance du signal injecté à l'entrée du radiomètre pour :

- a) la fréquence de 1800 MHz
- b) la fréquence de 960 MHz.

IV.1 Choix des charges de références et de leur température

La valeur de la température radiométrique correspondant au bruit d'origine thermique émis par le matériau, est déduite après comparaison avec les signaux émis par les deux charges de références élevées respectivement aux températures T_{r1} et T_{r2} .

Les charges de références actuellement utilisées sont deux charges d'impédance $50\ \Omega$, réalisées à partir d'un milieu fortement émissif, portées aux températures 40°C et 70°C .

Nous avons constaté que la précision des mesures est bien meilleure lorsque la température radiométrique mesurée est située entre les deux températures de références équivalentes ($T_{r1e} \cong 35^\circ\text{C}$ et $T_{r2e} \cong 56^\circ\text{C}$). Il serait donc intéressant de porter l'une des charges de références à une température voisine de celle à laquelle est porté le matériau analysé. Par exemple, dans le cas où le matériau est à très basse température (de -15°C à 0°C), elles pourraient par exemple être portées respectivement à -20°C et 56°C . Une autre solution, plus élégante, serait de remplacer les charges $50\ \Omega$ par des sources de bruit modulables [31].

Plusieurs charges de références (ou deux sources de bruit modulables) pourraient être réalisées et il serait alors possible d'adapter le radiomètre à l'environnement dans lequel il sera utilisé afin de se placer dans les conditions optimales de fonctionnement.

IV.2 Choix de la bande de fréquences

Le radiomètre peut capter des signaux parasites, comme par exemple ceux qui sont dus à la proximité de radiotéléphones (fréquences : $1800\ \text{MHz}$ et $960\ \text{MHz}$).

Pour quantifier l'élévation du signal radiométrique due à la réception de signaux de fréquences égales à $1800\ \text{MHz}$ et $960\ \text{MHz}$, nous avons injecté à l'entrée du

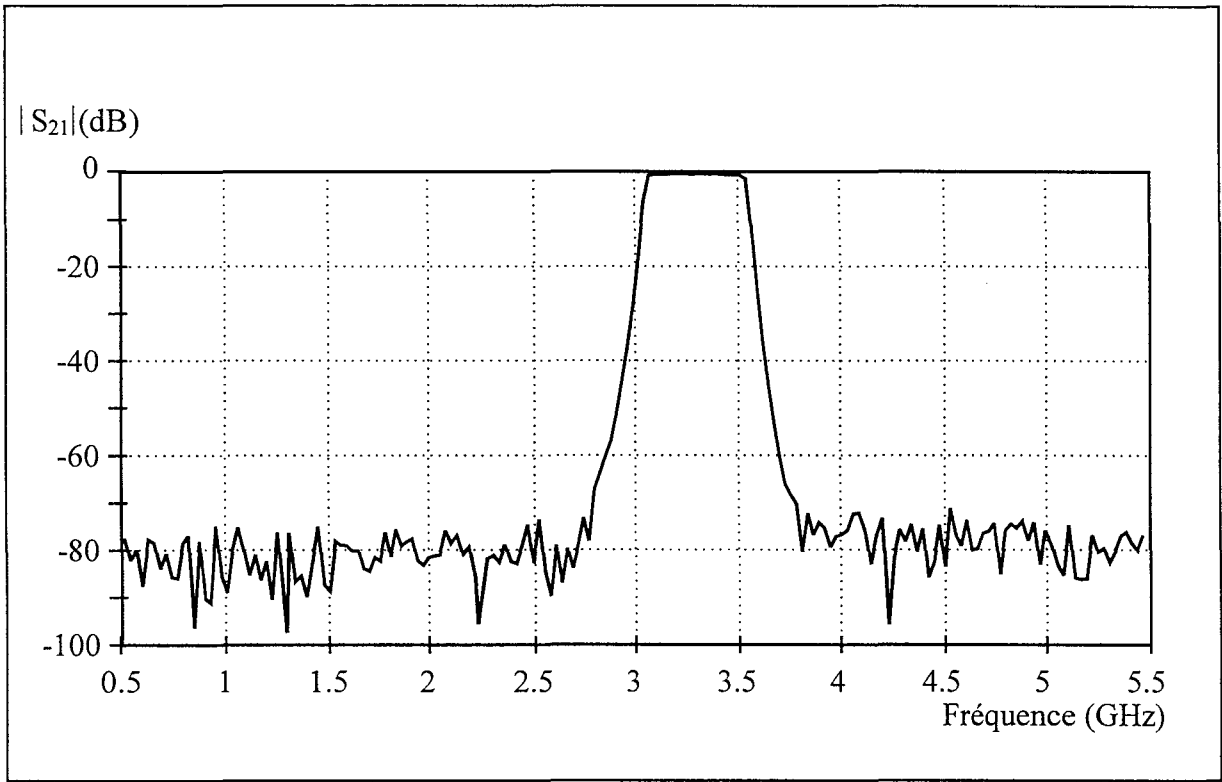


Figure 1-44 : Caractérisation fréquentielle du filtre proposé.

radiomètre un signal dont nous avons fait varier la puissance. Les graphes obtenus sont présentés sur la figure 1-43.

La première fréquence, 1800 MHz, est située dans la bande passante du radiomètre ; les signaux électromagnétiques perturbent donc fortement la mesure radiométrique (par exemple un signal de puissance 1 pW injecté à l'entrée du radiomètre induit une augmentation d'environ 34°C de la température radiométrique). La deuxième fréquence, 960 MHz, est située hors de la bande passante du radiomètre. Néanmoins, un signal électromagnétique émis à cette fréquence perturbe également la mesure radiométrique. La perturbation est dans ce cas de moindre importance (par exemple 1 nW engendre une augmentation de la température radiométrique d'environ 2°C).

Pour éliminer ces signaux parasites, un filtre hyperfréquence peut être inséré en tête de la chaîne de traitement, après le premier amplificateur microonde faible bruit. Par exemple, nous proposons le filtre passe-bande dont le module de la fonction de transfert est présenté sur la figure 1-44. Il présente une bande passante allant de 3,05 GHz - 3,55 GHz, avec une atténuation brutale en dehors de cette plage de fréquences.

Ce filtre a été utilisé dans le cadre de l'étude de faisabilité de la mesure de la température des nourrissons en incubateur (étude présentée au chapitre 2).

CHAPITRE 2

APPLICATION BIOMEDICALE :

MESURE DE LA TEMPERATURE RADIOMETRIQUE

DES NOUVEAU-NES PLACES EN INCUBATEUR

I INTRODUCTION

Dans le monde médical, chercheurs et cliniciens s'intéressent fortement à l'évolution des technologies en instrumentation biomédicale, susceptibles de modifier leur approche de la pratique médicale.

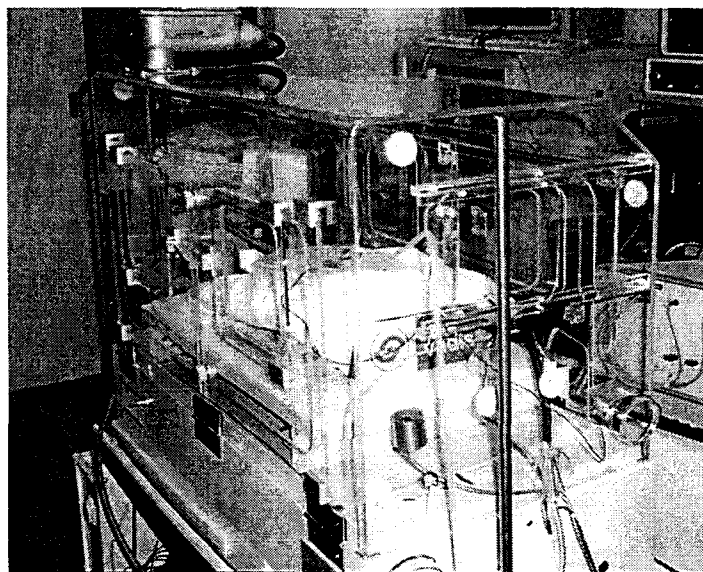
Dans le cadre de la périnatalité, c'est-à-dire le génie biomédical appliqué à l'enfant nouveau-né, l'un des problèmes les plus ardues est l'acquisition des données. Nous nous sommes intéressés plus particulièrement à la mesure non invasive par radiométrie microonde de la température interne des enfants prématurés placés en incubateur.

Ce travail a été initié par M. G. FARGES, Enseignant - Chercheur au Département Services Scientifiques Communs de l'Université de Technologie de Compiègne. Il entre dans le cadre de travaux de recherche en néonatalogie du Pôle Génie Biomédical - Périnatalité de Picardie, ayant pour sujet " la recherche d'indicateurs de confort thermohygrométrique chez le nouveau-né placé en incubateur " [42]. Nous avons travaillé en étroite collaboration avec M. G. FARGES, mais également avec M. J.P. LIBERT, Professeur, et Melle V. BACH, Maître de Conférences, à l'Unité de Recherche sur les Adaptations Physiologiques et Comportementales de la Faculté de Médecine d'Amiens (Université Jules Verne de Picardie) ainsi qu'avec M. G. KRIM du Service de Néonatalogie, Pédiatrie II, du Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens.

Avant de décrire le travail réalisé dans le cadre d'une étude de faisabilité, nous discuterons de l'importance des mesures de température et des méthodes actuellement utilisées.

I.1 Importance de la température du nouveau-né

Le nombre de naissances d'enfants prématurés est relativement important puisqu'il représente 5 à 9 % du nombre total des naissances. Les progrès technologiques et la meilleure connaissance des aspects comportementaux du nouveau-né améliorent



Photographie 2-1 : Incubateur.

sans cesse l'âge viable de celui-ci [42]. Aujourd'hui, sous certaines conditions, les grands prématurés peuvent être sauvés à partir de 24 semaines s'ils pèsent au moins 500g. Néanmoins, les prématurés sont exposés aux risques liés à l'immaturité des fonctions vitales, et en particulier des fonctions pulmonaires.

L'une des préoccupations majeures du néonatalogue est de maintenir le nouveau-né dans sa zone de confort thermique afin de lui assurer une croissance optimale. La zone de neutralité thermique est définie par la gamme de températures ambiantes pour lesquelles le nouveau-né ne développe pas de mécanisme de lutte ni contre le froid, telle que la vasoconstriction, ni contre le chaud, telles que la vasodilatation et la sudation. Pour augmenter les chances de survie et diminuer les risques d'infection, le néonatalogue place l'enfant en incubateur (tel que celui présenté sur la photographie 2-1) ou sur table rayonnante, où il sera maintenu à température régulée [43-46].

Lorsque le nouveau-né n'est plus placé en ambiance de confort thermique, il encourt des risques liés aux variations de sa température. Des études ont montré que la mort subite, qui représente 0,5 à 2 ‰ des naissances en France, et les malaises graves du nouveau-né sont fréquemment associés à l'élévation de sa température centrale. D'autre part, une augmentation, même très modérée, de cette température peut accentuer l'instabilité du contrôle respiratoire. Enfin, toute variation de cette température peut également entraîner des dysfonctionnements des grandes fonctions vitales [47-49].

La zone de neutralité thermique a été déterminée jusqu'à aujourd'hui, à partir d'abaques, où ne sont pris en compte que l'âge postnatal et la masse corporelle de l'enfant ou le terme à sa naissance [50,51]. Mais en aucun cas, les caractéristiques et les capacités thermorégulatrices individuelles ne sont prises en compte. C'est pourquoi, dans le cadre des travaux du pôle GBM Picardie, a été développé un incubateur où le chauffage de l'air est asservi aux variations de la moyenne des températures cutanées mesurées au niveau de la joue et de l'abdomen du nouveau-né. L'incubateur est alors autopiloté à partir des mesures des grandeurs physiologiques caractérisant l'état de l'enfant [52-55].

I.2 Intérêt de la mesure de température par radiométrie microonde

La zone de neutralité thermique, déterminée à partir d'abaques, est obtenue pour une température interne, comprise entre 36,7°C et 37,3°C, pour laquelle les variations de la température interne restent inférieures à 0,2°C par heure et les variations de la température cutanée inférieures à 0,3°C par heure [50-51].

Les mesures de température interne sont effectuées à l'aide d'une sonde oesophagienne ou d'une sonde rectale. Aucune de ces méthodes n'est satisfaisante puisque, dans le premier cas elle présente un caractère traumatisant pour l'enfant, et dans le second cas un risque de perforation de l'intestin.

Pour maintenir l'enfant en zone de neutralité thermique, il est possible d'asservir la température de l'air de la couveuse sur la température abdominale afin de maintenir celle-ci à un niveau constant (valeur comprise entre 36,7°C et 37,3°C). Dans ce cas, l'asservissement est effectué sur une valeur absolue, et non sur des variations.

Les mesures de températures cutanées sont effectuées au moyen de sondes placées au contact de l'enfant (thermocouples). Cependant, le choix d'une seule température cutanée locale n'est pas satisfaisant puisque des différences importantes peuvent être notées suivant l'endroit où est placé le thermocouple. Aussi la solution consiste à asservir le chauffage de l'air de l'incubateur sur les variations de la moyenne de plusieurs températures cutanées (mesurées au niveau de la joue et de l'abdomen). Ainsi, l'objectif n'est plus de maintenir la température dans une marge choisie mais d'en limiter les fluctuations au cours du temps. Lorsque l'équilibre thermique est atteint, la référence de température obtenue est alors spécifique à chaque nouveau-né [52-55].

Une autre solution très séduisante consiste à mesurer la température du nouveau-né par radiométrie microonde. Cette méthode, non traumatisante, permet d'accéder à une information qui reflète la température interne du prématuré (jusqu'à plusieurs centimètres sous la peau).

Notre objectif a consisté à montrer la faisabilité du contrôle des variations de la température interne du nouveau-né en incubateur, en utilisant la radiométrie microonde. Nous avons donc défini des capteurs spécifiques pour ce type d'application.

Nous présentons le cahier des charges que doit remplir l'antenne-capteur, les premières structures d'étude et quelques essais de mesures radiométriques réalisés sur milieu fantôme, en laboratoire puis en site clinique.

II CAHIER DES CHARGES POUR LE SYSTEME RADIOMETRE - CAPTEUR

Pour maintenir le nouveau-né dans sa zone de confort thermique, le système radiomètre - capteur doit être capable de détecter une variation d'au moins $0,2^{\circ}\text{C}$ de la température interne. Le seuil de détectabilité de cette variation doit donc être inférieur ou égal à $0,2^{\circ}\text{C}$, nous nous sommes fixés, pour cette première étude, d'obtenir une "sensibilité" du système radiomètre - capteur meilleure que 0,8.

Afin de bien réguler la température de l'air de l'incubateur pour que l'enfant soit dans sa zone de confort thermique, le système de contrôle actuellement utilisé calcule la moyenne des températures cutanées (joue et abdomen) mesurées par thermocouple, toutes les 10 secondes. Si celle-ci est en régression par rapport aux précédentes, le chauffage est mis en route pendant 10 secondes ; dans le cas contraire (mesures stables ou en hausse), les 10 secondes s'écoulent sans intervention [52-55]. Ainsi, pour que le radiomètre puisse être utilisé sur ce système de contrôle, il doit nécessairement fournir la valeur de la température en quelques secondes. Dans les essais réalisés, le temps d'intégration par phase a été fixé à 1 seconde ; il en découle que la durée nécessaire pour obtenir la température radiométrique est d'environ 4 secondes. Mais il est possible, si besoin est, de réduire le temps d'intégration par phase à 0,5 seconde et par suite le temps de mesure.

L'air de l'incubateur est élevé à environ 32°C - 33°C ; la température interne des nouveau-nés est de l'ordre de 37°C , et leur température cutanée de l'ordre de 36°C - 37°C .

II.1 Spécifications liées à l'utilisation des capteurs pour la mesure de la température des nouveau-nés

La zone de positionnement du capteur, permettant d'obtenir une information la plus représentative possible de la température interne du prématuré, sera choisie par

les cliniciens. Pour l'instant, les emplacements possibles retenus sont le ventre, la nuque, l'épaule, le bras ou la jambe. Nous avons envisagé la mise au point de capteurs qui pourront fonctionner avec ou sans contact avec la peau de l'enfant. Ces deux configurations nécessitent l'élaboration de capteurs satisfaisants à des contraintes différentes.

Lorsque le capteur est destiné à être placé au contact de la peau du nouveau-né, il doit être, avant tout, enrobé d'une matière déclarée biocompatible, c'est-à-dire stérilisable, non toxique et non sensibilisante. De plus, le caractère non traumatisant de la mesure doit toujours être préservé. L'ensemble doit donc être souple et de faible taille. La connectique ainsi que le câble coaxial reliant le capteur au radiomètre ne doivent présenter aucun danger pour le nouveau-né ni gêner ses mouvements. Le capteur peut être maintenu contre la peau par un morceau de sparadrap ou par tout autre moyen d'attache (bracelet, vêtement...). Enfin, pour éviter que l'enfant ne se blesse, aucune arête vive ne doit apparaître ; les formes circulaires sont donc à privilégier.

Lorsque le capteur n'est pas destiné à être en contact direct avec le nouveau-né, il doit tout de même être indécélable par celui-ci. Il doit donc être réalisé à partir de matériaux souples et présenter une faible épaisseur. De plus, le clinicien doit facilement pouvoir s'assurer, sans perturber le prématuré, du bon positionnement du capteur (c'est-à-dire vérifier que la surface utile de celui-ci soit constamment en regard de l'enfant).

En complément de ces contraintes, s'ajoutent celles liées à l'environnement clinique.

II.2 Contraintes auxquelles doit satisfaire le capteur en site clinique

En routine clinique, les capteurs seront fréquemment manipulés. Ils doivent par conséquent être robustes, facilement maniables, et déconnectables. En effet, ils ne doivent pas introduire de contraintes supplémentaires pour les cliniciens et infirmières lors des soins et de la manipulation des nouveau-nés. De même, ils seront amenés à être

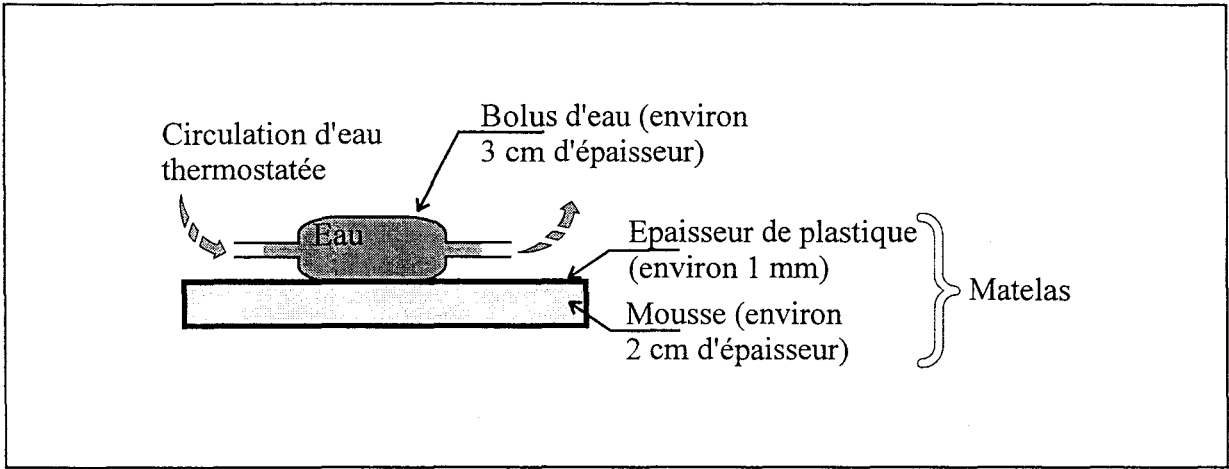


Figure 2-1 : Dispositif expérimental.

souvent nettoyés et stérilisés. Les éléments fragiles du système (principalement la connectique capteur - câble coaxial) doivent donc être particulièrement bien protégés.

Enfin, les capteurs doivent pouvoir être positionnés le plus simplement possible, en ne demandant qu'un minimum de précautions. Il est également nécessaire de pouvoir repérer rapidement tout mauvais fonctionnement du système.

Nous n'avons énuméré ici que les contraintes essentielles auxquelles seront soumis les capteurs. Nous les complèterons dans les paragraphes suivants, où nous décrirons les problèmes liés à chaque configuration retenue.

III ETUDE PRELIMINAIRE DE FAISABILITE

Nous présentons tout d'abord les configurations d'étude de la première génération de capteurs réalisés, ainsi que leur caractérisation, puis les premiers résultats expérimentaux de mesures de la température radiométrique.

III.1 Configuration expérimentale

Lorsque le nouveau-né est placé en couveuse, il est allongé sur un matelas, composé de mousse (épaisseur égale à environ 2 cm) enrobée de plastique (d'épaisseur égale à environ 1 mm), et recouvert d'un drap. La première idée a été d'étudier la faisabilité du système de mesure lorsque le capteur est placé sous l'enfant, dans le matelas. Deux localisations du capteur sont alors possibles : à l'intérieur du matelas sur la mousse, ou à l'intérieur du matelas sous la mousse.

Les essais ont été effectués en laboratoire, sur milieu fantôme, dans un environnement où la température ambiante était constamment voisine de 20°C. Pour ces premières expérimentations, et pour des raisons de simplicité, l'eau courante a été choisie comme milieu fantôme. Comme son émissivité est inférieure à celle du muscle, les capteurs qui fonctionnent correctement sur notre milieu fantôme fonctionneront également, si ce n'est mieux, lorsqu'ils seront placés face à l'enfant. Le dispositif expérimental utilisé est présenté sur la figure 2-1. Le milieu fantôme est constitué d'un

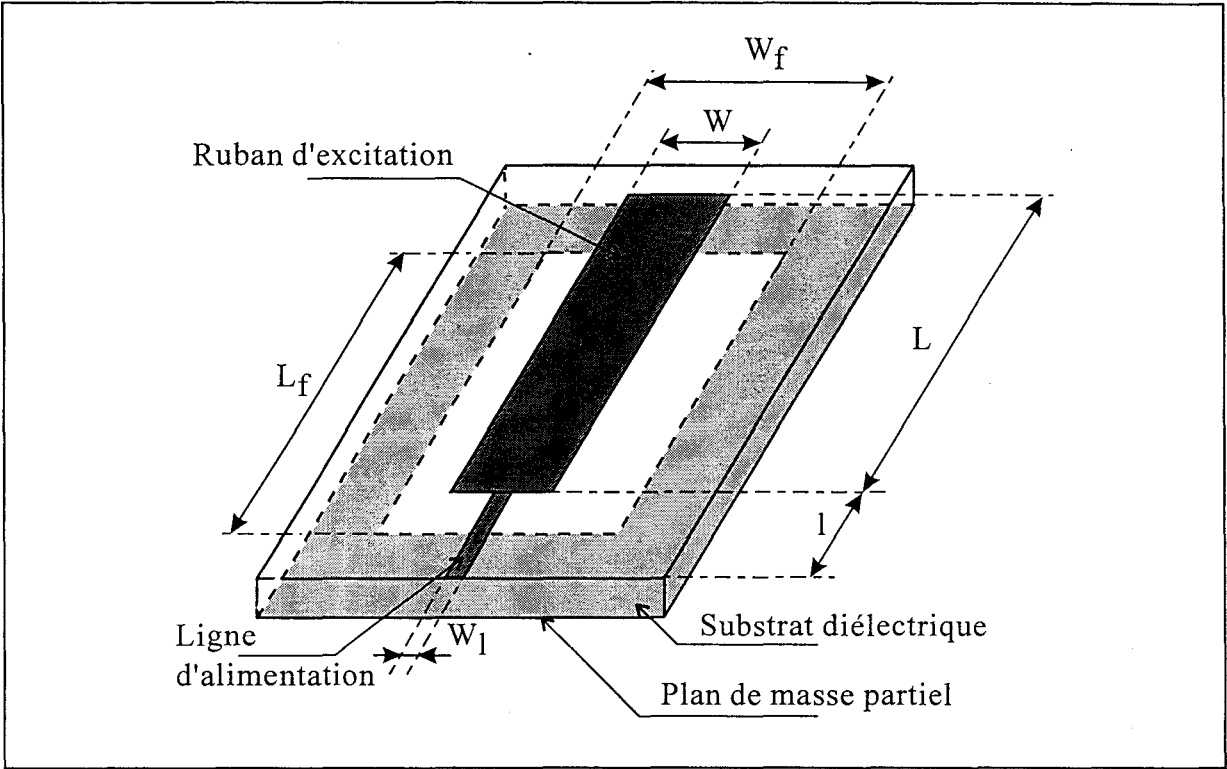


Figure 2-2 : Antenne-capteur de type microruban - microfente.

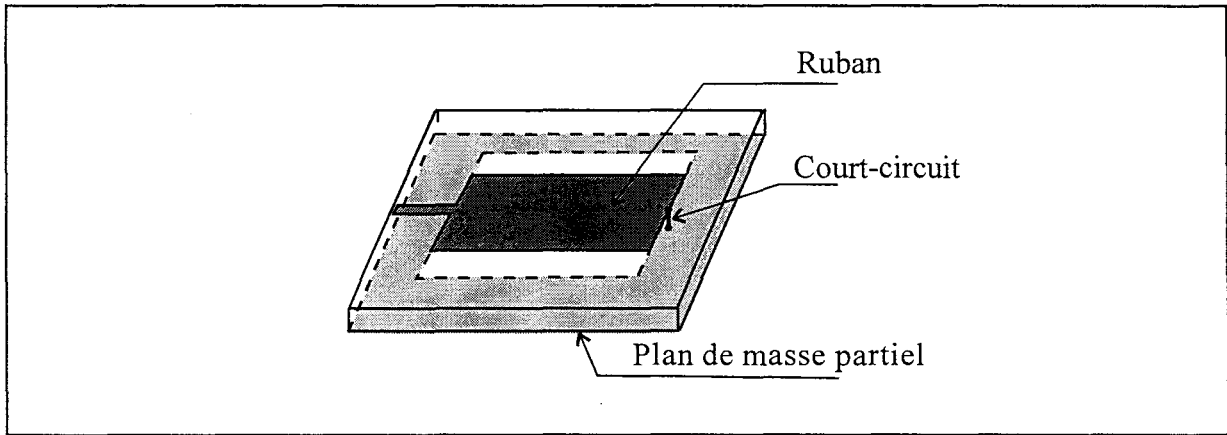


Figure 2-3 : Antenne-capteur microruban - microfente court-circuitée à son extrémité.

bolus d'eau, dont la température est mesurée par thermocouple. La circulation de l'eau thermostatée à l'intérieur du bolus est assurée grâce à une pompe de type Polystat. Le bolus a été placé sur un matelas identique à ceux utilisés dans les incubateurs. Les capteurs réalisés ont été placés suivant les deux localisations précédemment mentionnées.

Nous avons d'abord travaillé avec des antennes-capteurs de type microruban - microfente (figure 2-2) car elles présentent généralement une meilleure adaptation (bande passante plus large) que les structures de type patch.

Les antennes-capteurs réalisées comportent une ligne microruban de largeur W et de longueur L , alimentée par une ligne microruban dont l'impédance est proche de 50Ω , de largeur W_1 et de longueur l . Le plan de masse comporte une ouverture rectangulaire de largeur W_f , et de longueur L_f (avec ici $L=L_f$), dirigée vers le milieu dissipatif dont on désire mesurer la température radiométrique. Le substrat choisi est du duroid de permittivité diélectrique $\epsilon_r = 2,17$, à faibles pertes ($\tan \delta < 9.10^{-4}$) et d'épaisseur $0,5 \text{ mm}$.

Les dimensions géométriques de ces capteurs ont été déterminées à partir d'un modèle de type 'ligne de transmission' basé sur une Approche unidimensionnelle dans le Domaine Spectral (A.D.S.) ([56,57], annexe 3). L'ensemble antenne - milieu est assimilé à une structure de propagation caractérisée par sa constante de propagation complexe $\gamma = \alpha + j\beta$:

avec : α : facteur d'affaiblissement (Np/m)

β : constante de phase (Rad/m)

De ce paramètre, nous déduisons la longueur d'onde guidée dans la structure :

$\lambda_g = \frac{2\pi}{\beta}$ pour le mode fondamental de type "ruban". Les antennes-capteurs d'abord

réalisées sont de type "demi-onde", c'est-à-dire que leur longueur L correspond à $\frac{\lambda_g}{2}$.

Afin de réduire leur taille, elles peuvent être court-circuitées comme indiqué sur la

figure 2-3. Dans ce cas, elles sont de type "quart d'onde" ($L=L_f=\frac{\lambda_g}{4}$).

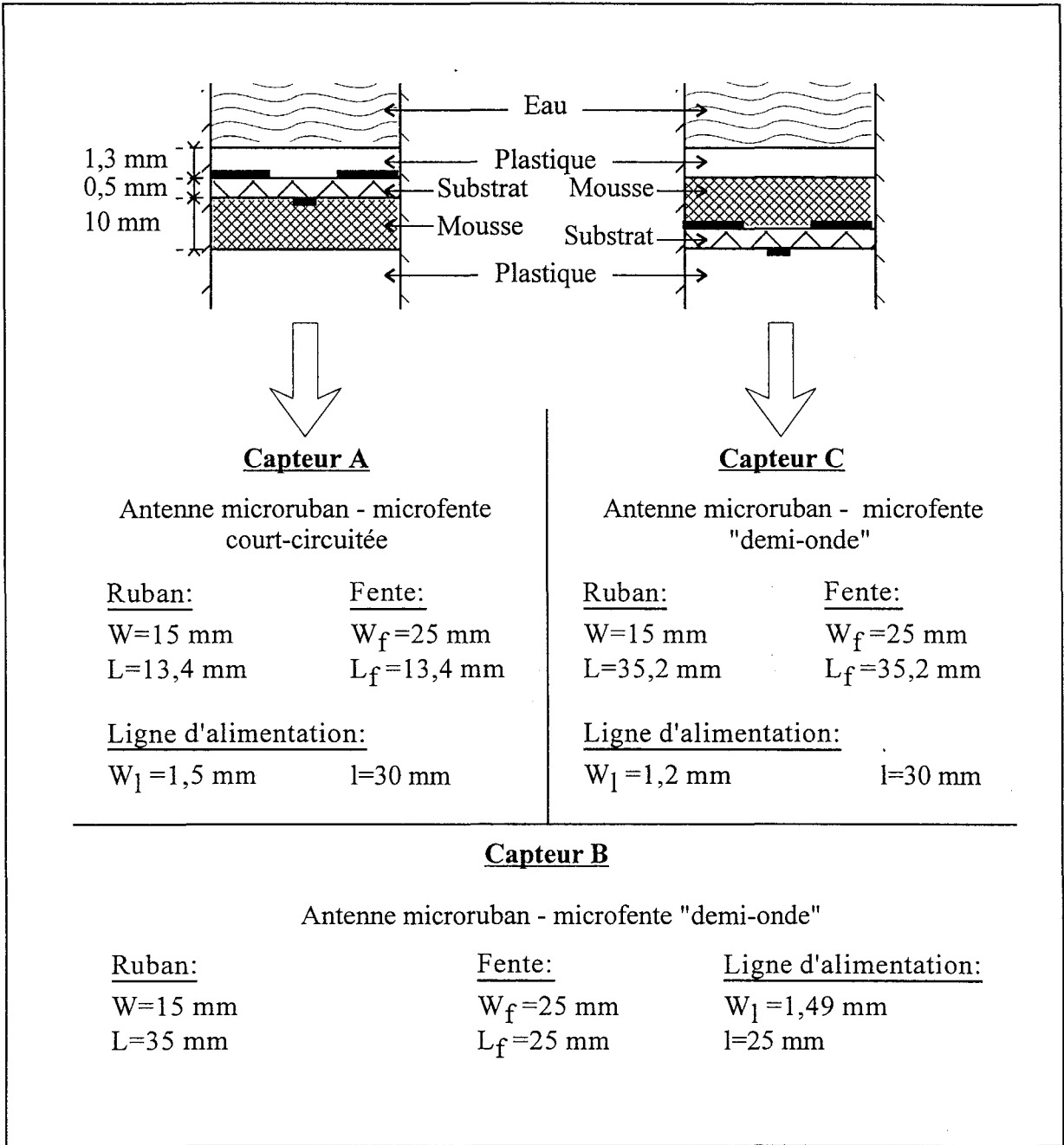


Figure 2-4 : Structures modélisées et dimensions des antennes-capteurs réalisées.

Les dimensions des capteurs ont été déterminées de façon à permettre leur fonctionnement dans la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz. Lors des manipulations à l'aide du dispositif expérimental précédemment décrit (figure 2-1), le capteur a été placé sous la poche d'eau :

- à l'intérieur du matelas juste sous la couche de plastique,
- puis à l'intérieur du matelas, sous la couche de mousse.

Dans chaque configuration, la structure est donc de type multicouches. Le tableau suivant regroupe les caractéristiques diélectriques (ϵ_r' et ϵ_r'') à la fréquence 3 GHz, associées aux divers matériaux constituant la structure.

Matériau	ϵ_r'	ϵ_r''
Plastique	3	≈ 0
Mousse	≈ 1	≈ 0
Substrat	2,20	≈ 0
Eau	77,5	14

Les coupes modélisées pour décrire la structure multicouches sont présentées sur la figure 2-4. L'analyse de ce type de structures à partir de l'A.D.S. a conduit à la réalisation de 2 capteurs nommés A et C, dont les dimensions géométriques sont indiquées sur la figure. Ils se différencient essentiellement par la surface de l'ouverture dans le plan de masse. Un autre capteur déjà existant, nommé capteur B, de surface utile intermédiaire, a également été testé. Par ordre croissant de la surface de l'ouverture viennent le capteur A (335 mm²), le capteur B (625 mm²) puis le capteur C (880 mm²). Une fiche de type SMA, montée à l'extrémité de la ligne microruban d'alimentation, permet de les connecter au câble d'entrée du radiomètre. Cette transition présente cependant l'inconvénient d'accentuer brutalement l'épaisseur des capteurs. Il sera donc hors de question de les utiliser ainsi sous le nouveau-né. Pour pallier cet inconvénient, un autre capteur, nommé capteur C', a été réalisé. Il ne diffère du capteur C que par l'éloignement de la fiche SMA grâce à l'insertion d'un câble coaxial

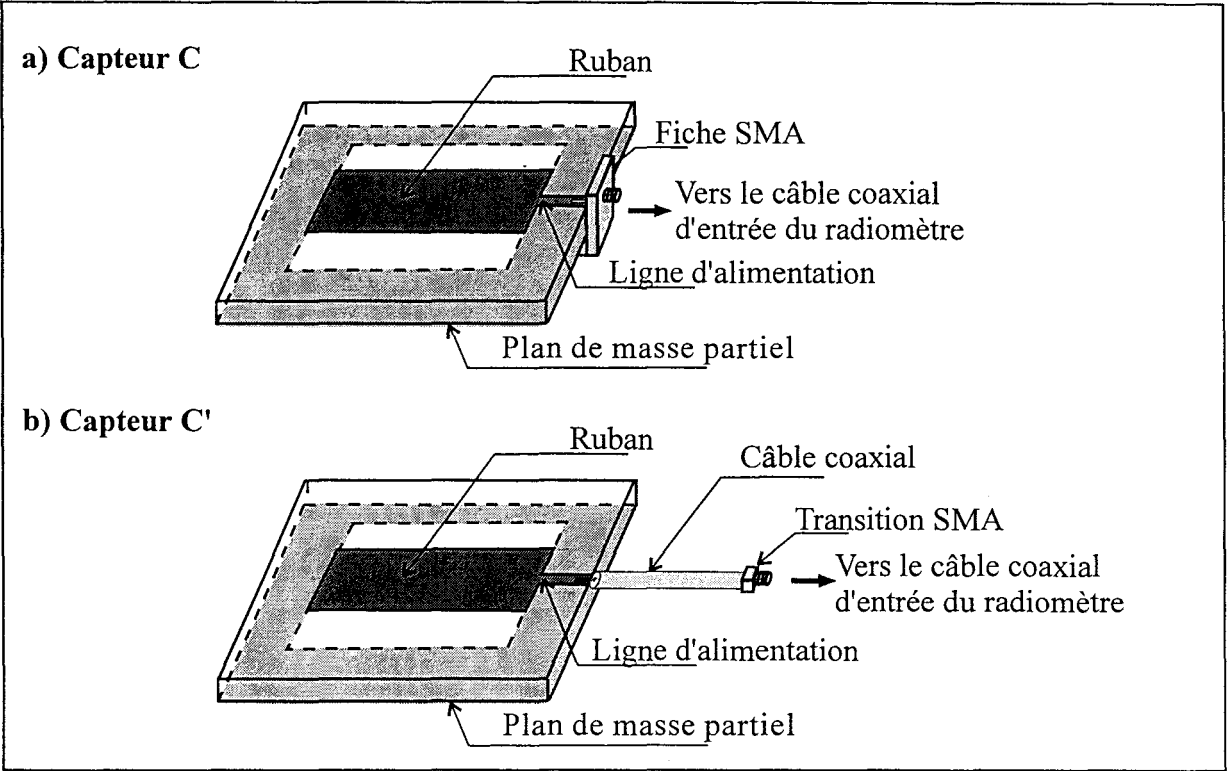


Figure 2-5 : Antennes-capteurs microruban-microfente avec
a) fiche SMA
b) câble coaxial et transition SMA.

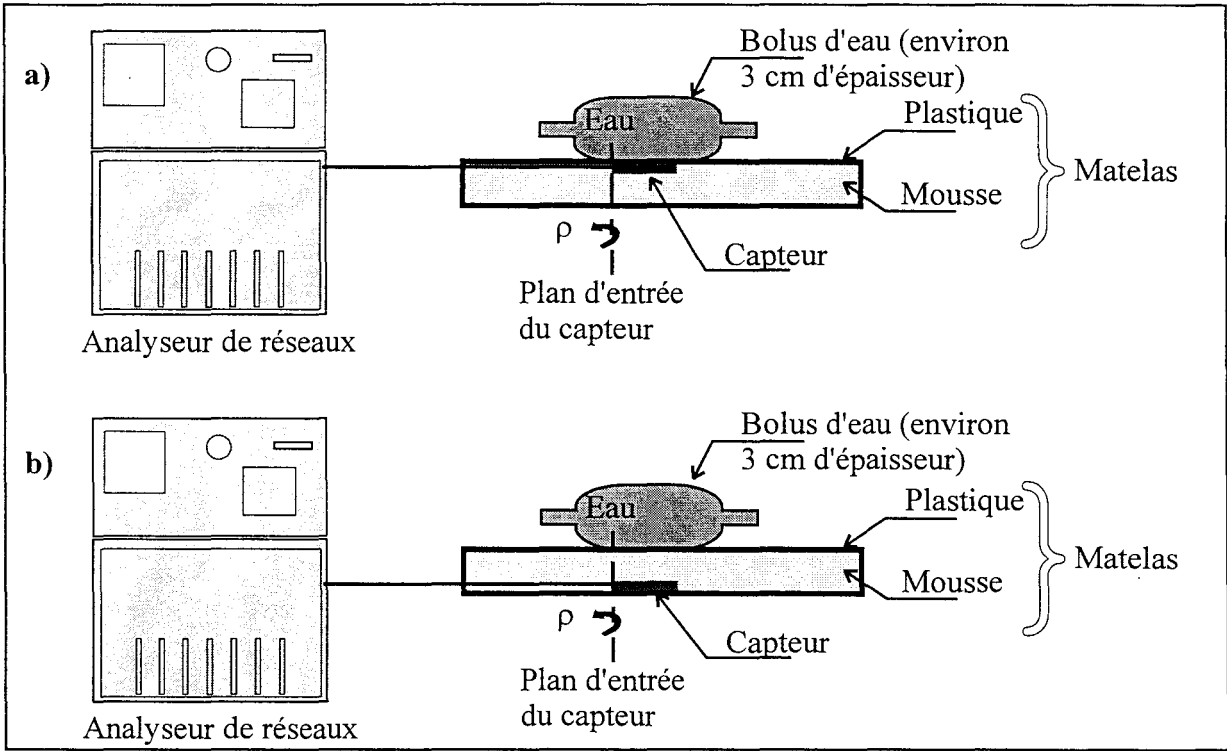


Figure 2-6 : Banc expérimental pour le relevé du paramètre $|S_{11}|$.
Le capteur est inséré dans le matelas
a) sur la couche de mousse
b) sous la couche de mousse.

supplémentaire, de longueur 45 cm. La transition ligne microruban - câble coaxial a été réalisée par une simple soudure (figure 2-5).

Chaque antenne-capteur a été caractérisée puis testée dans chacune des configurations proposées.

III.2 Validations expérimentales

Les expérimentations se sont déroulées en deux étapes : le relevé de l'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion ($|S_{11}|$) à l'entrée du capteur afin de vérifier la bonne adaptation de celui-ci à son environnement, puis les essais de suivi de la température radiométrique.

III.2.1 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion

Nous avons relevé le module du coefficient de réflexion ($|S_{11}|$) dans le plan d'entrée du capteur lorsque l'ouverture dans le plan de masse est placée contre la poche d'eau. Comme ces capteurs sont destinés à être utilisés sur le nouveau radiomètre à deux références internes de température, nous estimons que l'adaptation est suffisante lorsque le paramètre $|S_{11}|_{\text{moyen}}$ est inférieur ou égal à -6 dB sur la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz (paragraphe III.2 du chapitre 1).

Les relevés ont été effectués dans la bande de fréquences 0,1 GHz - 4,1 GHz, à l'aide d'un analyseur de réseaux vectoriel Hewlett Packard 8515. Chaque capteur a été testé dans la configuration pour laquelle il a été optimisé, mais nous avons également relevé les évolutions fréquentielles du paramètre $|S_{11}|$ pour la deuxième configuration envisagée. Les capteurs A, B, C et C' ont donc été positionnés comme indiqué sur les schémas de la figure 2-6 (dans la configuration a puis la b).

Les graphes de la figure 2-7 regroupent les évolutions fréquentielles du paramètre $|S_{11}|$ relevées à l'entrée de chaque capteur lorsque celui-ci est inséré dans le matelas, sur l'épaisseur de mousse. Nous en déduisons que pour cette configuration,

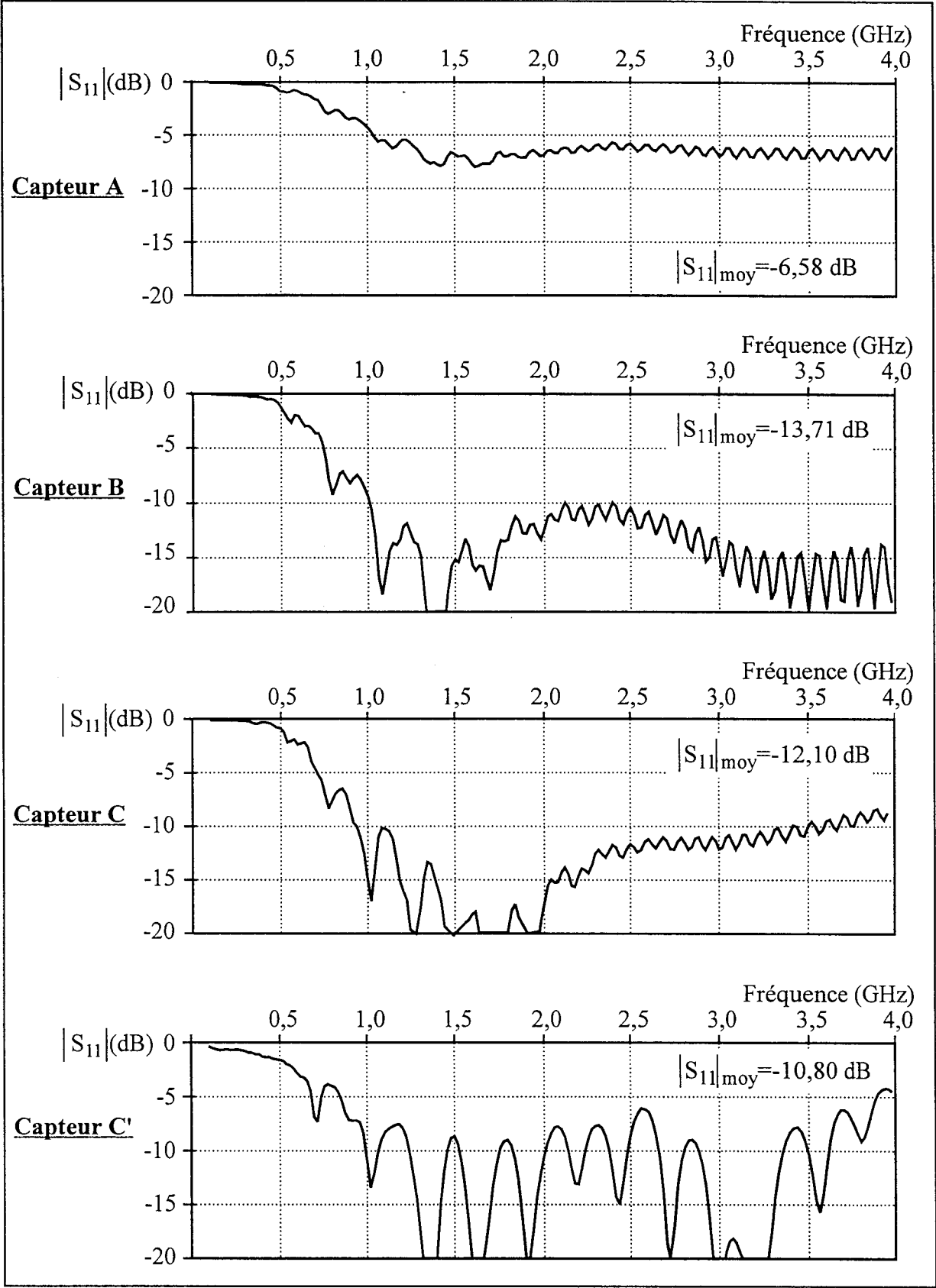


Figure 2-7 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion relevé à l'entrée de chaque capteur A, B, C et C' lorsque celui-ci est inséré dans le matelas, sur la couche de mousse.

