

the 2000 0329

N° d'ordre :

## **THESE**

Présentée à l'Université des Sciences et Technologies de Lille

pour obtenir le titre de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE**

**Spécialité : ELECTRONIQUE**

par

Séverine MOUTY

Ingénieur E.U.D.I.L.

**CONTRIBUTION A L'ETUDE DE  
L'IMAGERIE RADIOMETRIQUE MICRO-ONDE (I.M.O.)**

Résolution du problème inverse

Caractérisation précoce des tumeurs du sein et quantification

Soutenue le 15 décembre 1998 devant la commission d'examen:

<i>Président :</i>	Monsieur P.A. ROLLAND
<i>Directeur de thèse :</i>	Monsieur A. MAMOUNI
<i>Co-directeur de thèse :</i>	Monsieur B. BOCQUET
<i>Rapporteurs :</i>	Monsieur C. PICHOT Monsieur P. SAGUET
<i>Examineurs :</i>	Monsieur V. DEVLAMINCK Monsieur R. BEUSCART Madame N. ROCOURT

*Le travail exposé dans ce mémoire a été effectué au Département Hyperfréquences et Semiconducteurs (DHS) de l'Institut d'Electronique et de Micro-électronique du Nord (IEMN), dirigé successivement par Monsieur Le Professeur E. Constant et Monsieur le Professeur G. Salmer que je remercie pour m'avoir accueillie dans leur laboratoire.*

*Monsieur le Professeur P.A. Rolland, responsable du département DHS, me fait l'honneur de présider le jury d'examen et de juger l'ensemble de ce travail, qu'il trouve ici l'expression de ma profonde reconnaissance.*

*Je tiens à remercier Monsieur Le Professeur A. Mamouni et Monsieur le Professeur Y. Leroy pour m'avoir accueillie dans l'équipe Nouvelles Applications des Micro-Ondes (NAMO) et m'avoir permis de faire ma thèse sur ce sujet. Qu'ils soient remercié pour m'avoir guidée et soutenue tout au long de ce travail. Je remercie également Monsieur B. Bocquet, Maître de conférence à l'Université de Lille 1, pour avoir codirigé et encadré ce travail et pour m'avoir aidée, soutenue et conseillée pendant ces trois ans.*

*J'adresse mes très sincères remerciements à Monsieur C. Pichot, directeur de recherches CNRS à l'Université de Nice Sophia Antipolis, et à Monsieur le Professeur P. Sagnet, directeur du LEMO de Grenoble, pour l'honneur qu'ils me font de juger ce travail en ayant accepté d'en être rapporteurs.*

*Je remercie très vivement Monsieur V. Devlaminck, maître de conférence HDR à l'IUT GEII de Lille 1, pour m'avoir fait bénéficier de ses compétences scientifiques, de sa sympathie et de sa constante disponibilité. Qu'il soit remercié également pour avoir accepté de participer au jury de thèse.*

*Je remercie sincèrement Monsieur le professeur R. Beuscart, directeur du CERIM, d'avoir accepté de participer au jury et de m'avoir si chaleureusement accueillie dans son équipe de recherche avec laquelle nous avons collaboré pour réaliser la partie médicale de ce travail.*

*J'exprime ma profonde reconnaissance à Madame le Docteur N. Rocourt, radiologue à l'Hôpital Jeanne de Flandres de Lille, pour l'intérêt qu'elle porte à ce travail en acceptant de participer au jury et pour avoir été l'investigateur principal de notre étude clinique. Qu'elle soit ici remerciée pour sa motivation, ses compétences, sa disponibilité et son très grand soutien. Merci également à Monsieur le Professeur Y. Robert, responsable du service de radiologie de Jeanne de Flandre, pour nous avoir si gentiment accueilli dans son service et à*

toute l'équipe médicale de Jeanne de Flandre qui nous a encadré avec beaucoup de sympathie.

Je tiens à remercier Monsieur le Professeur G. Giaux de l'Université de Lille 2 pour sa sympathie, ses conseils et pour nous avoir permis de rencontrer Monsieur le Docteur M. Delabre, radiologue à Tourcoing, avec qui nous avons collaboré. Que celui-ci soit chaleureusement remercié pour l'accueil qu'il m'a réservé et pour tous les agréables moments passés à son cabinet radiologique. Je remercie également toute l'équipe de son cabinet pour leur sympathie.

Un grand merci à tous les membres du CERIM pour m'avoir si amicalement accueillie dans leur équipe. Je tiens plus particulièrement à exprimer ma reconnaissance à Monsieur P. Devos, ingénieur biostatisticien, pour sa bonne humeur, sa patience et sa disponibilité et sans qui l'analyse statistique aurait été bien monotone. Merci aussi à Monsieur B. Maerten, assistant ingénieur, pour son amitié et ses compétences informatiques, à Monsieur A. Duhamel, maître de conférence praticien hospitalier, Madame N. Souf, maître de conférence, Monsieur le Docteur J.F. Kulik, assistant hospitalo-universitaire, et Monsieur E. Dufresne, ingénieur informatique, pour leur aide et leur sympathie.

Je remercie également Monsieur le Docteur F. Des Roseaux et Madame le Docteur M. Parache de l'établissement Sainte-Barbe (Fouquières lez Lens) pour l'intérêt qu'ils portent à l'I.M.O. et pour avoir accepté de collaborer avec nous.

Je tiens également à remercier Monsieur R. Ringot, assistant ingénieur CNRS, collègue et ami, pour son soutien, sa disponibilité et pour avoir toujours assuré la maintenance de notre système d'imagerie avec le sourire. Que Monsieur J.C. Van De Velde, ingénieur de recherche CNRS, soit ici remercié pour toutes les longues discussions que nous avons eues, pour son aide et ses conseils.

Que tous mes camarades étudiants du laboratoire et tous les membres de l'équipe NAMO veuillent bien trouver ici l'expression de ma reconnaissance pour l'amitié et la sympathie qu'ils m'ont témoignés.

Je remercie également tous les membres du personnel administratif pour leur aide et leur soutien. En particulier, un grand merci à Madame V. Gysemberg, secrétaire IEMN Transfert, pour son amitié, son aide et ses compétences anglophones.

*Mes remerciements s'adressent également à Monsieur J.C. Camart, maître de conférences à l'EUDIL, pour son soutien et ses nombreux et très précieux conseils, à Mesdames M. Miens et K. Cocardon du service DAO pour leur aide et leurs idées, à Monsieur D. Vandermoere pour m'avoir aidée de nombreuses fois avec beaucoup de patience, à Monsieur J.P. Dehorter pour sa disponibilité et pour avoir assuré avec soin la reproduction de ce mémoire et à l'ensemble du personnel et des chercheurs du laboratoire qui m'ont apportés leur aide et leur soutien tout au long de ce travail.*

*Enfin, je ne saurais oublier de remercier tous les membres du département Opto-Acousto-Electronique (OAE) pour m'avoir permis de terminer cette thèse dans de bonnes conditions et pour m'avoir témoigné toute leur confiance en m'attribuant un poste d'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche.*

# SOMMAIRE

## *INTRODUCTION GÉNÉRALE*

### **CHAPITRE 1 :     *PRINCIPE ET ÉVOLUTION TECHNOLOGIQUE***

<b>1.1. PRINCIPE DE LA RADIOMÉTRIE MICRO-ONDE .....</b>	<b>7</b>
1.1.1. Rayonnement d'un matériau isotherme.....	7
1.1.2. Rayonnement d'un matériau non isotherme.....	8
<b>1.2. PRÉSENTATION DU RADIOMÈTRE UTILISÉ : RADIOMÈTRE MULTISONDE FONCTIONNANT AVCE SIX VOIES EN PARALLÈLE. ....</b>	<b>11</b>
1.2.1. La fréquence utilisée .....	11
1.2.2. Les sondes utilisées .....	11
1.2.3. Le nouveau prototype de Thermométrie Micro-Onde. ....	14
1.2.4. Sensibilité des radiomètres.....	15
<b>1.3. MATÉRIELS ET LOGICIELS INFORMATIQUES.....</b>	<b>16</b>
1.3.1. Nos besoins .....	16
1.3.2. L'acquisition des données.....	17
1.3.3. Le micro-ordinateur.....	17
1.3.4. Le logiciel informatique .....	17
1.3.5. Exemples de réalisations .....	18
1.3.5.1. Quelques menus.....	18
1.3.5.2. Réalisation d'un étalonnage .....	19
1.3.5.3. Réalisation d'une image.....	19
<b>1.4. PRÉSENTATION DES COEFFICIENTS DE COUPLAGE .....</b>	<b>20</b>
1.4.1. Définition des permittivités .....	20
1.4.2. Calcul des coefficients de couplage .....	22
1.4.3. Notion de volume de couplage.....	24
1.4.4. Visibilité de gradients thermiques compacts.....	29
<b>1.5. CONCEPTION ET INTERPRÉTATION D'UNE IMAGE BRUTE .....</b>	<b>36</b>

1.5.1. Image brute.....	36
1.5.1.1. En théorie.....	36
1.5.1.2. En pratique.....	37
1.5.2. Estimation du bruit de déplacement.....	41
1.5.2.1. Bruit de déplacement à une dimension.....	41
1.5.2.2. Bruit de déplacement à deux dimensions.....	50
1.5.2.3. Influence du bruit de déplacement sur la visibilité de l'objet.....	54
1.5.3. Images et convolution.....	55
1.5.3.1. Principe.....	55
1.5.3.2. Les coefficients $C_z(x,y)$ et leur spectre.....	57
<b>1.6. CONCLUSION.....</b>	<b>62</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE DU CHAPITRE 1.....</b>	<b>63</b>

## **CHAPITRE 2 :      *INVERSION DES SIGNAUX RADIOMÉTRIQUES***

<b>2.1. IMAGE THÉORIQUE SANS BRUIT ET DÉCONVOLUTION.....</b>	<b>67</b>
<b>2.2. RESTAURATION D'IMAGES BRUITÉES PAR FILTRAGE INVERSE.....</b>	<b>72</b>
<b>2.3. RESTAURATION D'IMAGES PAR DÉCONVOLUTION ET FILTRAGE DE WIENER....</b>	<b>75</b>
2.3.1. principe.....	75
2.3.2. Application aux images radiométriques bruitées.....	78
2.3.2.1. Application à l'inversion d'objets cylindriques.....	79
2.3.2.2. Application à l'inversion d'objets non cylindriques.....	84
2.3.2.3. Limitations de cette méthode.....	87
<b>2.4. RESTAURATION D'IMAGE PAR RÉGULARISATION ET FILTRAGE.....</b>	<b>90</b>
2.4.1. La méthode de régularisation par minimisation de la dérivée.....	90
2.4.2. Le Filtre de Deriche.....	92
2.4.2.1. Approche de Canny pour un cas monodimensionnel.....	93
2.4.2.2. Critère de Deriche monodimensionnel.....	96
2.4.2.3. opérateurs bidimensionnels de dérivation et de lissage de Deriche	96
<b>2.5. APPLICATION DE LA RÉGULARISATION ET DU FILTRE DE DERICHE AUX IMAGES RADIOMÉTRIQUES.....</b>	<b>100</b>
2.5.1. Détermination du contour de l'objet.....	101
2.5.1.1. Choix du paramètre de régularisation.....	101
2.5.1.2. Détection du contour.....	105

2.5.1.3. Le seuillage.....	108
2.5.1.4. Fermeture et remplissage des contours.....	108
2.5.2. Calcul de la température.....	113
2.5.3. Influence de l'interpolation.....	115
2.5.4. Influence du bruit de déplacement .....	121
2.5.5. Influence de la profondeur .....	123
2.5.6. Application à l'inversion d'objets semi infinis .....	125
2.5.6.1. Un seul objet thermogène cylindrique .....	125
2.5.6.2. Deux objets thermogènes cylindriques.....	135
2.5.6.3. Objets non cylindriques .....	140
2.5.7. Application à l'inversion d'objets de taille finie .....	145
<b>2.6. CONCLUSION .....</b>	<b>150</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE DU CHAPITRE 2 .....</b>	<b>151</b>

**CHAPITRE 3 :**     ***EVALUATION CLINIQUE DE L'IMAGERIE RADIOMÉTRIQUE  
MICRO-ONDE (I.M.O.), INVERSION DES IMAGES CLINIQUES ET  
AUTRE APPLICATION***

<b>3.1. ETUDE I.M.O. POUR LA CARACTÉRISATION DES TUMEURS MAMMAIRES .....</b>	<b>155</b>
3.1.1. Etudes de faisabilité.....	156
3.1.1.1. 1986 - 1991 .....	156
3.1.1.2. 1996 .....	158
3.1.2. Notre projet.....	159
3.1.2.1. Position du problème .....	161
3.1.2.2. Critères d'interprétation .....	162
3.1.2.3. Le protocole I.M.O.C.A.L. ....	163
3.1.2.4. Le protocole I.M.O. ....	165
3.1.3. Quelques images.....	171
3.1.3.1. Images radiométriques d'anomalies bénignes.....	171
3.1.3.1. Images radiométriques d'anomalies malignes .....	173
3.1.4. L'analyse statistique.....	175
3.1.4.1. Généralités .....	175
3.1.4.2. Calcul du nombre de patientes nécessaire .....	184
3.1.4.3 Analyse descriptive.....	185
3.1.4.4. Comparaison des différents coefficients selon les deux groupes .	190
3.1.4.5. Discussion sur l'intérêt de l'I.M.O. ....	201

3.1.4.6. Détermination de 2 classes: bénin, malin .....	202
3.1.4.7. Détermination de 3 classes: benin, indéterminé, malin .....	204
3.1.4.8. Conclusion de l'analyse statistique .....	222
<b>3.2. PREMIÈRE ÉTUDE QUANTITATIVE DE LA TEMPÉRATURE DES TUMEURS MALIGNES .....</b>	<b>224</b>
<b>3.3. PERSPECTIVE EN EXPLORATION D'ESCARRE POUR L'AIDE À LA PERSONNE HANDICAPÉE .....</b>	<b>232</b>
3.3.1. Qu'est ce qu'une escarre?.....	232
3.3.2. Formation et prévention des escarres .....	233
3.3.3. La radiométrie Micro-onde peut-elle contribuer au dépistage précoce des escarres? .....	234
<b>3.4. CONCLUSION .....</b>	<b>236</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE CHAPITRE 3 .....</b>	<b>237</b>

## CONCLUSION GÉNÉRALE

### ANNEXE :            *LE PROTOCOLE CLINIQUE*

*(Informatisation, respect de la confidentialité, lettre d'information,  
consentement éclairé et cahiers d'observation)*



*INTRODUCTION GENERALE*

## INTRODUCTION GENERALE

La radiométrie micro-onde passive mesure la puissance des signaux électromagnétique de bruit, d'origine thermique, émis par tout corps dissipatif. Cette émission répond à la loi de Planck [1] donnant la répartition spectrale de la densité de puissance du corps noir.

La fenêtre d'observation, située dans le domaine des hyperfréquences, permet de définir un procédé de thermométrie sans contact. Les premiers radiomètres développés dans ces gammes de fréquences sont dédiés à des mesures en radioastronomie ou en télédétection [2]. Nous considérons ici le développement de radiomètres pour des applications en champ proche où le problème posé est assez différent, notamment du point de vue électromagnétique.

La radiométrie micro-onde en champ proche permet d'avoir un procédé de mesure de température en profondeur, dans des milieux dissipatifs très variés. Elle intéresse des domaines médicaux [3, 4, 5] ou industriels [6, 7, 8]. Nous allons nous intéresser plus particulièrement à la définition d'un nouveau type d'imagerie thermique pour la caractérisation des tumeurs du sein. Dans les années 70, cette approche thermique avait été faite à l'aide de thermographes infrarouges. Malheureusement, la faiblesse de la profondeur d'action (quelques microns) n'a pas permis à cette technique de s'affirmer dans ce domaine. Le développement de radiomètres à plus basse fréquence a donc été envisagé.

Cette activité a démarré il y a une vingtaine d'année au sein de l'équipe Nouvelles Applications des Micro-Ondes (NAMO) par le développement d'un radiomètre de Dicke [9] modifié, dit à méthode de zéro [10]. Cette mesure permet de s'affranchir de l'émissivité des corps sous investigation. Elle se poursuit par la définition des coefficients de couplage [11, 12] constituant la résolution du problème direct et la clé de la résolution du problème inverse. Cette définition est fondamentale en radiométrie en champ proche. Elle permet aussi de mieux préciser la notion d'émissivité dans le cas de matériaux soumis à des gradients de température [13].

L'application médicale concernant l'exploration des tumeurs mammaires a commencé par des mesures uniques [14, 15] qui ont été faites sur des cancers déjà diagnostiqués. Afin d'appréhender des tumeurs plus petites, il fallait améliorer le système de mesure. Nous avons alors développé un système d'imagerie et pratiqué le recouvrement partiel des sondes [16]. Les images, de tailles environ  $0.5 \text{ dm}^2$ , rendent compte des gradients de température situés en profondeur. Dans une phase de faisabilité au milieu des années 80, nous avons validé ce système sur des cancers de taille non négligeable ( $>2\text{cm}$ ). L'intérêt de cette méthode doit pouvoir être la caractérisation précoce des tumeurs du sein en terme de bénignité ou de malignité et nous sommes passé de cartes de températures à 72 mesures à des cartes à 144 mesures. L'étude clinique qui a suivie a donné de très bons résultats qui furent publiés au début des années 90 [17].

Cependant, la durée importante d'un examen (40 minutes) restait un obstacle à une étude sur un nombre important de patientes. C'est pourquoi le développement d'un "imageur" fonctionnant avec six radiomètres en parallèle et dont le facteur de bruit a été amélioré nous permet aujourd'hui de réaliser des images en moins de quatre minutes et d'entreprendre un étude clinique sur un plus grand nombre de patientes, permettant de faire une évaluation plus juste de la méthode en terme de sensibilité et de spécificité.

Il paraît difficile d'augmenter le nombre de mesure pour améliorer d'avantage la résolution et c'est pourquoi nous avons développé en parallèle une méthode d'inversion par déconvolution des images radiométriques par les coefficients de couplage, représentant la fonction d'appareil du système. Il faut adjoindre à celle-ci une technique de régularisation afin d'augmenter la stabilité des solutions.

Dans la première partie de ce travail, nous présentons le principe et le système radiométrique. Nous calculons aussi, pour les cas qui nous intéressent, les coefficients de couplage. Ces calculs nous permettent de définir les diagrammes de couplage et de visibilité dans le cas des tissus mammaires, validant la technique radiométrique comme détecteur de température en profondeur. Nous introduisons également pour la première fois la notion de bruit de déplacement qui est induit inévitablement par le déplacement manuel des sondes sur la surface à étudier.

Dans une deuxième partie, nous développons l'inversion des données radiométriques autour d'une nouvelle méthode de régularisation (par minimisation du gradient). Nous développons aussi un algorithme de segmentation des images radiométriques qui permet de retrouver les contours d'objets thermiques complexes. L'ensemble permet alors d'avoir accès à

la température physique des gradients de température de formes quelconques. Nous regardons également quelle est l'influence des différentes erreurs, commises par le bruit de déplacement, par le fait d'utiliser une interpolation entre les mesures ou par une imprécision dans la connaissance de la profondeur de l'objet thermique étudié, sur les résultats de l'inversion.

Enfin, la troisième partie est dédiée à l'application biomédicale de caractérisation bénin – malin des tumeurs du sein. Un protocole est actuellement en cours à l'hôpital Jeanne de Flandre de Lille où l'on doit examiner 120 patientes. Une étude statistique intermédiaire est ici présentée sur 60 patientes en terme de sensibilité et de spécificité de la méthode. L'approche faite dans le deuxième chapitre permet pour la première fois de donner une approximation de la température d'une tumeur maligne du sein.

## BIBLIOGRAPHIE DE L'INTRODUCTION

- [1] G. Bruhat,  
*"Cours de physique générale - thermodynamique"*,  
Masson, 6ième Edition.
- [2] F. T. Ulaby, R. K. Moore, A. K. Fung,  
*"Microwave remote sensing. Active and passive"*,  
Addison - Wesley Publishing company, vol. 3, 1986.
- [3] F. Sterzer,  
*"Microwave radiometers for non-invasive measurement of subsurface tissue temperature"*,  
Cancer Letters, n°31, pp. 285-291, 1986.
- [4] L. M. Al-Alousi, R. A. Anderson, D. V. Land,  
*"A non invasive method for postmortem temperature measurements using a microwave probe"*,  
Forensic Science International, n°64, pp. 35-46, 1994.
- [5] A. G. Macdonald, D. V. Land, R. D. Sturrock,  
*"Microwave thermography as a non invasive assessment of disease activity in inflammatory arthritis"*,  
Clinical Rheumatology, Vol. 13, n°4, pp. 589-592, 1994.
- [6] S. Reda,  
*"Conception et réalisation d'un nouveau type de thermomètre micro-onde miniature"*,  
Thèse d'Université, Lille, 1995.
- [7] Y. Leroy, J. C. Van De Velde, A. Mamouni, J. F. Rochas, B. Lapoule,  
*"Mesure de la température d'un matériau plan"*,  
Brevet ITF-CNRS, 1984.
- [8] Y. Leroy, J. C. Van De Velde, A. Mamouni, J. F. Rochas, B. Lapoule,  
*"Thermométrie de matériaux en nappe par radiométrie micro-onde"*,  
L'Onde Electrique, Vol. 67, n°1, 1987.

- [9] G. Evans, Y. C. W. McLeish,  
**"R. F. Radiometer Handbook"**,  
Artech House, 1977.
- [10] A. Mamouni, F. Bliot, Y. Leroy, Y. Moschetto,  
**"A modified radiometer for temperature and microwave properties measurements of biological substances"**,  
E.M.C., Copenhagen, pp. 703-707, 1977.
- [11] A. Mamouni, Y. Leroy, B. Bocquet, J. C. Van De Velde, P. Gelin,  
**"Computation of near field microwave radiometric signals : definition and experimental verification"**,  
IEEE Trans. MTT-39, n°1, pp. 124-132, 1991.
- [12] B. Bocquet, P. Dehour, A. Mamouni, J.C. Van De Velde, Y. Leroy,  
**"Near Field Microwave Radiometric weighing functions for multilayered materials"**,  
Journal of Electromagnetic Waves Applications, vol. 7, n°11, 1993.
- [13] B. Bocquet,  
**"Radiométrie du bruit thermique, radiothermométrie et autres applications"**,  
Habilitation à Diriger des Recherches, à paraître, janvier 1999.
- [14] M. Gautherie, A. mamouni, M. Samsel, J. L. Guerquin-Kern, Y. Leroy, CH. Gros,  
**"Microwave radiothermometry (9GHz) applied to breast cancer"**,  
Journal Optic and Photonics applied to Medicine, n°2, pp. 154-160, 1980.
- [15] Y. Leroy, A. Mamouni, S; Moschetto, J. P. Sozanski,  
**"Imagerie thermique hyperfréquence à 9 GHz"**,  
Conférences Ondes Electromagnétique et biologie Jouy en Josas, 1980.
- [16] L. Enel, Y. Leroy, J. C. Van De Velde, A. Mamouni,  
**"Improved recognition of thermal structures by microwave radiometry"**,  
Electronics letters, Vol. 20, pp. 293-294, mars 1984.
- [17] Bocquet B., Van de Velde J.C., Mamouni A., Leroy Y., Giaux G., Delannoy J.,  
Delvallée D.,  
**"Microwave radiometric imaging at 3GHz for the exploration of breast tumors"**,  
IEEE Trans. Microwave Theory and Tech., MTT-38, n°6, pp. 791-792, 1990.

## **CHAPITRE 1**

### ***PRINCIPE ET EVOLUTION TECHNOLOGIQUE***

# CHAPITRE 1

## PRINCIPE ET EVOLUTION TECHNOLOGIQUE

La radiométrie micro-onde, qui capte le bruit électromagnétique d'origine thermique émis spontanément par tout corps dissipatif dans la gamme des micro-ondes, permet de réaliser des mesures thermométriques non invasives sur les tissus vivants.

Dans une première partie, nous rappelons le principe de la radiométrie micro-onde, basée sur le loi de Planck, et nous introduisons la notion de paramètre de couplage  $C_i(f)$  qui représente la puissance de bruit thermique cédée à l'antenne par les différents volumes élémentaires du milieu sous investigation.

Nous présentons ensuite le prototype d'Imagerie Micro-Onde multisonde fonctionnant avec six radiomètres en parallèle qui permet de réaliser des images en quelques minutes et de réduire le bruit. Nous présentons également l'informatique qui est associée à ce système pour réaliser les examens cliniques dans de bonnes conditions et permettre la synthèse et l'exploitation des résultats théoriques.

Nous déterminons ensuite comment concevoir et interpréter une image à partir des coefficients de couplage et nous définissons quel est l'influence du bruit de déplacement sur les mesures, bruit qui est induit par le déplacement manuel de la multisonde sur la surface à étudier.



## 1.1. PRINCIPE DE LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE

### 1.1.1. RAYONNEMENT D'UN MATERIAU ISOTHERME

Tout corps est constitué de molécules dont l'agitation thermique, lorsqu'il est porté à une température supérieure à 0°K, provoque un rayonnement électromagnétique : le bruit thermique.

Un corps noir est un corps dont les parois sont supposées parfaitement absorbantes et non réfléchissantes. La loi de PLANCK [1] exprime la luminance spectrale du corps noir  $B(f,T)$  comme étant la densité de puissance émise par unité de surface à la température  $T$ , dans un angle solide unité, pour une bande passante de 1 Hz, à la fréquence  $f$  et ceci selon l'expression :

$$B(f,T) = \frac{2hf^3}{C^2} (\exp(\frac{hf}{kT}) - 1)^{-1} \quad (1.1)$$

$C$  : vitesse de la lumière

$h$  : constante de Planck

$k$  : constante de Boltzmann

Aux fréquences micro-ondes et à des températures usuelles, lorsque  $kT \gg hf$ ,  $B(f,T)$  se simplifie et devient alors :

$$B(f,T) = \frac{2kTf^2}{C^2} \quad (1.2)$$

Cette approximation de Rayleigh-jeans, montre que la puissance de bruit thermique rayonnée par un corps noir dépend linéairement de sa température absolue.

La puissance reçue par une antenne parfaitement adaptée, dirigée vers un corps noir porté à la température  $T$ , est donné par :

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

$\Delta f$  : bande passante

En radiométrie, on s'intéresse à la puissance thermique émise par un corps en vue d'en obtenir des informations sur sa température. Les caractéristiques des matériaux réels diffèrent de celles d'un corps noir, en particulier, leur surface est partiellement réfléchissante. C'est pourquoi, d'après la loi de KIRCHOFF, la puissance thermique émise par un corps réel est

égale à celle du corps noir, à la même fréquence et à la même température, multipliée par le coefficient d'absorption  $a(f)$  du corps réel qui caractérise la capacité du matériau à émettre un rayonnement thermique.

$$a(f) = 1 - |\rho(f)|^2 \quad (1.4)$$

avec  $\rho(f)$ , le coefficient de réflexion à l'interface sonde – milieu.

La puissance reçue par une antenne dirigée vers un corps réel s'écrit donc :

$$P(f, \Delta f) = k(1 - |\rho|^2) T \Delta f \quad (1.5)$$

Si on introduit la notion de température radiométrique  $T_m$ , on a alors:

$$P(f, \Delta f) = k T_m \Delta f \quad (1.6)$$

### 1.1.2. RAYONNEMENT D'UN MATERIAU NON ISOTHERME

Dans le cas d'un matériau non isotherme, on peut considérer que le matériau est constitué d'un ensemble de volumes élémentaires  $\Delta V_i$  portés à une température  $T_i$ . La température radiométrique reçue par une antenne couplée à un milieu dissipatif non isotherme résulte donc de l'ensemble des températures émises par chacun des volumes  $\Delta V_i$  (cf. *figure 1.1*) et s'écrit :

$$T_m = A(f) \sum_{i=0}^{\infty} C_i(f) T_i \quad (1.7)$$

$C_i(f)$  est le paramètre de couplage du volume  $\Delta V_i$  avec l'antenne,

$A(f)$  est un paramètre de normalisation.

Dans le cas d'un milieu isotherme ( $T_i = T$ ), l'expression 1.7. devient :

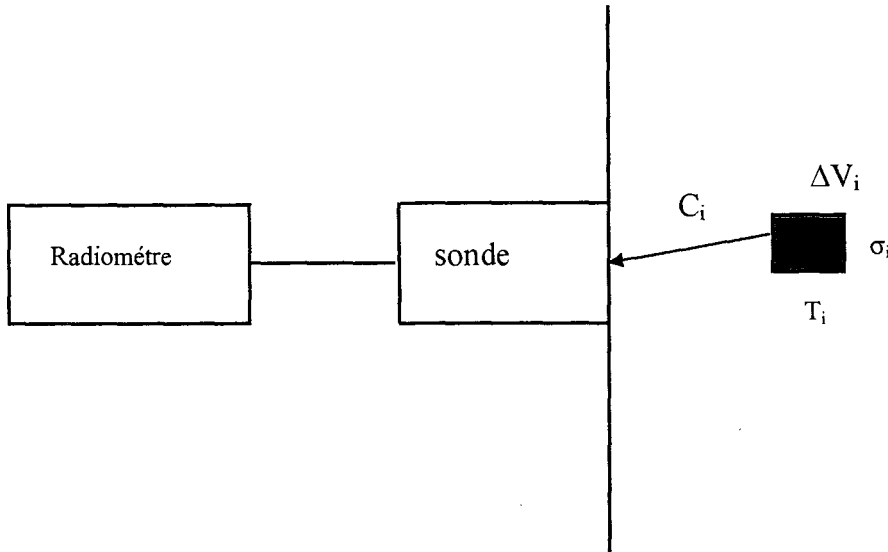
$$T_m = A(f) T \sum_{i=0}^{\infty} C_i(f) \quad (1.8)$$

Le coefficient  $A(f)$  peut être déterminé en identifiant les expressions 1.5 et 1.8 et on obtient :

$$A(f) = \frac{(1 - |\rho(f)|^2)}{\sum_{i=0}^{\infty} C_i(f)} \quad (1.9)$$

En remplaçant  $A(f)$  dans l'expression 1.7 on a :

$$T_m = (1 - |\rho(f)|^2) \frac{\sum_{i=0}^{\infty} C_i(f) T_i}{\sum_{i=0}^{\infty} C_i(f)} \quad (1.10)$$



**Figure 1.1.** : schéma représentatif d'une antenne couplée à un milieu dissipatif non isotherme (mode passif)

Pour déterminer  $C_i(f)$ , on travaille en mode actif. L'antenne est connectée à un générateur (cf. *figure 1.2*) qui émet à la fréquence  $f$  en chaque volume  $\Delta V_i$  un champ électrique de module  $|E_i(f)|$ . La puissance moyenne dissipée dans chaque volume  $\Delta V_i$  de conductivité  $\sigma_i$  est alors proportionnelle à :

$$C_i(f) = \frac{1}{2} \sigma_i(f) |E_i(f)|^2 \Delta V_i \quad (1.11)$$

En vertu du théorème de réciprocité des antennes [2], si on considère le coefficient de couplage  $C_{ni}(f)$  normalisé comme étant égal à :

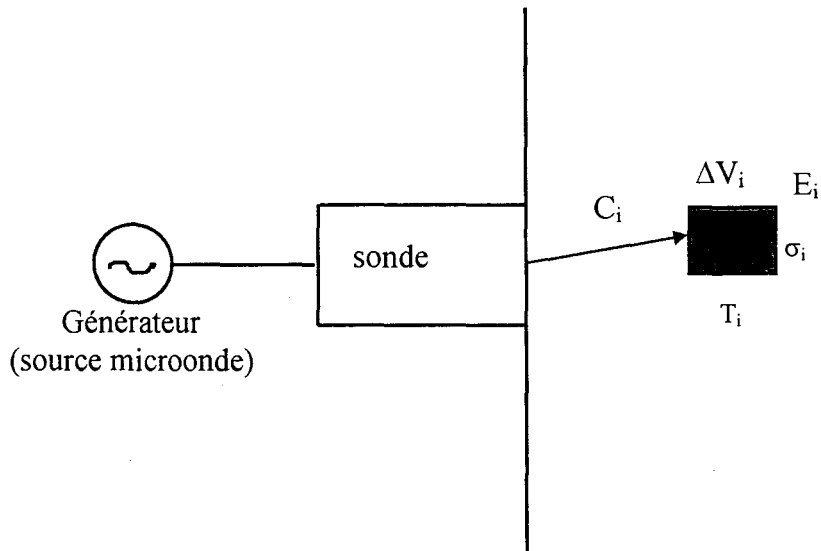
$$C_{ni}(f) = (1 - |\rho|^2) \frac{C_i(f)}{\sum_{i=0}^{\infty} C_i(f)} \quad (1.12)$$

on peut écrire, d'après les expressions 1.11 et 1.12, le coefficient  $C_{ni}(f)$  sous la forme suivante :

$$C_{ni}(f) = (1 - |\rho|^2) \frac{\sigma_i |E_i(f)|^2}{\sum_{i=0}^{\infty} \sigma_i |E_i(f)|^2} \quad (1.13)$$

Ce coefficient vérifie la normalisation :

$$\sum_{i=0}^{\infty} C_{ni}(f) = (1 - |\rho|^2) \quad (1.14)$$



*Figure 1.2. : schéma représentatif d'une antenne rayonnant dans un milieu dissipatif (mode actif)*

La connaissance de ces  $C_{ni}(f)$  est nécessaire à l'interprétation des signaux radiométriques car ils représentent la puissance de bruit thermique cédée à l'antenne par les différents volumes élémentaires du milieu sous investigation et, la température radiométrique peut s'écrire:

$$T_m = \sum_{i=0}^{\infty} C_{ni} T_i \quad (1.15)$$

Chaque coefficient de couplage normalisé représente la température radiométrique reçue pour une élévation de un degré par un volume élémentaire  $\Delta V_i = 1 \text{ mm}^3$ .

Les coefficients de couplage sont obtenus à l'aide d'un logiciel de calcul de champ électromagnétique en champ proche par une méthode modale [3, 4, 5]. Il a été montré plus récemment que des logiciels commerciaux basés sur les éléments finis donnent aussi des cartes des coefficients de couplage pour des configurations géométriques en 3D réelles [6].

## **1.2. PRESENTATION DU RADIOMETRE UTILISE : RADIOMETRE MULTISONDE FONCTIONNANT AVEC SIX VOIES EN PARALLELE.**

Nous allons maintenant présenter le nouveau système d'imagerie qui a été utilisé. Nous allons voir la fréquence à laquelle il fonctionne, les sondes qu'il utilise et les modifications qui ont été amenées par rapport au prototype précédent. Nous terminerons cette partie par une caractérisation du système avec la détermination de sa température minimale décelable.

### **1.2.1. LA FREQUENCE UTILISEE**

Compte tenu de l'absorption, la profondeur d'investigation varie avec la fréquence [7]. Pour les tissus vivants, les paramètres de couplage sont encore significatifs pour des profondeurs de quelques centimètres aux fréquences comprises entre 1 et 10 GHz. Un compromis entre résolution spatiale et profondeur d'investigation a été fait et il a été décidé de travailler à une fréquence de 3 GHz avec une bande passante de 1 GHz (soit entre 2.5 et 3.5 GHz). La profondeur d'investigation est alors de quelques centimètres, comme nous le verrons au paragraphe 1.4.4.

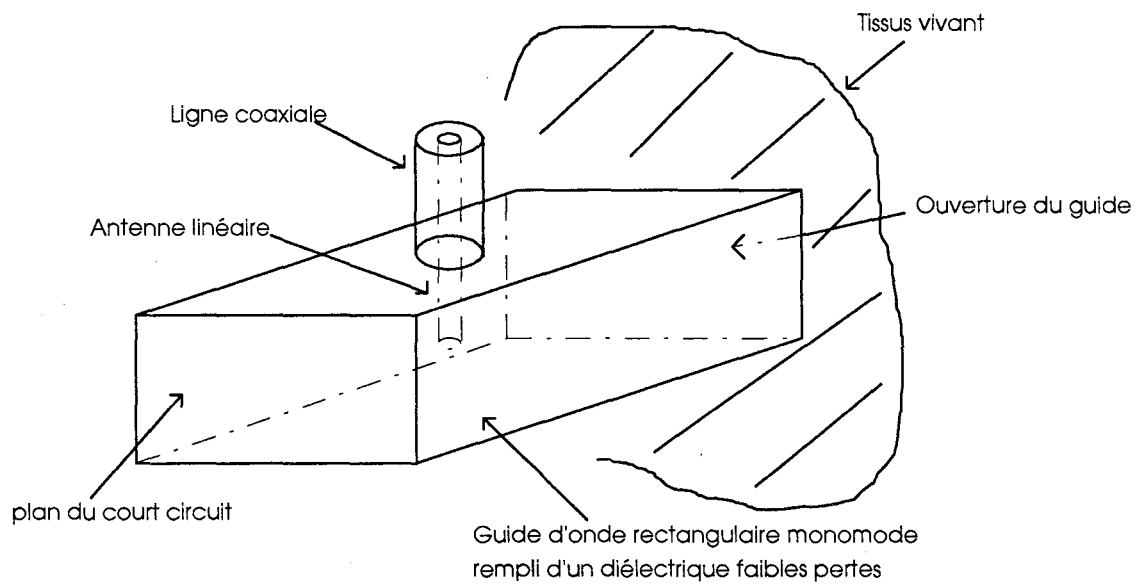
### **1.2.2. LES SONDES UTILISEES**

Les sondes utilisées dans les procédés de thermométrie micro-onde sont réalisées à partir de tronçons de guide d'onde rectangulaire. Ces derniers sont monomodes (TE<sub>01</sub>), de dimension  $a$ , pour le grand coté et  $b$ , pour le petit coté (égal à la moitié du grand coté), ouvert à une extrémité et rempli d'un diélectrique très faible perte.

Une extrémité de la sonde est fermée par un court-circuit tandis que l'autre est en contact direct avec le milieu à étudier (cf. *figure 1.3*). Le tronçon de guide est couplé à une antenne linéaire formée par le conducteur central d'une ligne coaxiale qui transmet au radiomètre le signal thermique capté par la sonde.

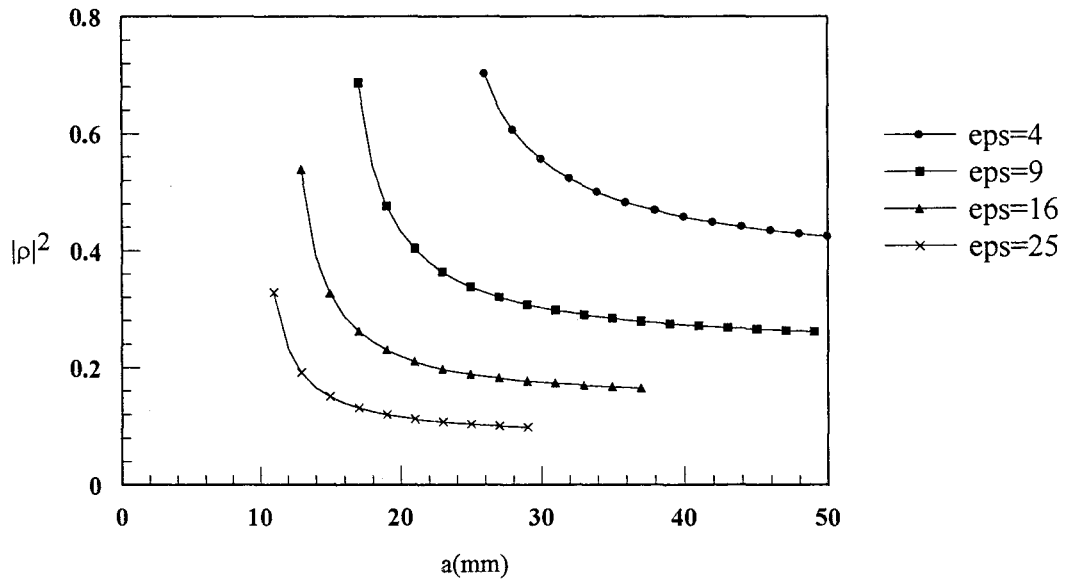
Afin de minimiser le coefficient de réflexion à l'interface sonde-milieu, il est nécessaire qu'il y ait une bonne adaptation entre la sonde et le milieu. Cette adaptation dépend à la fois de la permittivité de la sonde et du matériau sous investigation. Dans le cas de tissus biologique à forte teneur en eau (peau, tissus mammaires...), des études antérieures ont montrées [8, 9] qu'une sonde de  $22 \times 11 \text{ mm}^2$  remplie d'un diélectrique de permittivité  $\epsilon=25$  présente une bonne adaptation à 3 Ghz. Une vérification de ceci a été réalisée [6] dans le cas de l'eau et dans le cas d'un milieu stratifié : peau (1 mm) + tissus mammaires de permittivité

$\varepsilon = 15 - j4.2$ . Les figures 1.4 et 1.5 donnent l'évolution du carré du module du coefficient de réflexion en fonction du grand coté de la sonde et pour différentes valeurs de la permittivité du diélectrique ( $\varepsilon = 4, 9, 16, 25$ ) à l'intérieur du guide. Pour ces deux cas, on vérifie bien que la meilleure adaptation sonde-milieu correspond à une sonde de dimension voisine de  $20 \times 10 \text{ mm}^2$  avec  $\varepsilon = 25$ .

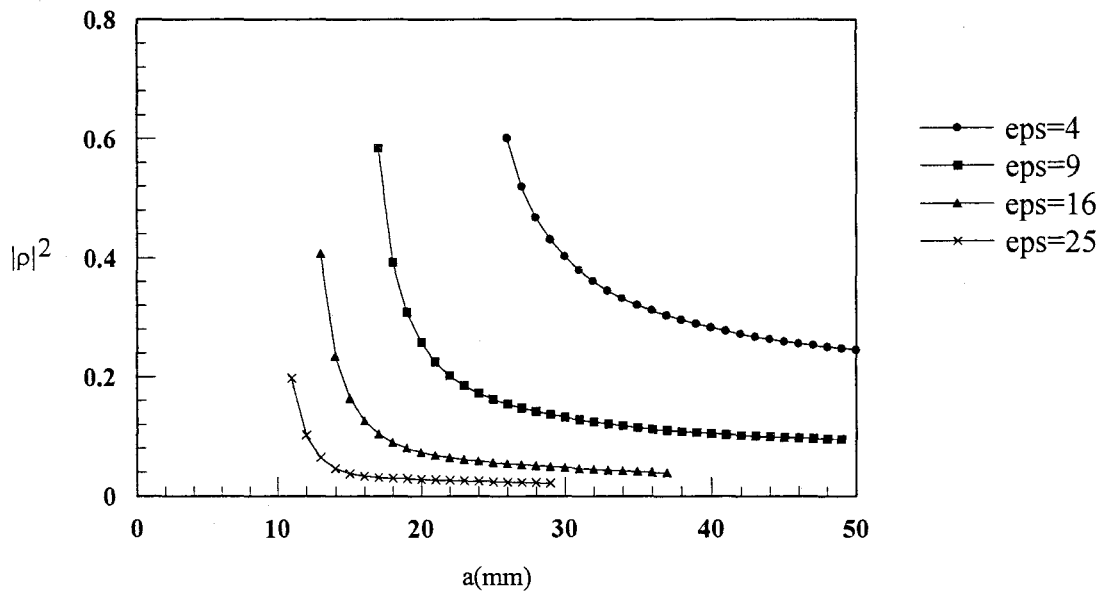


**Figure 1.3.** : Présentation d'une sonde réalisée à partir d'un guide d'onde rectangulaire monomode rempli de diélectrique faibles pertes

Pour nos expériences au laboratoire sur bain d'eau et pour les applications médicales destinées à la caractérisation des tumeurs du sein, nous utiliserons donc une sonde  $22 \times 11 \text{ mm}^2$  remplie d'un diélectrique de permittivité  $\varepsilon = 25$  à 3GHz.



**Figure 1.4. :** Cas de l'eau  
 Evolution du carré du module du coefficient de réflexion en fonction du grand côté  $a$  de la sonde (petit côté  $b=a/2$ ) à 3GHz pour différentes permittivités du diélectrique à l'intérieur de la sonde



**Figure 1.5. :** Cas d'un milieu peau (1 mm) + sein ( $\epsilon^*_{sein}=15-j4.2$ )  
 Evolution du carré du module du coefficient de réflexion en fonction du grand côté  $a$  de la sonde (petit côté  $b=a/2$ ) à 3GHz pour différentes permittivités du diélectrique à l'intérieur de la sonde

### 1.2.3. LE NOUVEAU PROTOTYPE DE THERMOMETRIE MICRO-ONDE.

Afin de gagner en temps d'acquisition et d'améliorer les performances en le bruit, un nouveau prototype contenant six radiomètres à été conçu <sup>1</sup>, six mesures sont maintenant effectuées en simultanée sur les six sondes. Ceci permet une acquisition plus rapide (cf. figure 1.6). Le capteur utilisé est toujours constitué de six sondes juxtaposées. Chacune des sondes est reliée à un radiomètre classique (conçu de manière à s'affranchir du coefficient de réflexion à l'interface sonde-milieu par la méthode de zéro [3, 10]) fonctionnant dans la bande 2.5 – 3.5 GHz.

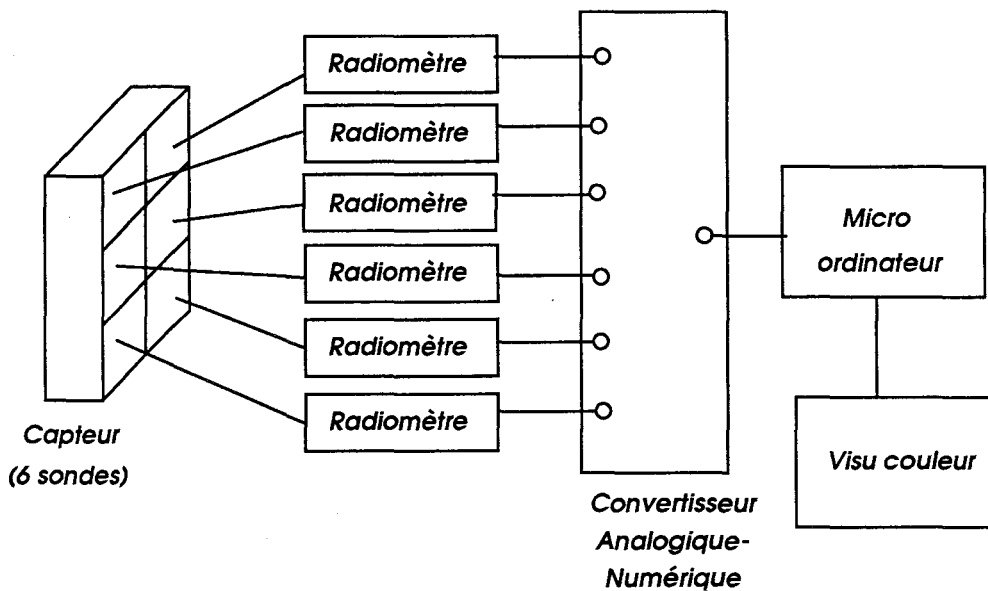


Figure 1.6. : Prototype de Thermométrie Micro-Onde de deuxième génération contenant six radiomètres en parallèle.

Des améliorations sont intervenues :

- Pour l'amplification, on n'utilise plus un changement de fréquence mais une amplification directe grâce à un amplificateur grand gain ( $\approx 50\text{dB}$ ), faible bruit ( $< 2.7\text{dB}$ ), large bande (2 à 4 GHz). Ceci a permis d'améliorer considérablement le facteur de bruit du système.
- Les commutateurs, qui réalisent la commutation entre l'antenne et la charge de référence, ont été placés dans la tête de mesure, au plus près de la sonde.

<sup>1</sup> Je remercie tout particulièrement Mr Roger Ringot qui a réalisé ce prototype et en a assuré la maintenance



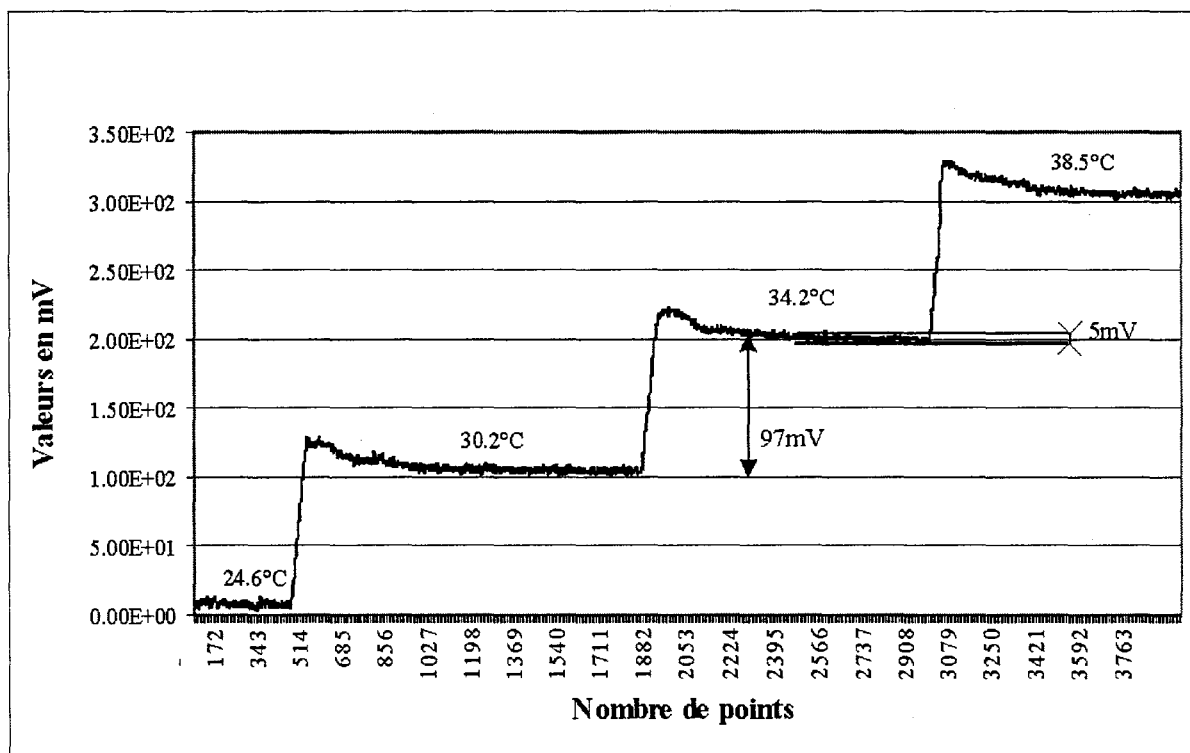
### 1.2.4. SENSIBILITE DES RADIOMETRES

La sensibilité d'un radiomètre représente l'écart de température minimal décelable par un radiomètre. Elle dépend de la température ambiante  $T_0$ , de la température du système  $T_S$ , de la bande passante  $\Delta f$  et du temps d'intégration  $\tau$ . Son expression est la suivante :

$$\delta T \cong \frac{T_0 + T_S}{\sqrt{\Delta f \cdot \tau}} \quad (1.16)$$

Nous avons quantifié la sensibilité de notre radiomètre de façon expérimentale. Pour cela, on place la sonde au contact d'un bain d'eau (milieu homogène) qui est porté à une température  $T_0$  initiale. On enregistre l'évolution en fonction du temps du signal de sortie du radiomètre lorsque l'on élève la température du bain d'eau de quelques degrés (cf. *figure 1.7*).

Pour les six radiomètres, le temps d'intégration  $\tau$  est égal à 2 secondes et on trouve des sensibilités variant entre 0.1 et 0.15 °C [11]



La sensibilité  $\delta T$  est de 0.1°C

Figure 1.7. : Mesure de la sensibilité d'une des sondes du radiomètre

### 1.3. MATERIELS ET LOGICIELS INFORMATIQUES

Depuis quelques années, le système d'Imagerie radiométrique Micro-Onde a beaucoup évolué et, comme nous le verrons dans le troisième chapitre, une étude clinique sur un plus grand nombre de patientes a été programmée. C'est pourquoi, nous avons besoin d'un outil informatique performant qui nous permettra de réaliser chaque examen dans de bonnes conditions.

En parallèle avec cette évaluation clinique, nous travaillons sur l'interprétation des données radiométriques (cf. chapitre 2). Les programmes associés au traitement d'images sont généralement assez lourds et il est souhaitable de disposer d'un outil informatique autonome qui permette la synthèse et l'exploitation des résultats théoriques.

#### 1.3.1. NOS BESOINS

Pour la partie médicale, l'interface utilisateur doit être conviviale, facilement utilisable et doit guider l'utilisateur dans les différentes étapes de l'examen. L'outil informatique doit être performant, peu onéreux, rapide, et doit permettre de réaliser l'examen mais également de traiter les données.

Les différentes étapes qui seront réalisées sont les suivantes :

- Mémorisation de l'heure de début et de fin d'examen
- Mémorisation de la température ambiante avant et après examen
- Réalisation d'étalonnage complet et partiel sur bain d'eau
- Réalisation des mesures de références sur bain d'eau et sur patientes avant et après examen
- Réalisation de l'examen (144 mesures coté sain et 144 mesures coté pathologique)
- Traitement des données :
  - Réalisation de l'interpolation entre les différents points de mesures
  - Réalisation de l'opération "moyenne" pour obtenir l'image moyennée
  - Réalisation du filtrage pour obtenir l'image filtrée
  - Affichage des différentes images et pour chacune d'entre elles, calcul du ou des coefficients radiométriques associés

Pour la partie théorique, l'outil informatique doit nous assister dans nos études sur l'inversion des signaux radiométriques. Il doit permettre la synthèse d'images théoriques, la synthèse d'images radiométriques expérimentales sur bain d'eau au laboratoire, d'étudier le bruit du radiomètre, de calculer les transformées de Fourier, d'effectuer des extractions de contour, de tester les différentes méthodes d'inversion, de calculer différents paramètres tels qu'écart type, variance, rapport signal à bruit... Il doit également permettre l'affichage des données sous différentes formes, avec différentes échelles de température.

Pour l'instant, la méthode de régularisation employée, associée au filtre de Deriche est réalisée à l'aide du logiciel Matlab. Nous prévoyons de l'intégrer au logiciel informatique de manière à pouvoir l'appliquer plus facilement et de manière plus systématique.

### **1.3.2. L'ACQUISITION DES DONNEES**

Pour réaliser l'interface entre le radiomètre et l'ordinateur, nous utilisons une carte d'acquisition analogique – numérique de National Instruments : la carte AT-MOI-16E-10.

Pour notre application, nous utilisons une configuration en  $\pm 500\text{mV}$ . En effet, pour des températures comprises entre 30 et 40°C, les tensions de sorties mesurées sont inférieures à 500mV et globalement comprises entre 50 et 450mV. Nous avons prévu des tensions négatives pour pouvoir mesurer des températures inférieures à 30°C.

Le codage est effectué sur 12bits, ce qui représente 4096 combinaisons pour une excursion de 1V, ce qui correspond à un LSB (Less Significant Bit) de 0.24mV, soit à un LSB plus faible que 0.01°C, ce qui est satisfaisant compte tenu que le bruit de mesure du radiomètre est d'environ 0.1°C.

### **1.3.3. LE MICRO-ORDINATEUR**

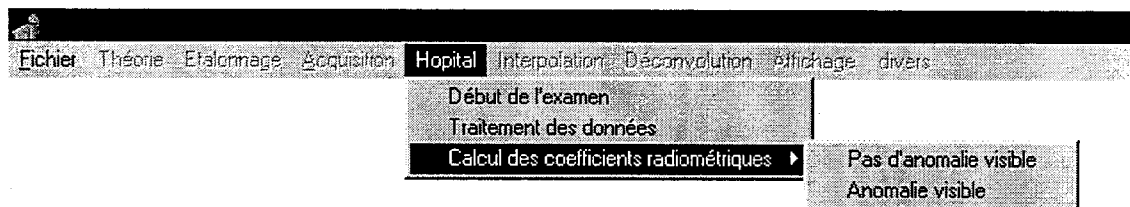
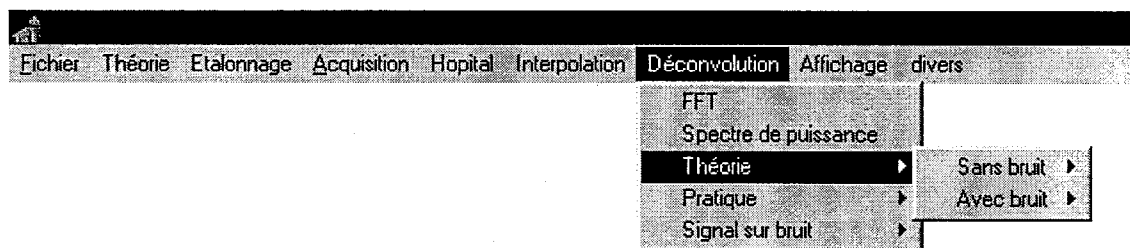
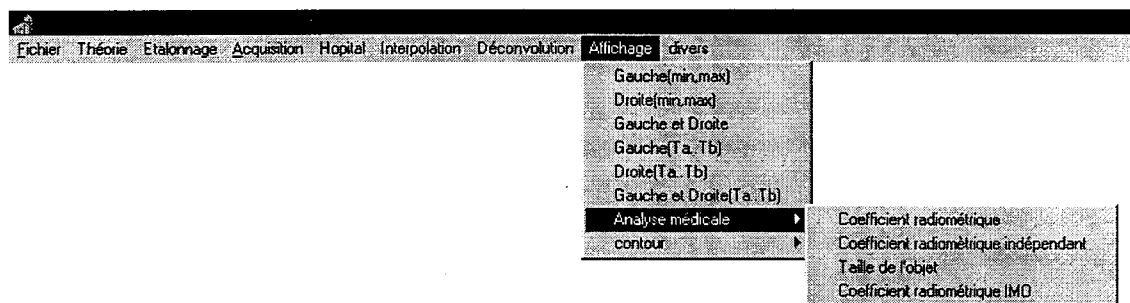
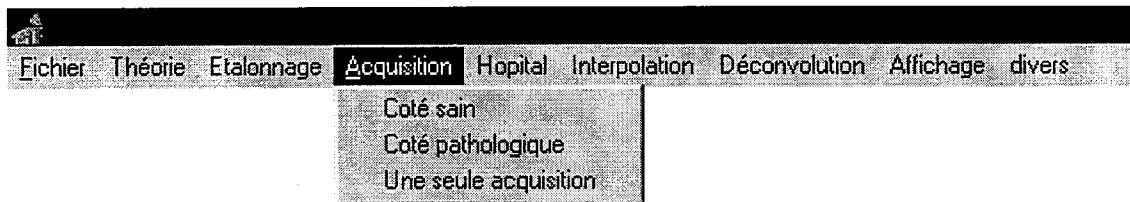
Pour réaliser acquisition, traitement des données, affichage et stockage de l'information, nous utilisons un micro-ordinateur de type PC (Pentium 200MHz pro), possédant une capacité mémoire de 32Moctets, une capacité de disque dur de 3 Goctets, un écran 17 pouces avec une résolution de 1024\*768 pixels.

### **1.3.4. LE LOGICIEL INFORMATIQUE**

Le logiciel utilisé est Delphi pour Windows de Borland. C'est un outil de développement très complet. Il associe la vitesse et la convivialité d'un environnement de développement visuel à la puissance et la souplesse d'un langage objet.

### 1.3.5. EXEMPLES DE REALISATIONS

#### 1.3.5.1. Quelques menus



**1.3.5.2. Réalisation d'un étalonnage**

**ETALONNAGE**

### Etalonnage complet

*1°) Détermination de l'offset*                      *Chauffer le bain a environ 35°C, positionner la sonde*

*La température exacte est :*

*Appuyer sur le bouton poussoir*

	1	2	3	4	5	6
35.20						

**1.3.5.3. Réalisation d'une image**

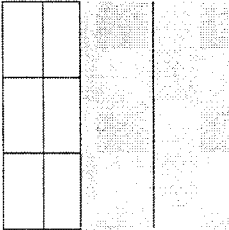
**ACQUISITION DES DONNEES**

### Mesures Coté sain

*Recouvrement vertical*

*Positionner la sonde et*

*Appuyer sur le bouton poussoir !*



**position1**

Sonde	1	2	3	4	5	6
temperature						
millivolt						

## 1.4. PRESENTATION DES COEFFICIENTS DE COUPLAGE

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe 1.1., les coefficients de couplage  $C_{ni}(f)$  [6] représentent la puissance de bruit thermique cédée à l'antenne par les différents volumes élémentaires du milieu sous investigation. Nous allons présenter les coefficients de couplage calculés dans le cas de l'eau mais surtout dans le cas d'un milieu stratifié "peau + tissus mammaires", pour différentes permittivités du sein, correspondant à l'application médicale qui sera présentée dans le dernier chapitre de ce mémoire. Ces valeurs nous renseigneront sur les profondeurs d'investigations espérées.

Les coefficients présentés ici ont été calculés à l'aide de la méthode modale développée au sein de l'équipe [4, 5], à la température ambiante pour une sonde d'ouverture  $22 \times 11 \text{ mm}^2$  remplie d'un diélectrique faibles pertes  $\epsilon=25$

### 1.4.1. DEFINITION DES PERMITTIVITES

La détermination des coefficients de couplage nécessite la connaissance des permittivités des milieux étudiés.

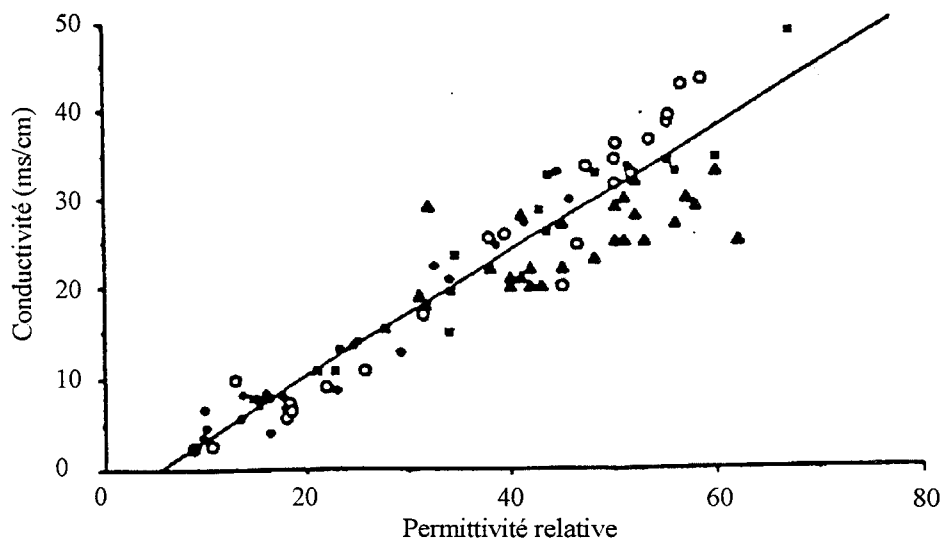
La permittivité des tissus varie en fonction de la fréquence de travail et de la température. Par exemple, la permittivité de l'eau  $\epsilon^* = \epsilon' + j\epsilon''$  à 3GHz [12], varie pour  $\epsilon'$  entre 80 à 0°C et 70 à 50°C et pour  $\epsilon''$  entre 24 à 0°C et 6 à 50°C. Pour nos applications, on va se baser sur la permittivité de l'eau à 3 GHz à la température ambiante (25-30°C) qui est égale à  $\epsilon^* = 78 + j13$ .

Concernant la permittivité des tissus mammaires, des études réalisées par l'équipe de D.V. Land [13], ont montré que celle-ci peut varier d'une personne à une autre entre  $\epsilon^* = 15 - j4.2$  et  $\epsilon^* = 60 - j22.2$  (cf. *figure 1.8*) à une fréquence de 3.2GHz. Nous allons donc considérer quatre valeurs de permittivités pour les tissus mammaires:

$$\epsilon_1^* = 15 - j4.2 \quad \epsilon_2^* = 30 - j10.2 \quad \epsilon_3^* = 45 - j16.2 \quad \epsilon_4^* = 60 - j22.2$$

Les travaux de Stuckly [14], nous permettent de connaître les permittivités des autres tissus biologiques pouvant intéresser nos applications. Par exemple celle de la peau pour pouvoir simuler la structure "peau + tissus mammaires".

Le *tableau 1.1* récapitule les permittivités à 3 GHz et à la température ambiante des différents milieux que nous allons étudier.



*Figure 1.8. : Permittivités complexes des tissus mammaires mesurées par D. V. Land à 3.2GHz [13]*

<i>Milieu</i>	$\epsilon'$	$\epsilon''$
<i>eau</i>	78	13
<i>sein</i>	15	4.2
	30	10.2
	45	16.2
	60	22.2
<i>peau</i>	43	14
<i>muscle</i>	50	12
<i>os</i>	8.3	1.3
<i>gras</i>	5	1

*Tableau 1.1 : Permittivités de différents milieux à 3 GHz et à la température ambiante*

### 1.4.2. CALCUL DES COEFFICIENTS DE COUPLAGE

Le calcul des coefficients de couplage <sup>2</sup> nécessite la connaissance du coefficient de réflexion à l'interface sonde-milieu (qui dépend de la permittivité du milieu), de la conductivité du milieu et du champ électrique.

La *figure 1.9* montre les coefficients de couplage normalisés  $C_{ni}(x, y, z)$  sous forme de plusieurs coupes dans le cas de l'eau :

- (a) montre deux coupes suivant (ox) (grand coté de la sonde) à  $y=0$  mm pour  $z=0$  mm et  $z=5$  mm,
- (b) montre deux coupes suivant (oy) (petit coté de la sonde) à  $x=0$  mm pour  $z=0$  mm et  $z=5$  mm,
- (c) montre une coupe suivant (oz) à  $x=y=0$  mm.

On constate que ces coefficients sont de l'ordre de  $10^{-3}$  (contribution du premier millimètre cube porté à 1°C) au centre de la sonde et décroissent de façon monotone lorsque l'on s'éloigne de l'ouverture de la sonde aussi bien suivant les axes (ox) et (oy) que suivant (oz). On remarque une forte diffraction à l'ouverture de la sonde suivant le petit coté mais celle-ci disparaît dès qu'on s'en éloigne.

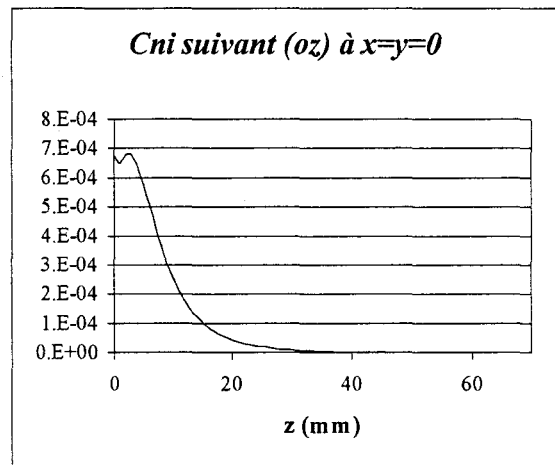
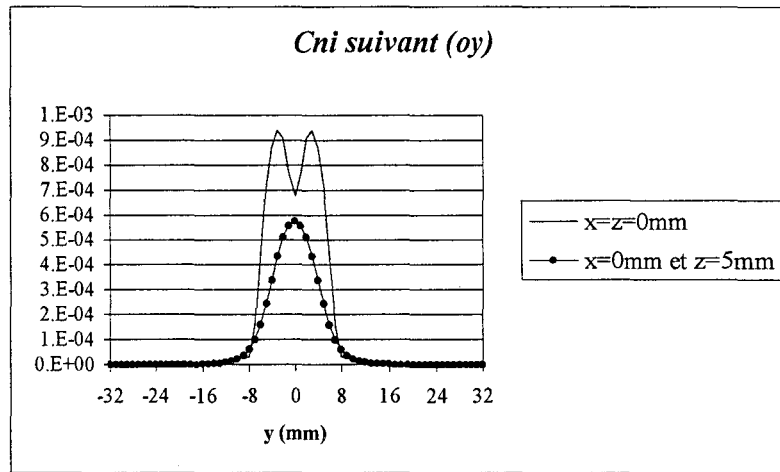
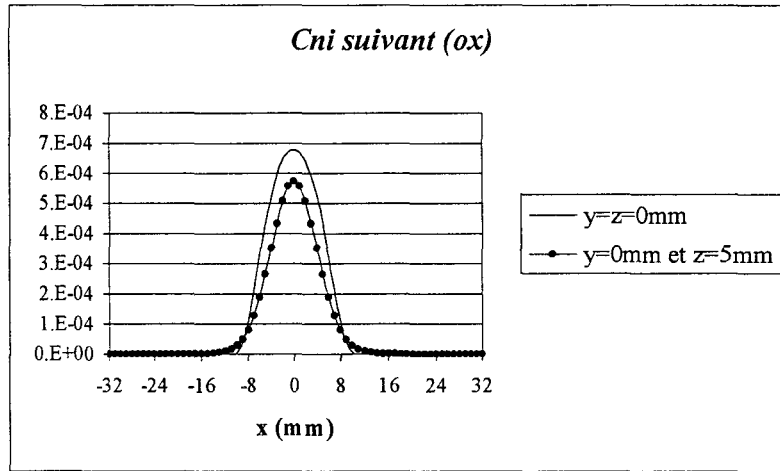
La *figure 1.10* traite le cas "peau (1 mm) + tissus mammaires" suivant l'axe (oz). Le comportement des coefficients de couplage de cette structure suivant les axes (ox) et (oy) est le même que dans le cas de l'eau mais suivant l'axe (oz) on constate une discontinuité due à l'interface séparant peau et tissus mammaires. Cette discontinuité est d'autant plus faible que la permittivité des tissus mammaires se rapproche de celle de la peau ( cas où  $\varepsilon^* = 45 - j16.2$ ).

On constate que les intensités des coefficients de couplage dans le cas "peau + tissus mammaires" sont similaires à ceux de l'eau, aussi bien à la surface qu'en profondeur. Nous justifions donc ici le fait de travailler sur des bains d'eau au laboratoire pour l'étude de la technique radiométrique.

---

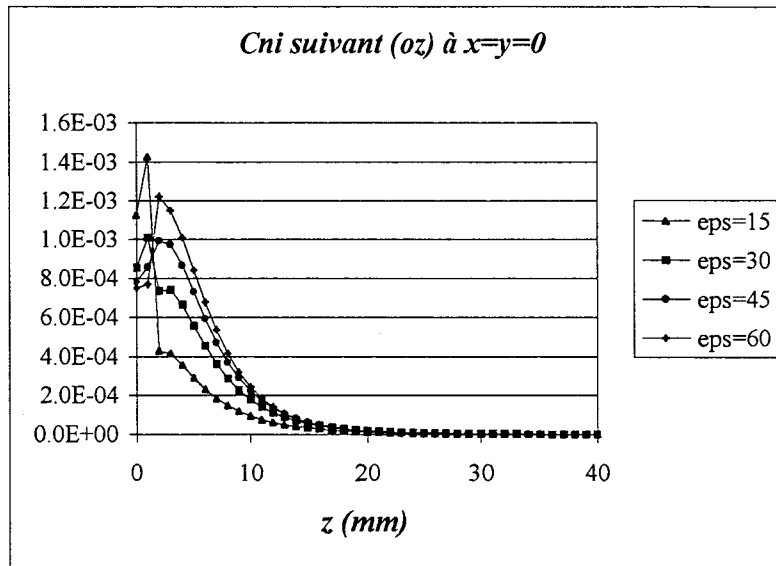
<sup>2</sup> Je remercie Mr Ridaoui Khaled pour son aide dans le calcul des coefficients par la méthode modale





**Figure 1.9.** : Coefficients de couplage normalisés  $C_{ni}$  dans le cas de l'eau

- (a) : coupe suivant (ox) en  $y=z=0$  mm et en  $y=0$  mm,  $z=5$  mm
- (b) : coupe suivant (oy) en  $x=z=0$  mm et en  $x=0$  mm,  $z=5$  mm
- (c) : coupe suivant (oz) en  $x=y=0$  mm



**Figure 1.10.** : Coefficients de couplage normalisés  $C_{ni}$  dans le cas peau (1 mm) + tissus mammaires pour les quatre permittivités du sein  
Coupe suivant (oz) en  $x=y=0$

### 1.4.3. NOTION DE VOLUME DE COUPLAGE

Chaque volume élémentaire du matériau sous investigation participe au signal radiométrique. Cependant, plus il sera proche du centre de la sonde et plus sa contribution au signal sera significative. On peut définir un domaine volumique [5, 6] au delà duquel la sommation des coefficients de couplage est inférieure à la sensibilité du radiomètre.

Dans le cas d'un milieu isotherme, porté à une température  $T_0$ , la température radiométrique mesurée est:

$$T_{m0} = T_0 \sum_{i=0}^{\infty} C_{ni} = T_0 (1 - |\rho|^2) \quad (1.17)$$

Si on élève maintenant le milieu à une température  $T_0 + \Delta T$ , la température radiométrique mesurée devient alors:

$$T_m = (T_0 + \Delta T) \sum_{i=0}^{\infty} C_{ni} = T_{m0} + \Delta T (1 - |\rho|^2) \quad (1.18)$$

L'écart de température radiométrique entre ces deux mesures est donc de  $\Delta T (1 - |\rho|^2)$ .

Soit  $V$ , le volume dont la contribution des coefficients de couplage est suffisante pour être significative à l'écart de température  $\Delta T$ . La température radiométrique, égale à  $\sum_{i \in V} C_{ni} \Delta T$  doit être au moins supérieure au double de la température minimale décelable  $\delta T$ .

Les limites du volume de couplage correspondent donc au cas où on a l'égalité :

$$\sum_{i \in V} C_{ni} \Delta T = 2\delta T \quad (1.19)$$

Soit  $N$ , le nombre de volumes élémentaires sommés dans le volume de couplage  $V$ , l'équation 1.19 peut s'écrire sous la forme:

$$\sum_{i=0}^{\infty} C_{ni} \Delta T - \sum_{i=0}^N C_{ni} \Delta T = 2\delta T \quad (1.20)$$

or  $\sum_{i=0}^{\infty} C_{ni} \Delta T = (1 - |\rho|^2) \Delta T$ , d'où on obtient l'expression suivante:

$$\left(1 - |\rho|^2\right) \Delta T - \sum_{i=0}^N C_{ni} \Delta T = 2\delta T \quad (1.21)$$

Soit :

$$\sum_{i=0}^N C_i = \left(1 - |\rho|^2\right) - \frac{2\delta T}{\Delta T} \quad (1.22)$$

Les *figure 1.11* et *1.12* présentent les limites des volumes de couplage dans le cas de l'eau, à 3 GHz, dans les plans (oxz) à  $y=0$  et (oyz) à  $x=0$ , pour une sensibilité du radiomètre de  $0.1^\circ\text{C}$  et  $0.05^\circ\text{C}$  et respectivement pour un gradient de température de  $5^\circ\text{C}$  et de  $1^\circ\text{C}$ .

Pour le cas  $\Delta T = 5^\circ\text{C}$  et  $\delta T = 0.1^\circ\text{C}$ , on peut constater qu'au delà d'une profondeur de 54 mm, l'objet thermique ne peut plus être détecté par le radiomètre. On constate que les diagrammes donnent des courbes équivalentes en x et en y, avec une excursion de  $\pm 15$  mm.

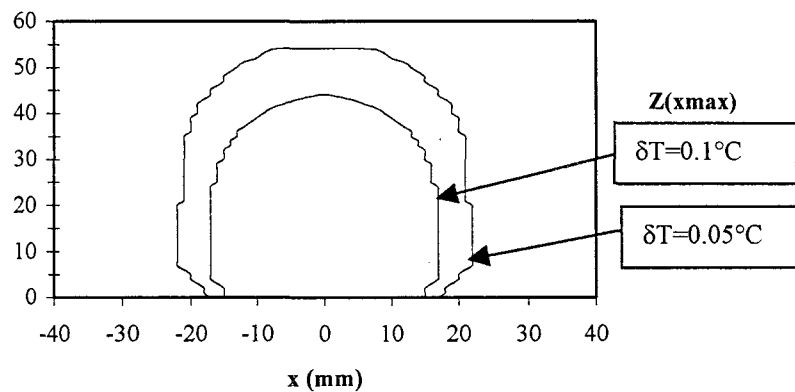
On remarque donc une évolution des volumes de couplage lorsque  $\delta T$  diminue et lorsque le gradient de température est plus faible. Cette évolution se traduit par une amélioration considérable de "la visibilité" d'un objet c'est à dire par une augmentation des limites des volumes de couplage aussi bien en profondeur que sur les cotés.

On s'intéresse à présent à un milieu stratifié "peau + tissus mammaires" pour différentes valeurs de la permittivité du sein. La *figure 1.13* présente les limites des volumes de couplage à 3 GHz, pour une sensibilité de  $0.1^\circ\text{C}$  et un gradient de  $5^\circ\text{C}$  et de  $1^\circ\text{C}$ . On peut constater que

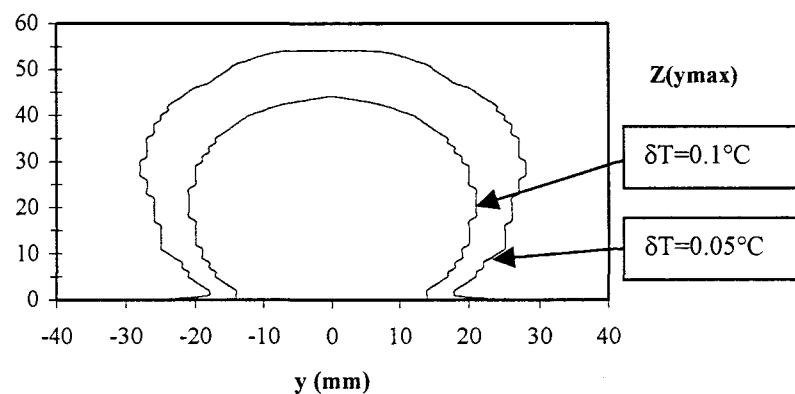
les volumes de couplage dépendent de la permittivité du sein et qu'ils sont d'autant plus importants que la permittivité du sein est faible, compte tenu de la permittivité du guide d'onde utilisé.

La symétrie de ces diagrammes détermine une symétrie de déplacement des sondes radiométriques pour l'imagerie. Elle justifie le mode de déplacement des sondes qui est explicité au paragraphe 1.5.1.2.

Les paramètres entrant dans la relation de la visibilité sont donc la sensibilité du radiomètre, l'excès de température physique et l'adaptation de la sonde au milieu sous investigation. Plus la sensibilité du radiomètre est bonne, plus la température uniforme du milieu est importante et plus l'emissivité du milieu est grande, meilleure est la profondeur d'action du radiomètre.

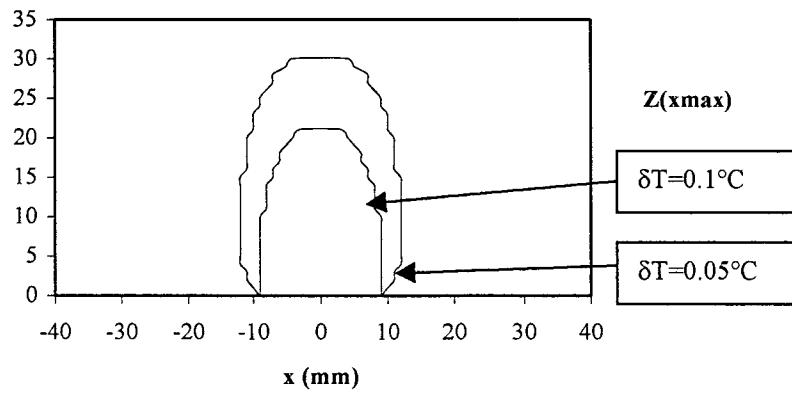


(a) : Dans le plan (x,z) avec y=0

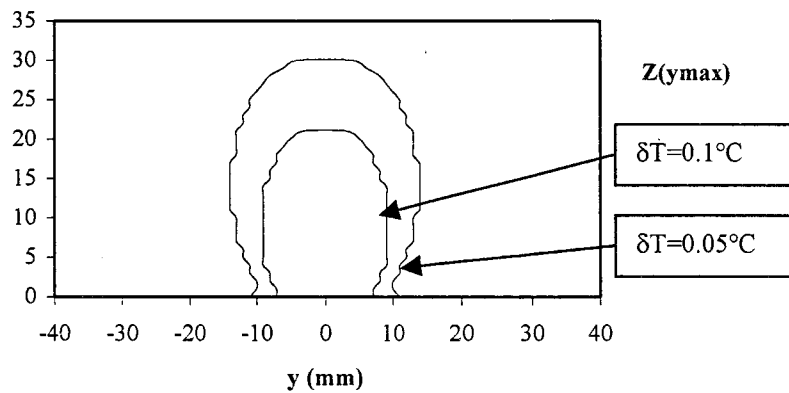


(b) : Dans le plan (y,z) avec x=0

**Figure 1.11.** : Calcul des limites des volumes de couplage à 3GHz, dans le cas de l'eau, suivant  $ox$  (grand côté de la sonde) et  $oy$  (petit côté de la sonde) avec une sensibilité de  $0.1^\circ\text{C}$  et de  $0.05^\circ\text{C}$ , un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ , avec une sonde  $22*11\text{ mm}^2$  ( $\epsilon_{ps}=25$ )

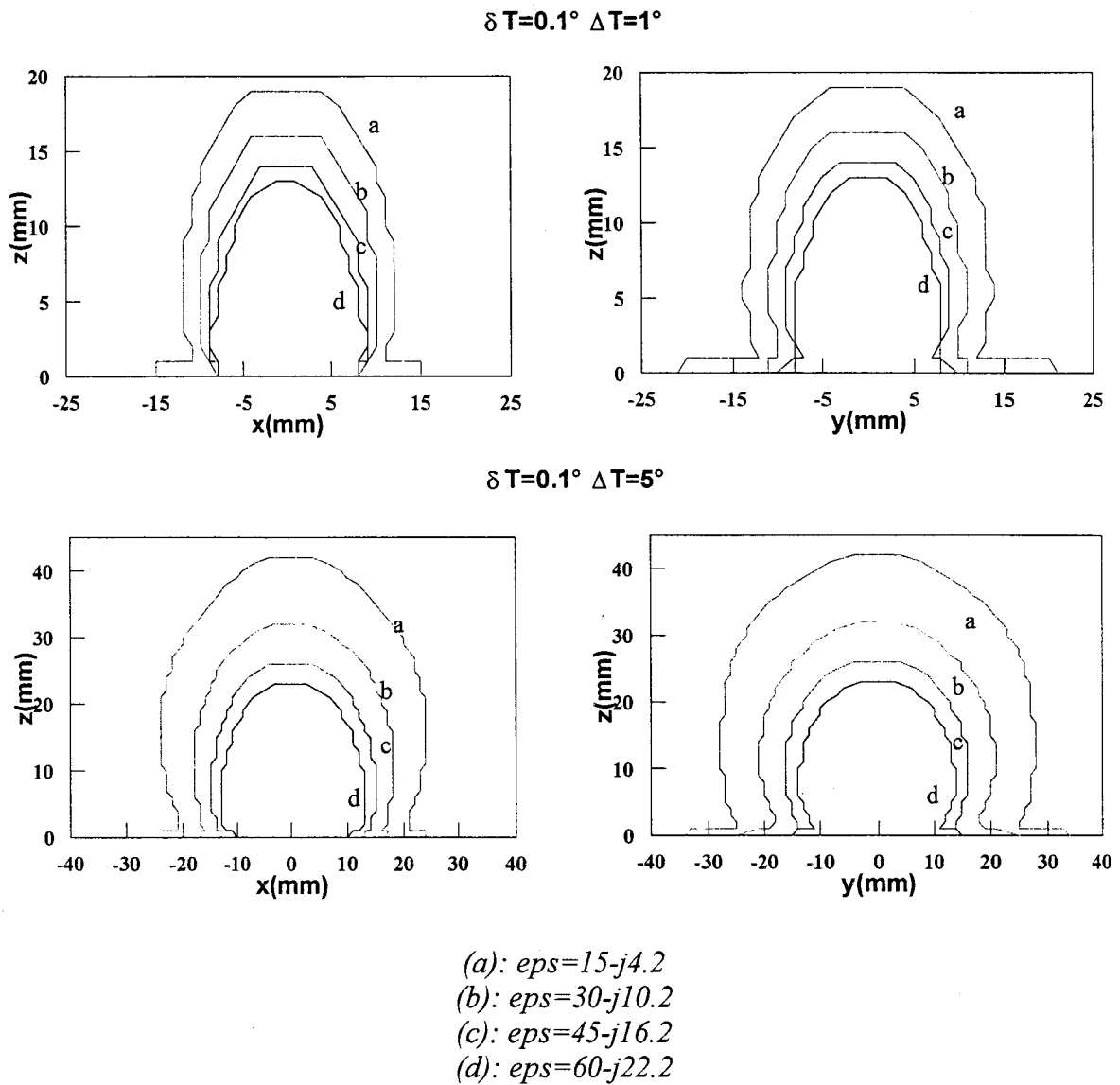


(a) : Dans le plan (x,z) avec y=0



(b) : Dans le plan (y,z) avec x=0

**Figure 1.12.** : Calcul des limites des volumes de couplage à 3GHz, dans le cas de l'eau, suivant  $ox$  (grand coté de la sonde) et  $oy$  (petit coté de la sonde) avec une sensibilité de  $0.1^\circ\text{C}$  et de  $0.05^\circ\text{C}$ , un excès de température  $\Delta T=1^\circ\text{C}$ , avec une sonde  $22*11\text{ mm}^2$  ( $\epsilon_s=25$ )



**Figure 1.13.** : Limites des volumes de couplage dans le cas "peau (1 mm) + tissus mammaires" pour les quatre permittivités du sein pour un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$  et  $1^\circ\text{C}$ , avec une sensibilité de  $0.1^\circ\text{C}$  [6]

#### 1.4.4. VISIBILITE DE GRADIENTS THERMIQUES COMPACTS

La définition précédente de la visibilité a le mérite de définir un nouveau type d'épaisseur de peau et d'être très visuelle. Cependant, cette grandeur est loin de représenter la complexité de la mesure radiométrique, en particulier pour la détermination de la profondeur d'investigation, liée à des objets thermiques compacts. Nous allons dans ce paragraphe tenter d'estimer ces profondeurs pour différentes tailles d'objets thermiques et pour des milieux tels que les tissus mammaires.

