

50376
1985
165

50376
1985
165

THÈSE

N° d'ordre 373

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

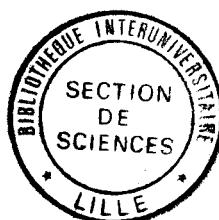
pour obtenir le titre de

DOCTEUR INGENIEUR

par

Laurent ENEL

Ingénieur I.N.T.



CONCEPTION ET EXPLOITATION DE RADIOMETRES MICROONDES MULTISONDES. CONTRIBUTION A L'ETUDE DE FAISABILITE D'UN SCANNER PAR T.M.O.

Soutenue le 8 Juillet 1985 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury :	E. CONSTANT,	Président
	Y. LEROY,	Rapporteur
	A. PRIOU,	Examineur
	G. GIAUX,	Examineur
	V. RINGEISEN,	Examineur
	J.M. TATRAUX-PARO,	Examineur

Ce travail a été effectué au Centre Hyperfréquences et Semiconducteurs de l'Université des Sciences et Techniques de Lille, Laboratoire Associé au C.N.R.S.

Je remercie Monsieur le Professeur E. CONSTANT d'avoir bien voulu m'y accueillir.

La Direction de cette étude a été assurée par Monsieur le Professeur Y. LEROY. Je tiens à lui exprimer toute ma gratitude pour m'avoir accepté au sein du groupe "NAMO" pour son aide et ses conseils précieux.

Je suis très honoré de la présence de :

Monsieur Ph. GELIN, Professeur à l'Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne ;

Monsieur A. PRIOU, Chef adjoint CERT-DERMO, Toulouse ;

Monsieur G. GIAUX, Professeur Agrégé, Centre Anti Cancer Oscar Lambret, Lille ;

Monsieur V. RINGEISEN, Directeur Technique Société ODAM, Wissembourg ;

Monsieur J.M. TATRAUX-PARO, Ingénieur Société Michelin, Clermont-Ferrand

Je les remercie de bien vouloir juger ce travail. Je remercie Monsieur le Professeur GIAUX de m'avoir permis d'effectuer des essais cliniques au Centre Oscar Lambret ainsi que M. DABURON qui m'a accueilli au C.E.A.-C.N.R.Z. pour des expérimentations sur animaux.

Mes remerciements vont également à Messieurs VAN DE VELDE et MAMOUNI et Madame HOCHEDÉZ du C.H.S. ainsi qu'à Monsieur DELANNOY du Centre Oscar Lambret pour leur aide amicale et efficace.

J'exprime à tous les membres du Personnel Technique et Administratif ma profonde reconnaissance.

Je remercie Mme KACZMAREK pour la dactylographie de cette thèse.

INTRODUCTION

page 1

CHAPITRE I : METHODES RADIOMETRIQUES ET CONCEPT DE SCANNER T.M.O.

I.1. : RAPPELS SUR LES TECHNIQUES RADIOMETRIQUES

I.1.1. Thermographie microonde (T.M.O.)	3
I.1.2. T.M.O. multisonde (T.M.O.M.)	4
I.1.3. T.M.O. multifréquence	9
I.1.4. T.M.O.C. Thermographie microonde par corrélation	9

I.2. : CONCEPT DE SCANNER T.M.O. 16

CHAPITRE II : RÉALISATION DES DIFFERENTS ÉLÉMENTS DU SCANNER

II.1. : THERMOGRAPHE MICROONDE MULTISONDE FONCTIONNANT A 3 GHz

II.1.1. Description du capteur multisonde	
II.1.1.1. Géométrie	17
II.1.1.2. Modes de fabrication des capteurs	20
II.1.1.3. Performances des différents capteurs étudiés	24

II.1.2. Rappel de la structure du radiomètre fonctionnant à 3 GHz	
II.1.2.1. Structure	24
II.1.2.2. Performances	31
II.1.2.3. Connexions du radiomètre à un ordinateur	34
II.2. : THERMOGRAPHE MICROONDE HYBRIDE FONCTIONNANT A 1,5 GHz	
II.2.1. Originalité du système	37
II.2.2. Schéma de principe	40
II.2.3. Composants utilisés	40
II.2.3.1. Capteurs	40
II.2.3.2. Commutateur	42
II.2.3.3. Source de bruit	51
II.2.3.4. Amplificateur	51
II.2.4. Filtrage du signal d'entrée	57
II.2.5. Implantation finale	64
II.3. : THERMOGRAPHE MICROONDE A CORRELATION FONCTIONNANT A 3 GHz	64
II.3.1. Rappels	64
II.3.2. Performances	64
II.4. : CONCLUSION	70

CHAPITRE III : INFORMATIQUE DÉVELOPPÉE AUTOUR DU RADIOMÈTRE 3 GHz

III.1. : OBJECTIFS DES DIFFERENTS PROGRAMMES	72
III.2. : PROGRAMMES D'EXPLOITATION	73
III.2.1. Etalonnages	73
III.2.2. Recouvrements	73
III.2.3. Sauvegarde des données	74

III.3. :	REPRESENTATION DES DONNEES RADIOMETRIQUES	
III.3.1.	Modes de représentation	74
III.3.2.	Fonctions de représentation	80
III.4. :	TRAITEMENTS DES DONNEES RADIOMETRIQUES	
III.4.1.	Traitements statistiques	83
III.4.2.	Traitements d'image	87
III.5. :	PERFORMANCES OBTENUES	
III.5.1.	Profondeur et séparation	91
III.5.2.	Temps de traitement	91
CHAPITRE IV : RESULTATS D'EXPERIMENTATIONS SUR ANIMAUX ESSAIS CLINIQUES		
IV.1. :	INTRODUCTION	94
IV.2. :	ETUDE DES EFFETS INFLAMMATOIRES DES RAYONS IONISANTS	
IV.2.1.	Problème posé et méthode de travail	95
IV.2.2.	Méthode	95
IV.2.3.	Mise en oeuvre	96
IV.2.4.	Problèmes rencontrés	96
IV.2.5.	Résultats	98
IV.3. :	ESSAIS CLINIQUES EN CANCEROLOGIE	
IV.3.1.	Problèmes posés et méthode de travail	101
IV.3.2.	Influence de la thermostatisation des capteurs	102
IV.3.3.	Procédure d'étalonnage finale	104
IV.3.4.	Processus d'acquisition	106
IV.3.5.	Résultats obtenus	107
IV.3.6.	Prospective	109
IV.4. :	MESURE DE TEMPERATURES CEREBRALES	
IV.4.1.	Problème posé et méthode de travail	118
IV.4.2.	Résultats obtenus	119

CHAPITRE V : RECONNAISSANCE D'OBJETS THERMIQUES (R.O.T.)

V.1. : RAPPELS ET REFLEXIONS SUR LES TRAVAUX ANTERIEURS DE R.O.T.	
V.1.1. Rappels	121
V.1.2. Réflexions sur le problème de R.O.T.	130
V.2. : R.O.T. PAR T.M.O.M. A 1,5 ET 3 GHz	
V.2.1. Signaux radiométriques correspondant aux structures attendues	
V.2.1.1. Introduction	131
V.2.1.2. Détermination expérimentale des signaux radiométriques	131
V.2.1.3. Comparaison aux résultats déduits des expressions des champs	132
V.2.2. Procédure de R.O.T.	
V.2.2.1. Utilisation des relevés expérimentaux	144
V.2.2.2. Algorithme	147
V.2.2.3. Commentaires	150
V.3. : APPORT DE LA CORRELATION	
V.3.1. Situation du problème	152
V.3.2. Domaine couplé aux 2 sondes	152
V.3.3. Mode de détermination de la position d'un gradient thermique latéral	153
V.4. : CONCLUSION	163
CONCLUSION	166
BIBLIOGRAPHIE	168

INTRODUCTION

INTRODUCTION

Des études réalisées au laboratoire depuis plusieurs années ont pour but d'exploiter les possibilités de la radiométrie microonde en tant que moyen non invasif de détermination de la répartition des températures dans une couche de tissus sous-cutanés de quelques centimètres.

Ces études ont d'abord conduit :

- à la conception de plusieurs types de systèmes de thermographie microonde (T.M.O),
- aux preuves cliniques de l'intérêt de la T.M.O. (contrôle d'hyperthermie, examens thermologiques, étude d'inflammations, etc...)
- aux premières méthodes d'interprétation,
- aux développements industriels de systèmes T.M.O. et Hylcar (hyperthermie locale avec contrôle atraumatique) par la Société ODAM.

En revanche, des progrès restaient encore à réaliser dans le perfectionnement des techniques, dans la qualité des images radiométriques et de leur interprétation.

Ce travail constitue un élément de réponse à ces questions ; il entre dans le cadre d'un projet destiné à déceler l'existence de zones thermogènes situées sous une surface cutanée de l'ordre du décimètre carré, et à estimer leur étendue et leur température (Projet : "Faisabilité d'un scanner T.M.O")^{*}.

^{*} Aide à l'innovation ANVAR.

Nos travaux se présentent comme suit :

Dans un premier chapitre, nous introduisons le projet et présentons les différents systèmes nécessaires à sa définition.

Le deuxième chapitre décrit les systèmes multisondes (T.M.O.M.) que nous avons étudiés, qui fonctionnent à 1,5 et 3 GHz et mettent en oeuvre plusieurs réalisations de la centrale de technologie du laboratoire.

Le troisième chapitre introduit le traitement informatique qui gère le fonctionnement des systèmes T.M.O.M. et conduit pour la première fois à l'acquisition d'images radiométriques de résolution correcte.

Le quatrième chapitre présente des résultats obtenus en site clinique à l'aide des systèmes T.M.O. :

- au Centre Anti-cancer Oscar Lambret (Lille) pour des images correspondant à l'étude thermologique de cancers du sein,
- au Commissariat à l'Energie Atomique (C.N.R.Z., Jouy en Josas), pour l'étude des effets inflammatoires provoqués par des rayonnements ionisants,
- au laboratoire de thermorégulation (Lille) pour le suivi de températures cérébrales.

Le cinquième chapitre introduit une méthode de reconnaissance d'objets thermiques applicable à de nombreux cas réels pour lesquels une zone thermogène compacte est située dans les tissus sous investigation. Cette méthode est fondée sur l'exploitation d'images radiométriques obtenues à 1,5 et 3 GHz. Pour ce problème, nous considérons les possibilités d'utilisation de la T.M.O. par corrélation.

CHAPITRE 1

methodes radiometriques
et concept de
scanner microonde

I.1. RAPPELS SUR LES TECHNIQUES RADIOMETRIQUES

I.1.1. Thermographie Microonde

Le principe de la Thermographie Microonde (T.M.O.) est fondé sur la mesure du rayonnement électromagnétique d'origine thermique émis spontanément par un milieu dissipatif.

Les systèmes radiométriques, constitués d'une antenne (ou sonde) associée à un récepteur, fonctionnent généralement dans les bandes de fréquences 1-2 GHz, 2-4 GHz et 9-10 GHz [1], [12], [17].

Dans de bonnes conditions d'adaptation (coefficient de réflexion à l'interface sonde-milieu minimum), la puissance du signal capté s'écrit :

$$P = K T \Delta f \quad (1)$$

K = cste de Boltzmann

T = Température du milieu dissipatif

f = bande passante du récepteur.

En fait, des effets d'émissivité (réflexion à l'interface de la sonde) peuvent modifier ces résultats, mais leurs remèdes sont connus [22] , [12] , [34] .

La puissance captée par le récepteur correspond à la somme des contributions issues des éléments de volume constituant le milieu dissipatif couplé à la sonde (Fig. I-1).

Ces éléments de volume ΔV_i cèdent ainsi chacun à la sonde une puissance proportionnelle à leur température T_i et à un coefficient de couplage C_i défini à partir du théorème de réciprocité soit :

$$C_i = A_i^2 = \sigma_i E_i^2 \Delta V_i \quad (2)$$

σ_i la conductivité

E_i l'intensité du champ rayonné en mode actif.

Dans ces conditions, la puissance totale captée par la sonde est donnée par la relation suivante :

$$P = K \sum_i C_i T_i$$

Un exemple de diagramme bidimensionnel des coefficients de couplage correspondant à une sonde (guide ouvert) placée face à un milieu dissipatif (eau), travaillant à 3 GHz est donné Fig. I-2 .

I.1.2. T.M.O. multisonde (T.M.O.M.)

Les premiers relevés radiométriques ont été effectués à l'aide de récepteurs comportant un seul capteur [12] , [22] .

Ces relevés étaient en général, présentés sous forme de profils thermiques (acquisitions sur une ligne donnée) ou de cartes radiométriques à faible résolution (acquisition sur une surface donnée) (Fig. I-3 et I-4).

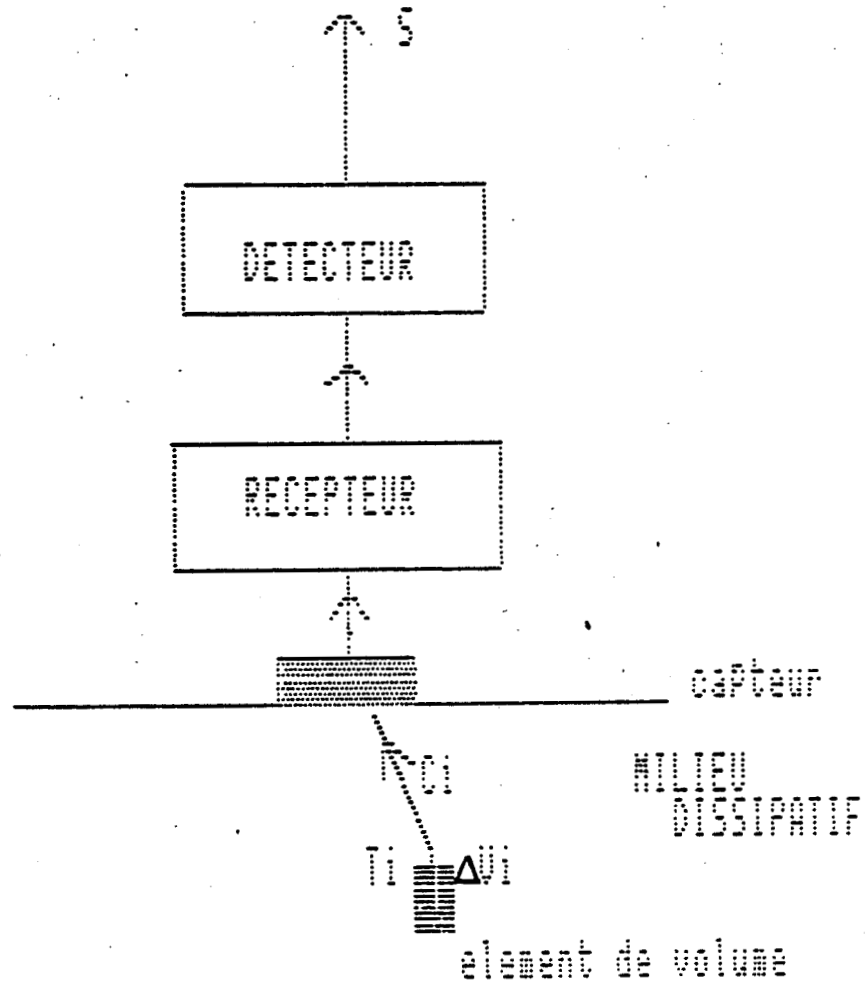


Figure I.1. : Synoptique d'un récepteur radiométrique.

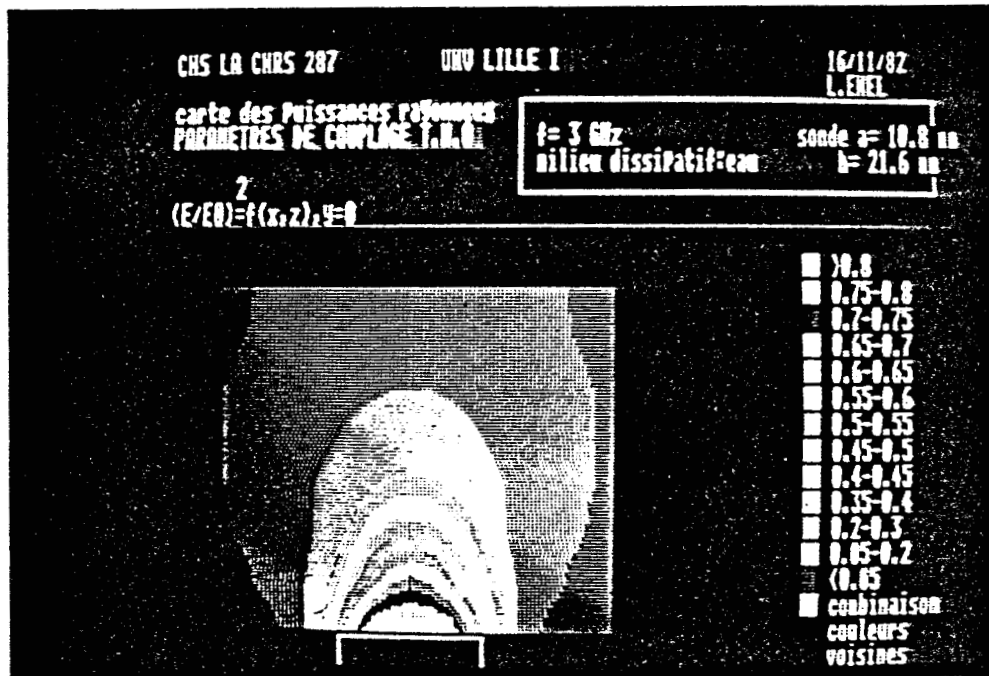


Figure I.2. : Carte des paramètres de couplage à 3 GHz dans le plan médian d'une sonde de type guide rectangulaire ouvert, en présence d'eau (relevé expérimental).

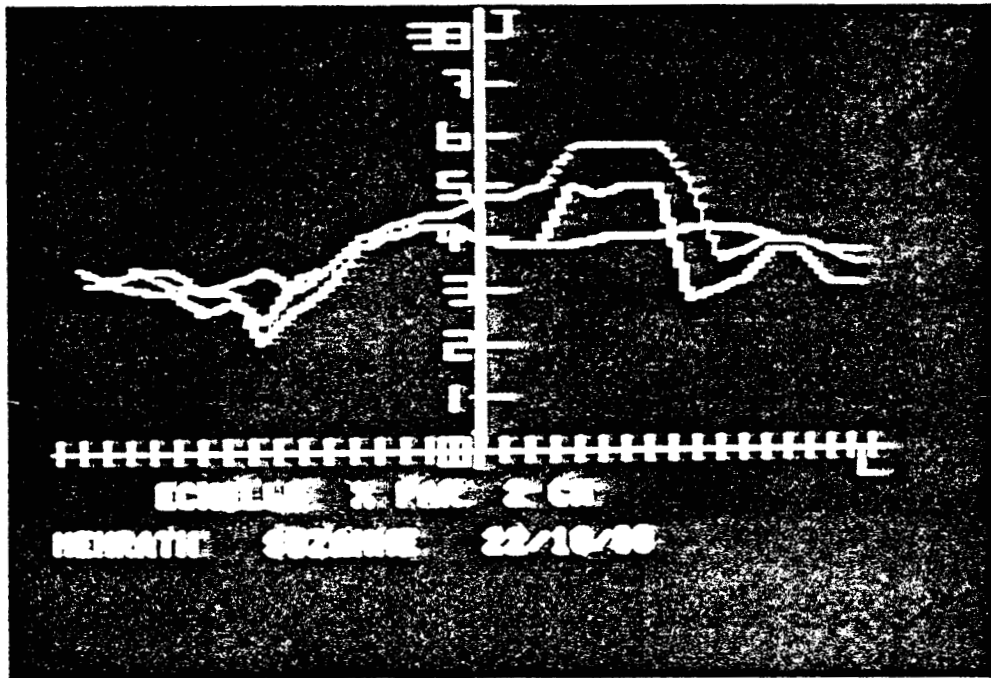


Figure I.3. : Profil thermique relevé au niveau du sein
(d'après A. MAMOUNI et M. GAUTHERIE Université
L. PASTEUR, Strasbourg, 1980).

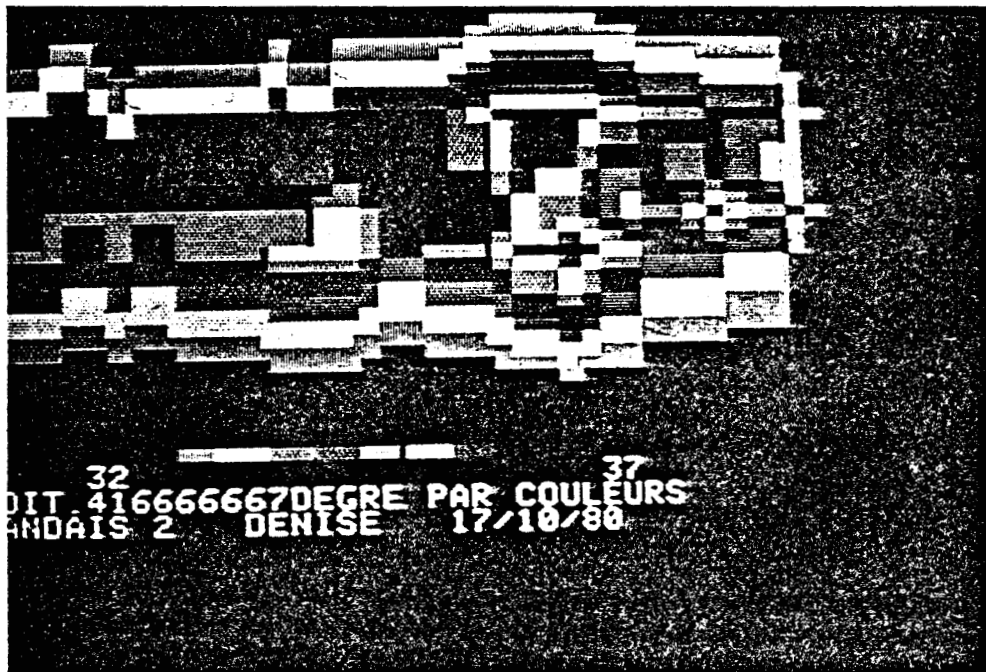


Figure I.4. : Carte thermique relevée sur le sein
(d'après A. MAMOUNI et M. GAUTHERIE).

La réalisation de telles cartes radiométriques est longue et fastidieuse de par la nécessité de nombreux positionnements du capteur, effectués à partir d'un quadrillage préalable de la surface sous investigation.

L'adoption d'un capteur multisonde, constitué d'une barette de sondes reliées au récepteur par un commutateur multivoies, a permis d'accroître le nombre des acquisitions radiométriques, d'améliorer la précision des cartes thermiques tout en réduisant le nombre de déplacements et la durée globale des acquisitions [19].

Le choix du nombre de capteurs résulte d'un compromis entre plusieurs facteurs :

- Dimension des sondes à la fréquence de travail ;
- Limitation due au nombre de voies des commutateurs ;
- Planéité du milieu à explorer. En effet, accroître le nombre de capteurs, diminue la possibilité d'un bon contact sonde-milieu, dans le cas de milieux sous investigation non plans.

L'accroissement du nombre d'informations a rendu nécessaire le pilotage informatique du système.

Le micro calculateur, ainsi associé au radiomètre, réalise les fonctions suivantes :

- commutation séquentielle du commutateur reliant les différents capteurs au récepteur ;
- acquisition des mesures ;
- bip sonore indiquant la fin des acquisitions pour un positionnement ;
- traitement des mesures ;
- affichage de la carte thermique ;
- sauvegarde éventuelle de l'image sur disquette.

Ainsi seuls le marquage préalable des positions de la multisonde et son déplacement restent à la charge de l'utilisateur lors d'une exploration.

Cependant, la partie des tissus située près de la jonction de deux sondes présente des paramètres de couplage relativement peu importants (ce que montre la figure I-5 relative à une carte de paramètres de couplage d'une multisonde) ; une partie des tissus étant relativement mal explorée au cours de la mesure, on remédie à cet inconvénient par une méthode dite des recouvrements, qui sera décrite ultérieurement.

I.1.3. T.M.O. Multifréquences

Pour obtenir des informations sur la profondeur d'une zone thermogène située dans le milieu dissipatif sous investigation, nous avons envisagé d'opérer à deux fréquences [12], [16], [15].

Nous donnons, figure I-6 et I-7 les diagrammes bidimensionnels des coefficients de couplage calculés pour deux sondes guide d'onde, opérant à 1,5 et 3 GHz, placées sur l'eau, selon des coupes parallèles au grand et au petit côté de la sonde [30].

Nous pouvons remarquer sur les figures I-6 et I-7 que les paramètres de couplage des sondes à 1,5 et 3 GHz varient différemment en fonction de la profondeur. Par conséquent, il paraît plausible que par combinaison de systèmes multisondes travaillant aux fréquences précitées, il est possible d'effectuer des investigations correspondant à des profondeurs pouvant atteindre 4 à 5 cm.

I.1.4. T.M.O.C. Thermographie Microonde par Corrélation

En Thermographie Microonde par Corrélation (schéma de principe donné figure I-8), deux sondes sont reliées à un corrélateur. Le signal de sortie correspond à la somme des contributions issues des

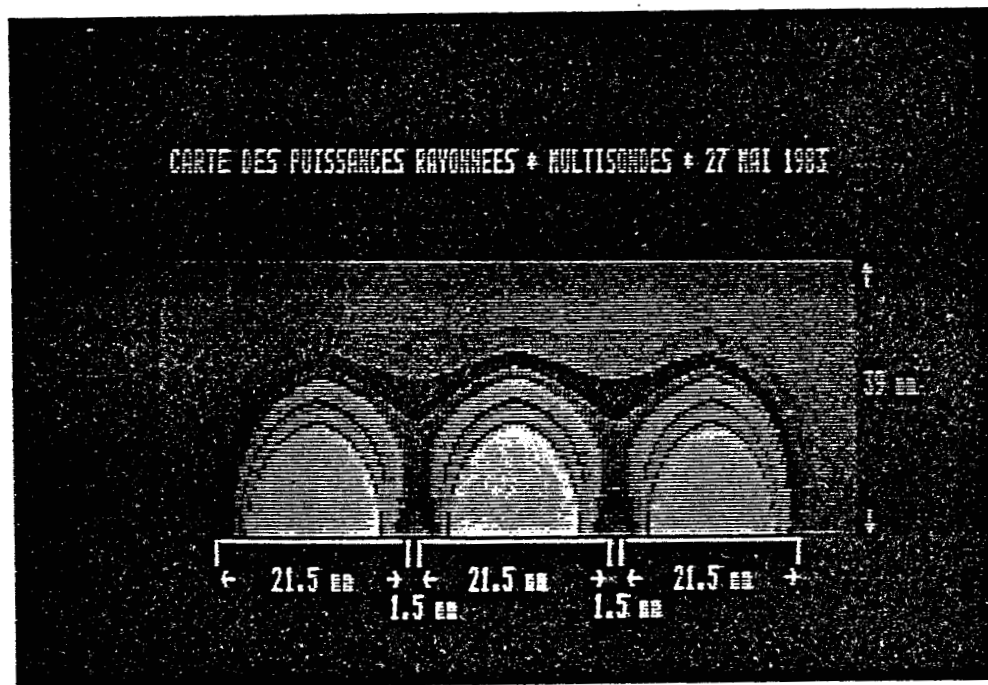


Figure I.5. : Carte des paramètres de couplage à 3 GHz dans le plan médian de 3 sondes guide d'onde rectangulaire ouvert juxtaposées, en présence d'eau.

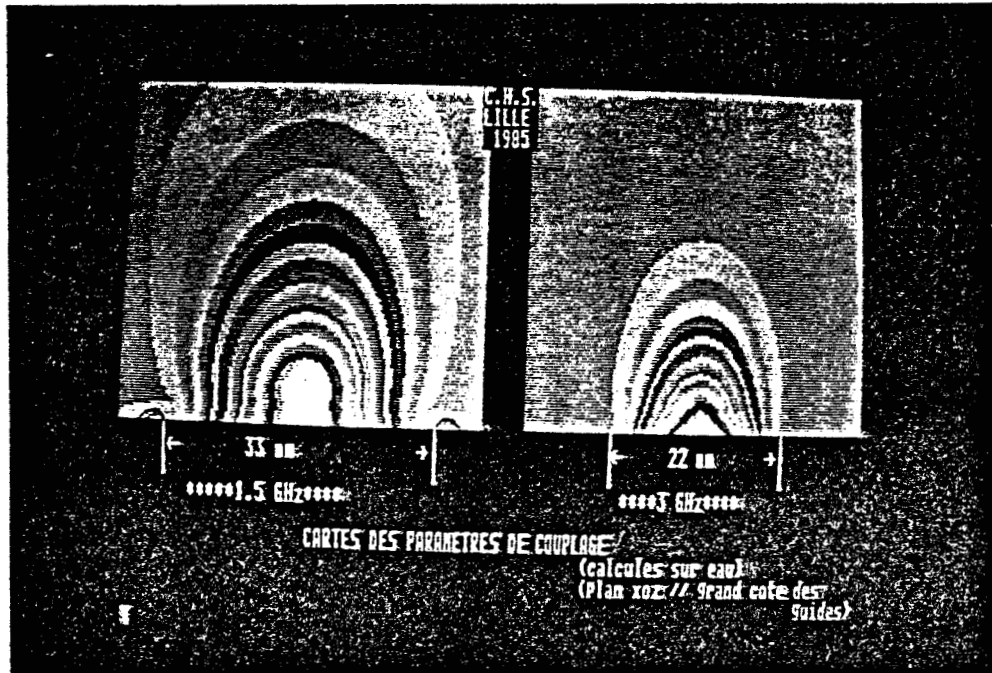


Figure I.6. : Cartes des paramètres de couplage à 1,5 GHz et 3 GHz dans le plan x o z (grand côté des guides) en présence d'eau. (Calcul analytique [30]).

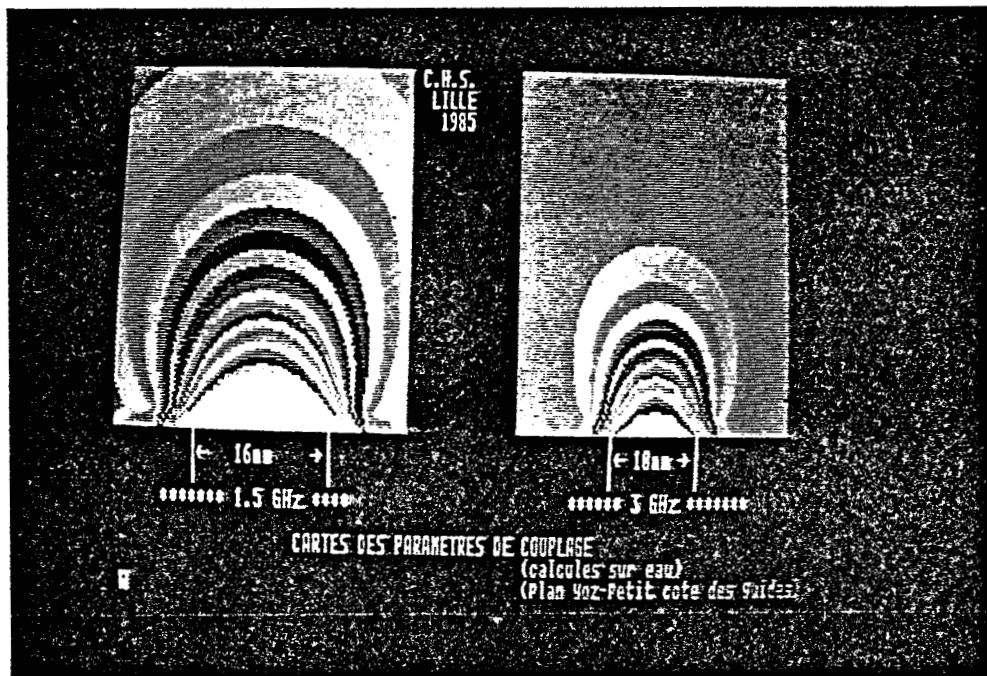


Figure I.7. : Cartes des paramètres de couplage à 1,5 GHz et 3 GHz dans le plan y o z (petit côté des guides) en présence d'eau (calcul analytique [30]).

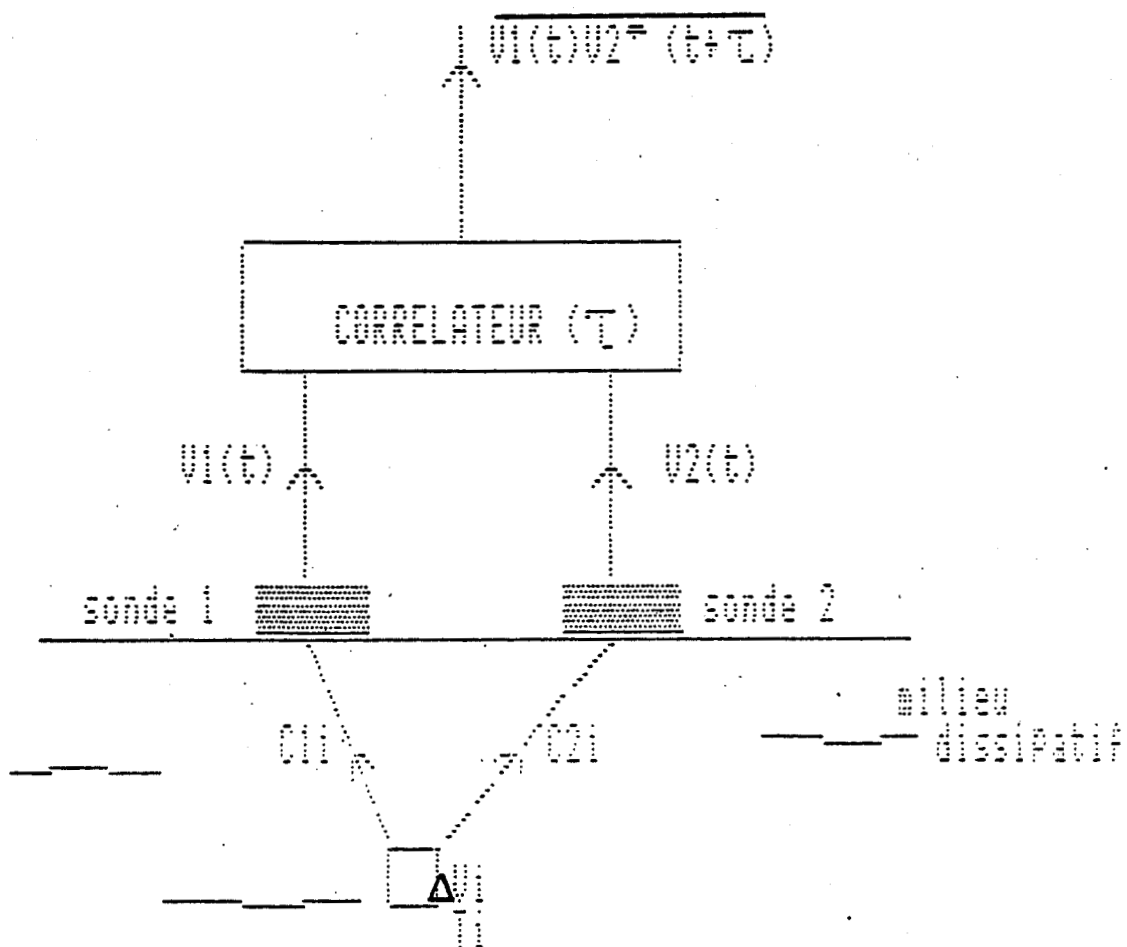


Figure I.8. : Synoptique d'un thermographe microonde par correlation.

volumes Δv_i couplés à la fois aux deux sondes, soit sous une forme simplifiée :

$$S = \sum_i A_{1i} A_{2i} T_i \cos (\phi_i + \Delta\varphi) \quad (3)$$

avec A_{1i} le paramètre de couplage de Δv_i à la sonde 1 (relation (2))

A_{2i} le paramètre de couplage de Δv_i à la sonde 2

T_i la température en Δv_i

ϕ_i la différence de marche de phase des signaux correspondant au temps de retard entre Δv_i et les deux sondes à la fréquence de travail f .

$\Delta\varphi$ un déphasage introduit dans le corrélateur ($\Delta\varphi = 2 \pi f \tau$).

Nous constatons que le nouveau paramètre de couplage associé à un volume élémentaire dépend d'un grand nombre de paramètres. Il dépend, comme en T.M.O. des caractéristiques diélectriques du milieu, de la sonde, des fréquences de travail mais aussi des positions relatives des sondes et également du temps de retard τ introduit dans le corrélateur [2][29] [30] . En outre, et à la différence de la T.M.O., les paramètres de couplage peuvent être positifs ou négatifs du fait des termes ϕ_i et $\Delta\varphi$.

Nous donnons, figure I-9, les différentes façons selon lesquelles on positionne les sondes. Nous donnons, figure I-10, les cartes des paramètres de couplage pour plusieurs valeurs de l'angle θ angle entre l'axe des sondes. Un compromis est à trouver entre un couplage important et une géométrie adaptée à l'investigation d'un milieu plan ; nous avons choisi la configuration $\theta = 25^\circ$ dont la carte des paramètres de couplage est donnée figure I-11.

Par action sur le déphasage $\Delta\varphi$ introduit, il est possible de modifier ce diagramme et de déplacer latéralement la zone de couplage maximum effectuant ainsi un balayage latéral du milieu, figure I-12.

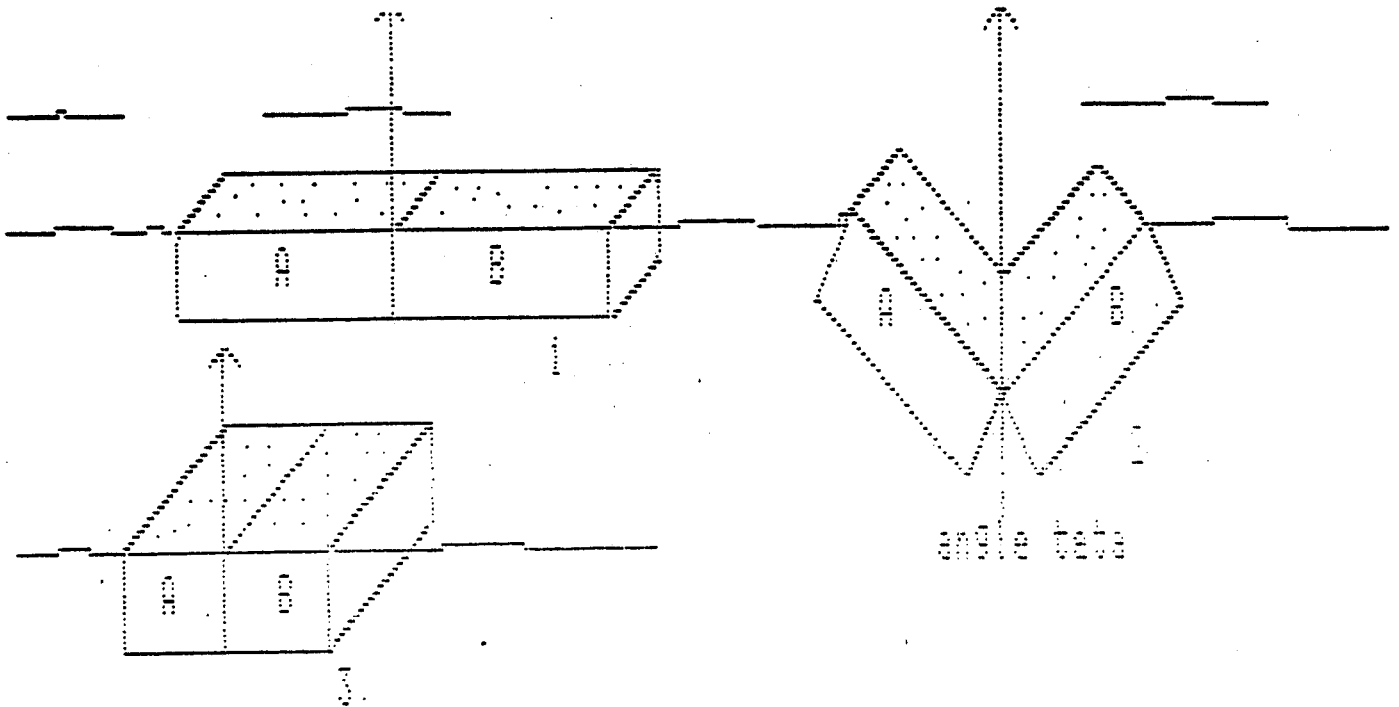


Figure I.9. : Positions possible des sondes en T.M.O.C.

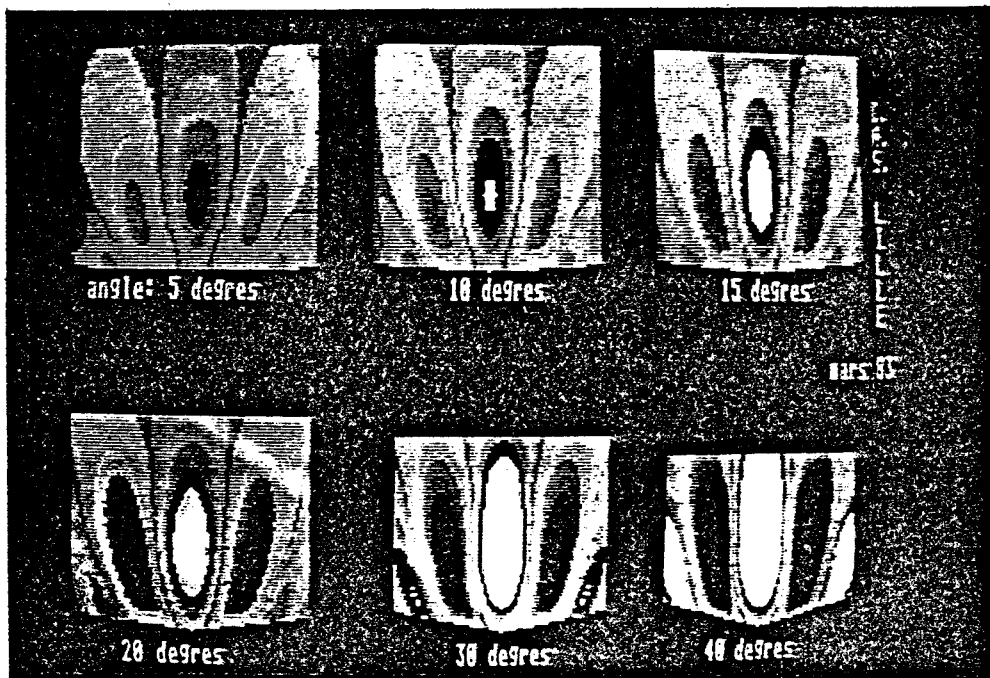


Figure I.10. : Modification des cartes des paramètres de couplage en fonction de l'angle entre l'axe des sondes. ($\Delta\varphi = 0$)

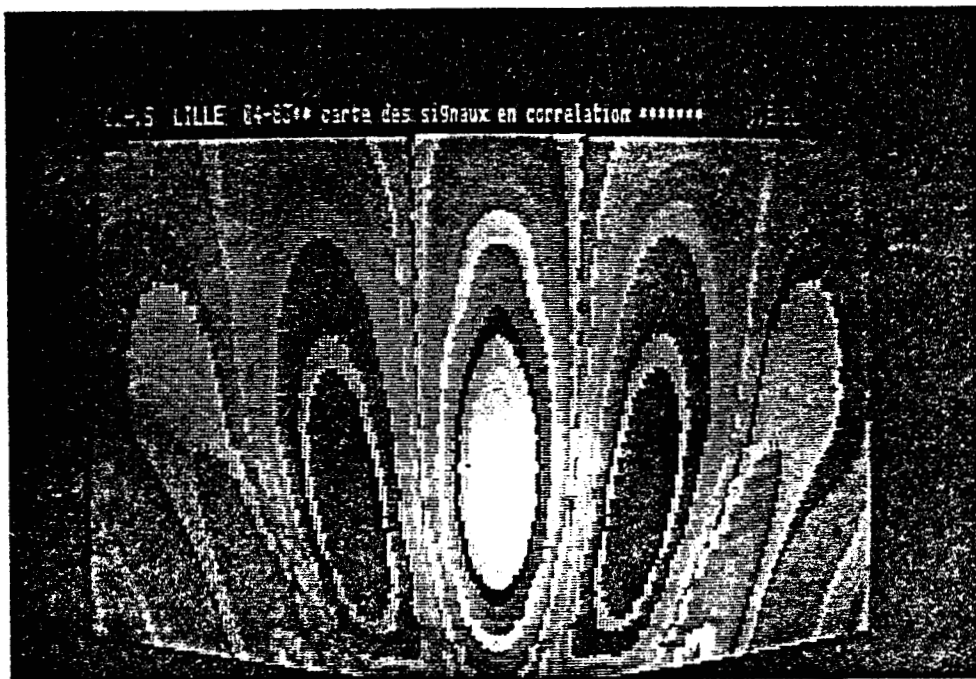


Figure I.11. : Cartes des paramètres de couplage en T.M.O.C. pour un angle de 25° entre les axes des sondes. ($\Delta\varphi = 0$)

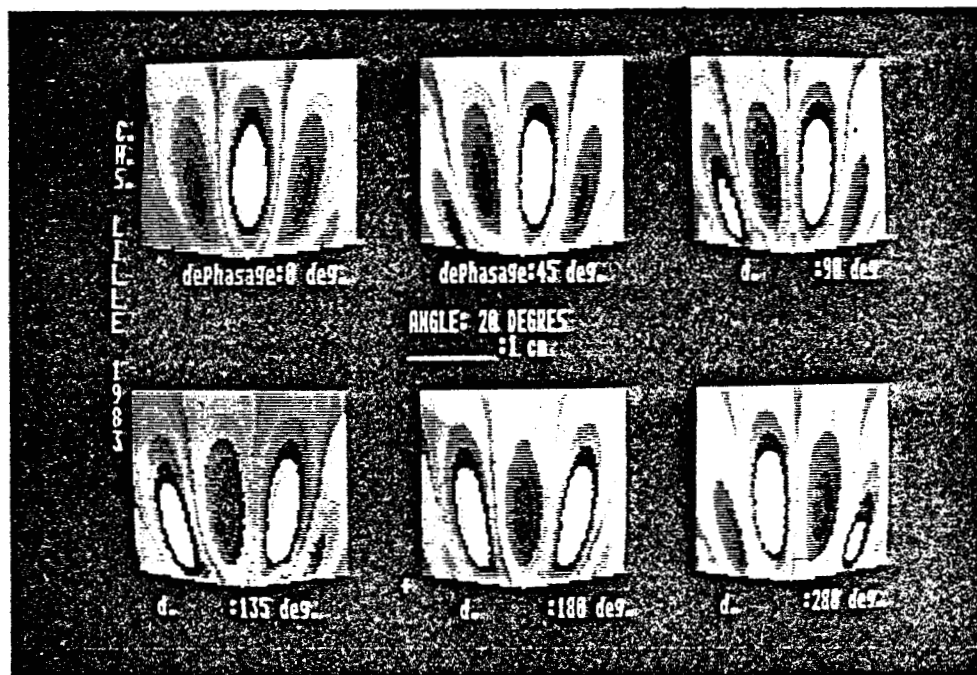


Figure I.12. : Modification des cartes des paramètres de couplage en fonction du déphasage introduit dans l'un des bras du corrélateur.

Nous montrerons par la suite que la T.M.O.C. apparaît très bien adaptée à une exploration du milieu sans déplacement des sondes et offre une excellente résolution spatiale dans la détection des gradients thermiques latéraux [18].

I.2. CONCEPT DE SCANNER T.M.O.

Le problème posé est d'étudier et de définir une méthode permettant de déterminer quantitativement la répartition de température dans les tissus vivants ou tout au moins de déceler l'existence de zones thermogènes dont on devra évaluer la température, la taille et la profondeur.

Les considérations précédentes nous amènent à définir la zone de tissus soumise aux investigations comme ayant une surface de l'ordre du décimètre carré et une profondeur de 4 à 5 cm.

Il apparaît possible de répondre à ce problème dans un certain nombre de situations pratiques en associant les techniques radiométriques qui viennent d'être décrites au sein d'un même appareil et de proposer une interprétation fondée sur leurs apports spécifiques.

Une fois les différentes techniques mises au point, on peut envisager de les utiliser conjointement de la façon suivante : une première investigation par T.M.O.M. permet de définir la surface sur laquelle on va travailler.

L'exploration conjointe de systèmes T.M.O.M. à deux fréquences doit permettre de localiser la zone thermogène et d'en obtenir les caractéristiques (taille, profondeur, température). L'utilisation de la T.M.O.C. doit permettre d'apporter plus de précision sur les contours de l'objet.

CHAPITRE 2

realisation des elements
du scanner tmo

II.1. Thermographe microonde multisonde fonctionnant à 3 GHz*

II.1.1. Description du capteur multisonde

II.1.1.1. Géométrie

Le capteur "multisonde" que nous utilisons avec le radiomètre 3 GHz comporte six capteurs constitués par des guides d'onde rectangulaires. Ces capteurs sont assemblés (Figure II-1) de sorte qu'ils couvrent une surface de 70 x 23 mm environ.

Les côtes d'un capteur élémentaire (Figure II-2) ont été déterminées en tenant compte des études effectuées par D.D. NGUYEN et M. HOCHEDÉZ afin de garantir un fonctionnement des sondes en mode TE_{01} et d'éviter les problèmes de diffraction dans le milieu dissipatif qui prennent de plus en plus d'importance lorsque les dimensions a et b diminuent [12], [3], [20].

* Nous tenons à remercier vivement M. J.C. VAN DE VELDE pour sa contribution importante à la conception et la mise au point des radiomètres à 3 et 1.5 GHz.

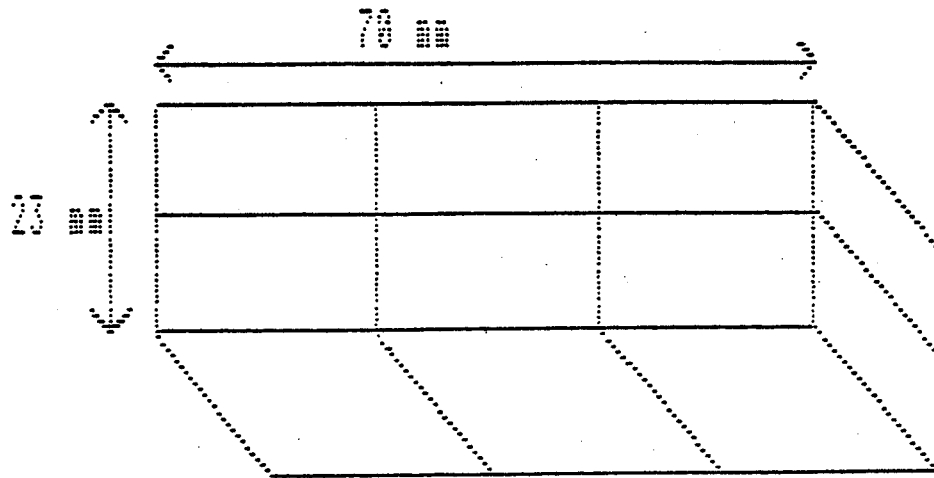
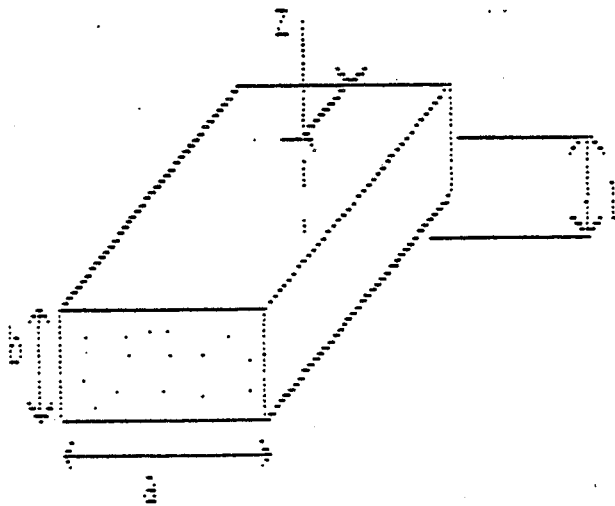


Figure II.1. : Assemblage des capteurs constituant la multisonde.



- a : grand côté
- b : petit côté
- z : distance antenne - paroi
- l : longueur d'antenne

Figure II.2. : Côtes d'un capteur (guide rectangulaire ouvert).

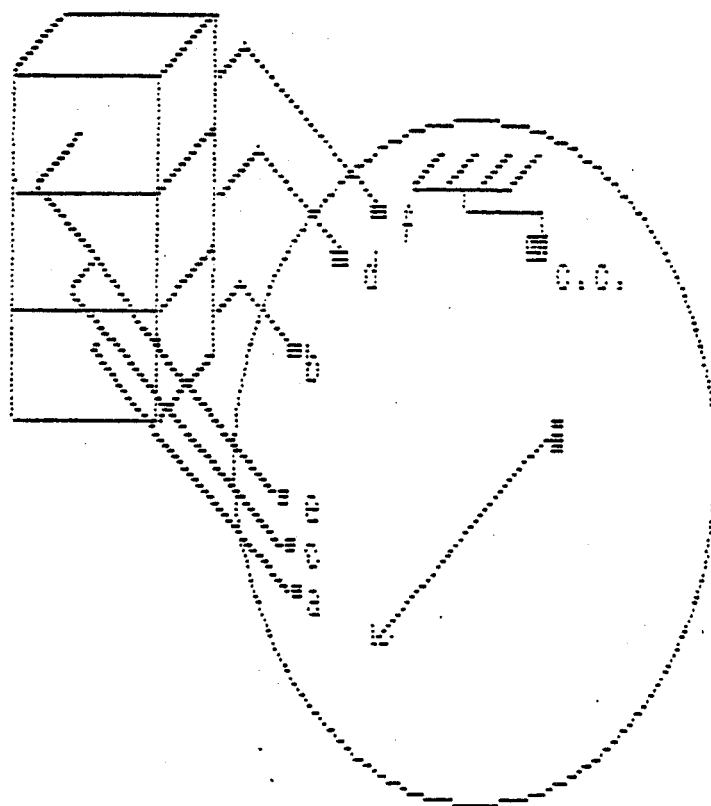


Figure II.3. : Multisonde constituée de 6 capteurs et d'un commutateur 7 voies.

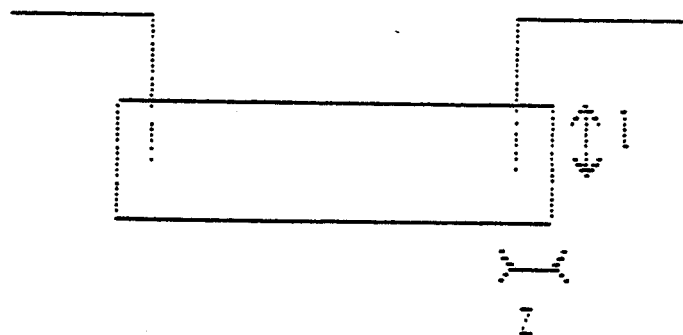


Figure II.4. : Réalisation tête - bêche des capteurs.

Les dimensions extérieures couramment choisies pour ces capteurs sont $a = 21,8$ mm et $b = a/2$.

Compte tenu de ces dimensions nous avons convenu que six capteurs juxtaposés constituent un maximum à ne pas dépasser dans le cadre des utilisations médicales car la planéité des surfaces à explorer s'accommoderait mal d'un plus grand nombre de capteurs. De plus les pertes d'insertion du commutateur d'entrée (Figure II-3) augmentent avec le nombre de voies (1,5 dB pour 7 voies).

Il aurait été intéressant de pouvoir réduire la taille des capteurs par l'utilisation d'un diélectrique de plus forte permittivité (ϵ 37 par exemple). Les essais effectués au laboratoire ont montré la très grande difficulté d'usinage des matériaux. D'autre part, on serait inévitablement conduit à une profondeur de pénétration moindre [12].

II.1.1.2. Modes de fabrication des capteurs

* Guides métalliques classiques :

Dans cette structure où le guide d'onde est constitué d'une enveloppe d'Aluminium, le barreau du diélectrique qui va remplir ce guide est usiné pour obtenir un ensemble de deux sondes tête bêche [II.4.] (bisonde). Cette conception permet de pouvoir tester les pertes en transmission des sondes.

Si les tests sont positifs (pertes < 1 dB), les bisondes sont coupées en leur milieu.

La configuration finale est donnée Figure II-5 et correspond à la première multisonde réalisée. Afin de n'avoir qu'un câble hyperfréquences entre le capteur et le récepteur, le commutateur sept voies est placé directement sur les capteurs, Figure II-6. Un tel type de structure présente les inconvénients suivants :

- le poids global de la multisonde est important ;

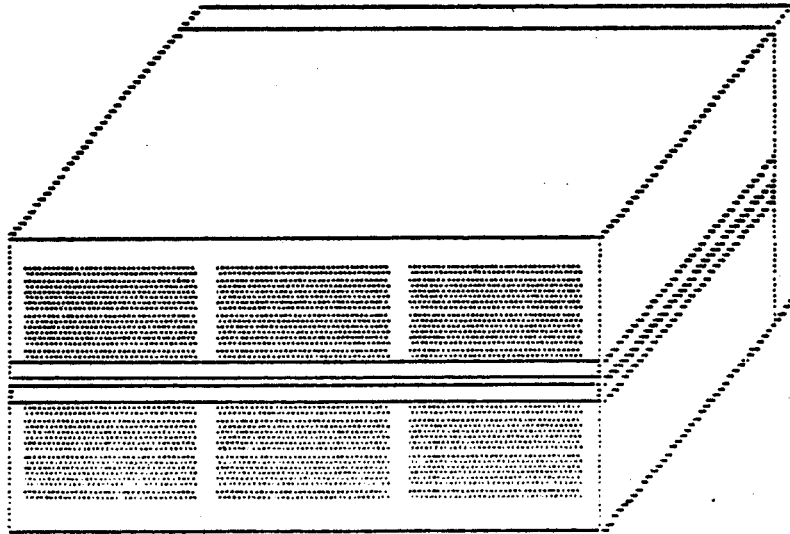


Figure II.5. : Configuration de la multisonde.

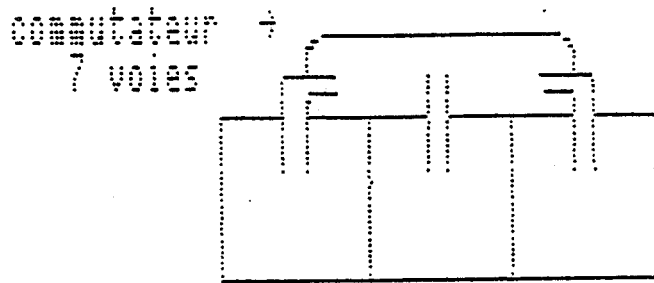


Figure II.6. : Ensemble multisonde - modulateur.

- l'usinage est difficile (éviter la présence d'air entre l'Aluminium et le diélectrique) ;

- la présence de métal entre les capteurs conduit à ce que les tissus situés entre deux sondes ne sont pas soumis à la mesure ;

* sondes métallisées à l'or :

Dans les sondes métallisées, le guide d'onde est constitué par une métallisation à l'or réalisée directement sur le diélectrique par dépôt sous vide. L'épaisseur de métallisation devant être supérieure à l'épaisseur de peau (1,49 μm dans le cas de l'or), on épaissit le dépôt initial par une méthode électrolytique (épaisseur métallique finale = 10 μm).

Les premières réalisations de sondes selon ce principe ont montré que l'étape de séparation en deux des bisondes (après tests en transmission) pouvait être abandonnée. En effet, la découpe et le refraisage des ouvertures entraînent une détérioration de la pellicule d'or. Une semelle d'aluminium, collée au barreau de diélectrique métallisé (colle conductrice à l'Argent) a été conservée pour supporter les embases (Figure II-7).

Dans ces conditions comme les capteurs sont jointifs la zone de tissus non soumise à la mesure radiométrique est réduite ; par ailleurs, le poids de la multisonde est diminué.

* sonde cuivre.

Nous avons pensé réaliser le guide d'onde en enrobant le diélectrique à l'aide d'un ruban de cuivre autocollant. Comparé à l'opération précédente, le coût est particulièrement réduit et la réalisation simplifiée. Un collier métallique est encore nécessaire pour supporter l'embase (Figure II-8).

Comme les sondes métallisées, les capteurs réalisés selon

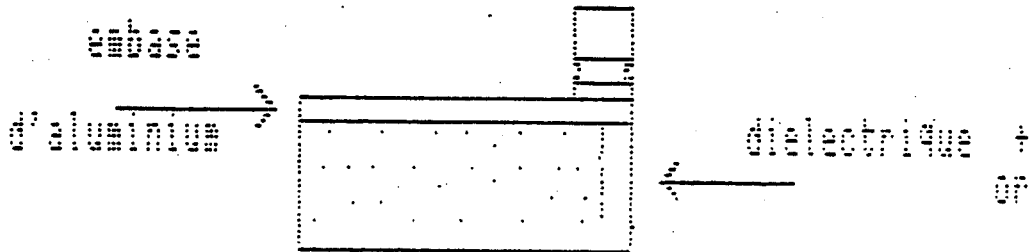


Figure II.7. : Sonde métallisée.