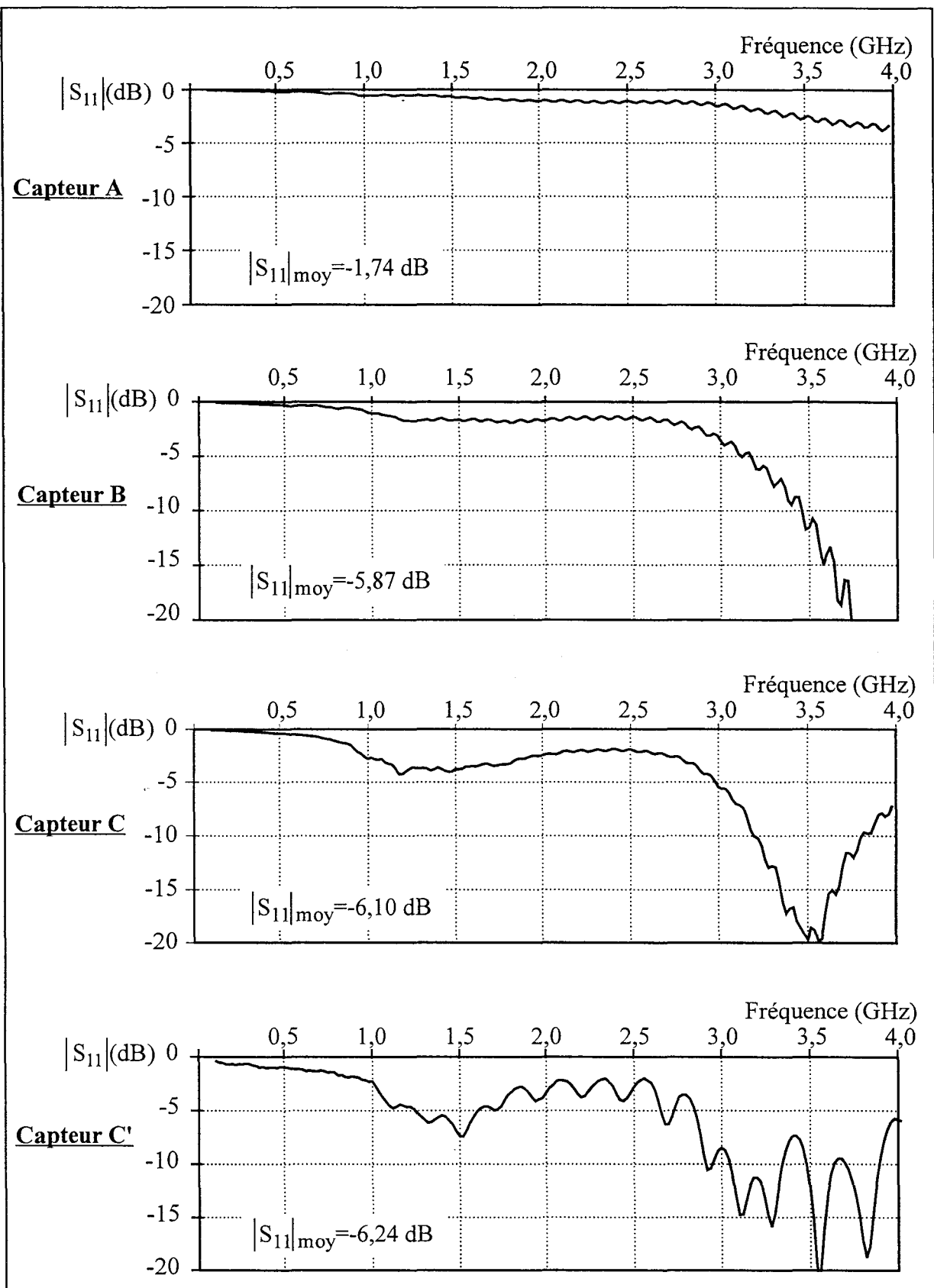


Figure 2-8 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion relevé à l'entrée de chaque capteur A, B, C et C' lorsque celui-ci est inséré dans le matelas, sous la couche de mousse.

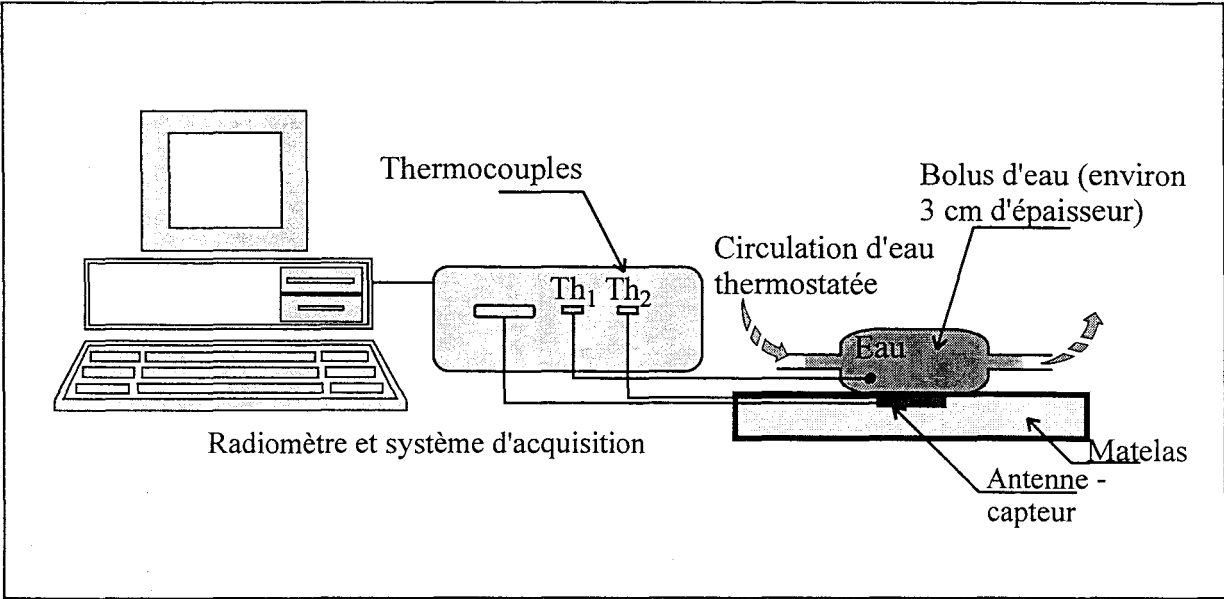


Figure 2-9 : Dispositif expérimental.

chaque capteur peut convenir car le coefficient de réflexion moyen $|S_{11}|_{\text{moyen}}$ dans la bande de fonctionnement du radiomètre est bien inférieur ou égal à -6 dB. Néanmoins, le capteur A, bien que spécialement étudié pour cette configuration, est le moins bien adapté. Nous remarquons que les capteurs B, C et C' fonctionnent préférentiellement dans la gamme de fréquences 1 GHz - 2 GHz.

Les relevés présentés sur la figure 2-8 ont été obtenus lorsque les capteurs sont placés dans le matelas, sous la mousse. Seuls les capteurs B, C et C' satisfont à nos exigences, particulièrement les capteurs C et C', optimisés pour cette configuration particulière. Le capteur A, par contre, ne pourra pas fonctionner, non pas parce qu'il est court-circuité mais parce que l'adaptation n'est pas satisfaisante ($|S_{11}|_{\text{moy}} = -1,74$ dB).

III.2.2 Relevés radiométriques

Après avoir contrôlé l'adaptation des différents capteurs, nous les avons utilisés pour enregistrer les signaux radiométriques émis par la poche d'eau en utilisant le dispositif décrit sur la figure 2-9. La circulation d'eau est assurée à partir d'une pompe associée à un système de thermostatisation dont il est possible de faire varier la température de consigne entre 30°C et 45°C. Un thermocouple mesure la température de l'eau à l'intérieur de la poche, face à l'ouverture de l'antenne-capteur.

Un exemple d'évolution temporelle de la température radiométrique et de la température de l'eau mesurée par thermocouple est donné figure 2-10. Ce suivi a été obtenu à l'aide du capteur B placé dans le matelas sur la couche de mousse. Les variations de la température radiométrique sont en parfaite concordance avec celles de la température de l'eau. Cependant, la température radiométrique est inférieure puisqu'elle résulte du signal radiométrique émis, non seulement par l'eau, mais également par l'épaisseur de plastique du matelas et le substrat de l'antenne dont les températures sont légèrement plus faibles.

Les tracés de l'évolution de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau, mesurée par thermocouple, permettent de déterminer la

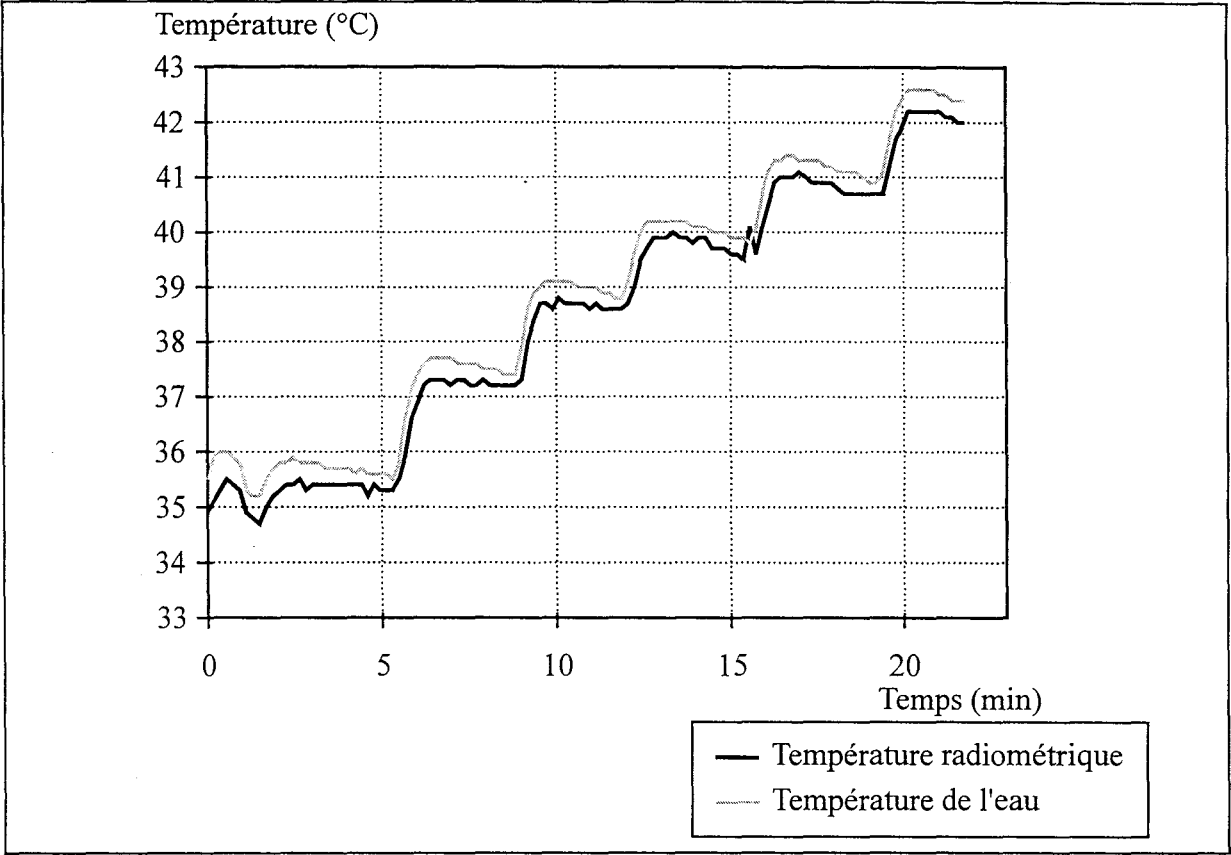


Figure 2-10 : Comparaison entre le suivi de la température radiométrique à l'aide du capteur B et le suivi de la température de l'eau dans le bolus à l'aide d'un thermocouple.

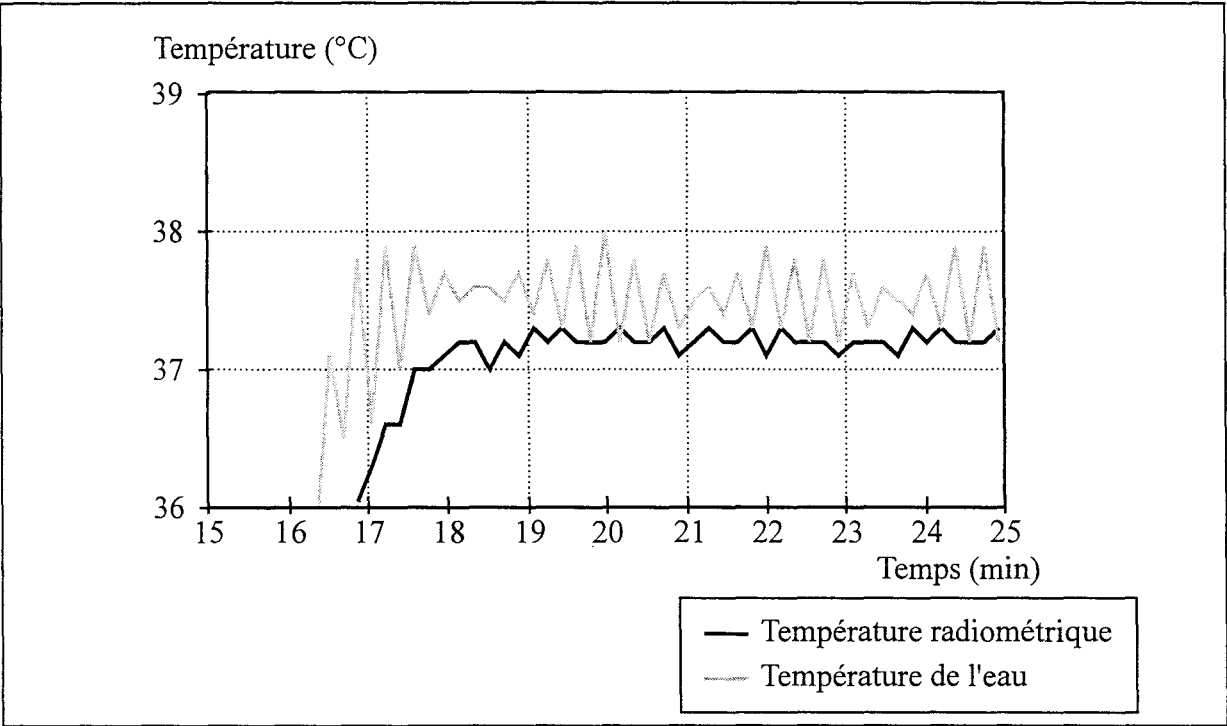
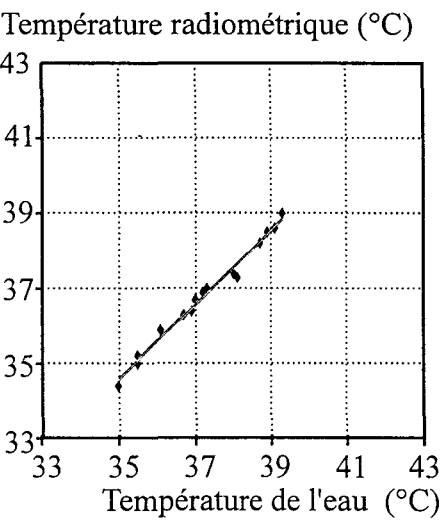
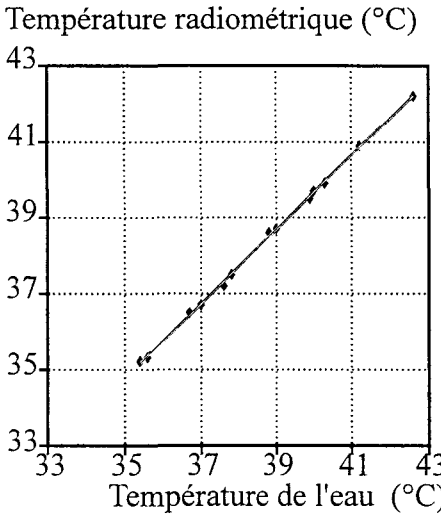


Figure 2-11 : Exemple de suivi de la température radiométrique lorsque la température de l'eau dans le bolus atteint un plateau thermique.

a) Capteur A



b) Capteur B



♦ Relevés
— Approximation
linéaire

c) Capteur C

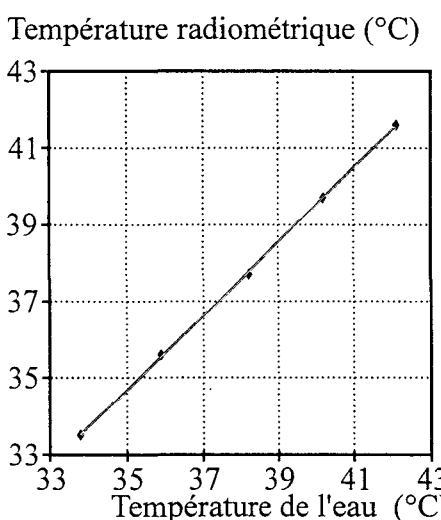


Figure 2-12 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau (mesurée par thermocouple), pour les capteurs A, B et C.

"sensibilité" du système capteur - radiomètre. Afin d'effectuer ces tracés, nous avons incrémenté la température de consigne du bain thermostaté de façon à réaliser une série de créneaux de montée en température. Pour chaque équilibre thermique atteint, comme illustré sur l'exemple de la figure 2-11, nous avons relevé la valeur de la température radiométrique ainsi que celle donnée par le thermocouple, avant de réaliser le créneau suivant de montée en température.

Les résultats obtenus déduits de ces expérimentations sont présentés sur la figure 2-12 pour le cas des capteurs A, B, et C lorsque ceux-ci sont insérés dans le matelas, sur la couche de mousse. Nous observons une évolution quasi-linéaire de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau. L'approximation linéaire de cette évolution a été tracée sur chacun des graphes. Nous observons que la température radiométrique est toujours très légèrement inférieure à la température de l'eau. Cela s'explique par la présence du plastique du matelas qui a un rôle d'isolant thermique ; la température du substrat de l'antenne est donc inférieure à celle de l'eau [40].

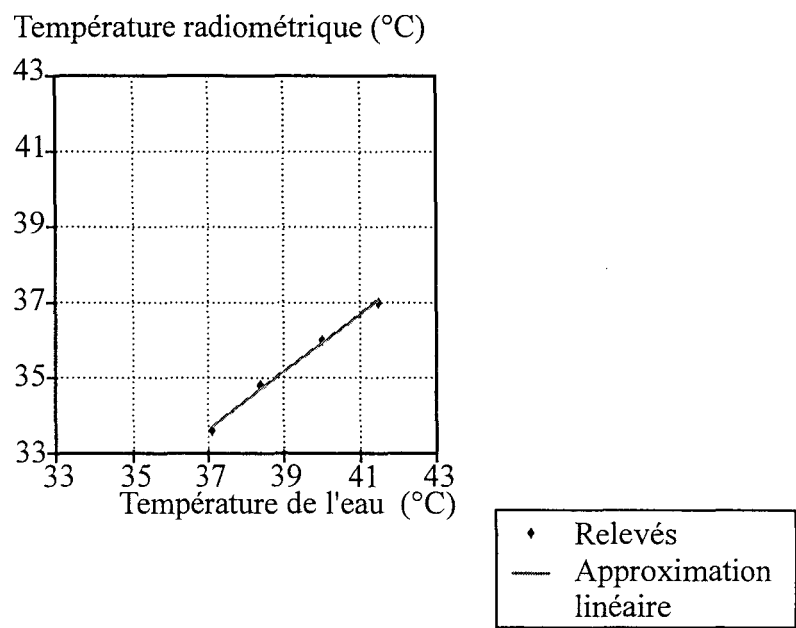
Bien que la pente de chaque droite tracée sur la figure 2-12 soit différente suivant le capteur utilisé, nous observons tout de même que celle-ci reste proche de l'unité, comme l'illustre le tableau suivant :

Capteur	"Sensibilité"
A	0,986
B	0,981
C	0,971

Il en découle qu'une variation de $0,2^{\circ}\text{C}$ de la température radiométrique correspond à une variation de la température de l'eau comprise entre $0,203^{\circ}\text{C}$ et $0,206^{\circ}\text{C}$ suivant le capteur utilisé.

Pareillement, nous avons ensuite relevé l'évolution de la température radiométrique obtenue avec le capteur C' en fonction de celle de l'eau. Tout d'abord les perturbations apportées par l'insertion d'un câble supplémentaire n'ont pas été prises en

a)



b)

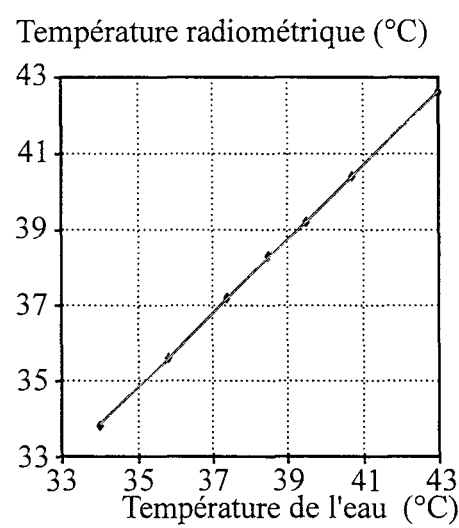


Figure 2-13 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau (mesurée par thermocouple) pour le capteur C'
a) sans les corrections tenant compte du câble supplémentaire
b) avec corrections.

compte. Le graphe correspondant est donné sur la figure 2-13a. Nous observons à nouveau une évolution linéaire, mais la "sensibilité" est cette fois de 0,768. Nous avons ensuite introduit les corrections permettant de prendre en compte la présence du câble (température du câble égal à 20°C et pertes égales à 0,7 dB). Le nouveau graphe est présenté sur la figure 2-13b ; la "sensibilité" est cette fois égale à 0,977, c'est-à-dire comparable à celle obtenue pour les trois capteurs précédents A, B et C.

De ces expérimentations, nous avons conclu à la faisabilité du suivi de la température radiométrique du nouveau-né, au travers de la couche plastique supérieure du matelas. Parmi les capteurs utilisés lors de ces premiers essais, le capteur C' semble le mieux adapté car la fiche de connexion SMA est éloignée de celui-ci par l'intermédiaire d'un câble coaxial. Il est donc moins décelable par l'enfant.

Par contre, les expérimentations réalisées dans le cas où le capteur est inséré dans le matelas, sous la couche de mousse, ne permettent pas d'aboutir à cette conclusion. En effet, la "sensibilité" des capteurs, n'est pas suffisante : elle est toujours inférieure à 0,2. Ce phénomène s'explique par le fait que la mousse séparant le capteur du bolus d'eau constitue ici un isolant thermique très épais et de ce fait la température du substrat, qui contribue également au signal radiométrique, est cette fois bien plus faible que la température de l'eau. Les variations de la température de l'eau sont donc beaucoup moins décelables dans cette configuration.

III.2.3 Détection d'un mauvais fonctionnement

Lorsqu'il est placé dans l'incubateur, le nouveau-né ne va pas rester immuablement dans la même position. Il est donc nécessaire de contrôler si le capteur est toujours correctement positionné.

L'utilisation du nouveau radiomètre à deux références internes de température permet d'avoir accès à la valeur du coefficient de réflexion moyen ρ (dans la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz) mesuré dans le plan d'entrée du capteur.

L'enregistrement de ce paramètre peut donc servir à détecter une mauvaise connexion du capteur ou un mauvais emplacement de celui-ci par rapport au nouveau-né.

En effet, lors des expérimentations, nous avons observé que lorsque le capteur est correctement connecté au radiomètre et que la poche d'eau est bien située en regard de celui-ci, le coefficient de réflexion reste inférieur à 0,3. Par contre, si le capteur est mal connecté, ou s'il apparaît un problème technique au niveau d'une transition ou du câble de liaison, le coefficient ρ_{moy} présente alors une valeur suspecte, proche de 1 (court-circuit ou circuit ouvert). Lorsque la poche d'eau n'est pas positionnée face au capteur, le coefficient de réflexion devient alors supérieur à 0,5. Le tableau ci-dessous donne un ordre de grandeur de la valeur de ρ_{moy} mesuré pour chaque capteur positionné dans le matelas, sur la couche de mousse, lorsque la poche d'eau est, ou n'est pas, en regard de celui-ci.

Capteur	Avec poche d'eau	Sans poche d'eau
A	0,26	0,83
B	0,09	0,52
C	0,1	0,56
C'	0,1	0,54

L'enregistrement de ce paramètre durant une séance de suivi de température radiométrique est donc un moyen simple de contrôler le bon fonctionnement et le bon emplacement du capteur.

IV REALISATION ET TESTS DE CAPTEURS SPECIFIQUES

L'étude préliminaire de faisabilité ayant été très concluante, nous avons décidé d'approfondir l'étude en définissant des capteurs destinés à être positionnés à des endroits précis dans l'incubateur ou sur le nouveau-né et répondant à un cahier des charges plus complet et surtout spécifique.

Nous avons voulu, tout d'abord, prévenir les risques éventuels de perturbation liés à l'utilisation du radiomètre sur site clinique. En effet, les sources électromagnétiques peuvent y être nombreuses (fours à microonde) et perturber nos mesures. Pour éviter cela, la bande de fréquences utilisée par le radiomètre peut être réduite (largeur de bande égale à 500 MHz) et centrée sur 3,3 GHz par l'insertion, dans la chaîne hyperfréquence, du filtre passe-bande mentionné au chapitre 1 (paragraphe IV.2). Les capteurs ont donc été définis pour fonctionner principalement dans la bande 3,05 GHz - 3,55 GHz. De plus, chaque capteur a été conçu de manière à avoir un diagramme de réception unidirectionnel (utilisation d'un plan réflecteur).

Après concertation avec les physiologues, trois configurations ont été retenues pour le positionnement du capteur :

- contre la peau du nouveau-né ;
- contre le nouveau-né mais sans contact avec la peau;
- sous le nouveau-né, sans contact.

Dans la suite, nous présentons en détail la structure des capteurs qui ont été réalisés, spécifiques à chaque configuration. Pour chaque cas, nous nous sommes intéressés :

- au relevé de l'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion mesuré à l'analyseur de réseaux HP 8515 dans la bande de fréquences 0,1 GHz - 4,1 GHz, lorsque le capteur est placé contre le bras d'un adulte puis contre notre milieu fantôme (poche d'eau). Nous avons testé chaque capteur face à ces deux milieux pour être sûr qu'il sera bien adapté lorsqu'il sera face au nouveau-né (le muscle de celui-ci présente une permittivité diélectrique comprise entre celle du muscle d'un adulte et celle de l'eau) ;
- aux relevés radiométriques sur milieu fantôme permettant d'estimer la "sensibilité" du système capteur - radiomètre, avec et sans filtre hyperfréquence ;
- au relevé du coefficient de réflexion (ρ_{moy}) mesuré par le radiomètre, permettant de mettre en évidence certains dysfonctionnements éventuels du système.

IV.1 Capteur en contact avec la peau

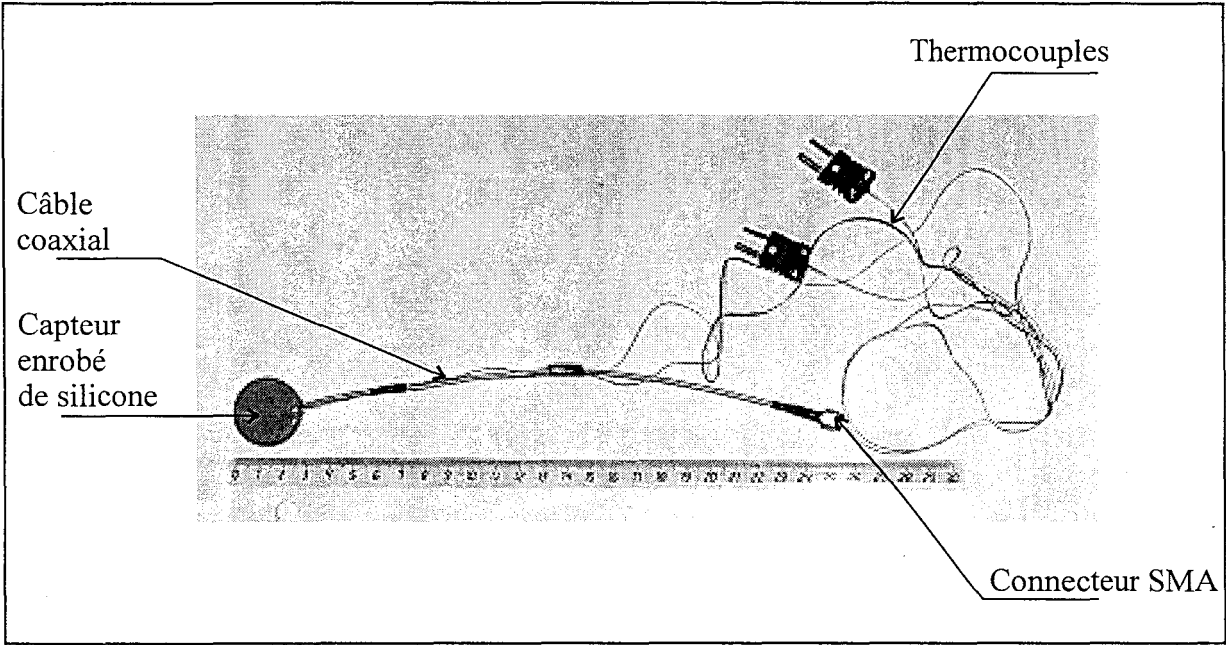
IV.1.1 Structure

Dans cette première configuration, le capteur est destiné à être simplement placé au contact de la peau du nouveau-né. L'emplacement précis (ventre, épaules, torse, tête...) n'est pas encore défini mais son choix ne changera pas les contraintes à respecter.

Pour pouvoir être positionné contre la peau du nouveau-né, le capteur doit être enveloppé d'un matériau biocompatible, c'est-à-dire stérilisable, non toxique et non sensibilisant. De plus, l'ensemble doit rester souple, lisse pour ne pas gêner le bébé, et circulaire pour ne pas le blesser.

Le matériau d'enrobage retenu est le silicone RTV 664. Ce polymère certifié biocompatible pour des applications alimentaires, a été testé en terme de biocompatibilité pour notre application par Mme M.D. NAGEL du Laboratoire de Biologie Cellulaire Expérimentale du Centre Recherches de Royallieu de Compiègne [58]. Dans un premier temps, un échantillon a été stérilisé à l'autoclave, c'est-à-dire élevé à une température de 120°C humide sous pression de 1 bar pendant 20 minutes. Comme aucune modification de l'état solide n'a été notée, le polymère a été déclaré stérilisable à l'autoclave. Dans un deuxième temps, il a été prouvé qu'il n'avait pas d'effet toxique, selon le test de relargage au rouge neutre. La non toxicité a été confirmée par le test de cytotoxicité par contact direct. Enfin, aucun effet sensibilisant n'a été remarqué lorsqu'un échantillon de ce matériau a été appliqué sur la peau d'un adulte pendant une semaine. De ces tests, couronnés de succès, il a été conclu que ce matériau pouvait être placé contre la peau du bébé.

Ce matériau a également été caractérisé du point de vue diélectrique. Une première approche par la méthode des pastilles a permis de chiffrer la permittivité diélectrique relative ϵ_r à 3 à température ambiante. Une caractérisation plus précise, en fonction de la température doit être prochainement entreprise en utilisant la méthode des cellules coaxiales [38]. Elle permettra également d'estimer les pertes du matériau.



Photographie 2-2 : Capteur destiné à être placé au contact de la peau du nourrisson.

Pour que le capteur reste suffisamment souple après l'enrobage par le silicone RTV664 et présente une faible épaisseur, il a été réalisé à partir d'une plaque de substrat duroid de permittivité diélectrique relative $\epsilon_r = 2,17$ et de 0,5 mm d'épaisseur.

La taille du capteur doit être faible (son diamètre ne doit pas excéder 3 cm) pour qu'il puisse être positionné facilement au contact de la peau à divers endroits du corps du nouveau-né.

Enfin, un câble coaxial souple, directement soudé au capteur, permet une connexion au radiomètre sans trop gêner l'enfant.

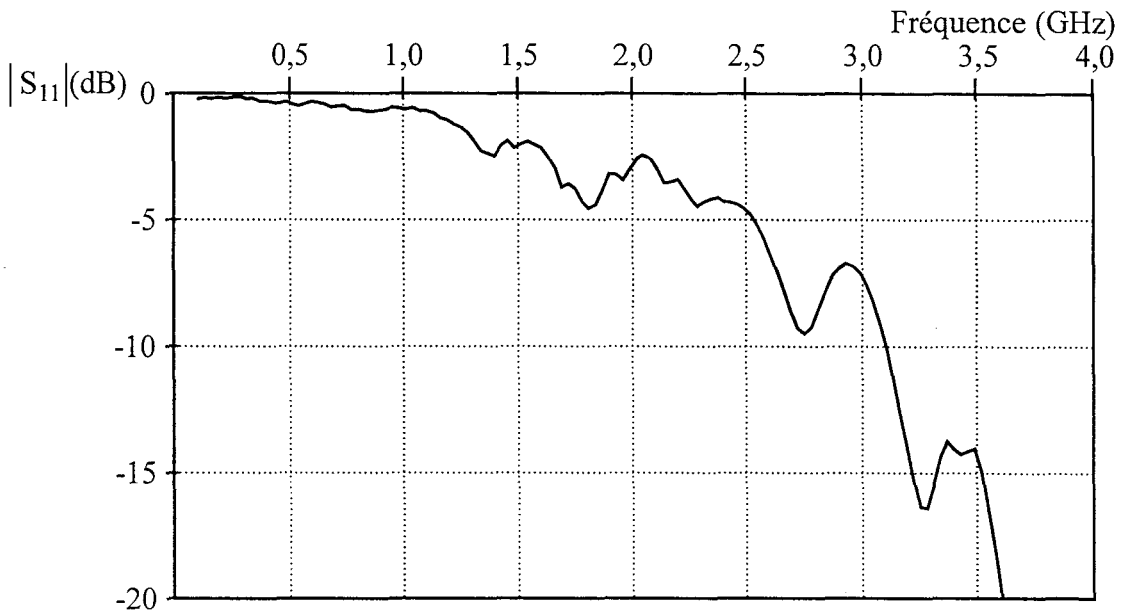
Ce premier capteur, que nous nommons capteur D, a été réalisé et enrobé de silicone sur une épaisseur d'environ 3 mm. Pour des raisons de confidentialité nous ne pouvons décrire ici sa géométrie. La photographie 2-2 présente son aspect extérieur après enrobage. Deux thermocouples ont été insérés dans le silicone ; l'un est positionné contre le substrat, sur la face dirigée vers le bébé, l'autre, à l'interface silicone - air, sera en contact avec la peau du bébé. Ces thermocouples permettront un contrôle de la température du substrat et de la température superficielle, locale du nouveau-né.

IV.1.2 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion

La figure 2-14 présente les relevés de l'évolution fréquentielle du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ lorsque le capteur est placé sur le bras d'un adulte, puis sur le milieu fantôme (la poche d'eau).

Nous constatons que les évolutions sont similaires et que le capteur fonctionne préférentiellement dans la bande de fréquences 3 GHz - 4 GHz. Les valeurs moyennes du coefficient de réflexion calculées dans les bandes 1,6 GHz - 4,1 GHz et 3,05 GHz - 3,55 GHz sont inférieures à -6 dB dans les deux cas (a et b). Celles-ci sont indiquées dans le tableau suivant. L'adaptation est améliorée lorsque le filtre hyperfréquence est inséré dans le radiomètre : la bande fréquentielle de fonctionnement est réduite et correspond alors à une bande de fréquences de très bonne adaptation (le module du coefficient S_{11} est bien inférieur à -10 dB).

a)



b)

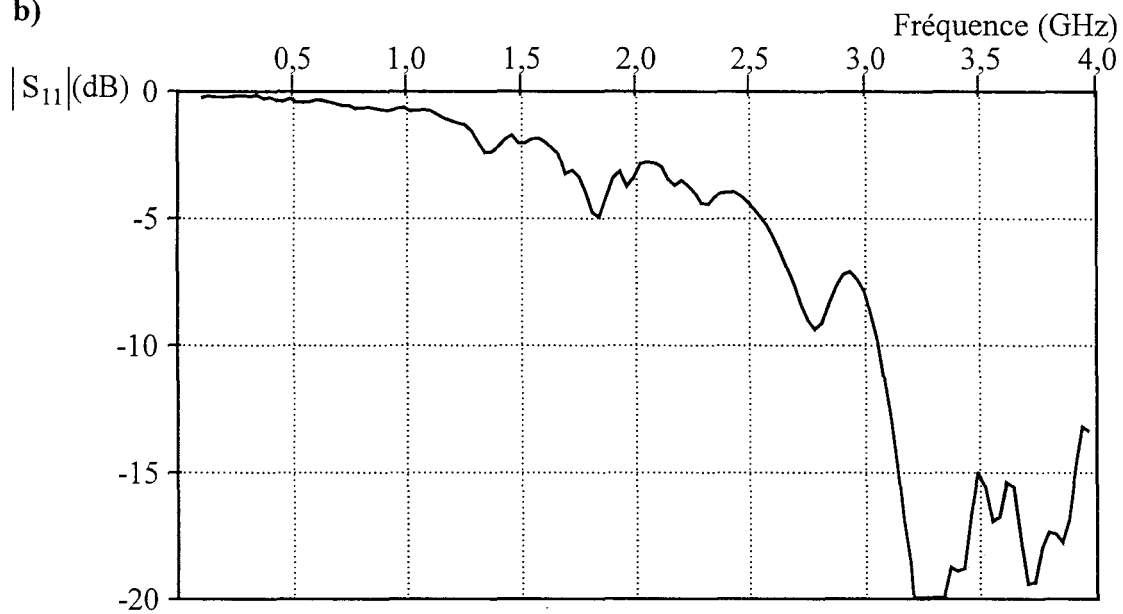


Figure 2-14 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ relevé à l'entrée du câble coaxial du capteur D positionné :

- a) sur le bras d'un adulte
- b) sur la poche d'eau.

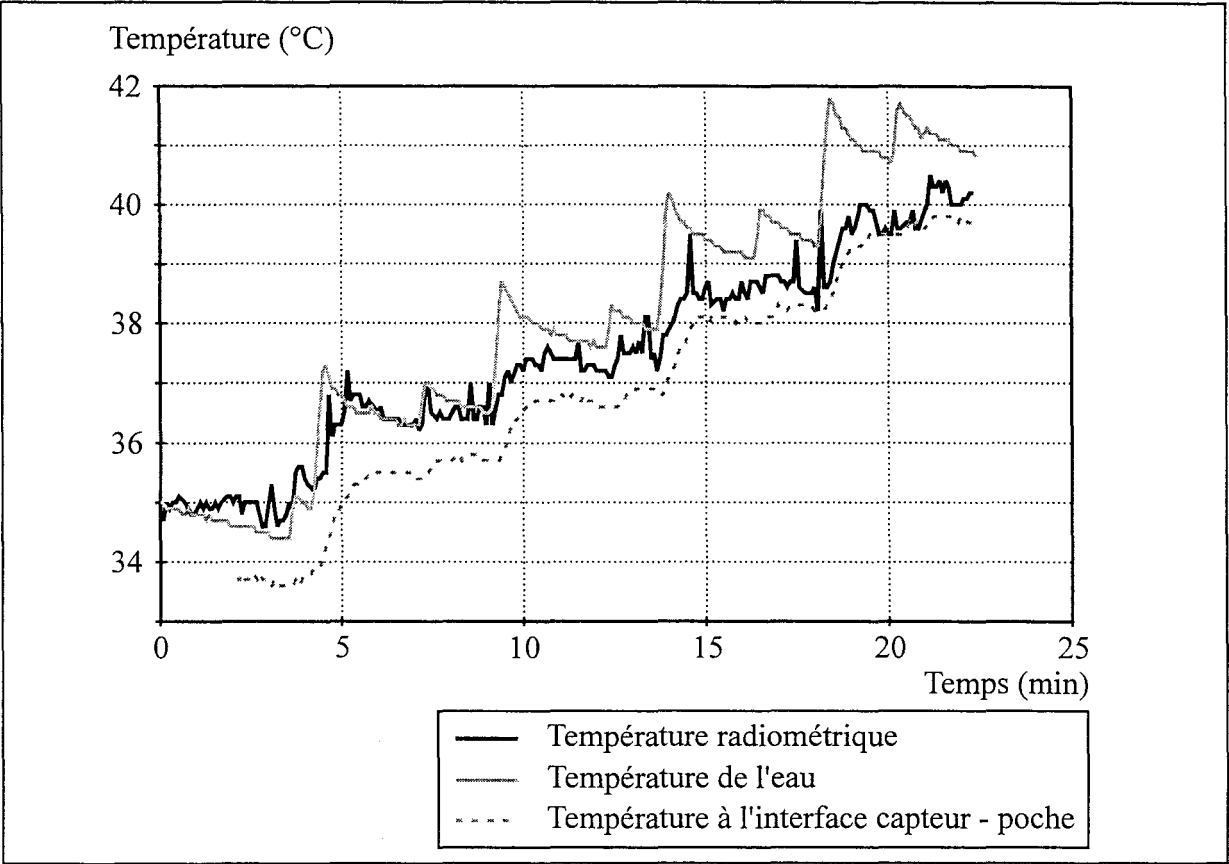


Figure 2-15 : Exemple de suivi temporel de la température radiométrique et des températures mesurées aux thermocouples lorsque le capteur D est placé contre la poche d'eau (sans filtre).

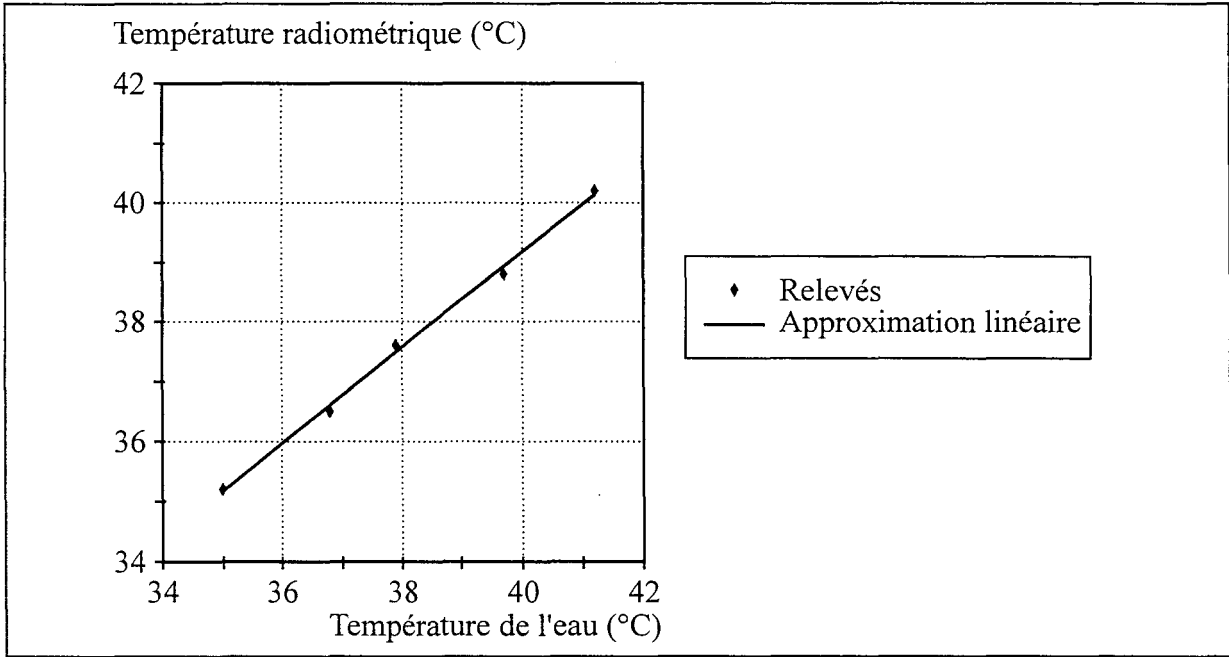


Figure 2-16 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau, (mesurée au thermocouple) lorsque le capteur D est placé contre la poche d'eau (sans filtre).

$ S_{11} $ moyen (dB)	Sur le bras	Sur la poche d'eau
1,6 GHz - 4,1 GHz	-10,69	-10,20
3,05 GHz - 3,55 GHz	-13,13	-17,56

Ce capteur peut donc être utilisé avec le radiomètre à deux références internes de température, avec ou sans filtre.

IV.1.3 Relevés radiométriques

Les essais de mesure de la température radiométrique ont été effectués sans puis avec le filtre hyperfréquence en utilisant la procédure précédemment décrite au paragraphe III.2.2. Les pertes de l'ensemble capteur - câble de connexion, estimées à 0,48 dB sans le filtre et 1,3 dB avec le filtre, ont été prises en compte durant les manipulations et introduites dans le logiciel de gestion.

Dans un premier temps, et pour chaque cas, les évolutions de la température radiométrique et de la température de l'eau mesurée par thermocouple ont été enregistrées en fonction du temps. Les figures 2-15 et 2-17 présentent les graphes obtenus, respectivement sans puis avec le filtre hyperfréquence.

A chaque incrémentation de la température de l'eau, correspond une incrémentation de la température radiométrique. A chaque montée en température, le système de régulation induit des variations brusques et brèves (pics qui n'apparaîtront pas lors de la mesure de la température des nourrissons) de la température de l'eau, que ni la température radiométrique, ni la température superficielle mesurée par thermocouple ne mettent en évidence. Néanmoins, la température radiométrique est plus proche de la température interne de l'eau que de celle mesurée au thermocouple en surface et suit plus rapidement ses variations. La mesure de température par radiométrie microonde est donc plus représentative de la température de l'eau.

Dans un second temps, nous avons tracé l'évolution de la température radiométrique en fonction de celle de l'eau. Les graphes obtenus sans puis avec le filtre

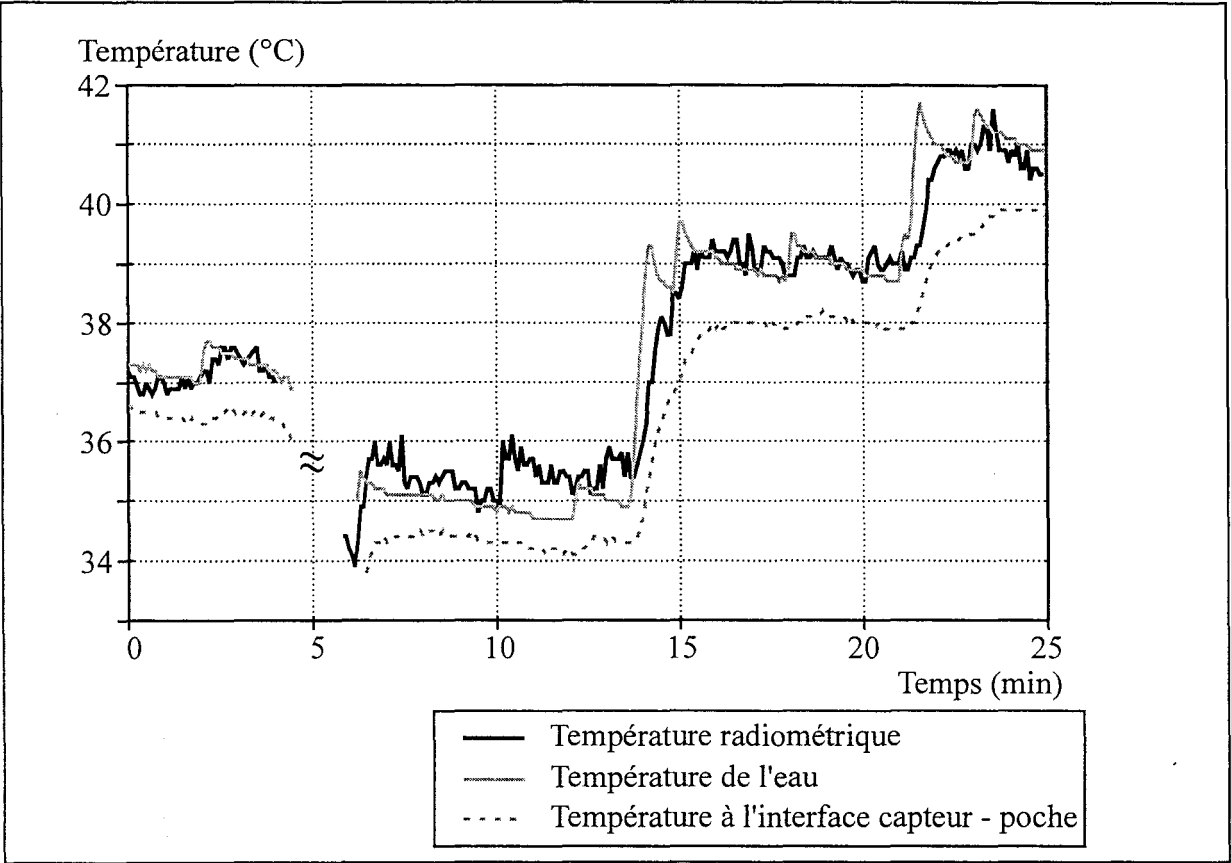


Figure 2-17 : Exemple de suivi temporel de la température radiométrique et des températures mesurées aux thermocouples lorsque le capteur D est placé contre la poche d'eau (avec filtre).