Si on considère un milieu dissipatif de volume  $V$ , de température  $T_0$ , contenant un objet thermique de volume  $v$  et de température  $T=T_0+\Delta T$ , le signal radiométrique mesuré (cf. *figure 1.14*) sera alors égal à :

$$T_m = \sum_{i \in (V-v)} C_{ni} T_0 + \sum_{i \in v} C_{ni} (T_0 + \Delta T) \quad (1.23)$$

$$T_m = \sum_{i \in V} C_{ni} T_0 + \sum_{i \in v} C_{ni} \Delta T$$

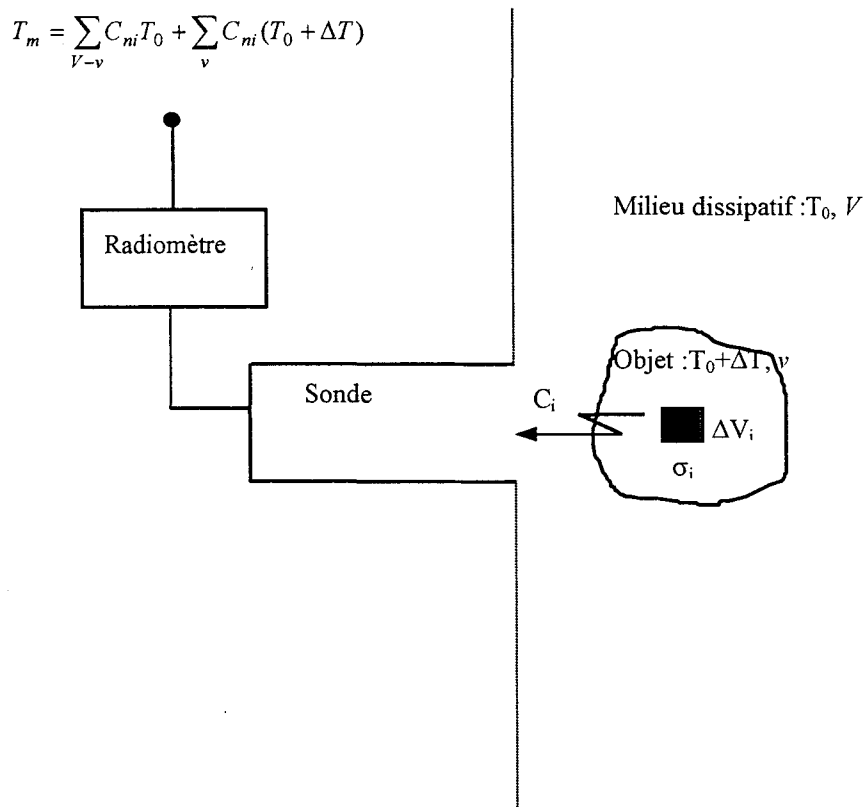
et par conséquent, l'excès de température radiométrique est égal à :

$$\Delta T_m = \sum_v C_{ni} \Delta T \quad (1.24)$$

On appelle limite de visibilité, la profondeur à partir de laquelle la température de l'objet ne peut plus être détectée par le radiomètre, c'est à dire que l'excès de température radiométrique est inférieur ou égal à la sensibilité du radiomètre.

On sait que :

$$C_{ni}(f) = (1 - |\rho|^2) \frac{\sigma_i |E_i(f)|^2}{\sum_{i=0}^{\infty} \sigma_i |E_i(f)|^2}$$



**Figure 1.14.** : Schéma représentatif du couplage guide d'onde - milieu dissipatif de volume  $V$ , porté à la température  $T_0$  et contenant un objet thermogène de volume  $v$  et de température  $T_0 + \Delta T$

Sachant calculé théoriquement les coefficients de couplage absolus, on peut très facilement calculer  $\frac{\Delta T_m}{\Delta T} = \sum_{i=0}^{\infty} C_{ni}$  et déterminer la visibilité de l'objet en regardant à partir de quelle profondeur  $\Delta T_m$  devient inférieur à la valeur minimale mesurable  $\delta T$  et ceci pour différentes valeurs de sensibilité et différents gradients de température.

La figure 1.15 montre l'évolution de  $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$  en fonction de la profondeur, dans le cas de l'eau, pour différents diamètres  $D$ . La figure 1.16 traite le cas de la structure "peau (1 mm) + tissus mammaires" dans le cas où la permittivité du sein vaut 30.

On peut remarquer que plus  $D$  est grand, plus  $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$  est important, ce qui s'explique par le fait que plus  $D$  est grand, plus on tend vers un milieu stratifié en température.



Une fois que l'on a calculé  $\frac{\Delta T_m}{\Delta T}$ , on peut s'intéresser à la visibilité. Les figures 1.17 et 1.18 montre la visibilité pour deux gradients de température,  $\Delta T=5^\circ\text{C}$  et  $\Delta T=1^\circ\text{C}$  et pour deux valeurs de sensibilité,  $0.1^\circ\text{C}$  et  $0.05^\circ\text{C}$ , respectivement dans le cas de l'eau et dans le cas d'une structure "peau + tissus mammaires" avec une permittivité du sein de 30. On remarque que l'amélioration de la sensibilité du radiomètre augmente de façon importante la visibilité d'un objet thermique. Les figures 1.19 et 1.20, comparent les visibilités dans l'eau et dans la structure "peau + tissus mammaires" pour les quatre permittivités du sein, pour une sensibilité de  $0.05^\circ\text{C}$ . La figure 1.19 traite le cas d'un  $\Delta T=5^\circ\text{C}$  et la figure 1.20 le cas  $\Delta T=1^\circ\text{C}$ . On remarque que plus la permittivité est faible, plus la visibilité augmente.

Le tableau 1.2 donne un récapitulatif des limites de visibilité d'un objet thermique de diamètre  $D=24$  mm et  $D=8$  mm dans le cas de l'eau et pour différentes permittivités du sein en fonction de la sensibilité du radiomètre et du gradient de température.

Le tableau 1.3, donne un récapitulatif du diamètre des objets décelables pour une profondeur  $z=5$  mm et  $z=10$ mm, dans le cas de l'eau et des différentes permittivités du sein, en fonction de la sensibilité du radiomètre et du gradient de température.

Il est à noter que la visibilité des objets thermiques est plus grande dans le cas de l'eau que dans le cas "peau + tissus mammaires". Cependant, pour l'application médicale visée, on constate que pour des structures thermiques de petites tailles, les valeurs sont proches en termes de visibilité quelque soit la permittivité du sein considérée.

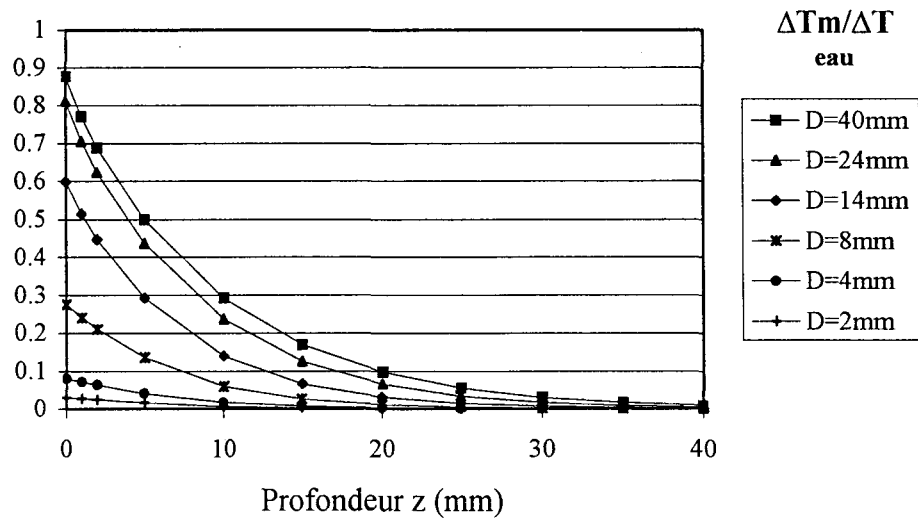


Figure 1.15. : Evolution de  $\Delta T_m / \Delta T$  en fonction de la profondeur, dans le cas de l'eau, pour différents diamètre D

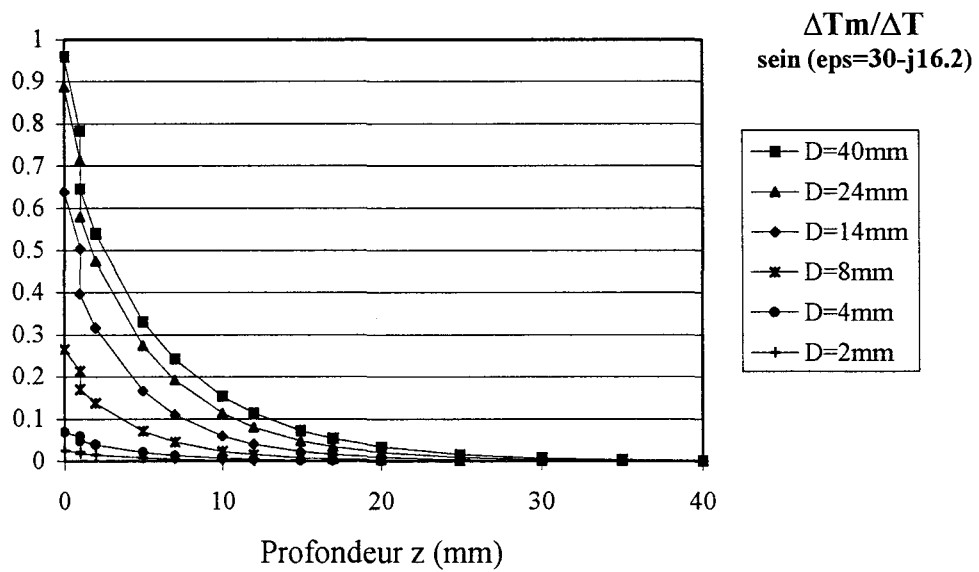


Figure 1.16. : Evolution de  $\Delta T_m / \Delta T$  en fonction de la profondeur, dans le cas d'une structure peau (1 mm) + tissus mammaires (eps=30-j16.2), pour différents diamètres D

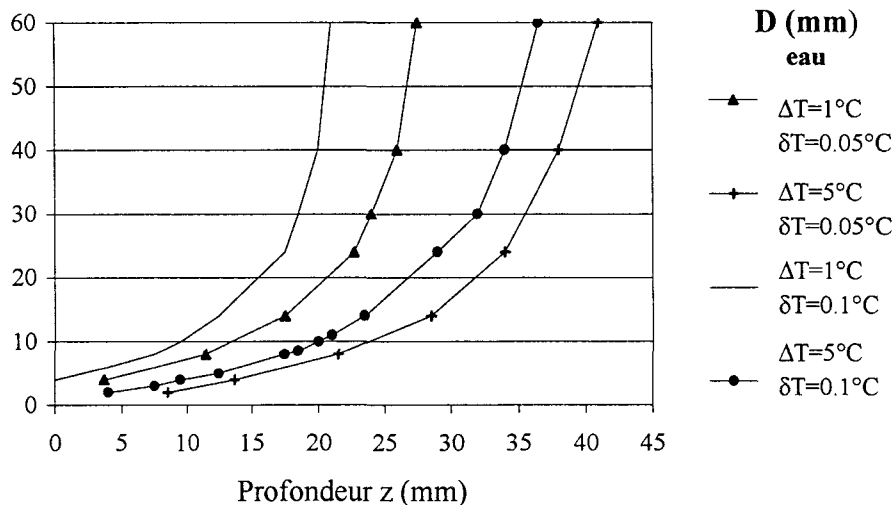


Figure 1.17. : Evolution de la visibilité en profondeur, dans le cas de l'eau, pour  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$  et pour  $\Delta T=1^{\circ}\text{C}$ , pour un radiomètre présentant une sensibilité de  $0.05^{\circ}\text{C}$  et de  $0.1^{\circ}\text{C}$

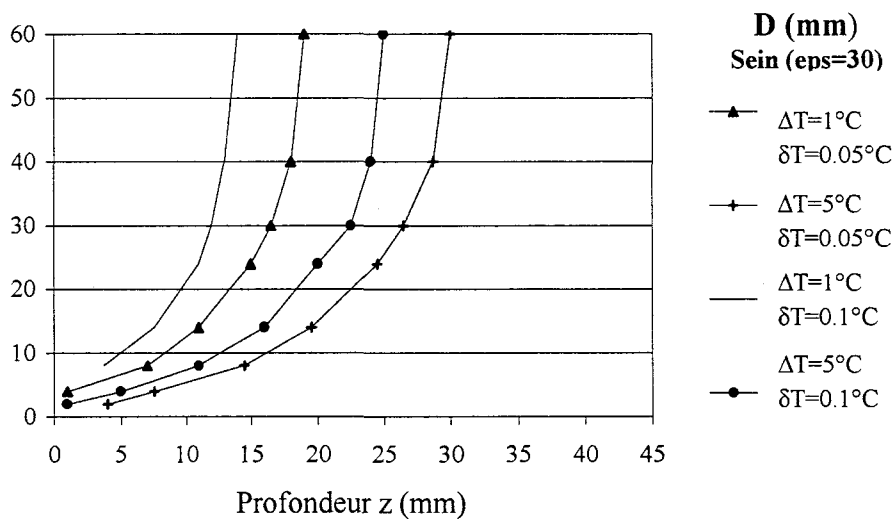


Figure 1.18. : Evolution de la visibilité en profondeur, dans le cas d'une structure peau (1 mm) + tissus mammaires (eps=30), pour  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$  et pour  $\Delta T=1^{\circ}\text{C}$ , pour un radiomètre présentant une sensibilité de  $0.05^{\circ}\text{C}$  et de  $0.1^{\circ}\text{C}$

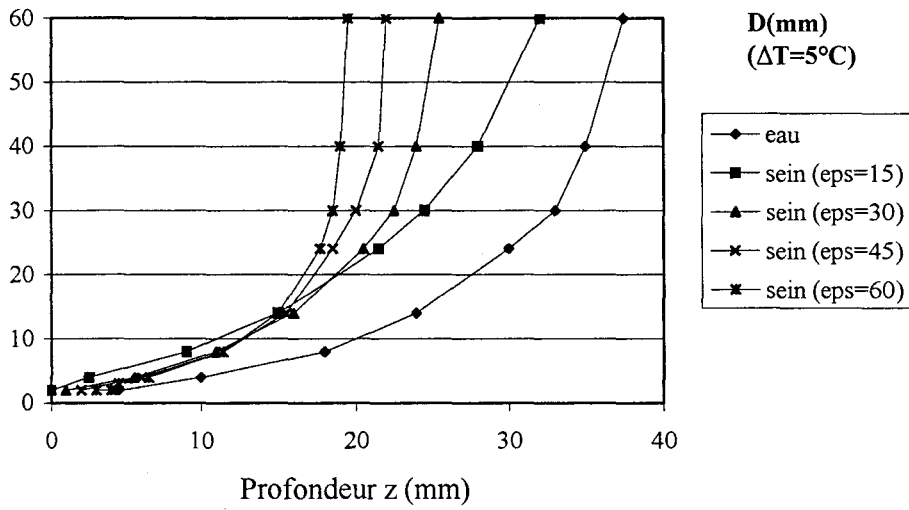


Figure 1.19. : comparaison de la visibilité en profondeur , pour le cas de l'eau et les quatre permittivités du sein, pour  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$  et un radiomètre présentant une sensibilité de  $0.1^{\circ}\text{C}$

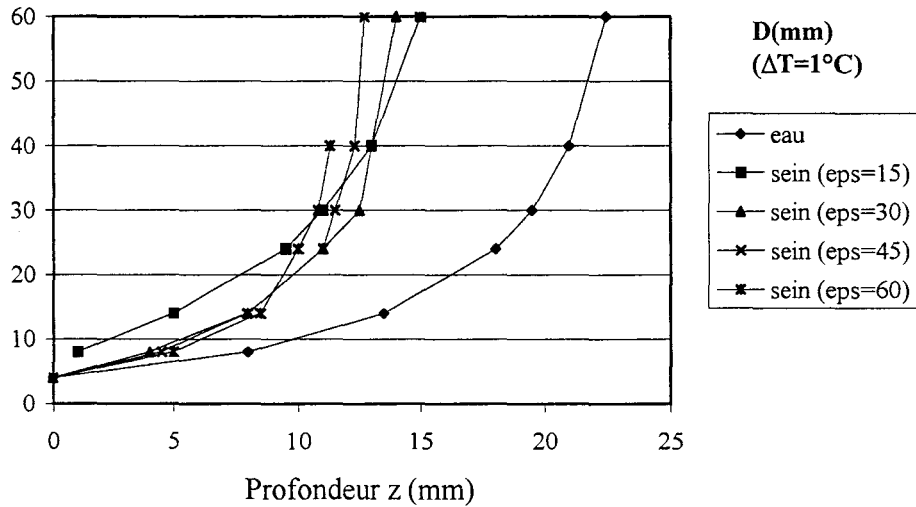


Figure 1.20. : comparaison de la visibilité en profondeur , pour le cas de l'eau et les quatre permittivités du sein, pour  $\Delta T=1^{\circ}\text{C}$  et un radiomètre présentant une sensibilité de  $0.1^{\circ}\text{C}$

Profondeur $z$ (mm)								
Milieu	$D=24\text{mm}$				$D=8\text{mm}$			
	$\delta T=0.1^\circ\text{C}$		$\delta T=0.05^\circ\text{C}$		$\delta T=0.1^\circ\text{C}$		$\delta T=0.05^\circ\text{C}$	
	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$
eau	29	17.5	34	23	17.5	7.5	21.5	11.5
sein - $\varepsilon=15$	21.5	9	27.5	14	9	1	13	4
sein - $\varepsilon=30$	20	11	24.5	15	11	4	14.5	7
sein - $\varepsilon=45$	19	10.5	23	14	11.5	4.5	14.5	7.5
sein - $\varepsilon=60$	17.5	10	17	13	11	5	11	7.5

Tableau 1.2 : Etude de la visibilité en profondeur pour un objet cylindrique de diamètre  $D=24\text{ mm}$  et  $D=8\text{ mm}$ , en fonction de du gradient de température  $\Delta T$  et de la sensibilité  $\delta T$  du radiomètre

Diamètre $D$ (mm)								
Milieu	$z=5\text{mm}$				$z=10\text{mm}$			
	$\delta T=0.1^\circ\text{C}$		$\delta T=0.05^\circ\text{C}$		$\delta T=0.1^\circ\text{C}$		$\delta T=0.05^\circ\text{C}$	
	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$	$\Delta T=5^\circ\text{C}$	$\Delta T=1^\circ\text{C}$
eau	2	7	<2	5	4	11	3	7
sein - $\varepsilon=15$	5	14	4	9.5	9	27	6	16
sein - $\varepsilon=30$	4	10	3	7	7	21	5	13
sein - $\varepsilon=45$	3	9	2	6	7	22	4.5	11.5
sein - $\varepsilon=60$	3	8	2	5	7	24	7	12

Tableau 1.3 : Etude de la visibilité pour une profondeur  $z=5\text{ mm}$  et  $z=10\text{ mm}$ , en fonction de du gradient de température  $\Delta T$  et de la sensibilité  $\delta T$  du radiomètre

## 1.5. CONCEPTION ET INTERPRETATION D'UNE IMAGE

Maintenant que le principe de la radiométrie est énoncé et que les coefficients de couplage sont définis, nous allons étudier plus précisément l'imagerie. Nous allons dans un premier temps voir comment concevoir une image en théorie et en pratique pour ensuite analyser le bruit occasionné par le déplacement de la multisonde sur la surface à étudier. Nous terminerons cette partie par une interprétation des images en terme de convolution.

### 1.5.1. IMAGE BRUTE

Les images qui sont étudiées dans ce mémoire sont soit des images théoriques calculées, soit des images pratiques réalisées au laboratoire sur bain d'eau ou sur site clinique.

Il est à noter que la taille des images qui sont réalisées et qui a été fixée à environ 0.5 dm<sup>2</sup> est beaucoup liée à l'application médicale visée qui concerne la caractérisation des tumeurs du sein, le but étant d'explorer une surface représentant environ un quadrant mammaire, représentant un bon compromis entre temps d'acquisition et taille de l'image.

Cependant, pour d'autres types d'applications, il est évident qu'il n'y a pas de limitation de la surface à observer et que toutes les études qui vont suivre sont applicables quelque soit la taille de l'image choisie.

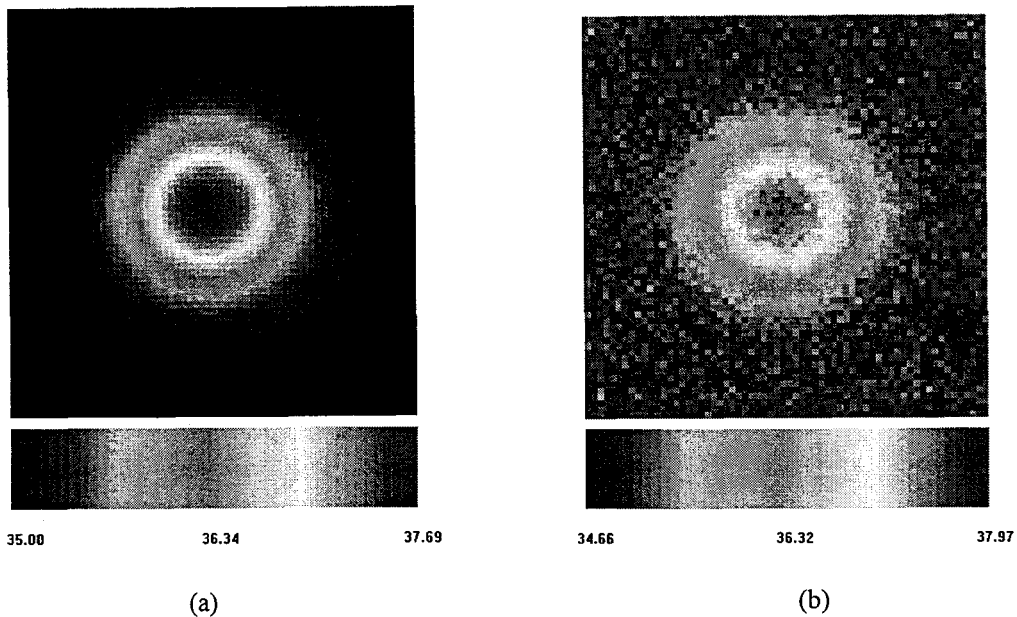
#### 1.5.1.1. En théorie

Connaissant les paramètres de couplage, on peut à partir de la formule 1.27., regarder de façon théorique l'évolution du signal radiométrique en fonction de la géométrie et de la position d'un objet thermogène connu. Avec le calcul de la valeur de  $\Delta T_m$  tous les millimètres, on peut ainsi réaliser une "image brute théorique" représentant la carte des températures radiométriques d'un milieu de température  $T_0$  contenant un objet thermique de température  $T_0 + \Delta T$ .

Cette image calculée ne possède pas de bruit. Pour simuler complètement la réalité, on peut ensuite lui ajouter un bruit blanc gaussien théorique [15] représentant le bruit généré par le radiomètre.

La *figure 1.21* montre l'exemple d'une image brute théorique dans le cas d'un objet cylindrique de diamètre  $D=24$  mm, présentant un excès de température  $\Delta T$  de 5°C par rapport au milieu dans lequel il est plongé qui est supposé à 35°C. La *figure 1.21.a* montre l'image

théorique simulée sans bruit de mesure ajouté. La *figure 1.21.b* montre l'image théorique simulée une fois le bruit de mesure ajouté.



**Figure 1.21. :** *Images brutes théoriques pour un déplacement de sonde tous les millimètres*

*Objet cylindrique,  $D=24\text{ mm}$ ,  $z=5\text{ mm}$ ,  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ ,  $T_0=35^{\circ}\text{C}$*

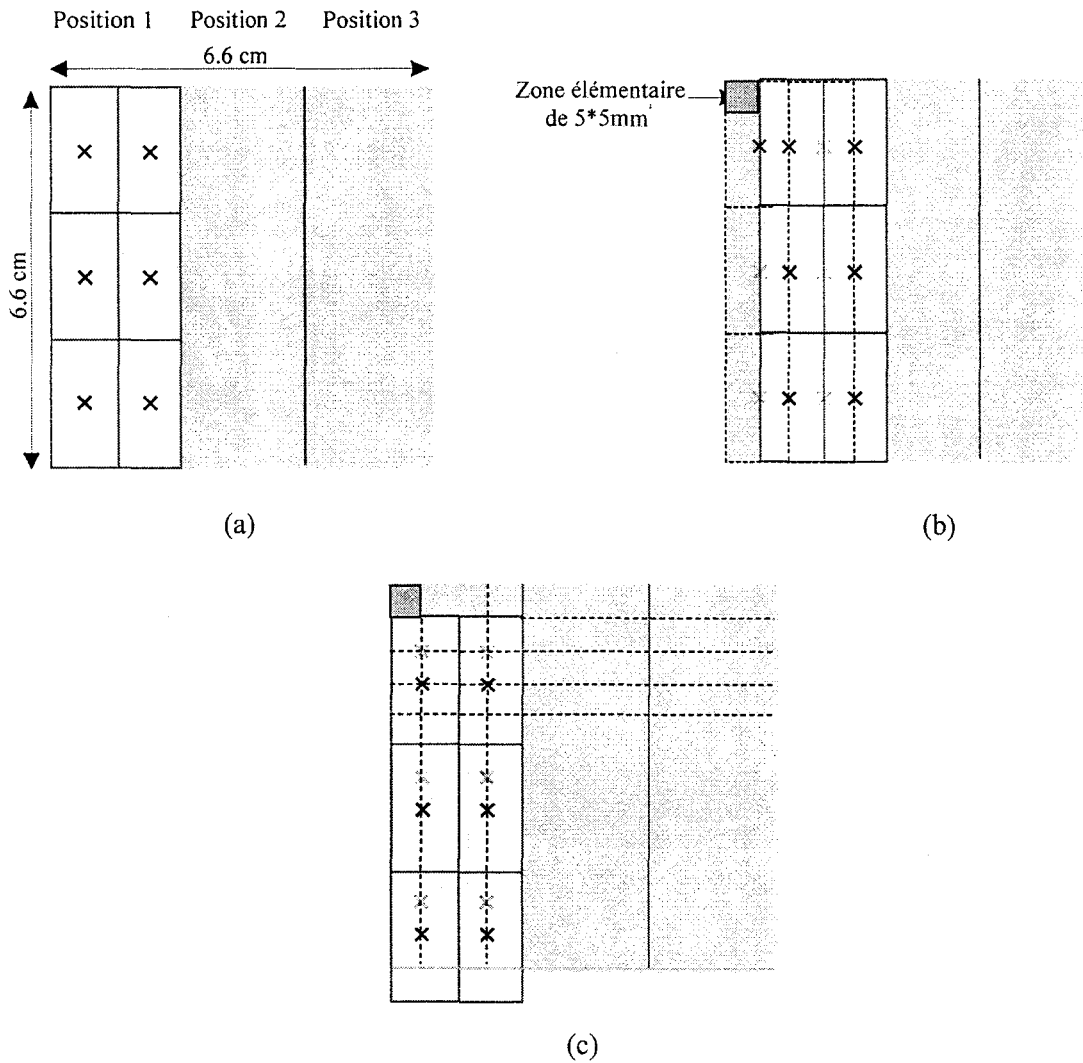
*(a) sans bruit de mesure ajouté*

*(b) avec bruit de mesure ajouté*

### 1.5.1.2. En pratique

En pratique, le but de l'imagerie radiométrique est de représenter la carte des températures radiométriques d'une surface. Pour cela, une multisonde, constituée de six sondes à ouvertures rectangulaires est déplacée sur cette surface. Compte tenu de la taille des sondes élémentaires, la surface scrutée est de  $66 * 66\text{ mm}^2$  ( $\approx 0.5\text{ dm}^2$ ). Pour chaque position, la température mesurée est affectée au point correspondant au centre de la sonde. Effectuer un déplacement manuel tous les millimètres représenterait 700 déplacements soit  $700 * 6$  sondes = 4200 mesures. Ceci s'avérant beaucoup trop long ( un temps d'intégration de 2s conduisant à un temps de conception d'une image d'environ 3 heures) et fastidieux, la multisonde est déplacée tous les 5 millimètres, 24 fois comme indiqué *figure 1.22* Ceci nous conduit à  $24 * 6$  sondes = 144 données radiométriques.

L'expérience a montré qu'un aussi grand nombre de mesures est indispensable [16] si l'on veut une image significative des gradients pouvant exister dans le milieu sous investigation.



**Figure 1.22.** : Déplacement de la multisonde tous les 5 millimètres sur une surface de  $6.6 \times 6.6 \text{ cm}^2$

Dans un premier temps, la multisonde est positionnée suivant la position 1 (fig a) puis est déplacée vers la droite de 5 millimètres (fig b).

Chaque croix représente un point de mesure.

On réalise ensuite les mêmes opérations à partir des positions 2 et 3.

Ces 6 déplacements représentent 36 points de mesure.

Dans un deuxième temps, on répète ces six positionnements trois fois, en déplaçant à chaque fois la multisonde d'un quart de sonde vers le bas (fig c).

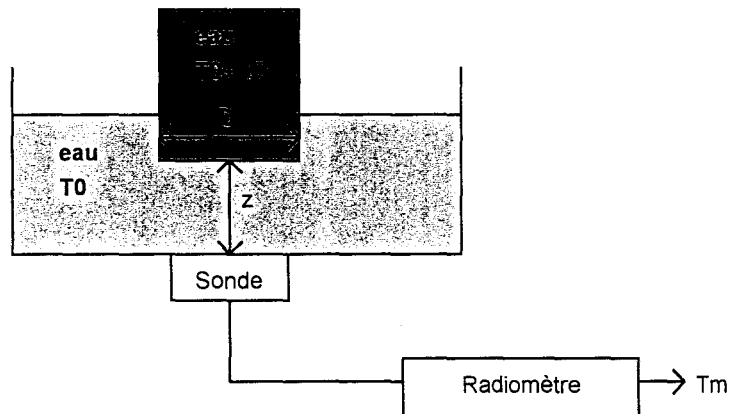
Ce qui représente en tout 24 déplacements et 144 points de mesure.



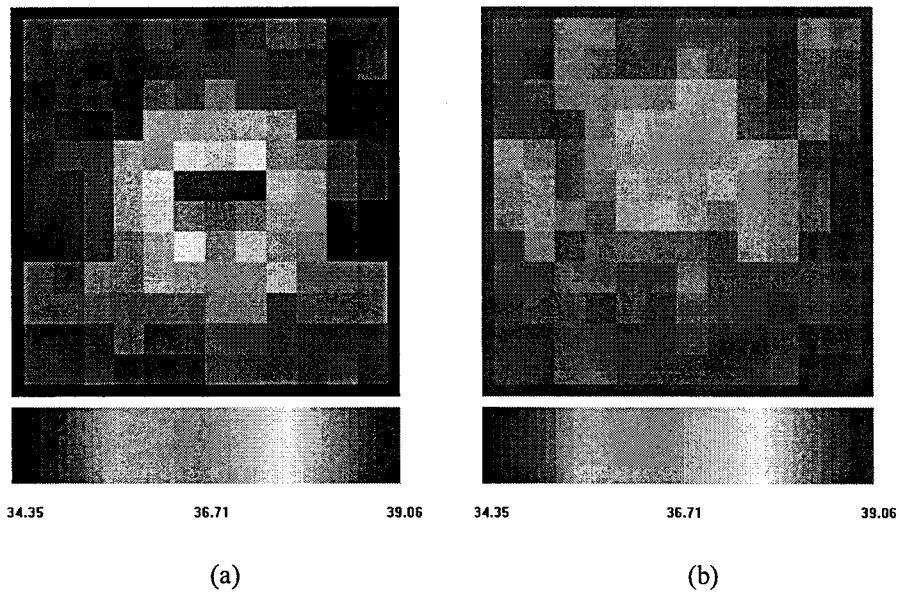
Une fois les 144 mesures obtenues, on peut réaliser une "image brute pratique tous les 5 mm" en représentant les intensités radiométriques aux différents points de mesures par des pseudo-couleurs et en affectant chaque valeur mesurée à une surface de  $5 * 5 \text{ mm}^2$ . Le modèle expérimental utilisé au laboratoire pour réaliser des mesures sur un bain d'eau chauffé à une température  $T_0$  et contenant un objet thermogène de température  $T_0 + \Delta T$ , situé à une profondeur  $z$  de l'ouverture de la sonde, est présenté *figure 1.23*. La *figure 1.24* montre deux exemples d'images brutes tous les 5 mm correspondant à des images réalisées au laboratoire sur un bain d'eau (milieu homogène) à  $35^\circ\text{C}$  contenant un cylindre de diamètre  $D$ , porté à une température de  $40^\circ\text{C}$ . La *figure 1.24.a* traite le cas d'un cylindre de diamètre  $D=24 \text{ mm}$  et la *figure 1.24.b* d'un cylindre de diamètre  $D=8 \text{ mm}$ . Les deux images sont représentées avec la même échelle.

Pour obtenir une image de bonne qualité visuelle, on réalise généralement une interpolation entre les points pour obtenir "une image brute interpolée". Les *figures 1.25.a* et *1.25.b* représente les images de la *figure 1.24* après interpolation.

Notons que la visibilité des petits objets reste problématique et qu'une étude plus poussée doit être entreprise si l'on veut pouvoir interpréter ces images (cf. chapitre 2).

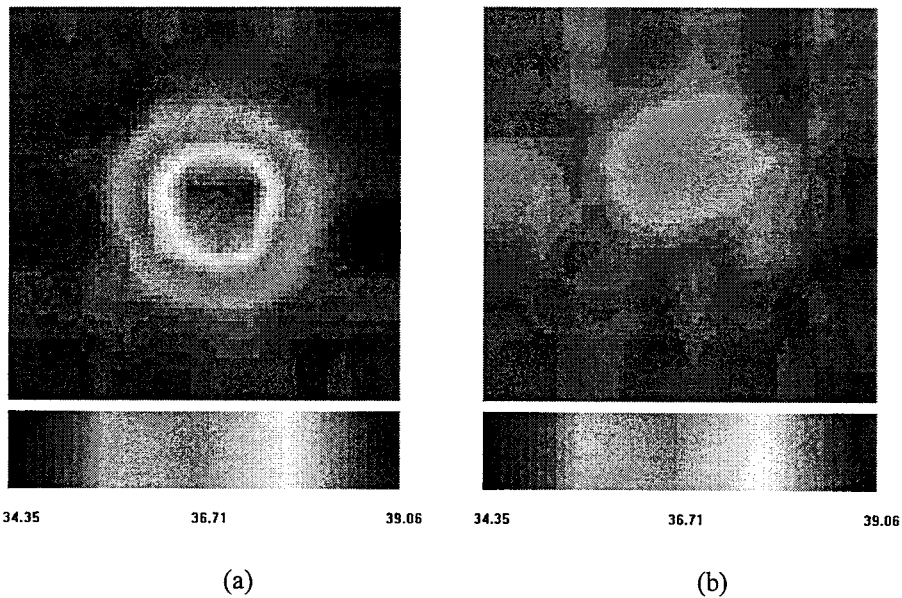


**Figure 1.23.** : Modèle expérimental utilisé pour les mesures au laboratoire.  
Cas d'un objet cylindrique de diamètre  $D$ , de température  $T_0 + \Delta T$ , plongé dans un bain d'eau de température  $T_0$  à une profondeur  $z$ .



*Figure 1.24 : Images brutes pratiques tous les 5 millimètres réalisées au laboratoire  
Objet cylindrique sur bain d'eau à  $T_0=35^\circ\text{C}$ , de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  
 $z=5\text{ mm}$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

(a)  $D=24\text{ mm}$   
(b)  $D=14\text{ mm}$



*Figure 1.25 : Images brutes pratiques interpolées tous les millimètres,  
réalisées au laboratoire  
Objet cylindrique sur bain d'eau à  $T_0=35^\circ\text{C}$ , de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  
 $z=5\text{ mm}$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

(a)  $D=24\text{ mm}$   
(b)  $D=14\text{ mm}$

### 1.5.2. ESTIMATION DU BRUIT DE DEPLACEMENT

En pratique, pour réaliser une image brute, on déplace manuellement une multisonde sur la surface à explorer. Ce déplacement étant manuel, il est évident que l'on commet une erreur sur le positionnement de la sonde. Nous appellerons cette erreur supplémentaire le "bruit de déplacement  $n_{dep}$ ". Nous considérerons ce bruit comme uniforme dans un premier temps.

Nous allons analyser théoriquement ce bruit de déplacement en supposant en première approximation que le bruit du radiomètre est nul. Nous allons essayer de quantifier  $n_{dep}$  par rapport à la position relative de la sonde et de l'objet thermique.

L'étude de ce bruit n'est pas simple et pour mieux cerner le problème, nous allons tout d'abord l'étudier à une seule dimension pour ensuite le généraliser à deux dimensions.

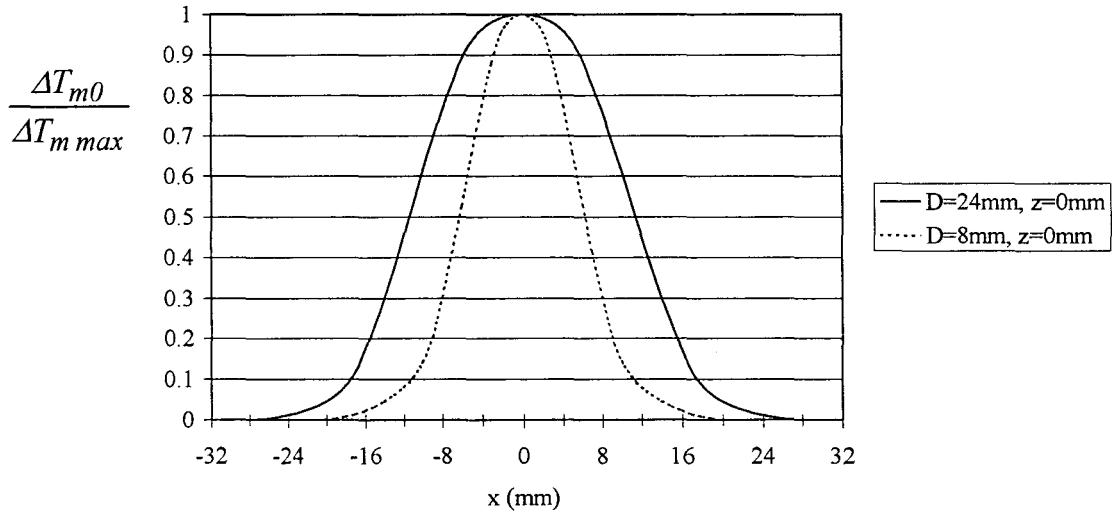
#### 1.5.2.1. Bruit de déplacement à une dimension

Nous allons étudier le bruit de déplacement sur deux objets, un objet de 24 mm de diamètre et un objet de 8 millimètres de diamètre, en surface et à une profondeur de 10 mm. Pour travailler à une dimension, on réalise des coupes au centre de l'objet. La *figure 1.26* donne les coupes radiométriques, calculées sans bruit et normalisées par rapport à la température radiométrique maximale de l'image ( $\frac{\Delta T_{m0}}{\Delta T_{m\max}}$ ) pour chaque objet en surface.

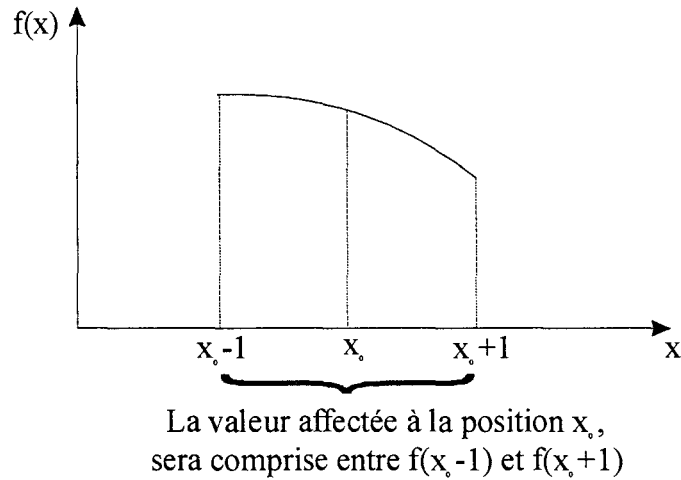
Pour simuler le bruit de déplacement, nous allons calculer une image théorique tous les millimètres en affectant à chaque mesure une erreur de position. Nous allons considérer trois cas, un bruit de positionnement de 0.5 mm, de 1 mm et de 2 mm. La *figure 1.27* illustre le cas d'un bruit de positionnement de 1 mm.

Deux types d'erreur vont être étudiés:

- l'erreur maximale relative effectuée lorsque l'erreur de positionnement est maximale en tout point
- L'erreur statistique relative effectuée lorsque l'erreur de positionnement est comprise aléatoirement entre zéro et l'erreur maximale.



**Figure 1.26.** : Coupes radiométriques au centre de l'objet, calculées sans bruit et normalisées par rapport à la température radiométrique maximale de l'image  
 Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm et d'un cylindre de diamètre  $D=8$  mm, situés en surface.



**Figure 1.27.** : Bruit de déplacement de 1 mm.

La figure 1.28 représente  $\frac{\Delta T_m}{\Delta T_{m \max}}$  dans le cas de l'objet de 24 mm en surface, lorsque l'on effectue pour chaque point une erreur de positionnement comprise entre  $-0.5$  et  $0.5$  mm, entre  $-1$  et  $1$  mm et entre  $-2$  et  $2$  mm. La valeur de  $\frac{\Delta T_m}{\Delta T_{m \max}}$  est en fait comprise dans une

enveloppe centrée sur  $\frac{\Delta T_{m0}}{\Delta T_{m \max}}$  et délimitant le cas où l'on commet en chaque point l'erreur de positionnement maximale.

L'erreur maximale relative, pour le cas d'un objet de 24 mm en surface et d'une erreur de positionnement maximale de 1 mm, est de 8 % de la température radiométrique maximale.

La *figure 1.29* analyse l'erreur maximale relative effectuée en fonction de l'erreur de positionnement maximale considérée pour les deux objets en surface. On constate, de manière logique, que plus l'erreur de positionnement augmente, plus l'erreur maximale relative effectuée sur la mesure augmente. De plus lorsque l'erreur de positionnement est doublée, on observe que l'erreur maximale relative effectuée est doublée également. En effet, si on considère l'exemple de l'objet de 24 mm en surface, on constate que pour une erreur de positionnement de 0.5 mm, on a une erreur maximale relative de 4 %, pour une erreur de positionnement de 1 mm, on a une erreur maximale relative de 8 %, pour une erreur de positionnement de 2 mm, on a une erreur maximale relative de 16 %. L'erreur maximale relative effectuée varie donc dans la même proportion que l'erreur maximale de positionnement.

La *figure 1.30* compare, pour une erreur de positionnement maximale estimée à 1 mm, l'évolution de l'erreur maximale relative en fonction de l'objet. On constate sur la coupe, que l'erreur est maximale lorsqu'on se trouve au point où l'intensité radiométrique est égale à 50% de l'intensité radiométrique maximale (en  $x=\pm 12$  mm pour l'objet de 24 mm et en  $x=\pm 4$  mm pour l'objet de 8 mm). Ce point correspond au bord de l'objet lorsqu'il s'agit d'un objet dont le diamètre est supérieur à 2cm [16]. De plus, plus l'objet est petit, plus l'erreur maximale relative est importante: 8 % de la température radiométrique maximale pour l'objet de 24 mm et 12.7 % pour l'objet de 08 mm.

Si on regarde l'évolution de l'erreur maximale relative effectuée en fonction de la profondeur (*figure 1.31*) pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm, on constate que celle-ci diminue légèrement lorsque la profondeur augmente.

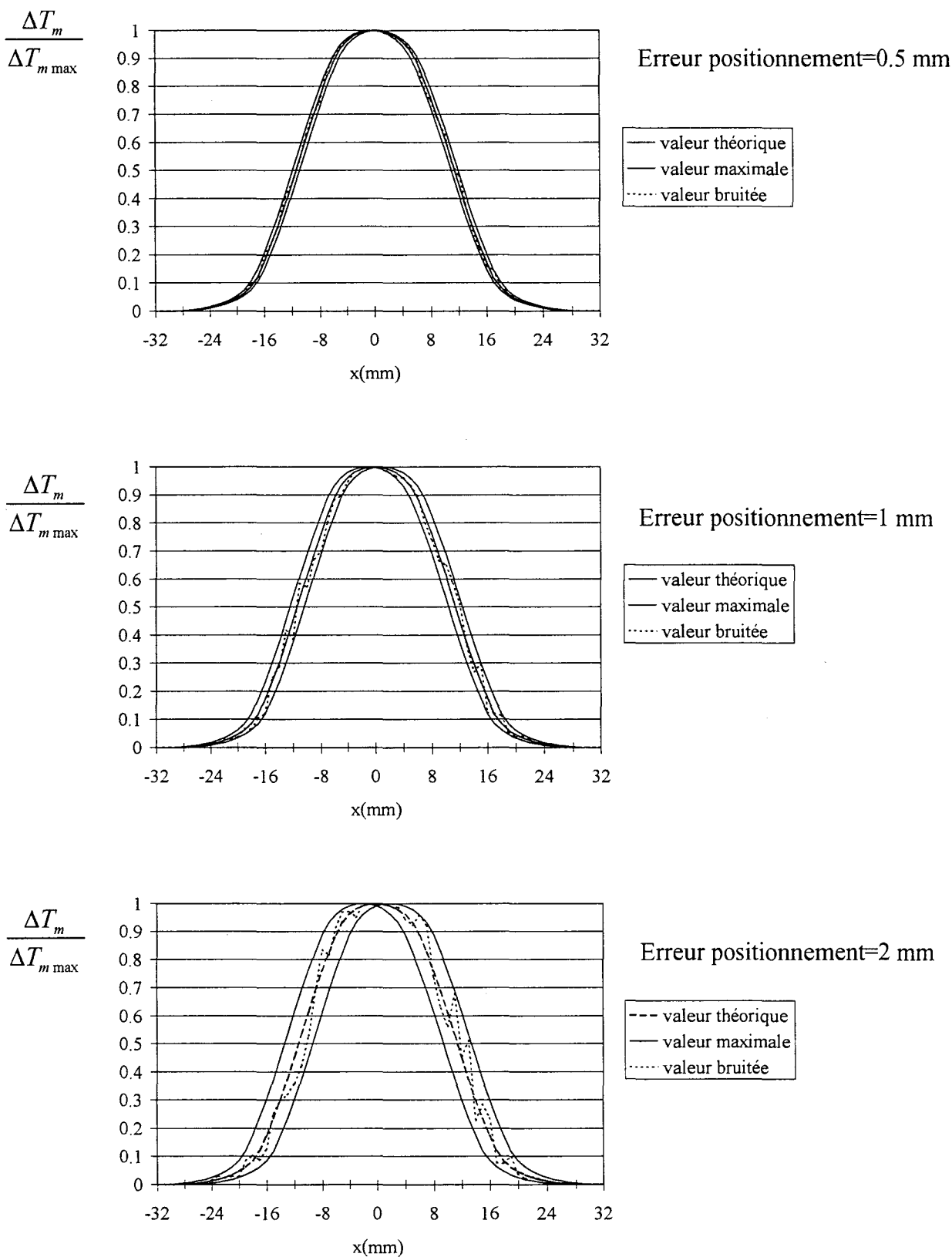
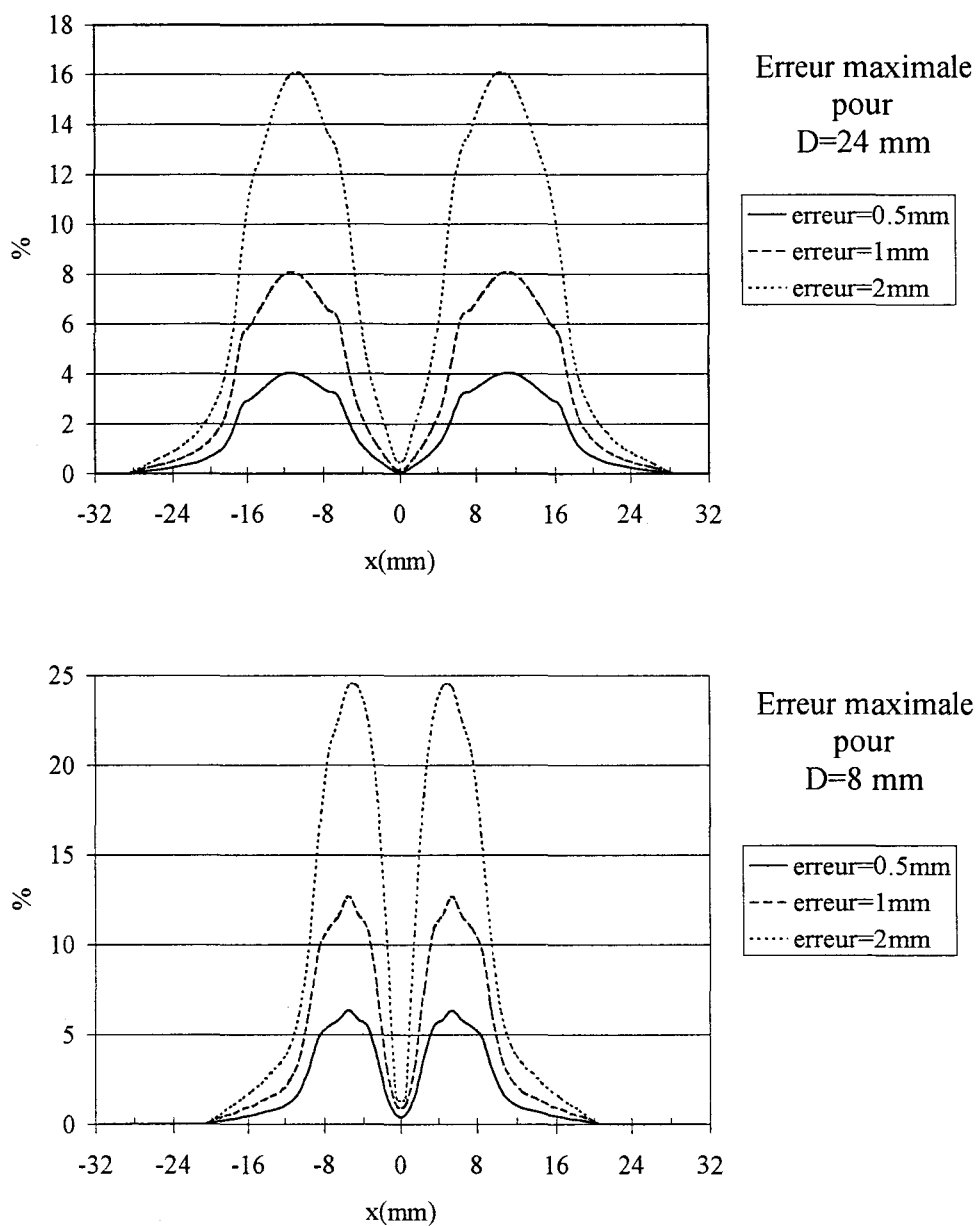
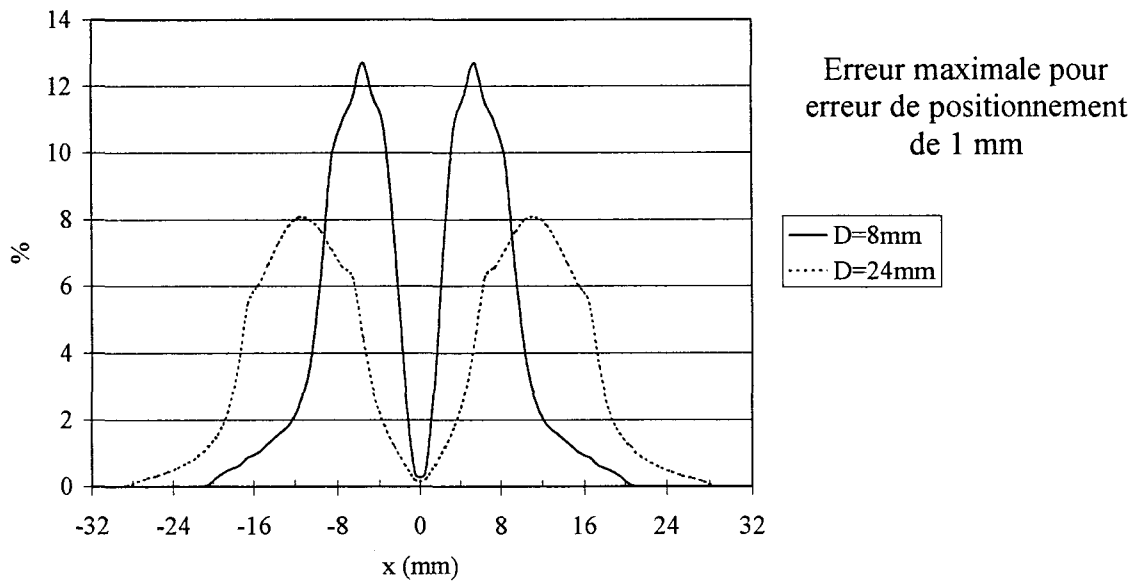


Figure 1.28. : Coupes radiométriques normalisées, au centre de l'objet, calculées avec un bruit de positionnement de 0.5 mm, 1 mm et 2 mm  
Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm situé en surface.

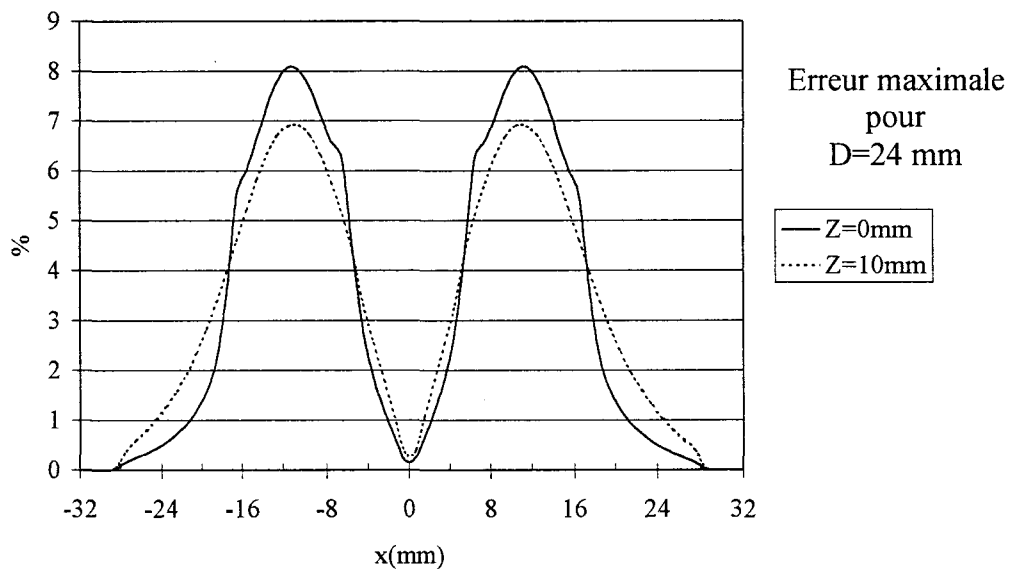


**Figure 1.29. :** Erreur maximale commise en pourcentage de la valeur radiométrique maximale, en fonction de l'erreur de positionnement maximale (entre 0.5 mm et 2 mm)  
 Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm et d'un cylindre de diamètre  $D=8$  mm, situés en surface.



**Figure 1.30.** : Erreur maximale commise en pourcentage de la valeur radiométrique maximale, en fonction du diamètre de l'objet, pour une erreur de positionnement maximale estimée à 1 mm

Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm et d'un cylindre de diamètre  $D=8$  mm, situés en surface.



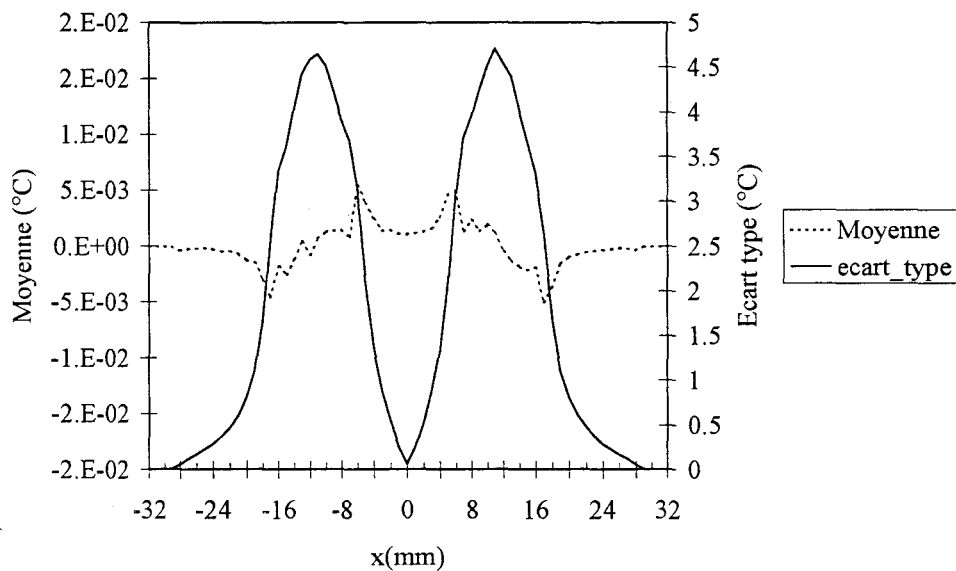
**Figure 1.31.** : Erreur maximale commise en pourcentage de la valeur radiométrique maximale, en fonction de la profondeur de l'objet, pour une erreur de positionnement maximale estimée à 1 mm

Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm.



Après l'étude de l'erreur maximale relative effectuée lorsque l'erreur de positionnement est maximale en tout point, on va maintenant s'intéresser à l'erreur statistique relative  $n_{dep}$  qui a un sens plus physique et qui révèle mieux l'erreur qui est susceptible d'être commise à chaque mesure. Pour calculer  $n_{dep}$  on va effectuer une série de N simulations avec, pour chaque position x, une erreur de positionnement aléatoire également probable comprise dans l'intervalle [- erreur maximale de positionnement, + erreur maximale de positionnement]. Puis, pour chaque position x, on effectue une analyse statistique avec calcul de la moyenne et calcul de l'écart type.

La figure 1.32 représente pour chaque position x, l'évolution de l'écart type et de la moyenne du bruit de déplacement pour l'objet de 24 mm en surface, pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm. La moyenne est centré sur zéro et  $n_{dep}$  maximale pour cet objet est de 4.7 % de la valeur radiométrique maximale. Comme prévu, cette erreur statistique est moins importante que l'erreur maximale réalisable mais varie de la même manière, à savoir, elle est maximale à 50% de l'intensité radiométrique maximale et minimale au centre.



**Figure 1.32.** : Evolution de la moyenne et de l'écart type du bruit de déplacement  $n_{dep}$ , pour chaque position x d'une coupe radiométrique, pour une erreur de positionnement maximale estimée à 1 mm.

Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm situé à  $z=0$  mm.

De même que pour l'erreur maximale relative, on a étudié l'évolution de  $n_{dep}$  en fonction de la taille de l'objet, de la profondeur et de l'erreur maximale de positionnement considérée (cf. *figure 1.33*). On observe les mêmes variations, à savoir:

- l'erreur statistique relative est doublée lorsque l'erreur de positionnement est doublée.
- l'erreur statistique relative est plus importante pour un petit objet que pour un gros objet.
- l'erreur statistique relative diminue légèrement lorsque la profondeur augmente.

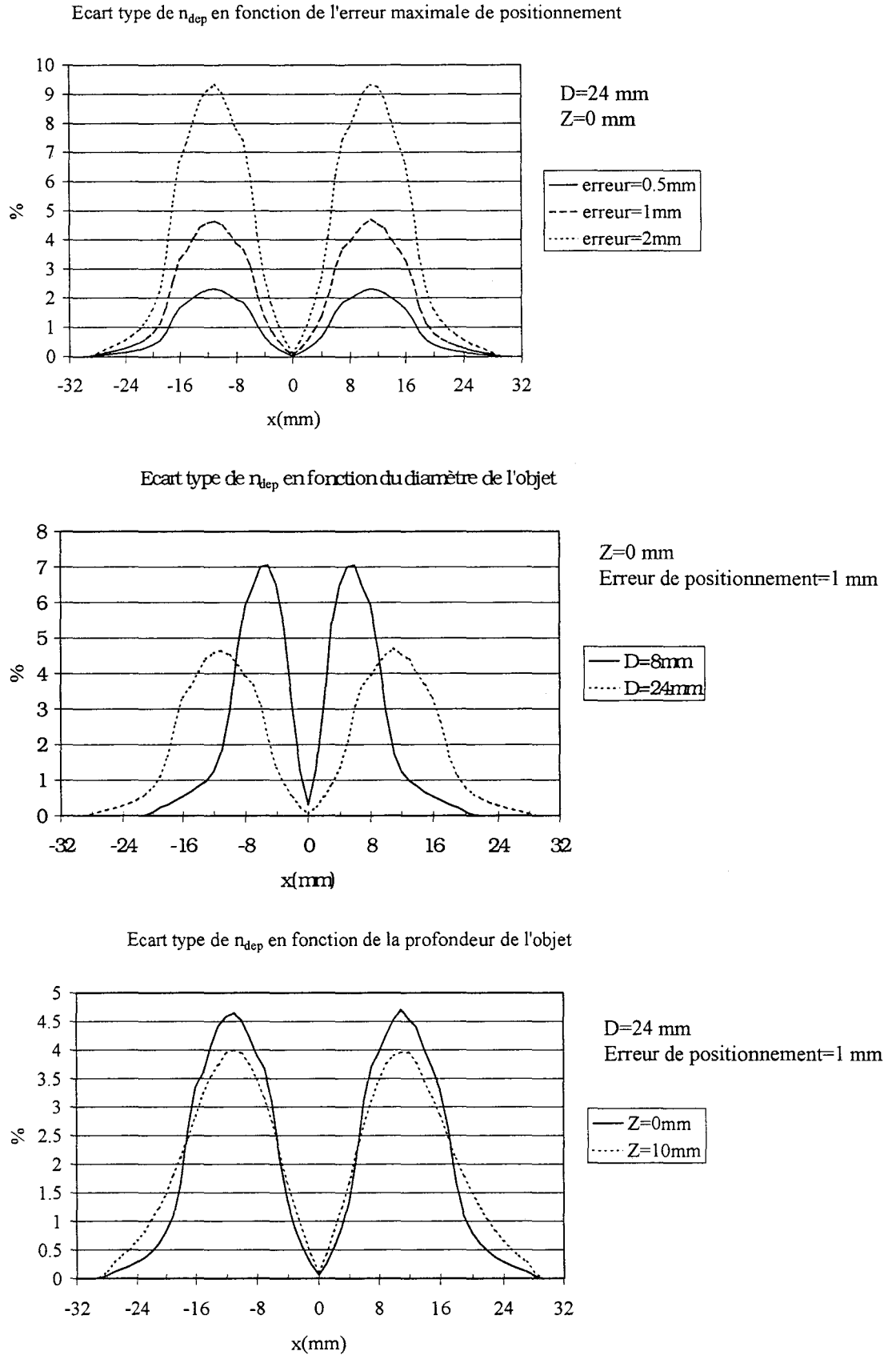
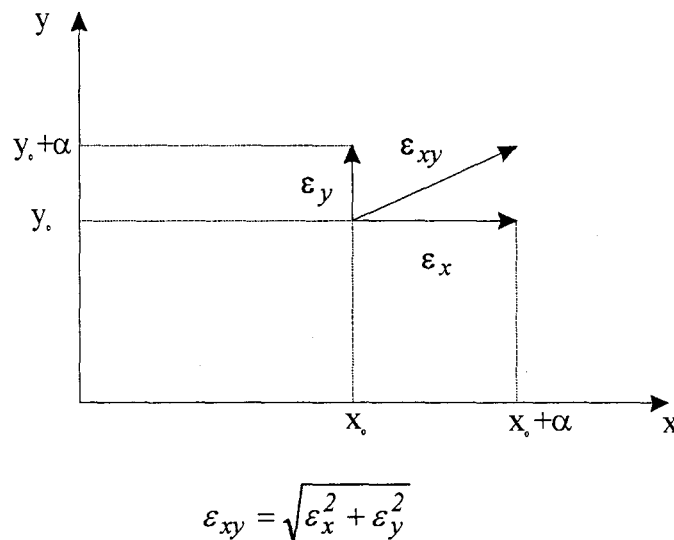


Figure 1.33. : Evolution de l'écart type du bruit de déplacement  $n_{dep}$ , en pourcentage de la valeur radiométrique maximale, en fonction de l'erreur de positionnement maximale, en fonction du diamètre de l'objet et en fonction de la profondeur de l'objet.

**1.5.2.2. Bruit de déplacement à deux dimensions**

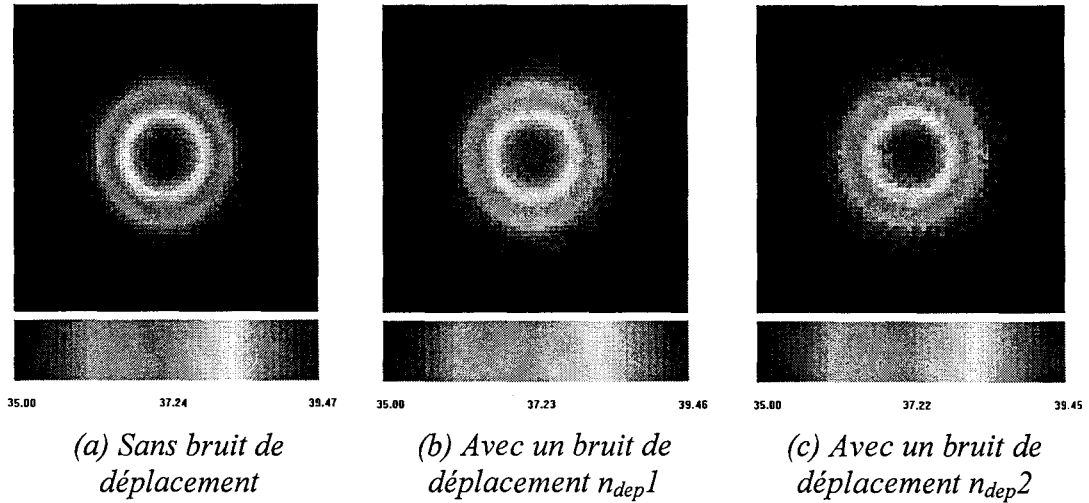
Maintenant que l'on a l'erreur à une dimension provoquée par un mauvais positionnement sur la surface à observer, on va étendre l'étude à deux dimensions sur toute la surface. Comme on pouvait le prévoir, l'erreur  $\varepsilon_{xy}$  en deux dimensions dépend de l'erreur  $\varepsilon_x$  suivant x et de l'erreur  $\varepsilon_y$  suivant y selon la relation:  $\varepsilon_{xy} = \sqrt{\varepsilon_x^2 + \varepsilon_y^2}$  (cf. figure 1.34).



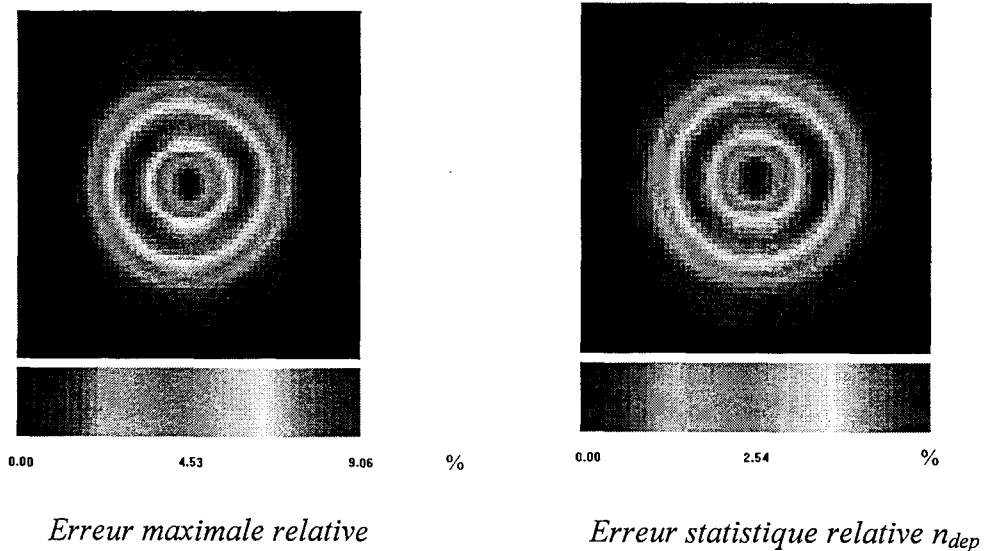
**Figure 1.34. : Bruit de déplacement à deux dimensions.**

La figure 1.35 donne un exemple d'image radiométrique bruitée par un bruit de déplacement  $n_{dep1}$  occasionné par une erreur de positionnement maximale de 1mm et par un bruit de déplacement  $n_{dep2}$  occasionné par une erreur de positionnement maximale de 2mm. Il s'agit d'un objet cylindrique de 14 mm de diamètre, situé à 5 mm de profondeur et présentant un excès de température de 5°C.

Pour pouvoir tracer la carte des erreurs commises en deux dimensions, il suffit donc de calculer pour chaque point l'erreur en x et l'erreur en y. La figure 1.36 montre la carte des erreurs maximales relatives et la cartes des erreurs statistiques relatives  $n_{dep}$  en deux dimensions lorsque l'erreur de positionnement maximale est estimée à 1 mm, pour l'objet de 24 mm en surface. On constate aussi que l'erreur est maximale à 50% de l'intensité radiométrique maximale et minimale au centre.



**Figure 1.35.** : Images radiométriques théoriques bruitées par un bruit de déplacement.  $n_{dep1}$ , bruit de déplacement calculé pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm  $n_{dep2}$ , bruit de déplacement calculé pour une erreur de positionnement maximale de 2 mm  
 Cas d'un objet cylindrique, rayon  $R=7$  mm, profondeur  $Z=5$  mm, excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .



**Figure 1.36.** : Carte en deux dimensions des erreurs maximales et statistiques, en pourcentage de la valeur maximale radiométrique, provoquées par une erreur de positionnement maximale de 1 mm  
 Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm situé en surface.

Le *tableau 1.4* récapitule les erreurs commises en deux dimensions.

Le bruit de déplacement étant maximal au point où l'intensité radiométrique est égal à 50% de l'intensité maximale, ça implique une perte d'information importante sur le contour de l'objet si ce bruit est trop important étant donné que pour des objets suffisamment gros, ce point correspond au bord de l'objet..

On peut donc se rendre compte que l'erreur de positionnement n'est pas négligeable et qu'elle peut provoquer des erreurs allant jusqu'à 9% de la valeur radiométrique maximale. Il faut au maximum essayer de réduire ce bruit de positionnement en effectuant un déplacement minutieux de la mutisonde sur la surface à étudier. Cependant, compte tenu du fait que le déplacement est manuel, il est impossible d'avoir un positionnement parfait et il y aura toujours une erreur supplémentaire qui s'ajoutera aux mesures. En laboratoire, pour les essais sur bain d'eau, on peut estimer que l'erreur de positionnement n'excédera pas 0.5 mm mais par contre, pour les essais cliniques, suivant la position de l'anomalie sur le sein, l'examen peut s'avérer difficile et l'erreur de positionnement peut très vite augmenter.

Pour diminuer considérablement ce bruit de déplacement, la solution serait l'utilisation d'un robot qui remplacerait la manipulation manuelle.

Notons que le bruit de déplacement n'a pas pu être quantifié en pratique compte tenu de la difficulté de réalisation de l'expérience. Il aurait fallu disposer d'une table ou d'un robot, permettant de réaliser des déplacements très précis de l'ordre du centième de millimètre.

objet (mm)	erreur position maximale	z (mm)	$\Delta T_m$ max		erreur maximale			erreur statistique $n_{dep}$		
			$\Delta T=1^\circ C$	$\Delta T=5^\circ C$	en %	en $^\circ C$		en %	en $^\circ C$	
						$\Delta T=1^\circ C$	$\Delta T=5^\circ C$		$\Delta T=1^\circ C$	$\Delta T=5^\circ C$
D=24	0.5 mm	0	0.89	4.47	4.5	0.040	0.202	2.6	0.023	0.114
		5	0.54	2.69	4.2	0.023	0.113	2.4	0.013	0.065
		10	0.33	1.64	3.8	0.013	0.063	2.2	0.007	0.037
	1 mm	0	0.89	4.47	9.1	0.081	0.405	5.1	0.045	0.228
		5	0.54	2.69	8.4	0.045	0.226	4.9	0.026	0.131
		10	0.33	1.64	7.7	0.025	0.125	4.4	0.015	0.072
	2 mm	0	0.89	4.47	18.4	0.164	0.824	10.3	0.092	0.462
		5	0.54	2.69	17.2	0.093	0.463	9.8	0.053	0.263
		10	0.33	1.64	15.5	0.051	0.254	8.9	0.029	0.145
D=8	0.5 mm	0	0.28	1.39	6.6	0.019	0.092	3.6	0.010	0.050
		5	0.16	0.78	6.1	0.010	0.048	3.4	0.005	0.026
		10	0.08	0.4	5.3	0.004	0.021	3.0	0.002	0.012
	1 mm	0	0.28	1.39	13.3	0.037	0.184	7.2	0.020	0.100
		5	0.16	0.78	12.2	0.020	0.095	6.8	0.011	0.053
		10	0.08	0.4	10.6	0.009	0.043	5.9	0.005	0.024
	2 mm	0	0.28	1.39	27.7	0.078	0.385	14.3	0.040	0.198
		5	0.16	0.78	25.5	0.041	0.199	13.6	0.022	0.106
		10	0.08	0.4	22.0	0.018	0.088	12.3	0.010	0.049

Tableau 1.4 : Récapitulatif en deux dimensions des erreurs maximales et du bruit de déplacement  $n_{dep}$ , en fonction du diamètre de l'objet, de la profondeur de l'objet et de l'erreur maximal de positionnement considérée.

Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24$  mm et d'un cylindre de diamètre  $D=8$  mm, situés en surface, à  $z=5$  mm et à  $z=10$  mm.

### 1.5.2.3. Influence du bruit de déplacement sur la visibilité de l'objet.

Nous avons vu précédemment que le bruit de déplacement  $n_{dep}$  est fonction de la position relative de la sonde par rapport à l'objet thermique, de la taille et de la profondeur de l'objet. Néanmoins, une fois cette erreur évaluée, elle modifie la valeur de la température radiométrique en s'ajoutant ou en se retranchant. Ce bruit est donc un bruit additif qui dépend des caractéristiques géométriques de l'objet thermique. On peut écrire que l'excès de température radiométrique est égal à :

$$\Delta T_m = \Delta T_{m0} + n_{dep}(D, z) + n_{rad} \quad (1.25)$$

avec  $\Delta T_{m0}$  l'excès de température radiométrique mesuré en absence de bruit

$n_{rad}$  le bruit du radiomètre

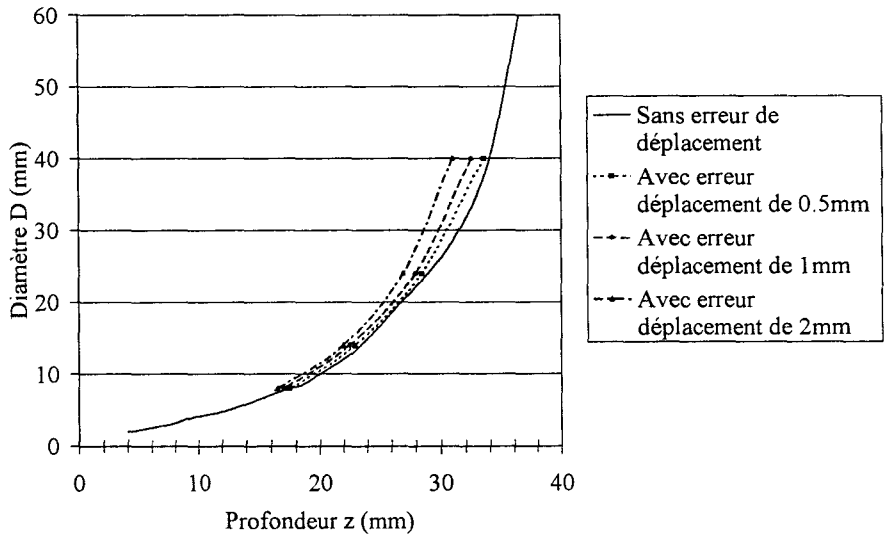
$n_{dep}(D, z)$  le bruit de déplacement dépendant du diamètre D et de la profondeur z de l'objet

Ce bruit, ajouté à la mesure radiométrique, va sans aucun doute diminuer la visibilité de l'objet. L'écart de température minimal réellement décelable est en fait égal à la sensibilité du radiomètre, plus le bruit de déplacement. Il en résulte que la valeur minimale décelable en termes de  $\Delta T_m$  est donc égale à  $\delta T + n_{dep}$ .

Nous allons donc regarder l'influence du bruit de positionnement sur la visibilité de l'objet, dans le cas d'objets cylindriques dans l'eau, pour une sensibilité du radiomètre de 0.1°C. En regardant sur la *figure 1.15*, à partir de quelle profondeur  $\Delta T_m$  devient inférieur à  $\delta T + n_{dep}$ , on peut déterminer les courbes de visibilités qui sont présentées *figure 1.37*.

On constate que comme prévu, la visibilité, au sens détection de la présence d'un objet, a diminuée faiblement et que plus l'erreur de déplacement est grande, plus elle diminue. L'influence de l'erreur de déplacement sur la visibilité est plus importante pour des gros objets car elle est proportionnelle à la température radiométrique maximale.





**Figure 1.37.** : Influence de l'erreur de déplacement sur la visibilité en profondeur d'un objet thermogène de diamètre  $D$ , dans le cas de l'eau.

Cas d'un radiomètre de sensibilité  $\delta T=0.1^\circ\text{C}$  et pour un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$

### 1.5.3. IMAGES ET CONVOLUTION

#### 1.5.3.1. Principe

On a vu que pour réaliser une image pratique, une multisonde est déplacée tous les 5 mm sur la surface à observer. Or, si on considère un problème à une seule dimension et si le système est linéaire alors, le balayage d'une discontinuité par une ouverture qui se déplace devant elle, représente une convolution de l'image à observer par la réponse impulsionnelle  $r(x)$  du système d'exploration [17, 18], qui transforme le signal d'entrée  $e(x)$  par un signal de sortie  $s(x)$  suivant la relation :

$$s(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} e(x') r(x-x') dx' \tag{1.26}$$

$$s(x) = e(x) \otimes r(x)$$

Mathématiquement, une convolution dans le domaine des  $x$  (temps ou espace) correspond à une multiplication dans le domaine fréquentiel  $f$ , d'où :

$$S(f) = E(f) \cdot R(f) \tag{1.27}$$

avec  $S(f)$ ,  $E(f)$ ,  $R(f)$  les transformées de Fourier respectives de  $s(x)$ ,  $e(x)$  et  $r(x)$ .

Dans le cas d'un système linéaire bidimensionnel, le balayage d'une image  $e(x, y)$  par une ouverture bidimensionnelle  $r(x, y)$ , les signaux dans le domaine spatial deviennent des fonctions de deux variables  $x$  et  $y$  et les spectres deviennent des fonctions de deux fréquences spatiales  $u$  et  $v$  :

$$s(x, y) = e(x, y) \otimes r(x, y)$$

$$s(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} e(x', y') r(x - x', y - y') dx' dy' \quad (1.28)$$

$$S(u, v) = E(u, v) \cdot R(u, v)$$

avec  $S(u, v)$ ,  $E(u, v)$ ,  $R(u, v)$  les transformées de Fourier respectives de  $s(x, y)$ ,  $e(x, y)$  et  $r(x, y)$ .