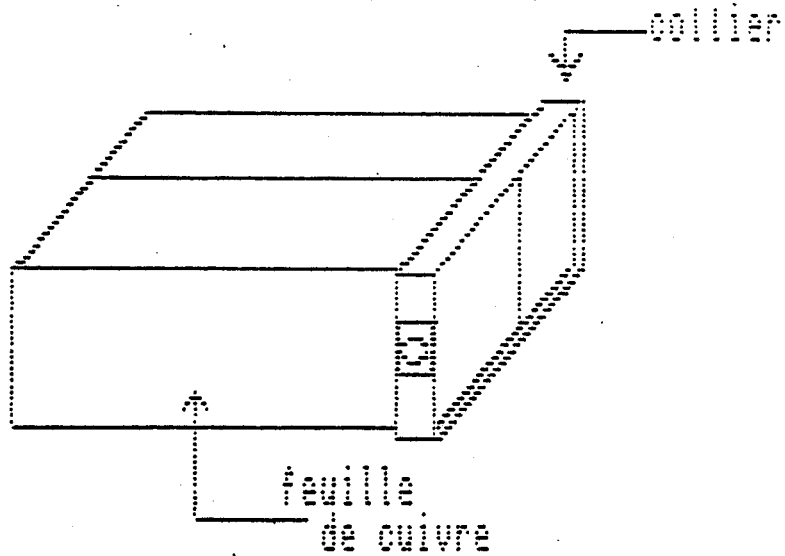


Figure II.8. : Sonde avec enrobage du cuivre.

ce procédé sont relativement fragiles (possibilité de décollement de la feuille du cuivre, rayure, déchirure...). C'est pourquoi une protection supplémentaire doit être prévue par enrobage.

II.1.1.3. Performances des différents capteurs étudiés

Le calcul itératif selon le programme mis au point par D.D. NGUYEN a permis de calculer la géométrie des transitions guide-coaxial.

Nous donnons, figure II-9, les coefficients de réflexion, de la transition guide-coaxial retenue ($\epsilon_r = 25 - a = 21,8 - b = a/2$).

Nous donnons, figure II-10 à II-14 les caractéristiques respectives des différents types de sondes. Ces courbes ont été obtenues à l'analyseur de réseaux lors de tests en réflexion sur la peau.

Dans les différents cas, le coefficient de réflexion est toujours inférieur à - 10 dB dans la bande considérée (2,5 - 3,5 GHz).

Nous pourrions donc réaliser simplement nos capteurs en utilisant la métallisation par cuivre autocollant.

II.1.2. Rappel de la structure du radiomètre multisonde fonctionnant à 3 GHz

II.1.2.1. Structure

Une cellule d'amplification hétérodyne double bande avec préamplification RF a été retenue pour ce radiomètre. Cette solution représente, en fait, un compromis entre la structure hétérodyne simple bande qui donne une température de bruit ramenée à l'entrée trop forte et la structure à amplification directe très simple mais beaucoup plus onéreuse (figure II-15).

Afin de s'affranchir du bruit basse fréquence dû aux fluctuations de gain, il est nécessaire de calibrer périodiquement le récepteur en comparant le signal d'entrée à un signal de bruit de référence. Cette

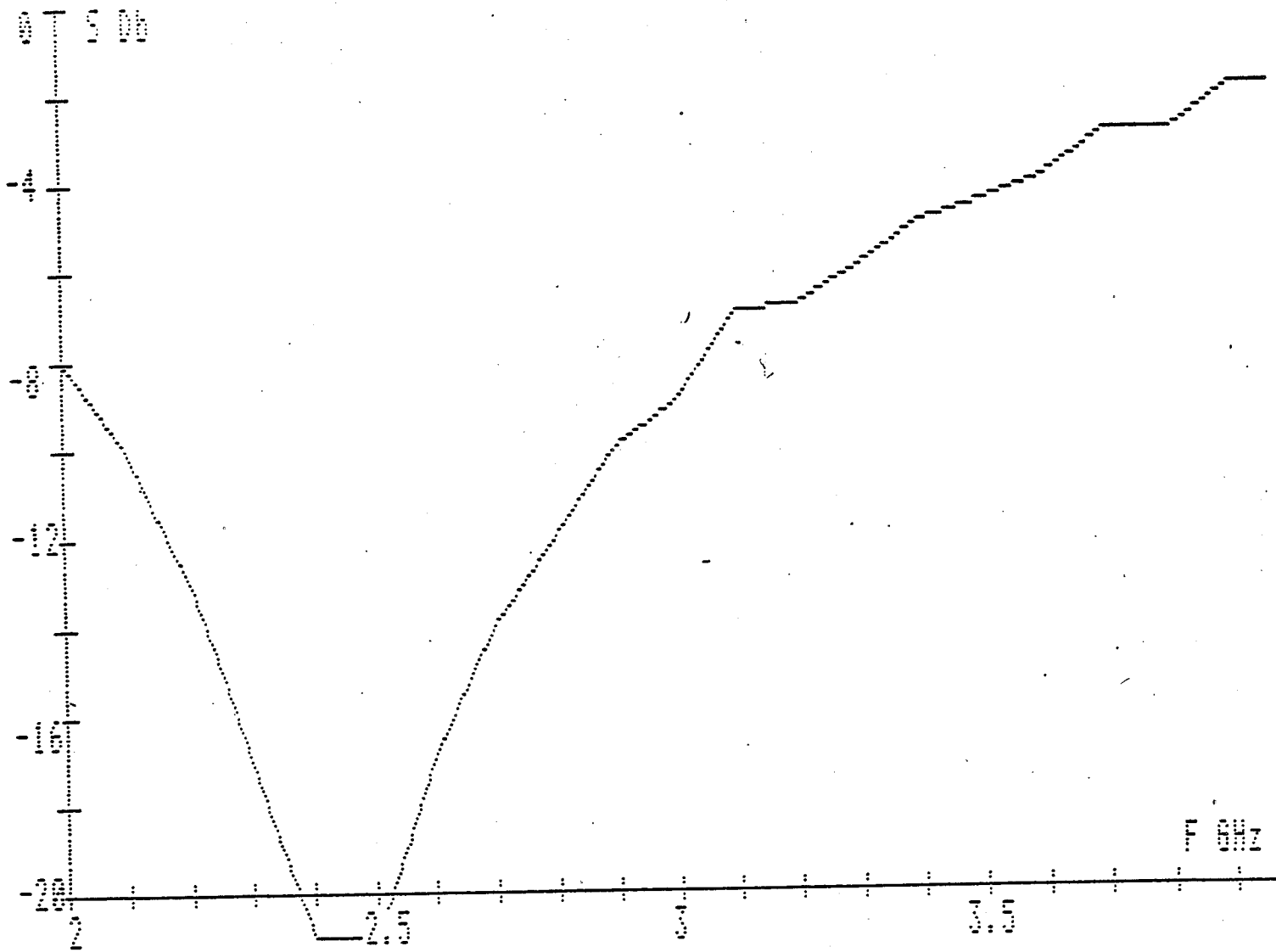


Figure II.9. : Coefficients de réflexion théoriques de la transition guide - coaxial pour les côtes retenues ($z = 4$ mm, $l = 9$ mm).

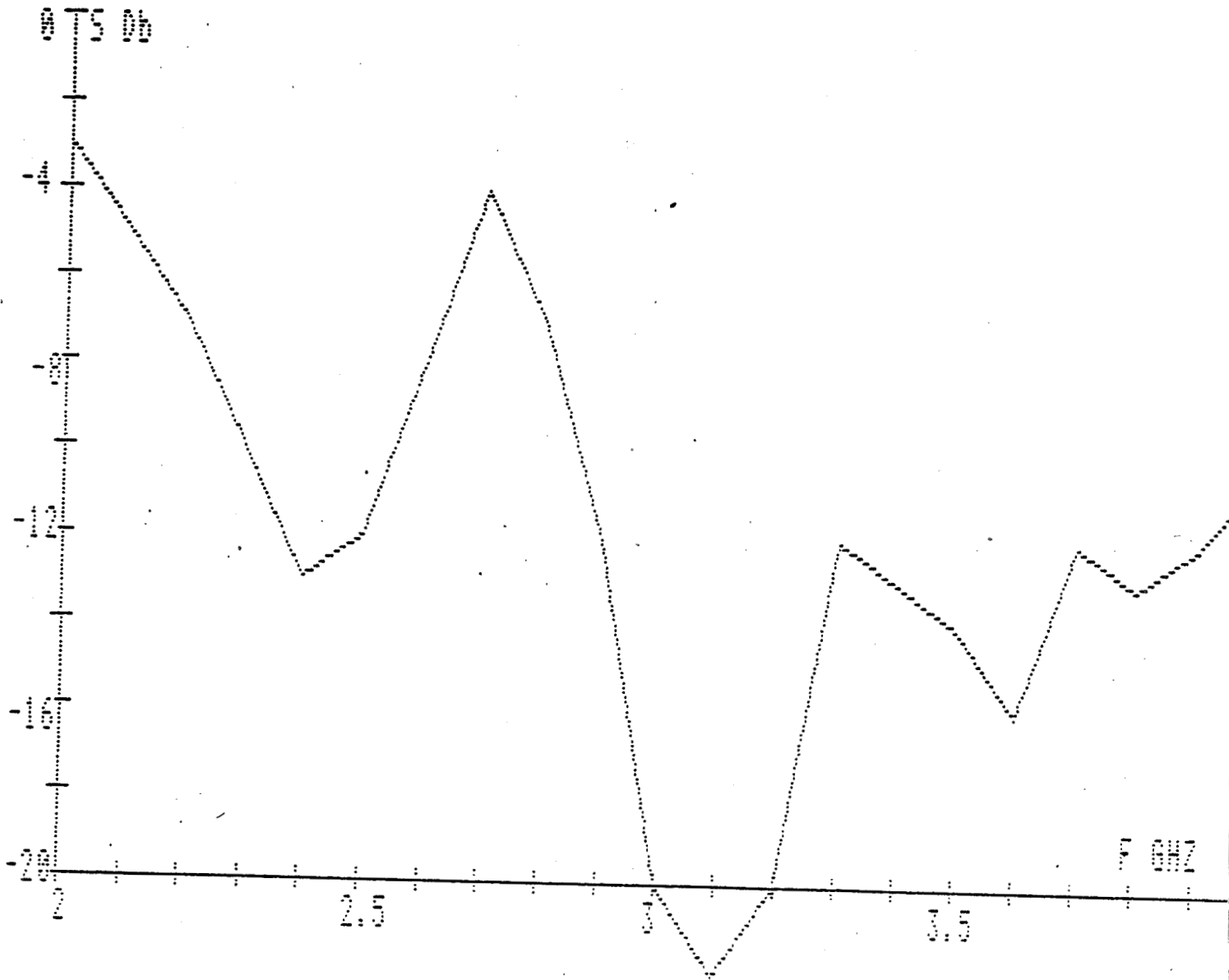


Figure II.10. : Coefficients de réflexion mesurés sur la peau pour une sonde en guide.

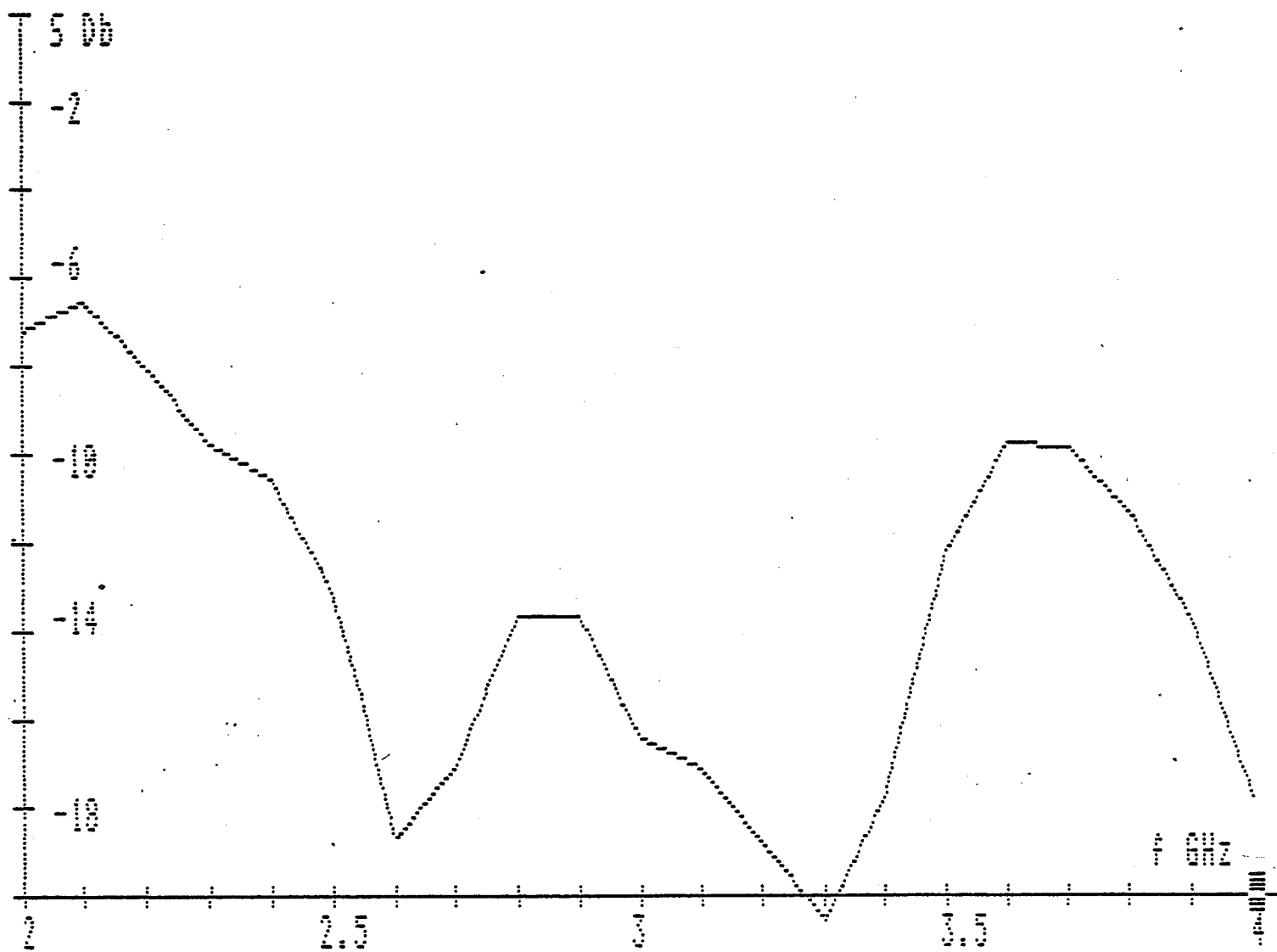


Figure II.11. : Coefficients de réflexion mesurés sur la peau
(sonde métallisée 1).

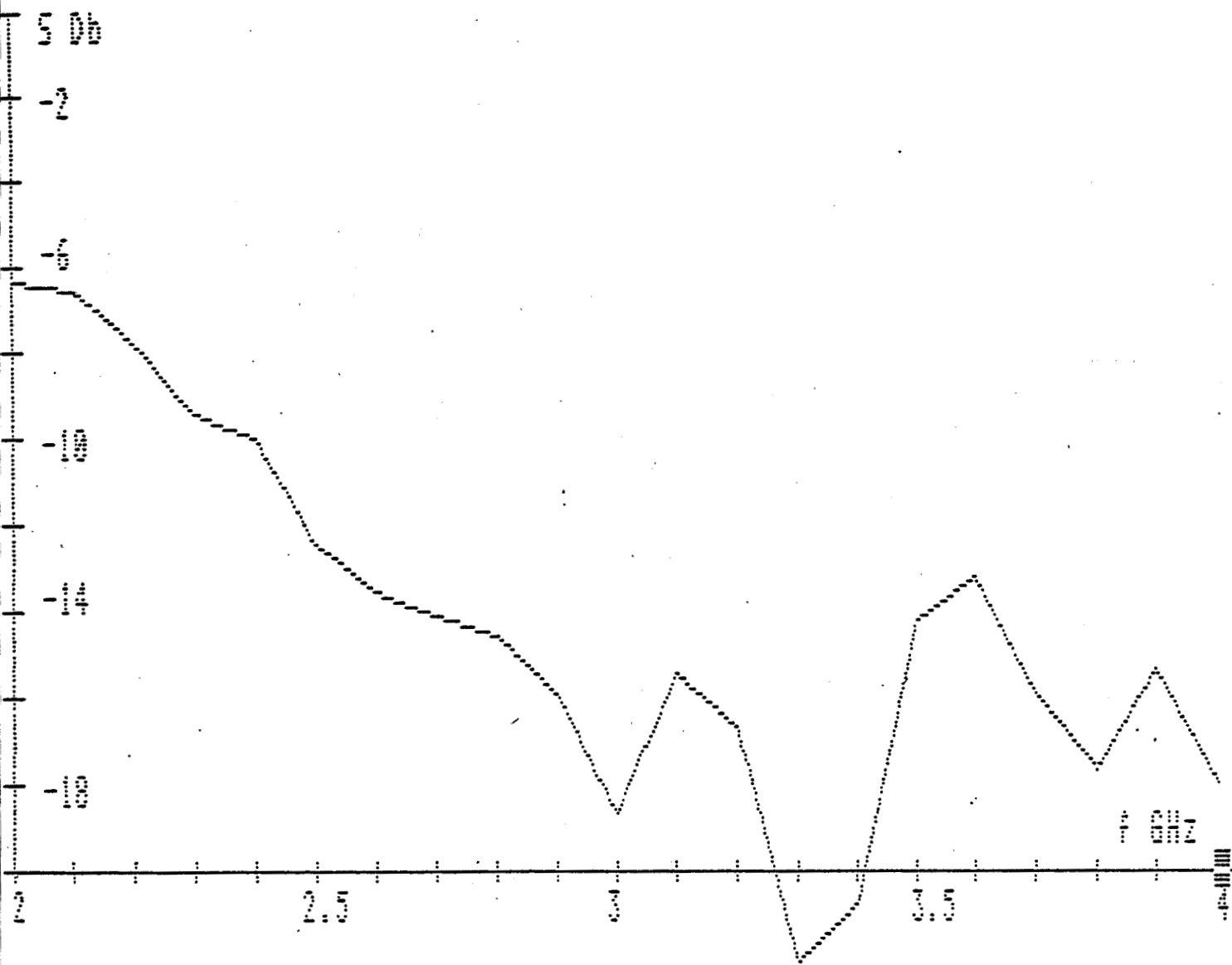


Figure II.12. : Coefficients de réflexion mesurés sur la peau
(sonde métallisée n° 2).

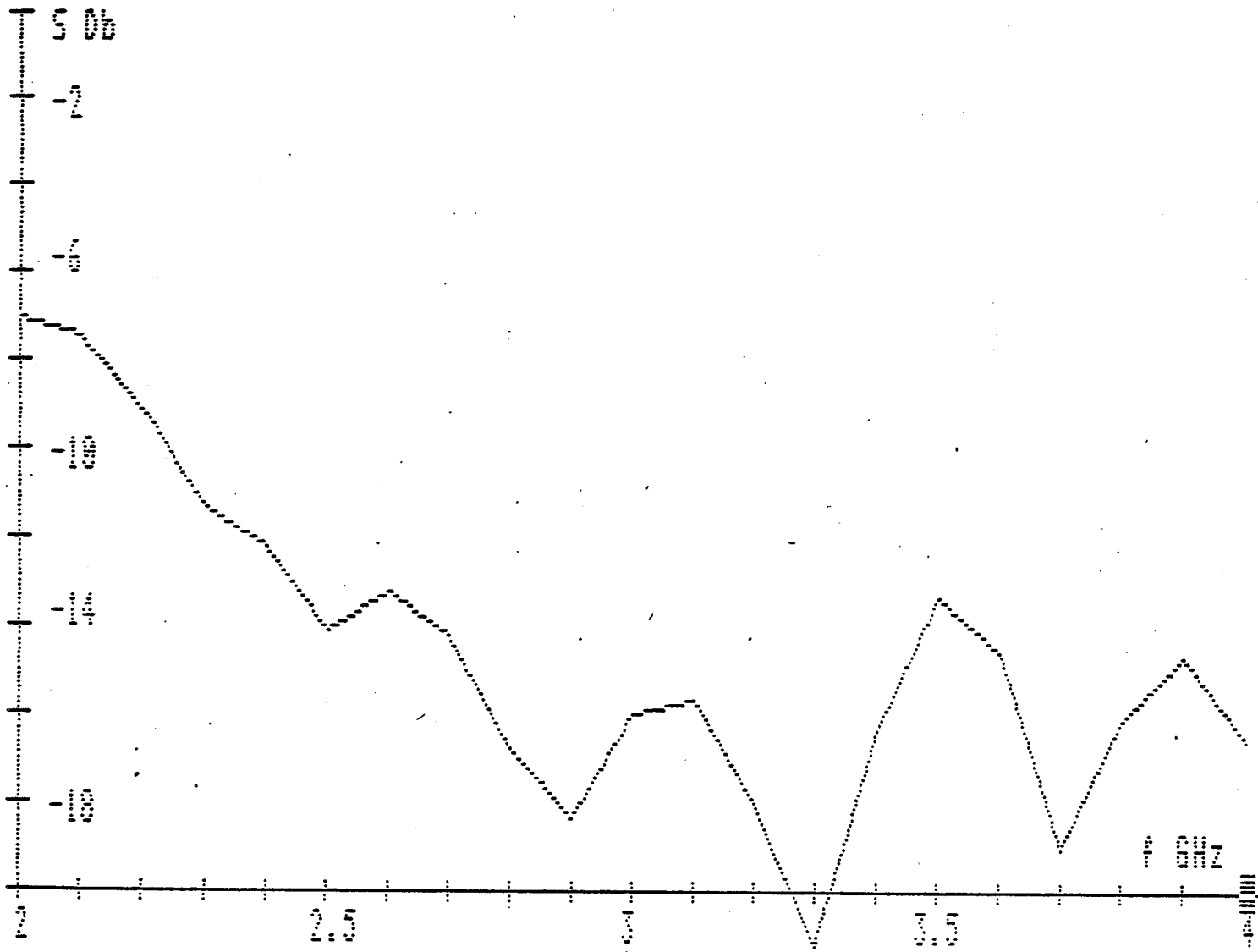


Figure II.13. : Coefficients de réflexion mesurés sur la peau
(sonde métallisée n° 3).

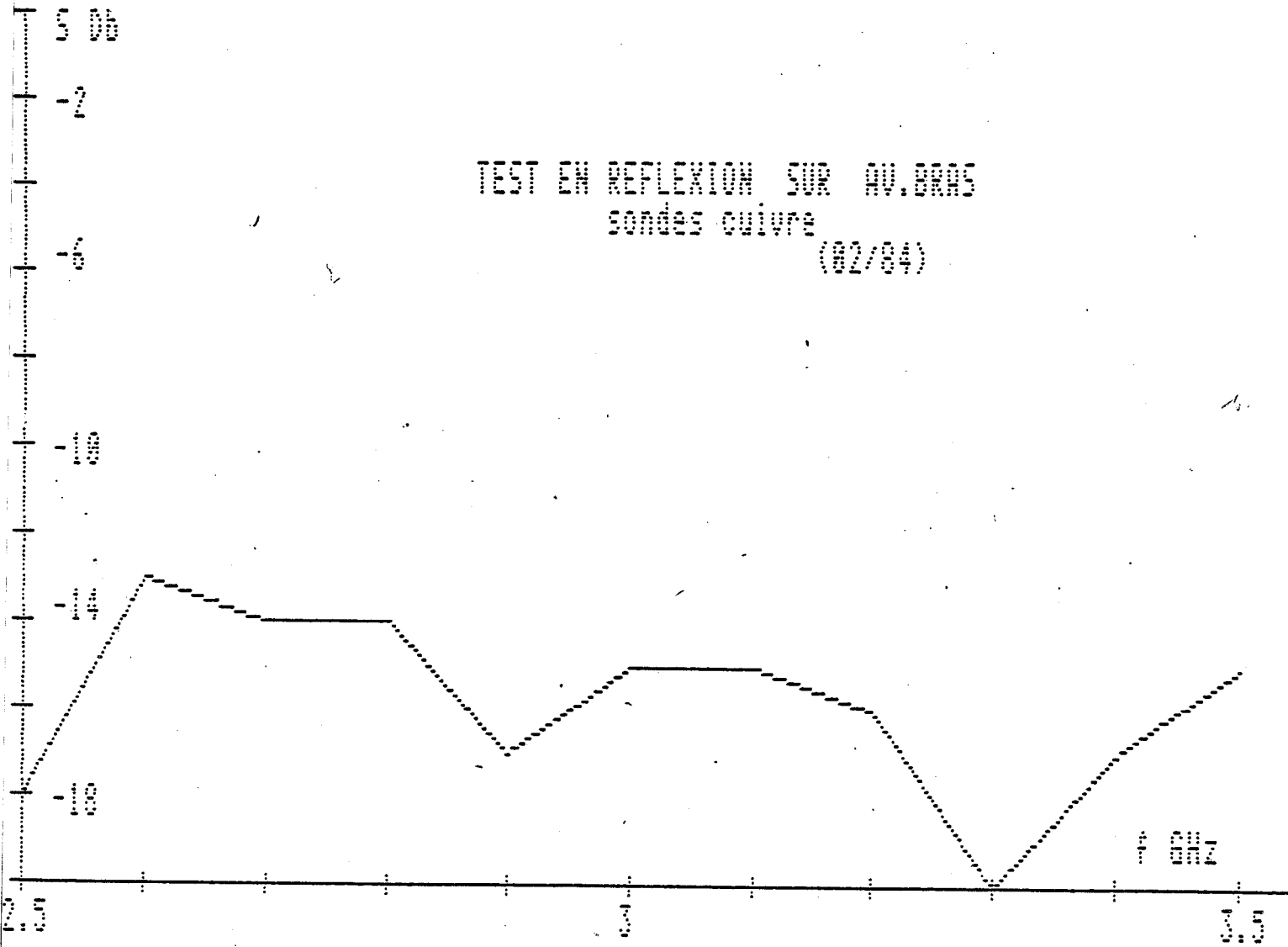


Figure II.14. : Coefficients de réflexion mesurés sur la peau
(sonde à parois en feuilles de cuivre).

calibration périodique sera complétée par un traitement de signal par détection synchrone (II-16) [21]. Afin de s'affranchir des problèmes posés par une désadaptation sonde-milieu dissipatif, A. MAMOUNI a proposé la méthode de zéro (figure II-17).

Après détection, le signal de sortie s'exprime par :

$$S = K \Delta f (T - T_R) (1 - |\rho|^2)$$

avec T : température du milieu dissipatif

T_R : température de bruit de référence

ρ : coefficient de réflexion.

Il est donc possible d'annuler la puissance détectée en ajustant T_R . On a alors : $T = T_R$.

T et T_R sont proches : on mesure ainsi leur différence avec une faible erreur relative égale à $|\rho|^2$.

Dans la configuration multisonde, la voie commune du modulateur est alternativement reliée au court circuit et à la sonde i sélectionnée. Le signal de sortie correspond donc à la température mesurée par la sonde i . La sélection de la sonde i se fait soit par un commutateur manuel soit selon une procédure cyclique préétablie gérée par ordinateur.

II.1.2.2. Performances

L'écart de température minimal décelable par un récepteur s'exprime selon la relation :

$$\Delta T = \frac{C (T_{ER} + T)}{\sqrt{t \Delta f}}$$

avec C : constante voisine de l'unité dépendant du type de détection et de filtrage

T : température ambiante

T_{ER} : température propre du système liée au facteur de bruit

t : constante de temps du système

Δf : bande passante

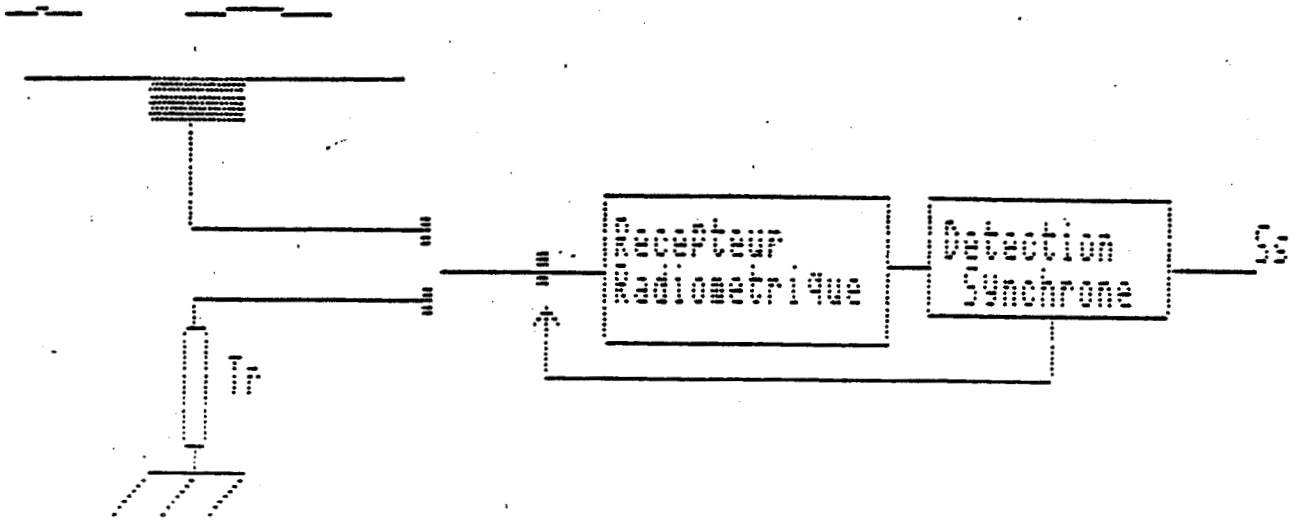


Figure II.15. : Configuration du radiomètre de Dicke.

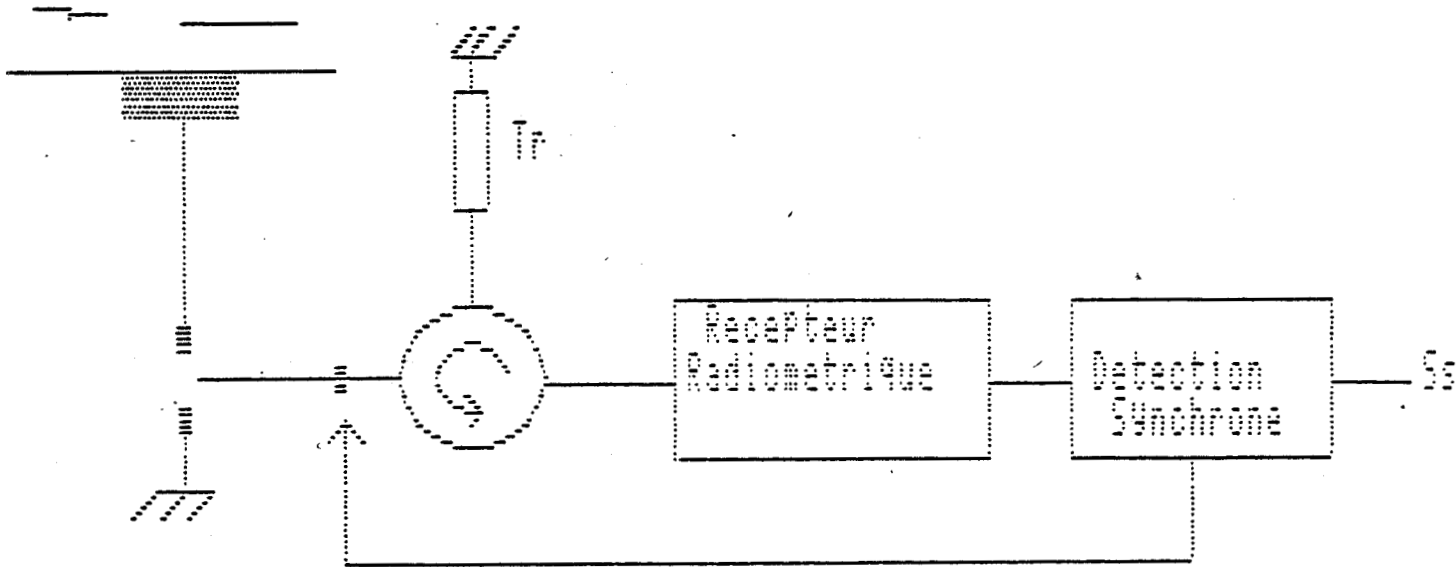


Figure II.16. : Configuration du radiomètre utilisant la méthode de zéro.

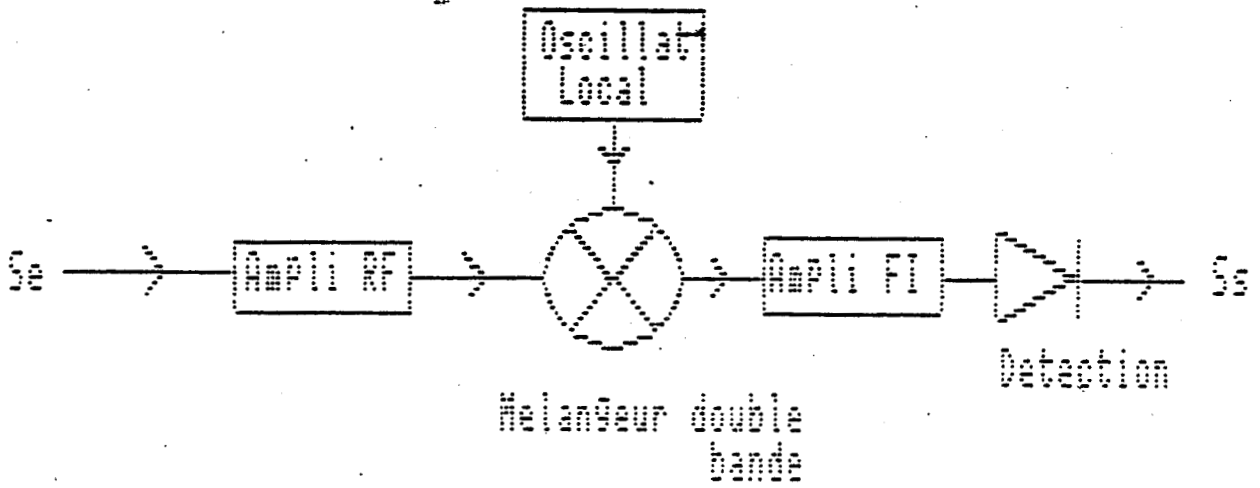


Figure II.17. : Amplification hétérodyne double bande
avec préamplification R.F.

La bande passante du radiomètre relevée expérimentalement est de 1 GHz (avec un oscillateur local calé à 3,05 GHz) (figure II-18).

Le facteur de bruit mesuré par la méthode de la double puissance est de 6,2 dB.

Dans ces conditions, avec une constante de temps de 2,5 s, nous obtenons une sensibilité théorique voisine de $0,15^{\circ}$ C. Pour déterminer pratiquement la sensibilité du radiomètre, nous faisons varier la température du bain sur lequel les sondes sont appliquées. Nous obtenons (figure II-19) une sensibilité voisine de $0,2^{\circ}$ C ($\tau = 2$ s).

II.1.2.3. Connexions du radiomètre à un ordinateur

Afin de pouvoir confier la gestion de la multisonde à un ordinateur, plusieurs cartes d'interface ont dû être développées.

Les tâches dévolues au ordinateur sont les suivantes :

- La commande du commutateur reliant la sonde i au radiomètre
- l'acquisition d'un signal analogique
- le déclenchement de conversion après une temporisation en rapport avec la constante de temps du système
- sa conversion en un signal numérique
- son traitement, tenant compte des caractéristiques spécifiques du capteur d'où provient la mesure (courbe d'étalonnage).

Il a donc été nécessaire de prévoir :

- une carte permettant de calibrer le signal, après détection synchrone, entre 0 et 5 volts, valeurs extrêmes admises par le CAN présent dans le ordinateur,
- une carte d'interface logique permettant :
 - le choix entre le fonctionnement manuel et le fonctionnement automatique,

S (unités arbitraires)

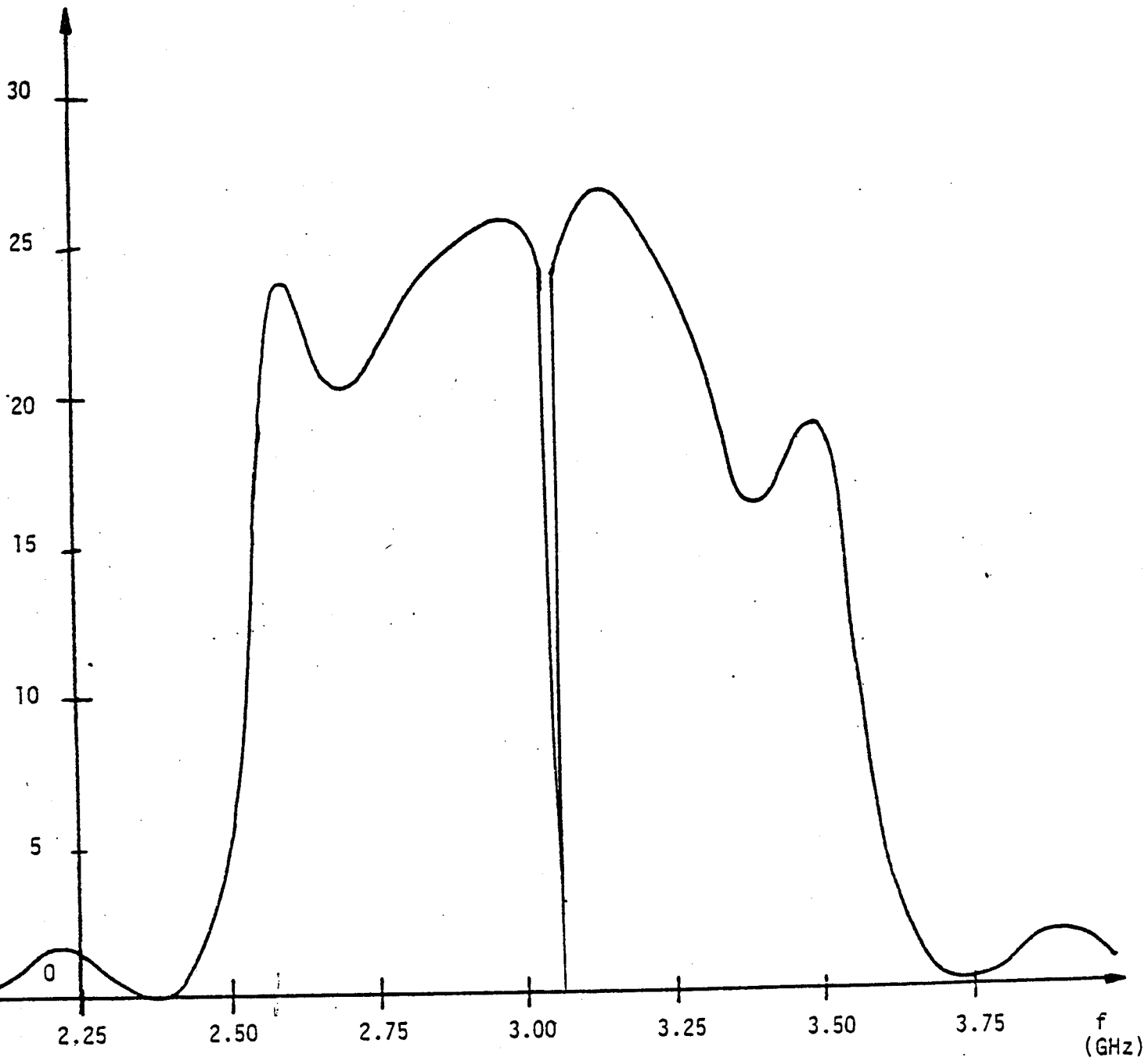


Figure II.18. : Bande passante du radiomètre 3 GHz.

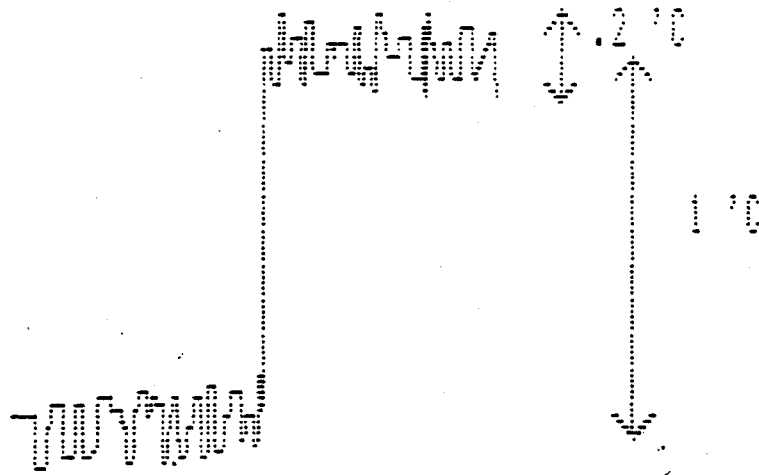


Figure II.19. : Mesure expérimentale de la sensibilité du radiomètre.

- le transfert des ordres de commandes du commutateur, issus des ports de sortie numérique du ordinateur vers ce commutateur,
- le transfert du signal d'horloge vers le commutateur,
- la visualisation de la sonde commandée par leds.

Nous donnons figure II-20 le synoptique général du système ainsi que sa photo figure II-21

II.2. THERMOGRAPHE MICROONDE HYBRIDE FONCTIONNANT A 1,5 GHz

II.2.1. Originalité du système

Une partie importante de ce nouveau système radiométrique a été réalisée en structure hybride. Dans ces conditions, le gain de poids et de taille a permis d'envisager une structure où l'ensemble du récepteur ainsi que l'électronique de traitement sont implantés autour des capteurs.

Outre un gain de coût, de poids et d'encombrement non négligeables, cette implantation permet de simplifier la structure du système en supprimant le câble souple qui, dans tous les systèmes classiques relie capteur et récepteur, et de réduire les connexions capteur commutateur (système T.M.O.M.).

Par ailleurs, la réduction du facteur de bruit est prévisible ainsi qu'une protection accrue face aux perturbations électromagnétiques extérieures. La réalisation d'un tel système en structure hybride constitue une étape vers l'intégration complète du récepteur qui devrait diminuer grandement son coût. Malgré tout, l'utilisation de composants hybrides soit du commerce, soit conçus et réalisés au laboratoire est déjà avantageuse par rapport aux composants classiques. Nous donnons figure II-22, les dimensions extérieures du radiomètre hybride.

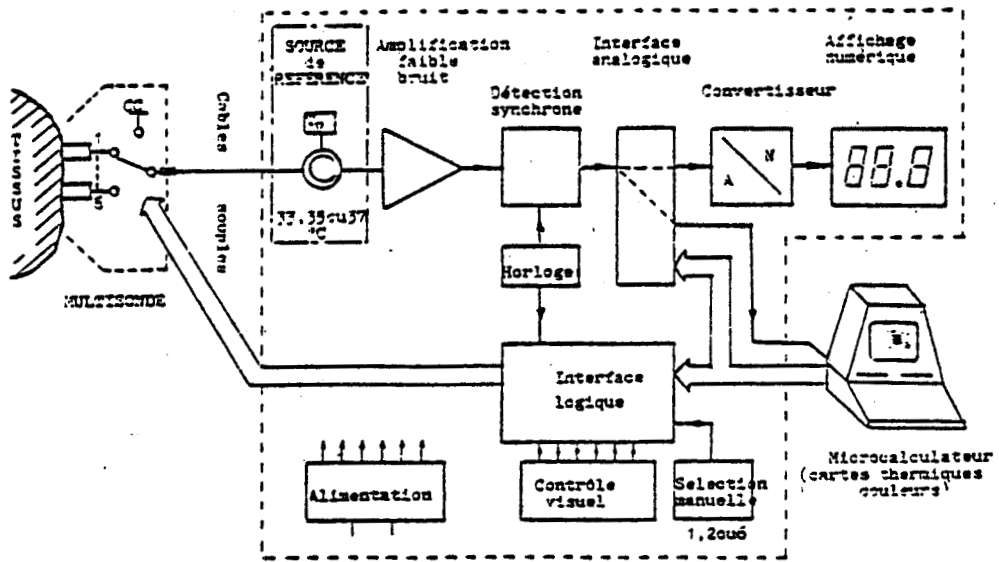


Figure II.20. : Synoptique du système de T.M.O.M. à 3 GHz.

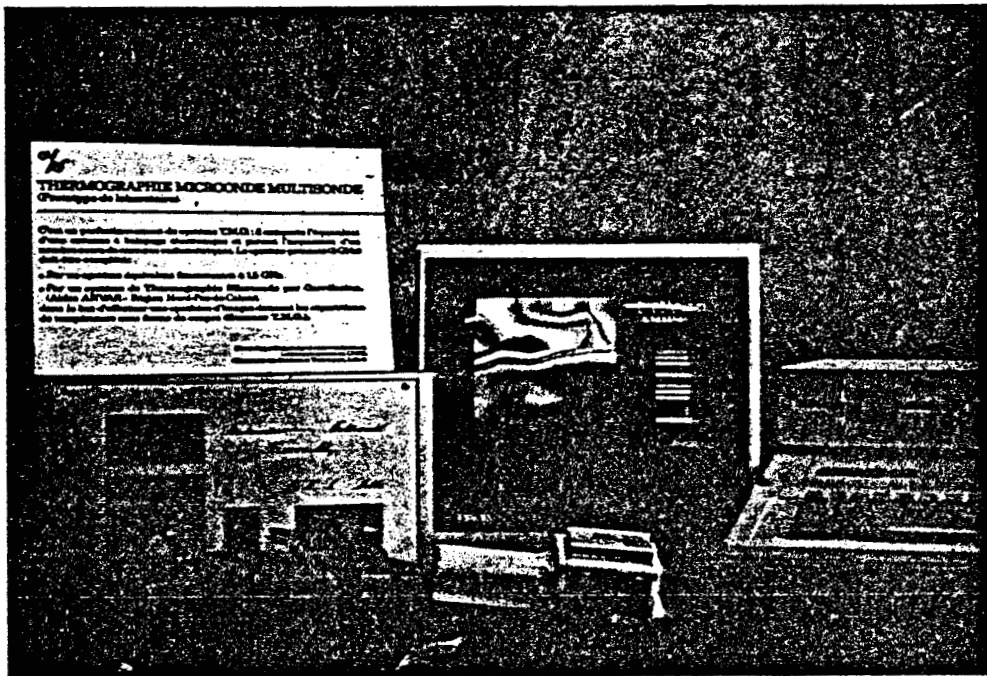


Figure II.21. : Système de T.M.O.M. à 3 GHz.

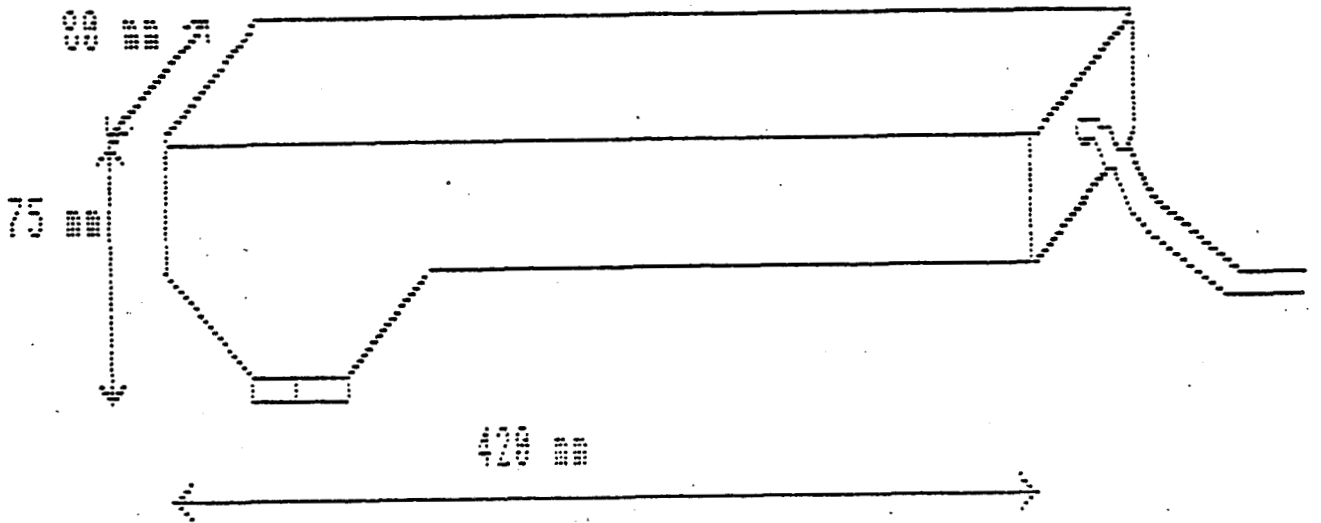


Figure II.22. : Dimensions extérieures du radiomètre 1,5 GHz.

II.2.2. Schéma de principe

Afin de réduire au maximum la taille du récepteur, la structure retenue est du type à amplification directe.

Dans une première version, la chaîne d'amplification et le commutateur d'entrée sont réalisés en structure hybride.

Pour obtenir un signal suffisant au niveau du détecteur, le gain de la chaîne d'amplification doit être supérieur à 60 dB.

Dans la version actuelle, la source de bruit est constituée par une charge 50Ω maintenue à une température constante.

Les éléments réalisés par ailleurs, au laboratoire, tels la source de bruit intégrée et le détecteur polarisé pourront être inclus ultérieurement dans le système.

Nous présentons figure II-23 le synoptique général du système.

II.2.3. Composants utilisés

II.2.3.1. Capteurs

Les sondes (guides ouverts) fonctionnant dans la bande 1-2 GHz sont de dimensions sensiblement plus importantes qu'à 3 GHz : les côtes minimales admissibles pour $\epsilon = 25$ sont $33 \times 16,5$ mm (fréquence de coupure 1 GHz) [12].

Compte tenu de ces dimensions et des problèmes de planéité (difficultés d'application si la surface de la multisonde est trop importante) nous nous sommes limités à une multisonde à deux capteurs figure II-24. La surface couverte par cette multisonde est donc un carré de 33×33 mm.

Nous notons que 4 positionnements de cette multisonde 1,5 GHz couvrent la même surface que 3 positionnements de la multisonde

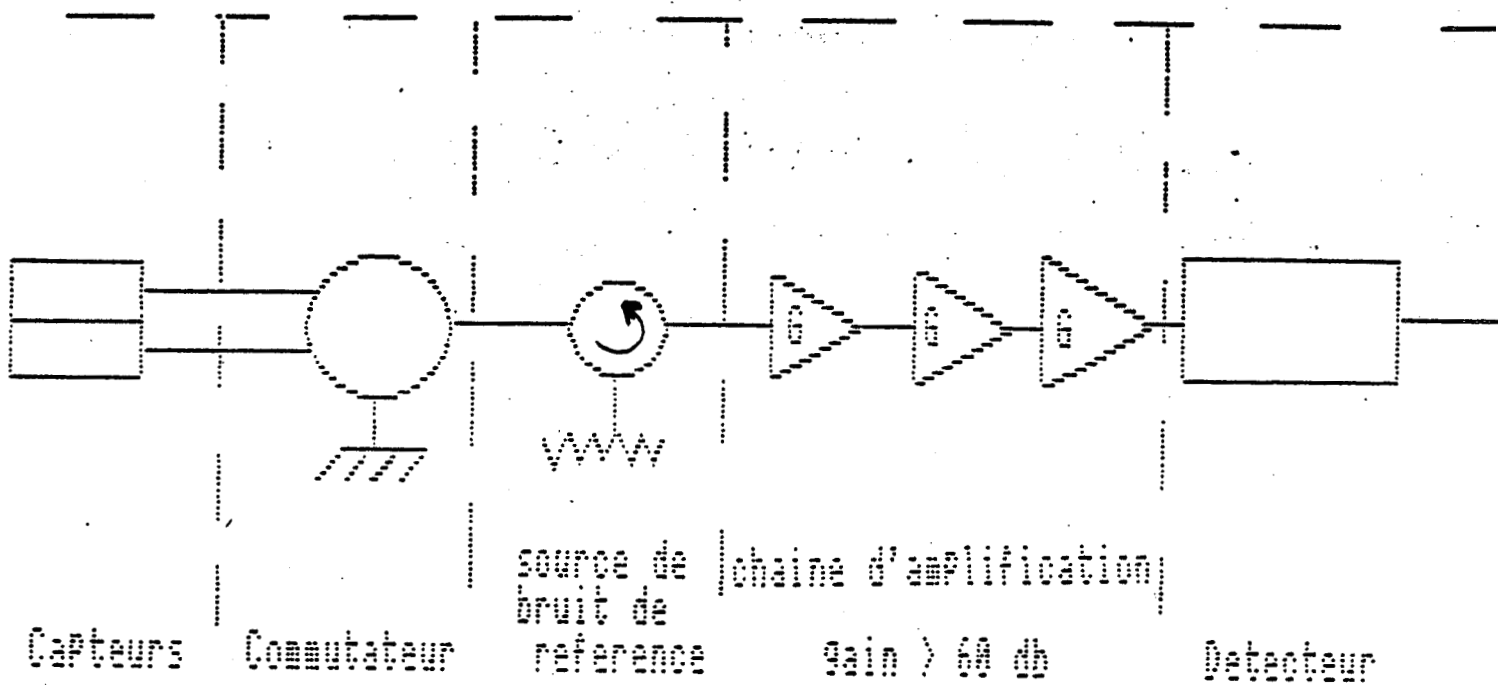


Figure II.23. : Synoptique du système de T.M.O.M. à 1,5 GHz.

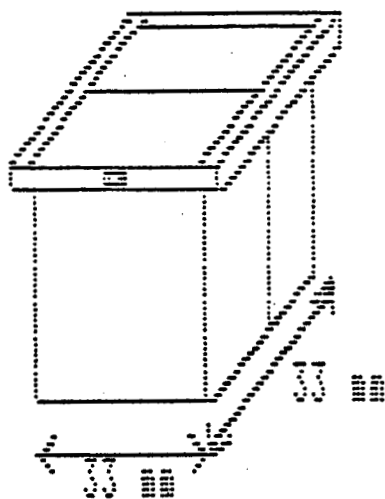


Figure II.24. : Multisonde 1,5 GHz.

à 3 GHz. Cette configuration permet une exploration plus facile d'une même surface aux deux fréquences (figure II-25).

Testée avec succès pour les capteurs à 3 GHz, la méthode de conception utilisant du cuivre autocollant a été retenue pour réaliser les parois des guides d'onde.

Les performances théoriques sont données pour différents valeurs de longueur d'antenne et de position de court-circuit (figures II-26 à II-28). Nous donnons figure II-29 les coefficients de réflexion sur la peau relevés à l'analyseur de réseaux pour la solution retenue :

$$(z_0 = 8 \text{ mm} \text{ et } \lambda = 14,5 \text{ mm}).$$

Les performances obtenues sont bonnes, le coefficient de réflexion étant inférieur à - 10 dB entre 1,2 et 2 GHz.

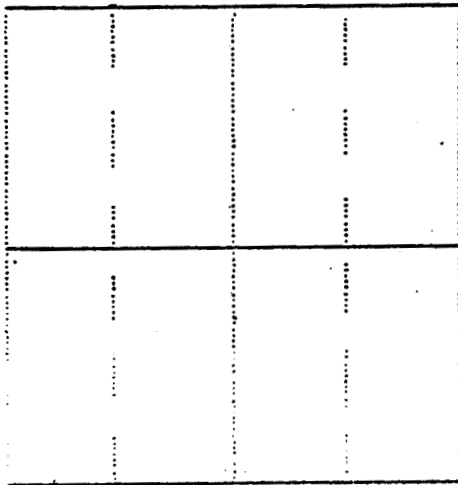
II.2.3.2. Commutateur

Nous avons utilisé un commutateur à diode PIN Thomson (réf. MH 193 A) dont le schéma est donné figure II-30. [24], [28]. Ce commutateur est livré en boîtier circulaire de diamètre 12,5 mm pour une épaisseur de 3 mm. Le circuit réalisé sur verre epoxy comporte des capacités de découplage et des selfs de choc ; la polarisation est de - 50 mA sur la voie passante.

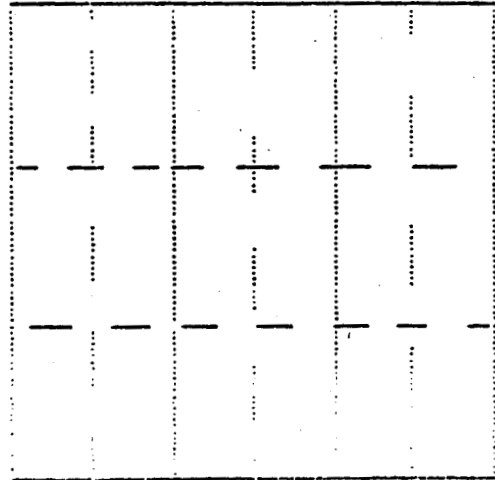
Nous donnons figure II-31, le plan du circuit à l'échelle 1. La liaison à la transition guide coaxial du capteur est réalisée au travers du substrat. Nous avons vérifié que ce type de transition est viable dans la bande de fréquence considérée (pertes < 0,2 db), (figure II-32).

Les tests du commutateur implanté ont donné les résultats suivants :

- les pertes d'isolation entre voie bloquée et voie commune sont inférieures à - 20 dB dans la bande (spécification - 20 dB), (figure II-33).



1.5 GHz
4 Positionnements



3 GHz
3 Positionnements

Figure II.25. : Surfaces couvertes par les multisondes 1,5 et 3 GHz.

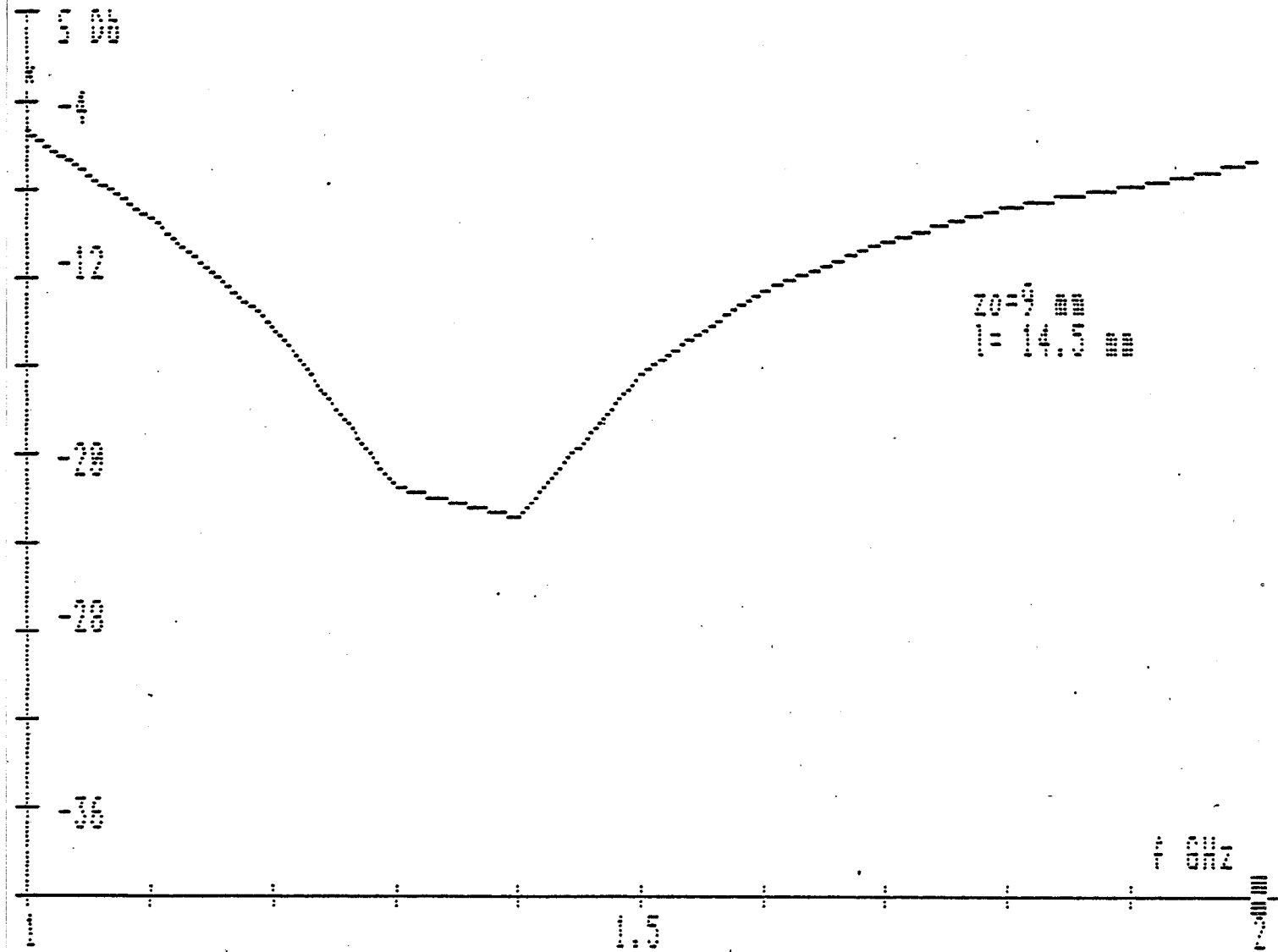


Figure II.26. : Coefficients de réflexion théoriques de la transition guide - coaxial.