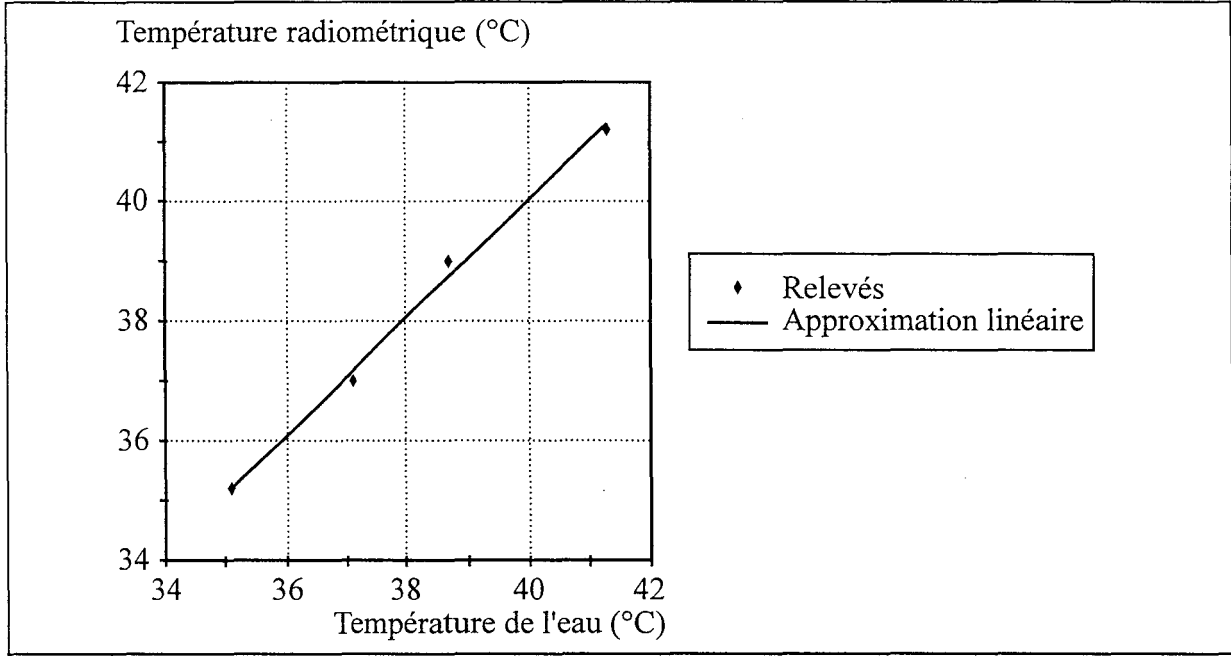


Figure 2-18 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau (mesurée au thermocouple) lorsque le capteur D est placé sur la poche d'eau (avec filtre).

sont présentés respectivement sur les figures 2-16 et 2-18. Dans chaque cas, nous observons une évolution quasi-linéaire, la "sensibilité" du système radiomètre - capteur vaut 0,802 sans le filtre et 0,984 avec le filtre. La diminution de la bande de fréquences semble améliorer la "sensibilité" du système de mesure.

Néanmoins, la "sensibilité" est, dans un premier temps, suffisante puisqu'une variation de 0,2°C de la température de l'eau entraîne une variation de la température radiométrique égale à 0,16°C en l'absence du filtre et 0,19°C en sa présence.

IV.1.4 Mesure de la valeur moyenne du coefficient de réflexion (ρ_{moy})

Le tableau suivant indique les valeurs du coefficient de réflexion affichées par le radiomètre, avec et sans filtre, lorsque le capteur est posé contre le bras d'un adulte puis contre la poche d'eau. Nous avons également indiqué la valeur de ce paramètre lorsque le capteur est placé dans l'air.

	Sur le bras	Sur la poche d'eau	Dans l'air
sans filtre	0,33	0,29	0,5
avec filtre	0,2	0,23	0,9

Nous notons tout d'abord que, puisque ce coefficient ρ_{moy} est une moyenne calculée dans la bande de fréquence radiométrique : 1,6 GHz - 4,1 GHz dans le premier cas, et 3,05 GHz - 3,55 GHz dans le second (où l'adaptation est légèrement meilleure au vu des relevés effectués à partir de l'analyseur de réseaux - figure 2-14), les résultats sont en accord avec les valeurs moyennes du $|S_{11}|$ calculées sur les mêmes bandes de fréquences à partir des mesures à l'analyseur de réseaux.

Les différences observées entre les valeurs de ρ_{moy} (spécialement lors de l'insertion de filtre) lorsque le capteur est placé contre un milieu dissipatif (muscle ou eau) et lorsque le capteur est placé dans l'air laissent prévoir qu'une simple vérification

sur l'écran de visualisation permettra de s'apercevoir d'un mauvais positionnement du capteur.

IV.2 Capteur sans contact avec la peau

IV.2.1 Structure

Dans cette seconde configuration, le capteur est destiné à être positionné contre l'enfant, mais sans contact avec la peau. Nous nous sommes particulièrement intéressés à la conception d'un capteur pouvant s'insérer dans un bracelet. Le capteur doit donc pouvoir être facilement mis en place, et être solidement attaché en vue de nombreuses manipulations.

Le bracelet dans lequel nous avons prévu de placer le capteur, est déjà utilisé en hôpital pour, principalement, immobiliser le bras du nouveau-né contre le matelas. Il est réalisé en mousse et s'enroule autour du bras ou éventuellement autour de la jambe de l'enfant. Le capteur doit donc être très souple et présenter une très faible surface.

Un capteur plan, de forme circulaire et de 1,5 cm de diamètre, que nous nommons capteur E, a été réalisé selon le même procédé que le capteur D. Un câble coaxial souple directement soudé sur celui-ci permet de le connecter au radiomètre. Le capteur a été positionné à l'intérieur du bracelet au moyen d'un morceau de sparadrap. L'ensemble est présenté sur la photographie 2-3. Un exemple de positionnement de cet ensemble sur un enfant, Luca, est présenté sur la photographie 2-4.

IV.2.2 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion

Sur la figure 2-19 sont tracées les évolutions fréquentielles du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ lorsque le capteur est placé sur le bras d'un adulte, puis sur la poche d'eau.

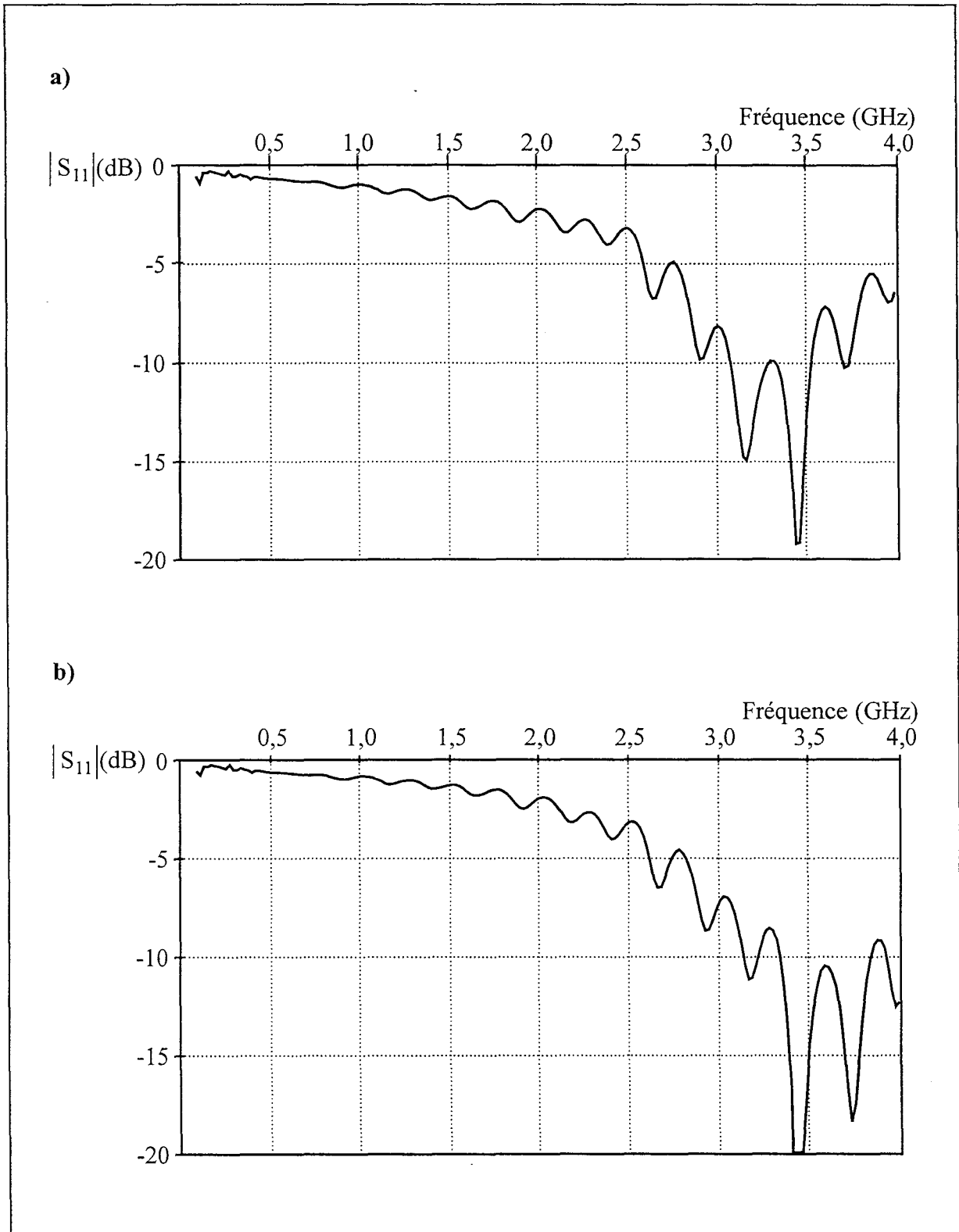


Figure 2-19 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ à l'entrée du capteur E, placé dans le bracelet, et positionné :

- a) sur le bras d'un adulte
- b) sur la poche d'eau.

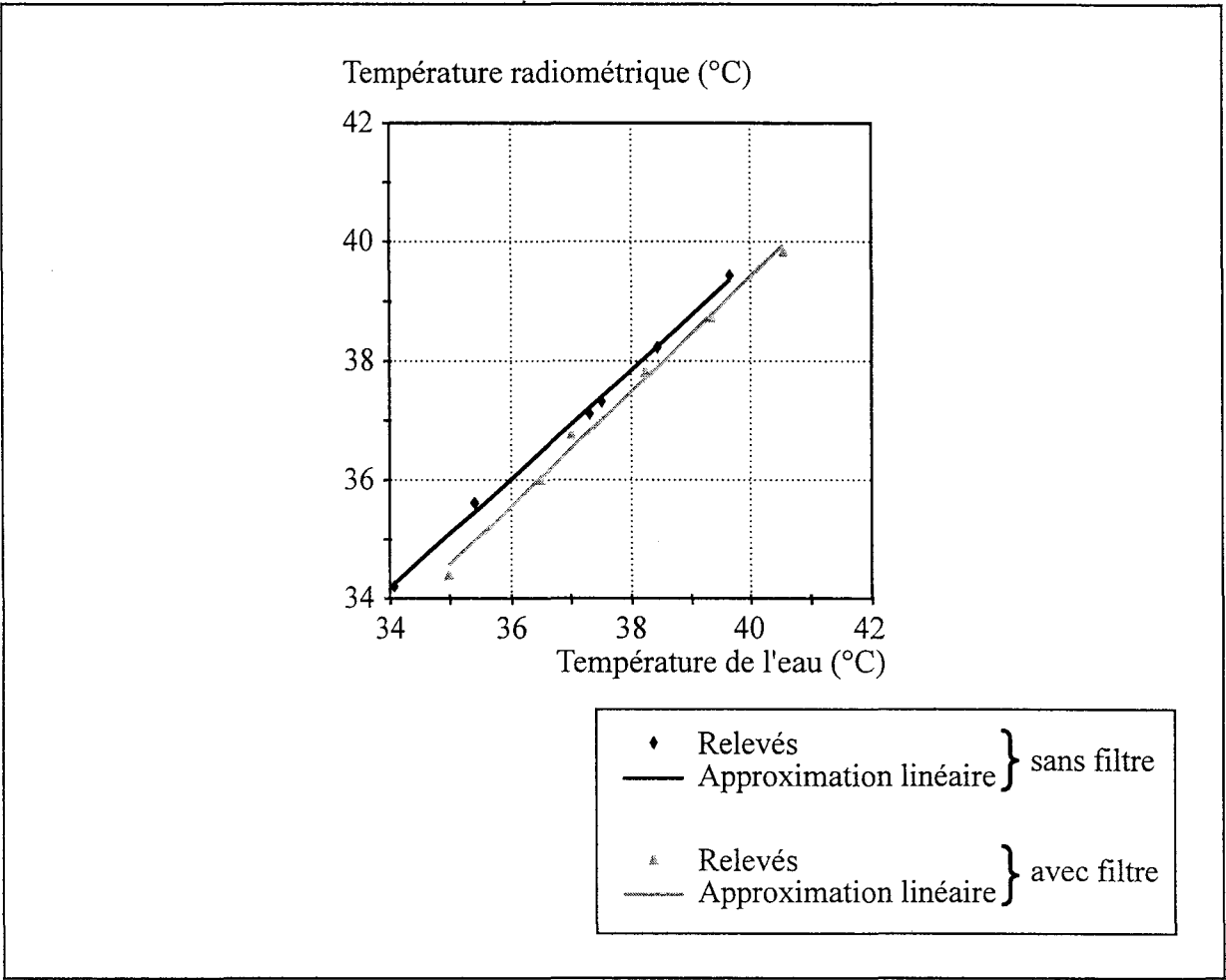


Figure 2-20 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau (mesurée au thermocouple) lorsque le capteur E est positionné sur la poche d'eau (avec et sans le filtre).

A partir de ces relevés, la valeur moyenne du coefficient de réflexion a été calculée dans les bandes de fréquences utilisées par le radiomètre (avec ou sans filtre) pour permettre d'estimer le niveau d'adaptation du capteur.

$ S_{11} $ moyen (dB)	Sur le bras	Sur la poche d'eau
1,6 GHz - 4,1 GHz	-6,43	-7,13
3,05 GHz - 3,55 GHz	-12,15	-11,76

Comme la valeur moyenne du coefficient de réflexion est inférieur à -6 dB sur les bandes de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz et 3,05 GHz - 3,55 GHz dans chacun des cas, le capteur peut être utilisé avec le radiomètre employé avec et sans filtre.

IV.2.3 Relevés radiométriques

Les tracés de la figure 2-20 déduits d'expérimentations sur poche d'eau montrent à nouveau une évolution linéaire de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau. Les pertes du câble coaxial supplémentaire ont été estimées à 0,61 dB sans le filtre et à 0,75 dB avec le filtre. Comme précédemment, elles ont également été prises en compte durant les manipulations.

La "sensibilité" du système radiomètre - capteur est suffisante puisqu'elle vaut 0,923 sans le filtre et 0,971 avec le filtre. Comme dans le cas précédent, celle-ci est plus proche de l'unité lorsque le filtre est présent.

IV.2.4 Mesure de la valeur moyenne du coefficient de réflexion (ρ_{moy})

Enfin, nous présentons dans le tableau suivant les indications du coefficient de réflexion ρ affiché par le radiomètre lorsque le capteur, inséré dans le bracelet, est positionné contre le bras d'un adulte, puis contre la poche d'eau et enfin dans l'air.

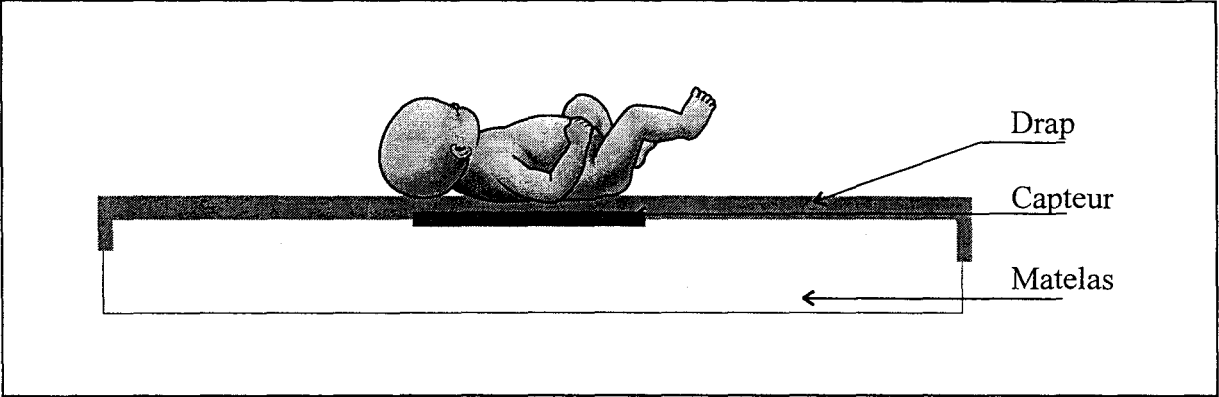


Figure 2-21 : Troisième configuration étudiée.

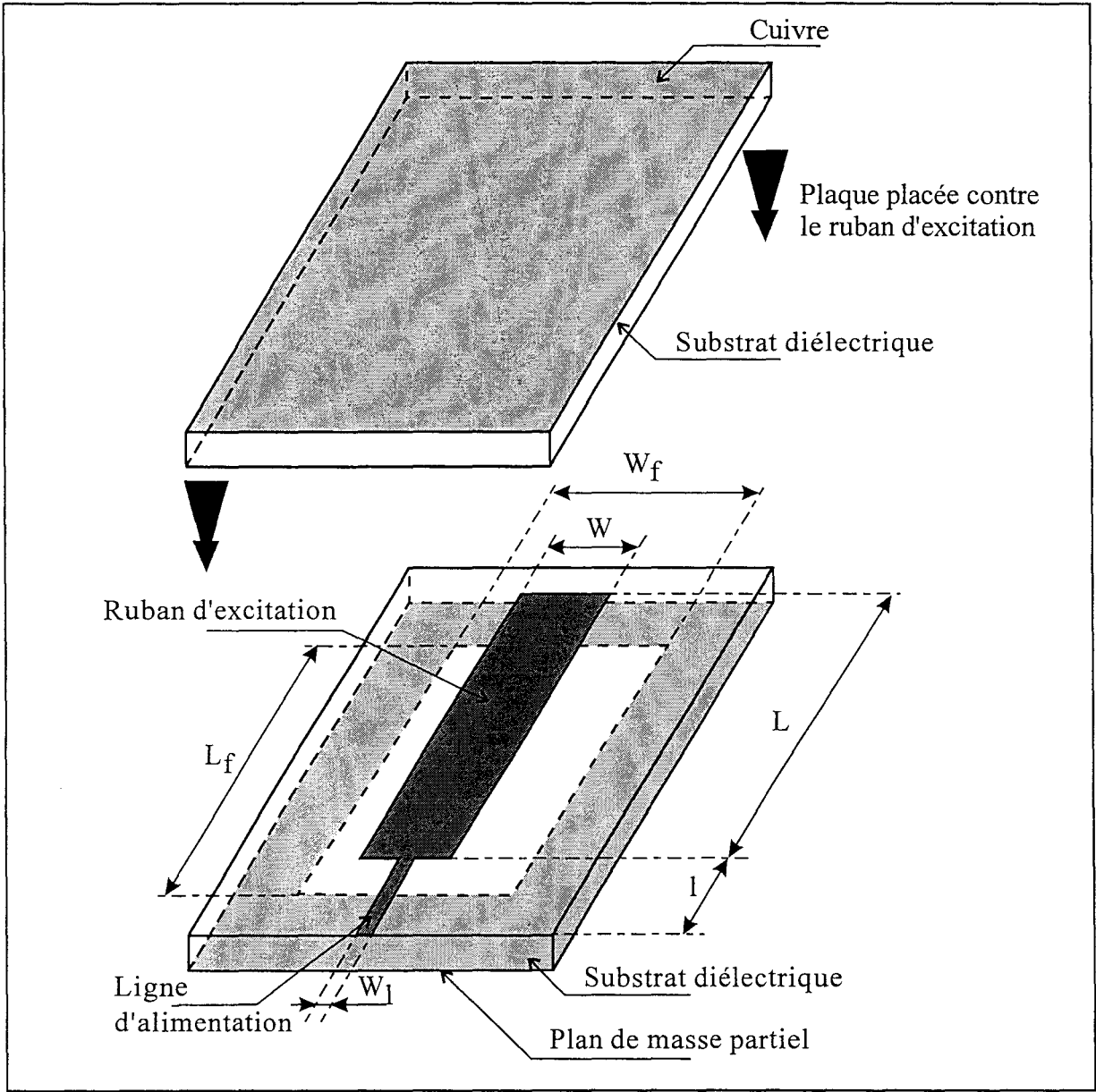


Figure 2-22 : Capteur de type microruban - microfente en structure triplaque.

	Sur le bras	Sur la poche d'eau	Dans l'air
sans filtre	0,45	0,54	0,9
avec filtre	0,19	0,11	0,75

Les différences observées lorsque le capteur est face au milieu dissipatif et lorsqu'il est dans l'air, sont significatives ; un mauvais positionnement du capteur peut donc être décelé par une simple visualisation du coefficient ρ affiché.

IV.3 Capteur placé sous le nouveau-né

IV.3.1 Structure

Nous avons enfin privilégié une configuration qui ne perturbera absolument pas le nouveau-né (le capteur sera indécélable pour lui) et qui n'induera aucun contact avec la peau. Comme les futurs matelas seront chauffants, par circulation interne d'eau, il sera impossible d'insérer le capteur dans le matelas. Il a donc été décidé de concevoir un capteur destiné à être positionné sous l'enfant, entre le matelas et le drap qui le recouvre, comme présenté sur la figure 2-21. Le capteur réalisé en structure plaquée doit donc présenter une très faible épaisseur. Ainsi, le substrat qui a été retenu est du kapton de 50 μm d'épaisseur, de permittivité diélectrique relative $\epsilon_r = 3,35$, à faibles pertes ($\tan \delta < 0,01$).

Le capteur qui a été réalisé, nommé capteur F, est de type microruban - microfente en structure triplaque avec la mise en place d'un plan réflecteur sur substrat en kapton contre la face comportant le ruban d'excitation afin d'obtenir un diagramme de champ électrique unidirectionnel (voir la figure 2-22). Le capteur présente une épaisseur totale égale à environ 0,2 mm. Il comporte une ligne microruban de largeur $W=5$ mm et de longueur $L=13$ mm, alimentée par une ligne microruban de largeur $W_1=0,3$ mm et de longueur $l=15$ mm. Le plan de masse comporte une ouverture rectangulaire de largeur $W_f=10$ mm, de longueur $L_f=13$ mm (avec ici $L=L_f$), qui sera dirigée vers le milieu dissipatif dont on désire mesurer la température radiométrique. Les dimensions géométriques, ont été déterminées à partir d'un modèle de type 'ligne de transmission'

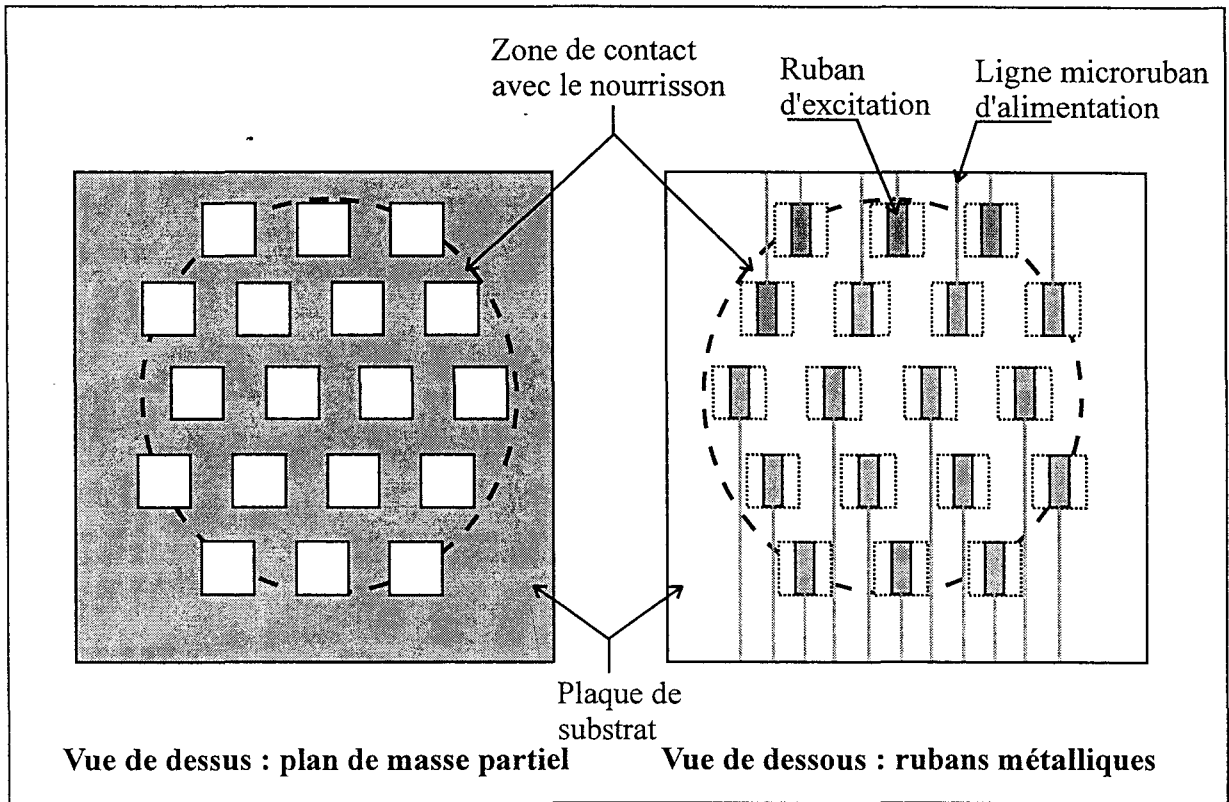


Figure 2-23 : Réseau de capteurs imprimés sur une plaque de substrat (plaque n°1).

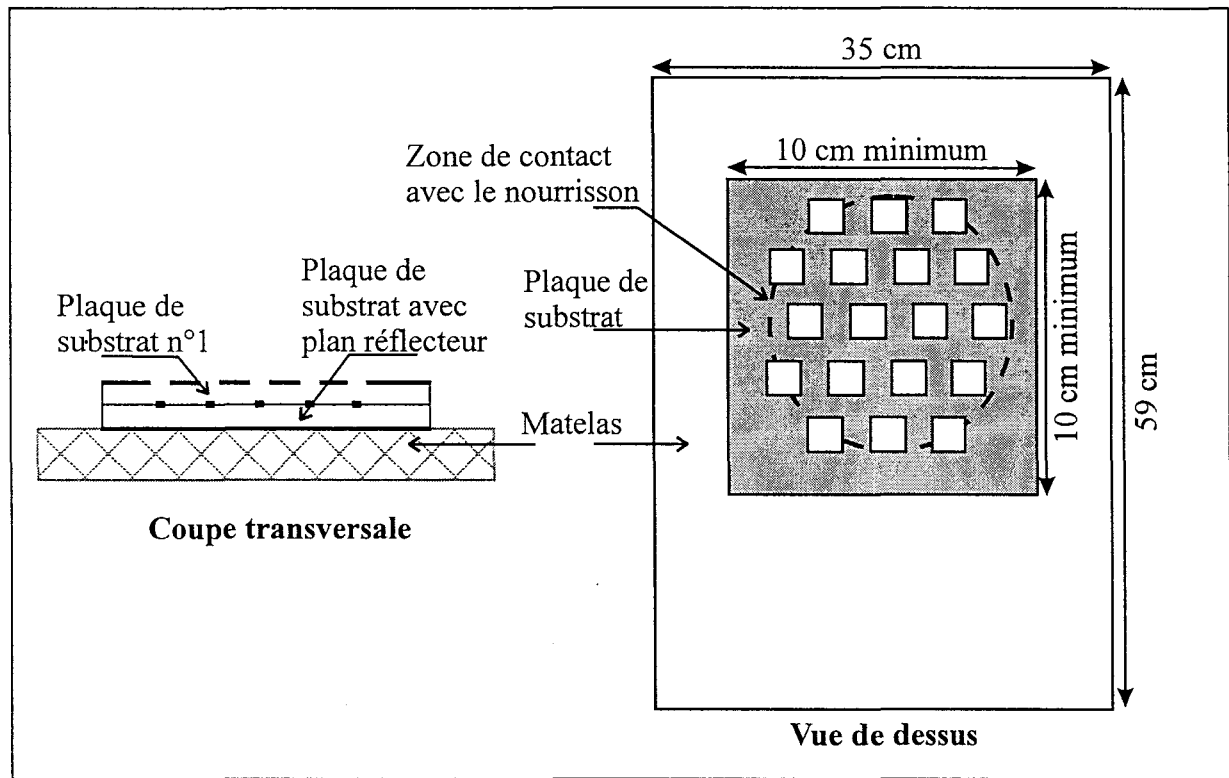


Figure 2-24 : Positionnement du réseau de capteurs sur le matelas.

basé sur une Approche unidimensionnelle dans le Domaine Spectral (A.D.S.) ([56], annexe 3). Un câble coaxial souple assure la liaison entre la ligne d'alimentation microruban et le radiomètre. L'ensemble est présenté sur la photographie 2-5.

Dans cette configuration, le positionnement du capteur ne dépend pas physiquement de celle de l'enfant. Ce dernier étant bien entendu susceptible de bouger, il est hors de question de remplacer sans cesse le capteur pour qu'il soit toujours correctement positionné. Nous avons donc envisagé de réaliser un réseau de capteurs afin qu'au moins l'un d'entre eux soit toujours correctement positionné. Le choix du capteur à partir duquel sera effectuée la mesure de la température radiométrique pourra être fixé par la mesure du coefficient de réflexion ρ_{moy} . Dans un souci de simplicité d'emploi, les capteurs pourront être gravés sur une même plaque de substrat. Celle-ci pourra alors être facilement mise en place sur le matelas grâce à quelques morceaux d'adhésif. La figure 2-23 donne un exemple de réseau de capteurs envisageable et la figure 2-24 présente son positionnement sur le matelas ainsi que celui du plan réflecteur.

IV.3.2 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion

La figure 2-25 présente les évolutions fréquentielles du coefficient de réflexion relevé dans le plan d'entrée du câble coaxial relié au capteur F, lorsqu'il est placé sur le bras d'un adulte puis sur la poche d'eau. Le tableau suivant donne la valeur moyenne du coefficient de réflexion déterminée dans les deux bandes de fréquences utilisées (avec et sans filtre).

$ S_{11} $ moyen (dB)	Sur le bras	Sur la poche d'eau
1,6 GHz - 4,1 GHz	-6,77	-5,19
3,05 GHz - 3,55 GHz	-6,32	-5,57

L'adaptation est donc tout juste acceptable pour une utilisation de ce capteur avec le radiomètre employé.

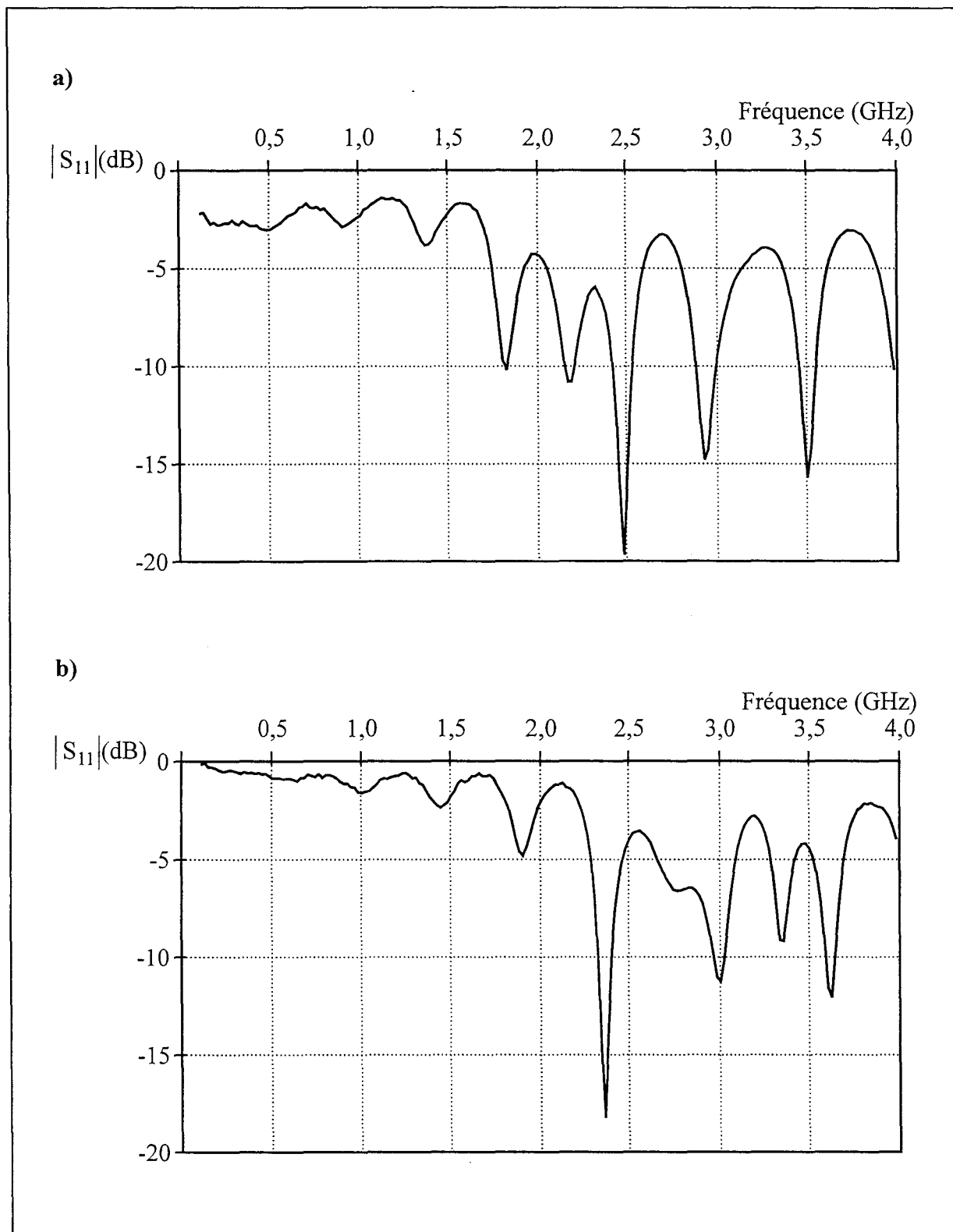


Figure 2-25 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion relevé à l'entrée du câble coaxial du capteur F, positionné entre le matelas et le drap, et placé :

- a) sur le bras d'un adulte
- b) sur la poche d'eau.

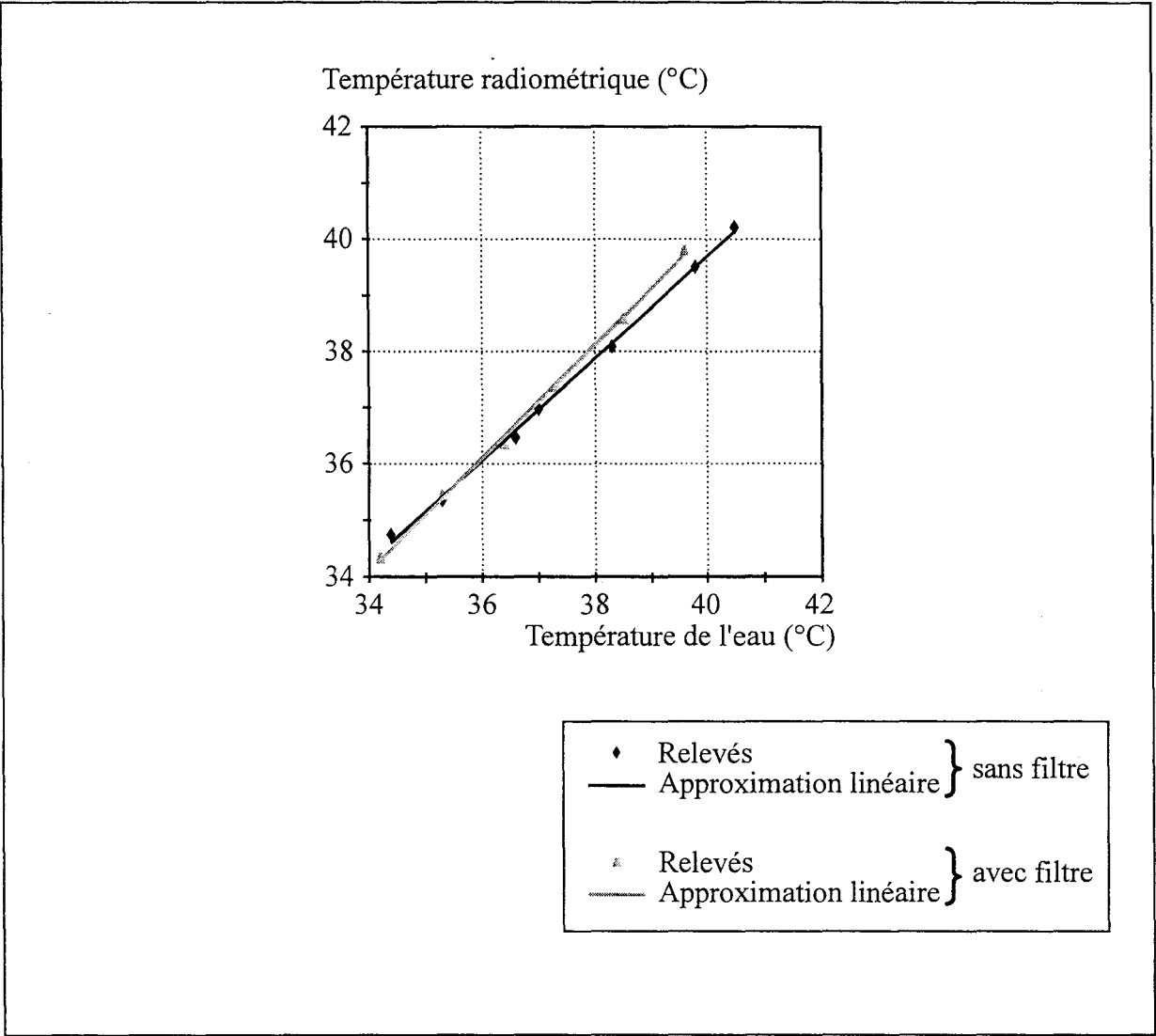


Figure 2-26 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau (mesurée au thermocouple) lorsque le capteur F est positionné sur la poche d'eau (avec et sans filtre).

IV.3.3 Relevés radiométriques

Les pertes d'insertion du câble ont été prises en compte dans le logiciel de gestion : 0,35 dB sans le filtre, et 0,61 dB avec le filtre.

Les évolutions de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau sont regroupées sur la figure 2-26. Elles sont, dans chaque cas, linéaires. La "sensibilité" du système de mesure vaut 0,896 sans le filtre et 0,995 avec le filtre hyperfréquence. De nouveau, la diminution de la bande de fréquences améliore la "sensibilité" du système.

IV.3.4 Mesure de la valeur moyenne du coefficient de réflexion (ρ_{moy})

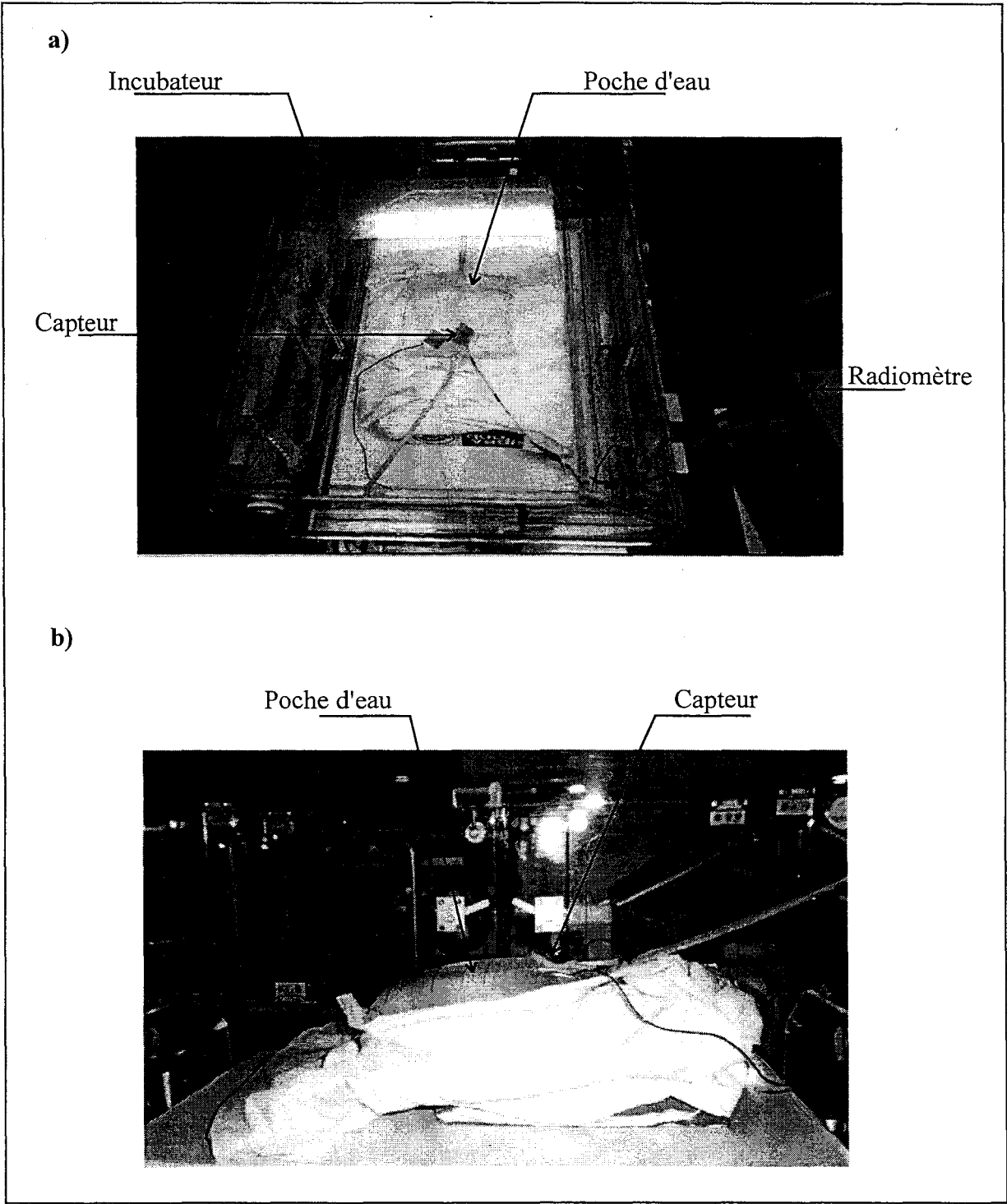
Enfin, les valeurs du coefficient de réflexion ρ_{moy} affichées par le radiomètre sont indiquées dans le tableau ci-dessous. Le capteur a été inséré entre le drap et le matelas. Le bras d'un adulte et la poche d'eau ont été placés successivement face à l'ouverture.

	Sur le bras	Sur la poche d'eau	Dans l'air
sans filtre	0,32	0,48	0,71
avec filtre	0,40	0,45	0,7

Il sera donc possible de mettre en évidence un mauvais positionnement du capteur. Ce paramètre pourra donc être utilisé pour sélectionner parmi les éléments du réseau un capteur qui soit correctement positionné afin d'effectuer la mesure de la température radiométrique.

IV.4 Bilan

Pour cette étude de faisabilité, trois capteurs spécifiques ont été conçus pour permettre une mesure de la température radiométrique des nouveau-nés. Le capteur D a



Photographie 2-6 : Dispositif expérimental de mesure de la température radiométrique en incubateur

- a) vue de dessus
- b) vue de côté.

été conçu pour être placé à divers endroits possibles du corps contre la peau de l'enfant. Le capteur E est destiné à être inséré dans un bracelet. Enfin le capteur F est une première réalisation d'un élément d'un réseau qui sera placé sous l'enfant.

L'adaptation de chaque capteur, lorsqu'il est placé dans la configuration pour laquelle il a été destiné, a d'abord été mesurée et jugée satisfaisante. Les relevés de la température radiométrique sur milieu fantôme ont permis de mettre en évidence une évolution linéaire de la variation de la température radiométrique en fonction des variations de la température de l'eau. De plus, la "sensibilité" du système radiomètre - capteur est, dans chaque cas, suffisante puisque les variations de la température radiométrique permettent de mettre en évidence une variation d'au moins 0,2°C de la température de l'eau circulant dans la poche.

Toutes les expérimentations précédentes ont été effectuées à température ambiante, en laboratoire et sans contrainte extérieure. Nous avons donc jugé utile de tester notre système de mesure sur site clinique, c'est-à-dire lorsque le capteur est placé dans un incubateur en milieu hospitalier.

V EXPERIMENTATIONS EN INCUBATEUR

Les essais se sont déroulés au Centre Hospitalier d'Amiens, dans le Service de Néonatalogie Pédiatrie II.

Seul le capteur D, destiné à être placé au contact de la peau du nouveau-né, a été testé. Nous présentons le dispositif expérimental puis les résultats obtenus.