La mesure radiométrique est une combinaison linéaire en trois dimensions du produit des coefficients de couplages par la température physique

$$T_m(x, y, z) = \sum_{x, y, z} C_{ni}(x, y, z) \cdot T(x, y, z) \quad (1.29)$$

Considérant l'évolution des températures radiométriques en champ proche, on passe successivement de mesures ponctuelles (mesure de température uniforme) à un déplacement unidimensionnel (pour caractériser un profil de température) [19] pour aboutir à des mesures bidimensionnelles [16, 20]. Le passage à trois dimensions est difficile pour l'application médicale visée, qui nécessite le contact des sondes à la peau. De plus, les déplacements "multivues" sont difficiles, compte tenu des profondeurs d'investigation. Pour l'application visée, le principe de la tomographie radiométrique n'est pas envisageable pour l'instant.

Dans notre cas, le déplacement de la multisonde sur la surface à observer, revient donc à réaliser une convolution en deux dimensions de la distribution de température du milieu à étudier avec les coefficients de couplage bidimensionnels, associés à la profondeur  $z_0$  de l'objet (cf. figure 1.38) :

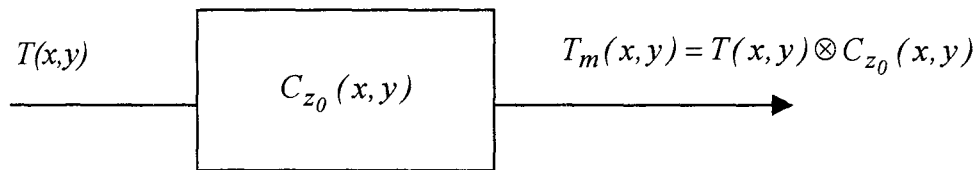
$$T_m(x, y) = T(x, y) \otimes C_{z_0}(x, y)$$

$$T_m(x, y) = \iint T(x', y') C_{z_0}(x - x', y - y') dx' dy' \quad (1.30)$$

Les coefficients  $C_{z_0}(x,y)$ , qui seront présentés dans le paragraphe suivant, représentent la sommation de tous les coefficients de couplage  $C_{ni}(x,y)$  d'une profondeur infinie jusqu'à la profondeur  $z_0$ . Ce qui revient à réaliser une image dans le plan situé à la profondeur  $z_0$  de l'objet dont nous supposons la connaissance à priori.

La représentation fréquentielle de l'équation 1.30. est la suivante :

$$T_m(u,v) = T(u,v).C_{z_0}(u,v) \quad (1.31)$$



**Figure 1.38.** : La température radiométrique  $T_m$  est une convolution en deux dimensions de la distribution de température  $T$  avec les coefficients de couplage  $C_{z_0}$

### 1.5.3.2. Les coefficients $C_z(x,y)$ et leur spectre

Au vue de l'application envisagée et de la profondeur d'investigation de la méthode, on peut considérer que les gradients thermiques, qui sont de formes ramassées, sont semi-infinis (cf. paragraphe 2.5.7) en profondeur. On utilise donc les coefficients  $C_{z_0}(x,y)$  qui représente la sommation de tous les coefficients de couplage normalisés  $C_{ni}(x,y,z)$  d'une profondeur infinie jusqu'à la profondeur  $z_0$  de l'objet thermogène:

$$C_{z_0}(x,y) = \sum_{i=z_0}^{\infty} C_{ni}(x,y,z) \quad (1.32)$$

$C_{z_0}(x,y)$  s'exprime en degré radiométrique pour une surface de  $1 \text{ mm}^2$  et une élévation de température de  $1^\circ\text{C}$ .

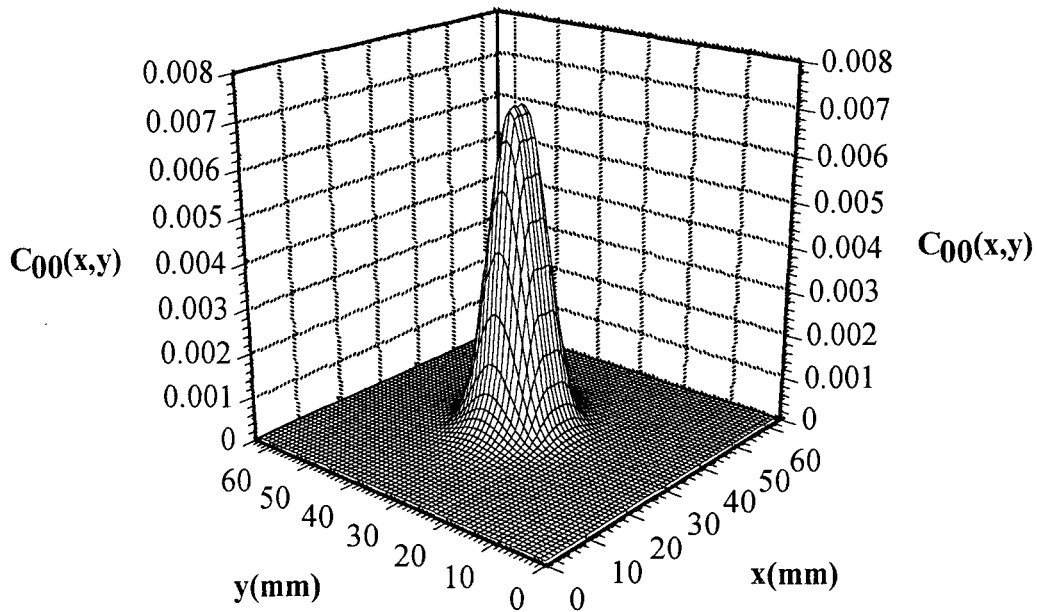
La *figure 1.39* montre les coefficients de couplage en deux dimensions  $C_z(x,y)$  de l'eau, centrés sur le centre de la sonde et pour une surface de  $32 \times 32 \text{ mm}^2$ . La *figure 1.39.a* présente le cas où l'objet thermogène se situe dans l'eau en surface ( $z_0=0 \text{ mm}$ ) et la *figure 1.39.b* le cas où  $z=5 \text{ mm}$ .

On constate que le volume élémentaire situé au centre de la sonde contribue plus au signal radiométrique mesuré qu'un volume élémentaire éloigné du centre de la sonde et dans le cas de milieux à fortes pertes, ces coefficients sont symétriques en  $x$  et en  $y$ .

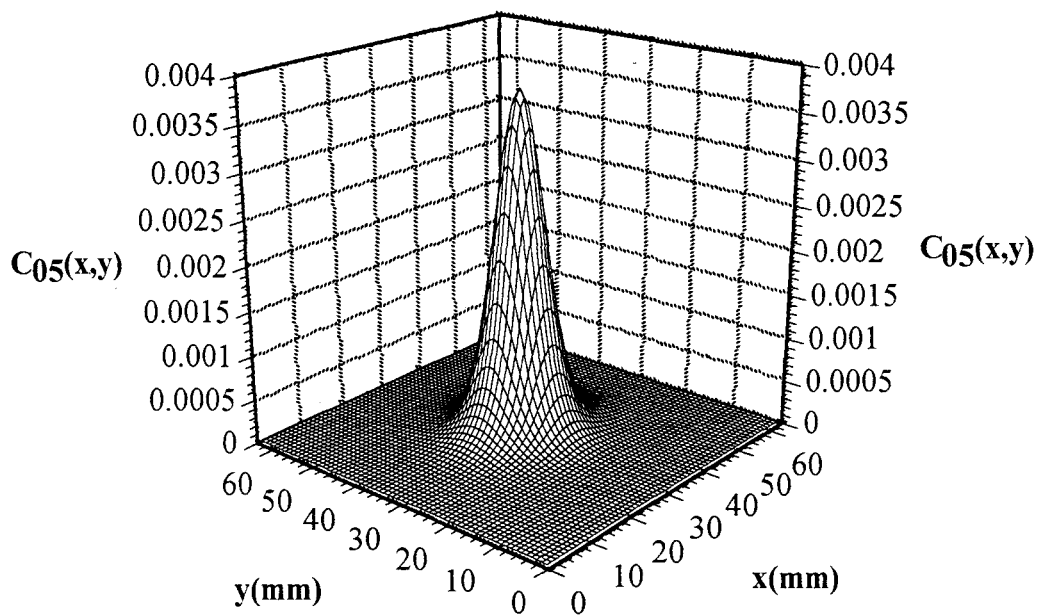
La *figure 1.40*, montre les coupes au centre de la sonde suivant  $ox$  et  $oy$  des coefficients de couplage présentés *figure 1.39*.

Pour effectuer une inversion des signaux radiométriques, on travaille dans le domaine inverse. Il est donc nécessaire de calculer la transformée de Fourier des coefficients  $C_z(x, y)$ .

La *figure 1.41* montre le spectre en fréquence des coefficients de couplage présentés *figure 1.39*.

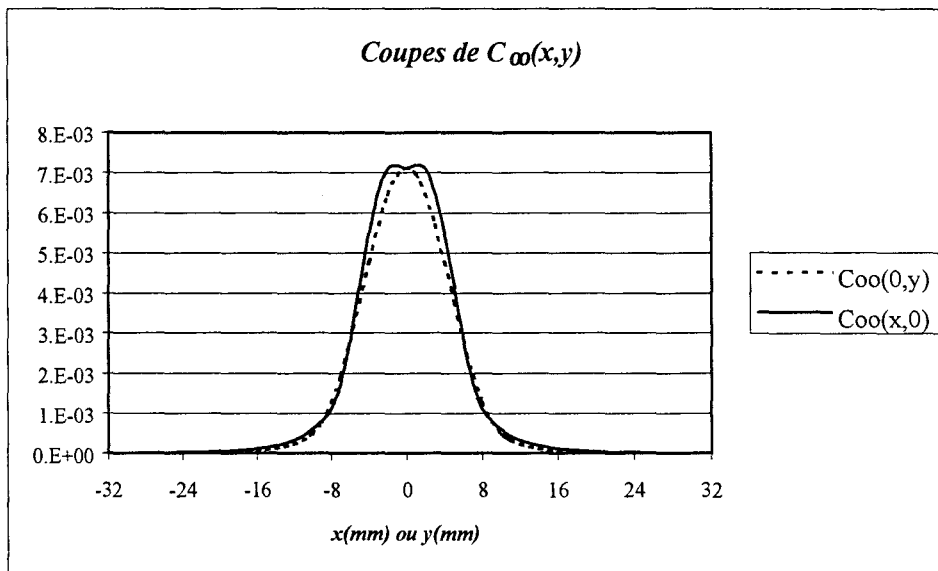


(a) : L'objet thermogène se situe en surface ( $z=00$  mm)

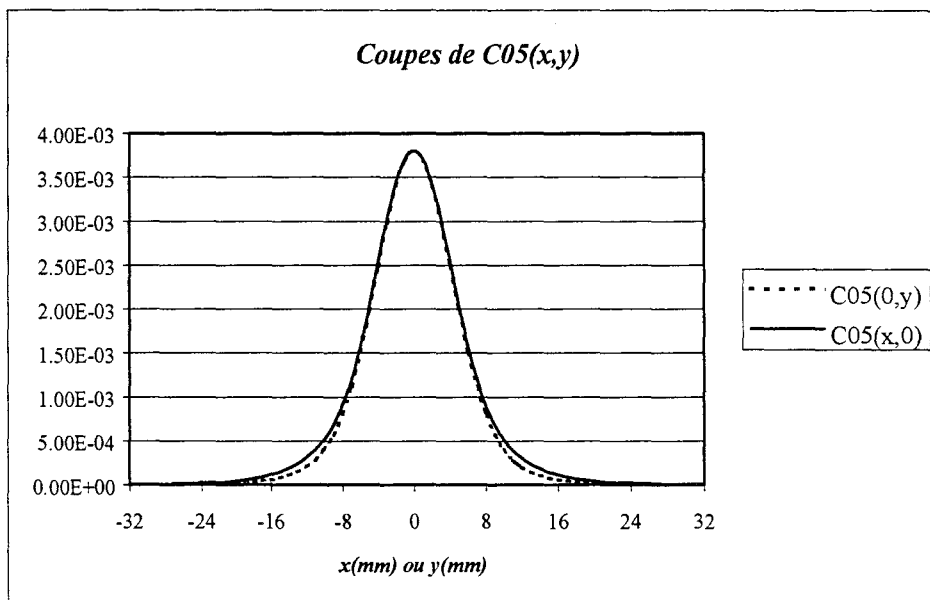


(b) : L'objet thermogène se situe à une profondeur  $z=05$  mm

Figure 1.39. : Coefficients de couplage en trois dimensions  $C_z(x,y)$  dans le cas de l'eau, centrés sur le centre de la sonde et pour une surface de  $64 * 64$  mm<sup>2</sup>

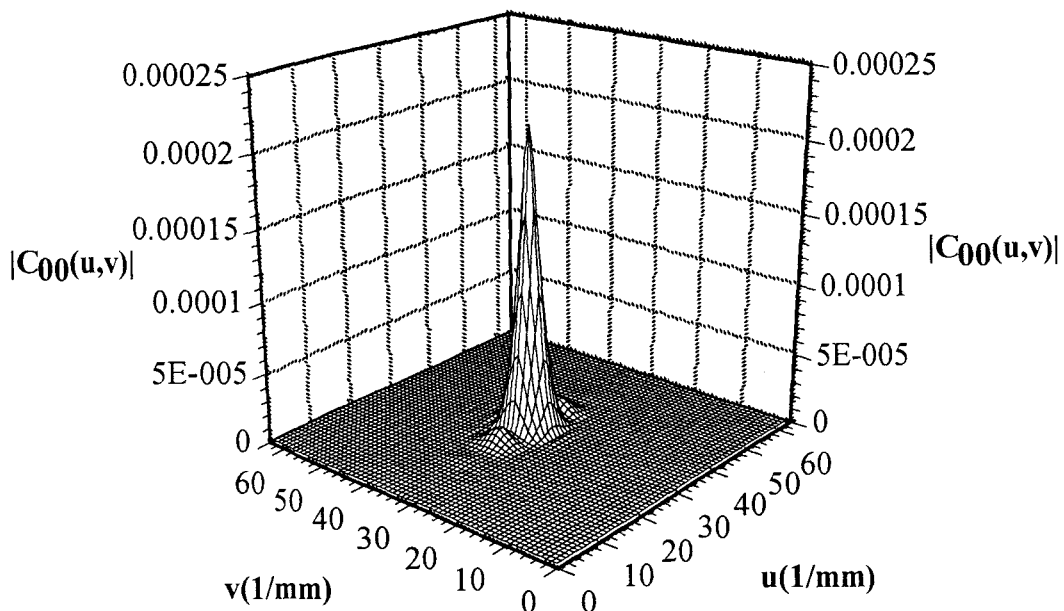


(a) : L'objet thermogène est situé en surface ( $z=0$  mm)

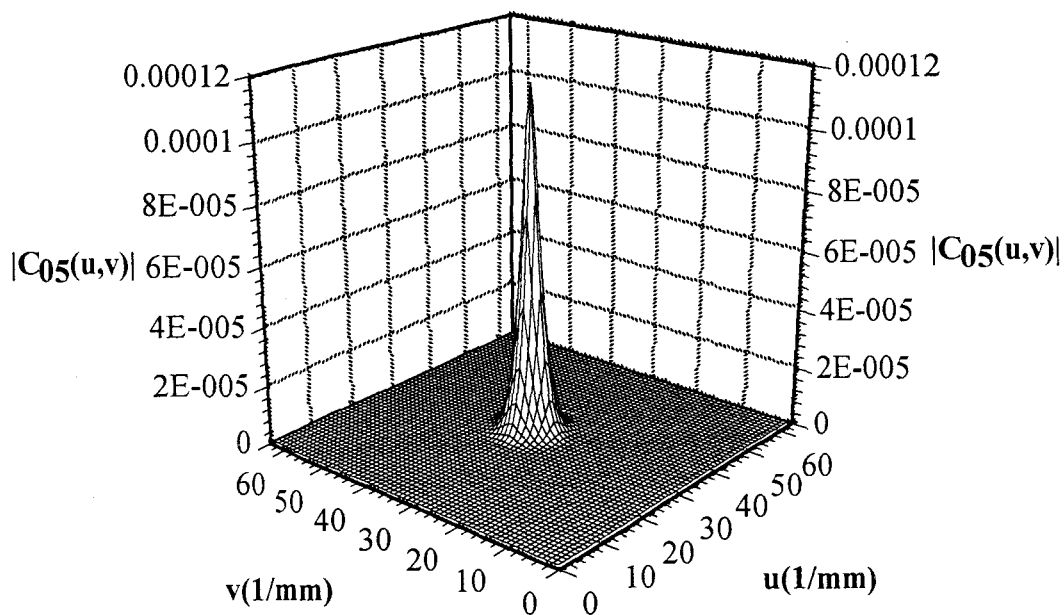


(b) : L'objet thermogène est situé à une profondeur  $z=5$  mm

Figure 1.40. : Coupes au centre de la sonde, suivant  $ox$  et  $oy$ , des coefficients de couplage en trois dimensions  $C_z(x,y)$ , dans le cas de l'eau, présentés figure 1.39.



(a) : L'objet thermogène se situe en surface



(b) : L'objet thermogène se situe à une profondeur  $z=5$  mm

Figure 1.41. : Spectre des coefficients de couplage en trois dimensions  $C_z(x,y)$  dans le cas de l'eau, présentés figure 1.39.

## 1.6. CONCLUSION

Ce chapitre nous a permis de rappeler brièvement le principe de la radiométrie micro-onde, d'introduire la notion de paramètre de couplage et de présenter le prototype d'Imagerie radiométrique Micro-Onde et son informatique associée qui est utilisé pour réaliser l'étude clinique présentée au chapitre 3.

En parallèle avec cette étude clinique, nous travaillons également au développement de la technique radiométrique par inversion des images (cf. chapitre 2) et pour cela, il est important de voir que le fait de déplacer la multisonde sur la surface à étudier pour concevoir une image revient à réaliser une convolution en deux dimensions de la température physique avec les coefficients de couplage liant la sonde au milieu.

Ce chapitre introduit également pour la première fois la notion de bruit de déplacement, induit par le déplacement manuel de la multisonde sur la surface à étudiée et, nous montrons que celui-ci s'exprime en fonction de la température radiométrique et qu'il peut devenir important s'il on n'effectue pas un positionnement de la multisonde le plus précis possible.



## BIBLIOGRAPHIE DU CHAPITRE 1

- [1] G. Bruhat,  
*"Cours de physique générale - thermodynamique"*,  
Masson, 6ième Edition.
- [2] F. T. Ulaby, R. K. Moore, A. K. Fung,  
*"Microwave remote sensing. Active and passive"*,  
vol. 3, Addison - Wesley Publishing company, 1986.
- [3] A. Mamouni,  
*"Radiométrie hyperfréquence, application à la mesure atraumatique de la température au sein des tissus vivants"*,  
Thèse 3<sup>ième</sup> cycle, lille, Novembre 1979.
- [4] A. Mamouni, Y. Leroy, B. Bocquet, J.C. Van De Velde, P. Gelin,  
*"Computation of Near-Field Microwave Radiometric signals: Definition and Experimental verification"*,  
IEEE Trans. on Microwave Theory and Tech., vol. 39, n°1, pp. 124-132, 1991.
- [5] B. Bocquet, P. Dehour, A. Mamouni, J.C. Van De Velde, Y. Leroy,  
*"Near Field Microwave Radiometric weighing functions for multilayered materials"*,  
Journal of Electromagnetic Waves Applications, vol. 7, n°11, 1993.
- [6] K. Ridaoui,  
*"Contribution à l'étude du couplage électromagnétique guide d'onde – milieu dissipatif. Extension aux milieux hétérogènes. Application à l'imagerie radiométrique micro-onde"*,  
Thèse de l'Université, lille, Juin 1998.
- [7] L. Enel., J.C. Van De Velde, A. Mamouni, M. Hochedez,  
*"Thermographie micro-onde multisonde fonctionnant à deux fréquences."*,  
Innov. Tech. Biol. Med., Vol. 6, n° 5, 1985.
- [8] M. Robillard,  
*"Contribution à l'étude des sondes et à la reconnaissance d'objets thermiques par thermographie microonde (TMO)"*,  
Thèse 3<sup>ème</sup> cycle, Lille, Novembre 1981.

- [9] M. Robillard,  
*"Profondeur de pénétration et résolution spatiale de sondes atraumatiques utilisées en microondes"*,  
Proc. URSI Sympo., ondes electro. et biol., Jouy en Josas, Juillet 1980.
- [10] A. Mamouni, F. Bliot, Y. Leroy, Y. Moschetto,  
*"A modified radiometer for temperature and microwave properties measurements of biological substances"*,  
E.M.C., Copenhagen, pp. 703-707, 1977.
- [11] S. Mouty,  
*"Contribution aux perfectionnements de l'Imagerie radiométrique Micro-Onde"*,  
DEA, Lille, juin 1995.
- [12] F. T. Ulaby, R. K. Moore, A. K. Fung,  
*"Microwave remote sensing. Active and passive"*,  
vol. 3, Addison - Wesley Publishing company, 1986.
- [13] D. V. Land, A. M. Campell,  
*"A quick accurate method for measuring the microwave dielectric properties of small tissues samples"*,  
phys. Med. Biol., vol. 37, n° 1, pp. 183-192, 1992.
- [14] M. A. Stuckly, S. S. Stuckly,  
*"Dielectric properties of biological substances - tabulated"*,  
Journal of microwave power, 15(1), 1980.
- [15] K. Kafadar,  
*"Gaussian white-noise generation for digital signal synthesis"*,  
IEEE Trans. On Instrumentation and measurement, vol. 35, n°4, pp. 492-495, 1986.
- [16] B. Bocquet,  
*"Contribution à l'exploitation de la radiométrie microonde. Imagerie thermique; Applications en cancérologie. Thermométrie en volume"*,  
Thèse d'université, Lille, 1989.
- [17] A. Marion,  
*"Introduction aux techniques de traitement d'images"*,  
Eyrolles, Paris, 1987.

- [18] W. K. Pratt,  
*"Digital image processing"*,  
J. Wiley & Sons, New York, 1978.
- [19] Y. Leroy, A. Mamouni, S. Moschetto, J. P. Sozanski,  
*"Imagerie thermique hyperfréquence à 9 GHz"*,  
Conférences Ondes Electromagnétique et biologie Jouy en Josas, 1980.
- [20] L. Enel, Y. Leroy, J. C. Van De Velde, A. Mamouni,  
*"Improved recognition of thermal structures by microwave radiometry"*,  
Electronics letters, Vol. 20, pp. 293-294, mars 1984.

## CHAPITRE 2

### *INVERSION DES SIGNAUX RADIOMETRIQUES*

## CHAPITRE 2

### INVERSION DES SIGNAUX RADIOMETRIQUES

Nous avons vu dans le premier chapitre que la température radiométrique mesurée dépend des coefficients de couplage liant la sonde au milieu à étudier. Le problème à résoudre est de retrouver les caractéristiques géométriques (taille et profondeur) et de température d'objets thermiques de forme ramassée. Une mesure radiométrique est capable de rendre compte de l'ensemble de ces caractéristiques mais cependant, deux paramètres doivent au moins être connus pour pouvoir déterminer le troisième. Nous sommes en présence d'un "problème inverse" [1] où les grandeurs physiques mesurées sont reliées aux grandeurs à caractériser (ici, la température, la taille et la profondeur de l'objet thermogène) par la fonction d'appareil du système de mesures (les coefficients de couplage). Ce problème est "mal posé" pour deux raisons: la solution n'est pas unique et une faible variation de l'entrée entraîne une grande variation de la solution.

La procédure courante pour résoudre ce genre de problèmes est d'utiliser des radiomètres multifréquences, initialisés par les applications en télédétection [2]. C'est aussi cette approche qui est utilisée en radiométrie en champs proche par plusieurs auteurs. L'équipe de Mizushina, de l'Université de Shizuoka [3, 4, 5], travaille sur la reconstruction d'un profil de température unidimensionnel en profondeur, avec l'utilisation de cinq radiomètres, optimisés en terme de sensibilité, fonctionnant à cinq fréquences et connectés à une seule sonde. L'équipe du professeur F. Bardati, de l'Université de Rome [6, 7, 8], travaille quant à elle sur la reconstruction d'un profil de température bidimensionnel avec l'utilisation d'une radiométrie à quatre fréquences avec des sondes placées à différentes positions.

Au sein de l'équipe, des travaux antérieurs [9] ont montré qu'un système d'imagerie travaillant à la fréquence où il existe un bon compromis entre résolution spatiale et profondeur d'investigation, permet de retrouver des caractéristiques de taille, levant ainsi l'indétermination d'un des paramètres précitées. En fait, la synthèse d'une image correspond à une convolution

spatiale des coefficients de couplage avec la température physique du milieu sous investigation [10].

Un des moyens pour retrouver les caractéristiques des objets étudiés est de réaliser l'inversion des images et pour cela, on utilise le principe de déconvolution [10, 11] en connaissant à priori la valeur des coefficients de couplage à la profondeur de l'objet. Notons aussi que les mesures radiométriques ont un niveau de bruit important qui nécessite d'utiliser une régularisation pour obtenir la stabilité des solutions [12].

Une première méthode d'inversion a consisté à utiliser une déconvolution associée à un filtre de Wiener [10, 11, 13]. Nous verrons les résultats obtenus avec cette méthode ainsi que ses limitations.

Désirant disposer d'une méthode plus robuste, utilisable en pratique, une deuxième méthode a été développée : elle consiste en l'utilisation d'une méthode de régularisation dans le domaine spatial. Une extraction de contour d'objets de formes quelconques a aussi été faite en utilisant un filtre de Deriche.

## 2.1. IMAGE THEORIQUE SANS BRUIT ET DECONVOLUTION

L'image radiométrique, qui est une représentation bidimensionnelle des températures radiométriques  $T_m$ , donne dans le domaine fréquentiel une multiplication du spectre des températures physiques  $T$  par le spectre des coefficients de couplage  $C_z$ :

$$T_m(u, v) = T(u, v) \cdot C_z(u, v) \quad (2.1)$$

avec  $u$  et  $v$ , les fréquences spatiales.

$T_m(u, v)$  la transformée de Fourier des températures radiométriques mesurées.

$C_z(x, y)$  la transformée de Fourier des coefficients de couplage normalisés sommés de l'infini jusqu'à la profondeur  $z$ .

$T(u, v)$  la transformée de Fourier de la distribution de la température réelle.

En absence de bruit, pour réaliser une inversion des signaux radiométriques, on utilise une simple déconvolution:

$$T(u, v) = \frac{T_m(u, v)}{C_z(u, v)} \quad (2.2)$$

La distribution de température  $T(x,y)$  s'obtient ensuite par une simple transformée de Fourier inverse de  $T(u,v)$ .

Les *figure 2.1.* à *2.3.* montrent des exemples de déconvolution d'images théoriques sans bruit pour des objets thermogènes situés à une profondeur  $z=10$  mm, présentant un excès de température  $\Delta T= 5^\circ\text{C}$  par rapport à  $T_0 = 35^\circ\text{C}$ .

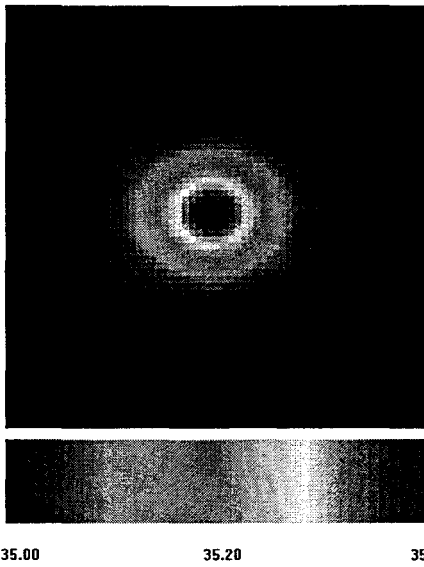
Les résultats sont présentés de la manière suivante:

- la *figure a* représente en pseudo couleur les températures radiométriques  $\Delta T_m(x,y)$  calculées.
- la *figure b* représente en 3 dimensions le spectre des températures radiométriques  $\Delta T_m(u,v)$  dans le domaine des fréquences spatiales.
- la *figure c* représente en 3 dimensions le spectre des températures physiques retrouvées  $\Delta T(u,v)$  après déconvolution, dans le domaine des fréquences spatiales.
- la *figure d* représente en pseudo couleur les températures physiques retrouvées  $\Delta T(x,y)$  après déconvolution.

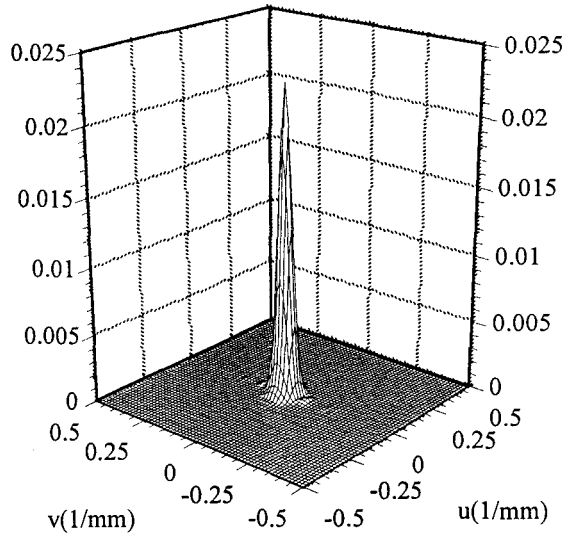
La *figure 2.1* montre l'exemple d'un objet thermogène cylindrique de diamètre  $D=8$  mm.

Les *figures 2.2* et *2.3* traitent la déconvolution théorique sans bruit d'objets non cylindriques, respectivement, un arc de cercle de rayon  $R=14$  mm et un carré de coté  $C=14$  mm.

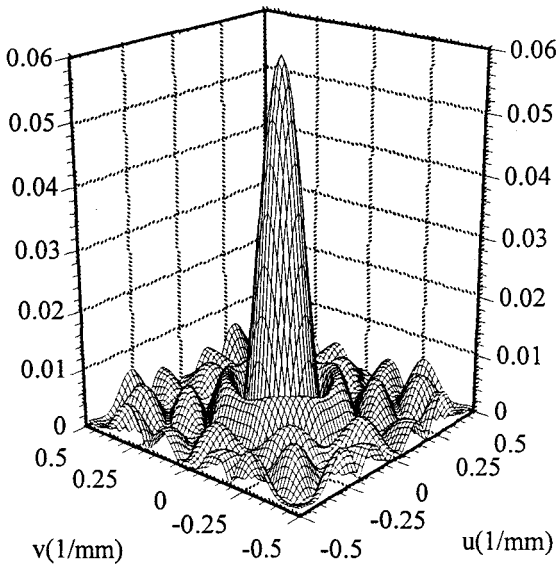
On peut constater que les images brutes radiométriques ne peuvent pas nous renseigner sur la forme des objets.



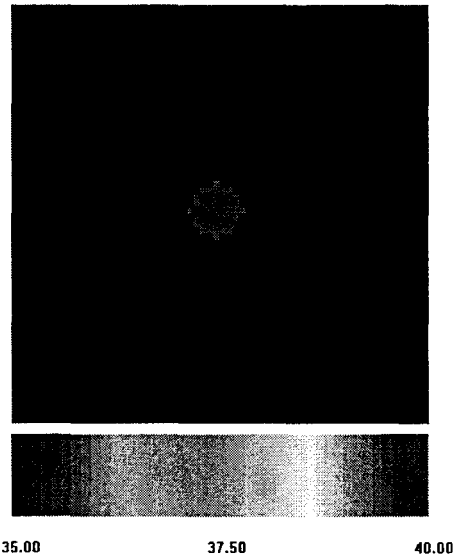
(a) Mesures radiométriques  
 $T_m(x,y)$



(b) Spectre des mesures radiométriques  
 $\Delta T_m(u,v)$



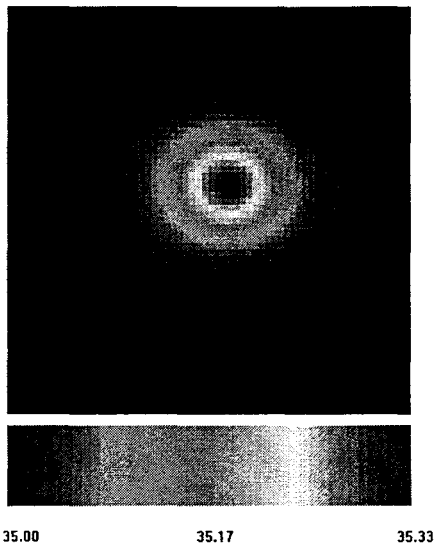
(c) Spectre des températures physiques  
retrouvées  
 $\hat{T}(u,v)$



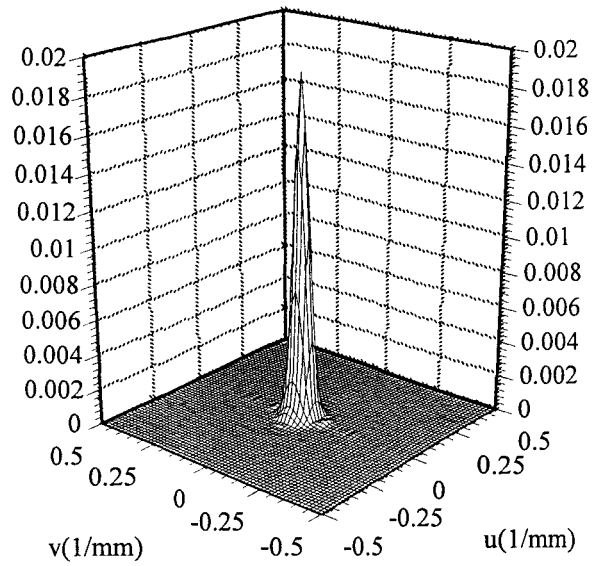
(d) Températures physiques retrouvées  
 $\hat{T}(x,y)$

**Figure 2.1.** : Cas d'un objet cylindrique  
Déconvolution sans bruit théorique d'un objet thermogène plongé dans l'eau,  
Diamètre  $D=8$  mm, profondeur  $z=10$  mm, excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

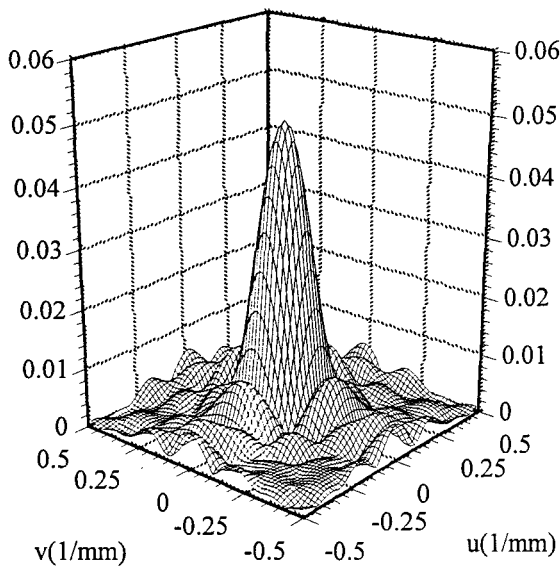




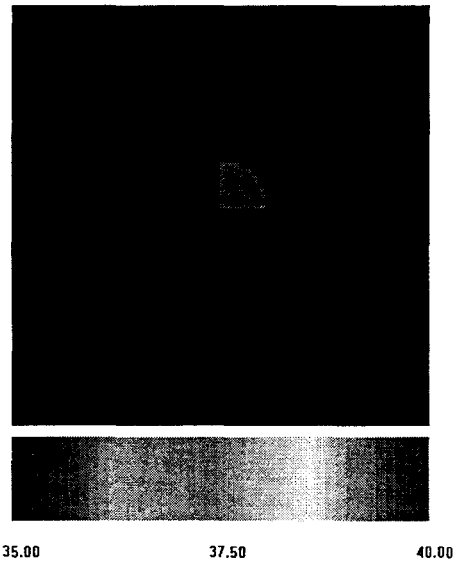
(a) Mesures radiométriques  
 $T_m(x,y)$



(b) Spectre des mesures radiométriques  
 $\Delta T_m(u,v)$

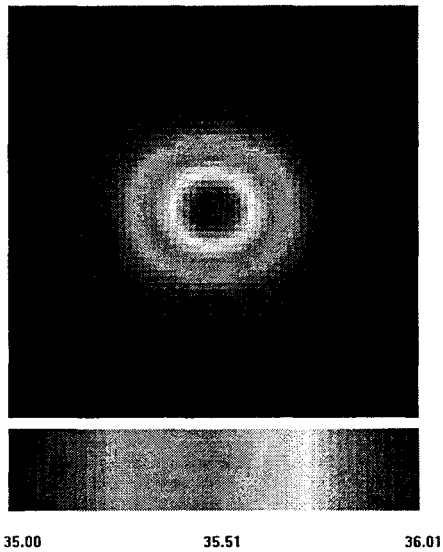


(c) Spectre des températures physiques retrouvées  
 $\hat{\Delta T}(u,v)$

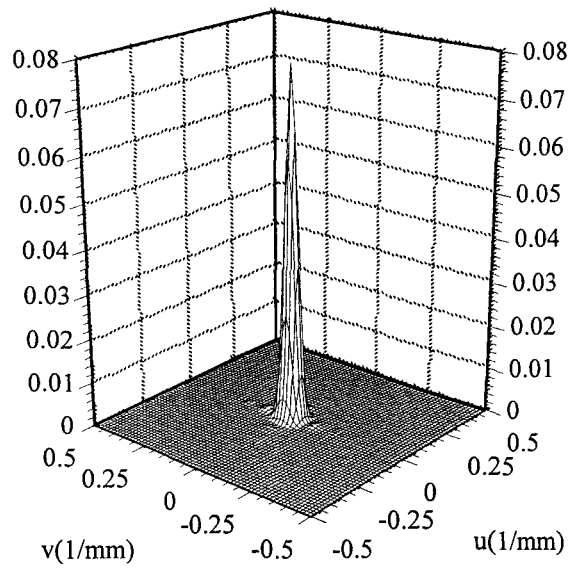


(d) Températures physiques retrouvées  
 $\hat{T}(x,y)$

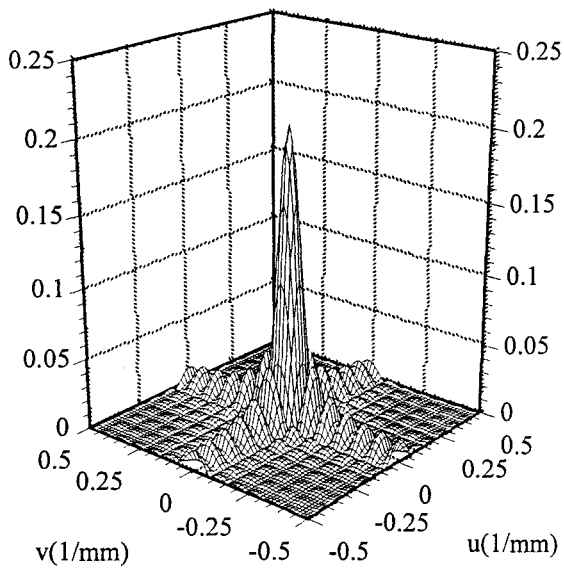
**Figure 2.2. :** Cas d'un objet en arc de cercle  
Déconvolution sans bruit théorique d'un objet thermogène plongé dans l'eau,  
Rayon  $R=8$  mm, profondeur  $z=10$  mm, excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .



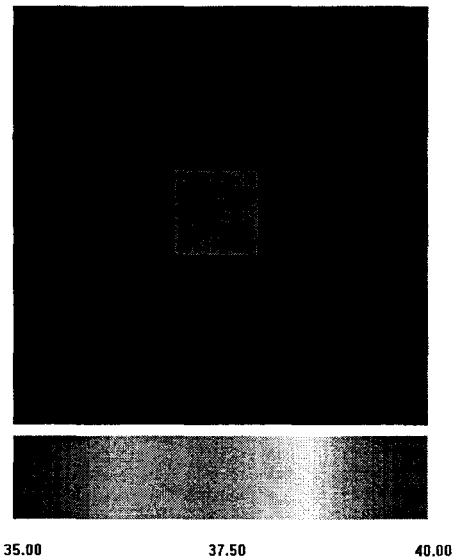
(a) Mesures radiométriques  
 $T_m(x,y)$



(b) Spectre des mesures radiométriques  
 $\Delta T_m(u,v)$



(c) Spectre des températures physiques retrouvées  
 $\hat{\Delta T}(u,v)$



(d) Températures physiques retrouvées  
 $\hat{T}(x,y)$

**Figure 2.3. :** Cas d'un objet carré  
Déconvolution sans bruit théorique d'un objet thermogène plongé dans l'eau,  
Côté  $C=14$  mm, profondeur  $z=10$  mm, excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

## 2.2. RESTAURATION D'IMAGES BRUTEES PAR FILTRAGE INVERSE

Rappelons que nous réalisons des images bruitées en théorie et en pratique.

Une image théorique bruitée est calculée tous les millimètres à partir des coefficients de couplage normalisés et du gradient de température  $\Delta T$  selon l'équation:

$$\Delta T_m = \sum_{i=0}^{\infty} C_{ni} \Delta T_i \quad (2.3)$$

Le bruit est également calculé théoriquement et ajouté aux valeurs de  $\Delta T_m$  simulées.

En pratique, on réalise une mesure tous les cinq millimètres en déplaçant la multisonde six fois horizontalement et quatre fois verticalement puis on effectue une interpolation entre les différents points de mesure afin d'obtenir une mesure tous les millimètres. On obtient ainsi une "image pratique" bruitée.

Il a été montré dans le chapitre 1, paragraphe 1.5.3., que sans bruit, le signal radiométrique mesuré résulte d'une convolution en 2 dimensions de la température physique par les coefficients de couplage. Or, en pratique, lors de l'acquisition des différents points de mesure, un bruit de mesure blanc gaussien additif vient s'ajouter au signal radiométrique mesuré (cf. *figure 2.4*). On obtient donc le signal radiométrique suivant:

$$T_m(x, y) = T(x, y) \otimes C_z(x, y) + n(x, y) \quad (2.4)$$

Où  $n(x, y)$  est le bruit de mesure.

Ce qui donne en fréquence :

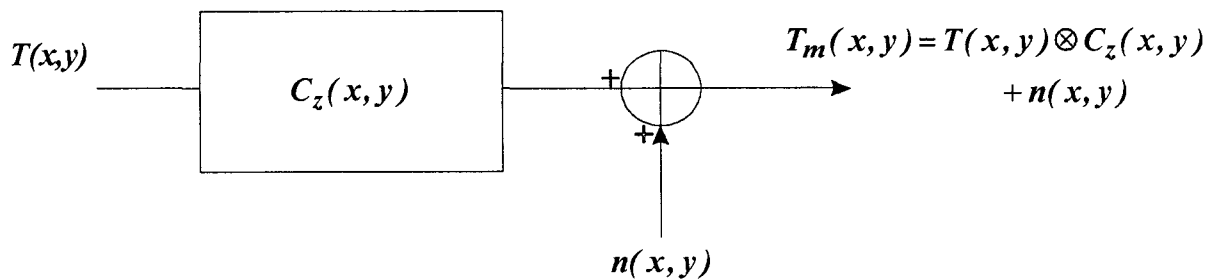
$$T_m(u, v) = T(u, v) \cdot C_z(u, v) + N(u, v) \quad (2.5)$$

Où  $N(u, v)$  est la transformée de Fourier du bruit de mesure.

La première approche de l'inversion est d'utiliser une déconvolution brutale des données radiométriques, c'est à dire d'utiliser le filtre inverse qui comme son nom l'indique utilise l'inverse de la fonction de transfert de la dégradation.

Le spectre de l'image restaurée devient donc :

$$\hat{\Delta T}(u, v) = \frac{\Delta T_m(u, v)}{C_z(u, v)} = \Delta T(u, v) + \frac{N(u, v)}{C_z(u, v)} \quad (2.6)$$

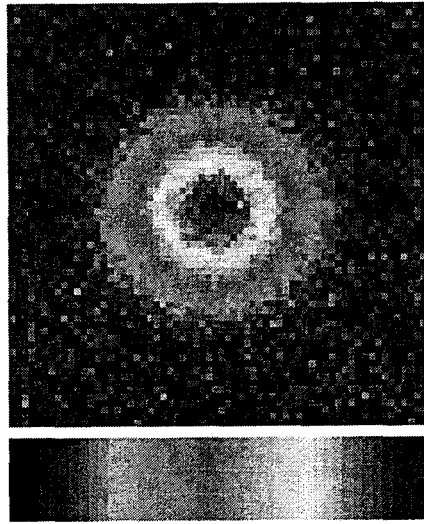


**Figure 2.4 :** La température radiométrique  $T_m$  mesurée est une convolution en deux dimensions de la distribution de température  $T$  avec les coefficients de couplage  $C_z$ , à laquelle s'ajoute un bruit de mesure  $n$

il apparaît alors des erreurs de reconstruction dont la valeur peut devenir très grande. On est en fait ici en présence d'un "problème mal posé" où une faible variation des données radiométriques entraîne une instabilité de l'image reconstruite [14]. Des divergences peuvent apparaître pour deux raisons: d'une part, le spectre des  $C_z(u,v)$  fait apparaître des valeurs proches de zéro pour certaines fréquences et d'autre part, lorsque à la fois  $C_z(u,v)$  et  $\Delta T_m(u,v)$  sont petits dans les hautes fréquences du spectre, la qualité de l'image restaurée devient sévèrement dégradée [15].

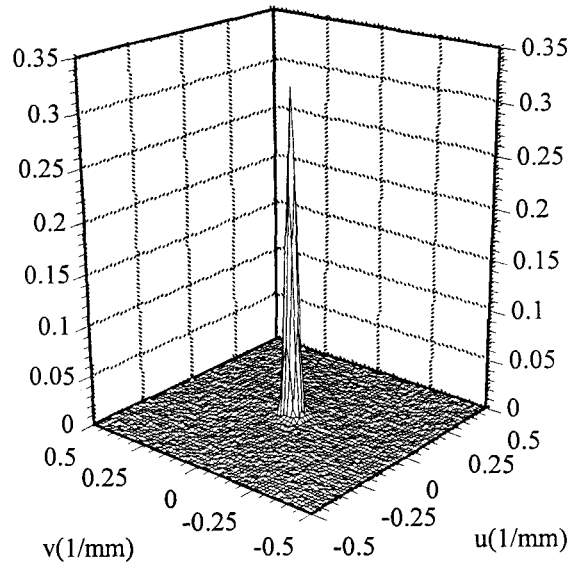
La figure 2.5. montre l'exemple d'une déconvolution brutale sur une image théorique bruitée. Il s'agit d'un objet de diamètre  $D=24$  mm situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

Il n'est pas surprenant que le filtre inverse donne des résultats décevants en présence de bruit car la conception même du filtre l'ignore. Pour améliorer la qualité de la restauration, il est nécessaire d'ajouter un filtrage. Le filtre de Wiener, qui nécessite une information statistique du bruit à priori, semble dans un premier temps bien adapté à notre situation.

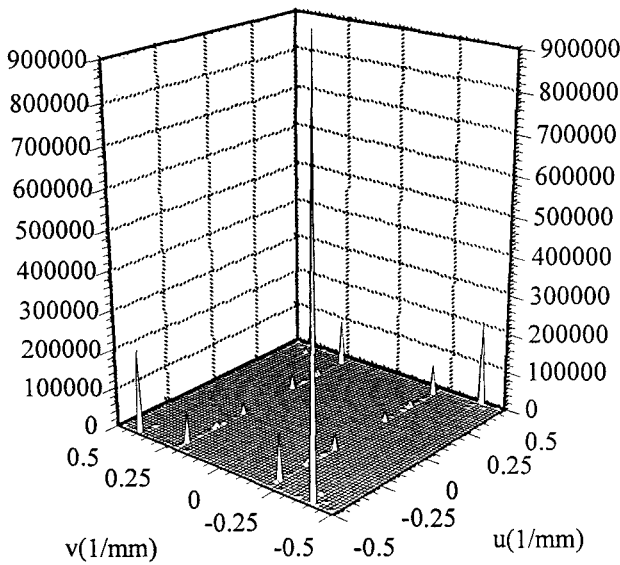


34.66 36.32 37.97

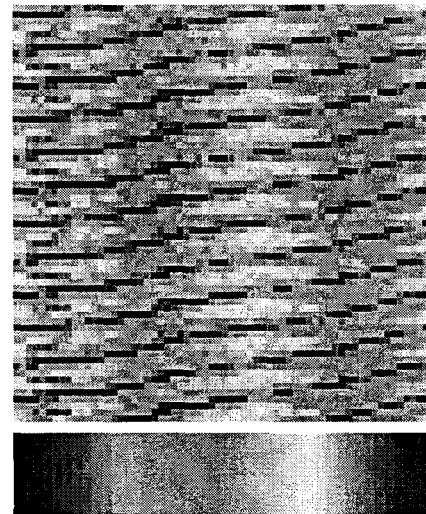
(a) Mesures radiométriques  
 $T_m(x,y)$



(b) Spectre des mesures radiométriques  
 $\Delta T_m(u,v)$



(c) Spectre des températures physiques  
retrouvées  
 $\hat{\Delta T}(u,v)$



36.67 1356.77 2676.87

(d) Températures physiques retrouvées  
 $\hat{T}(x,y)$

**Figure 2.5.** : Déconvolution théorique par filtrage inverse d'un objet thermogène plongé dans l'eau, avec un bruit de mesure de  $0.1^\circ\text{C}$ .

Cas d'un cylindre de diamètre  $D=24\text{ mm}$ , à une profondeur  $z=5\text{ mm}$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

## 2.3. RESTAURATION D'IMAGES PAR DECONVOLUTION ET FILTRAGE DE WIENER

### 2.3.1. PRINCIPE

Prenons le cas général d'une image  $f_e(x, y)$ , dégradée par un système dont la fonction de transfert est  $h_d(x, y)$ . La figure 2.6 donne le schéma bloc du principe de restauration par filtrage [13, 16]. L'image observée  $f_0(x, y)$  résulte d'une convolution entre l'image d'entrée idéale  $f_e(x, y)$  et la fonction d'appareil du système  $h_d(x, y)$ :

$$f_0(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f_e(x', y') h_d(x - x', y - y') dx' dy' + n(x, y) \quad (2.7)$$

ou encore :

$$f_0(x, y) = f_e(x, y) \otimes h_d(x, y) + n(x, y) \quad (2.8)$$

L'image observée  $f_0(x, y)$  est entachée d'un bruit blanc additif  $n(x, y)$ , non corrélé avec l'image idéale. Le principe de la restauration consiste à définir la fonction de transfert  $h_r(x, y)$  du filtre linéaire, de manière à trouver une estimée  $\hat{f}_e(x, y)$  la plus proche possible de l'image idéale  $f_e(x, y)$ :

$$\hat{f}_e(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f_0(x', y') h_r(x - x', y - y') dx' dy' \quad (2.9)$$

ou encore :

$$\hat{f}_e(x, y) = f_0(x, y) \otimes h_r(x, y) \quad (2.10)$$

En substituant l'équation (2.8) dans l'équation (2.10), on obtient :

$$\hat{f}_e(x, y) = [f_e(x, y) \otimes h_d(x, y) + n(x, y)] \otimes h_r(x, y) \quad (2.11)$$

Dans le domaine fréquentiel, on a donc :

$$\hat{F}_e(u, v) = [F_e(u, v) \cdot H_d(u, v) + N(u, v)] \cdot H_r(u, v) \quad (2.12)$$

avec  $\hat{F}_e(u,v)$ ,  $F_e(u,v)$ ,  $H_d(u,v)$ ,  $H_r(u,v)$  et  $N(u,v)$ , les transformées de Fourier respectives de  $\hat{f}_e(x,y)$ ,  $f_e(x,y)$ ,  $h_d(x,y)$ ,  $h_r(x,y)$ ,  $n(x,y)$

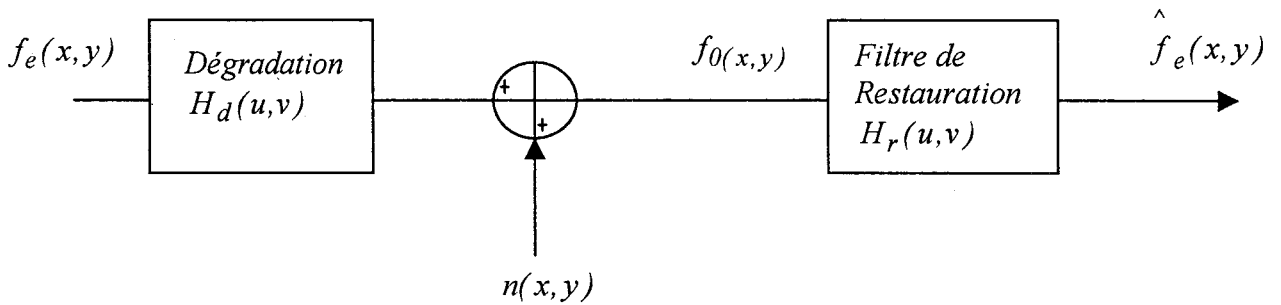


Figure 2.6. : Schéma bloc du principe de la restauration par filtrage.

Le filtre de Wiener [10, 11, 13] est basé sur la méthode d'estimation par les moindres carrés. Il consiste à fournir une meilleure estimée de l'image d'entrée en minimisant l'erreur de restauration par les moindres carrés, c'est à dire en minimisant l'erreur quadratique moyenne entre l'image idéale  $f_e(x,y)$  et son estimée  $\hat{f}_e(x,y)$ :

$$\mathcal{E} = E \left\{ \left[ f_e(x,y) - \hat{f}_e(x,y) \right]^2 \right\} \quad (2.13)$$

L'approche qui est généralement utilisée est l'emploi du principe d'orthogonalité qui impose deux conditions nécessaires et suffisantes pour satisfaire la minimisation:

- L'espérance mathématique de l'image estimée doit être égale à l'espérance mathématique de l'image réelle.
- L'erreur de restauration doit être orthogonale à l'image observée:

$$E \left\{ \left[ f_e(x,y) - \hat{f}_e(x,y) \right] f_0(x',y') \right\} = 0 \quad (2.14)$$

La fonction de transfert du filtre de Wiener en est déduite et son expression est la suivante:

$$H_r(u, v) = \frac{H_d^*(u, v)}{|H_d(u, v)|^2 + \frac{W_N(u, v)}{W_{F_e}(u, v)}} \quad (2.15)$$

Avec  $W_{F_e}(u, v)$  la densité spectrale de l'image idéale et  $W_N(u, v)$  la densité spectrale du bruit.

Différentes versions du filtre de Wiener ont été développées par différents auteurs pour la restauration d'images. Cole [17] a introduit un filtre de moyenne géométrique défini par la fonction de transfert:

$$H_r(u, v) = [H_d(u, v)]^{-s} \left[ \frac{H_d^*(u, v)}{|H_d(u, v)|^2 + \frac{W_N(u, v)}{W_{F_e}(u, v)}} \right]^{(1-s)} \quad (2.16)$$

avec  $s$ , un paramètre positif.

Il est à noter que si  $s=0$ , on retrouve le filtre de Wiener et si  $s=1/2$ , on retrouve le filtre de restauration du spectre de puissance de l'image proposé également par Cole [13, 17].

R. Hunt [18] a développé un autre filtre paramétrique basé sur le filtre de Wiener, portant le nom de filtre paramétrique de Wiener et basé sur la méthode des moindres carrés sous contrainte [19] dont la fonction de transfert est :

$$H_r(u, v) = \frac{H_d^*(u, v)}{|H_d(u, v)|^2 + \beta \cdot |W(u, v)|^2} \quad (2.17)$$

Le paramètre  $\beta$  est obtenu par itération jusqu'à obtention de la solution la plus satisfaisante et  $|W(u, v)|^2$  est égal à l'inverse du spectre du rapport signal sur bruit d'où:

$$H_r(u, v) = \frac{H_d^*(u, v)}{|H_d(u, v)|^2 + \beta \left( \frac{W_N(u, v)}{W_{F_e}(u, v)} \right)} \quad (2.18)$$

Ce filtre permet dans une certaine mesure de supprimer la connaissance à priori de la densité spectrale de l'image idéale [18, 20]. Celle-ci est dans un premier temps fixée à une certaine valeur, puis le paramètre  $\beta$  est ajusté pour obtenir la solution la plus satisfaisante.



### 2.3.2. APPLICATION AUX IMAGES RADIOMETRIQUES BRUTEES

Nous avons vu précédemment que le signal mesuré dont nous disposons est le signal radiométrique  $\Delta T_m(x, y)$  qui résulte d'une convolution en deux dimensions de la distribution de température physique  $\Delta T(x, y)$  avec la fonction d'appareil qui est représentée par les coefficients de couplage  $C_z(x, y)$ . Nous avons donc essayé d'appliquer le filtre Wiener aux images radiométriques bruitées [21]

Par analogie avec le schéma bloc de la *figure 2.6*, l'inversion des données radiométriques obtenues par déconvolution et filtrage de Wiener, répond au modèle de la *figure 2.7*, avec:

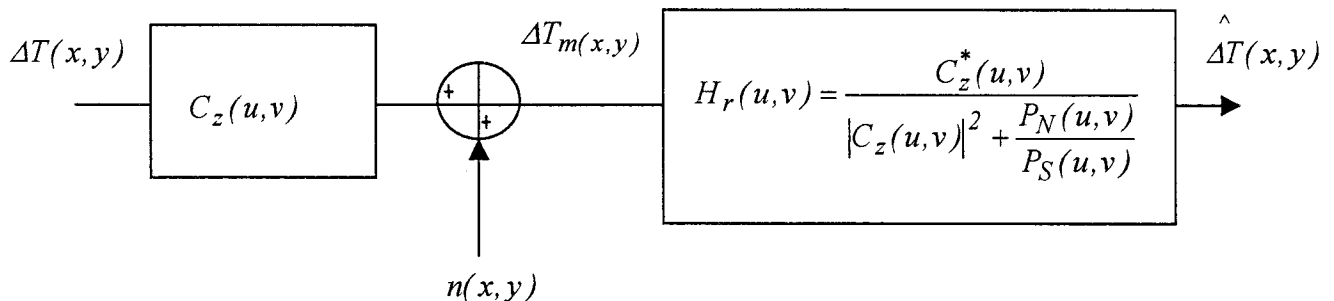
$$H_d(u, v) = C_z(u, v)$$

$$\text{et } H_r(u, v) = \frac{C_z^*(u, v)}{|C_z(u, v)|^2 + \frac{P_N(u, v)}{P_S(u, v)}} \quad (2.19)$$

où  $P_S(u, v)$  est la densité spectrale des températures physiques et  $P_N(u, v)$ , la densité spectrale du bruit.

L'estimation de la distribution de température physique est donnée par la relation :

$$\hat{\Delta T}(u, v) = \frac{C_z^*(u, v)}{|C_z(u, v)|^2 + \frac{P_N(u, v)}{P_S(u, v)}} \cdot \Delta T_m(u, v) \quad (2.20)$$



*Figure 2.7. : Schéma bloc de l'inversion des données radiométriques par déconvolution et filtrage de Wiener.*

La difficulté de ce filtre réside dans le fait qu'il nécessite la connaissance à priori des caractéristiques statistiques d'ordre 2 du signal initial et du bruit.

Le bruit ajouté à nos mesures est un bruit blanc gaussien d'écart type  $\sigma_N = 0.1^\circ C$ . Sa puissance spectrale  $P_N$  est donc connue et égale au carré de son écart type soit  $P_N = \sigma_N^2$ . Concernant la puissance spectrale des températures physiques, on ne la connaît pas et en première approximation, on l'a supposée unitaire. Cependant, lorsque l'on essaie de déconvoluer une image radiométrique bruitée en prenant  $P_S = 1$ , on observe des divergences dans les hautes fréquences du spectre.

Ne connaissant pas  $P_S$ , nous avons donc été obligé d'utiliser le filtre paramétrique de Wiener dont la fonction de transfert devient:

$$H_r(u, v) = \frac{C_z^*(u, v)}{|C_z(u, v)|^2 + \beta \left( \frac{P_N}{P_S} \right)} \quad (2.21)$$

$$\text{et } \hat{\Delta T}(u, v) = \frac{C_z^*(u, v)}{|C_z(u, v)|^2 + \beta \left( \frac{P_N}{P_S} \right)} \cdot \Delta T_m(u, v) \quad (2.22)$$

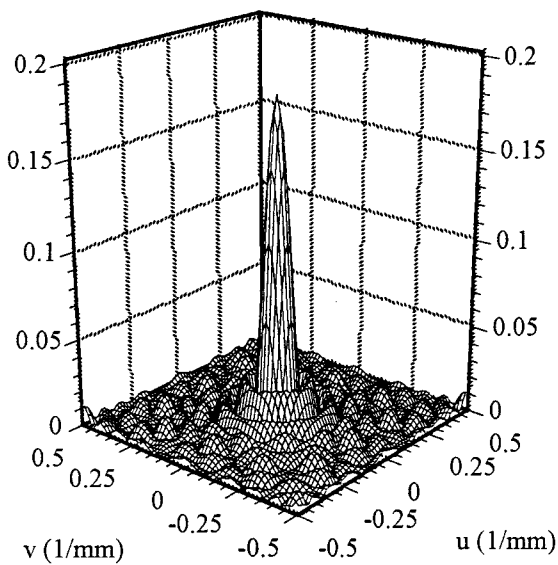
La puissance spectrale est dans un premier temps estimée unitaire puis, le paramètre  $\beta$  est ajusté et obtenu par itération de manière à retrouver le  $\hat{\Delta T}(u, v)$  souhaité. Notons que ceci implique de connaître à priori les caractéristiques de l'objet que l'on souhaite retrouver de manière à pouvoir déterminer  $\beta$ .

### 2.3.2.1. Application à l'inversion d'objets cylindriques

Une méthode possible pour retrouver les caractéristiques physiques d'un objet thermogène plongé dans un milieu dissipatif est donc d'appliquer une déconvolution et un filtrage de Wiener aux températures radiométriques. Dans un premier temps, ceci implique une connaissance à priori de la profondeur  $z$  de l'objet de manière à pouvoir calculer les  $C_z$  associés. L'inversion des signaux radiométriques est réalisée dans le domaine inverse, ce qui implique de calculer dans un premier temps les spectres des coefficients de couplage et des températures radiométriques. Les spectres des coefficients de couplage sont présentés dans le chapitre 1, paragraphe 1.6.2 et

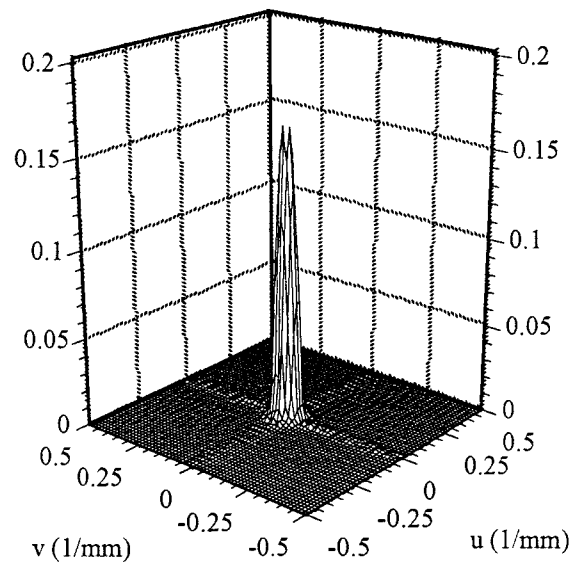
des exemples de spectres des températures radiométriques sont donnés sans bruit dans les figures 2.1.b, 2.2.b, 2.3.b, et avec bruit, dans la figure 2.5.b.

Une fois la déconvolution et le filtrage effectués, on obtient le spectre des températures physiques retrouvées  $\hat{\Delta T}(u, v)$ . La figure 2.8. présente la comparaison entre le spectre théorique des températures physiques retrouvées sans bruit et le spectre des températures physiques retrouvées après déconvolution et filtrage en présence de bruit, dans le cas d'un objet cylindrique de diamètre  $D=14$  mm, situé à une profondeur  $z=10$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ . On constate qu'il y a réellement une perte d'information dans les hautes fréquences du spectre.



*Cas sans bruit*

*Spectre des températures physiques retrouvées  
 $\hat{\Delta T}(u, v)$  après déconvolution*



*Cas avec bruit*

*Spectre des températures physiques retrouvées  
 $\hat{\Delta T}(u, v)$  après déconvolution et filtrage de  
Wiener*

**Figure 2.8.** : Comparaison des spectres des températures physiques retrouvées sans bruit après déconvolution et avec bruit après déconvolution et filtrage.

*Cas d'un objet thermogène cylindrique, plongé dans l'eau, de diamètre  $D=14$  mm, à une profondeur  $z=10$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

Une fois que l'on possède l'image de  $\hat{\Delta T}(x, y)$ , on applique une extraction de contour de manière à retrouver le contour. Le seuil d'extraction de contour a été fixé expérimentalement à

70 % de l'intensité maximale. Pour connaître ensuite la température réelle, on calcule la moyenne de température à l'intérieur du contour trouvé.

Pour exposer les résultats obtenus par déconvolution et filtrage de Wiener, nous allons les présenter en pseudo couleurs de la manière suivante:

- *Figure a* : image des températures radiométriques  $\Delta T_m(x, y)$  en pseudo couleurs.
- *figure b* : Image de l'estimée des températures physiques retrouvées après déconvolution et filtrage.
- *figure c* : Extraction de contour à 70% et moyenne de température à l'intérieur de celui-ci.

La *figure 2.9* montre des exemples de déconvolution et filtrage de Wiener sur des images théoriques bruitées dans le cas d'objets cylindriques de diamètre  $D=24$  mm et  $D=8$  mm, situés à une profondeur  $z=5$  mm, présentant un excès de température de  $5^\circ\text{C}$ .

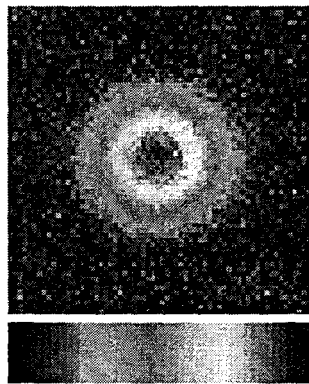
On remarque que l'on obtient de bons résultats pour un objet suffisamment gros mais que pour l'objet de 8 mm de diamètre, l'extraction de contour n'est pas satisfaisante et fourni un objet plus gros que prévu. Ceci est du au fait que plus l'objet est petit et plus le rapport signal sur bruit de l'objet est faible. Le filtre de Wiener lisse alors beaucoup trop et perd les informations de hautes fréquences plus rapidement.

Enfin, la *figure 2.10*. montre une comparaison théorie / expérience, pour un objet cylindrique de diamètre  $D=14$  mm, à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température de  $5^\circ\text{C}$ .

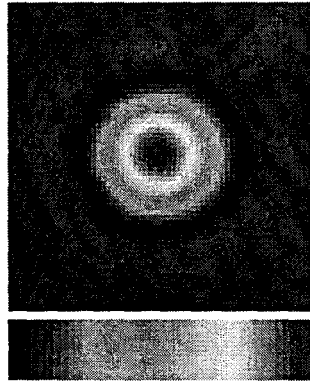
(a) Avant déconvolution

(b) Après déconvolution

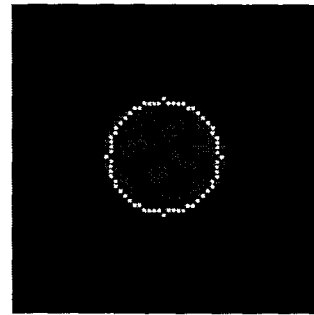
(c) Extraction de contour



34.66 35.32 37.97

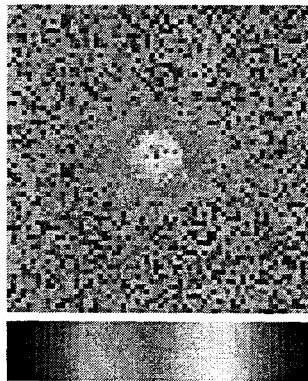


35.00 37.51 40.02

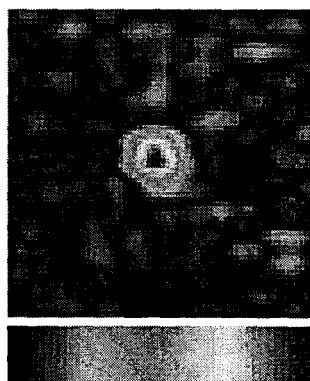


$D=24\text{ mm}$

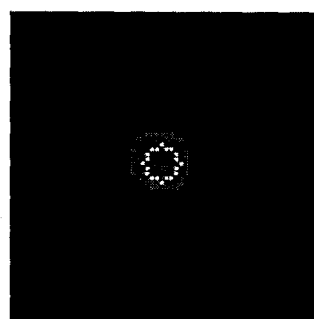
$\Delta T_{\text{ret}}=39.3^\circ\text{C}$



34.66 35.36 35.06



35.00 36.46 37.92



$D=8\text{ mm}$

$\Delta T_{\text{ret}}=38.4^\circ\text{C}$

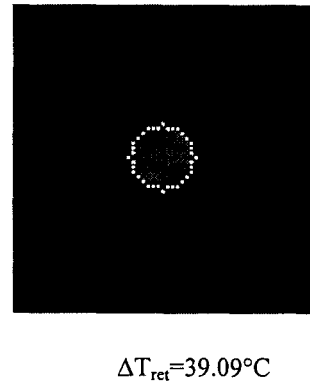
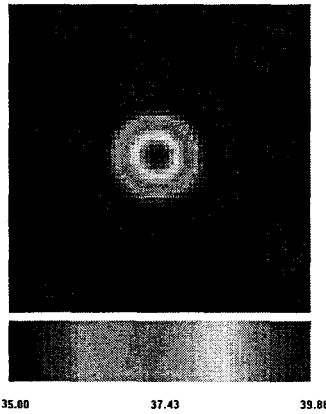
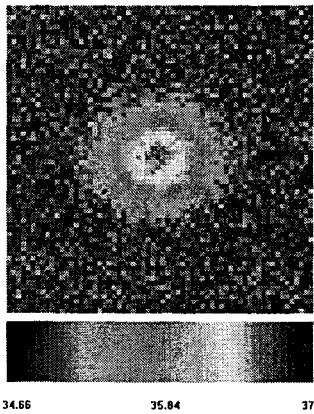
Figure 2.9. : Exemple de déconvolution et filtrage de Wiener sur des images radiométriques théoriques bruitées.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  $z=5\text{ mm}$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

(a) Avant déconvolution

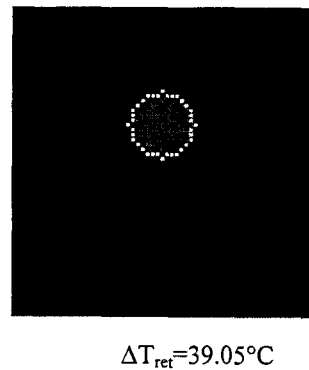
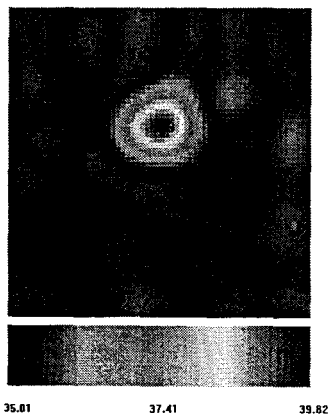
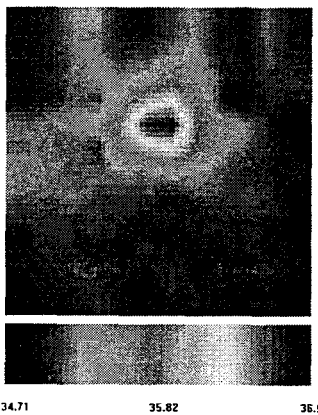
(b) Après déconvolution

(c) Extraction de contour



*Théorie*

$$\Delta T_{\text{ret}} = 39.09^{\circ}\text{C}$$



*Expérience*

$$\Delta T_{\text{ret}} = 39.05^{\circ}\text{C}$$

**Figure 2.10.** : Exemple de déconvolution et filtrage de Wiener en théorie et en pratique.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D=14$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .

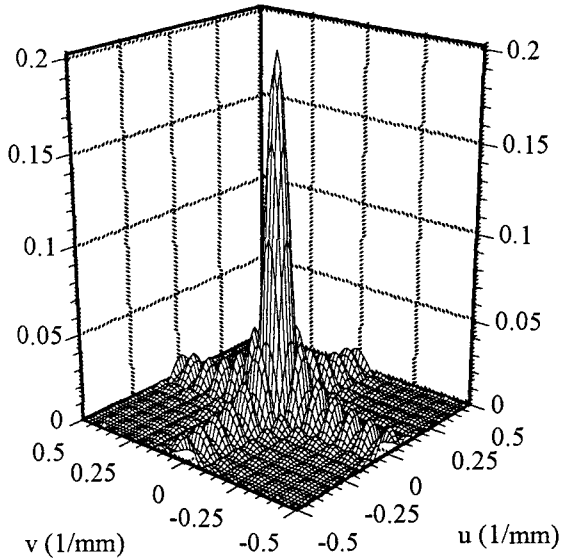
### 2.3.2.2. Application à l'inversion d'objets non cylindriques

Nous avons voulu voir s'il était possible de repérer d'autres formes d'objets que le cylindre grâce au filtre de Wiener. C'est pourquoi, nous nous sommes intéressé au cas d'un arc de cercle et au cas d'un carré qui sont tous deux plus complexes que le cylindre car présentant des angles droits.

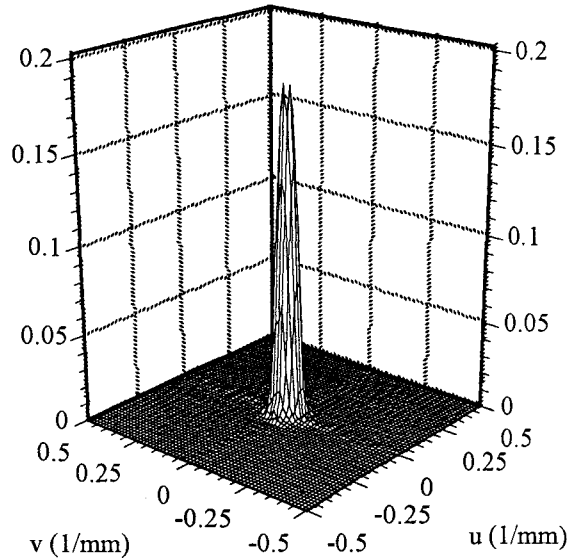
Les *figures 2.11.* et *2.12.* traite le cas d'objets non cylindriques situés à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température de  $5^{\circ}\text{C}$ . La *figure 2.11.* compare les spectres des températures physiques retrouvées sans bruit après déconvolution et avec bruit après déconvolution et filtrage dans le cas d'un carré de coté  $C=14$  mm. On constate la encore qu'en présence de bruit, le spectre obtenu après déconvolution et filtrage est fortement lissé et que beaucoup d'informations sont perdues dans les hautes fréquences du spectre.

La *figure 2.12.* présente les résultats de la déconvolution et du filtrage de Wiener dans le cas d'un arc de cercle de rayon  $R=14$  mm et dans le cas d'un carré de coté  $C=14$  mm. On constate que l'on repère la position des objets mais on ne peut pas vraiment repérer leur forme, ni les angles droits. On observe en fait des objets "arrondis" ayant perdu leur information d'angle. Ceci est du au fait que le filtre de Wiener effectue un lissage beaucoup trop important pour pouvoir garder une bonne information des contours.

*Cas sans bruit*



*Cas avec bruit*



*Spectre des températures physiques retrouvées*

$$\hat{\Delta T}(u,v)$$

*après déconvolution*

*Spectre des températures physiques retrouvées*

$$\hat{\Delta T}(u,v)$$

*après déconvolution et filtrage de Wiener*

**Figure 2.11.** : Comparaison des spectres des températures physiques retrouvées sans bruit après déconvolution et avec bruit après déconvolution et filtrage.

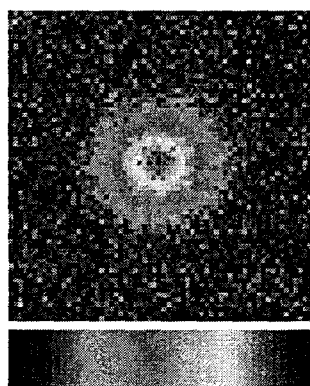
*Cas d'un objet thermogène carré, plongé dans l'eau, de côté  $C=14$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*



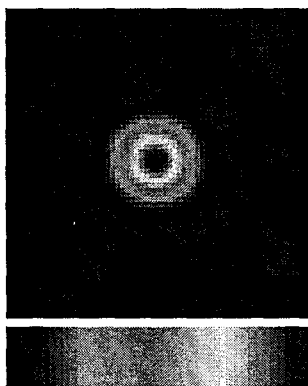
(a) Avant déconvolution

(b) Après déconvolution

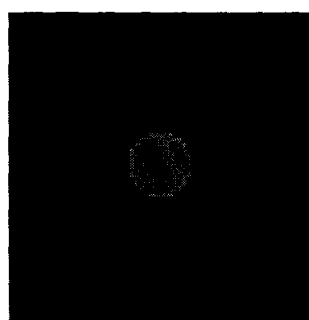
(c) Extraction de contour



34.66      35.89      37.11

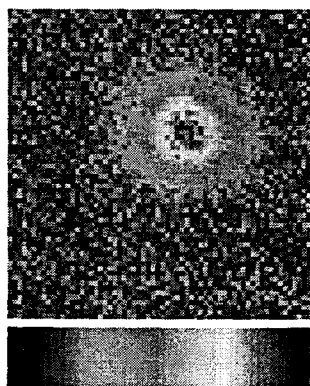


35.00      37.51      40.03

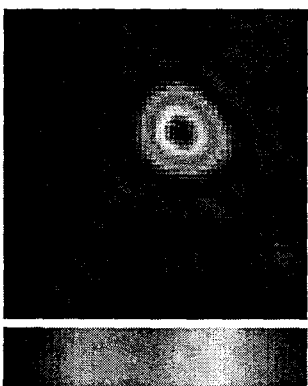


$\Delta T_{ret} = 39.24^\circ\text{C}$

Carré de côté  
 $C = 14 \text{ mm}$



34.66      35.70      36.74



35.00      37.22      39.43



$\Delta T_{ret} = 38.94^\circ\text{C}$

Arc de cercle  
 $R = 14 \text{ mm}$

Figure 2.12. : Déconvolution et filtrage de Wiener sur des objets théoriques non cylindriques, situés à une profondeur  $z = 5 \text{ mm}$  et présentant un excès de température  $\Delta T = 5^\circ\text{C}$ .

### 2.3.2.3. Limitations de cette méthode

La méthode de déconvolution par filtrage de Wiener, appliquée à l'inversion des signaux radiométriques, a été une bonne approche du problème. Elle a permis de voir que l'inversion des signaux radiométriques est possible mais que la mise en œuvre est loin d'être évidente [14, 22].

Cette méthode, testée sur des objets semi-infinis, a donné de bons résultats sur des objets cylindriques supérieurs à 8 mm de diamètre. Nous avons défini des erreurs relatives,  $\varepsilon_D$  sur le diamètre et  $\varepsilon_{\Delta T}$  sur l'excès de température, représentant la qualité des informations retrouvées:

$$\varepsilon_D = \frac{D_{\text{retrouvé}} - D_{\text{réel}}}{D_{\text{réel}}}$$

$$\varepsilon_{\Delta T} = \frac{\Delta T_{\text{retrouvé}} - \Delta T_{\text{réel}}}{\Delta T_{\text{réel}}}$$

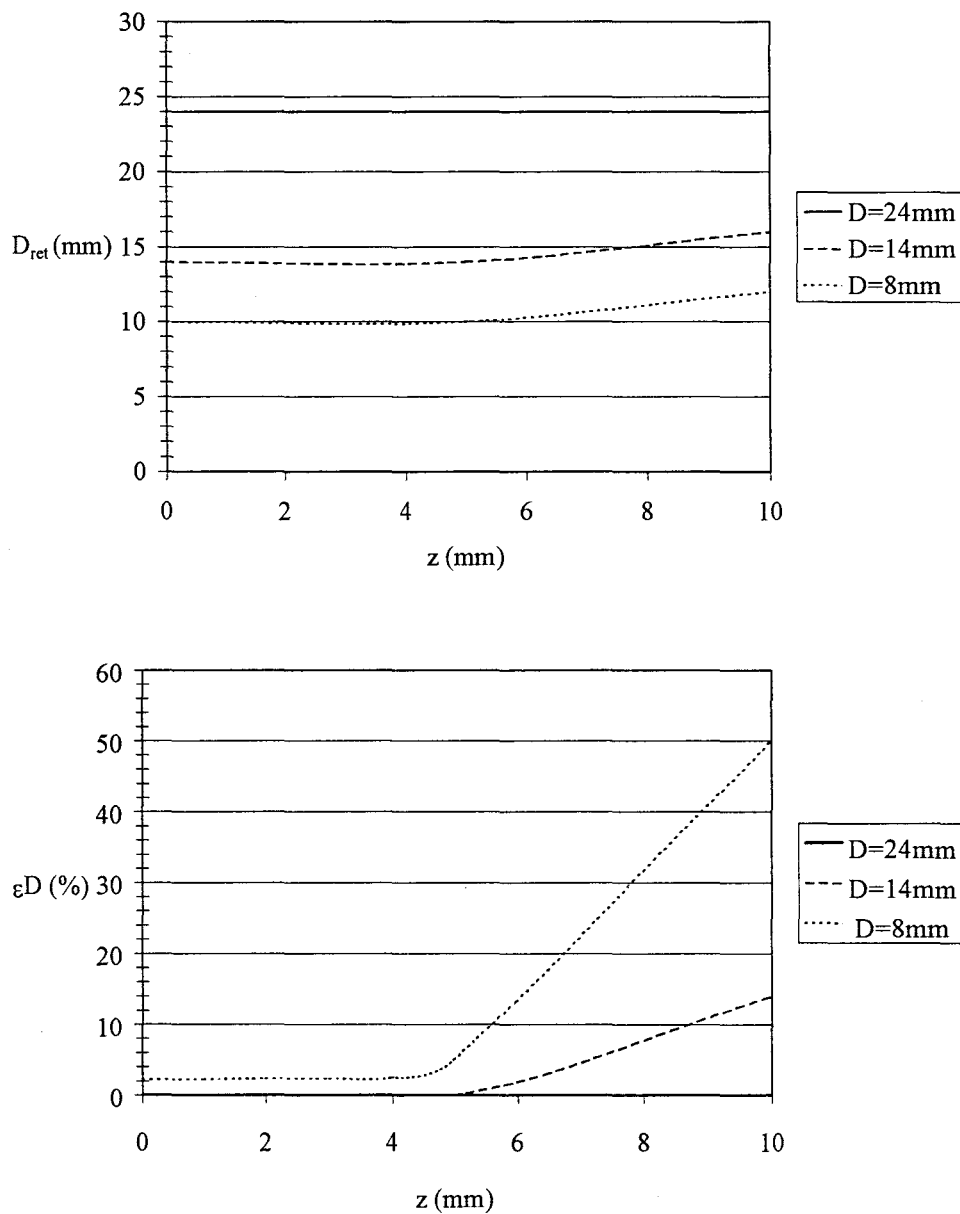
Les figures 2.13. et 2.14. donnent un récapitulatif des résultats obtenus avec déconvolution et filtrage de Wiener dans le cas d'images radiométriques théoriques d'objets cylindriques en fonction de la profondeur et du diamètre de l'objet à retrouver. La figure 2.13. présente les diamètres retrouvés et l'erreur commise sur ces derniers. La figure 2.14. présente les écarts de températures physiques retrouvés et l'erreur commise sur ceux-ci.