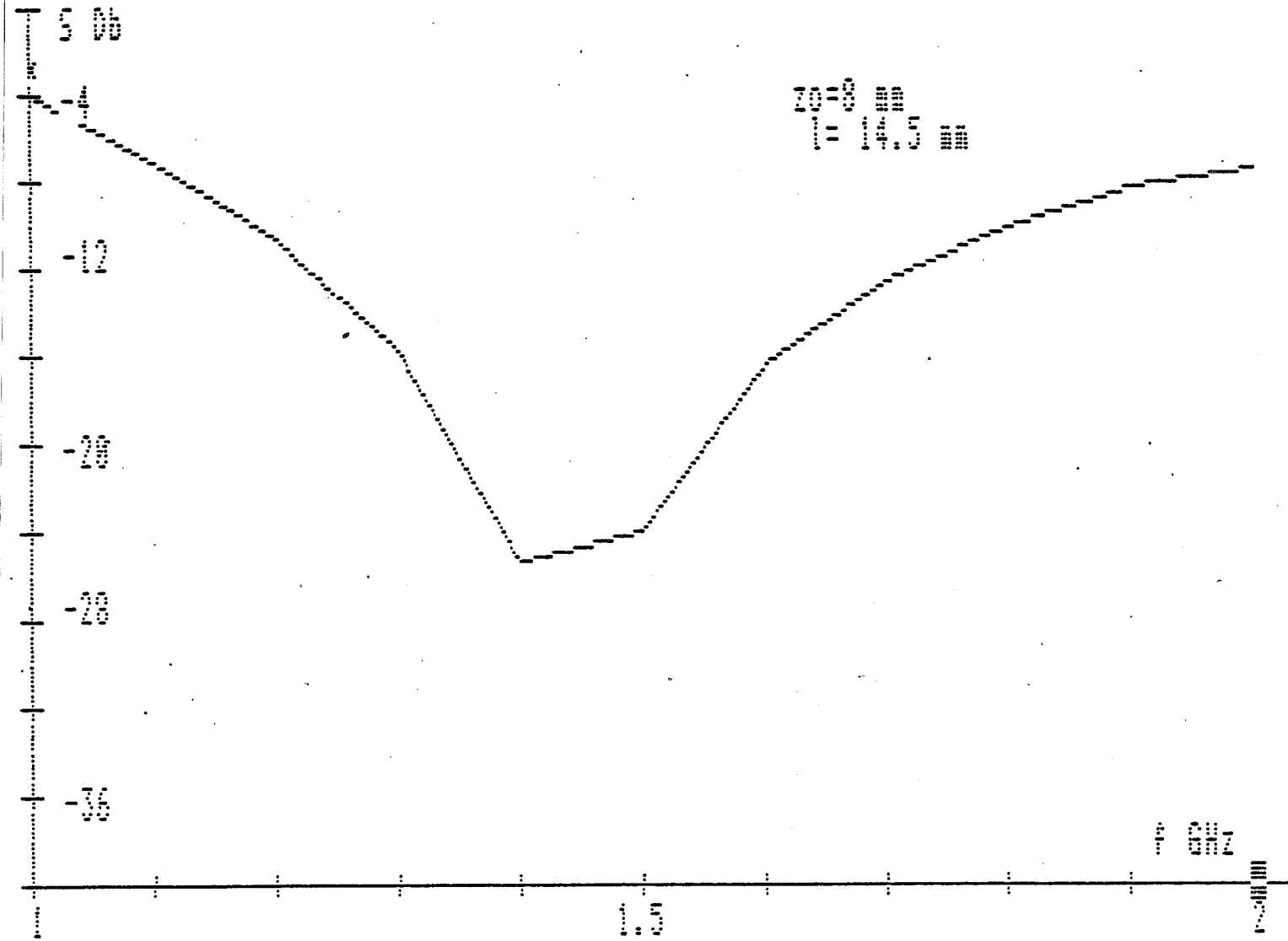


Figure II.27. : Coefficients de réflexion théoriques

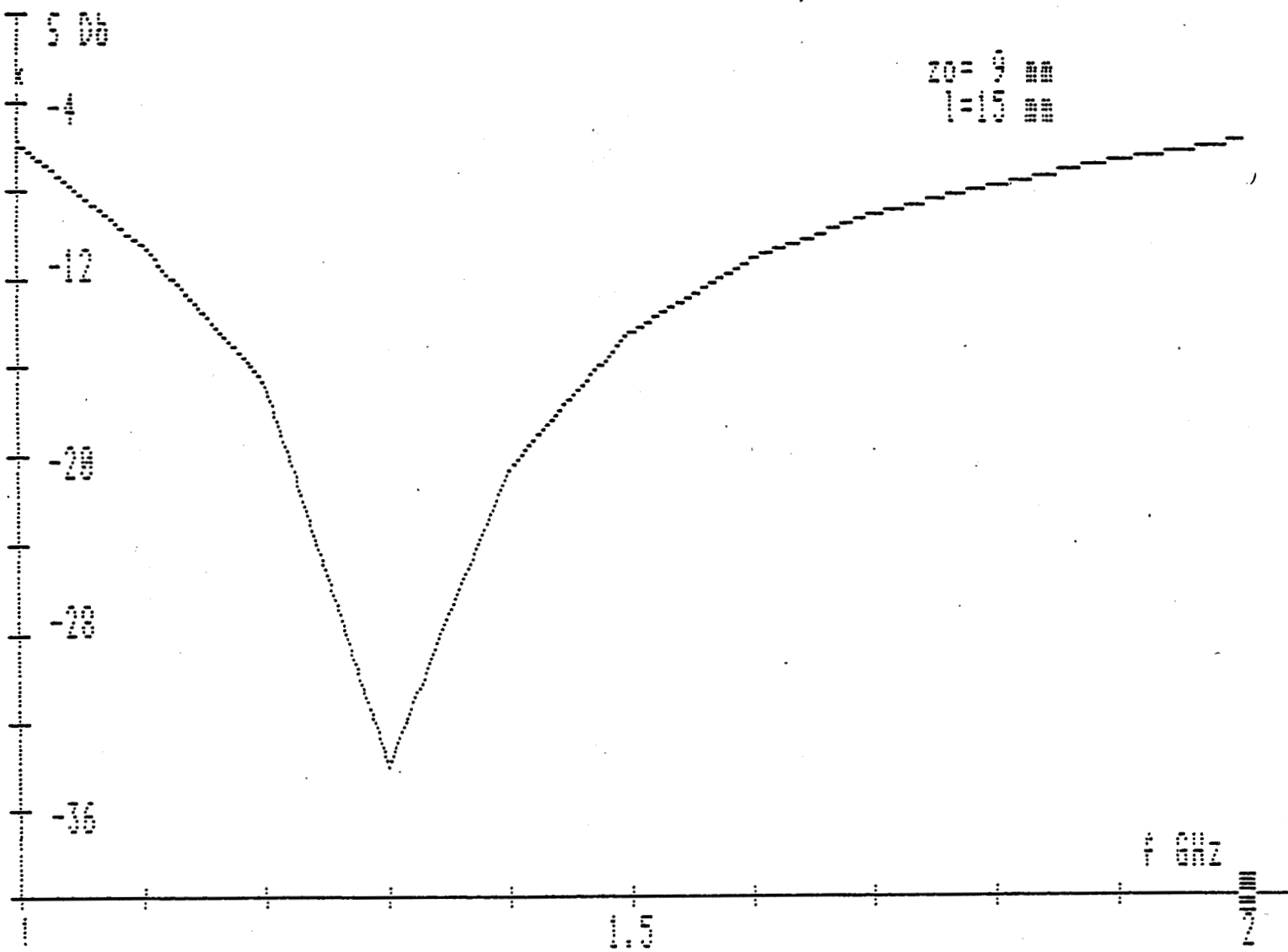


Figure II.28. : Coefficients de réflexion théoriques

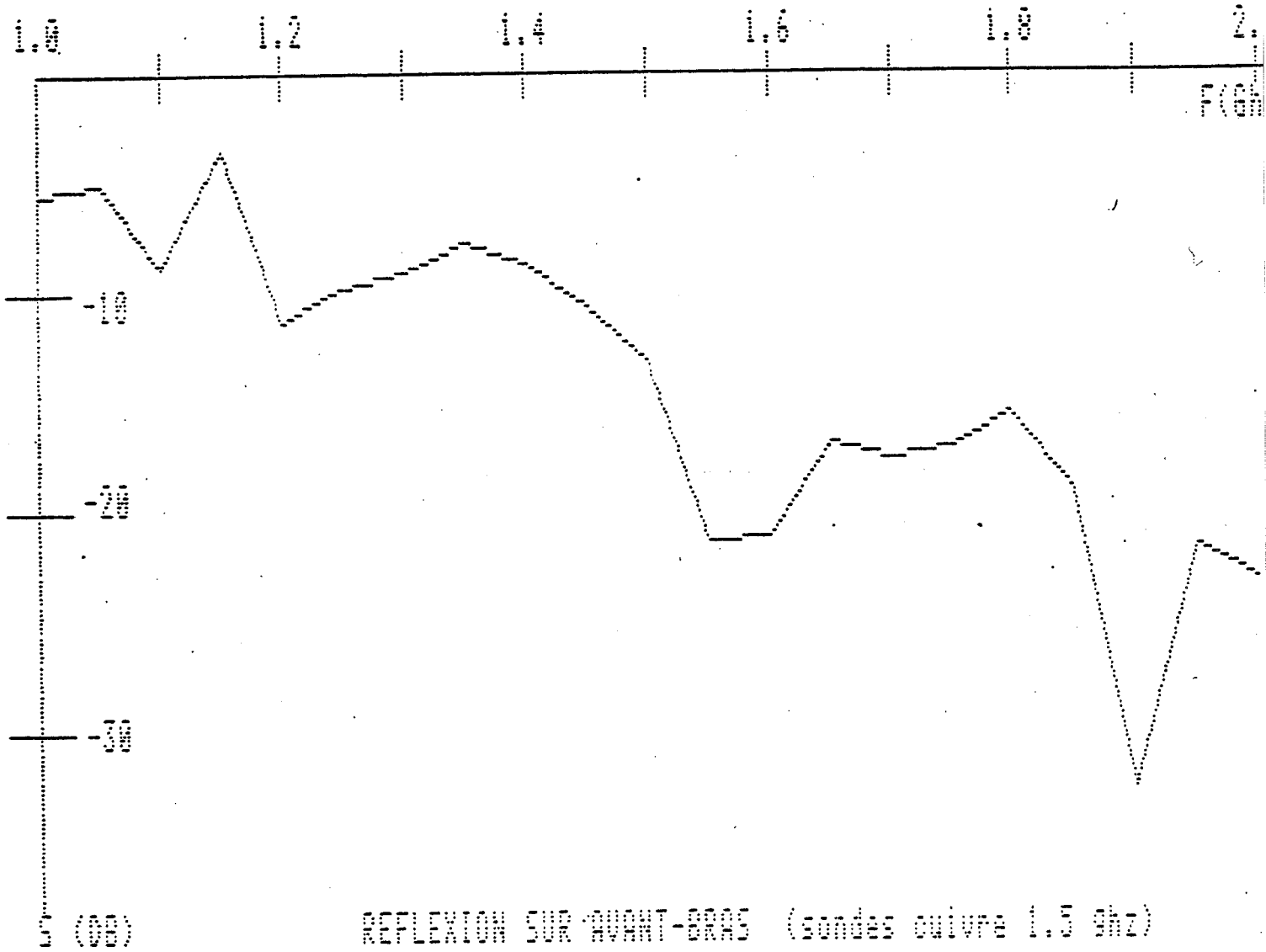


Figure II.29. : Coefficients de réflexion mesurés sur la peau.

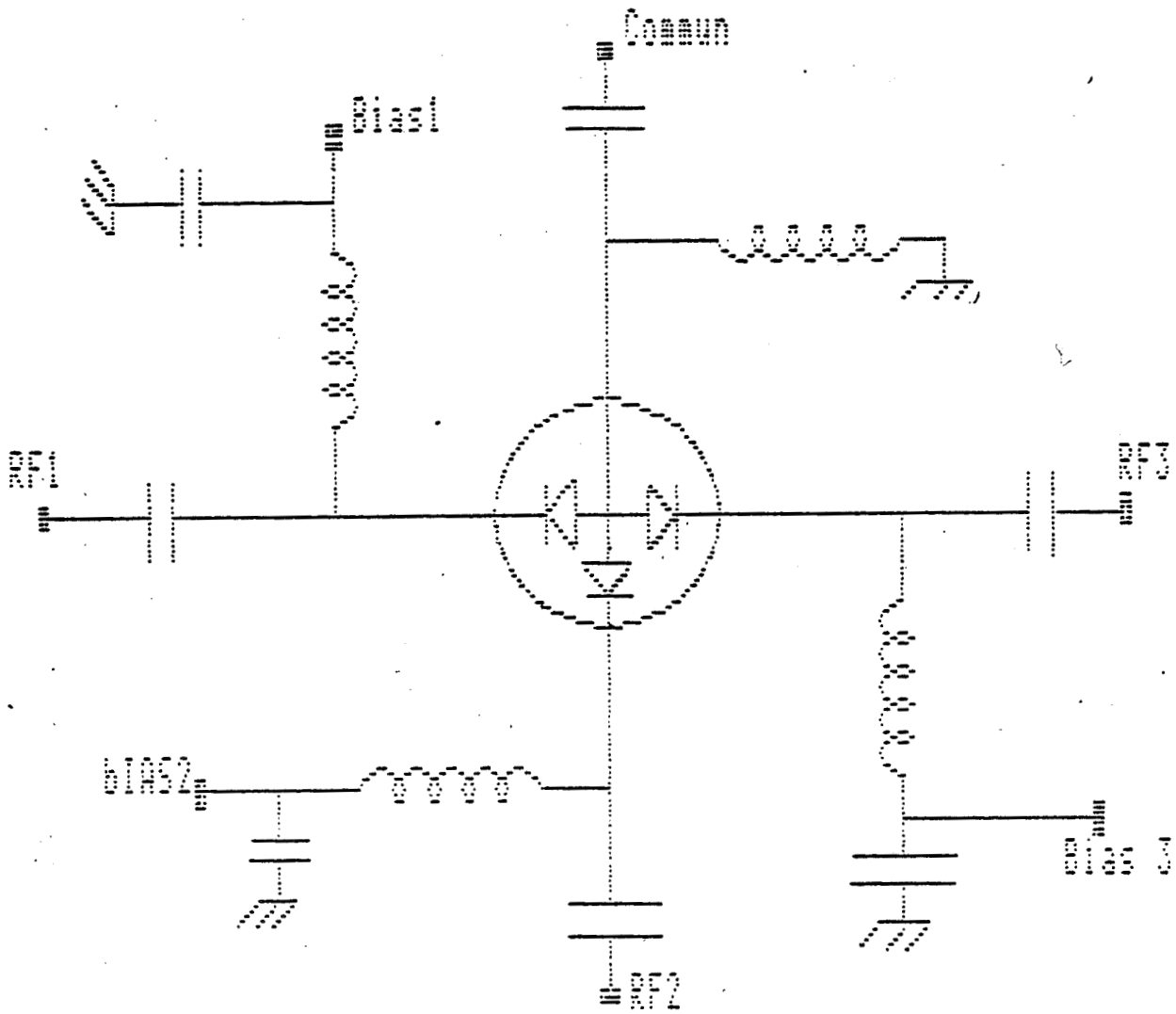


Figure II.30. : Schéma de principe du commutateur.

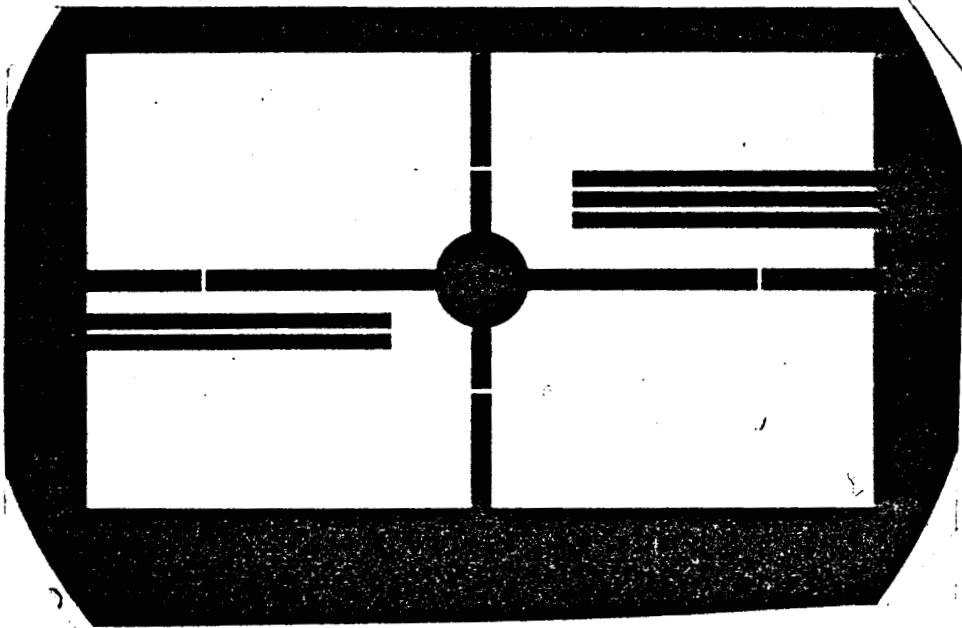


Figure II.31. : circuit comportant le commutateur (échelle 1)

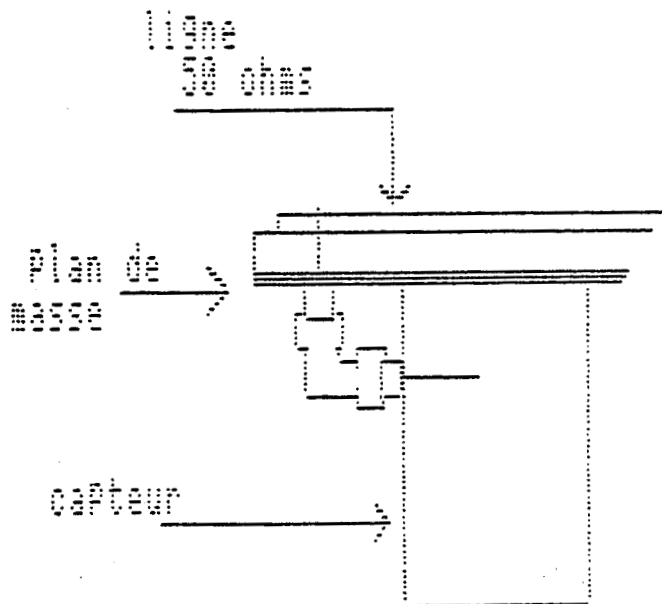


Figure II.32. : Transition guide - circuit.

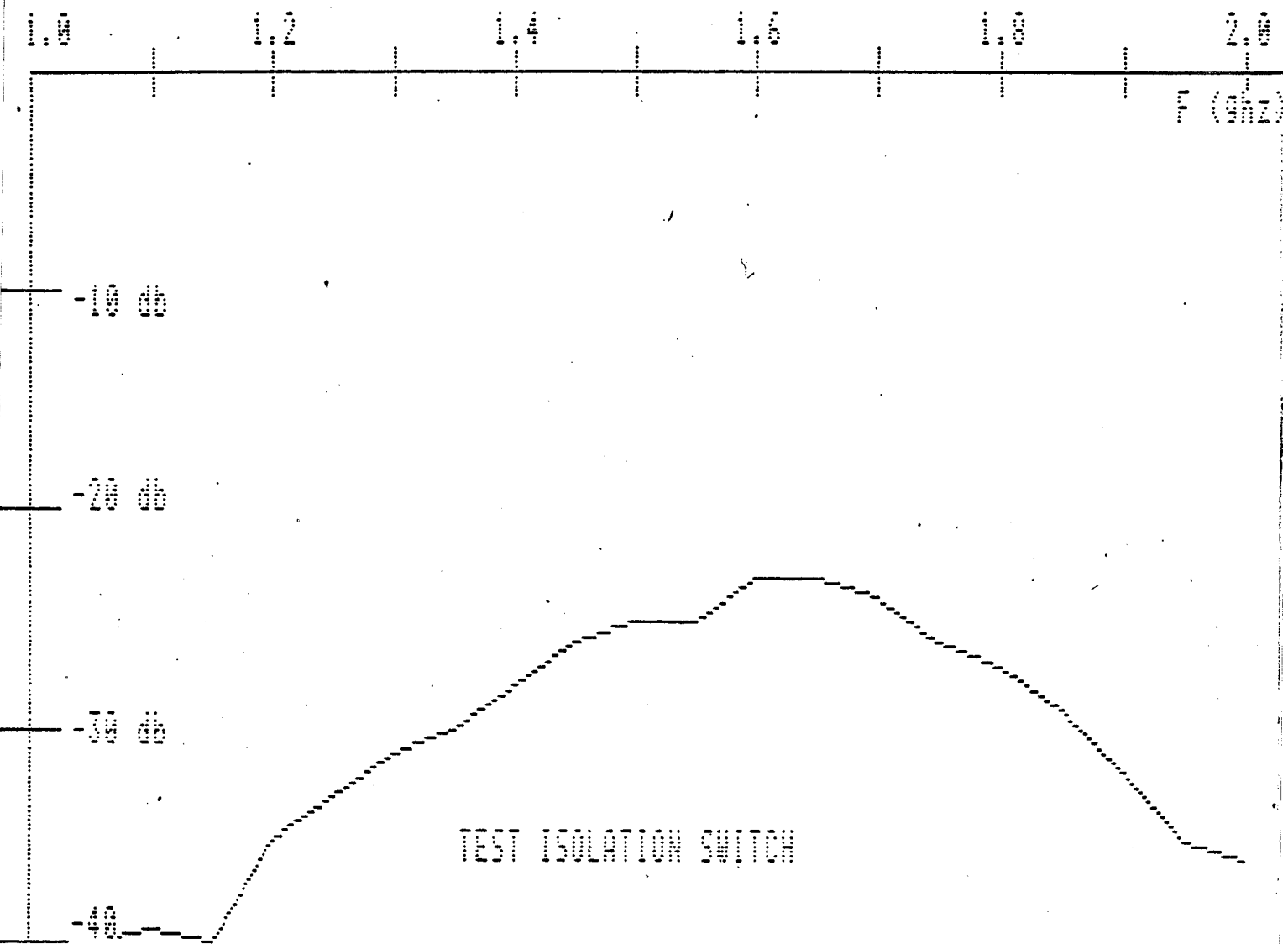


Figure II.33. : Pertes d'isolation du commutateur.

- les pertes de transmission entre voie passante et voie commune sont légèrement supérieures à 1 dB (spécification < 1 dB). La différence entre les pertes relevées et les données constructeur proviennent sans doute des pertes au niveau des transitions et des tronçons de lignes 50 Ω (figure II-34).

II.2.3.3. Source de bruit

Pour réaliser la source de bruit, en structure monolithique AsGa, H. FARHAT et J.C. VAN DE VELDE utilisent un FET dont l'impédance est ajustée à 50 Ω par la tension de grille V_g [22]. Le chauffage de la résistance de bruit se fait par effet Joule, deux résistances étant placées de part et d'autre de la résistance de bruit.

La mesure de la température de la résistance de bruit pourra se faire par mesure de la tension d'un contact Schottky. Pour éviter l'implantation d'un second contact Schottky dans le canal de la résistance de bruit pour la mesure de température, H. FARHAT a proposé le montage suivant où un second dispositif identique au premier permet de réaliser la mesure de température, (figure II-35).

En attendant que cette source de bruit intégrée soit parfaitement au point, nous avons utilisé une charge adaptée 50 Ω dont la température est maintenue à une température fixe de référence T_0 par une régulation agissant sur un transistor de puissance.

L'ensemble charge transistor ne mesure que 22 x 22 x 16 mm et pourra être aisément remplacé par la source intégrée, (figure II-36).

II.2.3.4. Amplificateur

1. Circuit de base

Afin de réaliser l'amplification directe du signal hyperfréquence, nous avons recherché un amplificateur intégré du com-

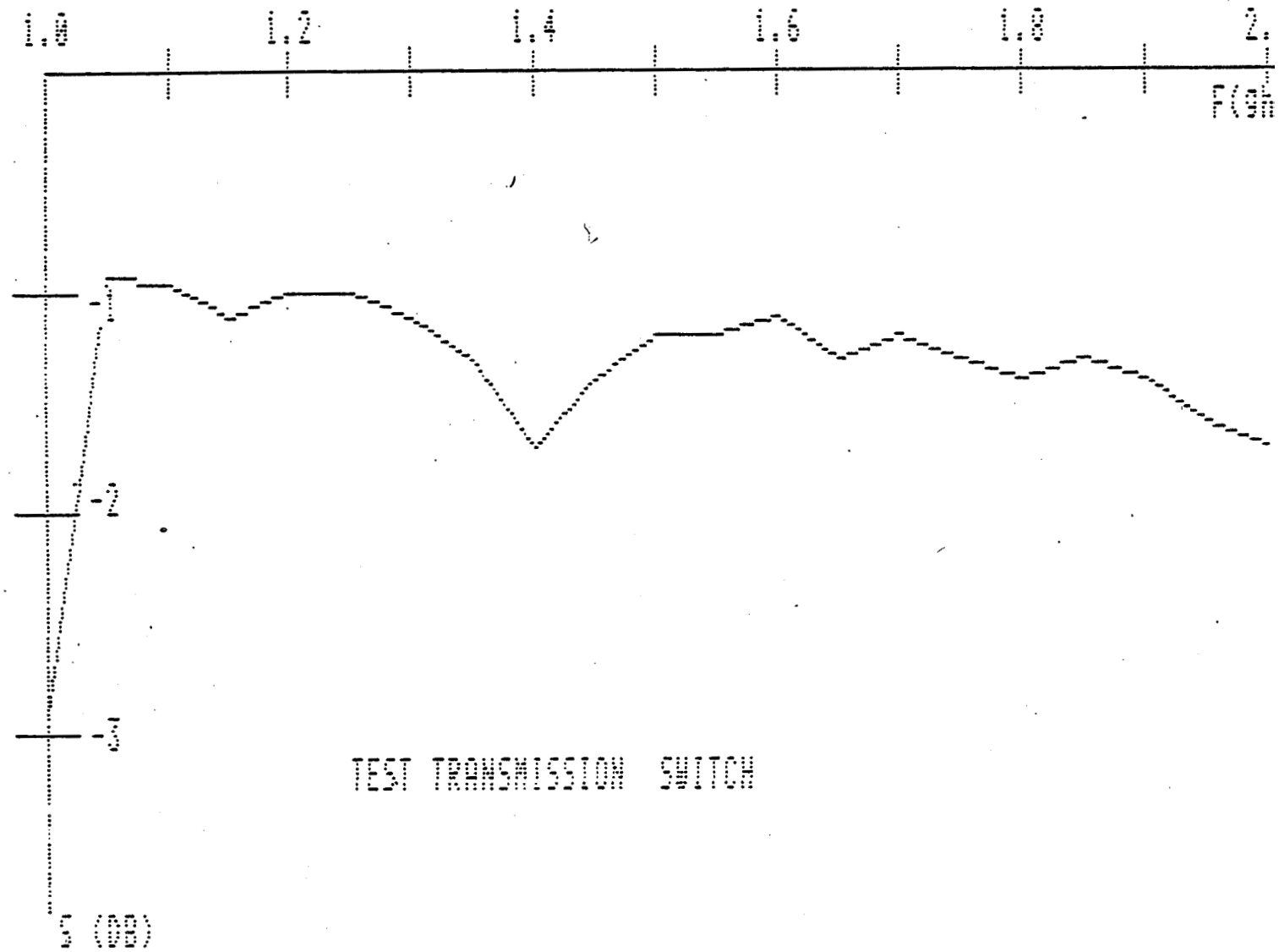


Figure II.34. : Pertes de transmission du commutateur.

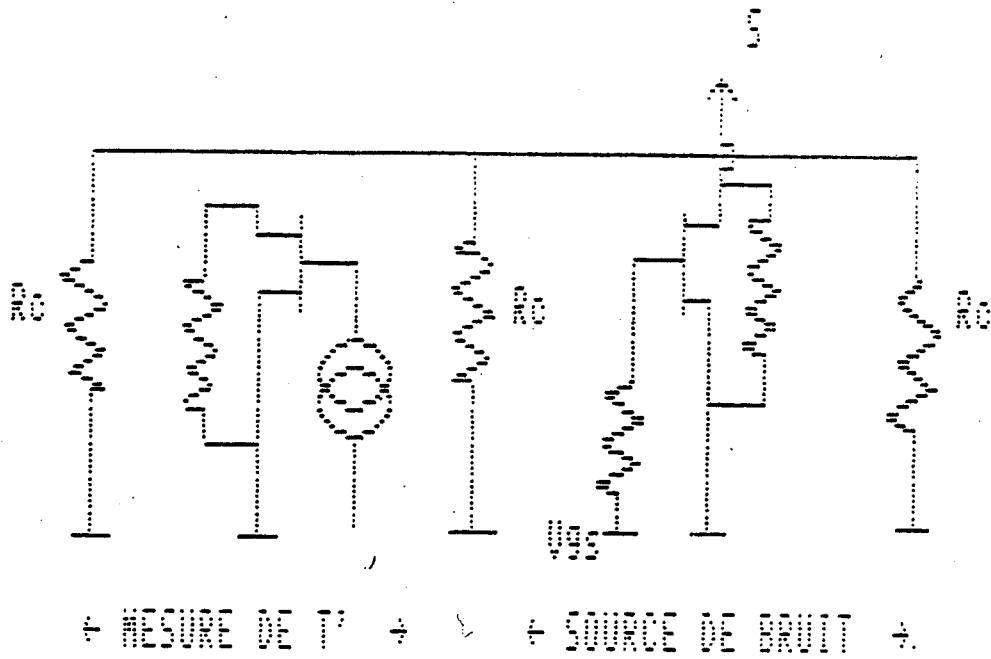


Figure II.35. : Schéma de principe de la source de bruit intégrée.

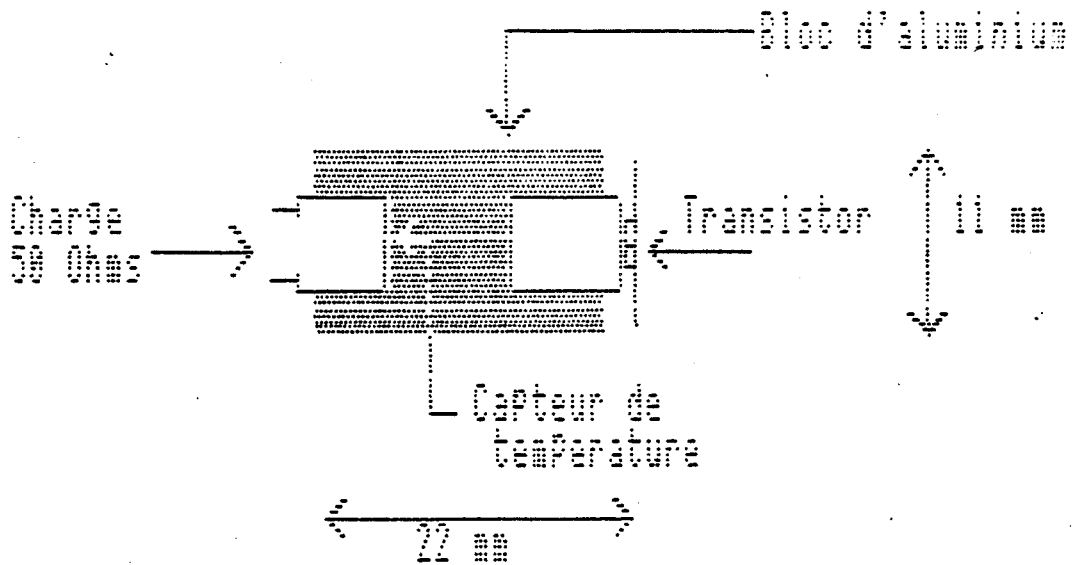


Figure II.36. : Source de bruit provisoire.

merce à faible coût présentant le plus grand gain dans la bande 1-2 GHz avec un facteur de bruit acceptable. Seul Siemens proposait dès 1984 l'amplificateur monolithique intégré CGY 31 (FET ASGA à 2 étages) dont les caractéristiques sont les suivantes : [27]

- Gain typique 17 dB entre 400 et 2000 MHz
- bruit < 4,5 dB entre 400 et 2000 MHz
- non explicitement cascadable.

Le dessin du circuit ainsi que la courbe de gain théorique sont donnés figure II-37.

La première étape a donc consisté à réaliser le circuit sur duroïd puis plus simplement sur verre epoxy ainsi qu'à vérifier les spécifications annoncées.

2. Réalisation de la chaîne d'amplification

Afin d'obtenir un gain total d'environ 65 db, quatre étages sont nécessaires. La mise en cascade de deux étages n'a pas posé de problème. La courbe de gain est donnée figure II-38. La réalisation du circuit comportant trois étages a vu naître des oscillations. Celles ci ont pu être maîtrisées en utilisant les procédés classiques suivants : [25], [26]

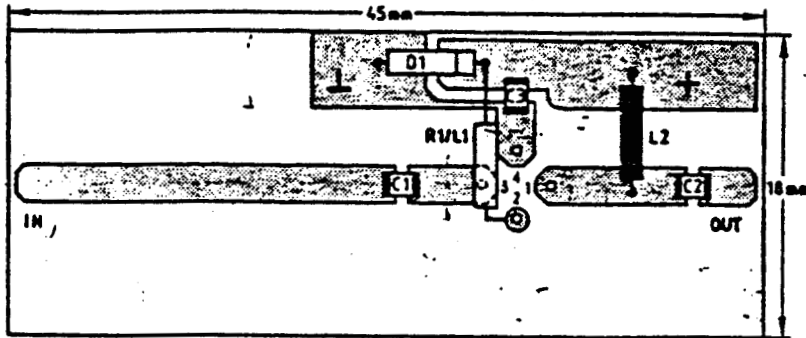
- utilisation systématique de bypass pour l'arrivée des fils d'alimentation,
- découplage des alimentations,
- tensions d'alimentation décroissantes (de 6 V pour l'étage d'entrée à 4,5 pour l'étage de sortie),
- réunion des masses par des longueurs de fil ajustées empiriquement,
- choix empirique de la taille des plots d'alimentation.

Monolithic Integrated GaAs Broadband Amplifier

CGY 21
CGY 21B
CGY 31

CGY 31: Application in 0,4 to 2,0 GHz IF amplifier

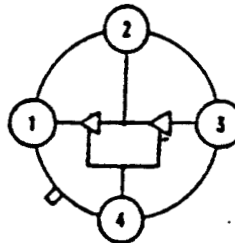
Layout



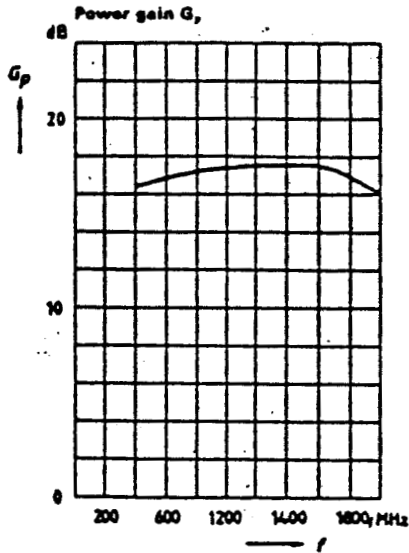
Parts List

- Zenerdiode D 1 : 6,2 V
- Chip-Capacitors C₁, C₂ = 100 pF, C₃ = 1 nF
- Inductor L₁ = 70 nH
(8 turns 0,16 mm Cu wire wound on R₁ = 39 Ω, length 3 mm)
- Inductor L₂ = 40 nH
(6 turns 0,35 mm Cu wire, 3 mm diameter, length 6 mm)
- 0,75 mm glassfild teflon microstripline laminate RT duroid 5870
- Performance:
V_s = 5 V, R_s = R_L = 50 Ω,
NF < 4,5 dB, VSWR < 2:1

Pin configuration (Bottom view)



- 1 RF output, V_s
- 2 laterstage, V_s
- 3 RF input
- 4 RF and DC ground, case

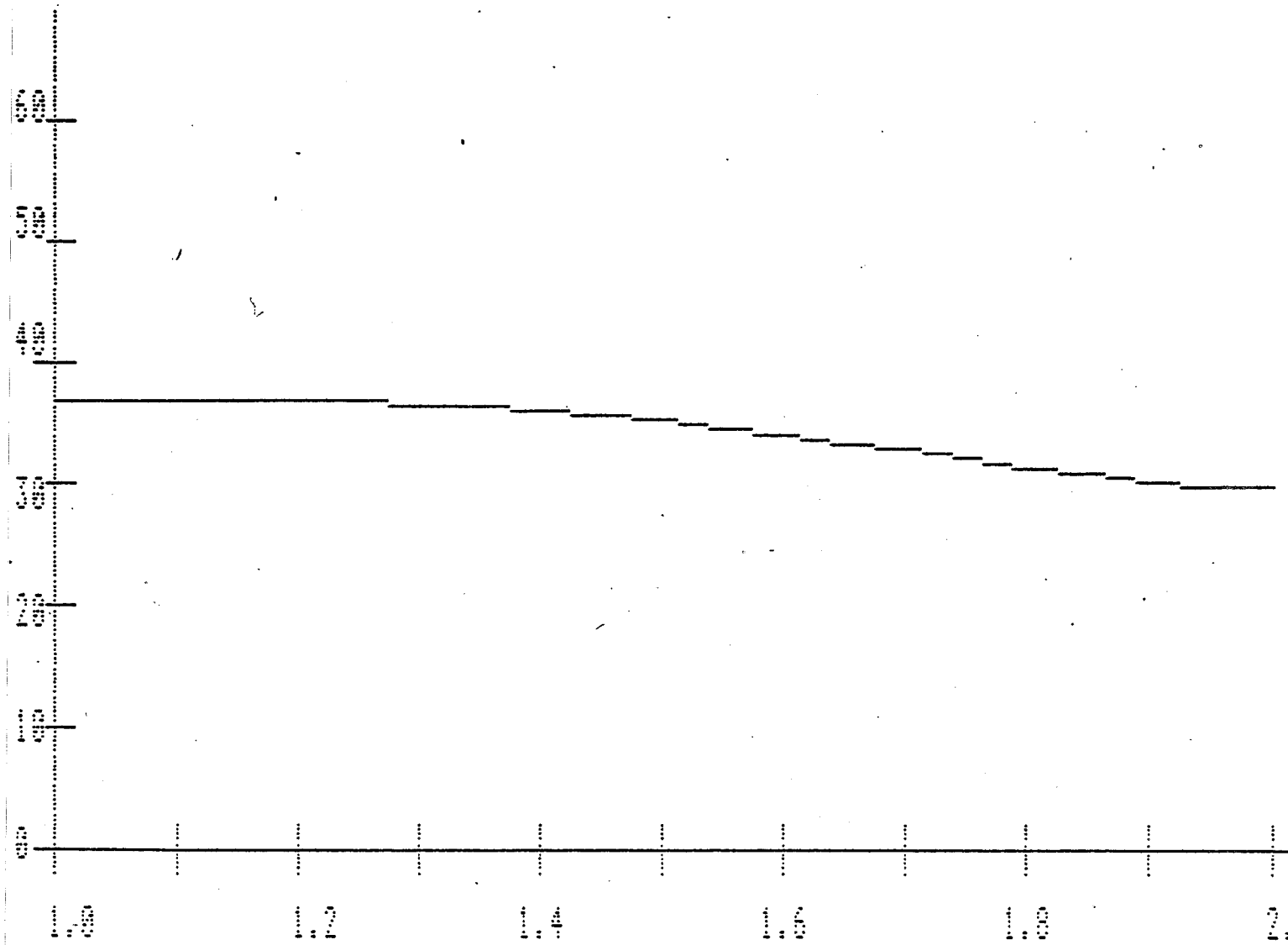


SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT

5.82 (6) n ●

The information describes the type of component and shall not be considered as assured characteristics.

Figure II.37. : Notice d'application de l'amplificateur Siemens.



AMPLI 2 ETAGES

CGY 31 SIEMENS

Figure II.38. : Courbe de gain (2 étages d'amplification).

Une fois ces réglages effectués l'amplificateur a fonctionné correctement, sa courbe de gain est donnée figure II-39.

Nous avons tenté la réalisation d'un amplificateur comportant quatre étages ; cependant le circuit (donné figure II-40) est le siège d'oscillations. Pour éviter ces oscillations, les solutions possibles sont les suivantes :

- intercaler des atténuateurs de quelques dB entre les étages,
- réaliser un blindage du circuit ainsi qu'un cloisonnement des étages,
- introduire des matériaux absorbants à l'intérieur des boîtiers,
- réaliser des amplificateurs dans des boîtiers séparés.

Nous avons retenu cette dernière solution, soit deux circuits (de gain 35 dB) dont on a réduit la taille au maximum (15 x 47 mm) (figure II-41). Nous avons mesuré le facteur de bruit de cet amplificateur qui est de 4,5 dB pour un gain légèrement inférieur à 70 dB.

Des problèmes d'approvisionnement entre CGY 31 nous ont fait essayer récemment des amplificateurs silicium AVANTEK de gain légèrement inférieur (cinq étages seraient nécessaires) mais de consommation moindre (50 mA par étage contre 200 mA).

II.2.4. Filtrage du signal d'entrée

Les composants hyperfréquence utilisés (notamment les amplificateurs) ayant une bande passante s'étendant au dessous de 1 GHz, des signaux électromagnétiques d'origine extérieure (Télévision par exemple) sont susceptibles de perturber la mesure.

Nous avons observé le spectre de ces signaux parasites en amplifiant de 40 db le signal capté par une sonde placée dans l'air.

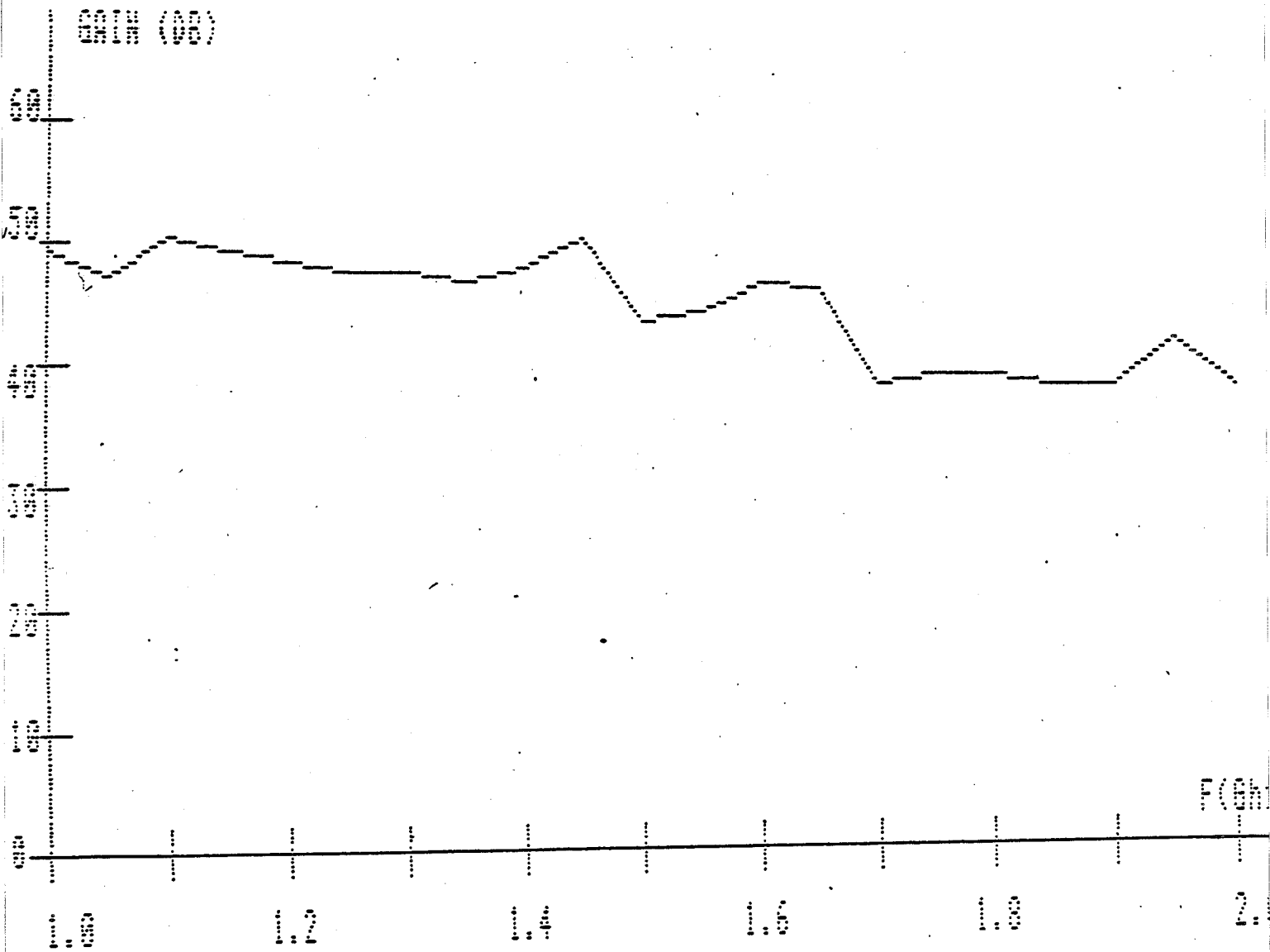


Figure II.39. : Courbe de gain (3 étages d'amplification).

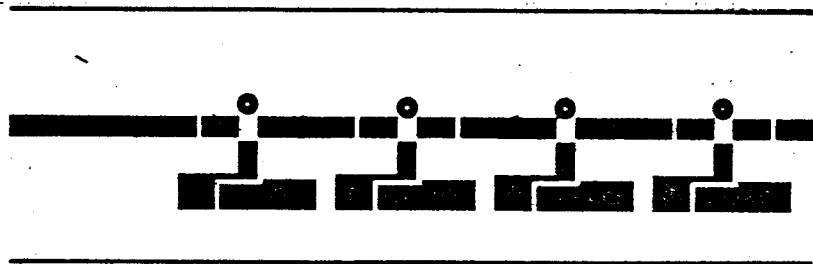


Figure II.40. : Circuit comportant 4 étages d'amplification
(échelle 1).

Nous avons relevé plusieurs raies parasites dont les caractéristiques sont données ci-dessous :

f_{MHz}	P_{db_m}
470	- 50
518	- 54
525	- 54
1042	- 48
1700	- 60

Ces raies sont fortement filtrées dans le cas d'une sonde en guide (transition guide-coaxial et fréquence de coupure du guide) appliquée sur la peau, mais perturbent encore la mesure. (Leur intensité n'est en général pas constante, leur effet est fonction de l'orientation relative du radiomètre).

Par ailleurs, pour nous affranchir des raies situées à l'extérieur de la bande utile (1-2 GHz), nous utilisons un filtre passe-haut dont les caractéristiques sont les suivantes :

- atténuation ≥ 40 db pour $f < 900$ MHz
- atténuation < 1 db pour $f > 1000$ MHz.

L'amélioration au niveau du spectre est très sensible (figure II-42). Toute aussi sensible est l'amélioration au niveau du signal de sortie : Nous présentons figure II-43, le signal de sortie obtenu avec et sans filtrage.

L'étude de filtres conçus et réalisés au laboratoire devrait permettre de les adapter au mieux au filtrage des raies parasites et d'améliorer encore ces résultats.

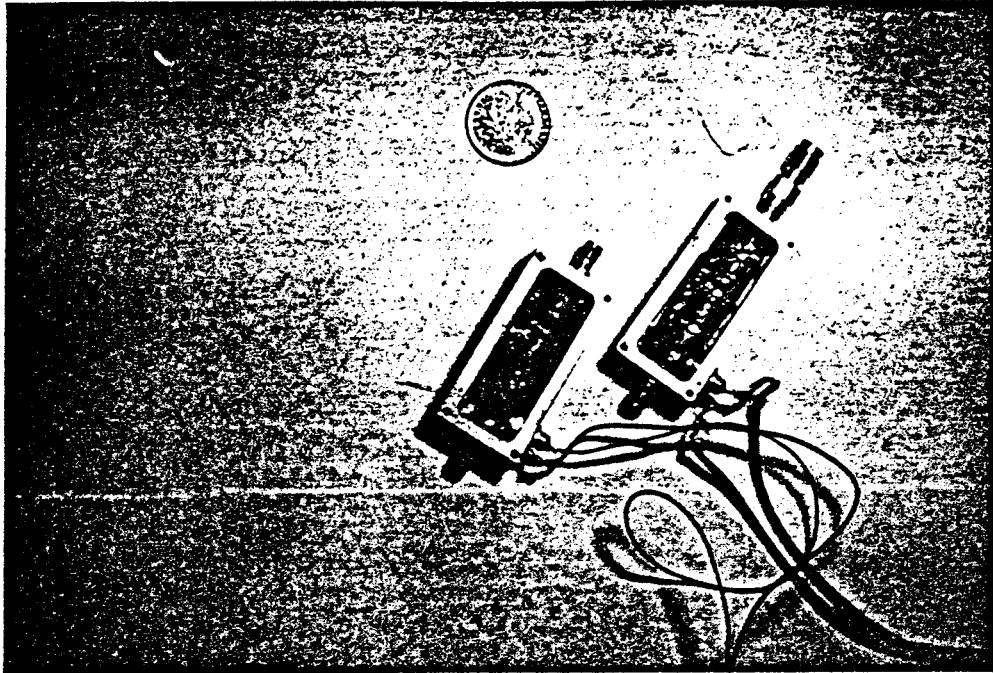


Figure II.41. : Amplificateurs Siemens (2 étages)
et Avantek (3 étages).

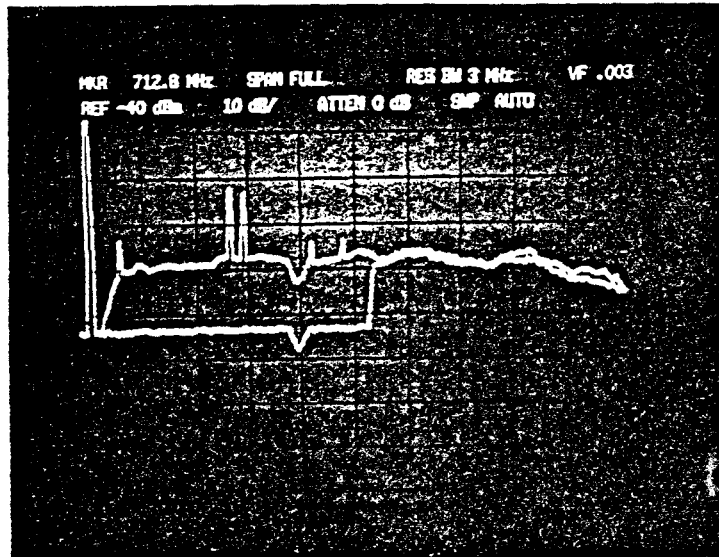
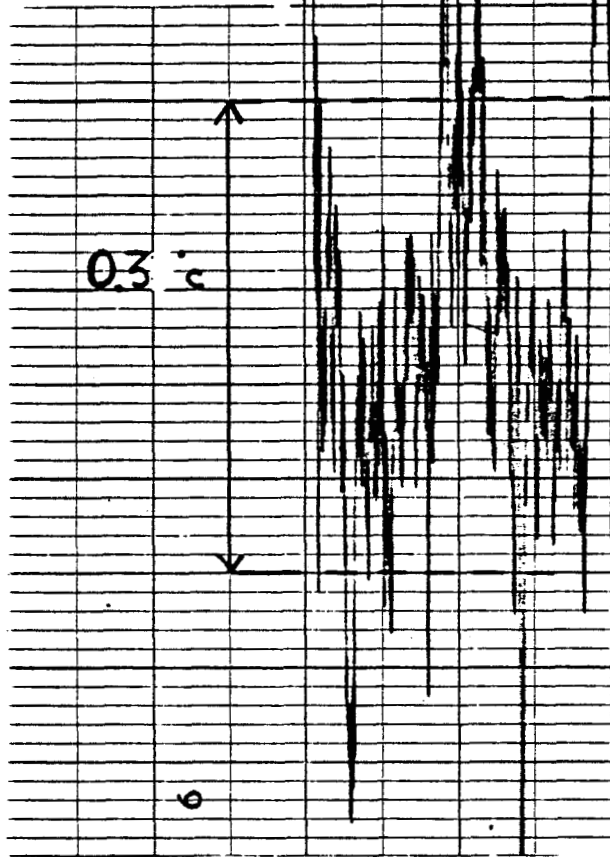


Figure II.42. : Spectre obtenu avec et sans filtrage du signal capté
par une sonde (signal amplifié de 40 dB).

sans filtrage



avec filtrage

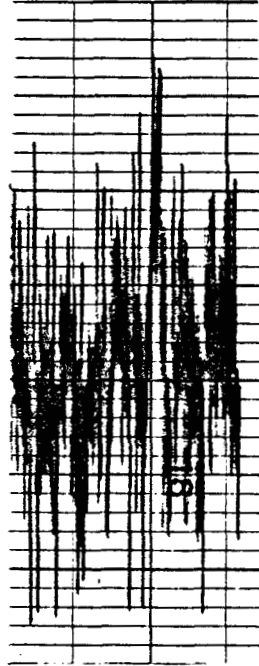


Figure II.43. : Amélioration
du signal de sortie
grâce au filtrage.

II.2.5. Implantation finale

II.2.5.1. L'implantation des composants est donnée figure II-44

Nous donnons figure II-45 une photographie du système terminé.

II.3. THERMOGRAPHE MICROONDE A CORRELATION FONCTIONNANT

A 3 GHz

II.3.1. Rappels

Nous donnons figure II-46, le schéma du premier dispositif T.M.O.C. [29]. L. BELLARBI, A. MANOUNI et J.C. VAN DE VELDE ont montré que ce dispositif pouvait être amélioré, notamment en :

- réduisant le couplage entre les deux bras du corrélateur (introduction de préamplificateurs faible bruit),
- en optimisant la longueur des bras du corrélateur,
- en utilisant une méthode différentielle en sortie de coupleur hybride.

Ces travaux les ont conduit à proposer le dispositif rappelé figure II-47 [29].

II.3.2. Performances

Destinée à être testé hors du laboratoire le prototype du T.M.O.C. a été intégré dans un châssis métallique de dimension 60 x 30 x 22 cm (figure II-49).

Il sera possible d'y intégrer un moteur entraînant le piston permettant de faire varier la longueur d'un des bras du corrélateur (retard τ).

Nous rappelons les performances actuelles du corrélateur : (corrélation totale)

- facteur de bruit 4,3 dB

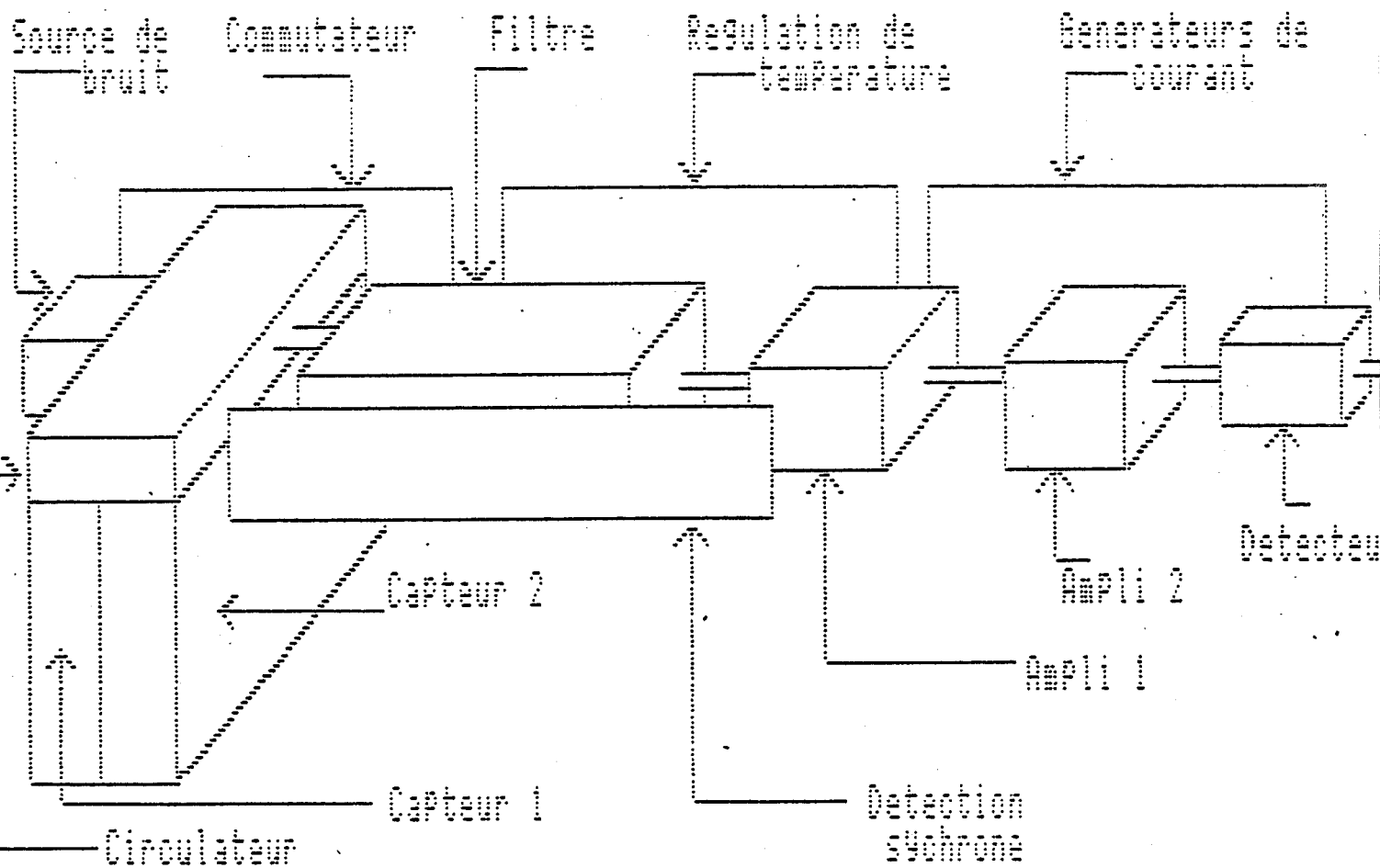


Figure II.44. : Implantation des différents éléments du radiomètre 1,5 GHz.

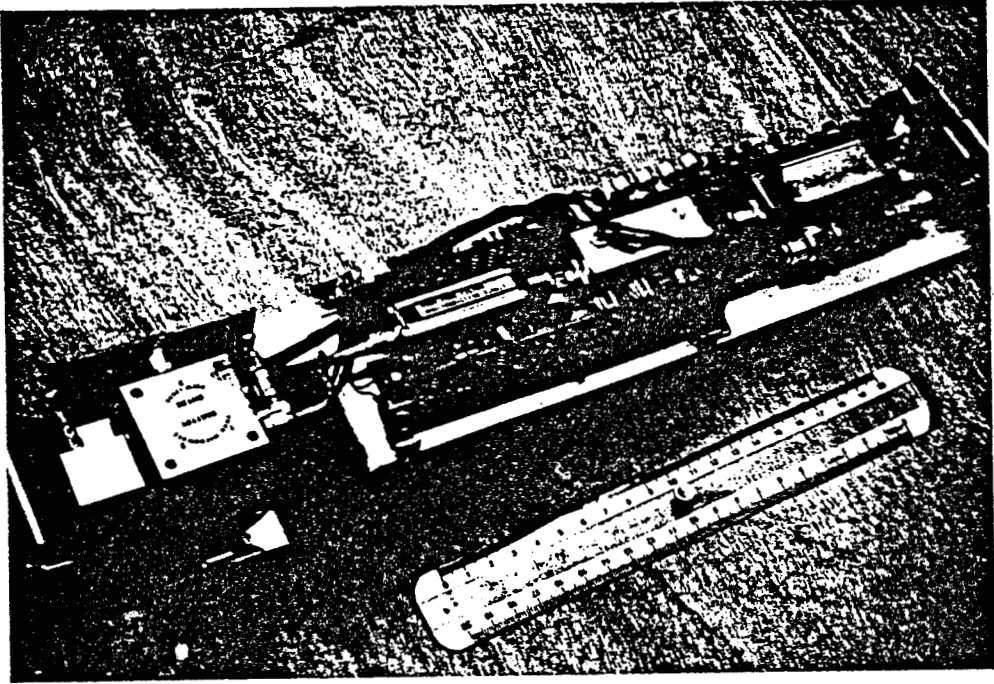


Figure II.45. : Système de T.M.O.M. 1,5 GHz hybride.