V.1 Configuration expérimentale

Afin de minimiser les perturbations électromagnétiques dues à des signaux parasites extérieurs, le filtre hyperfréquence a dû être inséré dans la chaîne. Le dispositif expérimental utilisé est présenté sur les photographies 2-6. Le capteur a été positionné sur notre milieu fantôme (la poche d'eau thermostatée) placé dans l'incubateur. La

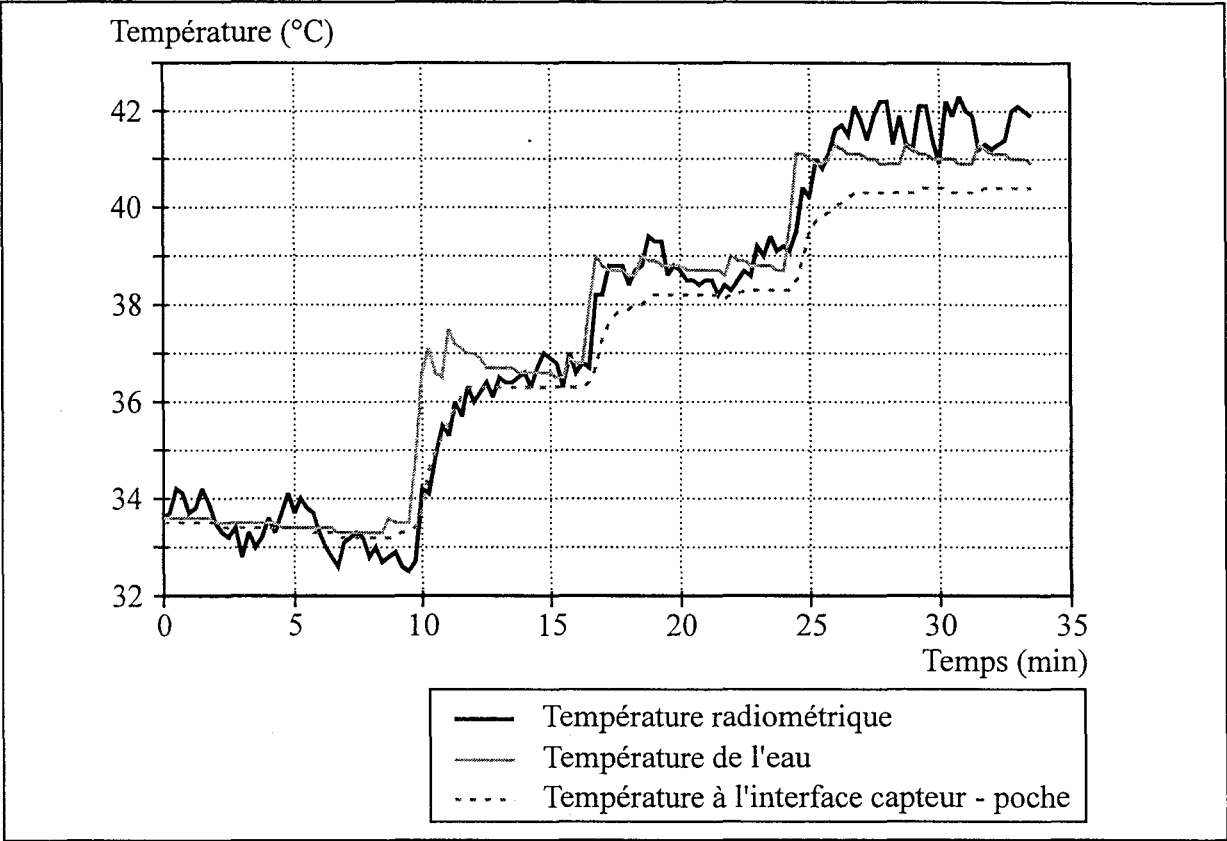


Figure 2-27 : Relevés temporels de la température radiométrique et des températures mesurées aux thermocouples lorsque le capteur D est positionné sur la poche d'eau, placée en incubateur.

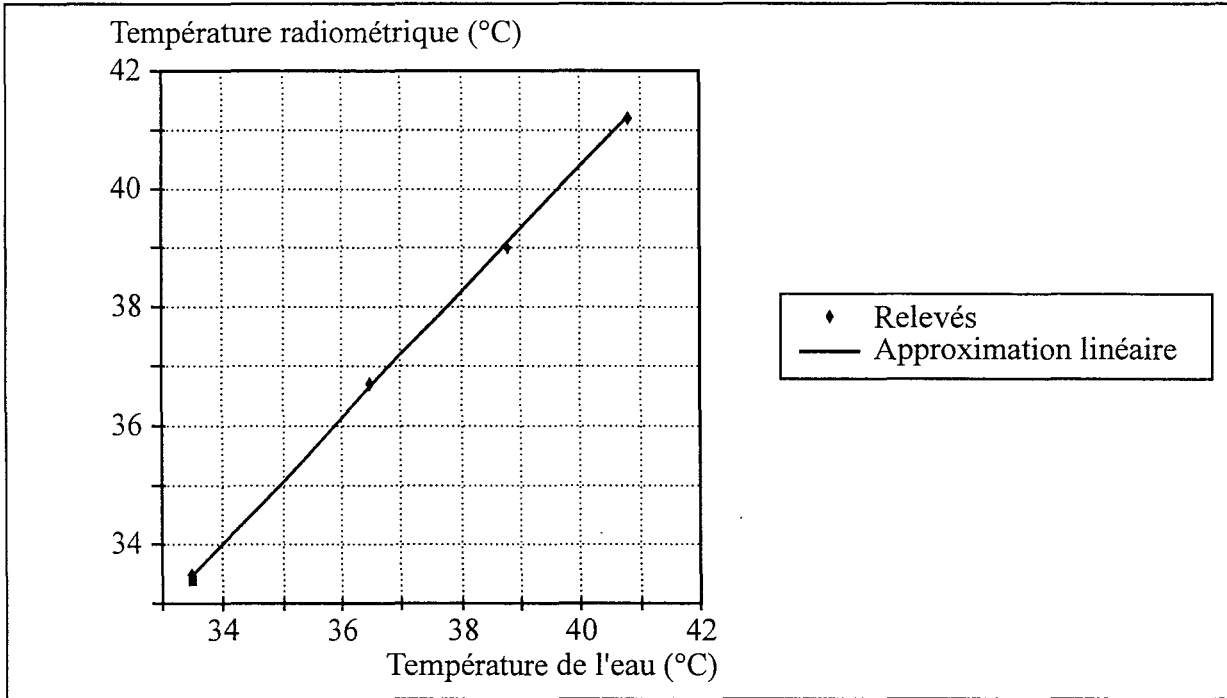


Figure 2-28 : Relevés de la température radiométrique en fonction de la température de l'eau, lorsque le capteur D est positionné sur la poche d'eau placée en incubateur.

température de ce dernier a été réglée à 33°C, et nous avons fait varier la température de l'eau de 33°C à 45°C.

Lors de ces expérimentations, les pertes de l'ensemble câble - capteur, estimées à 1,3 dB, ont été prises en compte de même que la température du câble supposée égale à 33°C.

V.2 Relevés radiométriques

Dans un premier temps, la température de l'eau circulant dans la poche a été incrémentée de 33°C à 41°C, par créneau d'environ 2,5°C. L'évolution temporelle de la température radiométrique est présentée sur la figure 2-27. Celle-ci suit la même évolution que la température de l'eau, mesurée par thermocouple. La mesure de la température radiométrique permet un suivi plus proche de la température interne que la mesure par thermocouple placé à la surface de la poche.

Dans un deuxième temps, pour chaque température de consigne, lorsque l'équilibre thermique a été atteint, la température radiométrique a été relevée en fonction de celle de l'eau. Le graphe 2-28 présente la correspondance obtenue entre ces deux températures.

L'évolution est linéaire et la "sensibilité" du système radiomètre - capteur vaut 1,053. Cette valeur est donc satisfaisante puisque le système peut alors déceler une variation d'au moins 0,2°C de la température de l'eau.

La variation de température radiométrique résultante est, dans ces conditions de mesure, très légèrement supérieure à la variation de la température de l'eau. Ce phénomène peut s'expliquer par une mauvaise correction du signal radiométrique due à une surestimation des pertes du câble ou de sa température (liée aux difficultés de manipulation).

Néanmoins, nous constatons que ce dispositif de suivi de température est tout à fait utilisable en site clinique, à condition d'insérer le filtre hyperfréquence.

VI CONCLUSION

Dans cette étude, nous avons cherché à prouver l'intérêt et la faisabilité de la mesure par radiométrie microonde de la température interne des nouveau-nés prématurés placés en incubateur (mesure en particulier des variations de température et introduction d'un "seuil de détectabilité").

Le travail mené en collaboration avec les physiologues et les pédiatres a permis de définir le cahier des charges auquel doivent répondre le radiomètre et les capteurs. Trois capteurs spécifiques destinés à fonctionner avec le nouveau radiomètre à deux références internes de température ont été réalisés et testés en laboratoire sur milieu fantôme. La "sensibilité" du système pour chaque configuration retenue, a été jugée suffisante puisqu'une variation de moins de 0,2°C de la température interne de notre milieu fantôme a pu être décelée (seuil de détectabilité suffisant).

Des expérimentations réalisées sur site hospitalier avec un milieu fantôme placé en incubateur (après insertion d'un filtre) ont montré que l'environnement dans lequel sont placés le capteur et le câble de connexion (air humide et élevé à une température voisine de 33°C) ne modifient pas la qualité des mesures radiométriques. De plus, l'insertion d'un filtre hyperfréquence, limitant la bande fréquentielle de fonctionnement du radiomètre améliore les mesures.

L'étude présentée dans ce chapitre n'est qu'une première approche destinée à montrer la faisabilité et la possibilité de mise en place sur site clinique d'un nouveau système permettant de mieux contrôler, de façon non invasive, l'évolution de la température interne des nouveau-nés.

La qualité des résultats obtenus permet d'envisager de durcir le cahier des charges (obtention d'une meilleure précision). Les travaux futurs porteront essentiellement sur l'optimisation des capteurs et sur leur caractérisation (avec une attention particulière pour l'étude des fluctuations de la température radiométrique affichée), sur leur miniaturisation et la mise en place d'une chaîne de mesure entièrement informatisée. Il serait maintenant à ce stade de l'étude très intéressant de tester les capteurs sur nouveau-nés.

CHAPITRE 3

APPLICATION INDUSTRIELLE :

**DETERMINATION DE LA TEMPERATURE AU SEIN
D'UN ECOULEMENT DE POLYMERE EN PHASE D'EXTRUSION**

I INTRODUCTION

Ce chapitre est consacré à une utilisation industrielle de la radiométrie microonde : le contrôle de température au sein d'un écoulement de polymères en phase d'extrusion. Ce travail de recherche a été initié à l'Ecole des Mines de Douai, par M. J. PABIOT, Professeur, et M. L. PREVORS, Docteur - Ingénieur du Département Technologie des Polymères et Composites.

Lors de la transformation des polymères, la pression et la température sont deux paramètres essentiels qu'il est nécessaire de contrôler et maîtriser pour améliorer la qualité des produits. La mesure du gradient de température au sein d'un écoulement de polymères est actuellement effectuée à partir de thermocouples et fibres optiques implantés, mais ces méthodes ne sont guère satisfaisantes car elles perturbent le flux de l'écoulement et sont destructives. C'est pourquoi la radiométrie microonde est d'un grand intérêt car elle permet d'effectuer un contrôle de température non destructif.

Une étude de faisabilité, développée tout d'abord par M. L. PREVORS dans le cadre de son travail de D.E.A. [59] puis dans le cadre de son travail de thèse [60], a porté principalement sur le contrôle de température de polymères thermoplastiques en phase d'extrusion. La première étude, menée avec succès, a été effectuée au moyen d'un radiomètre de première génération et d'un capteur, conçu pour des applications médicales. Afin d'obtenir des mesures plus précises et ensuite entreprendre la reconstruction du profil thermique au sein de l'écoulement, M. L. PREVORS s'est rapproché du D.H.S. de l'I.E.M.N.. Il a particulièrement collaboré avec l'Equipe "Nouveaux Matériaux" dirigée par le Professeur A. CHAPOTON pour la caractérisation des permittivités diélectriques des polymères en fonction de la température, et avec notre équipe pour la réalisation d'un nouveau capteur optimisé et la conception d'un premier logiciel de reconstruction de profil thermique [61].

Ce chapitre porte essentiellement sur les travaux que nous avons effectués dans le cadre de ce travail de recherche. Il est complémentaire aux rapports et mémoires déjà présentés sur l'ensemble de ce travail de recherche.

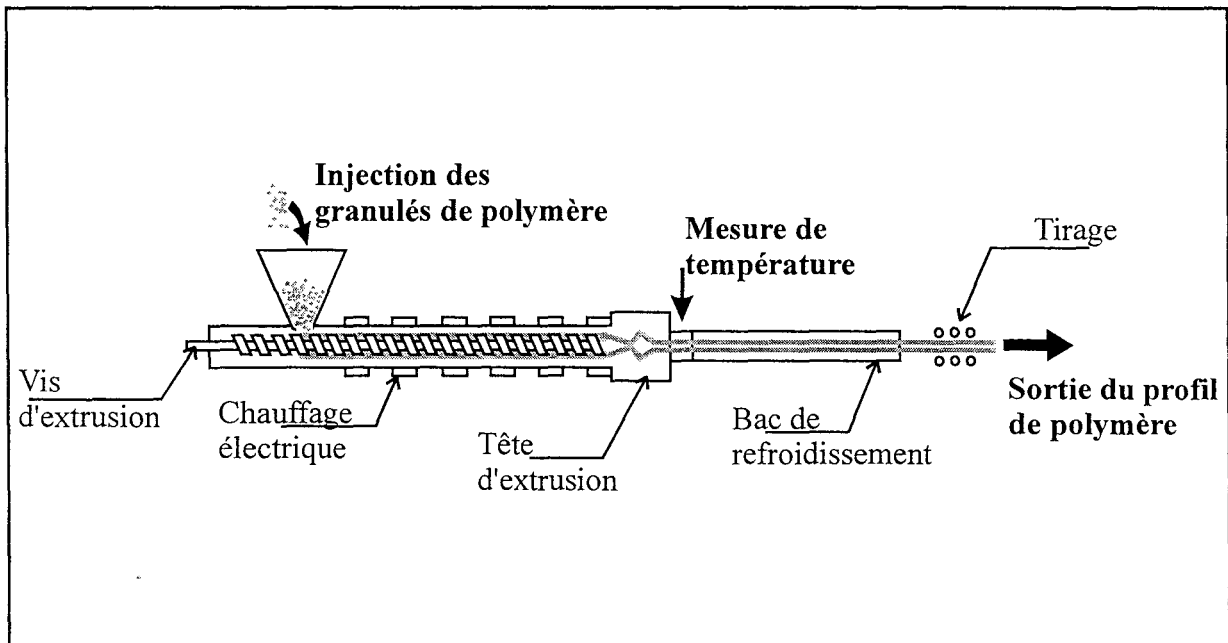


Figure 3-1 : Principe d'extrusion des matières plastiques.

Nous présentons tout d'abord la structure d'étude et le matériel mis à notre disposition. Nous détaillons ensuite la conception d'un nouveau capteur, de son optimisation à sa validation en laboratoire puis sur site. Enfin, nous présentons une étude que nous avons menée en parallèle avec le nouveau radiomètre à deux références internes de température, afin de montrer l'intérêt de son utilisation pour ce type d'application.

II ETUDE DE FAISABILITE

Ce paragraphe est consacré à la description du dispositif industriel employé pour l'extrusion des matériaux plastiques, à la caractérisation du système radiomètre - capteur initialement utilisé et à la présentation des premiers résultats obtenus pour le suivi de la température radiométrique.

II.1 Extrudeuse et polymères

II.1.1 Présentation du dispositif industriel

Le processus industriel de transformation par extrusion des matières thermoplastiques consiste à transformer le polymère afin qu'il passe de l'état de granulé solide à l'état de matière visqueuse suite à un malaxage effectué à l'aide d'une vis tournant dans un fourreau porté à haute température et sous pression. Le matériau est ensuite poussé dans une filière qui lui impose un profil et une forme donnés. Les températures atteintes (par frottements et ensuite maintenues par chauffage électrique le long du canal de la filière) sont comprises entre 180°C et 300°C suivant la nature du polymère. Quant à la pression exercée dans la filière, elle est de l'ordre de 6 Bars. Le principe d'extrusion est présenté, schématiquement, sur la figure 3-1.

Afin d'obtenir un meilleur contrôle de la température du polymère lors de la phase d'extrusion, c'est juste à la sortie de l'extrudeuse, que doit être déterminé le profil de température au sein du flux de polymère. Une fenêtre a donc été découpée dans la structure métallique pour y positionner le capteur radiométrique.

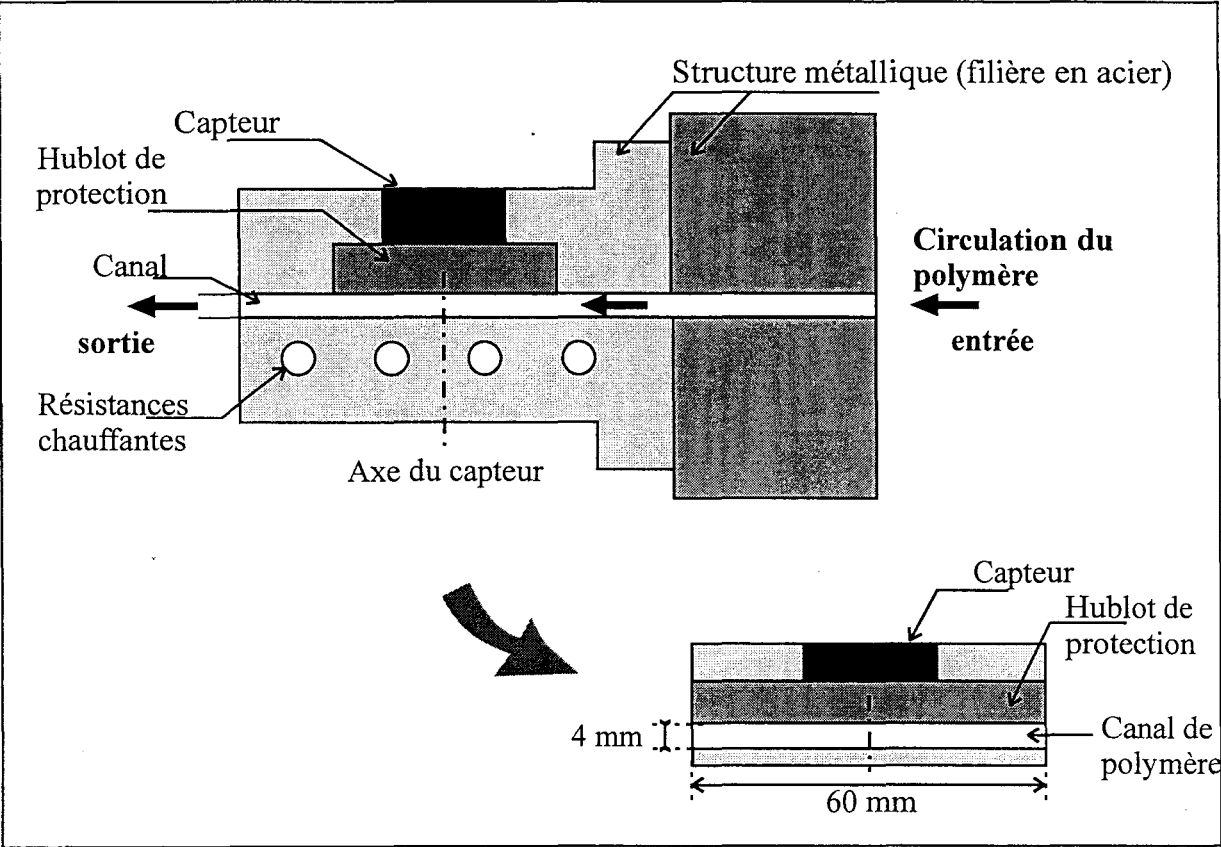
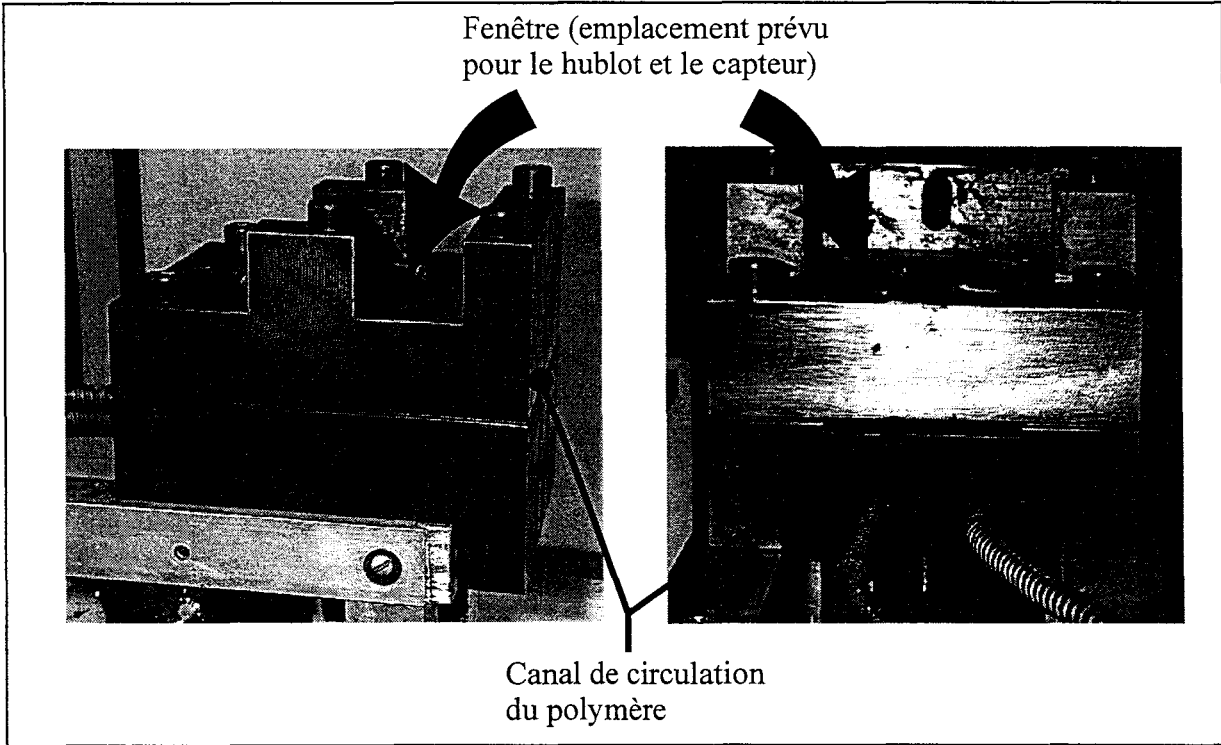


Figure 3-2 : Coupe schématique de la structure.



Photographie 3-1 : Filière métallique.

Pour protéger le capteur de la pression exercée par le polymère qui s'écoule dans le canal de la filière et éviter qu'il ne s'échauffe déraisonnablement, la fenêtre a été équipée d'un hublot permettant d'éviter son contact avec le polymère. Le matériau constituant ce hublot doit présenter une forte tenue mécanique, une bonne résistance thermique et un facteur de pertes très faible dans la gamme des microondes. Le mica a tout d'abord été choisi, mais il a ensuite été remplacé par du quartz, à cause de ses défaillances mécaniques rencontrées au cours des études expérimentales.

La figure 3-2 présente une coupe schématique de la structure réelle et la photographie 3-1 la filière de mesure. Le canal présente une largeur de 60 mm, pour une longueur de 50 mm et son épaisseur peut être ajustée de 3 mm à 5 mm. Tout au long de cette étude, celle-ci a été réglée à 4 mm. Le hublot a pour largeur 70 mm, pour longueur 84 mm et son épaisseur a varié au cours des études (12, 18 et 24 mm).

II.1.2 Polymères utilisés

Les matériaux thermoplastiques généralement utilisés dans cette extrudeuse sont les suivants :

- Acrylonitrile butadiène styrène (ABS)
- Polychlorure de vinyle (PVC)
- Polychlorure de vinyle plastifié (PVCP)
- Polyuréthane thermoplastique (TPU)
- Polyméthacrylate de méthyle (PMMA)
- Vygon (Vygon dur et Vygon mou).

L'optimisation de l'antenne-capteur a nécessité la connaissance des caractéristiques diélectriques de ces divers matériaux. Leurs permittivités diélectriques ont donc été mesurées par M. L. PREVORS en collaboration avec Ms A.H. BOUGHRIET et C. LEGRAND de l'équipe "Nouveaux Matériaux" [38,60].

Le tableau suivant résume les résultats obtenus, pour chaque polymère, à différentes températures (20°C, 140°C et 200°C), à la fréquence de 3,6 GHz (le choix de cette fréquence a été justifiée à la suite de la caractérisation du radiomètre décrite au

paragraphe II.2.1). Les polymères y sont classés dans l'ordre croissant de la valeur du paramètre ϵ_r'' .

		PMMA	ABS	PVC	PVCP	TPU
20°C	ϵ_r'	2,33	3,07	2,85	2,72	3,20
	ϵ_r''	0,04	0,05	0,05	0,06	0,25
140°C	ϵ_r'	2,33	3,13	3,07	3,00	4,40
	ϵ_r''	0,05	0,12	0,17	0,35	0,75
200°C	ϵ_r'	2,45	3,17	3,30	3,25	4,70
	ϵ_r''	0,08	0,22	0,47	0,74	0,90

De ces résultats, nous déduisons que les polymères sont des matériaux très faiblement émissifs ($\epsilon_r'' < 1$).

Pour l'optimisation du capteur, les expérimentations ont été réalisées essentiellement avec le matériau : le TPU. Un autre polymère a également été testé : le Vygon (dur et mou), dont la caractérisation diélectrique n'a pas pu être faite.

II.2 Système de mesure de la température radiométrique

II.2.1 Le radiomètre

Le radiomètre utilisé par l'Ecole des Mines de Douai est un radiomètre de première génération, à une seule référence interne de température [60] : le radiomètre TMO 3000 de la société ODAM, conçu en vue d'applications médicales.

Afin d'optimiser le système radiomètre - capteur, nous avons relevé la bande passante et contrôlé la linéarité de la réponse du radiomètre.

Comme pour le travail décrit dans le premier chapitre, nous avons utilisé un synthétiseur de fréquences Wiltron 68147A, permettant d'injecter à l'entrée du

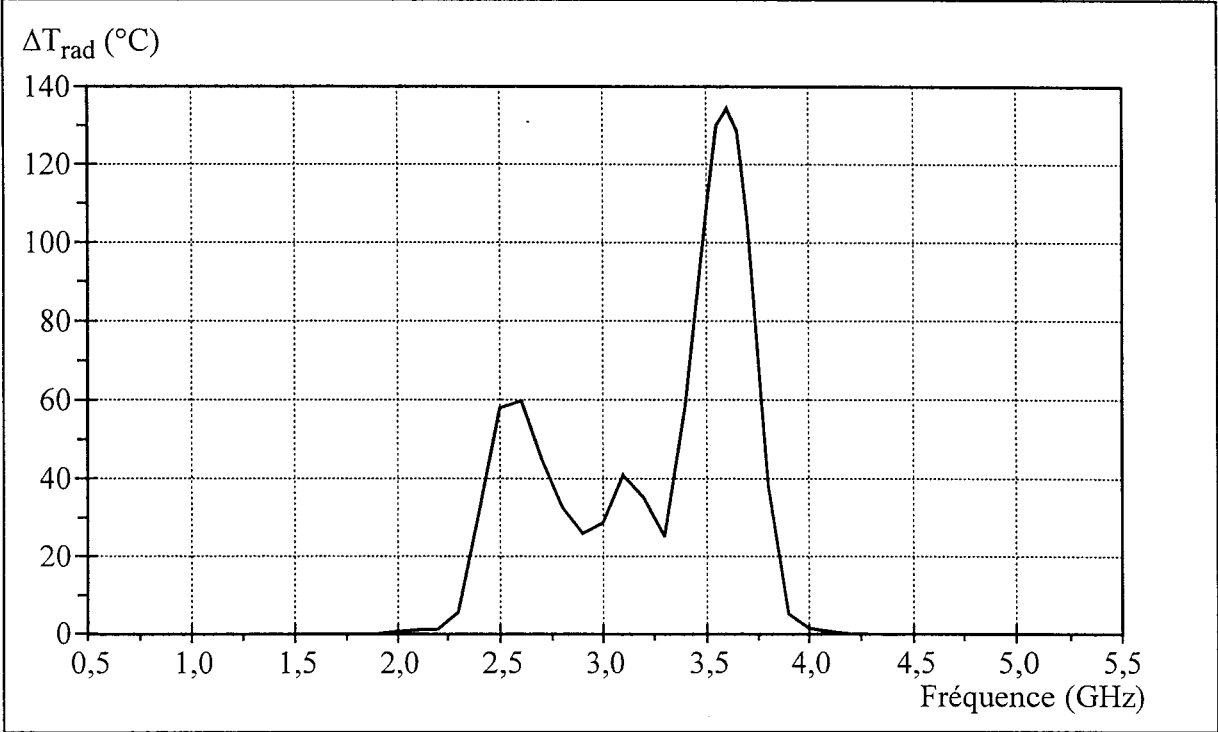


Figure 3-3 : Elévation de la température radiométrique en fonction de la fréquence du signal injecté à l'entrée du radiomètre (puissance -90 dBm).

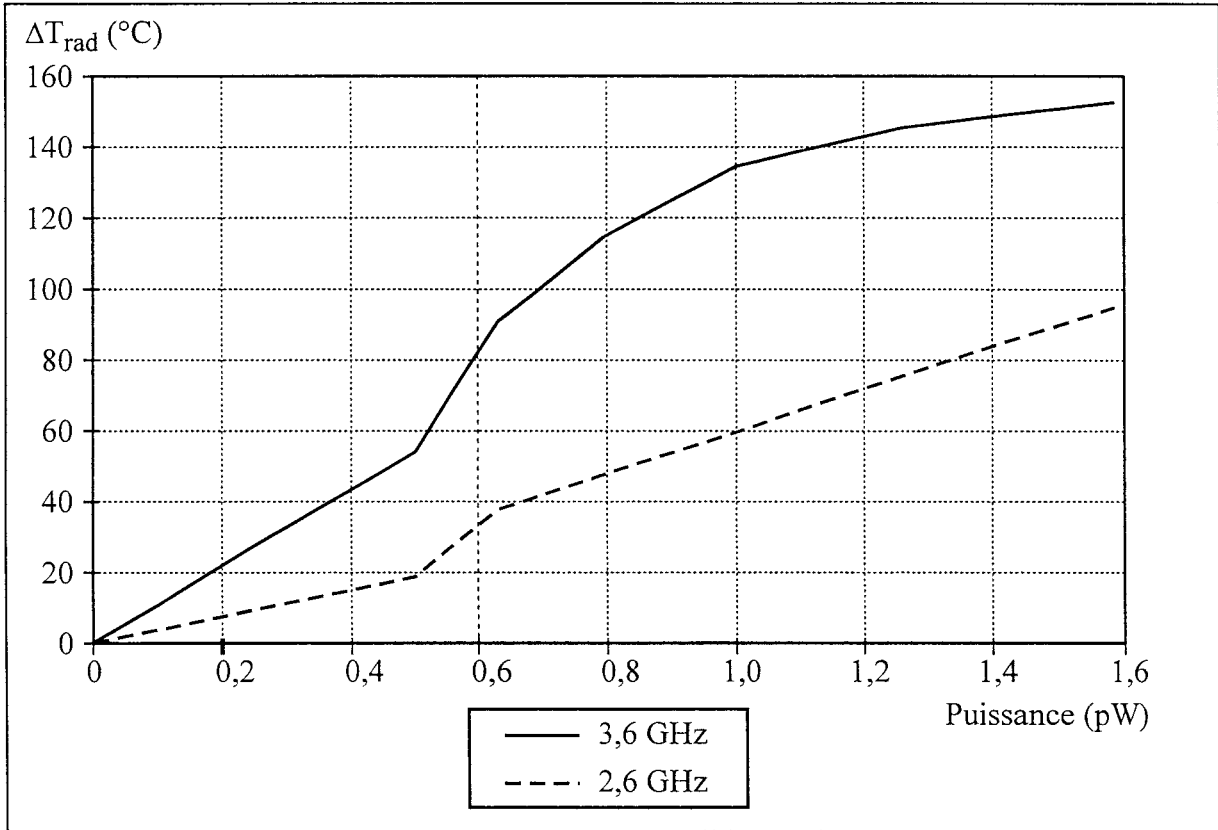


Figure 3-4 : Elévation de la température radiométrique en fonction de la puissance du signal injecté à l'entrée du radiomètre pour les fréquences 2,6 GHz et 3,6 GHz.

radiomètre un signal de fréquence variable à faible puissance. L'élévation de la température radiométrique (ΔT_{rad}) a été relevée en fonction de la fréquence (de 1 GHz à 5 GHz) pour un signal sinusoïdal de puissance -90 dBm injecté à l'entrée du radiomètre. La bande fréquentielle de fonctionnement du radiomètre, déduite de la figure 3-3, se situe entre 2,3 GHz et 3,8 GHz. Cependant, nous constatons que la sensibilité du radiomètre est maximale dans deux bandes de fréquences, centrées respectivement sur 2,6 GHz et 3,6 GHz. La bande passante, définie comme étant la plage de fréquences où

$$\Delta T_{\text{rad}} \geq \frac{\Delta T_{\text{rad max}}}{2}, \text{ vaut seulement 400 MHz et est centrée autour de 3,6 GHz.}$$

Pour obtenir un fonctionnement optimal du système, le capteur doit donc fonctionner dans cette bande de fréquences.

L'élévation de la température radiométrique a également été relevée en fonction de la puissance du signal injecté à l'entrée du radiomètre, pour les deux fréquences 2,6 GHz et 3,6 GHz. Les courbes présentées sur la figure 3-4 montrent une évolution linéaire tant que le niveau de puissance à l'entrée ne dépasse pas 0,5 pW. Au-delà, le comportement devient non linéaire mais ne semble pas dû à un phénomène de saturation.

II.2.2 Le capteur

Le capteur utilisé au début des travaux par l'Ecole des Mines de Douai est un capteur ODAM de type microruban - microfente, conçu pour des applications médicales (figure 3-5). Le plan de masse présente une ouverture circulaire de 50 mm de diamètre, ce qui correspond à une surface utile en réception de 1963 mm². Le substrat utilisé est de l'époxy ($\epsilon_r = 4,9$), d'épaisseur 1,58 mm. Ce matériau très économique présente cependant des pertes importantes lorsque le capteur est inséré dans la filière (phénomène dû à l'échauffement).

Pour éviter de capter des signaux parasites, le capteur a été placé dans un boîtier métallique.

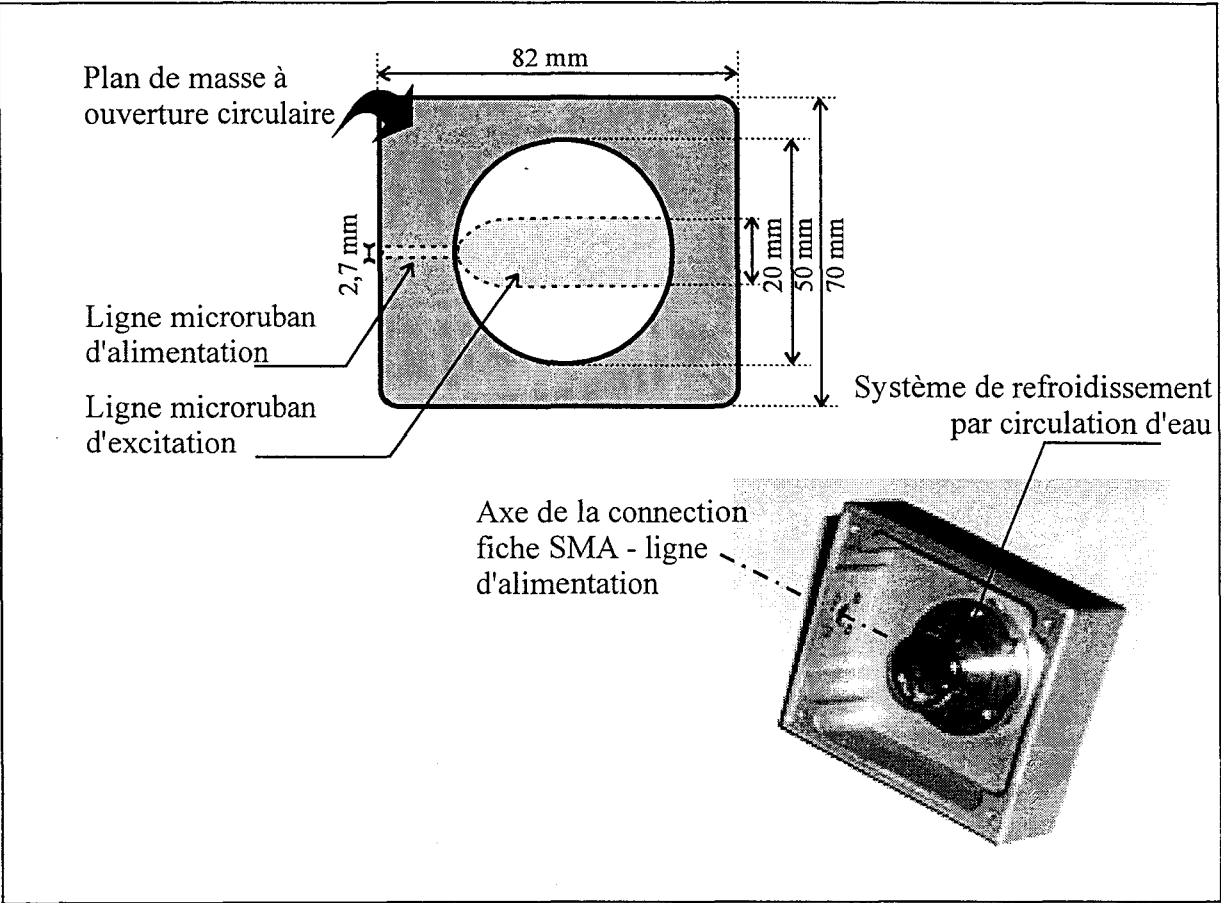


Figure 3-5 : Schéma du capteur ODAM et photographie du boîtier métallique.

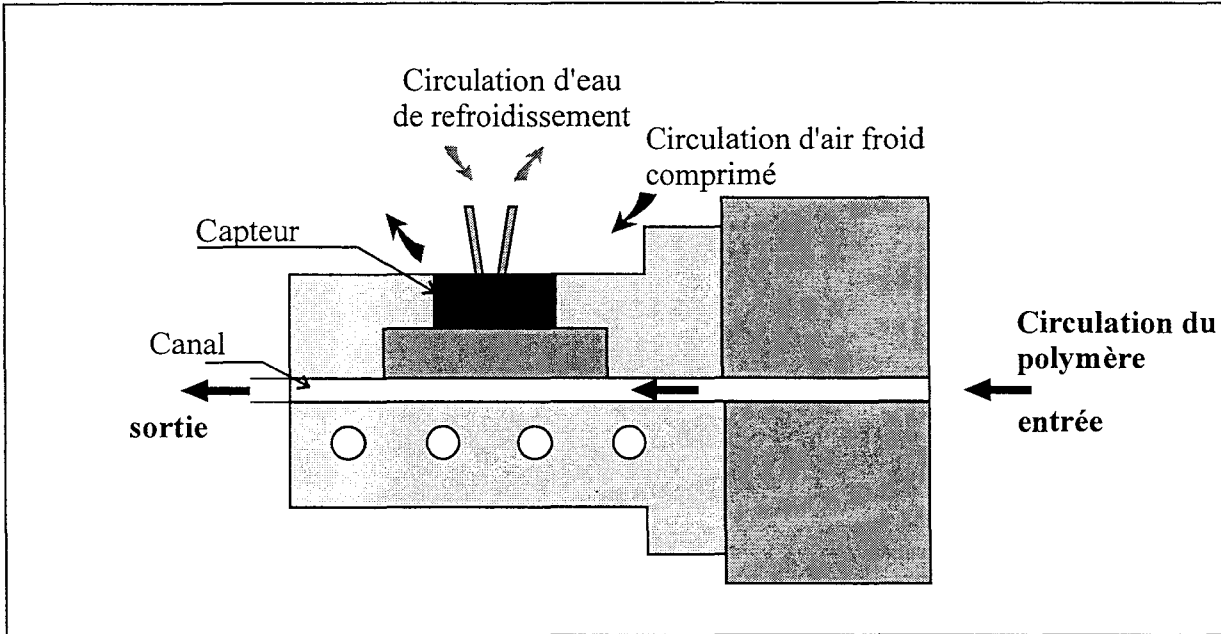


Figure 3-6 : Schématisation du capteur inséré dans la filière, avec les systèmes de refroidissement par circulation d'eau et d'air comprimé.

Un système interne de refroidissement par circulation d'eau a été prévu dans le boîtier afin de minimiser l'échauffement du substrat. De plus, les expérimentations sur site ont montré qu'il était nécessaire de rajouter un système de refroidissement externe par circulation d'air comprimé au niveau de la fiche SMA (figure 3-6).

II.3 Résultats préliminaires

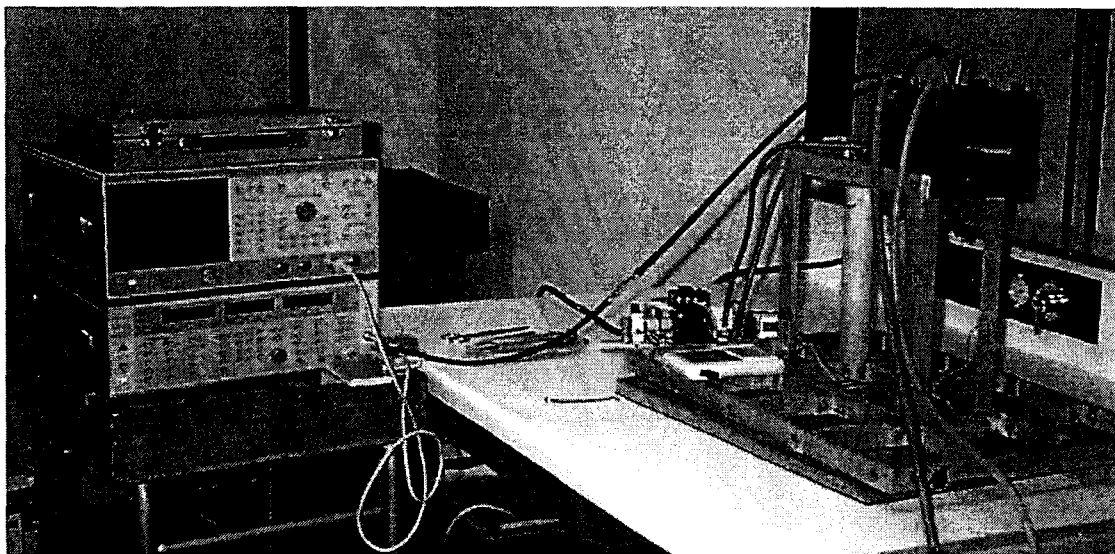
II.3.1 Relevés fréquentiels du coefficient de réflexion

Le module du coefficient de réflexion présenté par le capteur ODAM a été mesuré à l'aide d'un analyseur de réseau scalaire Wiltron 562.

Le banc de mesure est présenté sur la photographie 3-2. Le capteur a été placé dans la fenêtre de la filière sur un hublot de mica de 12 mm d'épaisseur. Un système de chauffage placé sous la filière a permis de porter le matériau polymère placé dans le canal (du TPU puis du Vygon dur) à une température de 160°C. La circulation de l'eau de refroidissement (de température égale à environ 20°C) a permis de refroidir le substrat du capteur. La figure 3-7 présente les évolutions fréquentielles du coefficient de réflexion. Nous constatons que le capteur est très bien adapté ($|S_{11}| \leq -10$ dB) sur une bande de fréquences d'environ 700 MHz centrée sur 3 GHz. Celle-ci ne coïncide pas avec la zone de fréquences 3,4 GHz - 3,8 GHz pour laquelle la sensibilité du radiomètre est maximale. Nous ne sommes donc pas dans les conditions optimales de fonctionnement.

II.3.2 Essais de suivis de la température radiométrique

Au début de ce travail de recherche, M. L. PREVORS a utilisé ce matériel (radiomètre et capteur) sans en connaître exactement les caractéristiques. Bien que le système ne soit pas optimisé, les résultats obtenus sur site industriel ont été tout à fait concluants quant à l'utilisation de la radiométrie microonde sur une extrudeuse [59].



Photographie 3-2 : Dispositif utilisé pour mesurer le coefficient de réflexion à l'entrée du capteur ODAM positionné dans la filière.

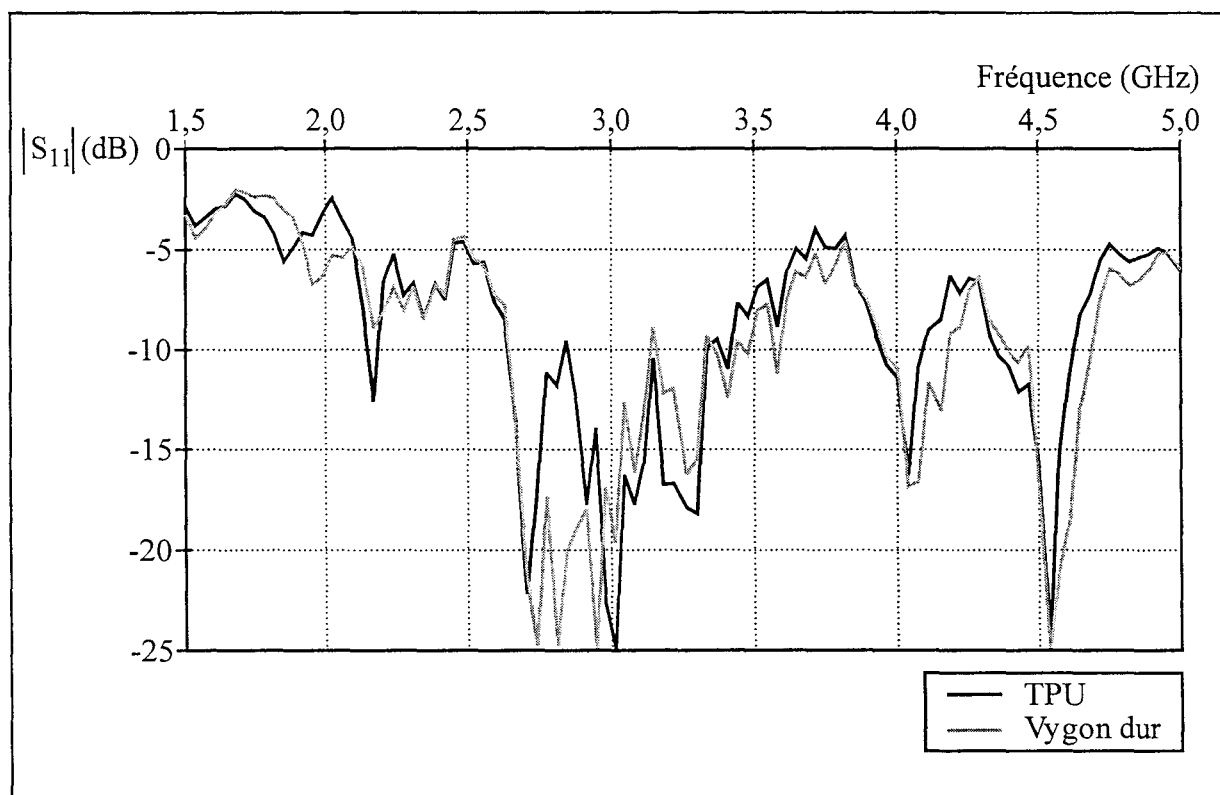


Figure 3-7 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du capteur ODAM positionné dans la filière, lorsque du TPU puis du Vygon dur sont introduits dans le canal et portés à la température de 160°C.