On constate que plus l'objet est petit, plus on commet des erreurs de reconstruction, pouvant aller jusqu'à 50 %, aussi bien en terme de contour que de température. En fait, lorsqu'un objet est trop petit ou trop froid, le rapport signal sur bruit devient trop faible et le filtre de Wiener n'arrive plus à reconstruire l'objet. On atteint alors la limite de résolution possible.

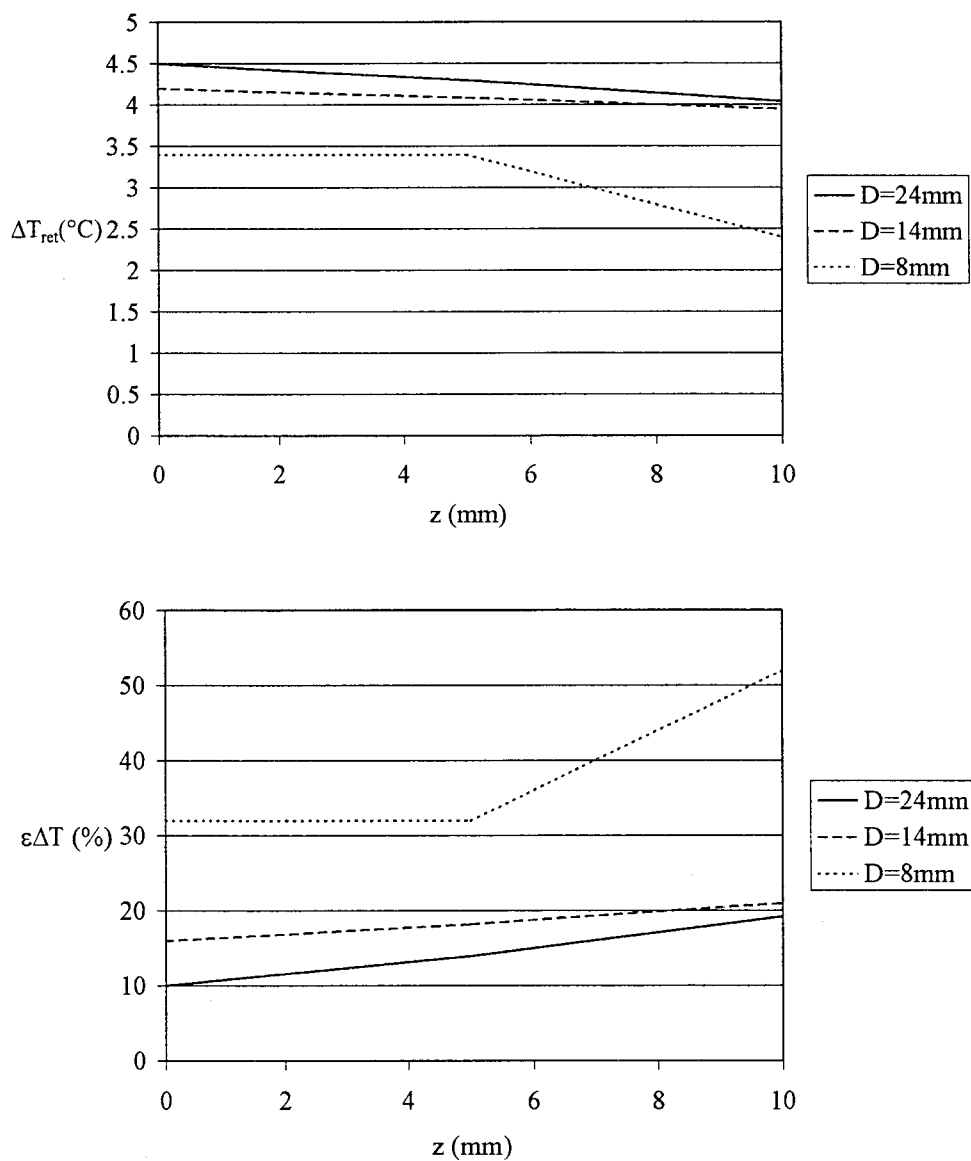
De plus, lorsqu'on est en présence d'objets non cylindriques, possédant par exemple des angles droits, on a constaté que le filtre de Wiener, réalisant un lissage trop fort sur l'ensemble de l'image, n'arrive pas à reconstruire correctement le contour dont les informations principales sont contenues dans les hautes fréquences.

En conclusion, on peut dire que l'utilisation d'un filtre de Wiener a donné satisfaction sur certains types d'objets et a permis de retrouver les caractéristiques d'objets thermiques avec une résolution accrue. Cependant, cette méthode a quelques limitations notamment pour l'application aux cas pratiques. L'utilisation d'autres filtres basés sur le même principe, tel celui de Cole, n'a pas permis d'augmenter sensiblement la résolution. Aussi, nous avons essayé de mettre au point une méthode plus robuste, moins pénalisante pour les hautes fréquences spatiales afin

d'améliorer encore d'avantage la résolution et permettre l'application de l'inversion aux cas pratiques.



**Figure 2.13.** : Diamètres  $D$  retrouvés ( $D_{ret}$ ) et erreur commise après déconvolution et filtrage de Wiener, en fonction de la profondeur, pour un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$  et pour différents objets de diamètre  $D$ .



**Figure 2.14.** : Températures  $\Delta T$  physiques retrouvées ( $\Delta T_{ret}$ ) et erreur commise après déconvolution et filtrage de Wiener, en fonction de la profondeur, pour un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$  et pour différents objets de diamètre  $D$ .

## 2.4. RESTAURATION D'IMAGE PAR REGULARISATION ET FILTRAGE

### 2.4.1. LA METHODE DE REGULARISATION PAR MINIMISATION DE LA DERIVEE

Suite aux essais d'inversion, réalisés par déconvolution et filtrage de wiener, nous avons essayé d'appliquer une méthode de régularisation aux images radiométriques. La méthode de déconvolution avec régularisation est une des méthodes actuelles les plus efficaces pour résoudre les problèmes mal posés.

Cette méthode a été initié par Tikhonov [23] et a connu un grand succès dans des cas pratiques [24, 25, 26] car elle modifie l'approche des moindres carrés en ajoutant un facteur lissant qui réduit l'influence des erreurs de mesure sur les résultats. D'un point de vue mathématique, elle consiste à construire un nouvel opérateur qui permette des résultats stables

Prenons de nouveau le cas général d'une image  $f_e(x, y)$ , dégradée par un système dont la fonction de transfert est  $h_d(x, y)$ . L'image observée  $f_o(x, y)$  résulte d'une convolution entre l'image d'entrée idéale  $f_e(x, y)$  et la fonction d'appareil du système  $h_d(x, y)$ :

$$f_o(x, y) = f_e(x, y) \otimes h_d(x, y) + n(x, y) \quad (2.23)$$

Dans le domaine fréquentiel, on a:

$$F_o(u, v) = F_e(u, v) \cdot H_d(u, v) + N(u, v) \quad (2.24)$$

Dans le cas où le signal n'est pas bruité, on a l'image observée idéale  $\tilde{F}_0(u, v)$ :

$$\tilde{F}_0(u, v) = F_e(u, v) \cdot H_d(u, v) \quad (2.25)$$

Introduisons maintenant la fonctionnelle que l'on désire minimiser et qui est à la base de la régularisation:

$$\mathcal{E} = E \left\{ \left[ \tilde{F}_0 - F_0 \right]^2 + \alpha \Omega_p(F_e) \right\} \quad (2.26)$$

où  $\left[ \tilde{F}_0 - F_0 \right]^2$  est la déviation au sens des moindres carrés.

$\alpha$  est le paramètre de régularisation ( $\alpha$  positif).

et  $\Omega_p(F_e)$  est la fonctionnelle stabilisatrice d'ordre  $p \geq 0$ .

Dans le domaine fréquentiel, on a :

$$\left[ \tilde{F}_0 - F_0 \right]^2 = \left| F_e(u, v) \cdot H_d(u, v) - F_0(u, v) \right|^2 \quad (2.27)$$

et, on a choisi d'utiliser la fonctionnelle stabilisatrice suivante [12, 25]:

$$\Omega_p(F_e) = \left[ 1 + (u^2 + v^2)^p \right] \cdot \left| F_e(u, v) \right|^2 \quad (2.28)$$

A l'ordre 2, on a :

$$\Omega_2(F_e) = \left[ 1 + (u^2 + v^2)^2 \right] \cdot \left| F_e(u, v) \right|^2 \quad (2.29)$$

Cette fonctionnelle stabilisatrice est en fait un terme ajouté à la fonction des moindres carrés qui utilise le principe de faible variation de la fonction à retrouver (dérivées suivant x et suivant y minimales).

Après minimisation de la fonctionnelle à l'ordre 2, on obtient la solution régularisée suivante:

$$\hat{F}_e(u, v) = \frac{H_d^*(u, v)}{\left| H_d(u, v) \right|^2 + \alpha \left[ 1 + (u^2 + v^2)^2 \right]} \cdot F_0(u, v) \quad (2.30)$$

Ce qui peut s'identifier à un filtrage en posant:

$$H_r(u, v) = \frac{H_d^*(u, v)}{\left| H_d(u, v) \right|^2 + \alpha \left[ 1 + (u^2 + v^2)^2 \right]} \quad (2.31)$$

Pour retrouver l'estimée  $\hat{f}_e(x, y)$ , il suffit ensuite de prendre la transformée de Fourier inverse de  $\hat{F}_e(u, v)$ .

### 2.4.2. LE FILTRE DE DERICHE

Une fois que l'on a une estimée de l'image idéale, obtenue par la méthode de régularisation, il faut pouvoir détecter les contours de l'image afin de déterminer la taille et la forme de l'objet à retrouver. Cette opération est basée sur le fait que les contours correspondent en général à des changements brusques de propriétés physiques ou géométriques.

Dans la plupart des techniques de détection de contours [27], plusieurs opérateurs locaux de dérivation du premier et du second ordre sont utilisés. En effet, considérons un signal continu monodimensionnel  $A(x)$ , présentant une transition avec un saut d'amplitude au point  $x_0$  (cf. *figure 2.15*). Notons que cette transition correspond aux cas réels rencontrés. Une première approche pour déterminer la taille d'objets suffisamment gros ( $>2\text{cm}$ ) consistait à réaliser une extraction de contour à 50% de l'intensité maximale [9, 28]. Cependant, pour des objets plus petits, cette approche n'est plus valable mais la variation du signal correspond toujours à la forme de  $A(x)$ . Si on considère que la transition du signal est repérée par son point d'inflexion, alors sa localisation peut se faire par recherche du maximum local de la valeur absolue de sa dérivée première ou par recherche du passage par zéro de sa dérivée seconde. Les opérateurs de dérivation procèdent donc de la manière suivante:

- Calcul de la dérivée première ou de la dérivée seconde en tout point de l'image.
- Recherche des passages par des maxima locaux de la dérivée première ou des passages par zéro de la dérivée seconde (point d'inflexion).
- Création de "l'image contour" correspondant aux points des maxima locaux ou des passages par zéro.

Cependant, en pratique, ces opérateurs ne donnent pas souvent à eux seuls de bons résultats sur une image réelle où les changements d'inflexion sont rarement nets.

R. Deriche [29, 30] propose une détection optimale de contours basée sur une généralisation du critère de Canny [30, 31, 32] au cas des filtres à réponse impulsionnelle infinie. Canny dérive un opérateur optimal en fonction d'un critère basé sur la détection et la localisation.

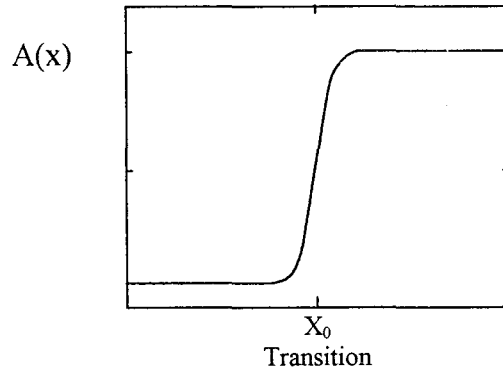


Figure 2.15. : signal continu monodimensionnel  $A(x)$  présentant un saut d'amplitude en  $X_0$

#### 2.4.2.1. Approche de Canny pour un cas monodimensionnel

Le critère de Canny [30, 31, 32] consiste à trouver le filtre optimal de réponse impulsionnelle  $f(x)$  satisfaisant pour un échelon idéal en entrée à:

- Une bonne détection
- Une bonne localisation
- Une faible multiplicité des maxima dus au bruit

Soit  $A(x)$ , un signal représentant un saut d'amplitude  $A_0$ , noyé dans un bruit gaussien  $n(x)$  de moyenne nulle et de variance  $n_0^2$ :

$$A(x) = A_0 \cdot U(x) + n(x)$$

avec

$$U(x) = 1 \text{ si } x > 0$$

$$= 0 \text{ sinon}$$

Soit  $f(x)$ , l'opérateur de détection. Le signal de sortie  $\theta(x_0)$  au point  $x_0$  résultant de la convolution du signal  $A(x)$  avec l'opérateur de détection est:

$$\theta(x_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} A(x) \cdot f(x_0 - x) dx \quad (2.32)$$

$$\theta(x_0) = A(x_0) \otimes f(x_0)$$

Le problème est de trouver  $f(x)$  tel que  $\theta(x)$  soit maximum au point  $x_0=0$ , en respectant les trois contraintes.



**Bonne détection:**

C'est à dire que la probabilité de ne pas détecter un point du contour doit être faible et que la probabilité de détecter un point n'appartenant pas au contour doit être forte.

Ce critère s'exprime à l'aide du rapport signal sur bruit (RSB), défini comme étant le rapport de la réponse due au signal seul sur la racine carrée de la puissance du bruit en sortie. Le filtre recherché est un dérivateur et afin d'obtenir une réponse nulle pour un signal d'entrée constant,  $f(x)$  est choisie impaire.

En se plaçant en  $x_0=0$ , le rapport signal sur bruit doit être maximum:

$$RSB = \frac{A_0}{n_0} \cdot \frac{\int_{-\infty}^0 f(x) dx}{\left[ \int_{-\infty}^{+\infty} f^2(x) dx \right]^{1/2}} = \frac{A_0}{n_0} \Sigma \quad (2.33)$$

**Bonne localisation:**

C'est à dire qu'un point déterminé comme appartenant au contour doit être le plus proche possible du point contour réel.

Ce critère correspond à la minimisation de la variance  $\sigma^2$  de la position des passages par zéro et revient à maximiser la localisation  $\lambda$  définie comme étant l'inverse de  $\sigma$ . On cherche donc à calculer  $E\{x_0^2\}$ , avec  $x_0$  la position calculée de la transition. Cette position  $x_0$  correspond au maximum du signal de sortie et donc à un passage par zéro de sa dérivée première puisque le filtre est dérivateur. On a donc:

$$\left[ \frac{\partial \theta}{\partial x} \right]_{x_0} = \left[ \frac{\partial}{\partial x} (A(x) \otimes f(x)) \right]_{x_0} = [A_0 \cdot f'(x)]_{x_0} = 0 \quad (2.34)$$

Après calcul et utilisation du développement limité de la fonction  $f(x)$  impaire et continue au voisinage de  $x_0=0$ , on obtient:

$$E\{x_0^2\} = \frac{n_0^2 \cdot \left( \int_{-\infty}^{+\infty} f'^2(x) dx \right)}{A_0^2 f'^2(0)} \quad (2.35)$$

Le critère de localisation étant égal à la racine carrée de l'inverse de  $E\{x_0^2\}$ , on a :

$$\lambda = \frac{A_0}{n_0} \cdot \frac{|f'(0)|}{\left( \int_{-\infty}^{+\infty} f'^2(x) dx \right)^{1/2}} = \frac{A_0}{n_0} \cdot G \quad (2.36)$$

Le produit  $\Sigma \cdot G$  est un critère qui combine une bonne détection et une bonne localisation et qui ne dépend pas de l'amplitude  $A_0$  de l'échelon.

**Non multiplicité des réponses:**

C'est à dire que l'opérateur de détection ne doit pas produire plusieurs réponse à un seul contour.

Ce critère correspond à la limitation du nombre des maxima locaux détectés en réponse à un seul contour. La distance moyenne entre les maxima locaux, notée  $x_{max}$ , est alors contrainte à l'égalité :

$$x_{max} = 2\pi \cdot \left[ \frac{\int_{-M}^{+M} f'^2(x) dx}{\int_{-M}^{+M} f''^2(x) dx} \right]^{1/2} \quad (2.37)$$

Canny a choisi de prendre un filtre à réponse impulsionnelle finie de taille M, ce qui revient à remplacer dans l'expression précédente, les bornes  $-\infty$  et  $+\infty$  par  $-M$  et  $+M$ .

Pour l'optimisation, Canny propose de maximiser le produit  $\Sigma \cdot G$  en respectant cette troisième contrainte. Ceci revient à trouver la solution de l'équation différentielle:

$$2f(x) - 2\lambda_1 f''(x) + 2\lambda_2 f''''(x) + \lambda_3 = 0$$

qui admet comme solution générale:

$$f(x) = a_1 e^{rx} \sin ax + a_2 e^{rx} \cos ax + a_3 e^{-rx} \sin ax + a_4 e^{-rx} \cos ax$$

Cherchant f(x) sous forme de filtre à réponse impulsionnelle finie définie sur  $[-M, +M]$  et présentant une pente S à l'origine, Canny a imposé les conditions aux limites suivantes:

$$f(0) = 0 \quad f(M) = 0 \quad f'(0) = S \quad f'(M) = 0$$

Ces quatre conditions permettent de déterminer  $a_1, a_2, a_3, a_4$  et  $f(x)$  étant impaire, la solution est étendue aux  $x$  négatifs avec  $f(x) = -f(-x)$ .

#### 2.4.2.2. Critère de Deriche monodimensionnel

R. Deriche [27, 29, 30] a utilisé la même démarche que Canny et a cherché une réalisation de l'opérateur sous la forme d'un filtre à réponse impulsionnelle infinie. Il a abouti à la même équation différentielle, seules les conditions aux limites ont changées ( $M \rightarrow +\infty$ ):

$$f(0) = 0 \quad f(+\infty) = 0 \quad f'(0) = S \quad f'(+\infty) = 0$$

La solution générale, lorsque  $\omega \rightarrow 0$  est alors:

$$f(x) = S \cdot x \cdot e^{-r|x|} \tag{2.38}$$

$S$  est une constante de normalisation calculée pour avoir un maximum de la réponse égal à 1 en  $x=0$ , pour un échelon  $A(x)$ . On obtient alors:

$$S \cdot \int_{-\infty}^0 x \cdot e^{-r|x|} dx = 1 \quad \Rightarrow \quad S = -r^2$$

d'où:

$$f(x) = -r^2 \cdot x \cdot e^{-r|x|} \tag{2.39}$$

L'opérateur  $f(x)$  ainsi trouvé ne présente qu'un seul paramètre à régler correspondant à la résolution  $r$  à laquelle les contours sont à détecter. Une diminution de  $r$  permet de favoriser la détection au détriment de la localisation et vice-versa.

#### 2.4.2.3. opérateurs bidimensionnels de dérivation et de lissage de Deriche

Le principe général d'utilisation des méthodes dérivatives est le suivant:

- Calcul du gradient en chaque point de l'image.
- Création de l'image de la norme du gradient.
- Pour chaque point de l'image de la norme, extraction des maxima locaux (obtention de contours fins) dans la direction exacte du gradient.
- Seuillage de l'image des maxima locaux (pour éliminer les contours de faibles gradients dus au bruit).

Avant de calculer le gradient en chaque point de l'image, on réalise un lissage préalable pour améliorer l'immunité au bruit.

### 2.4.2.3.1. Le lissage

Le filtre de lissage utilisé est la combinaison de deux filtres monodimensionnels dans les directions x et y. Le filtre monodimensionnel retenu par R. Deriche est l'intégrale  $h(x)$  du filtre optimal  $f(x) = S \cdot x \cdot e^{-r|x|}$ . Nous avons donc :

$$h(x) = b \cdot (r|x| + 1) \cdot e^{-r|x|} \quad (2.40)$$

b est calculé pour donner une réponse constante de valeur 1 pour un signal d'entrée constant de niveau 1, d'où  $b = \frac{r}{4}$ .

L'expression du filtre bidimensionnel séparable de lissage est donc de la forme:

$$h(x, y) = h(x) \cdot h(y) = b^2 \cdot (r|x| + 1) \cdot e^{-r|x|} \cdot (r|y| + 1) \cdot e^{-r|y|} \quad (2.41)$$

L'image lissée dans les deux directions  $A_l(x, y)$  résulte de la convolution du signal image  $A(x, y)$  avec cet opérateur  $h(x, y)$ :

$$A_l(x, y) = A(x, y) \otimes h(x, y) \quad (2.42)$$

$$A_l(x, y) = A(x, y) \otimes (h(x) \cdot h(y))$$

### 2.4.2.3.2. Le calcul du gradient

Pour détecter les contours dans l'image bruitée  $A(x, y)$ , on élimine d'abord le bruit par l'opération de lissage dans les deux directions, pour obtenir l'image lissée  $A_l(x, y)$ . Puis, le calcul du gradient se fait à partir des dérivées selon x et y de l'image lissée:

$$Gr(x, y) = \left( \frac{\partial}{\partial x} A_l(x, y), \frac{\partial}{\partial y} A_l(x, y) \right) = (Gr_x(x, y), Gr_y(x, y)) \quad (2.43)$$

or:

$$Gr_x(x, y) = \frac{\partial}{\partial x} A_l(x, y) = \frac{\partial}{\partial x} \{A(x, y) \otimes h(x, y)\} = A(x, y) \otimes \frac{\partial}{\partial x} h(x, y) = A(x, y) \otimes \frac{\partial}{\partial x} (h(x) \cdot h(y))$$

On peut montrer que :  $\frac{\partial}{\partial x}(h(x) \cdot h(y)) = f(x) \cdot h(y)$  d'où:

$$Gr_x(x, y) = \frac{\partial}{\partial x} A_I(x, y) = A(x, y) \otimes f(x) \otimes h(y) \quad (2.44)$$

Ce qui veut dire que la dérivée directionnelle selon x est le résultat d'un lissage suivant la direction y à l'aide de l'opérateur  $h(y)$ , suivi par une opération de détection suivant x avec  $f(x)$ .

De la même façon, on obtient:

$$Gr_y(x, y) = \frac{\partial}{\partial y} A_I(x, y) = A(x, y) \otimes h(x) \otimes f(y) \quad (2.45)$$

#### 2.4.2.3.3. Détermination de la norme du gradient et détection du contour

Une fois les gradients calculés, on peut réaliser "l'image norme du gradient", qui consiste à affecter à chaque point la norme du gradient associé, et on détermine ensuite les points pour lesquels cette norme est maximale. A partir de ces points, correspondant au contour à détecter, on peut alors créer "l'image contour" en affectant à chaque point du contour la norme du gradient associé et en affectant zéro aux autres points.

#### 2.4.2.3.4. Seuillage de l'image des maxima locaux

Dans "l'image contour" obtenue, on effectue un seuillage simple, c'est à dire que l'on se fixe un seuil au dessous duquel on considère que les points contours détectés résultent du bruit et on les remet à zéro.

#### 2.4.2.3.5. Informatisation

R. Deriche a proposé un algorithme optimal avec une mise en œuvre récursive ayant un nombre d'opération extrêmement réduit et indépendant de la résolution  $r$  à laquelle on opère [29, 30]. Une partie du logiciel d'extraction des contours a été réalisé par le laboratoire I3D de Mr Dubus<sup>1</sup>.

Cet algorithme ne possède qu'un seul paramètre à régler: la résolution  $r$  dont les valeurs typiques varient entre 0.5 et 1.5.

---

<sup>1</sup> Je remercie plus particulièrement Mr V. Devlaminck pour ses conseils et sa contribution à l'élaboration de cet algorithme

Le synoptique du logiciel d'extraction [33] est donné figure 2.16.

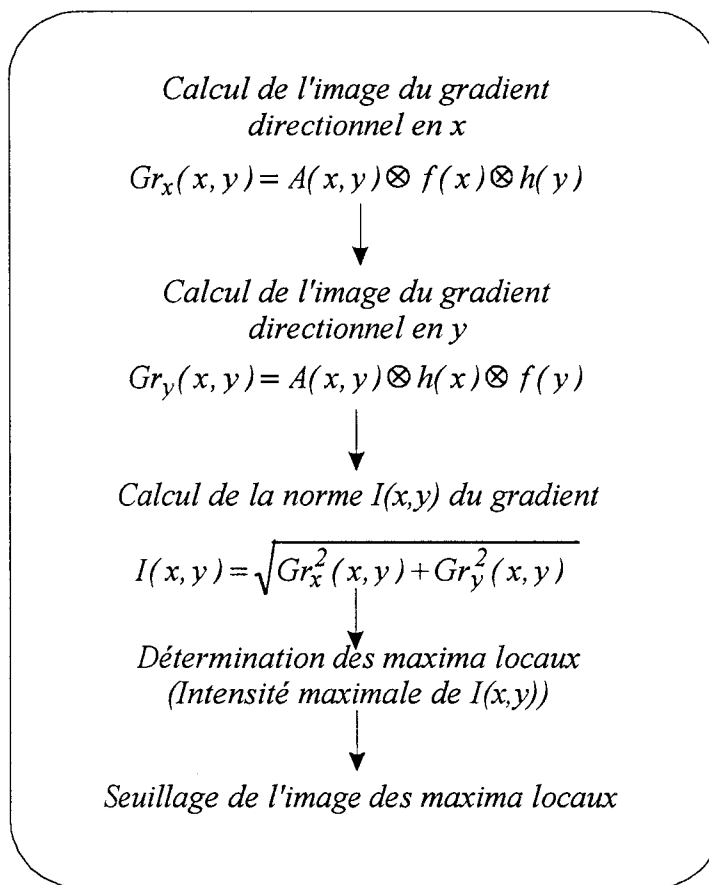


Figure 2.16. : Synoptique du logiciel d'extraction de contour par la méthode de Deriche

## 2.5. APPLICATION DE LA REGULARISATION ET DU FILTRE DE DERICHE AUX IMAGES RADIOMETRIQUES

Nous allons appliquer la régularisation et le filtre de Deriche aux images radiométriques afin de retrouver les caractéristiques physiques des objets thermogènes considérés et préciser la méthodologie d'inversion qui va nous permettre de reconstruire les uns après les autres les différentes caractéristiques des objets.

Dans la présentation générale du filtre de Deriche, paragraphe 2.4.2.3., nous avons vu qu'il n'y a qu'un seul paramètre à régler, la résolution  $r$ , qui permet de réaliser un compromis entre la détection et la localisation. Ce paramètre est typiquement compris entre 0.5 et 1.5. Pour notre application, nous avons fixé  $r=0.8$ .

Avant d'appliquer le filtre de Deriche, nous effectuons une déconvolution avec régularisation sur les images radiométriques. Le signal dont nous disposons est le signal radiométrique  $\Delta T_m(x, y)$ . L'inversion de celui-ci par la méthode de la régularisation répond au modèle de la *figure 2.17*, avec:

$$H_d(u, v) = C_z(u, v)$$

$$\text{et } H_r(u, v) = \frac{C_z^*(u, v)}{|C_z(u, v)|^2 + \alpha \cdot \left(1 + (u^2 + v^2)^2\right)} \quad (2.46)$$

et la solution régularisée de la distribution de température physique devient la suivante:

$$\hat{\Delta T}(u, v) = \frac{C_z^*(u, v)}{|C_z(u, v)|^2 + \alpha \cdot \left(1 + (u^2 + v^2)^2\right)} \cdot \Delta T_m(u, v) \quad (2.47)$$

Pour retrouver l'estimée  $\hat{\Delta T}(x, y)$ , il suffit ensuite d'effectuer une simple transformée de Fourier inverse de  $\hat{\Delta T}(u, v)$ .

Le paramètre de régularisation  $\alpha$  joue un rôle important sur le lissage des images en agissant sur les hautes fréquences du spectre. La méthodologie d'inversion va consister, dans un premier temps, à appliquer un coefficient  $\alpha$  important (forte régularisation) de manière à créer une image faiblement bruitée, permettant la détermination du point d'inflexion pour la

détermination du contour de l'objet. Dans un second temps, nous montrerons qu'il est possible, connaissant le contour, de remonter à l'information de température par calcul de la moyenne à l'intérieur du contour, pour des  $\alpha$  plus faibles (faible régularisation).

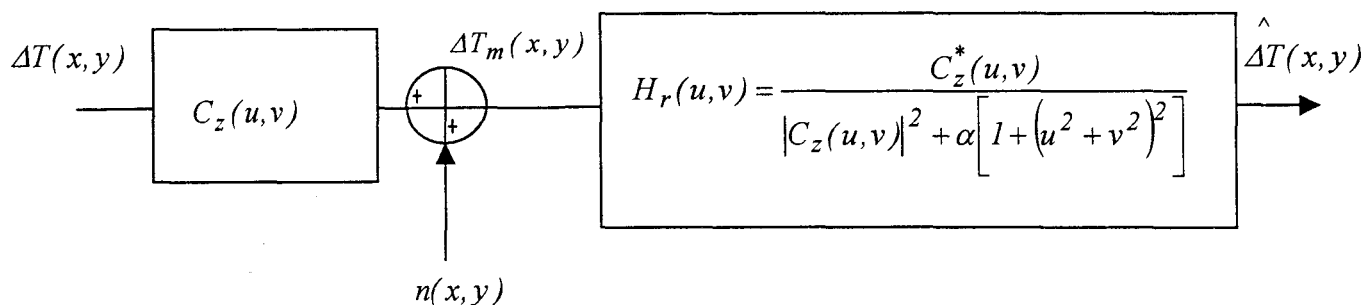


Figure 2.17. : Schéma bloc de l'inversion des données radiométriques par la méthode de la régularisation.

### 2.5.1. DETERMINATION DU CONTOUR DE L'OBJET

Pour déterminer le contour de l'objet, nous effectuons une déconvolution avec une forte régularisation, qu'il convient de quantifier, de manière à obtenir un objet suffisamment lissé, sur lequel on puisse appliquer le filtre de Deriche pour extraire le contour.

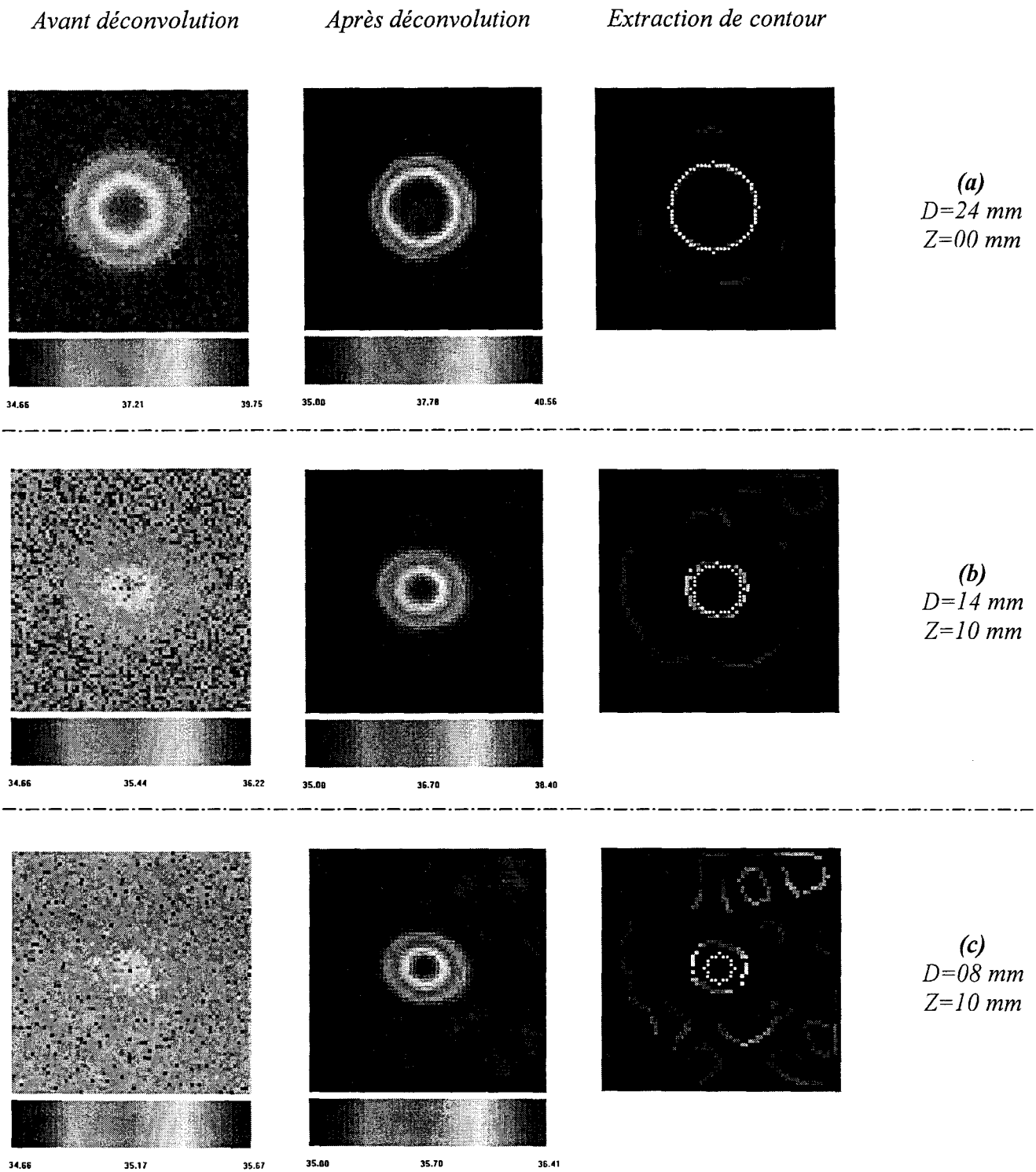
#### 2.5.1.1. Choix du paramètre de régularisation

Pour analyser le comportement de la déconvolution et de l'extraction de contour, en fonction du paramètre de régularisation utilisé, nous avons dans un premier temps supposé la profondeur de l'objet thermogène connue à priori. Après de nombreux essais, nous nous sommes aperçu qu'il n'était pas possible d'appliquer le même coefficient en fonction de l'objet étudié. Les figures 2.18. et 2.19. montrent les contours obtenus lorsqu'on applique le même coefficient de régularisation pour trois objets cylindriques de tailles différentes ( $D = 24$  mm, 14 mm, 8 mm) à la même température  $\Delta T = 5^\circ\text{C}$ . On constate que le paramètre de régularisation permettant de délimiter correctement un petit objet ne marche pas pour un gros objet et vice-versa.

On a donc dans un premier temps recherché par itération le coefficient de régularisation le mieux adapté à chaque cas et on s'est aperçu que celui-ci dépend de la variance de l'image radiométrique. On a considéré les deux cas extrêmes pour un  $\Delta T$  de  $5^\circ\text{C}$ :

- Objet de 24 mm de diamètre en surface ( $z=00$  mm).
- Objet de 8 mm de diamètre à une profondeur  $z=10$  mm.





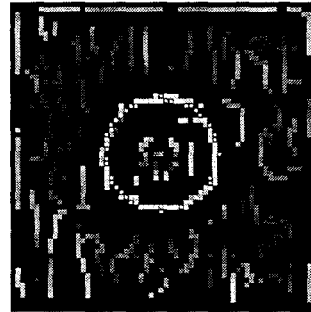
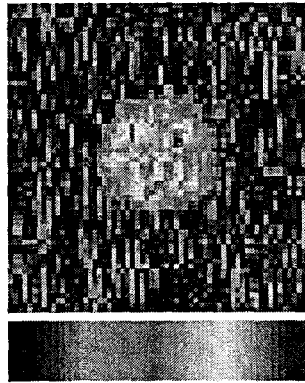
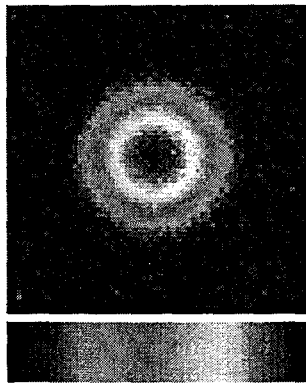
*Figure 2.18. : Essai de déconvolution avec un coefficient de régularisation  $\alpha=260$ , suivi d'un filtrage de Deriche pour l'extraction de contour. En blanc, le contour réel.*

*Objet thermogène cylindre de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  $z$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

*Avant déconvolution*

*Après déconvolution*

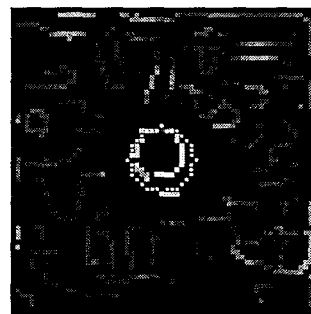
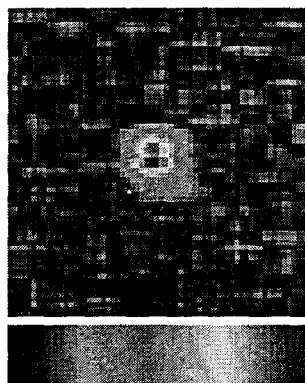
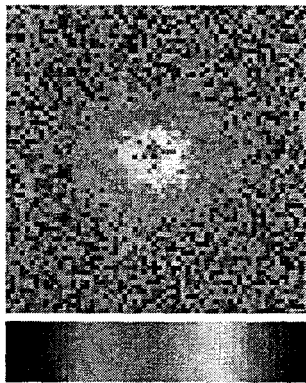
*Extraction de contour*



(a)  
D=24mm  
Z=00mm

34.66 37.21 39.75

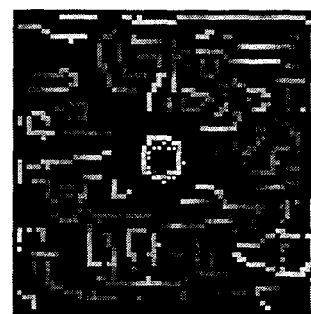
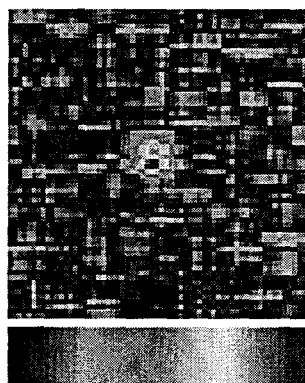
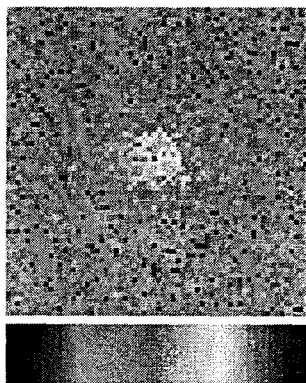
35.00 38.99 42.97



(b)  
D=14mm  
Z=10mm

34.66 35.44 36.22

35.00 38.65 42.30



(c)  
D=08mm  
Z=10mm

34.66 35.17 35.67

35.00 37.32 39.64

*Figure 2.19. : Essai de déconvolution avec un coefficient de régularisation  $\alpha=2$ , suivi d'un filtrage de Deriche pour l'extraction de contour.*

*En blanc, le contour réel.*

*Objet thermogène cylindre de diamètre D, situé à une profondeur z et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

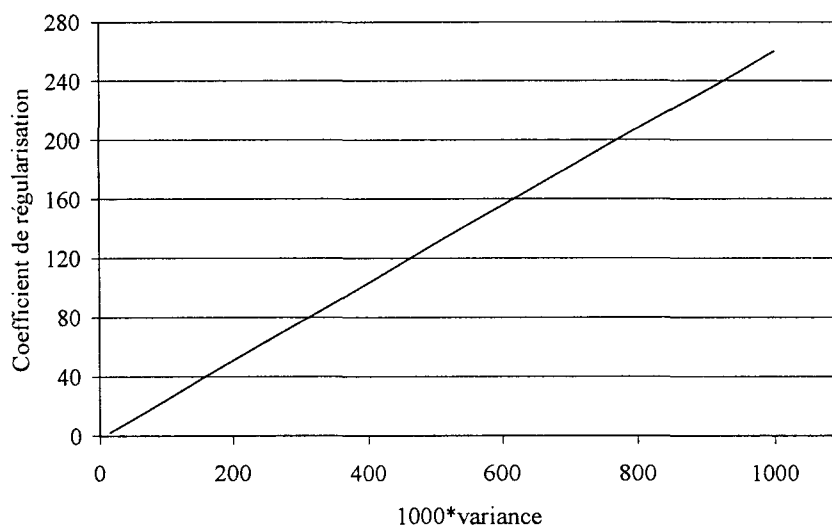
L'image radiométrique du premier a une variance de  $1\text{ °C}^2$  et nécessite un coefficient de régularisation  $\alpha=260$ , celle du second à une variance de  $0.014\text{ °C}^2$  et nécessite un coefficient de régularisation  $\alpha=2$ .

On a ainsi pu réaliser un abaque du coefficient de régularisation en fonction de la variance de l'image radiométrique. Celui-ci est présentée *figure 2.20*.

Finalement, pour chaque image radiométrique à déconvoluer, il suffit de calculer la variance de l'image et de regarder sur l'abaque de la *figure 2.20*. quel est le coefficient de régularisation correspondant. Plus la variance de l'image radiométrique est importante, plus le coefficient de régularisation est grand et inversement. Ceci peut s'expliquer simplement en disant que lorsqu'il y a beaucoup de signal, on peut se permettre de régulariser d'avantage et donc de lisser l'image plus fortement. Par contre, lorsque le signal contenu dans l'image radiométrique est faible, un lissage trop important provoque une perte d'informations de contour non négligeable d'où l'utilisation d'un coefficient de régularisation plus faible.

Il est à noter que pour des objets dont la variance de l'image radiométrique est suffisamment importante, la solution obtenue n'est pas très sensible au choix du paramètre de régularisation. Ceci est visible par exemple pour l'objet de 24 mm, *figure 2.18.a.* et *2.19.a.*, pour lequel on arrive à détecter le contour aussi bien avec un coefficient de régularisation égal à 260 ou égal à 2. En fait, plus la variance de l'image radiométrique est faible, plus le choix du coefficient de régularisation est important.

Lorsque l'on s'intéresse à des objets plus petits ou moins chauds, on se rend compte que lorsque la variance de l'image radiométrique avoisine la variance du bruit ( $0.01\text{ °C}^2$ ), on atteint les limites de la méthode et la déconvolution ne permet plus de détecter l'objet. C'est par exemple le cas pour un objet de 8 mm de diamètre, situé à 5 mm de profondeur avec un  $\Delta T$  de  $1\text{ °C}$  et dont la variance est très proche de celle du bruit. Il est à noter que cet objet se trouve à la limite de la visibilité (cf. *figure 1.17*).



*Figure 2.20. : Evolution du coefficient de régularisation en fonction de la variance de l'image radiométrique.*

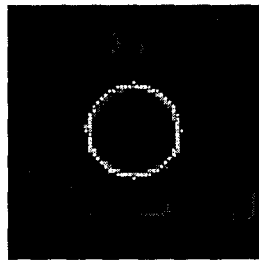
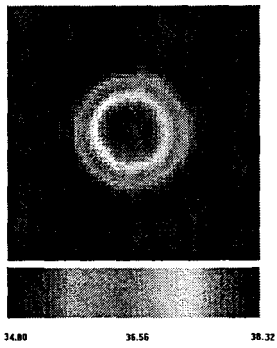
### 2.5.1.2. Détection du contour

Une fois le coefficient de régularisation optimisé et l'image radiométrique déconvoluée avec celui-ci, on détecte ensuite le contour à l'aide du filtrage de Deriche qui permet de déterminer de façon automatique le seuil d'extraction de contour. Nous avons observé quelle est la sensibilité de l'extraction de contour avec la profondeur à laquelle on déconvolue (cf. *figure 2.21.* et *2.22.*) car en pratique, on ne connaît pas a priori la profondeur de l'objet. On déconvolue 'par tranches', c'est à dire en utilisant successivement les coefficients de couplage associés à différentes profondeurs, et on se rend compte que l'extraction de contour par le filtre de Deriche permet d'avoir une bonne estimation du contour lorsque les profondeurs considérées varient autour de la profondeur réelle. Si on s'éloigne trop de la vraie profondeur, on constate une dégradation du contour allant jusqu'à la non détection dans le cas de petites structures. Les *figures 2.21* et *2.22* traitent le cas d'objets situés à 5 mm de profondeur, pour lesquels on a effectué une déconvolution et une extraction de contour pour  $z=00$  mm,  $z=5$  mm,  $z=10$  mm et  $z=15$  mm. La *figure 2.21.* concerne un cylindre de 24 mm de diamètre et la *figure 2.22.* concerne un cylindre de 8 mm.

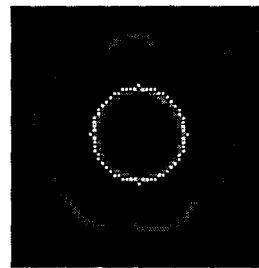
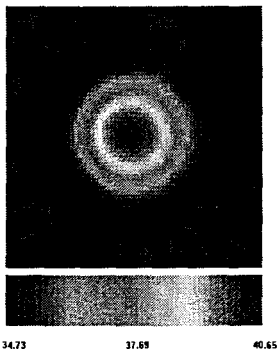
On peut donc, en déconvoluant à différentes profondeurs, déterminer une "zone de profondeurs" dans laquelle le contour détecté est stable et représente une bonne estimation du contour réel.

*Après déconvolution*

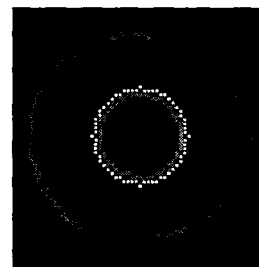
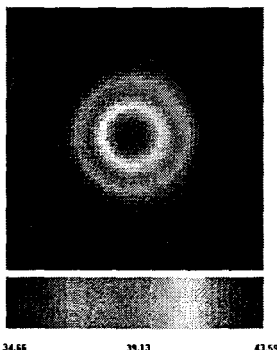
*Extraction de contour*



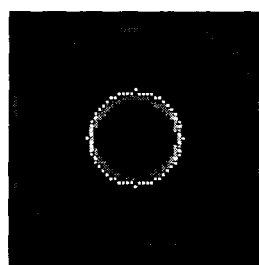
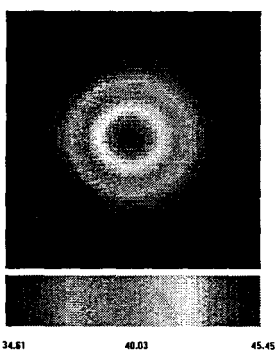
Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{00}$  associés à la profondeur  $z=00$  mm



Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{05}$  associés à la profondeur  $z=05$  mm (profondeur réelle de l'objet)



Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{10}$  associés à la profondeur  $z=10$  mm



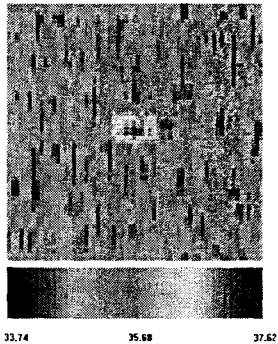
Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{15}$  associés à la profondeur  $z=15$  mm

*Figure 2.21. : Déconvolution avec régularisation à différentes profondeurs et extraction de contour par filtrage de Deriche  
En blanc, le contour réel.*

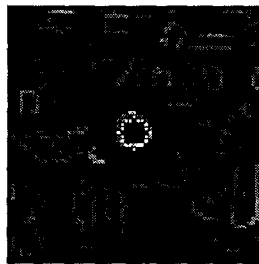
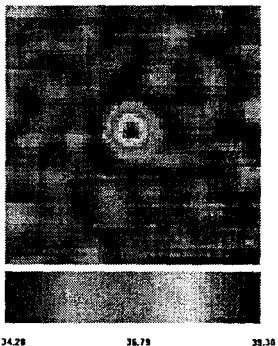
*Objet cylindrique, de diamètre  $D=24$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm, et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$*

*Après déconvolution*

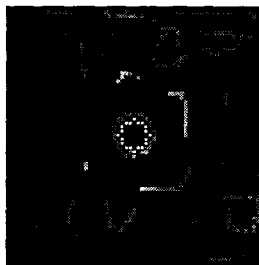
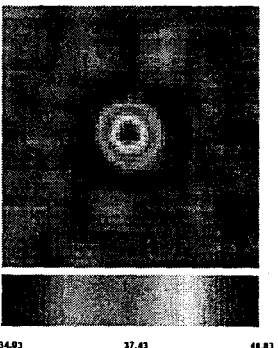
*Extraction de contour*



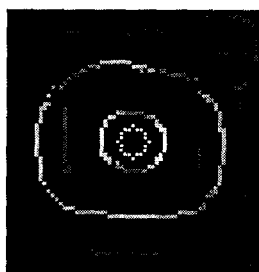
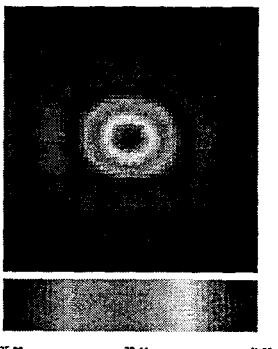
Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{00}$  associés à la profondeur  $z=00$  mm



Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{05}$  associés à la profondeur  $z=05$  mm (profondeur réelle de l'objet)



Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{10}$  associés à la profondeur  $z=10$  mm



Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{15}$  associés à la profondeur  $z=15$  mm

*Figure 2.22 : Déconvolution avec régularisation à différentes profondeurs et extraction de contour par filtrage de Deriche  
En blanc, le contour réel.*

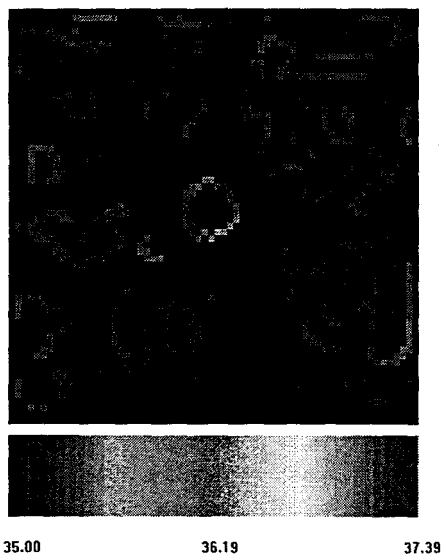
*Objet cylindrique, de diamètre  $D=8$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm, et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$*

### 2.5.1.3. Le seuillage

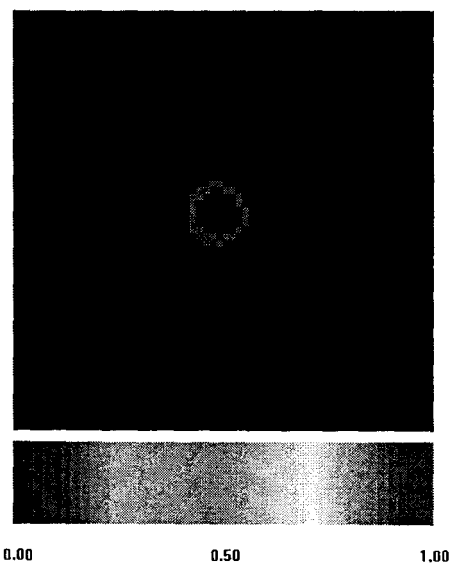
Dans l'image contour obtenue, il se peut qu'il y ait un contour prédominant (*figure 2.23.a* en rouge) associé à plusieurs points de contour d'intensité moins important (en bleu clair) et qui correspondent à des maxima locaux détectés dans le bruit.

Pour éliminer ces points contour résultant du bruit, on effectue un seuillage simple dans l'image contour en se fixant un seuil d'intensité (ici,  $35.4^{\circ}\text{C}$ ) au dessous duquel on remet les points à zéro.

Puis, pour obtenir un contour d'intensité unitaire, on normalise par rapport à l'intensité maximale de l'image contour (cf. *figure 2.23.b.*).



(a) Image contour "brute"  
En rouge le contour principal  
En bleu clair les contours dus au bruit



(b) Image contour après seuillage et normalisation à 1 de tous les points du contour

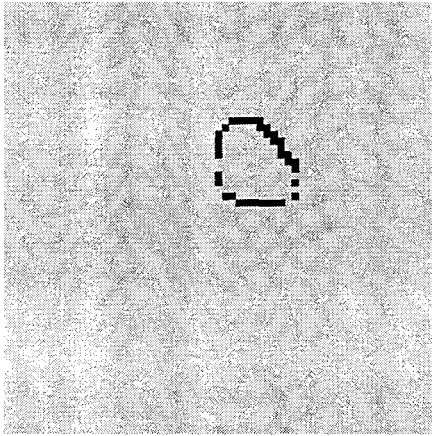
**Figure 2.23.** : Seuillage de l'image contour à  $35.4^{\circ}\text{C}$  pour éliminer les maxima locaux dus au bruit.

*Cas d'un objet de 8mm, à 5mm de profondeur.*

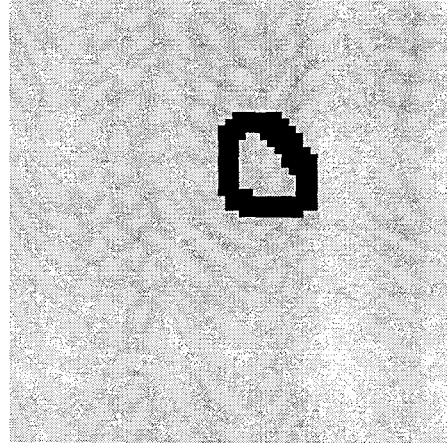
### 2.5.1.4. Fermeture et remplissage des contours

Un fois que l'on a déterminé le contour (après seuillage et normalisation), dans l'optique de pouvoir par la suite calculer une moyenne de température à l'intérieur de celui-ci, il faut absolument, pour des raisons informatiques, posséder un contour fermé de manière à pouvoir le remplir. La *figure 2.24* va présenter un exemple de fermeture et remplissage de contour, pour un

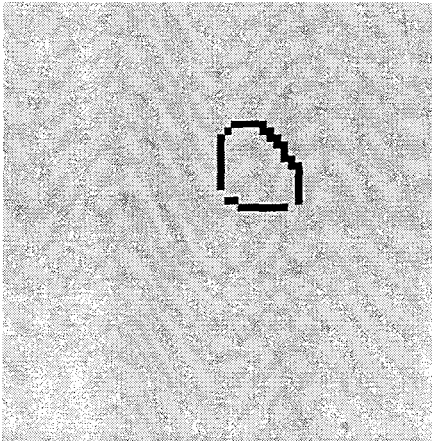
objet en arc de cercle de rayon  $R=14$  mm. La *figure 2.24.a.* montrent le contour "brut" qui n'est pas fermé.



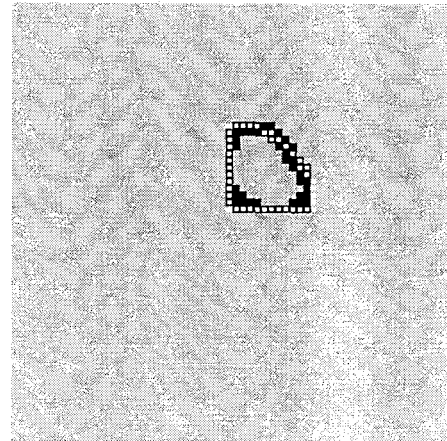
*Contour obtenu après filtrage de Deriche  
Contour non fermé*



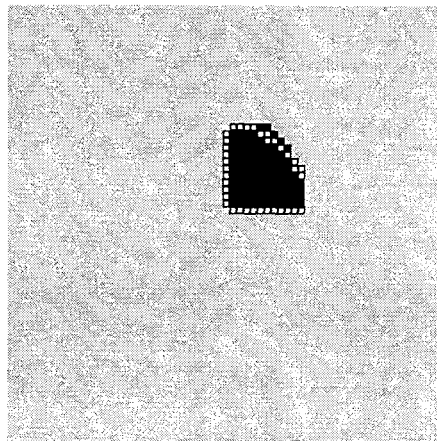
*Contour dilaté*



*Contour érodé  
Non fermé*



*Squelette du contour dilaté  
En blanc, le contour idéal*



*Remplissage du contour*

**Figure 2.24.** : Fermeture et remplissage de contour  
Cas d'un objet en arc de cercle de rayon  $R=14$  mm



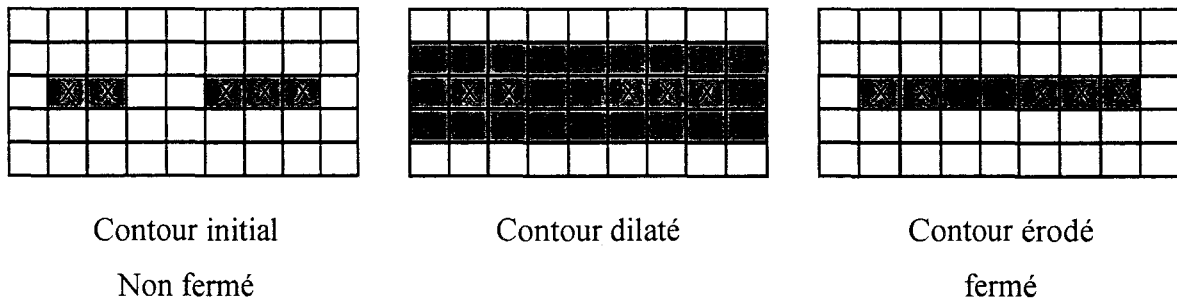
Pour fermer le contour [34], en supposant que dans la plupart des cas il ne manque pas plus de deux pixels, nous avons choisi des méthodes basées sur la morphologie mathématique : nous utilisons la méthode de dilatation, suivie d'une détection du squelette. Pour effectuer une dilatation du contour, on étudie le voisinage de chaque point de contour dont les huit pixels voisins sont désigné suivant l'ordre indiqué sur le masque ci-dessous:

8	9	2
7	1	3
6	5	4

Si le point 1 fait parti du contour, c'est à dire s'il est égal à 1, alors, on met à 1 chacun de ses voisins (les point de 2 à 9).

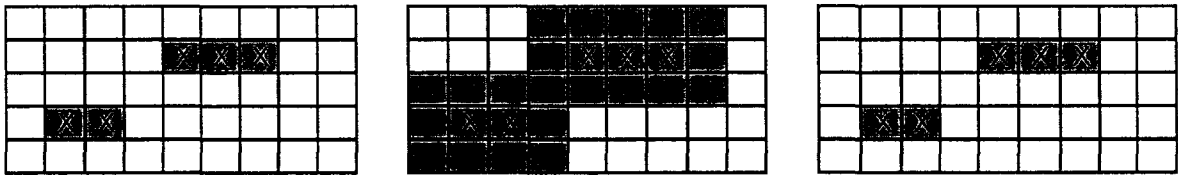
Le contour dilaté de l'exemple considéré est visible *figure 2.24.b*.

En général, après dilatation, on effectue une simple érosion sur le contour dilaté pour retrouver un contour fermé. L'érosion consiste à appliquer le même masque que pour la dilatation mais dans l'autre sens, à savoir, si les points de 1 à 9 font partie du contour dilaté (sont égaux à 1) alors, on affecte le point 1 au contour érodé. Le principe de dilatation – érosion, qui consiste à réaliser ce que l'on appelle une "fermeture morphologique", est présenté ci dessous, *figure 2.25*.



*Figure 2.25 : Principe de dilatation-érosion pour la fermeture de contour.*

Malheureusement, dans notre cas, l'érosion ne marche pas car il manque aussi parfois des pixels en diagonale (cf. *figure 2.26*).



Contour initial

Contour dilaté

Contour érodé

Non fermé

Non fermé

**Figure 2.26** : Le principe de dilatation-érosion pour la fermeture de contour ne marche pas lorsqu'il manque des pixels en diagonale.

Le contour érodé de l'exemple est présenté *figure 2.24.c*. On constate bien que l'érosion ne permet pas de fermer le contour.

Au lieu d'appliquer une simple érosion sur les contours dilatés, on effectue une détection du squelette, qui consiste à détecter les points non stables et à ne pas les inclure dans le contour résultat. Si on considère le masque suivant:

5	X	2
6	1	3
7	X	4

Le point 1 du contour dilaté est considéré comme non stable si les points 2, 3 et 4 font partie du contour dilaté mais les trois points 5, 6 et 7 n'en font pas partie.

Pour réaliser un squelette complet du contour dilaté, il faut s'assurer de la stabilité de chaque point dans toutes les directions. Il faut donc appliquer huit masques:

5	X	2
6	1	3
7	X	4

7	6	5
X	1	X
4	3	2

4	X	7
3	1	6
2	X	5

2	3	4
X	1	X
5	6	7

6	5	X
7	1	2
X	4	3

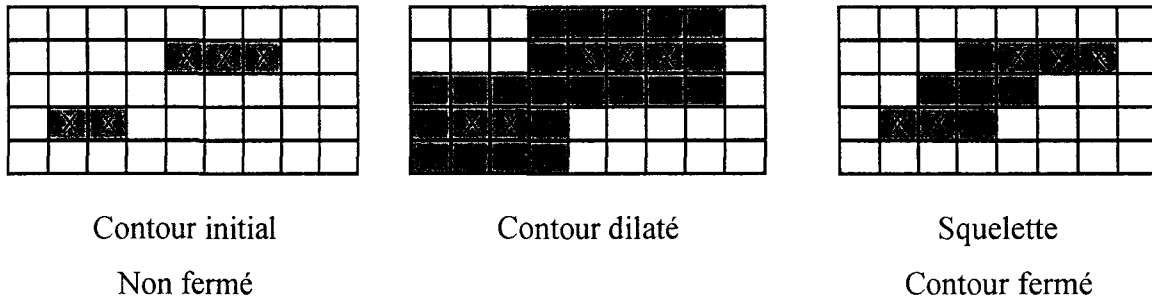
X	7	6
4	1	5
3	2	X

3	4	X
2	1	7
X	5	6

X	2	3
5	1	4
6	7	X

Si les points 1, 2, 3, 4 font partie du contour dilaté et que les points 5,6,7 n'en font pas partie, alors, le point 1 est considéré comme non stable et ne fera pas parti du squelette.

Le principe de la dilatation, suivi de la détection du squelette dans le cas où il manque des pixels en diagonale est présenté *figure 2.27*.



**Figure 2.27 :** Principe de dilatation et de détection du squelette pour la fermeture lorsqu'il manque des pixels en diagonale.

Le squelette obtenu pour l'exemple, est présenté *figure 2.24.d*.

Il est à noter que cette méthode n'est applicable que si les "trous" dans le contour non fermé n'excèdent pas 2 pixels suivant x et 2 pixels suivant y, ce qui est très souvent le cas mais, en pratique, il peut arriver de temps en temps qu'il y ait des trous plus importants, dans ce cas, pour l'instant on ferme les contours manuellement.

Cette méthode nous convient bien car notre volonté n'est pas d'obtenir un contour le plus fin possible, mais d'obtenir un contour fermé dont le profil extérieur représente le mieux possible notre objet. On peut voir sur la *figure 2.24.d* que cette fermeture de contour peut provoquer au maximum une erreur de un pixel par rapport au contour idéal.

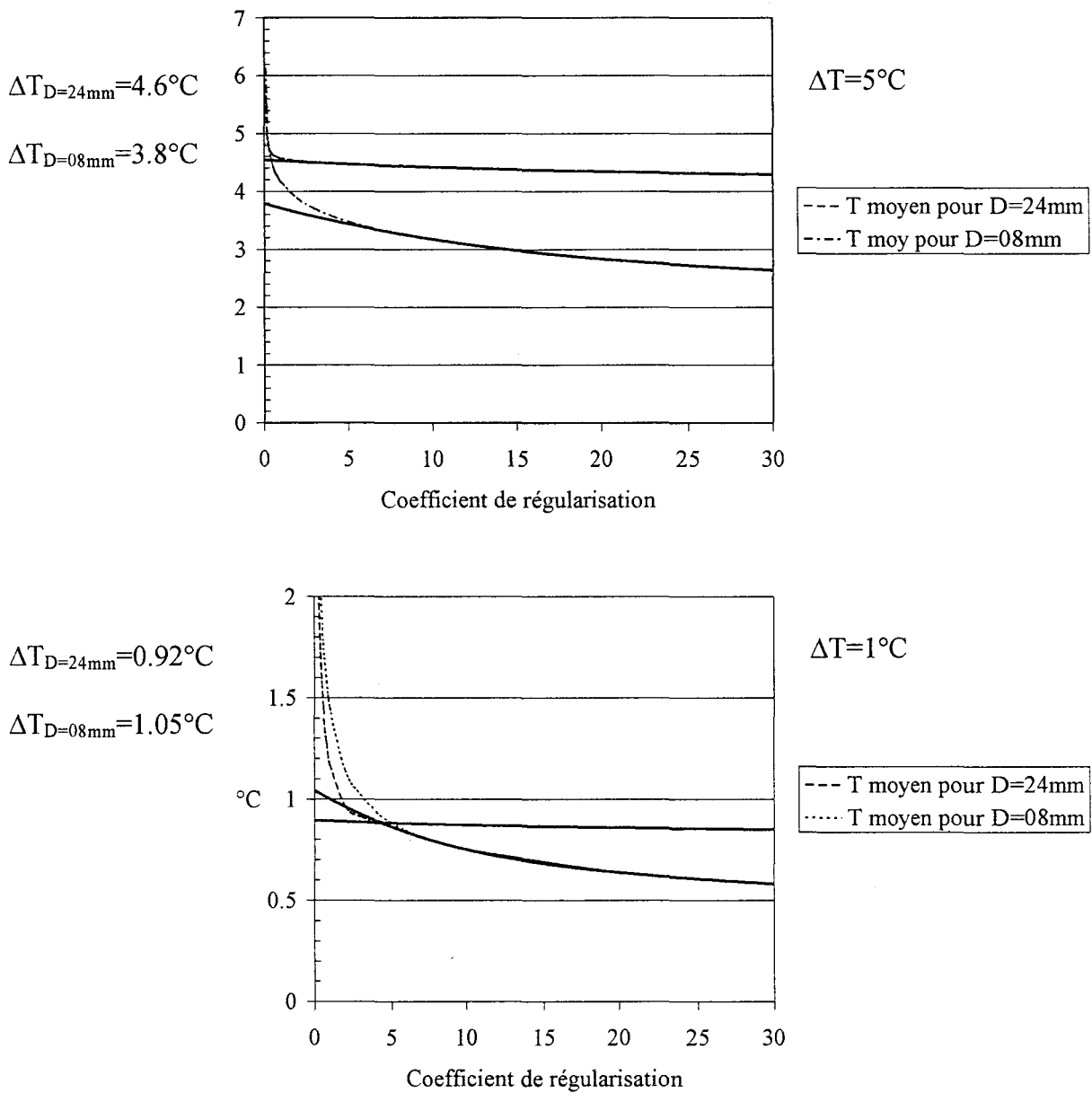
Il suffit alors de le remplir: pour chaque ligne de l'image du squelette, on détermine le premier et le dernier pixel appartenant au squelette et on met à 1 tous les pixels compris entre eux.

### 2.5.2. CALCUL DE LA TEMPERATURE

Après avoir déterminé la forme de l'objet, et en supposant connue sa profondeur, il reste à déterminer sa température physique. Le calcul de la moyenne des températures à l'intérieur du contour donne un renseignement sur celle-ci.

Pour déterminer la température physique réelle, on effectue une déconvolution avec faible régularisation à l'aide des coefficients de couplage associés à la bonne profondeur. Le problème est de savoir jusqu'à quel point on peut diminuer le coefficient de régularisation  $\alpha$ , sans obtenir de divergence. On réalise donc des déconvolutions successives en diminuant progressivement  $\alpha$  et en le faisant tendre vers zéro et, pour chaque image déconvoluée, on calcule la température moyenne retrouvée à l'intérieur du contour. L'évolution de cette moyenne de température est donnée *figure 2.28.*, pour deux exemples d'objets, avec un  $\Delta T$  de  $1^\circ\text{C}$  et avec un  $\Delta T$  de  $5^\circ\text{C}$ . Les deux exemples présentés, concernent un cylindre de 24 mm de diamètre et un cylindre de 8 mm de diamètre, à 5 mm de profondeur.

Pour les faibles valeurs de  $\alpha$ , on observe que la moyenne diverge mais, on ne peut pas vraiment, surtout lorsque le  $\Delta T$  physique est faible, déterminer le seuil à partir duquel il y a divergence. Cependant, nous montrons que le prolongement de la courbe de la moyenne en fonction du coefficient de régularisation sur l'axe des ordonnées permet d'obtenir une bonne estimée de la température physique (cf. *figure 2.28.*). Pour cela, on utilise une courbe de tendance polynomiale d'ordre 6.



**Figure 2.28.** : Evolution de la température maximale et de la température moyenne dans l'objet en fonction du coefficient de régularisation qui tend vers zéro.

Cas de deux objets cylindriques de diamètre  $D=24\text{ mm}$  et  $D=8\text{ mm}$ , situés à une profondeur  $z=5\text{ mm}$  et présentant un excès de température de  $1^\circ\text{C}$  et de  $5^\circ\text{C}$

### 2.5.3. INFLUENCE DE L'INTERPOLATION

En théorie, avec la connaissance des coefficients de couplage en tout point, il est possible de calculer la température radiométrique tous les millimètres. Par contre en pratique, on a vu au chapitre 1 qu'un déplacement tous les millimètres sur la surface à explorer n'est pas envisageable pour l'instant et qu'il est donc impératif d'effectuer un déplacement plus large tous les cinq millimètres [9], suivi d'une interpolation entre les points pour se ramener à une information tous les millimètres. Deux types d'interpolation ont été envisagées:

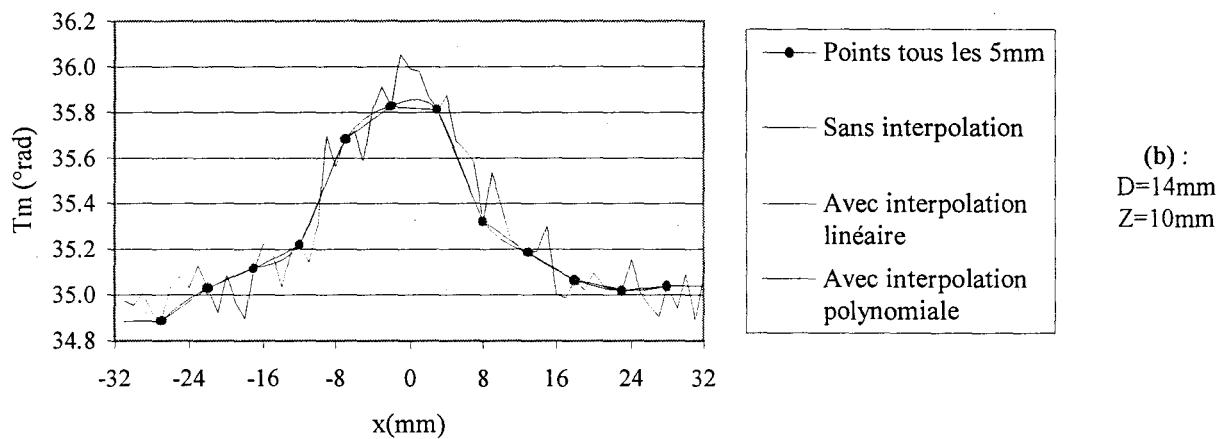
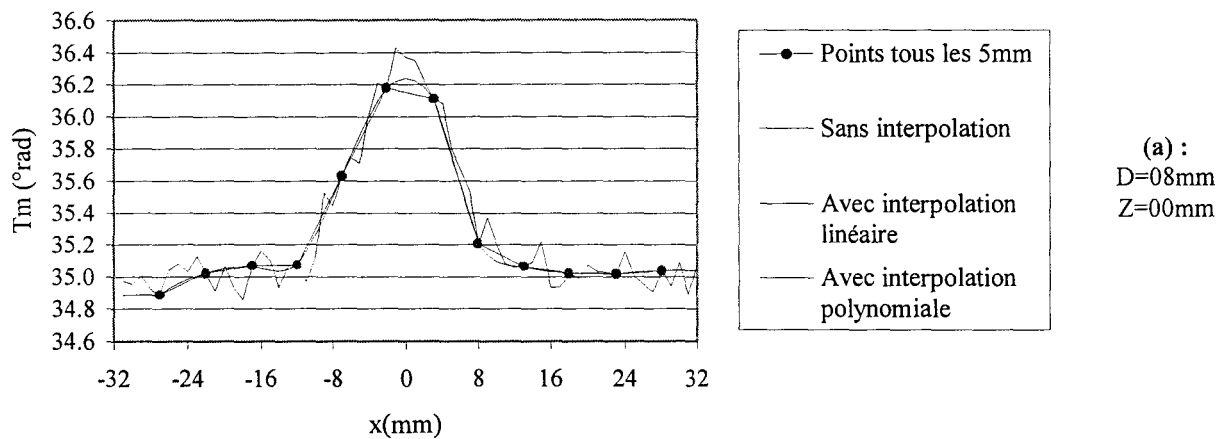
- L'interpolation linéaire ( la plus simple à mettre en œuvre)
- L'interpolation polynomiale (réalisée grâce au logiciel Matlab)

Nous avons regarder quelle est l'interpolation la mieux adaptée et quelle est son influence sur l'image radiométrique. Puis, nous avons regarder si elle influe sur la reconstruction du contour et sur la détermination de la température.

La *figure 2.29.* compare la température radiométrique, sur une coupe au centre de l'objet, obtenue après une interpolation linéaire et après une interpolation polynomiale, pour un objet cylindrique de 8 mm de diamètre en surface et pour un cylindre de 14 mm de diamètre situé à une profondeur  $z=10$  mm. On constate que nécessairement l'interpolation provoque une perte d'information mais que globalement, le profil est respecté.

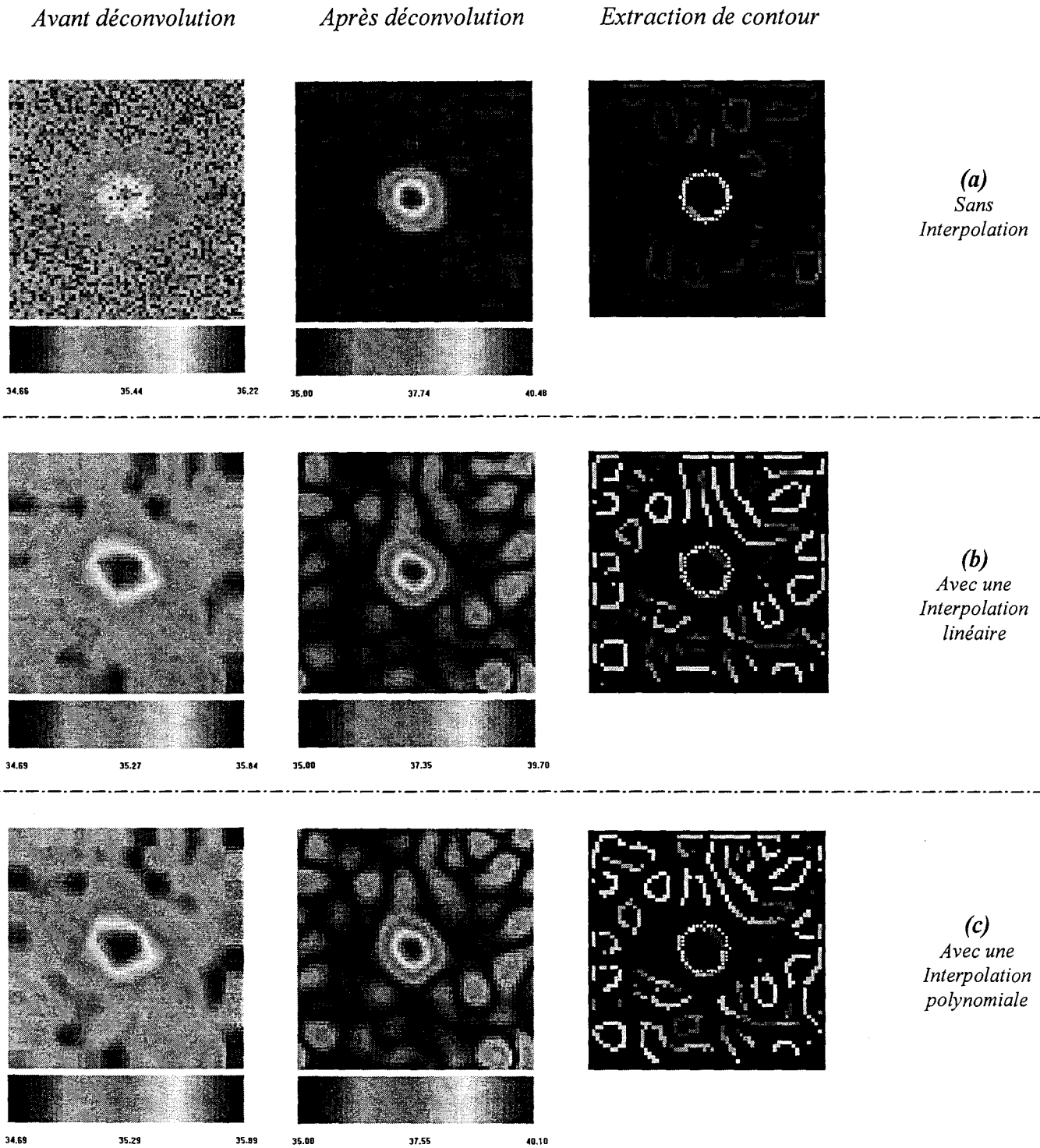
Hormis au centre de l'objet, l'interpolation linéaire et polynomiale donne des résultats similaires sur l'ensemble du profil. Par contre, au centre de l'objet, où l'information radiométrique est maximale, on constate que l'interpolation polynomiale donne une meilleure estimation de la température radiométrique maximale que l'interpolation linéaire. En fait l'interpolation commet une erreur au centre de l'objet uniquement lorsque les mesures tous les cinq millimètres ne permettent pas d'avoir accès à la température radiométrique maximale. Ce qui est la cas *figure 2.29.*

Les *figures 2.30.* et *2.31.* analysent quelle est l'influence de l'interpolation sur la reconstruction du contour pour les deux objets précédemment étudiés. On constate que les contours obtenus après interpolation sont un peu moins réguliers que ceux obtenus sans interpolation mais globalement la reconstruction du contour est bonne qu'elle que soit l'interpolation utilisée.



**Figure 2.29.** : Comparaison entre interpolation linéaire et interpolation polynomiale sur des coupes au centre de l'objet.

Objets thermogènes cylindriques de diamètre  $D$ , situés à une profondeur  $Z$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ$ .

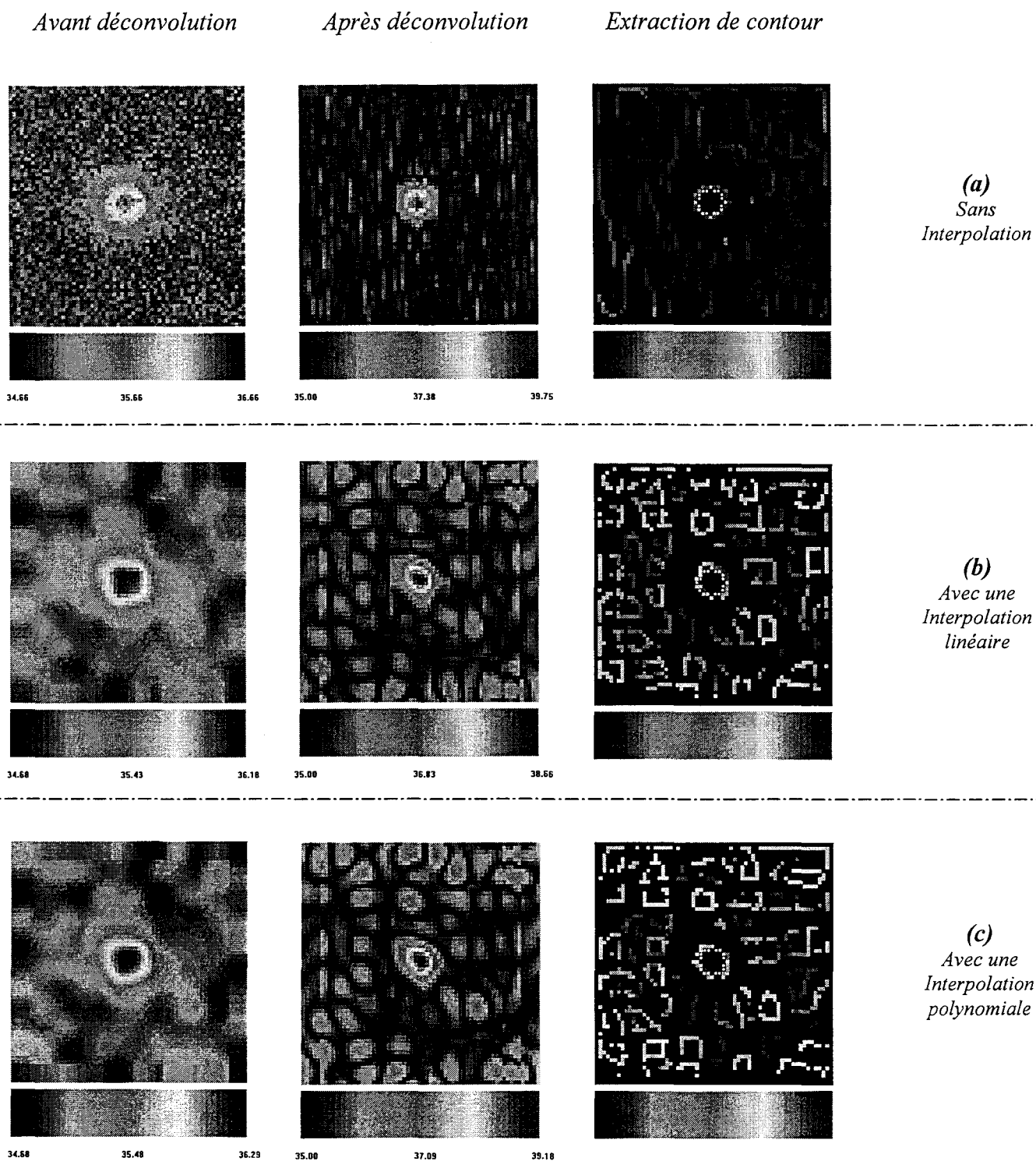


**Figure 2.30** : Etude de l'influence de l'interpolation, linéaire et polynomiale, sur la déconvolution et l'extraction de contour.

En blanc, le contour réel.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D=14$  mm, situé à une profondeur  $z=10$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .





**Figure 2.31.** : Etude de l'influence de l'interpolation, linéaire et polynomiale, sur la déconvolution et l'extraction de contour.

En blanc, le contour réel.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D=8$  mm, situé à une profondeur  $z=0$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .