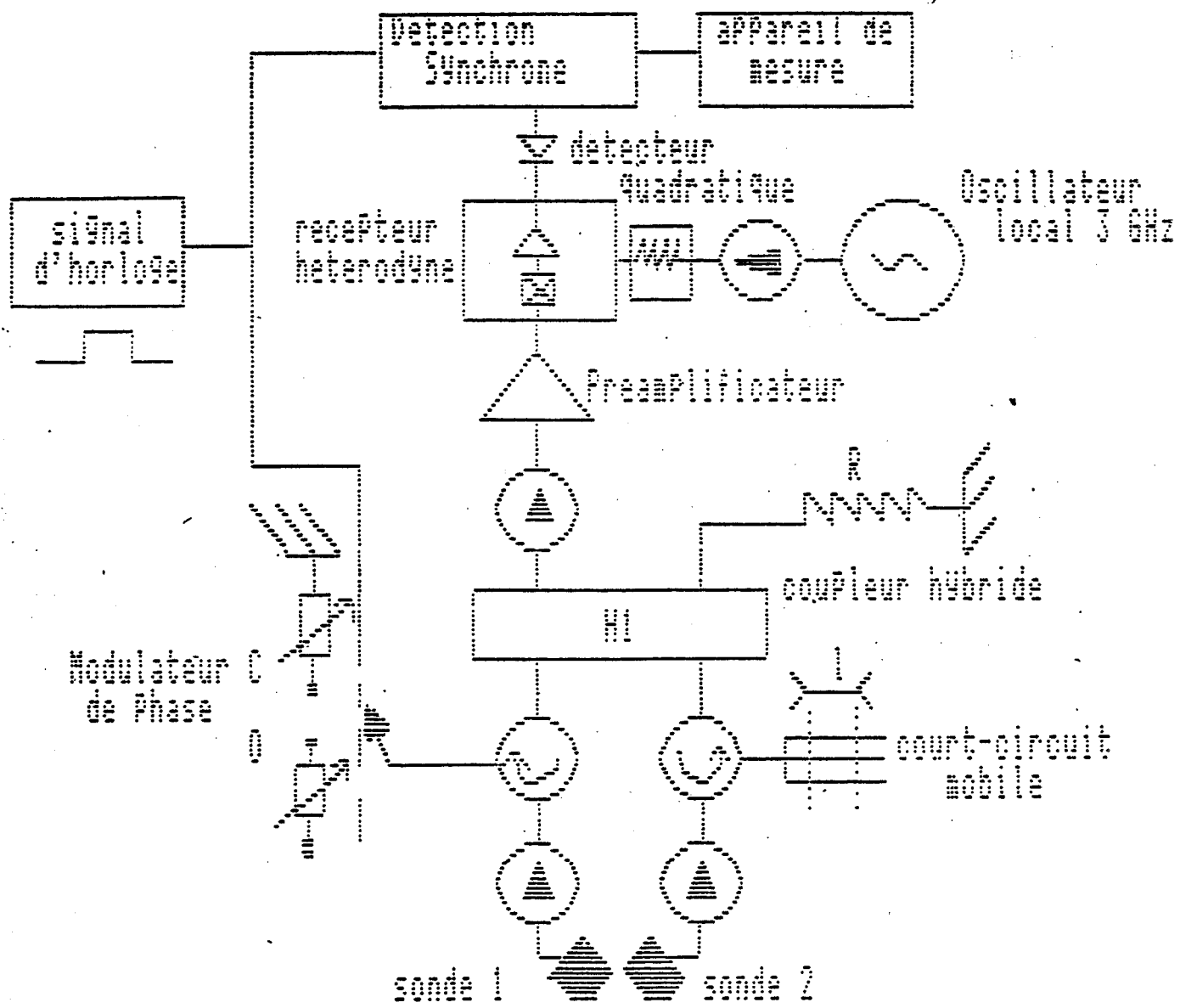


Figure II.46. : Schéma de principe du 1er dispositif de T.M.O.C.

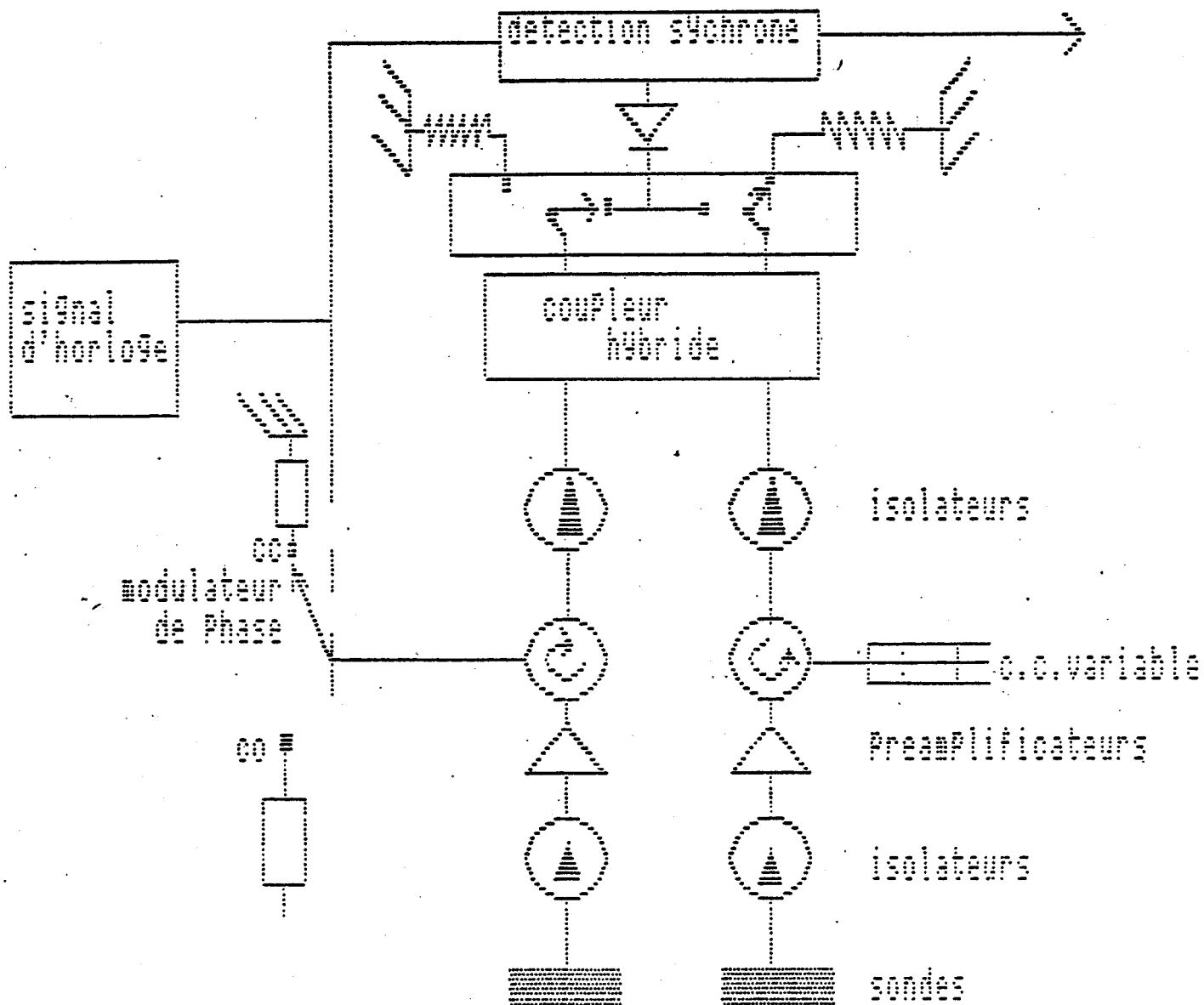


Figure II.47. : Schéma de principe du dispositif amélioré (T.M.O.C.).

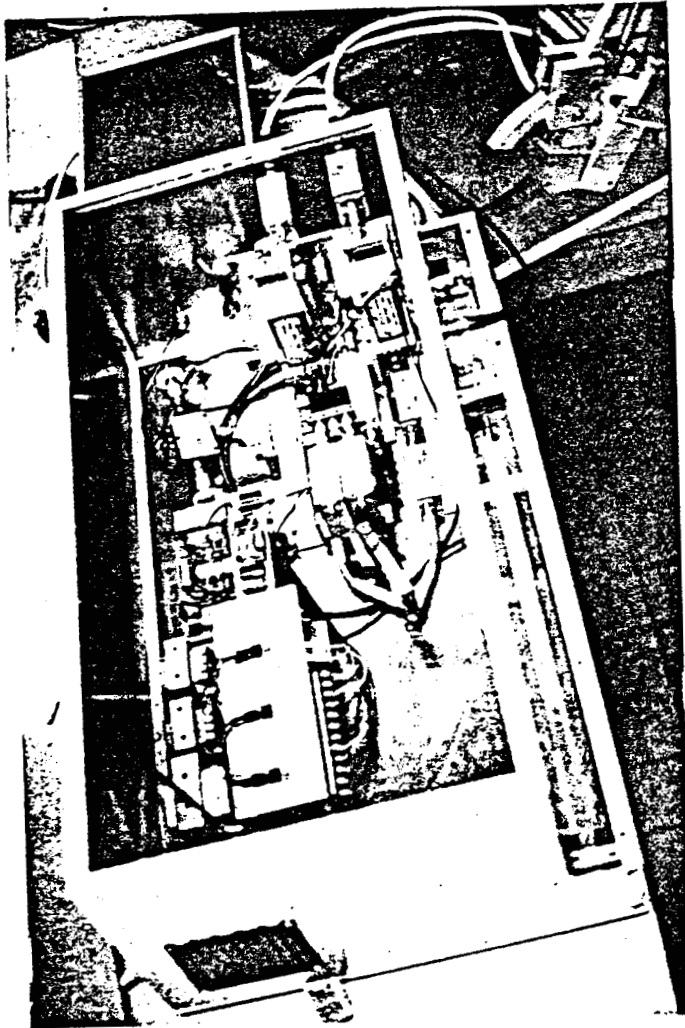


Figure II.48. : Système de T.M.O.C. à 3 GHz.

- écart minimal de température décelable $\leq 0,25^\circ \text{ C}$,
- la bande passante du système est donnée figure II-50.

II.4. CONCLUSION

Nous disposons donc actuellement des systèmes destinés à constituer les éléments de base du projet de faisabilité "Scanner T.M.O.", à savoir :

- un système T.M.O. multisonde fonctionnant à 3 GHz, comportant une barette de 6 sondes,
- un système T.M.O. multisonde fonctionnant à 1,5 GHz comportant une barette de 2 sondes,
- un système T.M.O.C. fonctionnant à 3 GHz.

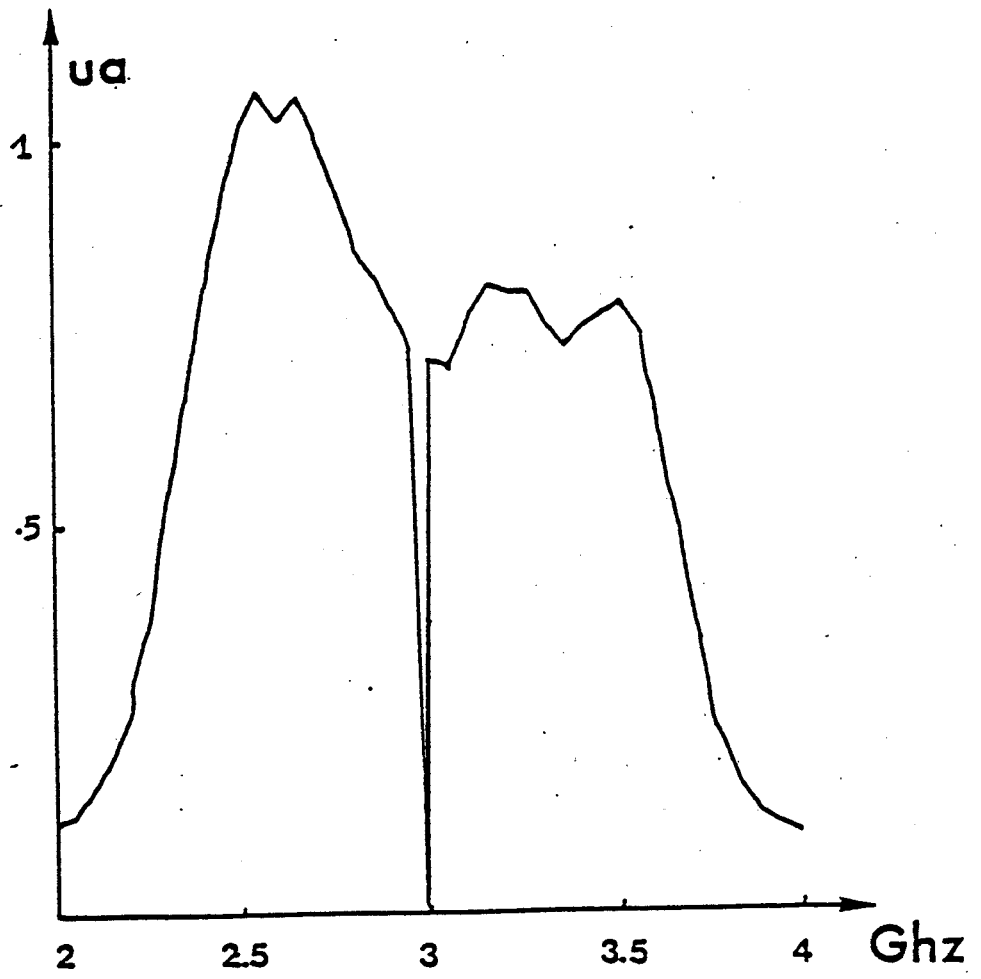


Figure II.49. : Bande passante du dispositif de T.M.O.C. à 3 GHz.

CHAPITRE 3

informatique developpee
autour du radiometre 3 ghz

III.1. OBJECTIFS DES DIFFERENTS PROGRAMMES

Les différents programmes créés pour exploiter les possibilités des radiomètres multisonde peuvent être répartis en trois catégories.

Un premier programme dit d'exploitation prend en compte la gestion des multisondes, gère l'acquisition et le stockage des données issues des différents capteurs, peut effectuer un premier traitement en fonction de la procédure d'exploration choisie. Une seconde catégorie concerne les programmes de représentation des données acquises sous forme de cartes aisément interprétables.

Enfin, différents programmes de traitement de données ont été développés soit au niveau données (moyennes) soit au niveau traitement d'image (filtrages).

III.2. PROGRAMMES D'EXPLOITATION

III.2.1. Etalonnages

La mesure de température par radiomètre nécessite au préalable un étalonnage du capteur permettant de relever la valeur du signal de sortie en fonction équivalente de la température du milieu situé au contact de la sonde. Effectué sur l'eau, cet étalonnage permettra de retrouver ensuite la température régnant dans un milieu de permittivité voisine.

Dans le cas de la multisonde de 3 GHz, les courbes d'étalonnage des six capteurs sont mémorisées. Avant un relevé, on vérifie que les six capteurs placés sur le même milieu donnent la même température.

S'il n'en n'est pas ainsi, on effectue un contrôle d'étalonnage qui consiste à relever deux points de la droite d'étalonnage.

III.2.2. Recouvrements

Le capteur multisonde comporte six capteurs notés respectivement A, B, C, D, E, F (figure III-1). Lors d'une exploration sur un milieu, les données radiométriques correspondant à plusieurs positions de la multisonde sont enregistrées sous la forme d'un tableau comportant n lignes et c colonnes.

Compte tenu de la répartition des paramètres de couplage de la multisonde, tels que présentés figure I-5, il apparaît que des volumes élémentaires situés sous une sonde à une même profondeur ne contribuent pas de la même manière au signal radiométrique reçu par cette sonde.

La moitié centrale de l'ouverture contribue pour environ 70 % au signal reçu. Nous considérons donc l'approximation suivante : la partie centrale de chaque sonde est seule prise en considération

tandis que les contributions des parties latérales sont négligées [31].

Pour obtenir des informations sur les volumes situés sous les parties latérales des six sondes, nous effectuerons de petits déplacements des sondes (figure II-2).

Afin d'obtenir quatre points par sonde, il sera donc nécessaire (processus de recouvrement) d'effectuer quatre recouvrements successifs soit au total 12 positionnements de la multisonde pour la surface considérée.

Le traitement des 72 données effectué par le calculateur affecte une température équivalente à chaque surface correspondant au quart de l'ouverture de la sonde.

Nous donnons (figure III-3). les images obtenues sur un modèle constitué par un tuyau de polythène parcouru par de l'eau à 40° C immergé dans une eau à 34° C soit avec la procédure simple soit avec la procédure de recouvrement. Nous constatons une nette amélioration de la résolution spatiale dans le second cas.

III.2.3. Sauvegarde des données

Toutes les données radiométriques seront sauvées sur disquettes soit sous forme brute au fur et à mesure de leur acquisition soit sous forme prétraitée (prenant en compte la procédure de recouvrement).

Les fichiers ainsi créés seront alors utilisables par les programmes de visualisation et de traitement.

III.3. REPRESENTATION DES DONNEES RADIOMETRIQUES

III.3.1. Modes de représentation

Les programmes de visualisations répondent à plusieurs objectifs.

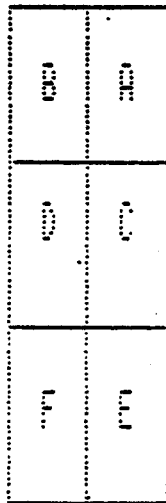
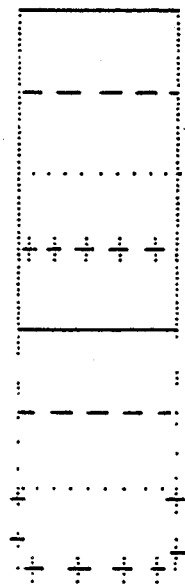
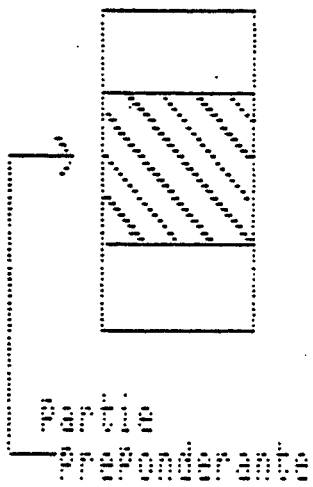


Figure III.1. : Position des capteurs (vue de dessus)



1 ere POSITION: —————
 2 ieme POS. : - - - - -
 3 ieme POS. :
 4 ieme POS. : + + + +

Figure III.2. : Processus de recouvrement.

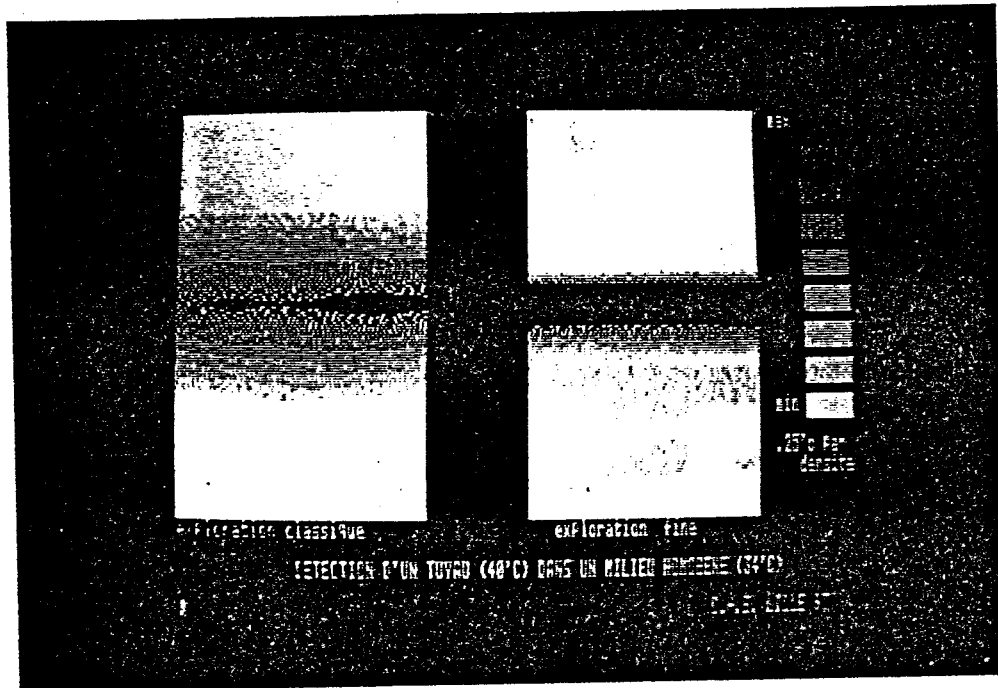


Figure III.3. : Amélioration de la résolution spatiale par recouvrement.

Ils doivent réaliser une synthèse des données radiométriques obtenues lors d'une acquisition permettant par exemple une comparaison entre explorations sur tissus sains et sur tissus pathologiques ; l'image qu'ils donnent de la réalité doit permettre une interprétation aisée et aussi précise que possible [8].

Disposant d'un calculateur de résolution 200 x 140 p. en 16 couleurs, le codage des températures sous forme de couleur est le plus simple et le plus agréable. Les zones thermogènes sont clairement mises en évidence grâce à l'échelle de couleur qui est donnée conjointement (figure III-4).

Cependant plusieurs raisons nous ont conduit à développer d'autres modes de représentation :

- traditionnellement les représentations sous forme d'isothermes ont été utilisées en thermographie (figure III-5),
- la nécessité de garder une trace sur papier, soit pour examen de plusieurs cas simultanément, soit pour photocopie ultérieure nous ont conduit à examiner des représentations s'affranchissant de la couleur.

Il s'agit d'une part du traitement par densité de points : l'octet mémoire - écran contiendra d'autant plus de points blancs que la température relevée sera haute (de 0 parmi 8 à 8 parmi 8), d'autre part du traitement pseudo 3-dimensionsoù une hauteur fictive représente ici la température [6], [8], [9].

Des exemples de ces deux types de représentation sont donnés figure III-6 et figure III-7 .

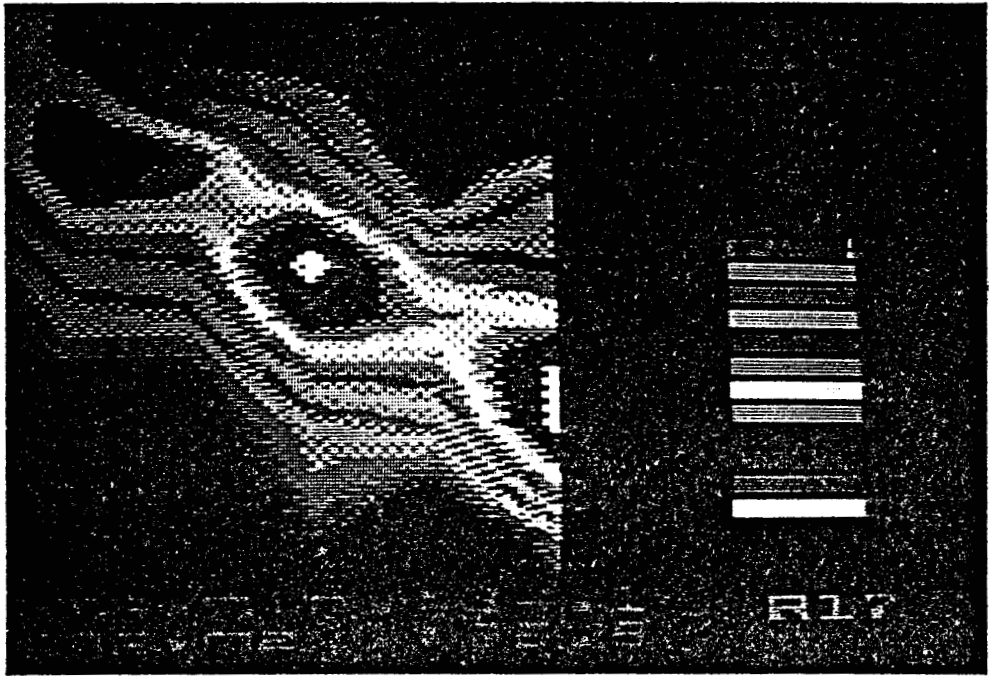


Figure III.4. : Exemple de carte thermique obtenue sur modèle.

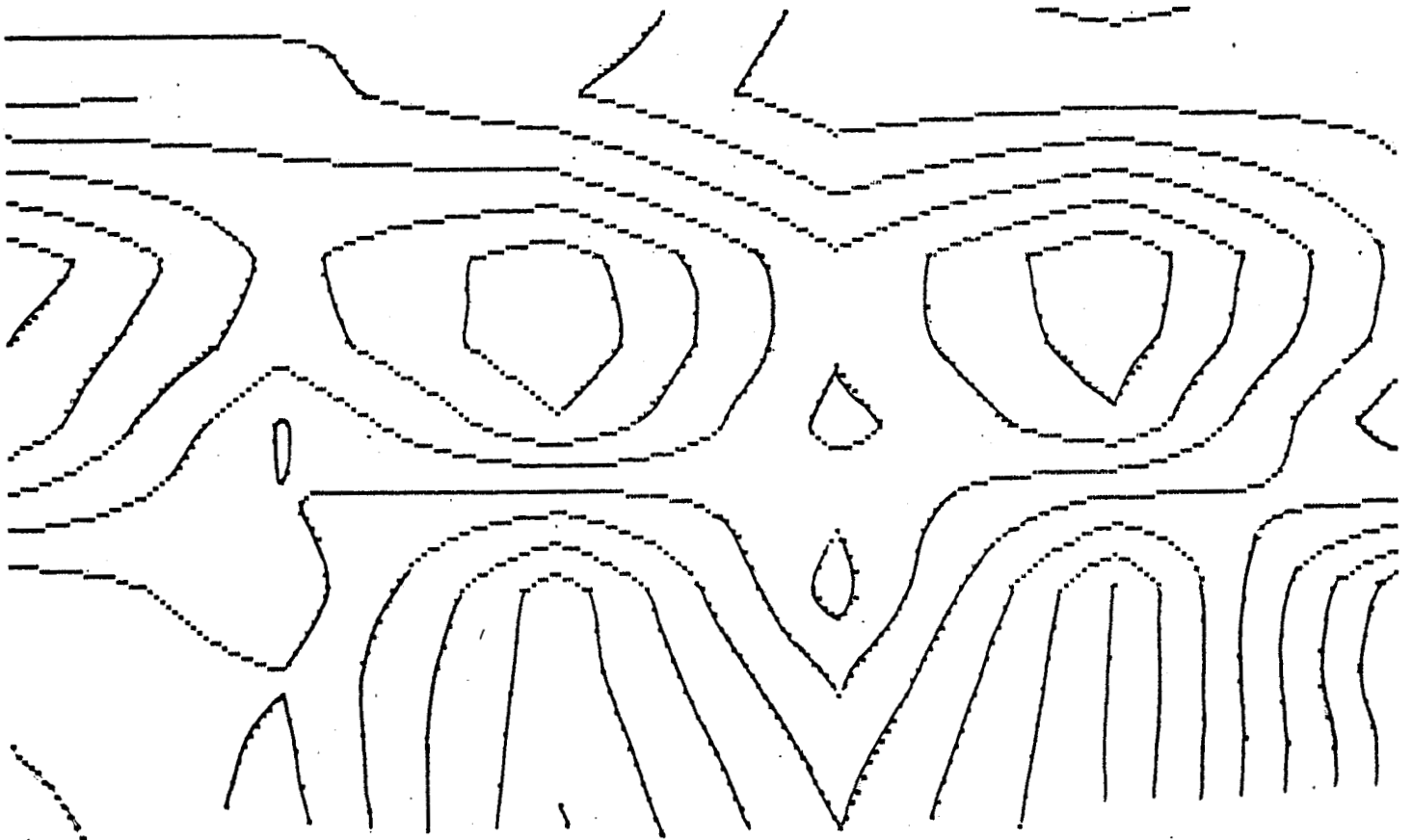
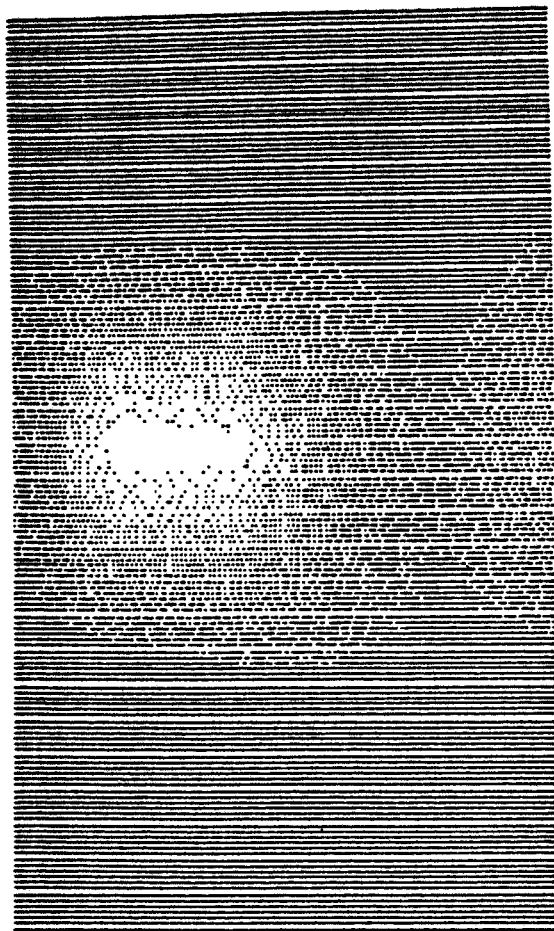
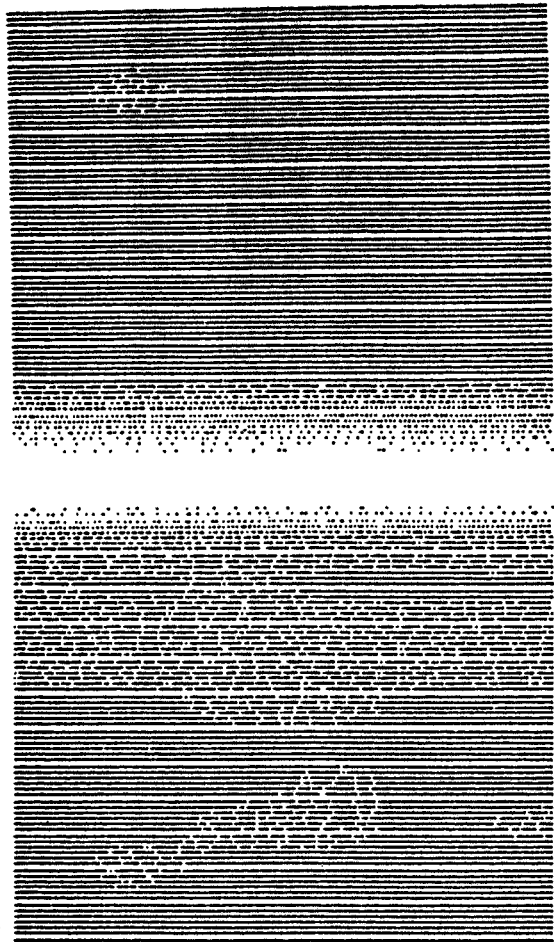


Figure III.5. : Représentation par isotherme.

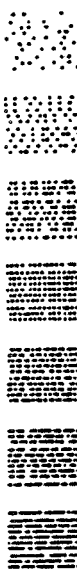


sphere



cylindre

36° c



34° c

.25° c P:
densi

IMAGES RADIOMETRIQUES A 3 GHz

Figure III.6. : Représentation par densité de points.

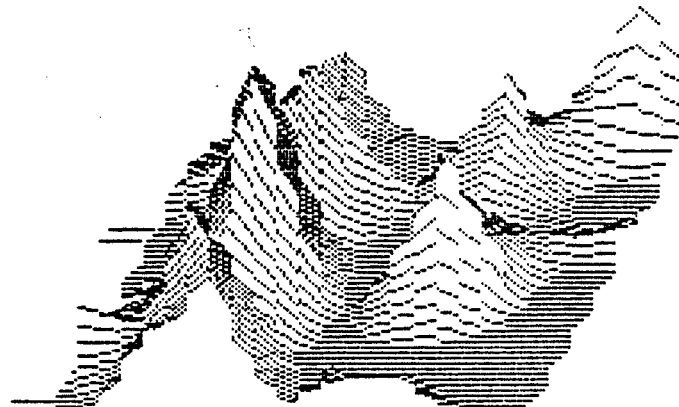


Figure III.7. : Représentation pseudo 3-dimensions.

III.3.2. Fonctions de représentation [6]

Plusieurs fonctions de représentation sont utilisables :

* Echelles linéaires réparties :

Dans cette représentation la gamme de couleur ou de gris est répartie linéairement entre le minimum et le maximum du fichier (figure III-8).

L'inconvénient de cette représentation est de faire apparaître des écarts de température hors de proportion avec la sensibilité de l'appareil si les écarts entre minimum et maximum sont faibles.

Inversement tout point chaud, aussi faible soit-il, sera mis en évidence (figure III-9).

* Echelles linéaires absolues :

Afin de rester cohérent avec la sensibilité de l'appareil, les minimum et maximum sont fixés arbitrairement d'après les données expérimentales. Les différentes nuances sont réparties par exemple tous les 0,2° C (figure III-10) et (figure III-11).

Cette représentation impose de bien connaître les plages de variation du milieu considéré ; elle n'est pas très spectaculaire dans le cas de faibles variations de température.

* Echelle linéaire à seuil :

La gamme est ici répartie entre $\min+x$ et $\max-x'$ où les grandeurs x et x' définissent les seuils inférieur et supérieur. Lorsque :

$$x = x' = \frac{\text{Max} - \text{Min}}{2}$$

On réalise une extraction de contour (figure III-12), (III-13), et (III-14).

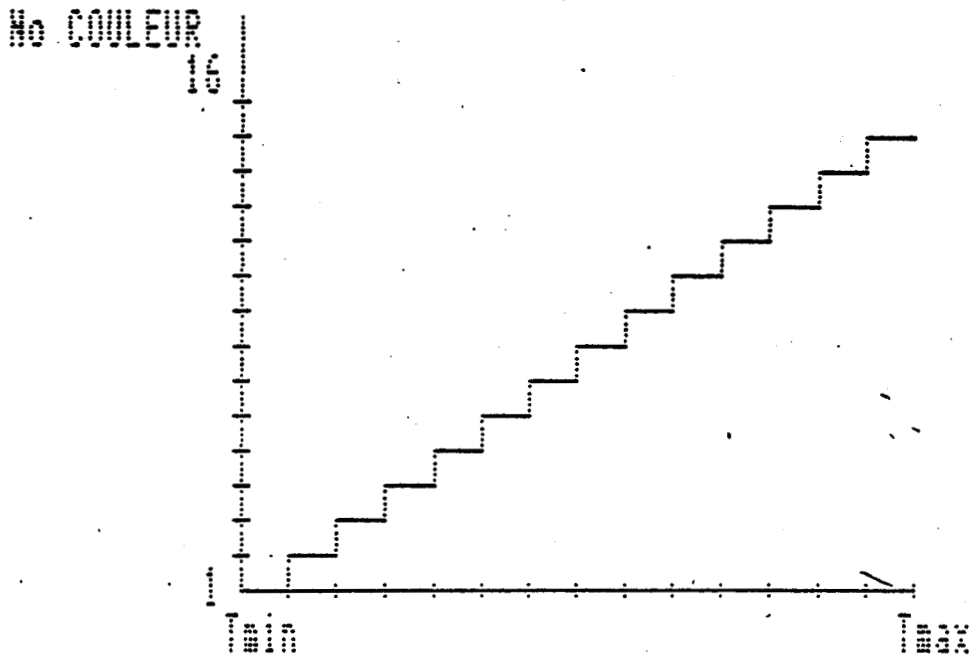


Figure III.8. : Echelle linéaire répartie.

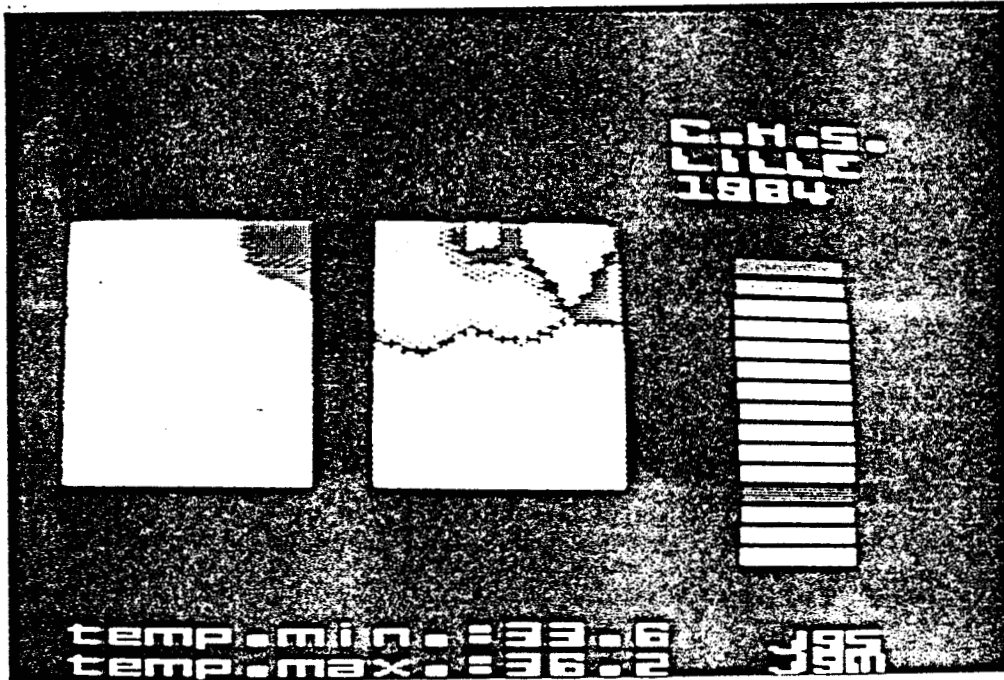


Figure III.9. : Représentation avec échelle linéaire répartie.

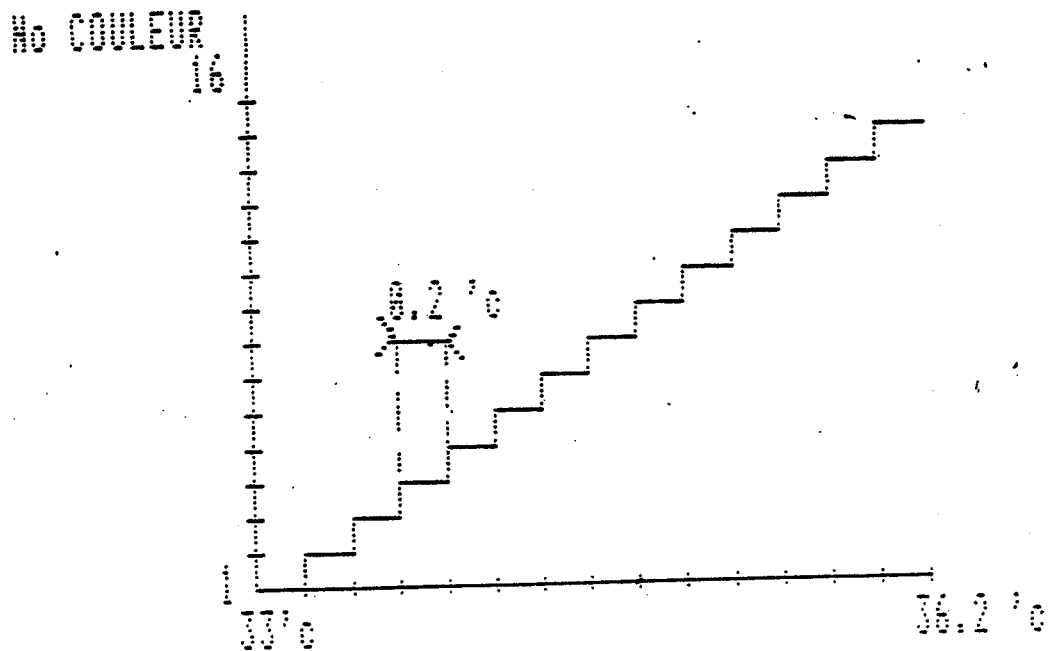


Figure III.10. : Echelle linéaire absolue.

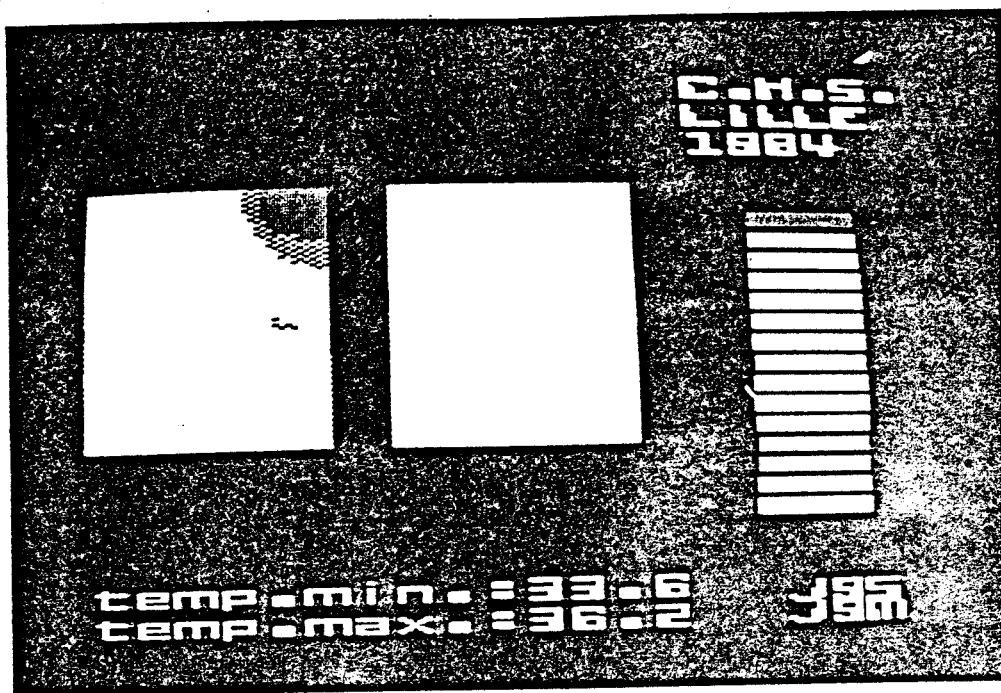


Figure III.11. : Représentation avec échelle linéaire absolue.

* Echelle avec composante exponentielle :

Cette fonction de représentation n'est utilisée qu'en pseudo 3 dimensions où les représentations linéaires ne sont pas exploitables.

Ces représentations subjectives donnent une idée qualitative de la répartition de température dans le milieu et localisent le ou les points chauds.

Si V est la valeur radiométrique relevée la 3ème dimension du graphique sera du type $(\alpha v)^\beta$ où α et β sont à choisir en fonction de "l'effet" désiré (figure III-15) à (III-18).

III.4. TRAITEMENTS DES DONNEES RADIOMETRIQUES

III.4.1. Traitements statistiques [4 - 5]

Les traitements statistiques autorisés en thermographie microonde sont très limités. En effet, les acquisitions sont peu nombreuses (72 pour une carte d'environ $0,5 \text{ dm}^2$); l'exclusion d'une valeur "suspecte" n'est jamais simple.

C'est pourquoi, nous nous sommes bornés à des moyennages qui atténuent les effets d'éventuels parasites, de mauvaises applications de la sonde ou de défauts d'étalonnages.

La procédure de recouvrement décrite précédemment inclut déjà un moyennage : toutes les données issues du recouvrement résultent de la moyenne de deux acquisitions différentes.

Dans le cas d'exploration en site clinique, la valeur absolue de la température moyenne d'une zone est importante, il est donc nécessaire d'effectuer une première exploration sur une zone saine, supposée homogène.

NO COULEUR

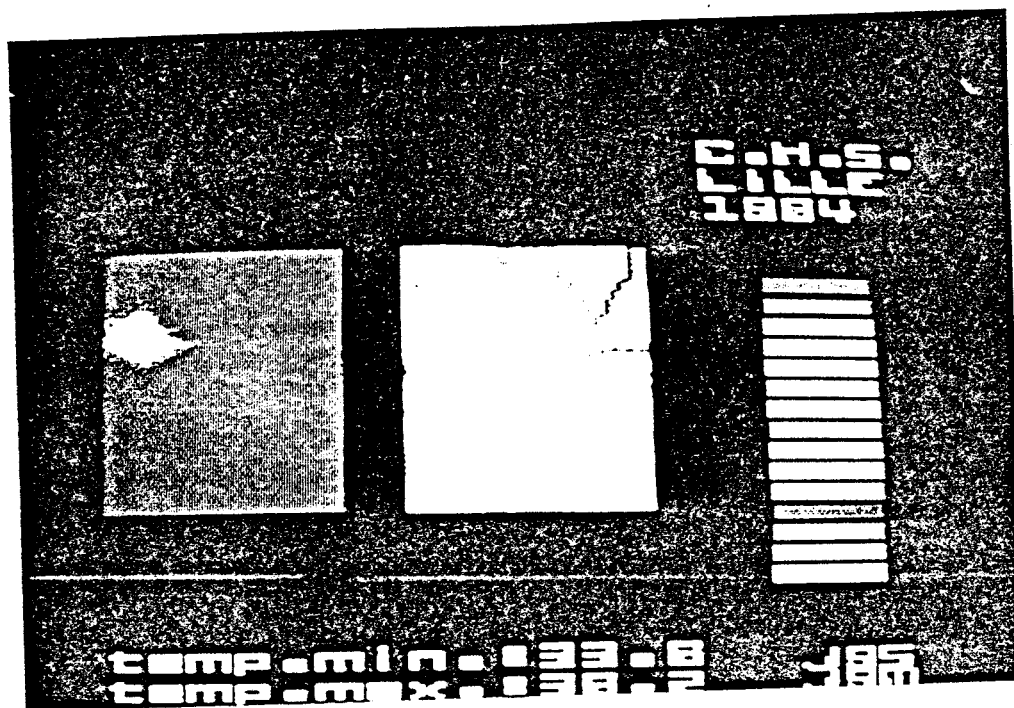
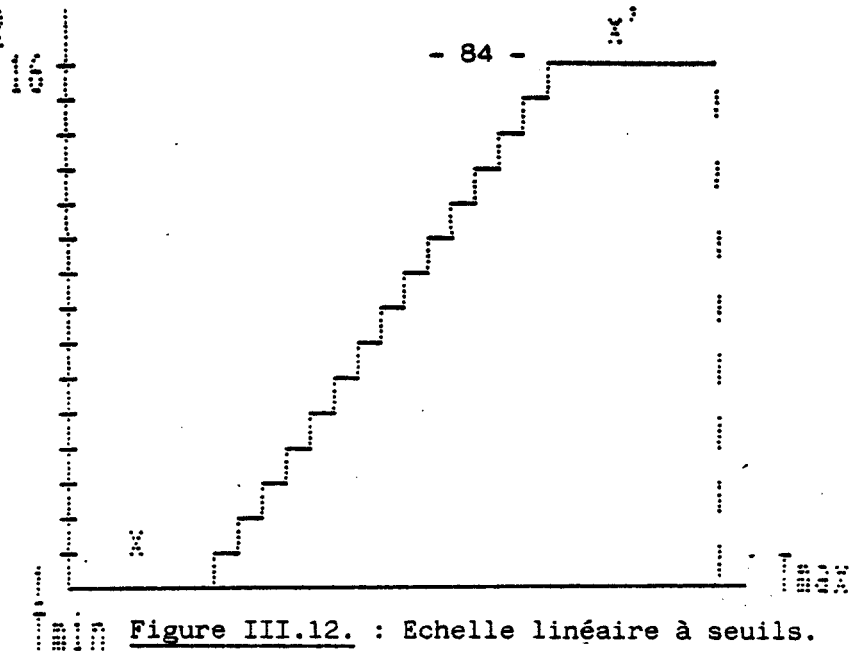


Figure III.13. : Représentation avec échelle linéaire à seuils.

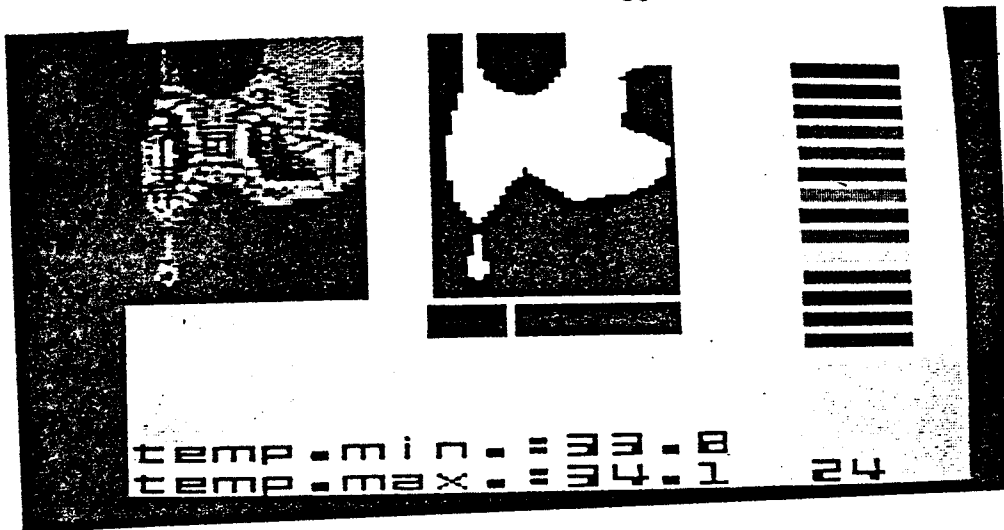


Figure III.14. : Extraction de contour (à droite).

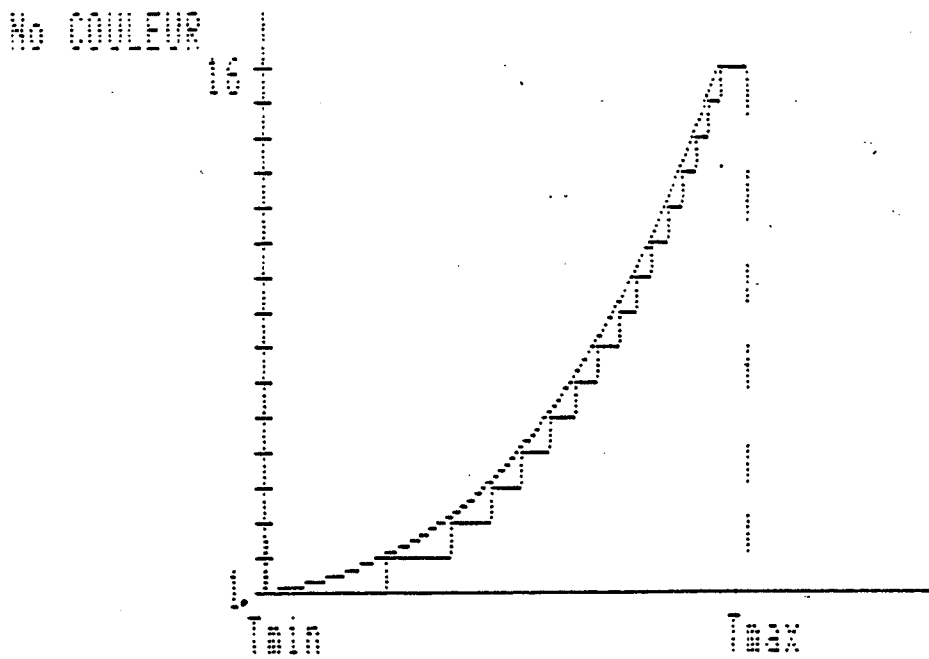


Figure III.15. : Echelle exponentielle.

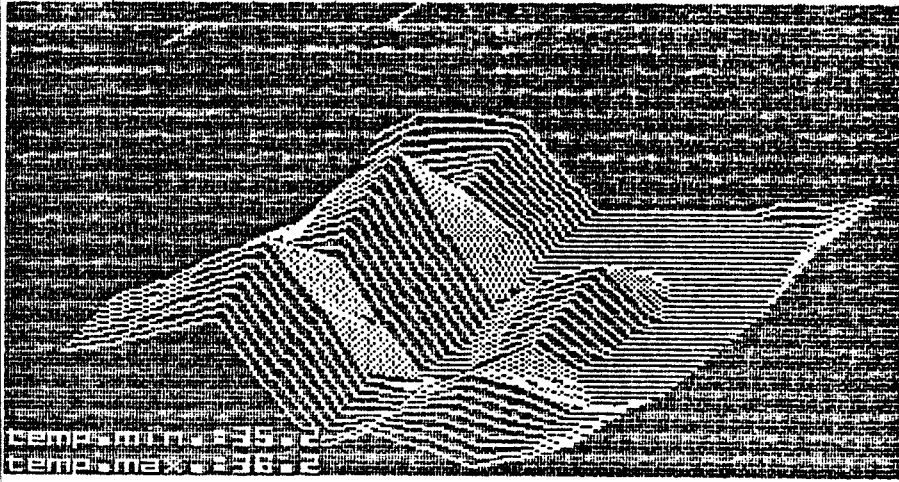


Figure III.16. : Représentation
exponentielle
avec $\alpha = 20$
 $\beta = 0$

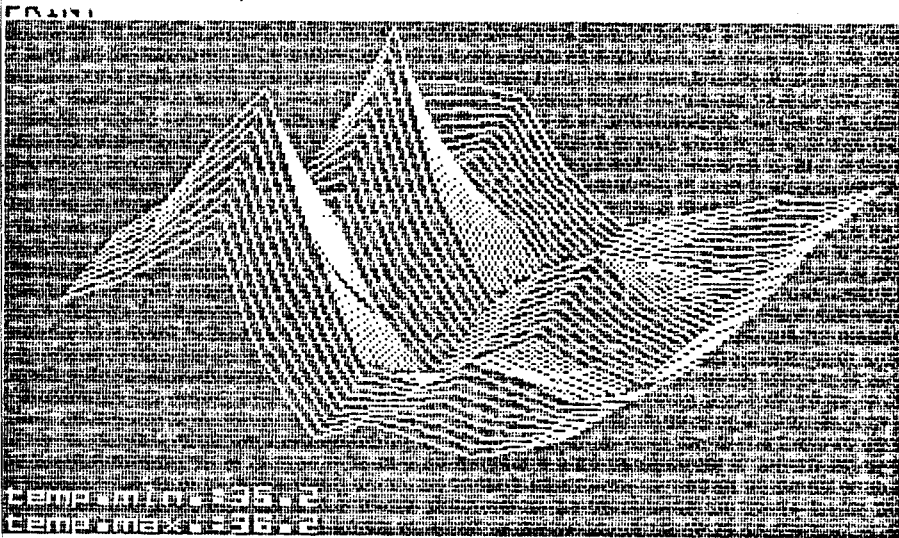


Figure III.17 : $\alpha = 1$
 $\beta = 4$

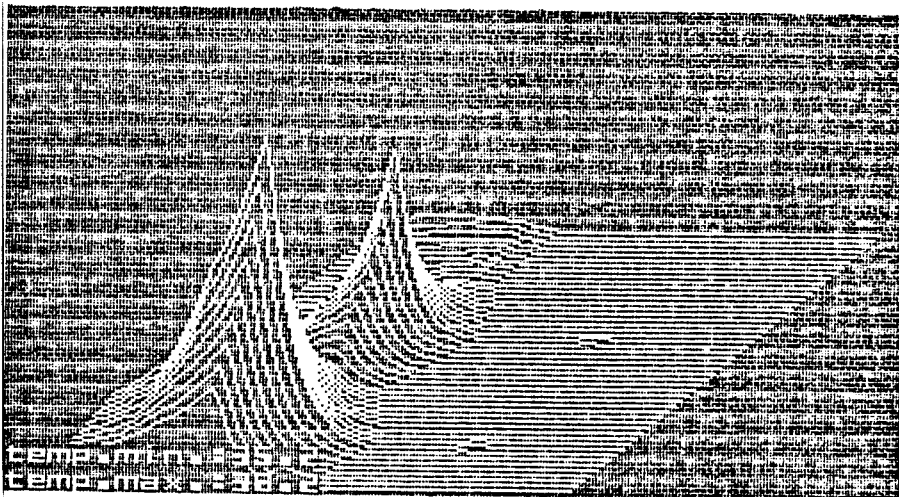


Figure III.18. : $\alpha = 1/2$
 $\beta = 16$

Pour corriger les erreurs éventuelles, nous effectuons la démarche suivante :

Les acquisitions de la zone normale sont moyennées globalement d'une part et sonde par sonde d'autre part, soit :

$$M = \frac{1}{72} \sum_{i=1}^{72} V_i$$

$$M_A = \frac{1}{12} \sum_{i=1}^{12} V_i \quad (A)$$

$$M_F = \frac{1}{12} \sum_{i=1}^{12} V_i \quad (F)$$

Après avoir exploré la zone pathologique (siège d'éventuelles zones thermogènes), nous allons représenter non plus les données brutes mais

$$V = M + (V(x) - M_x)$$

si x représente la sonde ayant acquis la donnée $V(x)$.

On représente en fait l'écart mesuré sur le milieu pathologique et sur le milieu sain.

Les effets de ce traitement sont donnés figure III-19 .

On constate que sur le milieu sain le relevé est particulièrement homogène, ce qui correspond à la réalité..

III.4.2. Traitements d'image [4], [5], [7]

Ces traitements purement formels s'effectuent directement sur l'image issue des données radiométriques, quelles que soient les fonctions de représentation choisies et les traitements préalables.

Adaptés des techniques de traitements d'images obtenues par satellite, ces traitements consistent à modifier la valeur des points images des données par une valeur fonction de leur voisinage.

Si l'on considère les 9 points disposés comme suit (figure III-20) :

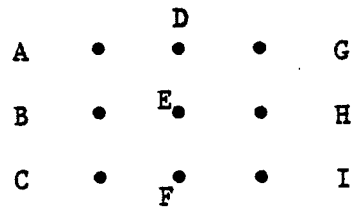


Figure III-20

La transformation est caractérisée par sa matrice $\begin{pmatrix} A & D & G \\ B & E & H \\ C & F & I \end{pmatrix}$ et les paramètres p et T .

Si V_a désigne la valeur du point avant traitement et V_E la valeur du point après traitement, on a :

$$V_E = T + \frac{AV_a + BV_b + CV_c + DV_d + EV_e + FV_f + GV_g + HV_h + IV_i}{2^P} \quad (1)$$

Par exemple la matrice $\begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$, $P = 4$, $T = 0$ réalise un lissage de l'image.

la matrice $\begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 12 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}$, $P = 2$, $T = 0$ réalise un réhaussement des contrastes...

Il faut signaler que pour le calcul de la nouvelle valeur du point F de la figure III-20, c'est l'ancienne valeur du point E qui sera utilisée et non celle calculée par (1).

Notons que ces coefficients correspondent à des données codées sur 8 bits (nuance de couleur codée sur 255 niveaux).

Les effets correspondants des différentes matrices de traitement sont donnés (figure III-21) et (III-22).

D'autres traitements similaires peuvent consister à mettre à 0 tout point bordé par un point à 0 et à 255 tout point bordé par un point à 255. L'effet est de réaliser des "ponts" entre zones froides et zones chaudes.

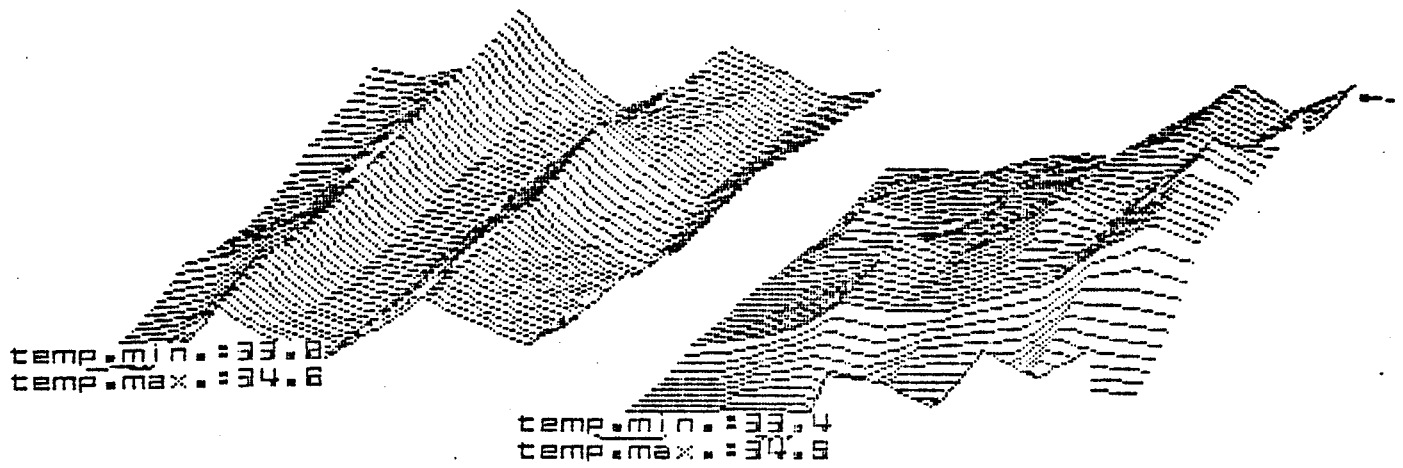


Figure III.19. : Effets d'un traitement statistique (à droite).