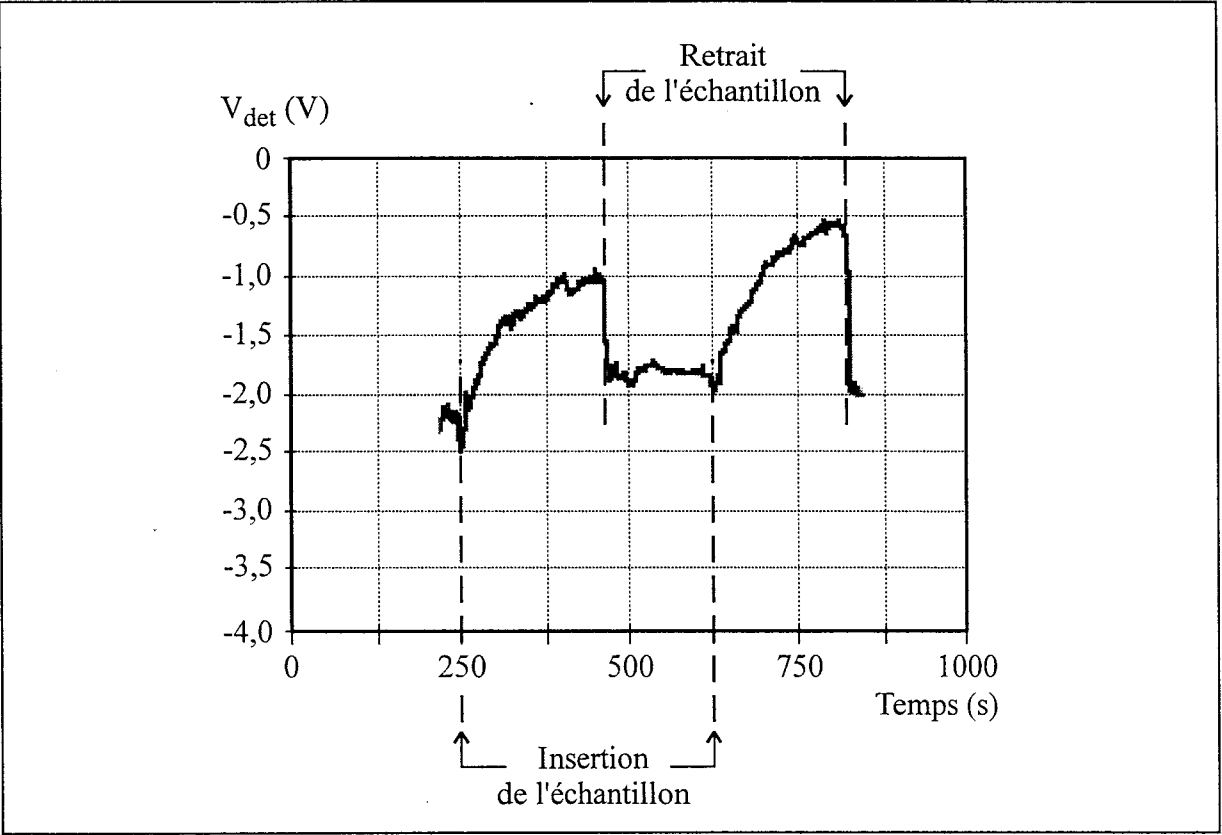


Figure 3-8 : Exemple de relevé radiométrique sur site obtenu avec le capteur ODAM.

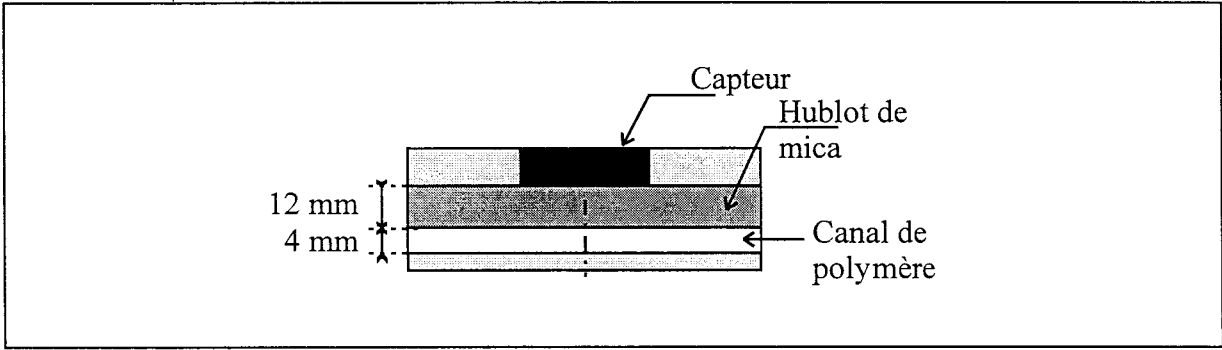


Figure 3-9 : Coupe transversale de la structure.

Un exemple de relevé du signal radiométrique obtenu à l'aide du capteur ODAM est présenté sur la figure 3-8. L'échantillon est du TPU et le hublot de mica présente une épaisseur de 18 mm. Durant toute la durée de la manipulation, la température radiométrique de la filière a été régulée à environ 170°C. La tension continue mesurée à la sortie du détecteur quadratique du radiomètre, a été enregistrée en fonction du temps. Au début de la manipulation, le canal de la filière est vide et l'ensemble (filière, capteur et mica) est à l'équilibre thermique, pour lequel la tension enregistrée est de l'ordre de -2,3 V. A l'instant $t = 250$ s, un échantillon de polymère est introduit dans le canal et nous observons alors une augmentation de la tension détectée jusqu'à un nouvel état d'équilibre correspondant à -1 V. Entre l'instant $t = 250$ s et l'instant $t = 460$ s, nous observons une augmentation progressive de la tension mesurée due à la montée en température de l'échantillon par conduction. Dès que le polymère est ôté du canal de la filière, une chute brutale du signal continu est enregistré, due au retrait du matériau émissif.

Le système radiomètre - capteur est donc capable de suivre l'évolution de la température au sein d'un polymère en phase d'extrusion.

III CONCEPTION D'UN CAPTEUR OPTIMISE ET RECONSTRUCTION DU PROFIL THERMIQUE

L'environnement physique retenu pour la réalisation d'un capteur optimisé a été défini comme suit : le capteur est inséré dans la filière en regard d'un écoulement (ou d'un échantillon) de TPU d'épaisseur 4 mm, séparé du polymère par l'intermédiaire d'un carreau de mica d'épaisseur 12 mm (voir figure 3-9).

C'est après plusieurs essais préliminaires conduisant principalement au choix du substrat, que nous avons réalisé le capteur définitif à l'aide d'un modèle électromagnétique basé sur l'Approche dans le Domaine Spectral. Chaque capteur a été réalisé, caractérisé puis testé au cours d'expérimentations radiométriques sur site industriel.

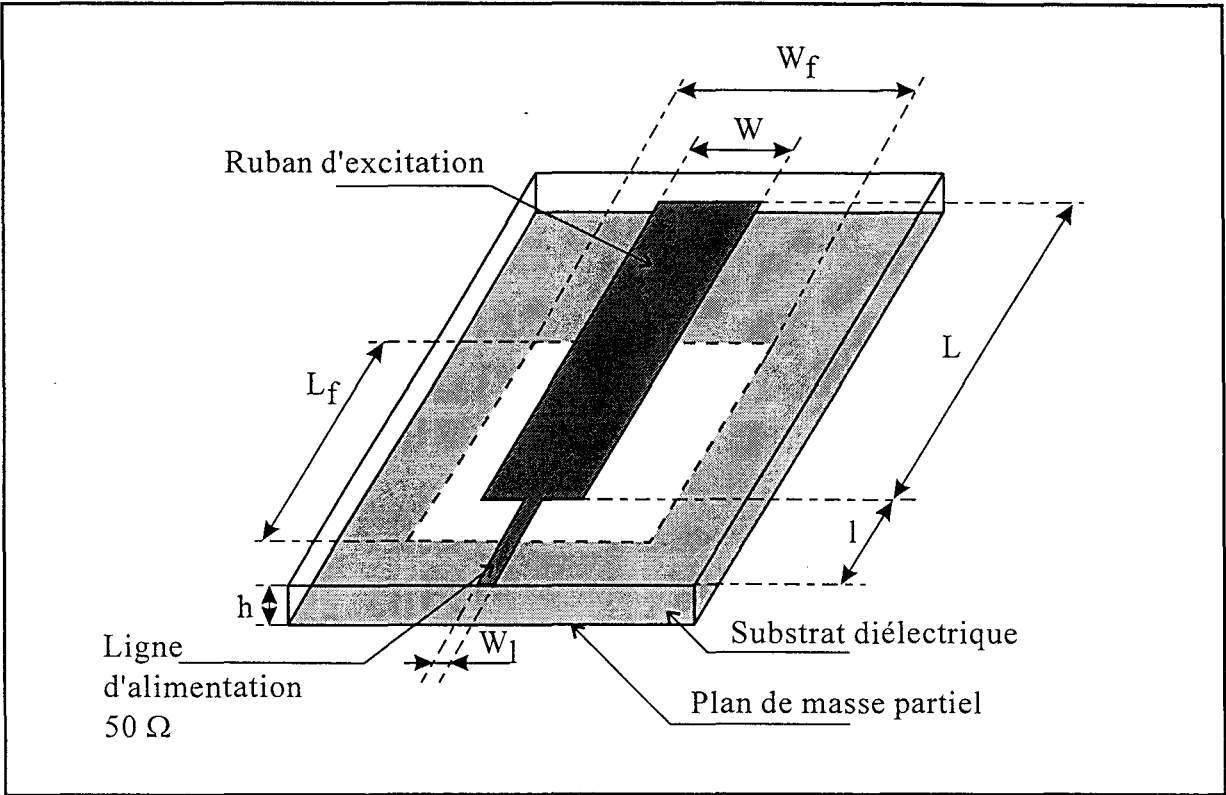
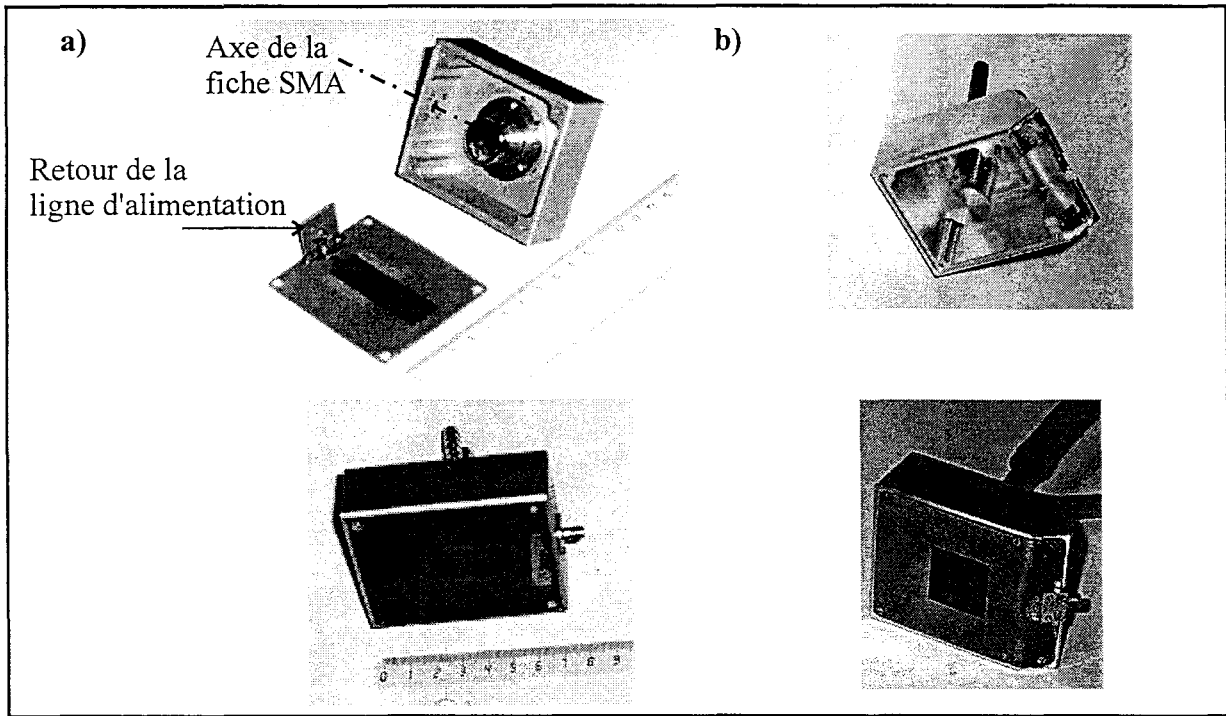


Figure 3-10 : Capteur de type microruban - microfente.



Photographie 3-3 : Boîtiers métalliques et exemple de capteur
a) nécessitant un retour à 90° de la ligne d'alimentation
b) ne nécessitant aucun retour de la ligne d'alimentation.

III.1 Capteurs préliminaires

La conception de plusieurs capteurs préliminaires avait un double objectif : nous voulions, d'une part, vérifier qu'il était possible de réduire la surface utile du capteur (la surface de l'ouverture dans le plan de masse), et d'autre part, arrêter le choix de la nature du substrat.

II.1.1 Structure des capteurs

Les capteurs réalisés sont de type microruban - microfente (figure 3-10), ce qui permet d'avoir une bande passante relativement importante. Ils ont été montés en boîtier métallique pour que la partie réceptrice se limite à l'ouverture dans le plan de masse et de façon à ne pas capter de rayonnements parasites. Chaque boîtier contient en outre un système de refroidissement par circulation d'eau froide placé contre le substrat sur le dessus du ruban d'excitation.

Deux types de boîtiers en aluminium ont été réalisés, suivant que le substrat soit souple ou non. Ils sont présentés sur la photographie 3-3.

Le premier, déjà utilisé pour le capteur ODAM (paragraphe II.2.2), peut être utilisé pour tout type de substrat, mais la position de la fiche de connexion, dont l'axe n'est pas situé dans le plan du substrat, nécessite un retour de la ligne d'alimentation (photographie 3-3a). Il présente donc l'inconvénient de fragiliser le capteur. Ce boîtier a été utilisé pour des capteurs réalisés en substrat époxy ($\epsilon_r = 4,9$ et épaisseur $h = 1,58$ mm).

Le second boîtier (photographie 3-3b) ne nécessite pas de retour de la ligne d'alimentation, mais n'est utilisable que si le substrat peut être légèrement courbé, sans risque de rupture du cuivre. Les substrats possibles sont : le substrat duroid de caractéristiques $\epsilon_r = 2,17$ et $h = 0,5$ mm et le substrat duroid de caractéristiques $\epsilon_r = 10,2$ et épaisseur $h = 1,27$ mm.

Afin de se placer dans les conditions optimales, le capteur doit présenter un faible coefficient de réflexion ($|S_{11}| \leq -10 \text{ dB}$) au voisinage de 3,6 GHz lorsqu'un échantillon de TPU est inséré dans le canal de la filière.

Les caractéristiques géométriques des capteurs ont été définies comme suit :

- la largeur de la ligne d'alimentation a été déterminée à partir des équations de Wheeler pour que son impédance caractéristique soit très proche de 50 Ω [62].
- la longueur de la fente a été déterminée à l'aide d'un logiciel de simulation électromagnétique, basé sur la théorie des lignes de transmission associé à l'Approche dans le Domaine Spectral [56,57], logiciel que nous avons adapté à notre structure en boîtier (annexe 3). Ce logiciel nécessite la connaissance des dimensions géométriques de la structure de type multicouches ainsi que les caractéristiques diélectriques des différents matériaux qui la constituent. La longueur de l'ouverture est alors déterminée de façon à ce que sa fréquence de résonance corresponde à 3,6 GHz.
- la longueur du ruban a ensuite été déterminée expérimentalement, par essais successifs, de façon à obtenir une bonne adaptation ($|S_{11}| \leq -10 \text{ dB}$) autour de 3,6 GHz et sur une bande de fréquences la plus large possible.

Les caractéristiques des capteurs réalisés sont données dans le tableau suivant (les côtes sont indiquées en mm) :

Capteur	Substrat		Ligne d'alimentation		Fente		Ruban	
	ϵ_r	h	l	W_l	L	W_f	L	W
1	4,9	1,58	35	2,7	22	24,6	48	15
2	2,17	0,5	25	1,49	25	25	35	15
3	10,2	1,27	30	1,1	25	21	25	15

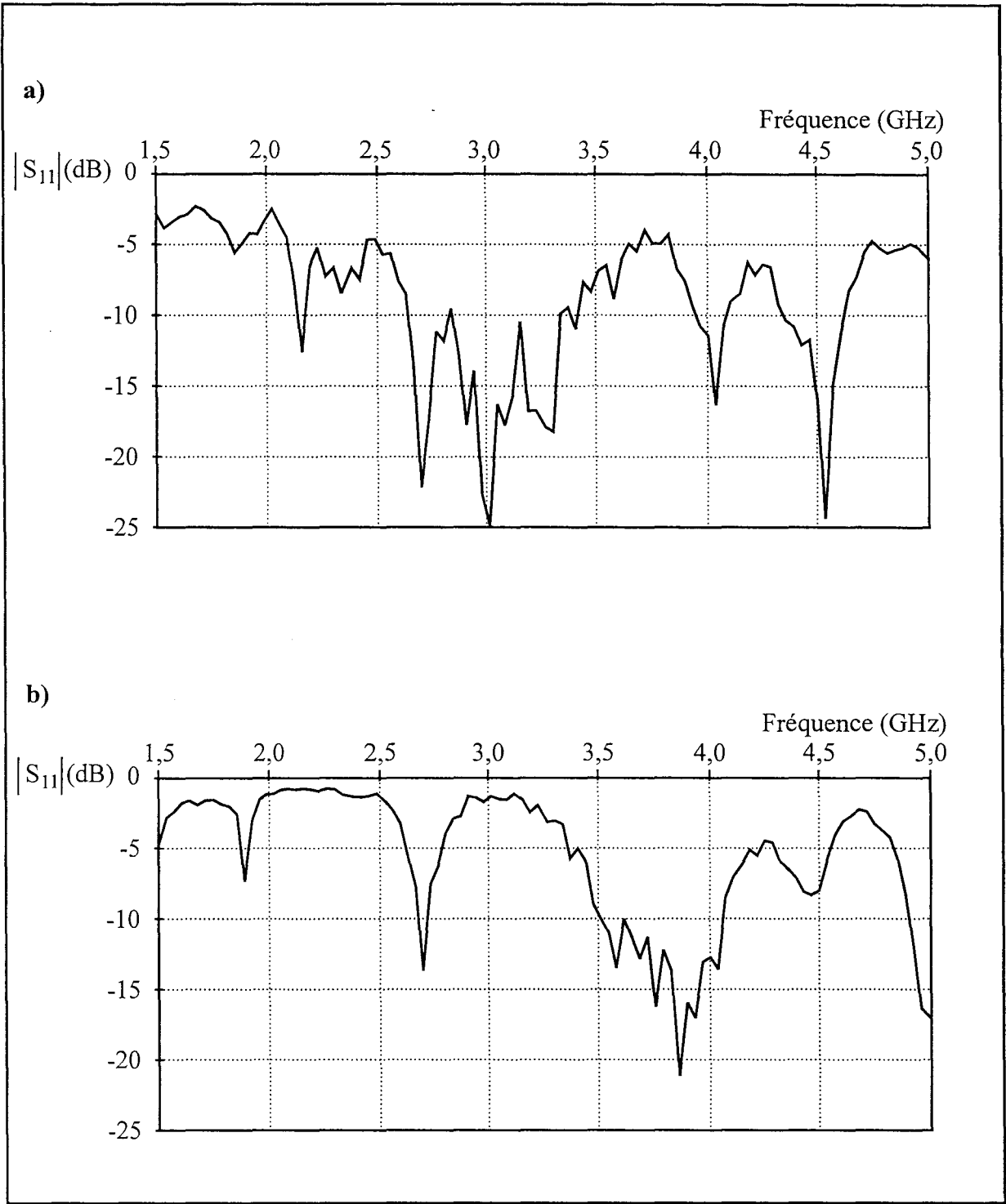


Figure 3-11 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée
a) du capteur ODAM
b) du capteur n°1.

III.1.2 Relevés du coefficient de réflexion

Pour chaque capteur, nous avons relevé les évolutions fréquentielles du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ au moyen de l'analyseur de réseau scalaire Wiltron 562, sur la bande de fréquences 1,5 GHz - 5 GHz. Le capteur a été placé dans la fenêtre de la filière, sur le mica, face à l'échantillon de TPU. Le système de chauffage (placé sous la filière) a été régulé à 160°C, ce qui a donné à la surface supérieure du mica une température de 140°C à l'équilibre thermique. Le système de refroidissement n'ayant pas été utilisé, il a fallu éviter que le substrat, en chauffant, ne perturbe les relevés. Pour cela, le relevé fréquentiel du coefficient $|S_{11}|$ a été effectué dès la mise en place du capteur. Les relevés obtenus sont présentés sur la figure 3-11.

Le tableau suivant regroupe les valeurs moyennes des coefficients de réflexion calculés dans la bande passante du radiomètre (3,4 GHz - 3,8 GHz) :

Capteur	ρ_{moyen} (dB)
ODAM	-7
1	-10,2
2	-15,2
3	-10,1

Nous constatons que les capteurs 1,2 et 3 sont correctement adaptés sur la bande de fréquences correspondant à la bande passante du radiomètre ($\rho_{\text{moyen}} < -10$ dB).

II.1.3 Essais sur site

Ces différents capteurs ont ensuite été testés à l'Ecole des Mines de Douai, sur extrudeuse.

Une première expérimentation a été menée de la façon suivante : un échantillon de polymère a été inséré dans le canal et l'ensemble (filière, mica et

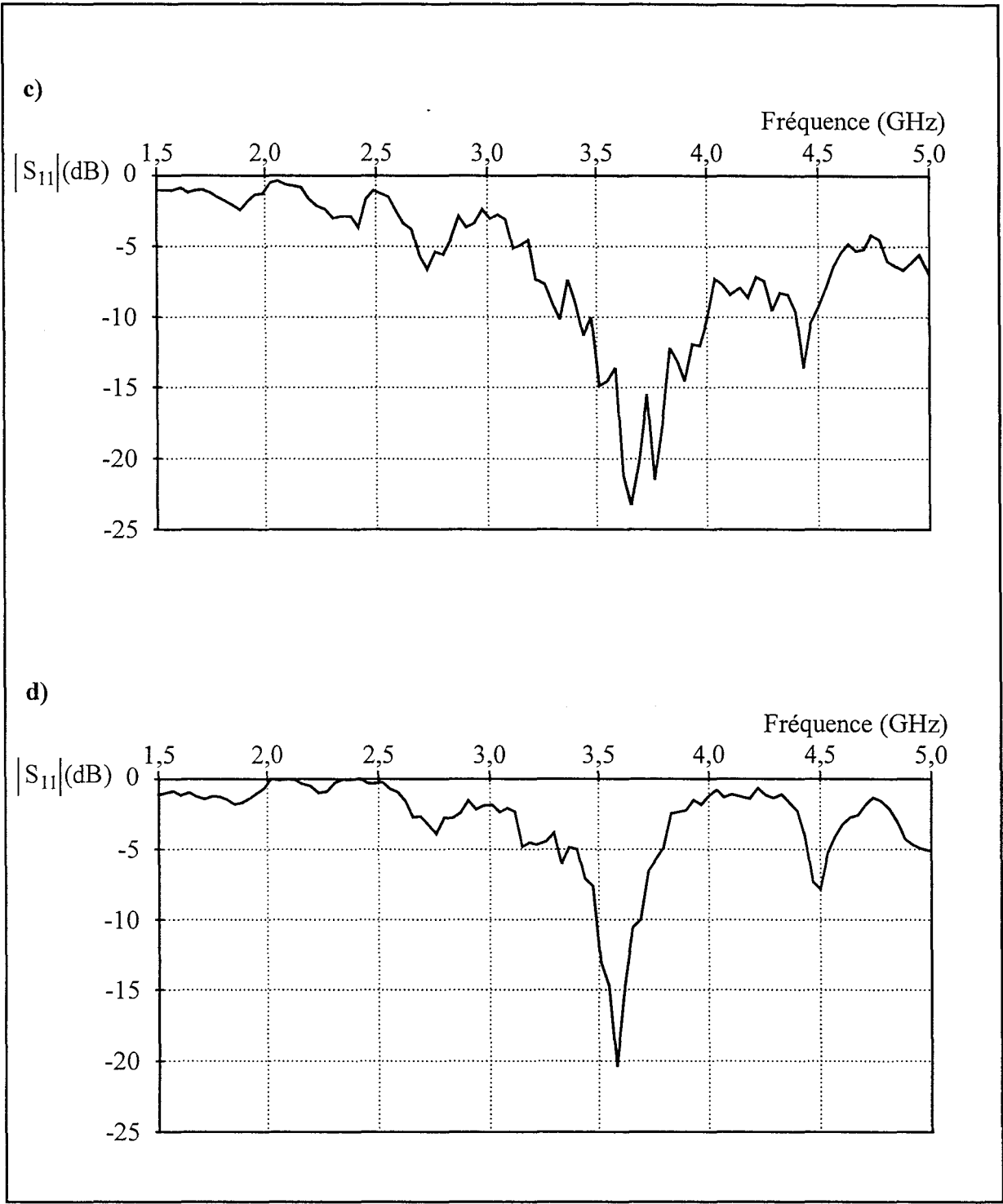


Figure 3-11 : Evolution fréquentielle du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée
c) du capteur n°2
d) du capteur n°3.

polymère) a été porté à une température voisine de 130°C. Dès que cet ensemble a atteint l'équilibre thermique, le capteur a été placé durant un bref instant dans la fenêtre de la filière sur le bloc de mica (sans utiliser le système de refroidissement) et nous avons enregistré la variation de tension mesurée à la sortie du détecteur du radiomètre. Dans ces conditions, le signal radiométrique capté est essentiellement dû à l'émission du polymère et du mica, le substrat diélectrique du capteur n'ayant pas eu le temps de s'échauffer. Cette manipulation a été effectuée pour chaque capteur et nous indiquons les valeurs obtenues dans le tableau suivant :

Capteur	ΔV_{det} (V)
ODAM	1,2
1	1,2
2	0,3
3	1,75

Nous constatons que la capteur n°1, qui présente une ouverture de 5,5 cm² permet de mesurer à la sortie du détecteur une variation de tension équivalente à celle enregistrée lors de l'utilisation du capteur ODA M dont l'ouverture présente une surface de 19,63 cm². Nous avons donc répondu à notre premier objectif : il est possible de capter au moins le même signal radiométrique qu'avec le capteur ODA M, si l'on utilise un capteur dont la surface utile est plus faible (ici 3,5 fois plus faible) et qui fonctionne dans une bande de fréquences qui est en adéquation avec le radiomètre.

Le capteur n°2 qui semblait le mieux adapté, s'est avéré très décevant au cours de cette expérience. La cause était en fait une mauvaise connexion à l'intérieur du boîtier (au niveau de la fiche SMA). Ce capteur n'a donc pas été utilisé pour l'expérimentation suivante.

Pour la deuxième expérimentation, la filière dont le canal était vide, a été portée par conduction à une température régulée à 130°C. Le capteur refroidi par circulation d'eau à 20°C a ensuite été placé dans la fenêtre sur le bloc de mica. Dans une première phase (A) nous observons une augmentation de la tension à la sortie du

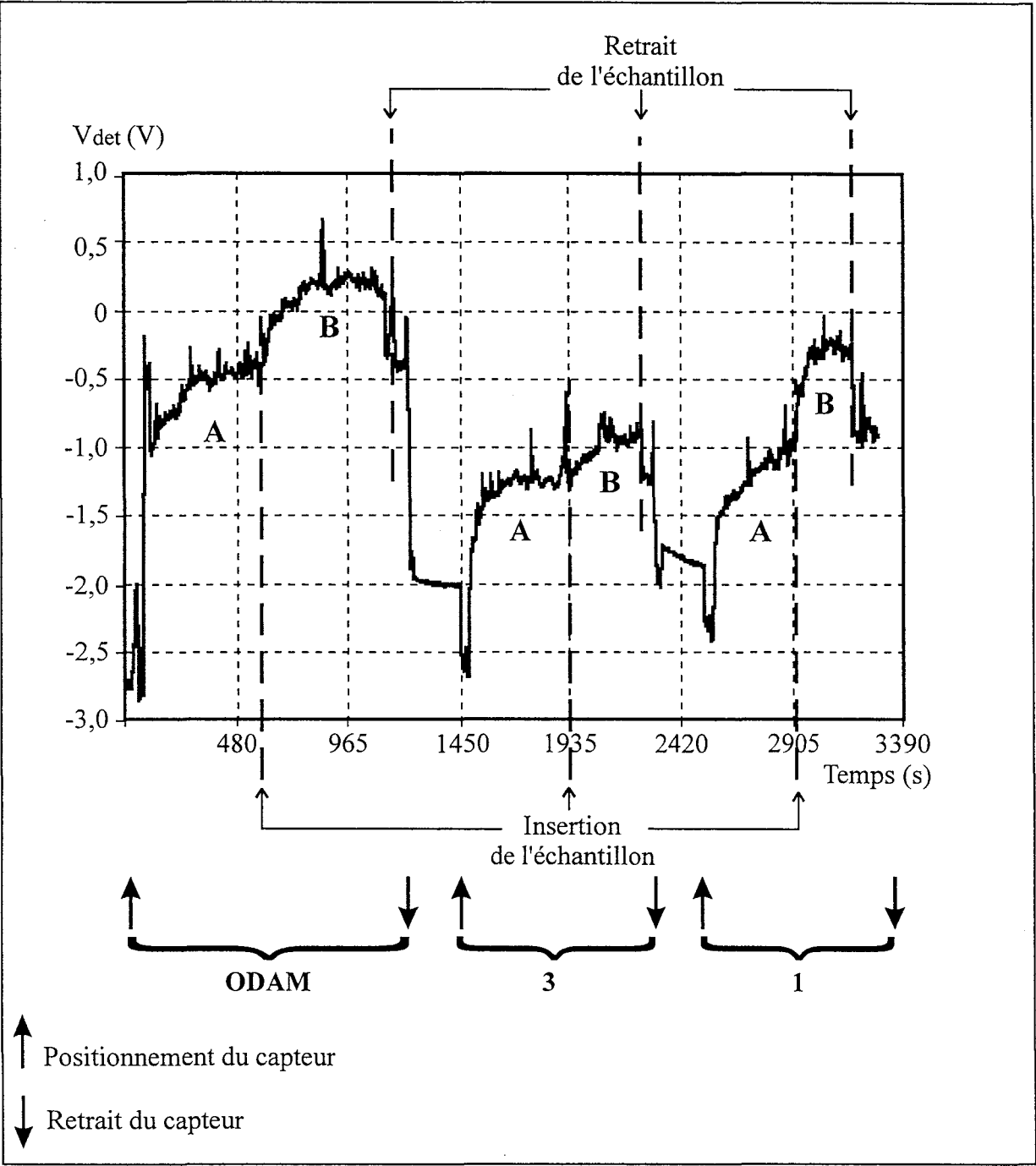


Figure 3-12 : Enregistrement de la tension mesurée à la sortie du détecteur lorsqu'un échantillon de TPU est placé dans le canal de la filière (portée à 130°C) face à trois capteurs différents.

détecteur qui traduit l'échauffement du substrat du capteur. Lorsque l'équilibre thermique est quasiment atteint, un échantillon de polymère TPU initialement à température ambiante, a été inséré dans le canal de la filière. Nous observons alors une phase (B) durant laquelle l'augmentation de la tension mesurée traduit l'échauffement du polymère par conduction. Cette opération a été effectuée avec chaque capteur et les enregistrements obtenus sont présentés sur la figure 3-12. Nous avons indiqué dans le tableau suivant les variations de tension observées au cours de chaque phase (A) et (B) :

Capteur	Phase A $\Delta V_{\text{det}} \text{ (V)}$	Phase B $\Delta V_{\text{det}} \text{ (V)}$
ODAM	0,6	0,67
3	0,5	0,35
1	0,5	0,70

La variation de tension due à l'échauffement du substrat est quasiment la même pour les trois capteurs. Nous constatons que le capteur n°1 permet d'obtenir pratiquement les mêmes performances que le capteur ODA M.

Enfin, nous avons procédé à une dernière expérimentation basée sur la même démarche que la précédente, mais cette fois la filière a été portée à une température régulée à 200°C et trois échantillons de polymère de nature différente (Vygon dur, Vygon mou et TPU) ont été successivement insérés dans le canal. Le capteur n°2 ayant été réparé, nous avons pu tester ses performances au cours de cette manipulation. Les enregistrements obtenus sont présentés sur la figure 3-13. A partir de ceux-ci, nous avons déterminé la variation de tension obtenue à la sortie du détecteur en fonction du capteur et du polymère utilisé. Ces résultats sont regroupés dans le tableau ci-après.

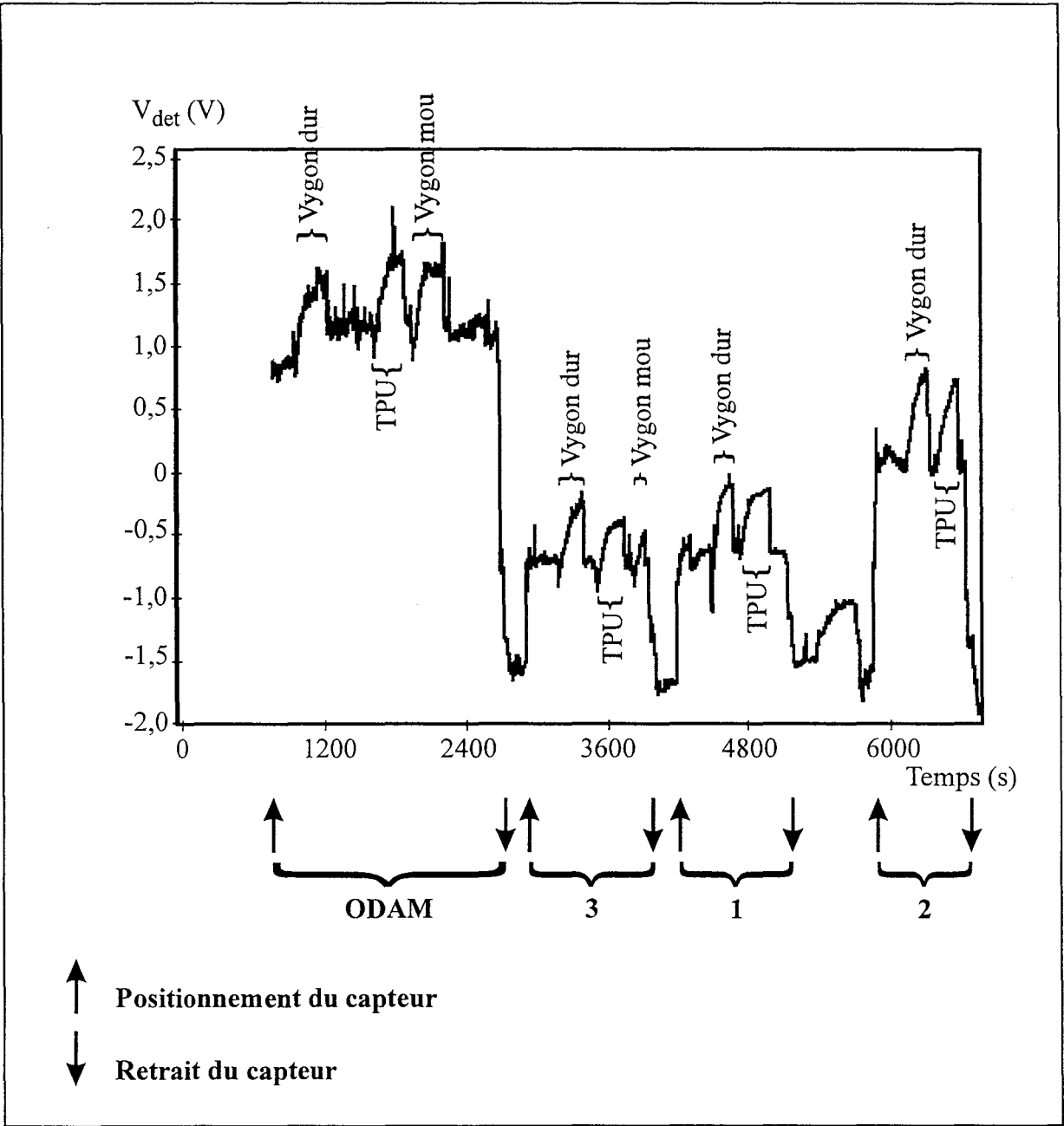


Figure 3-13 : Enregistrement de la tension mesurée à la sortie du détecteur lorsque divers échantillons de polymère sont insérés dans le canal de la filière (portée à 200°C) face à 4 capteurs différents.

Capteur	Variation de la tension V_{det} (V)		
	Vygon dur	TPU	Vygon mou
ODAM	0,52	0,5	0,48
3	0,5	0,3	0,2
1	0,52	0,49	problème (fonte du matériau)
2	0,72	0,7	

Nous constatons à nouveau que le capteur n°1 présente des performances similaires au capteur ODAM. Mais il apparaît que les plus grandes variations de tension ont été obtenues lors de l'utilisation du capteur n°2.

III.2 Capteur définitif

III.2.1 Structure

Suite aux résultats de caractérisation obtenus (relevés du coefficient de réflexion et essais sur site), nous avons décidé de réaliser un capteur définitif semblable au capteur d'essai n°2 qui permet un fonctionnement optimal du système de mesure radiomètre - capteur. Les caractéristiques géométriques du boîtier retenu sont présentées sur la figure 3-14 et la photographie 3-4 montre le capteur placé dans le boîtier et équipé du système de refroidissement par circulation d'eau. Avant d'être livré au Département Technologie des Polymères et Composites de l'Ecole des Mines de Douai, ce capteur a été de nouveau caractérisé dans sa version définitive et dans les conditions réelles de fonctionnement.

III.2.2 Relevé du coefficient de réflexion

La configuration expérimentale considérée est présentée sur la photographie 3-5. Le capteur en boîtier a été placé dans la fenêtre de la filière sur le bloc de mica (de 12 mm d'épaisseur). La température dans le canal a été amenée par

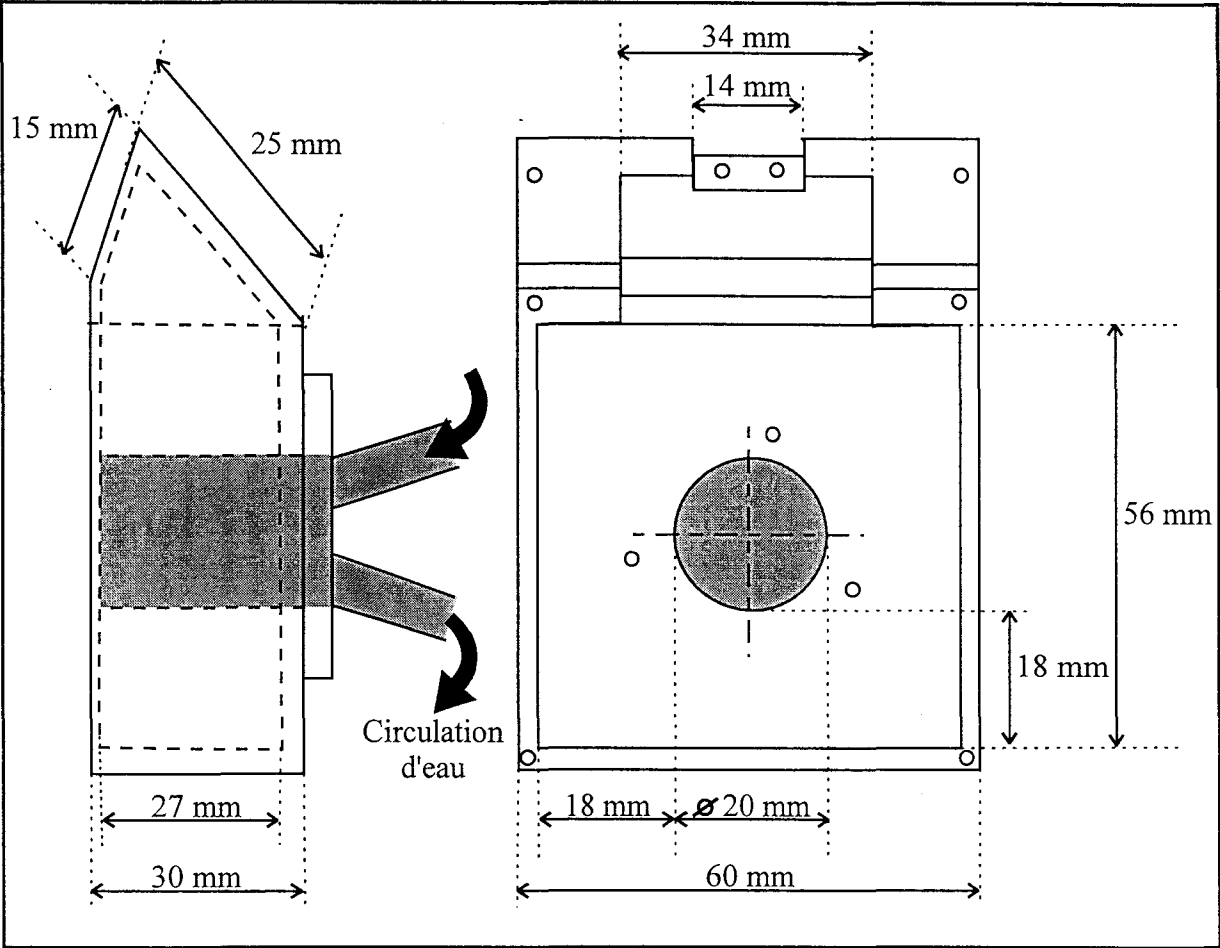
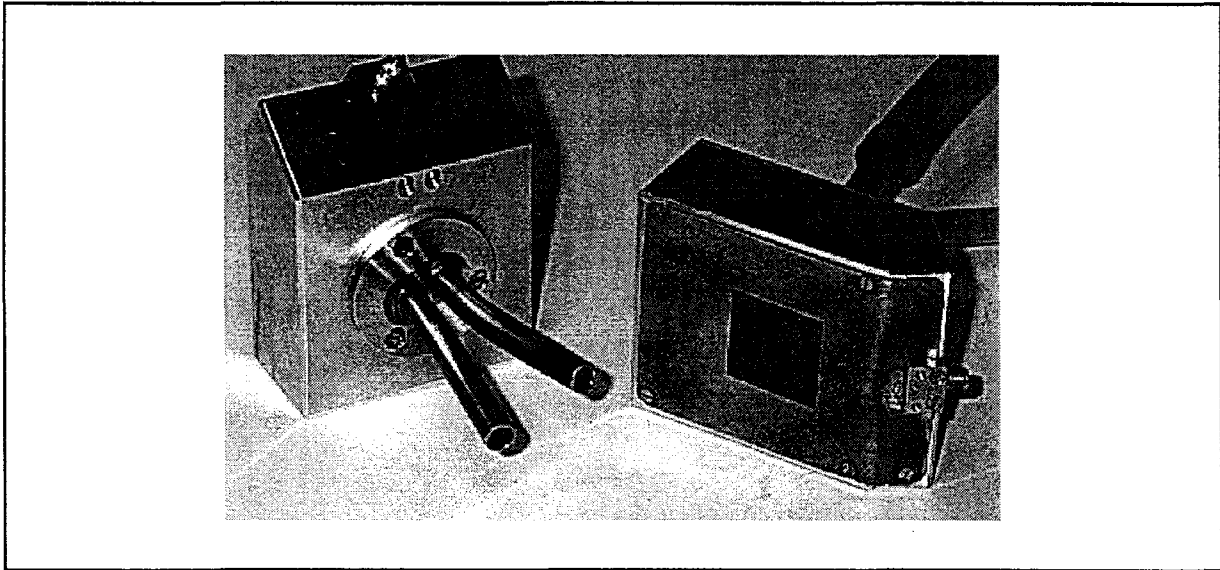
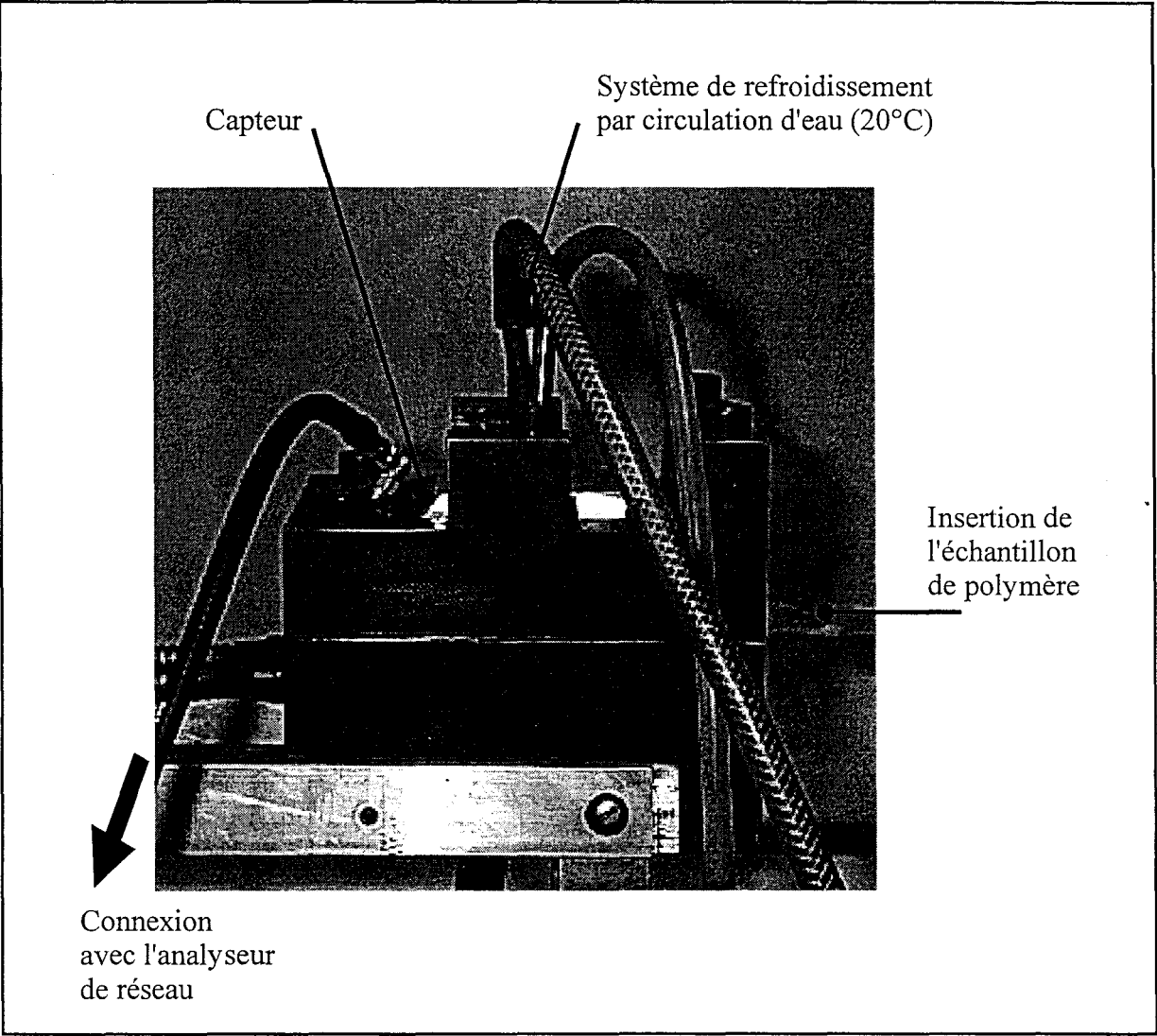


Figure 3-14 : Boîtier métallique utilisé.