La *figure 2.32*. étudie, quant à elle, l'influence de l'interpolation sur la détermination de la température. Provoquant une perte d'intensité de l'information radiométrique maximale, l'interpolation provoque nécessairement une perte d'information dans la détermination de la température physique. On constate qu'avec l'interpolation, lorsque les mesures tous les cinq millimètres ne donnent pas accès à la température radiométrique maximale, la température physique retrouvée à l'intérieur du contour est inférieure à celle retrouvée en théorie sans interpolation. De plus, comme dans ce cas, l'interpolation polynomiale donne une meilleure estimée de la température radiométrique maximale, elle donne également une meilleure estimée de la température physique que l'interpolation linéaire (cf. *figure 2.32*).

En conclusion, on peut dire que lorsque les mesures tous les cinq millimètres donnent accès à la température radiométrique maximale, alors l'interpolation n'influe pas sur les résultats de l'inversion. Par contre lorsqu'on ne connaît pas l'information radiométrique maximale, il est conseillé d'utiliser de préférence une interpolation polynomiale qui permet d'avoir une meilleure estimée de la température physique que l'interpolation linéaire. Nous utiliserons donc toujours l'interpolation polynomiale.

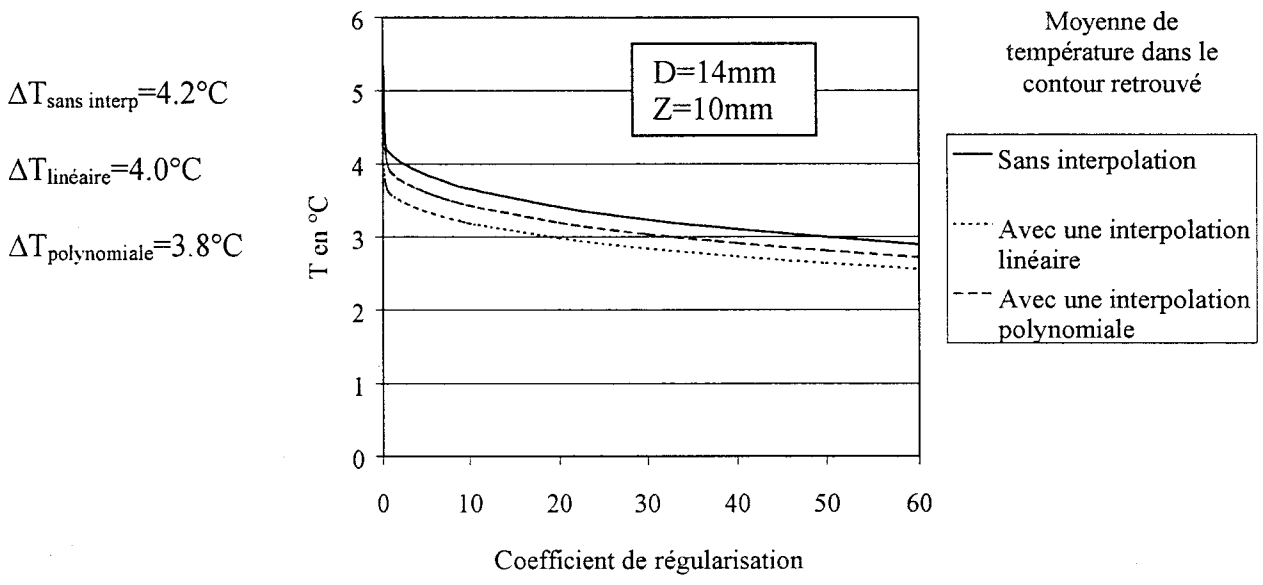
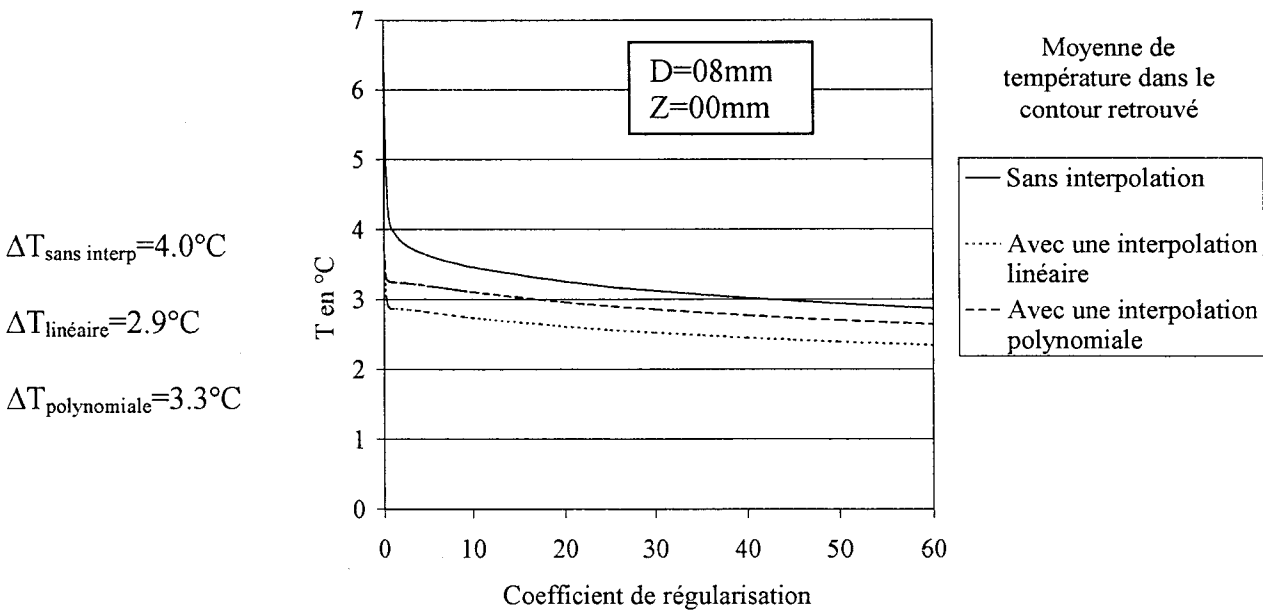


Figure 2.32. : Etude de l'influence de l'interpolation, linéaire et polynomiale, sur la détermination de la température.

Objets thermogènes cylindres de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  $Z$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .

#### 2.5.4. INFLUENCE DU BRUIT DE DEPLACEMENT

Comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, lors de la réalisation d'une image pratique, un bruit de déplacement s'ajoute au bruit du radiomètre, compte tenu du déplacement manuel et imprécis des sondes. Nous pouvons théoriquement simuler ce bruit de déplacement et nous l'avons quantifié dans le paragraphe 1.5.2. Nous avons regardé s'il dégrade ou non la restauration des images.

L'exemple que nous avons étudié concerne un objet cylindrique de 14 mm de rayon, présentant un excès de température de 5°C et se situant à une profondeur de 5 mm. Pour cet objet, le bruit de déplacement maximal pouvant être réalisé a été estimé à 10.3 % de l'excès maximal de température radiométrique (c'est à dire environ 0.17°C) pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm et à 21.5% (environ 0.35°C) pour une erreur de positionnement maximale de 2 mm. Le bruit de déplacement statistique a quant à lui été estimé à 6.1 % de l'excès maximal de température radiométrique pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm et à 10.7% pour une erreur de positionnement maximale de 2 mm.

Les résultats de l'inversion par régularisation et filtrage de Deriche, en présence du bruit du radiomètre, en terme d'extraction de contour, sont présentés *figure 2.33*. La *figure 2.33.a.* présente l'inversion sans bruit de déplacement, la *figure 2.33.b.* présente l'inversion en présence d'un bruit de déplacement  $n_{dep1}$  calculé pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm et la *figure 2.33.c.*, en présence d'un bruit de déplacement  $n_{dep2}$  calculé pour une erreur de positionnement maximale de 2 mm. On constate que le bruit de déplacement provoque une très légère déformation du contour retrouvé après filtrage de Deriche.

La *figure 2.34* montre l'influence du bruit de déplacement sur la détermination de la température physique. On constate que le bruit de déplacement  $n_{dep1}$  ne modifie quasiment pas la température retrouvée ( $\approx 4.2^\circ\text{C}$ ). Par contre, lorsque le bruit de déplacement augmente, il n'est plus négligeable devant le bruit du radiomètre et ajoute alors une erreur supplémentaire sur la température. Pour une erreur de déplacement maximale estimée à 2 mm, dans le cas de notre exemple, on commet une erreur supplémentaire sur la température d'environ 2% soit d'environ 0.1°C. Ceci reste tout de même très faible.

Le bruit de déplacement a donc une influence sur la reconstruction des objets thermiques mais, elle est relativement faible aussi bien au niveau détection de contour que détermination de la température. Cependant, même si le bruit de déplacement peut paraître négligeable devant le bruit du radiomètre, il faut tout de même essayer de le minimiser au maximum.

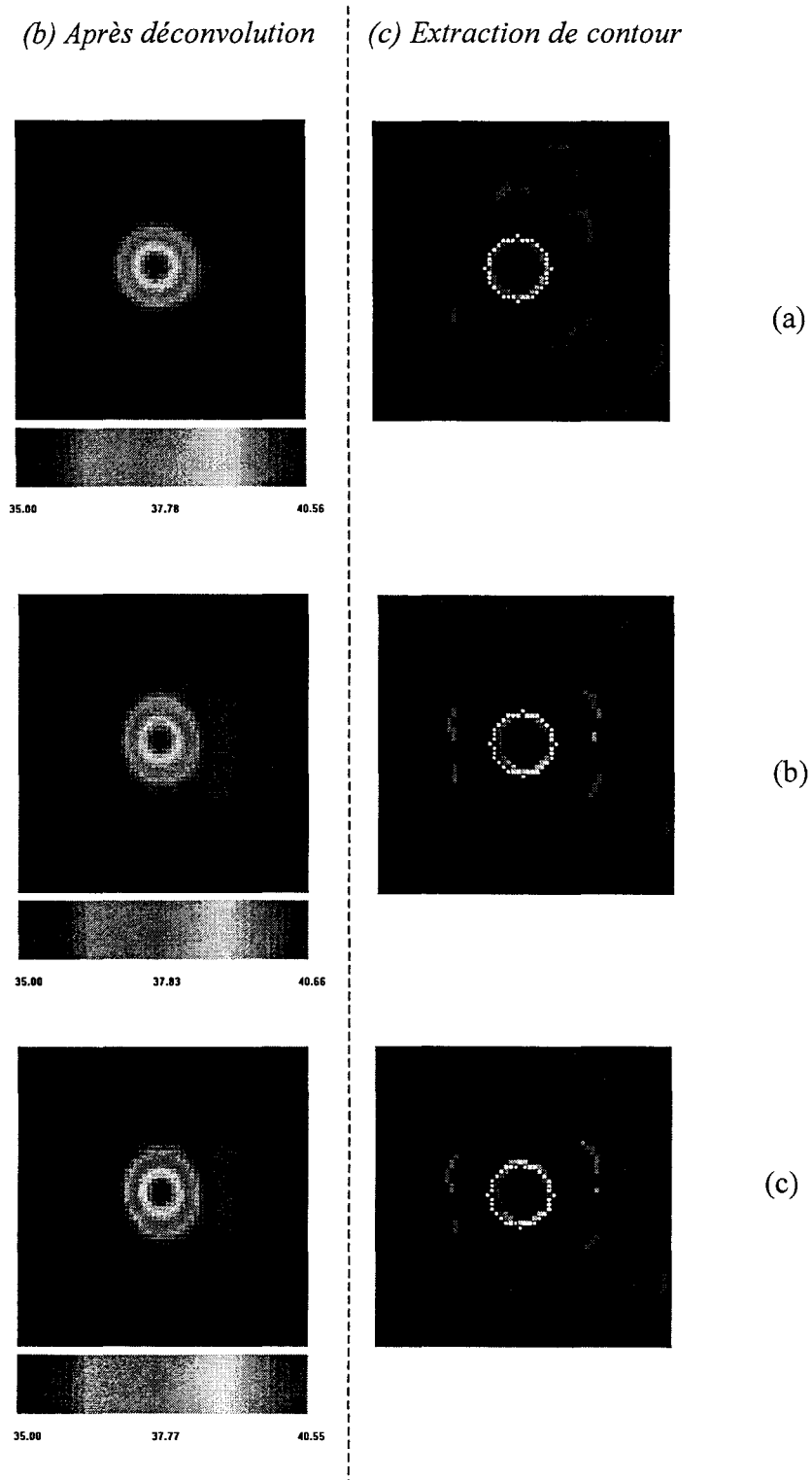


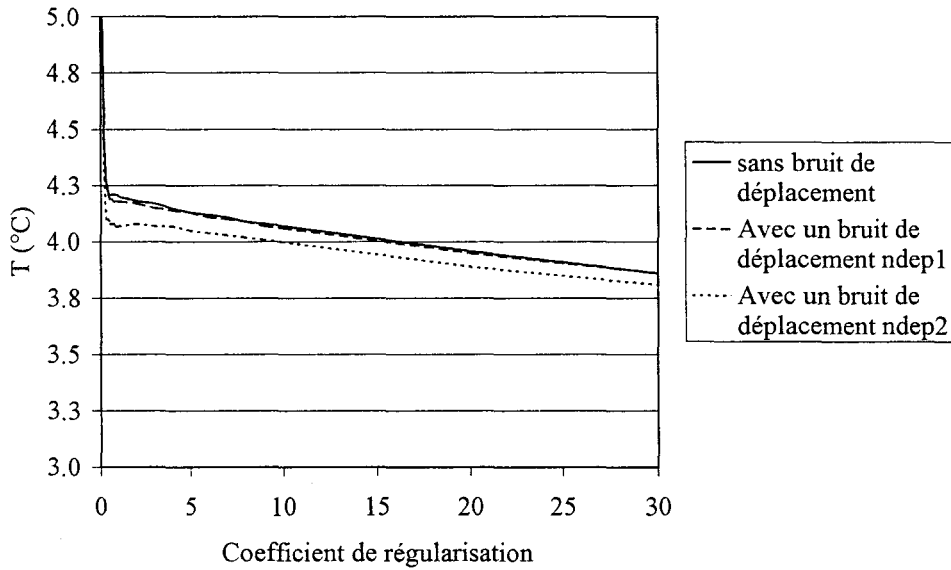
Figure 2.33. : Résultat de l'inversion, en terme d'extraction de contour, en présence du bruit du radiomètre,.

(a) sans bruit de déplacement

(b) avec  $n_{dep1}$ , calculé pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm

(c) avec  $n_{dep2}$ , calculé pour une erreur de positionnement maximale de 2 mm

Cas d'un objet cylindrique, rayon  $R=7$  mm, profondeur  $z=5$  mm, excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .



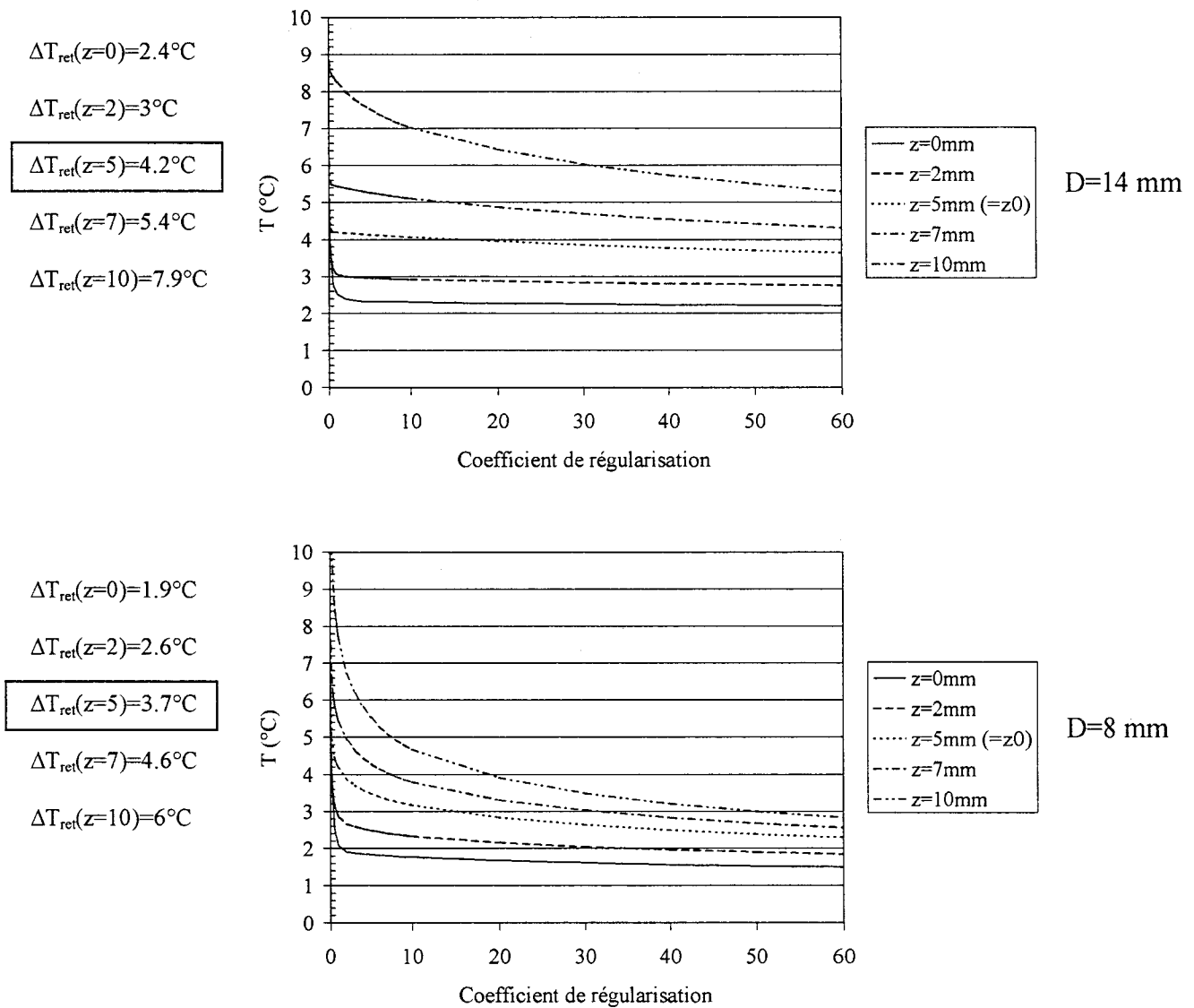
**Figure 2.34.** : Résultat de l'inversion, en terme de température, en présence, en plus du bruit du radiomètre, d'un bruit de déplacement  $n_{dep}$ .  
 $n_{dep1}$  est calculé pour une erreur de positionnement maximale de 1 mm  
 $n_{dep2}$  est calculé pour une erreur de positionnement maximale de 2 mm  
 Cas d'un objet cylindrique, rayon  $R=7$  mm, profondeur  $Z=5$  mm, excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

### 2.5.5. INFLUENCE DE LA PROFONDEUR

Pour pouvoir appliquer notre méthode d'inversion aux signaux radiométriques, la profondeur  $z_0$  de l'objet thermogène est dans un premier temps supposée connue. En théorie, on connaît avec exactitude cette profondeur  $z_0$ . En pratique, au laboratoire lors des manipulations sur bain d'eau, la profondeur  $z_0$  est déterminée grâce à un piston relié à un vernier ayant une précision de 0.1 mm. Cependant, le fond de la cuve contenant l'eau n'étant pas parfaitement rigide, on peut facilement commettre une erreur de l'ordre du millimètre. Pour les images cliniques, la profondeur est estimée en échographie, lorsque l'anomalie à une traduction échographique, sinon, elle est estimée en mammographie. L'estimation de la profondeur en échographie est relativement précise compte tenu que la position dans laquelle on la mesure (position allongée sur le dos) est la même que celle dans laquelle on réalise l'examen I.M.O. L'estimation de la profondeur en mammographie est beaucoup plus imprécise compte tenu de la compression du sein et de la réalisation de l'examen en position debout.

Contrairement à la détermination du contour, La détermination de la température n'est quant à elle pas indépendante de la profondeur  $z_0$ . La figure 2.35 montre deux exemples, le cas

d'un cylindre de 14 mm et le cas d'un cylindre de 8 mm, tous deux situés à une profondeur de 5 mm et présentant un excès de température de 5°C. Ces objets ont été déconvolués en utilisant successivement les coefficients de couplage associés aux profondeurs 0 mm, 2 mm, 5 mm, 7 mm et 10 mm. On constate que l'on commet une erreur relativement importante sur la détermination de la température lorsqu'on ne déconvolue pas à la bonne profondeur. Il est donc important d'estimer le mieux possible la profondeur de l'objet avant de réaliser l'inversion des signaux radiométriques.



**Figure 2.35.** : Evolution de l'excès de température retrouvée en fonction de la profondeur  $z$  à laquelle on déconvolue.

Cas d'un objet de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  $z_0=5$  mm et présentant un excès de température de 5°C.

## 2.5.6. APPLICATION A L'INVERSION D'OBJETS SEMI INFINIS

Au vue de l'application médicale visée et compte tenu de la profondeur d'investigation de l'I.M.O., on considère en général que les gradients thermiques étudiés sont de formes ramassées et peuvent être considérés comme semi-infinis en profondeur.

Après avoir déterminé une méthodologie précise à suivre pour déterminer les caractéristiques physiques des objets thermogènes étudiés, nous l'avons appliquée à des objets pratiques semi infinis et avons comparé les résultats à ceux obtenus en théorie. Nous allons regarder les résultats de l'inversion par la méthode de la régularisation dans le cas où l'on est en présence d'un seul ou de deux objets thermogènes.

### 2.5.6.1. Un seul objet thermogène cylindrique

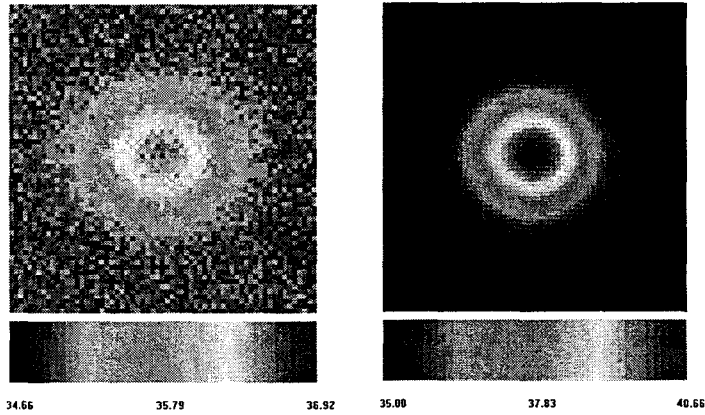
Les *figures 2.36, 2.37., 2.38.* présentent les résultats obtenus, en terme de reconstruction de contour, en théorie et en pratique pour différents objets de diamètres  $D$ , situés à une profondeur  $z$  et présentant un excès de température de  $5^{\circ}\text{C}$  ( $D=24$  mm,  $D=14$  mm,  $D=8$  mm, respectivement à  $z=10$  mm,  $z=5$  mm et  $z=5$  mm). On constate que l'on obtient des résultats très satisfaisants aussi bien en théorie qu'en pratique. Les contours retrouvés sont réguliers, presque tous fermés et très proches des contours théoriques. Il est à noter que pour l'objet de 8 mm de diamètre, la méthode de déconvolution et filtrage de Wiener ne permettait pas en théorie de retrouver le bon contour à 5 mm de profondeur (cf. *figure 2.9.*) et qu'en pratique, on n'arrivait pas du tout à localiser l'objet.

La méthode de la régularisation nous a donc permis d'obtenir une meilleure définition des contours et d'augmenter la résolution spatiale.

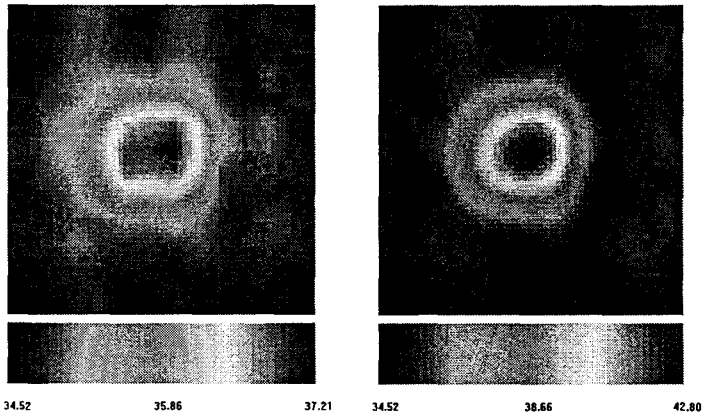
Si on compare maintenant les spectres théoriques des températures physiques retrouvées, sans bruit après déconvolution, avec bruit dans le cas d'une déconvolution et filtrage de Wiener, et avec bruit dans le cas d'une déconvolution avec régularisation, on constate *figure 2.39.* que la méthode de la régularisation permet de garder des informations supplémentaires en fréquence. En effet, le spectre des température physiques obtenu par la méthode de la régularisation est plus riche dans les hautes fréquences que le spectre obtenu après déconvolution et filtrage de Wiener.



(a) Avant déconvolution      (b) Après déconvolution      (c) Extraction de contour



*Théorie*



*Expérience*

**Figure 2.36.** : Exemple de déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche.

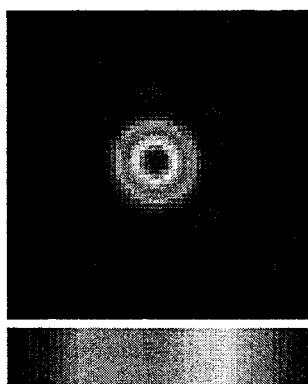
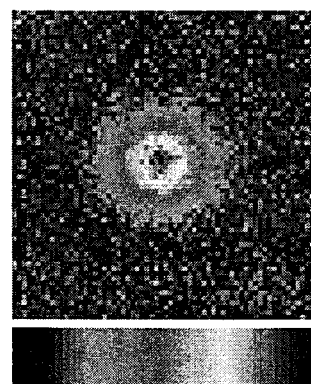
En blanc, le contour réel.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D=24$  mm, situé à une profondeur  $z=10$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

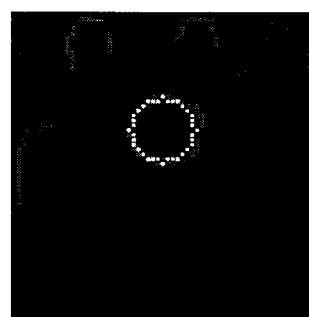
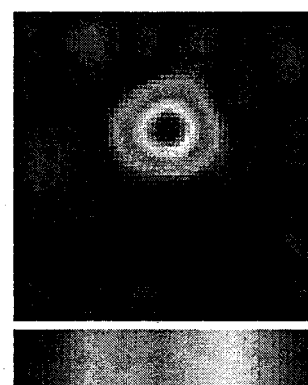
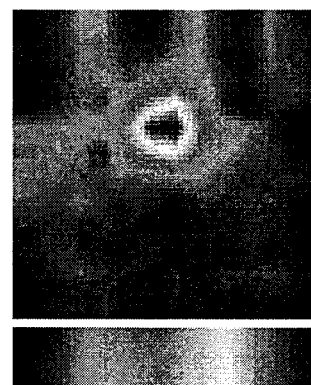
(a) Avant déconvolution

(b) Après déconvolution

(c) Extraction de contour



*Théorie*

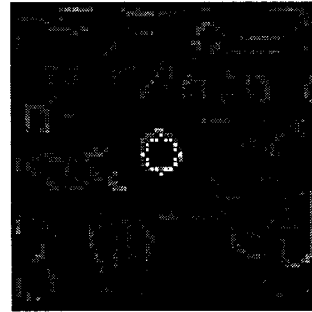
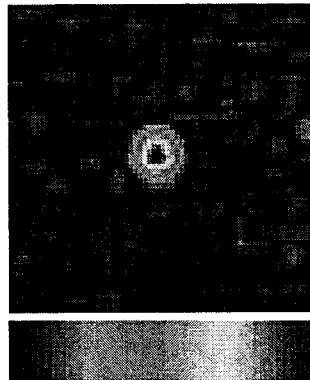
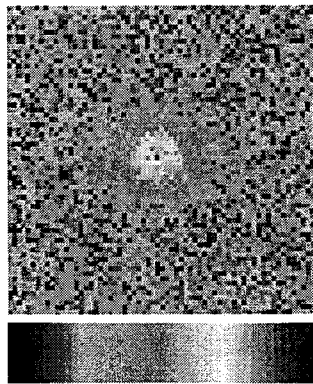


*Expérience*

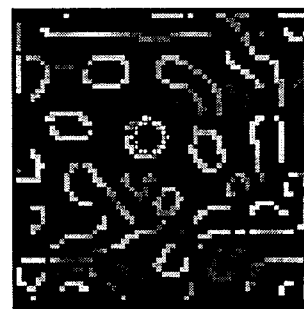
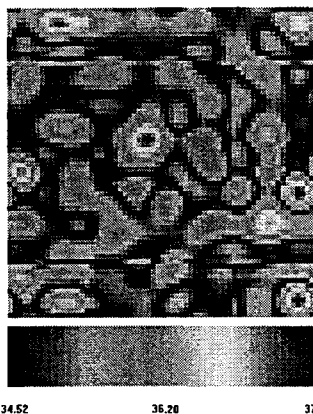
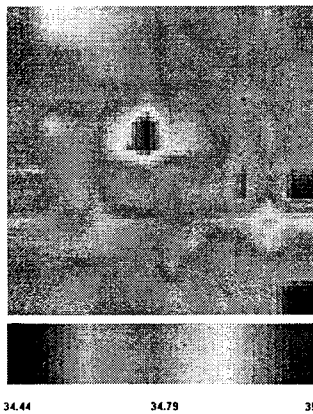
*Figure 2.37. : Exemple de déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche.  
En blanc, le contour réel.*

*Objet thermogène cylindre de diamètre  $D=14$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

(a) Avant déconvolution      (b) Après déconvolution      (c) Extraction de contour



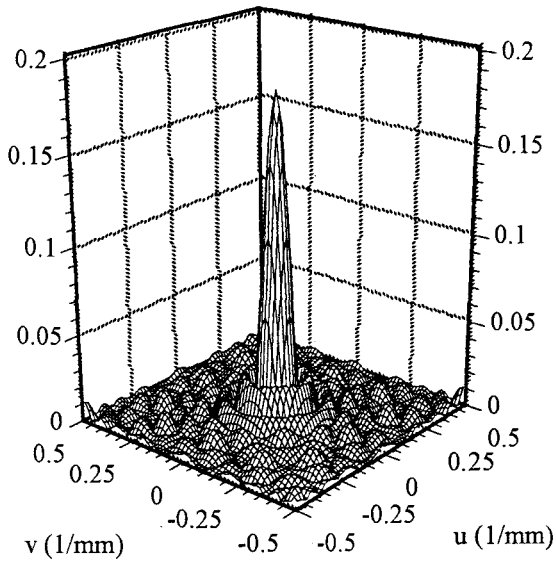
*Théorie*



*Expérience*

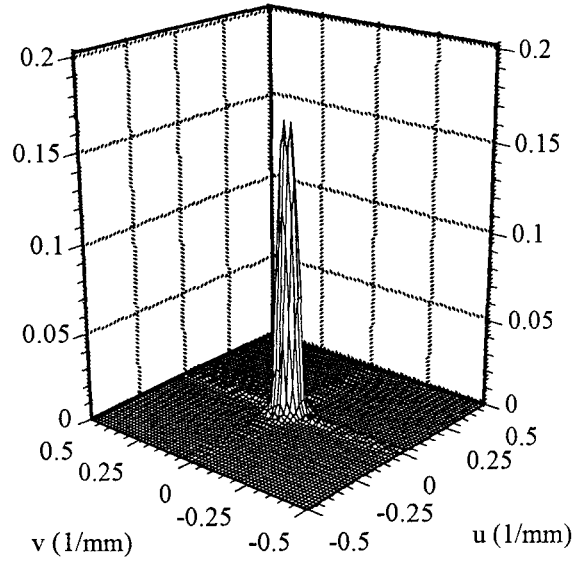
**Figure 2.38.** : Exemple de déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche.  
En blanc, le contour réel.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D=8$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .



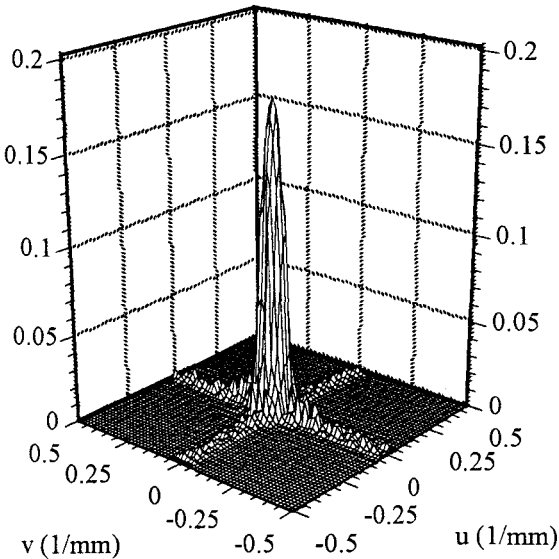
**Cas sans bruit**

*Spectre des températures physiques retrouvées*  
 $\hat{\Delta T}(u,v)$  après déconvolution



**Cas avec bruit**

*Spectre des températures physiques retrouvées*  
 $\hat{\Delta T}(u,v)$  après déconvolution et filtrage de Wiener



**Cas avec bruit**

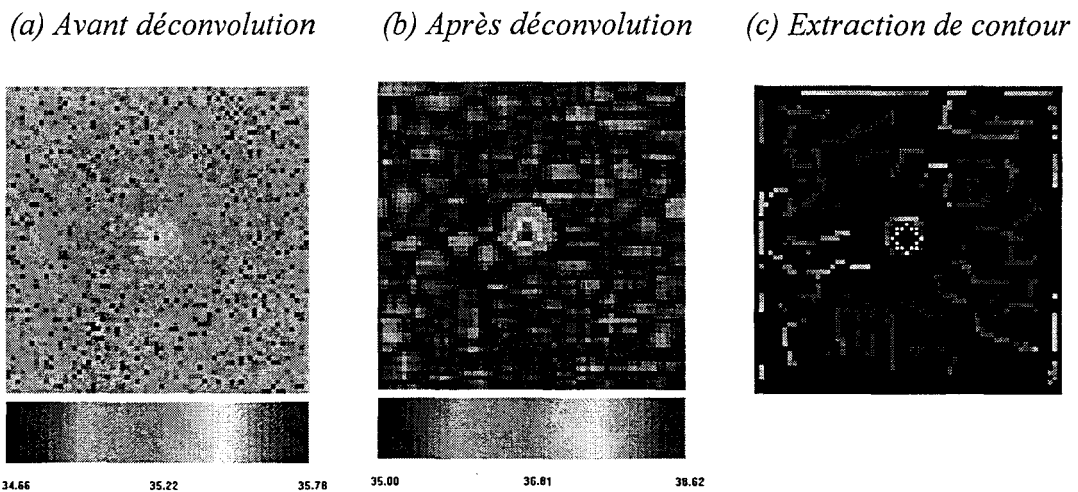
*Spectre des températures physiques retrouvées*  
 $\hat{\Delta T}(u,v)$  après déconvolution sous régularisation

**Figure 2.39.** : Comparaison des spectres des températures physiques retrouvées  
 - sans bruit, après déconvolution  
 - avec bruit, après déconvolution et filtrage de Wiener  
 - avec bruit, après déconvolution sous régularisation.

Cas d'un objet thermogène cylindrique, plongé dans l'eau, de diamètre  $D=14$  mm, à une profondeur  $Z=10$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

Ceci explique donc que contrairement à la méthode de déconvolution et filtrage de Wiener, la méthode de la régularisation permet, pour un excès de température de  $5^{\circ}\text{C}$ , de commettre une faible erreur sur la reconstruction du contour pour tout objet cylindrique dont le diamètre est supérieur à 8 mm.

Si on s'intéresse maintenant à des objets dont le diamètre est inférieur à 8 mm, on arrive rapidement à la limitation de la méthode dans le sens où la variance de l'image radiométrique avoisine rapidement la variance du bruit. Un objet présentant un excès de température de  $1^{\circ}\text{C}$  et dont le diamètre est inférieur à 8 mm n'est pas décelable. Si l'excès de température est de  $5^{\circ}\text{C}$ , on peut déceler un objet théorique de 06 mm de diamètre jusque 5 mm de profondeur. La *figure 2.40.* présente ce résultat. Cet objet n'était pas décelable avec le filtre de Wiener.



**Figure 2.40.** : Cas théorique d'un cylindre de diamètre  $D=06$  mm  
Exemple de déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche.

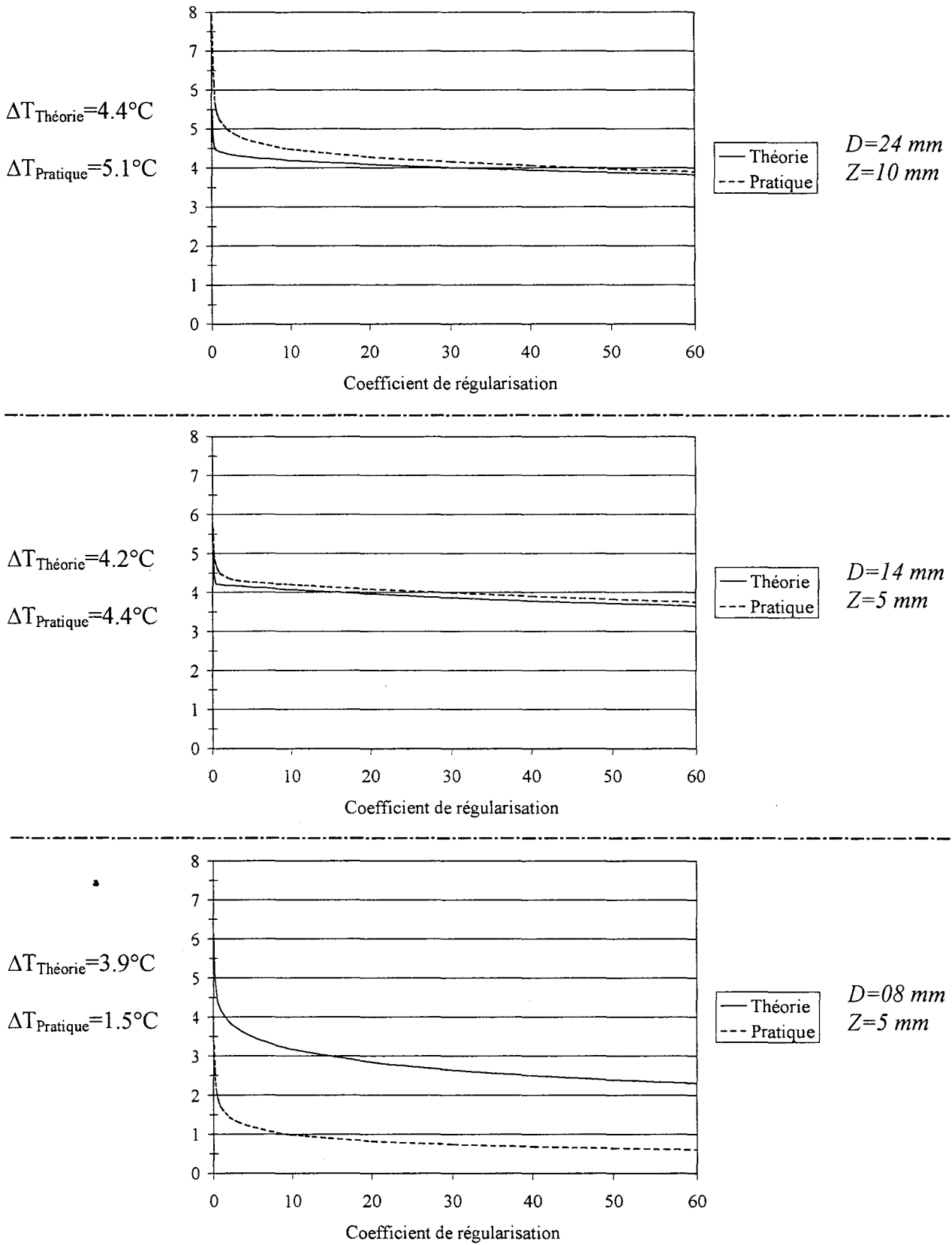
Objet thermogène situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .

L'étude de la température pour les objets précités de 24 mm, 14 mm et 8 mm, est présentée *figure 2.41*. Il est à noter que les températures physiques retrouvées sont calculées à partir des courbes de tendance comme expliqué paragraphe 2.5.2. On observe une bonne adéquation entre théorie et pratique sauf pour l'objet de 8 mm où la température retrouvée en pratique est beaucoup plus faible qu'en réalité. Ceci peut s'expliquer pour deux raisons. D'une part, en pratique il est très difficile de réaliser une circulation d'eau chauffée à 40°C dans un tout petit objet et que par conséquent, lors de la réalisation de l'expérience, la température dans l'objet était sans doute inférieure à 40°C. D'autre part, pour réaliser une image, on réalise des acquisitions tous les 5 millimètres, suivies d'une interpolation entre les différents points de mesure or, on a vu au paragraphe 2.5.3 que lorsque l'on ne connaît pas l'intensité maximale, l'interpolation crée des erreurs dans la détermination de la température. Il se peut donc que lors de la réalisation de l'image, nous n'ayons pas eu accès au point d'intensité maximale.

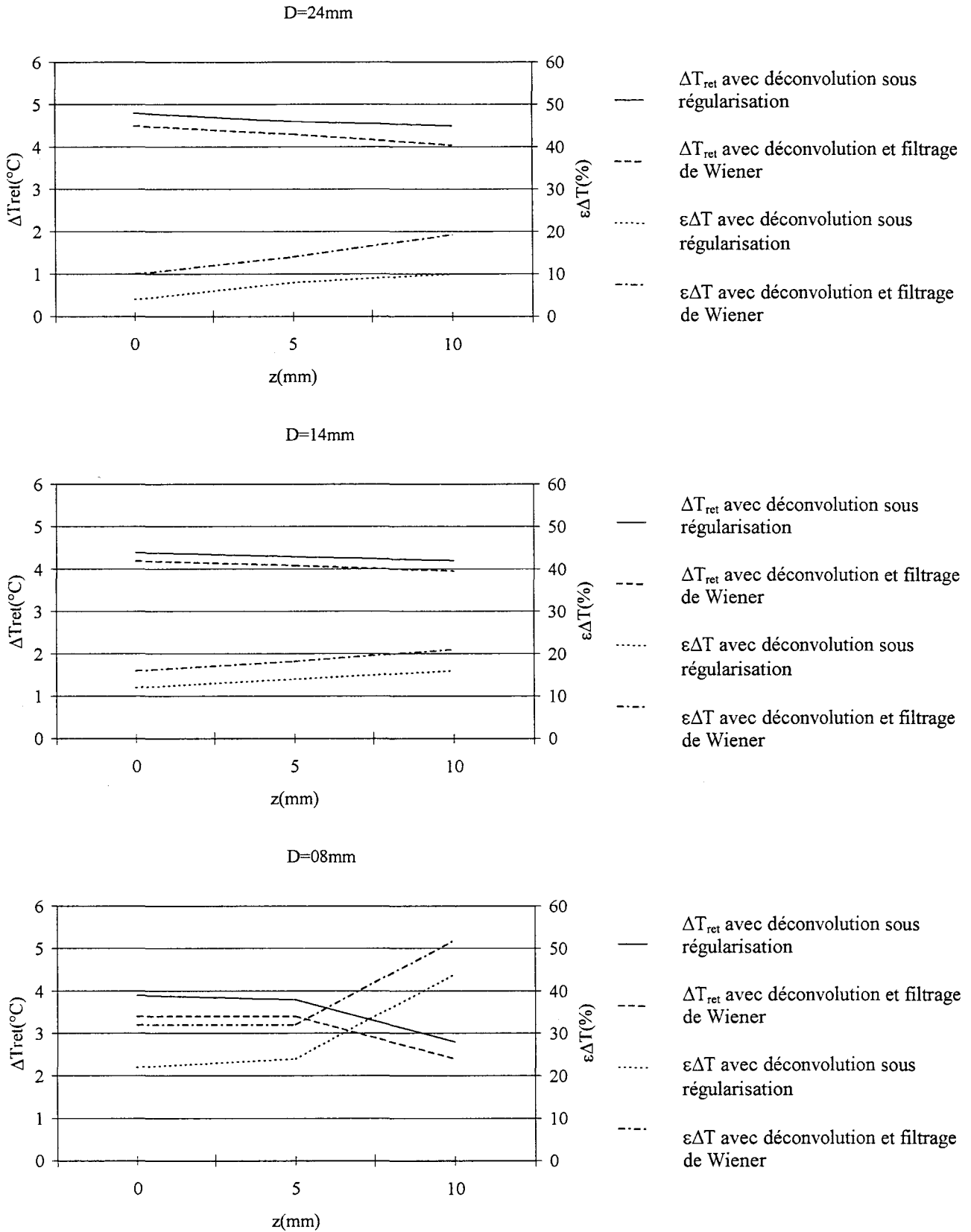
Globalement, on constate que la méthode de la régularisation nous permet d'obtenir une bonne estimation de la température physique de l'objet. Pour un excès de température réel de 5°C, on trouve entre 4.4 et 5.1°C pour un diamètre de 24 mm, entre 4.2 et 4.4°C pour un objet de 14 mm et entre 1.5 et 3.9°C pour un objet de 8 mm.

La *figure 2.42* donne un récapitulatif des températures retrouvées et de l'erreur commise ( $\varepsilon_{\Delta T} = \frac{\Delta T_{retrouvé} - \Delta T_{réel}}{\Delta T_{réel}}$ ), par la méthode de la régularisation, pour un excès de température réel de 5°C et pour différents diamètres (D=24 mm, D=14 mm, D=8 mm) en fonction de la profondeur et compare les résultats obtenus avec ceux obtenus par la méthode de déconvolution et filtrage de Wiener.

Quelque soit l'objet considéré, les résultats sont plus satisfaisants avec la méthode de la régularisation.



**Figure 2.41.** : Détermination de la température, théorie et pratique.  
 Objet thermogène de diamètre  $D$ , situé à une profondeur  $Z$  et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .



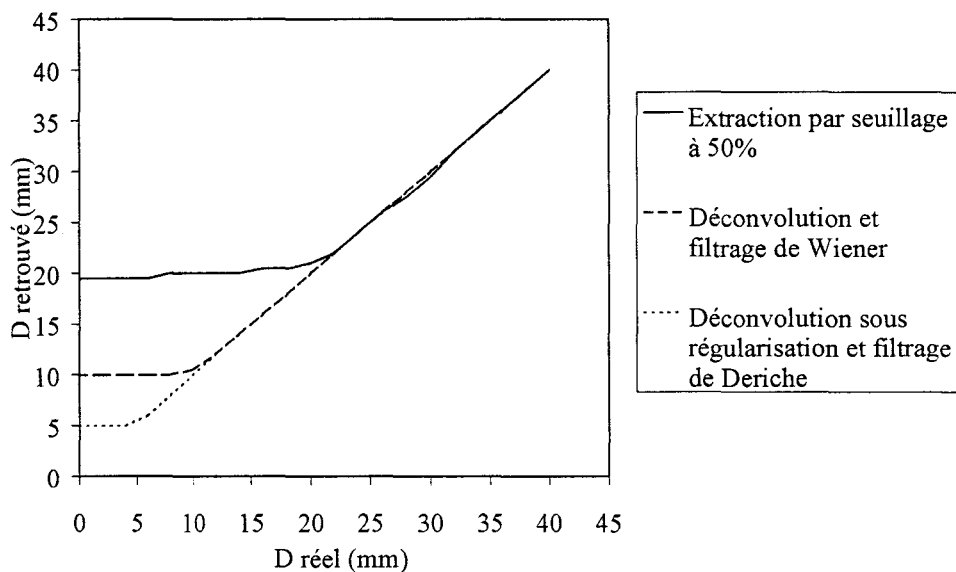
**Figure 2.42.** : Comparaison des résultats obtenus en terme de température, par la méthode de la régularisation et la méthode de déconvolution et filtrage de Wiener, en fonction de la profondeur.

Objet thermogène cylindre de diamètre  $D$  présentant un excès de température réel  $\Delta T = 5^\circ C$ .



La *figure 2.43*. montre l'amélioration de la résolution spatiale, en terme de détermination du contour, amenée d'une part par le fait d'utiliser une déconvolution [35] et d'autre part par le fait d'utiliser une méthode de déconvolution plus robuste. En effet, avant de réaliser l'inversion des données radiométriques, la première approche pour retrouver le contour, était de réaliser une extraction de contour sur les images brutes, par seuillage à 50% de l'intensité radiométrique maximale. Cette méthode n'était valable que pour des objets dont le diamètre est supérieur à 2 centimètres (taille de la sonde) [9, 28]. La *figure 2.43* compare le diamètre  $D$  retrouvé en fonction du diamètre  $D$  réel, pour une profondeur  $z=00$  mm, par les trois méthodes suivantes:

- Extraction de contour par seuillage à 50 % de l'image radiométrique brute (pas de déconvolution).
- Extraction de contour par seuillage à 70 % de l'image déconvoluée et filtrée par Wiener.
- Extraction de contour par filtrage de Deriche de l'image déconvoluée par la méthode de la régularisation.



**Figure 2.43.** : Amélioration de la résolution spatiale par la méthode de la régularisation associée à un filtre de Deriche.

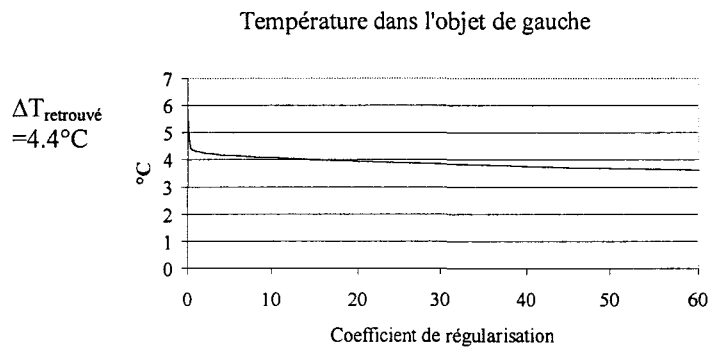
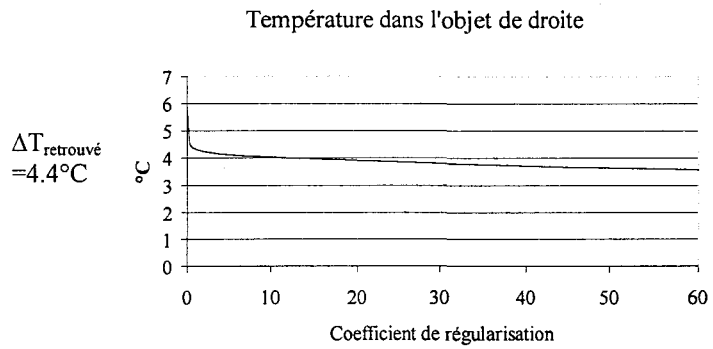
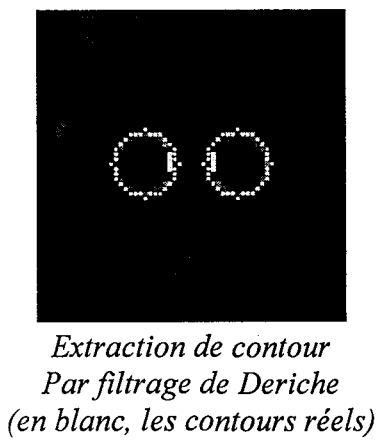
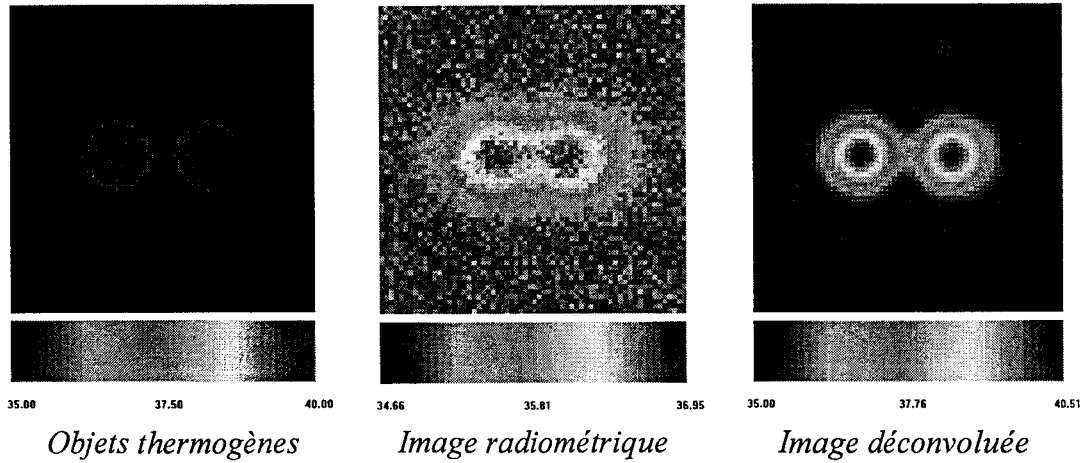
Comparaison des diamètres retrouvés en fonction des diamètres réels , pour une profondeur  $z=00$  mm, par les 3 méthodes:

- extraction de contour à 50%
- déconvolution et filtrage de Wiener
- déconvolution sous régularisation et filtrage de Deriche.

### 2.5.6.2. Deux objets thermogènes cylindriques

L'inversion des signaux radiométriques par la méthode de la régularisation associée au filtre de Deriche donne donc de bons résultats dans le cas où un seul objet thermogène est présent dans le milieu étudié. Qu'en est-il dans le cas de deux objets thermogènes?

Nous avons tout d'abord considéré le cas de deux objets cylindriques de même diamètre et présentant le même excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ . La *figure 2.44.* montre l'exemple de deux objets de 14 mm de diamètre situés à une profondeur  $z=5$  mm et séparés entre eux de  $\Delta L = 4$  mm. Alors que sur l'image radiométrique, on distingue difficilement que l'on est en présence de deux objets, l'extraction de contour par filtrage de Deriche nous permet de bien les séparer et de retrouver correctement leur taille. Si on éloigne les deux objets l'un de l'autre, on retrouve des contours parfaits. Par contre, si on les rapproche d'avantage, on retrouve deux contours bien distincts ayant la bonne taille mais qu'il faut fermer manuellement. La détermination des températures est correcte, on trouve environ  $4.4^{\circ}\text{C}$  pour les deux objets (*figure 2.44.*)



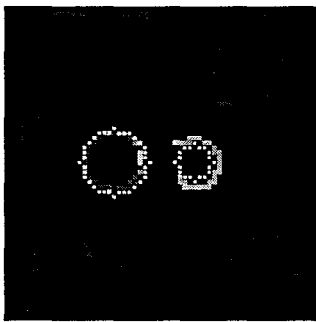
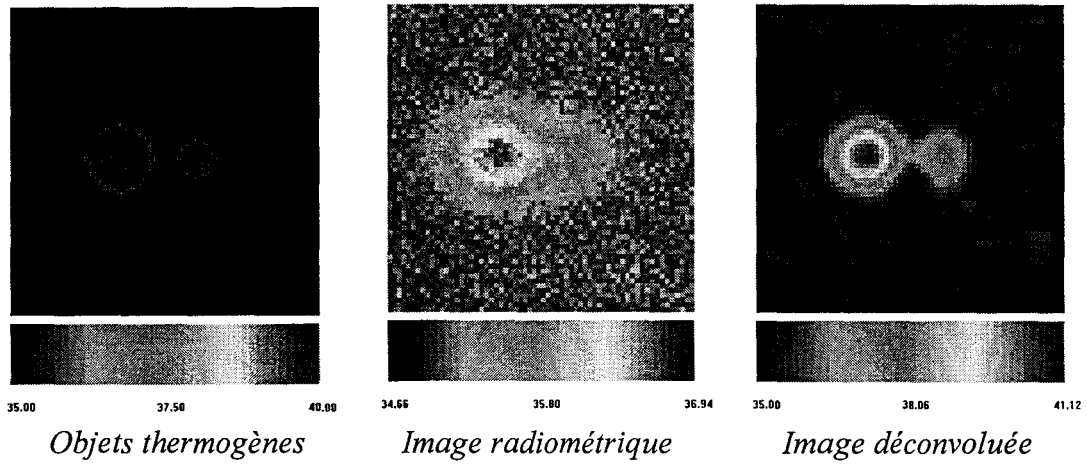
**Figure 2.44.** : Déconvolution en présence de deux objets thermiques de diamètre  $D_1$  et  $D_2$ , de température respectives  $\Delta T_{D_1}$  et  $\Delta T_{D_2}$ , plongés dans un bain d'eau à  $35^{\circ}\text{C}$  à une profondeur  $z=5$  mm et séparé d'une distance  $\Delta L$   
Cas ou  $D_1=D_2=14$  mm,  $\Delta T_{D_1}=\Delta T_{D_2}=5^{\circ}\text{C}$  et  $\Delta L=4$  mm.

Nous avons également regarder les résultats obtenus lorsque les deux objets ne présentent pas le même excès de température ou ne sont pas de la même taille.

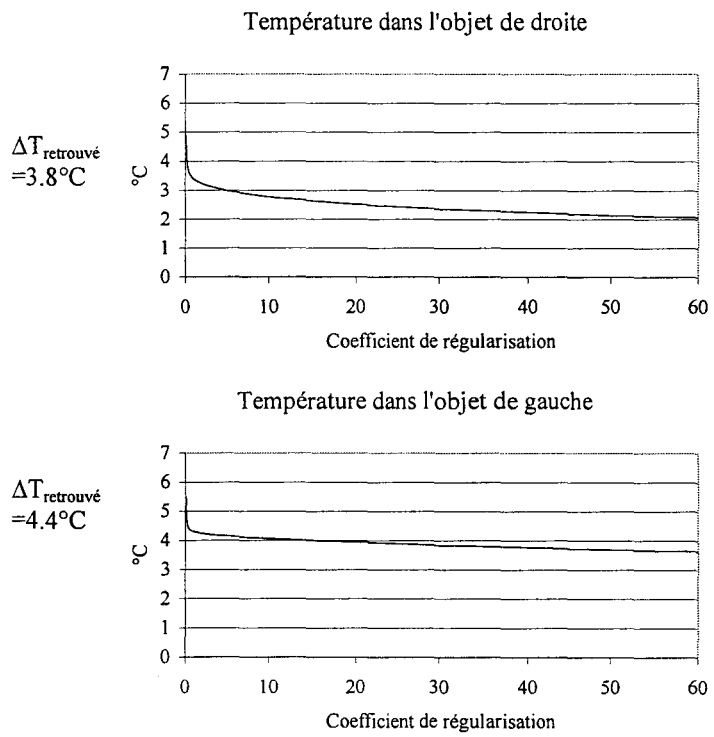
La *figure 2.45*. traite le cas de deux objets thermiques, séparés de  $\Delta L = 4$  mm, présentant le même excès de température  $\Delta T = 5^\circ\text{C}$  mais étant de taille différentes ( $D_1 = 14$  mm et  $D_2 = 8$  mm). Sur l'image radiométrique, on soupçonne à peine l'existence du petit objet alors qu'après déconvolution avec régularisation, on distingue nettement la présence des deux objets même si le petit objet apparaît plus gros qu'il n'est en réalité. Pour déterminer le coefficient de régularisation correspondant à ce cas, nous avons calculé la variance de l'image radiométrique et nous avons choisi le coefficient de régularisation correspondant sur l'abaque de la *figure 2.20*. Le coefficient trouvé est très proche de celui correspondant au cas où le gros objet est considéré seul. C'est donc l'objet le plus gros qui conditionne le plus le choix du coefficient de régularisation et donc par conséquent la régularisation est trop forte pour le petit objet. Il y a une perte d'information de contour et le petit objet ayant été trop lissé, donne une image de son contour plus grande qu'en réalité. Les résultats en températures sont corrects et similaires à ceux obtenus lorsque l'on considère chacun des objets séparément. On retrouve environ  $4.4^\circ\text{C}$  pour l'objet de 14 mm et environ  $3.8^\circ\text{C}$  pour l'objet de 8 mm.

La *figure 2.46*. considère maintenant le cas de deux objets thermiques de même taille ( $D = 14$  mm), séparés entre eux de  $\Delta L = 3$  mm, mais présentant un excès de température différent ( $\Delta T_1 = 5^\circ\text{C}$  et  $\Delta T_2 = 2^\circ\text{C}$ ). On constate encore une fois que sur l'image radiométrique, il est difficile de deviner la présence des deux objets alors qu'après déconvolution sous régularisation, le filtre de Deriche arrive réellement à les séparer même si l'objet le moins chaud n'est pas fermé. Si on éloigne les deux objets l'un de l'autre, alors on retrouve deux contours fermés de même taille. Au niveau de la détermination de la température, les résultats sont toujours satisfaisants avec un excès de température retrouvé de  $4.5^\circ\text{C}$  pour l'excès de température réel de  $5^\circ\text{C}$  et de  $1.8^\circ\text{C}$  pour l'excès de température réel de  $2^\circ\text{C}$ .

La méthode de la régularisation permet donc d'améliorer la séparation de deux objets thermogènes relativement proches et de retrouver une estimée de la température de chacun d'eux.

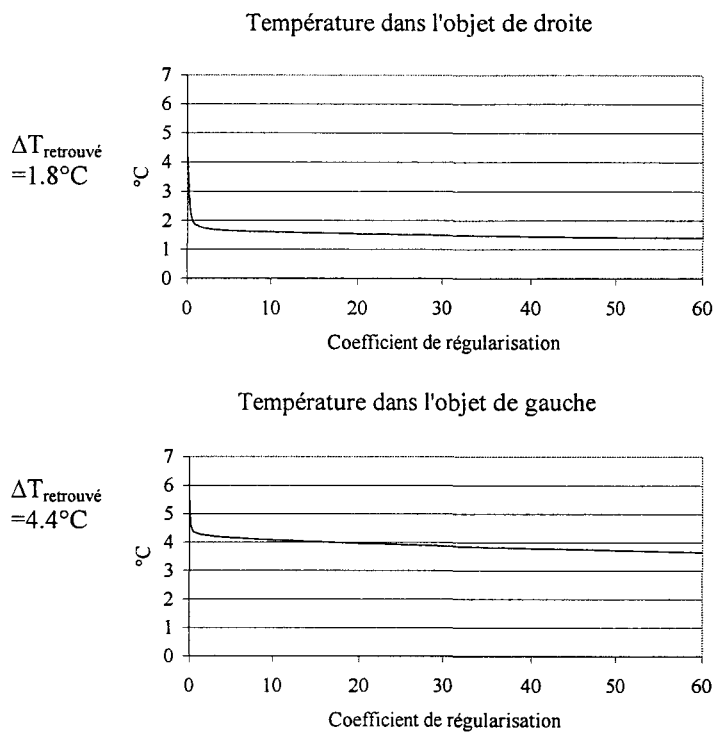
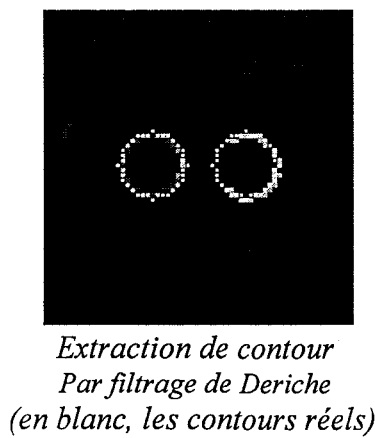
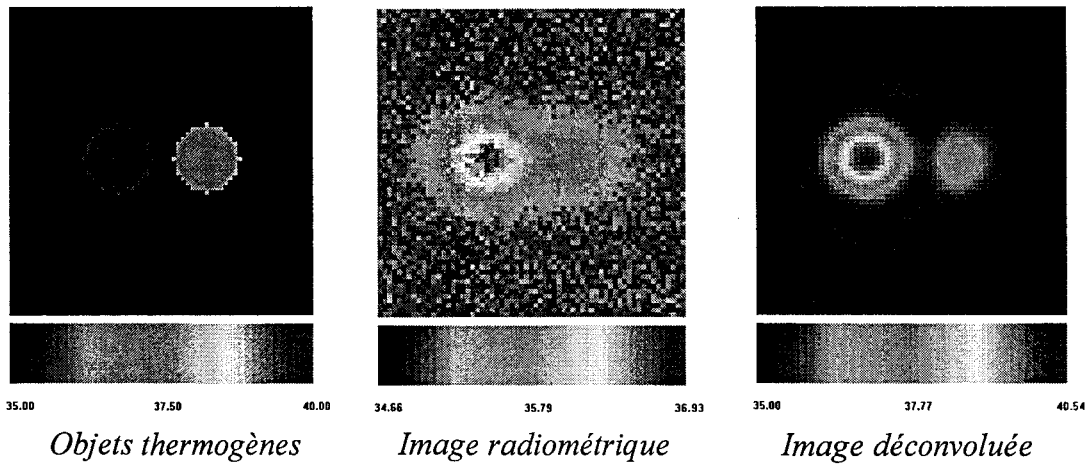


*Extraction de contour  
Par filtrage de Deriche  
(en blanc, les contours réels)*



**Figure 2.45.** : Déconvolution en présence de deux objets thermiques de diamètre  $D_1$  et  $D_2$ , de température respectives  $\Delta T_{D_1}$  et  $\Delta T_{D_2}$ , plongés dans un bain d'eau à  $35^\circ\text{C}$  à une profondeur  $z=5$  mm et séparé d'une distance  $\Delta L$

Cas ou  $D_1=14$  mm,  $D_2=8$  mm,  $\Delta T_{D_1}=\Delta T_{D_2}=5^\circ\text{C}$  et  $\Delta L=4$  mm.



**Figure 2.46.** : Déconvolution en présence de deux objets thermiques de diamètre  $D_1$  et  $D_2$ , de température respectives  $\Delta T_{D_1}$  et  $\Delta T_{D_2}$ , plongés dans un bain d'eau à  $35^{\circ}\text{C}$  à une profondeur  $z=5$  mm et séparé d'une distance  $\Delta L$

Cas ou  $D_1=D_2=14$  mm ,  $\Delta T_{D_1}=5^{\circ}\text{C}$ ,  $\Delta T_{D_2}=2^{\circ}\text{C}$  et  $\Delta L=3$  mm.

### 2.5.6.3. Objets non cylindriques

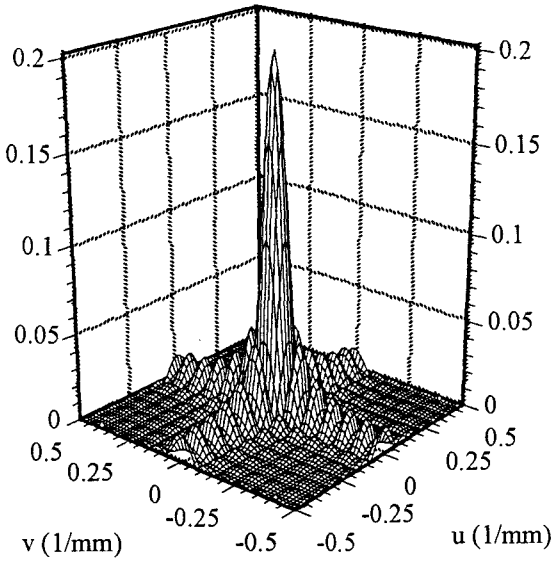
Comme nous l'avons vu *figure 2.39.* pour le cas d'un cylindre, la méthode de la régularisation permet de conserver des informations en fréquences plus large que la méthode de déconvolution et filtrage de Wiener. Or, on a vu au paragraphe 2.3.2.2. que le filtrage de Wiener, effectuant un lissage trop fort, ne permet pas de retrouver la forme d'un objet thermique lorsque celui ci est plus complexe et présente par exemple un angle droit.

Nous nous sommes donc intéressé à la détection d'objets non cylindriques par la méthode de la régularisation.

La *figure 2.47.* montre, pour le cas d'un carré de 14 mm de coté, situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température de  $5^{\circ}\text{C}$ , que comme dans le cas d'un cylindre, le spectre des températures physiques retrouvées avec la méthode de la régularisation est plus riche qu'avec une déconvolution et un filtrage de Wiener. De plus, si on regarde le spectre théorique sans bruit dans le cas du carré, les informations hautes fréquences sont principalement contenues suivant  $u$  et  $v$ . Or c'est suivant ces deux directions que la méthode de la régularisation laisse passer le plus d'information. On peut donc espérer pouvoir obtenir de meilleures informations de contour.

Les *figures 2.48* et *2.49* montrent les résultats obtenus en théorie et en pratique respectivement dans le cas d'un carré de 14 mm de coté et d'un arc de cercle de 14 mm de rayon. Tous deux présentent un excès de température de  $5^{\circ}\text{C}$  et sont situés à 5 mm de la surface. On observe une meilleure reconstruction des contours qu'avec la méthode de déconvolution et filtrage de Wiener (cf. *figure 2.12.*) et une meilleure détection des angles droits aussi bien en théorie qu'en pratique pour l'arc de cercle. Pour le carré, en théorie, l'objet reste légèrement "arrondi" sur les bords mais beaucoup moins qu'avec le déconvolution et le filtrage de Wiener. En pratique, il s'est avéré très difficile de réaliser un objet étanche présentant des angles droits parfaits et permettant une répartition uniforme d'eau chauffée à  $40^{\circ}\text{C}$  à l'intérieur. Ceci peut expliquer que le contour retrouvé en pratique soit beaucoup plus arrondi sur les bords.

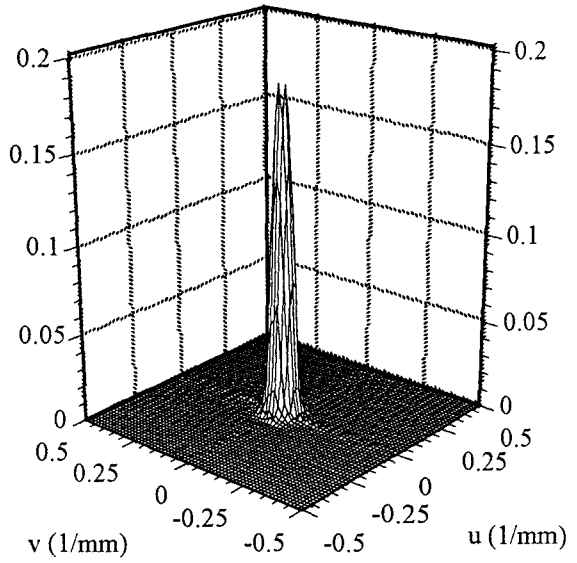
En terme de température, la *figure 2.50.* montre qu'aussi bien en théorie qu'en pratique, il est possible de retrouver une bonne estimée de la température physique présente à l'intérieur d'objets non cylindriques.



**Sans bruit**

*Spectre des températures physiques retrouvées*

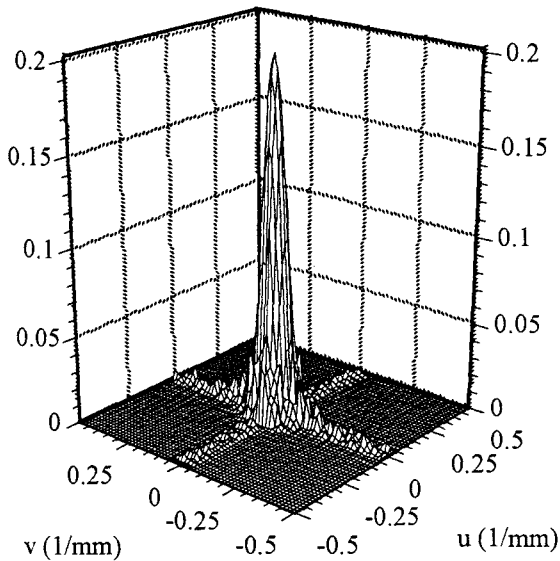
$\hat{\Delta T}(u,v)$  après déconvolution



**Avec bruit**

*Spectre des températures physiques retrouvées*

$\hat{\Delta T}(u,v)$  après déconvolution et filtrage de Wiener



**Avec bruit**

*Spectre des températures physiques retrouvées*

$\hat{\Delta T}(u,v)$  après déconvolution sous régularisation

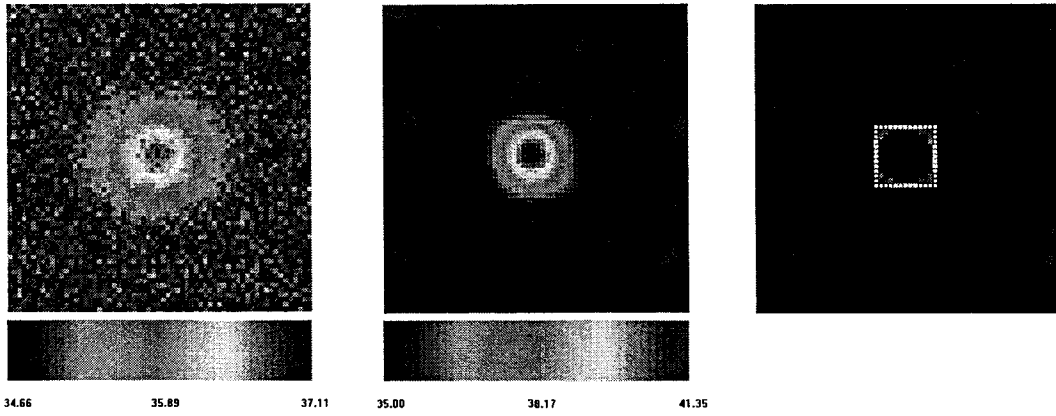
**Figure 2.47.** : Comparaison des spectres des températures physiques retrouvées:

- sans bruit après déconvolution
- avec bruit après déconvolution et filtrage de Wiener
- avec bruit après déconvolution sous régularisation

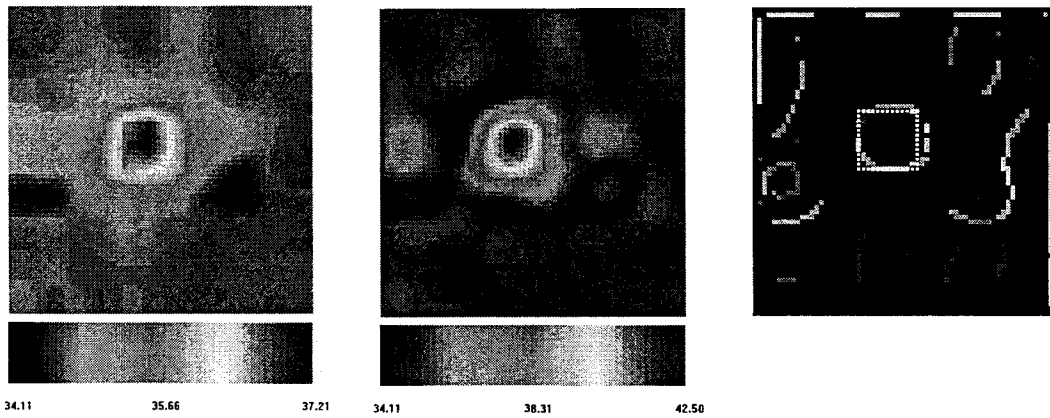
Cas d'un objet thermogène carré, plongé dans l'eau, de côté  $C=14$  mm, situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .



(a) Avant déconvolution (b) Après déconvolution (c) Extraction de contour



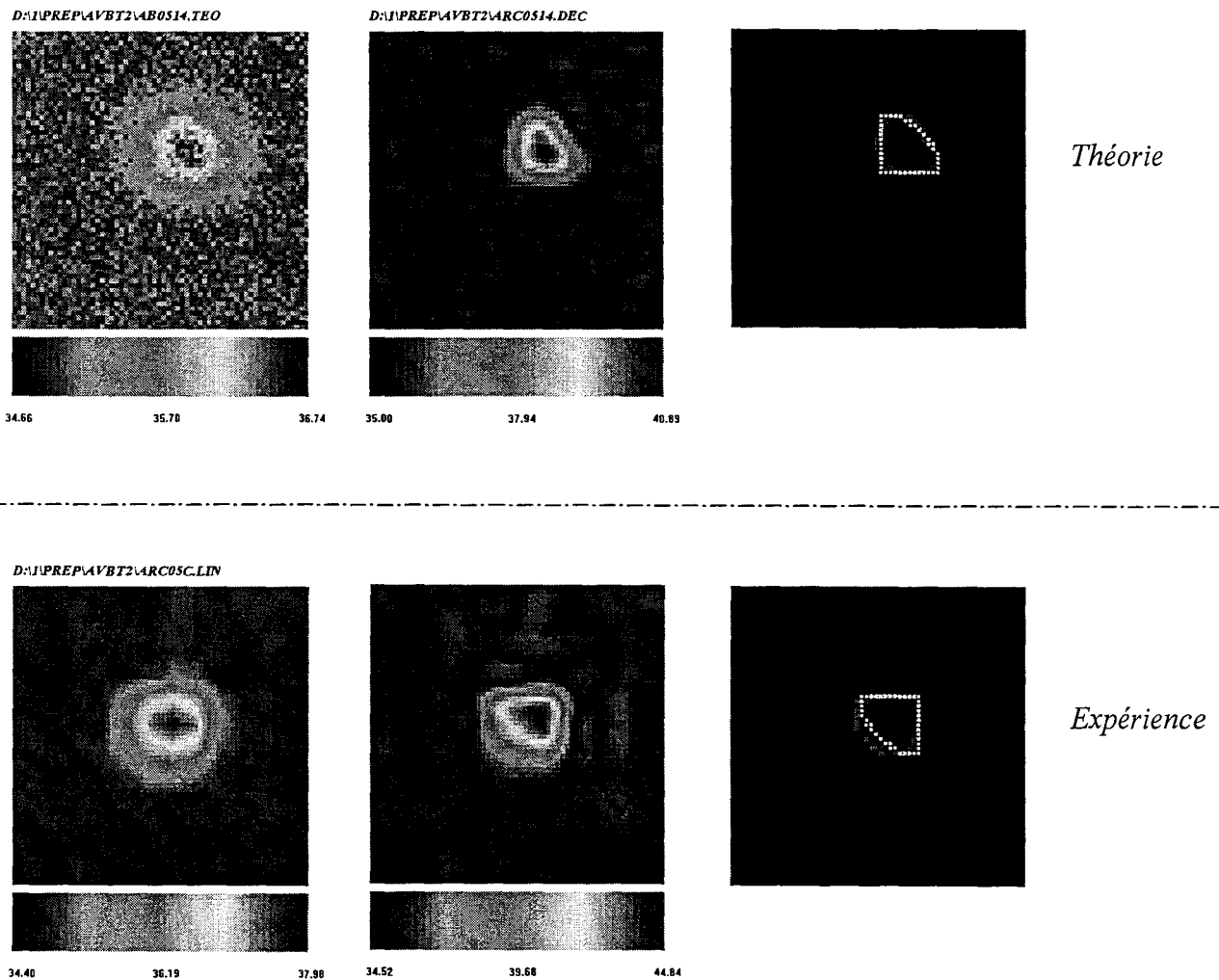
*Théorie*



*Expérience*

*Figure 2.48. : Cas d'un carré de coté  $C=14$  mm  
Exemple de déconvolution avec régularisation et extraction de contour par  
filtrage de Deriche.  
En blanc, le contour réel.  
Objet thermogène situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de  
température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .*

(a) Avant déconvolution      (b) Après déconvolution      (c) Extraction de contour



**Figure 2.49.** : Cas d'un arc de cercle de rayon  $R=14$  mm  
 Exemple de déconvolution avec régularisation et extraction de contour par  
 filtrage de Deriche.  
 En blanc, le contour réel.  
 Objet thermogène situé à une profondeur  $z=5$  mm et présentant un excès de  
 température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .

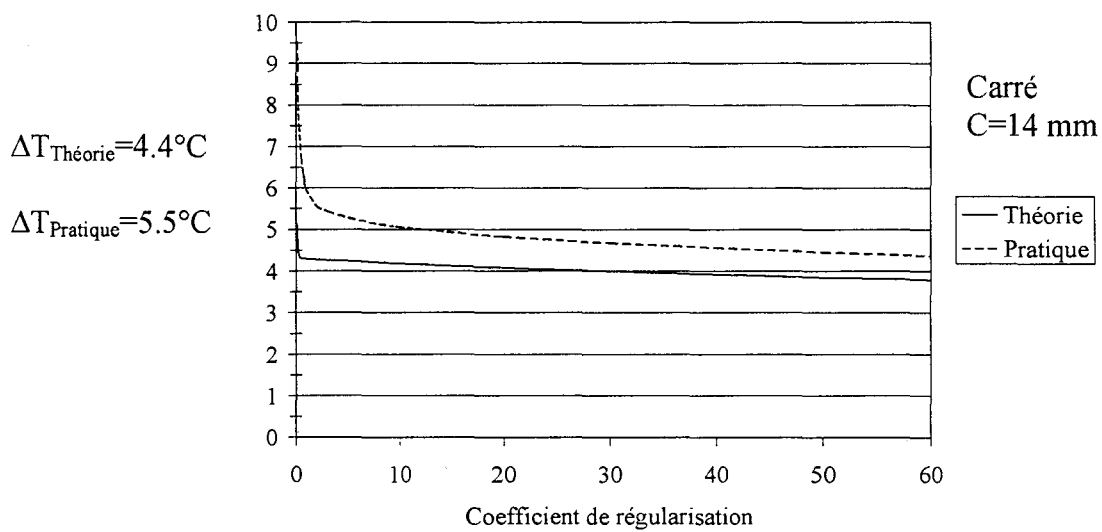
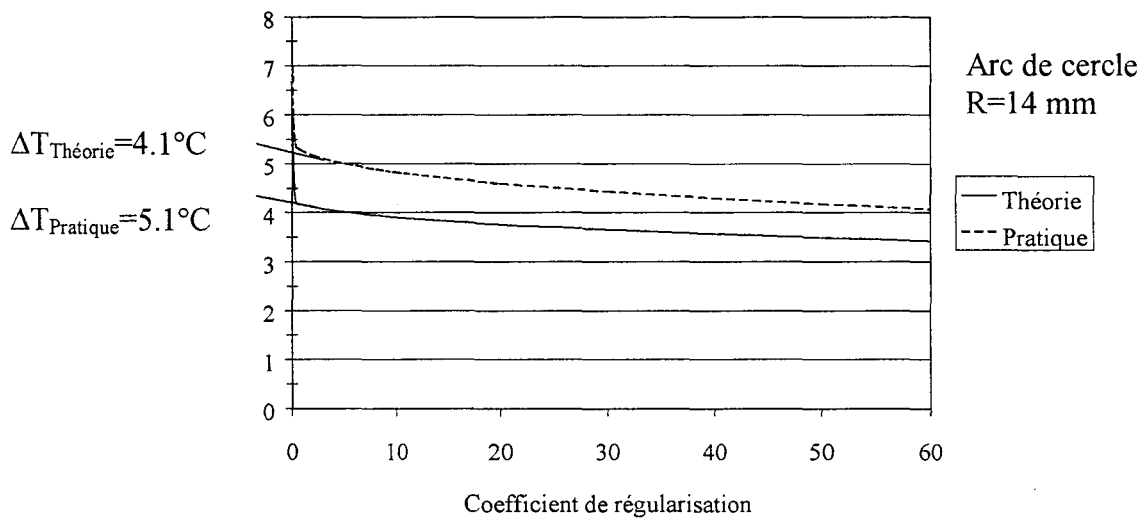


Figure 2.50. : Détermination de la température, théorie et pratique, dans le cas d'objet non cylindrique.

Objet thermogène situés à une profondeur  $Z$  et présentant un excès de température  $\Delta T = 5^{\circ}\text{C}$ .