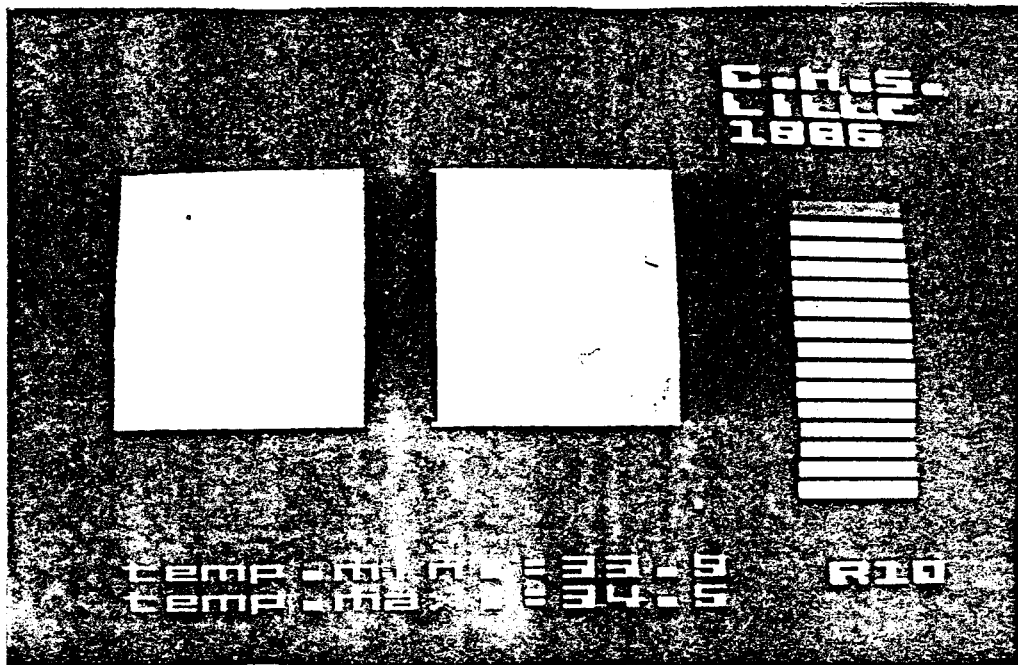


Figure III.21 : Traitement d'image (lissage).

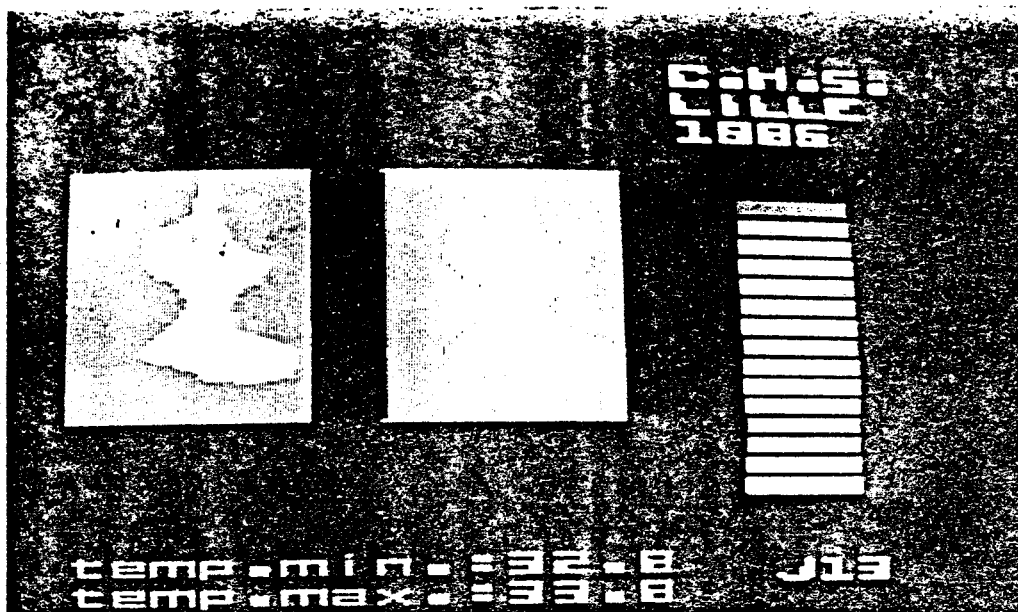


Figure III.22. : Traitement d'image (rehaussement des contours).

Enfin, afin d'exploiter conjointement différentes images provenant de relevés effectués sur un même milieu mais à des moments différents (suivi d'évolution de tumeurs, effets des rayons ionisants) il sera intéressant de disposer de programmes permettant d'effectuer des combinaisons linéaires d'images : l'addition d'images obtenues à $J + 1$, $J + 2$... doit permettre d'intégrer "l'excès de température" et de faire disparaître les erreurs de mesures ou les anomalies ponctuelles.

III.5. PERFORMANCES OBTENUES

III.5.1. Profondeur et séparation (exemples)

Pour évaluer les performances pratiques du radiomètre, nous avons utilisé des objets en verre, de très faible épaisseur et de formes diverses.

Parcourus par une eau à environ 40° C, ces objets sont immergés dans un bain homogène à 34° C.

Nous avons pu détecter à 3 GHz un cylindre de diamètre 1,8 cm à une profondeur de 3,5 cm (figure III-23). A faible profondeur, nous avons pu détecter des cylindres de diamètre 0,5 cm (figure III-24).

Par ailleurs, à 1,5 GHz des objets de taille relativement importante (diamètre 6 cm) sont détectables jusqu'à une profondeur de (environ) 6 cm.

III.5.2. Temps de traitement

Le format des cartes thermiques que nous employons généralement est d'environ $0,5 \text{ dm}^2$ soit 3 positions juxtaposées de la multi-sonde à 3 GHz, ce qui, compte tenu du processus de recouvrement, nous donne une matrice de 6×12 acquisitions à traiter.

La comparaison des temps calcul portera sur le programme le plus utilisé : affichage à l'écran de 2 cartes thermiques correspondant pour l'une au relevé sur la zone saine, pour l'autre au relevé sur

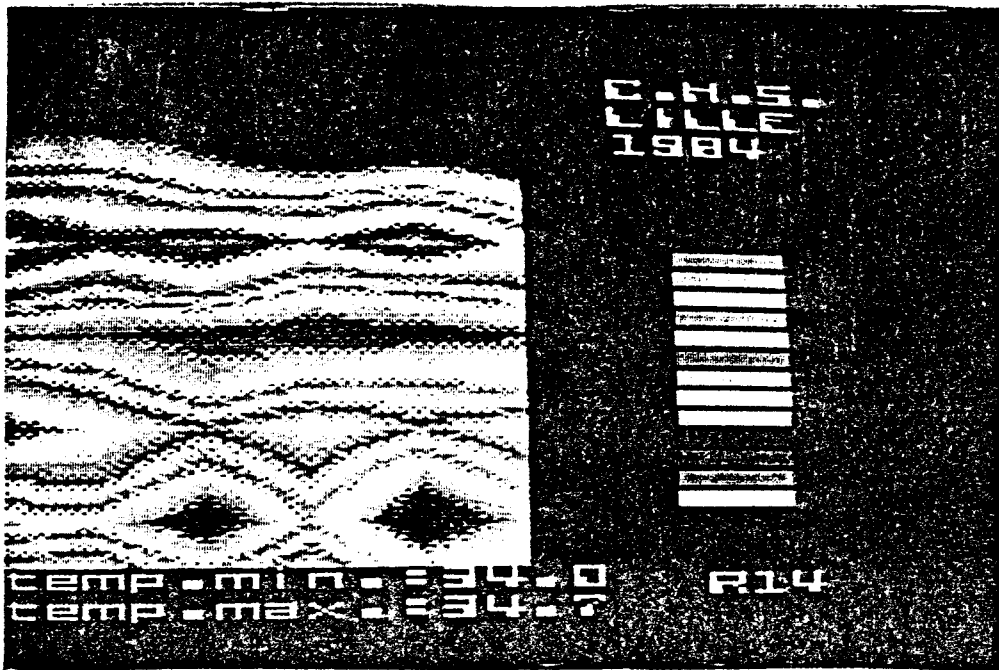


Figure III.23. : Détection de cylindres de diamètre 18 mm
à une profondeur de 3,5 cm.

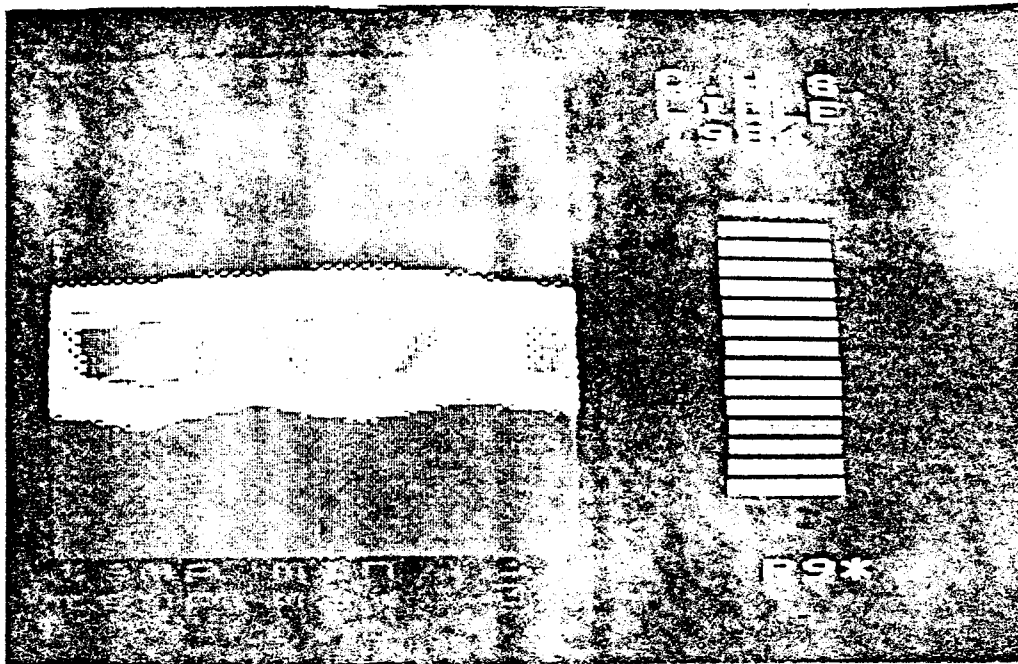


Figure III.24. : Détection de cylindre de diamètre 0,5 cm
sous la surface.

la zone pathologique.

A partir des 72 données le programme est donc chargé d'effectuer les interpolations nécessaires pour exploiter au mieux la résolution du calculateur (200 x 140), d'affecter les couleurs correspondantes, d'afficher les points correspondants. Une carte thermique à l'échelle 1 correspond à environ 1700 interpolations.

Dans un premier temps les programmes ont été écrits en langage basic : le temps nécessaire au traitement d'une carte était alors de 8 mn soit plus d'1/4 d'heure pour obtenir l'image complète.

Par la suite, le temps calcul a pu être ramené de 16 mn à 8 mn en utilisant un basic compilé.

L'étape suivante consiste à écrire directement le programme en langage machine (6502 pour l'apple II), tout en utilisant les routines du moniteur apple dont les entrées et les paramètres sont connus.

Un tel programme de traitement en temps réel fonctionne. Il permet d'effectuer les interpolations nécessaires ainsi que l'affichage pendant l'intégration du signal correspondant à la constante de temps du radiomètre.

La carte est ainsi visible en temps réel et s'affine au fur et à mesure des recouvrements. Le point positif est que pour le même nombre d'interpolations, le temps calcul passe de 8 mn (basic compilé) à 2 mn soit un rapport 1/8 par rapport au basic initial.

Malheureusement un tel traitement temps réel n'autorise pas de traitement des données ni l'échelle répartie.

Il est cependant prouvé qu'un programme assembleur permettant de visualiser des fichiers déjà traités, serait très intéressant, le temps dépensé à sa mise au point ne se justifiant que s'il est appelé à être utilisé très fréquemment.

CHAPITRE 4

resultats d'experimentations
sur animaux—
essais cliniques

IV.1. INTRODUCTION

Les systèmes une fois réalisés, et leur fonctionnement défini, nous travaillons d'une part sur les méthodes d'interprétation (cf. chapitre 5) et nous commençons d'autre part à utiliser les systèmes en site clinique et sur des animaux.

Nous pouvons ainsi tester leurs performances, optimiser leur facilité d'emploi et également définir de nouveaux domaines d'application.

Les résultats rapportés ci-dessous ont été obtenus lors de campagnes de mesure effectuées :

- au centre de Radio-biologie (C.E.A. - C.N.R.Z., Jouy en Josas)
- au centre anti-cancer Oscar Lambret (Lille)
- au laboratoire de thermorégulation (Faculté de Médecine de Lille).

IV.2. ETUDE DES EFFETS INFLAMMATOIRES DES RAYONS IONISANTS

IV.2.1. Problème posé et méthode de travail

"Le développement dans l'industrie métallurgique des techniques de radiographie (gammagraphie industrielle) utilisant de puissantes sources de rayonnement ionisant a multiplié, ces dix dernières années, les cas d'irradiations locales chez l'homme ; quelques cas d'expositions à partir d'irradiations à usage médical ont aussi été décrits" (Rapport du C.E.A.)".

Compte tenu de ce problème, le laboratoire de Radiologie (C.E.A. - C.N.R.Z., Jouy en Josas, MM. DABURON, FAYART, LEFAIX, REMY et HAAG) travaille à l'étude des effets inflammatoires à partir de procédés atraumatiques dans le but de suivre les progrès des inflammations au cours du temps, d'en tirer les lois d'évolution et de tester l'efficacité des médicaments appropriés.

IV.2.2. Méthode

Les essais se déroulent de la manière suivante :
Des porcs sont soumis à une dose de rayons ionisants localisés sur une surface de 10 x 20 mm au niveau de la cuisse.

Des relevés sont ensuite effectués dans les jours qui suivent cette irradiation à l'aide d'un radiomètre T.M.O. fonctionnant à 3 GHz. Les mesures sont complétées par un relevé identique effectué sur un porc témoin [32].

Jusqu'à maintenant, l'étude consistait à observer l'évolution des relevés radiométriques à 3 GHz jusqu'à environ 30 jours après l'irradiation.

Après plus d'un an de travaux, ayant obtenu de bons résultats quant au suivi des irradiations induites, le C.E.A. a souhaité effectuer une série de relevés conjoints à 3 et 1,5 GHz pour voir s'il

était possible d'obtenir des informations sur les gradients thermiques s'établissant en profondeur.

IV.2.3. Mise en oeuvre

La zone explorée mesure environ 12 x 10 cm et est centrée sur la pastille d'irradiation.

Les mesures sont reportées sur une grille standard telle présentée (figure IV.1). Sont également reportées sur cette grille les informations suivantes :

- numéro d'identification du porc
- nombre de jours depuis l'irradiation
- température ambiante
- température rectale au début et en fin de mesure (en effet soumis à une anesthésie générale, les animaux voient leur température interne baisser au cours de la demie heure de mesure. On tiendra compte de cette variation si elle est importante).

Afin de limiter au maximum l'effet de refroidissement décrit ci-dessus les mesures aux deux fréquences sont alternées en remplissant une ligne de la grille à 3 GHz puis une ligne de la grille à 1,5 GHz ect... soit 6 mesures consécutives à la même fréquence.

IV.2.4. Problèmes rencontrés

Des problèmes dûs à la pollution électromagnétique extérieure se sont manifestés.

Situé à proximité de réémetteurs de télévision, et de nombreux radars (Thomson et aéroport de Villacoublay), notre radiomètre 1,5 GHz ODAM s'est trouvé saturé lorsque la sonde n'était pas appliquée.

Porc. N°: 4960

Date: 26.3

J+: 7

Or. dist.

Or. pin

348	350	367	348	348	348
351	343	363	357	354	350
351	362	374	366	365	362
354	370	384	375	368	366
357	372	380	381	363	361
365	378	380	390	374	368
372	374	376	351	376	372
364	363	372	370	372	366
368	372	374	365	363	370
366	374	350	373	375	366

Or. hauteur:

Figure IV.1. : Exemple de grille de mesures effectuées sur un porc.

Une fois la sonde mise au contact du milieu (cuve d'étalonnage par exemple) la mesure a été possible à la condition expresse de ne modifier la position ni du câble ni de l'appareil lui-même.

Des essais effectués dans une chambre plombée ont montré que le signal capté par le radiomètre pouvait être fonction de l'ouverture de la porte de cette chambre !

Non étanche au rayonnement EM, cette chambre antiradiations n'a pas pu être utilisée pour nos mesures. Ce problème de couplage au champ extérieur, qui lorsque le système est fixe ne fait que rajouter un offset, ne s'est pas manifesté au laboratoire où par commodité les objets servant de modèles sont mobiles à la différence des capteurs et du récepteur.

Un certain nombre de grilles ont cependant pu être relevées grâce à l'utilisation de feuilles d'aluminium entourant soigneusement à la fois le câble souple et le récepteur.

Notons que le radiomètre hybride fonctionnant à 1,5 GHz qui est blindé et ne possède pas de câble souple devrait être moins sensible aux rayonnements parasites extérieurs.

IV.2.5. Résultats

Des relevés sur une même zone aux deux fréquences sont donnés (figure IV.2 à IV.4.).

Les cartes radiométriques aux deux fréquences présentent une certaine similitude au niveau des zones thermogènes tandis que les intensités relevées sont différentes.

La prochaine campagne de mesures prévue au C.E.A. verra l'utilisation de trois radiomètres (1, 3 et 10 GHz).

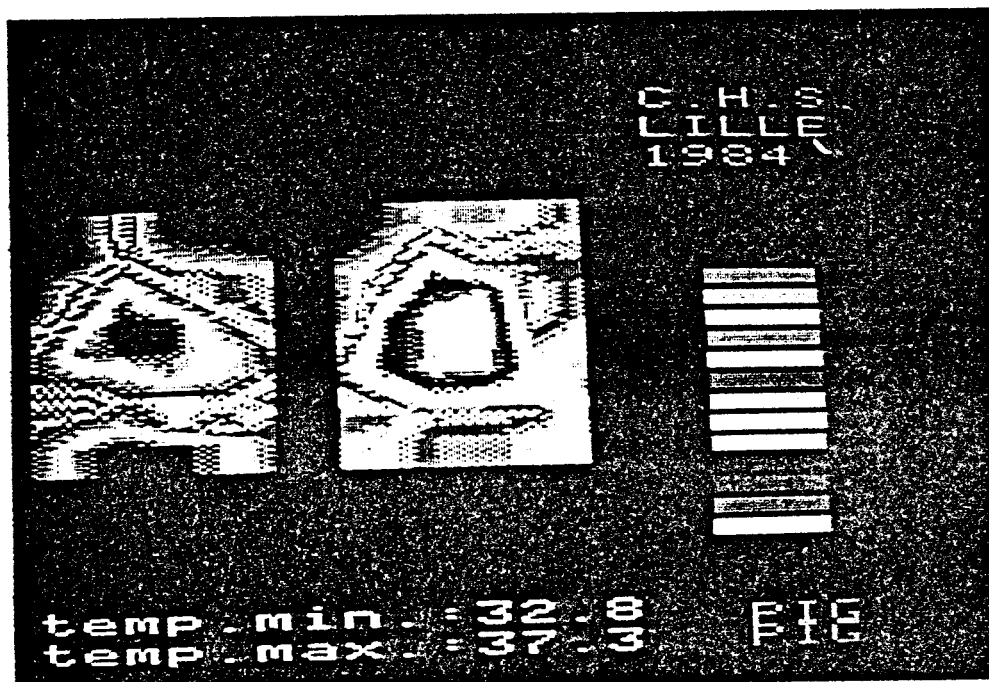


Figure IV.2. : Cartes radiométriques à 1,5 GHz et 3 GHz relevées sur un porc (12 x 12 cm) - (C.E.A. - C.N.R.Z.).

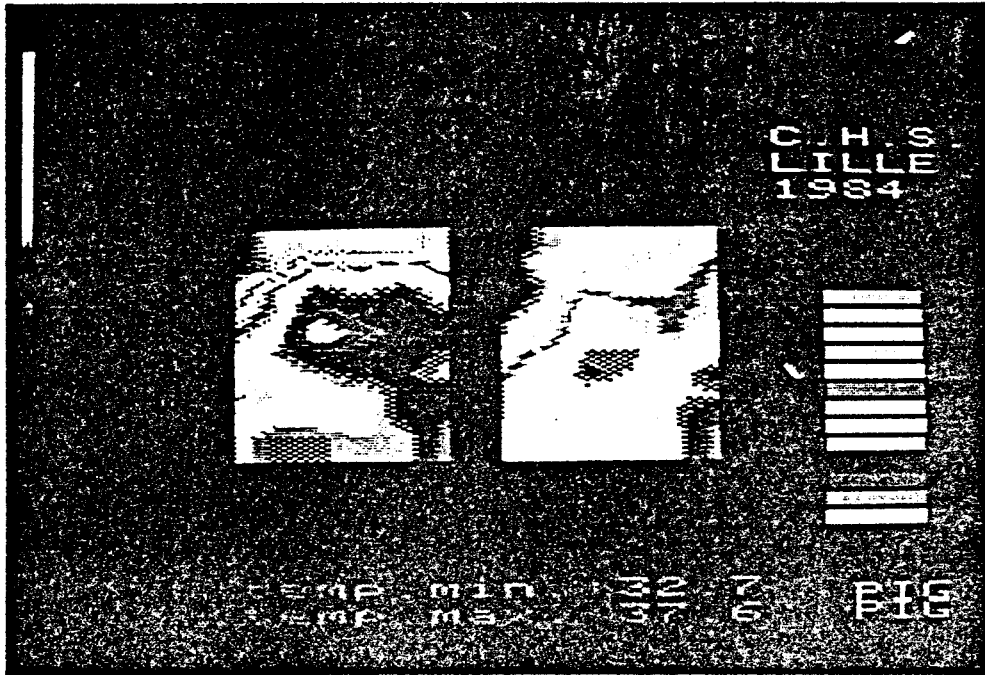


Figure IV.3. : Cartes radiométriques relevées à 1,5 et 3 GHz sur le porc (C.E.A. - C.N.R.Z.).

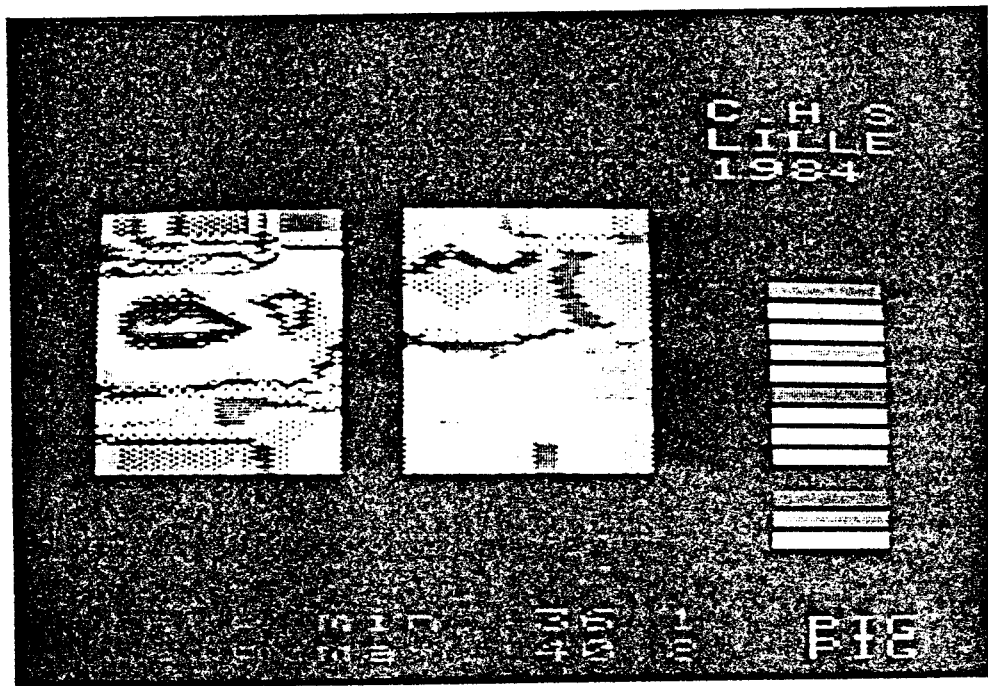


Figure IV.4. : Cartes radiométriques relevées à 1,5 et 3 GHz sur le porc (C.E.A. - C.N.R.Z.).

IV.3. ESSAIS CLINIQUES EN CANCEROLOGIE

IV.3.1. Problèmes posés et méthode de travail

L'un des premiers objectifs de la T.M.O. (dès 1976) a été la détection des tissus hyperthermiques ou hypothermiques correspondant à des lésions cancéreuses en cours d'évolution ou à des tissus nécrosés.

Les premières études ont été effectuées par BARRET et MYERS [35] et EDRICH [36]. Les premiers systèmes T.M.O. réalisés au Centre Hyperfréquences et Semiconducteurs par A. MAMOUNI [22] puis par D.D. NGUYEN [20] et en collaboration avec le C.T.B. INSERM de Lille ont donné lieu à plusieurs campagnes en milieu clinique. (Strasbourg, Dr. GAUTHERIE, Nancy, Dr. ROBERT).

Parallèlement, des travaux du même type étaient réalisés par LUDECKE [34].

Ces études se sont révélées intéressantes de par le fait que la T.M.O. s'est montrée capable de mettre en évidence l'existence de gradients thermiques associés à des pathologies cancéreuses.

Malheureusement les précédents systèmes ne comprenant qu'une seule sonde, leur utilisation et le traitement des données radiométriques étaient relativement lourds.

Les essais cliniques que nous avons réalisés ont été effectués au Centre Oscar Lambret de Lille (Pr. GIAUX, Dr. DELANNOY, Dr. PREVOST). Des cartes radiométriques ont été relevées sur des patients présentant des pathologies thermogènes du sein (tumeurs).

Ces essais cliniques répondent à plusieurs objectifs. Tout d'abord nous avons testé in situ le radiomètre multisonde 3 GHz, afin de montrer que le concept de multisonde est viable et présente beaucoup d'avantages.

Pour cela nous avons dû résoudre de nombreux problèmes pratiques et adapter les logiciels et procédures, ceci afin de réduire au

maximum les contraintes du côté opérateur et du côté patient et permettre une utilisation fiable et en routine du matériel.

Enfin, après avoir résolu les problèmes techniques, nous pensons avoir obtenu des résultats susceptibles de prouver l'intérêt et la faisabilité de l'intégration de la T.M.O. dans les processus d'aide au diagnostique et de suivi des tumeurs.

IV.3.2. Influence de la thermostatisation des capteurs

Le relevé des courbes d'étalonnage des six capteurs constituant la multisonde s'effectue en relevant deux points de la droite d'étalonnage de chaque capteur.

Les températures extrêmes sont choisies de part et d'autre de la température de référence, dans la plage de variation de température où l'on va travailler soit entre 34°C et 40°C.

L'étalonnage s'effectuant toujours quelques minutes avant le relevé de la carte radiométrique, la multisonde se trouve donc globalement portée à la température d'étalonnage (température du bain) soit 34° C ou 40° C.

Nous présentons (figure IV-5) l'évolution des mesures radiométriques sonde par sonde, sur une zone saine (supposée homogène) après un étalonnage à 34° C.

On constate un phénomène de dérive conjointe des six capteurs vers des températures plus importantes. Ceci s'explique par le fait que la sonde dont la surface au contact est importante, va refroidir le milieu lors des premiers relevés, ce phénomène s'atténuant progressivement pour disparaître au-delà de la 10ème mesure.

Il était tout à fait possible de corriger à posteriori cette dérive.

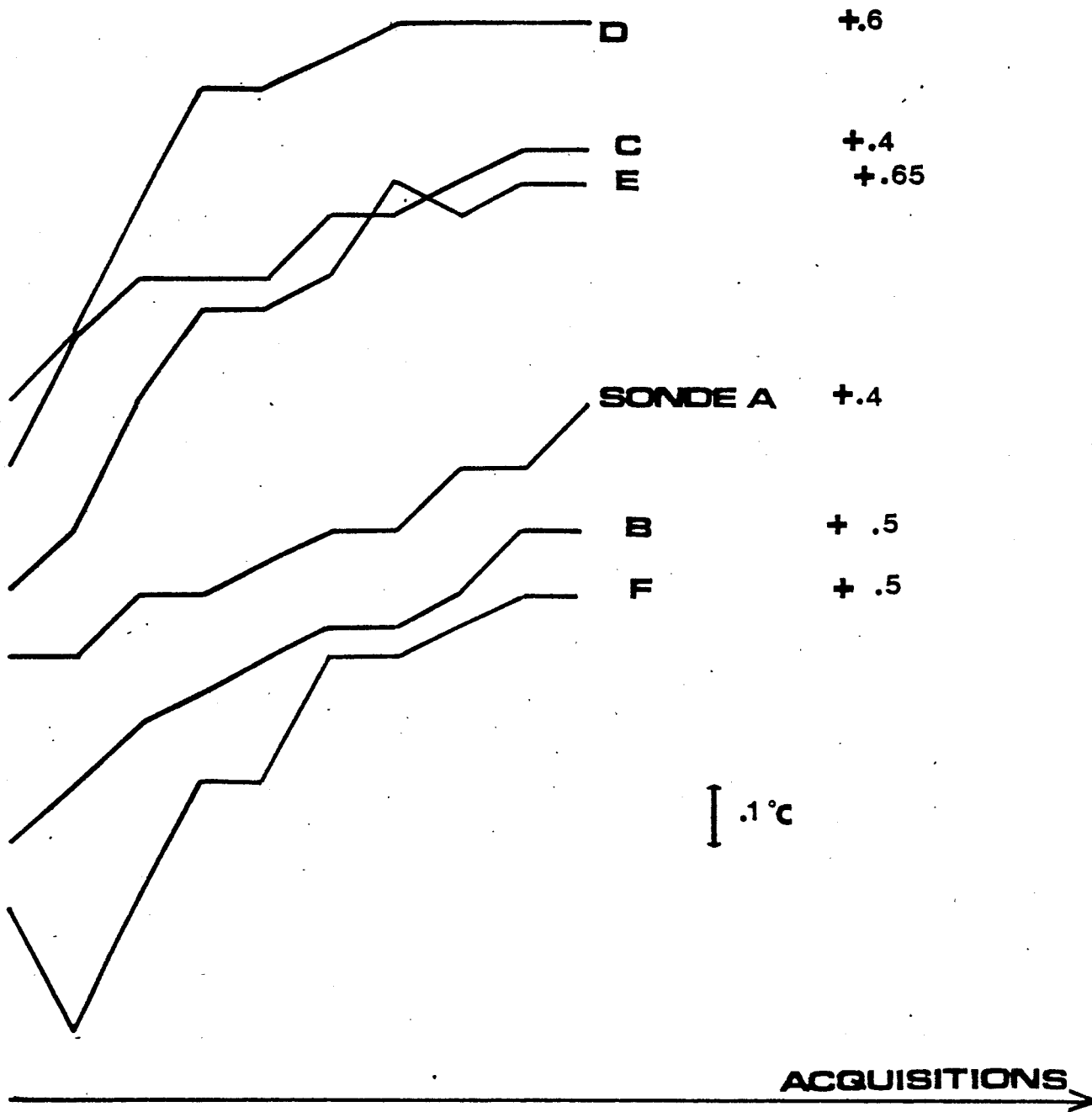


Figure IV.5. : Dérive des indications des capteurs pour un étalonnage à 34° C.

Nous avons préféré tenté de modifier les valeurs des points d'étalonnage habituellement choisis, passant de 34° - 40° C, à 35° - 38° C ; la multisonde se trouve ainsi portée à 35° C en début d'exploration.

Nous présentons (figure IV-6) les dérives obtenues pour ces nouvelles valeurs. Le résultat global est indiscutablement meilleur.

Nous avons donc décidé de laisser les températures d'étalonnage au choix de l'utilisateur. Dans le cas d'un suivi, l'opérateur devra donc placer la multisonde au contact d'un bain thermostaté au plus près de la température moyenne qu'il s'attent à trouver lors de l'exploration.

IV.3.3. Procédure d'étalonnage finale

Plusieurs constatations vérifiées au fur et à mesure des essais, nous ont amené à modifier la procédure d'étalonnage.

Nous avons d'une part constaté la constance des pentes des droites d'étalonnage des capteurs et réduit ainsi l'étalonnage à un réglage d'offset.

Malgré les soins apportés à ce réglage d'offset (réglage précis de la température du bain, sonde maintenue sous le bain pendant un temps suffisamment long, vérification à posteriori), nous avons constaté des écarts importants entre les valeurs mesurées par les différents capteurs sur des tissus sains (supposés homogènes en température).

Nous avons donc décidé de ne plus nous attacher à vouloir mesurer des températures absolues. L'offset a donc été réglé en prenant comme référence une mesure faite sur le ventre (zone homogène).

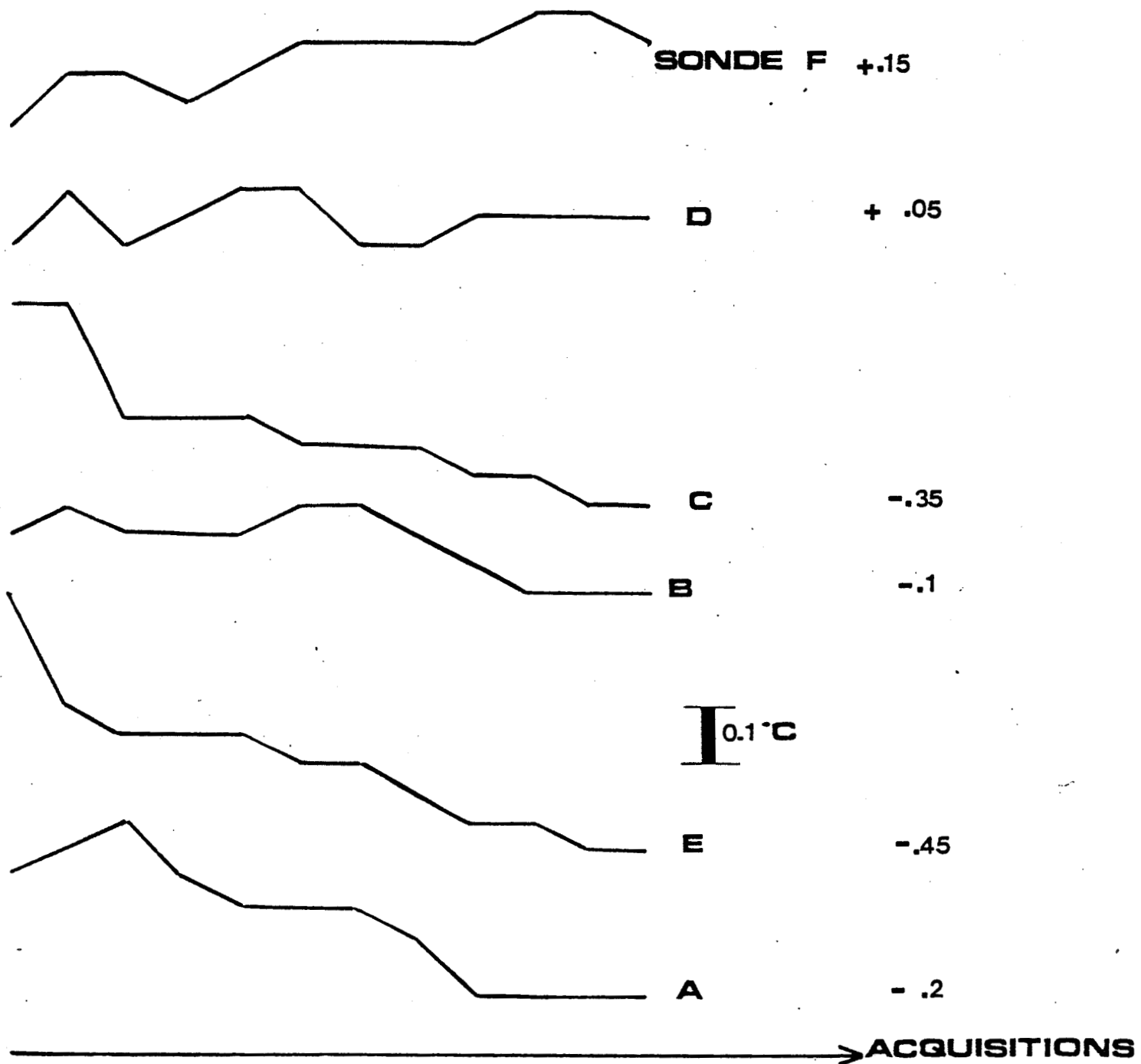


Figure IV.6. : Dérive des indications d'un capteur pour un étalonnage à 35° C.

Tous les écarts relevés par la suite seront donc des écarts relatifs par rapport à cette référence.

Avec cette procédure, les indications des six sondes sont beaucoup plus cohérentes et l'écart type calculé sur différents fichiers obtenus sur zones non pathologiques varie entre 0,3 et 0,4° C.

La procédure finale d'étalonnage est donc la suivante :

- la pente des droites d'étalonnage des différents capteurs n'est pas réévaluée (elle peut être vérifiée périodiquement),
- l'offset est réglé arbitrairement à partir d'une mesure faite directement sur la peau,
- les sondes sont maintenues à une température aussi proche que possible de celle du patient.

IV.3.4. Processus d'acquisition

Comme nous l'avons dit en II.1.3.4.1., nous effectuons deux relevés, pour chaque patient. Un premier relevé est effectué sur une zone non pathologique, un second relevé est effectué symétriquement sur la zone présentant une anomalie.^(*)

Nous résumons dans le tableau ci-dessous les améliorations obtenues grâce aux différents traitements utilisés :
(fichiers obtenus sur tissus sains - 72 mesures radiométriques).

* De caractéristiques diélectriques aussi proches que possible de la zone intéressant l'exploration radiométrique (en thermographie mammaire l'un des seins est pris comme référence).

	étalonnage sur eau		étalonnage sur la peau	
	sensibilité	ec.-type	sensibilité	ec.-type
fichiers bruts	$\pm 0,75^{\circ} \text{ C}$	$0,7^{\circ} \text{ C}$	$\pm 0,4^{\circ} \text{ C}$	$0,4^{\circ} \text{ C}$
fichiers moyen- nés (cf. III.41)	$\pm 0,35$		$\pm 0,35$	
fichiers moyennés + recouvrement (cf. III.22)	$\pm 0,3$	$0,25$	$\pm 0,2$	$0,2$

Malheureusement, si des valeurs suspectes, souvent dues à une mauvaise application de la multisonde, sont facilement décelables sur un milieu homogène, il n'en va de même sur la zone pathologique où toute valeur peut être le reflet de l'anomalie recherchée.

Nous notons malgré tout que la sensibilité "expérimentale" sur 72 acquisitions est deux fois moins bonne in situ que celle obtenue sur modèles dans de parfaites conditions de mesure ($\pm 0,1^{\circ} \text{ C}$).

IV.3.5. Résultats obtenus

Nous avons effectué, à ce jour, une vingtaine de relevés sur des patients du Centre anti-cancer Oscar Lambret.

Les résultats sont largement positifs puisqu'à une exception près, la zone thermogène a toujours été mise en évidence du côté pathologique.

Les cas observés se scindent globalement en deux :

- cartes à fort gradient où la zone thermogène apparaît très localisée,
- cartes à faible gradient mais globalement beaucoup plus chaude du côté pathologique que du côté sain.

Nous résumons dans le tableau ci-dessous les moyennes, écarts types, maximum et minimum relevés sur quelques cartes radiométriques :

		Moyenne	écart-type	Minimum	Maximum
N° 1	Sain	35,28	0,23	34,6	35,7
	Pathol.	35,49	0,21	35,1	36
2	S	36,48	0,24	35,9	36,9
	P	36,66	0,4	35,8	37,5
3	S	36,32	0,21	35,7	36,8
	P	36,47	0,34	35,7	37,3
4	S	34,51	0,21	33,9	34,9
	P	34,54	0,46	33,7	35,5
5	S	35,16	0,22	34,4	35,8
	P	35,41	0,60	33,9	36,6
6	S	33,5	0,11	33,2	33,7
	P	33,13	0,63	31,7	34,4
8	S	33,3	0,31	32,6	34
	P	35,11	0,19	34,6	35,5
9	S	34,45	0,34	33,6	35,1
	P	35,6	0,26	35,2	36,2
10	S	34,3	0,20	33,8	34,6
	P	34,9	0,19	34,4	35,4
12	S	34,18	0,13	33,7	34,4
	M	34,58	0,13	34,2	34,8
13	S	33,38	0,22	32,9	33,7
	M	34,7	0,41	33,8	35,3

Le fichier n° 8 correspond parfaitement au cas d'une zone globalement thermogène (Température moyenne élevée par rapport à la zone saine et faible écart type).

Le fichier n° 6, à l'inverse, présente une faible température moyenne et un fort écart type représentatif d'une zone thermogène localisée.

Nous présentons (figure IV-7 à IV.17), les relevés radiométriques permettant de comparer zone saine et zone pathologique sur les cas cliniques que nous avons pu étudier.

IV.3.6. Prospective

Les bons résultats obtenus jusqu'à présent au cours des essais cliniques montrent le réel intérêt de la thermographie microonde multisonde.

Ces examens, s'ils devenaient systématiques pourraient donc servir utilement dans le diagnostic et l'orientation du traitement des lésions.

Il serait également très intéressant d'étudier l'évolution des cartes thermiques au cours des différents traitements mis en oeuvre. (Hyperthermie, radiothérapie, chimiothérapie).

Durant les essais réalisés au Centre, nous utilisons un prototype de laboratoire. Si l'étude est positive, il n'en reste pas moins que la nécessité d'un positionnement manuel et d'un déplacement de la multisonde par l'opérateur est un aspect négatif du système.

Il serait donc souhaitable d'envisager une automatisation du processus de déplacement par automate, permettant une systématisation des examens. Le système mécanique devrait alors être positionné correctement en termes de ligne et colonne d'une grille d'exploration mais aussi intégrer la possibilité d'une zone non horizontale. Des capteurs

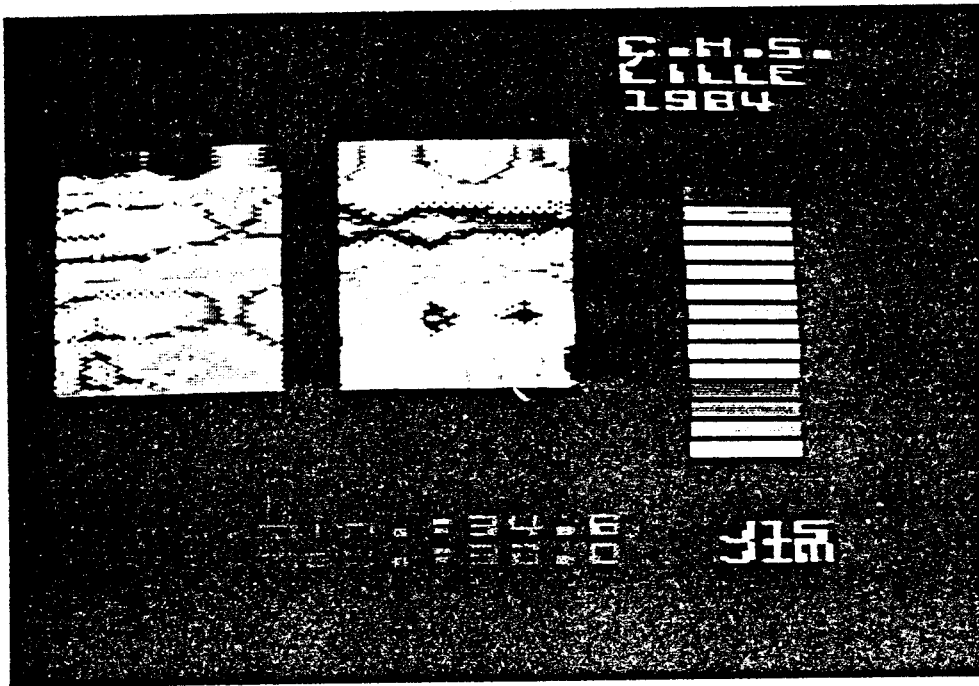


Figure IV.7. : Cartes radiométriques relevées sur patient (zone saine à gauche). (Centre Oscar Lambret, Lille)

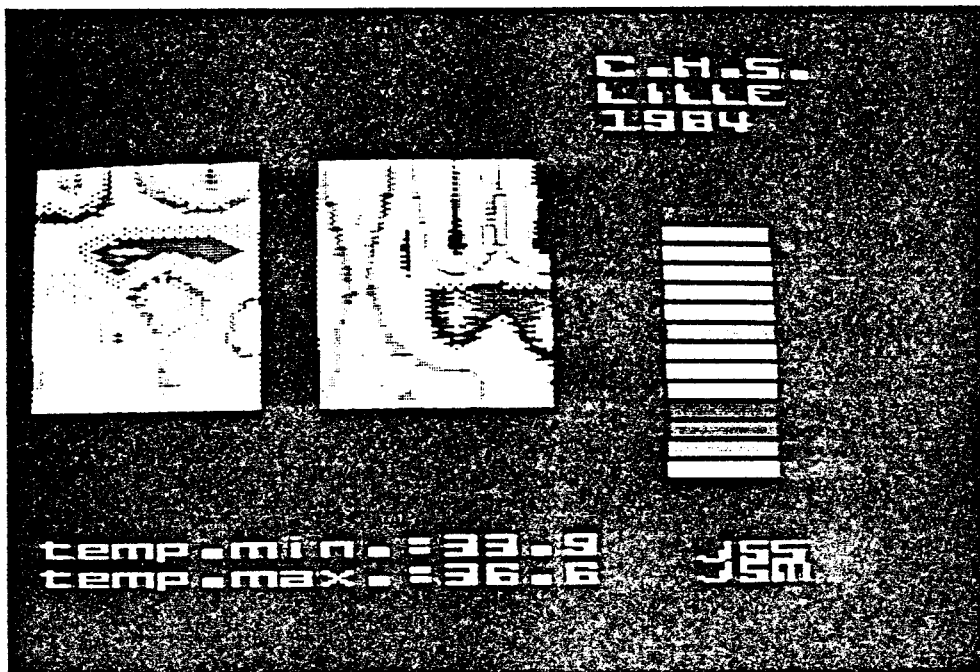


Figure IV.8. : Cartes radiométriques relevées sur patient. (Centre Oscar Lambret, Lille).

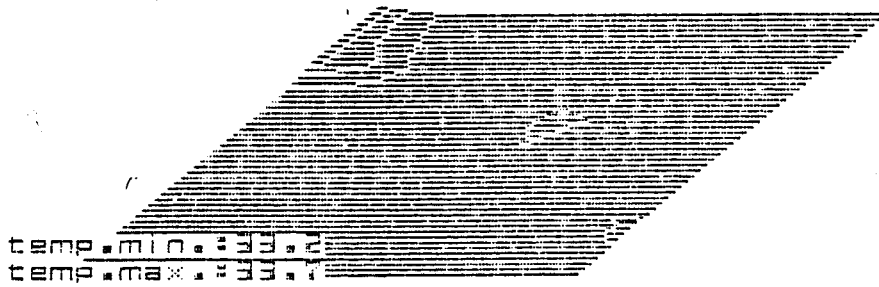
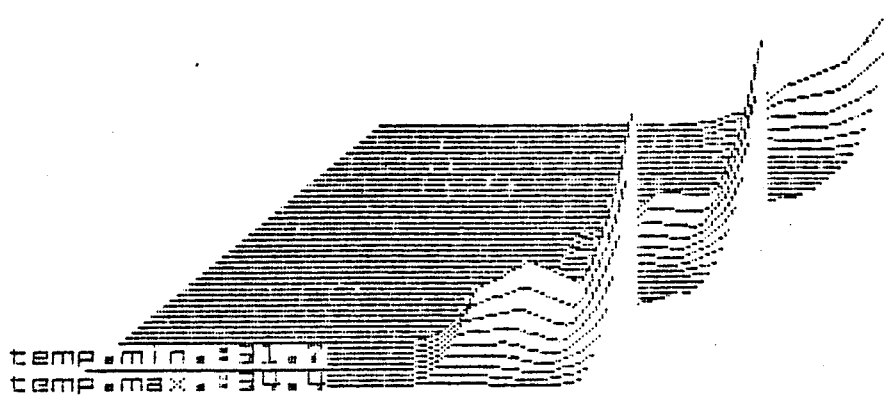


Figure IV.9. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

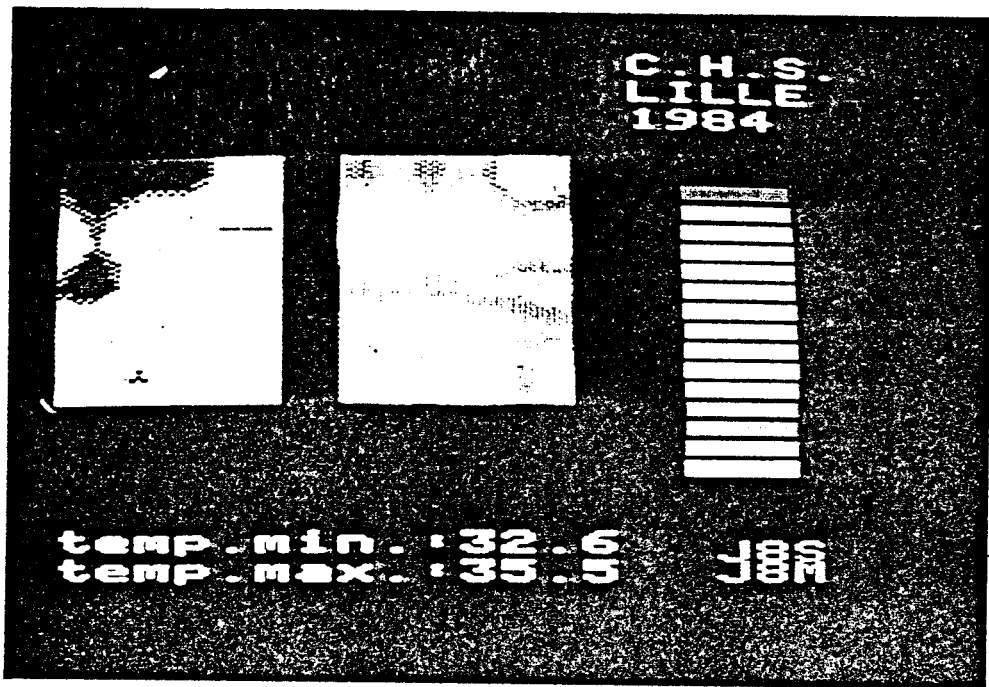


Figure IV.10. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

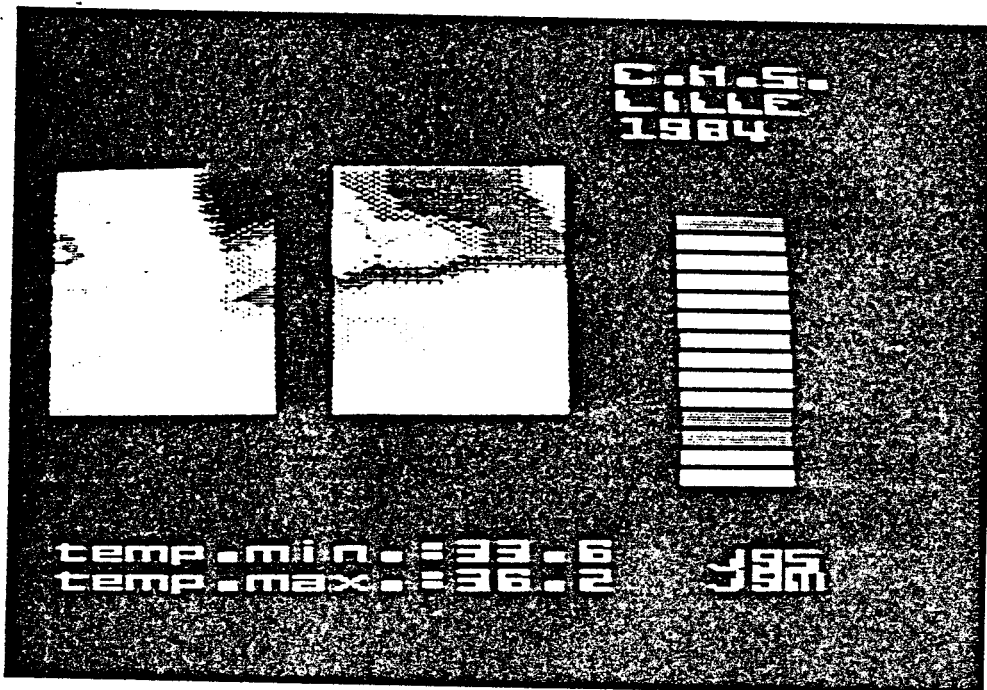


Figure IV.11. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

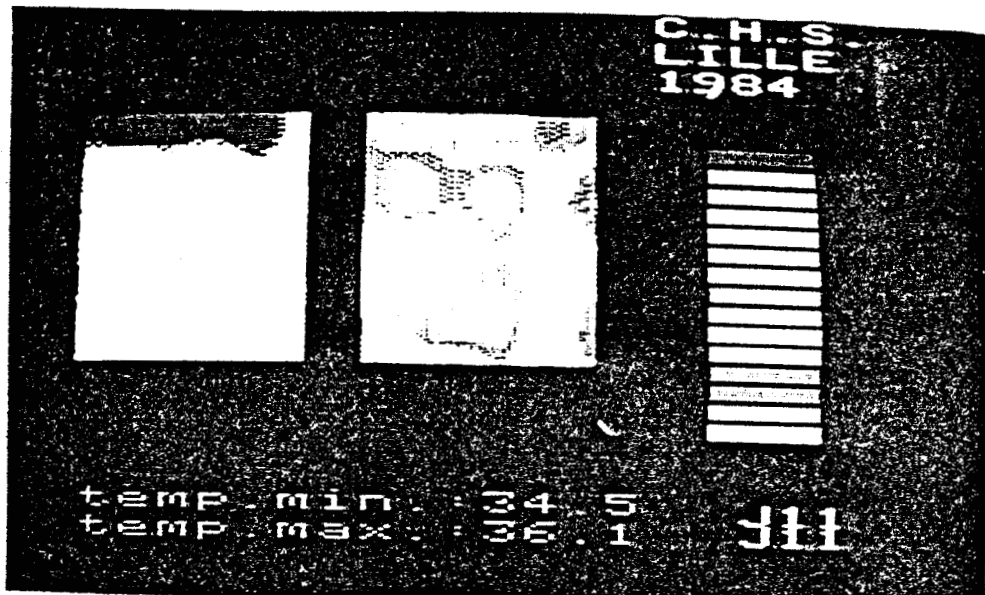


Figure IV.12. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre oscar Lambret, Lille)

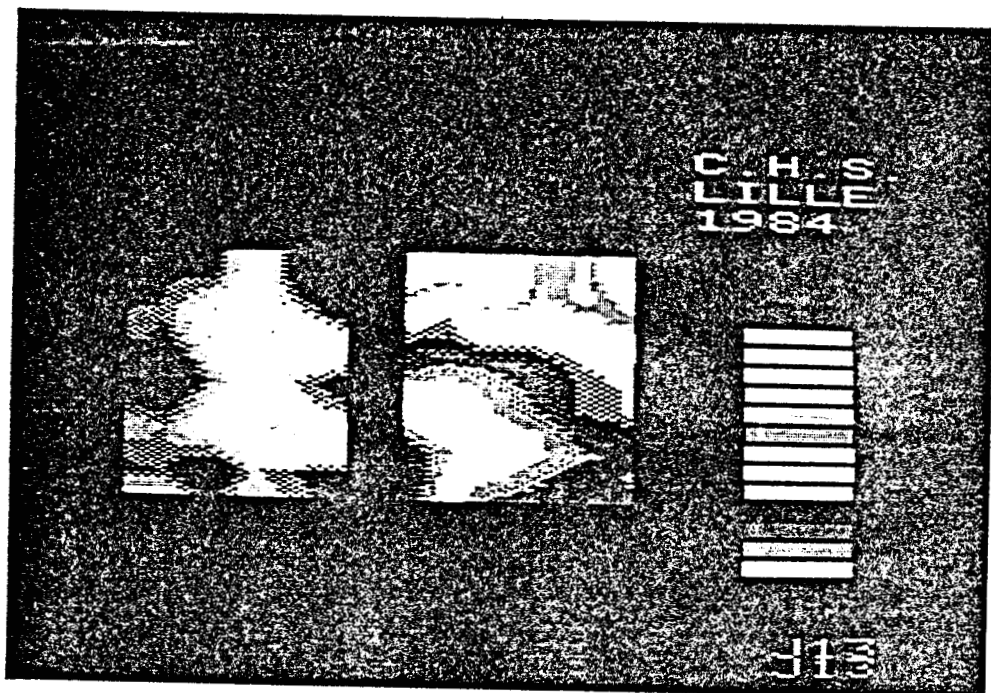


Figure IV.13. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

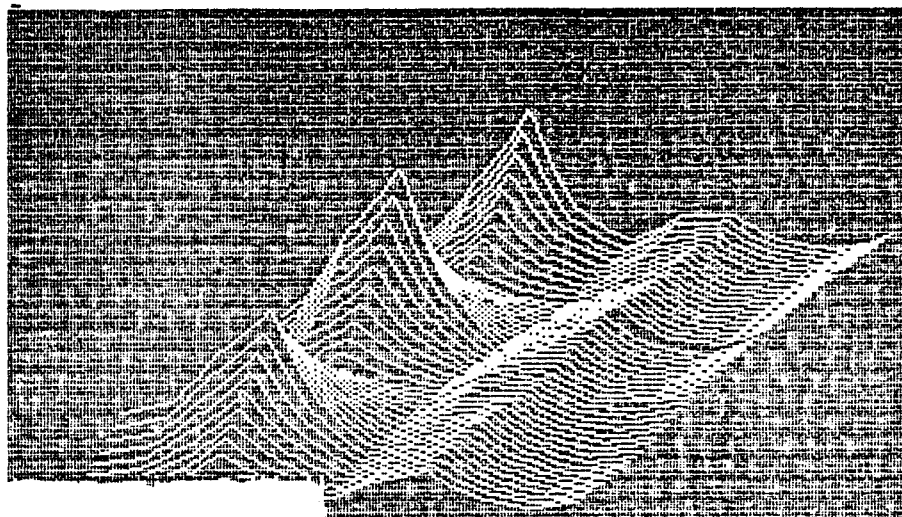


Figure IV.14. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

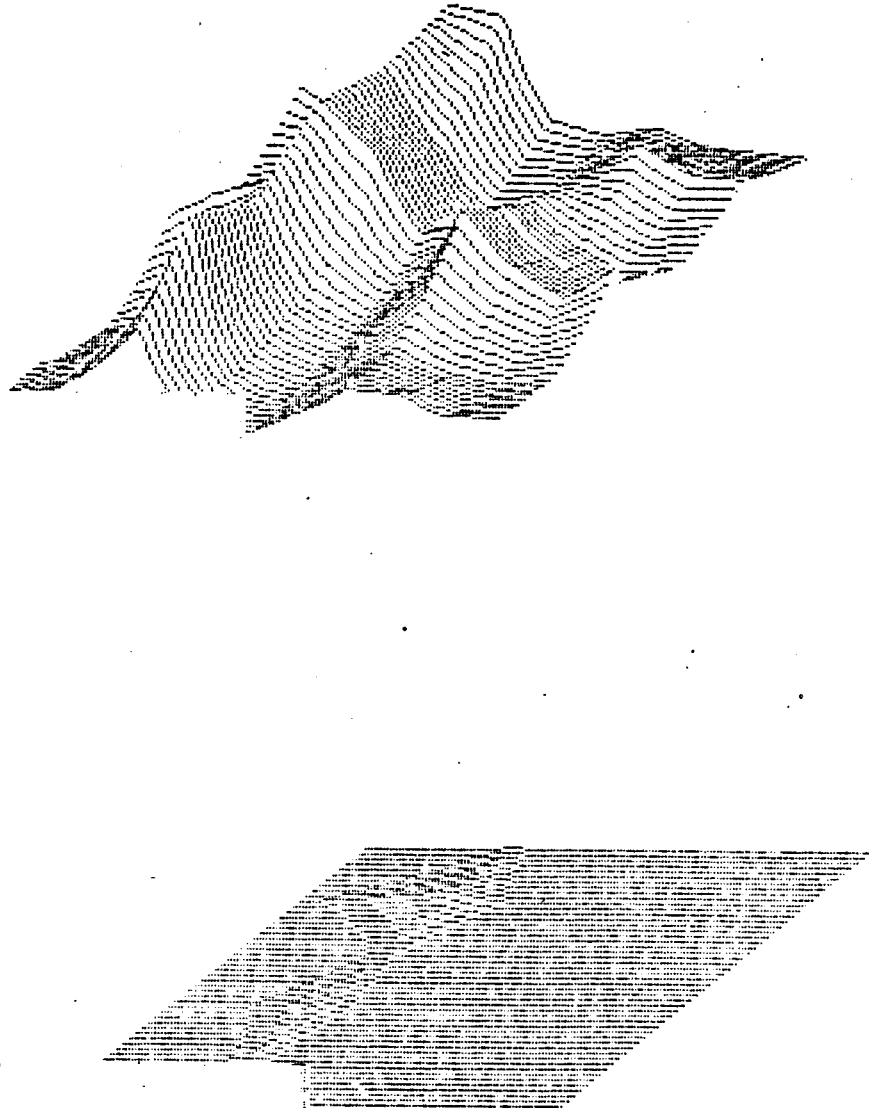


Figure IV.15. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

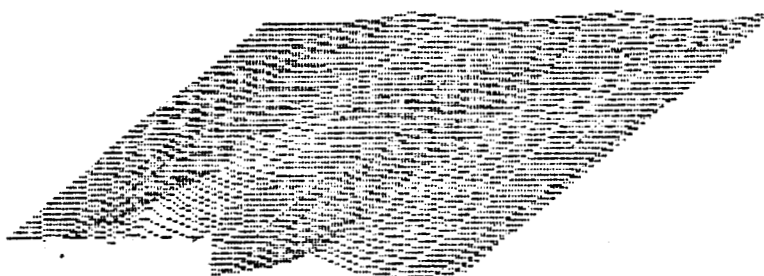
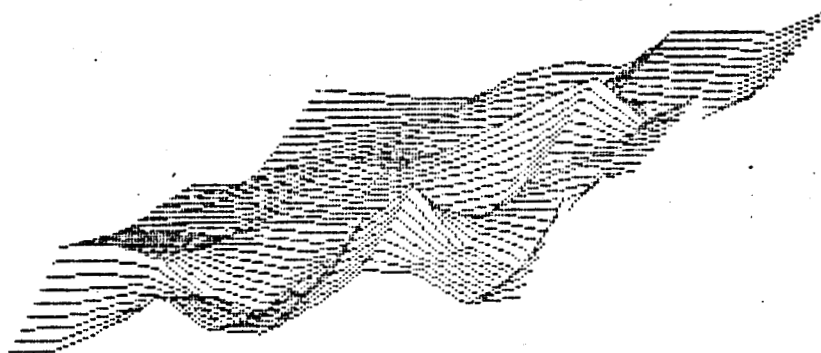


Figure IV.16. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

CENTRE OSCAR LAMBRET

NOM ^{me} ~~XXXXXXXXXX~~

Prénom

Observation N°

Date 28-3-85

Responsable du Schéma *Delouy*

Notes Particulières

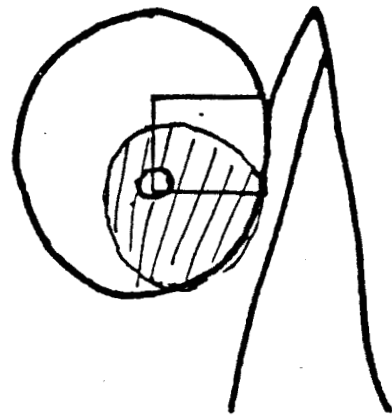
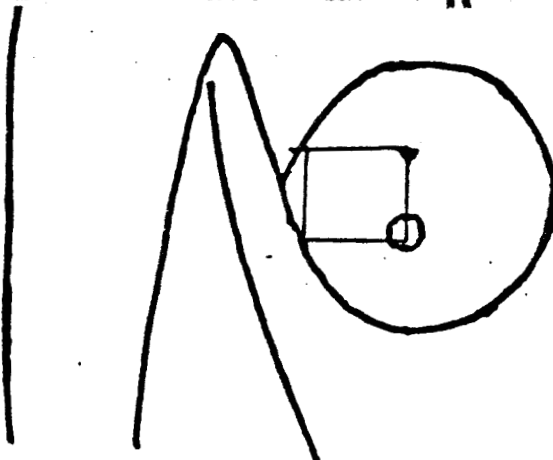
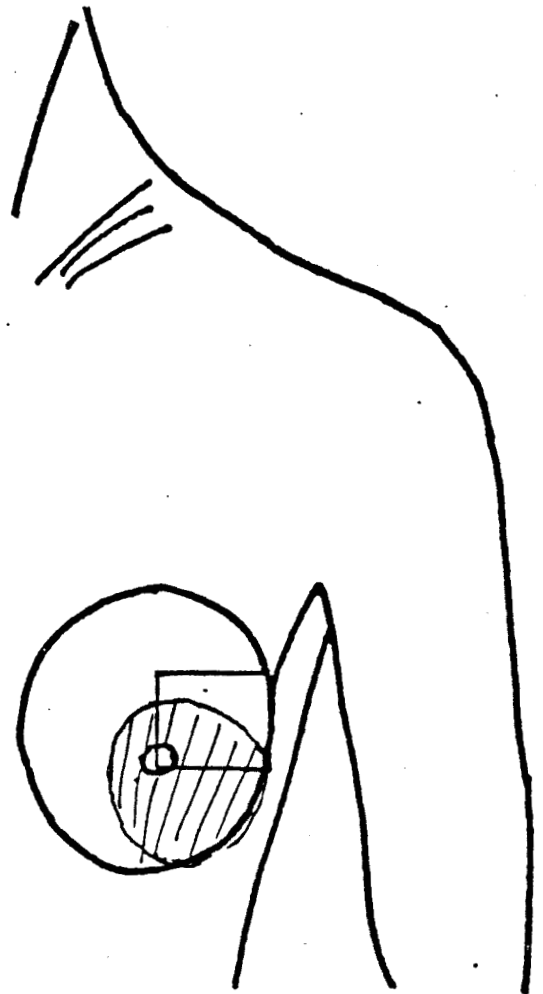
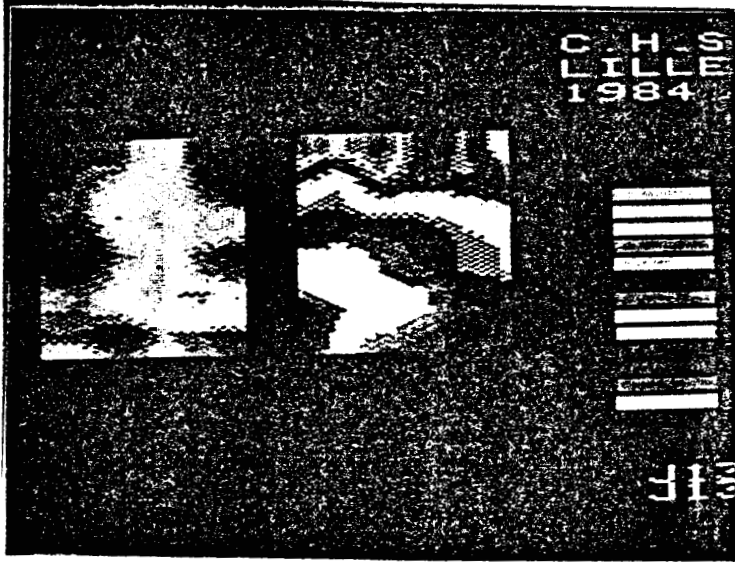


Figure IV.17. : Cartes radiométriques relevées sur patient.
(Centre Oscar Lambret, Lille)

de pression doivent également être prévus pour garantir un contact optimum des capteurs sur la peau.