Photographie 3-4 : Capteur définitif inséré dans son boîtier métallique.



Photographie 3-5 : Configuration expérimentale pour laquelle le relevé du coefficient $|S_{11}|$ a été effectué.

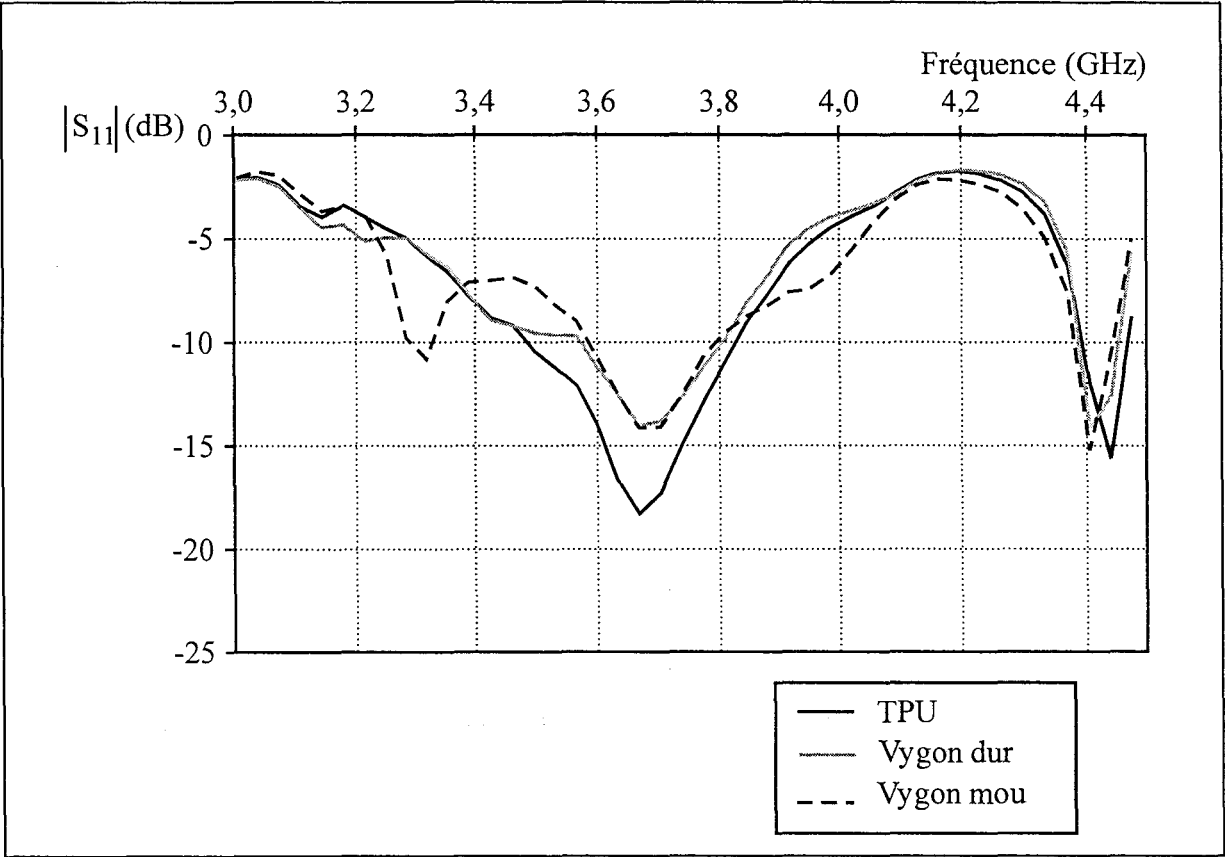


Figure 3-15 : Evolutions fréquentielles du coefficient $|S_{11}|$ mesuré à l'entrée du capteur lorsque différents échantillons de polymère sont insérés dans le canal de la filière.

conduction à une valeur voisine de 160°C et le système de refroidissement par circulation d'eau (à 20°C) a été enclenché afin de limiter l'échauffement du substrat. Les évolutions fréquentielles du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ ont été relevées dans le plan d'entrée du capteur, lorsque plusieurs échantillons de polymères de nature différente ont été insérés, l'un après l'autre, dans le canal. Ces polymères sont : le Vygon dur, le TPU et le Vygon mou.

Les résultats présentés sur la figure 3-15 montrent que la bande de fréquences pour laquelle le module du coefficient $|S_{11}|$ est inférieur ou égal à -10 dB, est centrée sur 3,7 GHz. Cette bande de fréquences présente une largeur d'environ 200 MHz lorsque du Vygon (dur ou mou) est inséré dans le canal et elle atteint une valeur d'environ 350 MHz lors de l'insertion de TPU (matériau pour lequel le capteur a été optimisé). L'adaptation du capteur est donc en adéquation avec la zone fréquentielle de plus grande sensibilité du radiomètre ODAM. Néanmoins, nous rappelons que l'adaptation du capteur dépend de la permittivité du polymère sous test ; il sera utilisable à condition que la permittivité diélectrique du polymère qui se trouve dans le canal soit sensiblement voisine de celle du TPU (à $\Delta\epsilon_r \leq 20\%$ près). L'utilisation de matériaux thermoplastiques de nature très différente demandera éventuellement la mise au point d'un nouveau capteur pour rester dans les conditions optimales de fonctionnement.

III.2.3 Essais sur site

Ce capteur a ensuite été testé à nouveau sur site afin de comparer ses performances avec celles du capteur ODAM. Les deux capteurs ont, pour cela, subi les mêmes tests, dans les mêmes conditions. La filière montée sur extrudeuse a été élevée à une température voisine de 170°C. Les évolutions temporelles de la tension relevée à la sortie du détecteur, de la température de régulation de la filière et de celle du polymère ont été enregistrées durant les différentes phases de la manipulation (figure 3-16).

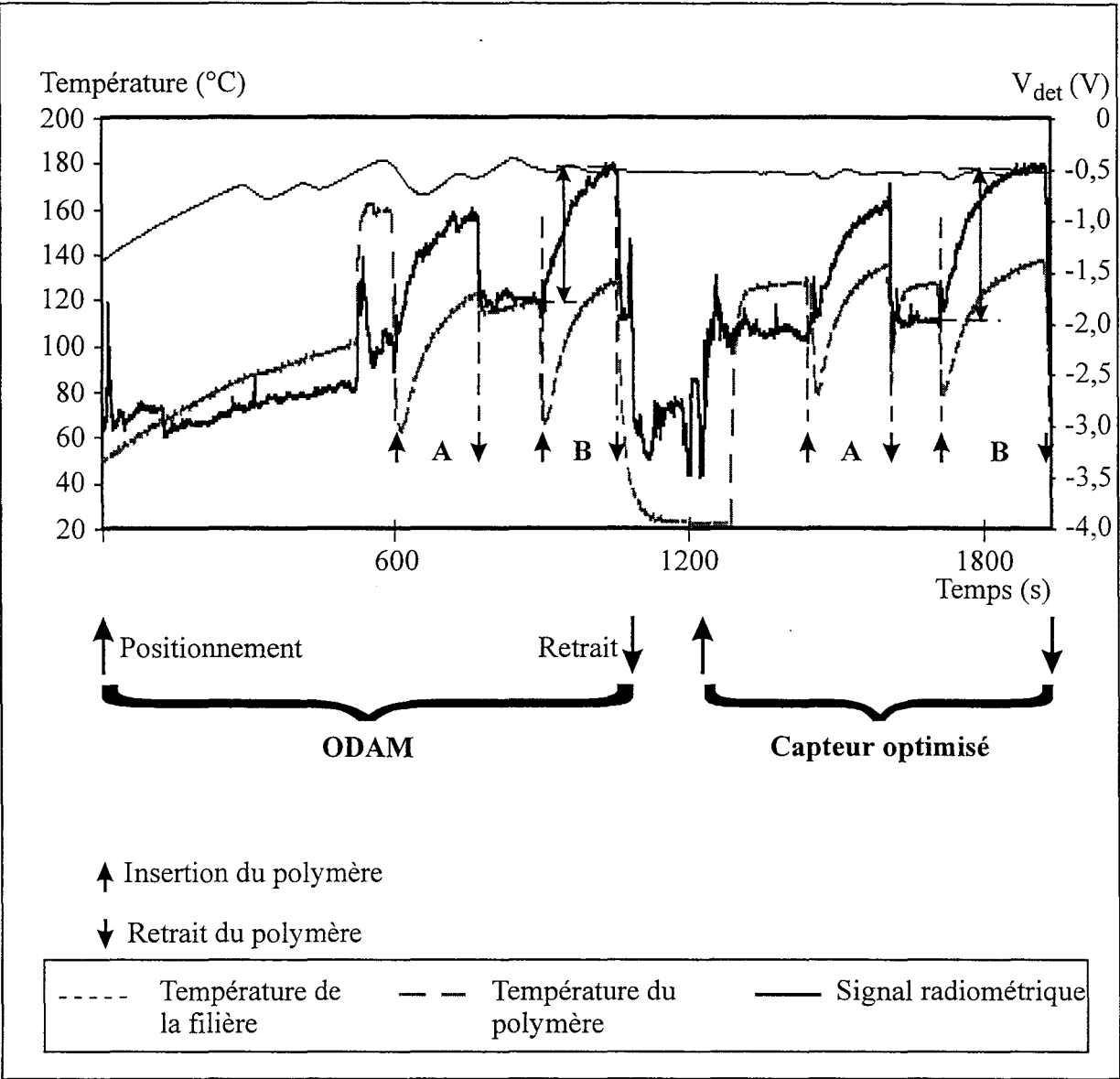


Figure 3-16 : Enregistrements réalisés sur site afin de comparer les performances du capteur optimisé avec celles du capteur ODAM.

Pour chaque capteur, nous avons procédé de la façon suivante :

- le canal, d'épaisseur 4 mm est tout d'abord vide puis le capteur (refroidi par circulation d'eau et d'air) est mis en place sur le hublot de mica ;
- lorsque l'équilibre thermique est pratiquement atteint, un échantillon de TPU est inséré dans le canal (A) ;
- dès que le nouvel équilibre est obtenu, l'échantillon de polymère est retiré ; puis réinséré (B) après quelques minutes.

Nous observons que l'évolution de la tension mesurée est qualitativement la même pour les deux capteurs et qu'elle suit parfaitement l'évolution de la température du matériau. Dans le tableau suivant, nous avons indiqué la variation de la tension détectée due à l'échauffement du polymère. Cette valeur a été déterminée lors des étapes notées "B" afin de minimiser la dérive du signal due à l'échauffement du substrat.

Capteur	ΔV_{det} (V)
ODAM	1,33
Optimisé	1,5

Finalement, le capteur optimisé permet d'enregistrer une variation du signal détecté légèrement plus élevée que celle obtenue avec le capteur ODA M et ceci avec une surface utile trois fois plus faible.

III.3 Exploitation des mesures de la température radiométrique : reconstruction du profil thermique

La réalisation d'un capteur optimisé était une première étape d'un projet dont la finalité est de reconstruire la carte de distribution de température au sein d'un polymère en phase d'extrusion à partir de mesures non destructives et non invasives. A la demande de l'Ecole des Mines de Douai, un premier logiciel de reconstruction unidimensionnelle de profil thermique a été développé dans l'équipe Circuits et

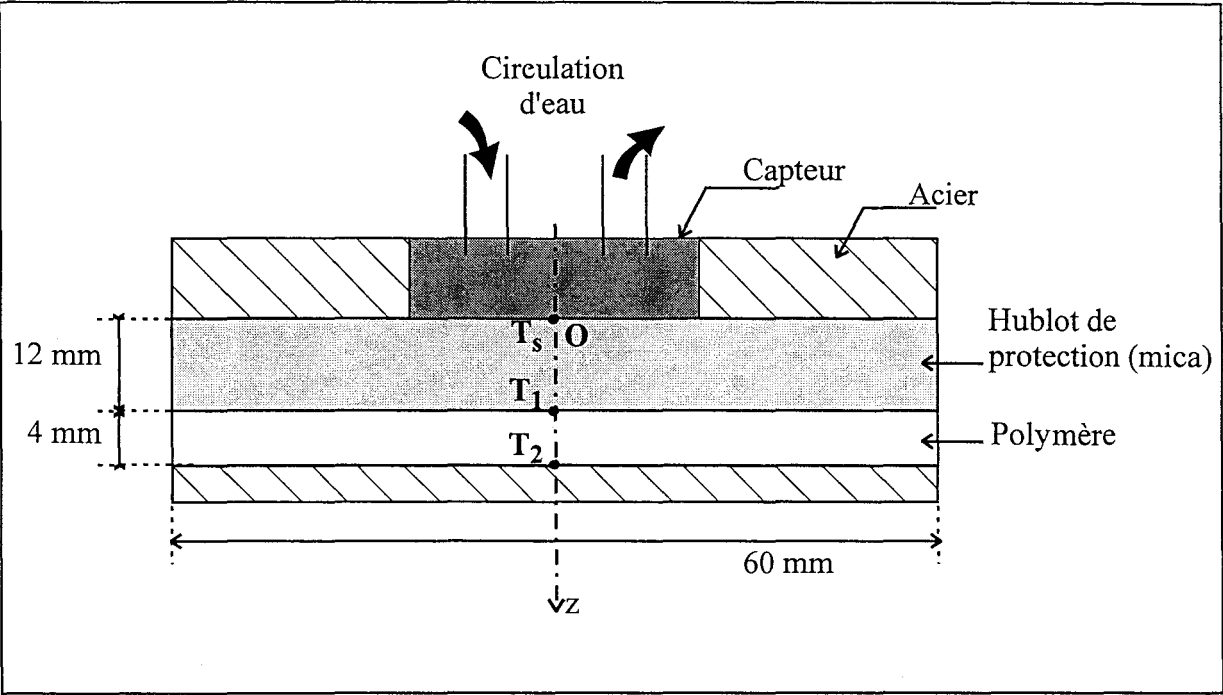


Figure 3-17 : Schéma simplifié de la structure considérée pour la reconstruction du profil thermique suivant l'axe Oz .

Applicateurs [61] puis complété et utilisé par M. L. PREVORS [60]. Nous présentons ici succinctement le modèle développé ainsi qu'un exemple d'utilisation.

III.3.1 Logiciel de reconstruction thermique

Ce logiciel de reconstruction du profil thermique est basé sur un modèle unidimensionnel [11]. La structure considérée est présentée schématiquement sur la figure 3-17. Chaque couche est supposée être constituée d'un matériau homogène et isotrope caractérisé par sa permittivité diélectrique complexe ϵ_r^* . Dans ce modèle, les dimensions transverses du capteur et de la structure n'ont pas été prises en compte et le profil thermique est calculé suivant l'axe Oz qui passe par le centre de l'ouverture du capteur. Afin de réaliser cette reconstruction du profil nous avons besoin de connaître :

- les caractéristiques diélectriques ($\epsilon_r', \epsilon_r''$), géométrique (épaisseur), thermique (conductivité) et mécanique (viscosité) des différents matériaux ;
- la fréquence de travail (sur laquelle est centré le système radiomètre - capteur) ;
- la température radiométrique mesurée ;
- les températures à l'interface capteur - mica (T_s), mica - polymère (T_1) et polymère - filière (T_2) mesurées par thermocouples ;
- la longueur de la filière et la perte de charge entre l'entrée et la sortie de celle-ci [63].

Pour calculer la puissance d'origine thermique captée (signaux radiométriques), il faut d'abord déterminer le coefficient de couplage entre le capteur et les différents milieux composant la structure.

Ce coefficient s'exprime par la relation suivante [15] :

$$C(z) = \frac{\sigma(z) |E(z)|^2}{\int \sigma(z) |E(z)|^2 dz} \quad (3.1)$$

avec $\sigma(z)$: conductivité électrique des matériaux ($\sigma(z) = \omega \epsilon_0 \epsilon_r''(z)$) ;

ϵ_r'' : caractérise les pertes du milieu ;

ϵ_0 : permittivité diélectrique du vide ($\frac{1}{36\pi 10^9} \text{ F.m}^{-1}$) ;

$\omega = 2\pi f$ (rad.s⁻¹) où f (Hz) est la fréquence centrale de la bande de fonctionnement du système radiomètre - capteur ;

$|E(z)|$: module du champ électrique en un point d'abscisse z .

Etant donné que cette reconstruction est basée sur un modèle unidimensionnel, il suffit donc de résoudre l'équation d'Helmholtz ci-dessous pour obtenir la distribution du champ électrique suivant l'axe Oz :

$$\frac{d^2 E(z)}{dz^2} + \omega^2 \epsilon_0 \mu_0 (\epsilon_r' - j\epsilon_r'') E(z) = 0 \quad (3.2)$$

avec ϵ_r' : permittivité relative du milieu

μ_0 : perméabilité magnétique du vide ($4\pi 10^{-7} \text{ H.m}^{-1}$)

La filière, composée d'acier, est supposée se comporter comme un métal parfait ; le champ $\vec{E}$ est donc nul à l'interface polymère - filière et il est fixé à une valeur arbitraire de 1 V.m^{-1} à l'interface capteur - mica. L'équation de Helmholtz est résolue numériquement par les différences finies afin que le logiciel soit facilement évolutif (prise en compte des variations des caractéristiques diélectriques en fonction de la température suivant l'épaisseur du canal).

Pour une distribution de température donnée, la puissance totale captée s'exprime alors comme la somme des puissances captées provenant de chaque volume élémentaire des milieux (mica et polymère) situés le long de l'axe Oz [63].

$$P = \int C(z) k_B T(z) \Delta f dz \quad (3.3)$$

avec k_B : constante de Boltzmann ($1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$)

Δf : bande passante du système radiomètre - capteur.

Une température équivalente, "la température radiométrique", est associée, par l'intermédiaire d'un étalonnage théorique, à cette puissance captée. Cette courbe d'étalonnage théorique est obtenue en portant successivement l'ensemble de la structure à différentes températures homogènes et uniformes pour lesquelles sont calculées les puissances captées (théoriques) correspondantes.

Les températures T_s et T_1 mesurées par thermocouples permettent de calculer le profil de température à l'intérieur du mica suivant l'axe Oz par la relation :

$$T(z) = \left(\frac{T_1 - T_s}{d} \right) \cdot z + T_s \quad (3.4)$$

avec d : épaisseur du bloc de mica.

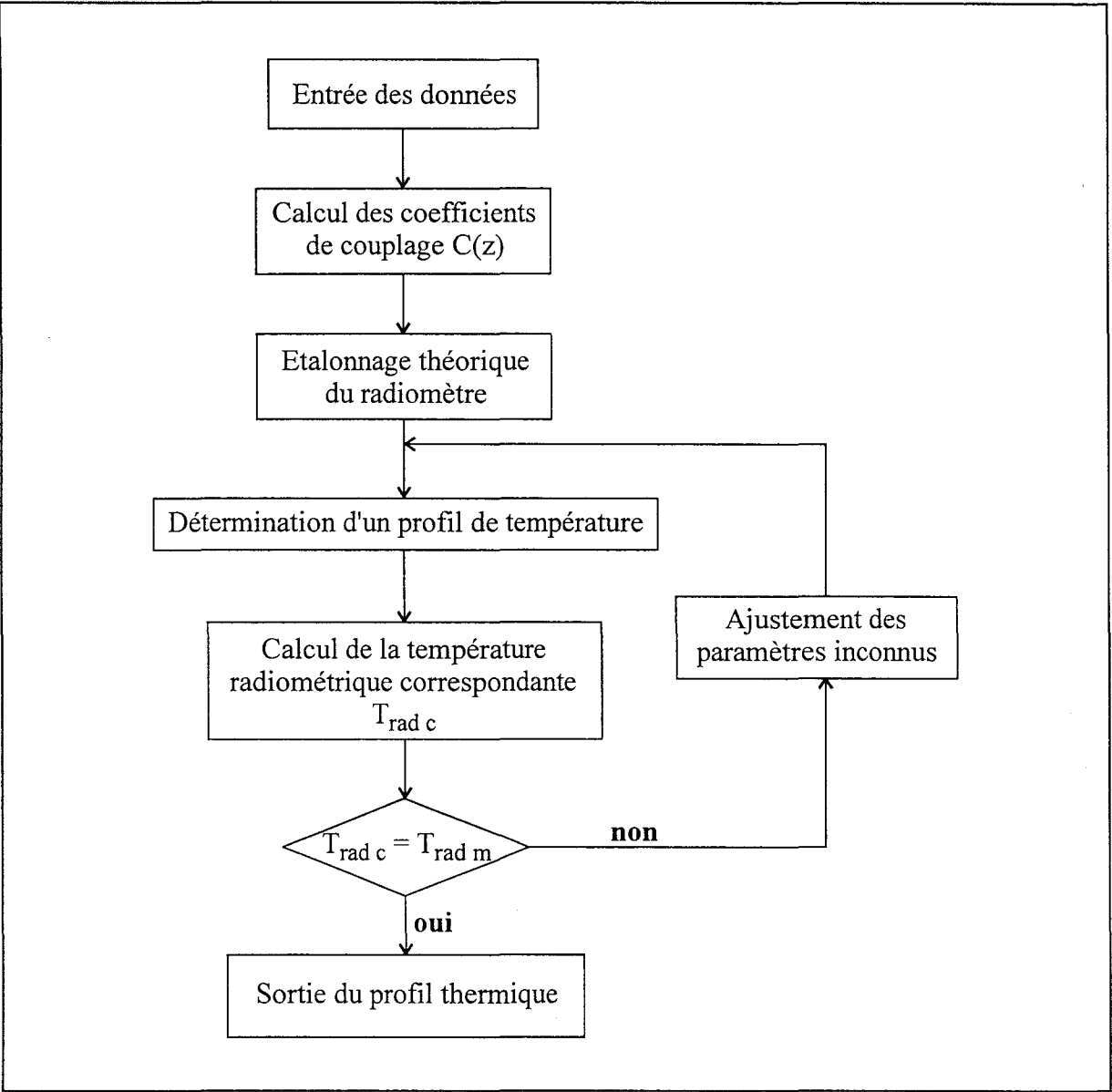


Figure 3-18 : Organigramme du logiciel de reconstruction du profil thermique.

Nous nous plaçons dans le cas où l'écoulement est de type laminaire de Poiseuille plan avec un fluide Newtonien (en régime établi). Dans ces conditions, le profil thermique est obtenu à partir de la relation suivante [64] :

$$T(z) = \frac{3}{4} \cdot \frac{\eta}{kt} \cdot \bar{w}^2 \cdot \left(1 - \left(2 \cdot \frac{(z_o - z)}{e} \right)^4 \right) + \frac{(T_1 - T_2) \cdot (z_o - z)}{e} + \frac{(T_1 + T_2)}{2} \quad (3.5)$$

avec $\bar{w} = \frac{\Delta p \cdot e^2}{12 \cdot \eta \cdot lf}$: vitesse moyenne d'écoulement (m.s⁻¹);

e, lf : épaisseur et longueur de la filière (m);

Δp : perte de charge entre l'entrée et la sortie de la filière (Pa);

kt : conductivité thermique et viscosité du polymère (W.m⁻¹.°C⁻¹);

η : viscosité du polymère (m⁻¹.kg.s⁻¹);

z_o : position du centre de la filière, sur l'axe Oz (m).

Un algorithme permet de reconstruire le profil thermique au sein du polymère par comparaison des températures radiométriques mesurées et calculées par le modèle (dédit d'un profil thermique calculé à partir de l'équation de la chaleur [11]). Le logiciel ajuste les paramètres inconnus (ici la viscosité du polymère dans la filière) afin de déterminer le profil de température le plus probable. L'organigramme est présenté schématiquement sur la figure 3-18.

III.3.2 Exemple de reconstruction du profil thermique

M. L. PREVORS a ensuite complété ce logiciel pour tenir compte des variations des permittivités diélectriques des matériaux en fonction de la température [60]. Nous présentons sur la figure 3-19 une reconstruction du profil thermique dans l'épaisseur d'un échantillon de polymère TPU porté à une température de l'ordre de 210°C par extrusion. Le canal présentait une épaisseur de 4 mm et le hublot de protection était constitué d'un carreau de quartz de 39 mm d'épaisseur. Le polymère en phase d'extrusion était poussé dans le canal de la filière réglée à 200°C sur ses deux faces (supérieure et inférieure). Un peigne constitué de trois thermocouples pouvant être

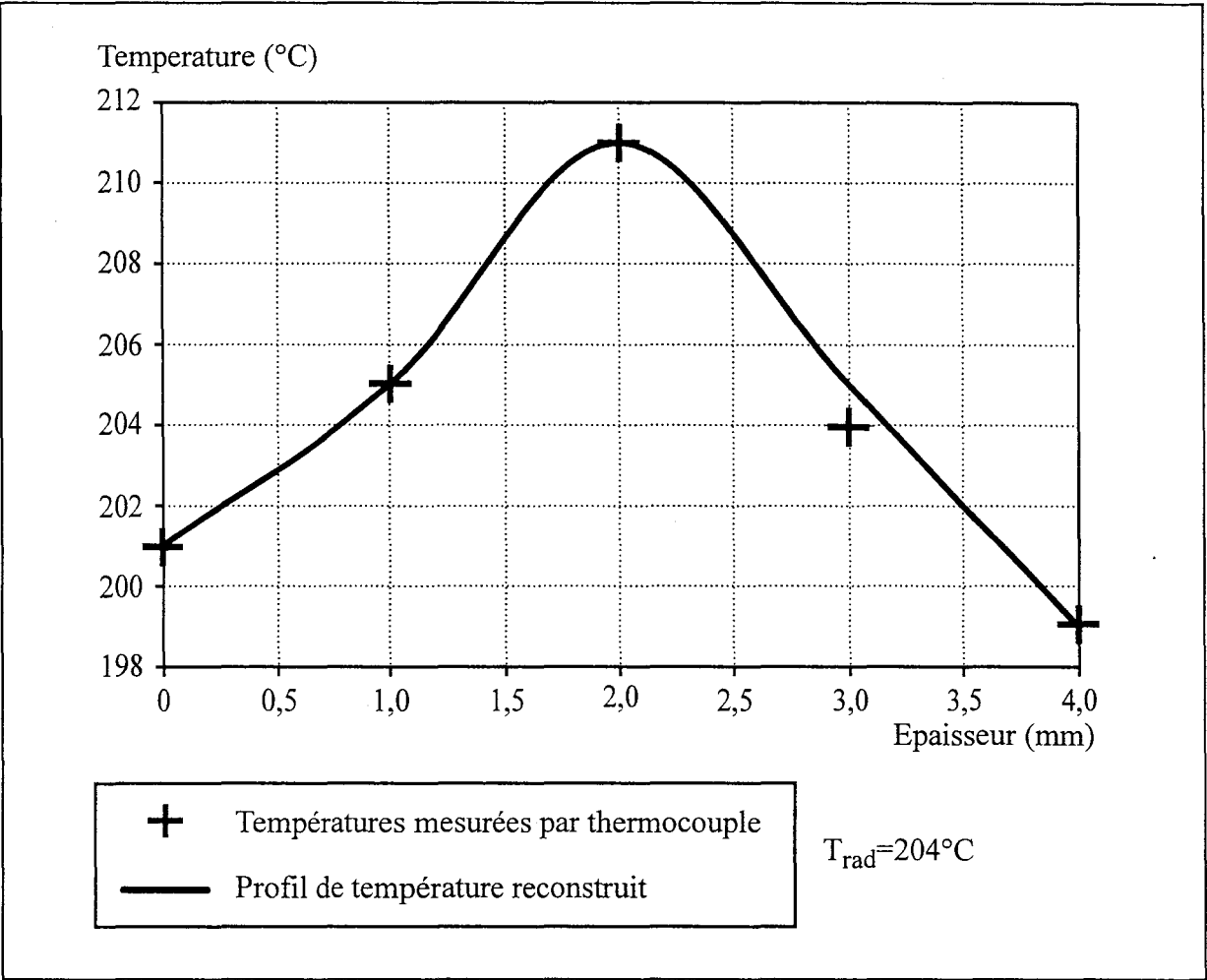


Figure 3-19 : Exemple de reconstruction du profil thermique dans un canal de 4 mm d'épaisseur contenant un polymère TPU en phase d'extrusion.

insérés dans le canal, suivant l'axe Oz, a permis de mesurer la température au sein du polymère, tous les millimètres.

Le profil reconstruit et les températures mesurées par thermocouple dans le canal sont en très bon accord.

III.4 Difficultés rencontrées

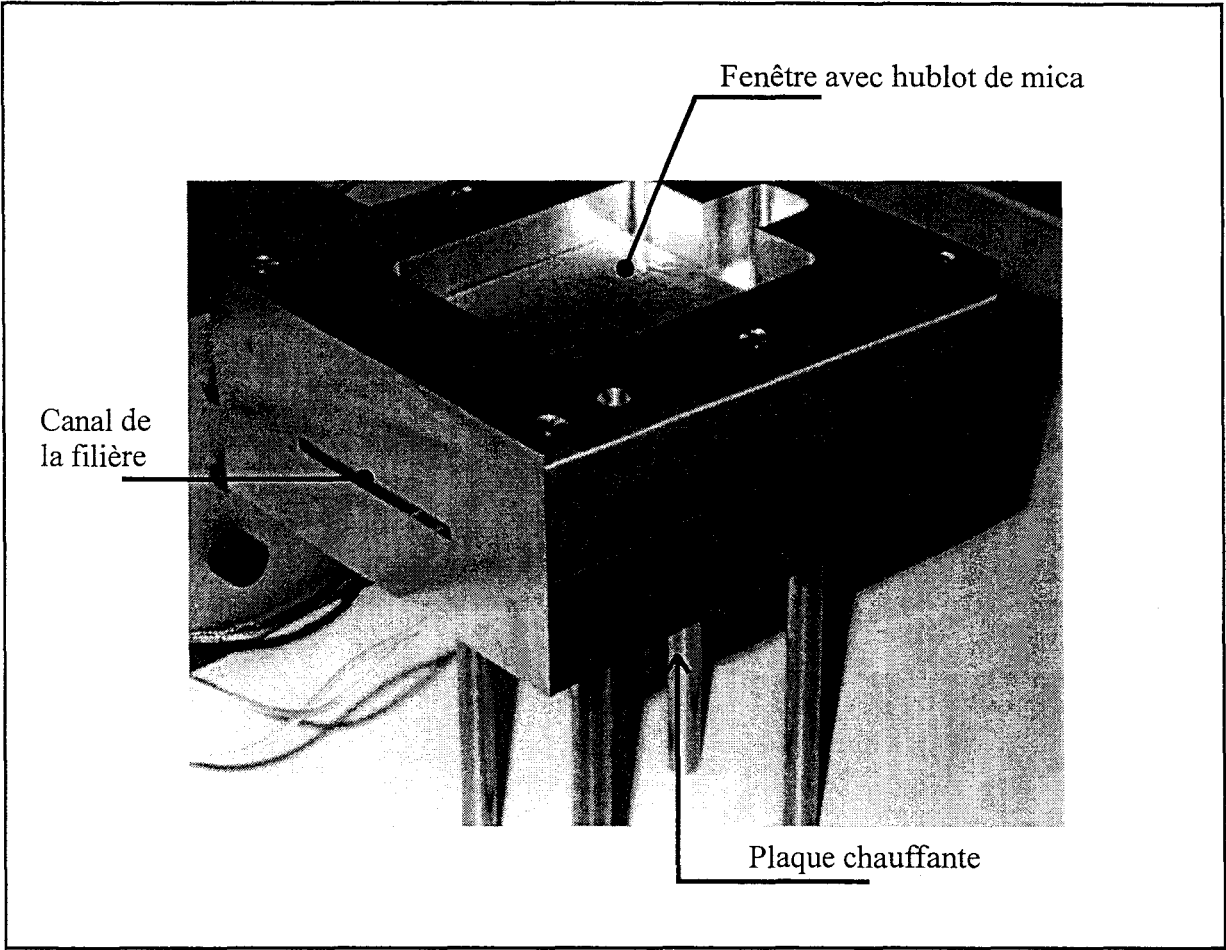
Les difficultés rencontrées lors des essais sur extrudeuse à l'Ecole des Mines de Douai étaient essentiellement dues à des problèmes de perturbations électromagnétiques extérieures [60]. Celles-ci sont de deux types :

- les premières correspondent à un parasitage ponctuel des mesures et se concrétisent par des impulsions de forte amplitude et de faible durée. Elles peuvent être éliminées par un traitement statistique, après la séance de mesures ;
- les secondes correspondent à la présence d'un bruit continu de faible amplitude (bruit propre du radiomètre, parasite environnant?) et se concrétisent par l'apparition d'un offset. Elles nécessitent un étalonnage préalable à toute série de mesures (recalage de la base du signal radiométrique).

Elles nécessitent donc des précautions fastidieuses. Restreindre la bande passante du radiomètre pourrait être une solution pour résoudre ces problèmes.

De plus, l'utilisation d'un radiomètre de première génération (à une référence interne de température) nécessite un étalonnage externe préalable. Pour chaque nature de polymère, celui-ci doit être effectué pour plusieurs températures différentes afin de tenir compte de la variation non linéaire des caractéristiques diélectriques du polymère sous test en fonction de la température.

M. L. PREVORS a procédé de la façon suivante : pour obtenir un point de la courbe d'étalonnage, c'est-à-dire la tension à la sortie du détecteur correspondant à une configuration précise (polymère défini, température particulière), il a porté l'ensemble de la structure (filière, polymère, hublot de protection et capteur refroidi positionné dans



Photographie 3-6 : Filière en aluminium positionnée sur une plaque chauffante.

la fenêtre de la filière) à la température homogène désirée. L'équilibre thermique étant à chaque fois très long à atteindre, tracer une courbe d'étalonnage demande de longues heures d'expérimentation.

Augmenter la précision des reconstructions de profils thermiques et élargir la gamme des échantillons de polymères signifie donc alourdir la base de données par des étalonnages répétitifs et très fastidieux.

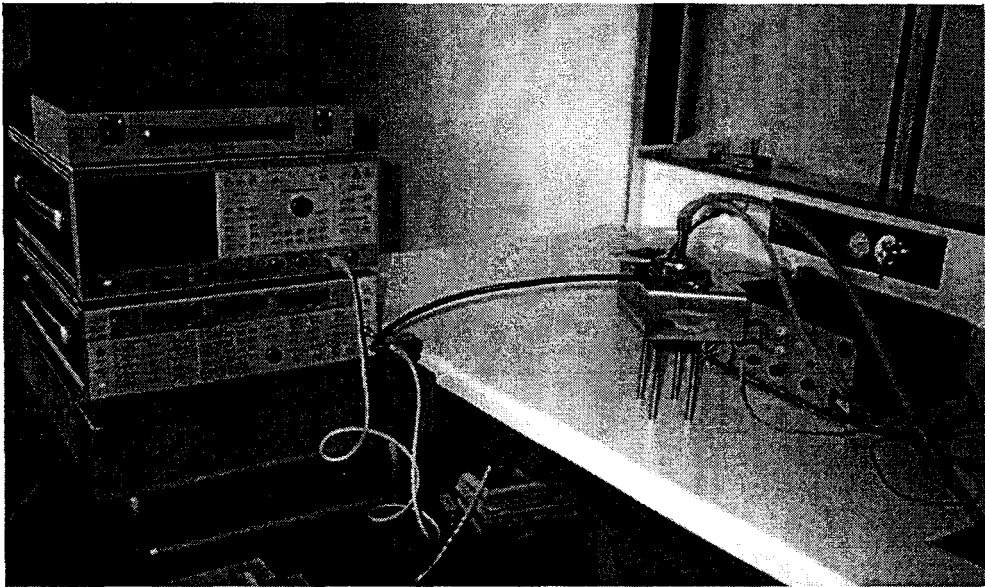
IV UTILISATION DU RADIOMETRE A DEUX REFERENCES INTERNES DE TEMPERATURE

Après avoir transféré le capteur optimisé à l'Ecole des Mines de Douai ainsi que le logiciel de reconstruction du profil thermique au sein du polymère, nous avons continué cette étude en laboratoire afin d'améliorer ce système de contrôle de température. Nous avons donc utilisé le nouveau radiomètre à deux références internes de température pour les avantages que celui-ci apporte pour ce type d'application :

- mesure indépendante du coefficient de réflexion ;
- suppression de la procédure d'étalonnage longue et fastidieuse, remplacée par la procédure d'étalonnage interne (nécessitant seulement 1 minute) ;
- possibilité de prendre en compte la présence d'un gradient thermique le long du câble qui relie le capteur au radiomètre (selon la procédure décrite au paragraphe III.6 du chapitre 1).

IV.1 Dispositif expérimental

Une filière d'étude, quasiment semblable à celle utilisée sur extrudeuse, a été réalisée en aluminium, avec un canal d'épaisseur 4 mm et de largeur 60 mm. Une fenêtre a été découpée sur le dessus de la filière afin de positionner le capteur face au canal sur un hublot de mica d'épaisseur égale à 20 mm. Pour réaliser les essais à haute température, l'ensemble a été placé sur une plaque chauffante thermostatée comme indiqué sur photographie 3-6.



Photographie 3-7 : Mesure du coefficient de réflexion dans le plan d'entrée du capteur à l'aide de l'analyseur de réseaux Wilton 562.

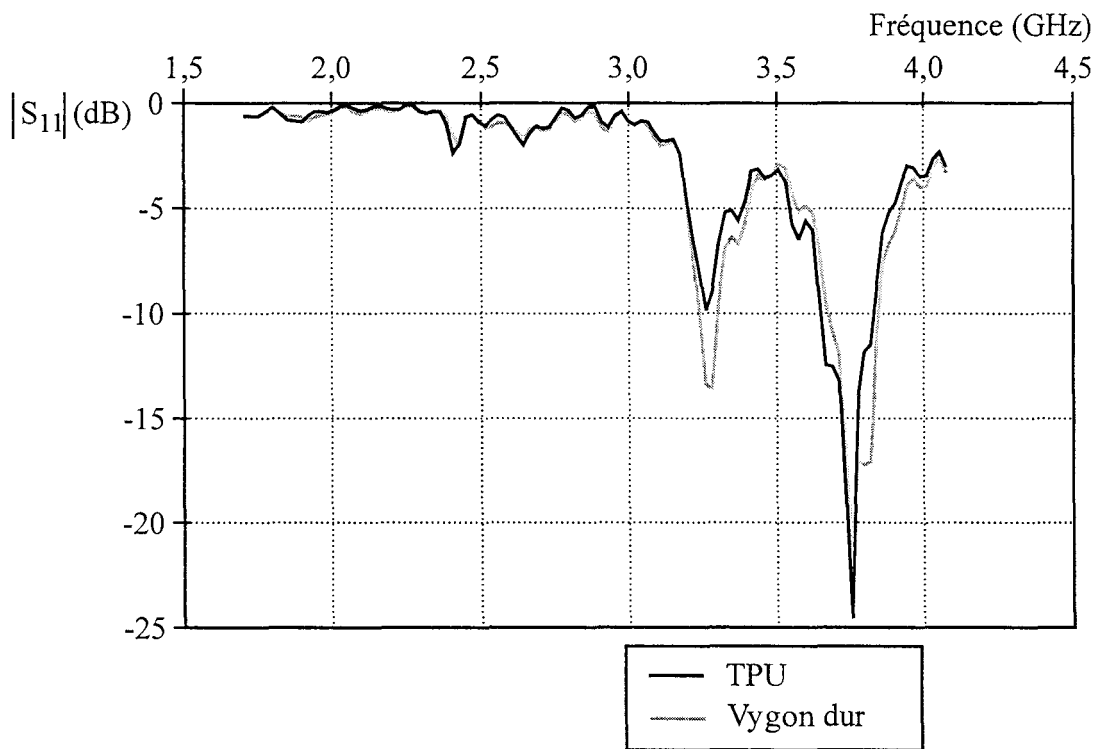


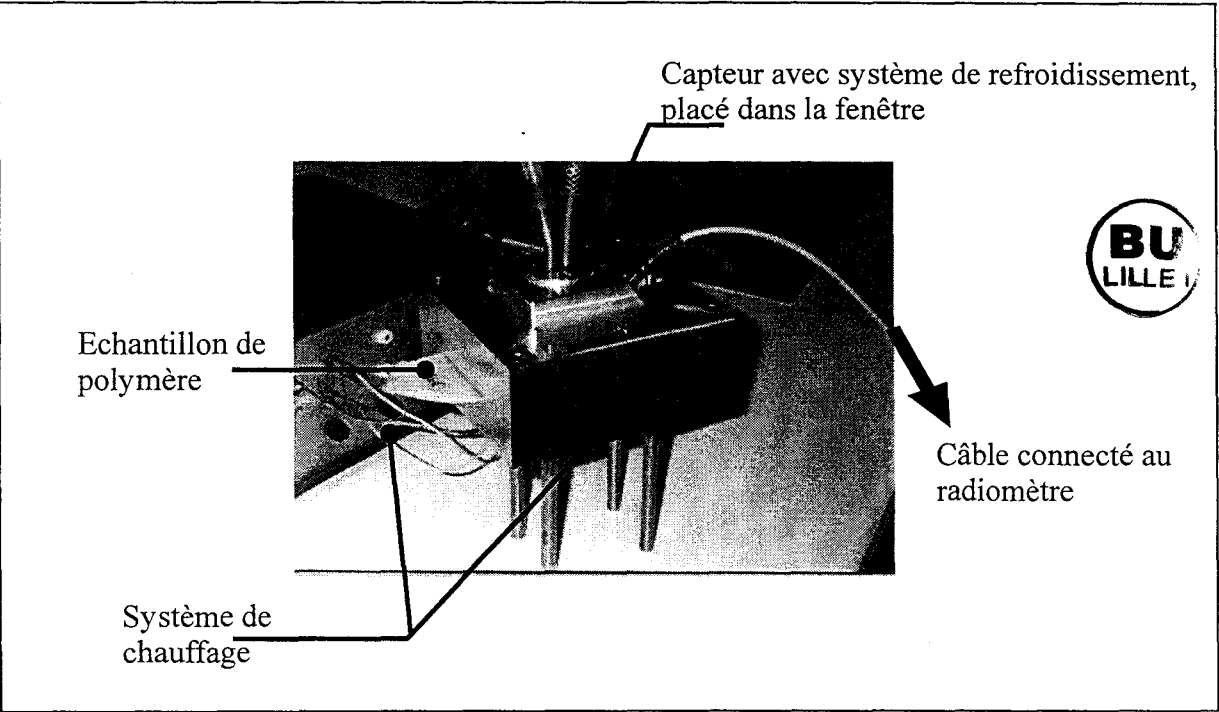
Figure 3-20 : Evolution fréquentielle du coefficient de réflexion $|S_{11}|$ mesuré dans le plan d'entrée du capteur positionné dans la fenêtre de la filière. Du TPU, puis du Vygon dur ont été insérés dans le canal.

Nous avons utilisé un capteur qui était la réplique du capteur transféré à l'Ecole des Mines de Douai (paragraphe III.2) monté dans un boîtier identique et équipé d'un système de refroidissement analogue.

Avant de procéder aux essais de mesure de température radiométrique, nous avons relevé le coefficient de réflexion mesuré, dans le plan d'entrée du capteur positionné dans la fenêtre de la filière, lorsqu'un échantillon de Vygon dur ou de TPU était inséré dans le canal et porté à une température voisine de 160°C. Le capteur était refroidi par circulation d'eau à 20°C environ. Le dispositif expérimental est présenté sur la photographie 3-7. Les relevés dans la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz (correspondant à la bande fréquentielle de fonctionnement du radiomètre) sont présentés sur la figure 3-20. Le capteur est parfaitement adapté au voisinage de 3,7 GHz et sur une bande d'environ 200 MHz pour les deux types de polymères utilisés. Les valeurs moyennes du coefficient de réflexion, calculées pour la bande de fréquences 1,6 GHz - 4,1 GHz sont indiquées dans le tableau suivant :

Polymère	$ S_{11} _{\text{moy}}$ (dB)
Vygon dur	-3,54
TPU	-3,25

Ces résultats montrent que ce capteur optimisé pour le radiomètre ODAM ne pourra pas fonctionner dans des conditions optimales avec le nouveau radiomètre car $|S_{11}|_{\text{moy}} > -6$ dB. De ce fait, l'amplitude des fluctuations de la température radiométrique risque d'être importante (pour se replacer dans des conditions optimales, il suffirait de rajouter un filtre de 200 MHz de bande passante centrée sur 3,7 GHz). Néanmoins, ce capteur a tout de même été utilisé dans cette configuration pour la suite des expérimentations.



Photographie 3-8 : Dispositif expérimental.