### 2.5.7. APPLICATION A L'INVERSION D'OBJETS DE TAILLE FINIE

Comme nous l'avons vu au paragraphe 2.5.6, compte tenu de la profondeur d'investigation et de l'application médicale visée, on considère en général que les objets thermiques sont semi-infinis en profondeur. Pour calculer l'erreur commise sur la reconstruction des objets thermiques lorsqu'on émet cette hypothèse, on a étudié théoriquement des cylindres de taille finie dont la hauteur  $H$  est égale au diamètre  $D$ , situés à une profondeur de 5 mm et présentant un excès de température de 5°C. Deux cas sont étudiés:

- $D = H = 25$  mm
- $D = H = 8$  mm

Dans le paragraphe 1.5.3., nous avons vu que dans le cas d'un objet semi-infini, situé à une profondeur  $z_0$ , la représentation de l'excès de température revient à réaliser une image radiométrique dans le plan situé à la profondeur  $z_0$  et, pour l'inversion, on utilise les coefficients

$C_{z_0}(x, y) = \sum_{i=z_0}^{\infty} C_{ni}(x, y, z)$  qui représente la sommation de tous les coefficients de couplage

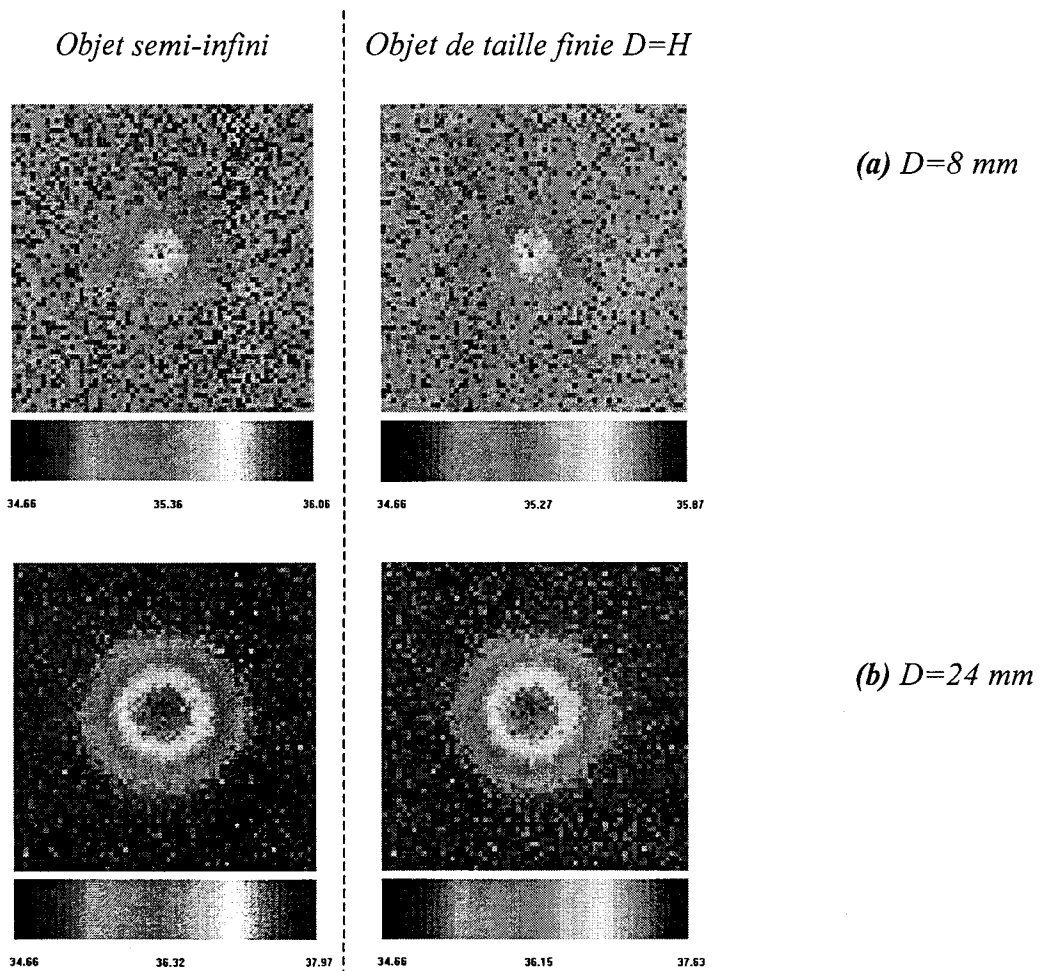
normalisés  $C_{ni}(x, y, z)$  d'une profondeur infinie jusque la profondeur  $z_0$  de l'objet thermogène.

Dans le cas d'un objet de hauteur finie  $H$ , nous ne considérons donc que les coefficients de couplage  $C_{ni}(x, y, z)$  compris entre  $z_0$  et  $z_0+H$ . et pour l'inversion, nous utilisons les coefficients

$C_{z_0,H}(x, y)$  qui représente la sommation des coefficients de couplage normalisés de la profondeur  $z_0+H$  jusqu'à la profondeur  $z_0$  de l'objet thermogène:

$$C_{z_0,H}(x, y) = \sum_{i=z_0}^H C_{ni}(x, y, z)$$

La *figure 2.51* montre les images radiométriques associées aux deux exemples étudiés dans le cas où l'on considère les objets semi-infinis et dans le cas où l'on considère leur hauteur égale à leur diamètre. On constate que la température radiométrique maximale est moins importante dans le cas où l'objet est considéré avec une hauteur  $H$  finie, ce qui s'explique par le fait qu'il y a moins de coefficients de couplage mis en jeu. Cependant, l'écart entre la température radiométrique maximale pour l'objet semi-infini et pour l'objet de hauteur  $H$  finie n'est pas très important, environ 0.34°rad pour l'objet de 24 mm et 0.19°rad pour l'objet de 8 mm.



**Figure 2.51 :** comparaison des images radiométriques associés à des objets semi-infinis et à des objets de taille finie (Diamètre  $D$  et hauteur  $H=D$ ).  
Objets cylindriques, de diamètre  $D=8\text{ mm}$  et  $D=24\text{ mm}$ , situés à une profondeur  $z=5\text{ mm}$ , et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$ .

La *figure 2.52* montre les résultats de l'inversion pour les deux cas d'objets de taille finie définis précédemment, en terme d'extraction de contour. les *images 2.52.a* et *2.52.c* ont été déconvoluées en utilisant les coefficients de couplage  $C_{z_0}(x, y)$ . Pour nos exemples,

$$C_5(x, y) = \sum_{i=5}^{\infty} C_{ni}(x, y, z).$$

Les *images 2.54.b* et *2.54.d* ont été déconvoluées en utilisant les coefficients de couplage

$$C_{z_0, H}(x, y). \text{ Pour l'exemple du cylindre de 8 mm, } C_{5,8}(x, y) = \sum_{i=5}^8 C_{ni}(x, y, z) \text{ et pour}$$

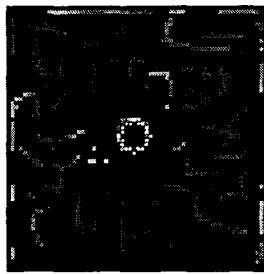
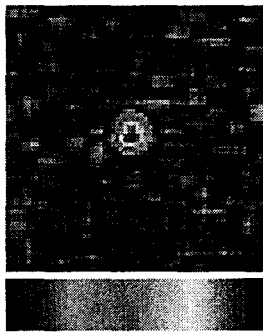
$$\text{l'exemple du cylindre de 24 mm, } C_{5,24}(x, y) = \sum_{i=5}^{24} C_{ni}(x, y, z).$$

On constate que le fait d'approximer un objet de taille finie à un objet semi-infini n'entraîne pas d'erreur sur la reconstruction du contour mais par contre, on peut voir *figure 2.53* que ça entraîne une augmentation de l'erreur commise sur la température.

Plus la hauteur  $H$  de l'objet sera petite, plus l'erreur commise sur la température sera importante. Cependant, si on considère des objets quasiment identiques en diamètre et en hauteur (ce qui est généralement le cas en médecine ou les lésions mammaires sont très souvent d'allure sphérique), l'erreur commise en approximant à un objet semi-infini reste raisonnable, de l'ordre de  $0.5^\circ\text{C}$  pour un excès de température réel de  $5^\circ\text{C}$  à une profondeur de 5 mm.

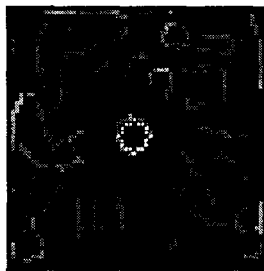
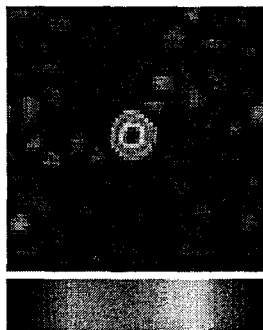
*Après déconvolution*

*Extraction de contour*



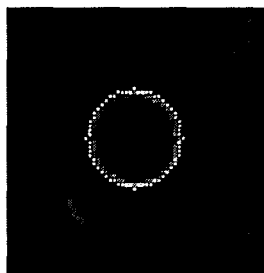
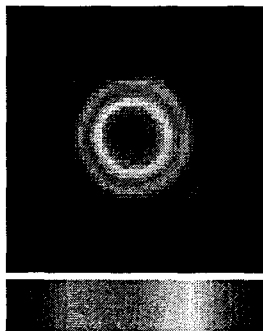
(a)  $D = H = 4 \text{ mm}$

Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_5$



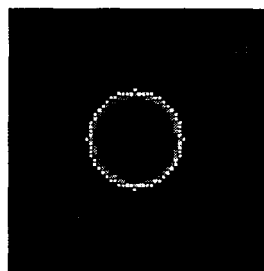
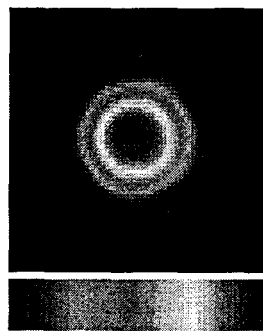
(b)  $D = H = 4 \text{ mm}$

Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{5,8}$



(c)  $D = H = 24 \text{ mm}$

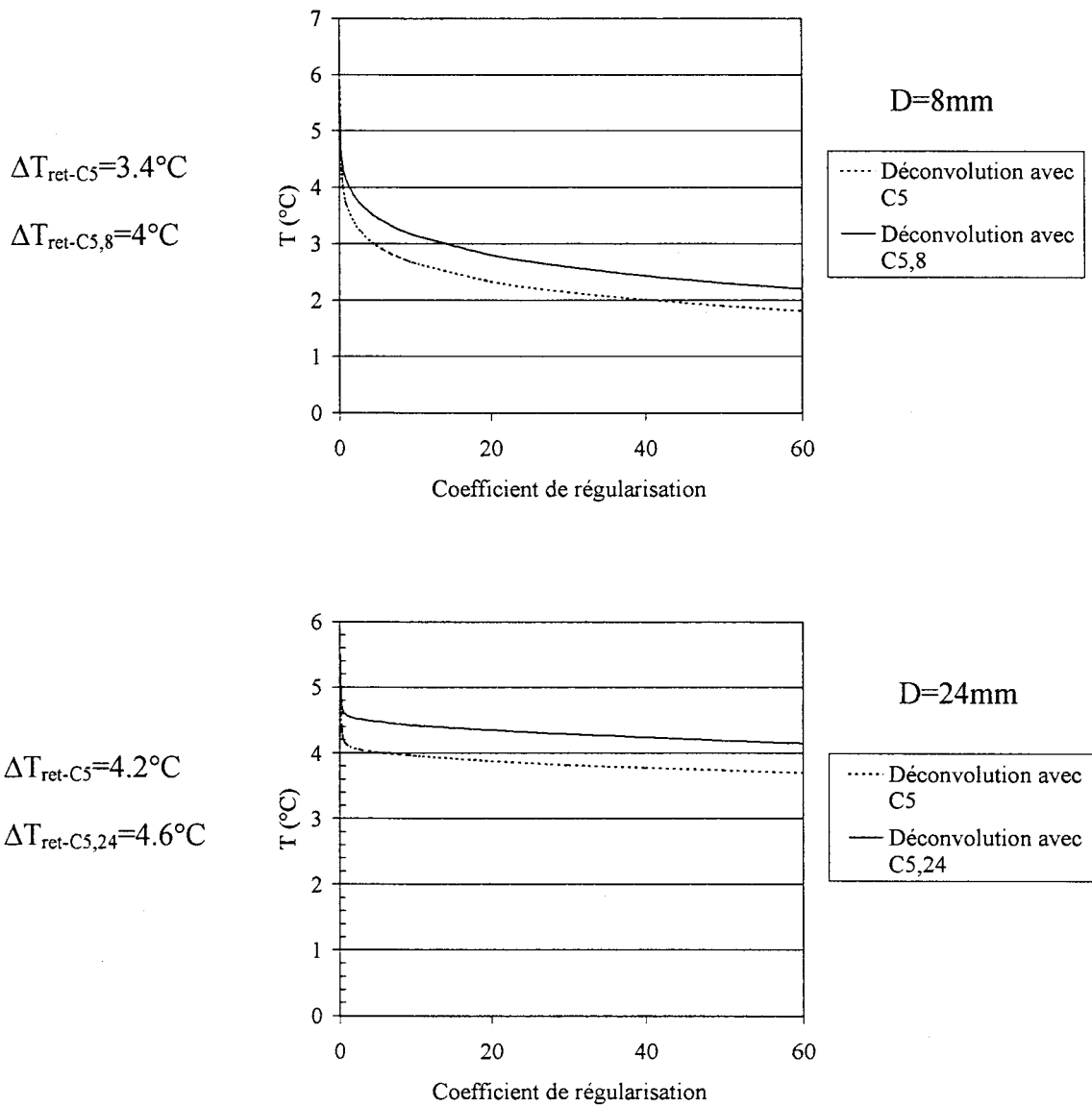
Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_5$



(d)  $D = H = 24 \text{ mm}$

Déconvolution avec les coefficients de couplage  $C_{5,24}$

**Figure 2.52** : Déconvolution et extraction de contour par filtrage de Deriche de deux objets de taille finie. Comparaison des résultats obtenus si on les approxime à des objets semi-infinis. En blanc, le contour réel. Objets cylindriques, de diamètre  $D=8 \text{ mm}$  et  $D=24 \text{ mm}$ , de hauteur  $H=D$ , situés à une profondeur  $z=5 \text{ mm}$ , et présentant un excès de température  $\Delta T=5^\circ\text{C}$



**Figure 2.53 :** Détermination de la température par déconvolution sous régularisation, pour deux objets de tailles finie.

Comparaison des résultats obtenus si on les approxime à des objets semi-infinis.

Objets cylindriques, de diamètre  $D=8\text{ mm}$  et  $D=24\text{ mm}$ , de hauteur  $H=D$ , situé à une profondeur  $z=5\text{ mm}$ , et présentant un excès de température  $\Delta T=5^{\circ}\text{C}$ .



## 2.6. CONCLUSION

Ce chapitre a montré qu'il est important de réaliser l'inversion des images radiométriques pour retrouver les caractéristiques géométriques et de température d'objets thermiques de formes ramassées. L'utilisation d'une déconvolution associée à un filtre paramétrique de Wiener a été une première approche qui a permis de voir que l'inversion est possible. Cette méthode a donné satisfaction sur des objets cylindriques mais possède des limitations dans le cas d'objets plus complexes.

C'est pourquoi, nous avons mis au point une nouvelle technique d'inversion plus robuste et applicable aux cas pratiques. Cette méthode utilise une régularisation dans le domaine spatial qui modifie l'approche des moindres carrés en ajoutant un facteur lissant qui réduit l'influence des erreurs de mesure sur les résultats. Le spectre obtenu après régularisation possède plus d'informations en hautes fréquences que celui obtenu après filtrage de Wiener, ce qui permet d'obtenir de meilleures informations de contour notamment lorsque les objets présentent par exemple un angle droit. Nous avons montré que la détermination du contour ne nécessite pas une connaissance a priori de la profondeur de l'objet et qu'il est obtenu à l'aide du filtre de Deriche sur une image fortement régularisée avec un coefficient de régularisation déterminé en fonction de la variance de l'image radiométrique. Une fois le contour retrouvé, la détermination de la température physique réelle est obtenue par le prolongement sur l'axe des ordonnées de la courbe de la moyenne de température à l'intérieur du contour en fonction du coefficient de régularisation utilisé. La détermination de la température nécessite quant à elle la connaissance des coefficients de couplage à la profondeur de l'objet.

Cette méthode a permis d'accroître considérablement la résolution spatiale et de retrouver les caractéristiques en forme et en température d'objets thermiques quelconques.

Nous avons également constaté que l'interpolation polynomiale est plus efficace que l'interpolation linéaire mais qu'elle provoque tout de même une erreur dans la reconstruction de la température des objets thermiques et que l'influence du bruit de déplacement sur l'inversion des images radiométriques est faible. Enfin, nous avons vu qu'émettre l'hypothèse d'être en présence d'objets semi-infinis en profondeur crée une erreur dans la reconstruction de la température en la minimisant un peu.

## BIBLIOGRAPHIE DU CHAPITRE 2

- [1] E. R. Pike, J. G. Mcwhirter, M. Bertero, C. Demol,  
*"Generalised information theory for inverse problems in signal processing"*,  
IEE proceeding F, vol. 132, n°6, pp. 660-667, 1984.
- [2] F. T. Ulaby, R. K. Moore, A. K. Fung,  
*"Microwave remote sensing. Active and passive"*,  
vol. 3, Addison - Wesley Publishing company, 1986.
- [3] S. Mizushina, T. Shimizu, K. Suzuki, M. Kimonura, H. Ohba, T. Sugiura,  
*"Retrieval of temperature-depth profiles in biological objects from Multi - frequency  
Microwave Radiometric data"*,  
Journal of Electromagnetic Waves Applications, vol. 7, n°11, pp. 1515-1548, 1993.
- [4] S. Mizushina, Y. Hamamura, T. Sugiura,  
*"A three band microwave radiometer system for non-invasive measurement of the  
temperature"*,  
IEEE MTT-S Microwave Symp. Digest, pp. 759-762, 1986.
- [5] Y. Hamamura, S. Mizushina, T. Sugiura,  
*"Non-invasive measurement of temperature-versus-depth profile in biological systems  
using a multiple-frequency-band microwave radiometer system"*,  
Automedica, Vol. 8, pp. 213-232, 1987.
- [6] F. Bardati, V.J. Brown, G. Di Bernado,  
*"Multi-frequency microwave radiometry for retrieval of temperature distributions in the  
human neck"*,  
The journal of Photographic Science, Vol. 39, n°4, pp. 157-160, 1990.
- [7] F. Bardati, V.J. Brown, P. Tognolatti,  
*"Temperature reconstructions in a Dielectric Cylinder by Multi-Frequency Microwave  
Radiometry"*,  
Journal of Electromagnetic Waves Applications, vol. 7, n°11, pp. 1549-1571, 1993.
- [8] F. Bardati, M. Bertero, M. Mongiardo, D. Solimini,  
*"singular systems analysis for inversion of microwave radiometric data: Applications to  
biological temperature retrieval"*,  
inverse Problems, Vol. 3, pp. 347-370, 1987.

- [9] B. Bocquet,  
*"Contribution à l'exploitation de la radiométrie microonde. Imagerie thermique; Applications en cancérologie. Thermométrie en volume"*,  
Thèse d'université, Lille, 1989.
- [10] B. Bocquet, R. Ait-Abdelmalek, Y. Leroy,  
*"Deconvolution and Wiener filtering of short range radiometric images"*,  
Electronics Letters, vol.29, n°18, pp. 1628-1629, 1993.
- [11] A. Marion,  
*"Introduction aux techniques de traitement d'images"*,  
Eyrolles, Paris, 1987.
- [12] N. B. Karayiannis, A. N. Venetsanopoulos,  
*"Regularization Theory in Image Restoration. The Stabilizing Functionnal Approach"*,  
IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, vol. 38, n° 7, pp. 1155-1178, 1990.
- [13] W. K. Pratt,  
*"Digital Image Processing"*,  
J. Wiley & Sons, New York, 1978.
- [14] T. K. Sarkar, D. D. Weiner, V. K. Jain,  
*"Some Mathematical Considerations in Dealing with the Inverse Problem"*,  
IEEE Transactions on antennas and propagation, vol. Ap-29, n° 2, pp. 373-379, 1981.
- [15] C.A. Brebbia,  
*"Boundary element method XVI"*,  
Computational mechanics publications, Southhampton, Boston, 1994.
- [16] H.C. Andrews,  
*"Computer Techniques in Image Processing"*,  
New York: Academic, 1970.
- [17] E. R. Cole,  
*"The Removal of unknow image Blurs by Homomorphic Filtering"*,  
Ph.D. Dissertation, department of Electrical Engineering, University of Utah, Salt Lake City, Juin 1973.

- [18] B.R. Hunt,  
*"The application of constrained least squares estimation to image restoration by digital computer"*,  
IEEE Transactions on Computers, vol. C-23, n° 9, pp. 805-812, septembre 1973.
- [19] D.L. Phillips,  
*"A technique for numerical solution of certain integral equations of the first kind"*,  
J. Ass. Comput. Mach., vol. 9, pp. 97-101, 1962.
- [20] M. Kunt,  
*"Traitement numérique des images"*,  
C.N.E.T., Collection technique et scientifique des télécommunications, vol. 2,  
Presses polytechniques et universitaires romandes.
- [21] R. Ait-abdelmalek,  
*"Contribution à l'imagerie radiométrique microonde. Etude de l'influence de la permittivité. Inversion des images par déconvolution"*,  
Thèse de l'Université, Lille, Mars 1996.
- [22] Y. G. Biraud,  
*"Les méthodes de déconvolutions et leurs limitations fondamentales"*,  
Revue de Physique Appliquée, Tome 11, n° 2, pp. 203-214, 1976.
- [23] A.N. Tikhonov, V.Y. Arselin,  
*"Solutions of ill posed problems"*,  
Winston and Sons, Washington, D.C., 1977.
- [24] D.B. Ingham, L.C. Wrobel,  
*"Boundary integral formulations for inverse analysis"*,  
Computational mechanics publications, Southampton, UK and Boston, USA, 1997
- [25] V. Badeva, V. Morozov,  
*"Problèmes incorrectement posés"*,  
Théorie et applications, Masson, 1991.
- [26] .M. Budak, A.A. Samarskii, A.N. Tikhonov,  
*"A collection of problems on mathematical physics"*,  
Pergamon Press, Oxford, 1964.

- [27] J.P. Cocquerez, S. Philipp,  
*"Analyse d'images: filtrage et segmentation"*,  
Masson, enseignement de la physique, Paris, 1995.
- [28] B. Bocquet, J. C. Van De Velde, A. Mamouni, Y. Leroy,  
*"An exemple of thermometry in Volume by microwave radiometry"*,  
IEEE trans. On Biomedical Engineering, Vol. 40, n°9, pp. 990-992, 1993.
- [29] R. Deriche,  
*"Detection optimale de contours avec une mise en œuvre récursive"*,  
Onzième Colloque Gretsni-Nice, Juin 1987.
- [30] R. Deriche,  
*"Fast algorithm for low level vision"*,  
IEEE trans. On pattern analysis and mach. Intelligence, vol. 12, n°1, janvier 1990.
- [31] J.F. Canny,  
*"Finding edges and lines in images"*,  
MIT artificial, Intelligence laboratory, TR-720, 1983.
- [32] J.F. Canny,  
*"A computational approach to edge detection"*,  
IEEE Trans. On pattern, vol. 12, pp. 7-15, 1987.
- [33] M. Sobkowicz,  
*"Etude bibliographique sur l'intelligence artificielle. Application à l'instrumentation en traitement d'images"*,  
DEA, Lille, Sept 1992.
- [34] M. Coster, J.L. Chermant,  
*"Précis d'analyse d'image"*,  
CNRS plus, presses du CNRS, Paris, 1989.
- [35] B. Bocquet,  
*"Synthèse et inversion d'images radiométriques micro-ondes (I.M.O.)"*,  
Métrologie Thermique et Techniques Inverses (METTI), CNRS Paris, 26 octobre 1995.

## CHAPITRE 3

*EVALUATION MEDICALE DE L'IMAGERIE RADIOMETRIQUE  
MICRO-ONDES (I.M.O.), INVERSION DES IMAGES CLINIQUES  
ET AUTRE APPLICATION*

## **CHAPITRE 3**

# **EVALUATION MEDICALE DE L'IMAGERIE RADIOMETRIQUE MICRO-ONDES (I.M.O.), INVERSION DES IMAGES CLINIQUES ET AUTRE APPLICATION**

L'imagerie radiométrique Micro-Ondes (I.M.O.) a connu de nombreux progrès ces dernières années avec notamment une augmentation de la sensibilité des radiomètres et une diminution du temps d'acquisition permettant d'envisager de nouveau une étude clinique pour la caractérisation de tumeurs du sein.

En parallèle avec cette évaluation clinique, nous avons vu dans le chapitre 2 que nous travaillons à l'interprétation des images radiométriques avec la mise au point d'une méthode d'inversion (basée sur la régularisation associée à un filtre de Deriche) robuste et utilisable en pratique. Nous allons donc pour la première fois, en appliquant l'inversion aux images cliniques, essayer de réaliser une étude quantitative des tumeurs malignes du sein.

Nous verrons également une perspective d'utilisation de la radiométrie micro-onde dans une autre application médicale: l'exploration des escarres en vue d'un dépistage précoce pour aide à la personne handicapée.

### **3.1. ETUDE I.M.O. POUR LA CARACTERISATION DES TUMEURS MAMMAIRES**

Nous allons dans un premier temps exposer les résultats encourageants de l'I.M.O. obtenus lors des études cliniques précédentes puis, nous présenterons notre projet qui est réalisé en collaboration avec le docteur N. Rocourt, à l'hôpital Jeanne de Flandre de Lille. Nous commenterons quelques images radiométriques d'anomalies bénignes et malignes obtenues au cours de cette étude et nous détaillerons l'analyse statistique intermédiaire qui a été réalisée et qui

est destinée à déterminer quel est l'intérêt diagnostique de l'I.M.O. dans la caractérisation bénin – malin des tumeurs mammaires.

### 3.1.1. ETUDES DE FAISABILITE

#### 3.1.1.1. 1986 - 1991

Une première étude de faisabilité du système d'Imagerie Radiométrique Micro-Onde (I.M.O.) sur des personnes a été entreprise entre 1986 et 1987 au centre Oscar Lambret de Lille. Le système d'imagerie utilisé alors était un radiomètre hétérodyne relié à une seule sonde [1, 2]. La méthode de synthèse d'image, dite en simple recouvrement, affichait l'image radiométrique issue de 72 mesures. Ces images ont bien montré une élévation de température pour des tumeurs malignes importantes. A la suite de ces résultats satisfaisants, nous avons étudié les tumeurs de plus petite taille. Nous avons constaté que les gradients thermiques nettement plus faibles, créaient des artefacts sur les images.

Un nouveau protocole, dit en double recouvrement avec 144 mesures, a alors été mis en place et a permis d'obtenir des résultats intéressants [3, 4, 5] pour des tumeurs mammaires suspectes, découvertes en phase de dépistage.

Une seconde évaluation concernant cette caractérisation a suivi un an plus tard, et a été menée de 1988 à 1990 au centre Oscar Lambret de Lille et de 1990 à 1991 au centre clinique Bourgogne de Lille en collaboration avec le professeur G. Giaux. La méthode d'interprétation des données radiométriques qui a été définie est basée sur la comparaison des températures entre le côté pathologique et le côté sain. Pour ce faire, on calcule un coefficient radiométrique R qui permet de présumer la bénignité ou la malignité de la tumeur. Ce coefficient est défini comme suit :

$$R = \frac{T_T - T_R}{\Delta T_{\max}} \times 100$$

avec  $T_T$  la température de la région tumorale  
 $T_R$  la température de référence coté sain  
 $\Delta T_{\max}$  l'écart maximal de température  
entre le point le plus chaud et le point le plus froid

Le *tableau 3.1.* donne les résultats obtenus lors de cette évaluation qui a été menée sur 18 patients. Il y avait 5 tumeurs malignes et 13 tumeurs bénignes. La *figure 3.1.* montre une représentation de l'évolution du coefficient radiométrique chez les 18 patients étudiés sous forme

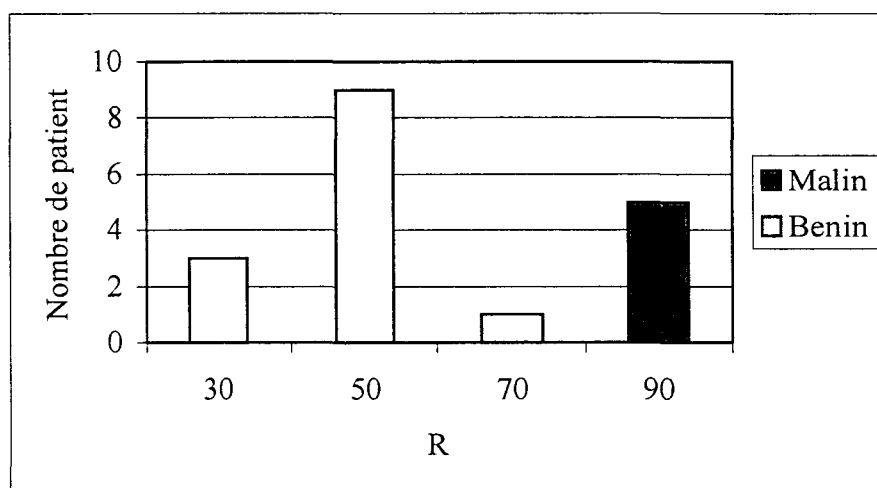


d'histogramme. Pour les cas bénins, le coefficient radiométrique varie entre 20% et 71%, pour les cas malins, il varie entre 81% et 100%.

Cette évaluation clinique a conduit à des conclusions très encourageantes mais n'a pas été poursuivie compte tenu d'une acquisition trop lente des données radiométriques (40 minutes par examen). En effet, le système d'I.M.O. de première génération qui était alors utilisé ne comportait qu'un seul radiomètre qui commutait entre six sondes.

<i>Cas observés</i>	<i>Taille</i>	$T_T - T_R$	$\Delta T_{max}$	<i>Coefficient radiométrique R</i>	<i>Diagnostic médical</i>
1	Non palpable	0.1	0.5	20	Bénin
2	Non palpable	0.4	0.8	50	Bénin
3	<2cm	0.8	1.45	55	Bénin
4	Non palpable	0.5	0.9	55	Bénin
5	Non palpable	0.6	1.15	52	Bénin
6	<2cm	1.06	1.06	100	Malin
7	<2cm	1.06	1.06	100	Malin
8	<2cm	0.6	0.84	71	Bénin
9	Non palpable	0.4	0.83	48	Bénin
10	<2cm	1.2	2.09	57	Bénin
11	Non palpable	0.85	1.69	50	Bénin
12	<2cm	0.1	0.5	20	Bénin
13	<2cm	0.79	0.97	81	Malin
14	<2cm	0.53	1.06	50	Bénin
15	<2cm	0.1	0.5	20	Bénin
16	Non palpable	1	1.07	93	Malin
17	<2cm	2	2.24	89	Malin
18	<2cm	0.7	1.25	56	Bénin

*Tableau 3.1 : Résultats de la campagne d'évaluation clinique, réalisée entre 1988 et 1990 au centre Oscar Lambret et au centre clinique Bourgogne*



*Figure 3.1. : Distribution du coefficient radiométrique R chez les 18 patientes de l'étude de faisabilité de 1988-1991*

### 3.1.1.2. 1996

Au cours des dernières années, le système d'I.M.O. a été nettement amélioré avec notamment la mise au point d'un nouveau système multisonde plus rapide et plus performant constitué cette fois de six radiomètres fonctionnant en parallèle (cf. paragraphe 1.2). Celui-ci a permis de diminuer fortement la durée de l'examen clinique qui est actuellement d'environ 10 minutes.

Les bons résultats obtenus précédemment, associés à l'amélioration de la technique I.M.O., nous conduisent à envisager une étude clinique sur un plus grand nombre de patientes. Cependant avant de mettre en place cette évaluation, il a tout d'abord fallu montrer la faisabilité de ce nouveau prototype d'I.M.O. Pour cela, le docteur M. Delabre, radiologue à Tourcoing a accepté de collaborer avec nous. En 1996, nous avons réalisé 12 cas, au centre radiologique de Tourcoing, dont les résultats sont présentés dans le *tableau 3.2*. Pour les cas bénins, le coefficient radiométrique varie entre -32% et 43%, pour les cas malins, entre 51% et 75%. On observe le cas d'un abcès, bénin de type inflammatoire, dont le coefficient radiométrique est relativement élevé (54%).

Ces résultats sont encourageants et nous ont poussé à planifier une évaluation clinique à plus grande échelle avec un recrutement de patientes plus important.

<i>Cas observés</i>	<i>Taille (mm)</i>	<i>profondeur (mm)</i>	$T_T - T_R$	$\Delta T_{max}$	<i>Coefficient radiométrique R</i>	<i>Diagnostic médical</i>
<i>1</i>	21	6	0.01	0.07	8	Bénin
<i>2</i>	28	4	2.89	4.1	71	Malin
<i>3</i>	32	12	-0.34	1.7	20	Bénin
<i>4</i>	18	11	-3.03	2.3	-2	Bénin
<i>5</i>	20	16	-1.04	3.31	-31	Bénin
<i>6</i>	12	12	0.92	2.11	43	Bénin
<i>7</i>	34	26	0.53	2.5	21	Bénin
<i>8</i>	4	0	-1.33	2.63	51	Malin
<i>9</i>	9	9	-1.35	4.15	-32	Bénin
<i>10</i>	7	20	1.01	1.46	68	Malin
<i>11</i>			2.03	3.72	54	Abcès Bénin
<i>12</i>	8	15	-0.68	4.07	-16	Bénin

*Tableau 3.2 : Résultats de la campagne d'évaluation clinique, réalisée en 1996 au Cabinet radiologique du Dr Delabre à Tourcoing.*

### 3.1.2. NOTRE PROJET

Suite aux résultats encourageants obtenus au cours des dernières années, nous avons planifié une nouvelle évaluation clinique. Or, pour réaliser des travaux de recherche clinique, nous devons absolument respecter la loi du 20 décembre 1988 : "la loi Huriet" qui est une loi relative à la protection des personnes participant à la recherche biomédicale [6].

Cette loi à une triple finalité :

- protéger les personnes,
- protéger le promoteur et l'investigateur,
- assurer la condition de développement d'une recherche biomédicale de qualité.

Le promoteur est celui qui organise et finance la recherche (souscription d'une assurance pour sa responsabilité en cas de conséquences dommageables, versement d'un droit fixe pour la consultation du comité de protection ...). En milieu hospitalier, la direction de l'établissement peut se constituer promoteur. L'investigateur est celui qui surveille et corrige les travaux cliniques,

Pour notre étude, le promoteur est le Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille et l'investigateur principal est le Docteur N. Rocourt<sup>1</sup>

Lorsque la recherche est lancée par un organisme public (dans notre cas, le laboratoire de l'I.E.M.N.) ou privé, un service spécialisé prend en charge les démarches nécessaires et peut guider l'investigateur dans celles qui lui incombent. Dans notre cas, c'est le CERIM (Centre d'Etude et de Recherche en Informatique Médicale, Pr Beuscart) qui joue ce rôle.

La loi Huriet différencie les recherches avec et sans bénéfice individuel direct. Le bénéfice peut être thérapeutique ou diagnostique. Dans notre cas, il est diagnostique.

Conformément à la loi, notre projet doit faire l'objet de documents écrits, préalables au début de recrutement des patients. Ces documents doivent être présentés pour avis au Comité Consultatif de Protection des Personnes participant à la Recherche Biomédicale (C.C.P.P.R.B.).

Le projet scientifique doit contenir :

- Les principaux pré-requis (données relatives aux techniques utilisées, résultats des essais cliniques antérieurs déjà réalisés ...).
- Le protocole de l'étude qui est un document écrit, préparé à l'avance, destiné à fixer les options qui doivent être décidées à priori et à assurer le bon déroulement du projet. La rédaction du protocole nécessite de bonnes connaissances de méthodologie et nous nous sommes fait aidé par le CERIM qui est un spécialiste expérimenté dans ce domaine.

Pour chaque patient, il est nécessaire de recueillir les données prévues par le protocole dans des documents écrits comportant l'identification du sujet. Cela permet la relation avec le dossier clinique. Des "cahiers d'observation" sont donc préparés à l'avance et comprennent l'identification, les antécédents, l'évaluation des résultats, les événements indésirables, de manière à faciliter le traitement des données. Il nous a été conseillé de travailler la formulation des questions avec l'équipe qui fera l'analyse statistique de l'étude, c'est à dire le CERIM. Le détail de ces cahiers est donné en annexe.

Nous avons également du rédiger un modèle de document d'information et de consentement qui est destiné à expliquer le projet de façon simple à chaque patient. Celui-ci signe la lettre d'information et le document de consentement s'il est d'accord pour participer à l'essai. Une présentation plus détaillée de ces documents est donnée en annexe.

---

<sup>1</sup> Je remercie tout particulièrement le Docteur N. Rocourt, pour son dévouement et sa disponibilité

La mise en place d'un protocole clinique est une procédure longue et qui demande une gestion administrative très complexe. Nous avons pris contact avec le Centre Hospitalier Régional de Lille dès le mois de novembre 1996, pour finalement ne commencer l'étude I.M.O. à l'hôpital Jeanne de Flandre qu'en janvier 1998.

Nous allons maintenant présenter la position actuelle du problème du dépistage et de la caractérisation des tumeurs mammaires, suivie des critères d'interprétation de l'I.M.O. et de la présentation de notre étude qui a été divisée en deux parties:

- Protocole I.M.O.C.A.L., sans bénéfice individuel direct, pour la calibration d'un appareillage de radiométrie micro-onde, prévu sur 20 patientes sur une période de 6 mois.
- Protocole I.M.O., avec bénéfice individuel direct, pour la caractérisation de tumeurs du sein, prévu sur 120 patientes sur une durée de 18 mois.

### **3.1.2.1. Position du problème**

Le dépistage précoce des cancers du sein repose essentiellement sur la mammographie. Cette dernière représente également la technique de choix d'exploration des masses palpables. L'interprétation de la mammographie est basée sur la détection et sur l'aspect radiologique d'une opacité et/ou d'un foyer de micro calcifications, en tenant compte de l'âge, des antécédents personnels et familiaux de la patiente et de l'examen clinique [7, 8]. En cas d'image suspecte, des explorations complémentaires (incidences mammographiques particulières, examen échographique) peuvent être nécessaires pour décider l'indication d'une analyse histologique par ponction biopsie ou exérèse chirurgicale [9].

Parmi les explorations complémentaires, l'échographie occupe une place importante car cette technique d'imagerie mammaire est non invasive, non irradiante, et permet d'affirmer le caractère bénin des lésions kystiques simples. Néanmoins cette technique possède des limites puisqu'elle ne détecte pas par exemple les microcalcifications ; très utile dans l'analyse et la prise en charge des lésions solides, elle ne permet pas cependant d'affirmer le caractère bénin des lésions solides chez les patientes à l'âge du dépistage [10, 11, 12].

Nous proposons une nouvelle méthode d'exploration complémentaire: l'Imagerie Radiométrique Micro-Onde (I.M.O.). Cette méthode permet de réaliser des mesures thermométriques non invasives sur les tissus vivants, dans la gamme des micro-ondes, et donc de repérer, de façon atraumatique, l'existence de gradients thermiques en profondeur à quelques

centimètres à l'intérieur du corps humain. L'application visée est la caractérisation des tumeurs mammaires, qui sont vraisemblablement accompagnées d'une élévation de température de quelques degrés. Il est à noter que cette méthode ne capte que le bruit thermique émis spontanément par la personne en toute circonstance. Il n'y a donc pas d'émission d'onde et l'examen présente une innocuité totale pour la patiente, sans contre-indication.

### 3.1.2.2. Critères d'interprétation

La méthode d'interprétation est toujours basée sur la comparaison des températures entre le côté pathologique et le côté sain. Pour ce faire, on calcule un coefficient radiométrique R qui permet de présumer la bénignité ou la malignité de la tumeur. Ce coefficient est défini comme suit :

$$R = \frac{T_T - T_R}{\Delta T_{\max}} \times 100$$

avec  $T_T$  la température de la région tumorale

$T_R$  la température de référence coté sain

$\Delta T_{\max}$  l'écart maximal de température

entre le point le plus chaud et le point le plus froid

L'évaluation clinique réalisée entre 1988 et 1991 a conduit à définir un coefficient radiométrique  $R_M$ , calculé sur des "images moyennées". Ces images sont en fait un calibrage de l'image pathologique par rapport à l'image saine, cette dernière étant prise comme référence uniforme de température. De cette manière, il est possible, dans une certaine mesure, de recalibrer chaque voie de mesure radiométrique. Sur les 25 cas étudiés, toutes les lésions bénignes non inflammatoires possédaient un  $R_M$  inférieur à 50%, et toutes les lésions malignes possédaient un  $R_M$  supérieur à 90%.

Nous avons définis d'autres coefficients radiométriques, calculés à posteriori au laboratoire et n'entraînant pas d'allongement de la durée de l'examen. Ces nouveaux coefficients, qui pourraient apporter des informations supplémentaires pour la caractérisation des lésions, sont:

- $R_B$  qui est calculé sur les images dites "brutes", c'est à dire telles qu'elles sont obtenues après acquisition des données. En effet, le système d'I.M.O. plus performant et la rapidité actuelle de l'examen donnent des images plus stables, permettant peut être d'éviter le traitement "moyenne".

- $R_F$  qui est calculé sur des images moyennées ayant subi un traitement de signal supplémentaire de type filtrage de Wiener.

Nous verrons que d'autres coefficients radiométriques ont été déterminés au cours de l'étude préliminaire I.M.O.C.A.L.

### **3.1.2.3. Le protocole I.M.O.C.A.L.**

Ce protocole préliminaire de "mise en route" a commencé le 15 septembre 1997 dans les locaux du centre d'investigation clinique (C.I.C., Pr Libersa), compte tenu que tout protocole sans bénéfice individuel direct doit être réalisé dans des centres autorisés.

Au cours de ce protocole, nous voulions résoudre les problèmes suivants :

- Trouver d'autres références de calcul pour les coefficients radiométriques.
- Réfléchir sur les problèmes de contact sonde – peau.
- Cerner les problèmes d'environnement.
- Aménager au mieux le programme informatique de mesures pour se rendre compte d'un éventuel problème technique rencontré lors de l'examen.

Compte tenu des difficultés de mise en œuvre de ce protocole (le recrutement des patientes était effectué lors des consultations du docteur Rocourt à l'hôpital Jeanne de Flandre et l'examen d'I.M.O. avait ensuite lieu au C.I.C., à l'hôpital cardiologique.) et que nous avons répondu aux questions posées, cette première étude n'a finalement été réalisée que sur 11 patientes et a pris fin le 28 octobre 1998.

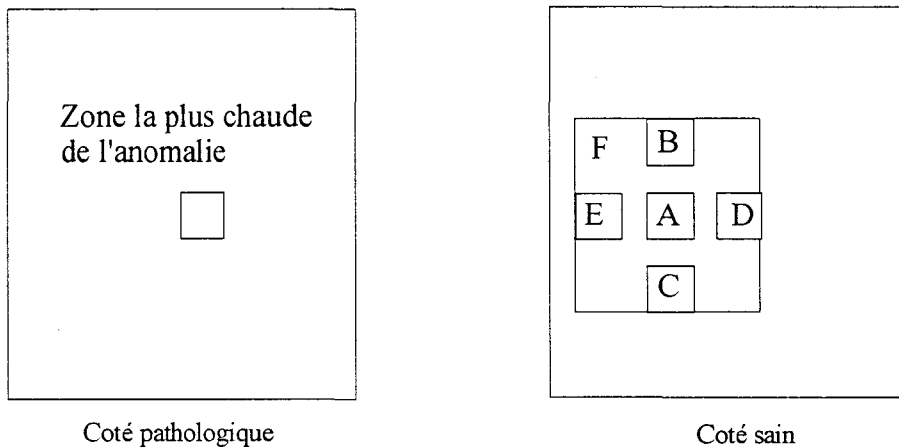
Les conclusions qui ont été tirées de cette étude sont présentées dans les quatre paragraphes qui suivent.

#### ***3.1.2.3.1. Références de calcul des coefficients radiométriques***

- S'il n'y a pas d'anomalie visible sur l'image radiométrique obtenue (c'est à dire pas de "points chauds" visibles), on considère que l'anomalie est centrée et les coefficients radiométriques ( $R_B$ ,  $R_M$ ,  $R_F$  définis précédemment) sont calculés sur des zones symétriques de  $1\text{cm}^2$  au centre des deux images.
- S'il y a une anomalie visible sur l'image radiométrique obtenue,  $R_B$  et  $R_F$  sont calculés sur la zone de l'anomalie 'la plus chaude' coté pathologique et sur son symétrique coté sain. Pour l'image moyennée, compte tenu d'une erreur de positionnement symétrique

sur la peau d'un coté par rapport à l'autre estimée à 1cm, on approfondit le calcul du coefficient radiométrique  $R_M$  de la façon suivante :

- Sur le coté pathologique, la zone considérée est toujours la zone 'la plus chaude' de l'anomalie.
- Sur le coté sain, on définit 5 zones :
  - une zone parfaitement symétrique (noté A sur la *figure 3.2.*) qui permet de calculer le coefficient radiométrique que l'on appellera  $R_{M_{sym}}$ .
  - Quatre zones (haut, bas, droite, gauche, notées respectivement de B à E sur la *figure 3.2.*) à 0.5cm de la zone précédente. On calcule les quatre coefficients radiométriques associés et on mémorise:
    - Le coefficient minimal des cinq calculs ( $R_{M_{min}}$ )
    - Le coefficient maximal des cinq calculs ( $R_{M_{max}}$ )
    - Le coefficient moyen des cinq calculs ( $R_{M_{moy}}$ )
- On calcule également le coefficient radiométrique  $R_{M_{surf}}$  qui prend en compte du coté pathologique la zone 'la plus chaude' et du coté sain la surface (notée F sur la *figure 3.2.*) regroupant les zones définies précédemment.



**Figure 3.2.** : Définition des zones pour le calcul de  $R_M$ .

### 3.1.2.3.2. Les problèmes de contact sonde - peau

L'anomalie étant supposée centrée, l'apparition de "points chauds" isolés sur les bords de l'image radiométrique correspond à des artefacts dus à un problème de contact sonde - peau. On a donc décidé de supprimer ces "points chauds" isolés externes en les égalant au point voisin.



### ***3.1.2.3.3. Les problèmes d'environnement***

- Un four à micro-onde ne doit pas fonctionner pendant l'examen s'il est relativement proche.
- Certains téléphones portables peuvent perturber nos mesures mais comme ils doivent être éteints à l'hôpital, le problème est résolu.

### ***3.1.2.3.4. Aménagement du programme informatique***

Pour détecter si un éventuel problème est apparu sur une ou plusieurs sondes au cours de l'examen, on effectuera :

- des mesures de température de référence sur bain d'eau à 35°C sur les 6 sondes avant et après examen.
- des mesures de température de référence sur patientes sur les 6 sondes avant et après examen.

Pour palier à un éventuel problème d'étalonnage, on mémorisera :

- l'étalonnage complet utilisé pour calculer les températures.
- les valeurs de températures calculées.
- les valeurs en millivolts mesurées.

### **3.1.2.4. Le protocole I.M.O.**

Ce protocole, prévu sur 120 patientes à commencé le 06 janvier 1998 à l'hôpital Jeanne de Flandre. Nous n'allons pas ici présenter le protocole tel qu'il a été proposé au C.C.P.P.R.B., seules les parties ayant un intérêt pour l'étude sont citées ici, les autres parties ( informatisation, respect de la confidentialité, cahiers d'observations et lettre d'information) sont jointes en annexe.

#### ***3.1.2.4.1. Buts***

Cette étude, avec **bénéfice individuel direct** pour les patientes, a pour but de montrer l'**intérêt diagnostique** de la méthode d'I.M.O. (vu pour  $R_M > 90\%$ ) dans la caractérisation bénin - malin des tumeurs mammaires (localisées en mammographie et/ou échographie) en la comparant aux autres techniques existantes.

Si son pouvoir diagnostique est vérifié, l'I.M.O. permettrait une caractérisation moins traumatisante, plus rapide et moins onéreuse que certaines méthodes diagnostiques actuelles.

### 3.1.2.4.2. Méthode

#### Mode opératoire de l'examen I.M.O.

Les images radiométriques couvrent une surface de  $6,6 \times 6,6 \text{ cm}^2$ , ce qui implique une connaissance de la topographie de la lésion mammaire (rayon horaire, distance par rapport au mamelon, distance par rapport à la peau).

Les puissances captées étant très faibles, il est nécessaire de respecter un mode opératoire précis et bien défini. Le positionnement et le déplacement de la sonde tous les 5 millimètres nécessitent un repérage préalable cutané en regard de la lésion. Par ailleurs, le système d'I.M.O. étant sensible à la température ambiante, il est important que celle-ci reste stable à  $24 - 28 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Une fois l'examen effectué, on réalise, par un premier traitement informatique, ce que l'on appelle une "image brute", qui consiste à représenter les intensités radiométriques aux différents points de mesures par des pseudo-couleurs et à les traiter par interpolation pour obtenir une mesure tous les millimètres. Par un second traitement, on calcule les images moyennées et filtrées, pour ensuite déterminer les différents coefficients radiométriques ( $R_B$ ,  $R_M$ ,  $R_F$ , et autres).

Nous utiliserons l'analyse ROC pour déterminer :

-les seuils des différents coefficients radiométriques ( $R_B$ ,  $R_M$ ,  $R_F$ , et autres) au-delà desquels le diagnostic sera malin.

-le ou les coefficients radiométriques qui permettent de caractériser au mieux bénin – malin.

-la puissance diagnostique de l'I.M.O. (sensibilité, spécificité, aire sous la courbe ROC, valeur prédictive positive, valeur prédictive négative).

Nous étudierons la concordance de l'I.M.O. avec les examens traditionnels par une analyse de concordance.

Ces coefficients et diagnostics seront ensuite associés au bilan sénologique complet habituel qui conclut, de façon certaine, le diagnostic bénin - malin.

#### Définition de la référence diagnostique

Pour définir le diagnostic de référence, le radiologue procède de la façon suivante (cf. *figure 3.3*) : la méthode de référence pour définir le caractère bénin - malin des lésions

est l'histologie (ponction-biopsie sous stéréotaxie ou sous échographie, pièce d'exérèse chirurgicale). Cependant, en cas de forte suspicion de bénignité, opacité mammaire isolée, sans microcalcification, peu dense, régulière et bien limitée en mammographie, et/ou homogène et régulière en échographie, il n'y a pas d'histologie et le diagnostic définitif de bénignité est confirmé par l'absence d'évolution sur un examen de contrôle à six mois, par une incidence mammographique ou un examen échographique. Enfin, pour certaines lésions bénignes et radiologiquement typiques (hamartome, forme typique de cystostéatonecrose, kyste calcifié, fibroadénome calcifié, ganglion intramammaire dans sa forme typique), et les lésions kystiques typiques (régulières, transoniques, parois fines) en échographie, la mammographie seule ou l'échographie seule permet d'affirmer le diagnostic sans contrôle à six mois.

Pour confirmer l'intérêt diagnostique de l'I.M.O., on comparera donc les résultats obtenus à la méthode classique de diagnostic actuelle.

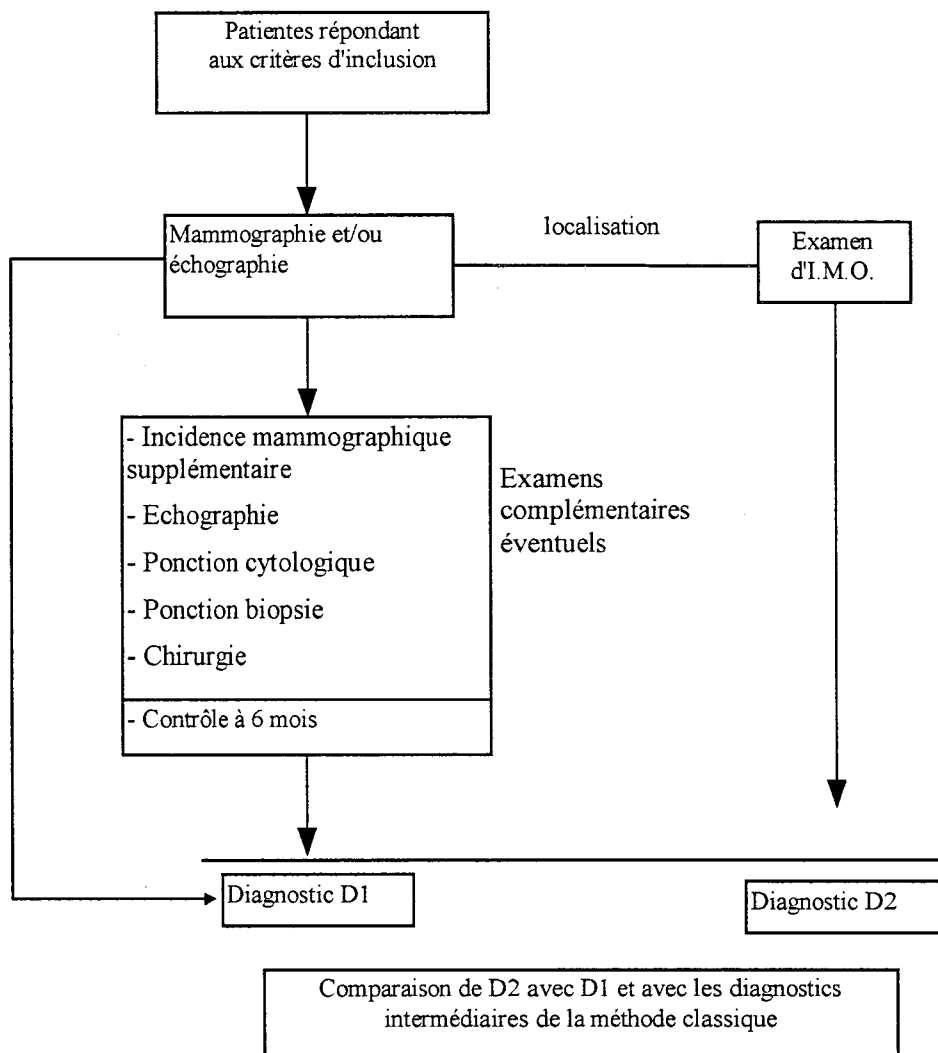


Figure 3.3. : Définition de la référence diagnostique.

### Mode de sélection, déroulement et lieu des explorations

Les patientes sont recrutées par un médecin radiologue (le Docteur N. Rocourt) lors de ses consultations à l'hôpital Jeanne de Flandres. Elles doivent présenter une anomalie bénigne ou maligne du sein qui aura bénéficié d'une mammographie voire d'une échographie.

L'examen est réalisé dans le service de sénologie de l'hôpital Jeanne de Flandres.

L'examen d'I.M.O. suit la mammographie (et/ou l'échographie) qui permet la détermination de la topographie de la lésion à caractériser.

L'étude est menée en double aveugle, seul le radiologue a connaissance du bilan sénologique et du diagnostic final. Ne doit être communiqué à l'opérateur de l'examen I.M.O. que la topographie et la profondeur de la lésion par rapport au plan cutané.

### Le bénéfice individuel direct

En cas de coefficient radiométrique supérieur à 90%, il existe une forte suspicion de malignité [3, 4, 12]. Nous fixons donc à 90% la limite du coefficient radiométrique au-delà de laquelle l'opérateur de l'examen I.M.O. s'engage à communiquer le résultat au radiologue. Ce dernier peut en tenir compte pour décider de la conduite à tenir, diagnostique et/ou thérapeutique (ex : Réalisation d'une ponction biopsie, voire d'une exérèse chirurgicale, plutôt qu'une ponction simple).

Dans ces cas, nous souhaitons avec l'examen d'I.M.O. une prise en charge plus efficace, plus rapide et probablement moins coûteuse. L'examen I.M.O. apporte donc un bénéfice individuel direct aux patientes.

Un coefficient radiométrique supérieur à 90% implique une levée de l'aveugle par transmission du résultat de l'examen I.M.O. au radiologue, responsable de la prise en charge de la patiente.

### Critères d'inclusion

- Les patientes qui présentent une ou des anomalies mammaires décelées en mammographie (opacité et/ou foyer de microcalcifications), et/ou en échographie.
- L'accord ( consentement éclairé ) de la patiente pour réaliser l'examen.

Critères d'exclusion primaires

Réalisation impossible de l'examen compte tenu des impératifs d'organisation du service de sénologie.

- Femme enceinte.
- Refus de la patiente.
- Ponction ou chirurgie mammaire récente (moins de six mois).

Critères d'exclusion secondaires

- Echec ou réalisation incomplète de l'examen en raison:
  - d'un problème technique (électronique, régulation du bain thermostaté, informatique...).
  - d'une absence de contact satisfaisant entre la sonde et la peau.
  - d'une variation trop importante de la température ambiante ou de la température patiente.
- Le diagnostic définitif ne peut être défini en raison du caractère incomplet du bilan sénologique (par exemple refus par la patiente de l'exérèse chirurgicale).
- Perte ou détérioration accidentelle des données informatiques de l'examen entre l'acquisition et le traitement des données.

Critère de jugement principal

Capacité du coefficient radiométrique à discriminer le caractère Bénin-Malin des lésions par l'analyse ROC: sensibilité et spécificité.

Nombre de sujets

On estime à 120 le nombre nécessaire de patientes ; ce nombre est basé sur une sensibilité et une spécificité estimées à 90%, avec 60 sujets dans chaque groupe (groupe bénin - groupe malin) ce qui donnerait une sensibilité vraie comprise entre 80 et 96% (intervalle de confiance de 95%).

Le calcul du nombre de patientes nécessaires, est expliqué dans la partie analyse statistique au paragraphe 3.1.4.2.

#### **3.1.2.4.4. Conditions pratiques**

La salle d'examen doit être chauffée à une température maintenue constante entre 24 et 28°C. Le radiomètre doit être sous tension deux heures avant d'être utilisé pour atteindre un régime de fonctionnement stationnaire. La sonde doit être placée sur le bain thermostaté à 35°C au moins deux heures avant l'examen afin d'éviter les échanges thermiques entre la sonde et les tissus lorsqu'ils seront en contact (création d'un gradient de température entre la sonde et la peau pouvant masquer une élévation de température due à une tumeur). La patiente doit rester en position allongée quelques minutes à cette température afin d'adapter la température de son corps à la température ambiante. Pendant ce temps, on réalise une phase d'étalonnage qui consiste à relever la température d'un bain d'eau chauffé à 35°C. Pour permettre un déplacement de la sonde tous les 5 mm, un "tatouage" au feutre est tracé sur la peau. On s'assure également qu'il n'y a pas d'évolution de la température de la patiente en effectuant une prise de la température sur l'abdomen avant et après l'examen.

Le radiologue devra préciser de la façon la plus précise possible la topographie et la profondeur de la lésion par rapport au plan cutané, au mieux par échographie (si la lésion a une traduction échographique), sinon par mammographie.

Une image bilatérale est alors réalisée. La patiente étant en position décubitus dorsal, un balayage de la multisonde au contact du sein est réalisé en regard de la région concernée (définie par le radiologue) ainsi que de la région symétrique controlatérale. Ceci permet une analyse comparative entre les deux images. L'exploration mammaire est partielle en regard d'une surface de 6,6 x 6,6 cm<sup>2</sup> par sein, ce qui correspond environ à un quadrant. En cas de lésions multiples, il est possible d'explorer plusieurs quadrants en effectuant plusieurs images.

#### **3.1.2.4.5. Durée et analyse finale**

Cette étude est prévue sur une durée de 18 mois.

Les analyses statistiques sont effectuées au CERIM (laboratoire de biostatistiques) à l'aide du logiciel d'analyse des données SAS.

Ces analyses ont pour objectifs :

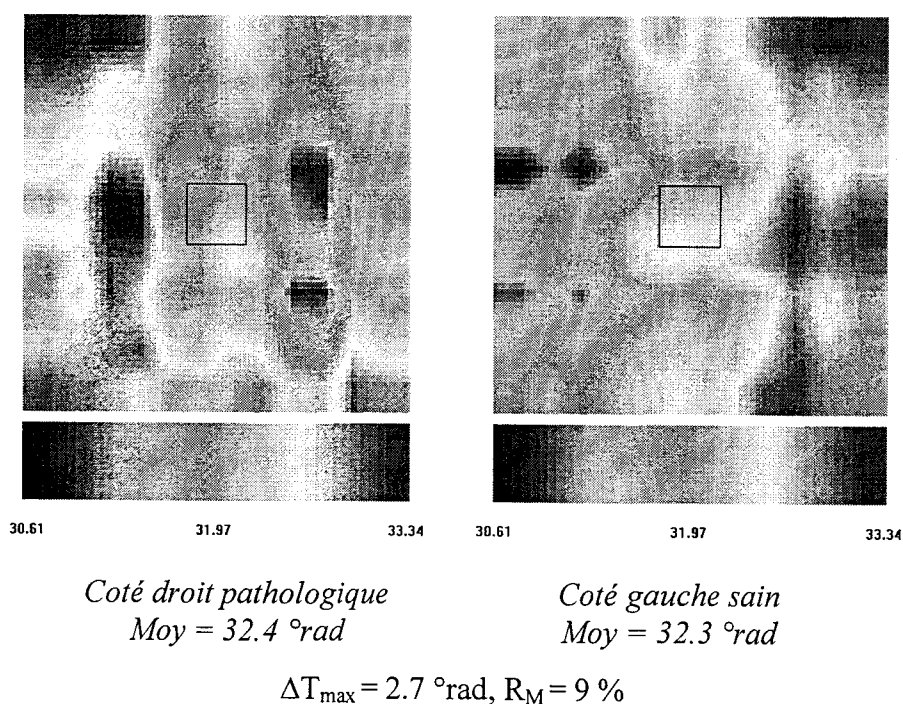
- d'évaluer la capacité de la méthode à caractériser les lésions mammaires par la méthode ROC. On calculera la sensibilité, la spécificité et l'aire sous la courbe ROC.
- de quantifier l'information supplémentaire apportée par l'IMO dans le processus de diagnostic.

### 3.1.3. QUELQUES IMAGES

Nous allons dans cette partie vous présenter quelques résultats de l'I.M.O. dans le cas d'anomalies bénignes et malignes. Les images qui sont présentées ici correspondent aux images moyennées. Nous préciserons à chaque fois la moyenne de chaque coté, l'écart de température maximal entre les deux cotés ( $\Delta T_{\max}$ ) et le ou les coefficients radiométriques associés.

#### 3.1.3.1. Images radiométriques d'anomalies bénignes

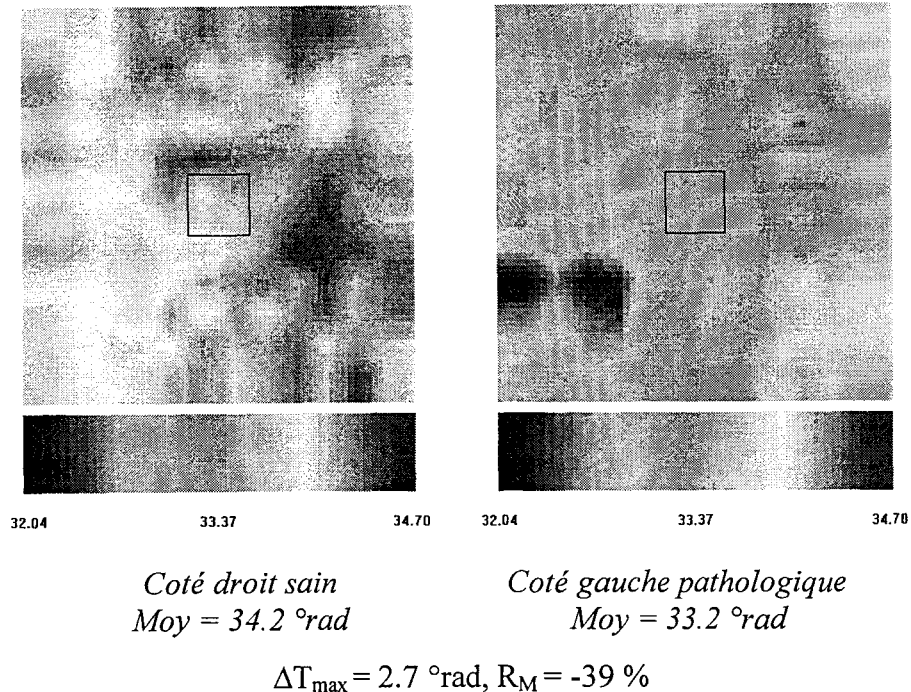
Nous allons tout d'abord vous présenter le cas d'une patiente présentant une anomalie de 40 x 30 mm coté droit à une profondeur de 15 mm sous la peau, correspondant à un renforcement glandulaire normal. On constate *figure 3.4* que cette patiente présente des hétérogénéités de températures mais avec une parfaite symétrie des deux cotés. Il n'y a aucune anomalie radiométrique (c'est à dire pas de "point chaud" visible coté pathologique) décelable.



*Figure 3.4. : Image radiométrique correspondant à une anomalie bénigne (renforcement glandulaire normal) de 40 x 30 mm situé à 15 mm sous la peau.*

Un deuxième exemple d'anomalie bénigne concerne une patiente présentant une anomalie coté gauche de 20 x 20 mm située à 16 mm sous la peau et correspondant à un nodule dystrophique (mastose). On constate *figure 3.5* que cette patiente présente une homogénéité de

température de chaque coté mais le coté pathologique est globalement plus froid que le coté sain d'où un coefficient radiométrique négatif.

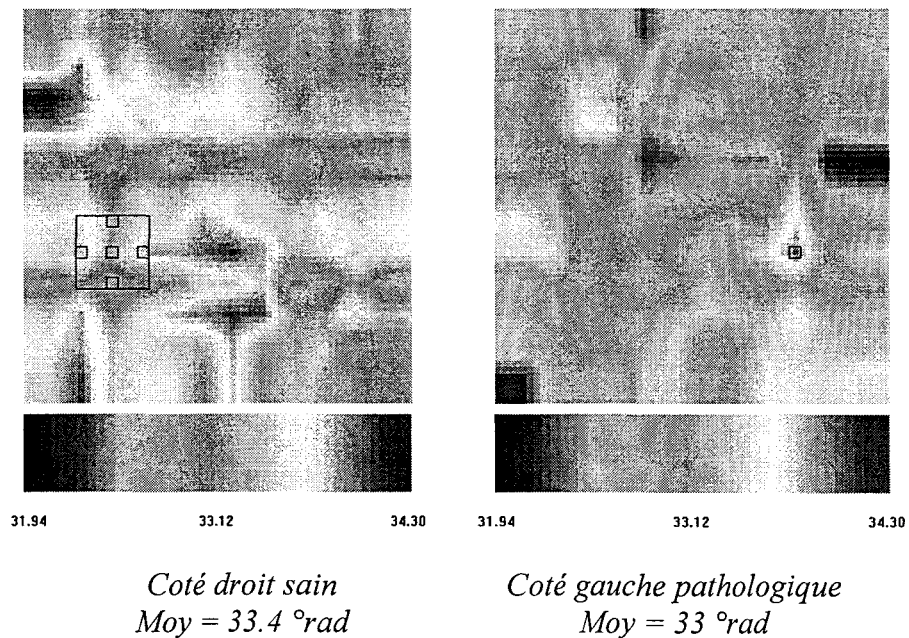


**Figure 3.5.** : Image radiométrique correspondant à une anomalie bénigne (nodule dystrophique) de 20 x 20 mm situé à 16 mm sous la peau.

Lorsque l'I.M.O. explore une zone contenant une anomalie bénigne, il ne doit en principe pas y avoir d'anomalie radiométrique visible. Cependant, ce n'est pas toujours le cas car les patientes peuvent présenter des hétérogénéités très fortes en température. C'est pourquoi, la présence d'une anomalie radiométrique, représenté par un "point chaud" coté pathologique, n'induit pas forcément un diagnostic de malignité, d'où la nécessité du calcul des coefficients de couplage.

L'exemple suivant concerne une patiente présentant une anomalie coté gauche de 15 x 10 mm à 15 mm sous la peau et correspondant à un fibroadénome. On constate *figure 3.6* une forte hétérogénéité de température des deux cotés avec la présence d'un "point chaud" coté pathologique. Cependant, les coefficients radiométriques restent faibles et concluent la bénignité de la lésion. Rappelons qu'en cas d'anomalie radiométrique visible, nous calculons 5 coefficients radiométriques et déterminons donc 5 températures de référence coté sain (cf. paragraphe 3.1.2.3.1.)





$$\Delta T_{\max} = 2.4 \text{ °rad},$$

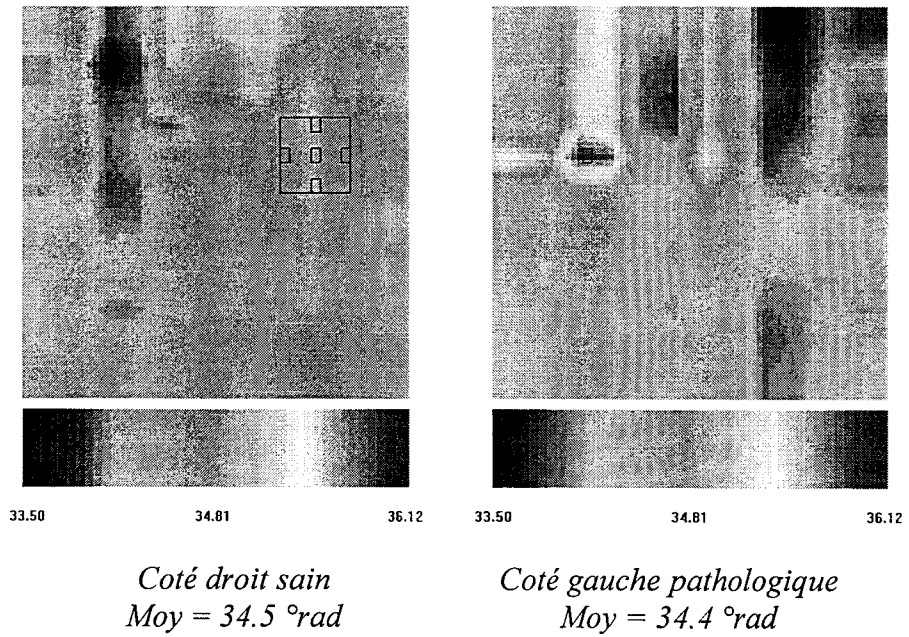
$$R_{\text{Msym}} = 26 \%, R_{\text{Mmin}} = 6 \%, R_{\text{Mmax}} = 39 \%, R_{\text{Moy}} = 21 \%, R_{\text{Msurf}} = 26 \%$$

**Figure 3.6.** : Image radiométrique correspondant à une anomalie bénigne (fibroadénome) de 15 x 10 mm situé à 15 mm sous la peau.

### 3.1.3.1. Images radiométriques d'anomalies malignes

La présence d'une lésion maligne dans la zone explorée par l'I.M.O. doit en principe générer une anomalie radiométrique. Nous présentons ici deux cas de cancer détectés par l'I.M.O.:

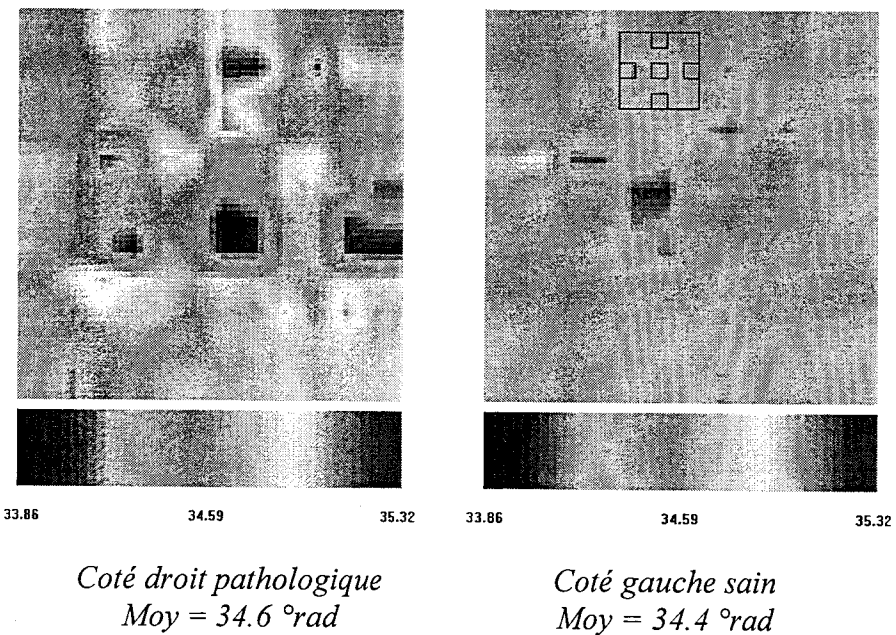
- *figure 3.7*: cas d'un adénocarcinome invasif, coté gauche, de 6mm, situé à une profondeur  $z=2\text{mm}$ .
- *figure 3.8*: cas d'un adénocarcinome microinvasif (foyer de microcalcifications), coté droit, de quelques millimètres situé à une profondeur de 15mm.



$$\Delta T_{\max} = 2.7 \text{ °rad},$$

$$R_{\text{Msym}} = 51 \%, R_{\text{Mmin}} = 45 \%, R_{\text{Mmax}} = 59 \%, R_{\text{Moy}} = 50 \%, R_{\text{Msurf}} = 49 \%$$

**Figure 3.7.** : Image radiométrique correspondant à une anomalie maligne adénocarcinomeuse invasive de 6mm située à 2mm sous la peau.



$$\Delta T_{\max} = 1.4 \text{ °rad},$$

$$R_{\text{Msym}} = 67 \%, R_{\text{Mmin}} = 45 \%, R_{\text{Mmax}} = 67 \%, R_{\text{Moy}} = 62 \%, R_{\text{Msurf}} = 64 \%$$

**Figure 3.8.** : Image radiométrique correspondant à une anomalie maligne adénocarcinomeuse microinvasive de quelques millimètres située à 15 mm sous la peau.

### 3.1.4. L'ANALYSE STATISTIQUE

La fin de l'étude I.M.O. est prévue pour juin 1999, nous sommes actuellement arrivé au milieu de l'étude avec 66 examens I.M.O. réalisés. C'est donc l'occasion de réaliser une analyse statistique [13] intermédiaire en collaboration avec le CERIM<sup>2</sup>.

Le but de l'étude clinique I.M.O. est dans un premier temps de comparer le diagnostic I.M.O. au diagnostic du bilan radiologique et du bilan final. Pour ce faire, il faut déterminer une règle de décision qui va nous permettre d'aboutir à un diagnostic I.M.O.:

- Bénin
- Malin
- Indéterminé

Cette règle de décision sera basée sur un ou plusieurs des coefficients radiométriques considérés et, pour connaître son efficacité, il faut étudier sa concordance avec les autres méthodes existantes.

#### 3.1.4.1. Généralités

Lorsqu'une règle de décision est basée sur la valeur d'une variable quantitative  $T$  (dans notre cas un coefficient radiométrique), pour une maladie  $M$  (dans notre cas anomalies mammaires bénignes ou malignes), le but de l'analyse statistique est de définir les bornes de cette variable  $T$  permettant de créer des classes :

- Soit deux classes :
  - Pathologique (test positif)
  - Normale (test négatif)
- Soit trois classes :
  - Pathologique
  - Indéterminé
  - Normale

Le rôle de la valeur quantitative  $T$  dans la décision médicale est de séparer avec plus ou moins d'efficacité les sujets normaux des sujets malades. Elle a un rôle de séparateur. La *figure*

---

<sup>2</sup> Je remercie plus particulièrement Mr Devos P qui nous a beaucoup aidé sans la réalisation de cette analyse.

3.9. représente la proportion de malades ( $M$ ) et de non malades ( $\bar{M}$ ) en fonction de la valeur de la variable T. Entre x et y, la réponse du test peut appartenir aux sujets normaux et aux sujets malades. La "limite diagnostique" peut se situer soit en x, soit en y, soit entre x et y (par exemple au point z qui correspond au point de croisement des deux courbes). Lorsque  $x \geq y$ , il n'y a pas de chevauchement entre les deux courbes et la variable T joue alors un rôle de séparateur parfait.

Notons que lorsque le nombre de sujets n'est pas suffisant, la représentation de la figure 3.9 peut être faite en utilisant un histogramme.

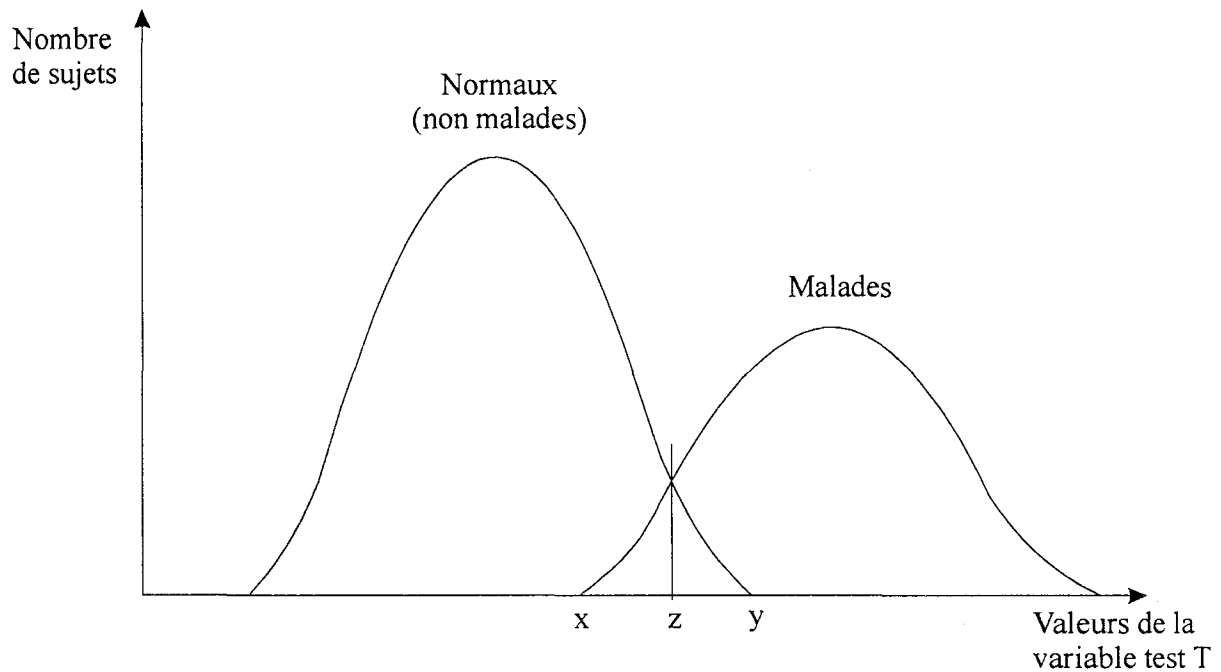


Figure 3.9. : Représentation de la proportion de malades et de non malades en fonction de la variable quantitative test T

### 3.1.4.1.1 Quelques définitions

**Vrai Positif (VP)** : en présence de la maladie ( $M$ ), le test donne une réponse pathologique dite positive ( $T^+$ ).

**Faux Négatif (FN)** : en présence de la maladie ( $M$ ), le test donne une réponse normale dite négative ( $T^-$ ).

**Vrai Négatif (VN)** : en l'absence de la maladie ( $\bar{M}$ ), le test donne une réponse négative ( $T^-$ ).

**Faux Positif (FP)** : en l'absence de la maladie ( $\bar{M}$ ), le test donne une réponse positive ( $T^+$ ).

**Sensibilité (Sen)** : c'est la probabilité conditionnelle que le test soit positif ( $T^+$ ) si le sujet est atteint de la maladie ( $M$ ):

$$Sen = P(T^+ / M)$$

**Spécificité (Spe)** : c'est la probabilité conditionnelle que le test soit négatif ( $T^-$ ) si le sujet n'est pas atteint de la maladie ( $\bar{M}$ ):

$$Spe = P(T^- / \bar{M})$$

**Valeur Prédictive Positive (VPP)** : C'est la probabilité conditionnelle que le sujet soit malade ( $M$ ) si le test est positif ( $T^+$ ):

$$VPP = P(M / T^+)$$

**Valeur Prédictive Négative (VPN)** : C'est la probabilité conditionnelle que le sujet ne soit pas malade ( $\bar{M}$ ) si le test est négatif ( $T^-$ ):

$$VPN = P(\bar{M} / T^-)$$

Pour récapituler ces notions, on utilise un tableau de contingence (= matrice de décision) à quatre cases, présenté figure 3.10.

		<b>Maladie M</b>		
		présente (M)	absente (M)	
Test positif (T <sup>+</sup> )	VP	a	b	= f1
Test négatif (T <sup>-</sup> )	FN	c	d	= f2
	 n1	 n2		N

$$Sen = \frac{a}{n1}$$

$$Spe = \frac{d}{n2}$$

$$VPP = \frac{a}{f1}$$
  

$$VPP = \frac{d}{f2}$$

*Figure 3.10. : Tableau de contingence d'une maladie M pour un test T  
Définition de la sensibilité, de la spécificité.*

#### 3.1.4.1.2. Le boxplot

Pour représenter la distribution d'un paramètre numérique (par exemple un coefficient radiométrique), on utilise un boxplot, aussi appelé boîte à moustache en français. Un exemple de boxplot est donné *figure 3.11*. La valeur moyenne correspond à la moyenne de la variable test sur l'ensemble de la population. La valeur médiane se situe au centre de la distribution, la moitié de la population est supérieure à cette valeur et l'autre moitié inférieure. La distribution des sujets est répartie en quatre quartiles, représentant chacun 25% de la population étudiée. L'intervalle Q3-Q1, appelé intervalle interquartile II, contient 50% de la population. Les moustaches du boxplot représentent 1.5 x II. Si un individu est supérieur à Q3 + 1.5II, alors il est représenté par "0" et est considéré comme suspect, s'écartant fortement de la distribution. Si un individu est supérieur à Q3+3II, alors il est représenté par "\*" et est considéré comme aberrant et doit obligatoirement être vérifié.