IV.4. MESURE DE TEMPERATURES CEREBRALES

IV.4.1. Problème posé et méthode de travail

Cette étude est réalisée au laboratoire de thermorégulation de la Faculté de Médecine de Lille (Pr. HOUDAS, Mme CARETTE, M. LECROART).

Rappelons que les premiers essais concernant la mise en évidence par T.M.O. d'une élévation de température provoquée chez l'animal ont été réalisés dans ce laboratoire en 1977. D'autres essais y ont ensuite été effectués concernant l'ergonomie et la thermorégulation [37].

Les études rapportées ci-après sont liées au phénomène suivant :

Certains animaux (chameau) sont capables de fournir des efforts prolongés bien qu'évoluant dans un milieu très chaud. En effet, des échanges de chaleur au niveau des yeux et par l'intermédiaire d'organes spécifiques garantissent un refroidissement constant du cerveau.

Chez l'homme, de tels organes seraient présents mais la fonction ne serait pas mise en oeuvre.

L'expérience a donc consisté à immerger complètement un sujet dans un milieu chaud ou froid (respectivement bain à 38° C et 34° C) et à contrôler l'évolution de sa température à plusieurs niveaux, notamment au niveau de l'oeil par mesure Doppler, au niveau tympan par thermocouple.

Nous avons pour notre part, enregistré la température radiométrique en plaçant un capteur au niveau de la tempe du sujet.

IV.4.2. Résultats obtenus

Afin de visualiser la température mesurée au cours de la phase de réchauffement ou de refroidissement, nous avons développé un programme spécifique permettant de faire une acquisition chaque minute (l'expérience durant environ 1 heure), de matérialiser ces prises d'informations par les rayons d'un cercle, la longueur et la couleur de ces rayons étant fonction de l'écart de température entre la valeur mesurée et la température du sujet au départ.

Comme prévu, et corroborant les indications des thermocouples, la mesure radiométrique a enregistré au niveau de la tempe et avec un certain retard les variations de température du bain.

Les résultats qualitatifs de ces mesures sont donnés (figure IV-18) et (figure IV-19).

L'analyse quantitative des résultats et la comparaison des indications des thermocouples et du radiomètre sont en cours.

C.H.S.
LILLE
1986

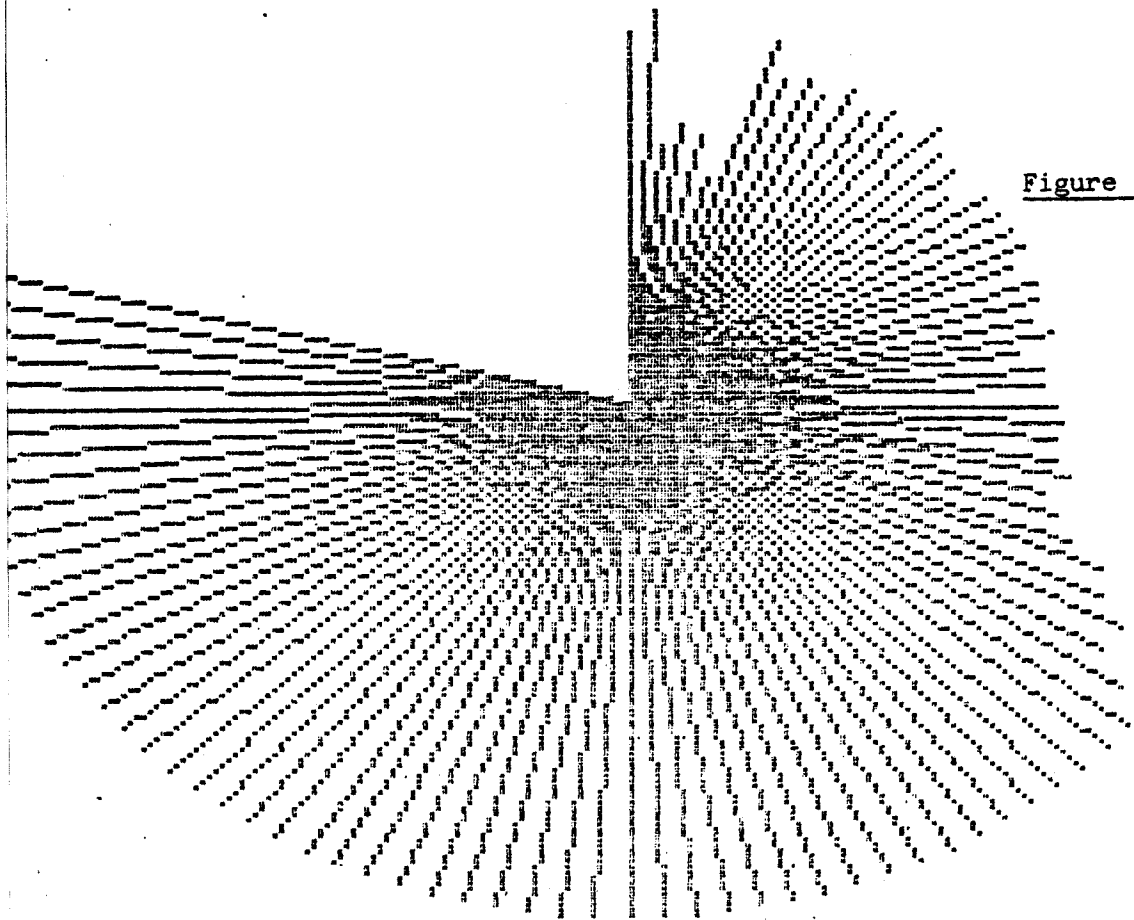


Figure IV.18 : Exemple
d'élévation
de tempé-
rature au
niveau de la
tempe.
(Laboratoire
de Thermoré-
gulation, Lille)

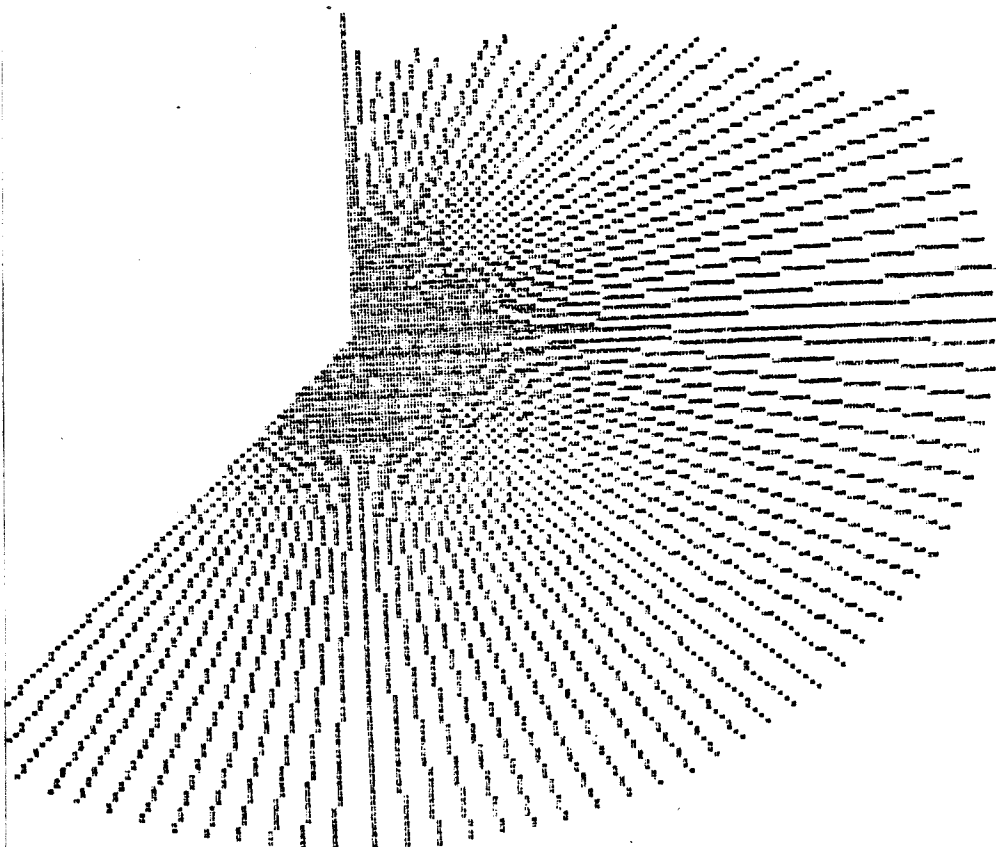


Figure IV.19. : Exemple
d'élévation
de tempéra-
ture au
niveau de
la tempe.
(Laboratoire
de Thermoré-
gulation,
Lille)

CHAPITRE 5

reconnaissance
d'objets thermiques

**V.1. RAPPELS ET REFLEXIONS SUR LES TRAVAUX ANTERIEURS DE
RECONNAISSANCE D'OBJETS THERMIQUES (R.O.T.)**

V.1.1. Rappels

* M. HOCHEDÉZ a proposé pour la première fois une méthode de reconnaissance d'objets thermiques [12].

Comme nous l'avons rappelé au chapitre I, la puissance captée par un récepteur, provenant d'un élément de volume Δv_i s'écrit :

$$P(f) = K |E_i(f)|^2 T_i(x, y, z) \Delta f \quad (1-V)$$

où K est un paramètre dépendant du milieu sous investigation.

La puissance totale étendue au volume couplé à la sonde est alors :

$$P(f) = A \sum_{i=1}^{\infty} |E_i(f)|^2 T_i(x, y, z) \Delta f \quad (2-V)$$

On considère un milieu très dissipatif (muscle, eau) et l'on admet pour module du champ :

$$E(x, z) = E_0 \cos \frac{\pi x}{a} \exp\left(\frac{-z}{\delta}\right) \quad (3-V) \quad (\text{figure V-1})$$

Ce qui revient à admettre qu'il n'existe aucune diffraction et que le volume utile se situe dans le prolongement de la sonde.

Considérons alors un objet parallélépipédique porté à une température $T_0 + \Delta T$, immergé dans un milieu à T_0 , (figure V-2), à une profondeur z .

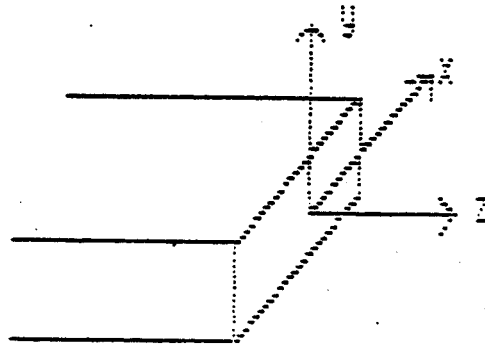


Figure V.1. : Orientation des axes.

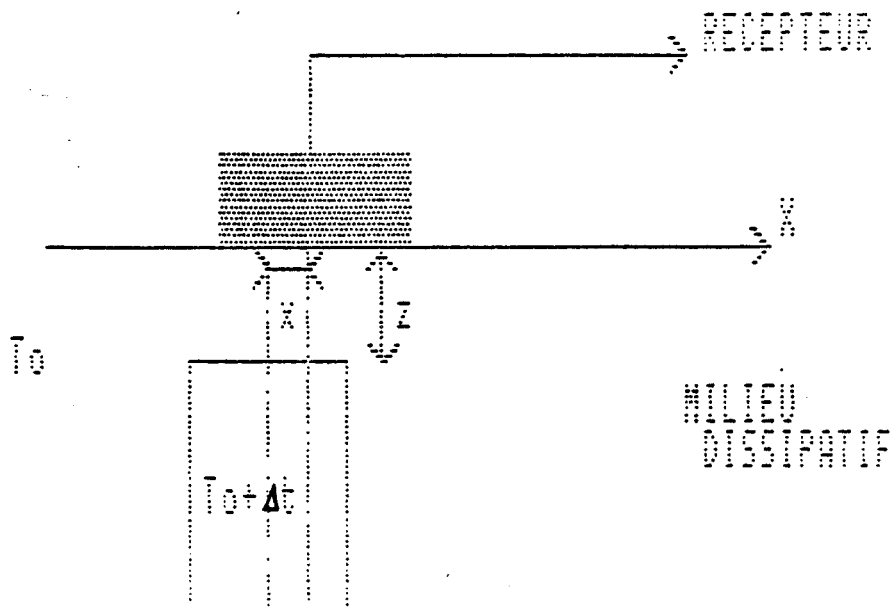


Figure V.2. : Configuration expérimentale.

L'écart de température ΔT_m mesuré par le radiomètre s'exprime par la relation : (modèle bidimensionnel) :

$$\frac{\Delta T_m}{\Delta T} = \frac{\iint_{\text{objet}} \cos^2 \frac{\pi x}{a} e^{-z/\delta} dx dz}{\iint_{\infty} e^{-z/\delta} \cos^2 \frac{\pi x}{a} dx dz} \quad (4-V)$$

Le rapport $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$ a été calculé pour différents objets en fonction de leur position sur un axe ox (figure V-2) et on a pu constater la concordance de ces calculs avec les relevés expérimentaux (figure V-3).

Ces courbes, relevées ou calculées, peuvent être caractérisées par deux paramètres ; la largeur à mi-hauteur L et la valeur maximale de $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$.

Si l'on trace L en fonction du diamètre de l'objet, on peut obtenir un abaque (figure V-4) permettant de retrouver le diamètre à partir d'un relevé expérimental.

De la même manière, il est possible de représenter les évolutions de $\frac{\Delta T_{m \max}(f_1)}{\Delta T_{m \max}(f_2)}$ (Rapport des écarts maximum de température relevés à deux fréquences) en fonction du diamètre D de l'objet et de la profondeur de celui-ci (figure V-5).

Le principe de cette méthode d'interprétation peut être résumé sur l'organigramme suivant qui doit permettre de retrouver la taille de l'objet, sa profondeur et ΔT dans la mesure où les hypothèses sont satisfaisantes.

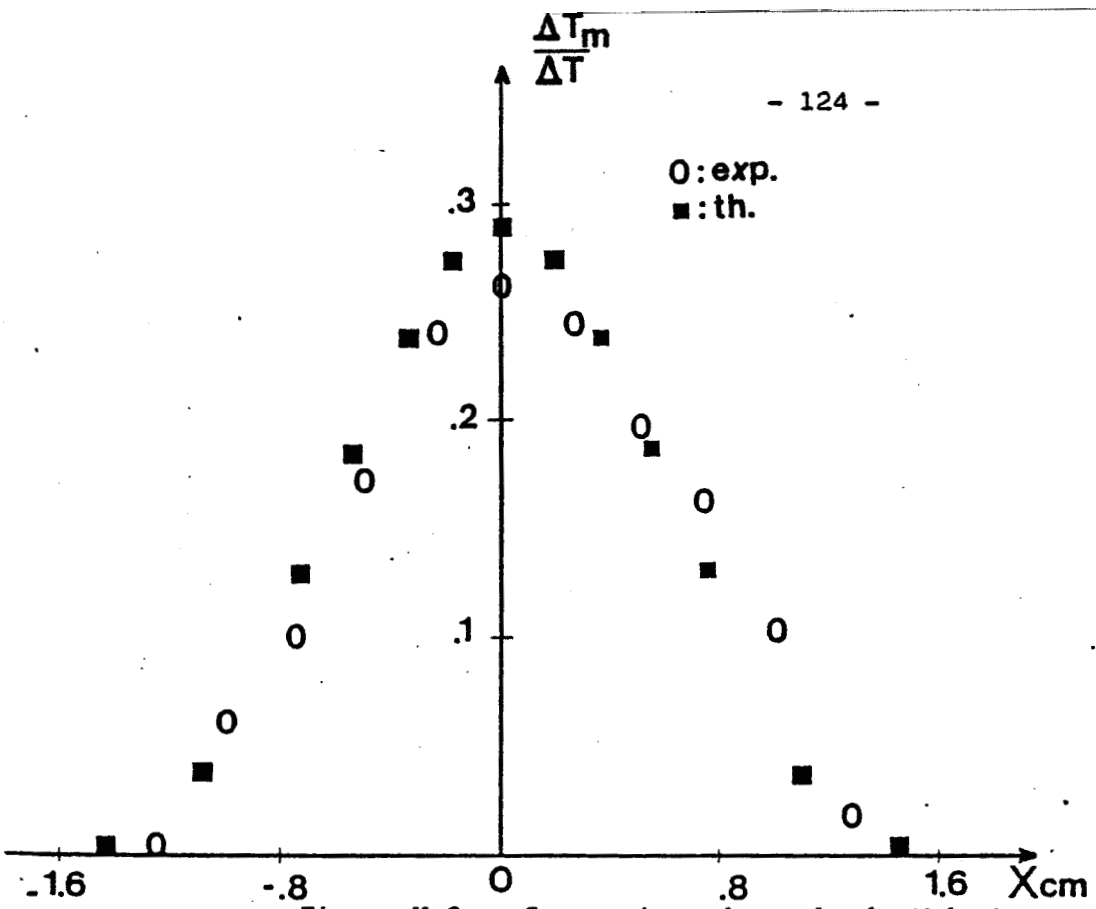


Figure V.3. : Comparaison des relevés théoriques et expérimentaux (3 GHz).

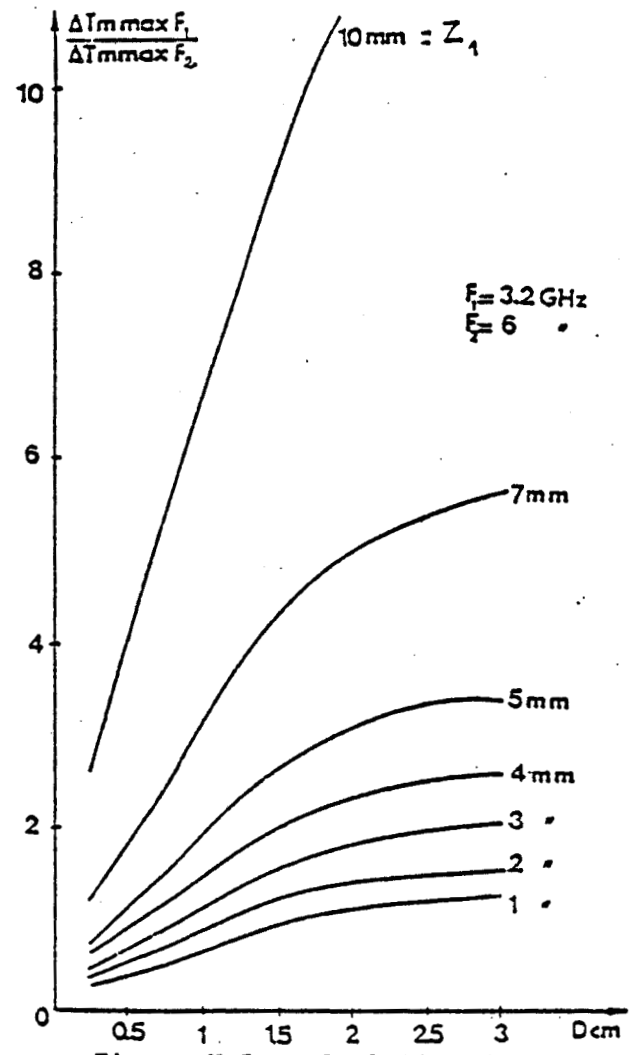


Figure V.5. : Evolution du rapport :

$$\frac{\Delta T_{m \max} \text{ 3,2 GHz}}{\Delta T_{m \max} \text{ 6 GHz}}$$

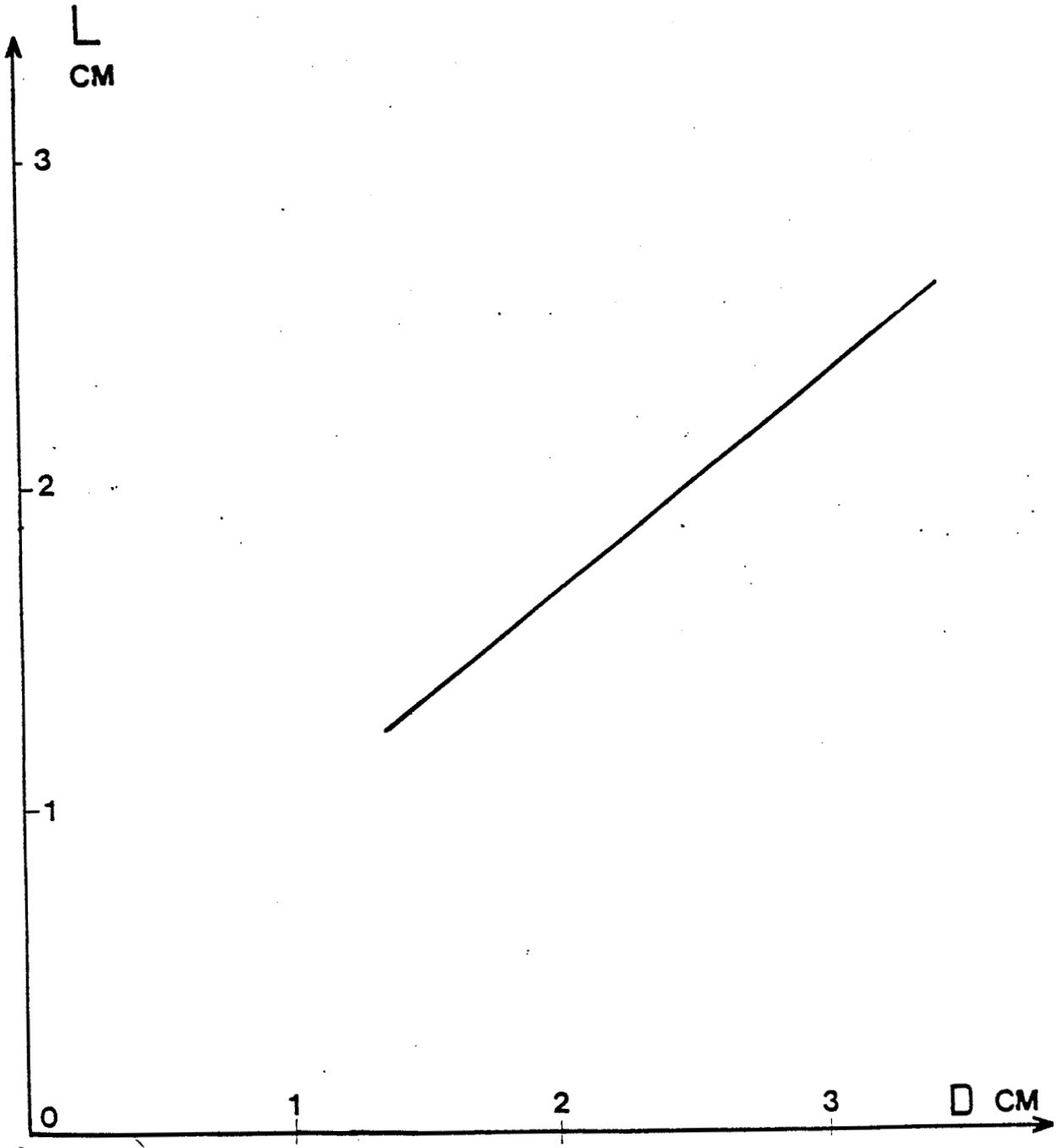
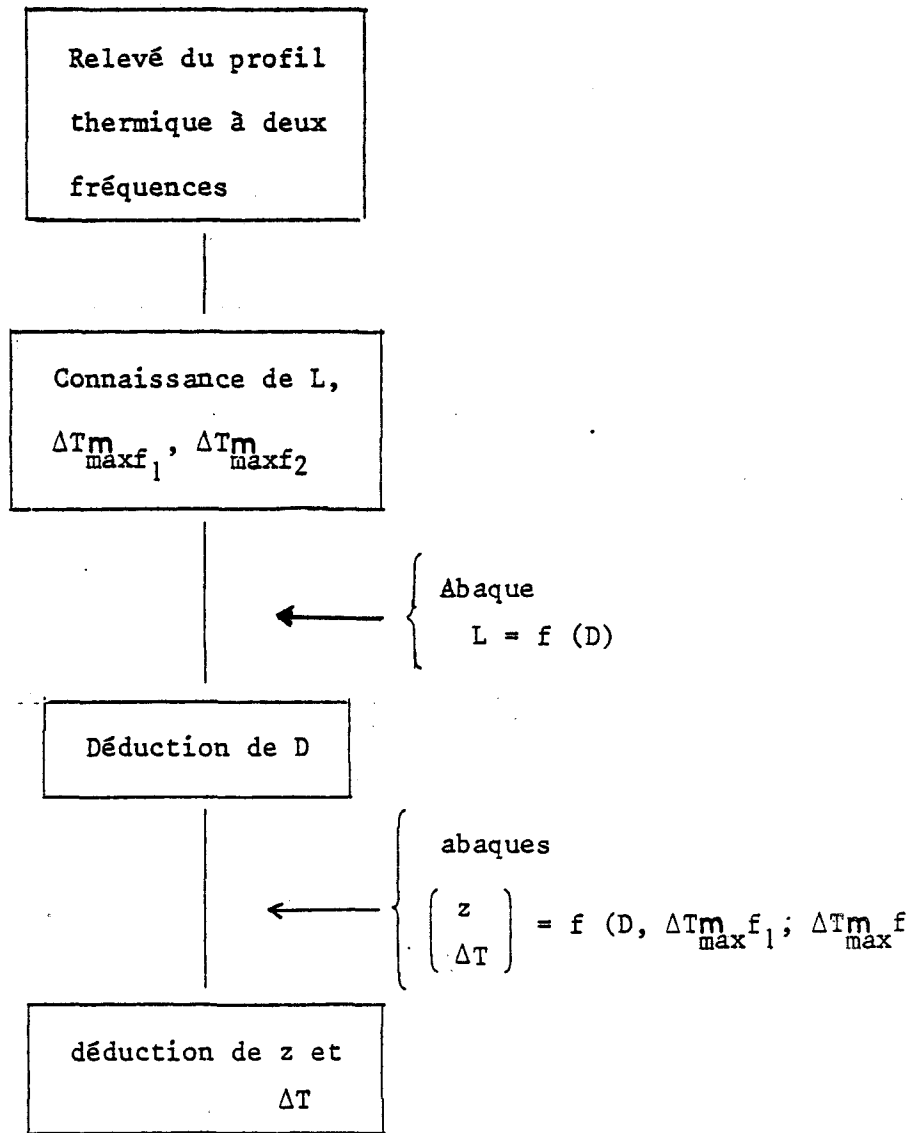


Figure V.4. : Evolution de la largeur à mi-hauteur en fonction du diamètre de l'objet.



Michèle HOCHEDÉZ (Res. non pub.) a également calculé les signaux radiométriques dans un milieu homogène, pour un modèle tridimensionnel et lorsque les acquisitions radiométriques sont effectuées en différents points de la surface.

Les températures radiométriques qui sont données figures V-6, V-7, V-8, V-9, en fonction de la taille D de l'objet, pour différentes profondeurs z, à 1,5 GHz et 3 GHz sont les valeurs maximales ΔT_{\max} obtenues pour un modèle donné. ($D=2R$) ($\Delta T=5^\circ C$)

Si les hypothèses se révèlent valables les grandeurs ΔT et z, lorsque D est supérieur à 4 cm, doivent s'obtenir facilement à partir des relations $\Delta T_m = \Delta T \exp(-z/\delta)$ considérées aux fréquences 1,5 et 3 GHz.

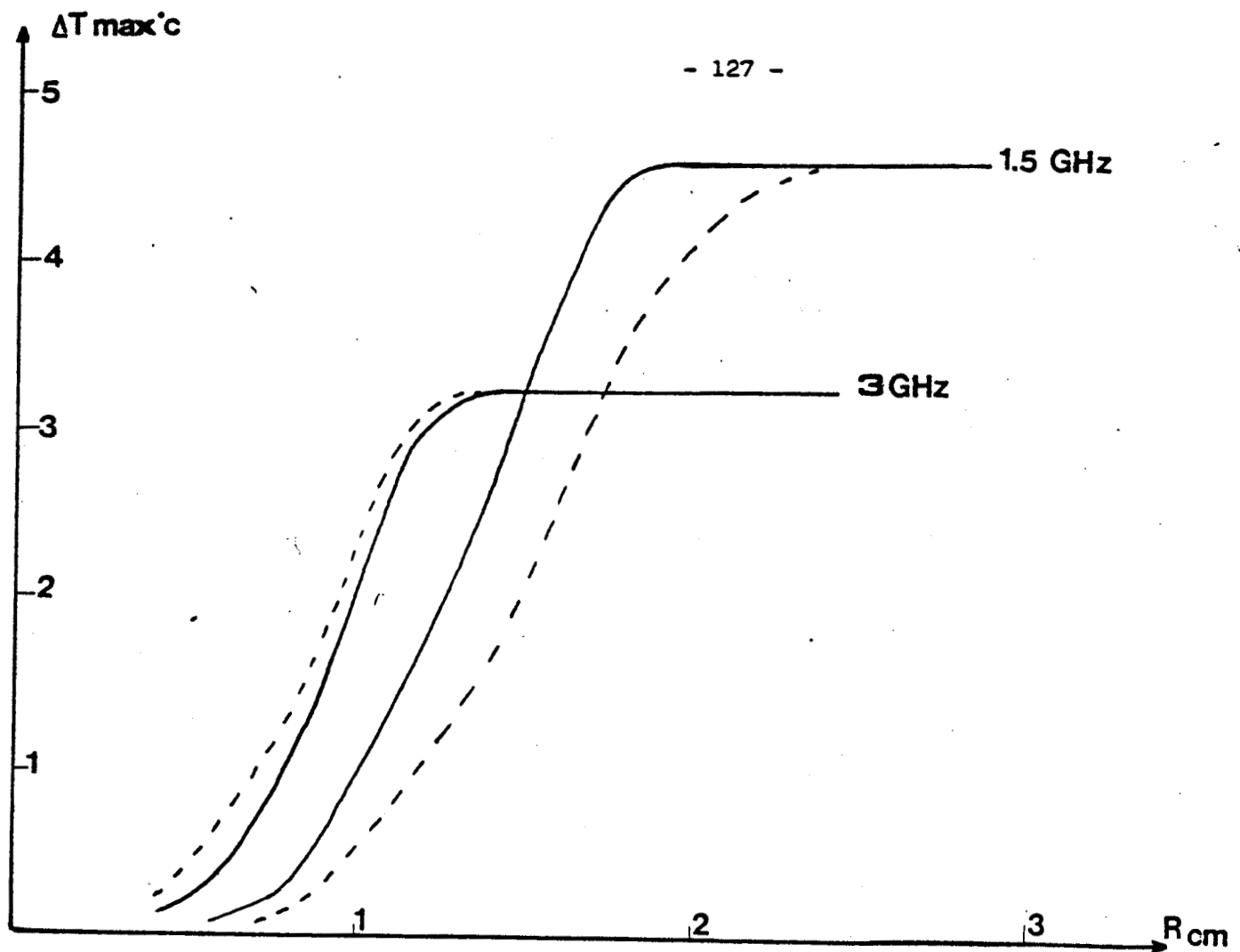


Figure V.6. : Evolution de ΔT_{\max} pour $z = 5$ mm.

(Les courbes — et --- correspondent à différentes positions de l'objet par rapport à la grille de positionnement des sondes).

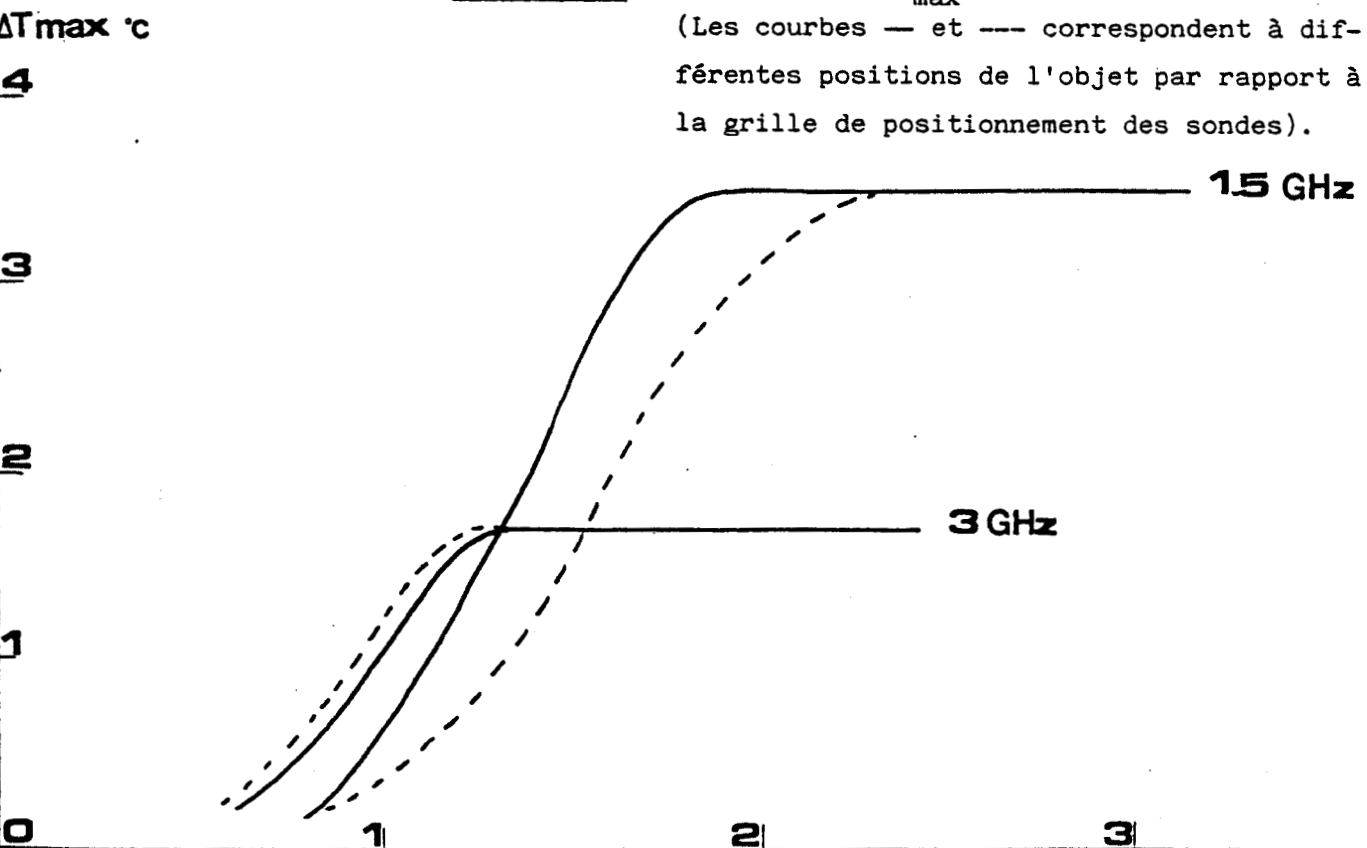


Figure V.7. : Evolution de ΔT_{\max} pour $z = 10$ mm.

Rcm

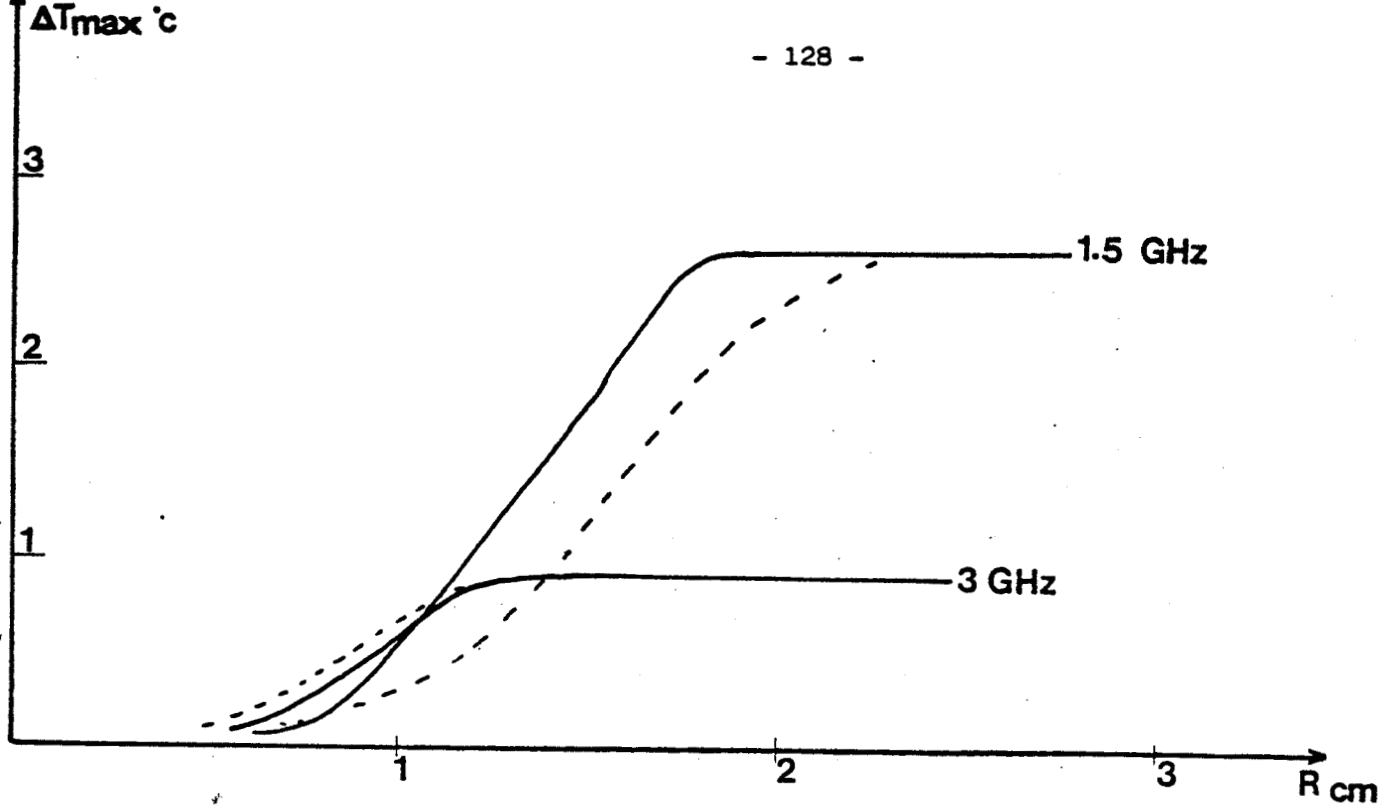


Figure V.8. : Evolution de ΔT_{\max} pour $z = 15$ mm.

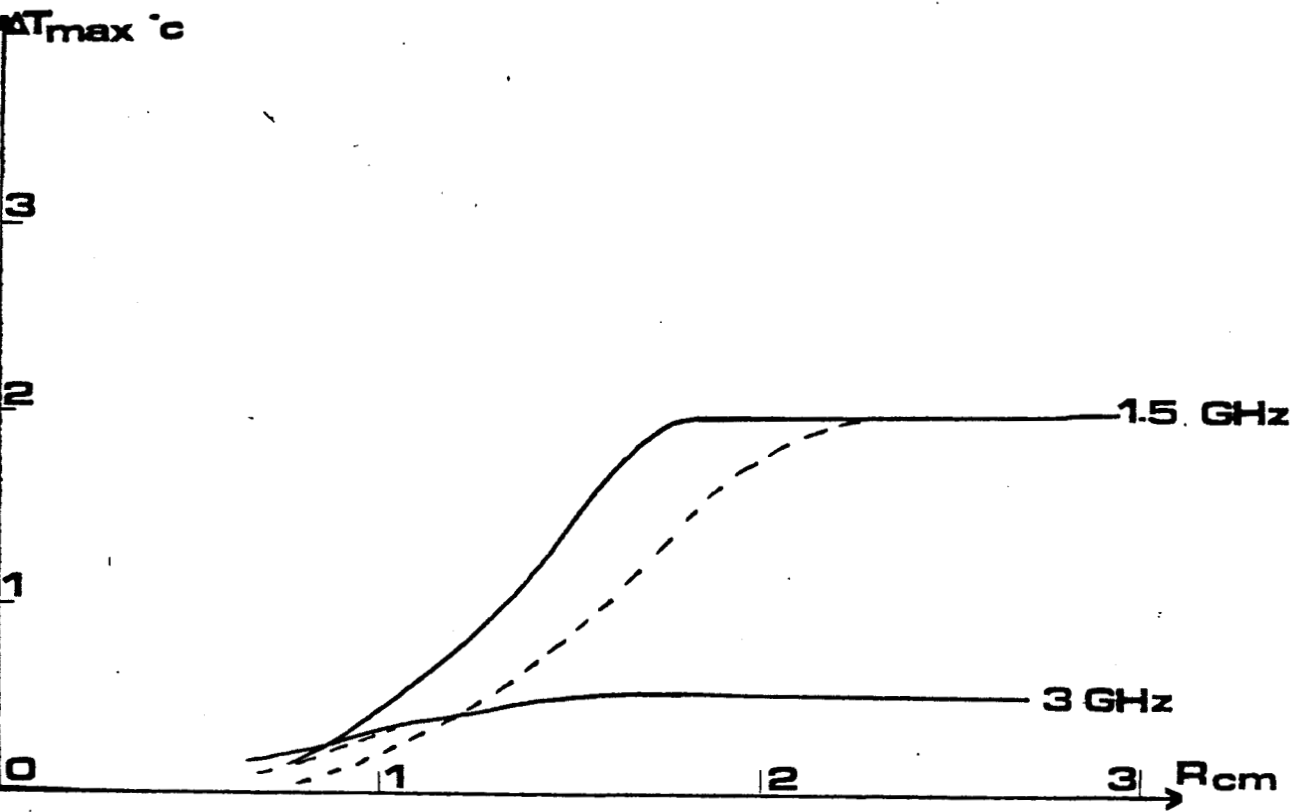


Figure V.9. : Evolution de ΔT_{\max} pour $z = 20$ mm.

Cette détermination n'est cependant plus valable lorsque D est inférieur à 4 cm principalement à cause de l'ouverture du guide à 1,5 GHz. Notons que les valeurs calculées de ΔT max peuvent être différentes compte tenu de la position relative de l'objet par rapport à la grille de positionnement des sondes (courbes — et - - sur les figures V-6 à V-9).

* S. MIZUSHIMA [38] a considéré le même type de problème mais dans le cas d'un objet thermique de grande taille. L'auteur utilise trois radiomètres centrés sur 1,5 - 2,5 et 3,5 GHz et aboutit dans plusieurs cas à une vérification expérimentale correcte.

* BARDATTI et Al [15] proposent une méthode destinée, par inversion, à reconstituer un profil de température sur l'axe de la sonde. S'ils aboutissent à une reconstitution assez correcte de ces profils la méthode proposée, fondée un traitement complexe, nécessite l'exploitation de données radiométriques obtenues à 18 fréquences.

* MIYA KAWA [13] a également proposé une méthode du même type fondée sur l'utilisation de 5 fréquences radiométriques.

* EDENHOFER [39] a proposé une méthode de reconstitution d'un profil dans un milieu multicouche basée sur l'inversion stochastique de matrices de données radiométriques obtenues théoriquement à partir de calculs à 3,5 et 10 GHz basés sur la loi de Rayleigh - Jeans et l'équation unidimensionnelle de transfert radiatif.

* G. SCHALLER [14] a calculé des cartes radiométriques pour différents types de modèles, par application de la relation (1).

* Enfin M. PLANCOT [11] effectue une reconstitution de profil thermique unidimensionnel sur l'axe d'une sonde - applicateur

destinée à l'hyperthermie.

Compte tenu d'un refroidissement provoqué en surface, on sait que le profil de température passe par un maximum à une certaine profondeur dans les tissus. Ce profil est reconstitué par ajustement entre les données radiométriques à deux fréquences, la mesure de température en surface, et l'application des lois du transfert de la chaleur consécutif au chauffage par microondes. Cette méthode est utilisée dans la conception du système Hylcar II (Hyperthermie locale avec contrôle atraumatique par radiométrie - développé par la Société ODAM).

V.1.2. Réflexions sur le problème de reconnaissance d'objets thermiques

On souhaiterait savoir traiter ce problème de façon générale en terme d'une inversion des signaux radiométriques donnant la carte des températures $T(x, y, z)$ dans le milieu.

Cette solution n'est pas envisageable aujourd'hui, en particulier parce qu'elle est fondée sur la connaissance de données radiométriques correspondant à un nombre élevé de fréquences [15].

Dans une étape intermédiaire, nous essayons de traiter le problème cas par cas, étant donné que certaines caractéristiques de la solution sont déjà connues.

Par exemple, les essais sur animaux (C.E.A. : études d'inflammations) ou les évaluations cliniques (Centre anticancer - Lille - cancer du sein) actuellement en cours laissent présumer dans un certain nombre de cas de l'existence de structures thermogènes ramassées.

Il est donc licite, dans ces conditions, de rechercher comme solution de notre étude, la taille D , la profondeur z , et l'excès de température ΔT d'une structure thermogène de forme simple produisant les mêmes images radiométriques que celles obtenues expérimentalement.

Ces résultats pourront ensuite être exploités par l'utilisateur en terme de profondeur de la zone enflammée ou en terme de quantité de chaleur produite.

Enfin, ce problème nécessite de travailler à partir d'images radiométriques de qualité. Il apparait que les procédés multisondes associés aux traitements cités aux chapitres II et III doivent être un facteur de progrès dans l'interprétation des signaux radiométriques.

V.2. RECONNAISSANCE D'OBJETS THERMIQUES (R.O.T.) PAR T.M.O.M.

A 1,5 ET 3 GHz

V.2.1. Signaux radiométriques correspondant aux structures attendues

V.2.1.1. Introduction

Nous proposons une méthode de R.O.T. fondée sur l'exploitation de cartes radiométriques obtenues par des systèmes T.M.O.M. à 1,5 et 3 GHz. Cette méthode concerne l'eau prise comme milieu dissipatif mais elle sera prochainement étendue au cas des tissus vivants.

Pour cela, nous allons tout d'abord déterminer les signaux radiométriques correspondant aux différents types d'objets qui sont attendus.

Une méthode de reconnaissance d'objets thermiques sera ensuite proposée.

V.2.1.2. Détermination expérimentale des signaux radiométriques

Nous avons utilisé une série de parallélépipèdes de section carrée dont les parois relativement minces sont transparentes aux microondes.

La section de ces objets va de 20 x 20 mm à 70 x 70 mm par pas de 5 mm.

Les conditions expérimentales sont résumées figure V-10. Les expériences ont consisté à relever pour tous les objets et aux deux fréquences le rapport $\frac{\Delta T_{\max}}{\Delta T}$ en fonction de la profondeur z (pas de 5 mm).

Afin d'obtenir une fiabilité suffisante les relevés ont été effectués plusieurs fois pour chaque objet avec des ΔT réel différents.

Nous donnons figure V-11 les résultats expérimentaux obtenus à 3 GHz.

Les objets étant toujours de taille relativement grande par rapport à l'ouverture des sondes ($D > 20$ mm). Nous constatons que pour $z = 0$ mm, on obtient pratiquement :

$$\Delta T_{\max} = \Delta T_{\text{réel}}$$

La profondeur maximale à laquelle les objets sont détectables (soit pour $\Delta T = 5^\circ$ un écart de température mesuré de $0,1^\circ$ C) est de 30 mm.

Nous donnons figure V-12, les résultats expérimentaux obtenus dans les mêmes conditions à la fréquence 1,5 GHz.

Nous remarquons que compte tenu de la taille plus importante de la sonde à 1,5 GHz et aussi vraisemblablement à cause d'effets de diffraction plus importants qu'à 3 GHz les signaux radiométriques sont plus faibles - pour une même situation du même objet -. ($z < 20$ mm)

En particulier, dans tous les cas on a : $\Delta T_{\max} < \Delta T_{\text{réel}}$.

V.2.1.3. Comparaison aux résultats déduits des champs

Nous pouvons constater figure V-11 et V-12 que les résultats expérimentaux ne sont pas en accord avec les valeurs obtenues par la relation (3) (figure V-6 à V-9).

C'est pourquoi nous avons essayé de comparer les données

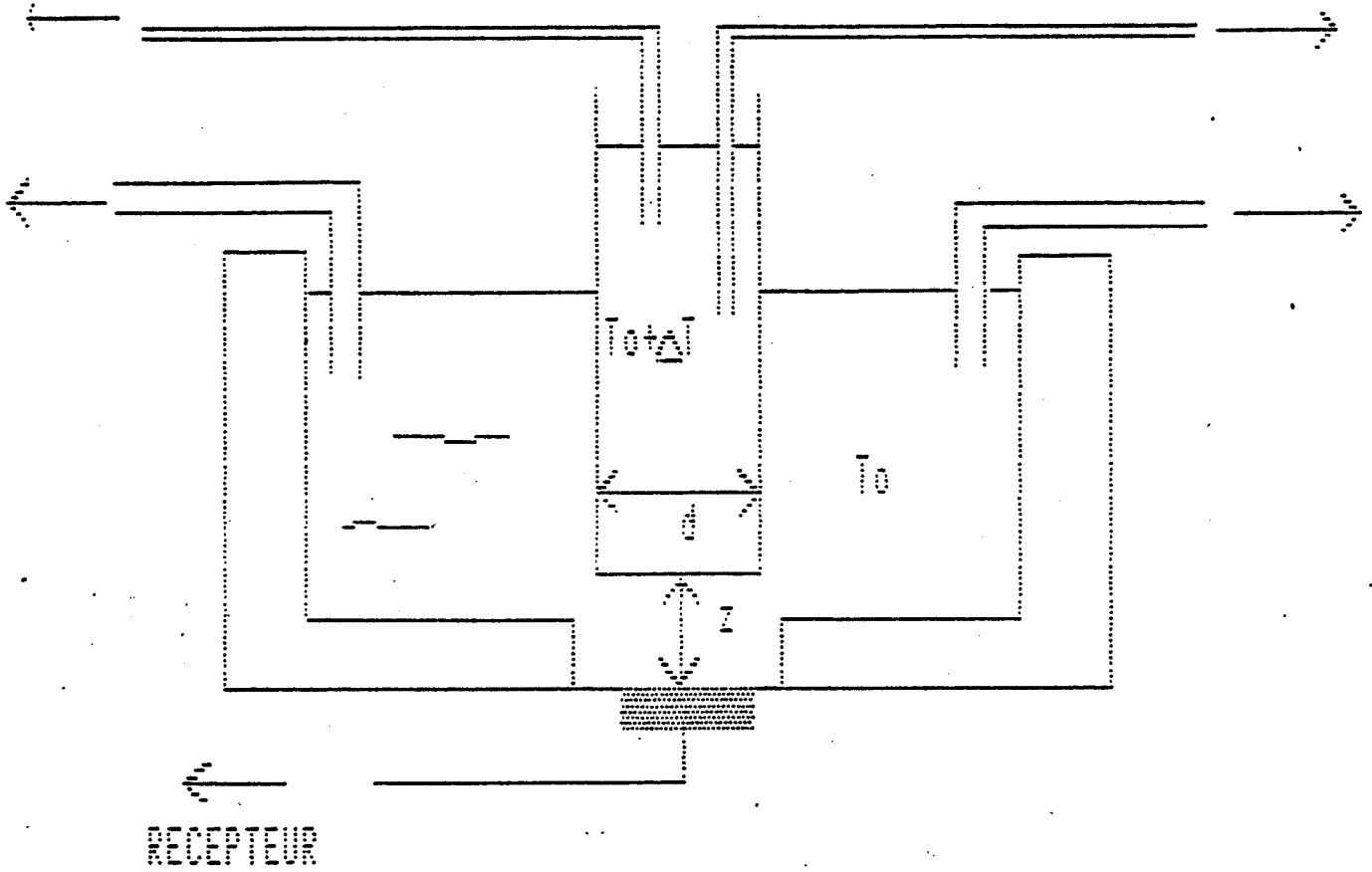


Figure V.10. : Configuration expérimentale.