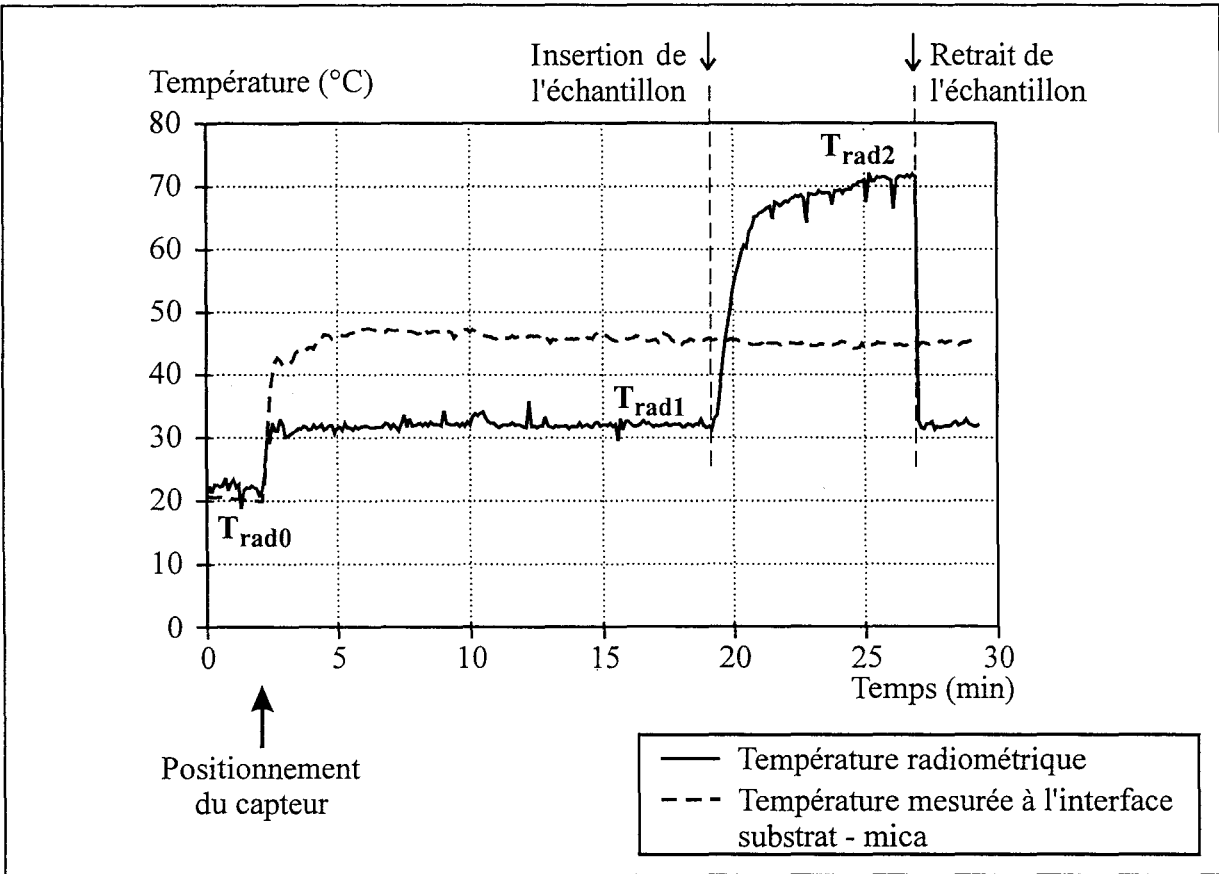


Figure 3-21 : Suivi de la température radiométrique lors de l'insertion d'un échantillon de TPU dans le canal de la filière.

IV.2 Mesures de la température radiométrique

Nous avons procédé uniquement à des essais de mesure de température radiométrique en statique (le matériel dont nous disposions limitant nos possibilités). Le dispositif expérimental utilisé est présenté sur la photographie 3-8.

Les expérimentations se sont déroulées de la façon suivante, la température radiométrique étant enregistrée en continu (figure 3-21) :

- La filière dont le canal était vide, a été portée à une température voisine de 130°C. Nous avons attendu que l'équilibre thermique de l'ensemble s'établisse.
- Le capteur, refroidi par circulation d'eau, a ensuite été positionné sur le hublot de mica. La température radiométrique augmente alors d'une valeur $T_{\text{rad}0}$ à une valeur $T_{\text{rad}1}$ correspondant à un nouvel état d'équilibre thermique. La différence de température $T_{\text{rad}1}-T_{\text{rad}0}$ permet de quantifier l'influence, sur le signal radiométrique, du substrat du capteur due à son échauffement ainsi que celle du bloc de mica. La température $T_{\text{rad}0}$ correspond à la température initiale d'équilibre du capteur (température ambiante).
- Un échantillon de polymère, initialement à température ambiante, a ensuite été inséré dans le canal. La température radiométrique mesurée croît alors brutalement jusqu'à l'obtention d'un nouvel état d'équilibre caractérisé par la valeur $T_{\text{rad}2}$.
- Dès que l'échantillon de polymère est ôté du canal, nous observons une chute brutale de la température radiométrique qui atteint à nouveau la valeur initiale $T_{\text{rad}1}$. La différence $\Delta T_{\text{rad}}=T_{\text{rad}2}-T_{\text{rad}1}$ n'est due alors qu'à l'échauffement du polymère sous test.

Un premier essai réalisé avec un échantillon de TPU a permis d'enregistrer une variation de 38,9°C de la température radiométrique (figure 3-21). La température du polymère (mesurée par thermocouple) à l'intérieur du canal a atteint une valeur de 120°C (en partant d'une température initiale de 22°C). La "sensibilité" obtenue est donc de l'ordre de 0,39.

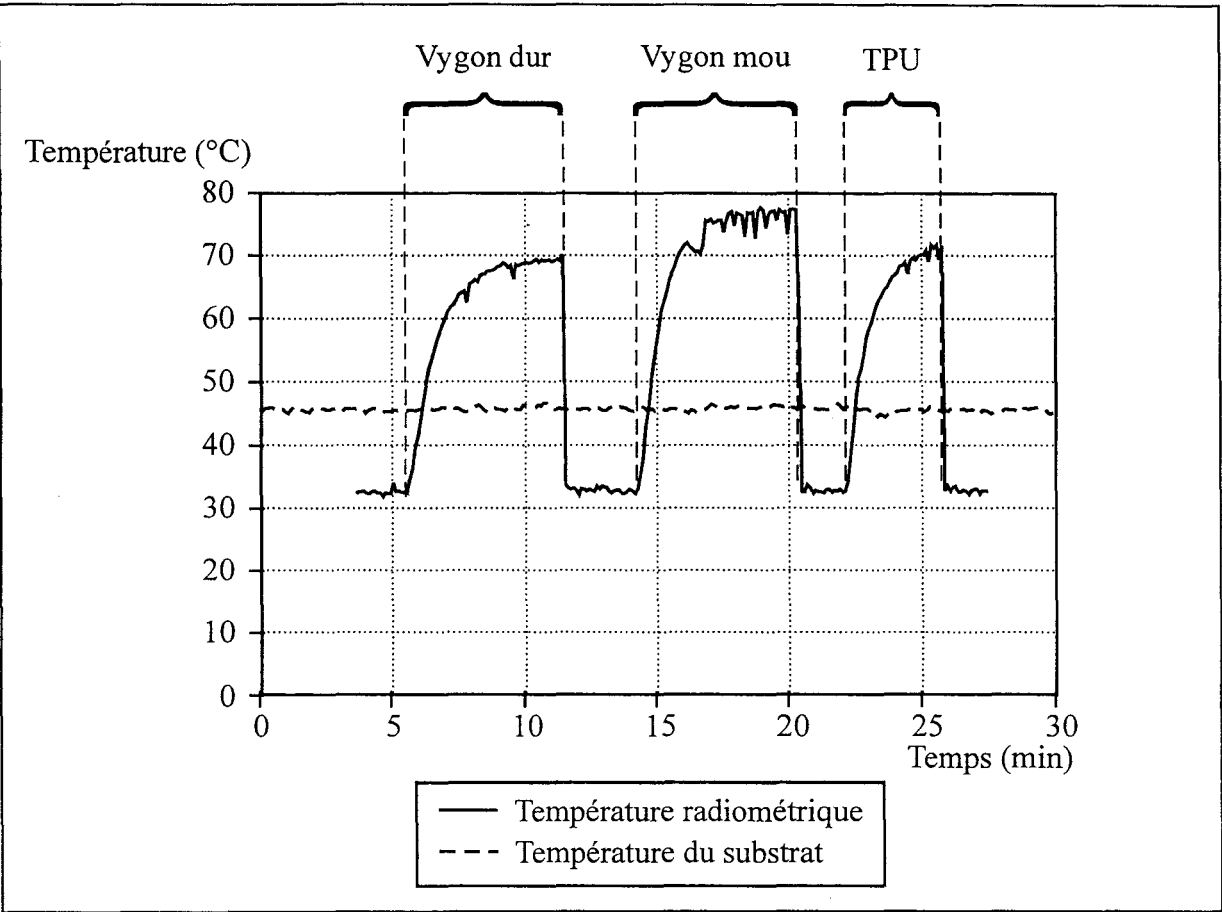


Figure 3-22 : Enregistrement de l'évolution de la température radiométrique lorsque trois échantillons de polymères différents sont successivement introduits dans le canal.

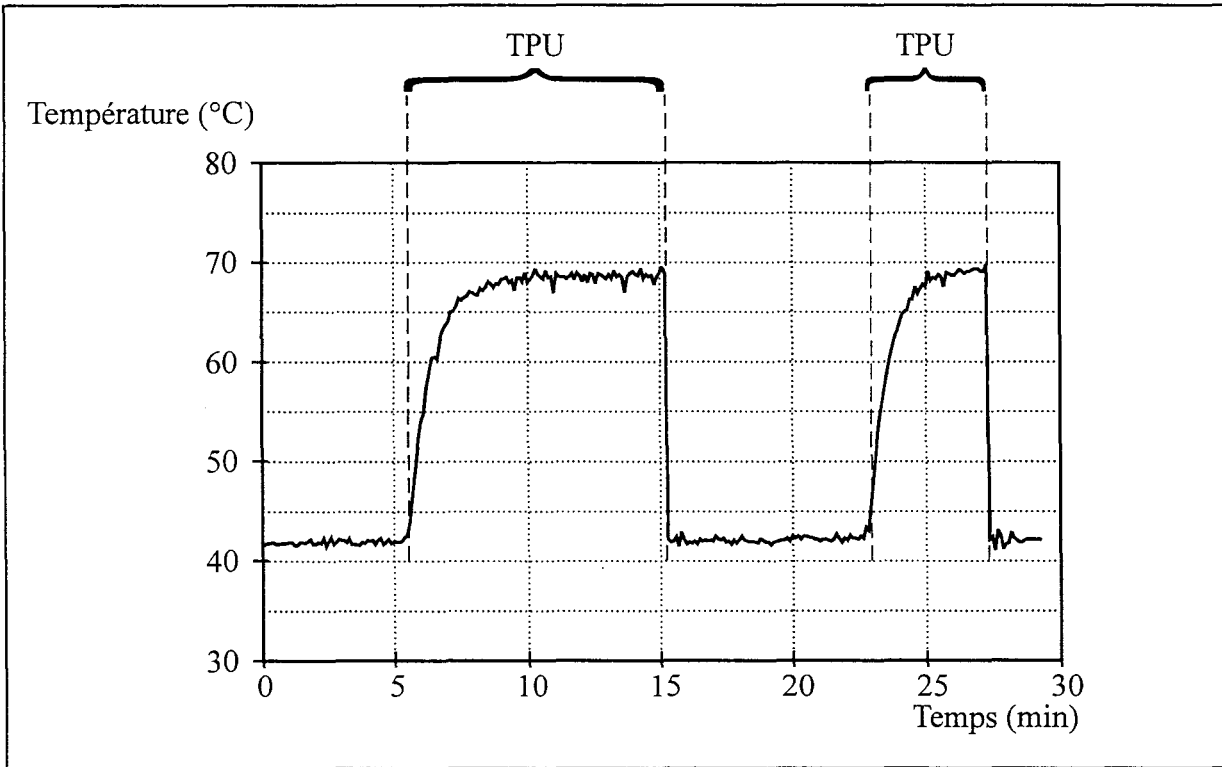


Figure 3-23 : Enregistrement de l'évolution de la température radiométrique lors de l'insertion à deux reprises d'un échantillon de TPU. Essai de reproductibilité.

Une deuxième série d'essais a permis de quantifier la "sensibilité" du système radiomètre - capteur lors de l'insertion dans le canal de trois polymères de nature différente (Vygon dur, Vygon mou, TPU). Les enregistrements obtenus sont présentés sur la figure 3-22. La température radiométrique de départ (correspondant à environ 32°C) et qui constitue notre référence caractérise l'équilibre thermique de l'ensemble filière - capteur en absence de matériau dans le canal. Les "sensibilités" calculées sont regroupées dans le tableau suivant :

Polymère	$\Delta T_{\text{rad}} (^{\circ}\text{C})$	"Sensibilité"
Vygon dur	36,2	0,36
Vygon mou	43,8	0,44
TPU	38,7	0,39

Pour ces trois matériaux, de nature différente, les "sensibilités" du système radiomètre - capteur sont du même ordre de grandeur.

Enfin, une dernière série de mesures a permis de contrôler la reproductibilité des phénomènes observés et d'estimer les fluctuations de la température radiométrique (figure 3-23). Un échantillon de TPU a été inséré dans le canal de la filière à deux reprises ; il a subi une élévation de température (mesurée au thermocouple) voisine de 110°C. Nous constatons que les écarts de température radiométrique observés sont identiques. Lorsque le polymère est ôté du canal nous observons une chute brutale et un retour à la valeur de 41,9°C qui constitue ici la référence. Le temps de réponse du système est donc très satisfaisant (de l'ordre de la durée nécessaire pour effectuer une mesure radiométrique : 5 secondes).

Les fluctuations de la température radiométrique ont également été chiffrées par un calcul d'écart-type (durant les phases d'équilibre thermique) : 0,47°C lorsque le TPU est inséré dans le canal, et 0,21°C lorsque le canal est vide. Malgré le fait que la valeur moyenne du coefficient de réflexion présenté par le capteur soit élevée sur la bande passante du radiomètre (1,6 GHz - 4,1 GHz) et que la température radiométrique soit

éloignée des températures internes de références équivalentes, les températures radiométriques enregistrées sont très stables.

Au cours de ces essais, nous avons mis en évidence que le système de mesure (radiomètre à deux références internes de température - capteur) permet une détermination non invasive du profil de température au sein d'un échantillon de polymère (matériau faiblement émissif), élevé à haute température. Les mesures sont très stables, quasi-instantanées et reproductibles. De plus, pour les expérimentations effectuées en laboratoire, la référence de la température radiométrique (température affichée au radiomètre lorsque le canal est vide et le capteur positionné dans la fenêtre de la filière) reste également très stable. Enfin, nous rappelons que l'étalonnage de ce radiomètre est très simple et très rapide. Les résultats obtenus sont donc très prometteurs.

V CONCLUSION ET PROSPECTIVES

La première partie de ce travail a consisté à concevoir un capteur en adéquation avec le radiomètre à une référence interne de température utilisé à l'Ecole des Mines de Douai. Ce capteur a ensuite été testé en site industriel sur extrudeuse. Ses performances, comparées à celles du capteur ODAM (non conçu pour ce type d'applications) mettent en évidence l'intérêt de concevoir un capteur spécifique. Un logiciel basé sur un modèle unidimensionnel de reconstruction du profil thermique dans le canal, a été réalisé et transféré à l'Ecole des Mines de Douai. Il a été validé et jugé satisfaisant pour cette première phase.

La deuxième partie de ce travail a consisté à utiliser en laboratoire le nouveau radiomètre à deux références internes de température au lieu du radiomètre ODAM TMO3000. Les résultats obtenus lors des essais sont très prometteurs puisqu'ils ont permis d'effectuer des mesures stables et reproductibles (bien que le capteur employé ne soit pas optimisé pour fonctionner dans les meilleures conditions avec ce radiomètre). La "sensibilité" obtenue lors des expérimentations est de l'ordre de 0,4°C.

Il serait maintenant très intéressant, de réaliser un capteur qui n'émette qu'un très faible bruit thermique. Les températures de références (ou au moins l'une des deux) pourraient être ajustées de façon à ce que la température radiométrique mesurée se situe entre les deux références équivalentes (zone de meilleure "sensibilité" et de plus faibles fluctuations).

Un filtre hyperfréquence pourrait être inséré dans la chaîne de traitement du signal radiométrique, afin de restreindre la bande fréquentielle de fonctionnement du radiomètre et ainsi éviter de capter les rayonnements extérieurs.

Au cours de nos essais, nous n'avons pris en compte ni les pertes du câble de connexion du capteur au radiomètre, ni l'existence du gradient de température (certainement très important) qui apparaît le long de ce câble (nous n'avons pas encore mis au point le procédé décrit au paragraphe III.6 du chapitre 1 à cette époque). La "sensibilité" des mesures devrait alors se rapprocher de l'unité.

Des expérimentations effectuées sur site industriel (extrudeuse), avec le nouveau radiomètre, permettraient de vérifier les résultats obtenus en laboratoire et d'estimer les améliorations apportées par son utilisation. Enfin, après la conception d'un nouveau capteur optimisé, le calcul de son diagramme de champs en réception dans la structure (filière, mica) permettrait d'envisager la reconstruction tridimensionnelle de la carte thermique au sein du canal de polymère.

CONCLUSION GENERALE

Le thème de ce travail de recherche a été la mesure non invasive de la température de corps dissipatifs, par radiométrie microonde.

Notre étude a porté principalement sur les systèmes radiomètres - capteurs. Le radiomètre avec lequel nous avons particulièrement travaillé est le radiomètre à deux références internes de température. Afin d'en estimer les performances (principalement la sensibilité du système de mesure et les fluctuations de la température radiométrique) et ses limites de fonctionnement, nous l'avons caractérisé au cours de nombreuses expérimentations. Plusieurs cas ont été étudiés : les mesures de la température au sein de milieux faiblement puis fortement émissifs, effectuées avec un capteur placé au contact ou à distance de ces milieux. Les problèmes liés à la contribution au signal radiométrique du câble de connexion reliant le capteur au radiomètre ont été soulevés et nous avons proposé et validé une procédure de prise en compte des pertes et de la température effective du câble pour corriger la température radiométrique. Enfin, nous avons mis en évidence les problèmes liés aux rayonnements électromagnétiques extérieurs et proposé de les solutionner par une restriction de la bande fréquentielle de fonctionnement du radiomètre obtenue par l'insertion d'un filtre hyperfréquence dans la chaîne de traitement du signal radiométrique.

Dans un deuxième temps, au cours d'une étude de faisabilité, nous avons utilisé ce radiomètre, associé à des capteurs spécifiques, pour la mesure de la température des nouveau-nés placés en incubateur. Les expérimentations se sont déroulées en laboratoire puis en incubateur, sur milieu fantôme. Trois capteurs spécifiques, destinés à être localisés à trois endroits différents (avec ou sans contact avec le nouveau-né) ont été développés et testés. Les conclusions de cette étude de faisabilité sont très satisfaisantes et très prometteuses puisque les sensibilités obtenues sont proches de l'unité. L'intérêt de la mesure de température par radiométrie microonde, non invasive, a été mise en évidence.

Les perspectives de ce travail sont multiples. Il serait tout d'abord très intéressant de tester nos capteurs en situation réelle en effectuant des mesures de la température interne des nouveau-nés en hôpital. Les capteurs devront être ensuite miniaturisés et intégrés dans des configurations particulières (réseau de capteurs,

bracelet...). Un logiciel de gestion spécifique devra être conçu afin d'automatiser le système de mesure et de simplifier son utilisation. Nous espérons que ce travail sera poursuivi et aboutira à la réalisation de systèmes de mesure intégrés aux incubateurs (asservissement du chauffage) afin d'améliorer le contrôle de la température des nourrissons et contribuera ainsi à faciliter leur croissance.

Une deuxième application de la mesure de température par radiométrie microonde a été étudiée : la mesure de la température au sein de matériaux faiblement émissifs : un flux de polymère en phase d'extrusion. Un capteur, destiné à être associé au radiomètre ODAM TMO3000, a été développé et testé en site industriel sur extrudeuse ; un logiciel basé sur un modèle unidimensionnel de reconstruction du profil thermique dans le canal a également été conçu. Une étude menée en parallèle a consisté à utiliser le radiomètre à deux références internes de température, pour des mesures en laboratoire et a mis en évidence la faisabilité des mesures avec ce radiomètre. La qualité des enregistrements des mesures radiométriques, stables et reproductibles, permet d'envisager une amélioration des mesures sur site industriel.

Plusieurs modifications peuvent être apportées aussi bien sur le capteur (limitation de sa contribution au signal radiométrique...) que sur le radiomètre (températures de références correctement choisies, insertion d'un filtre hyperfréquence...) afin d'améliorer les performances du système de mesure. Des expérimentations effectuées sur site industriel en extrudeuse permettraient alors de vérifier les résultats obtenus en laboratoire et d'estimer les améliorations apportées par son utilisation. Il serait ensuite possible d'envisager de réaliser un logiciel permettant la reconstruction tridimensionnelle de la carte thermique au sein du polymère.

Tout au long de notre travail, nous avons mis en évidence l'intérêt de l'utilisation de la radiométrie microonde pour le contrôle non invasif de la température et de la reconstruction de profils thermiques, particulièrement avec le radiomètre à deux références internes de température. Etant donné l'intérêt que représente le suivi de la température dans le domaine industriel ou médical, le champ d'utilisation de ce système de mesure semble être amené à s'élargir.

ANNEXE 1

BRILLANCE SPECTRALE ET

PUISSANCE CAPTEE PAR UNE ANTENNE

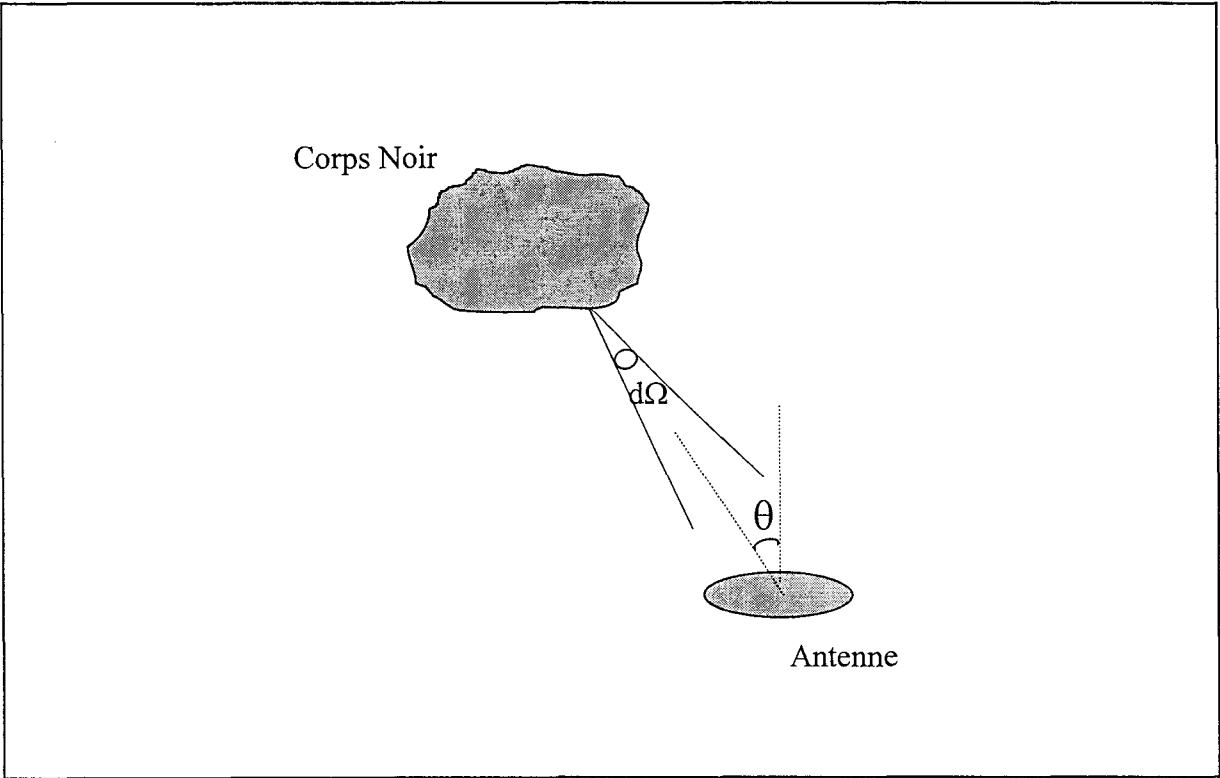


Figure A1-1 : Antenne positionnée par rapport au corps noir.

Nous présentons une démonstration simplifiée du passage de la loi de Rayleigh-Jeans à la loi de Nyquist [18].

Dans le cas du corps noir-élevé à une température homogène et uniforme T, la puissance rayonnée par unité de surface apparente et par unité d'angle solide, appelée brillance spectrale, est exprimée par la loi de Planck. Lorsque la fréquence est inférieure à 300 GHz et la température supérieure à 10 K, cette loi peut être approximée par la formule de Rayleigh-Jeans :

$$B(f) = 2 \frac{f^2}{c^2} kT \Delta f = A T \Delta f \quad (A1.1)$$

où f : fréquence (en Hz)

k : constante de Boltzmann ($1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$)

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

T : température absolue du corps (en K)

B : brillance spectrale (en $\text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$) à la fréquence f et pour une bande passante égale à Δf

A : constante (pour une fréquence donnée).

La puissance captée par une antenne de surface S orientée selon un angle θ par rapport à la position du corps noir (figure A1-1) s'exprime par :

$$P_{\text{captée}} = \frac{1}{2} \int_{\Omega} B S_{\text{eq}}(\theta) d\Omega \quad (A1.2)$$

avec $d\Omega$: angle solide élémentaire dans lequel la puissance captée par l'antenne a été émise par le corps noir

S_{eq} : surface équivalente de l'antenne : $S_{\text{eq}}(\theta) = S \cos(\theta)$.

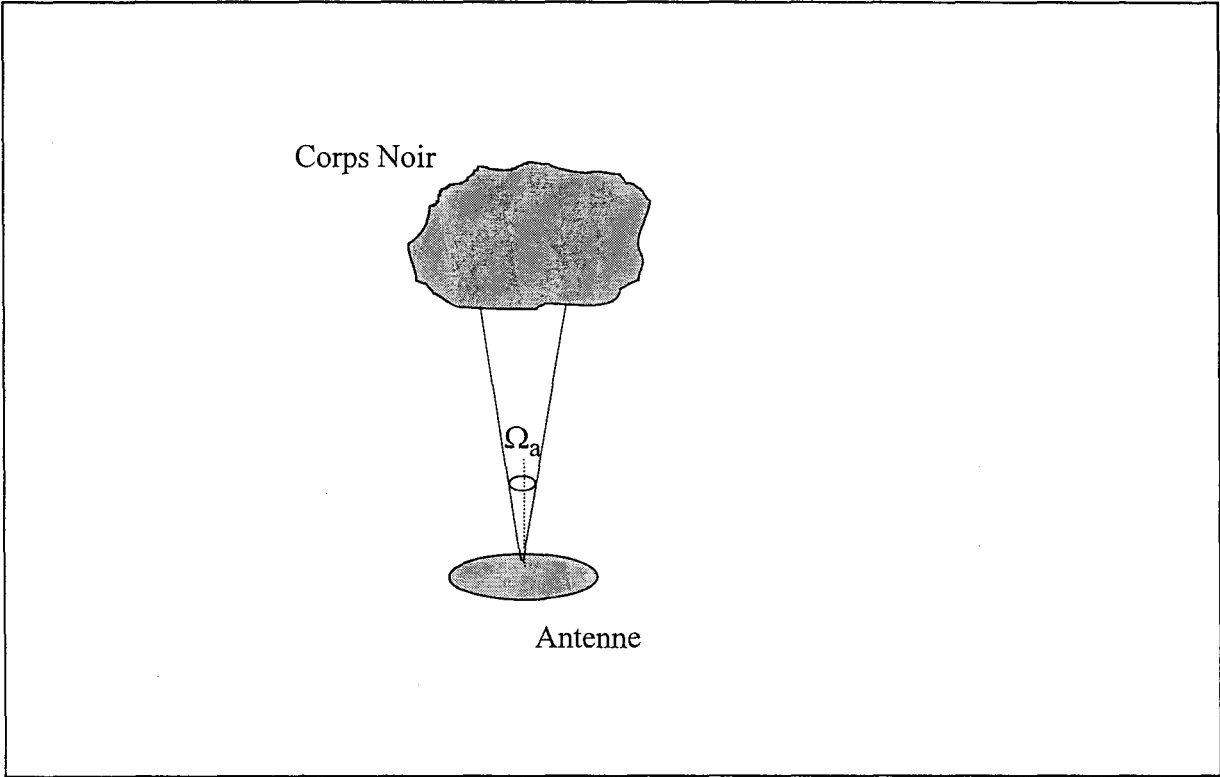


Figure A1-2 : Cas idéal.

La surface équivalente de l'antenne et le gain de l'antenne suivant la direction donnée par θ (noté $G(\theta)$) sont reliés par la relation suivante :

$$G(\theta) = \frac{4\pi}{\lambda^2} S_{eq}(\theta) \quad (A1.3)$$

avec $\lambda = \frac{c}{f}$: longueur d'onde.

L'expression de la puissance captée donnée en (A1.2) peut donc s'exprimer en fonction du gain de l'antenne suivant la direction donnée par θ :

$$P_{captée} = \frac{kT\Delta f}{4\pi} \Omega G(\theta) \quad (A1.4)$$

Dans le cas idéal où l'antenne est placée telle que le gain soit maximal ($\theta=0$) et où le cône du diagramme de rayonnement est totalement intercepté par la source de bruit (figure A1-2), l'angle solide de ce cône (noté Ω_a) est égal à Ω . Le gain vaut alors par définition :

$$G(\theta) = \frac{4\pi}{\Omega_a} \quad (A1.5)$$

et par suite, la puissance captée s'exprime par la relation :

$$P_{captée} = kT\Delta f \quad (A1.6)$$

appelée loi de Nyquist.

ANNEXE 2

MESURE DE LA PERMITTIVITE DIELECTRIQUE D'UN MATERIAU

A L'AIDE DE LA SONDE HP 85070

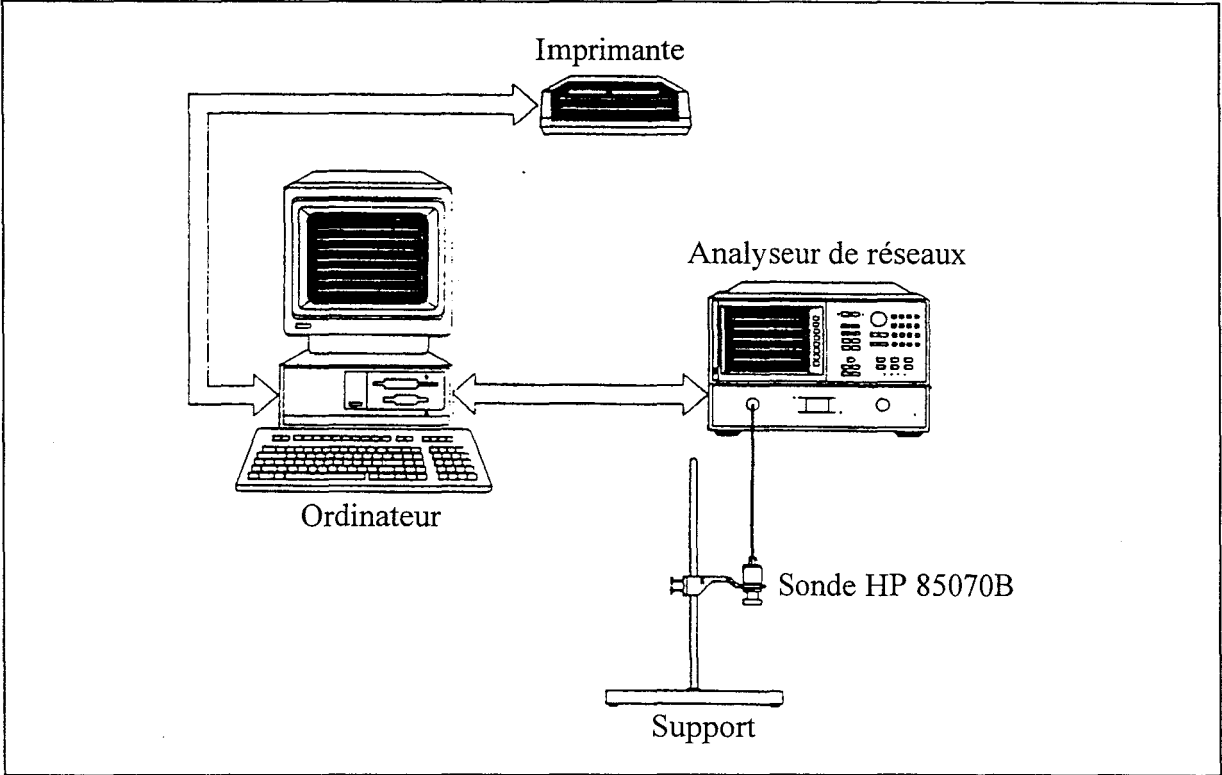
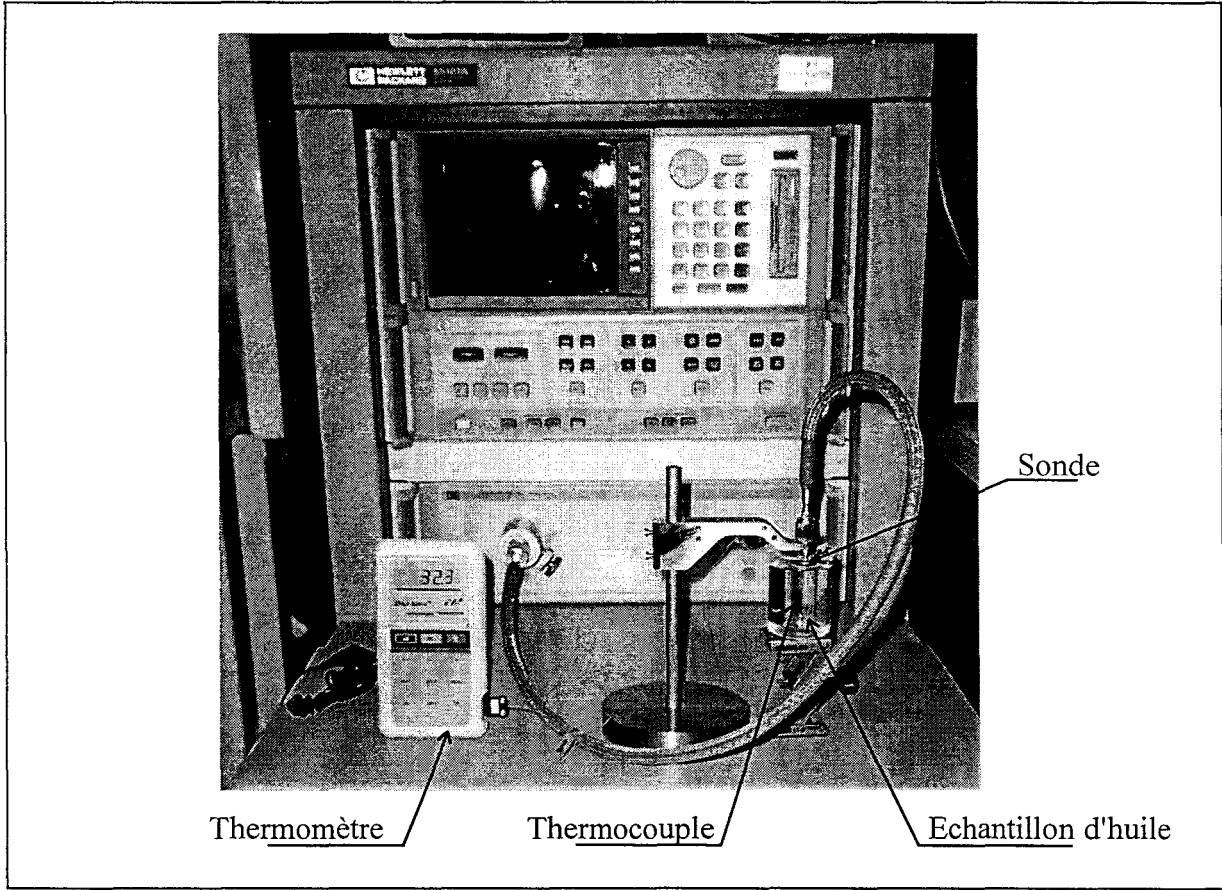


Figure A2-1 : Schématisation du banc de mesure de permittivité diélectrique.



Photographie A2-1 : Dispositif expérimental.

Une sonde HP 85070 est utilisée au LCI avec l'analyseur de réseaux 85107A, piloté par ordinateur, afin de caractériser des matériaux, qui peuvent être portés à une température comprise entre - 40°C et 200°C, dans la bande de fréquences 200 MHz - 20 GHz [39]. Le banc de mesure est schématisé sur la figure A2-1. Un logiciel contrôlant l'analyseur de réseaux déduit, à partir de la mesure du coefficient de réflexion, la permittivité complexe du corps sous test. La photographie A2-1 présente une vue du dispositif de mesure de permittivité diélectrique ; le matériau sous test est ici de l'huile de cuisine.

Lors de l'utilisation de la sonde, il est nécessaire de respecter certaines précautions. En effet, après avoir été correctement calibrée, elle est mise en contact direct avec le matériau à caractériser. Lorsque celui-ci est sous état solide, il doit présenter une surface plane et lisse et aucune couche d'air ne doit persister entre la sonde et la surface de contact. Lorsque l'état du milieu est liquide, il est nécessaire de vérifier qu'aucune bulle d'air ne se trouve sous la sonde.

D'autre part, le corps sous test doit présenter les caractéristiques suivantes:

$$\left\{ \begin{array}{l} \tan \delta > 0,05 \Leftrightarrow \varepsilon_r'' > 0,05 \varepsilon_r' \\ \varepsilon_r' < 100 \\ \mu_r = 1 \end{array} \right.$$

Les résultats ne sont plus fiables lorsque $\varepsilon_r' > 5$ pour un matériau à faibles pertes ($\tan \delta < 0,05$).

Lorsque les conditions d'utilisation sont respectées, nous obtenons une mesure de ε_r' à 5 % près et de $\tan \delta$ à $\pm 0,05$ près.

ANNEXE 3

**MODELISATION ELECTROMAGNETIQUE DE STRUCTURES
MULTICOUCHES EN BOITIER, PAR L'APPROCHE
UNIDIMENSIONNELLE DANS LE DOMAINE SPECTRAL**

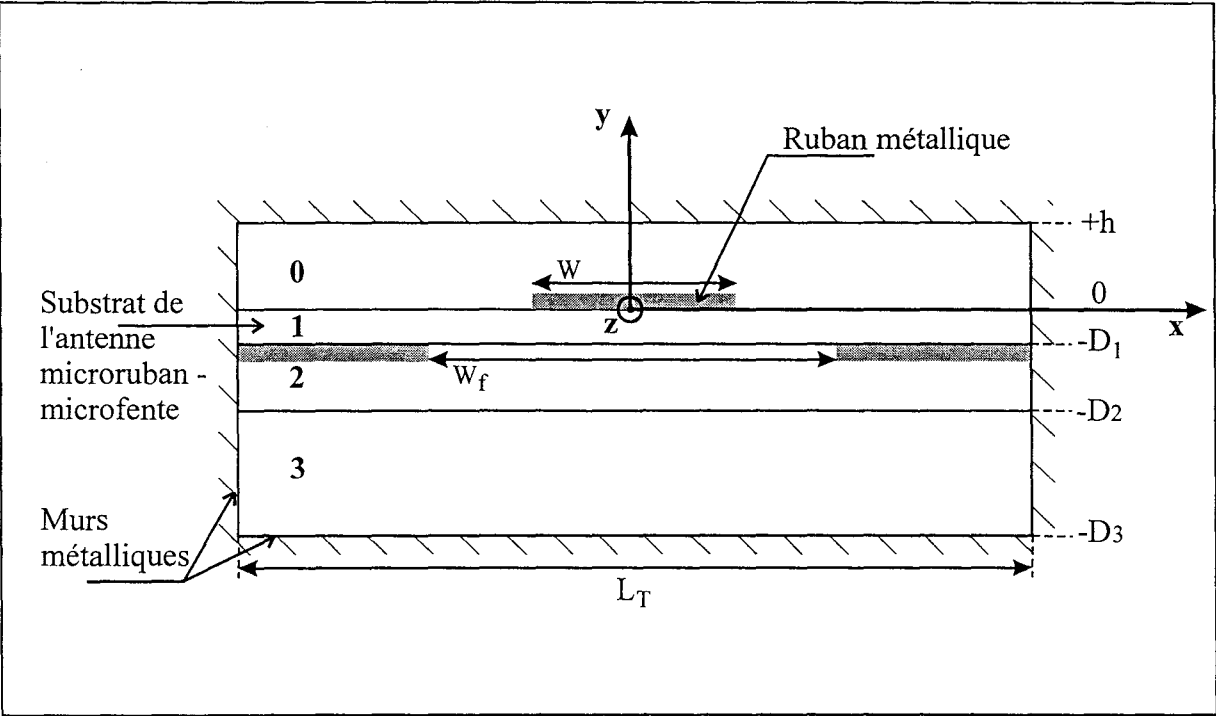


Figure A3-1 : Structure multicouches modélisée.

Les antennes-capteurs microruban - microfente que nous avons réalisées sont de type "demi-onde", c'est-à-dire que la longueur L_f de l'ouverture dans le plan de masse correspond à $\frac{\lambda_g}{2}$ (où λ_g est la longueur d'onde guidée dans la structure). Afin de réduire leur taille, elles peuvent être court-circuitées et dans ce cas, elles sont de type "quart d'onde" ($L_f = \frac{\lambda_g}{4}$).

Afin de déterminer la longueur d'onde guidée, l'ensemble antenne - milieu est assimilé à une structure de propagation caractérisée par sa constante de propagation complexe $\gamma = \alpha + j\beta$:

avec α : facteur d'affaiblissement (Np/m)

β : constante de phase (rad/m)

A partir de ce dernier paramètre, nous déduisons la longueur d'onde guidée dans la structure : $\lambda_g = \frac{2\pi}{\beta}$ correspondant au mode de propagation étudié (ici le mode fondamental de type "ruban").

Dans cette annexe est présenté le principe de la modélisation unidimensionnelle d'une structure de propagation de type multicouches, par l'Approche dans le Domaine Spectral (A.D.S.). Cette méthode déjà utilisée pour concevoir des applicateurs pour hyperthermie microonde dans le cadre d'applications médicales, a été adaptée à une structure placée dans un boîtier métallique [11, 20, 65, 66]. Une coupe transversale de la structure de propagation est présentée sur la figure A3-1.

Elle est composée d'une ligne microruban - microfente (fente de largeur W_f ruban de largeur W), et de trois couches de matériaux (milieux 0, 2 et 3) insérées dans un boîtier métallique. Chaque milieu est caractérisé par sa permittivité relative complexe $\epsilon_{r_i}^*$.

Quelques hypothèses simplificatrices sont posées :

- les conducteurs métalliques sont supposés parfaits ;
- les pertes métalliques sont négligées ;
- les épaisseurs de métallisation et la ligne d'alimentation ne sont pas prises en compte ;
- les milieux diélectriques considérés sont supposés isotropes, homogènes et linéaires.

I DESCRIPTION DU MODELE

Formulation du problème :

La structure étudiée est supposée invariante le long de l'axe de propagation Oz du repère cartésien (O,x,y,z), et est assimilée à une ligne de propagation. Il est alors possible de décrire la variation spatiale du champ électromagnétique suivant l'axe Oz par des expressions du type $e^{\pm j\beta^* z}$ où $\beta^* = \beta - j\alpha$ représente la constante de propagation de la structure (notation généralement utilisée en électromagnétisme).

Les champs $\vec{E}$ et $\vec{H}$ caractérisant une onde qui se propage suivant l'axe Oz, s'écrivent :

$$\begin{cases} \vec{E}(x, y, z) = \vec{E}_0(x, y) e^{-j\beta^* z} e^{j\omega t} \\ \vec{H}(x, y, z) = \vec{H}_0(x, y) e^{-j\beta^* z} e^{j\omega t} \end{cases} \quad (A3.1)$$

où $\omega = 2\pi f$

La résolution des équations de Maxwell se ramène, en l'absence de charges et de phénomènes de polarisation, à celle de l'équation de Helmholtz :

$$\left[\nabla^2 + k^{*2} \right] \cdot \begin{Bmatrix} \vec{E} \\ \vec{H} \end{Bmatrix} = 0 \quad (A3.2)$$

où ∇ : laplacien

$k^* = \omega \sqrt{\epsilon^* \mu}$: vecteur d'onde

Chaque champ est décomposé en une composante transversale (perpendiculaire à l'axe Oz) et une composante longitudinale (parallèle à l'axe Oz):

$$\begin{cases} \vec{E}_O(x, y) = \vec{E}_T(x, y) + E_Z(x, y) \vec{u}_Z \\ \vec{H}_O(x, y) = \vec{H}_T(x, y) + H_Z(x, y) \vec{u}_Z \end{cases} \quad (A3.3)$$

avec $\vec{u}_Z$: vecteur unitaire suivant l'axe Oz.

Les composantes transversales ($\vec{E}_T$ et $\vec{H}_T$) peuvent s'exprimer en fonction des composantes longitudinales ($\vec{E}_Z$ et $\vec{H}_Z$). Il suffit donc de résoudre l'équation de propagation :

$$\left[\nabla_T^2 + k^{*2} - (\beta^*)^2 \right] \cdot \begin{Bmatrix} E_Z \\ H_Z \end{Bmatrix} \quad (A3.4)$$

où ∇_T : laplacien transversal

k^* : vecteur d'onde

β^* : constante de propagation

Afin de résoudre cette équation, il est nécessaire de prendre en compte diverses conditions physiques :

- les conditions aux limites;
- les conditions de symétrie;
- les conditions de continuité aux différentes interfaces.

Par convention, nous n'étudions que les modes se propageant dans le sens des z croissants. Comme la structure n'est pas homogène, des modes hybrides peuvent se propager.

Méthode de résolution :

L'Approche dans le Domaine Spectral est une méthode semi-analytique où les conditions de continuité sont écrites dans l'espace transformé de Fourier (α_m, y, z) de l'espace réel. La résolution se ramène alors à celle d'un système d'équations algébriques.

Expression des champs dans les différents milieux :

La détermination complète des champs électromagnétiques passe par la résolution du système suivant:

$$\left[\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} - (\beta^*)^2 + \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_{r_1}^* \mu_0 \right] \cdot \begin{Bmatrix} E_{z_i} \\ H_{z_i} \end{Bmatrix} = 0 \quad (A3.5)$$

La présence de murs électriques placés perpendiculairement à l'axe xx' permet de décomposer les champs électromagnétiques en série de Fourier. Les composantes longitudinales s'écrivent alors :

$$\begin{aligned} E_{z_i}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{E}_{z_{is}}(\alpha_m, y) \sin(\alpha_m x) + \tilde{E}_{z_{ic}}(\alpha_m, y) \cos(\alpha_m x) \\ H_{z_i}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{H}_{z_{is}}(\alpha_m, y) \sin(\alpha_m x) + \tilde{H}_{z_{ic}}(\alpha_m, y) \cos(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (A3.6)$$

où $\tilde{E}_{z_{is}}, \tilde{E}_{z_{ic}}, \tilde{H}_{z_{is}}, \tilde{H}_{z_{ic}}$ sont les coefficients de Fourier des composantes de champs E_{z_i} et H_{z_i} .

Cette ligne de transmission possède deux modes fondamentaux: le mode pair ou "mode ruban" et le mode impair ou "mode fente". Nous n'étudions ici que le mode pair car c'est celui que l'on excite en pratique.