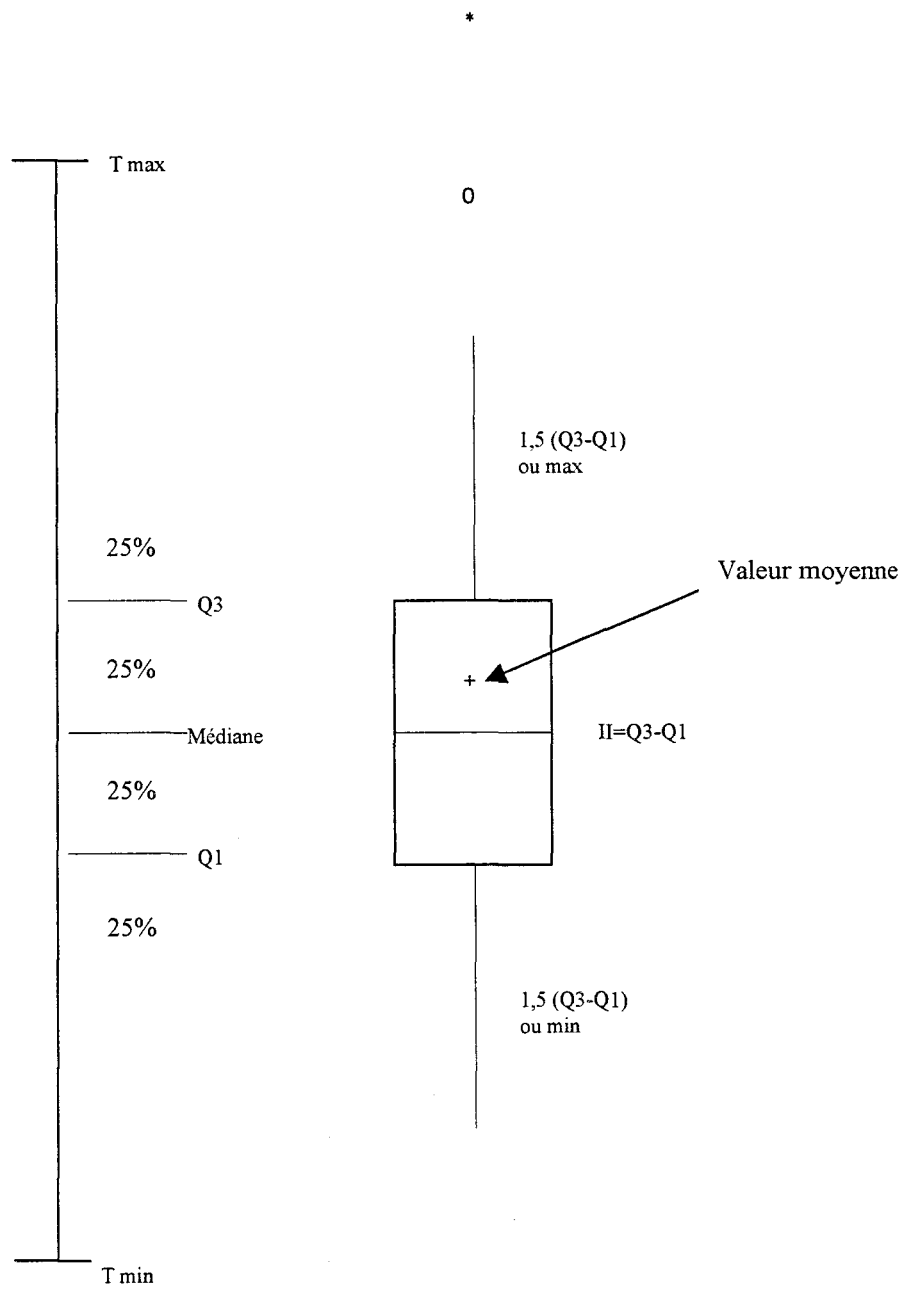


Figure 3.11. : Définition du boxplot.

### 3.1.4.1.3. Valeur seuil de positivité

Pour séparer les sujets normaux des sujets malades, il faut définir une valeur seuil de la variable test  $T$  qui sépare "la positivité" de "la négativité". Il est clair que le choix de cette valeur seuil est un élément déterminant dont l'effet conditionne le pouvoir discriminant de la variable test  $T$ . Sur la *figure 3.9*, la valeur seuil de positivité de la variable test  $T$  se situe entre  $x$  et  $y$ . Suivant sa valeur, on a un test plus ou moins sensible et plus ou moins spécifique.

Quand cette valeur seuil est déplacée vers les valeurs pathologiques, la spécificité du test augmente et la sensibilité diminue. Quand elle est déplacée vers les valeurs normales, la sensibilité augmente et la spécificité diminue. Ainsi, tout accroissement de la sensibilité se traduit par une réduction de la spécificité et vice-versa.

Le choix de cette valeur seuil est donc fonction de l'objectif du test :

- Si le test a pour objectif, quand il est positif, de détecter la maladie  $M$  et de l'éliminer s'il est négatif, le critère de positivité est déplacé vers les valeurs normales afin d'accroître la sensibilité et réduire le risque des Faux Négatifs.
- Si l'on souhaite, à l'inverse, réduire le risque des Faux Positifs, quand par exemple le diagnostic implique de lourdes décisions thérapeutiques, le critère de positivité est déplacé vers les valeurs pathologiques afin d'accroître la spécificité aux dépens de la sensibilité.

### 3.1.4.1.4. La courbe R.O.C.

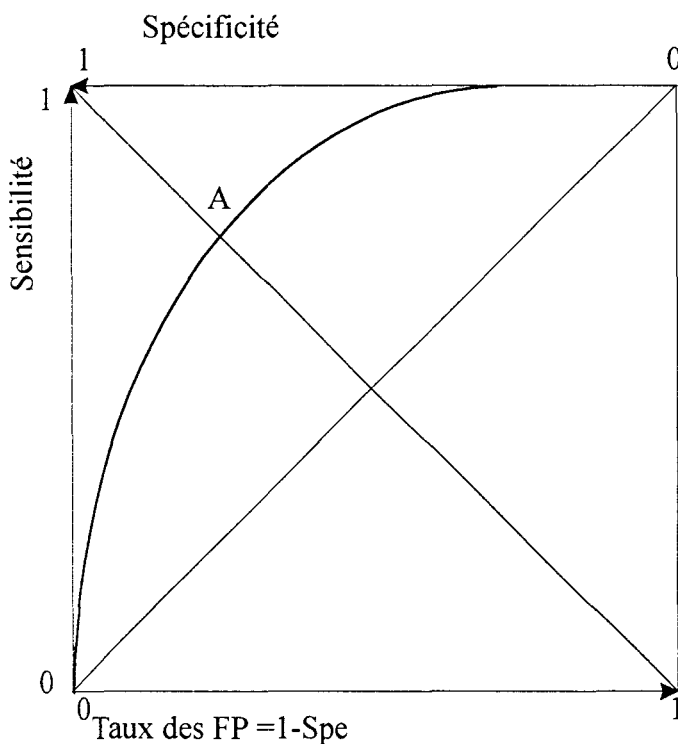
De manière à déterminer la position du seuil de positivité, en fonction de l'objectif du test, on utilise une courbe R.O.C. (Received Operating Curve). Un exemple de courbe est donné *figure 3.12*.

Une courbe R.O.C. s'inscrit dans un carré. Le côté haut porte les valeurs de la spécificité, de 0 à droite à 1 à gauche. Le côté gauche porte les valeurs de la sensibilité, de 0 en bas à 1 en haut. Le côté bas porte les valeurs de  $(1 - Spe)$ , de 0 à gauche à 1 à droite.

Sur l'étendue des valeurs de la variable test  $T$ , chaque valeur qui est choisie comme critère de positivité (ligne de partage), définit un couple  $(Sen, Spe)$  qui détermine un point de la courbe R.O.C. Une courbe R.O.C. est donc constituée de l'ensemble des couples  $(Sen, Spe)$  correspondant à chaque valeur du test  $T$  testée pour être critère de positivité.



Sur la *figure 3.12*, au voisinage du point A, qui est l'intersection entre la courbe et la diagonale du carré, la sensibilité est égale à la spécificité. Ce point intermédiaire correspond au point de partage qui donnerait l'information maximale et réaliserait un bon compromis entre sensibilité et spécificité. Pour déterminer le seuil théorique correspondant à ce point, on peut utiliser deux méthodes: soit minimiser  $D^2 = (1 - Sen)^2 + (1 - Spe)^2$ , soit maximiser l'indice de Youden  $L = Sen + Spe - 1$ .



*Figure 3.12.: Courbe R.O.C., obtenue par le déplacement du critère de positivité.*

### **3.1.4.1.5. Utilisation de deux tests en parallèle, définition de la concordance et de l'indice Kappa**

Dans la quête d'un diagnostic, le médecin ne se contente pas généralement d'un seul test mais en prescrit simultanément deux ou plusieurs. Lorsque les tests donnent une réponse concordante (positif ou négatif), la conduire à tenir est simple mais que faire dans le cas contraire ?

Avec l'utilisation de deux tests A et B pour déterminer un diagnostic, on peut définir un taux de concordance observé  $P_0$ , en pourcentage, entre A et B. Ce taux est défini sur la *figure 3.13.*

		Résultat du test B		
		B+	B-	
Résultat du test A	A+	a	b	L <sub>1</sub>
	A-	c	d	L <sub>2</sub>
		C <sub>1</sub>	C <sub>2</sub>	N

$$\text{Taux de concordance } P_0 = \frac{a + d}{N}$$

Figure 3.13. : Définition du taux de concordance observé  $P_0$  entre deux tests A et B.

Cependant, ce taux n'est pas très représentatif car la concordance observée  $P_0$  comporte une part de concordance due au hasard, dite concordance aléatoire  $P_c$ , qui peut prendre une part importante. C'est pourquoi, on utilise un taux de concordance corrigé en utilisant l'indice kappa ( $K$ ). Si  $N$  est l'effectif total, pour pouvoir utiliser l'indice Kappa, il faut que  $N \geq 2g^2$ , avec  $g$  le nombre de catégories.

- Si deux catégories alors,  $N \geq 8$ .
- Si trois catégories alors,  $N \geq 18$ .

D'après Fermanian [13], l'effectif  $N$  nécessaire doit être en réalité au moins égal à vingt cinq patients.

Dans le cas où les deux tests A et B sont indépendants et qu'il n'y a entre eux aucune autre liaison que celle du hasard alors,  $P(A^+ \text{ et } B^+) = P(A^+) \cdot P(B^+)$  et les effectifs aléatoires des quatre cases du tableau de contingence aléatoire sont :

$$a' = N \cdot P(A^+ \text{ et } B^+) = \frac{L_1 \cdot C_1}{N} \qquad b' = N \cdot P(A^+ \text{ et } B^-) = \frac{L_1 \cdot C_2}{N}$$

$$c' = N \cdot P(A^- \text{ et } B^+) = \frac{L_2 \cdot C_1}{N} \qquad d' = N \cdot P(A^- \text{ et } B^-) = \frac{L_2 \cdot C_2}{N}$$

Ce qui nous donne un taux de concordance aléatoire  $P_c$ :

$$P_c = \frac{a'+d'}{N} = \frac{L_1C_1 + L_2C_2}{N^2} = \frac{2L_1C_1}{N^2} - \frac{L_1 + C_1}{N} + 1$$

Lorsque  $P(M) = P(\bar{M}) = \frac{1}{2}$ , alors on a 1 chance sur 2 de donner le bon diagnostic.

Le test kappa (K), consiste à rapporter la différence ( $P_0 - P_c$ ) entre la concordance observée et la concordance aléatoire à la valeur ( $1 - P_c$ ), qui est la quantité de concordance "qui reste disponible" au-delà de la concordance aléatoire (cf. figure 3.14.)

$$K = \frac{P_0 - P_c}{1 - P_c}$$

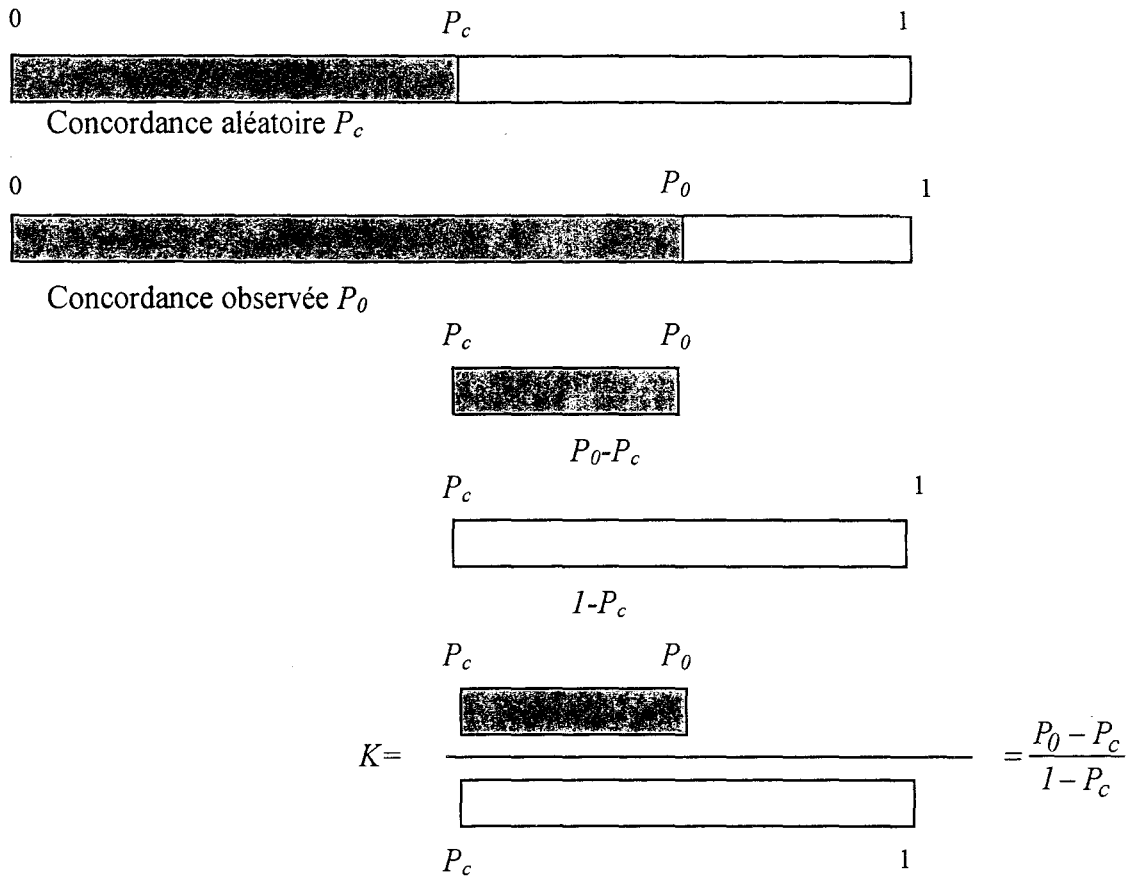


Figure 3.14.: Représentation graphique de l'indice kappa K

La valeur de kappa mesure la qualité de la concordance réelle entre deux jugements: la concordance est d'autant plus élevée que le kappa est proche de 1 [14]. La concordance est estimée comme:

- Excellente	si le kappa est compris entre	1.00 et 0.81
- Bonne		0.80 et 0.61
- Moyenne		0.60 et 0.41
- Faible		0.40 et 0.21
- Négligeable		0.20 et 0.00
- Mauvaise		<0

### 3.1.4.2. Calcul du nombre de patientes nécessaire

Sachant que la sensibilité et la spécificité sont des fréquences mesurées sur des effectifs limités, elles devront être déterminées avec un intervalle de confiance, en général égal à 95%.

Soit une probabilité  $P$ , si on l'estime à  $P_0$ , et que l'on souhaite un intervalle de confiance à 95% alors, on aura :

$$P_{vraie} = P_0 + 2\sqrt{\frac{P_0 \cdot (1 - P_0)}{N}}$$

avec  $N$ , le nombre de patients.

Dans notre cas, le nombre de patiente sera basé sur une sensibilité et une spécificité estimée à 90% ( $S_{e0}=90\%$ ). Si on veut un intervalle de confiance à 95%, c'est à dire, si on veut que l'erreur maximale commise sur la spécificité et la sensibilité soit égale à 5% alors, on doit avoir l'égalité suivante :

$$2\sqrt{\frac{S_{e0} \cdot (1 - S_{e0})}{N}} = 0.05$$

$$N = 144$$

Pour un nombre de patientes égal à 144, on aurait donc une sensibilité et une spécificité vraies avec une erreur maximale de 5%.

Il a donc été convenu de travailler sur 140 patientes, 20 patientes pour la phase préliminaire (cf. paragraphe 3.1.2.3), et 120 patientes pour le protocole I.M.O., réparties équitablement dans les deux groupes (60 cas bénins et 60 cas malins). Ce qui va correspondre à une sensibilité vraie  $S_e$  égale à l'expression suivante :

$$S_e = S_{e0} \pm 2\sqrt{\frac{S_{e0} \cdot (1 - S_{e0})}{N}}$$

D'où, une sensibilité vraie comprise entre 84 et 96%.

### 3.1.4.3 Analyse descriptive

#### **3.1.4.3.1. Examen I.M.O.**

Notre étude préliminaire porte pour l'instant sur 66 examens d'I.M.O. qui ont été réalisés sur 65 patientes (une patiente avait deux lésions dans deux quadrants mammaires différents). 60 examens ont été inclus dans l'analyse statistique intermédiaire, 6 examens ont été exclus (les critères d'exclusions sont présentés au paragraphe 3.1.2.4.6 et 3.1.2.4.7) :

- 2 examens à cause de perturbations extérieures.
- 2 à cause d'un problème technique sur une des sondes,
- 2 à cause du diagnostic qui n'a pas pu être défini en raison du caractère incomplet du bilan sénologique (un contrôle à six mois demandé et attente d'une exérèse chirurgicale).

Sur les 60 examens étudiés, le diagnostic définitif de référence a été établi par l'histologie pour 22 cas (16 pièces d'exérèses opératoires et/ou 10 ponctions biopsie), a été confirmé par la cytologie dans 11 cas et a été établi directement après le bilan radiologique dans 27 cas.

Le diagnostic définitif est réparti de la manière suivante :

- 47 lésions bénignes réparties en :
  - 15 kystes
  - 11 Fibroadénomes
  - 7 lésions de Mastopathie dystrophique
  - 2 hamartomes
  - 3 ganglions
  - 4 renforcements glandulaires normaux
  - 5 autres
- 13 lésions malignes d'adénocarcinome réparties en:
  - 11 invasifs
  - 2 microinvasifs

Le *tableau 3.3.* repartie les lésions malignes et bénignes en 3 catégories: opacités palpables, opacités non palpables, microcalcifications. Au total, il y a eu 5 cas de microcalcifications (2 malins et 3 bénins) et 55 cas d'opacités (11 malins et 44 bénins).

	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	
<i>Opacité palpable</i>	26	4	30
<i>Opacité non palpable</i>	18	7	25
<i>Microcalcifications</i>	3	2	5
	47	13	60

*Tableau 3.3 : Anomalies, palpables ou non palpables, ou microcalcifications selon les deux groupes bénin – malin.*

#### **3.1.4.3.2. Autres examens réalisés**

Toutes les patientes ont eu au préalable un bilan radiologique. Sur les 60 examens étudiés, 13 patientes n'ont eu qu'une mammographie, 13 patientes n'ont eu qu'une échographie, et 34 patientes ont eu les deux.

En fonction du diagnostic du bilan radiologique, un examen supplémentaire a pu être nécessaire:

- 16 patientes ont eu une ponction cytologique: 4 pour une lésion maligne et 12 pour une lésion bénigne.
- 10 patientes ont eu une ponction biopsie (dont 2 ayant également eu une ponction cytologique qui n'a pas ramené de cellules épithéliales): 6 pour une lésion maligne, 4 pour une lésion bénigne.
- 16 patientes ont été opérées: 3 après la ponction cytologique, 4 après la ponction biopsie, 8 directement après le bilan radiologique.

Sur les 16 exérèses, il y avait 8 lésions malignes et 8 lésions bénignes.

#### **3.1.4.3.3. Les paramètres étudiés**

Pour cette analyse intermédiaire, nous allons dans un premier temps donner quelques résultats concernant:

- La visibilité ou non d'une anomalie radiométrique.

- L'étude de la température ambiante.
- L'étude de la durée de l'examen I.M.O.

Puis, nous nous intéresserons plus particulièrement au comportement des paramètres numériques suivant le caractère bénin ou malin des anomalies: les paramètres numériques qui sont étudiés sont les suivants:

- $T_{\max}$  (température maximale mesurée)
- $\Delta T_{\max}$  (écart maximal de température entre les deux cotés)
- $R_B$
- $R_F$
- $R_1 = R_M$  si pas d'anomalie visible  
     $= R_{M_{\text{sym}}}$  si anomalie visible
- $R_2 = R_M$  si pas d'anomalie visible  
     $= R_{M_{\text{moy}}}$  si anomalie visible
- $R_3 = R_M$  si pas d'anomalie visible  
     $= R_{M_{\text{surf}}}$  si anomalie visible

Les coefficients  $R_B$ ,  $R_F$ ,  $R_{M_{\text{sym}}}$ ,  $R_{M_{\text{moy}}}$ ,  $R_{M_{\text{surf}}}$ , sont explicités au paragraphe 3.1.2.3.1.

#### 3.1.4.3.4. Quelques résultats

##### 3.1.4.3.4.1. Visibilité ou non d'une anomalie radiométrique

Le *tableau 3.4* présente la répartition des malins et bénins suivant la présence ou non d'une anomalie sur les images radiométriques. Trois cas de figures :

O : une anomalie est visible sur toutes les images radiométriques.

N : aucune anomalie n'est visible sur aucune image radiométrique.

O et N : une anomalie est visible sur les images radiométriques moyennées et filtrées mais n'est pas visible sur l'image brute.

	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	
<i>N</i>	31	1	32
<i>O</i>	12	7	19
<i>O et N</i>	4	5	9
	47	13	60

**Tableau 3.4 :** Anomalies visibles ou non sur les images radiométriques selon les deux groupes bénin – malin.

On constate que pour les lésions malignes, une anomalie est visible 12 cas sur 13 alors que pour les lésions bénignes, 16 cas sur 47. On peut déjà conclure qu'au moins un cancer n'a pas été détecté compte tenu qu'il ne donne aucune image radiométrique. Ce cas correspond à un carcinome canalaire infiltrant bifocal dont les 2 localisations de 8mm et de 6mm sont séparées entre elles de X mm. L'image radiométrique a été réalisée de manière à essayer d'avoir les deux lésions sur la même image.

Il est à noter que la présence d'une anomalie, qui constitue une condition nécessaire mais pas suffisante pour émettre un diagnostic de malignité, n'entraîne pas forcément un diagnostic de malignité, cela détermine seulement la manière dont vont être calculés les coefficients radiométriques (cf. paragraphe 3.1.2.3.1). Ce sont ces derniers qui concluront sur le diagnostic de la lésion.

#### 3.1.4.3.4.2. Etude de la température ambiante

Pour l'ensemble des examens, nous avons étudié la température ambiante de la salle d'examen. Celle-ci en moyenne était de 25,5 °C, les températures extrêmes étant 23,1 °C et 27,4 °C. Cependant, au cours de la réalisation d'un examen, dont la durée est étudiée juste après, la température ambiante est restée relativement stable avec un écart maximum de 0,5 °C entre le début et à la fin de l'examen et avec une moyenne de 0,18 °C.

#### 3.1.4.3.4.3. Etude de la durée de l'examen I.M.O.

En ce qui concerne la durée des examens, 2 paramètres ont été étudiés :

- la *durée totale* incluant l'étalonnage partiel sur bain d'eau, le "tatouage" des repères cutanés pour le positionnement de la multisonde, les mesures de références sur bain d'eau avant et après examen, les mesures de références patientes avant et après examen et la réalisation des 144 mesures de chaque côté.



- La *durée d'acquisition* n'incluant que les mesures de références patientes avant et après examen et la réalisation des 144 mesures de chaque côté.

La durée totale moyenne sur les 60 examens est de 11'23" avec une durée d'acquisition moyenne de 6'47". Cette dernière varie entre 5'12" et 8'4" en fonction de la difficulté de réalisation de l'examen, conditionnée surtout par la localisation de la lésion et des difficultés de contact sonde-peau rencontrés. En effet, il est beaucoup plus simple de réaliser un examen dans la partie supérieure du sein que dans la partie inférieure, surtout lorsque le volume du sein est peu important.

Notons ici l'amélioration en terme de durée de notre prototype d'I.M.O. par rapport à l'ancien prototype, utilisé pour les premières études de faisabilité, qui nécessitait alors 40 mn par examen.

#### 3.1.4.3.4.4. Analyse univariée globale des paramètres numériques

Nous avons commencé l'étude statistique par une analyse univariée globale (malins et bénins confondus) des différentes variables pour regarder la distribution et détecter d'éventuelles valeurs aberrantes. Le *tableau 3.5* présente pour chaque variable certaines de leurs caractéristiques comme la valeur minimale, la valeur maximale, la moyenne et l'écart type.

	$T_{max}$	$\Delta T_{max}$	$R_B$	$R_F$	$R_1$	$R_2$	$R_3$
<i>Valeur minimale</i>	33.01	0.07	-35.6	-45.69	-43.2	-43.2	-43.2
<i>Valeur maximale</i>	37.97	10.07	73	80.19	70.37	72.84	72
<i>Moyenne</i>	35.72	3.63	10	15.01	15.36	15.98	15.88
<i>Ecart type</i>	1.1	1.49	28.7	35.51	32.3	32.83	32.45

*Tableau 3.5 : Caractéristiques générales des 7 variables étudiées, tous groupes confondus.*

Maintenant que les données ont été décrites, nous allons effectuer une comparaison des différents paramètres selon les deux groupes (bénin – malin).

### 3.1.4.4. Comparaison des différents coefficients selon les deux groupes

#### **3.1.4.4.1. Etude des distributions**

L'étude des distributions consiste dans un premier temps à représenter les boxplots associés au diagnostic bénin et au diagnostic malin pour chaque paramètre et à regarder si ce dernier est susceptible d'avoir un pouvoir séparateur. La définition du boxplot est donnée au paragraphe 3.1.4.1.2.

La *figure 3.15* donne les boxplots des 7 paramètres étudiés. Le *tableau 3.6* récapitule les principales caractéristiques par groupe et par variable testée (valeur minimale, valeur maximale, moyenne, écart type, valeur médiane, valeurs des premier et troisième quartiles et de l'interquartile). Ce tableau montre que sauf pour  $T_{\max}$  et  $\Delta T_{\max}$ , les coefficients sont globalement plus élevés en cas de malignité. La moyenne et la médiane sur l'ensemble de la population bénigne sont proches de 5% alors que sur l'ensemble de la population maligne, elles sont proches de 50%. On constate également que la répartition de la population est moins vaste pour les lésions malignes que pour les lésions bénignes.

Si on analyse maintenant la *figure 3.15*, on constate que  $T_{\max}$  et  $\Delta T_{\max}$  n'ont aucun pouvoir séparateur du fait que les deux boxplots, associés aux diagnostics bénin et malin, sont complètement confondus. Ceci signifie que la température maximale décelée et l'écart maximal de température entre les deux cotés, ne permettent pas de discriminer le caractère bénin du caractère malin. Ceci peut s'expliquer par le fait que les températures peuvent être très différentes d'une patientes à une autre et qu'une même patiente peut présenter de fortes hétérogénéités de température. C'est pourquoi, il est nécessaire de comparer le coté pathologique au coté sain par l'intermédiaire des coefficients radiométriques.

En ce qui concerne  $R_B$ , les deux boxplots se chevauchent quasiment de moitié, on peut donc suspecter que son pouvoir séparateur sera médiocre. Pour ce qui est de  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ , on constate qu'il n'y a pas chevauchement des boxplots sauf au niveau des moustaches et, on peut donc espérer avoir un pouvoir séparateur correct. De plus, pour ces coefficients, un test de Wilcoxon fait apparaître une différence significative de distribution entre les deux groupes.

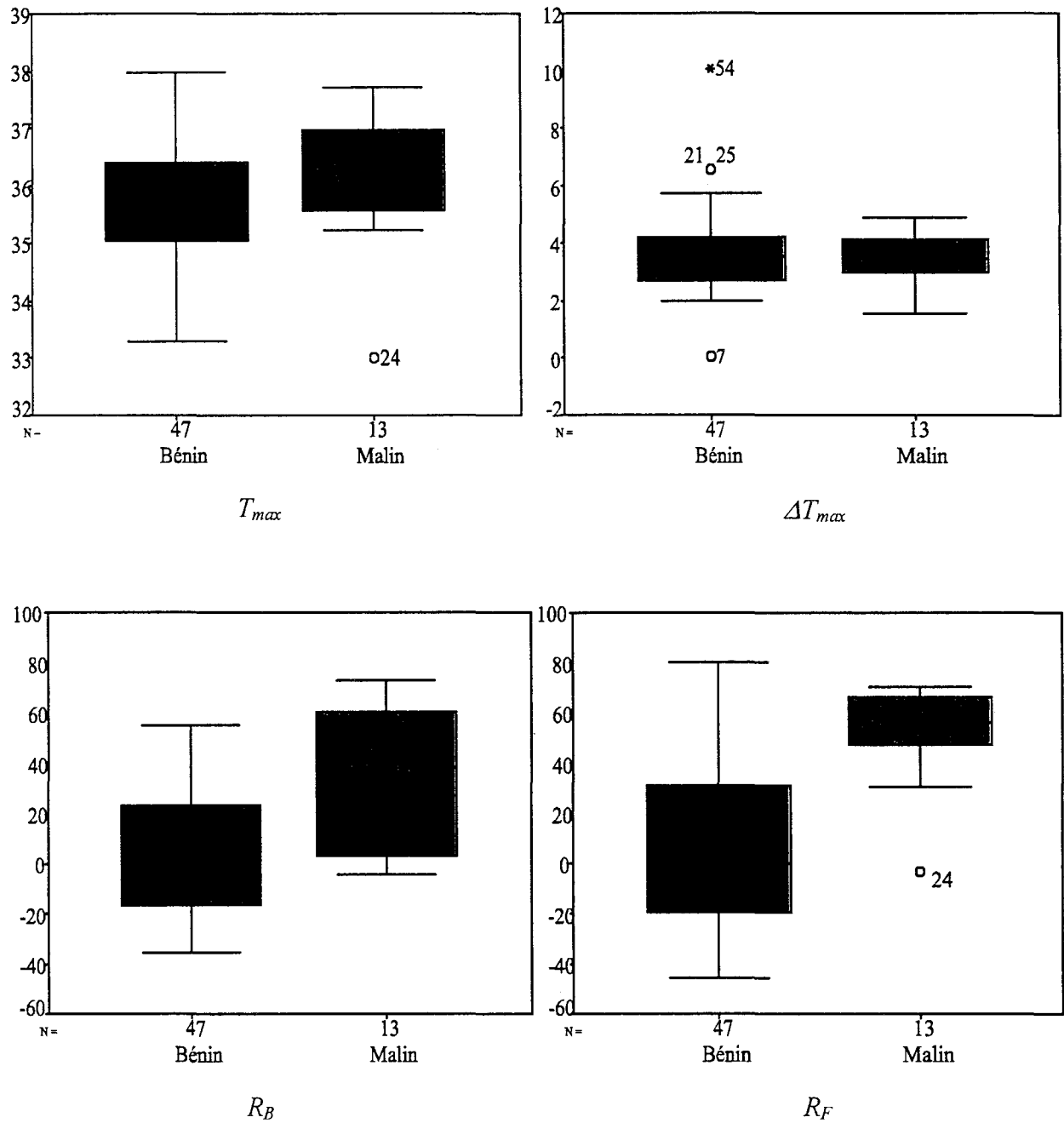


Figure 3.15 : Boxplots des distributions pour les sept variables étudiées. (voir suite...).

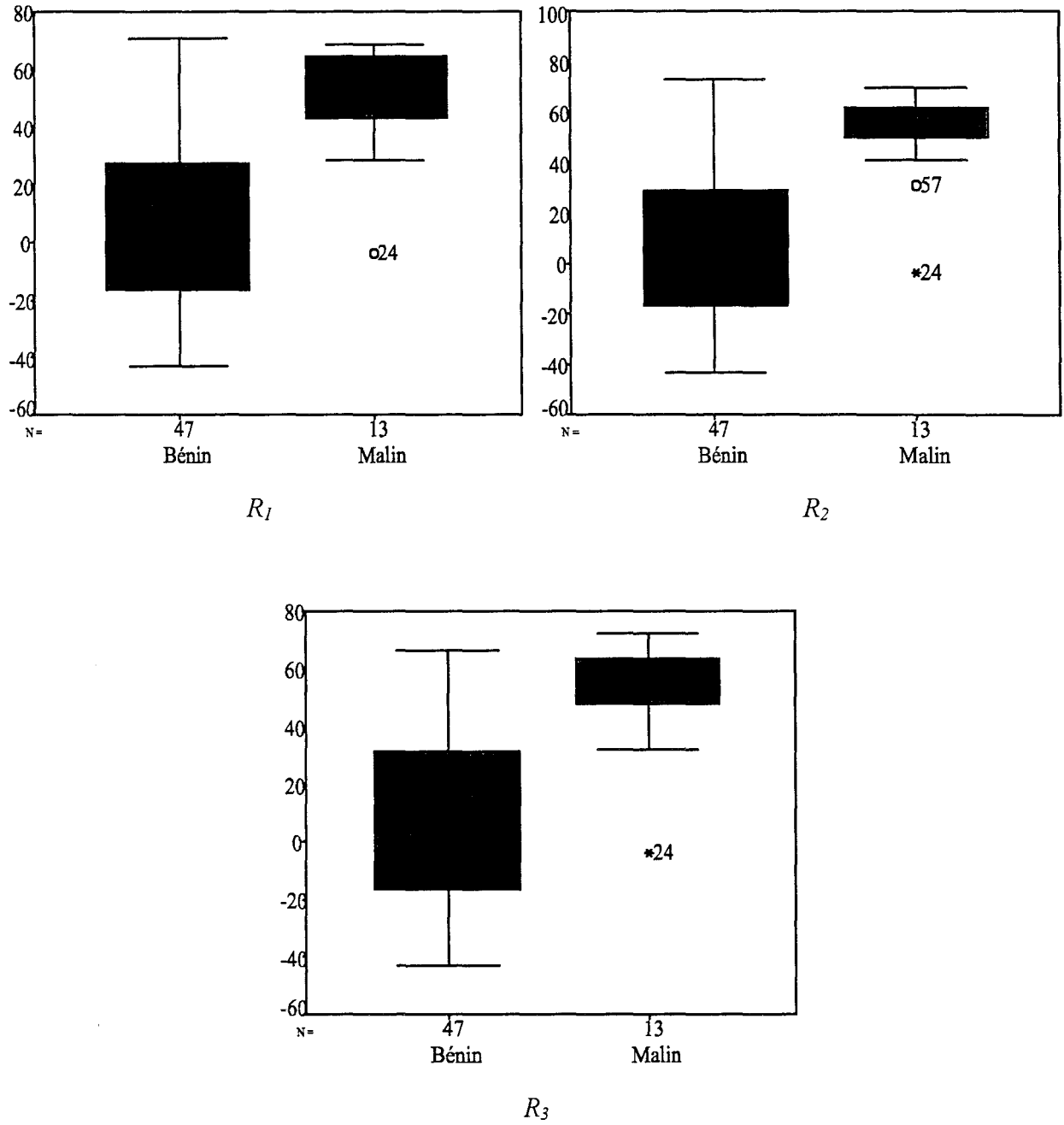


Figure 3.15 (suite) : Boxplots des distributions pour les sept variables étudiées.

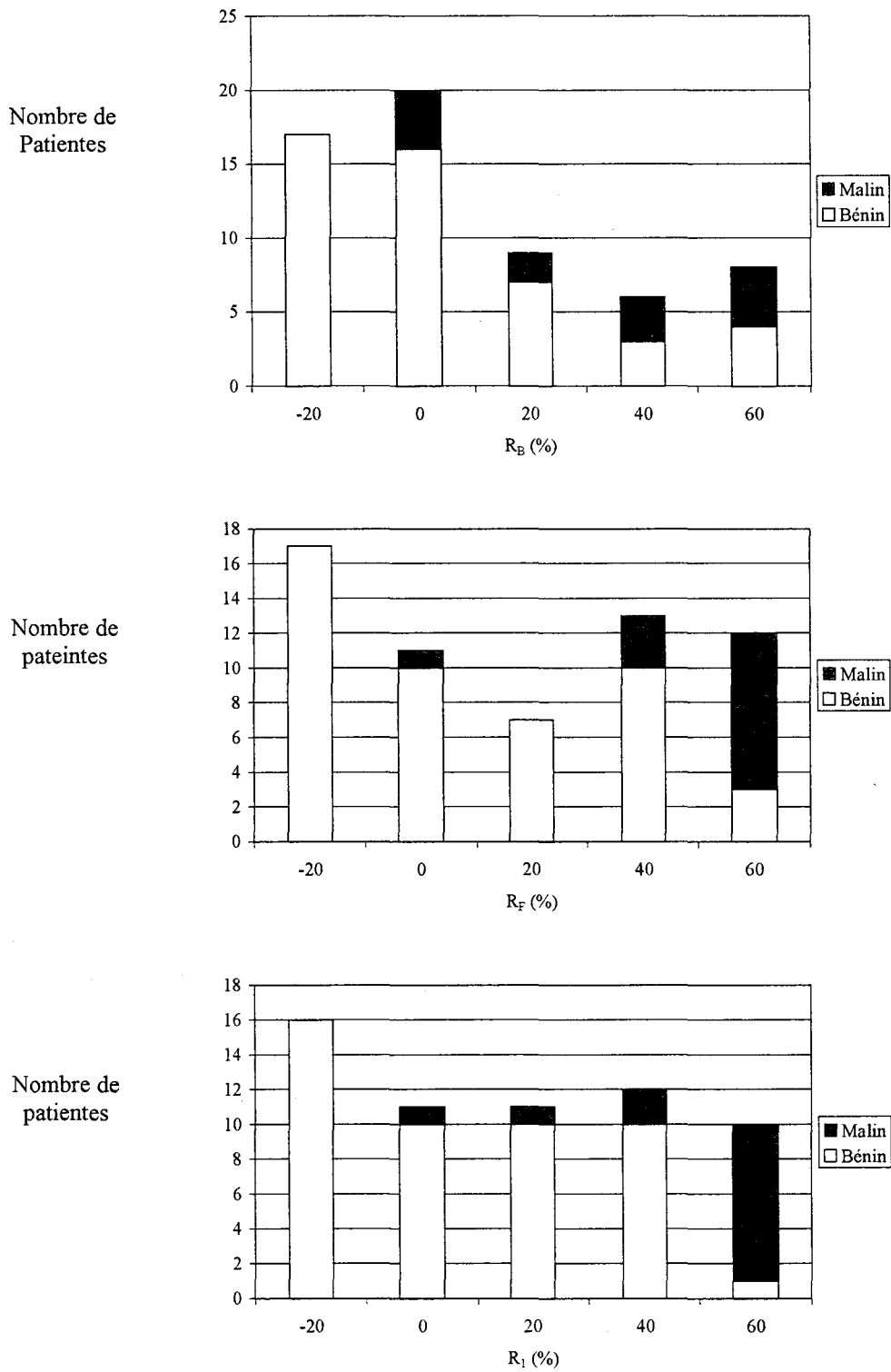
	Bénin							
	Min	Max	Moy	ET	Med	Q1	Q3	Q3-Q1
$\Delta T_{max}$	0.07	10.07	3.69	1.58	3.51	2.67	4.22	1.55
$T_{max}$	33.29	37.97	35.62	1.07	35.59	35.03	36.41	1.38
$R_B$	-35.6	55.01	3.73	25.38	-1.36	-16.75	24.23	40.98
$R_F$	-45.64	80.19	5.02	30.82	0	-20.55	31.45	52
$R_1$	-43.2	70.37	5.9	28.48	2	-16.78	27.58	44.36
$R_2$	-43.2	72.84	6.26	28.92	2	-16.78	29	45.78
$R_3$	-43.2	66.17	6.37	28.7	2	-16.78	31.28	48.06
	Malin							
	Min	Max	Moy	ET	Med	Q1	Q3	Q3-Q1
$\Delta T_{max}$	1.56	4.9	3.43	3.43	3.44	2.95	4.1	1.15
$T_{max}$	33.01	37.72	36.1	1.2	36.31	35.57	36.96	1.39
$R_B$	-4.51	73	32.7	29.49	38.07	3.02	60.17	57.15
$R_F$	-3.01	70.46	51.12	20.31	56.44	47.28	66.33	19.05
$R_1$	-3.85	68.47	49.59	20.05	52.9	43	64.04	21.04
$R_2$	-3.85	61.72	51.12	19.66	57.1	49.84	61.72	11.88
$R_3$	-3.85	72	50.3	19.5	54.28	47.7	64.28	15.58

Tableau 3.6. : Caractéristiques par groupe bénin – malin des 7 variables étudiées.

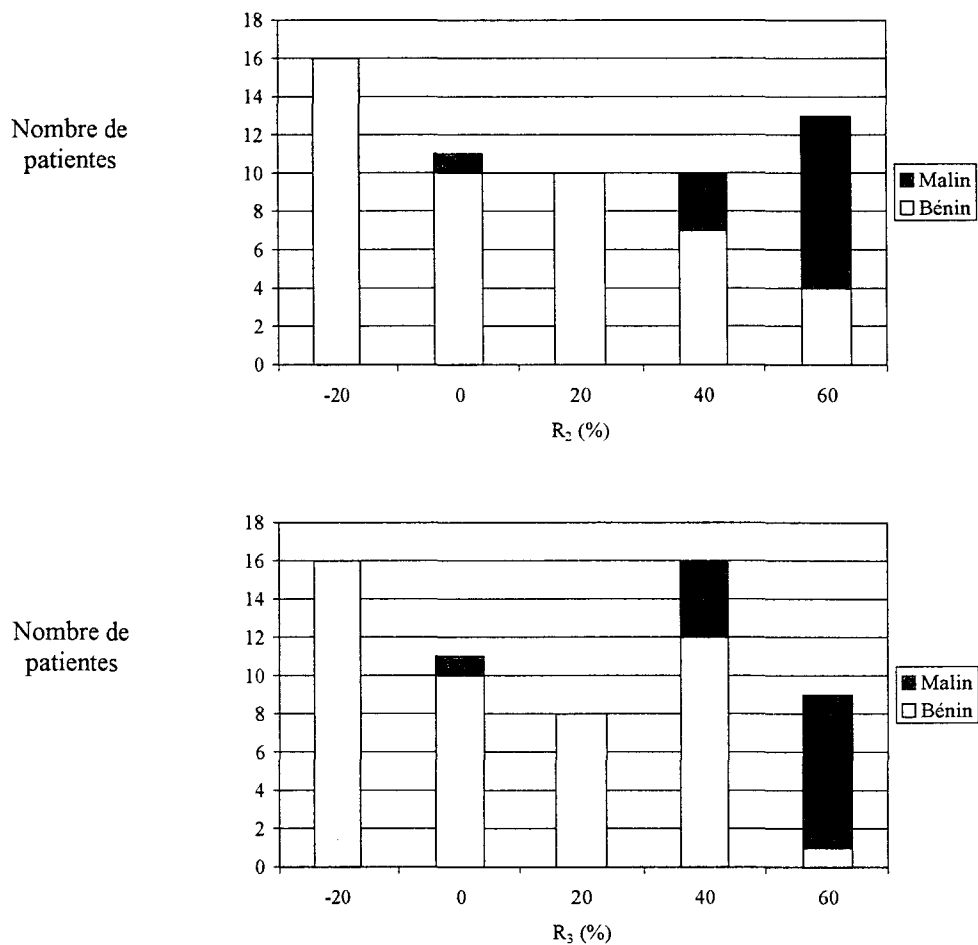
Nous n'avons continué l'étude qu'avec les coefficients  $R_B$ ,  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ , étant donné que l'analyse des distributions montre que  $T_{max}$  et  $\Delta T_{max}$  ne sont pas capables de séparer les cas diologues, l'I.M.O.

On constate sur la figure 3.15 que pour les coefficients  $R_F$  et  $R_1$ , l'individu 24 est considéré comme suspect et que pour  $R_2$  et  $R_3$ , il est considéré comme aberrant. Ce cas correspond au cas malin de carcinome bifocal que nous n'avons pas détecté et qui n'a donné aucune anomalie visible sur les images radiométriques.

La figure 3.16 donne la distribution bénin – malin sous forme d'histogramme pour les 5 coefficients:  $R_B$ ,  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ . On constate que pour  $R_B$ , il est difficile de déterminer un seuil de positivité compte tenu que les cas malins sont repartis à peu près équitablement sur presque toutes les barres de l'histogramme. Pour  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ , il semble possible de déterminer un seuil de positivité occasionnant un nombre d'erreurs peu important.



**Figure 3.16 :** distribution des 5 variables,  $R_B$ ,  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ , sous forme d'histogramme. Chaque classe est représentée par son centre, avec une excursion de 10% de chaque coté (voir suite ...)



*Figure 3.16. (suite): distribution des 5 variables,  $R_B, R_F, R_1, R_2, R_3$ , sous forme d'histogramme. Chaque classe est représentée par son centre, avec une excursion de 10% de chaque coté.*

#### 3.1.4.4.2. Calcul des sensibilités et des spécificités, courbes ROC

Après analyse des distributions, pour chaque coefficient sélectionné, nous avons tracé la courbe ROC (cf. paragraphe 3.1.4.1.4) et défini le seuil théorique de positivité qui permet de réaliser le meilleur compromis entre sensibilité et spécificité. Au-dessus de ce seuil, l'I.M.O. donnera un diagnostic de malignité, au-dessous, un diagnostic de bénignité.

On constate sur la *figure 3.17* que la courbe ROC de la variable  $R_B$  n'est pas très bonne car elle est assez éloignée du point idéal où sensibilité et spécificité sont toutes deux égales à 100%. Le coefficient seuil théorique est de 10% et correspond à une sensibilité de 69% et à une spécificité de 70%. Ce résultat n'est pas très satisfaisant, le pouvoir séparateur de  $R_B$  est médiocre, ce qui était à prévoir compte tenu du chevauchement des distributions présentées au paragraphe 3.1.4.4.1. Il est à noter que le coefficient  $R_B$  est calculé sur les images brutes et que celles-ci ne tiennent pas compte des différences d'étalonnage qu'il peut y avoir entre les différentes sondes.

C'est pourquoi, pour calculer  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ ,  $R_F$ , on utilise les images moyennées pour en quelque sorte réétalonner les différentes sondes entre elles. Cette opération permet dans certains cas de faire apparaître des anomalies radiométriques non visibles dans un premier temps sur les images brutes (cf. *tableau 3.4*).

Les courbes ROC associées aux coefficients  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  (cf. *figure 3.17*), sont meilleures et d'allure équivalente avec un profil en palier du au faible nombre de cas malins et à la différence de population entre les deux groupes (13 malins pour 47 bénins). Le *tableau 3.7* récapitule les seuils théoriques associés à ces quatre coefficients ainsi que les sensibilités et les spécificités qui en découlent. Pour ces quatre variables, on trouve une sensibilité de 84%, une spécificité comprise entre 80 et 85% et un seuil théorique compris entre 35 et 40%.



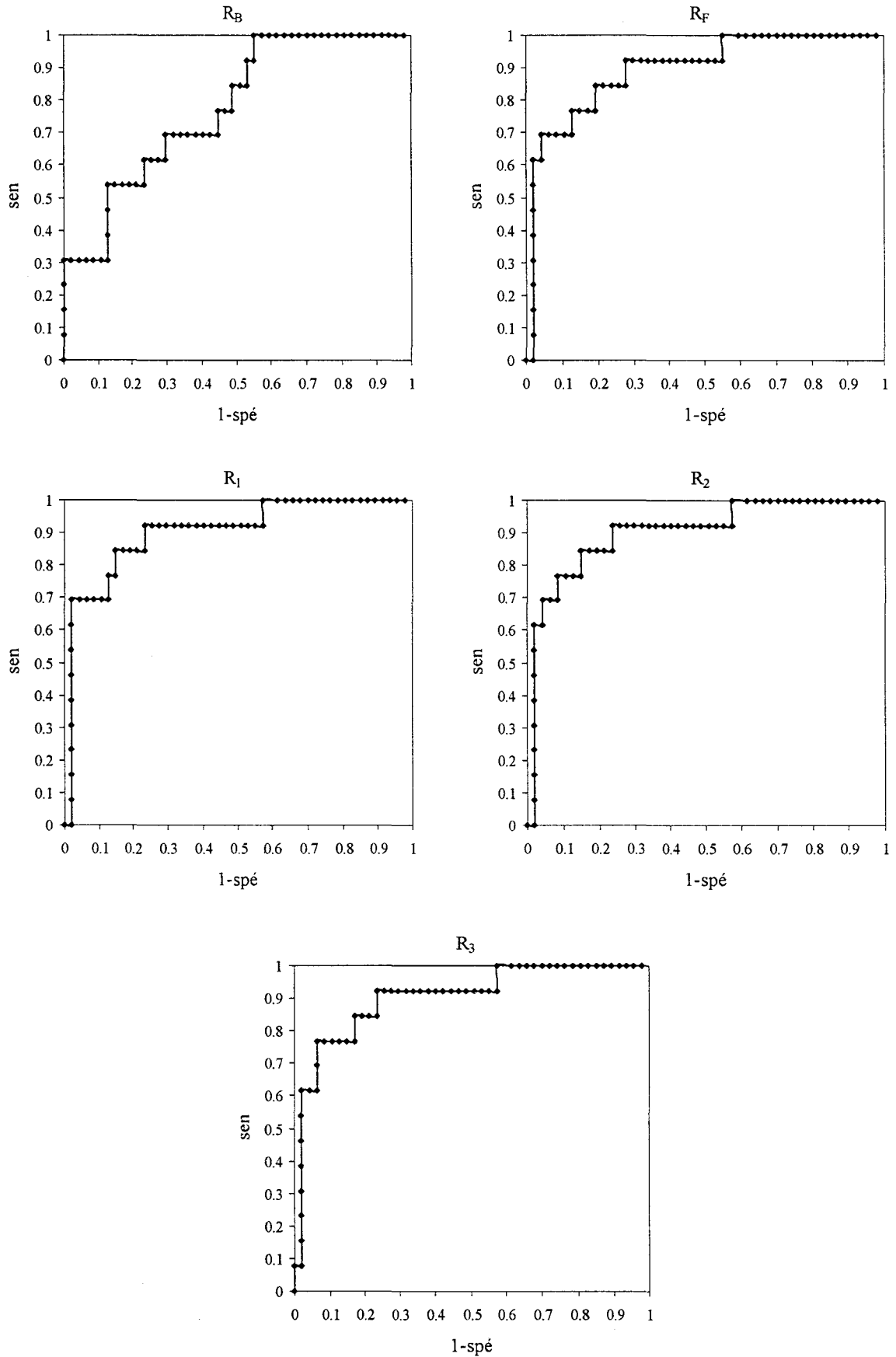


Figure 3.17 : Courbes ROC associées aux 5 coefficients étudiés.

	<i>Valeur seuil (en %)</i>	<i>Sensibilité (en %)</i>	<i>Spécificité (en %)</i>
$R_F$	35	84	80
$R_1$	39	84	85
$R_2$	40	84	85
$R_3$	39	84	82

**Tableau 3.7. :** Valeurs seuil, déterminées par l'analyse ROC, des différents coefficients. Calcul des spécificités et des sensibilités associées.

C'est le coefficient  $R_F$  qui donne la moins bonne spécificité (80%), ce qui implique que le fait de réaliser un filtrage supplémentaire n'améliore pas le pouvoir diagnostique de l'I.M.O. et le dégrade même un tout petit peu. On a donc abandonné l'étude de  $R_F$  pour la suite.

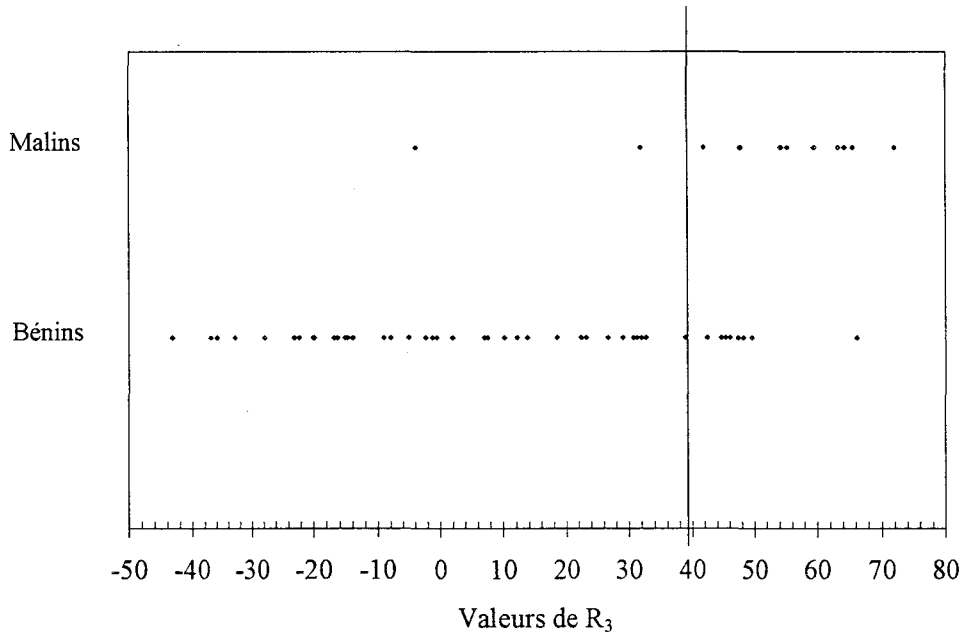
En ce qui concerne les coefficients  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ , on peut considérer qu'ils donnent des résultats équivalents en terme de spécificité et de sensibilité avec une légère infériorité de  $R_3$  qui donne une spécificité de 82%. Rappelons que  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  sont tous trois calculés sur les images radiométriques moyennées. Lorsqu'il n'y a pas d'anomalie radiométrique visible alors,  $R_1=R_2=R_3$  et est calculé sur des zones symétriques de  $1\text{cm}^2$  au centre des deux images. Lorsqu'il y a une anomalie radiométrique visible, sur le coté pathologique, la zone considérée est la zone la plus "chaude" de l'anomalie et, sur le coté sain:

- $R_1$  est calculé sur une zone parfaitement symétrique et de même taille que la zone pathologique.
- $R_2$  est calculé en effectuant la moyenne de 5 coefficients radiométriques calculés sur la zone parfaitement symétrique et sur 4 zones à 5 mm de la zone symétrique, en haut, en bas, à droite et à gauche.
- $R_3$  est calculé sur une zone symétrique mais plus vaste que la zone coté pathologique, de 5mm de chaque coté, de manière à prendre en compte une erreur éventuelle de positionnement entre les deux cotés.

$R_2$  donne des résultats équivalents à  $R_1$  et à  $R_3$  mais nécessite le calcul de 5 coefficients entraînant un traitement plus long. C'est pourquoi, nous n'avons pas continué l'étude statistique avec  $R_2$ .

$R_3$  et  $R_1$  donnent des résultats équivalents avec une légère supériorité de  $R_1$  en terme de spécificité. Cependant,  $R_3$  tient compte d'une éventuelle erreur de positionnement entre les deux

cotés et, si on suppose que le fait de calculer la température de référence coté sain sur une zone plus vaste permet d'avoir une meilleure estimation de la température radiométrique coté sain, il nous paraît préférable de continuer l'étude statistique avec le coefficient  $R_3$ . La *figure 3.18* présente la répartition des bénins et des malins pour le seuil théorique de  $R_3$  à 39% et le *tableau 3.8* présente le tableau de contingence associé à  $R_3$  avec calcul des Valeurs Prédictives Positive et Négative.



*Figure 3.18.* : Répartition des bénins et des malins en fonction du coefficient  $R_3$ , pour le seuil de positivité théorique de 39%.

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 39$	39	2	41
$R_3 > 39$	8	11	19
<i>Total</i>	47	13	60

$VPN=95\%$ ,  $VPP=58\%$

*Tableau 3.8.* : Tableau de contingence associé au seuil théorique de  $R_3$  de 39%.

Une étude de concordance du diagnostic déterminé par  $R_3$  ( $R_3 < 39\%$  diagnostic I.M.O. bénin,  $R_3 > 39\%$  diagnostic I.M.O. malin) avec le diagnostic final de la méthode de référence (bilan radiologique ± cytologie ± histologie) a été réalisée et a donné un kappa de 0.548. Compte tenu de la table d'estimation des concordances donnée au paragraphe 3.1.4.1.5., la concordance entre l'I.M.O. et le diagnostic final est moyenne.

On constate que dans 50 cas sur 60, le coefficient  $R_3$  a permis de donner un diagnostic correct. (39 bénins et 11 malins). Sur les 10 cas restants, il y a :

- 2 malins FN, correspondant:
  - Au cas du carcinome bifocal qui n'a pas donné d'anomalie radiométrique (et qui a été considéré comme aberrant lors de l'étude des distributions des boxplots).
  - Au cas d'un adénocarcinome de 11 x 8mm, se traduisant par une opacité d'allure suspecte en mammographie.
- 7 bénins FP, correspondant à:
  - 3 fibroadénomes.
  - 2 renforcements glandulaires normaux.
  - 1 hamartome.
  - 1 nodule dystrophique.

En clair, ceci implique que pour le seuil théorique de 39%,  $R_3$  n'a pas détecté 2 cancers et a déclaré malins 7 lésions bénignes, ce qui aurait pu induire 7 biopsies ou exérèses pas forcément utiles.

L'analyse que nous venons de présenter était basée sur le seuil théorique défini par la courbe ROC pour réaliser un bon compromis entre spécificité et sensibilité. En fonction de l'objectif que l'on se fixe pour l'examen I.M.O., il est possible de faire évoluer le seuil de positivité et de regarder si dans ce cas l'I.M.O. répond correctement à notre attente. Pour cela, il a été nécessaire de discuter dans un premier temps de l'intérêt de l'I.M.O. dans la caractérisation des tumeurs du sein.

### 3.1.4.5. Discussion sur l'intérêt de l'I.M.O.

Avant d'aller plus loin dans l'étude statistique, il nous a semblé judicieux de se poser préalablement la question suivante: "A quel stade du dépistage ou de la caractérisation l'I.M.O. peut-elle montrer un réel intérêt?"

Actuellement, le bilan radiologique pour le dépistage et la caractérisation des tumeurs du sein repose principalement sur la mammographie et/ou l'échographie.

Pour l'instant, l'I.M.O. ne peut pas être considérée à elle seule comme une technique de dépistage du cancer du sein car elle n'étudie qu'un seul quadrant mammaire, ce qui nécessite la localisation de l'anomalie mammaire par une autre technique (mammographie et/ou échographie). Cependant, nous avons tout de même regardé la concordance de l'I.M.O. seule avec la mammographie dans l'hypothèse où une évolution de la technique I.M.O. permettrait d'envisager l'I.M.O. comme technique de dépistage.

Dans un second temps, nous avons considéré l'I.M.O. comme une méthode d'exploration, pour la caractérisation des tumeurs mammaires, complémentaire au bilan radiologique (mammographie et/ou échographie).

Le bilan radiologique donne un diagnostic bénin, malin ou indéterminé lorsqu'il ne peut pas conclure. Lorsque celui-ci donne un diagnostic malin ou indéterminé, il est nécessaire de réaliser une exploration complémentaire invasive (ponction cytologique, ponction biopsie ou exérèse chirurgicale).

Nous avons réfléchi sur quel pourrait être l'intérêt de l'I.M.O. dans chaque cas de diagnostic du bilan radiologique:

- Lorsque le bilan radiologique émet avec certitude un diagnostic de bénignité, l'intérêt de l'I.M.O. serait de confirmer la non-malignité de l'anomalie pour conforter le radiologue dans son jugement et ne pas laisser passer de cancer. Ceci implique qu'il est nécessaire d'avoir une très bonne Valeur Prédictive Négative (très peu de FN). Notons que cette condition ne doit pas augmenter de façon trop importante le nombre d'exams invasifs complémentaires.
- Lorsque le bilan radiologique décèle une anomalie d'allure maligne, il nous semble que l'intérêt de l'I.M.O. dans la confirmation de la malignité serait peu existant car, quelque soit le résultat, une confirmation histologique est nécessaire.

- C'est surtout dans le cas où le bilan radiologique émet un diagnostic indéterminé que l'I.M.O., en tant que technique non invasive, pourrait avoir un réel intérêt pour approfondir le diagnostic.

Pour différents seuils de  $R_3$ , nous avons maintenant regardé quelle est l'efficacité de l'I.M.O. dans le rôle qu'on aimerait lui attribuer.

#### 3.1.4.6. Détermination de 2 classes: bénin, malin

Soit  $S$ , le seuil de séparation entre les bénins et les malins. Si  $R_3$  est inférieur à  $S$  alors le diagnostic I.M.O. est bénin, si  $R_3$  est supérieur à  $S$  alors le diagnostic I.M.O. est malin.

Nous avons pour différents seuils étudié la répartition des bénins – malins, le calcul des sensibilité, spécificité, VPN, VPP et la concordance de la méthode avec le diagnostic final.

Les seuils  $S$  étudiés correspondent à  $R_3=30, 40$  et  $50\%$ . Les tableaux de contingences associés à ces 3 cas ainsi que les calculs de VPP, VPN et kappa sont donnés dans les tableaux 3.9.a, 3.9.b, 3.9.c.:

La meilleure concordance est donnée pour  $R_3 = 50 \%$  puisque ce seuil permet de donner un diagnostic correct 54 fois sur 60 et de ne commettre que 6 erreurs. Cependant, parmi ces erreurs, il y a 1 bénin FP correspondant à un hamartome et 5 malins FN. Ce qui veut dire que si on avait tenu compte que de l'I.M.O., on aurait laissé passé 5 cancers. Il est donc impossible de prendre un seuil de positivité aussi élevé même si c'est celui qui donne la meilleure concordance avec le diagnostic final.

Pour  $R_3 = 30\%$ , on a:

- Un diagnostic correct dans 46 cas sur 60.
- 14 erreurs diagnostiques avec:
  - 1 malin FN (correspondant toujours au cas aberrant du carcinome bifocal).
  - 13 bénins FP.

Pour  $R_3 = 40\%$ , on a :

- Un diagnostic correct dans 50 cas sur 60.
- 10 erreurs diagnostiques avec:
  - 2 malins FN.
  - 8 bénins FP.

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	34	1	35
$R_3 > 30$	13	12	25
<i>Total</i>	47	13	60

Sen = 92%  
 Spe = 72%  
 VPN = 97%  
 VPP = 48%  
 Kappa = 0.48

(a) seuil de positivité de  $R_3$  à 30%

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 40$	39	2	41
$R_3 > 40$	8	11	19
<i>Total</i>	47	13	60

Sen = 84%  
 Spe = 83%  
 VPN = 95%  
 VPP = 58%  
 Kappa = 0.58

(b) seuil de positivité de  $R_3$  à 40%

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 50$	46	5	51
$R_3 > 50$	1	8	9
<i>Total</i>	47	13	60

Sen = 61%  
 Spe = 97%  
 VPN = 90%  
 VPP = 88%  
 Kappa = 0.67

(c) seuil de positivité de  $R_3$  à 50%

**Tableau 3.9.** : Tableaux de contingences, VPN, VPP et kappa pour différentes valeurs du seuil de positivité de  $R_3$ .

Le seuil de  $R_3$  à 30% permet d'avoir la meilleure VPN (pour confirmer la non-malignité) mais, il provoque tout de même 14 erreurs diagnostiques avec 13 FP pouvant entraîner des actes invasifs peut être inutiles.

Avec le seuil de  $R_3$  à 40%, même si la VPN est un peu plus faible (2 FN), elle reste correcte car, il ne faut pas oublier qu'elle inclut toujours le cas aberrant du carcinome bifocal, et de plus, on obtient un diagnostic correct dans 50 cas sur 60 et seulement 8 bénins FP pouvant entraîner des actes invasifs. La concordance avec le diagnostic final est moyenne mais cependant meilleure qu'avec un seuil de 30%.

Pour un raisonnement binaire en 2 classes bénin – malin, le seuil  $R_3 = 40\%$  serait donc un bon compromis entre la confirmation de la non-malignité et une bonne concordance avec le

diagnostic final et, il correspond en fait au seuil théorique que nous avons déterminé par la courbe ROC.

### **3.1.4.7. Détermination de 3 classes: bénin, indéterminé, malin**

Si on examine la répartition de  $R_3$  selon bénin et malin (cf. *figure 3.18*), on peut distinguer une zone de chevauchement entre les bénins et les malins. Un raisonnement binaire bénin – malin, comme présenté au paragraphe précédent, nous amène à commettre beaucoup d'erreur de diagnostic dans cette zone. C'est pourquoi, il est judicieux de fonctionner en 3 classes et de déterminer un intervalle  $[S_1, S_2]$  où l'on suppose le diagnostic indéterminé:

- Si le coefficient  $R_3$  est inférieur à  $S_1$  alors le diagnostic I.M.O. est considéré comme bénin.
- Si le coefficient  $R_3$  est supérieur à  $S_2$  alors le diagnostic I.M.O. est considéré comme malin.
- Si le coefficient  $R_3$  est inclus dans l'intervalle  $[S_1, S_2]$  alors le diagnostic I.M.O. est considéré comme indéterminé.

Nous avons étudié le comportement de l'I.M.O en fonction du choix des seuils  $S_1$  et  $S_2$ .

Si on regarde la zone de chevauchement, on constate que le seuil de  $R_3 = 39\%$ , choisi pour un raisonnement binaire en 2 classes, se trouve au centre de cette zone.

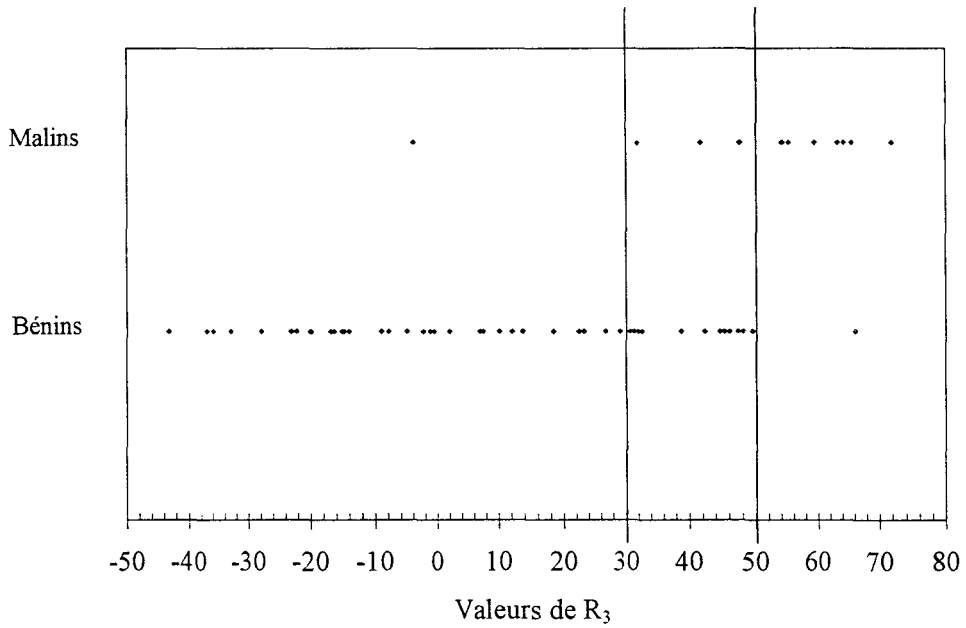
Nous avons étudié 3 règles de décision:

- règle 1             $S_1=30\%, S_2=50\%$             Inclut presque toute la zone de chevauchement
- règle 2             $S_1=30\%, S_2=40\%$
- règle 3             $S_1=40\%, S_2=50\%$

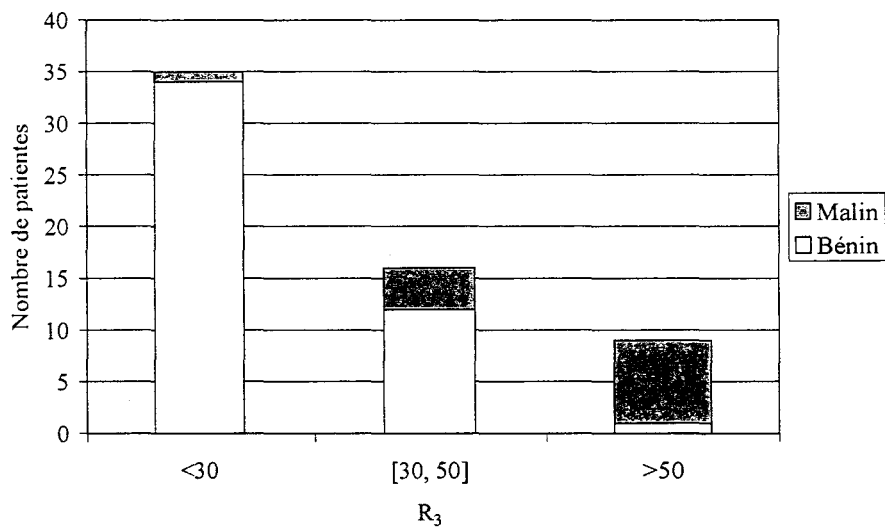
Pour chaque règle de décision, nous présentons la distribution bénin – malin, les tableaux de contingence, une représentation très visuelle des 3 classes en histogramme et une interprétation des résultats.



**Règle 1:  $R_3 \in [30, 50]$  diagnostic indéterminé**

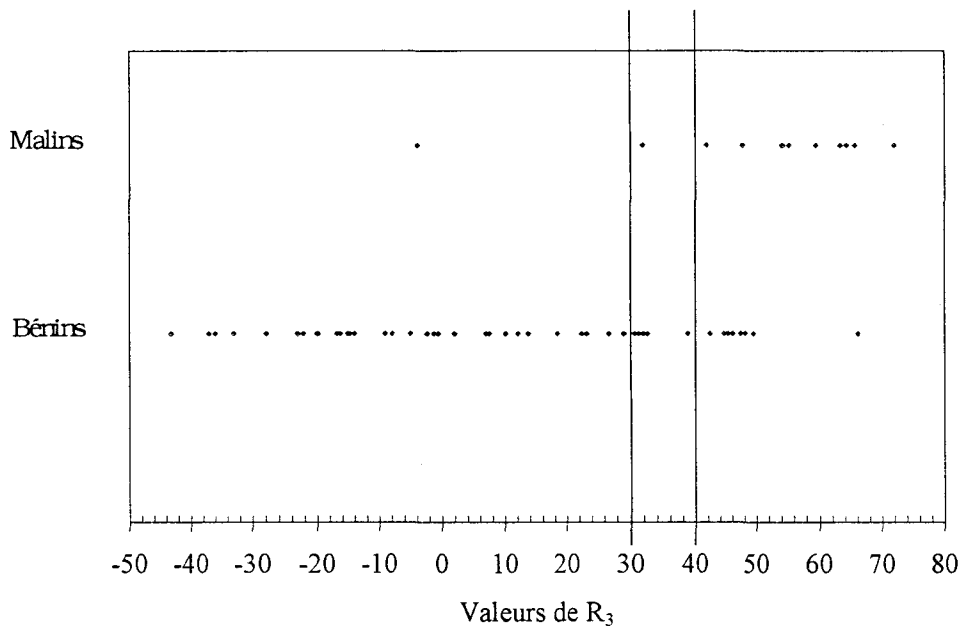


	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	34	1	35
$R_3 > 50$	1	8	9
$R_3 [30, 50]$	12	4	16
<i>Total</i>	47	13	60

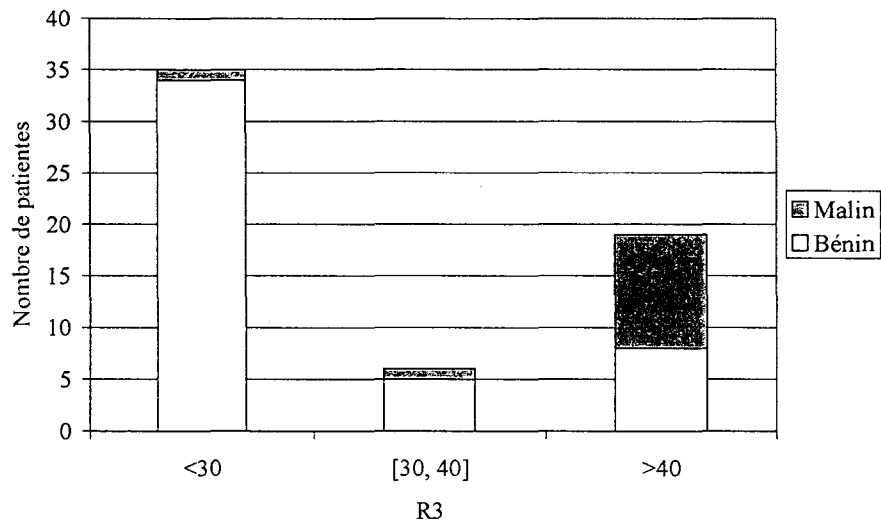


- Diagnostic correct dans 42 cas sur 60 dont 34 en terme de bénignité
- 2 erreurs de diagnostic:
  - 1 malin FN (toujours le cas du carcinome bifocal non détecté)
  - 1 bénin FP
- 16 diagnostics indéterminés dont:
  - 1 bénin
  - 8 malins

**Règle 2:  $R_3 \in [30, 40]$  diagnostic indéterminé**

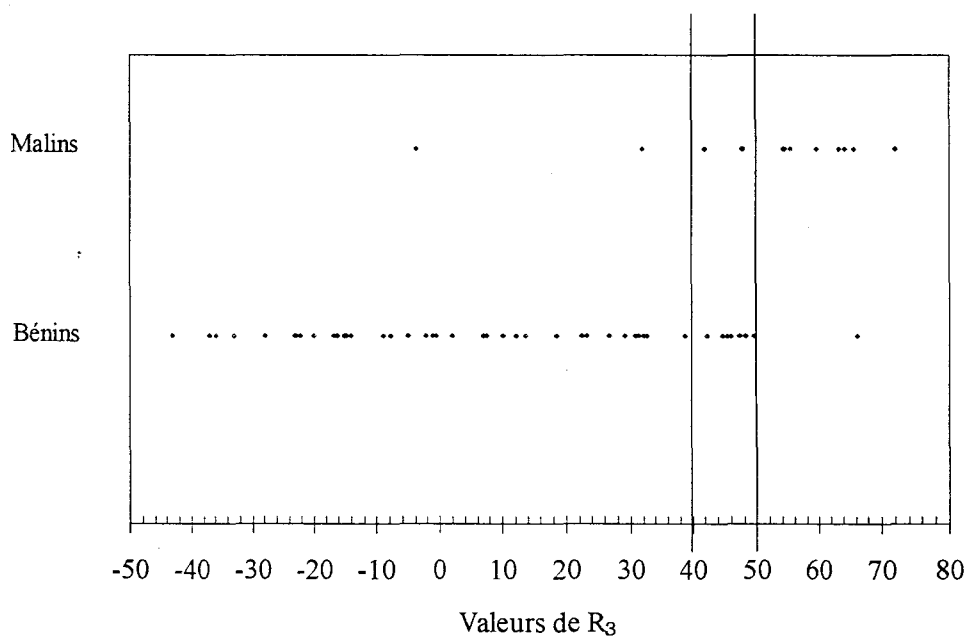


	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	34	1	35
$R_3 > 40$	8	11	19
$R_3 [30, 40]$	5	1	6
<i>Total</i>	47	13	60

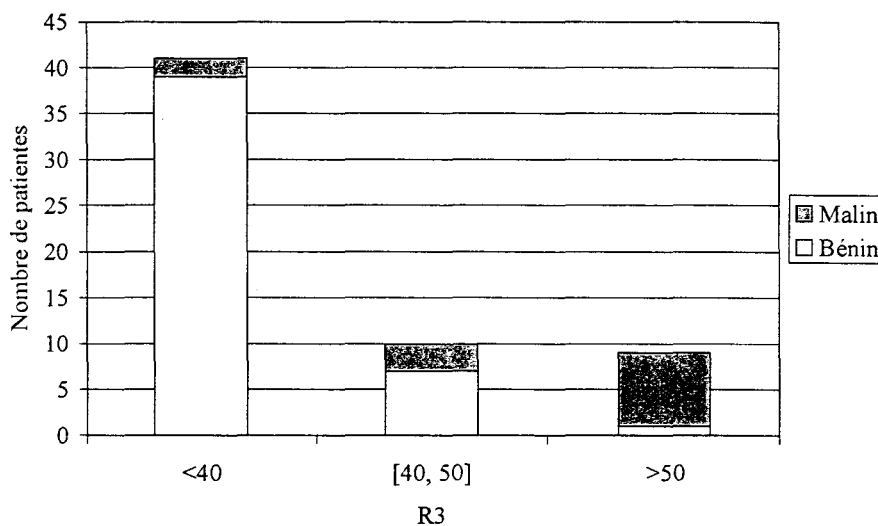


- Diagnostic correct dans 45 cas sur 60 dont 34 en terme de bénignité
- 9 erreurs de diagnostic:
  - 1 malin FN (toujours le cas du carcinome bifocal non détecté)
  - 8 bénins FP
- 6 diagnostics indéterminés dont:
  - 5 bénins
  - 1 malin

**Règle 3:  $R_3 \in [40, 50]$  diagnostic indéterminé**



	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 40$	39	2	41
$R_3 > 50$	1	8	9
$R_3 [40, 50]$	7	3	10
<i>Total</i>	47	13	60



- Diagnostic correct dans 47 cas sur 60 dont 39 en terme de bénignité
- 3 erreurs de diagnostic:
  - 2 malins FN (avec toujours le cas du carcinome bifocal non détecté)
  - 1 bénin FP
- 10 diagnostics indéterminés dont:
  - 7 bénins
  - 3 malins

### 3.1.4.7.1. L'I.M.O. pourrait-elle être utilisée comme technique de dépistage?

#### Comportement de l'I.M.O. si elle était utilisée seule

Si la technique de l'I.M.O. était utilisée seule avec la règle de décision 1, elle donnerait un diagnostic correct de malignité dans 8 cas sur 13 et un diagnostic correct de bénignité dans 34 cas sur 47, occasionnerait 2 erreurs de diagnostic, un bénin FN correspondant toujours a notre cas aberrant et un malin FP, et laisserait tout de même 16 cas indéterminés incluant 4 cancers.

Si la technique de l'I.M.O. était utilisée seule avec la règle de décision 2, elle donnerait un diagnostic correct de malignité dans 11 cas sur 13 et un diagnostic correct de malignité dans 34 cas sur 47, occasionnerait un nombre d'erreurs de diagnostic plus important avec 8 bénins FP et 1 FN, et ne laisserait que 6 cas indéterminés n'incluant qu'un seul cancer.

Si la technique de l'I.M.O. était utilisée seule avec la règle de décision 3, elle donnerait un diagnostic correct de malignité dans 8 cas sur 13 et un diagnostic correct de malignité dans 39 cas sur 47, occasionnerait 3 erreurs de diagnostic incluant 2 FN et 1 FP, et laisserait 10 cas indéterminés incluant 3 cancers.

Si la technique de l'I.M.O. était utilisée seule, elle induirait un examen supplémentaire lorsqu'elle n'arrive pas à conclure ou émet un diagnostic de malignité à raison ou à tort. Cet examen supplémentaire pourrait être invasif mais on pourrait aussi imaginer utiliser la mammographie ou l'échographie en examen complémentaire. Le *tableau 3.10* résume pour les 3 règles de décision les cas où l'I.M.O. imposerait un examen supplémentaire.

	<i>Examens supplémentaires sur lésions bénignes</i>			<i>Examens supplémentaires sur lésions malignes</i>			<i>Total examens supplémentaires</i>
	<i>Cas indéterminés</i>	<i>Faux Positifs</i>	<i>Total</i>	<i>Cas indéterminés</i>	<i>Vrais Positifs</i>	<i>Total</i>	
<i>Règle 1</i>	12	1	13	4	1	5	18
<i>Règle 2</i>	5	8	13	1	11	12	25
<i>Règle 3</i>	7	1	8	3	8	11	19

*Tableau 3.10. : Examens supplémentaires nécessaires en cas de diagnostic I.M.O. malin ou indéterminé.*

On constate que la règle 2 aurait engendré au total 25 examens supplémentaires alors que la règle 1 et la règle 3 n'en imposeraient que 18 ou 19. La règle 2 n'est donc pas bien adaptée pour l'I.M.O. en tant que technique utilisée seule.

Il semble en fait que ce soit la règle 3 qui serait la mieux adaptée si on souhaitait utiliser l'I.M.O. seule car elle n'imposerait que 8 examens supplémentaires pas forcément utiles sur des lésions bénignes contre 13 pour la règle 1. Cependant l'I.M.O. utilisée seule pourrait-elle être suffisamment compétitive pour rivaliser avec la mammographie qui est actuellement la technique de dépistage de référence?

Etude de la concordance entre I.M.O. seule et mammographie

Nous avons donc regardé pour la règle de décision 3 qu'elle est la concordance de la technique I.M.O. utilisée seule, avec la mammographie. Notons que pour les 60 examens I.M.O. réalisés, seulement 47 patientes ont eu une mammographie. Dans un premier temps, le *tableau 3.11* regarde la concordance entre les deux, bénins et malins confondus. Celle-ci donne un kappa de 0.468, ce qui est moyen.

		<i>Diagnostic mammographie</i>			
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>Diagnostic I.M.O.</i>	<i>bénin</i>	25	2	6	33
	<i>Malin</i>	1	7	0	8
	<i>Indéterminé</i>	2	2	2	6
	<i>Total</i>	28	11	8	47

*Tableau 3.11. : Etude de la concordance entre I.M.O. et mammographie, bénins et malins confondus*

Si on regarde maintenant plus précisément la concordance par groupe, on constate (tableau 3.12.a et 3.12.b) que:

- pour les lésions bénignes,
  - le diagnostic de l'I.M.O. et le diagnostic de la mammographie sont identiques dans 26 cas sur 35.
  - L'I.M.O. commet 1 erreur de diagnostic et laisse 3 cas indéterminés
  - La mammographie ne se trompe pas et laisse 7 cas indéterminés
- pour les lésions malignes,
  - le diagnostic de l'I.M.O. et le diagnostic de la mammographie sont identiques dans 8 cas sur 12
  - L'I.M.O. commet 2 erreur de diagnostic et laisse 3 cas indéterminés
  - La mammographie ne se trompe pas et laisse seulement 1 cas indéterminé

		<i>Diagnostic mammographie</i>		
		<i>Bénin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>Diagnostic I.M.O.</i>	<i>bénin</i>	25	6	31
	<i>Malin</i>	1	0	1
	<i>Indéterminé</i>	2	1	3
	<i>Total</i>	28	7	35

(a) *Cas des lésions bénignes*

		<i>Diagnostic mammographie</i>		
		<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>Diagnostic I.M.O.</i>	<i>bénin</i>	2	0	2
	<i>Malin</i>	7	0	7
	<i>Indéterminé</i>	2	1	3
	<i>Total</i>	11	1	12

(b) *Cas des lésions malignes*

**Tableau 3.12.** : *Etude de la concordance entre I.M.O. et mammographie, par groupe bénins et malins.*

Même si une amélioration de la technique I.M.O. la rendait indépendante et utilisable seule pour le dépistage et la caractérisation des tumeurs mammaires (plus besoin de localiser la lésion par une autre technique et exploration du sein complet), elle ne pourrait pas être substituée à la mammographie car la concordance est moyenne et de plus, utilisée seule, l'I.M.O. commettrait tout de même un nombre d'erreur non négligeable.

La technique I.M.O. est donc plus une technique à utiliser en exploration complémentaire du bilan radiologique.

### 3.1.4.7.2. *L'I.M.O. en tant que technique complémentaire*

#### *L'I.M.O. associée au bilan radiologique*

L'I.M.O. en tant que technique d'exploration complémentaire peut-elle être un apport dans le diagnostic des cas indéterminés du bilan radiologique (mammographie et/ou échographie) et confirmer le diagnostic de bénignité sans toutefois induire trop d'examen invasifs supplémentaires?