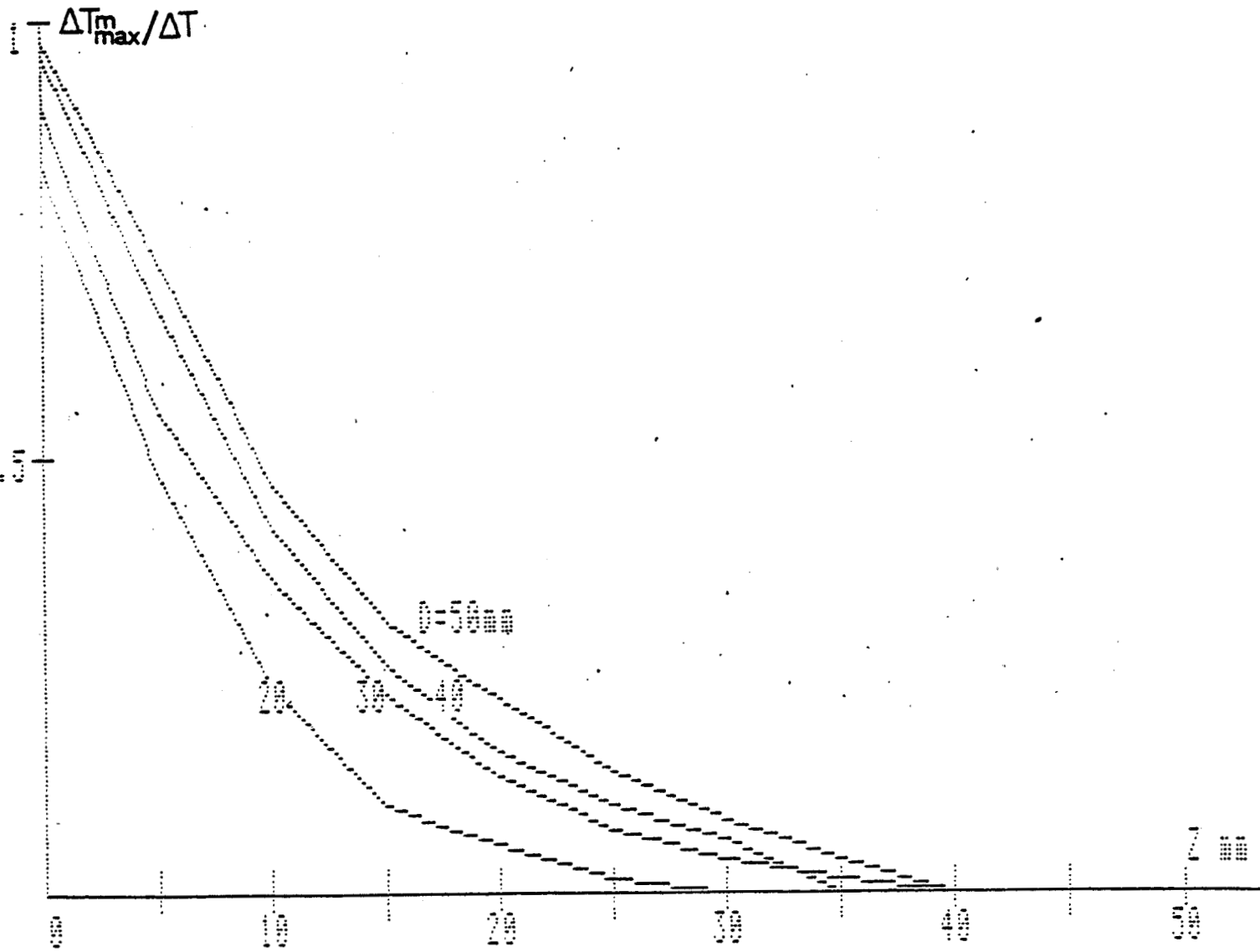
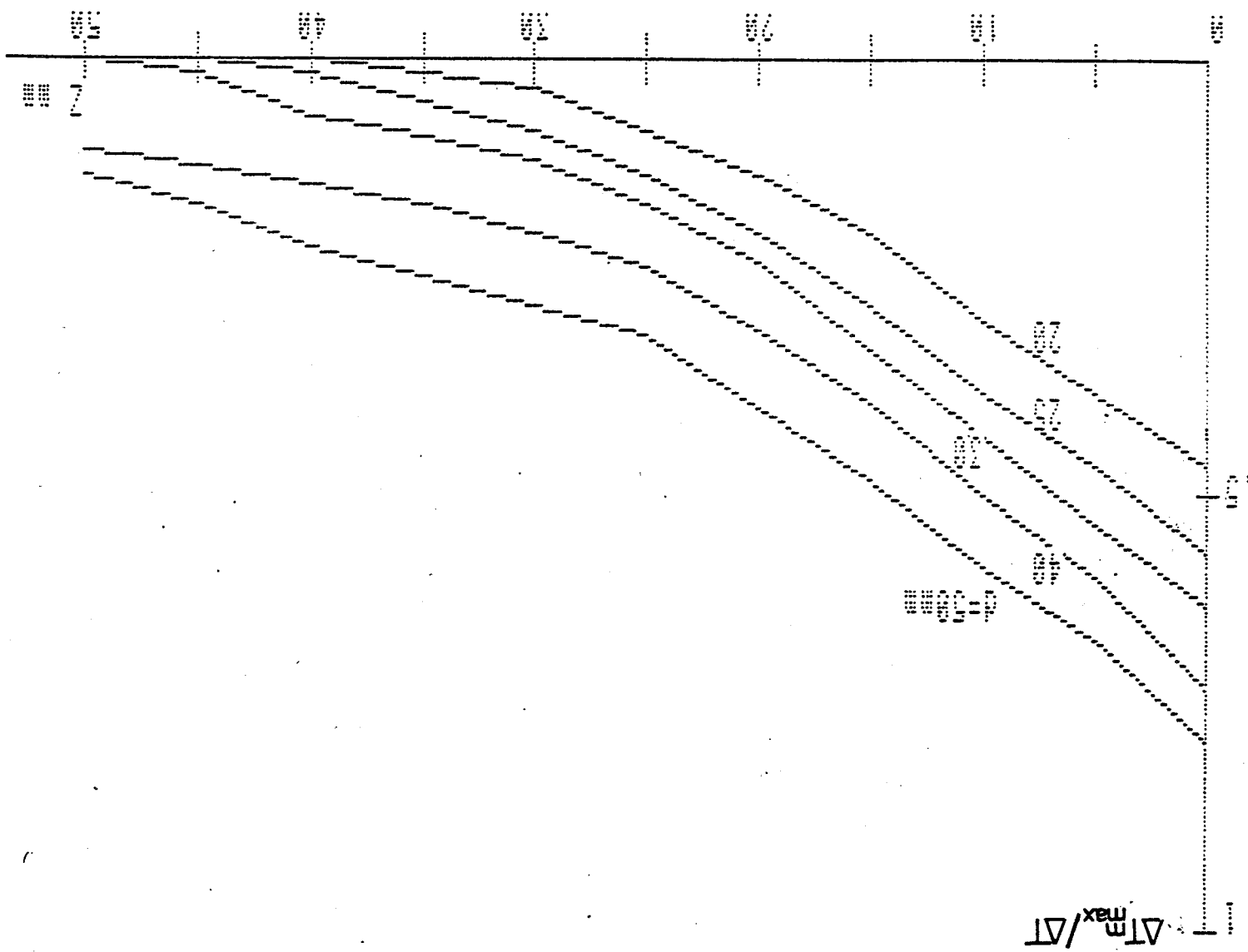


Figure V.11. : Evolution du signal radiométrique à 3 GHz pour différentes tailles d'objets en fonction de leur profondeur.

Figure V.12. : Evolution du signal radiométrique à 1,5 GHz pour différentes tailles d'objets en fonction de leur profondeur.



expérimentales aux valeurs de champs rayonnés obtenues par A. MAMOUNI et J.C. VANDEVELDE (modèle tridimensionnel).

Pour simplifier l'utilisation de ces résultats, nous avons recherché des expressions analytiques des champs de la forme :

$$E(x, z) = e^{-C(z)x^2} e^{-\alpha(z)z} \quad (5-V)$$

on néglige ici la diffraction selon le petit côté de la sonde.

Le terme $C(z)$ étant significatif de la diffraction $(E(x))_{z=cste}$ est une gaussienne de largeur variable, et le terme $\alpha(z)$ représentatif de l'atténuation dans le milieu.

Nous donnons figure V-13 à V-16 les courbes représentant $C(z)$ et $\alpha(z)$ à 1,5 et 3 GHz déduites, des travaux d'A. MAMOUNI et J.C. VANDEVELDE sur la modélisation des champs rayonnés par un guide ouvert dans un milieu dissipatif.

Nous donnons figure V-17 à V-19 les valeurs correspondantes de $\frac{\Delta T_{max}}{\Delta T}$ pour les objets précités obtenus en utilisant ces formules analytiques à 3 GHz.

Nous remarquons dans tous les cas, une très bonne concordance entre ces courbes et les relevés expérimentaux.

Nous donnons figure V-20 à V-22 les résultats obtenus à 1,5 GHz.

L'accord avec les mesures n'est obtenu que pour des profondeurs supérieurs à 30 mm.

Les causes de ce désaccord sont actuellement recherchées. Cette différence pourrait être due à une méconnaissance de la permittivité de l'eau utilisée lors des expériences à 1,5 GHz, compte tenu de l'existence possible de domaines d'absorption dus à des ions aux fréquences basses du spectre microonde.

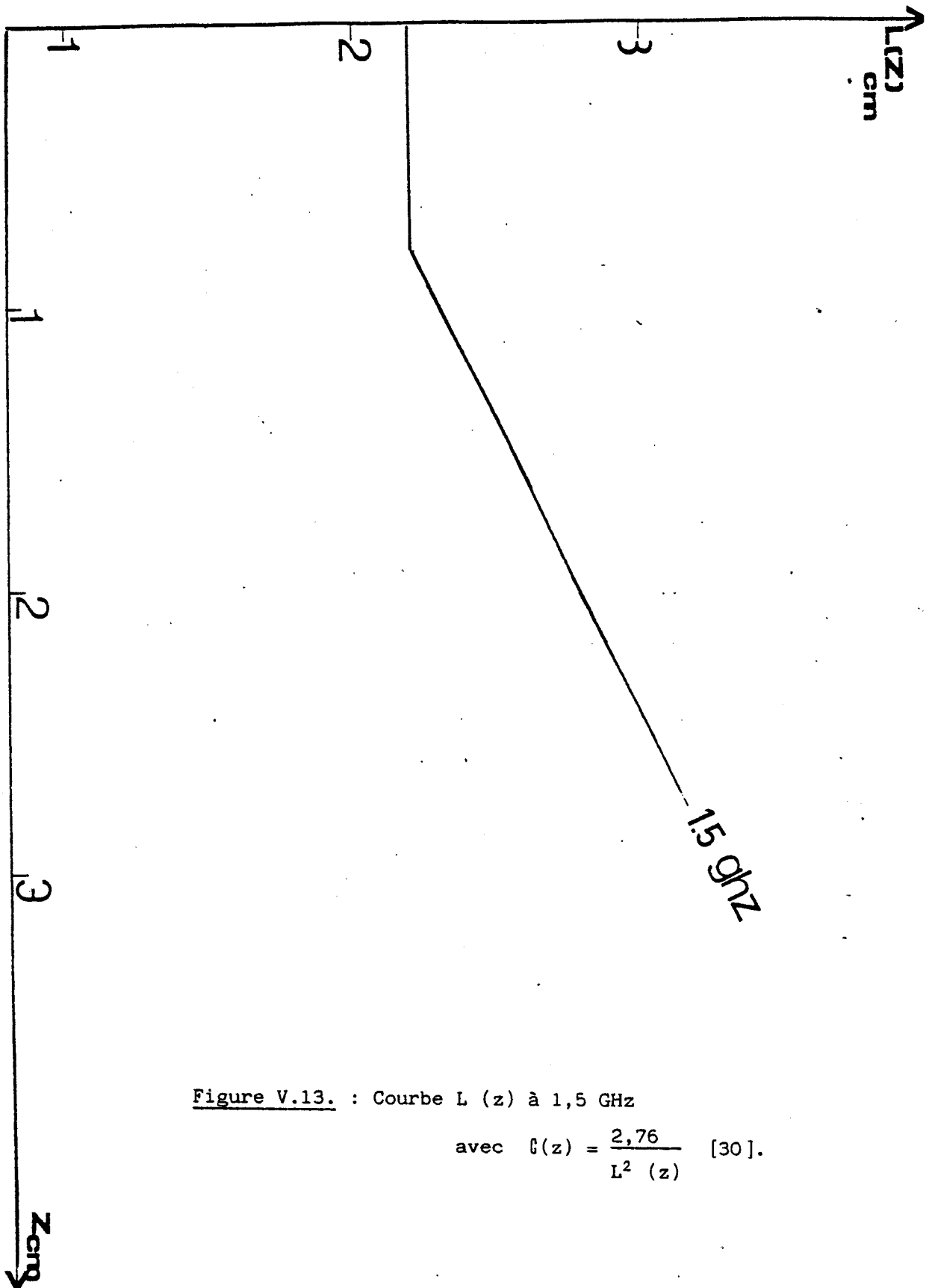


Figure V.13. : Courbe $L(z)$ à 1,5 GHz

avec $\beta(z) = \frac{2,76}{L^2(z)}$ [30].

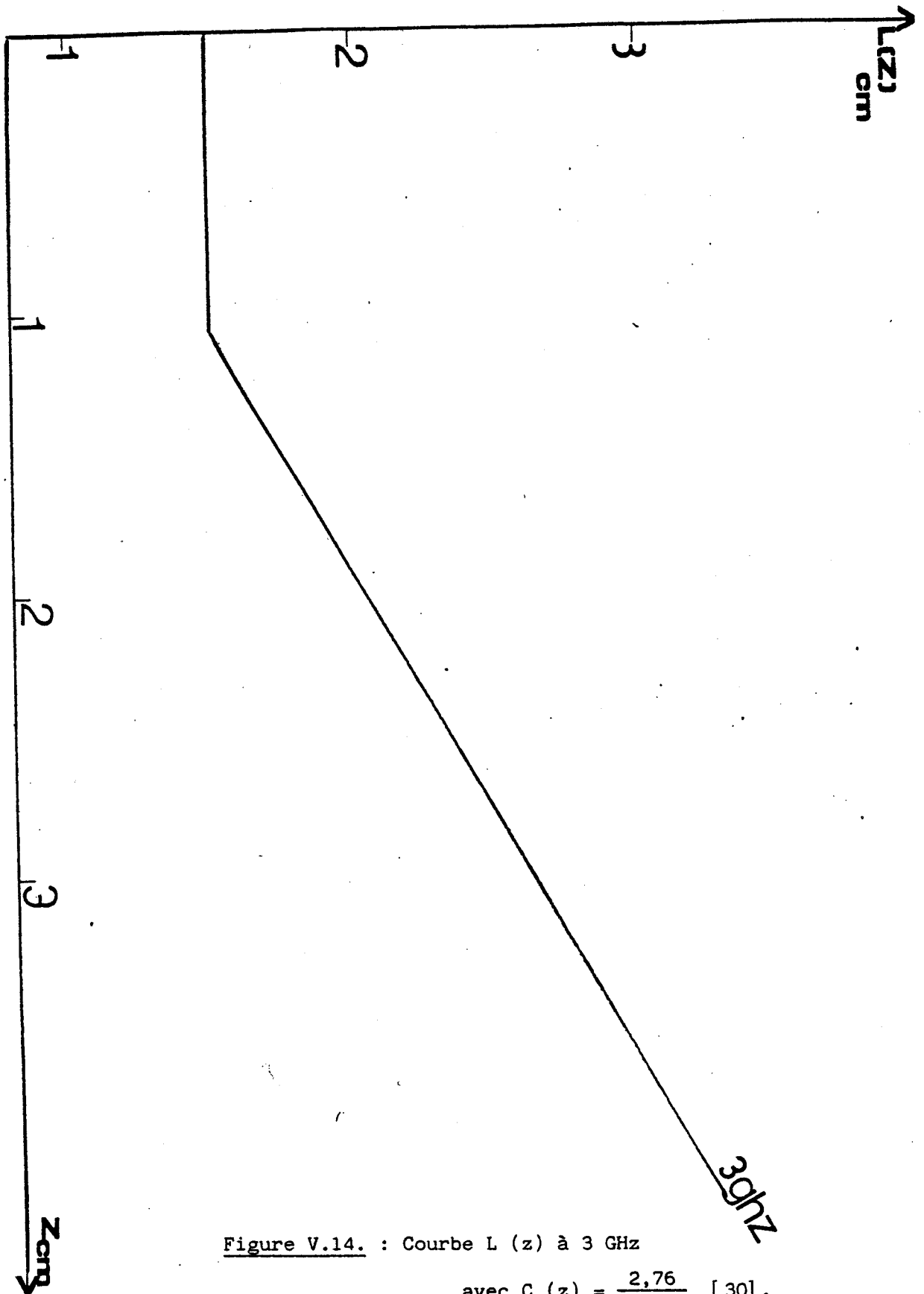


Figure V.14. : Courbe $L(z)$ à 3 GHz

$$\text{avec } C(z) = \frac{2,76}{L^2(z)} \quad [30].$$

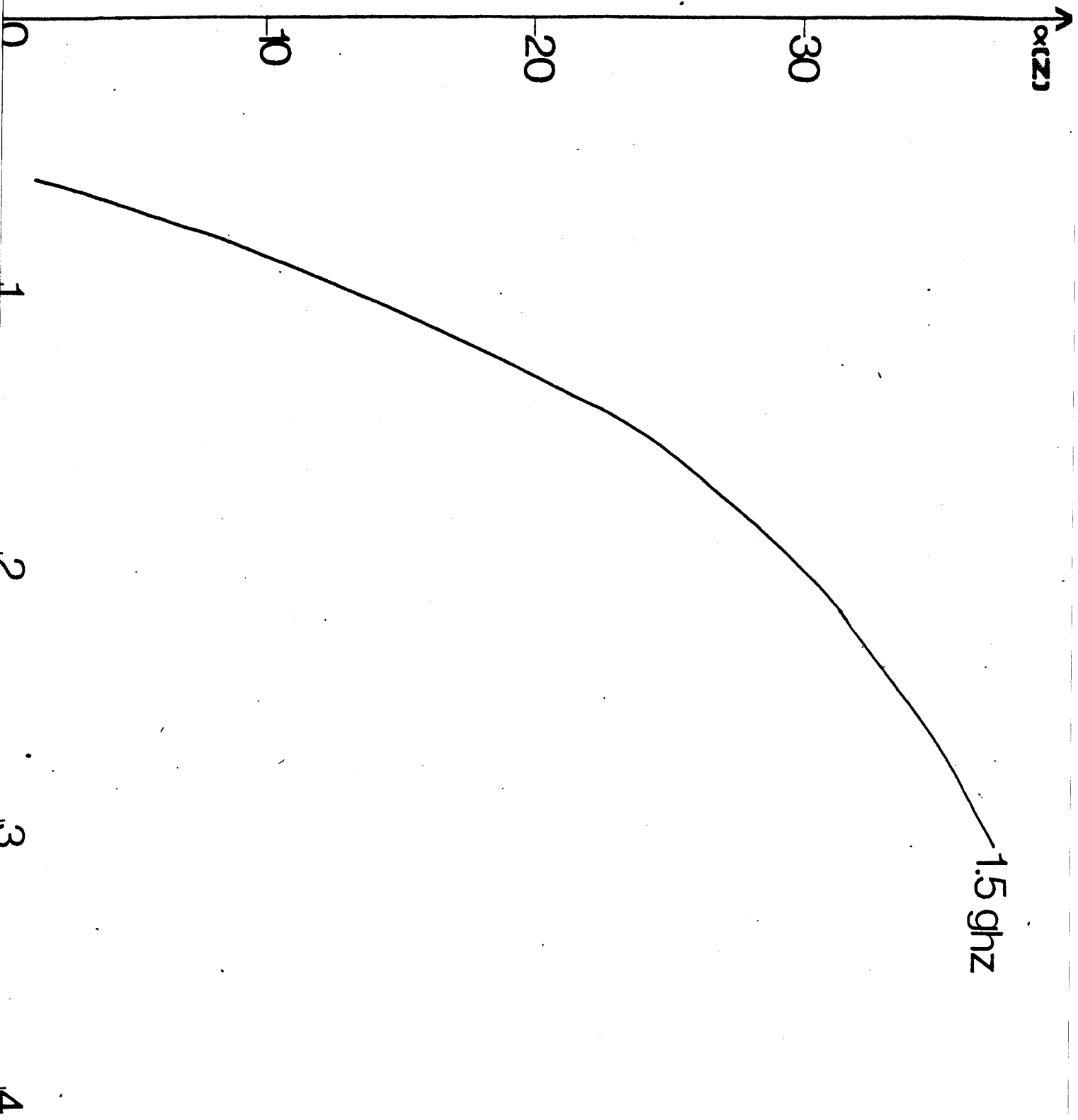


Figure V.15. : Evolution de $\alpha (z)$ à 1,5 GHz.

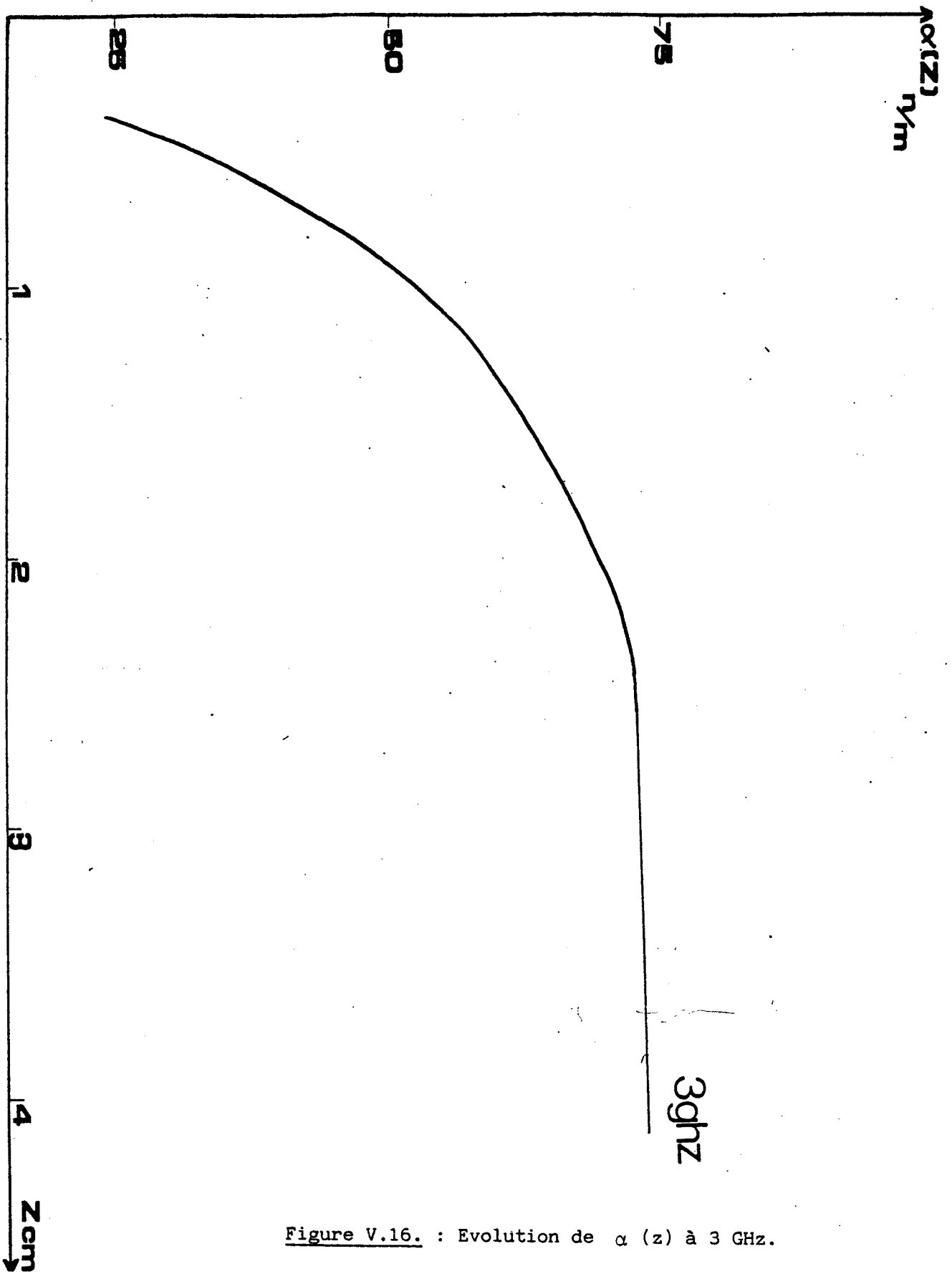


Figure V.16. : Evolution de $\alpha (z)$ à 3 GHz.

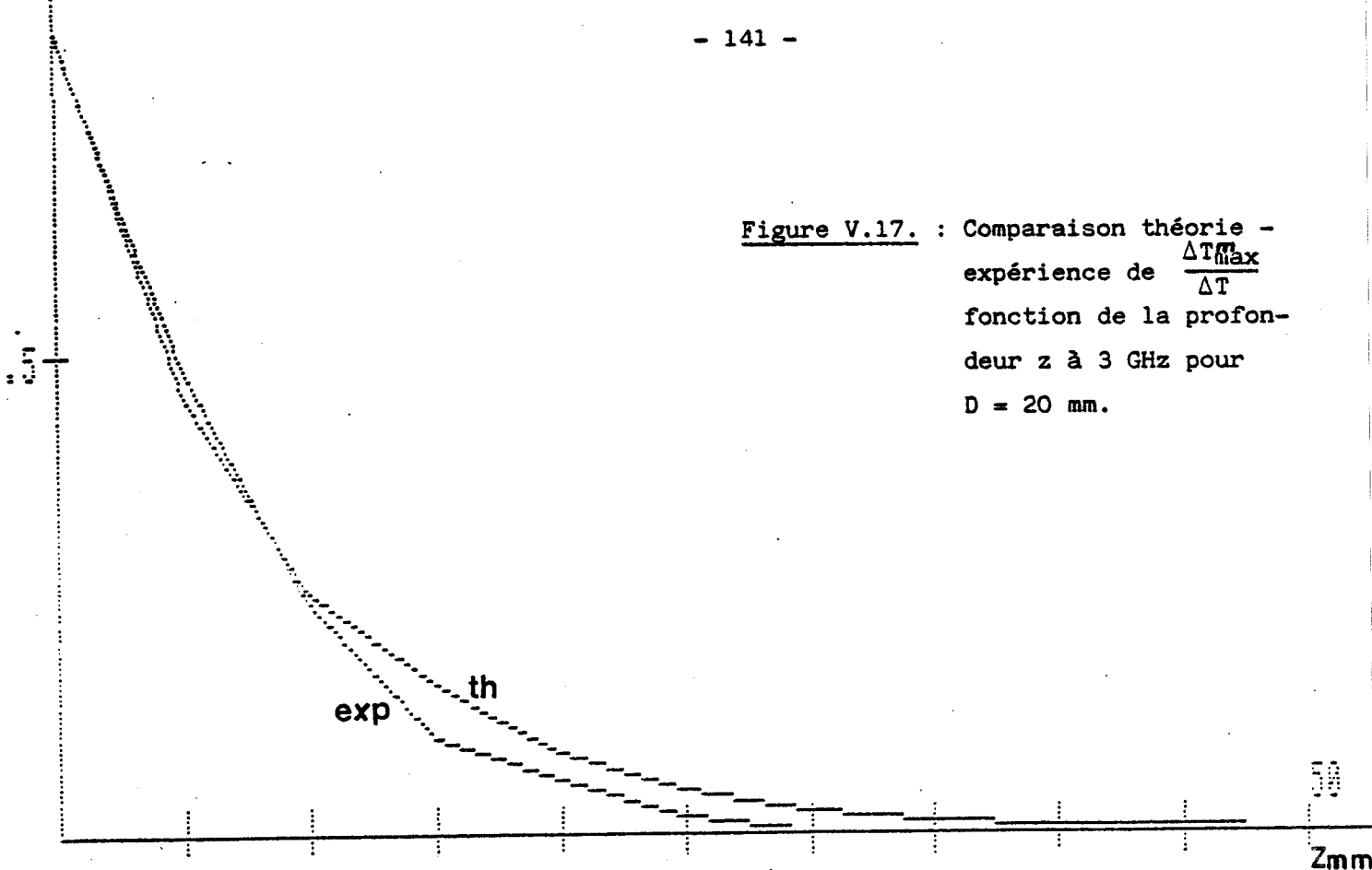


Figure V.17. : Comparaison théorie -
expérience de $\frac{\Delta T_{max}}{\Delta T}$
fonction de la profon-
deur z à 3 GHz pour
 $D = 20$ mm.

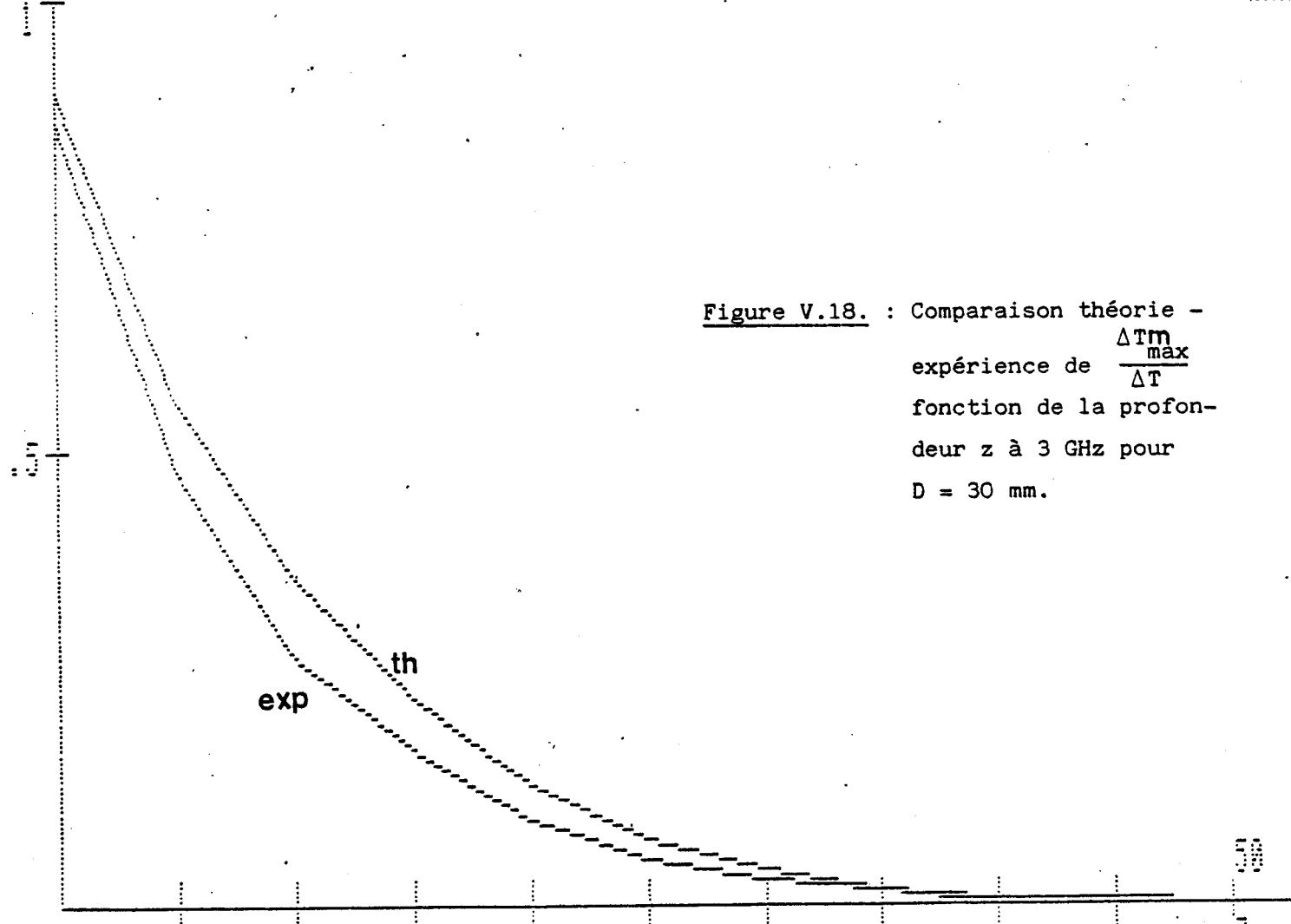


Figure V.18. : Comparaison théorie -
expérience de $\frac{\Delta T_{max}}{\Delta T}$
fonction de la profon-
deur z à 3 GHz pour
 $D = 30$ mm.

DIAMETRE = .03 mm

50
Z mm

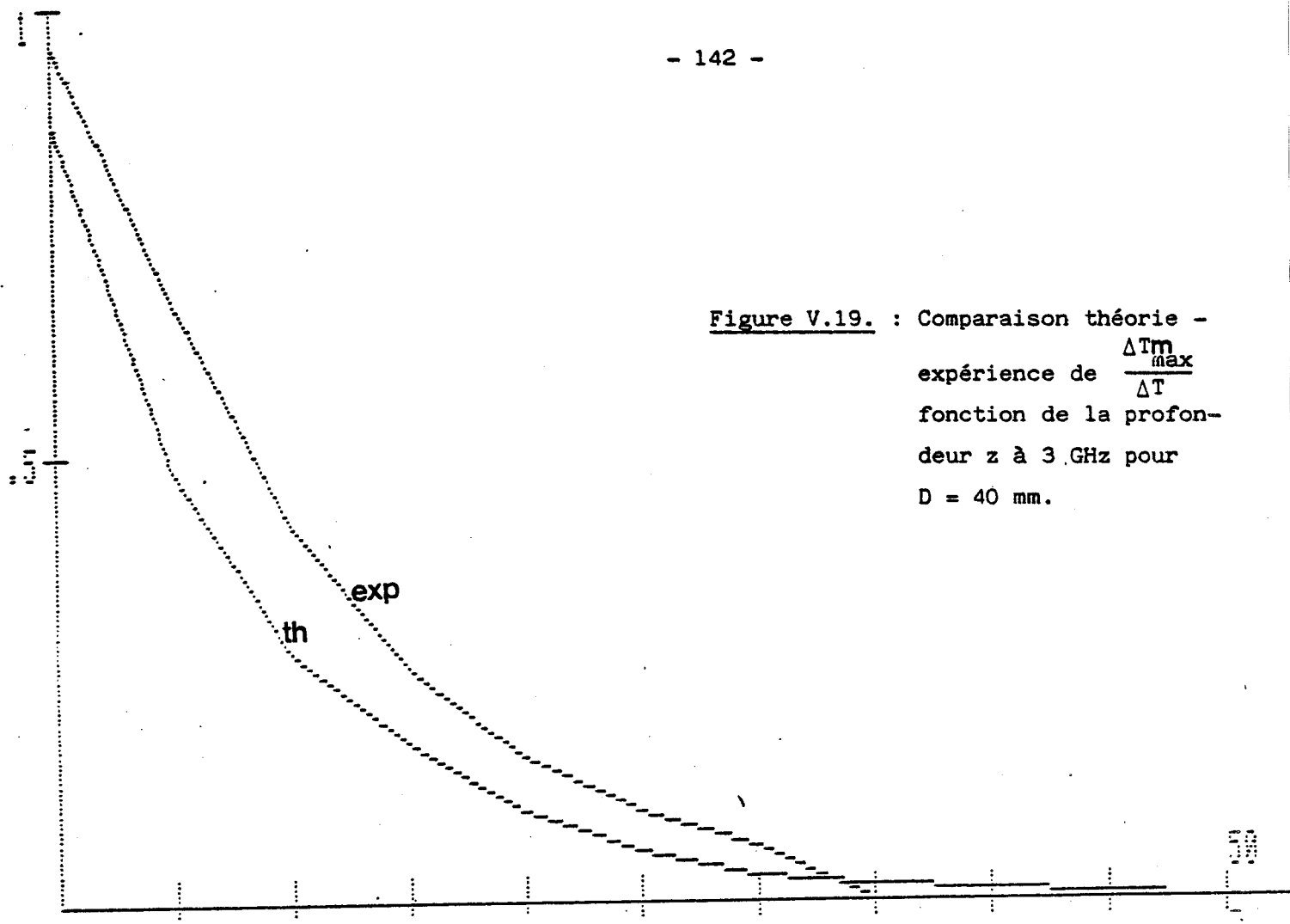


Figure V.19. : Comparaison théorie -
expérience de $\frac{\Delta T_{max}}{\Delta T}$
fonction de la profon-
deur z à 3 GHz pour
 $D = 40$ mm.

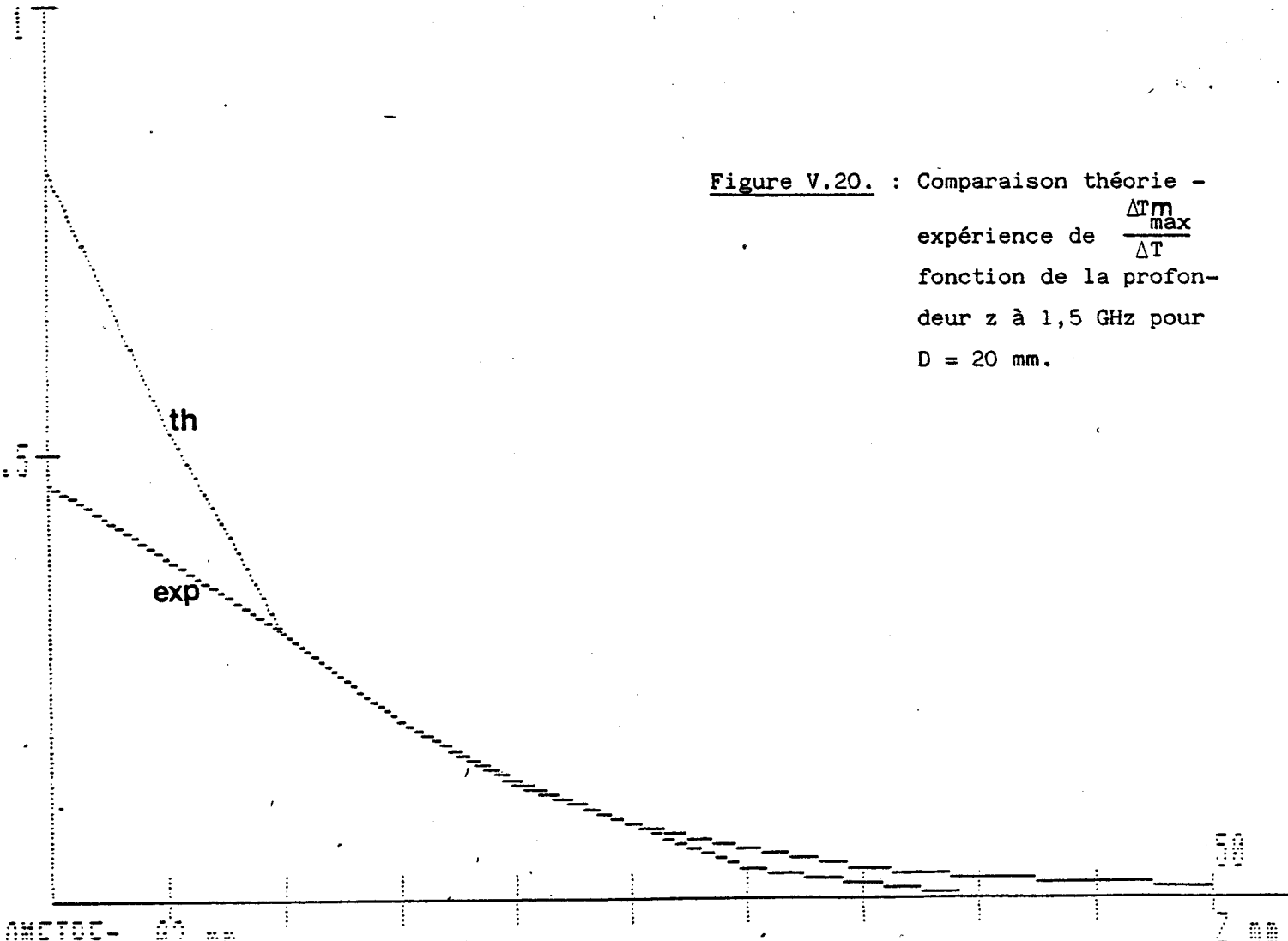


Figure V.20. : Comparaison théorie -
expérience de $\frac{\Delta T_{max}}{\Delta T}$
fonction de la profon-
deur z à 1,5 GHz pour
 $D = 20$ mm.

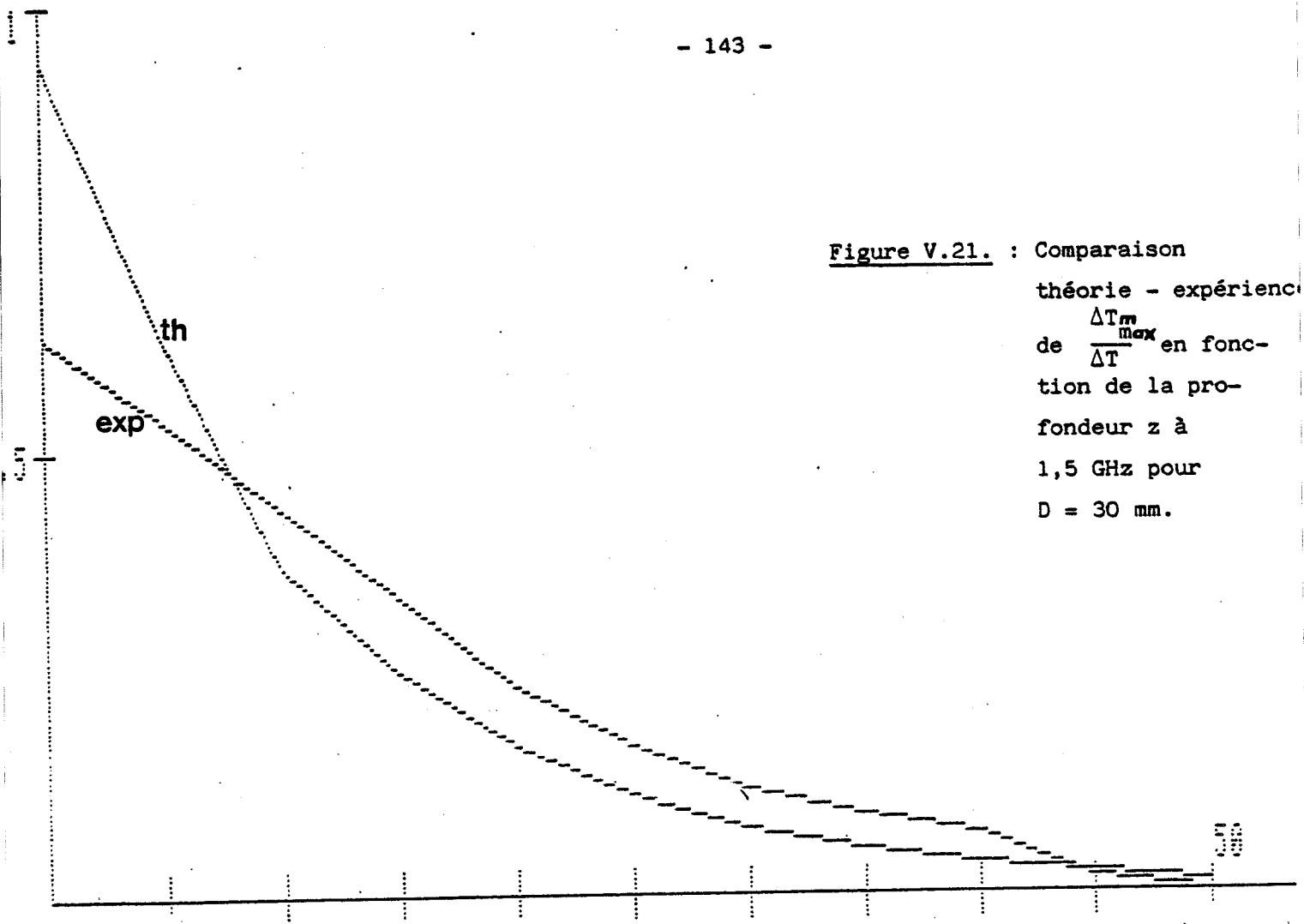


Figure V.21. : Comparaison
théorie - expérience
de $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$ en fonc-
tion de la pro-
fondeur z à
1,5 GHz pour
 $D = 30$ mm.

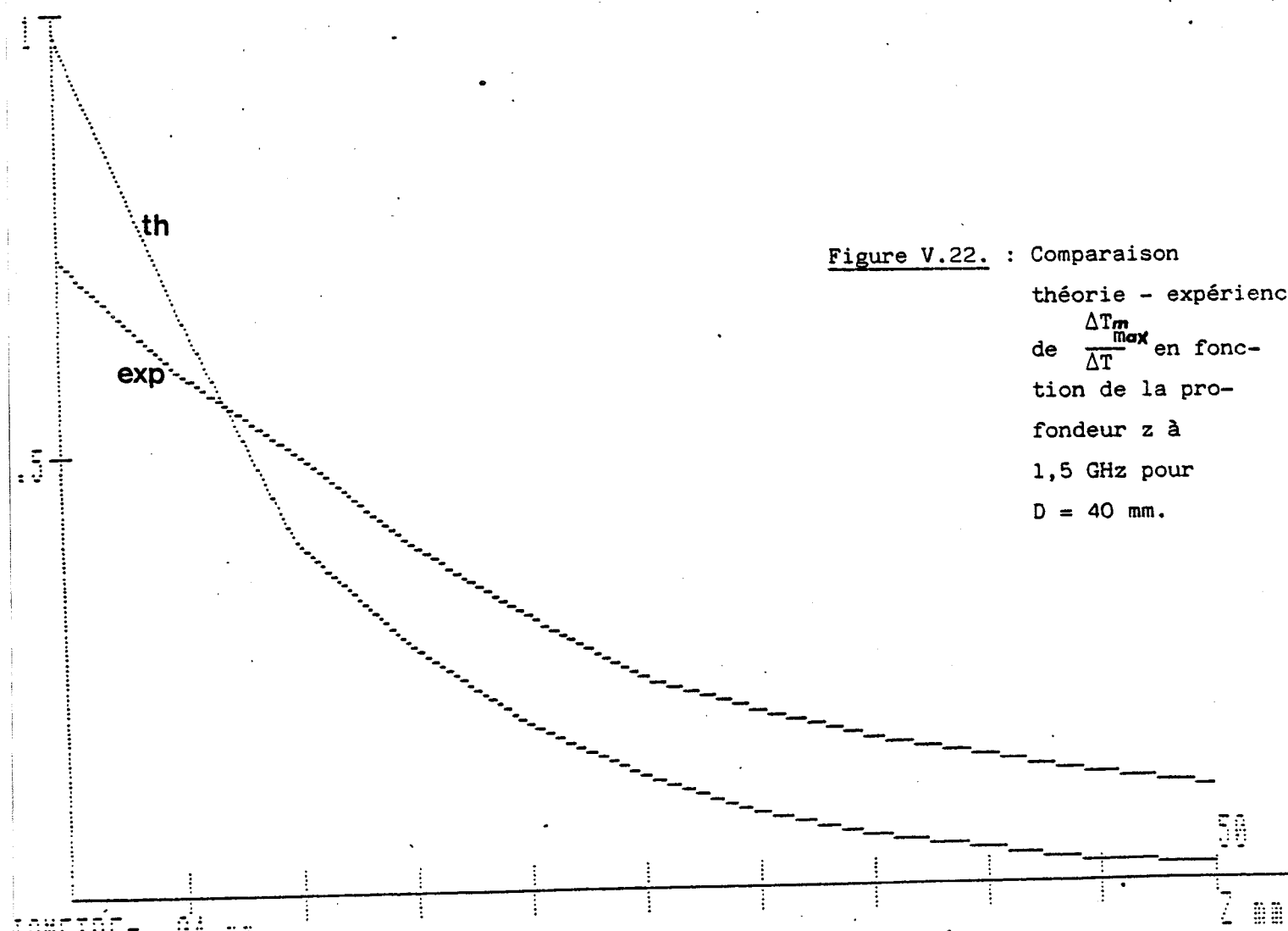


Figure V.22. : Comparaison
théorie - expérience
de $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$ en fonc-
tion de la pro-
fondeur z à
1,5 GHz pour
 $D = 40$ mm.

V.2.2. Procédure de Reconnaissance d'objets thermiques

V.2.2.1. Utilisation des relevés expérimentaux

Nous partons donc du fait que dans un grand nombre de cas pratiques, les images radiométriques sont celles d'objets thermogènes de formes ramassées. Il convient donc de retrouver les caractéristiques de ces structures thermogènes à partir des images radiométriques.

Nous allons donc définir une méthode d'interprétation tout d'abord applicable au cas de l'eau, fondée sur la connaissance des signaux radiométriques captés en présence de structure telles définies en V.2.1.2.

Il sera possible ultérieurement de transposer cette méthode au cas des tissus vivants dont nous connaissons la permittivité.

Les résultats expérimentaux correspondant aux figures V-11 et V-12 peuvent être exprimés sous la forme :

$$\frac{\Delta T_{\max}}{\Delta T_{\text{réel}}} = e^{-g(z,D) \cdot z} \quad (6-V)$$

où D représente la taille de l'objet.

Les relevés effectués sur les objets décrits en V.2. ont permis de déterminer les courbes $g(z,D)$ aux fréquences 3 et 1,5 GHz (figure V-24 et V-25). Nous remarquons que $g(z,D)$ est constante pour z supérieur à 20 mm à 1,5 GHz et pour z supérieur à 10 mm à 3 GHz.

Les valeurs de $g(z,D)$ sont également constantes pour des objets de grande taille devant l'ouverture ($D > 30$ mm à 3 GHz). Par contre à 1,5 GHz $g(z,D)$ varie notablement avec la taille de l'objet (vu les diamètres d'objets considérés).

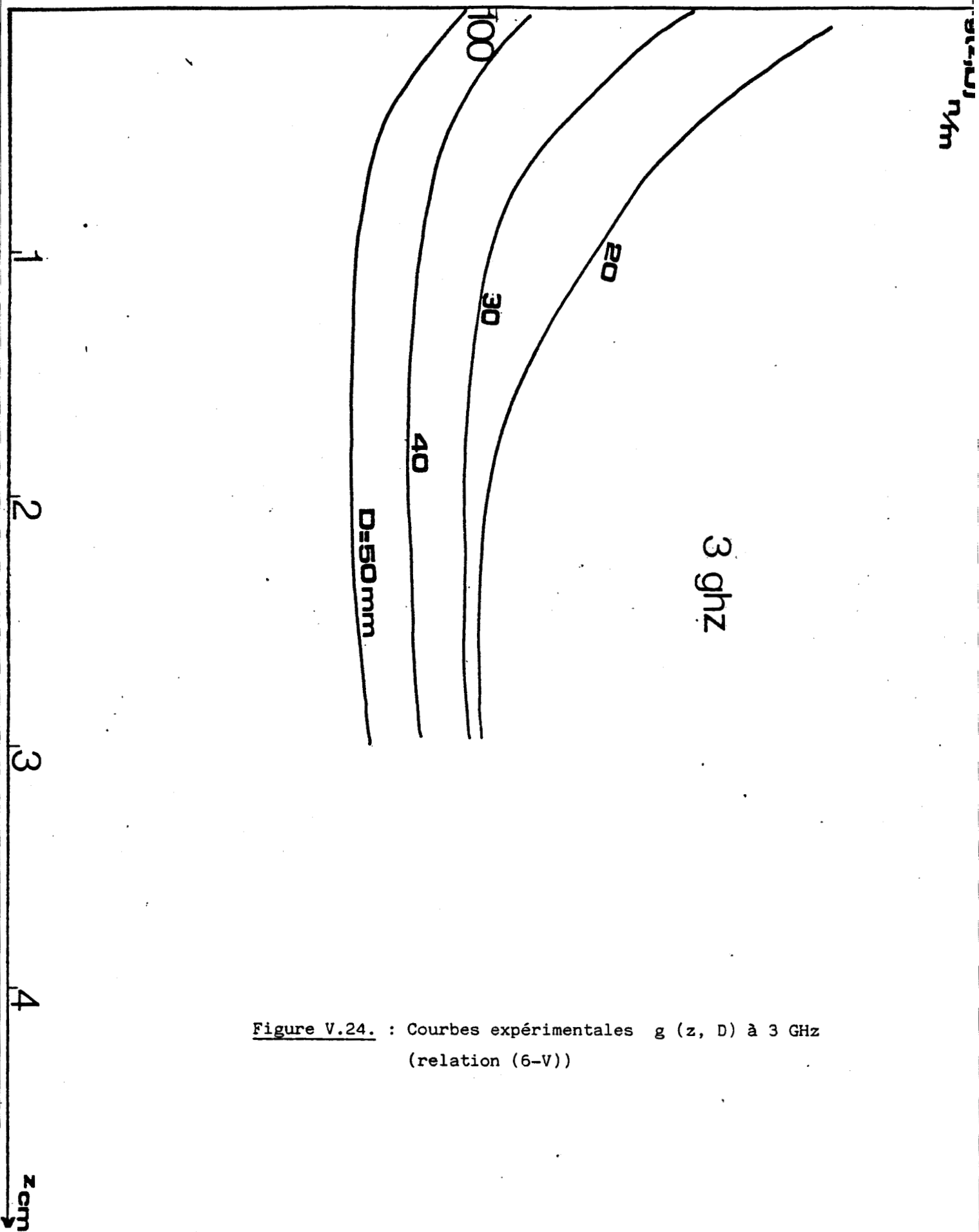


Figure V.24. : Courbes expérimentales $g(z, D)$ à 3 GHz
(relation (6-V))

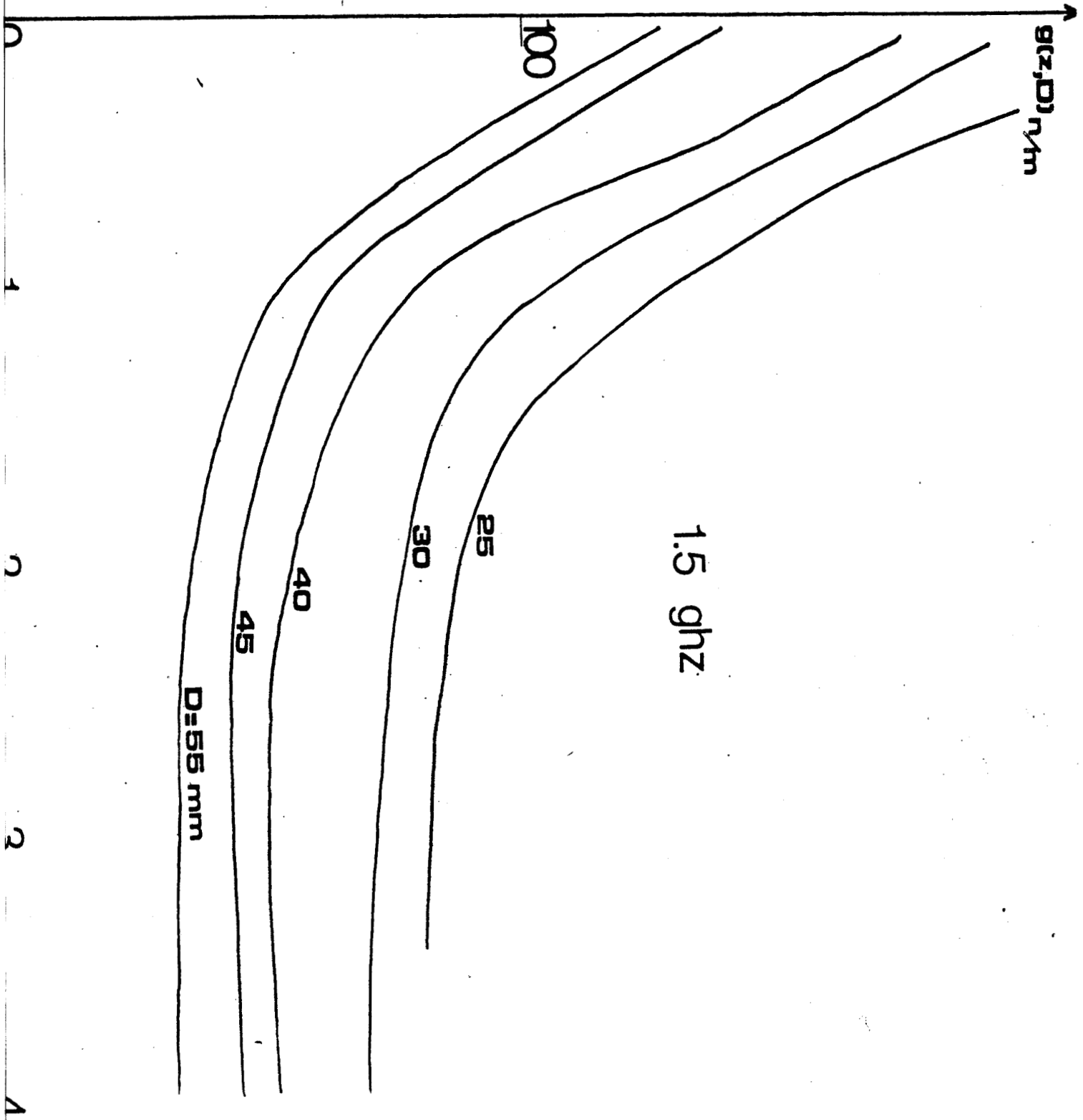


Figure V.25. : Courbes expérimentales $g(z, D)$ à 1,5 GHz
(relation (6-V))

Z

V.2.2.2. Algorithme

Nous allons maintenant présenter un algorithme qui va définir l'objet thermique en tant que parallélépipède de section carrée d'arête D , situé à la profondeur z , présentant un écart de température ΔT avec le milieu environnant, et donnant à 1,5 GHz et 3 GHz des images radiométriques sensiblement équivalentes à celles de l'objet thermique réel.

La détermination de la dimension D de l'objet est une première étape. Elle s'effectue directement sur la carte radiométrique à 3 GHz.

Les figures V-26 à V-28 montrent que l'extraction de contour d'une image radiométrique - réalisé par un trigger calé à 75 % du signal maximum relevé au cours de l'exploration - donne pratiquement la section de l'objet quelle que soit la profondeur de cet objet.

Les images présentées figure V-26 à V-28 ont été obtenues en utilisant la procédure de recouvrement décrite au chapitre III. Mise au point pour montrer la possibilité d'améliorer la résolution des cartes radiométriques et à être utilisée en milieu clinique, cette procédure privilégiée - en terme de résolution - l'axe de la carte selon lequel s'est effectué le recouvrement.

C'est pourquoi, nous déterminons, dans ce cas précis, la taille D de l'objet selon un tel axe qui nous permet d'avoir la meilleure précision. Nous envisageons actuellement d'adapter la procédure de recouvrement en vue d'obtenir une résolution identique quelle que soit l'orientation du gradient thermique.

Comme le montrent les figures V-26 à V-28 relevées sur un modèle d'arête 25 mm, la précision sur D est d'environ ± 3 mm.

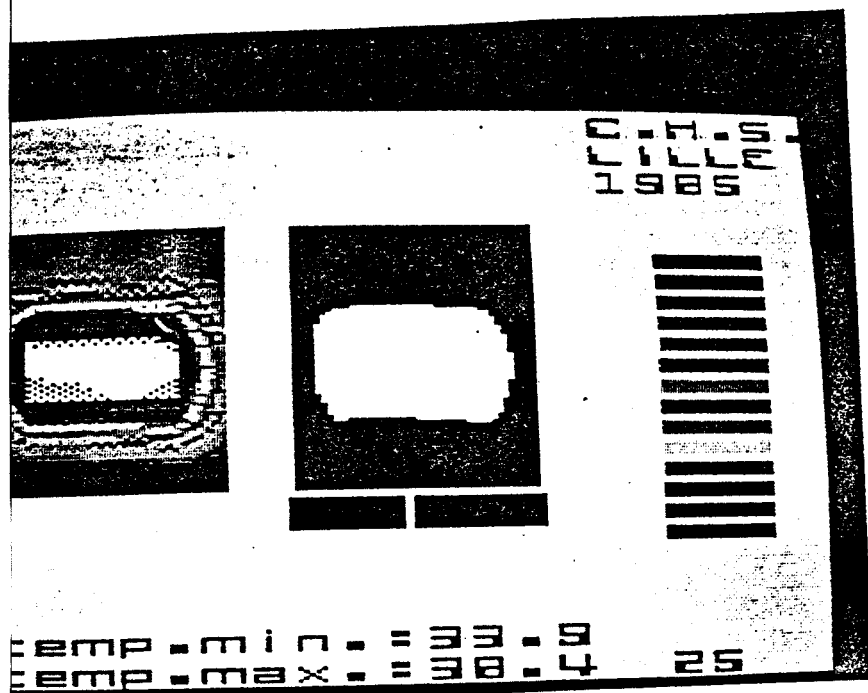


Figure V.26. : Extraction de contour pour $D = 25$ mm et $z = 5$ mm

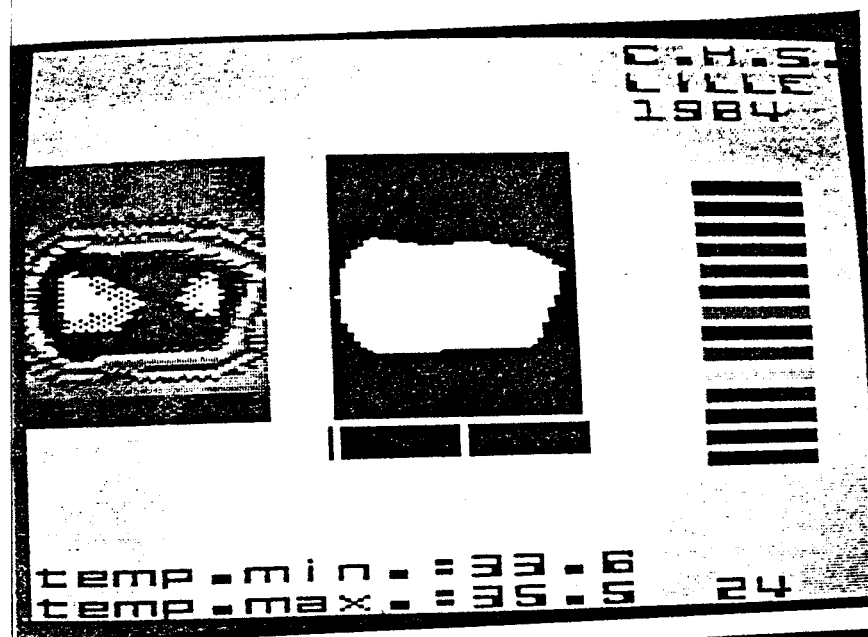


Figure V.27. : Extraction de contour pour $D = 25$ mm et $z = 15$ mm

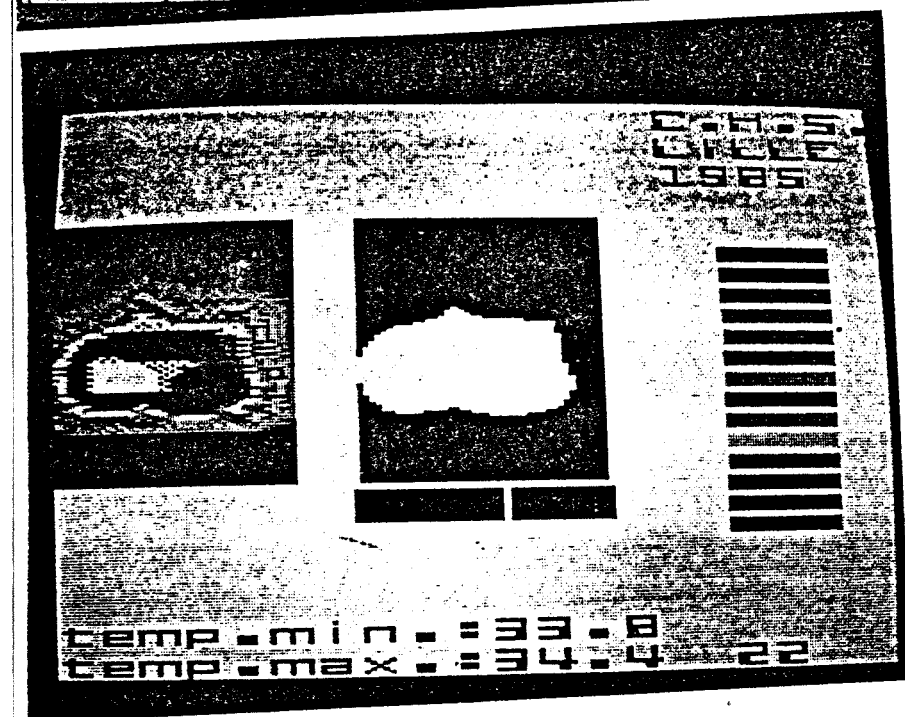


Figure V.28. : Extraction de contour pour $D = 25$ mm et $z = 25$ mm

Pour déterminer ΔT et z on réalise un processus d'itération tel décrit figure V-29.