Ainsi $E_z(-x) = E_z(x)$ et $H_z(-x) = -H_z(x)$ et il vient :

$$\begin{aligned} E_{z_i}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{E}_{z_{ic}}(\alpha_m, y) \cos(\alpha_m x) \\ H_{z_i}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{H}_{z_{is}}(\alpha_m, y) \sin(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (A3.7)$$

Pour respecter la nullité des composantes tangentielles du champ électrique au niveau des murs électriques, nous posons :

$$\alpha_m = \frac{2\pi}{L_T} \cdot \left(m - \frac{1}{2}\right) \quad (A3.8)$$

Les coefficients de Fourier $\tilde{E}_{z_{ic}}$ et $\tilde{H}_{z_{is}}$ s'expriment par les relations suivantes :

$$\begin{aligned} \tilde{E}_{z_{ic}}(\alpha_m, y) &= \frac{2}{L_T} \cdot \int_{-\frac{L_T}{2}}^{\frac{L_T}{2}} E_{z_i}(x, y) \cos(\alpha_m x) dx \\ \tilde{H}_{z_{is}}(\alpha_m, y) &= \frac{2}{L_T} \cdot \int_{-\frac{L_T}{2}}^{\frac{L_T}{2}} H_{z_i}(x, y) \sin(\alpha_m x) dx \end{aligned} \quad (A3.9)$$

et le système (A3.5) devient :

$$\left[\frac{\partial^2}{\partial y^2} - \gamma_i^2 \right] \cdot \begin{Bmatrix} \tilde{E}_{z_{ic}} \\ \tilde{H}_{z_{is}} \end{Bmatrix} = 0 \quad (A3.10)$$

avec le vecteur d'onde γ_i suivant l'axe Oy tel que :

$$\gamma_i^2 = \alpha_m^2 + (\beta^*)^2 - \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_{T_i}^* \mu_0 \quad (A3.11)$$

Pour le mode étudié, les composantes longitudinales des champs dans les différents milieux, s'écrivent:

Région 0 : $0 < y < h$

$$\begin{aligned} E_{z_0}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[M(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_0} y) + N(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_0} y) \right] \cos(\alpha_m x) \\ H_{z_0}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[O(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_0} y) + P(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_0} y) \right] \sin(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (\text{A3.12})$$

Région 1 : $-D_1 < y < 0$

$$\begin{aligned} E_{z_1}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[Q(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_1} y) + R(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_1} y) \right] \cos(\alpha_m x) \\ H_{z_1}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[S(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_1} y) + T(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_1} y) \right] \sin(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (\text{A3.13})$$

Région 2 : $-D_2 < y < -D_1$

$$\begin{aligned} E_{z_2}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[U(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_2} (y + D_1)) + V(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_2} (y + D_1)) \right] \cos(\alpha_m x) \\ H_{z_2}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[W(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_2} (y + D_1)) + X(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_2} (y + D_1)) \right] \sin(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (\text{A3.14})$$

Région 3 : $-D_3 < y < -D_2$

$$\begin{aligned} E_{z_3}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[Y(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_3} (y + D_2)) + Z(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_3} (y + D_2)) \right] \cos(\alpha_m x) \\ H_{z_3}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[D(m) \operatorname{ch}(\gamma_{m_3} (y + D_2)) + L(m) \operatorname{sh}(\gamma_{m_3} (y + D_2)) \right] \sin(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (\text{A3.15})$$

Les composantes transversales E_x , E_y , H_x et H_y sont alors déduites des composantes longitudinales à partir des équations de Maxwell. Nous obtenons donc la description complète des champs électromagnétiques, avec comme inconnues les variables complexes $M(m)$, $N(m)$... Celles-ci sont déterminées à partir des conditions de continuité aux différentes interfaces de la structure.

Application des conditions de continuité :

Les composantes tangentielles du champ électrique sont continues à chaque interface séparant deux milieux i et j . Elles sont nulles au niveau des plans métalliques. Ainsi ($\forall x$) :

$$\begin{array}{ll} E_{xi}=E_{xj} & E_{zi}=E_{zj} \\ E_{x0}(x,+h)=0 & E_{x3}(x,-D_3)=0 \\ E_{z0}(x,+h)=0 & E_{z3}(x,-D_3)=0 \end{array}$$

A l'interface des milieux 2 et 3, nous avons continuité des composantes tangentielles du champ magnétique :

$$\begin{array}{l} H_{x2}(x,-D_2)=H_{x3}(x,-D_2) \\ \text{et} \quad H_{z2}(x,-D_2)=H_{z3}(x,-D_2) \end{array}$$

Par contre, les composantes tangentielles du champ magnétique présentent une discontinuité due à la présence d'une densité superficielle de courant sur les interfaces entre les milieux 0 et 1 ainsi qu'entre les milieux 1 et 2 :

$$\begin{array}{l} H_{x0}(x,0)-H_{x1}(x,0)=J_z(x,0) \\ \text{et} \quad H_{z0}(x,0)-H_{z1}(x,0)=J_x(x,0) \\ \\ H_{x1}(x,-D_1)-H_{x2}(x,-D_1)=J_z(x,-D_1) \\ \text{et} \quad H_{z1}(x,-D_1)-H_{z2}(x,-D_1)=J_x(x,-D_1) \end{array}$$

Les densités de courant J_x et J_z sur le ruban métallique et les champs E_x et E_z dans le plan de la fente sont également décomposés en séries de Fourier :

$$\begin{aligned} J_x(x,0) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{J}_x(\alpha_m,0) \sin(\alpha_m x) \\ J_z(x,0) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{J}_z(\alpha_m,0) \cos(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (A3.16)$$

$$\begin{aligned} E_x(x,-D_1) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{E}_x(\alpha_m,-D_1) \sin(\alpha_m x) \\ E_z(x,-D_1) &= \sum_{m=0}^{\infty} \tilde{E}_z(\alpha_m,-D_1) \cos(\alpha_m x) \end{aligned} \quad (A3.17)$$

Après quelques manipulations mathématiques nous aboutissons finalement à une écriture matricielle des équations de continuités dans l'espace transformé :

$$\begin{bmatrix} \tilde{E}_x(\alpha_m,0) \\ \tilde{E}_z(\alpha_m,0) \\ \tilde{J}_x(\alpha_m,-D_1) \\ \tilde{J}_z(\alpha_m,-D_1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} & B_{14} \\ B_{21} & B_{22} & B_{23} & B_{24} \\ B_{31} & B_{32} & B_{33} & B_{34} \\ B_{41} & B_{42} & B_{43} & B_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{J}_x(\alpha_m,0) \\ \tilde{J}_z(\alpha_m,0) \\ \tilde{E}_x(\alpha_m,-D_1) \\ \tilde{E}_z(\alpha_m,-D_1) \end{bmatrix} \quad (A3.18)$$

où les termes B_{ij} dépendent de α_m , de la pulsation ω , des caractéristiques des différents milieux de la structure et de la constante de propagation β^* .

Résolution du système matriciel :

Nous utilisons une méthode des moments connue sous le nom de méthode de Galerkin. Les densités de courant sur le ruban métallique et les champs électriques dans l'ouverture sont décomposés sur une base de fonctions.

$$\begin{aligned}
 J_x(x,0) &= \sum_{i=1}^{M_t} e_i \cdot J_{x_i}(x,0) \\
 J_z(x,0) &= \sum_{j=1}^{N_t} f_j \cdot J_{z_j}(x,0) \\
 E_x(x,-D_1) &= \sum_{k=1}^{O_t} k_k \cdot E_{x_k}(x,-D_1) \\
 E_z(x,-D_1) &= \sum_{l=1}^{Q_t} l_l \cdot E_{z_l}(x,-D_1)
 \end{aligned} \tag{A3.19}$$

où les termes e_i, f_j, k_k, l_l représentent les pondérations sur les différentes fonctions de base $J_{x_i}, J_{z_j}, E_{x_k}, E_{z_l}$.

Le champ électrique étant nul sur un conducteur parfait mais la densité de courant non nulle ; et inversement pour un diélectrique parfait, un produit scalaire dans l'espace direct entre les deux grandeurs E et J peut être défini comme suit :

$$\left\langle E \cdot J^* \right\rangle = \int_{-\frac{L_T}{2}}^{\frac{L_T}{2}} E \cdot J^* dx = 0 \tag{A3.20}$$

L'application du théorème de Parseval associé aux propriétés de ce produit scalaire, permet de transformer l'écriture matricielle précédente en un système homogène :

$$[M] \cdot \begin{bmatrix} e_i \\ f_j \\ k_k \\ l_l \end{bmatrix} = 0 \tag{A3.21}$$

Résolution du système matriciel :

Nous utilisons une méthode des moments connue sous le nom de méthode de Galerkin. Les densités de courant sur le ruban métallique et les champs électriques dans l'ouverture sont décomposés sur une base de fonctions.

$$\begin{aligned}
 J_x(x,0) &= \sum_{i=1}^{M_t} e_i \cdot J_{x_i}(x,0) \\
 J_z(x,0) &= \sum_{j=1}^{N_t} f_j \cdot J_{z_j}(x,0) \\
 E_x(x,-D_1) &= \sum_{k=1}^{O_t} k_k \cdot E_{x_k}(x,-D_1) \\
 E_z(x,-D_1) &= \sum_{l=1}^{Q_t} l_l \cdot E_{z_l}(x,-D_1)
 \end{aligned} \tag{A3.19}$$

où les termes e_i, f_j, k_k, l_l représentent les pondérations sur les différentes fonctions de base $J_{x_i}, J_{z_j}, E_{x_k}, E_{z_l}$.

Le champ électrique étant nul sur un conducteur parfait mais la densité de courant non nulle ; et inversement pour un diélectrique parfait, un produit scalaire dans l'espace direct entre les deux grandeurs E et J peut être défini comme suit :

$$\left\langle E \cdot J^* \right\rangle = \int_{-\frac{L_T}{2}}^{\frac{L_T}{2}} E \cdot J^* dx = 0 \tag{A3.20}$$

L'application du théorème de Parseval associé aux propriétés de ce produit scalaire, permet de transformer l'écriture matricielle précédente en un système homogène :

$$[M] \cdot \begin{bmatrix} e_i \\ f_j \\ k_k \\ l_l \end{bmatrix} = 0 \tag{A3.21}$$

En annulant le déterminant de cette matrice M , nous obtenons les valeurs propres β^* , solutions du problème. Le calcul du vecteur propre correspondant permet la détermination des densités de courant sur le ruban métallique et des champs électriques dans l'ouverture. L'application des équations de continuité conduit à la détermination de l'ensemble des champs électromagnétiques dans toute la structure. La recherche des solutions guidées nécessite l'exploration de zones étendues dans le plan complexe. Cette recherche des solutions réalisée à partir d'une procédure proposée par Lampariello et Sorrentino, est basée sur le calcul de résidus de fonctions de variables complexes [67].

Choix des fonctions de base :

L'efficacité de l'Approche dans le Domaine Spectral dépend du choix des fonctions de base. Celles-ci sont construites à partir des polynômes de Tchebychev T_n et U_n (polynômes de première et deuxième espèce d'ordre n). Ce choix permet des développements peu étendus pour obtenir la solution physique du problème. De plus, les transformées de Fourier de ces fonctions sont formulées analytiquement et sont liées aux fonctions de Bessel de première et deuxième espèce.

Nous avons ici choisi 4 bases: les densités de courant J_x et J_z sur le ruban et les champs E_x et E_z dans la fente. Voici comment elles sont définies pour le mode ruban :

Densités de courant sur le ruban :

$$J_x(x,0) = \sum_{i=1}^{M_t} e_i \cdot U_{2i}(\omega) \quad \text{si } |x| \leq \frac{W}{2}$$

$$J_x(x,0) = 0 \quad \text{si } |x| > \frac{W}{2}$$

$$\text{avec } \omega = \frac{2x}{W}$$

$$J_z(x,0) = \sum_{j=1}^{N_t} f_j \cdot \frac{T_{2(j-1)}(\omega)}{\sqrt{1-\omega^2}} \quad \text{si } |x| < \frac{W}{2}$$

$$J_z(x,0) = 0 \quad \text{si } |x| \geq \frac{W}{2}$$

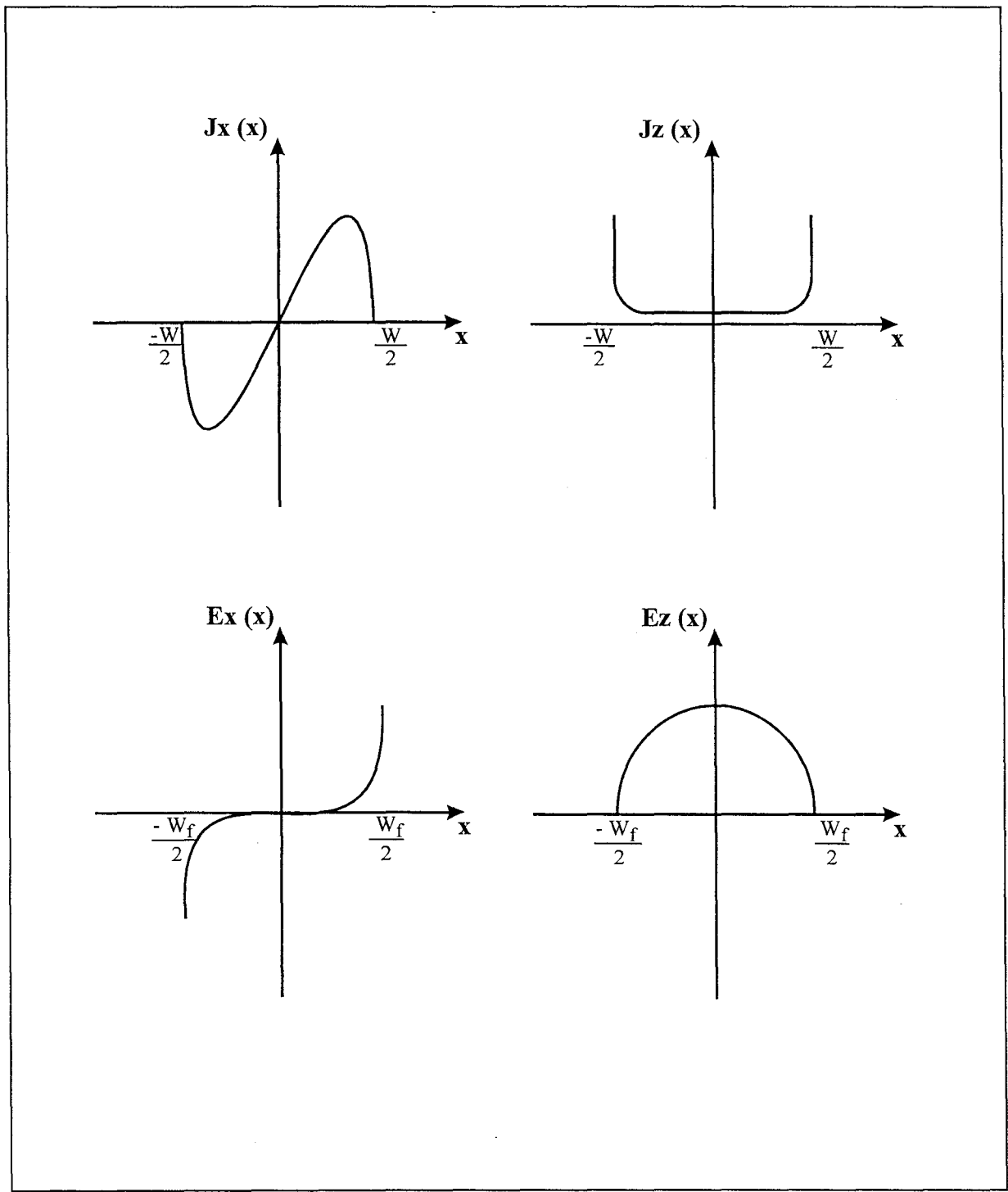


Figure A3-2 : Fonctions de base.

Champs électriques dans le plan de la fente :

$$E_x(x, -D_1) = \sum_{k=1}^{O_t} k_k \cdot \frac{T_{2k-1}(\omega)}{\sqrt{1-\omega^2}} \quad \text{si } |x| < \frac{W_f}{2}$$

$$E_x(x, -D_1) = 0 \quad \text{si } |x| \geq \frac{W_f}{2}$$

$$\text{avec } \omega = \frac{2x}{W_f}$$

$$E_z(x, -D_1) = \sum_{l=1}^{Q_t} l_l \cdot U_{2l-1}(\omega) \quad \text{si } |x| \leq \frac{W_f}{2}$$

$$E_z(x, -D_1) = 0 \quad \text{si } |x| > \frac{W_f}{2}$$

L'allure des densités de courant et des champs dans le cas d'un développement limité à une seule fonction de base suivant chaque direction est donnée figure A3-2.

Problèmes numériques :

Les problèmes numériques rencontrés proviennent essentiellement de la troncature des développements en séries de Fourier ; nous n'obtenons en effet qu'une solution approchée du problème réel.

Des études antérieures ont montré que l'utilisation d'une seule fonction de base dans chaque direction et d'un nombre limité de termes des séries de Fourier permet de décrire correctement les paramètres de propagation des ondes dans la structure, à condition de respecter le critère suivant :

$$\boxed{\frac{N}{M} = \frac{W_f}{K \cdot L_T}} \quad (\text{A3.22})$$

avec : N : nombre de fonctions de base

M : nombre de termes des séries de Fourier

W_f : largeur de la fente

L_T : largeur entre les murs électriques

K : coefficient dont la valeur dépend du nombre de fonctions de base utilisées ($K=1,5$ pour $N=1$).

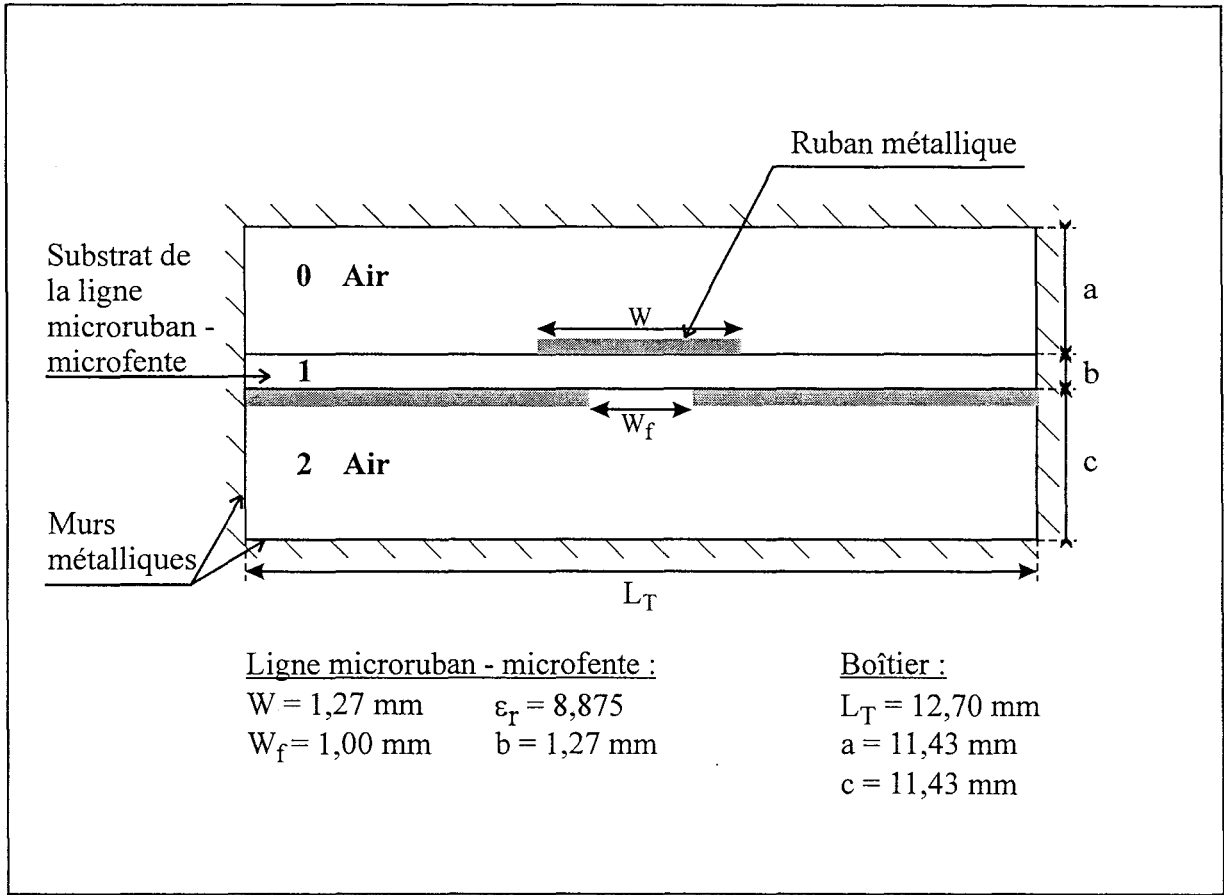


Figure A3-3 : Structure de test.

II VALIDATION DE NOTRE MODELE

Pour valider notre modèle unidimensionnel appliqué aux structures en boîtier, nous avons comparé nos résultats avec ceux publiés dans la littérature et portant sur la structure test présentée sur la figure A3-3. Ces résultats ont été obtenus à partir de deux méthodes de modélisations différentes :

- la méthode des lignes (M.O.L.), utilisée par BRANDOM ET AL [68] ;
- l'Approche dans le Domaine Spectral, résonance transverse, présentée par ITOH [69].

La structure est composée de 3 couches insérées dans un boîtier métallique : de l'air, une ligne microruban - microfente, et de l'air. Les calculs de la longueur d'onde guidée correspondant au premier mode de propagation de type "ruban" ont été effectués pour quatre fréquences : 2,5 GHz ; 5 GHz ; 7,5 GHz ; 10 GHz.

Les paramètres utilisés pour notre modélisation sont :

- la fréquence f ;
- le nombre de raies $M = 70$;
- le nombre de fonctions de base, une seule pour chaque direction ;
- les caractéristiques des milieux (épaisseur et permittivité diélectrique) :

Milieu	Permittivité relative	Conductivité (S/m)
0 : air	1	0
1 : substrat	8,875	0
2 : air	1	0

Le rapport $\frac{\lambda_g}{\lambda_o}$ (où λ_o est la longueur d'onde dans l'espace libre, associée à la fréquence de travail : $\lambda_o = \frac{c}{f}$ avec c vitesse de la lumière : $c = 3. 10^8 \text{ m.s}^{-1}$) a été calculé puis comparé aux résultats publiés par Brandom et Al [68] et Itoh [69].

Frequence f (GHz)	Nos résultats	BRANDOM ET AL	ITOH
2,5	0,416	0,417	0,417
5,0	0,408	0,41	0,41
7,5	0,402	0,405	0,405
10	0,396	0,398	0,398

Nos résultats étant en bon accord avec ceux publiés dans la littérature pour ce type de structure, nous avons utilisé ce modèle pour déterminer les dimensions de nos capteurs placés dans un boîtier métallique.

BIBLIOGRAPHIE

[1] D.D. N'Guyen

" Thermographie et chauffage microonde. Contribution à la conception et à la réalisation de systèmes destinés au Génie Biologique et Médical. "

Thèse de troisième cycle, Lille, décembre 1980.

[2] A. Mamouni

" Radiométrie microonde en champ proche - Applications médicales (Thermographie Microonde). "

Doctorat Es-Sciences Physiques, Université des Sciences et Techniques de Lille Flandres Artois, Mai 1988.

[3] M. Chivé, E. Constant, Y. Leroy, A. Mamouni, Y. Moschetto, D.D. Nguyen, J.P. Sozanski

" Procédé et dispositif de thermographie et hyperthermie microonde. "

Brevet, France, N° 81 00 682.

[4] M. Chivé

" Use of microwave radiometry for hyperthermia monitoring and as a basis for thermal dosimetry. "

Methods of Hyperthermia Control, Springer-Verlag Berlin Heidelberg,
Ed. M. Gautherie, 1990, pp 113-128.

[5] J.P. Sozanski

" Contribution à l'étude et à la réalisation d'un nouveau dispositif radiométrique microonde à deux références internes de température : application à l'hyperthermie - thermothérapie micro-onde. "

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Décembre 1995.

[6] D. Despretz

" Modélisation et caractérisation électromagnétiques et thermiques de nouveaux applicateurs en structure filaire pour hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde : application en cancérologie et urologie. "

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Septembre 1997.

[7] M. Chivé, J.P. Sozanski, Y. Moschetto, D.D. Vanloot

" Procédé pour la mesure des températures par radiométrie micro-onde avec calibration automatique de la mesure et dispositif pour la mise en œuvre de ce procédé. "

Brevet, France, N° 89 101 48 du 27 Juillet 1989.

[8] M. Chivé, J.P. Sozanski, Y. Moschetto, D.D. Vanloot

" Method for the measurement of temperatures by microwave radiometry, with automatic calibration of the measurement and device for operating this method. "

Patent Number : 5,176,146 (The United States of America)

Date of patent : Jan.5, 1993.

[9] M. Chivé, J.P. Sozanski, Y. Moschetto, D.D. Vanloot

" Système pour le traitement thermique interne d'un corps certain et son utilisation. "

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 WO 93/02/747

EP (CH/Li, DE, GB, IT, SE)

N°92916843,3 du 22/04/1993

JP N°503 315/93 du 26/03/1993

[10] M. Chivé, J.P. Sozanski, Y. Moschetto, D.D. Vanloot

" 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.

[11] L. Dubois

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

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Février 1991.

[12] J.C. Camart

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

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Janvier 1993.

[13] J.C. Camart, L. Dubois, P.Y. Cresson, D. Despretz, C. Michel, F. Morganti, J.J. Fabre, J. Pribetich, M. Chivé

" Modélisation électromagnétique d'applicateurs pour la thérapie microonde externe et interne contrôlée par radiométrie microonde : application à la dosimétrie thermique. "

La thermique de l'homme et de son proche environnement n°3, 1995, pp 486-491.

[14] L. Dubois, J.J. Fabre, R. Ledée, M. Chivé, Y. Moschetto

" Reconstruction bidimensionnelle des champs de température résultant d'une hyperthermie microonde, à partir de mesures non invasives par radiométrie microonde multifréquences : application à la dosimétrie thermique. "

Rev. Innov. Techn. Biol. Med., vol. 12, n°2, 1991, p 126.

[15] F. Duhamel

" Contribution à l'étude des dispositifs d'hyperthermie de type capacitif contrôlés par radiométrie microonde : calcul des dépôts de puissance dans les tissus et reconstruction des cartes thermiques. "

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Mars 1994.

[16] L. Gouguenheim

" Méthodes de l'astrophysique. Comment connaître et comprendre l'univers. "
Liaisons scientifiques, Ed. Hachette, Paris, 1981.

[17] F. Papini, P. Gallet

" Thermographie infrarouge. Image et mesure. "
Mesures Physiques, Ed. Masson, 1994.

[18] L. Thourel

" Les antennes. Calcul et conception des dispositifs en ondes centimétriques et millimétriques. " Tome 2.
CEPADUES Editions, 1990.

[19] P.Y. Cresson

" Contribution à la modélisation des applicateurs en structure plaquée par la méthode des différences finies dans le domaine temporel : application à la thermothérapie contrôlée par radiométrie microonde. "
Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Février 1995.

[20] C. Michel

" Contribution au développement de nouveaux applicateurs en structure plaquée utilisés en hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde. "
Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Janvier 1996.

[21] J. Thuery

" Les micro-ondes et leurs effets sur la matière, applications industrielles, agro-alimentaires et médicales. "
C.D.I.U.P.A., Ed. Technique et documentation, Paris, 1983.

[22] K.L. Carr

" Microwave radiometry : its importance to the detection of cancer. "
IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-37, N°12, December 1989, pp 1862-1868.

[23] F. Bardati, V.J. Brown, M.P. Ross, P. Tognolatti

" Microwave radiometry for medical thermal imaging : theory and experiment. "
IEEE MTT-s International Microwave Symposium Digest, New-Mexico, 1992, pp 1287-1290.

[24] F. Morganti

" Contribution à l'étude d'applicateurs endocavitaires spécifiques (urétral et utérin). Application à l'hyperthermie et à la thermothérapie endocavitaires contrôlées par radiométrie microonde. "
Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Mars 1994.

[25] B. Prevost

" *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 des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Décembre 1987.

[26] J.J. Fabre

" *Contribution au développement de l'hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde. Application au traitement des tumeurs bénignes et malignes.* " Habilitation à Diriger des Recherches, Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Novembre 1993.

[27] M.C. Chatelain

" *Etude et réalisation d'un applicateur planaire pour hyperthermie à 2450 MHz en dermatologie.* " D.E.A. de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Juillet 1994.

[28] C. Vanoverschelde

" *Conception et modélisation d'applicateurs destinés au traitement d'affections dermatologiques par hyperthermie microonde.* " D.E.A. de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Juillet 1997.

[29] L. Dubois, V. Thomy, C. Vanoverschelde, V. Tessier, J.J. Fabre, M. Chivé

" *Applicators arrays for microwave hyperthermia in cancerology and dermatology.* " Journal of the international federation for medical and biological engineering, Nice, Septembre 1997, p 359.

[30] V. Tessier, L. Dubois, B. Prevost, J.P. Sozanski, M. Chivé

" *Design and modelling of new microstrip antennas arrays for large surface area hyperthermia controlled by microwave radiometry.* " The XXVth general assembly of the International Union of Radio Science (URSI) - Lille du 28 Août au 5 Septembre 1996, p 574.

[31] V. Thomy

" *Conception et modélisation d'applicateurs fentes-annulaires pour hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde.* " D.E.A. de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Juillet 1997.

[32] A. Dietsch

" *Contribution à la modélisation et à la caractérisation de nouveaux applicateurs pour hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde. Application à l'urologie.* " D.E.A. de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Juillet 1997.

[33] A. Myrdycz

" Conception et caractérisation de nouvelles générations d'antennes filaires utilisées en hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie microonde. Application à l'urologie."

D.E.A. de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Ecole Universitaire d'Ingénieur de Lille, Instrumentation et analyses avancées, Juin 1997.

[34] M. Cerr

" Instrumentation industrielle. "

Ed. Technique et documentation, Paris, 1980.

[35] P.A. Paratte, P. Robert

" Systèmes de mesure. "

Ed. Dunod, Paris, 1986.

[36] rédigé sous la direction de A. von Hippel, traduit par M. Sauzade

" Les diélectriques et leurs applications. "

Ed. Dunod, Paris, 1961.

[37] F. Buckley, A. Maryott

" Tables of Dielectric Dispersion Data for Pure Liquids and Dilute Solutions. "

Natinal Bureau of Standards Circular 589, November 1958.

[38] A.H. Boughriet

" Contribution à la caractérisation électromagnétique de matériaux en structures dipôles et quadripôles - Applications aux tissus biologiques et aux polymères thermoplastiques. "

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Electronique, Avril 1997.

[39] Notice technique de la sonde Hewlett Packard 85070

The HP 85070 probe kit.

[40] F. Bardati, G. Marrocco, P. Tognolatti

" Antenna noise in microwave radiometry. "

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering - Nice (France), 14-19 Septembre 1997, p 356.

[41] D. Vanloot

" Contribution à l'étude et la réalisation d'un dispositif de traitement de signal optimum pour des systèmes radiométriques. Application au radiomètre à méthode de zéro automatique. "

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille Flandres Artois, Mai 1987.

[42] C. Gaultier

" Aspects physiopathologiques des travaux de recherche du pôle de génie biomédical en périnatalogie. "

Revue Européenne de Technologie Biomédicale, Vol. 17, N°1, 1995, pp 5-6.

[43] **W.A. Silverman, J.W. Fertig, A.P. Berger**

" The influence of the thermal environment upon the survival of newly born premature infants. "

Pediatrics 22, 1958, pp 876-886.

[44] **K.C. Buetow, S.W. Klein**

" Effect of maintenance of 'normal' skin temperature on survival of infants of low birth-weight. "

Pediatrics 34, 1964, pp 163-170.

[45] **R.L. Day, L. Caliguiri, C. Kamenski, F. Ehrlich**

" Body temperature and survival of premature infants. "

Pediatrics 34, 1964, pp 171-181.

[46] **T.P. Mann, R.I.K. Elliott**

" Neonatal cold injury due to exposure to cold. "

Lancet 1, 1957, pp 229-234.

[47] **P.J. Fleming, M.R. Levine, Y. Azaz, R. Wigfield, A.J. Stewart**

" Interactions between thermoregulation and the control of respiration in infants : possible relationship to sudden infant death. "

Acta Paediatrica 389, 1993, pp 57-59.

[48] **C. Gaultier**

" Apnea and sleep state in newborns and infants. "

Biology of the Neonate 65, 1994, pp 231-234.

[49] **D. Berterottiere, A.M. d'Allest, M. Dehan, Cl. Gaultier**

" Effect of increase in body temperature on the breathing pattern in premature infants. "

J Dev Physiol 13, 1990, pp 303-308.

[50] **E.N. Hey**

" The care of babies in incubators. "

Recent advances in pediatrics (4th ed), Churchill, London, 1971, pp 171-216.

[51] **P.J. Sauer, H.J. Dane, H.K. Visser**

" New standards for neutral thermal environment of healthy very low birth-weight infants in week one of life. "

Archives of Disease in Childhood 59, 1984, pp 18-22.

[52] **V. Bach, R. Eschenlauer, F. Teliez, O. Kremp, J.P. Libert**

" Conception d'un incubateur d'exploration et étude de la régulation thermique au cours du sommeil du nouveau-né. "

Revue Européenne de Technologie Biomédicale, Vol. 17, N°1, 1995, pp 7-9.

[53] V. Bach

" Les modifications des régulations végétatives au cours du sommeil de l'homme soumis à des contraintes environnementales : Application à l'étude de la thermorégulation du nouveau-né. "

Thèse de l'Université de Technologie de Compiègne, Génie Biomédical, Décembre 1992.

[54] V. Bach, B. Bouferrache, O. Kremp, Y. Maingourd, J.P. Libert

" Regulation of sleep and body temperature in response to exposure to cool and warm environments in neonates. "

Pediatrics 93, 1994, pp 789-796.

[55] F. Telliez, V. Bach, S. Delanaud, B. Bouferrache, G. Dewasmes, J.P. Libert

" New device to control air temperature in closed incubators. "

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Nice (France), 14 - 19 Septembre 1997, p 642.

[56] T. Itoh, R. Mittra

" Spectral domain approach for calculating the dispersion characteristics of microstrip lines. "

IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-21, 1973, pp 496-499.

[57] P. Pribetich

" Contribution à l'étude d'un applicateur microonde de type fente, excité par une ligne microruban. "

Thèse de troisième cycle, Lille, Juin 1984.

[58] G. Farges

" Capteur radiométrique microonde destiné à la mesure de la température interne du nourrisson. "

Rapport interne du projet de recherche, Avril 1997.

[59] L. Prévors

" Etude de la faisabilité de la radiothermométrie microondes appliquée aux polymères. "

D.E.A. de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Chimie organique et moléculaire, Septembre 1993.

[60] L. Prévors

" Application de la radiothermométrie microondes à la mesure de gradients thermiques au sein des procédés de transformation des polymères. "

Thèse de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, Chimie organique et moléculaire, Décembre 1996.

[61] L. Dubois, V. Sagot, J.J. Fabre, M. Chivé

" Rapport sur la réalisation d'une antenne et d'un logiciel destinés au contrôle non invasif de la température au sein des polymères en phase d'extrusion. "

Compte-rendu de fin d'étude d'une recherche à l'initiative des Mines de Douai, Mai 1995.

[62] R.K. Hoffmann

" Handbook of microwave integrated circuits. "

Ed. Artech House, 1987.

[63] F. Bardati, D. Solimini

" On the emissivity of layered materials. "

IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, Vol. GE-22, N°4, July 1984, pp 374-376.

[64] J.F. Agassant, P. Avenas, J.Ph. Sergent

" La mise en forme des matières plastiques. Approche thermomécanique. "

Ed. Technique & Documentation, Paris, deuxième édition.

[65] R. Ledee

" Etude, réalisation et essai de modélisation de capteurs et d'applicateurs microondes en structure plaquée. "

Thèse de l'Université des Sciences et Techniques de Lille Flandres Artois, Electronique, Décembre 1987.

[66] J. Bera

" Contribution à la modélisation numérique et à la caractérisation expérimentale de structures plaquées rayonnantes de type patch par l'Approche dans le Domaine Spectra : Applications à l'hyperthermie microonde. "

Thèse de l'Université des Sciences et Techniques de Lille Flandres Artois, Electronique, Novembre 1990.

[67] P. Lampariello, R. Sorrentino

" The ZEPLS program for solving characteristic equations of electromagnetic structures. "

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-23, May 1975, pp 457-458.

[68] B. M. Sherrill, N. G. Alexopoulos

" The Method of Lines applied to a finline / strip configuration on an anisotropic substrate. "

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-35, N°6, June 1987, pp 568-575.

[69] T. Itoh

" Spectral domain immittance approach for dispersion characteristics of shielded microstrips with tuning septums. "

Proc. 9th European Microwave Conf., Brighton (England), 1979, pp 435-439.

**BIBLIOGRAPHIE DECOULANT
DES TRAVAUX EFFECTUES**

Publications :

[1] J.P. Sozanski, B. Prevost, B. Mauroy, J.C. Camart, V. Sagot, J.J. Fabre, J. Pribetich, M. Chivé

" Intérêt de la radiométrie micro-onde pour le contrôle de la température en hyperthermie et thérapie micro-ondes. "

La thermique de l'Homme et de son proche environnement n°3, 1995, pp 492-497.

[2] L. Dubois, J.P. Sozanski, V. Tessier, J.C. Camart, J.J. Fabre, J. Pribetich, M. Chivé

" Temperature control and thermal dosimetry by microwave radiometry in hyperthermia. "

IEEE-Transactions On Microwave Theory and Techniques, Octobre 1996, Vol. MTT-44, No. 10, pp 1755-1761.

[3] V. Tessier, L. Dubois, J.P. Sozanski, L. Prévors, M. Chivé

" Non-Invasive temperature control by microwave radiometry for industrial applications. "

Publié par The American Ceramic Society, mai 1997.

Rapports de contrats :

[1] V. Sagot, L. Dubois, J.J. Fabre M. Chivé

"Rapport concernant la faisabilité d'un capteur permettant la distinction entre tissu conjonctif et muscle. "

Compte-rendu de fin d'étude d'une recherche financée par le Ministère de la Recherche et de l'Espace. Contrat établi avec l'I.N.R.A. , Centre de Recherche Agronomique, novembre 1994.

[2] L. Dubois, V. Sagot, J.J. Fabre M. Chivé

"Rapport sur la réalisation d'une antenne et d'un logiciel destinés au contrôle non invasif de la température au sein des polymères en phase d'extrusion. "

Compte-rendu de fin d'étude d'une recherche à l'initiative des Mines de Douai, mai 1995.

Communications avec actes :

[1] V. Sagot, L. Dubois, J.J. Fabre, C. Michel, M. Chivé

" Capteur en structure plaquée pour la mesure non invasive de température au sein de matériaux peu émissifs et de faible épaisseur. "

9^{èmes} Journées Nationales Microondes - Paris, du 4 au 6 avril 1995, p 1D1.

[2] J.P. Sozanski, B. Prevost, B. Mauroy, J.C. Camart, V. Sagot, J.J. Fabre, J. Pribetich, M. Chivé

" Intérêt de la radiométrie microonde pour le contrôle de la température en hyperthermie et thérapie microondes. "

Congrès Société Française des Thermiciens - Poitiers, du 17 au 19 mai 1995, p 40.

[3] M. Chivé, J.J. Fabre, J.C. Camart, L. Dubois, J. Pribetich, D. Despretz, P.Y. Cresson, C. Michel, V. Sagot, J.P. Sozanski

" Hyperthermie et thérapie microondes contrôlées par radiométrie microonde: techniques, modélisation et applications cliniques. "

Journée d'étude organisée par la Section Thermobiologie de la Société Française des Thermiciens - Paris, le 17 janvier 1996.

Communication invitée.

[4] V. Tessier, L. Dubois, C. Michel, B. Prévost, J.P. Sozanski, M. Chivé

" New antennas arrays for large surface area hyperthermia controlled by microwave radiometry: application in cancer therapy. "

VIIth International Congress on Hyperthermic Oncology - Rome (Italie), du 9 au 13 avril 1996, pp 455-457.

[5] L. Prévors, A. Boughriet, V. Tessier, L. Dubois, M. Chivé, J. Pabiot

" Application de la radiothermométrie micro-ondes à la mesure de gradients thermiques dans la transformation des polymères. "

Premières Journées Franco-Marocaines sur les Microondes et leurs Applications - Rabat (Maroc), du 28 au 30 mai 1996, pp 2B4.1-2B4.5.

[6] V. Tessier, L. Dubois, B. Prévost, J.P. Sozanski, M. Chivé

" Design and modelling of new microstrip antennas arrays for large surface area hyperthermia controlled by microwave radiometry. "

The XXVth general assembly of the International Union of Radio Science (URSI) - Lille, du 28 août au 5 septembre 1996, p 574.

[7] V. Tessier, L. Dubois, J.P. Sozanski, M. Chivé

" Microwave radiometry for non-invasive temperature control inside high and low dissipative media. "

The XXVth general assembly of the International Union of Radio Science (URSI) - Lille, du 28 août au 5 septembre 1996, p 577.

[8] V. Tessier, L. Dubois, J.P. Sozanski, M. Chivé

" *Non-Invasive temperature control by microwave radiometry for industrial applications.* "

First World Congress on Microwave Processing - Orlando (Etats Unis), du 5 au 9 janvier 1997, pp 22-23.

[9] V. Thomy, L. Dubois, C. Michel, V. Tessier, M. Chivé

" *Modélisation et conception d'applicateurs fente-annulaires pour hyperthermie micro-onde contrôlée par radiométrie.* "

10^{èmes} Journées Nationales Microondes - Saint-Malo, du 21 au 23 mai 1997, pp 532-533.

[10] V. Tessier, L. Dubois, J.P. Sozanski, M. Chivé, G. Farges, V. Bach, J.P. Libert

" *Neonates temperature measure by microwave radiometry in incubators.* "

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Nice, du 14 au 19 septembre 1997, p 642.

[11] L. Dubois, V. Thomy, C. Vanoverschelde, V. Tessier, J.J. Fabre, M. Chivé

" *Applicators arrays for microwave hyperthermia in cancerology and dermatology.* "

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Nice, du 14 au 19 septembre 1997, p 359.

Autres présentations:

[1] V. Sagot, D. Despretz

" *Modélisation et réalisation de microcapteurs radiométriques microondes : Applications industrielle et Médicales.* "

2^{ème} Journée Nationale des Doctorants en Microtechnologies - Lille, le 27 mars 1995.

[2] V. Tessier, D. Despretz

" *Microcapteurs pour hyperthermie et radiométrie microondes.* "

3^{ème} Journée Nationale des Doctorants en Microtechnologies - Lyon, le 25 mars 1996, pp 23-24.

[3] D. Despretz, V. Tessier

" *Microcapteurs radiométriques micro-ondes: applications industrielles et médicales.* "

4^{ème} Journée Nationale des Doctorants en Microtechnologies - Besançon, le 21 mars 1997, p 30.

ABSTRACT

Microwave radiometry allows non invasive and non destructive temperature control inside lossy media. This work is in keeping with continuity of the anterior work undertaken on characterization of measurement system (radiometer - sensor), on conception of specific antennas and sensors, and on thermal profile reconstruction. Industrial and medical applications are approached.

First, the structure of radiometers with one internal temperature reference and with two internal temperature references are described. A characterization of this last one is produced. Temperature measurements with and without contact have allowed to estimate sensibility of the radiometer - sensor system and to quantify fluctuations of radiometric temperature. To take an additional cable into account, we propose a simple process.

In second part, a feasibility study is presented. It deals with the temperature control of internal temperature of neonates placed in incubators. Preliminary sensors have been developed and three specific sensors, destined to three different locations, have been performed and tested on phantom in laboratory. Measurements in incubators are presented. We can now test sensors in real site.

The third part of this work deals with the determination of the thermal profile within a polymer flowing inside a channel, during extrusion phase. A sensor has been developed to be associated with a first generation radiometer. It has been tested in industrial environment. A software, based on an unidimensional model, has been developed and validated. Moreover, the second generation radiometer - sensor system has been tested in laboratory. Obtained results have shown up the interest of this new radiometer use for such industrial applications.

The new radiometer associated with an appropriate sensor, allows to answer temperature measurement problems in industrial and medical domains.

KEY WORDS

Radiometry

Microwave

Temperature measurement

Sensor

Medical

Industrial

Neonate

Polymer

RESUME

La mesure par radiométrie microonde de la température d'un corps dissipatif est une mesure de température volumique, non invasive et non destructive. L'étude présentée s'inscrit dans la continuité des travaux antérieurs portant sur la caractérisation des systèmes de mesure (radiomètre - capteur), sur la conception d'antennes-capteurs spécifiques et sur la reconstruction de profils thermiques. Deux applications sont abordées : médicale et industrielle.

Nous rappelons le principe de fonctionnement des radiomètres à une référence interne de température et à deux références internes de température. Une caractérisation approfondie de ce dernier est ensuite présentée. Des mesures de température, avec et sans contact, de milieux faiblement et fortement émissifs ont permis d'estimer la sensibilité du système de mesure et les fluctuations de la température radiométrique mesurée. Un procédé simple de prise en compte d'un câble supplémentaire, inséré entre le capteur et le radiomètre, est proposé.

La deuxième partie de ce mémoire porte sur une étude de faisabilité du contrôle, par radiométrie microonde, de la température interne des nouveau-nés placés en incubateur. Après la conception de capteurs préliminaires, trois capteurs spécifiques ont été développés pour trois localisations précises, puis testés sur milieu fantôme, en laboratoire. Quelques essais effectués en incubateur, sur milieu fantôme, ont permis de compléter ce travail. Il est maintenant envisageable de tester les capteurs en situation réelle.

La troisième partie de ce travail porte sur la détermination de la température au sein d'un écoulement de polymères en phase d'extrusion. Un capteur optimisé, destiné à être associé à un radiomètre de première génération, a été développé et testé en site industriel, sur extrudeuse. Un logiciel, basé sur un modèle unidimensionnel, a été développé et a permis de reconstruire le profil thermique au sein du canal de polymère. Parallèlement, le capteur associé au radiomètre à deux références internes de température, a été testé en laboratoire et les résultats obtenus mettent clairement en évidence l'intérêt de l'utilisation de ce système pour ce type d'applications.

Les performances du nouveau radiomètre associé à un capteur adéquat permettent actuellement de répondre efficacement à de nombreux problèmes de contrôle de température, tant dans le domaine médical qu'industriel.

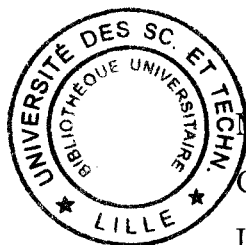
MOTS CLES

Radiométrie

Mesure de température

Médical

Nouveau-né



Microonde

Capteur

Industriel

Polymère