Pour analyser la place que peut prendre l'I.M.O., nous avons comparé le diagnostic du bilan radiologique (noté "mammo + écho") avec le diagnostic bilan radiologique + I.M.O. (noté "m+e+i") et qui est défini comme indiqué dans le *tableau 3.13*, en supposant ne tenir compte du diagnostic I.M.O. que lorsque le bilan radiologique conclu bénin ou indéterminé.

		<i>Diagnostic I.M.O.</i>		
		<i>bénin</i>	<i>malin</i>	<i>indéterminé</i>
<i>Diagnostic Bilan Radiologique</i>	<i>bénin</i>	bénin	malin	bénin
	<i>malin</i>	malin	malin	malin
	<i>indéterminé</i>	bénin	malin	indéterminé

*Tableau 3.13. : Détermination du diagnostic bilan radiologique + I.M.O ("m+e+i") à partir du diagnostic du bilan radiologique et du diagnostic I.M.O.*

Dans le cas où le bilan "mammo + écho" émet un diagnostic de malignité, le diagnostic I.M.O. ne serait pas pris en compte mais il est tout de même important de vérifier que dans ce cas, les résultats de l'I.M.O. ne sont pas complètement aberrants pour pouvoir valider l'efficacité de la méthode.

Les résultats qui suivent donnent pour les 3 règles de décisions les résultats du diagnostic "m + e + i" et comparent les résultats de l'I.M.O. avec les diagnostics finaux, en fonction du diagnostic "mammo + écho".

*Règle 1:  $R_3 \in [30, 50]$  diagnostic I.M.O. indéterminé*

		<i>Diagnostic final</i>		
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
<i>m + e + i</i>	<i>Bénin</i>	45	0	45
	<i>Malin</i>	1	12	13
	<i>Indéterminé</i>	1	1	2
	<i>Total</i>	47	13	60



**Mammo + Echo**

= *bénin*

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	24	0	24
$R_3 > 50$	1	0	1
$R_3 (30, 50)$	11	0	11
<i>Total</i>	36	0	36

- L'I.M.O. confirme la bénignité dans 24 cas sur 36
- Dans 11 cas, l'I.M.O. ne se prononce pas
- Dans 1 cas, l'I.M.O. se trompe et considère l'anomalie suspecte (FP)

**Mammo + Echo**

= *malin*

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	0	1	1
$R_3 > 50$	0	7	7
$R_3 [30, 50]$	0	3	3
<i>Total</i>	0	11	11

- L'I.M.O. confirme la malignité dans 7 cas sur 11
- Dans 3 cas, l'I.M.O. ne se prononce pas
- Dans 1 cas, l'I.M.O. ne détecte pas le cancer (cas du carcinome bifocal)

**Mammo + Echo**

= *indéterminé*

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	10	0	10
$R_3 > 50$	0	1	1
$R_3 [30, 50]$	1	1	2
<i>Total</i>	11	2	13

- L'I.M.O. permet de conclure correctement 11 fois sur 13 (10 bénins et 1 malin)
- Les 2 cas restant, l'I.M.O. ne se prononce pas et ne commet donc pas d'erreur de diagnostic

Donc, avec la règle 1, en association avec le bilan radiologique, l'I.M.O. aurait permis de lever correctement l'indétermination du bilan radiologique dans 11 cas sur 13, aurait confirmé la bénignité dans 24 cas sur 36, aurait laissé 2 cas indéterminés (1 cas bénin et 1 cas malin) et engendrerait 1 FP.

Règle 2:  $R_3 \in [30, 40]$  diagnostic I.M.O. indéterminé

		<i>Diagnostic final</i>		
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
<i>m + e + i</i>	<i>Bénin</i>	39	0	39
	<i>Malin</i>	8	13	21
	<i>Indéterminé</i>	0	0	0
	<i>Total</i>	47	13	60

*Mammo + Echo*  
= *bénin*

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	24	0	24
$R_3 > 40$	7	0	7
$R_3 [30, 40]$	5	0	5
<i>Total</i>	36	0	36

- L'I.M.O. confirme la bénignité dans 24 cas sur 36
- Dans 5 cas , l'I.M.O. ne se prononce pas
- Dans 7 cas, l'I.M.O. se trompe et considère les anomalies suspectes (ce qui impliquerait peut être 7 biopsies ou exérèses).

*Mammo + Echo*  
= *malin*

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	0	1	1
$R_3 > 40$	0	9	9
$R_3 [30, 40]$	0	1	1
<i>Total</i>	0	11	11

- L'I.M.O. confirme la malignité dans 9 cas sur 11
- Dans 1 cas, l'I.M.O. ne se prononce pas
- Dans 1 cas, l'I.M.O. ne détecte pas le cancer (cas du carcinome bifocal)

**Mammo + Echo**  
= indéterminé

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 30$	10	0	10
$R_3 > 40$	1	2	3
$R_3 [30, 40]$	0	0	0
<b>Total</b>	11	2	13

- L'I.M.O. permet de conclure correctement 12 fois sur 13 (10 bénins et 2 malins)
- Le cas restant, l'I.M.O. donne un diagnostic de FP, ce qui imposera la prudence de manière à ne pas laisser passer un cancer

Donc, avec la règle 2, en association avec le bilan radiologique, l'I.M.O. aurait permis de lever correctement l'indétermination du bilan radiologique dans 11 cas sur 13, aurait confirmé la bénignité dans 24 cas sur 36, n'aurait laissé aucun cas indéterminé mais engendrerait 8 FP.

**Règle 3:  $R_3 \in [40, 50]$  diagnostic I.M.O. indéterminé**

		<i>Diagnostic final</i>		
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
<b>m + e + i</b>	<i>Bénin</i>	45	0	45
	<i>Malin</i>	1	12	13
	<i>Indéterminé</i>	1	1	2
	<b>Total</b>	47	13	60

**Mammo + Echo**  
= bénin

	<i>Diagnostic final</i>		
	<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Total</i>
$R_3 < 40$	29	0	29
$R_3 > 50$	1	0	1
$R_3 [40, 50]$	6	0	6
<b>Total</b>	36	0	36

- L'I.M.O. confirme la bénignité dans 29 cas sur 36
- Dans 6 cas, l'I.M.O. ne se prononce pas
- Dans 1 cas, l'I.M.O. se trompe et considère l'anomalie suspecte.

**Mammo + Echo**  
= **malin**

	<b>Diagnostic final</b>		
	<b>Bénin</b>	<b>Malin</b>	<b>Total</b>
<b><math>R_3 &lt; 40</math></b>	0	2	2
<b><math>R_3 &gt; 50</math></b>	0	7	7
<b><math>R_3 [40, 50]</math></b>	0	2	2
<b>Total</b>	0	11	11

- L'I.M.O. confirme la malignité dans 7 cas sur 11
- Dans 2 cas, l'I.M.O. ne se prononce pas
- Dans 2 cas, l'I.M.O. ne détecte pas le cancer (dont le cas du carcinome bifocal).

**Mammo + Echo**  
= **indéterminé**

	<b>Diagnostic final</b>		
	<b>Bénin</b>	<b>Malin</b>	<b>Total</b>
<b><math>R_3 &lt; 40</math></b>	10	0	10
<b><math>R_3 &gt; 50</math></b>	0	1	1
<b><math>R_3 [40, 50]</math></b>	1	1	2
<b>Total</b>	11	2	13

- L'I.M.O. permet de conclure correctement 11 fois sur 13 (10 bénins et 1 malins)
- Les 2 cas restant, l'I.M.O. reste indéterminé

Donc, avec la règle 3, en association avec le bilan radiologique, l'I.M.O. aurait permis de lever l'indétermination dans 11 cas sur 13, aurait confirmé la bénignité dans 29 cas sur 36, aurait laissé 2 cas indéterminés (1 cas bénin et 1 cas malin) et engendrerait 1 FP.

Si on suppose que le bilan "mammo + écho" restant indéterminé pour 13 cas, aurait induit 13 examens invasifs supplémentaires pour pouvoir conclure, le *tableau 3.14* montre les examens invasifs qui, auraient été évités par l'I.M.O. dans ce cas. Il montre également ceux qui auraient été induits par l'I.M.O. dans le cas où le bilan radiologique conclue bénin à juste titre et que l'I.M.O. donne un diagnostic de Faux positif.

	<i>Diagnostic "mammo+écho" bénin</i>	<i>Diagnostic "mammo+écho" indéterminé</i>	<i>Nombre total d'examens évités par l'I.M.O.</i>
	<i>Examens induits par I.M.O car diagnostic I.M.O. de FP</i>	<i>Examens évités par I.M.O car diagnostic I.M.O. bénin</i>	
<i>Règle 1</i>	1	10	9
<i>Règle 2</i>	7	10	3
<i>Règle3</i>	1	10	9

*Tableau 3.14. : Récapitulatif des examens invasif supplémentaires qui auraient été induits ou évités par l'I.M.O. lorsque le bilan radiologique conclue bénin ou indéterminé.*

On constate que la règle 2 n'est pas satisfaisante car elle ne permettrait d'éviter que 3 examens invasifs complémentaires alors que la règle 1 et la règle 3 permettraient d'en éviter 9.

Le diagnostic "m + e +i" établit suivant le *tableau 3.13* est le même pour la règle 1 et la règle 3 et, en cas de diagnostic "mammo + écho" indéterminé, ces deux règles concluent de la même manière, 11 fois en faveur du bon diagnostic et 2 fois en restant indéterminés. Cependant, en cas de diagnostic de bénignité du bilan radiologique, avec la règle 3 qui a une zone d'indétermination moins large, l'I.M.O. conclue 29 fois correctement sur 36 et ne reste indéterminée que 6 fois alors qu'avec la règle 1, elle ne conclut que 24 fois et reste indéterminée 11 fois.

La règle de décision, de la technique I.M.O. pour la caractérisation des tumeurs du sein en complémentarité du bilan radiologique, la mieux adaptée serait donc la règle 3:

- Si le coefficient  $R_3$  est inférieur à 40% alors le diagnostic I.M.O. est bénin.
- Si le coefficient  $R_3$  est supérieur à 50% alors le diagnostic I.M.O. est malin.
- Si le coefficient  $R_3$  est inclut dans l'intervalle [40, 50] alors le diagnostic I.M.O. est indéterminé.

Pour cette règle de décision, la technique I.M.O. a permis de lever correctement l'indétermination du bilan radiologique pour:

- 10 lésions bénignes comprenant:
  - 3 kystes
  - 2 fibroadénomes
  - 1 foyer de microcalcifications
  - 1 dystrophie

- 1 métaplasie ischoadénoïde
- 1 radial scar + adénose sclérosante
- 1 adénome papillaire dendritique
- 1 lésion maligne: 1 acénocarcinome canalaire de 18 x 10 mm.

Comparaison I.M.O. et échographie

Nous venons de voir que l'apport de l'I.M.O. au bilan radiologique (mammographie et / ou échographie) n'est pas négligeable. Il nous a semblé intéressant, dans un second temps, de regarder quelle est la place de l'I.M.O. par rapport à l'échographie.

Si l'I.M.O. était utilisée seule, elle ne pourrait pas remplacer l'échographie car la concordance entre les deux techniques est mauvaise ( $\kappa=0.250$ ). Comme le montre le *tableau 3.15*, les deux techniques ne donnent un diagnostic concordant que dans 27 cas sur 47.

		<i>Echographie</i>			
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>I.M.O.</i>	<i>Bénin</i>	20	2	8	30
	<i>Malin</i>	1	5	3	9
	<i>Indéterminé</i>	5	1	2	8
	<i>Total</i>	26	8	13	47

*Tableau 3.15. : Concordance entre I.M.O. seule et échographie.*

Cependant, en association avec la mammographie, l'I.M.O. pourrait-elle remplacer l'échographie?

- *Comparaison du diagnostic "mammo + écho" au diagnostic "mammo + I.M.O."*

Pour répondre à cette question, nous avons dans un premier temps établi un diagnostic "mammo + I.M.O" de la même manière que nous avons établi le diagnostic "m + e + i" (cf. *tableau 3.13*), c'est à dire en supposant que l'on ne tient compte du diagnostic I.M.O. que lorsque la mammographie seule conclue bénin ou indéterminé. Nous avons ensuite comparé les diagnostics "mammo + écho" et "mammo + I.M.O.", globalement (cf. *tableau 3.16*) et par groupe bénin et malin (cf. *tableau 3.17.a* et *3.17.b*).

		<i>mammo + I.M.O.</i>			
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>mammo + écho</i>	<i>Bénin</i>	24	1	1	26
	<i>Malin</i>	0	11	0	11
	<i>Indéterminé</i>	9	0	1	10
	<i>Total</i>	33	12	2	47

Tableau 3.16. : Etude de la concordance entre "mammo + écho" et "mammo + I.M.O.", bénins et malins confondus

		<i>mammo + I.M.O.</i>			
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>mammo + écho</i>	<i>Bénin</i>	24	1	1	26
	<i>Indéterminé</i>	9	0	0	9
	<i>Total</i>	33	1	1	35

(a) Cas des lésions bénignes

		<i>mammo + I.M.O.</i>		
		<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>mammo + écho</i>	<i>Malin</i>	11	0	11
	<i>Indéterminé</i>	0	1	1
	<i>Total</i>	11	1	12

(b) Cas des lésions malignes

Tableau 3.17. : Etude de la concordance entre "mammo + écho" et "mammo + I.M.O.", par groupe bénin et malin

On constate que:

- dans 35 cas sur 47, "mammo + écho" et "mammo + I.M.O." donnent un diagnostic concordant correct
- dans 1 cas, "mammo + écho" et "mammo + I.M.O." restent tous deux indéterminés
- dans 9 cas, le bilan "mammo + I.M.O." conclue correctement alors que le bilan "mammo + écho" reste indéterminé.
- dans 2 cas, le bilan "mammo + écho" conclue bénin correctement alors que le bilan "mammo + I.M.O." émet un diagnostic indéterminé et un diagnostic de bénin FP

Ces deux bilans ne sont pas équivalents, avec un kappa moyen de 0.57 et il paraîtrait que le bilan "mammo + I.M.O." serait plus performant que le bilan "mammo + écho".

- *Comparaison du diagnostic "mammo + I.M.O." au diagnostic "mammo + écho + I.M.O."*

Pour vérifier que le bilan "mammo + I.M.O." est réellement supérieur au bilan "mammo + écho", nous avons regarder quelle était la concordance entre le bilan "mammo + écho + I.M.O" (noté m + e + i) et "mammo + I.M.O." globalement (cf. *tableau 3.18*) et par groupe de diagnostic (cf. *tableau 3.19.a* et *3.19.b*). On a trouvé une concordance excellente avec un kappa de 0.95 et on constate que

- dans 45 cas sur 47, le bilan "m + e + i" et "mammo + I.M.O." donne un diagnostic correct concordant
- dans 1 cas malin , ils restent tous deux indéterminés
- dans 1 cas bénin, ils donnent tous deux un diagnostic de FP
- dans 1 cas bénin, le bilan "m + e + i" conclu correctement alors que le bilan "mammo + I.M.O." reste indéterminé.



		<i>mammo + I.M.O.</i>			
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>m + e + i</i>	<i>Bénin</i>	33	0	1	34
	<i>Malin</i>	0	12	0	12
	<i>Indéterminé</i>	0	0	1	1
	<i>Total</i>	33	12	2	47

Tableau 3.18. : Etude de la concordance entre "mammo + écho + I.M.O." et "mammo + I.M.O.", bénins et malins confondus

		<i>mammo + I.M.O.</i>			
		<i>Bénin</i>	<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>m + e + i</i>	<i>Bénin</i>	33	0	1	34
	<i>Indéterminé</i>	0	1	0	1
	<i>Total</i>	33	1	1	35

(a) Cas des lésions bénignes

		<i>mammo + I.M.O.</i>		
		<i>Malin</i>	<i>Indéterminé</i>	<i>Total</i>
<i>m + e + i</i>	<i>Malin</i>	11	0	11
	<i>Indéterminé</i>	0	1	1
	<i>Total</i>	11	1	12

(b) Cas des lésions malignes

Tableau 3.19. : Etude de la concordance entre "mammo + écho" et "mammo + I.M.O.", par groupe bénin et malin

En fait, le bilan "m + e +i" n'est plus performant que le bilan "mammo + I.M.O." que dans 1 seul cas sur 47 et, on peut donc estimer que le bilan "mammo + I.M.O" à un pouvoir diagnostique équivalent au bilan "m + e +i". L'I.M.O. pourrait donc se substituer à l'échographie.

#### 3.1.4.8. Conclusion de l'analyse statistique

L'étude statistique intermédiaire a été réalisée sur 60 examens I.M.O. repartis en 47 lésions bénignes et 13 lésions malignes. Les cancers ont donné une image radiométrique dans 12 cas sur 13 alors que les lésions bénignes uniquement dans 16 cas sur 47. La stabilité de la température ambiante au cours d'un examen a été vérifiée et la durée totale d'un examen I.M.O. est d'environ 11'30" avec une durée d'acquisition d'environ 7'.

L'étude statistique a consisté dans un premier temps à déterminer sur quel paramètre numérique sera basée la règle de décision de l'examen I.M.O. Il a été montré que les paramètres  $T_{\max}$  et  $\Delta T_{\max}$  n'ont aucun pouvoir séparateur bénin – malin. Le coefficient  $R_B$ , calculé sur les images brutes, a un pouvoir séparateur médiocre puisque pour un seuil de positivité théorique de 10% déterminé par l'analyse ROC, il ne donne qu'une sensibilité de 69% et une spécificité de 70%. Les coefficients  $R_F$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  donnent des résultats très proches en terme de sensibilité (84%) et de spécificité (80% à 85%). Le coefficient  $R_F$  n'a pas été retenu car le filtrage ne permet pas d'améliorer le pouvoir diagnostique de l'I.M.O. Le coefficient  $R_2$  n'a pas été retenu car il impose un traitement plus long (moyenne sur 5 coefficients). Même si  $R_1$  a une légère supériorité en spécificité par rapport à  $R_3$  (85% pour  $R_1$  contre 82% pour  $R_3$ ), il a été décidé de baser la règle de décision sur le coefficient  $R_3$  qui tient compte d'une éventuelle erreur de placement des sondes entre les deux cotés.

Nous avons vu qu'il est préférable de travailler en 3 classes pour le diagnostic I.M.O.: bénin – indéterminé – malin. En supposant qu'une amélioration de la technique I.M.O. permette une exploration complète du sein et ne nécessite plus la localisation préalable de l'anomalie par une autre technique, nous avons ensuite montré, par analyse de concordance, que la technique I.M.O. utilisée seule ne pourrait pas remplacer la mammographie pour le dépistage des tumeurs du sein.

Par contre, en tant que technique complémentaire du bilan radiologique, l'I.M.O. pourrait avoir un réel intérêt notamment lorsque le bilan radiologique ne permet pas de conclure mais également lorsqu'il donne un diagnostic de bénignité pour conforter la non-malignité. Nous avons alors déterminé la règle de décision la mieux adaptée à cette attente en supposant que l'on

ne tienne compte du diagnostic I.M.O. que lorsque le diagnostic du bilan radiologique est bénin ou indéterminé. La règle choisie est la suivante:

- Si le coefficient  $R_3$  est inférieur à 40% alors le diagnostic I.M.O. est bénin
- Si le coefficient  $R_3$  est supérieur à 50% alors le diagnostic I.M.O. est malin
- Si le coefficient  $R_3$  est incluse dans l'intervalle [40, 50] alors le diagnostic I.M.O. est indéterminé

Si on compare pour cette règle de décision le diagnostic "bilan radiologique + I.M.O." au diagnostic final (établit par le bilan radiologique  $\pm$  cytologie  $\pm$  histologie), on constate que celui-ci donne

- pour 57 cas sur 60, un diagnostic correct (45 cas bénins et 12 cas malins)
- pour 2 cas (1 bénin et 1 malin), il reste indéterminé
- pour 1 cas, il donne un diagnostic de Faux positif.

La technique I.M.O. associée au bilan radiologique permet donc de d'obtenir un résultat très satisfaisant en permettant de lever correctement l'indétermination du bilan radiologique dans 11 cas sur 13 (les 2 autres cas, il reste indéterminé) et en concluant la bénignité dans 45 cas alors que le bilan radiologique seul ne permettait de conclure que dans 37 cas. De plus, comme il ne donne pas de diagnostic de Faux Négatifs, il confirme bien la non malignité des lésions.

Nous avons terminé l'étude statistique en montrant que les diagnostics "mammo + I.M.O." et "mammo + écho + I.M.O." ont une concordance quasi parfaite ( $\kappa$  de 0.950) et que par conséquent le bilan "mammo + I.M.O." est aussi performant que le bilan "mammo + écho + I.M.O." et que l'apport de l'échographie dans le bilan "mammo + écho + I.M.O." est négligeable.

Il est à noter que cette analyse intermédiaire réalisée sur 60 examens n'incluait que 13 cancers compte tenu que le recrutement des tumeurs malignes a été plus long que prévu. Tous ces résultats seront donc à confirmer lors de l'étude statistique finale qui devrait inclure un nombre de cancers plus important. Lors de cette étude statistique finale, avec un plus grand nombre d'examens I.M.O. réalisés, il sera intéressant d'étudier si l'I.M.O. ne possède pas une meilleure efficacité diagnostique sur certains sous groupes de tumeurs :

- palpable - non palpable
- opacité - microcalcifications
- inflammatoire - non inflammatoire

ou en fonction de la taille des lésions (5 - 20mm, 20 - 40mm, >40mm).

### 3.2. PREMIERE ETUDE QUANTITATIVE DE LA TEMPERATURE DES TUMEURS MALIGNES

Nous avons défini dans le chapitre 2, une méthode d'inversion robuste des données radiométriques, basée sur une déconvolution avec régularisation à laquelle on associe un filtre de Deriche permettant une extraction de contour automatique.

Pour la première fois, nous avons essayé d'appliquer cette procédure d'inversion aux images cliniques de manière à réaliser une étude quantitative de la température des tumeurs malignes du sein. Nous avons étudié les deux cas de tumeurs malignes, présentés au paragraphe 3.1.3.2. Nous appellerons cas n°1, le cas de l'adénocarcinome de 6mm et cas n°2, le cas du foyer de microcalcifications.

La difficulté de l'inversion des images cliniques est liée à deux causes d'erreurs principales:

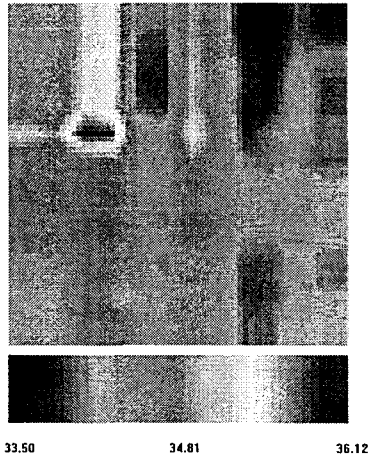
- Nous ne connaissons pas la permittivité exacte des tissus mammaires concernés mais nous savons, d'après les études de D. V. Land [15], qu'elles varient de façon importante et qu'elles sont globalement comprises entre  $15-j4.2$  et  $60-j22.2$ . Nous avons donc déconvolué les images cliniques pour les deux permittivités extrêmes du sein et regarder quelle est l'influence de celle-ci sur l'inversion. Les coefficients de couplage utilisés sont ceux associés à des objets semi-infinis car le radiologue ne nous a donné qu'une seule information de profondeur: la distance de la lésion par rapport à la peau.
- La détermination de la profondeur des lésions est plus ou moins précise suivant si elle a été réalisée en mammographie ou en échographie. Dans un premier temps, pour les deux exemples considérés, nous avons supposé que la profondeur est exacte c'est à dire  $z=2\text{mm}$  pour le cas n°1 et  $z=15\text{mm}$  pour le cas n°2.

Nous pouvons constater *figure 3.19* et *3.20* que l'extraction de contour est quasiment la même pour les deux permittivités envisagées mais par contre, on observe une différence dans la détermination de la température (cf. *figure 3.21* et *3.22*). Pour le cas n°1, celle-ci varie entre  $3.8^\circ\text{C}$  et  $3^\circ\text{C}$  et pour le cas n°2, entre  $2.4^\circ\text{C}$  et  $3.1^\circ\text{C}$ . Pour le cas n°1, on trouve une anomalie de 6mm et pour le cas n°2, le foyer de microcalcifications donne une image d'environ 8mm.

En ce qui concerne la détermination du coefficient de régularisation, d'après l'abaque de la *figure 2.20*, il aurait fallu utiliser un  $\alpha$  de 80 pour le cas n°1 dont la variance de l'image radiométrique est de  $0.15\text{ }^\circ\text{C}^2$  et un  $\alpha$  de 24 pour le cas n°2 dont la variance de l'image radiométrique est de  $0.038\text{ }^\circ\text{C}^2$ . Cependant, avec l'utilisation de ces coefficients, nous n'arrivons

pas à retrouver le contour des anomalies, nous avons été obligé d'utiliser un  $\alpha$  égal à 10 pour le cas n°1 et égal à 5 pour le cas n°2. L'explication réside sans doute dans le fait que les images cliniques sont beaucoup plus bruitées que les images pratiques réalisées sur bain d'eau au laboratoire. On peut supposer qu'il y a un bruit de fond supplémentaire qui s'ajoute au bruit du radiomètre et qui est sans doute du au fait que les zones mammaires ne sont pas très homogènes en température et en permittivité. L'abaque du coefficient de régularisation, en fonction de la variance des images radiométriques, donné *figure 2.20* n'est donc pas valable pour les cas cliniques.

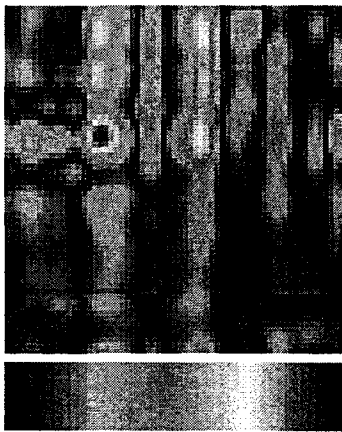
Nous avons également regardé, uniquement pour le cas n°1, ce qui se passe lorsque l'on déconvolue à une autre profondeur. Trois profondeurs ont été considérées:  $z=2\text{mm}$ , correspondant à la profondeur estimée par le radiologue,  $z=5\text{mm}$  et  $z=7\text{mm}$ . Nous utilisons ici une permittivité mammaire intermédiaire de  $30-j10.2$ . On constate *figure 3.23* et *3.24* qu'une erreur de quelques millimètres sur la profondeur n'entraîne pas d'erreur de reconstruction de contour mais entraîne une très forte variation de la température physique retrouvée. Ce phénomène sera d'autant plus important que la profondeur sera petite, compte tenu de la décroissance des coefficients de couplage. Il est donc important d'estimer au mieux la profondeur.



33.50 34.81 36.12

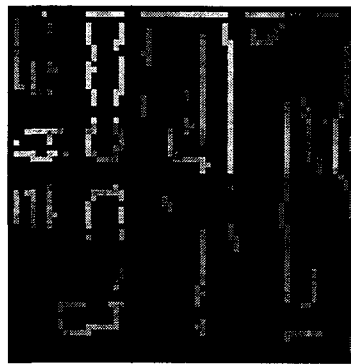
*Image brute interpolée*

$\varepsilon=15$

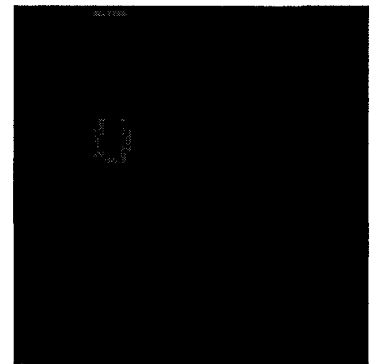


33.50 36.19 38.88

*Image déconvoluée*

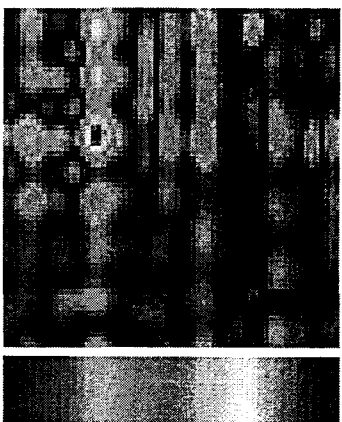


*Extraction de contour par filtrage de Deriche*



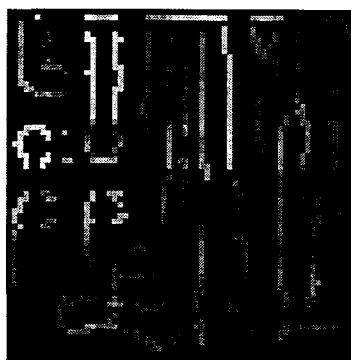
*Contour obtenu après seuillage*

$\varepsilon=60$

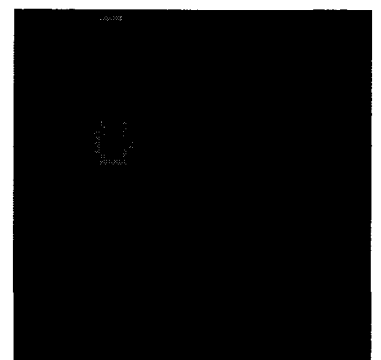


33.50 35.80 38.10

*Image déconvoluée*



*Extraction de contour par filtrage de Deriche*

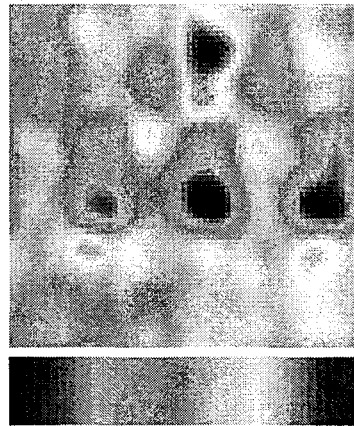


*Contour obtenu après seuillage*

**Figure 3.19. : Cas n°1**

*Déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche, en fonction de la permittivité des tissus mammaires*

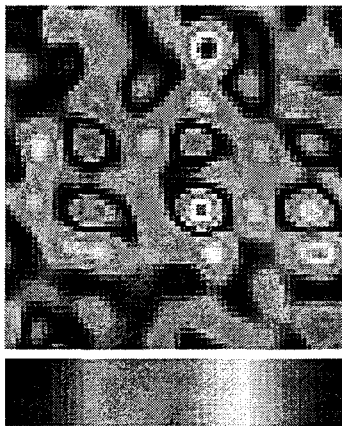
*Cas d'un adénocarcinome de 6 mm situé à 2 mm sous la peau.*



33.93                      34.55                      35.17

*Image brute interpolée*

$\epsilon=15$

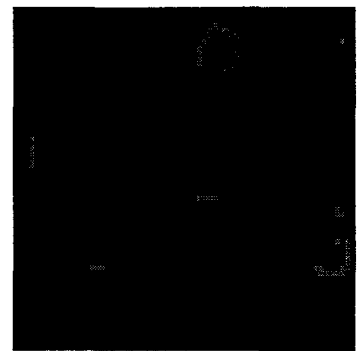


33.93                      35.93                      37.92

*Image déconvoluée*

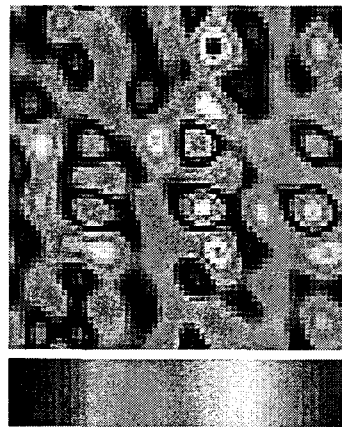


*Extraction de contour par filtrage de Deriche*



*Contour obtenu après seuillage*

$\epsilon=65$

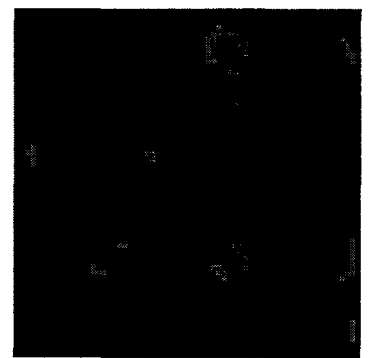


33.93                      35.58                      37.23

*Image déconvoluée*



*Extraction de contour par filtrage de Deriche*

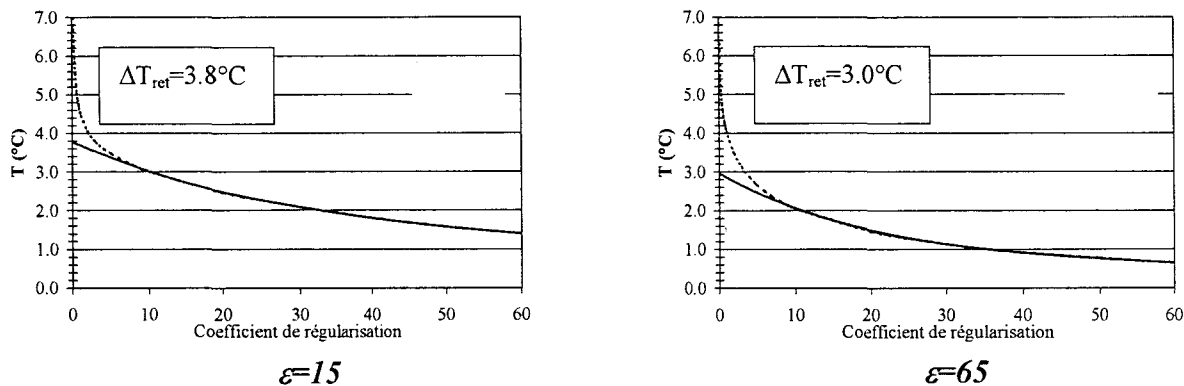


*Contour obtenu après seuillage*

**Figure 3.20.:** Cas n°2

*Déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche, en fonction de la permittivité des tissus mammaires*

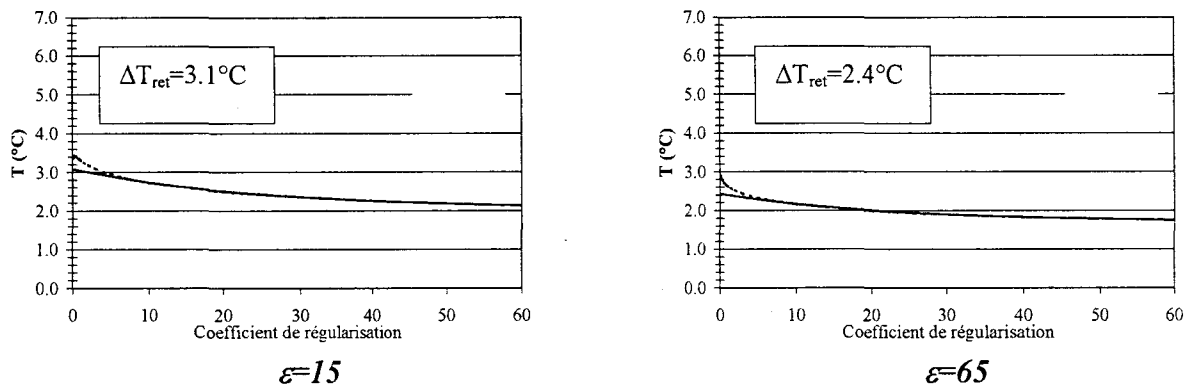
*Cas d'un foyer de microcalcifications de quelques millimètres situé à 15 mm sous la peau.*



**Figure 3.21.:** Cas n°1

Détermination de la température physique (température retrouvée et courbe de tendance), en fonction de la permittivité des tissus mammaires

Cas d'un adénocarcinome de 6 mm situé à 2 mm sous la peau.

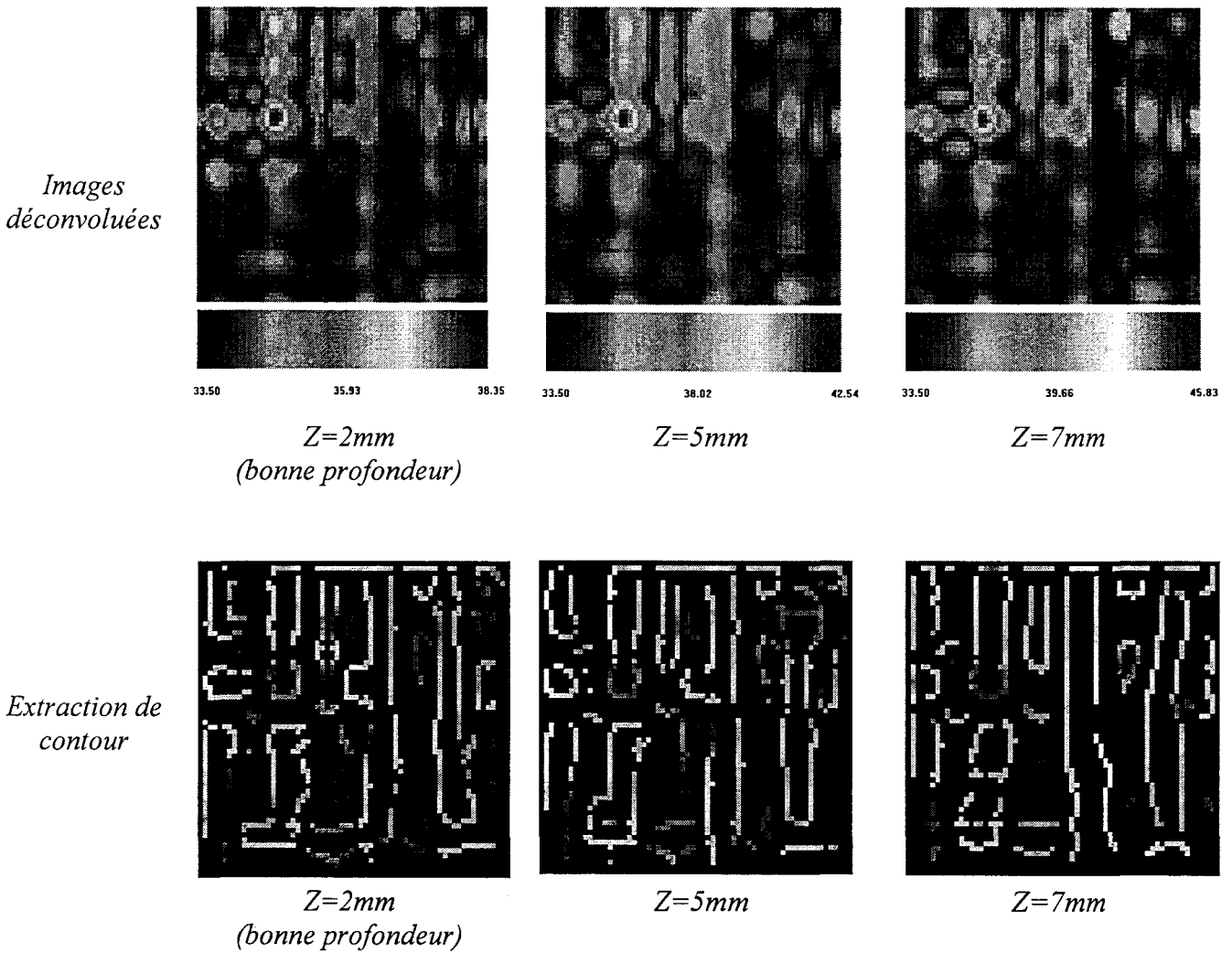


**Figure 3.22.:** Cas n°2

Détermination de la température physique (température retrouvée et courbe de tendance), en fonction de la permittivité des tissus mammaires

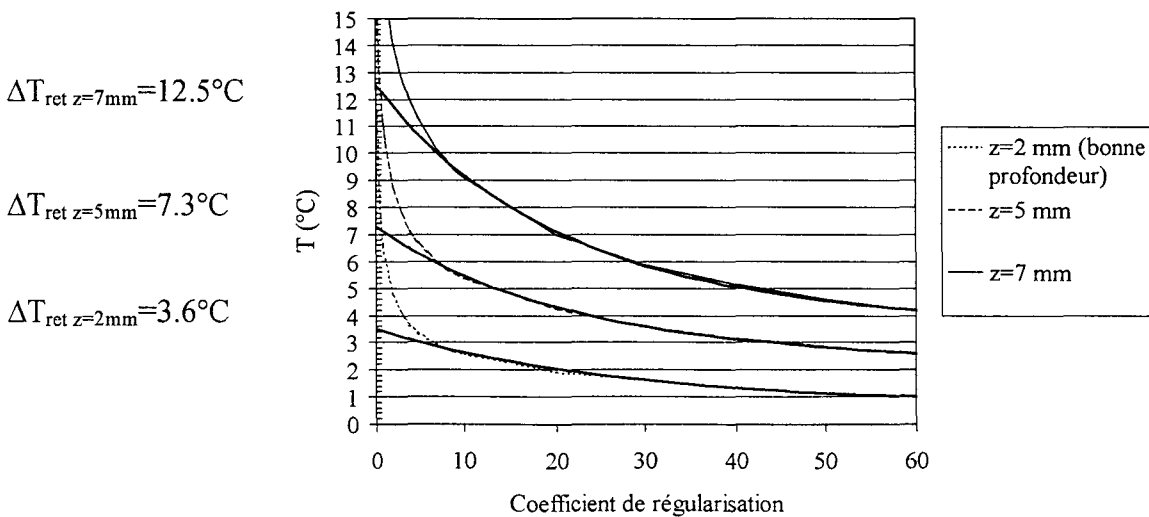
Cas d'un foyer de microcalcifications de quelques millimètres situé à 15 mm sous la peau.





*Figure 3.23. : Déconvolution avec régularisation et extraction de contour par filtrage de Deriche, en fonction de la profondeur à laquelle on déconvolue.*

*La permittivité du sein vaut  $30-j10.2$   
Cas d'un adénocarcinome de 6 mm situé à 2 mm sous la peau.*



**Figure 3.24.:** Détermination de la température physique (température retrouvée et courbe de tendance), en fonction de la profondeur à laquelle on déconvolue  
La permittivité du sein vaut  $30-j10.2$

*Cas d'un adénocarcinome de 6 mm situé à 2 mm sous la peau.*

Par application de l'inversion aux images radiométriques, nous avons pour la première fois essayer de quantifier l'excès de température d'une tumeur maligne. Il est pour les deux cas étudiés proche de  $3^{\circ}C$ . Cependant, la connaissance exacte de la profondeur est très importante surtout si l'objet est proche de la surface. Or, il s'avère qu'en médecine, l'estimation de cette dernière est faite avec une marge d'erreur relativement importante surtout si elle a été déterminée en mammographie mais notons que c'est pour de faibles profondeurs que l'imprécision est la plus faible.

De plus, au paragraphe 2.5.7., nous avons vu que le fait de considérer une lésion comme semi-infini entraîne une erreur sur la détermination de la température en la minimisant un peu. On peut donc ici supposer pour nos deux exemples que la température réelle des lésions est légèrement plus élevée que celle trouvée. Nous avons quantifier cette différence pour les deux exemples considérés et pour les deux permittivités extrêmes du sein, en supposant que les lésions sont des cylindres dont la hauteur  $H$  est égale au diamètre  $D$  (cf. figure 3.25 et 3.26). Pour le cas n°1, on a considéré une lésion de  $6 * 6 * 6\text{ cm}^3$  et pour le cas n°2, un lésion de  $8 * 8 * 8\text{ cm}^3$  pour le cas n°2. On constate qu'en considérant les lésions de taille finie, la température retrouvée est plus élevée et varie pour le cas n°1 entre  $3.6^{\circ}C$  et  $4.2^{\circ}C$  et pour le cas n°2, entre  $2.6^{\circ}C$  et  $3.3^{\circ}C$ .

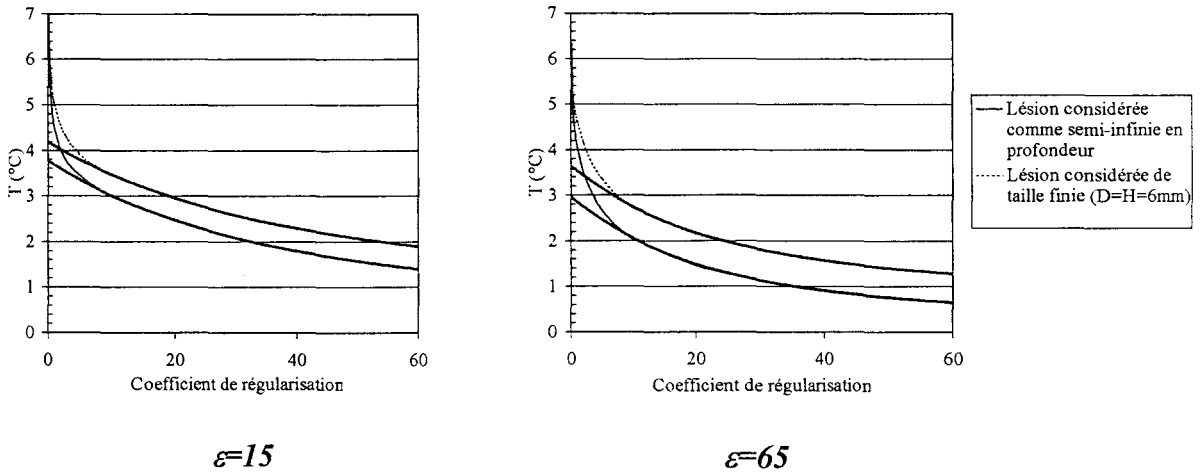


Figure 3.25.: Cas n°1

Evaluation de l'erreur effectuée sur la détermination de la température physique pour les permittivités extrêmes des tissus mammaires, lorsque l'on considère la lésion comme semi-infinie en profondeur.

Cas d'un adénocarcinome de 6 mm situé à 2 mm sous la peau.

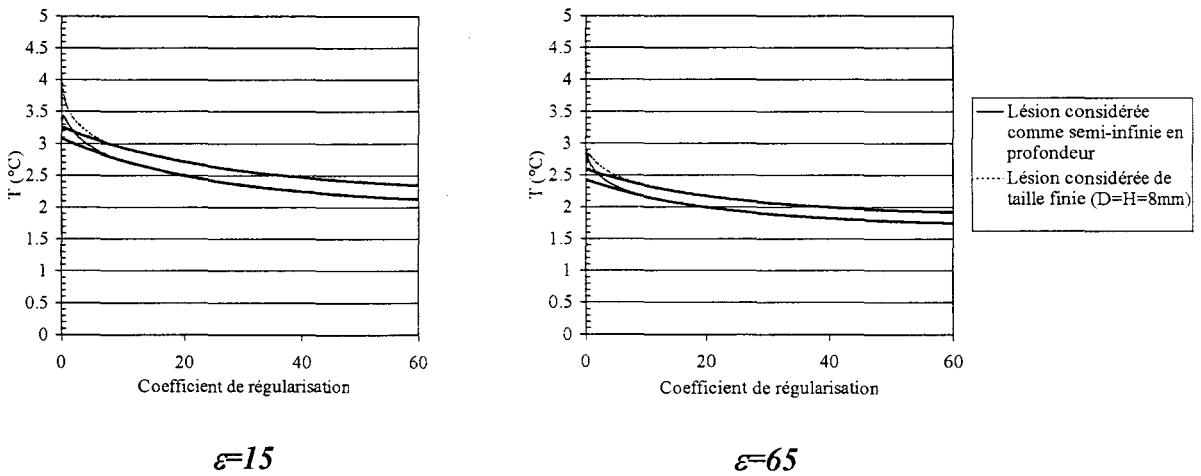


Figure 3.26.: Cas n°2

Evaluation de l'erreur effectuée sur la détermination de la température physique pour les permittivités extrêmes des tissus mammaires, lorsque l'on considère la lésion comme semi-infinie en profondeur.

Cas d'un foyer de microcalcifications de quelques millimètres situé à 15mm sous la peau.

### **3.3. PERSPECTIVE EN EXPLORATION D'ESCARRE POUR L'AIDE A LA PERSONNE HANDICAPEE**

#### **3.3.1. QU'EST CE QU'UNE ESCARRE?**

L'escarre est aujourd'hui encore une pathologie trop fréquente [16], et dont les mécanismes de constitution sont cependant connus. Elle demeure une préoccupation quotidienne des services de gériatrie où 22% des patients hospitalisés de plus de 65 ans en sont victimes.

L'escarre peut se définir comme étant une nécrose tissulaire ischémique (due à un manque d'oxygène des cellules), se développant lors d'une compression des tissus mous, trop forte ou trop longtemps exercée, entre une proéminence osseuse et une surface externe, sur les zones habituelles d'appui. En position décubitus dorsale (c'est à dire allongé sur le dos) par exemple, les points de pression où peuvent se produire les escarres sont : le talon, le sacrum, les coudes, les omoplates et l'occiput (arrière de la tête).

Les tissus mous, dans les zones habituelles de siège des escarres, sont constitués en parties variables de peau, de tissus cellulo-adipeux, de tissus musculaire et d'aponévroses (tissus conjonctif de jonction).

Certains patients sont plus vulnérables que d'autres face aux escarres, notamment les personnes âgées, les blessés médullaires (atteints d'une lésion de la moelle épinière et dont la sensibilité superficielle est altérée) et les personnes dans le comas. En effet, une paralysie (absence de commande musculaire) ou un trouble de la sensibilité (absence du signal de la douleur), peuvent conduire à la suppression du réflexe de changement de position lorsque l'appui s'avère trop important ou trop prolongé.

Même si la pression semble être le facteur prédominant dans la constitution d'une escarre, il existe cependant d'autres facteurs aggravant : le frottement, la macération, l'infection, le déficit nutritionnel...

La formation d'une escarre comporte plusieurs stades:

- stade 1 : rougeur (erythème)
- stade2 : atteinte du derme (phlyctène)
- stade 3 : atteinte profonde (ulcération)
- stade 4 : mort des tissus (nécrose)

Si l'escarre s'installe, c'est une véritable maladie. Les stades 1 et 2 guérissent si les causes sont maîtrisées, les stades 3 et 4, avec des lésions tissulaires irréversibles, peuvent entraîner des désordres biologiques graves et justifient des soins douloureux prolongés, voire des actes chirurgicaux lourds et onéreux.

Il est donc important d'intervenir au stade de la prévention.

### **3.3.2. FORMATION ET PREVENTION DES ESCARRES**

La formation d'une escarre est conditionnée par l'hypoxie cellulaire [16], c'est à dire par un manque d'oxygénation des cellules. Lorsqu'une pression trop importante est exercée, la microcirculation, qui assure la distribution de l'oxygène et des nutriments à l'intérieur des tissus, est stoppée, d'où un manque d'oxygène conduisant à la nécrose des tissus. Dinsdale et Coll [17], ont montré en 1974 qu'une pression exercée sur la peau, supérieure à 70mm de mercure, pendant une durée supérieure à 2 heures, entraîne des dommages irréversibles.

La première mission de l'équipe soignante est donc de réduire les pressions exercées sur les zones d'appui (choix d'un support adapté : matelas à gonflement alterné d'air, matelas à eau, matelas en mousse découpée...) et de limiter les temps de pression sur les zones à risques en appliquant le principe classique de l'alternance posturale (changement de position toutes les trois heures).

Pour toute personne alitée longuement ou dont la sensibilité cutanée est altérée, il faut impérativement avoir le souci du "risque d'escarre" et définir une "population à risque", chez laquelle, la vigilance doit être accrue (hygiène parfaite, surveillance quotidienne des zones à risques, bonne nutrition ...)

Actuellement, il serait souhaitable d'envisager des mesures préventives qui ne seraient pas exclusivement focalisées sur les systèmes mécaniques agissant sur la limitation du facteur compressif. Des travaux de recherche ont porté sur la mesure de la pression entre peau et support, depuis 1958 avec Kosiak [18]. En 1996, a été mis au point un dispositif de mesure des pressions (EMOPE), en position assise ou couchée, qui fournit en temps réel les pressions exercées à l'interface fesses-cousins. Ce dispositif est constitué d'une matrice, feuille mince et souple, épousant les formes du corps, et composée d'un maillage de capteurs électroniques, connectés à un logiciel de mesure de pression [19, 20].

Ces dispositifs apportent et visualisent instantanément les informations sur le recueil des pressions au niveau de l'interface lui-même mais ne donne aucune indication de ce qui se passe en profondeur, entre peau et os et en particulier au niveau de l'hypoxie musculaire.

Les chirurgiens pratiquant les réparations d'escarres, constatent souvent l'existence d'une bourse séreuse inflammatoire, adhérente à l'os et s'ouvrant à la peau par un petit orifice. En particulier, dans les escarres de fesses constituées en position assise, cela témoigne d'un mécanisme pathogène en profondeur et s'extériorisant plus tardivement. L'imagerie par résonance magnétique nucléaire, technique plus récente, confirme que le début de la nécrose se situe en profondeur et que lorsqu'une escarre est apparente en superficie, cela signifie qu'il existe en profondeur une lésion déjà importante et ancienne.

### **3.3.3. LA RADIOMETRIE MICRO-ONDE PEUT-ELLE CONTRIBUER AU DEPISTAGE PRECOCE DES ESCARRES?**

La formation d'une escarre associe donc une nécrose tissulaire à une réaction inflammatoire secondaire. Or, une nécrose implique une diminution de la température des cellules car il n'y a plus de circulation sanguine alors que le phénomène inflammatoire secondaire implique quant à lui une élévation de la température.

La formation d'une escarre provoque t-elle donc des variations de températures en profondeur, propres à chaque stades de son développement? Il n'y a pour l'instant pas de réponse à cette question.

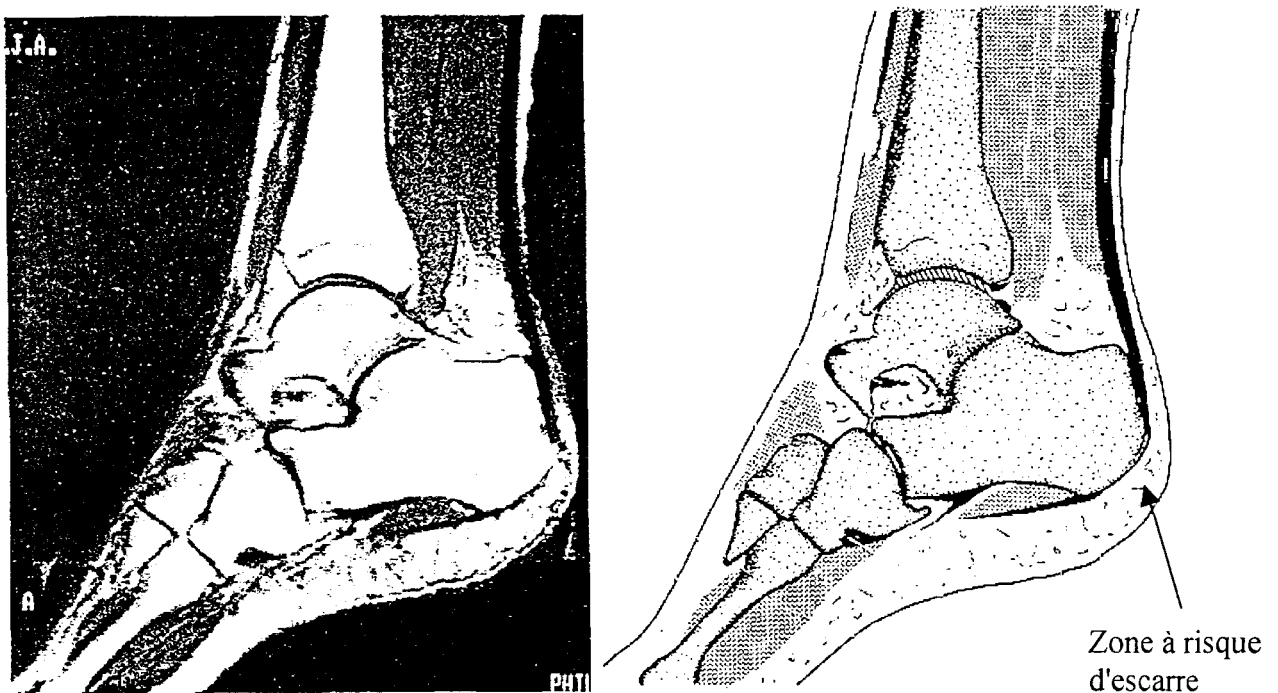
Cependant, la radiométrie micro-onde, qui permet maintenant de quantifier la température à l'intérieur des tissus, ne pourrait-elle pas apporter une contribution dans le dépistage et la compréhension des escarres ? Ne peut-on pas en effectuant un suivi radiométrique régulier des zones à risques, dépister précocement la formation d'une escarre avant l'apparition des signes cutanés ?

C'est pour essayer de répondre à ces questions, en collaboration avec un centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelle (Etablissement Sainte-Barbe, Fouquières-lez-Lens), que nous avons envisagé une étude de faisabilité pour voir si la radiométrie micro-onde peut apporter une contribution dans le dépistage précoce d'escarres et permettre une meilleure prévention en temps utile.

Notre étude consiste à mesurer quotidiennement la température radiométrique, à l'aide d'une sonde unique reliée à un radiomètre, des zones à risques et à suivre l'évolution de celle-ci au cours des jours. La sonde utilisée est une sonde de 22\*11 mm remplie d'un diélectrique très faibles pertes ( $\epsilon=25$ ) et le radiomètre est un radiomètre hétérodyne de première génération. Ce prototype présentant une dérive du signal radiométrique dans le temps et en fonction de la

température ambiante, il est important de réaliser avant chaque mesure une mesure étalon sur un bain d'eau chauffé à environ 35°C et de relever la température ambiante.

Chez les personnes paraplégiques ou tétraplégiques, il n'est pas évident d'explorer des zones à risques comme l'omoplate ou le sacrum. C'est pourquoi, pour cette première étude de faisabilité, nous avons choisi de surveiller les zones à risques du talon, plus facilement accessibles. La *figure 3.27* montre une coupe externe du pied, la zone à risque se situe à l'arrière du talon et sur le côté externe du talon, où le calcanéum est proéminent et où la partie molle (graisse) a une épaisseur d'environ 10mm [21, 22]. Cette zone est cependant dépourvue de tissus musculaire.



*Figure 3.27. : Coupe externe du pied*

L'étude de faisabilité sera été réalisée chez deux personnes à risques et une personne sans risques. Les deux patients à risque présentent pour l'un une tétraplégie avec anesthésie cutanée complète en dessous des épaules et pour l'autre une impotence fonctionnelle complète suite à un traumatisme crânien sévère. Le patient témoin est un kinésithérapeute du service. Pour chaque patient, on réalise quotidiennement, dans les mêmes conditions d'installation en fauteuil roulant et à la même heure, 3 mesures de chaque côté (talon droit et talon gauche) : une mesure de référence au niveau du mollet, une mesure à l'arrière du talon, une mesure sur le côté extérieur du

talon (zone naturellement en contact avec le support en position allongée). De manière à réaliser les mesures toujours au même endroit, une attelle plâtrée a été réalisée avec 3 encoches, aux dimensions de la sonde, aux endroits où les mesures doivent être faites.

### 3.5. CONCLUSION

Ce dernier chapitre, concernant les applications médicales de la radiométrie micro-onde, présente dans une première partie le protocole d'évaluation clinique de l'I.M.O., actuellement en cours à l'hôpital Jeanne de Flandre de Lille. L'analyse statistique effectuée à mi-parcours sur 60 examens donne des résultats très encourageants pour l'I.M.O. en tant que technique complémentaire du bilan radiologique. L'apport de l'I.M.O. dans le diagnostic est surtout attendu lorsque le bilan radiologique ne permet pas de conclure sur la nature de la lésion mais également lorsqu'il décèle une anomalie d'allure bénigne pour conforter le diagnostic de non-malignité. De plus, nous montrons qu'en association avec la mammographie, l'I.M.O. pourrait se substituer à l'échographie. Tout ceci reste bien évidemment à approfondir et à confirmer à la fin de l'étude, prévue en juin 1999, notamment au niveau des cas malins.

Dans une seconde partie, nous avons pour la première fois appliqué l'inversion aux images cliniques dans le but d'essayer de quantifier la température des tumeurs malignes. Nous avons vu qu'il est important d'avoir une estimation la plus exacte possible de la profondeur de la lésion et que le fait de supposer la lésion comme semi-infinie en profondeur pour l'inversion n'entraîne pas d'erreur trop importante dans la reconstruction de la température.

Enfin, nous terminons ce chapitre avec une perspective d'utilisation de la radiométrie micro-onde dans la détection précoce et la compréhension des escarres pour l'aide à la personne handicapée. Une étude faisabilité, en collaboration avec le centre de réadaptation fonctionnelle Sainte Barbe de Fouquières les Lens, devrait débiter prochainement.



### BIBLIOGRAPHIE CHAPITRE 3

- [1] Semet C.,  
*"Etude et réalisation d'un radiomètre multisonde à balayage électronique"*,  
Mémoire CNAM, Lille, novembre 1983.
- [2] Enel L.,  
*"Conception et exploitation de radiomètres micro-ondes multisondes. Contribution à l'étude de faisabilité d'un scanner par T.M.O."*,  
Thèse de Docteur Ingénieur, Lille, Juillet 1985.
- [3] Bocquet B., Van de Velde J.C., Mamouni A., Leroy Y., Giaux G., Delannoy J.,  
Delvallée D.,  
*"Microwave radiometric imaging at 3GHz for the exploration of breast tumors"*,  
IEEE Trans. Microwave Theory and Tech., MTT-38, n°6, pp. 791-792, 1990.
- [4] Bocquet B.,  
*Contribution à l'exploitation de la radiométrie microonde, Imagerie thermique, Application en cancérologie ; Thermométrie en volume"*,  
Thèse d'Université, Lille, 1989.
- [5] Giaux G., Delannoy J., Delvallée D., Leroy Y., Bocquet B., Mamouni A.,  
Van De Velde J.C.,  
*"Imagerie radiométrique microonde: caractérisation des tumeurs mammaires"*,  
*Congrès "Sein et Microcalcifications" de l'Institut international d'Imagerie médicale à Monaco*, Octobre 1991.
- [6] Spriet A., Dupin-Spriet T.,  
*"Mémento de l'investigateur promoteur"*,  
Karger, 1997.
- [7] Henderson IC,  
*Risk factors for breast cancer development*,  
Cancer 1993, Suppl. 71 : pp. 2127-2165.
- [8] Sickles EA.,  
*Non palpable, circumscribed, noncalcified solid breast masses : likelihood of malignancy based on lesion size and age of patient*,  
Radiology 1994 , 192, pp. 439-442.

- [9] Tardivon A., Corvellec-Rudelli A., Bazile V., Guinebretière J.M.,  
*Sénologie interventionnelle dans : Imagerie du sein*,  
Y. Grumbach-Syllabus de la société française de Radiologie, Paris 1996, pp. 39-46.
- [10] Jackson V.,  
*Management of solid breast nodules : What is the role of sonography ?*,  
Radiology 1995 , 196, pp. 14-15.
- [11] Stravos A.T., Thickman D., Rapp C.I. et al,  
*Solid breast nodules : use of sonography to distinguish between benign and malignant lesions*,  
Radiology, 1995 , 196, pp. 123-134.
- [12] Basset L.W., Kimme-smith C.,  
*Breast sonography*,  
AJR 1991 , 156, pp.449-455.
- [13] Grenier B.,  
*"Decision médicale"*,  
Masson, Paris, 1993.
- [14] R. J. Landis, G. G. Koch,  
*"The measurement of observer agreement for categorical data"*,  
Biometrics, vol. 33, pp. 159-174, 1977.
- [15] D. V. Land, A. M. Campell,  
*"A quick accurate method for measuring the microwave dielectric properties of small tissues samples"*,  
Phys. Med. Biol., vol. 37, n° 1, pp. 183-192, 1992.
- [16] B. Barrois, D. Colin, S. Desjobert,  
*"L'escarre, évaluation et prise en charge"*,  
Editions Frison-roche, Paris, 1995.
- [17] S.M. Dinsdale,  
*"Decubitus ulcers : role of pressure and friction in causation"*,  
Arch. Phys. Med. Rehabil., 55, pp. 147-152, 1974.
- [18] M. Kosiak,  
*"Etiology and pathologie of ischaemic Ulcers"*,  
Arch. Phys. Med. Rehabil., 40, pp. 62-69, 1959.

- [19] H. Arroub, F. des Roseaux, O. Remy-Neris, C. Kauer,  
*"L'utilisation d'un tapis de capteurs de pression dans le choix d'une position assise chez la blessé médullaire"*,  
Réunion AFIGAP, Berck sur mer, printemps 1996.
- [20] R. Ragavan, P. Benoit, F. Ohanna,  
*"La mesure informatisée des pressions ischiatiques dans l'adaptation de l'assise chez les blessés médullaires"*,  
Réunion AFIGAP, Berck sur mer, printemps 1996.
- [21] J. L. bloem, D. J. Santoris,  
*"MRI and CT of the musculoskeletal system"*,  
Williams and Wilkins ed., U.S.A., 1992.
- [22] A. Coussement, C. Fauré, n. Coussement-Beylard,  
*"Repères et mesures en imagerie médicale"*,  
Expansion scientifique française, 4<sup>ème</sup> édition, Paris, 1990.

*CONCLUSION GENERALE*

## CONCLUSION GENERALE

Ce travail apporte une contribution à l'Imagerie radiométrique Micro-Onde (I.M.O.) aussi bien d'un point de vue théorique avec la résolution du problème inverse que d'un point de vue pratique avec la mise en place d'un nouveau protocole d'évaluation clinique pour confirmer l'intérêt diagnostique de l'I.M.O. dans la caractérisation bénin – malin des tumeurs du sein.

Disposant aujourd'hui d'un système d'imagerie comportant six radiomètres fonctionnant en parallèle, nous explorons des surfaces d'environ  $0,5 \text{ dm}^2$  en réalisant des cartes de température à 144 mesures, en moins de quatre minutes. Ces grandeurs représentent un bon compromis permettant d'avoir une information satisfaisante sur les profils de température en profondeur. Pour encore améliorer la résolution spatiale, nous avons repris une méthode d'inversion basée sur une déconvolution des images radiométriques par les coefficients de couplage. Ceux-ci représentent la modélisation du capteur dans son environnement. Nous y avons ajouté une méthode de régularisation par minimisation du gradient de manière à stabiliser les solutions tout en gardant suffisamment d'informations dans les hautes fréquences du spectre. A cette méthode, nous avons associé une technique d'extraction de contour automatique qui réside dans l'utilisation d'un filtre de Deriche et qui permet de retrouver la forme et la taille d'objets thermiques quelconques.

Nous avons gagné environ un facteur quatre en résolution par rapport à l'étude des images brutes et nous disposons maintenant d'une méthode d'inversion robuste, utilisable en pratique et permettant de quantifier les objets thermiques en forme, en taille et en température.

Partant de bons résultats obtenus sur des modèles expérimentaux, nous avons pour la première fois appliqué cette méthode aux images cliniques. Nous réussissons ainsi à quantifier la température des tumeurs malignes avec une précision de l'ordre du degré. Ceci pourrait permettre d'initier des études thermiques dans les cas rencontrés, voire de suivre l'action de médicaments traitant ces tumeurs.

En parallèle à cette étude, nous poursuivons actuellement un protocole d'évaluation clinique de l'I.M.O. à l'hôpital Jeanne de Flandre de Lille qui devrait se terminer en juin 1999. Nous sommes actuellement à mi-parcours avec l'exploration d'environ 60 patientes et une analyse statistique intermédiaire a été réalisée. Pour évaluer la technique, un diagnostic I.M.O. bénin / malin est défini par le coefficient radiométrique à partir du seuil de positivité défini par l'analyse des courbes ROC (Received Operating Curve). On parle alors de sensibilité et de spécificité dont les valeurs atteignent respectivement 84% et 82%. Ces résultats très intéressants n'ont pourtant pas des valeurs suffisantes pour que notre technique s'impose seule en dépistage.

C'est pourquoi, nous avons également étudié l'apport de l'I.M.O. en tant que technique complémentaire du bilan radiologique (mammographie et/ ou échographie) pour lever les ambiguïtés de diagnostic qui restent élevées après ces examens non –invasifs. Pour cela, il faut raisonner en trois classes pour le diagnostic I.M.O. : bénin, malin ou indéterminé. Dans ce cas, l'I.M.O. permet de lever l'indétermination du bilan radiologique dans 11 cas sur 13 et, en association avec ce dernier, elle permet de donner un diagnostic correct dans 57 cas sur 60 (45 en terme de bénignité et 12 en terme de malignité). D'autre part, elle n'induit aucun Faux Négatif, ce qui implique une Valeur prédictive négative de 100% et donc une excellente confirmation de la non-malignité des lésions. De plus, en association avec la mammographie, il se pourrait que l'I.M.O. puisse se substituer à l'échographie.

Tout ceci reste cependant à confirmer à la fin de l'étude compte tenu du nombre de cas malins encore peu élevé. Une étude statistique plus approfondie en sous groupe sera également réalisée pour étudier si l'I.M.O. ne possède pas une meilleure efficacité diagnostique pour certains types de tumeurs.

Si les résultats finaux sont concluants et montrent une réelle efficacité de l'I.M.O. dans la caractérisation bénin – malin des tumeurs du sein , on pourra alors en conclure qu'il y a une réelle élévation de température de la zone tumorale en cas de malignité.

**ANNEXE**

***PROTOCOLE CLINIQUE :***

***(INFORMATISATION, RESPECT DE LA CONFIDENTIALITE, LETTRE D'INFORMATION,  
CONSENTEMENT ECLAIRE, CAHIERS D'OBSERVATION)***

## **ANNEXE : LE PROTOCOLE CLINIQUE**

### **INFORMATISATION, RESPECT DE LA CONFIDENTIALITE, LETTRE D'INFORMATION, CONSENTEMENT ECLAIRE ET CAHIERS D'OBSERVATION**

#### **1.1. INFORMATISATION ET RESPECT DE LA CONFIDENTIALITE**

##### **1.1.1. CONSENTEMENT ECLAIRE**

Préalablement à l'inclusion, l'investigateur devra expliquer aux sujets les objectifs de l'étude et la nature de leur participation. Les personnes sollicitées seront informées de leur droit de refuser de participer à cette recherche ou de retirer leur consentement sans encourir aucune responsabilité ni atteinte à la qualité des soins dont ils peuvent bénéficier.

##### **1.1.2. CONFIDENTIALITE**

Les données de l'étude d'I.M.O. seront enregistrées sur micro-ordinateur de type PC dans la salle d'examen ( Service de Radiologie, Hôpital Jeanne de Flandre) avec toutes les garanties de confidentialité.

Seules les trois premières lettres du nom et du prénom de la patiente seront enregistrées et pour respecter l'anonymat des données, les patientes seront identifiées par des numéros propres à l'étude (cf. cahier d'observation).

##### **1.1.3. ETHIQUE**

Le protocole a été soumis au C.C.P.P.R.B. de Lille et a obtenu un avis favorable le 04 mars 1997. Le dépôt de la déclaration d'intention auprès de l'Autorité Administrative Compétente a été effectuée. Le C.H.U. de Lille a accepté d'être promoteur de l'étude.



### **1.1.5. ASSURANCE**

Le projet est assuré par le promoteur auprès de la société d'assurance retenue.

## **1.2. LETTRE D'INFORMATION, CONSENTEMENT ECLAIRE**

La lettre d'information et le document de consentement doivent obligatoirement comprendre :

- l'objectif de la recherche et l'intérêt de l'étude pour motiver la participation du patient volontaire
- la méthodologie utilisée pour mettre en œuvre l'étude
- la durée de l'essai
- les bénéfices attendus
- les contraintes
- les risques prévisibles
- l'avis du comité de protection
- la mention du caractère anonyme des données (en cas d'informatisation, il est bon de préciser que la confidentialité sera assurée par le fait que seul le numéro de dossier figurera et que le nom de famille n'y paraîtra jamais)

La lettre d'information et le consentement éclairé seront paraphés en 2 exemplaires par le patient. Un exemplaire lui sera remis et un autre sera conservé dans l'archivage du promoteur. Pour renforcer la crédibilité du message contenu dans le formulaire, il nous est recommandé de le signer également devant le patient.

### 1.2.1. LA LETTRE D'INFORMATION

## LETTRÉ D'INFORMATION

### **Protocole I.M.O.**

### **Imagerie radiométrique Micro-Onde pour la caractérisation des tumeurs mammaires**

Madame

Nous vous proposons de participer à l'étude I.M.O. dont le but est de montrer l'intérêt diagnostique de la méthode d'Imagerie radiométrique Micro-Onde dans la caractérisation bénin-malin des tumeurs mammaires en la comparant aux autres techniques existantes.

L'appareil de radiométrie micro-onde est constitué d'une sonde qui, posée sur la peau, permet de capter les ondes thermiques émises par le corps humain. Cette technique de détection est indolore, non invasive et sans émission d'onde. Elle est sans danger pour la personne.

L'examen, qui est réalisé dans le service de sénologie de l'hôpital Jeanne de Flandre, consiste à réaliser, en position allongée, des mesures (au contact de la peau), en regard du sein droit et du sein gauche en vue d'effectuer une comparaison entre les deux cotes. Sa durée est d'environ 15 minutes. La sonde est pendant ce temps déplacée manuellement sur la peau dans le but d'obtenir un nombre de mesures suffisant à la constitution d'une image radiométrique.

L'image et le diagnostic sont obtenus ultérieurement après traitement informatique et interprétation des mesures effectuées.

Les risques prévisibles sont pratiquement inexistants compte tenu de l'absence de prélèvement et de l'absence de rayonnement.

Le Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (C.C.P.P.R.B.) de Lille a émis un avis favorable à la réalisation de cette étude le 04 mars 1997.

Le C.H. et U. de Lille est promoteur de cette étude.

Nous vous remercions de votre collaboration et restons à votre entière disposition pour tout renseignement complémentaire.

Fait à \_\_\_\_\_ le \_\_\_\_/\_\_\_\_/19\_\_

Signature de l'investigateur

Signature du patient  
précédée de la mention "lu et approuvé"

Document en deux exemplaires dont un vous est destiné, le deuxième sera confié à votre médecin

## 1.2.2. LE CONSENTEMENT ECLAIRE

### CONSENTEMENT ECLAIRE

#### **Protocole I.M.O.**

#### **Imagerie radiométrique Micro-Onde pour la caractérisation des tumeurs mammaires**

**(Patients)**

Je soussigné Me, Mlle

Nom de jeune fille

Prénom

Nom marital

Adresse

Code Postal

Commune

déclare avoir reçu de mon médecin, le Docteur

toutes les informations concernant l'étude du système d'I.M.O. à laquelle il m'a proposé de participer.

Il m'a clairement précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser de participer à cette étude.

J'ai reçu une note d'information écrite précisant le but et les modalités de déroulement de cette étude. J'ai eu la possibilité de poser toutes les questions qui me paraissaient utiles pour la bonne compréhension de la note d'information et de recevoir des réponses claires et précises. J'ai disposé d'un délai de réflexion suffisant avant de prendre ma décision.

**J'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche dans les conditions précisées ci-dessus**

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de cette étude de leurs responsabilités et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Je n'aurai à supporter aucune charge financière supplémentaire du fait de ma participation à cette étude.

Je suis conscient que je peux arrêter à tout moment ma participation à cette recherche sans supporter aucune responsabilité et sans que cela porte atteinte à la qualité des soins qui me sont dispensés.

J'ai été informée que conformément à la réglementation sur les études cliniques, le C.C.P.P.R.B. de Lille a rendu un avis favorable pour la réalisation de cette recherche, en date du 04 mars 1997. Le C.H. et U. de Lille est promoteur de cette étude.

J'ai pris connaissance de mon droit d'accès et de rectification des informations nominatives me concernant et qui sont traitées de manière automatisée.

Toutes les données et informations qui me concernent resteront strictement confidentielles, je n'autorise leur consultation que par les personnes désignées par le Docteur qui collaborent directement à la recherche et éventuellement par un représentant des autorités de santé.

Je pourrais, à tout moment, demander toute information complémentaire à mon médecin.

Fait à

le \_\_\_/\_\_\_/19\_\_

Signature de l'investigateur

Signature du patient  
précédée de la mention "lu et approuvé"

Document en deux exemplaires dont un vous est destiné, le deuxième sera confié à votre médecin

### 1.3. LES CAHIERS D'OBSERVATIONS

Avec l'aide du CERIM et du docteur Rocourt, trois cahiers d'observations ont été établis :

- Un cahier pour l'inclusion des patientes (commun au radiologue et à l'opérateur I.M.O.)
- Un cahier pour le bilan sénologique ( réservé au radiologue)
- Un cahier pour le bilan radiométrique (réservé à l'opérateur I.M.O.)

Ces cahiers doivent être soigneusement pensés et préparés à l'avance car ils doivent être clairs, faciles à remplir, complets et facilement utilisables pour l'analyse statistique. Afin d'éviter les ambiguïtés ou les oublis, ils doivent être testés avant d'être utilisés dans l'étude. En général, on essaie de présenter ces cahiers sous formes de questions au choix multiples en évitant les zones de libre réponse afin d'éviter au maximum la multiplicité des réponses qui sont ensuite très difficilement informatisables. Les cahiers d'observation doivent être anonymes et donc ne doivent présenter que les initiales de la patiente ( les trois premières lettres du nom et les deux premières du prénom), le numéro de dossier et le numéro patiente.

#### 1.3.1. LA FICHE D'INCLUSION

Cette fiche fait le lien entre la patiente, le radiologue et l'opérateur I.M.O.. Elle précise la date et l'heure de l'examen. Elle a pour but de vérifier que tous les critères d'inclusion sont remplis (patiente majeure, information orale, signature du consentement éclairé et de la lettre d'information, anomalies mammaires décelées) et que tous les critères de non-inclusion ont bien été respectés (femme enceinte, ponction ou chirurgie mammaire récente, impératif d'organisation du service de sénologie).

Enfin, elle fait apparaître les seules informations dont l'opérateur I.M.O. a besoin pour effectuer son examen et qui sont en possession du radiologue, étant donné que l'étude a lieu en double aveugle :

- Le côté de la lésion
- Le volume du sein
- Le quadrant
- Le rayon horaire
- La distance par rapport au mamelon
- La distance par rapport à la peau

### **1.3.2. LE CAHIER D'OBSERVATION POUR LE BILAN SENOLOGIQUE**

Il a été presque complètement conçu sous les directives du Docteur N. Rocourt. Il est constitué de 9 parties principales :

- Informations générales
- Caractéristiques de la lésion
- Mammographie
- Echographie
- Résultats I.M.O.
- Ponction aspiration
- Ponction biopsie
- Exérèse chirurgicale
- Conclusion du bilan sénologique

Chaque partie comporte une certaine quantité d'information d'ordre médicale qui ne sera pas détaillée ici.

Dans le cas où un contrôle à 6 mois est demandé, 3 rubriques supplémentaires ont été prévues dans le cas où il y aurait lors du contrôle, une ponction de réalisée ou une exérèse chirurgicale de planifiée.

### **1.3.3. LE CAHIER D'OBSERVATION POUR LE BILAN RADIOMETRIQUE**

Il a été rédigé en fonction des données nécessaires au calcul et à l'interprétation des coefficients radiométriques. Il est constitué de 10 parties principales :

- Etalonnage utilisé
- Température ambiante avant et après examen
- Température référence patiente avant et après examen
- Durée de l'examen
- Recouvrement du mamelon ou non
- Remarques éventuelles
- Problèmes rencontrés
- Noms des répertoires et des fichiers informatiques où seront stockées les données
- Résultats:
  - Problèmes rencontrés lors de l'analyse des données
  - Anomalie visible ou non sur l'image
  - Moyenne de température coté sain et coté pathologique

- Calcul des coefficients radiométriques
  - Brut
  - Moyenné
  - Filtré
- Conclusion (si un des coefficients est supérieur à 90%, le diagnostic est supposé malin, si tous les coefficients sont inférieurs à 50%, le diagnostic est présumé bénin et sinon, on ne se prononce pas, il faudra attendre que l'analyse statistique détermine le seuil au-delà duquel on considère qu'une lésion est maligne)

*RESUME ET MOTS CLES*

## RESUME EN FRANÇAIS

La radiométrie micro-onde passive mesure la puissance de bruit électromagnétique d'origine thermique émise par tout corps dissipatif. Compte tenu de la longueur d'onde utilisée, cette technique permet le repérage de gradients thermiques à quelques centimètres de profondeur dans des milieux qui peuvent être par exemple des tissus biologiques.

Ce travail apporte une contribution à l'Imagerie radiométrique Micro-Onde (I.M.O.) aussi bien d'un point de vue théorique que d'un point de vue pratique.

La synthèse d'une image radiométrique correspond à une convolution en deux dimensions de la température physique du milieu sous investigation avec les coefficients de couplage représentant la fonction d'appareil du système. La connaissance de ces derniers est indispensable à la résolution du problème inverse par déconvolution dans le domaine spatial pour retrouver les caractéristiques physiques et géométriques des objets thermiques étudiés. Nous avons testé avec succès une méthode de régularisation, basée sur la minimisation des dérivées, pour assurer la stabilité des solutions tout en conservant suffisamment d'informations dans les hautes fréquences du spectre. Nous ajoutons à cette méthode un filtrage de Deriche permettant une extraction automatique des contours. Ce traitement permet une mesure quantitative de la température en profondeur.

En parallèle, une évaluation clinique, prévue sur 120 patientes, a été initiée et une étude statistique intermédiaire à mi-parcours a été réalisée. Les résultats sont très encourageants et montre que notre méthodologie permet d'avoir une sensibilité et une spécificité supérieures à 80%. Après des études de concordances avec les méthodes non invasives existantes (mammographie, échographie), il apparaît que l'I.M.O pourrait avoir un intérêt non négligeable dans la caractérisation bénin-malin des tumeurs du sein en tant que technique complémentaire du bilan radiologique.



## RESUME EN ANGLAIS

The passive microwave radiometry, based on the measurement of electromagnetic thermal noise emitted by lossy materials, is able to detect informations about temperature at a depth up to several centimetres in materials like for instance biological tissues.

This work brings a theoretical and a practical contribution to MicroWave radiometric Imaging (M.W.I.).

A radiometric image results from a two dimensional convolution between the excess of physical temperature and the Absolute Weighting Functions (AWF), which represent the system apparatus function. The knowledge of the AWF is essential to resolve the inverse problem by deconvolution in the spatial domain to determine physical and geometrical characteristics of thermal objects. We have successfully tested a regularisation method, based on the derivative minimisation, to have stable solutions while keeping enough informations in high frequencies. We added a Deriche filter to realise an automatic threshold extraction. This method permits a quantitative temperature measurement in depth.

In parallel, a clinical evaluation, provided for 120 patients, has begun and a statistical intermediate analysis has been half way completed. The results are very encouraging and show that our method gives a better than 80% sensitivity and specificity. After comparing our results with the other existing non-invasive methods (mammography and ultrasound scan), it appears that the M.W.I., associated with the radiological evaluation, could have a real diagnosis interest in the early characterisation of breast tumours.

## **MOTS CLES**

Radiométrie Micro-Onde

Coefficient de couplage

Déconvolution

Régularisation

Filtrage de Deriche

Imagerie

Evaluation clinique

Analyse R.O.C.

## **KEY WORDS**

Microwave radiometry

Absolute weighting functions

Deconvolution

Regularisation

Deriche filter

Imaging

Clinical evaluation

R.O.C. analysis