On injecte une valeur initiale z_i de z et à partir des valeurs correspondantes de $g_3(D, z_i)$ et $g_{1,5}(D, z_i)$ qui sont connues, on en déduit les valeurs de z et ΔT .

Dans le cas où $z \neq z_i$ on recommence l'opération tel le décrit l'organigramme ci-dessous.

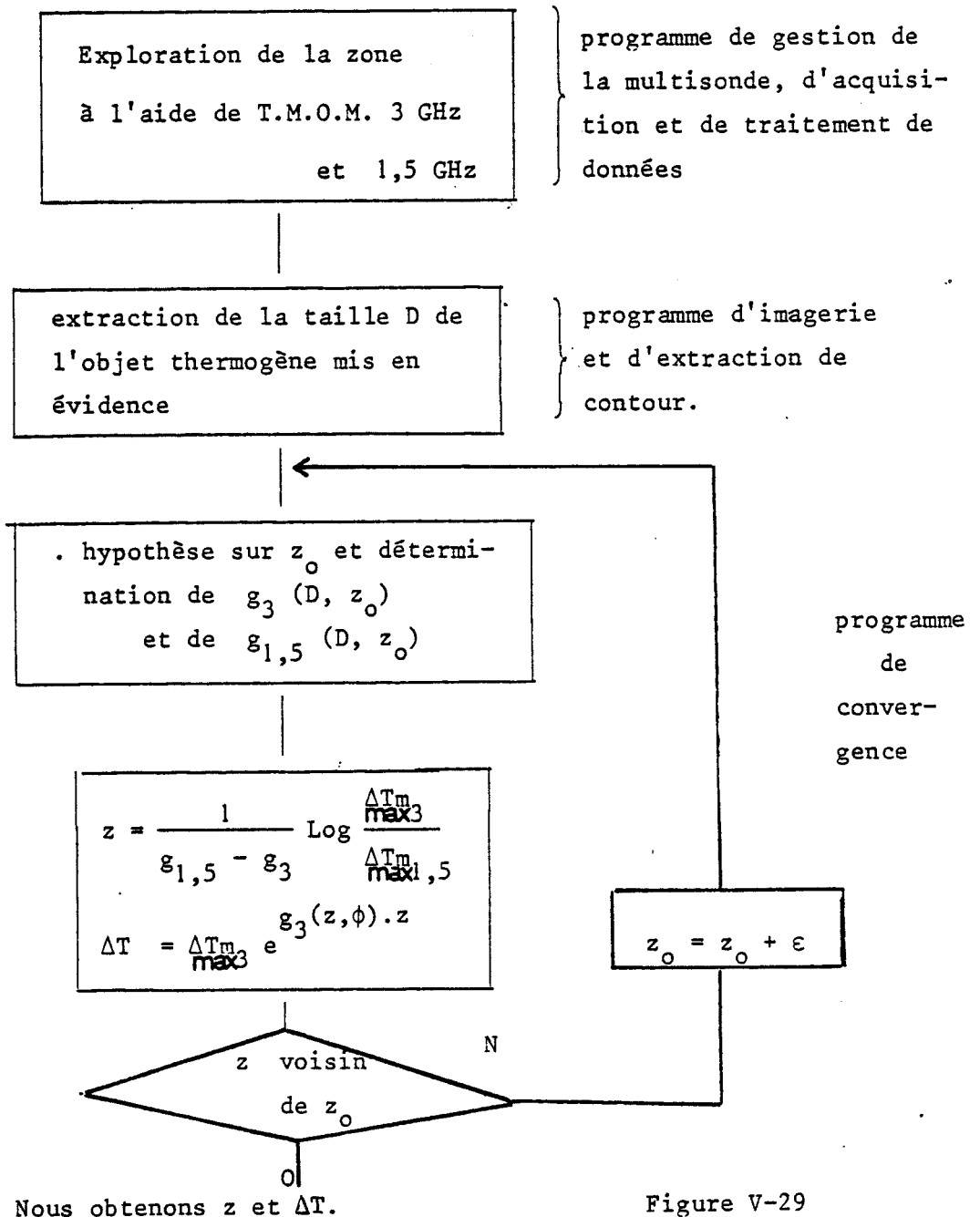


Figure V-29

V.2.2.3. Commentaires

Les limitations de la méthode proviennent des facteurs suivants :

- Précision sur la dimension D.
- Sensibilité propre au récepteur (dans la limite des 3 - 4 cm investis par le radiomètre 3 GHz, un objet sera d'autant mieux détecté qu'il est peu profond et très thermogène). Nous présentons figure V-30 les limites à l'intérieur desquelles la méthode peut s'appliquer.
- Assimilation des zones thermogènes à des parallélépipèdes rectangles (sans doute correcte dans le cas de tumeurs bien localisées ; plus discutable dans le cas de larges zones thermogènes aux contours mal définis).
- Cas limites : la méthode que nous avons décrite ne peut s'appliquer lorsque l'on n'observe de signal qu'à l'une des deux fréquences.

Certaines informations peuvent cependant être déduites :

Signal à 3 GHz	→	Objet de faible diamètre
Pas de signal à 1,5 GHz		(D < 25 mm) situé entre 0 et 3 cm de profondeur.

Signal à 1,5 GHz	→	Objet situé à plus de 3 cm de
Pas de signal à 3 GHz		profondeur

Cette étude devra être complétée par une estimation des erreurs sur les différents résultats ΔT , D et z induites par les incertitudes aux différents niveaux de la mesure. A titre d'exemple, considérons le cas d'un objet de taille D = 50 mm à 20 mm de profondeur pour un ΔT réel de 6° C.

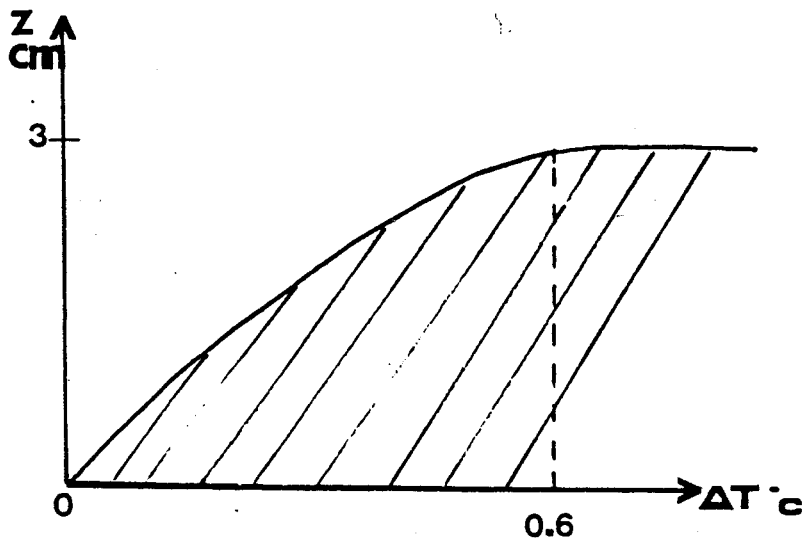


Figure V.30. : limites de validité de la méthode de R.O.T.

Une erreur de 5 mm sur D induit une erreur de 2 Neper/cm sur $(g_3 - g_{1,5})$ puisque $g_3(50, 20) = 71$ N/cm, $g_3(45, 20) = 78$ N/cm, $g_{1,5}(50, 20) = 47$ N/cm, $g_{1,5}(45, 20) = 52$ N/cm ; d'où une erreur de 1,5 mm sur z et de $0,7^\circ$ C sur ΔT . Si on considère le même objet, une erreur de $0,2^\circ$ C sur une mesure de température induit une erreur de 5 mm sur z et de $0,5^\circ$ C sur ΔT .

V.3. APPORT DE LA CORRELATION

V.3.1. Situation du problème

Dans la démarche décrite précédemment, la détermination du diamètre D de l'objet thermogène est prépondérante. Elle conditionne la recherche des coefficients $g_{1,5}(D, z)$ et $g_3(D, z)$.

Nous allons montrer que la radiométrie par corrélation peut permettre d'améliorer la précision sur la mesure de D.

V.3.2. Domaine couplé aux 2 sondes

Plusieurs modes d'utilisation de la T.M.O.C. ont été décrits [29], (déplacement des sondes, variation de l'angle θ , introduction d'un déphasage $\Delta\phi$).

Nous avons choisi une configuration fixe des sondes :

- leurs axes font entre eux un angle de 25°
- elles sont accolées selon leur petit côté
- l'exploration se fera sans déplacement des sondes par action sur le temps de retard τ .

Si l'on considère la carte bidimensionnelle des paramètres de couplage $(A_{i1} A_{i2} \cos(\Delta\phi + 2\pi f\tau))$ pour le plan de symétrie parallèle au grand côté des sondes, on constate que les paramètres de couplage n'ont une contribution importante - pour toute valeur de τ - qu'à l'intérieur d'une certaine zone (zone de "sensibilité") que l'on définira

par la condition $A_{i1} \cdot A_{i2} > 0,1 (A_{i1} \cdot A_{i2})_{\max}$ (figure V-31).

Ainsi seules les zones thermogènes situées sur cette surface sont susceptibles de créer un signal de sortie pour une valeur donnée de τ .

Cette zone de sensibilité concerne, à 3 GHz, des profondeurs comprises entre 0,5 et 2 cm à 1,5 cm de part et d'autre de l'axe des deux sondes.

V.3.3. Mode de détermination de la position d'un gradient thermique latéral

Nous présentons maintenant des interférogrammes calculés à la fréquence $f = 3$ GHz en fonction du temps de retard τ introduit dans l'un des bras du corrélateur. (Les figures V-32 à V-34 sont données en fonction de $\text{delt} = \Delta l$ tel que $\frac{\Delta l}{\lambda} = fD$. Des interférogrammes ont été calculés pour différentes positions et tailles d'objets.

La figure V-32 correspond à un objet thermique de faible étendue, pour toute valeur de z . Lorsque la position latérale de l'objet ($l = x$) varie, les franges se déplacent. Leur amplitude diminue lorsque $|x|$ augmente et devient nulle lorsque l'objet se trouve en dehors de la zone de sensibilité.

La figure V-33 correspond au même cas mais pour un objet de largeur 4 mm.

On constate que la position du système de franges ainsi obtenues n'est caractéristique que de la position du centre de l'objet et non de sa largeur. C'est en particulier, ce que montre la figure V-34 pour des objets thermiques centrés sur l'axe des sondes.

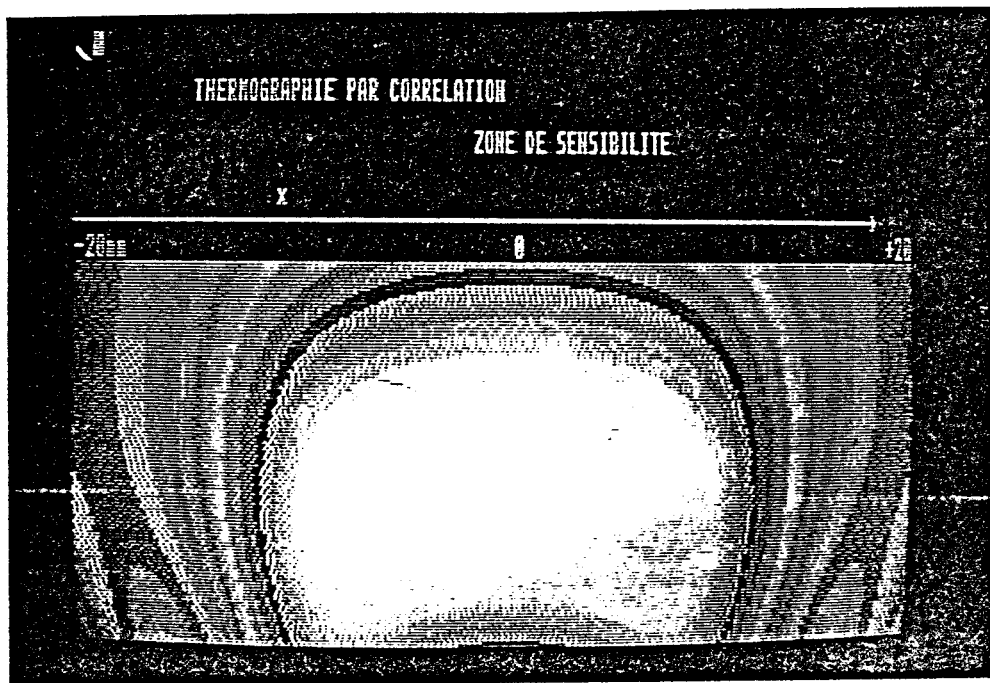


Figure V.31. : Zone de sensibilité.

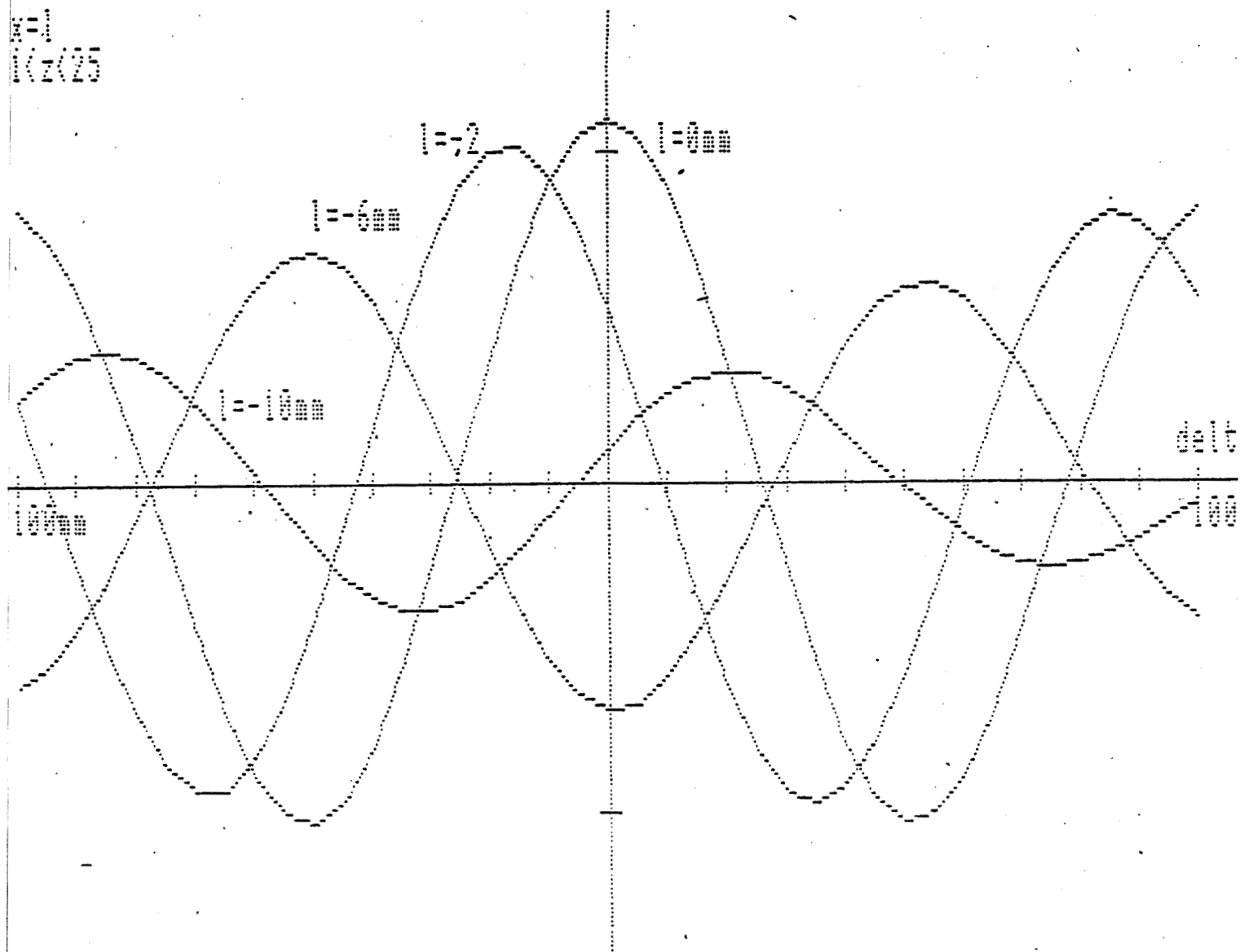


Figure V.32. : Exemples d'interférogrammes relevés pour différentes positions d'un objet de faible diamètre (calcul).

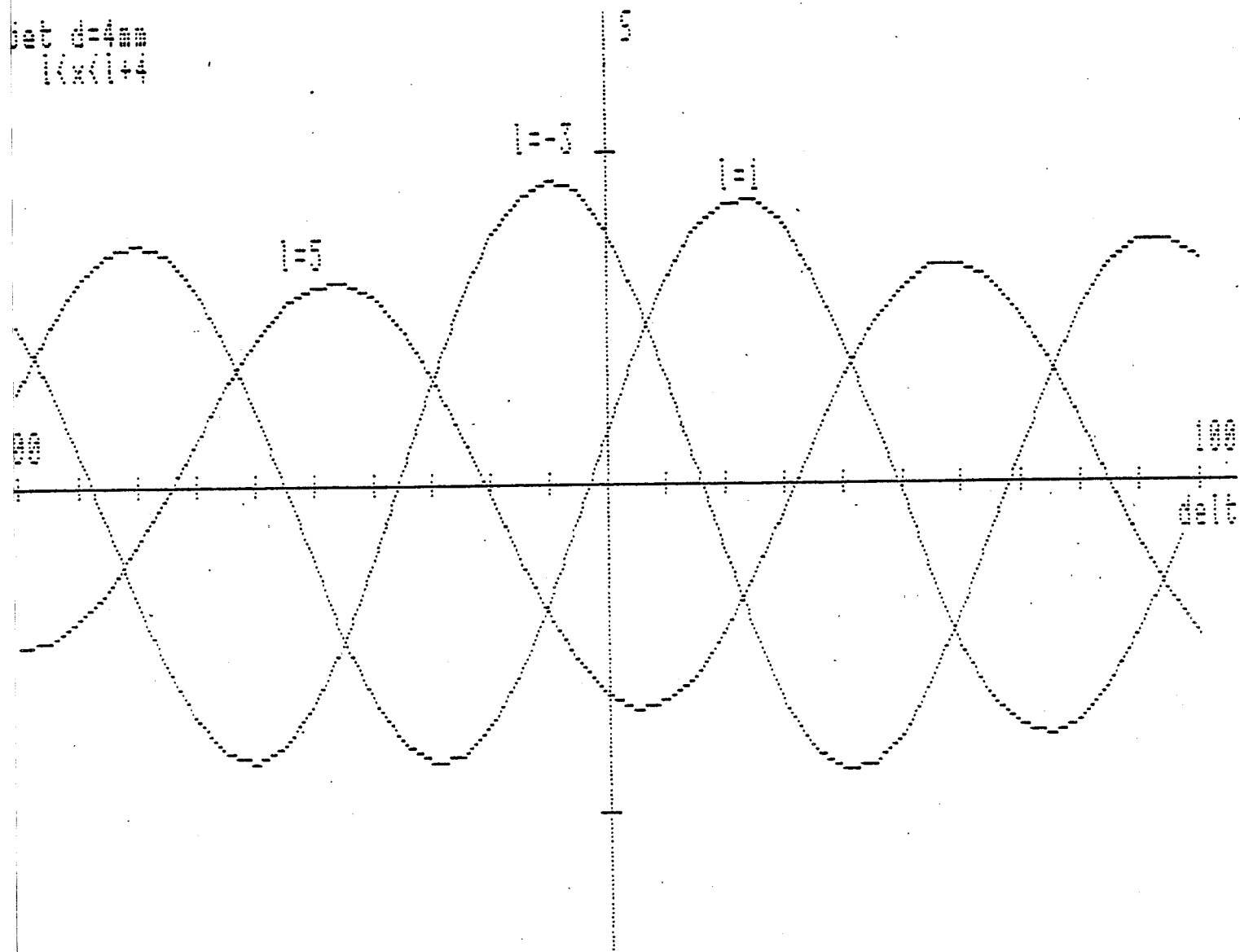


Figure V.33 . : Exemples d'interférogrammes relevés pour différentes positions d'un objet de diamètre 4 mm (calcul).

$$\frac{1}{\lambda} \left(\frac{z}{25} - \frac{d}{2} \right) \times \left(\frac{d}{2} \right)$$

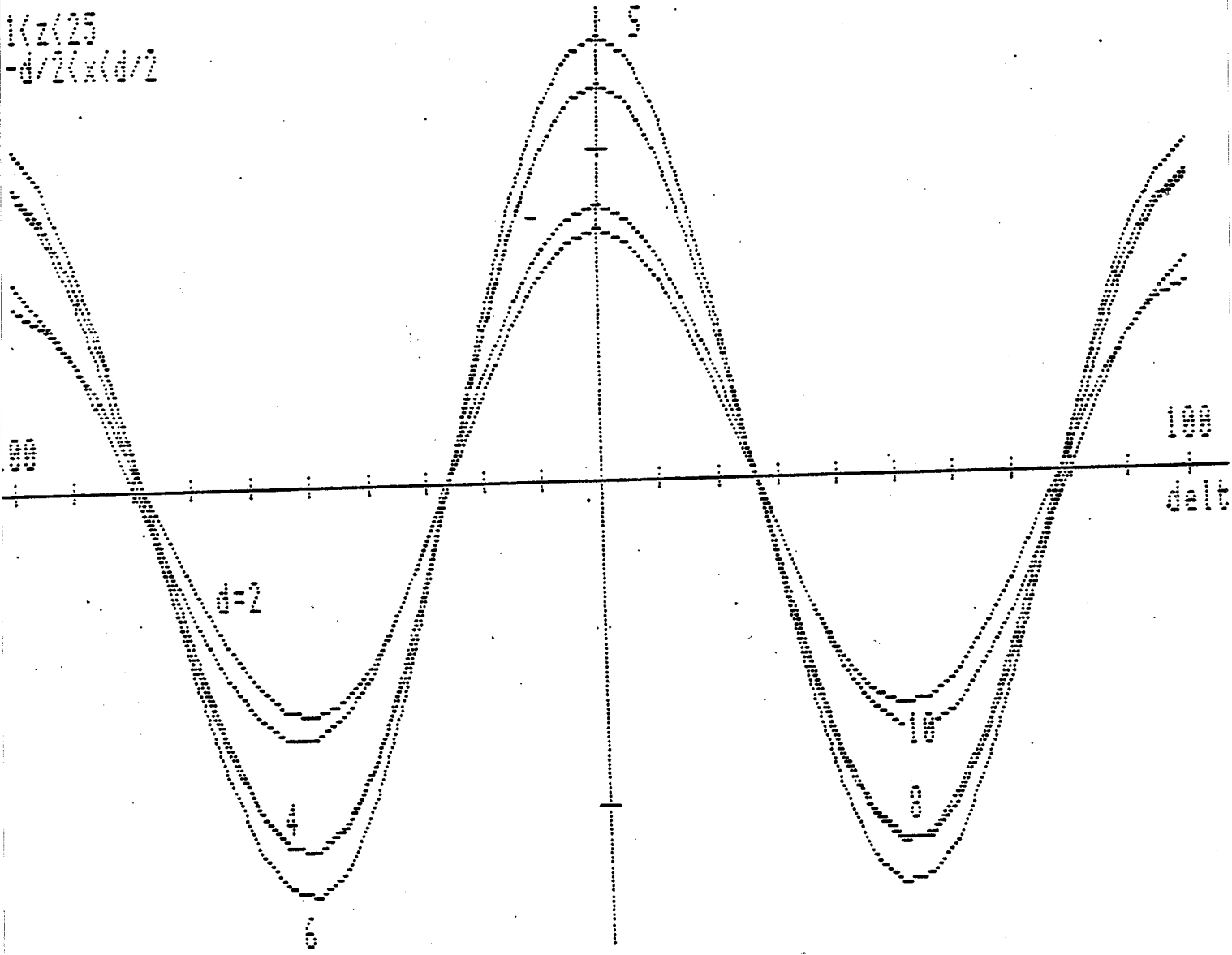


Figure V.34. : Exemple d'interférogrammes relevés pour une même position d'objets de diamètres variables (calcul).

Dans ces conditions les objets thermiques tels présentés figure V-35 (gradient latéral étendu dont une partie de largeur $2d$ est située dans la zone de sensibilité ; objet thermique de largeur $2d$ situé à la limite de la zone de sensibilité, objet thermique de largeur réduite situé au centre de l'objet précédent) présentent les mêmes types de franges d'interférence en fonction de τ . Les interférogrammes calculés ($S = f(\Delta\varphi) = A_{i1} A_{i2} \cos(\Delta\phi + \Delta\varphi)$) pour différentes positions d'objets sont caractérisés par leur passage à zéro entre 2 extremorums.

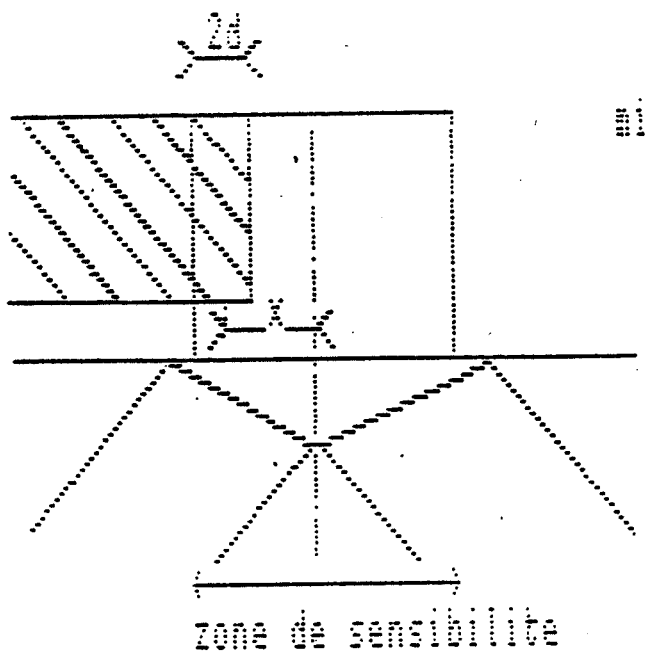
Nous pouvons alors tracer la courbe $\Delta\varphi = f(x)$ (ou $\text{delt} = f(x)$) où $\Delta\varphi$ représente le déphasage qu'il est nécessaire d'introduire dans l'un des bras du corrélateur pour obtenir ce passage à zéro pour la position x de l'objet. ($\Delta\varphi = 2\pi f\tau$).

Les objets qui nous intéressent ayant un diamètre grand devant la zone de sensibilité, nous allons déterminer leur diamètre en déterminant leurs frontières.

Les interférogrammes relevés sur les objets présentés figure V-35 étant identiques, la détermination de x , abscisse du centre de symétrie de l'intersection de l'objet avec la zone de sensibilité permet la détermination de D donc de la position de la frontière de cet objet.

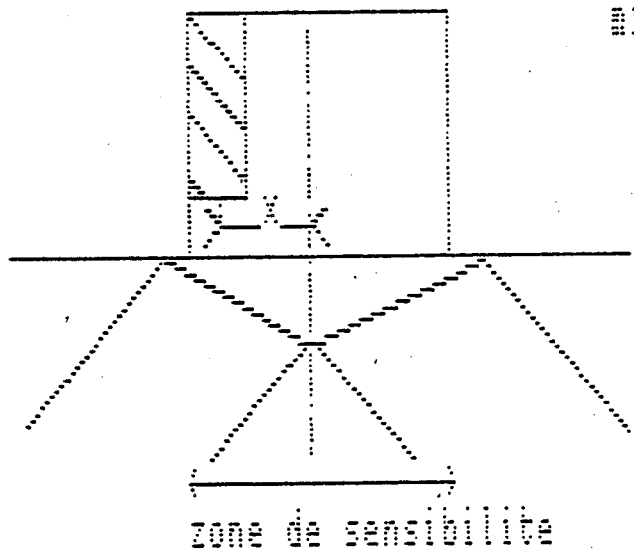
L'abscisse x de l'objet sera donc toujours négative dans le cas des figures V-35 et V-36.

Les interférogrammes calculés pour des fronts de température en fonction de leur position x (figure V-37) ont permis de tracer la courbe $\Delta\varphi = f(x)$ donnée figure V-38 qui, à partir du zéro de l'interférogramme, permet de déterminer x et donc d .



milieu
dissipatif

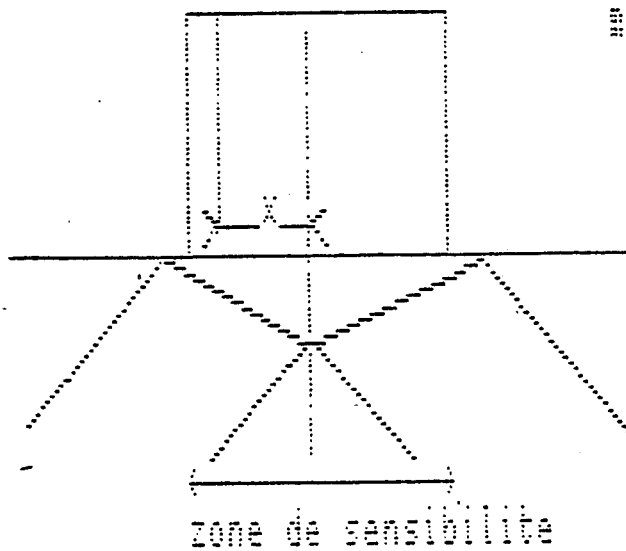
2d

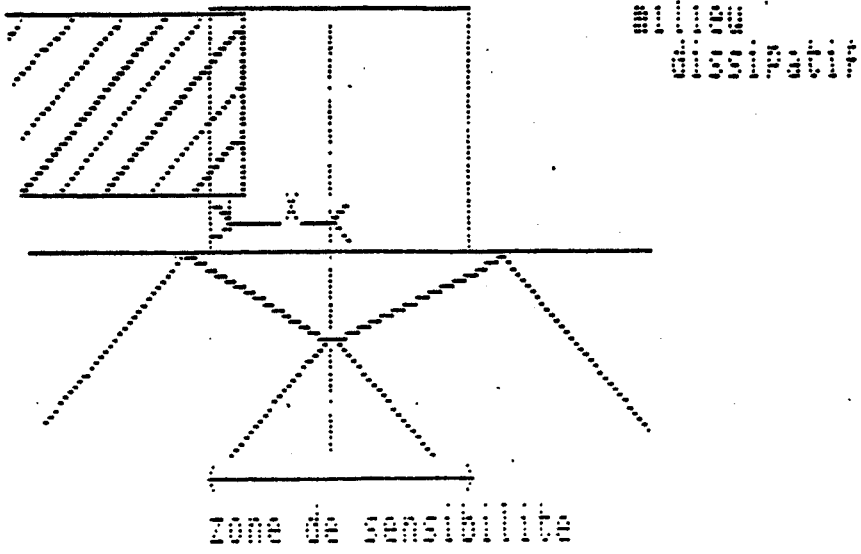


milieu
dissipatif

milieu
dissipatif

Figure V.35. : Objets dont les interférogrammes présentent les mêmes passages à 0.





CONT

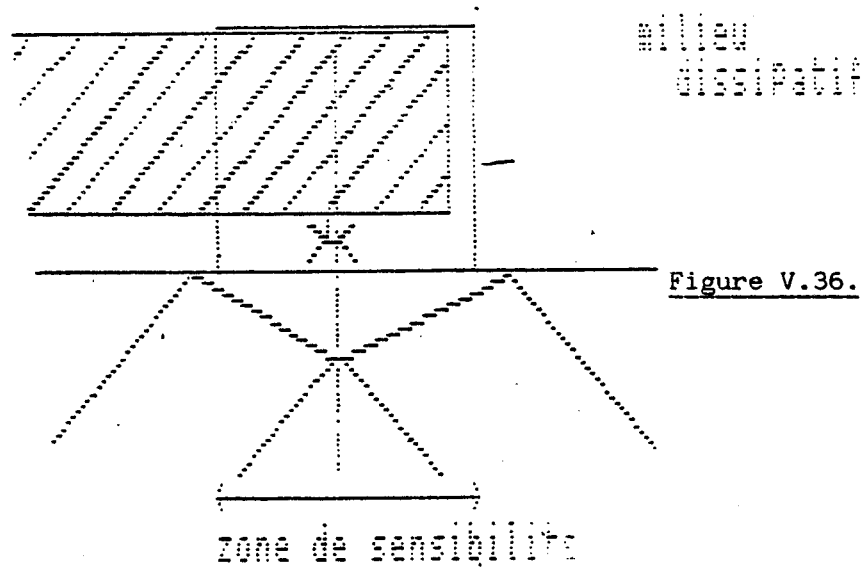
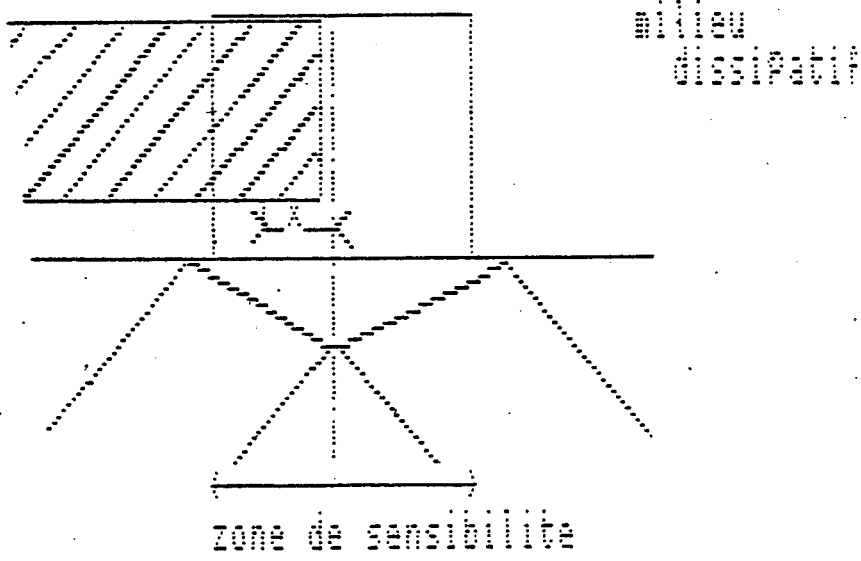


Figure V.36. : Abscisse x d'un objet de grande taille.

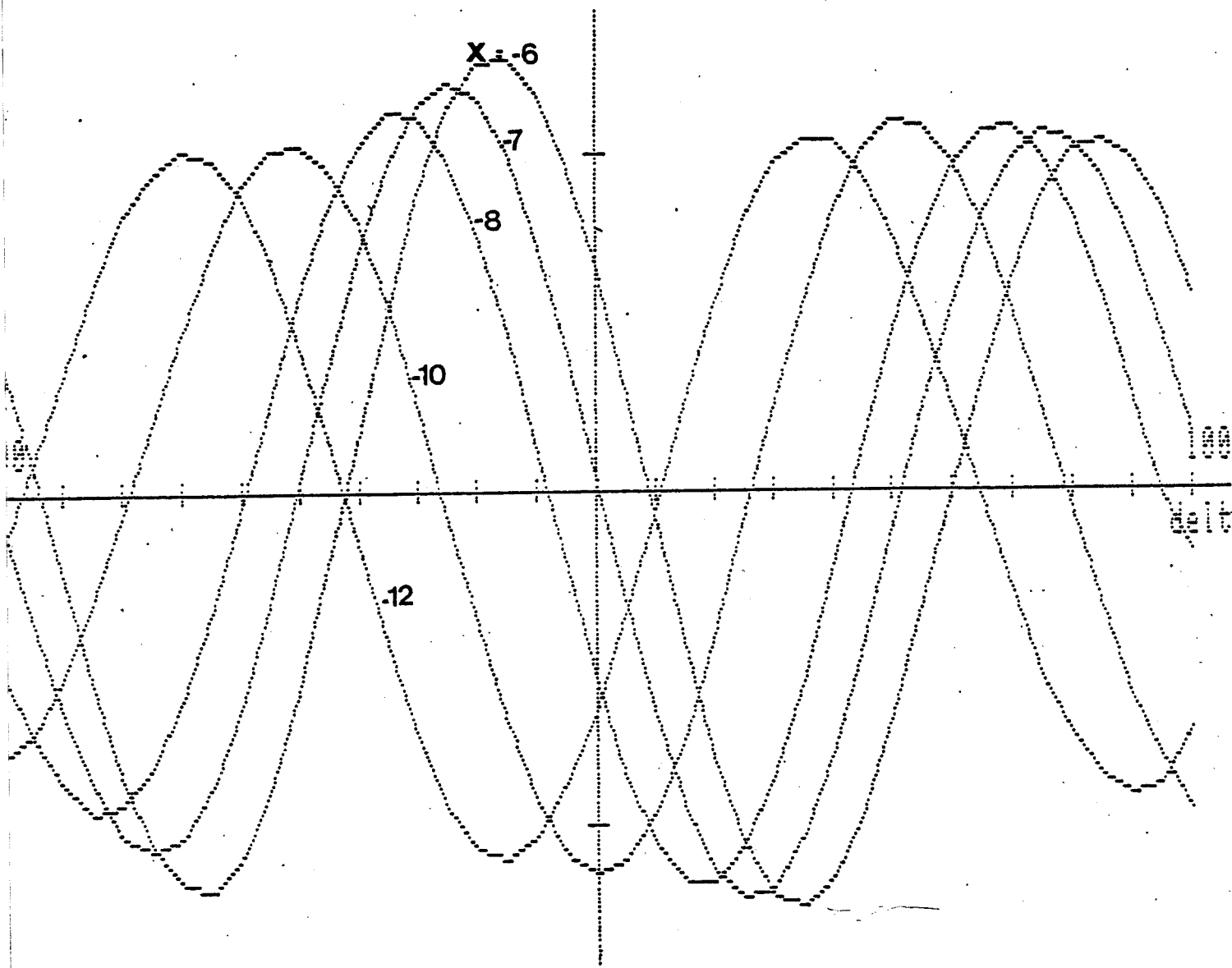


Figure V.37. : Exemple d'interférogrammes relevés pour des objets de grande taille (calcul).

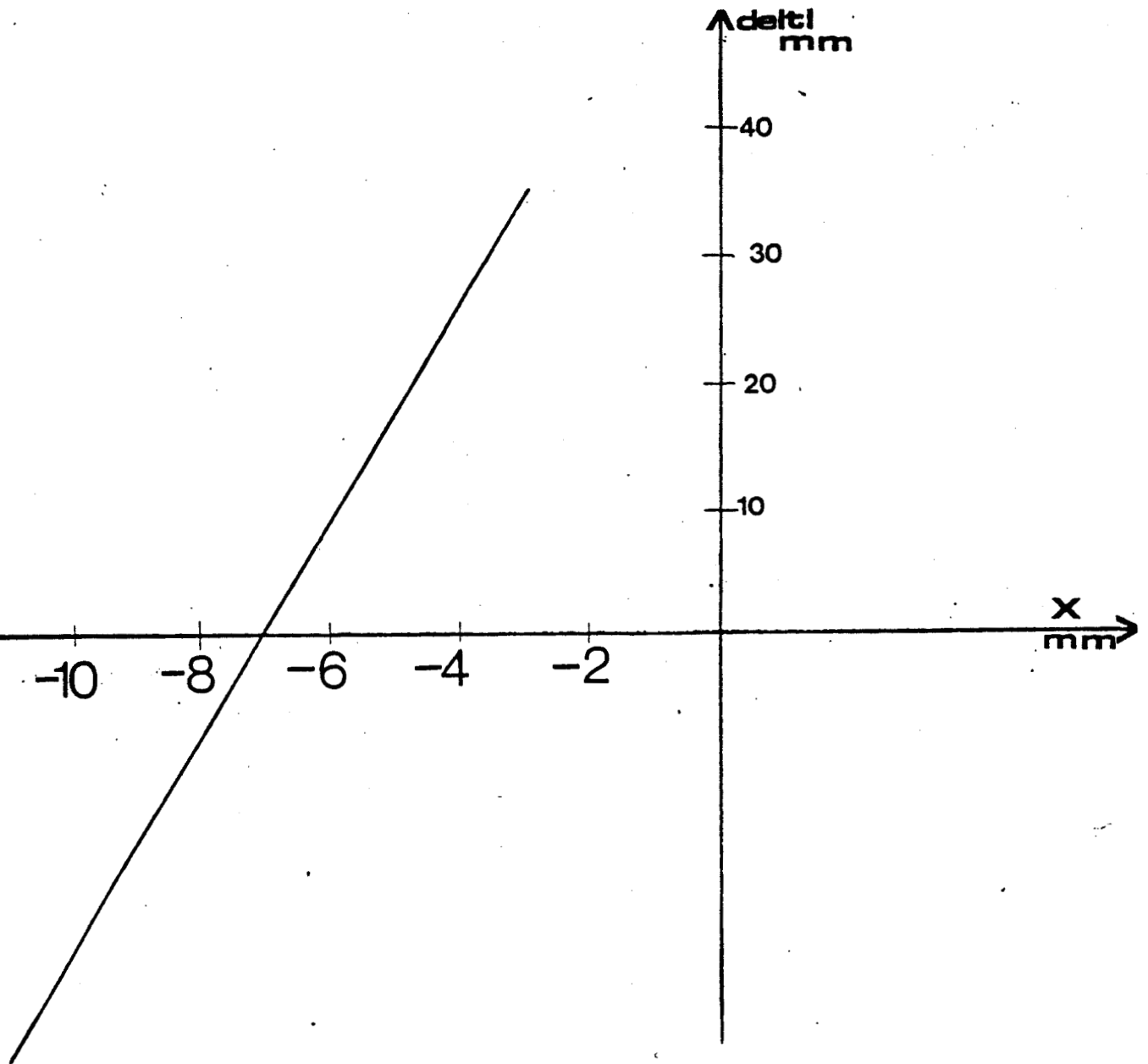


Figure V.38. : Abaque permettant de retrouver l'abscisse x d'un objet de grande taille connaissant le déphasage introduit pour avoir un signal nul.

Remarques : * Nous avons également traité le cas où le front de température n'est pas abrupt mais est en fait un gradient (figure V-39) caractérisé par sa largeur λ .

Nous avons représenté figure V-41 les interférogrammes obtenus pour différentes largeurs de gradient latéral. Le signal obtenu décroît lorsque λ augmente mais les passages à zéro ne sont pas modifiés. Nous pourrions donc déterminer le centre du front (pris entre - 14 mm et le centre de la zone de gradient) à l'aide de la courbe figure V-38 (figure V-40).

* Les objets détectés sont toujours supposés plus chauds que le milieu environnant. Dans l'hypothèse inverse, les interférogrammes seraient symétriques par rapport à l'axe des abscisses. Les passages à zéro se produiraient alors avec une pente positive.

V.4. CONCLUSION

La méthode que nous avons présentée donne une réponse concrète aux problèmes de reconnaissance d'objets thermiques tels qu'ils se rencontrent pratiquement. Cette méthode n'exploite que les informations qui peuvent réellement être obtenues grâce aux appareils existants (nombre limité de radiomètres, calculateur léger n'autorisant pas l'inversion de fonctions intégrales complexes). Elle sera mise en oeuvre dès que des relevés à 1,5 GHz pourront être obtenus en site clinique conjointement aux relevés à 3 GHz tels qu'ils sont pratiqués actuellement.

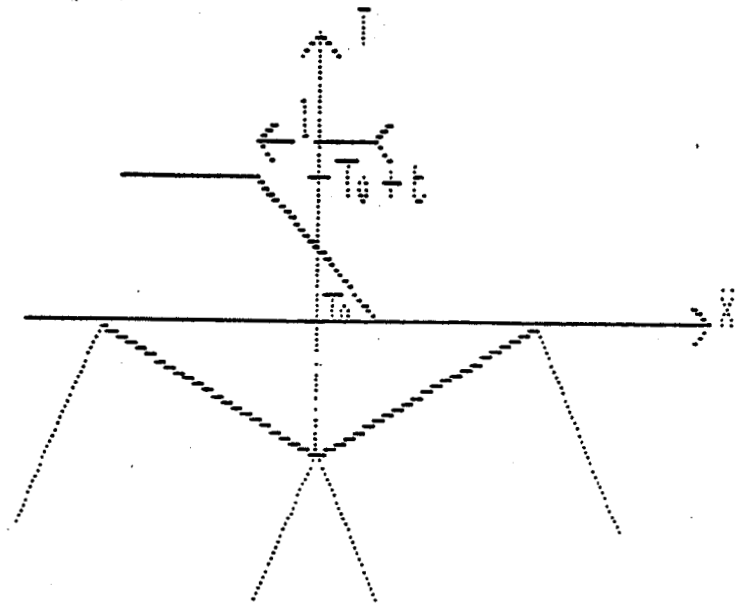


Figure V.39. : Définition d'un gradient thermique latéral.

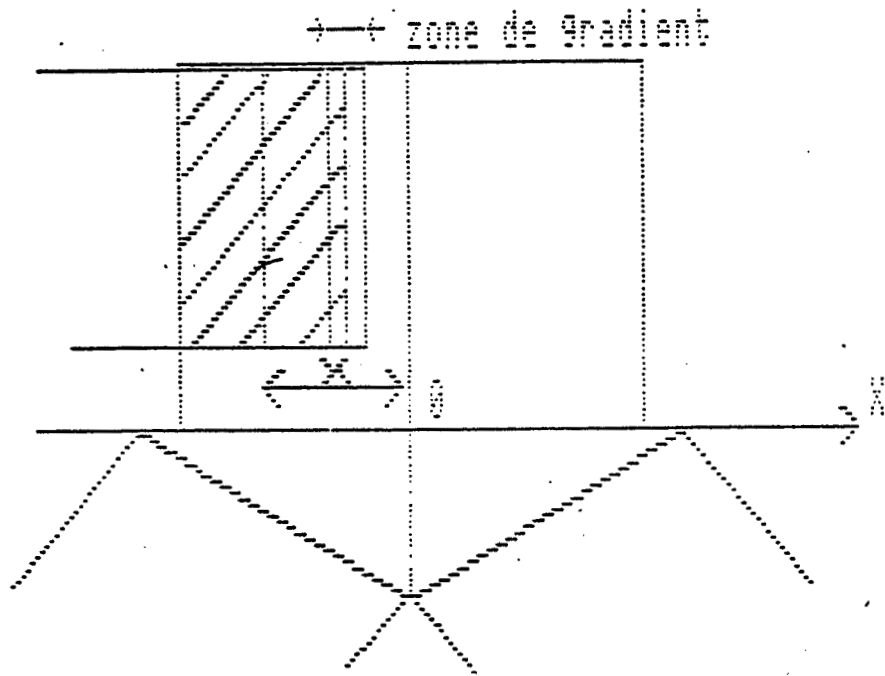


Figure V.40. : Définition de l'abscisse x d'un gradient.

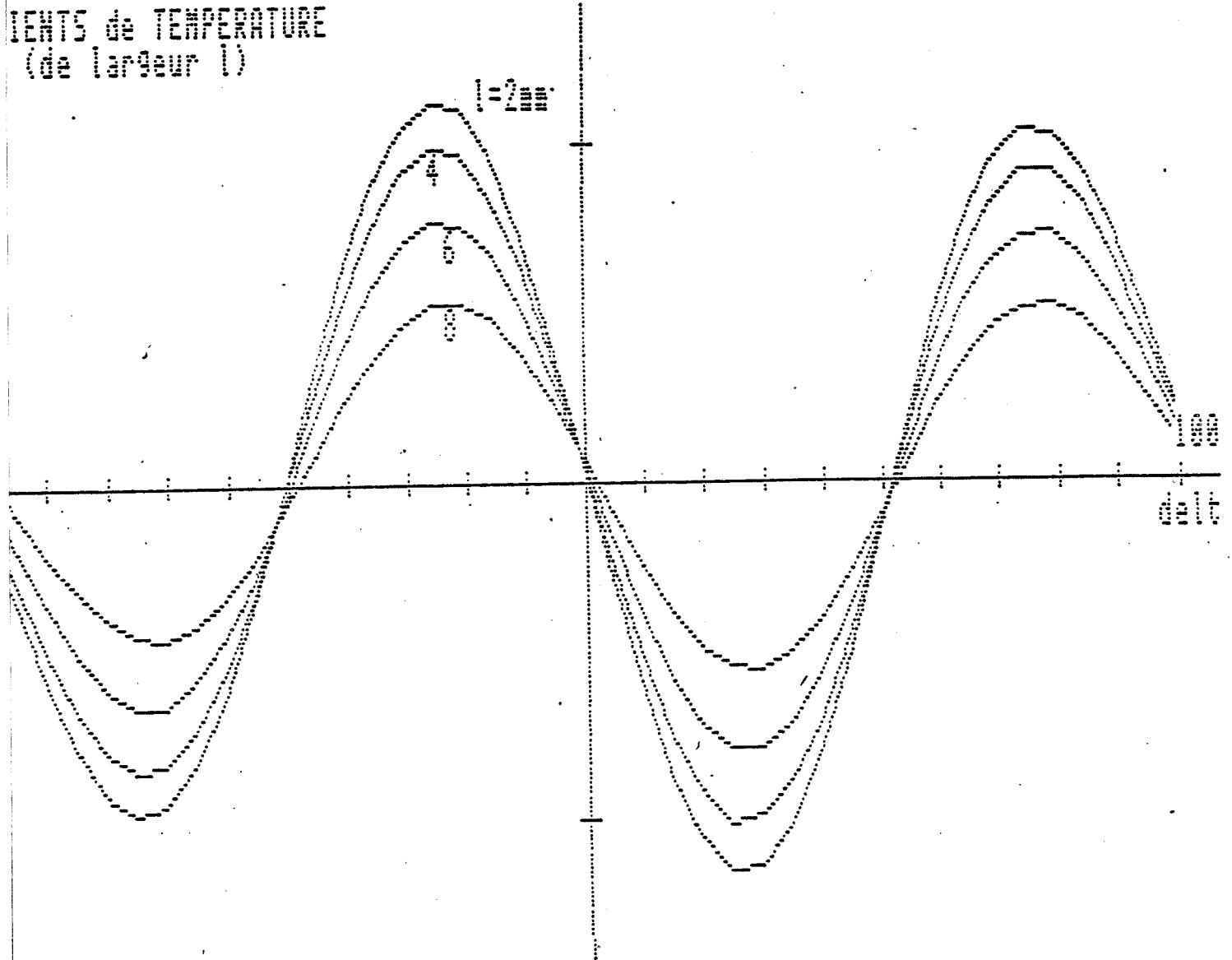


Figure V.41. : Exemple d'interférogrammes obtenus pour différentes largeurs de gradients de température latéraux.

CONCLUSION

CONCLUSION

Ce travail entre dans le cadre d'un projet destiné à déceler par thermographie microonde l'existence de zones thermogènes situées sous une surface cutanée de l'ordre du décimètre carré et à estimer leur étendue et leur température (Projet : "Faisabilité d'un scanner par T.M.O.").

Dans ce but, nous avons travaillé sur deux systèmes de thermographie microonde multisonde (T.M.O.M.) fonctionnant à 1,5 et 3 GHz.

L'un de ces systèmes radiométriques comporte - pour la première fois - des éléments en structure hybride, ce qui conduit aux avantages suivants : Diminution du coût et de l'encombrement, immunité aux parasites, facilité de thermostatisation. L'étude de circuits hybrides de ce type va d'ailleurs être poursuivie étant donné que les futurs radiomètres vont maintenant pouvoir inclure les éléments réalisés par la centrale de technologie microélectronique (source de bruit, amplificateurs, détecteur ...).

C'est à partir de tels systèmes multisondes et par application d'une méthode que nous avons conçue, que nous obtenons maintenant des images radiométriques de bonne qualité (72 points de mesure pour $0,5 \text{ dm}^2$).

Une méthode d'interprétation applicable à de nombreux cas réels a été définie. Elle est fondée sur l'analyse d'images radiométriques obtenues à 3 et 1,5 GHz. Elle concerne des modèles (eau) mais sera étendue prochainement au cas des tissus vivants.

Compte tenu du caractère positif des essais préliminaires effectués au centre anti-cancer de Lille, une campagne concernant le

suiwi systématique de certains types de cancers du sein va être maintenant entreprise.

Les relevés d'images radiométriques obtenus à deux fréquences au C.E.A. (effets inflammatoires des rayonnements ionisants) vont pouvoir servir de données utilisables par notre méthode d'interprétation.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Y.LEROY, A. MAMOUNI, J.C. VAN DE VELDE, M. HOCHEDÉZ,
L. ENEL
Applications de la Radiométrie microonde en génie biomédical
L'onde électrique - Janv. - Fév. 1985 vol. 65 n° 1
- [2] A. MAMOUNI, Y. LEROY, J.C. VAN DE VELDE, L. BELLARBI
Introduction to correlation Microwave thermography
Journal of Microwave Power, 18 (3), 1983.
- [3] M. HOCHEDÉZ, M. CHIVE, Y. LEROY, J. AUDET, CH. PICHOT,
J. CH. BOLOMEY
Characteristics of Waveguide applicators and signatures of
thermal structures.
Journal of Microwave Power vol. 17 n° 2 Juin 1982.
- [4] W.H. NEWMAN, R.F. SPROULL
Principles of Interactive Computer Graphics.
Mc Graw Hill I. B. C.
- [5] H.C. ANDREWS
Computer techniques in image processing.
Academic Press.
- [6] CEA - EDF - INRIA
La réalisation des logiciels graphiques interactifs, travaux
dirigés de l'école d'été d'informatique.
Eyrolles.
- [7] NUMELEC
Notice d'application du système de traitement d'image
- [8] A. VAN DAM
Les logiciels Graphiques.
Pour la Science. Nov. 84.

- [9] J.L. VULDY
Graphisme 3-D.
Eyrolles.
- [10] S. KIJNER
Traitement d'images.
Microsystèmes. Déc. 83.
- [11] M. PLANCOT
Contribution à l'étude théorique, expérimentale et clinique
de l'hyperthermie microonde contrôlée par radiométrie
microonde.
Thèse 3ème Cycle - Lille 1984.
- [12] M. HOCHEDÉZ
Contribution à l'étude des sondes et à la reconnaissance
d'objets thermiques par thermographie microonde.
Thèse 3ème Cycle - Lille Nov. 1981.
- [13] M. MIYAKAWA
Study on Microwave thermography - Application to the
subcutaneous temperature profiles.
Transactions of the I.E.C.E. of Japan, vol. E 64
n° 12 - Déce. 1981.
- [14] G. SCHALLER
Microwave and infrared thermograms of hot spots in tissues.
1984 - I.E.E.E. MTT'S digest.
- [15] F. BARDATI, U. CONVENTI, D. SOLIMINI
Détermination of temperature profiles in biological Media
by Microwave Radiometry.
- [16] S. MIZUSHINA
A three band Radiometer for non invasive temperature
measurement.
1984 - I.E.E.E. MTT'S digest.

- [17] Y. LEROY
"Microwave thermography for biomedical applications".
Invated paper, worshop on 12th EMC - Helsinki 1982.
- [18] L. BELLARBI, A. MAMOUNI, J.C. VAN DE VELDE, Y. LEROY
Accurate localisation of thermal gradients in lossy Materials
by correlation microwave thermography.
Electronic letters vol. 20 n° 10, May 1984.
- [19] C. SEMET
Etude et réalisation d'un radiomètre multisonde à balayage
électronique.
Mémoire C.N.A.M. - Lille, Nov. 1983.
- [20] D.D. NGUYEN
Contribution à la conception et à la réalisation de systèmes
destinés au Génie biologique et médical.
Thèse 3ème cycle, Lille, 10 Déc. 1980.
- [21] PH. DICKE
The measurement of thermal radiation at microwave frequencies.
Rev. Sci. Int. vol. 17, n° 7 - 1946.
- [22] A. MAMOUNI
Applications de la Radiométrie hyperfréquence à la mesure
atraumatique de la température au sein des tissus vivants.
Thèse 3ème cycle - Lille Nov. 1978.
- [23] H. FARHAT
Conception et réalisation en circuit intégré nonolithique
AsGa d'un Radiomètre microonde miniature.
Thèse Docteur Ingénieur - Lille, Déc. 1984.
- [24] R. V. GARVER
Diode switching.
Mini-Micro-System - Déc. 1983.

- [25] AVANTEK Inc.
Technical notes.
1982 - Solid State Microwave Components Source
book.
- [26] AVANTEK Inc.
Installing cascadable amplifiers - Technical notes.
1982 - Modular Component hand book.
- [27] SIEMENS
Monolithic Integrated GaAs broad band Amplifier.
Technical notes - 1984.
- [28] ANZAC
Pin diode RF switches.
Technical notes - RF and Microwave Components, 1984.
- [29] L. BELLARBI
Définition de la Thermographie microonde par corrélation.
Mise en oeuvre d'un prototype destiné à la reconnaissance
d'objets thermiques.
Thèse 3ème cycle - Lille 1984.
- [30] A. MAMOUNI
Thèse d'état (en préparation).
- [31] L. ENEL, Y. LEROY, J.C. VAN DE VELDE, A. MAMOUNI
Improved Recognition of thermal structures by microwave
Radiometry.
Electronics letters vol. 20 n° 7 - Mars 1984.
- [32] F. DABURON, J.L. LEFAIX, J. REMY, G. FAYARD, J. HAAG
Microwave Radiometry of subcutaneous temperature evolution
after acute local irradiation in Pig.
7th International congress of radiation research
Amsterdam - July 1983.

- [33] P. BESSON, M. CHIVE, M. HOCHEDÉZ, J.J. FABRE, Y. LEROY.
Thermographie microonde à 3 GHz : "Applications cliniques
en Cancérologie".
Colloque thermologie biomédicale - Juillet 1981 -
Strasbourg.
- [34] LUDECKE - SCHICK - KOHLER
Radiation Balance microwave thermograph for industrial
and medical applications.
Electronics letters - 1978, 14.
- [35] A.H. BARRET, P.C. MYERS
A method of detecting sub surface thermal patterns.
Bid. Radiolo, n° 6 Karger, Basel. 1975.
- [36] J. EDRICH, P.C. HARDEE
Thermography at millimeter wavelengths.
Proc. I.E.E.E. vol. 62, Octobre 1974.
- [37] A. MAMOUNI, Y. LEROY, Y. HOUDAS, Y. MOSCHETTO
Passive subcutaneous temperature measurement for investi-
gation of thermoregulation.
8th E.M.C. Paris, Septembre 1978.
- [38] S. MIZUSHINA
A three band radiometer for non invasive temperature
measurement.
1984 - I.E.E.E. MTT-S.
- [39] EDENHOFER
Electromagnetic Remote sensing of the temperature Profile
in a Stratified Medium of Biological tissues by stochastic
Inversion of Radiometric data.

SYMP. E.M. WAVES. MUNICH AUG 88



04349188X

RÉSUMÉ

Ce travail entre dans le cadre d'un projet destiné à déceler, par Thermographie Microonde, l'existence de zones thermogènes dans les tissus vivants, sous une surface cutanée de l'ordre du décimètre carré et à estimer leur étendue et leur température (Projet "Faisabilité d'un Scanner par T.M.O.).

Dans ce but, deux systèmes TMO Multisondes (1.5 et 3 GHz) ont été réalisés. L'un d'eux, comporte pour la première fois, des éléments en structure hybride, ce qui introduit la tendance actuelle à inclure dans ces systèmes des éléments réalisés par la Centrale de Technologie Microélectronique.

A partir de tels systèmes, et par application d'une méthode qui est décrite, il est maintenant possible d'obtenir des images radiométriques de qualité, par exemple à partir de 72 points de mesure pour une surface de 0.5 dm².

Une méthode d'interprétation de ces images radiométriques, applicable à de nombreux cas réels, pour lesquels les structures thermogènes ont une forme compacte, a été définie ; une étude des possibilités offertes par la TMO par Corrélation est également présentée.

Des résultats d'essais qui ont été réalisés en site clinique sont également présentés :

- relevés thermologiques concernant le cancer du sein (Centre O. Lambret, Lille) ;
- effets inflammatoires des rayonnements ionisants (CEA Jouy en Josas) ;
- températures cérébrales (Lab. de Thermorégulation, Lille).

MOTS CLES : RADIOMETRIE - MICROONDE - THERMOGRAPHIE - HYPERTHERMIE.